(19) Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

(11) **EP 1 743 045 B1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
27.02.2008 Patentblatt 2008/09

(21) Anmeldenummer: **05747177.3**

(22) Anmeldetag: **27.04.2005**

(51) Int Cl.:
C22C 14/00 *(2006.01)* ***A61F 2/00*** *(2006.01)*
C22F 1/18 *(2006.01)*

(86) Internationale Anmeldenummer:
PCT/EP2005/051895

(87) Internationale Veröffentlichungsnummer:
WO 2005/106056 (10.11.2005 Gazette 2005/45)

(54) **KALTUMFORMBARE FORMKÖRPER AUS TITANBASISLEGIERUNGEN UND VERFAHREN ZU DEREN HERSTELLUNG**

COLD-FORMABLE MOULDINGS MADE OF TITANIUM-BASED ALLOYS AND THEIR PRODUCTION PROCESSES

CORPS MOULES DEFORMABLES A FROID REALISES EN ALLIAGES A BASE DE TITANE ET PROCEDE DE FABRICATION

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IS IT LI LT LU MC NL PL PT RO SE SI SK TR

(30) Priorität: **29.04.2004 DE 102004022458**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
17.01.2007 Patentblatt 2007/03

(73) Patentinhaber: **Leibniz-Institut für Festkörper- und Werkstoffforschung Dresden e.V.**
01069 Dresden (DE)

(72) Erfinder:
- **CALIN, Mariana**
  R-75169 Bucuresti (RO)
- **BRANZEI, Mihai**
  R-751763 Bucuresti (RO)
- **ECKERT, Jürgen**
  01189 Dresden (DE)
- **SCHULTZ, Ludwig**
  01328 Dresden (DE)
- **GEBERT, Annett**
  01099 Dresden (DE)

(74) Vertreter: **Rauschenbach, Dieter et al**
Bienertstrasse 15
01187 Dresden (DE)

(56) Entgegenhaltungen:
DE-C1- 10 224 722
US-A- 4 952 236
US-B1- 6 409 852

- **NIINOMI M: "TITANIUM ALLOYS FOR MEDICAL AND DENTAL APPLICATIONS" PROCEEDINGS FROM THE MATERIALS AND PROCESSES FOR MEDICAL DEVICES CONFERENCE, 8. September 2003 (2003-09-08), Seiten 417-422, XP009047790**
- **DATABASE INSPEC [Online] THE INSTITUTION OF ELECTRICAL ENGINEERS, STEVENAGE, GB; November 2003 (2003-11), SAKAGUCHI N ET AL: "Effect of Nb content on microstructure, tensile properties and elastic modulus of Ti-XNb-10Ta-5Zr alloys for biomedical applications" XP002338462 Database accession no. 7843376 & Journal of the Japan Institute of Metals Japan Inst. Metals Japan, Bd. 67, Nr. 11, November 2003 (2003-11), Seiten 681-687, ISSN: 0021-4876**
- **MITSUO NIINOMI: "Fatigue performance and cyto-toxicity of low rigidity titanium alloy, Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr" SCIENCE DIRECT; BIOMATERIALS, Bd. 24, 23. Januar 2003 (2003-01-23), Seiten 2673-2683, XP002338463**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

EP 1 743 045 B1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft kaltumformbare Formkörper aus Titanbasislegierungen. Die Formkörper besitzen eine exzellente Plastizität und erlauben ein leichtes Verformen bei Raumtemperatur. Sie sind hochfest, korrosionsbeständig und biokompatibel. Die Formkörper sind als Implantate im medizinischen Bereich, wie zum Beispiel als Hartgewebe-Ersatzmaterial, aber auch als Bauteile in der Flugzeugindustrie, der Raumfahrt und der Fahrzeugindustrie einsetzbar. Die Formkörper sind auch in der chemischen Industrie als Rohre für Wärmetransportanlagen, im Allgemeinen Maschinenbau und als Sportgeräte anwendbar, speziell wenn hohe Anforderungen an die gute Plastizität, die mechanische Belastbarkeit und die Korrosionsbeständigkeit gestellt werden, insbesondere bei kompliziert geformten Bauteilen.

