

BESCHREIBUNG

VERFAHREN ZUR ERZEUGUNG EINES MEDIZINISCHEN IMPLANTATS AUS EINER MAGNESIUMLEGIERUNG

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erzeugung eines medizinischen Implantates, insbesondere in Form einer Knochenschraube, eines Knochennagels, eines Knochenstiftes, einer Platte, eines Fadenankers oder Ähnliches zur Befestigung von Weichteilen, insbesondere Sehnen, Muskeln und Bändern, an einen Knochen, oder in Form einer Endoprothese oder mindestens eines Teils hiervon, aus einer Magnesiumlegierung mit einem Magnesiumanteil von wenigstens 80 Gew.-%. Die Erfindung ist zudem auf ein Magnesiumformteil gerichtet, welches nach dem vorgenannten Verfahren erhältlich ist.

Im medizinischen Bereich sind zum Schienen von Knochenbrücken und der Stabilisierung von Umstellungsosteotomien metallische Dauerimplantate verfügbar, welche nach der erfolgten Heilung operativ wieder entfernt werden müssen. Darüber hinaus existieren Polyglycolid- oder Polylactidimplantate, welche zwar bioresorbierbar sind und deshalb nicht mehr entfernt werden müssen, jedoch andererseits bisweilen nicht allen mechanischen Anforderungen genügen.

Aus DE 10 2008 008 219 A1 ist ein biokompatibles Bauteil für klinische Anwendung bekannt, welches aus einem Bindemittel und biokompatiblen metallischen Materialien aufgebaut ist, wie beispielsweise aus Edelstahl, Titan, Titanlegierungen und Legierungen auf Chrom-Kobaltbasis sowie keramischen Materialien und Kalziumphosphaten. Zur Herstellung des biokompa-

tiblen Bauteils wird das biokompatible Material mit dem Binder vermischt und mittels eines Spritzgussverfahrens in die gewünschte Form gebracht.

Eine Knochenschraube, die insbesondere als Ankerschraube für spongiöses Knochengewebe vorgesehen ist und aus bioresorbierbaren Material ausgebildet sein kann, ist beispielsweise aus der DE 20 2005 006 076 U1 bekannt. Welchen Ursprungs das bioresorbierbare Material sein soll ist hingegen nicht offenbart.

Neben den zuvor genannten Implantattypen sind seit jüngerer Zeit bioresorbierbare metallische Implantate auf Basis von Magnesiumlegierungen im Einsatz. Solche Implantate zeichnen sich typischerweise durch einen hohen Magnesiumanteil in der Legierung aus, der in der Regel jenseits von 80 Gew.-% liegt. Solche Implantate werden nach dem operativen Einsatz durch körpereigene Abbaumechanismen langsam aufgelöst, wobei das Implantatmaterial zum Teil unmittelbar in Knochensubstanz umgewandelt wird.

Aus der WO 2007/035791 A2 sowie WO 2007/125532 A1 sind solche biologisch abbaubaren Magnesiumlegierungen sowie deren Einsatz als medizinische Implantate bekannt. Zur Steuerung der Korrosionsrate und Festigkeit enthalten die Magnesiumlegierungen eine Reihe von metallischen Legierungszuschlägen wie Neodym, Yttrium, Zirkon, Zink, Kalzium sowie weitere Seltenerdelemente. Die hier beschriebenen Legierungen werden über Gießverfahren bzw. mechanische Umformprozesse in die gewünschte Form gebracht. Es hat sich jedoch herausgestellt, dass die mechanische Festigkeit und Korrosionsbeständigkeit solcher Implantate vielfach nicht den gewünschten Anforderungen entspricht. So ist es beispielsweise zur Erlangung einer ausreichenden Festigkeit und zur Reduzierung der Korrosionsgeschwindigkeit auf ein akzeptables Maß erforderlich, eine Reihe an Legierungszuschlägen zu verwenden. Dies sind kostspielige Zuschlagstoffe, wel-

che außerdem wenigstens zum Teil im Körper nicht ohne weiteres abgebaut werden können.

