

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
12. Dezember 2002 (12.12.2002)

PCT

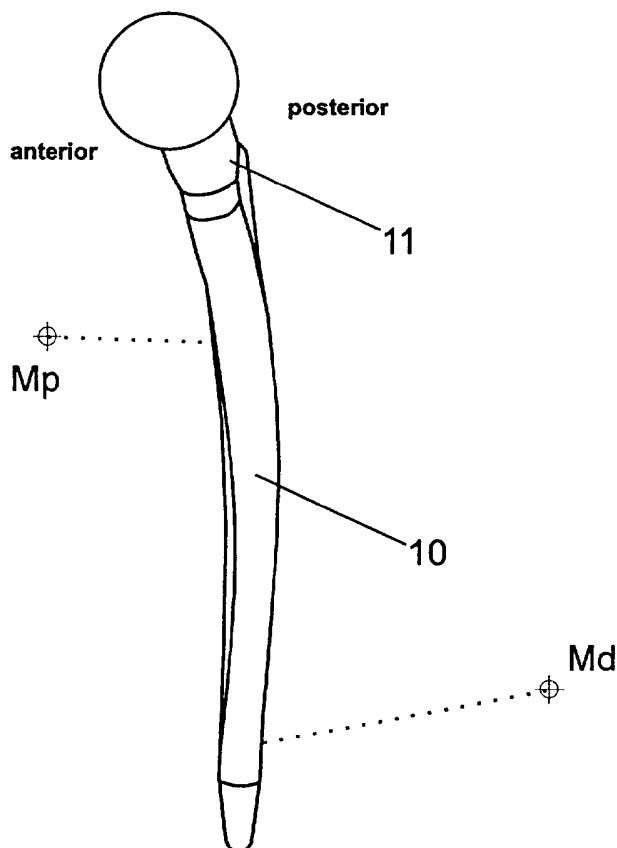
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 02/098331 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: **A61F 2/36** 37308 Heilbad Heiligenstadt (DE). **KERAMED MEDIZINTECHNIK GMBH** [DE/DE]; An den Trillers Büschen 2, 07646 Mörsdorf/Thür. (DE).
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP02/06049
- (22) Internationales Anmeldedatum: 3. Juni 2002 (03.06.2002) (72) **Erfinder: GLIEN, Wilfried**; Büttelbaum 03, 07639 Bad Klosterlausnitz (DE). **LIEFEITH, Klaus**; Strasse der Einheit 27, 37318 Uder (DE). **RAHM, Jens**; Zeppelinstrasse 8, 08412 Werdau (DE). **ROST, Jürgen**; Mescheder Str. 5, 37308 Heilbad Heiligenstadt (DE).
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität: 201 09 207.7 1. Juni 2001 (01.06.2001) DE (74) **Anwälte: ABITZ, Walter** usw.; Abitz & Partner, Poschingerstrasse 6, 81628 München (DE).
- (71) Anmelder: **INSTITUT FÜR BIOPROZESS- UND ANALYSENMESSTECHNIK E.V.** [DE/DE]; Rosenhof, (81) **Bestimmungsstaaten (national):** AU, JP.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: FEMORAL ELEMENT FOR A HIP JOINT ENDOPROSTHESIS

(54) Bezeichnung: FEMURTEIL FÜR EINE HÜFTGELENKENDOPROTHESE



(57) Abstract: The invention relates to a femoral element, the shaft (10) of said femoral element comprising a cross-section which changes along its axis, and the proximal area of the shaft (10) being curved in the anterior-posterior plane about an anteriorly situated point (Mp). The maximum main axis of inertia (20) is not posteriorly oriented at least in a longitudinal section of the femoral element and it can deviate in said longitudinal section by an angle of ± 10 to 30° in relation to the posterior position. The direction of the main axes of inertia (30, 32) can rotate along the shaft (10). The distal region of the shaft can be curved in the anterior-posterior plane about a posteriorly situated central point (Md).

(57) Zusammenfassung: Der Schaft (10) des Femurteils weist einen sich längs der Schaftachse verändernden Querschnitt auf und der proximale Bereich des Schaftes (10) ist in der AP-Ebene um einen anterior gelegenen Punkt (Mp) gekrümmt. Zumindest in einem Längsabschnitt des Femurteils ist die maximale Hauptträgheitsachse (20) nicht posterior ausgerichtet und die maximale Hauptträgheitsachse kann in diesem Längsabschnitt unter einem Winkel von ± 10 bis 30° gegenüber posterior abweichen. Die Richtung seiner Hauptträgheitsachsen (30, 32) kann sich längs des Schaftes (10) drehen. Der distale Schaftbereich kann in der AP-Ebene um einen posterior gelegenen Mittelpunkt (Md) gekrümmt sein.



WO 02/098331 A1



(84) Bestimmungsstaaten (*regional*): europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Veröffentlicht:

- *mit internationalem Recherchenbericht*
- *vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen*

Femurteil für eine Hüftgelenkendoprothese

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Femurteil für eine Hüftgelenkendo-
prothese, wobei das Femurteil einen Gelenkkopf, einen Hals und
einen Schaft aufweist und der Schaft einen sich längs der
Schaftachse verändernden Querschnitt aufweist und in der AP-
5 Ebene (Anterior-Posterior-Ebene) um einen anterior gelegenen
Punkt gekrümmt ist.

Aus DE-C1-199 35 289 ist eine Hüftgelenkendoprothese bekannt,
bei der der konische Schaft in Längsrichtung verlaufende Nuten
10 aufweist. Das Nutenprofil ist symmetrisch zum Mittelpunkt des
Schaftquerschnitts und die Nuten verlaufen ohne Rotation über
die gesamte Länge des Schaftes. Dieses Nutenprofil führt in
Verbindung mit der Konizität des Schaftes zu einer Drehung des
Trägheitsachsensystems längs der Schaftachse. Dadurch soll das
15 Elastizitätsverhalten des Schaftes besser an die anatomischen
Gegebenheiten des menschlichen Femurknochens angepasst werden,
wodurch die Resorption des Knochens infolge Stress-Shielding
verringert werden soll. Die in den Fig. 3a bis 3d dieser
Druckschrift dargestellte Drehung des Trägheitsachsensystems
20 beinhaltet eine Drehung der maximalen Hauptträgheitsachse von
etwa +20° gegenüber posterior.

Aus DE-A-38 29 361 ist eine einzementierbare Hüftgelenkendo-
prothese mit einem anatomisch geformten Schaft mit einem
25 flanschartigen Stützkragen und mehreren Längsrillen bekannt.
Die Längsrillen dienen der Bildung von Zementstegen und damit
der Erhöhung der Rotations- und Torsionsfestigkeit und können
nach der Zeichnung auch unsymmetrisch verlaufen.

30 Aus DE-T2-691 03 895 ist eine Hüftgelenkendoprothese bekannt,
deren Schaft in seinem oberen Teil einen von unten nach oben
zunehmend ovalen Querschnitt aufweist, wobei die Spitze nach

innen und das andere Ende nach außen gerichtet ist, und eine Verwindung aufweist, die in einer in Richtung der Anteversion des Halses von unten nach oben zunehmenden Verdrehung besteht. Dadurch soll eine genaue Positionierung der Prothese und
5 insbesondere eine Wiedergabe der Anteversion ermöglicht werden, die der Femurhals von Natur aus aufweist, und soll eine varale Versetzung des Femur verhindert werden.