[0002] Bekannt ist, dass Titanlegierungen in vier Gruppen eingeteilt werden, nämlich in α-Typ-Legierungen, in α+β-Typ-Legierungen, in β-Typ-Legierungen und in intermetallische Verbindungen [Materials Science and Technology, Eds. R.W. Cahn, P. Haasen, E. J. Kramer, VCH Verlag, Germany, Vol. 8, 1996, p. 403].

[0003] Die Klassifizierung hängt davon ab, welche Phase in der Mikrostruktur der Legierung vorherrscht. Die Mikrostruktur wird stark von dem Herstellungsprozess beeinflußt. Die Titanlegierungen können sowohl durch Ingotschmelzen, als auch durch Gießen oder durch pulvermetallurgische Methoden hergestellt werden.

[0004] Bekannt ist, dass sowohl reines Titan als auch α+β-Typ- und - βTyp-Legierungen bereits als biomedizinische Materialien eingeführt worden sind. Bekannt ist auch, dass Titanlegierungen als biomedizinisches Material in einem lebenden Körper die folgenden Eigenschaften aufweisen sollen: geringe Toxizität und Abstoßung, hohe Duktilität, einen geringeren Elastizitätsmodul, eine entsprechende Festigkeit und eine verbesserte Korrosionsbeständigkeit [M. Niinomi, Mater. Sci. Eng., A 243, 1998, p. 231-236].

[0005] Die Entwicklung von Ti-Legierungen als biomedizinisches Material wurde mit der Einführung der α+β-Typ-Legierungen begonnen [M. Niinomi, Mater. Sci. Eng., A 243, 1998, p. 231-236].

[0006] Reines Titan und die α+β-Typ-Legierung Ti-6Al-4V werden am meisten verwendet. Wegen der Toxizität von V wurde dieses Element durch andere die β-Phase stabilisierende Elemente ersetzt, wie zum Beispiel durch Fe oder Nb.

[0007] Dabei wurden neue α+β-Typ-Legierungen, wie zum Beispiel die Legierung Ti-5Al-2,5Fe [ISO 5632-10, Geneve, Switzerland, 1996] und die Legierung Ti-6Al-7Nb [ISO 5832-11, Geneve, Switzerland, 1994; ASTM F1295 Philadelphia, 1994], entwickelt.

[0008] Später sind zusätzlich V- und Al-freie α+β-Typ-Legierungen, wie beispielsweise Ti-15(Sn/Zr)-4Nb-2Ta-0,2Pd, eingeführt worden [Y. Okasaki, Y. Ito, A. Ito, T. Tateishi: Medical Applications of Titanium and Its alloys, S. A. Brown and J. E. Lemons, eds., ASTM STP 1272, ASTM, Philadelphia, PA, 1996, p.45-50].

[0009] Bekannt ist, dass für biomedizinische Anwendungen ein niedriger Elastizitätsmodul erforderlich ist, der dem menschlichen Knochen möglichst nahe kommt. Die Elastizitätsmoduli der β-Typ-Legierungen sind bekanntermaßen niedriger als die Werte der α+β-Typ-Legierungen. Deshalb sind in den letzten Jahren neue, nicht toxische β-Typ-Legierungen wie beispielsweise Ti-15Mo, Ti-13Nb-13Zr und Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr entwickelt worden [K. Wang, Mat. Sci. Eng. A213, 1996, p.134-137; M. Niinomi, Mat. Sci. Eng., A243, 1998, p.231-236].