Schließlich ist es aus der DE 101 28 100 A1 bekannt, Magnesiumlegierung der allgemeinen Formel $\text{NgLi}_4\text{Al}_4\text{SE}_2$ über schmelzmetallurgische oder pulvermetallurgische Verfahren oder aber durch mechanisches Legieren zu einem Implantat auszubilden oder durch Spritz- bzw. Sintertechniken vorgefertigte Implantate zu erzeugen. In der vorgenannten Formel steht SE für ein Seltenerdmetall. Auch wenn in dieser Offenlegungsschrift die pulvermetallurgische Verarbeitung von Magnesiumlegierungen beschrieben wird, so enthält diese jedoch keinerlei Ausführungen dazu, wie dies im Einzelnen vorzunehmen ist. Dies ist jedoch gerade bei den hochgradig pyrophoren Magnesiumlegierungen unerlässlich.

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, ein Verfahren anzugeben, mit dem sich ein medizinisches Implantat mit erhöhter mechanischer Festigkeit und verminderter Korrosionsrate unter Elektrolytbedingungen, wie sie im menschlichen oder tierischen Körper vorherrschen, fertigen lässt. Zudem soll ein medizinisches Implantat zur Verfügung gestellt werden, das die vorgenannten Eigenschaften aufweist.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren zur Erzeugung eines medizinischen Implantats, insbesondere in Form einer Knochenschraube, eines Knochennagels, eines Knochenstiftes, einer Platte, eines Fadenankers oder Ähnliches zur Befestigung von Weichteilen, insbesondere Sehnen, Muskeln und Bändern, an einen Knochen, oder in Form einer Endoprothese oder mindestens eines Teils hiervon, aus einer Magnesiumlegierung mit einem Magnesiumanteil von wenigstens 80 Gew.-%, insbesondere von wenigstens 90 Gew.-%, umfassend die folgenden Schritte:

- a) Aufschmelzen der Magnesiumlegierung zum Erhalt einer Legierungsschmelze,
- b) Verdüsen der Legierungsschmelze unter einer Schutzgasatmosphäre und dabei Abkühlen der verdüsten Legierungsschmelze unter ihren Erstarrungspunkt zum Erhalt eines Legierungspulvers,
- c) Informbringen des Legierungspulvers durch Pressen zum Erhalt eines Legierungsgrünlings,
- d) Strangpressen des Legierungsgrünlings zum Erhalt eines Magnesiumlegierungsformteils, und
- e) Fertigstellung des medizinischen Implantates aus dem Magnesiumlegierungsformteil.

Es hat sich überraschenderweise herausgestellt, dass durch das erfindungsgemäße Verfahren ein Magnesiumlegierungsformteil erhältlich ist, welches eine verbesserte mechanische Festigkeit gegenüber einem Legierungsformteil gleicher Zusammensetzung aufweist, das über herkömmliche Gießtechniken hergestellt wurde. Erstaunlicherweise zeichnet sich ein mit dem vorgenannten Verfahren hergestelltes Magnesiumlegierungsformteil zudem durch ein verringertes Korrosionsverhalten aus. Mit anderen Worten ist die Auflösungsrate unter Elektrolytbedingungen, wie sie im menschlichen oder tierischen Körper vorherrschen, gegenüber einem gegossenen Legierungsformteil gleicher Zusammensetzung verringert.

Diese Eigenschaftsverbesserungen führen dazu, dass ein medizinisches Implantat, welches aus einem erfindungsgemäßen Magnesiumlegierungsform-

teil hergestellt wurde, eine höhere mechanische Belastbarkeit besitzt und diese auch über einen längeren Zeitraum aufrechterhalten werden kann, wobei das Implantat weitestgehend bioresorbierbar ist, so dass eine spätere operative Entfernung nicht notwendig ist.

In Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens liegt im Schritt b) die Temperatur der Legierungsschmelze beim Verdüsen bei 750 bis 925°C, insbesondere bei 775 bis 850°C. Dies ist besonders vorteilhaft, da bei diesen Temperaturen ein Legierungspulver mit verhältnismäßig enger Partikelgrößenverteilung erhalten werden kann.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren kann weiterhin im Schritt b) die Verdüsung bei einem Druck von 15 bis 25 bar erfolgen, insbesondere bei 17 bis 23 bar. Weiterhin zeichnet sich die Verdüsung der Legierungsschmelze unter den vorgenannten Druck- und Temperaturbedingungen durch eine gute Reproduzierbarkeit der Verdüsungsabläufe aus, d.h. es werden reproduzierbare Legierungspulver mit weitestgehend gleicher mittlerer Partikelgröße und enger Teilchengrößenverteilung erhalten.

Erfindungsgemäß ist vorgesehen, dass das Verdüsen im Schritt b) unter einer Schutzgasatmosphäre erfolgt. Dies ist insoweit erforderlich, als dass Magnesiumlegierungen vor allem unter den genannten Temperaturbedingungen hochgradig pyrophor sind, d.h. sich unter Sauerstoffeinfluss selbst entzünden würden. Die erfindungsgemäß einsetzbaren Schutzgase rekrutieren sich deshalb typischerweise aus der achten Hauptgruppe des Periodensystems, d.h. aus den Edelgasen, wobei Argon und/oder Helium aufgrund ihrer Reaktionsträgheit und des verhältnismäßig günstigen Preises bevorzugt sind.

Die nach dem Verdüsungsschritt b) erhaltenen Legierungspulver haben typischerweise eine mittlere Partikelgröße von 5 bis 50µm, insbesondere von 10 bis 30µm. Besonders bevorzugt ist es, wenn die Teilchen des Legierungspulvers eine weitestgehend globulare Gestalt haben. Dies erleichtert den im Schritt c) vorgesehenen Pressvorgang zu dem Legierungsgrünling.

In weiterer Ausbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird im Schritt c) das Pressen bei einem Druck von wenigstens 80 bar, insbesondere bei wenigstens 100 oder gar 150 bar durchgeführt, wobei der Pressvorgang vorzugsweise unter kaltisostatischen Bedingungen vollzogen wird. Hierzu wird beispielsweise das Legierungspulver entweder in einen Leichtmetallcontainer verfüllt und verschlossen oder zu einem Legierungsgrünling gecipt. Bei der zuletzt genannten Vorgehensweise wird das Legierungspulver in eine Gummiform gefüllt und mittels eines Gases, beispielsweise mittels eines Edelgases, von allen Seiten gleichmäßig mit einem Druck der vorgenannten Höhen beaufschlagt. Dieser Druck wird dann über einen Zeitraum von beispielsweise wenigstens 10, vorzugsweise wenigstens 15 min aufrechterhalten, wobei der Legierungsgrünling ausgebildet wird.

Im Schritt d) des erfindungsgemäßen Verfahrens ist vorgesehen, den Legierungsgrünling über ein Strangpressverfahren in das Magnesiumlegierungsformteil zu überführen. Dieser Schritt kann auf an sich bekannte Weise durchgeführt werden, wobei vorzugsweise der Legierungsgrünling vor dem Pressschritt auf eine Temperatur von 250 bis 450°C erwärmt wird, insbesondere auf 300 bis 400°C.

Das Strangpressen kann dann unter Verwendung eines Stempels auf eine Matrize erfolgen, welche vorzugsweise eine Temperatur von 150 bis 400°C aufweist, insbesondere 200 bis 375°C. Aufgrund der Reaktivität der Magnesiumlegierung mit Luftsauerstoff ist es ratsam, auch diesen Verfahrensschritt

unter Schutzgasbedingungen der vorgenannten Art durchzuführen, das heißt, beispielsweise unter einer Argon und/oder Helium-Atmosphäre.