Aus DE-U-92 90 043 ist eine anatomisch geformte Prothese aus
10 Verbundmaterialien bekannt, deren Elastizitätsmodul dem des benachbarten kortikalen Knochens nach der Implantation annähert ist.

Aus DE-U-299 23 205 ist ein einzementierbares Prothesenteil
15 mit einem Kragen und einem anatomisch angepassten Schaft bekannt, wobei der proximale Schaftabschnitt eine Verwindung aufweist. Dadurch soll eine gleichmäßige, den anatomischen Verhältnissen angepasste Krafteinleitung erzielt werden.

Aus EP-A-0 695 540 ist eine Hüftgelenkendoprothese bekannt mit
20 einer Drehung der Symmetrieebene der Schaftquerschnitte im oberen Bereich des Schaftes um etwa 10° . Der Hals kann getrennt von dem Schaft hergestellt werden und mit seinem eigenen Anteversionswinkel an den Schaft angepasst sein, so
25 dass dieser Anteversionswinkel mit dem Antetorsionswinkel des Schaftes zusammenwirkt.

Bei diesen Femurteilen nach dem Stand der Technik dient die Krümmung des proximalen Bereichs der Anpassung an den Mar-
30 kraumkanal. Weiterhin soll dadurch dem Verkanten des Schaftes im Markraumkanal während der Implantation entgegengewirkt werden und eine gleichförmigere Stärke der Knochenzement-
schicht erzielt werden.

35 Die Problematik von Hüftendoprothesen ist der durch die Implantation einer Prothese sehr stark veränderte Kraftfluss im Oberschenkelknochen (Femur). Im intakten, prothetisch nicht versorgten System wird die Hüftreaktionskraft in den Femurkopf

eingeleitet und über den relativ festen Rand (Kortikalis) des Femurs zum Knie abgeleitet. Die inneren Bereiche des Femurs (Markraum, Spongiosa) werden in dieser Konfiguration kaum belastet.

5

Die negativen Effekte einer implantierten Prothese auf den Femur lassen sich folgendermaßen formulieren:

Der überwiegende Teil der Hüftreaktionskraft wird über Prothesenkopf, -hals, sowie -schaft in das umgebende Knochen-
10 gewebe geleitet. Ein Teil der Last wird bis zur Prothesenspitze geleitet und gelangt erst dort in den Femur. Das bedeutet eine starke Entlastung des periimplantären Knochens insbesondere im gesamten proximalen Bereich (stress-shielding). Da der Knochen dem natürlichen Gesetz der Effizienz
15 unterworfen ist, resorbiert er entlastetes Knochengewebe (postoperatives Bone Remodeling). In der Folge verliert das Implantat sein stabiles Lager in der Knochenumgebung und lockert sich (aseptische Prothesenlockerung).

20 Eine weniger steife Prothese kann diesem Effekt in einem gewissen Maße insofern entgegenwirken, als das Implantat eine höhere Verformung zulässt und somit den umgebenden Knochen wesentlich weniger entlastet, d.h. stärker belastet, als eine steifere Prothese. Restriktionen an die konstruktive Gestal-
25 tung einer Prothese hinsichtlich ihrer Elastizität lassen diesen Überlegungen aber wenig Raum. So muss beispielsweise die Prothese die gleiche Festigkeit aufbringen, wie zuvor der gesunde Knochen um die Hüftreaktionskraft zu tragen, mit der Folge, dass sich nun im ursprünglich weichen und kaum belasteten
30 Markraum und Spongiosabereich des Knochen ein steifes lasttragendes Implantat befindet.

Bei zementierten Prothesensystem kommt das Problem der Belastung des Knochenzements hinzu. Der Knochenzement (ein
35 PMMA) reagiert empfindlich auf Wechselbelastungen, die um so höher sind, je elastischer das Implantat ausgelegt ist. Die Langzeitstabilität des Zement wird also von der Amplitude der Belastung, der Anzahl der Schwingungen [(1-3 Mill.)/Jahr] und

zusätzlich von Alterungserscheinungen des Zementes selbst beeinflusst. Um eine lange Standzeit des Implantats zu gewährleisten ist somit der Knochenzement möglichst zu schonen. Daraus folgt, dass eine gewünschte Mehrbelastung im Femur, also ein verringertes Stress-Shielding, in der Regel zu einer unerwünschten Mehrbelastung des Knochenzements führt. Die Belastungen des postoperativen Femurs ist also einerseits erwünscht, um einer aseptischen Prothesenlockerung vorzubeugen, führt andererseits leicht zu einer übermäßigen Beanspruchung des Knochenzements.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, das Lockern des implantierten Hüftgelenkschafts zu verzögern.

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe dadurch gelöst, dass zumindest in einem Längsabschnitt des Femurteils die maximale Hauptträgheitsachse nicht posterior ausgerichtet ist.

Vorzugsweise beträgt die Abweichung von der posterioren Ausrichtung ± 10 bis 30° .

Vorzugsweise ist die Änderung des Schaftquerschnitts derart, daß sich die Richtung seiner Hauptträgheitsachsen längs des Schaftes dreht. Der Prothesenschaft hat eine sich entlang der Prothesenlängsachse verändernde Richtung der Hauptachsen der Flächenträgheitssysteme. Die Änderung ist durch die Festlegung von Winkeln zwischen einem festen Bezugsachsensystem und den Hauptachsen der Flächenträgheitssysteme definiert. Diese Winkel können sowohl negativ als auch positiv sein und liegen vorzugsweise zwischen 10 und 30° .

Die Ausrichtung der Hauptträgheitsachsen des Femurs ändert sich längs der Achse des Femurs. Die Änderung der Ausrichtung der Hauptträgheitsachsen des erfindungsgemäßen Endoprothesenfemurteils kann dem zumindest teilweise angepasst werden. Welche Lösung im Einzelfall gewählt wird, muss der Operateur entscheiden. Durch die Erfindung hat er eine größere Auswahlmöglichkeit, um den im Einzelfall optimalen Kompromiss

zwischen Schonung des Knochenzements und Verringerung des Stress-Shielding zu finden. Das Stress-Shielding lässt sich dabei auch durch die Materialauswahl steuern. Ein relativ weiches Material, z.B. eine Titanlegierung, verringert das Stress-Shielding stärker als ein steifes Material, z.B. eine Kobalt-Chrom-Legierung.

Zur Erklärung des durch die Erfindung erzielten Effektes werden nachfolgend die Systeme der Hauptträgheitsachsen des natürlichen Femur und des Implantats betrachtet:

Hauptträgheitsachsen spielen als mechanische Größe eine Rolle, wenn Biegung auftritt. Ein Hauptträgheitsachsensystem weist immer eine maximale und eine minimale Trägheitsachse auf. Diese charakterisieren jene Achsen, welche bei einer Biegung der Querschnittsfläche um diese Achsen ein maximales Widerstandsmoment (maximale Hauptträgheitsachse) bzw. ein minimales Widerstandsmoment (minimale Hauptträgheitsachse) durch diese Fläche hervorrufen. Der Femur wird wie die meisten Knochen u.a. auf Biegung beansprucht und im Femur existiert ein System von Hauptträgheitsachsen. Für jeden Femurquerschnitt existiert also eine maximale und eine minimale Hauptträgheitsachse.

