

5

Implantat aus einer biokorroderbaren Magnesiumlegierung

Die Erfindung betrifft ein Implantat mit einem Grundkörper aus einer biokorroderbaren Magnesiumlegierung.

10

Implantate haben in vielfältiger Ausführungsform Anwendung in der modernen Medizintechnik gefunden. Sie dienen beispielsweise der Unterstützung von Gefäßen, Hohlorganen und Gangsystemen (Endovaskuläre Implantate, z. B. Stents), zur Befestigung und temporären Fixierung von Gewebeimplantaten und Gewebstransplantationen, aber auch zu orthopädischen Zwecken, zum Beispiel als Nagel, Platte oder Schraube. Eine besonders häufig verwendete Form eines Implantats ist der Stent.

Die Implantation von Stents hat sich als eine der wirkungsvollsten therapeutischen Maßnahmen bei der Behandlung von Gefäßerkrankungen etabliert. Stents haben den Zweck, in Hohlorganen eines Patienten eine Stützfunktion zu übernehmen. Stents herkömmlicher Bauart weisen dazu eine filigrane Tragstruktur aus metallischen Streben auf, die zur Einbringung in den Körper zunächst in einer komprimierten Form vorliegt und am Ort der Applikation aufgeweitet wird. Einer der Hauptanwendungsbereiche solcher Stents ist das dauerhafte oder temporäre Weiten und Offenhalten von Gefäßverengungen, insbesondere von Verengungen (Stenosen) der Herzkranzgefäße. Daneben sind beispielsweise auch Aneurysmenstents bekannt, die vorrangig zur Abdichtung des Aneurysmas dienen. Die Stützfunktion ist zusätzlich gegeben.

Stents besitzen eine Umfangswandung von ausreichender Tragkraft, um das verengte Gefäß im gewünschten Maße offen zu halten, und einen rohrförmigen Grundkörper durch den der Blutfluss ungehindert weiterläuft. Die Umfangswandung wird in der Regel von einer gitterartigen Tragstruktur gebildet, die es erlaubt, den Stent in einem komprimierten Zu-

stand mit kleinem Außendurchmesser bis zur zu behandelnden Engstelle des jeweiligen Gefäßes einzuführen und dort beispielsweise mit Hilfe eines Ballonkatheters soweit aufzuweiten, dass das Gefäß den gewünschten, vergrößerten Innendurchmesser aufweist. Alternativ besitzen Form-Gedächtnis-Materialien wie Nitinol die Fähigkeit zur Selbstexpansion, wenn eine Rückstellkraft wegfällt, die das Implantat auf einem kleinen Durchmesser hält. Die Rückstellkraft wird in der Regel durch einen Schutzschlauch auf das Material ausgeübt.

Das Implantat, insbesondere der Stent, besitzt einen Grundkörper aus einem Implantatwerkstoff. Ein Implantatwerkstoff ist ein nicht lebendes Material, das für eine Anwendung in der Medizin eingesetzt wird und mit biologischen Systemen in Wechselwirkung tritt. Grundvoraussetzungen für den Einsatz eines Werkstoffes als Implantatwerkstoff, der bei bestimmungsgemäßem Zweck mit der Körperumgebung in Kontakt steht, ist dessen Körperverträglichkeit (Biokompatibilität). Unter Biokompatibilität wird die Fähigkeit eines Werkstoffes verstanden, in einer spezifischen Anwendung eine angemessene Gewebereaktion hervorzurufen. Dies beinhaltet eine Anpassung der chemischen, physikalischen, biologischen und morphologischen Oberflächeneigenschaften eines Implantates an das Empfänger-
gewebe mit dem Ziel einer klinisch erwünschten Wechselwirkung. Die Biokompatibilität des Implantatwerkstoffes ist weiterhin abhängig vom zeitlichen Ablauf der Reaktion des Biosystems in das implantiert wird. So treten relativ kurzfristig Reizungen und Entzündungen auf, die zu Gewebeveränderungen führen können. Biologische Systeme reagieren demnach in Abhängigkeit von den Eigenschaften des Implantatwerkstoffes in verschiedener Weise. Entsprechend der Reaktion des Biosystems können die Implantatwerkstoffe in bioaktive, bioinerte und degradierbare bzw. resorbierbare Werkstoffe unterteilt werden.