[0010] Die Bruchfestigkeit der Titanlegierungen liegt zwischen 500 und 1000 MPa, der Elastizitätsmodul beträgt zwischen 55 und 85 GPa. Die mechanischen Eigenschaften können durch Wärmebehandlung verbessert werden. [M. Niinomi, Metall. Mater. Trans. 33A, 2002, p.477-486; M.Ikeda, S.I. Komatsu, I.Sowa, M. Niinomi, Metall. Mater. Trans. 33A, 2002, p.487-493].

[0011] Bekannt sind weiterhin neue β-Typ-Legierungen aus Ti-Cu-Ni-Sn die eine gute Plastizität und höhere Bruchfestigkeit aufweisen [DE 102 24 722 C1)]. Diese Legierungen bestehen aus einer Komposit-Typ-Mikrostruktur mit einer teils glasartigen, teils nanokristallinen Matrix und darin eingebetteter duktiler krz-Phase mit einem Volumenanteil um 50 %. Dadurch wird eine Bruchdehnung von 7,5 % bei einer Bruchfestigkeit von 2010 MPa erreicht. Der Elastizitätsmodul beträgt 85,8 GPa. Trotz dieser Eigenschaften ist die Plastizität noch zu gering und die Verformbarkeit der Legierungen nicht erheblich verbessert. Darüber hinaus enthalten diese Legierungen Elemente, die toxisch und allergieauslösend sind, wie zum Beispiel Ni und Cu. Außerdem haben sie einen höheren Elastizitätsmodul, verglichen mit den anderen β-Typ-Legierungen.

[0012] Ein wesentlicher Nachteil der bekannten Titanlegierungen besteht in deren schlechten Verarbeitbarkeit. Die plastische Dehnung der bis heute entwickelten biomedizinischen Titanlegierungen liegt unter 28 % [M. Niinomi, Mat. Sci. Eng. A243, 1998, p.231-236], und nur seit neuester Zeit wird ein Wert von 45 % für die wärmebehandelte Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr Legierung erreicht [M.Niinomi, Biomaterials 24, 2003, p.2673-2683].

[0013] Bekannt sind seit kurzem auch neue Titanlegierungen mit superelastischen und superplastischen Eigenschaften [T. Saito et all., Science, Vol. 300, 18 April 2003, p.464]. Diese als "GUM METALLS" bezeichneten Legierungen gehören zu den β-Typ-Titanlegierungen und werden pulvermetallurgisch zu Produkten verarbeitet. Ihre Zusammensetzung wird mit der Formel $Ti_3(Ta + Nb + V) + (Zr, Hf) + O$ beschrieben. GUM METALS besitzen einen geringen Elastizitätsmodul (<60 GPa), eine hohe Festigkeit (~2000 MPa) und eine sehr hohe Elastizität (~2,5 %). Sie können bis zu 99,9 % kalt gestreckt werden. Die GUM METALS sind für Fahrzeugteile vorgesehen. Wegen der Anwesenheit des Vanadiums in ihrer Zusammensetzung sind sie für biomedizinische Anwendungen nicht geeignet.

[0014] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde Formkörper auf Titanbasis zu entwickeln, die eine hohe Plastizität und Verformbarkeit bei Raumtemperatur besitzen und die hochfest, korrosionsbeständig und biokompatibel sind.

[0015] Diese Aufgabe wird mit Titanbasislegierungen gelöst, die in ihrer Zusammensetzung der Formel

xTi-y(Nb+Ta)-zM

entsprechen, worin

x = 100-(y+z) Gew.-%
y = 10 bis 50 Gew.-%
z = 1 bis 10 Gew.-% und
M mindestens ein Element aus der mit den Elementen
Cr, In, Zr, Ag, Au und Pd gebildeten Gruppe ist,

und deren Gefüge ein Gefüge des β-Legierungstyps mit einer definierten homogenen Mikrostruktur ist, welches zu mindestens 92 Volumen-% aus duktilen Dendriten besteht.

[0016] Vorteilhafterweise liegt dabei die Länge der Primär-Dendritenachsen im Bereich von 10-100 μm und der Radius der Primärdendritenarme beträgt 0,2-10 μm.