Überlagert man alle Belastungen, denen der Femur ausgesetzt ist (Treppensteigen, Gehen, Laufen, Springen usw.), zu einer einzigen, mehrachsigen Belastung, so bestimmt die Biegebelastung des Femur im Wesentlichen die Orientierungen der Hauptachsensysteme.

Bei der Implantation eines Prothesenschaftes überlagert das System von Trägheitsachsen der Querschnitte des Implantats das vorgegebene System des Femur. Es stellen sich im Verbundsystem Femur/Implantat neue Hauptachsensysteme ein. Abgesehen von der eintretenden Versteifung, der Verringerung der Biegebelastung des periimplantären Knochengewebes und dem veränderten Kraftfluss, mit teilweisem oder völligem Verlust der Belastung in bestimmten Bereichen des Femur, bestehen zwei Extremsituationen hinsichtlich der Hauptachsensysteme:

1. Die maximale Hauptträgheitsachse der Prothese ist so gerichtet wie die maximale Hauptträgheitsachse des Femur (querschnittsweise betrachtet). Das bedeutet, die ursprünglich bestehenden lokalen steifen und weniger steifen Regionen im
5 Femur bleiben auch im Verbundsystem erhalten. Die Belastungsverteilung ist also ähnlich wie im Femur ohne Implantat und das resultierende Stress-Shielding des Knochengewebes ist verringert.

10 Für ein einzementiertes Implantat ist das Vorhandensein von Regionen unterschiedlicher Belastung jedoch ungünstig. Die Zementbelastung ist immer dann am geringsten, wenn die Belastung möglichst homogen in den Zement eingeleitet wird. Existieren
15 aber nun unterschiedliche Steifigkeiten ist das nicht möglich. In den Bereichen geringer Steifigkeit ist die Zementbelastung am höchsten.

2. Die maximale Hauptträgheitsachse der Prothese ist so gerichtet wie die minimale Hauptträgheitsachse des Femur. Die
20 ursprünglich bestehenden steifen und schwachen Regionen des Femur werden verändert und die schwachen Bereiche des Femur werden durch das Implantat versteift und umgekehrt. Dies bedeutet ein erhöhtes Stress-Shielding. Andererseits wird der Unterschied zwischen maximalen und minimalen Widerstandsmo-
25 menten der Fläche kleiner, was eine homogenere Lasteinleitung in den Knochenzement bedeutet.

Überlagert wird das Ganze natürlich sehr stark von der Entlastung des Femur durch die Prothese selbst (Stress-Shielding)
30 und durch andere Belastungen des Femur wie Torsion und Druckbelastung (Knochenzement).

Unter Berücksichtigung der konstruktiven Vorgaben für den Femurschaft einer Hüftgelenkendoprothese ergibt sich Folgendes:
35 Am oberen Ende des Schaftes ist die maximale Hauptträgheitsachse häufig konstruktionsbedingt posterior gerichtet. Wird bei einem zementierten Prothesenschaft in erster Linie eine Schonung des Knochenzements angestrebt, so kann sich die Aus-

richtung der maximalen Hauptträgheitsachse bspw. entsprechend einer Sinusfunktion zwischen 0 und $\pi/2$ längs der Schaftachse um bis zu 30° zu einer posterior-medialen Ausrichtung ändern. Die Richtung der minimalen Hauptträgheitsachse des Schaftquerschnittes hat dann im distalen Bereich etwa die Richtung der maximalen Hauptträgheitsachse des Femurs. Mit einem solchen Schaft lässt sich die Zementbelastung besonders stark verringern. Das Stress-Shielding ist dagegen nur wenig reduziert.

10 Soll bei einem zementierten Prothesenschaft dagegen in erster Linie das Stress-Shielding verringert werden, so kann ein Femurteil eingesetzt werden, bei dem die maximale Hauptträgheitsachse am oberen Ende posterior gerichtet ist und sich entsprechend einer Sinusfunktion zwischen 0 und $\pi/2$ längs der Schaftachse und bis zu 30° in posterior-laterale Richtung dreht.

Bei einer zementierten Prothese wird durch das erfindungsgemäß optimierte Prothesensystem eine bisher nicht mögliche Kombination von geringerer Entlastung des postoperativen Femurs und geringerer Belastung des Knochenzements erreicht. D.h. das infolge der Implantation auftretende Stress-Shielding wird nur so weit reduziert, dass nicht unvertretbar hohe Zementbelastungen auftreten.

25

Bei einem unzementierten Prothesenschaft mit einer posterioren Ausrichtung der maximalen Hauptträgheitsachse am proximalen Ende des Schaftes, lässt sich die Lebensdauer des Implantats dadurch verlängern, dass die Richtungen der maximalen Hauptträgheitsachse des Femurteils der Prothese und des Femur möglichst weit übereinstimmen. Bei einem unzementierten Prothesenschaft braucht keine Zementbelastung berücksichtigt werden, so daß ein größerer Spielraum für den Verlauf der Hauptträgheitsachsen längs des Prothesenschafts besteht. Wird dabei eine höhere Belastung des Femurs beabsichtigt, so kann sich die maximale Hauptträgheitsachse längs des Prothesenschaftes entsprechend einer Sinusfunktion zwischen 0 und $\pi/2$ in die posterior-laterale Richtung drehen. Bei einer unzemen-

tierten Prothese wird dadurch eine geringere Entlastung des postoperativen Femurs erreicht. D.h. das infolge der Implantation auftretende Stress-Shielding wird reduziert.

5 Die maximalen Hauptträgheitsachsen von Querschnitten des Femurs zeigen in der Resektionsebene überwiegend in lateral-posteriore Richtung. Um bereits am proximalen Ende des Schaftes eine Annäherung der Ausrichtung dessen maximaler Hauptträgheitsachse an die des Femur zu erzielen, werden
10 vorzugsweise anterior und/oder posterior Rillen oder ähnliche Aussparungen in der Oberfläche des Schaftes vorgesehen. Um die maximale Hauptträgheitsachse entsprechend denen des Femurs posterior-lateral auszurichten, sind im posterior-lateralen Bereich und/oder im anterior-medialen Bereich der Schaftoberfläche
15 jeweils eine Rille vorgesehen.

Das gleiche Ergebnis kann durch einen schalenförmigen Aufbau des Schaftes mit gedrehtem Kern erreicht werden, wobei für die Schale und den Kern unterschiedliche Materialien verwendet
20 werden und der Kern auch leer sein kann.

Ist auf diese Weise die Ausrichtung der maximalen Hauptträgheitsachse bereits in der Resektionsebene um 10 bis 30° nach lateral oder medial gedreht, so kann diese Ausrichtung
25 auch über die gesamte Länge des Femurteils beibehalten werden. In diesem Fall dreht sich die Ausrichtung der maximalen Hauptträgheitsachse dann nicht entlang des Femurteils.