Implantatwerkstoffe umfassen Polymere, metallische Werkstoffe und keramische Materialien (zum Beispiel als Beschichtung). Biokompatible Metalle und Metalllegierungen für Permanentimplantate beinhalten beispielsweise rostfreie Stähle (zum Beispiel 316L), Kobaltbasislegierungen (zum Beispiel CoCrMo-Gußlegierungen, CoCrMo-Schmiedelegerungen, CoCrWNi-Schmiedelegerungen und CoCrNiMo-Schmiedelegerungen), Reintitan und Titanlegierungen (z. B. cp Titan, TiAl6V4 oder TiAl6Nb7) und Goldlegierungen. Im Bereich biokorrodierbarer Stents wird der Einsatz von

Magnesium oder Reineisen sowie biokorrodierten Basislegierungen der Elemente Magnesium, Eisen, Zink, Molybdän und Wolfram vorgeschlagen. Die vorliegende Erfindung befasst sich mit biokorrodierten Basislegierungen des Magnesiums.

5 Der Einsatz biokorrodiertbarer Magnesiumlegierungen für temporäre Implantate mit filigranen Strukturen ist insbesondere dadurch erschwert, als dass die Degradation des Implantats in vivo sehr rasch verläuft. Um die Korrosionsrate, d. h. die Abbaugeschwindigkeit, zu mindern, sind verschiedene Ansätze in der Diskussion. Zum einen wird versucht, auf Seiten des Implantatwerkstoffs durch entsprechende Legierungsentwicklung die Degradation
10 zu verlangsamen. Zum anderen sollen Beschichtungen eine temporäre Hemmung des Abbaus bewirken. Die bisherigen Ansätze sind zwar vielversprechend, sind jedoch allesamt bisher noch nicht in einem kommerziell erhältlichen Produkt verwirklicht. Vielmehr besteht ungeachtet der bisherigen Bemühungen nach wie vor ein anhaltender Bedarf nach Lösungsansätzen, die eine zumindest temporäre Herabsetzung der in vivo Korrosion von
15 Magnesiumlegierungen ermöglichen.

Ein oder mehrere der zuvor angesprochenen Nachteile des Standes der Technik werden mit Hilfe des erfindungsgemäßen Implantats gelöst oder zumindest gemindert. Das erfindungsgemäße Implantat weist einen Grundkörper aus einer biokorrodierten Magnesiumlegierung auf. Die Magnesiumlegierung enthält eine Vielzahl von statistisch
20 verteilten Partikeln, die aus einem oder mehreren der Elemente Y, Zr, Mn, Sc, Fe, Ni, Co, W, Pt und Seltene Erden der Ordnungszahlen 57 bis 71 bestehen oder aus Legierungen oder Verbindungen bestehen, die ein oder mehrere der genannten Elemente enthalten. Der mittlere Abstand der Partikel voneinander ist dabei kleiner als der hundertfache mittlere Partikeldurchmesser.
25

In der bisherigen Entwicklung von Magnesiumwerkstoffen wurde die Korrosionsfestigkeit immer durch eine Erhöhung der Reinheit des Magnesiumwerkstoffes verbessert. Als kritische Elemente gelten in diesem Zusammenhang Eisen, Nickel, Chrom und Kobalt. Partikel aus intermetallischen Verbindungen, Teilchen anderer chemischer Natur
30 (Oxide, Hydride) bzw. Ausscheidungen ($Al_{12}Mg_{17}$) in Magnesiumwerkstoffen führen aufgrund des unterschiedlichen elektrochemischen Potentials zu mikrogalvanischer

Korrosion. In deren Folge kommt es zu lokalen korrosiven Prozessen, welche die Korrosionsgeschwindigkeit des Werkstoffs massiv beschleunigen. Aus diesem Grund wurde bisher versucht, die Konzentration der Partikel möglichst gering halten.