Wie beim Strangpressen üblich wird die äußere Form des Pressstrangs durch die Matrize bestimmt. So kann beispielsweise eine Rundstange mit einem Durchmesser von 5, 6 oder 7 mm erzeugt werden. Die stranggepresste Rundstange stellt als Halbzeug das erfindungsgemäße Magnesiumlegierungsformteil dar, welches anschließend zu einem medizinischen Implantat weiterverarbeitet werden kann.

Die im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens einsetzbaren Magnesiumlegierungen können im Prinzip sämtliche Legierungszuschläge enthalten. Für die Erzeugung medizinischer Implantate sollten die Legierungszuschläge und deren Mengen jedoch nur in solchen Größenordnungen verwendet werden, die aus gesundheitstechnischen Aspekten akzeptabel sind. So besteht beispielsweise eine bevorzugte Magnesiumlegierung aus 2,5 bis 5 Gew.-% Seltenerdmetallen (Neodym-Mischmetall), 1,5 bis 5 Gew.-% Yttrium, 0,1 bis 2,5 Gew.-% Zirkonium, 0,01 bis 0,8 Gew.-% Zink und Rest Magnesium sowie gegebenenfalls unvermeidbare Verunreinigungen besteht. Besonders bevorzugt besteht die Magnesiumlegierung aus 5 bis 9 Gew.-% Seltenerdmetallen (Neodym-Mischmetall) einschließlich Yttrium, 0,1 bis 0,8 Gew.-% Zirkonium, 0,01 bis 0,25 Gew.-% Zink und Rest Magnesium sowie gegebenenfalls unvermeidbare Verunreinigungen. Eine Magnesiumlegierung mit den vorbezeichneten Legierungszusätzen lässt sich besonders gut im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens zu einem Magnesiumlegierungsformteil verarbeiten. Dieses zeichnet sich durch besonders gute mechanische Stabilität und eine verringerte Korrosionsrate aus.

Was den Gesamtgehalt an möglichen Verunreinigungen betrifft, so liegt dieser bevorzugt unterhalb von 1 Gew.-%. Insbesondere ist die erfindungsge-

mäße Magnesiumlegierung weitestgehend frei von Aluminium, das heißt der Aluminiumgehalt liegt vorzugsweise unterhalb von 0,5 Gew.-%, insbesondere unterhalb von 0,1 Gew.-%.

In weiter bevorzugter Weise kann die Magnesiumlegierung vor dem Schritt a) des erfindungsgemäßen Verfahrens durch Aufschmelzen der Legierungsbestandteile bei 700 bis 900°C und anschließender Durchmischung hergestellt werden. Die so hergestellte Magnesiumlegierung kann zudem vor dem Schritt a) zunächst in Kokillen vergossen werden, insbesondere bei einer Temperatur von 700 bis 900°C.

Ein weiterer Gegenstand der vorliegenden Erfindung betrifft ein medizinisches Implantat, insbesondere in Form einer Knochenschraube, eines Knochennagels, eines Knochenstiftes, einer Platte, eines Fadenankers oder Ähnliches zur Befestigung von Weichteilen, insbesondere Sehnen, Muskeln und Bändern, an einen Knochen, oder in Form einer Endoprothese oder mindestens eines Teils hiervon, welches nach dem erfindungsgemäßen Verfahren erhältlich ist.

Das erfindungsgemäße medizinische Implantat kann weiterhin mit einer Oberflächenbeschichtung versehen sein, insbesondere mit einer Oberflächenbeschichtung zur Steuerung der Korrosionsrate. Hierzu bietet sich eine Beschichtung auf Basis von Kalziumphosphaten, Magnesiumphosphaten oder (OH, F, Cl)- Phosphaten von Magnesium oder Kalzium sowie aus Mischungen der vorgenannten Substanzen an.