Vorzugsweise ist der Schaft in der AP-Ebene zweifach gekrümmt (S-Krümmung), wobei der proximale Schaftbereich einen anterior
30 gelegenen Krümmungsmittelpunkt und einen Krümmungsradius im Bereich von 250 mm \pm 100 mm hat und der distale Schaftbereich einen posterior gelegenen Krümmungsmittelpunkt und einen Krümmungsradius im Bereich von >250mm, insbesondere 350 mm
35 \pm 100 mm. Die Krümmung des distalen Bereichs ist somit in Regel kleiner als die des proximalen Bereichs und kann auch ganz entfallen. Es handelt sich hierbei nicht um durchgängig konstante Krümmungen, sondern die Krümmungen variieren über

diese Bereiche. Die variable Spanne überdeckt sowohl die anatomisch unterschiedlichen Femora als auch die unterschiedlichen Krümmungsradien in dem proximalen und dem distalen Bereich und die unterschiedlichen Prothesengrößen.

5

Bei dieser bevorzugten Ausführungsform besitzt der Prothesenschaft eine S-Krümmung und gleichzeitig liegen die maximalen Hauptträgheitsachsen der Schaftquerschnitte nicht in einer Ebene. Diese Ausführungsform des erfindungsgemäßen Femurteils wird insbesondere für die zementierte Implantation verwendet. Durch die S-Krümmung ergibt sich eine genauere Anpassung des Prothesenschafts an die natürliche Krümmung des Femur, wodurch die einzelnen Bereiche des Zementes eine gleichförmigere Dicke haben und dadurch gleichmäßiger belastet werden. Dadurch wird die Möglichkeit eröffnet, auch bei Anpassung der maximalen Hauptträgheitsachsen der Schaftquerschnitte längs der Schaftachse an die maximalen Hauptträgheitsachsen der Femurquerschnitte (Verringerung des Stress-Shielding) die Belastung auf den Zementköchler weitgehend gleichmäßig einzustellen.

20

Mittels dieser Ausführungsform gelingt es also, den oben erwähnten Gegensatz zwischen Verringerung der Zementbelastung und Verringerung des Stress-Shielding weiter abzubauen und den Knochenzement gering zu belasten, den Knochen selbst dagegen möglichst hoch, d.h. möglichst unverändert gegenüber der preoperativen Situation. Dieses „unverändert“ betrifft dabei nicht nur die Stärke der Knochenbelastung, sondern auch die Art und Weise seiner Belastung, und zwar die möglichst gute Übereinstimmung der Biegeeigenschaften des Femur pre- und postoperativ.

30

Bei den bekannten Prothesen wird man bei der Einleitung der Hüftgelenkskraft stark belastete Bereiche und gering belastete Bereiche im Zement finden. Die stark belasteten Bereiche stellen nun aber die Gefahr für die Integrität des Zementköchlers dar, weil diese Spannungsspitzen in Verbindung mit der auftretenden Dauerschwingbelastung den Zement schädigen und zum Ver-

35

sagen lokaler Gebiete im Zement führen, was wiederum zum Lockern der Prothese führen kann.

Da die aseptische Lockerung des Implantats sowohl von der Zementzerrüttung als auch der Knochenresorption verursacht wird, bringt die alleinige Verringerung der Zementbelastung oder die Erhöhung der Femurbelastung nur eine geringe Verlängerung der Standzeit. Die Prothese kann sich nämlich immer noch infolge der jeweils anderen nicht verbesserten Ausfallursache lockern. Die Erhöhung der Femurbelastung und die Verringerung der Zemententlastung führen jedoch in Verbindung miteinander zu einer wesentlich gesteigerten Standzeit des Implantats.

Vorzugsweise ist das erfindungsgemäße Femurteil bei einer zementfreien Implantation aus einer Titanlegierung und bei einer zementierten Implantation aus einem anderen biokompatiblen Material hergestellt, z.B. einer CoCrMo-Legierung.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung wird nachfolgend anhand der Zeichnung erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1 das Femurteil einer rechten Hüftgelenkendoprothese für zementierte oder zementfreie Implantation;
- Fig. 2 das Femurteil einer Hüftgelenkendoprothese für eine zementierte Implantation;
- Fig. 3 einen Querschnitt des rechten Femurs mit implantierter Prothese und dem jeweiligen Hauptachsensystem;
- Fig. 4 die Trägheitshauptachsensysteme von Querschnitten eines rechten Femurschafts mit sich ändernder Richtung der Hauptträgheitsachsen;
- Fig. 5 eine Ansicht des Femurschafts von posterior;
- Fig. 6 eine Ansicht des Femurschafts von anterior;

- Fig. 7 einen Schnitt des Femurschafts nach 7-7 von Fig. 5;
- 5 Fig. 8 einen Schnitt des Femurschafts nach 8-8 von Fig. 5;
- Fig. 9 einen Femurschaft im Teil-Längsschnitt;
- 10 Fig. 10 den Femurschaft von Fig. 9 im Schnitt nach 10-10 und
- Fig. 11 den Femurschaft von Fig. 9 im Schnitt nach 11-11.
- 15 Fig. 1 und 2 zeigen das Femurteil einer Hüftgelenkendoprothese, und zwar für das rechte Hüftgelenk. Das Femurteil besteht aus einem Schaft 10, der an seinem oberen Ende auf einem Hals 11 einen Gelenkkopf 12 trägt.
- 20 Der Schaft 10 ist in der AP-Ebene S-förmig gekrümmt. Der proximale Schaftbereich hat einen anterior gelegenen Krümmungsmittelpunkt M_a , während der distale Schaftbereich gerade ist oder einen posterior gelegenen Krümmungsmittelpunkt M_p hat. Die Krümmung ist nicht gleichförmig und ist im distalen
- 25 Bereich kleiner als im proximalen Bereich. Im proximalen Bereich liegt der Krümmungsradius zwischen 150 und 350 mm und im distalen Bereich zwischen 250 mm und ∞ . Typische Werte sind 250 bzw. 350 mm.
- 30 Der Zweck der Schaftkrümmung in der AP-Ebene ist eine bessere Anpassung des Implantates an den gekrümmten Verlauf des Markraumkanals. Weiterhin wird dem Verkanten des Schaftes im Markraumkanal während der Implantation entgegengewirkt und eine homogenere Verteilung des Knochenzementes erzielt.
- 35 Fig. 1 zeigt ein rechtes Femurteil, bei dem die maximale Hauptträgheitsachse am proximalen Ende posterior gerichtet ist und sich längs der Schaftachse nach posterior-lateral dreht.

Ein solches Femurteil kann bei zementfreien und zementierten Prothesensystemen eingesetzt werden, wenn die Verringerung des Stress-Shielding im Vordergrund steht. Bei einem zementierten Prothesensystem ist dabei die Zementbelastung relativ hoch.