- 5 Die erfinderische Lösung beschreitet hier jedoch genau den gegensätzlichen Weg. Beobachtet wird in Magnesiumwerkstoffen grundsätzlich eine lokal sehr inhomogen am Material angreifende Korrosion. Dabei treten kathodische Prozesse auf, welche mit der Freisetzung von Hydroxidionen und der Entwicklung von Wasserstoff einhergehen, und zwar an definierten Zentren, den oben genannten Partikeln. Der anodische Auflösungsprozess des Magnesiumwerkstoffs findet in der Umgebung des kathodischen Zentrums statt. Der Prozess lässt sich in folgende Teilreaktionen aufspalten:
- 10

Anodisch: $\text{Mg} \rightarrow \text{Mg}^{2+} + 2 \text{e}^-$

Kathodisch: $2 \text{H}_2\text{O} + 2 \text{e}^- \rightarrow 2 \text{OH}^- + \text{H}_2$

15

Der anodische Prozess ist dabei stark pH-abhängig. So ist die Mg-Korrosion bei $\text{pH} < 5$ massiv beschleunigt und bei $\text{pH} > 10$ massiv verlangsamt und kommt praktisch vollständig zum Erliegen. Aufgrund dieses Verhaltens führt die Freisetzung von Hydroxidionen am kathodischen Zentrum zum Schutz der unmittelbaren Umgebung.

20

- Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, dass sich die Korrosion von Implantaten aus biokorrodierten Magnesiumlegierungen dadurch zeitlich hinauszögern lässt, dass eine Vielzahl homogen verteilter Partikel in das Werkstoffvolumen, einen oberflächennahen Bereich oder die Oberfläche eingetragen werden. Die Partikel wirken als kathodische Zentren im zuvor genannten Sinne, d.h. die Wasserstoffüberspannung ist hinreichend gering und die Reaktion kann mit hoher Rate ablaufen. Die Partikel bestehen aus einem oder mehreren der Elemente Y, Zr, Mn, Sc, Fe, Ni, Co, W, Pt und Seltene Erden der Ordnungszahlen 57 bis 71 oder aus Legierungen oder Verbindungen, die ein oder mehrere der genannten Elemente enthalten. Unter dem Begriff Legierung fallen vorliegend
- 25
- metallische Zusammensetzungen der Elemente, aber auch Zusammensetzungen, bei denen kovalente Bindungen zwischen den Elementen bestehen. Die Legierungen ent-
- 30

halten vorzugsweise Magnesium. Verbindungen umfassen insbesondere Hydride und Carbide der genannten Elemente.

Als biokorrodierbar im Sinne der Erfindung werden Legierungen bezeichnet, bei denen in
5 physiologischer Umgebung ein Abbau bzw. Umbau stattfindet, so dass der aus dem Werkstoff bestehende Teil des Implantates ganz oder zumindest überwiegend nicht mehr vorhanden ist.

Unter Magnesiumlegierung wird vorliegend ein metallisches Gefüge verstanden, dessen
10 Hauptkomponente Magnesium ist. Hauptkomponente ist die Legierungskomponente, deren Gewichtsanteil an der Legierung am höchsten ist. Ein Anteil der Hauptkomponente beträgt vorzugsweise mehr als 50 Gew.%, insbesondere mehr als 70 Gew.%. Die Legierung ist so in ihrer Zusammensetzung zu wählen, dass sie biokorrodierbar ist. Als Prüfmedium zur
15 Testung des Korrosionsverhaltens einer in Frage kommenden Legierung dient künstliches Plasma, wie es nach EN ISO 10993-15:2000 für Biokorrosionsuntersuchungen vorgeschrieben ist (Zusammensetzung NaCl 6.8 g/l, CaCl₂ 0.2 g/l, KCl 0.4 g/l, MgSO₄ 0.1 g/l, NaHCO₃ 2.2 g/l, Na₂HPO₄ 0.126 g/l, NaH₂PO₄ 0.026 g/l). Eine Probe der zu untersuchen-
den Legierung wird dazu in einem verschlossenen Probenbehälter mit einer definierten
20 Menge des Prüfmediums bei 37°C und pH 7.38 gelagert. In zeitlichen Abständen – abgestimmt auf das zu erwartende Korrosionsverhalten – von wenigen Stunden bis zu mehreren Monaten werden die Proben entnommen und in bekannter Weise auf Korrosionsspuren untersucht. Das künstliche Plasma nach EN ISO 10993-15:2000 entspricht einem blutähnlichen Medium und stellt damit eine Möglichkeit dar, eine physiologische Umgebung im Sinne der Erfindung reproduzierbar nachzustellen.