[0017] Die Formkörper bestehen erfindungsgemäß vorzugsweise aus 53Ti-29Nb-13Ta-5M oder 52Ti-37Nb-9Ta-2M oder 51Ti-33Nb-10Ta-6M oder 60Ti-30Nb-7Ta-3M oder 65Ti-20Nb-10Ta-5M (Zahlenwerte in Gew.-%), wobei M mindestens ein Element aus der mit den Elementen Cr, In, Ag, Zr, Au und Pd gebildeten Gruppe ist.

[0018] Zur Herstellung der Formkörper beinhaltet die Erfindung ein Verfahren, bei dem zunächst eine homogene Legierung hergestellt wird, die in ihrer Zusammensetzung der Formel

xTi-y(Nb+Ta)-zM

entspricht, worin

x = 100-(y+z) Gew.-%
y = 10 bis 50 Gew.-%
z = 1 bis 10 Gew.-% und

M mindestens ein Element aus der mit den Elementen Cr, In, Zr, Ag, Au und Pd gebildeten Gruppe ist. Aus einer Schmelze dieser Legierung werden dann die Formkörper gegossen, wobei der Guss unter Raschabkühlungsbedingungen mit einer Abkühlrate im Bereich von 100 bis 1000 K/s abgekühlt wird.

[0019] Gemäß einer zweckmäßigen Ausgestaltung des Verfahrens wird die Schmelze in eine wassergekühlte Kupferkokille abgegossen und dort rasch abgekühlt.

[0020] Das Erschmelzen der Legierung und das Gießen der Formkörper wird vorteilhaft in einer Inertgasatmosphäre durchgeführt.

[0021] Die hergestellten Formkörper können zur weiteren Verbesserung der Kaltumformbarkeit erfindungsgemäß auch einer ein- oder mehrstufigen Wärmebehandlung bei Temperaturen im Bereich von 400 bis 1000°C in einer Inertgasatmosphäre unterworfen.

[0022] Das Gießen kann mittels Druckguss, Schleuderguss, Spritzguss, Saugguss oder Abguss durchgeführt werden.

[0023] Vorteilhafterweise wird das Erschmelzen und Gießen in einer Kalttiegel-Induktionsanlage durchgeführt.

[0024] Gegenstand der Erfindung ist weiterhin die Verwendung der Formkörper als Implantate im medizinischen Bereich.

[0025] Nachstehend wird die Erfindung an Hand von Ausführungsbeispielen näher erläutert.

Beispiel 1

[0026] Eine Legierung mit der Zusammensetzung Ti-29Nb-13Ta-5In (Zahlenwerte in Gew.-%) wird erschmolzen und in eine zylinderförmige Kupferkokille mit Innendurchmesser von 4 mm mit einer Abkühlrate zwischen 100 und 1000 K/s abgegossen.

[0027] Der erhaltene Formkörper enthält kein toxisches oder allergisches chemisches Element und besteht hauptsächlich aus einer mikrometer-skaligen dendritischen und duktilen Phase. Die enthaltene dendritische Phase hat eine kubisch-raumzentrierte (krz) Struktur und einen Volumenanteil von etwa 95 %.

[0028] Mit dieser Struktur wird eine plastische Dehnung von 115 % im gegossenen Zustand bei Raumtemperatur erreicht. Während der plastischen Dehnung beträgt das Spannungsplateau zwischen 820 und 975 MPa. Der Elastizi-

tätsmodul beträgt 55 GPa.

[0029] Nach einer Duplex-Wärmebehandlung, die in einem Lösungsglühen bei 850 °C/1,8 ks mit Abschrecken in Wasser sowie einer Alterung bei 400 °C/ 1,8 ks besteht, steigt die plastische Dehnung bei Raumtemperatur auf einen hervorragenden Wert von 143 % und die Festigkeit erreicht einen Wert von 1033 MPa. Der Elastizitätsmodul beträgt in diesem Zustand 65 GPa.