5

Fig. 2 zeigt ein rechtes Femurteil, bei dem die maximale Hauptträgheitsachse des Schaftes am proximalen Ende ebenfalls posterior gerichtet ist, sich jedoch längs der Schaftachse nach posterior-medial dreht. Ein solches Femurteil kann bei einem zementierten Prothesensystem eingesetzt werden, wenn auf eine Entlastung des Zements Wert gelegt wird und weniger Wert auf eine Verringerung des Stress-Shielding.

Fig. 3 zeigt im Schnitt einen rechten Femur 14 mit eingesetztem herkömmlichem Implantat 16. Untersuchungen an Femora haben gezeigt, dass die maximale Hauptträgheitsachse 18 überwiegend in lateral-posteriore Richtung weist. Die maximale Hauptträgheitsachse 20 der Schaftprothese des herkömmlichen Implantats 16 weist dagegen in posteriore Richtung. Diese Diskrepanz zwischen der maximalen Hauptträgheitsachse des Femurteils der Prothese und der minimalen Hauptträgheitsachse des Femurs führt bei zementierten Implantaten zu einer ungünstigen Belastung des Knochenzements. Es hat sich gezeigt, dass eine Verringerung des Winkels zwischen der maximalen Hauptträgheitsachse 20 des Implantats 16 und der minimalen Hauptträgheitsachse 19 des Femurs die Belastung des Knochenzements verringert.

Bei dem erfindungsgemäßen Femurteil haben die Schaftquerschnitte über die Länge des Schafts 10 Hauptträgheitsachsen 20, die nicht parallel zueinander liegen, sondern in ihrer Richtung voneinander abweichen. Die Abweichung ist dabei derart, dass die maximalen Hauptträgheitsachsen 20 des Implantats nicht in der AP-Ebene liegen, sondern unter einem Winkel zueinander verlaufen.

Das richtungsveränderliche Hauptachsensystem des Prothesenschafts 10 weist eine Drehung der Schaftquerschnitte um die

Schaftachse auf. Am proximalen Ende (Resektionsebene) ist die maximale Hauptträgheitsachse z.B. posterior gerichtet, so dass sie insoweit mit einem herkömmlichem Implantat 16 übereinstimmt. Längs der Schaftachse zum distalen Ende hin dreht sich
5 die maximale Hauptträgheitsachse beim erfindungsgemäßen Femurteil um bis zu etwa 30° . Die Drehung nimmt dabei entsprechend etwa einer Sinusfunktion im Bereich von 0 bis $\pi/2$ zu.

10 Steht bei einzementierten Prothesenschäften die Entlastung des Knochenzements im Vordergrund, so kann sich die Richtung der maximalen Hauptträgheitsachse 20 des Prothesenschafts 10 entsprechend der erwähnten Sinusfunktion der Richtung der minimalen Hauptträgheitsachse des Femurquerschnitts anpassen.
15 Dies bedeutet, dass sich die Richtung der maximalen Hauptträgheitsachse von der z.B. posterioren Ausrichtung am proximalen Ende zur posterior-medialen Ausrichtung am distalen Ende dreht. Beim rechten Prothesenschaft entspricht dies der Drehung eines rechtsgängigen Gewindes und beim linken Prothesenschaft der Drehung eines linksgängigen Gewindes.
20

Bei einer zementfrei implantierten Prothese sollen im Gegensatz dazu die Wechselwirkungskräfte zwischen dem Femur und dem Prothesenschaft erhöht werden, um die ansonsten stattfindende
25 Resorption des entlastenden Knochengewebes zu vermeiden (Stress-Shielding). Auch bei zementierten Prothesenschäften wird bisweilen mehr Wert auf eine Verringerung des stress-shielding als auf eine Entlastung des Zements gelegt. Die Richtung der maximalen Hauptträgheitsachse zeigt dann am
30 proximalen Ende des Prothesenschafts 10 z.B. konstruktionsbedingt wieder in posteriore Richtung. Zum distalen Ende hin dreht sie sich entsprechend einer Sinusfunktion im Bereich von 0 bis $\pi/2$ um bis zu 30° in laterale Richtung. Die Drehung ist daher beim rechten Prothesenschaft linksgängig und beim linken
35 Prothesenschaft rechtsgängig.

Fig. 4 zeigt - von oben betrachtet - die Richtung der beiden Hauptträgheitsachsen für Querschnitte an verschiedenen Punkten

längs des Prothesenschafts 10. Zur Vereinfachung der Darstellung ist der Prothesenschaft 10 dabei als gerade angenommen, d.h. die Krümmung in der AP-Ebene ist nicht dargestellt. Am proximalen Ende ist die maximale Hauptträgheitsachse
5 entsprechend der Linie 30 ausgerichtet. Diese Ausrichtung dreht sich zum distalen Ende hin dann zu der Linie 32.

In Fig. 4 hat der Prothesenschaft 10 einen mehr oder weniger stark ausgeprägten ovalen Querschnitt, der jeweils zu den
10 Hauptträgheitsachsen symmetrisch ist, wobei der Prothesenschaft im Inneren homogen ist.

Bei den Ausführungsbeispielen der Figuren 1 bis 4 ist die Oberfläche des Femurteils glatt, d.h. etwa oval und frei von
15 einspringenden und vorstehenden Konturen, und die Drehung des Hauptträgheitsachsensystems wird alleine durch Drehung der Querschnitte längs des Prothesenschafts erreicht. Wie insbesondere bei zementierten Implantaten üblich, kann die Oberfläche jedoch porös sein, um das Einwachsen des Knochengewebes
20 zu fördern. Die Oberfläche muss jedoch nicht glatt sein und die Richtung der Hauptträgheitsachsen kann auch durch Veränderungen der äußeren Kontur des Prothesenquerschnitts, z.B. das Einbringen von Radien, Rillen oder Kerben erreicht werden, die zu einer Drehung der Hauptträgheitsachsen entlang des
25 Prothesenschafts 10 führen. Fig. 5 bis 8 zeigen einen Femurschaft, der durch asymmetrisch posterior und anterior auf der Oberfläche des Femurschafts vorgesehene Rillen 34 einen Querschnitt hat, dessen Hauptträgheitsachsen sich längs des Femurschafts rechtsgängig drehen. Die Rillen 34 verändern den Querschnitt des Schaftes 10 dabei so, dass bereits in der Resektionsebene die maximale Hauptträgheitsachse um einige Grad in die posterior-laterale Richtung gedreht ist und damit bereits hier ungefähr entsprechend der maximalen Hauptträgheitsachse
30 des Femurs ausgerichtet ist. Entlang der Schaftachse dreht sich die maximale Hauptträgheitsachse des Schaftes 10 dann
35 entsprechend der des Femurs, wobei der Drehungswinkel hier kleiner ist, da die maximale Hauptträgheitsachse am proximalen Ende bereits weitgehend mit der des Femurs ausgerichtet ist.

Das gleiche lässt sich auch durch Abweichungen vom homogenen Querschnitt, also durch Veränderungen der inneren Gestalt des Prothesenschafts 10 erreichen, z.B. durch das Einbringen von Hohlräumen, Bohrungen, Gussformen, Rillen, Kerben u.dgl.