25 Der Begriff Korrosion bezieht sich vorliegend auf die Reaktion eines metallischen Werkstoffes mit seiner Umgebung, wobei eine messbare Veränderung des Werkstoffs bewirkt wird, die - bei Einsatz des Werkstoffs in einem Bauteil - zu einer Beeinträchtigung der Funktion des Bauteils führt. Der Vorgang der Korrosion lässt sich durch Angabe einer
30 Korrosionsrate quantifizieren. Ein zügiger Abbau ist mit einer hohen Korrosionsrate verbunden, und umgekehrt. Bezogen auf den Abbau des gesamten Grundkörpers wird ein im Sinne der Erfindung modifiziertes Implantat zur Herabsetzung der Korrosionsrate führen.

Die Partikel haben vorzugsweise einen mittleren Durchmesser von 1 Nanometer bis 10 Mikrometer, besonders bevorzugt von 500 Nanometer bis 3 Mikrometer, insbesondere von 1 bis 2 Mikrometer.

5

In der Umgebung des kathodischen Zentrums bilden sich infolge der Freisetzung von Hydroxidionen geschützte Bereiche aus. Die Größe des geschützten Bereichs um ein einzelnes kathodisches Zentrum hängt von Größe und Zusammensetzung der Partikel sowie der umgebenden Matrix des Magnesiumwerkstoffes ab. Die Größe der geschütz-

10 ten Fläche pro Partikel sollte mindestens 1 Quadratmikrometer, bevorzugt bis zu 100 Quadratmikrometer, insbesondere bevorzugt bis zu 10000 Quadratmikrometer betragen.

Innerhalb des Werkstoffs weist die Fläche der geschützten Bereiche eine Größenverteilung auf, welche von der Verteilung der Partikel bestimmt wird. Die Schutzwirkung auf

15 die Gesamtoberfläche des Magnesiumwerkstoffes ist abhängig von Anzahl und Größenverteilung der geschützten Bereiche. Vorzugsweise beträgt die Anzahl der Partikel auf der Oberfläche des Grundkörpers $1 \cdot 10^2$ bis $1 \cdot 10^6$ Partikel pro mm^2 bzw. beträgt die Anzahl der Partikel im Volumen des Grundkörpers $1 \cdot 10^3$ bis $1 \cdot 10^9$ Partikel pro

20 mm^3 . Ein Verhältnis des mittleren Partikeldurchmesser zum mittleren Abstand der Partikel voneinander liegt vorzugsweise im Bereich von 1:2 bis 1:100, insbesondere 1:2 bis 1:10.

Die Korrosionsrate wird wie folgt durch die kathodischen Zentren quantitativ beeinflusst:

25

- a) Die geschützte Gesamtfläche A_{protect} ergibt sich unter Annahme nicht überlappender Schutzbereiche aus der Summe über die Verteilung der von den einzelnen kathodischen Zentren geschützten Flächen $A_{\text{cathodic_center}}$:

30

$$A_{\text{protect}} = \sum_{i=1 \dots N} A_i^{\text{cathodic center}}$$

- b) Die Korrosionsrate R_{corr} ist direkt proportional zu der Korrosion zugänglichen Probenfläche A_{corr} , wobei A_{total} die Gesamtfläche des Materials bezeichnet:

$$R_{corr} \propto A_{corr} \propto A_{total} - A_{protect} \propto A_{total} \left(1 - \frac{A_{protect}}{A_{total}} \right)$$

5

Die Korrosionsrate nimmt bei Annahme gleicher Abtragtiefe damit bei höherem Flächenanteil der geschützten Bereiche ab. Die genannten Flächenanteile lassen sich experimentell bestimmen.

- 10 Eine besonders große Schutzwirkung wird genau dann erreicht, wenn hinreichend viele kathodische Zentren gleichmäßig im Werkstoff verteilt sind und der Überlapp zwischen den geschützten Bereichen möglichst gering ist. Der optimale mittlere Abstand d_{mean} zwischen kathodischen Zentren ohne Überlapp lässt sich aus einer statistischen Betrachtung der Verteilung abschätzen:

$$d_{mean} = 2 \cdot \sqrt{\frac{A_{protect}}{N \cdot \pi}}$$

15

Die Schutzwirkung lässt sich also sowohl durch viele kleine geschützte Bereiche als auch wenig große geschützte Bereiche erhöhen. Vorzugsweise liegt der mittlere Abstand der Partikel im Bereich von 200 nm bis 100 µm. Insbesondere ist der mittlere Abstand kleiner als 20 µm.

20

Die geschützte Fläche pro kathodisches Zentrum ist abhängig von der chemischen Natur des kathodischen Zentrums und der Werkstoffmatrix.