[0030] Die Mikrostruktur ist einphasig und enthält nur die duktile krz Phase. Die exzellente Plastizität erlaubt ein sehr leichtes Verformen bei Raumtemperatur, was sehr wichtig für das Herstellen von kompliziert gestalteten Formteilen ist.

Beispiel 2

[0031] Eine Legierung mit der Zusammensetzung Ti-29Nb-13Ta-5Cr (Zahlenwerte in Gew.-%) wird in eine zylinderförmige Kupferkokille mit Innendurchmesser von 4 mm mit Abkühlraten zwischen 200 und 1000 K/s abgegossen.

[0032] Der erhaltene Formkörper enthält kein toxisches oder allergisches Element und besteht aus einer monophasischen mikrometer-skaligen dendritischen Mikrostruktur. Die enthaltene dendritische Phase hat eine kubisch-raumzentrierte Struktur und ist extrem duktil bei Raumtemperatur.

[0033] Dadurch wird eine plastische Dehnung von 84 % erreicht. Während der plastischen Dehnung beträgt das Spannungsplateau zwischen 820 und 905 MPa. Die elastische Dehnung an der technischen Streckgrenze beträgt 1,0 % bei einer Festigkeit von 612 MPa. Der Elastizitätsmodul beträgt 75 GPa.

Patentansprüche

1. Kaltumformbare Formkörper aus Titanbasislegierungen, die in ihrer Zusammensetzung der Formel

xTi-y(Nb+Ta)-zM

entsprechen, worin

x = 100-(y+z) Gew.-%
y = 10 bis 50 Gew.-%
z = 1 bis 10 Gew.-% und
M mindestens ein Element aus der mit den Elementen
Cr, In, Zr, Ag, Au und Pd gebildeten Gruppe ist,

dadurch gekennzeichnet, dass das Gefüge der Formkörper ein Gefüge des β-Legierungstyps mit einer homogenen Mikrostruktur ist, welches zu mindestens 92 Volumen-% aus duktilen Dendriten besteht.

2. Kaltumformbare Formkörper nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Länge der Primär-Dendritenachsen im Bereich von 10-100 μm liegt und der Radius der Primärdendritenarme 0,2-10 μm beträgt.

3. Kaltumformbare Formkörper nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** diese aus der Legierung 53Ti-29Nb-13Ta-5M oder 52Ti-37Nb-9Ta-2M oder 51Ti-33Nb-10Ta-6M oder 60Ti-30Nb-7Ta-3M oder 65Ti-20Nb-10Ta-5M besteht, wobei M mindestens ein Element aus der mit den Elementen Cr, In, Ag, Zr, Au und Pd gebildeten Gruppe ist.

4. Verfahren zur Herstellung kaltumformbarer Formkörper gemäß Anspruch 1 aus Titanbasislegierungen, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine homogene Legierung hergestellt wird, die in ihrer Zusammensetzung der Formel

xTi-y(Nb+Ta)-zM

entspricht, worin

x = 100-(y+z) Gew.-%
y = 10 bis 50 Gew.-%
z = 1 bis 10 Gew.-% und
M mindestens ein Element aus der mit den Elementen Cr, In, Zr, Ag, Au und Pd gebildeten Gruppe ist, und dass aus einer Schmelze dieser Legierung Formkörper gegossen werden, wobei der Guss unter Raschabkühlungsbedingungen mit einer Abkühlrate im Bereich von 100 bis 1000 K/s abgekühlt wird.

5. Verfahren nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Schmelze in eine wassergekühlte Kupferkokille abgegossen und dort rasch abgekühlt wird.

6. Verfahren nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Erschmelzen der Legierung und das Gießen der Formkörper in einer Inertgasatmosphäre durchgeführt wird.