5 Solche vorab eingebrachten Hohlräume können mit Materialien anderer Elastizität und Steifigkeit ausgefüllt werden. Fig. 9, 10 und 11 zeigen ein solches Ausführungsbeispiel für ein linkes Femurteil, bei dem die oberflächennahen Bereiche 36 des Prothesenschafts 10 aus einem Material mit besonders hoher
10 mechanischer Festigkeit besteht, während der innere Bereich 38 aus weicherem Material besteht und sogar ein Hohlraum sein kann. Wie ein Vergleich der Fig. 10 und 11 zeigt, ist die Wandstärke am distalen Ende des Prothesenschafts dabei etwa gleichförmig, während sie am proximalen Ende auf dem Umfang
15 unterschiedlich ist. Der Querschnitt des Prothesenschafts ist am proximalen Ende stark oval. Auch der innere Bereich 38 hat einen ovalen Umriss, der jedoch gegenüber dem äußeren Umriss des Prothesenschafts 10 gedreht ist, so dass die maximale Hauptträgheitsachse in der Resektionsebene aus posteriorer
20 Richtung um einige Grad in laterale Richtung gedreht ist.

Schließlich kann eine Drehung des Hauptträgheitsachsensystems auch noch durch die Verwendung von anisotropen, faser- oder partikelverstärkten Werkstoffen erreicht werden.

Bezugszeichenliste

- 10 Schaft
- 11 Hals
- 12 Gelenkkopf
- 14 Femur
- 16 Implantat
- 18 maximale Hauptträgheitsachse (Femur)
- 19 minimale Hauptträgheitsachse (Femur)
- 20 maximale Hauptträgheitsachse (Schaft)
- 30, 32 Linien
- 34 Rillen
- 36 Bereich
- 38 innerer Bereich
- Mp Krümmungsmittelpunkt des proximalen Bereichs
- Md Krümmungsmittelpunkt des distalen Bereichs

Patentansprüche

1. Femurteil für eine Hüftgelenkprothese mit einem Schaft (10), einem Hals (11) und einem Gelenkkopf (12), wobei der Schaft (10) einen sich längs der Schaftachse verändernden Querschnitt aufweist und der proximale Bereich des Schaftes (10) in der AP-Ebene um einen anterior gelegenen Punkt (Mp) gekrümmt ist, dadurch gekennzeichnet,
 - dass zumindest in einem Längsabschnitt des Femurteils die maximale Hauptträgheitsachse (20) nicht posterior ausgerichtet ist.
2. Femurteil nach Anspruch 1, wobei die maximale Hauptträgheitsachse in dem mindestens einen Längsabschnitt unter einem Winkel von ± 10 bis 30° gegenüber posterior abweicht.
3. Femurteil nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Änderung des Schaftquerschnitts derart ist, dass sich die Richtung seiner Hauptträgheitsachsen (30, 32) längs des Schaftes (10) dreht.
4. Femurteil nach Anspruch 3, wobei die maximale Hauptträgheitsachse des Schaftquerschnitts am proximalen Ende (Resektionsebene) etwa posterior ausgerichtet ist und sich zum distalen Ende hin um etwa 10 bis 30° um die Schaftachse in posterior-laterale Richtung dreht.
5. Femurteil nach Anspruch 3, wobei die maximale Hauptträgheitsachse des Schaftquerschnitts am proximalen Ende (Resektionsebene) etwa posterior ausgerichtet ist und sich zum distalen Ende hin um etwa 10 bis 30° um die Schaftachse in posterior-mediale Richtung dreht.

6. Femurteil nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei der distale Schaftbereich in der AP-Ebene um einen posterior gelegenen Mittelpunkt (Md) gekrümmt ist.
7. Femurschaft nach Anspruch 6, wobei der Krümmungsradius des proximalen Schaftbereichs kleiner ist als der des distalen Schaftbereichs.
8. Femurschaft nach Anspruch 7, wobei der Krümmungsradius des proximalen Schaftbereichs etwa 250 mm \pm 100 mm und der des distalen Schaftbereichs etwa 350 \pm 100 mm beträgt.
9. Femurschaft nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die Oberfläche von einspringenden oder vorstehenden Konturen frei ist.
10. Femurschaft nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die Hauptträgheitsachsen der Querschnittsflächen über die Schaftlängsachse durch geometrische oder konstruktive Veränderungen der äußeren Kontur des Schaftquerschnittes wie das Einbringen von Radien, Rillen, Kerben etc., verdreht sind.
11. Femurschaft nach einem der Ansprüche 1 bis 8 und 10, wobei die Hauptträgheitsachsen der Querschnittsflächen über die Schaftlängsachse durch geometrische oder konstruktive Veränderungen der inneren Struktur des Prothesenquerschnittes, wie das Einbringen von Hohlräumen (Bohrungen, Gussformen, Rillen, Kerben etc.), die Verwendung von anisotropen, faser- oder partikelverstärkten Werkstoffen oder das Ausfüllen vorab eingebrachter Hohlräume mit Materialien anderer Elastizität und Steifigkeit, verdreht sind.