- Die erfinderische Modifikation des Werkstoffs lässt sich nicht nur auf das gesamte
25 Werkstoffvolumen anwenden, sondern ist optional auf die Oberfläche oder den oberflächennahen Bereich eines Implantates beschränkbar. So ist es möglich kathodische Zentren gezielt durch Walzen in die Oberfläche eines Werkstücks einzubringen. Dadurch wird eine initiale Korrosionsbarriere geschaffen und die Abbaurate nimmt mit der Zeit zu. Vorzugsweise sind die Partikel in die Oberfläche oder den oberflächennahen Bereich des Grundkörpers eingearbeitet. Es ergibt sich dann zu Beginn der einset-
- 30

zenden korrosiven Prozesse eine relativ niedrige Korrosionsrate, die im Laufe der Zeit ansteigt. Dieses Verhalten wird als temporäre Herabsetzung der Korrosionsrate bezeichnet. Im Falle von Koronarstents soll die mechanische Integrität der Struktur über einen Zeitraum von drei bis sechs Monaten nach Implantation aufrechterhalten werden.

5

Implantate im Sinne der Erfindung sind über ein chirurgisches Verfahren in den Körper eingebrachte Vorrichtungen und umfassen Befestigungselemente für Knochen, beispielsweise Schrauben, Platten oder Nägel, chirurgisches Nahtmaterial, Darmklammern, Gefäßclips, Prothesen im Bereich des Hart- und Weichgewebes und Ankerelemente für Elektroden, insbesondere von Schrittmachern oder Defibrillatoren. Das Implantat besteht ganz oder in Teilen aus dem biokorrodierten Werkstoff. Wenn das Implantat nur in Teilen aus dem biokorrodierten Werkstoff besteht, so ist dieser Teil entsprechend zu modifizieren. Vorzugsweise ist das Implantat ein Stent.

10

15

Ein weiterer Aspekt der Erfindung liegt in der Bereitstellung zweier Verfahren zur Herstellung eines Implantats mit einem Grundkörper aus einer biokorrodierten Magnesiumlegierung, wobei die Magnesiumlegierung eine Vielzahl von statistisch verteilten Partikeln oben genannter Zusammensetzung enthält und der mittlere Abstand der Partikel voneinander kleiner als der hundertfache mittlere Partikeldurchmesser ist und die Partikel in die Oberfläche oder in einem oberflächennahen Bereich des Grundkörpers eingearbeitet sind.

20

Nach einer ersten Variante umfasst das Verfahren die Schritte:

- (i) Bereitstellen eines Rohlings aus der biokorrodierten Magnesiumlegierung;
- (ii) Auftragen einer nicht-wässrigen Suspension von Partikeln der genannten Zusammensetzung auf dem Rohling; und
- (iii) Einwalzen der Partikel in die Oberfläche oder in den oberflächennahen Bereich des Rohlings.

25

Demnach wird eine ölige Suspension, die die einzuarbeitenden Partikel enthält, auf den Rohling, aus dem der Grundkörper geformt werden soll, aufgebracht und durch Walzen eingearbeitet. Sowohl beim Kaltwalzen als auch beim Warmwalzen lässt sich diese Suspension als Schmiermittel einsetzen. Durch Optimierung der Parameter Volumenstrom der

30

Suspension, Temperatur, Anpressdruck, Geschwindigkeit lässt sich die Einarbeitung der Partikel in die Oberfläche des gewalzten Magnesiumwerkstoffs optimieren. Die Variante eignet sich insbesondere für Magnesiumlegierungen auf Basis von WE43.

5 Nach einer zweiten Variante umfasst das Verfahren die Schritte:

- (i) Bereitstellen eines Rohlings aus der biokorrodierbaren Magnesiumlegierung;
- (ii) Auftragen von Partikeln der genannten Zusammensetzung auf den Rohling; und
- (iii) Aufschmelzen der Magnesiumlegierung im oberflächennahen Bereich des Rohlings.

10 Gemäß dieser Variante werden die einzuarbeitenden Partikel direkt auf den Rohling aufgebracht, der später den Grundkörper bilden soll. Anschließend wird die Magnesiumlegierung an der Oberfläche zum Beispiel durch Laserbehandlung lokal aufgeschmolzen. Nach dem Abkühlen sind die Partikel dann in dem oberflächennahen Bereich des Rohlings eingebettet.