7. Verfahren nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** die hergestellten Formkörper zur weiteren Verbesserung der Kaltumformbarkeit einer ein- oder mehrstufigen Wärmebehandlung bei Temperaturen im Bereich von 400 bis 1000°C in einer Inertgasatmosphäre unterworfen werden.

8. Verfahren nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Gießen mittels Druckguss, Schleuderguss, Spritzguss, Saugguss oder Abguss durchgeführt wird.

9. Verfahren nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** das Erschmelzen und Gießen in einer Kalttiegel-Induktionsanlage durchgeführt wird.

10. Verwendung der Formkörper nach einem der Ansprüche 1 bis 3 als Implantate im medizinischen Bereich.

Claims

1. Cold-formable shaped bodies made of titanium-based alloys, the composition of which corresponds to the formula

   xTi-y(Nb+Ta)-zM,

   where

   x = 100-(y+z) wt.%
   y = from 10 to 50 wt.%
   z = from 1 to 10 wt.%, and
   M is at least one element from the group formed by the elements Cr, In, Zr, Ag, Au and Pd,

   characterized in that the lattice of the shaped body is a lattice of the β-alloy type with a homogeneous microstructure, at least 92 volume-% of which consists of ductile dendrites.

2. Cold-formable shaped bodies according to Claim 1, **characterized in that** the length of the primary dendrite axes lies in the range of 10-100 μm and the radius of the primary dendrite branches is 0.2-10 μm.

3. Cold-formable shaped bodies according to Claim 1, **characterized in that** they consist of the alloy 53Ti-29Nb-13Ta-5M or 52Ti-37Nb-9Ta-2M or 51Ti-33Nb-10Ta-6M or 60Ti-30Nb-7Ta-3M or 65Ti-20Nb-10Ta-5M, where M is at least one element from the group formed by the elements Cr, In, Ag, Zr, Au and Pd.

4. Method for producing cold-formable shaped bodies made of titanium-based alloys, **characterized in that** a homogeneous alloy is produced, the composition of which corresponds to the formula

   xTi-y(Nb+Ta)-zM,

   where

   x = 100-(y+z) wt.%
   y = from 10 to 50 wt.%
   z = from 1 to 10 wt.%, and
   M is at least one element from the group formed by the elements Cr, In, Zr, Ag, Au and Pd, and **in that** shaped bodies are cast from a melt of this alloy, the casting being cooled under rapid cooling conditions with a cooling rate in the range of from 100 to 1000 K/s.

5. Method according to Claim 4, **characterized in that** the melt is poured into a water-cooled copper mould and rapidly cooled there.

6. Method according to Claim 4, **characterized in that** the melting of the alloy and the casting of the shaped body are carried out in an inert atmosphere.

7. Method according to Claim 4, **characterized in that** in order to further improve the cold formability, the shaped bodies being produced are subjected to a one- or multi-stage heat treatment at temperatures in the range of from 400 to 1000°C in an inert atmosphere.

8. Method according to Claim 4, **characterized in that** the casting is carried out by means of die-casting, spin casting, injection casting, suction casting or pouring.

9. Method according to Claim 4, **characterized in that** the melting and casting are carried out in a cold crucible induction apparatus.

10. Use of the shaped bodies according to one of Claims 1 to 3 as implants in the medical field.

Revendications

1. Corps moulé déformable à froid en alliage à base de titane dont la composition correspond à la formule :

xTi-y(Nb+Ta)-zM

dans laquelle :

x = 100-(y+z) % en poids,
y = 10 à 50 % en poids,
z = 1 à 10 % en poids,
M est au moins un élément de l'ensemble formé du Cr, de l'In, du Zr, de l'Ag, de l'Au et du Pd,

caractérisé en ce que le réseau du corps moulé est un réseau de type alliage β à microstructure homogène et constitué d'au moins 92 % en volume de dendrites ductiles.

2. Corps moulé déformable à froid selon la revendication 1, **caractérisé en ce que** la longueur de l'axe primaire des dendrites est comprise dans la plage de 10 à 100 μm et le rayon des ramifications primaires des dendrites est compris entre 0,2 et 10 μm.