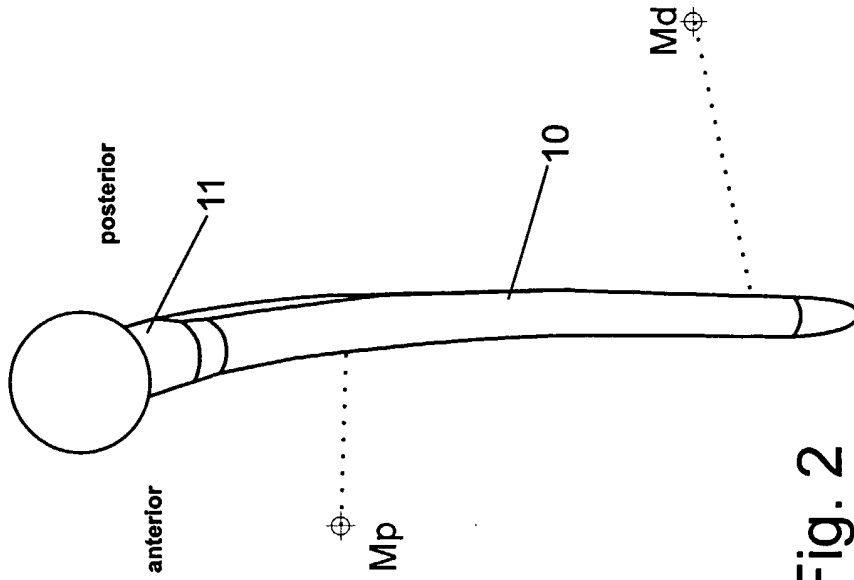


Fig. 2

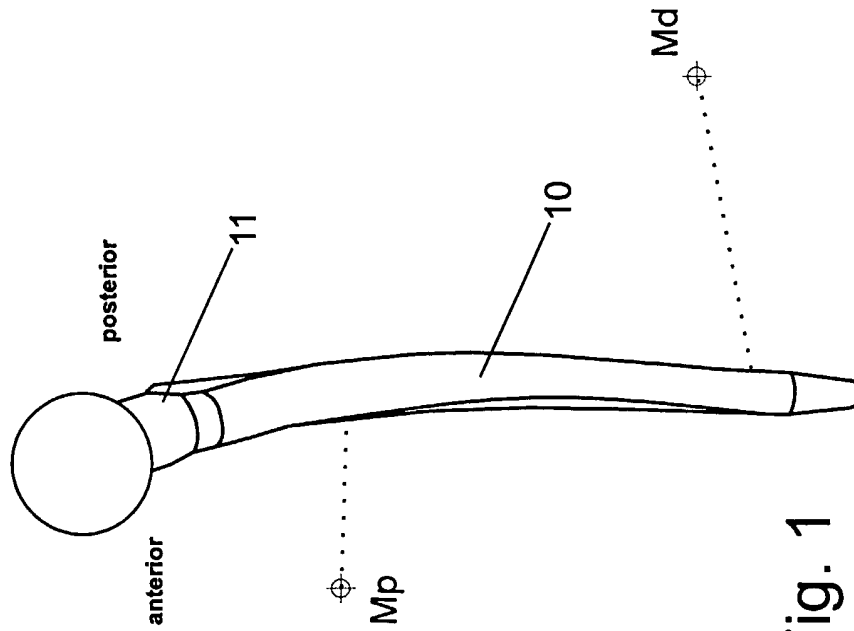


Fig. 1

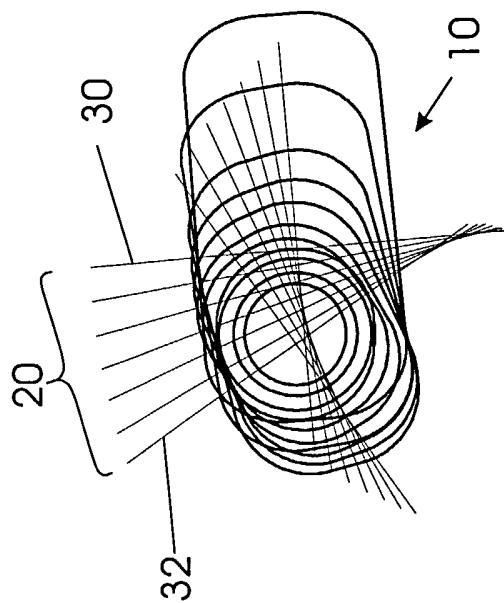


Fig. 4

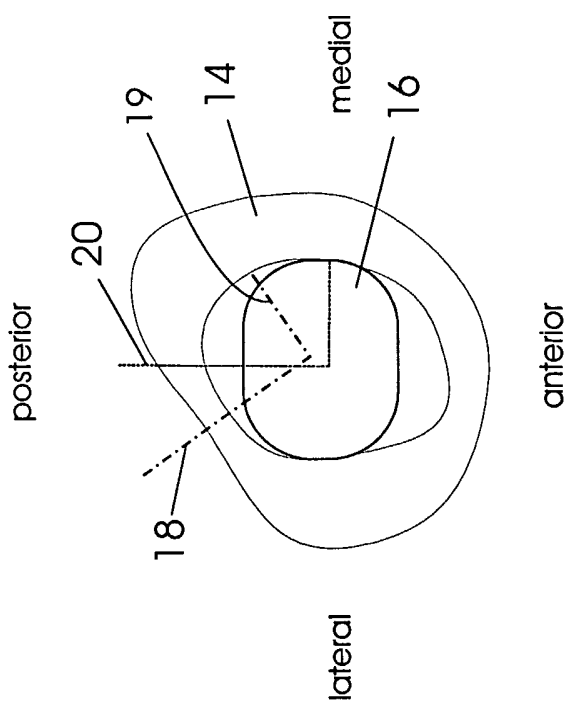
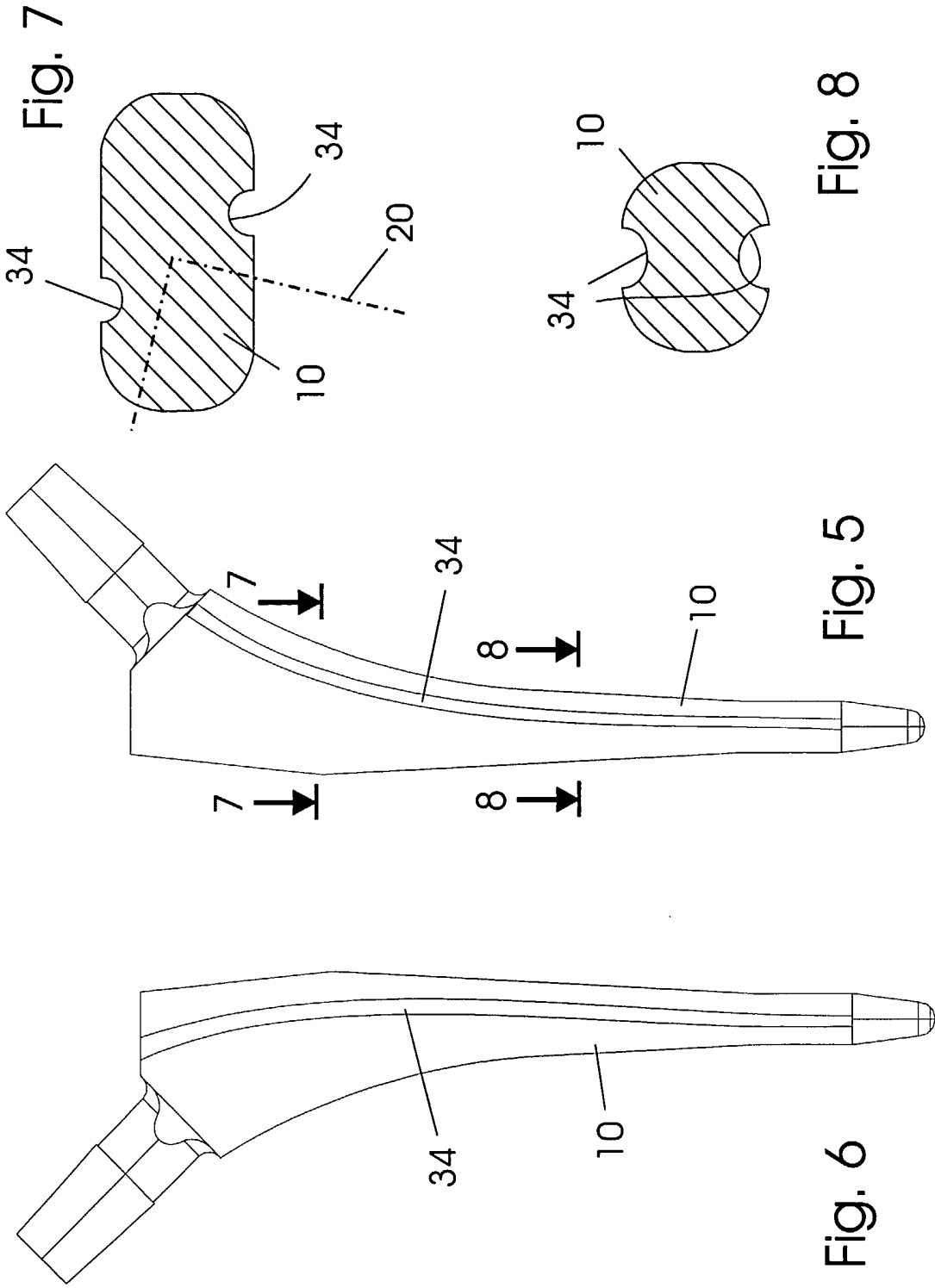