15

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert.

Ausführungsbeispiel 1

20 Auf einem plattenförmigen Rohling aus der Magnesiumlegierung AZ31 wird eine Eisen-Partikel (Chemikalien zur Herstellung erhältlich bei Sigma-Aldrich, Partikeldurchmesser kleiner 100 nm) enthaltende Suspension z. B. durch Sprühen oder Tauchen aufgetragen, um einen Film mit einer statistisch homogenen Verteilung an Eisen-Partikeln zu erzeugen.

25 Sowohl beim Kaltwalzen als auch beim Warmwalzen lässt sich diese Suspension als Schmiermittel einsetzen. Durch den Walzprozess werden die Partikel in die Oberfläche des Rohlings eingearbeitet. Die Partikel erhöhen dabei nicht nur den Korrosionsschutz, sondern auch die Verschleißbeständigkeit durch Erhöhung der Härte. Der Rohling wird nachfolgend zum Grundkörper des Implantats weiterverarbeitet.

30

Ausführungsbeispiel 2

Auf einem plattenförmigen Rohling aus der Magnesiumlegierung AZ31 werden Wolfram-Partikel (erhältlich bei Sigma-Aldrich; Partikeldurchmesser ca. 150 nm) als Pulver aufgetragen und durch Rütteln homogen verteilt. Bei komplizierten dreidimensionalen Strukturen bietet sich auch die Verwendung eines haftvermittelnden Polymers zu Beschichtung der Oberfläche vor dem Laser-Legieren an. Durch Variation des Verhältnisses Polymer/Wolframpartikel lässt sich unmittelbar der mittlere Abstand zwischen Wolframpartikeln einstellen.

Die Einarbeitung der Wolframpartikel in die Magnesiumlegierung erfolgt durch Laser-Legieren. Dazu wird das Werkstück mit einer Hochleistungslaserdiode unter Argon-Schutzgas lokal aufgeschmolzen. Die Laserleistung beträgt dabei zwischen 1.2 und 1.6 kW, die Vorschubgeschwindigkeit des Lasers 0.5 bis 1.0 m/min. Durch das Argon wird eine Oxidation des Magnesiumwerkstoffs und des Wolfram während der Bearbeitung verhindert.

Die Verwendung der Technologie des Laser-Legierens erlaubt insbesondere den lokalen Schutz eines Werkstücks aus einer Magnesiumlegierung. Im Zusammenhang mit Stents kann zum Beispiel durch die lokale Beeinflussung der Degradationsrate eine sequentielle Fragmentierung des Implantats erreicht werden, etwa indem die Oberflächen der Segmentringe einer Stentstruktur mit erfindungsgemäßen kathodischen Zentren versehen werden, die longitudinalen Verbindungsstege der Segmentringe jedoch nicht, wodurch diese schneller degradieren, als die Segmentringe. Durch das schnellere Auflösen der Verbindungsstege wird rasch eine hohe longitudinale Flexibilität erreicht, wobei die Tragkraft der Segmentringe noch erhalten bleibt.

Die Partikel dienen dabei nicht nur dem Korrosionsschutz sondern auch zur Erhöhung der Verschleißbeständigkeit gegen Abrasion durch Erhöhung der Härte. Zudem kann durch geeignete Wahl der Partikel und ihrer Zusammensetzung eine wirkungsvolle Anbindung von polymeren Substanzen an die Oberfläche erfolgen. Diese polymeren Substanzen können einerseits eine korrosionshemmende Wirkung haben, andererseits können sie eine oder

mehrere pharmakologische Wirkstoffe enthalten oder selbst eine pharmakologische Wirkung besitzen.

Die zusätzliche Beschichtung mit einem Polymer lässt sich beispielsweise technisch wie folgt realisieren. PLLA L214S (Boehringer Ingelheim) wird in einer Konzentration von 1.6% (w/v) in Chloroform gelöst und Rapamycin als Wirksubstanz zugeben. Der Wirkstoffanteil liegt dabei vorzugsweise zwischen 15% und 20% bezogen auf den Feststoffanteil. Das Implantat aus der modifizierten Magnesiumlegierung wird mit Hilfe eines Tauchroboters für 1 Sekunde in die Lösung getaucht, herausgezogen und an der Luft mit Stickstoff angeblasen um das Lösungsmittel zu verdampfen. Dieser Vorgang wird so oft wiederholt, bis eine ausreichende Schichtdicke von etwa 5 µm erreicht wird.