Die vorliegende Erfindung wird im Folgenden anhand eines Ausführungsbeispiels näher erörtert.

Zur Herstellung eines medizinischen Implantates wird zunächst eine Magnesiumlegierung mit den folgenden Zuschlagsstoffen erzeugt:

Seltenerdmetallen einschließlich Yttrium: 8,15 Gew.-%

Zirkonium: 0,79 Gew.-%,

Zink: 0,192 Gew.-%,

zudem enthält die Legierung folgende nachweisbare Verunreinigungen:

Silizium: 0,02 Gew.-%,

Kupfer: 0,01 Gew.-%,

Eisen: 0,013 Gew.-%,

Aluminium: 0,036 Gew.-%.

Der Rest ist Magnesium.

Um die vorgenannte Magnesiumlegierung herzustellen wird Magnesium sowie die Legierungselemente in den vorbezeichneten Mengen in einem Strahlungssofen (Naber, Hereus, 20 kW) bei 900 ° C unter einer Argon-Atmosphäre aufgeschmolzen und bei dieser Temperatur für ca. 15 min homogen durchmischt. Nach der Durchmischung wird die Legierung bei 850° C in Kokillen vergossen und auf Raumtemperatur abgekühlt.

Zur Herstellung eines Magnesiumformteils aus der so hergestellten Legierung wird die Magnesiumlegierung zunächst wieder aufgeschmolzen und bei einer Verdüsungstemperatur von 875°C einer Gasverdüsung unter einer Argon-Schutzgasatmosphäre unterzogen (PSI2, Phoenix Industries). Hierzu wird die Legierungsschmelze in einem Hochgeschwindigkeitsgasstrahl aus dem vorgenannten Schutzgas bei 21 bar fein zerstäubt und dabei unter seinem Schmelzpunkt abgekühlt. Es wird ein feinkörniges globulares Legierungs-

pulver erhalten, welches gemäß rasterelektronenmikroskopischer Untersuchungen eine mittlere Partikelgröße von etwa 50 µm aufweist. Die Partikelgrößenverteilungsbestimmung ergab, dass 70 % der Partikel einen Durchmesser im Bereich von -30 µm und + 20 µm bezogen auf den vorgenannten mittleren Partikeldurchmesser aufwiesen.

Im nächsten Verfahrensschritt wird aus dem Legierungspulver über kaltsostatisches Pressen ein Legierungsgrünling erzeugt. Hierzu wird das Legierungspulver in eine Gummiform überführt und mittels des vorbezeichneten Schutzgases von allen Seiten gleichmäßig mit einem Druck von etwa 150 bar beaufschlagt. Dieser Druck wird über einen Zeitraum von etwa 15 min aufrechterhalten und anschließend der fertige Legierungsgrünling entnommen. Der Legierungsgrünling hat die Maße Ø 75 mm, Höhe 300 mm. Für diesen Prozessschritt wurde eine Presse von Fielding verwendet.

Für das Strangpressen des Legierungsgrünlings wird dieser in elektrisch beheizten Widerstandsofen auf ca. 300°C erwärmt und in einer Strangpresse des Herstellers Fielding & Platt mittels eines Stempels durch eine auf 200° C vorgeheizte Matrize mit einer Rundöffnung von 6 mm gepresst. Hierbei wird das Magnesiumlegierungsformteil in Form einer Rundstange von 6 mm Durchmesser erhalten. Das Strangpressen erfolgt unter folgenden Parametern:

Druck	700 t
Geschwindigkeit	5,5 m/s
Pressverhältnis	1 : 150

Das auf diese Weise hergestellte Magnesiumlegierungsformteil wird anschließend über an sich bekannte Verfahren wie beispielsweise eine spa-

nende Bearbeitung in ein medizinisches Implantat, wie beispielsweise ein Knochenimplantat, überführt.