3. Corps moulé déformable à froid selon la revendication 1, **caractérisé en ce que** l'alliage est le 53Ti-29Nb-13Ta-5M, le 52Ti-37Nb-9Ta-2M, le 51Ti-33Nb-10Ta-6M, le 60Ti-30Nb-7Ta-3M ou le 65Ti-20Nb-10Ta-5M, où M est au moins un élément de l'ensemble formé du Cr, de l'In, de l'Ag, du Zr, de l'Au et du Pd.

4. Procédé de fabrication d'un corps moulé déformable à froid en alliage à base de titane selon la revendication 1, **caractérisé en ce qu'**on prépare un alliage homogène dont la composition correspond à la formule :

xTi-y(Nb+Ta)-zM

dans laquelle:

x = 100-(y+z) % en poids,
y = 10 à 50 % en poids,
z = 1 à 10 % en poids,
M est au moins un élément de l'ensemble formé du Cr, de l'In, du Zr, de l'Ag, de l'Au et du Pd et **en ce que** des corps moulés sont coulés à partir de cet alliage fondu, la coulée étant réalisée dans des conditions de refroidissement rapide à une vitesse de refroidissement comprise dans la plage de 100 à 1 000 K/s.

5. Procédé selon la revendication 4, **caractérisé en ce que** le métal fondu est coulé dans une lingotière en cuivre refroidie à l'eau et y est refroidi rapidement.

6. Procédé selon la revendication 4, **caractérisé en ce que** la fonte de l'alliage et la coulée du corps moulé sont

réalisées dans une atmosphère inerte.

7. Procédé selon la revendication 4, **caractérisé en ce que** pour encore améliorer leur déformabilité à froid, les corps moulés fabriqués subissent un traitement thermique en une ou plusieurs étapes à une température comprise dans la plage de 400 à 1 000°C dans une atmosphère inerte.

8. Procédé selon la revendication 4, **caractérisé en ce que** la coulée est réalisée par moulage sous pression, moulage par centrifugation, moulage par injection, moulage par aspiration ou coulée.

9. Procédé selon la revendication 4, **caractérisé en ce que** la fonte et la coulée sont réalisées dans une installation d'induction à creuset froid.

10. Utilisation des corps moulés selon l'une quelconque des revendications 1 à 3 comme implants dans le domaine médical.

IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde ausschließlich zur Information des Lesers aufgenommen und ist nicht Bestandteil des europäischen Patentdokumentes. Sie wurde mit größter Sorgfalt zusammengestellt; das EPA übernimmt jedoch keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente

- DE 10224722 C1 **[0011]**

In der Beschreibung aufgeführte Nicht-Patentliteratur

- *Materials Science and Technology,* 1996, vol. 8, 403 **[0002]**
- **M. NIINOMI.** *Mater. Sci. Eng., A,* 1998, vol. 243, 231-236 **[0004] [0005]**
- **Y. OKASAKI ; Y. ITO ; A. ITO ; T. TATEISHI.** Medical Applications of Titanium and Its alloys. 1996, 45-50 **[0008]**
- **K. WANG.** *Mat. Sci. Eng.,* 1996, vol. A213, 134-137 **[0009]**
- **M. NIINOMI.** *Mat. Sci. Eng.,* 1998, vol. A243, 231-236 **[0009] [0012]**
- **M. NIINOMI.** *Metall. Mater. Trans.,* 2002, vol. 33A, 477-486 **[0010]**
- **M.IKEDA ; S.I. KOMATSU ; I.SOWA.** *M. Niinomi, Metall. Mater. Trans.,* 2002, vol. 33A, 487-493 **[0010]**
- **M.NIINOMI.** *Biomaterials,* 2003, vol. 24, 2673-2683 **[0012]**
- **T. SAITO.** *Science,* 18. April 2003, vol. 300, 464 **[0013]**