Die Ausführungsbeispiele gelten analog auch für andere biokorrodierbare Magnesiumlegierungen und Partikelzusammensetzungen.

Patentansprüche

1. Implantat mit einem Grundkörper aus einer biokorrodierbaren Magnesiumlegierung, wobei die Magnesiumlegierung eine Vielzahl von statistisch verteilten Partikeln enthält, wobei der mittlere Abstand der Partikel voneinander kleiner als der hundertfache mittlere Partikeldurchmesser ist und die Partikel aus einem oder mehreren der Elemente Y, Zr, Mn, Sc, Fe, Ni, Co, W, Pt und Seltene Erden der Ordnungszahlen 57 bis 71 bestehen oder aus Legierungen oder Verbindungen bestehen, die ein oder mehrere der genannten Elemente enthalten.
2. Implantat nach Anspruch 1, bei dem die Partikel einen mittleren Durchmesser von 1 nm bis 10 μm aufweisen.
3. Implantat nach Anspruch 1 oder 2, bei dem die Partikel in eine Oberfläche oder in einem oberflächennahen Bereich des Grundkörpers eingearbeitet sind.
4. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem eine Anzahl der Partikel auf der Oberfläche des Grundkörpers im Bereich von $1 \cdot 10^2$ bis $1 \cdot 10^6$ pro mm^2 liegt.
5. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem eine Anzahl der Partikel im Volumen des Grundkörpers im Bereich von $1 \cdot 10^3$ bis $1 \cdot 10^9$ pro mm^3 liegt.
6. Implantat nach Anspruch 4 oder 5, bei dem ein Verhältnis des mittleren Partikeldurchmesser zum mittleren Abstand der Partikel voneinander im Bereich von 1:2 bis 1:10 liegt.
7. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem ein mittlerer Abstand der Partikel im Bereich von 200 nm bis 100 μm liegt.

8. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem das Implantat ein Stent ist.
9. Verfahren zur Herstellung eines Implantats mit einem Grundkörper aus einer biokorrodierbaren Magnesiumlegierung, wobei die Magnesiumlegierung eine Vielzahl von statistisch verteilten Partikeln enthält, wobei der mittlere Abstand der Partikel voneinander kleiner als der hundertfache mittlere Partikeldurchmesser ist und die Partikel aus einem oder mehreren der Elemente Y, Zr, Mn, Sc, Fe, Ni, Co, W, Pt und Seltene Erden der Ordnungszahlen 57 bis 71 bestehen oder aus Legierungen oder Verbindungen bestehen, die ein oder mehrere der genannten Elemente enthalten, und die Partikel in eine Oberfläche oder in einem oberflächennahen Bereich des Grundkörpers eingearbeitet sind, wobei das Verfahren die Schritte umfasst:
- (i) Bereitstellen eines Rohlings aus der biokorrodierbaren Magnesiumlegierung;
 - (ii) Auftragen einer nicht-wässrigen Suspension von Partikeln der genannten Zusammensetzung auf den Rohling; und
 - (iii) Einwalzen der Partikel in die Oberfläche oder in den oberflächennahen Bereich des Rohlings.
10. Verfahren zur Herstellung eines Implantats mit einem Grundkörper aus einer biokorrodierbaren Magnesiumlegierung, wobei die Magnesiumlegierung eine Vielzahl von statistisch verteilten Partikeln enthält, wobei der mittlere Abstand der Partikel voneinander kleiner als der hundertfache mittlere Partikeldurchmesser ist und die Partikel aus einem oder mehreren der Elemente Y, Zr, Mn, Sc, Fe, Ni, Co, W, Pt und Seltene Erden der Ordnungszahlen 57 bis 71 bestehen oder aus Legierungen oder Verbindungen bestehen, die ein oder mehrere der genannten Elemente enthalten, und die Partikel in eine Oberfläche oder in einem oberflächennahen Bereich des Grundkörpers eingearbeitet sind, wobei das Verfahren die Schritte umfasst:
- (i) Bereitstellen eines Rohlings aus der biokorrodierbaren Magnesiumlegierung;
 - (ii) Auftragen von Partikeln der genannten Zusammensetzung auf den Rohling; und
 - (iii) Aufschmelzen der Magnesiumlegierung im oberflächennahen Bereich des Rohlings.