Zum Vergleich der mechanischen Eigenschaften und des Korrosionsverhaltens wurde weiterhin ein Magnesiumlegierungsformteil identischer Zusammensetzung erzeugt, wobei ein Rundstab von 6 mm Durchmesser durch ein Gießverfahren hergestellt wurde. Im Folgenden werden die mechanischen Eigenschaften und das Korrosionsverhalten der beiden (chemisch identischen) Materialien miteinander verglichen.

Mechanische Eigenschaften:

Die Zugversuche wurden gemäß DIN EN 10002, Probenform in Anlehnung an DIN 50125, Form B 4 x 20.

	Erfindung	Vergleichsprobe
Streckgrenze 0,2 %	260 MPa	117,3 MPa
Zugfestigkeit	290 MPa	175,3 MPa
Dehnung	13,6 %	4,32 %
Einschnürung	14,01 %	5,76 %

Korrosionsverhalten:

Zur Messung des Korrosionsverhaltens wurde an einem erfindungsgemäßen und einem gegossenen Magnesiumlegierungsformteil gleicher Zusammensetzung Cyclovoltammogramme (Strom-Potential-Kurven) unter folgenden Bedingungen aufgenommen:

Arbeitselektrode: Magnesiumlegierung

Elektrodengröße:	20 x 10 x 10 mm
Gegenelektrode:	Platinblech
Bezugselektrode:	Kalomelelektrode (+242 mV vs SHE)
Elektrolyt:	Ringer Lösung (von Fa. Braun)
Elektrolyttemperatur:	37 °C
Vorschub:	10 mV/min

Die Ringerlösung besteht aus destilliertem Wasser und folgenden Salzen in den angegebenen Mengen pro Liter Lösung:

8,60 g NaCl
 0,30 KCl
 0,33 CaCl₂

Der Elektrolyt simuliert aufgrund seiner Zusammensetzung das korrosive Umfeld im menschlichen Körper. Aus diesem Grunde wurde auch die Elektrolyttemperatur auf die durchschnittliche Körpertemperatur angehoben und nicht bei Raumtemperatur gemessen.

Die Ergebnisse sind als Tafel-Auftragung $dE/d \log(i)$ in der Fig. 1 (erfindungsgemäßes Magnesiumlegierungsformteil) und Fig. 2 (gegossenes Magnesiumlegierungsformteil, Vergleichsprobe) dargestellt. Aus diesen Auftragungen lassen sich an den Kreuzungspunkten der eingezeichneten Tangenten von kathodischem und anodischem Ast folgende Werte für das Korrosionspotential und die Korrosionsstromdichte ermitteln:

Probe	E_{icorr} [mV]	i_{corr} [$\mu A/cm^2$]
Erfindung (Fig. 1)	-1628	32,4
Vergleich (Fig. 2)	-1660	60,3

Die nur halb so hohe Korrosionsstromdichte i_{corr} des erfindungsgemäßen Magnesiumlegierungsformteils beleg, dass die Korrosionsrate deutlich gegenüber dem gegossenen Magnesiumlegierungsformteil gleicher chemischer Zusammensetzung erniedrigt ist. Das erfindungsgemäße Magnesiumlegierungsformteil wird im Körper folglich langsamer aufgelöst und behält seine Stützfunktion länger.

ANSPRÜCHE

1. Verfahren zur Erzeugung eines medizinischen Implantats, insbesondere in Form einer Knochenschraube, eines Knochennagels, eines Knochenstiftes, einer Platte, eines Fadenankers oder Ähnliches zur Befestigung von Weichteilen, insbesondere Sehnen, Muskeln und Bändern, an einen Knochen, oder in Form einer Endoprothese oder mindestens eines Teils hiervon, aus einer Magnesiumlegierung mit einem Magnesiumanteil von wenigstens 80 Gew.-%, insbesondere von wenigstens 90 Gew.-%, umfassend die folgenden Schritte:

- a) Aufschmelzen der Magnesiumlegierung zum Erhalt einer Legierungsschmelze,
- b) Verdüsen der Legierungsschmelze unter einer Schutzgasatmosphäre und dabei Abkühlen der verdüsten Legierungsschmelze unter ihren Erstarrungspunkt zum Erhalt eines Legierungspulvers,
- c) Informbringen des Legierungspulvers durch Pressen zum Erhalt eines Legierungsgrünlings,
- d) Strangpressen des Legierungsgrünlings zum Erhalt eines Magnesiumlegierungsformteils, und
- e) Fertigstellung des medizinischen Implantates aus dem Magnesiumlegierungsformteil.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass im Schritt b) die Temperatur der Legierungsschmelze beim Verdüsen bei 750 bis 925 °C liegt, insbesondere bei 775 bis 850 °C.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass im Schritt b) die Verdüsung bei einem Druck von 15 bis 25 bar erfolgt, insbesondere bei 17 bis 23 bar.
4. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass im Schritt b) die Schutzgasatmosphäre eine Edelgasatmosphäre ist, insbesondere eine Argon- und/oder Heliumatmosphäre.
5. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Legierungspulver eine mittlere Partikelgröße von 5 bis 50 µm aufweist, vorzugsweise von 10 bis 30 µm und insbesondere eine globulare Gestalt hat.
6. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass im Schritt c) das Pressen bei einem Druck von wenigstens 80 bar, insbesondere bei wenigstens 100 erfolgt und vorzugsweise unter kaltisostatischen Bedingungen durchgeführt wird.
7. Verfahren nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass im Schritt c) der Druck mittels einer Gasatmosphäre erzeugt wird, insbesondere durch eine Edelgasatmosphäre.
8. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass im Schritt d) der Legierungsgrünling vor dem Strangpressen auf eine Temperatur von 250 bis 450 °C erwärmt wird, insbesondere auf 300 bis 400 °C.

9. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass im Schritt d) das Strangpressen unter Verwendung eines Stempels auf eine Matrize erfolgt, die eine Temperatur von 150 bis 400 °C aufweist, insbesondere 200 bis 375 °C.

10. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Magnesiumlegierung aus 2,5 bis 5 Gew.-% Seltenerdmetallen (Neodym-Mischmetall), 1,5 bis 5 Gew.-% Yttrium, 0,1 bis 2,5 Gew.-% Zirkonium, 0,01 bis 0,8 Gew.-% Zink und Rest Magnesium sowie gegebenenfalls unvermeidbare Verunreinigungen besteht, insbesondere aus 5 bis 9 Gew.-% Seltenerdmetallen (Neodym-Mischmetall) einschließlich Yttrium, 0,1 bis 0,8 Gew.-% Zirkonium, 0,01 bis 0,25 Gew.-% Zink und Rest Magnesium sowie gegebenenfalls unvermeidbare Verunreinigungen.

11. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Magnesiumlegierung vor dem Schritt a) durch Aufschmelzen der Legierungsbestandteile bei 700 bis 900 °C und anschließender Durchmischung hergestellt wird.

12. Verfahren nach Anspruch 11, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Magnesiumlegierung vor dem Schritt a) in Kokillen vergossen wird, insbesondere bei einer Temperatur von 700 bis 900 °C.

13. Medizinisches Implantat, insbesondere in Form einer Knochenschraube, eines Knochennagels, eines Knochenstiftes, einer Platte, eines Fadenankers oder Ähnliches zur Befestigung von Weichteilen, insbesondere Sehnen, Muskeln und Bändern, an einen Knochen, oder in Form einer Endoprothese oder mindestens eines Teils hiervon, erhältlich nach einem Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 12.

14. Medizinisches Implantat nach Anspruch 13, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Implantat mit einer Oberflächenbeschichtung versehen ist, insbesondere mit einer Oberflächenbeschichtung zur Steuerung der Korrosionsrate.