Fig. 3



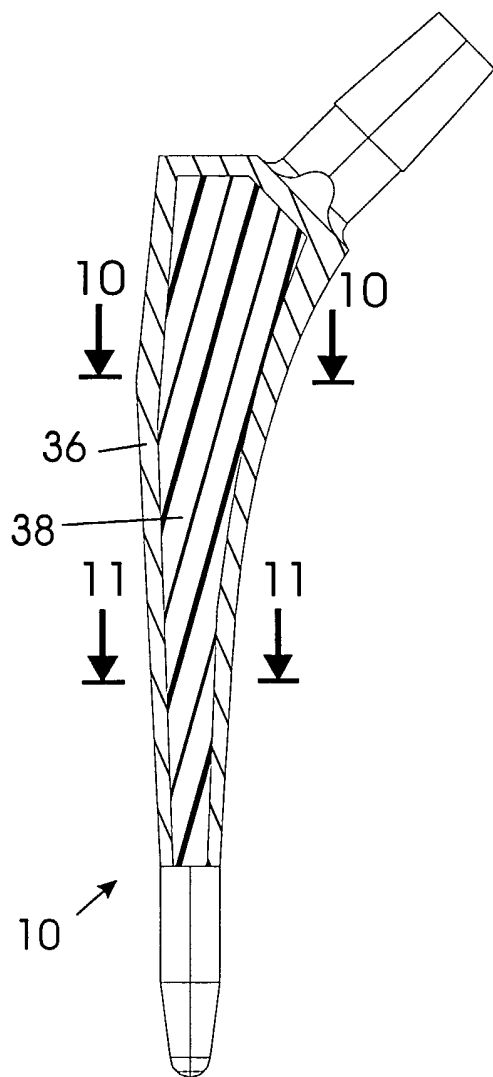


Fig. 9

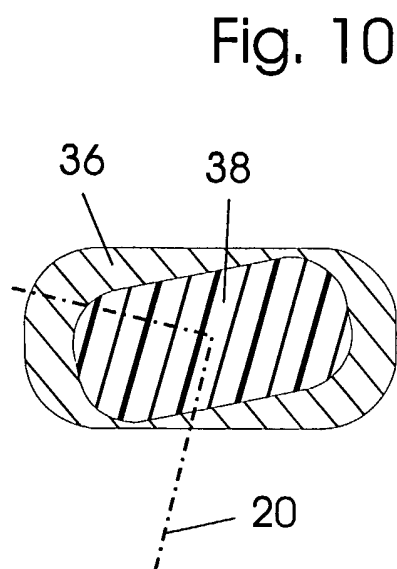


Fig. 10

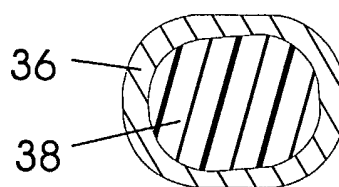


Fig. 11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/EP 02/06049

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 7 A61F2/36

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 87 04916 A (HARRINGTON ARTHRITIS RESEARCH CENTER) 27 August 1987 (1987-08-27)	1-4, 9
Y	the whole document	6, 11
Y	DE 299 23 205 U (SAINT-PAUL) 16 November 2000 (2000-11-16) cited in the application the whole document	6
Y	DE 92 90 043 U (HOWMEDICA) 2 December 1993 (1993-12-02) cited in the application the whole document	11
X	EP 0 528 284 A (INTRAPLANT) 24 February 1993 (1993-02-24) the whole document	1, 3, 4, 6, 7, 9
	-/--	

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in annex.

° Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- * & * document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

25 October 2002

Date of mailing of the international search report

04/11/2002

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040. Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Klein, C

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP 02/06049

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 96 04868 A (ADVANCED TECHNICAL FABRICATION) 22 February 1996 (1996-02-22) the whole document ---	1, 3, 4, 9
X	EP 1 072 237 A (BIOMET MERCK DEUTSCHLAND) 31 January 2001 (2001-01-31) the whole document ---	1-3, 5, 10
X	EP 0 808 618 A (HOWMEDICA) 26 November 1997 (1997-11-26) the whole document ---	1-4
X	EP 0 695 540 A (MERCK BIOMATERIAL FRANCE) 7 February 1996 (1996-02-07) cited in the application the whole document ---	1-4
X	FR 2 662 932 A (GODEAU) 13 December 1991 (1991-12-13) cited in the application the whole document ---	1-4, 11
E	EP 1 234 556 A (ZIMMER) 28 August 2002 (2002-08-28) the whole document ---	1
A	DE 38 29 361 A (ORTHOPLANT ENDOPROTHETIK) 24 August 1989 (1989-08-24) cited in the application ---	
A	DE 199 35 289 C (BIOMET MERCK DEUTSCHLAND) 17 May 2001 (2001-05-17) cited in the application -----	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP 02/06049

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 8704916 A	27-08-1987	US 4750905 A	14-06-1988
		AT 79527 T	15-09-1992
		DE 3781224 D1	24-09-1992
		DE 3781224 T2	25-02-1993
		EP 0258406 A1	09-03-1988
		JP 8017786 B	28-02-1996
		JP 63502490 T	22-09-1988
		WO 8704916 A1	27-08-1987
		<hr/>	
DE 29923205 U	16-11-2000	DE 29923205 U1	16-11-2000
		DE 10036636 A1	15-03-2001
<hr/>			
DE 9290043 U	02-12-1993	US 5181930 A	26-01-1993
		AT 170734 T	15-09-1998
		CA 2106380 A1	11-10-1992
		DE 9290043 U1	02-12-1993
		DE 69226965 D1	15-10-1998
		DE 69226965 T2	04-02-1999
		EP 0661957 A1	12-07-1995
		ES 2121012 T3	16-11-1998
		IE 921137 A1	21-10-1992
		JP 8017787 B	28-02-1996
		JP 6500945 T	27-01-1994
		PT 100354 A	29-04-1994
		WO 9218068 A1	29-10-1992
		ZA 9202584 A	11-10-1993
		<hr/>	
EP 528284 A	24-02-1993	CH 687583 A5	15-01-1997
		AT 144400 T	15-11-1996
		DE 59207414 D1	28-11-1996
		EP 0528284 A1	24-02-1993
		ES 2093151 T3	16-12-1996
		GR 3021448 T3	31-01-1997
<hr/>			
WO 9604868 A	22-02-1996	FR 2723530 A1	16-02-1996
		WO 9604868 A1	22-02-1996
		AT 188367 T	15-01-2000
		AU 684219 B2	04-12-1997
		AU 3169295 A	07-03-1996
		DE 69514366 D1	10-02-2000
		DE 69514366 T2	24-08-2000
		EP 0774938 A1	28-05-1997
		FI 970577 A	09-04-1997
		JP 10504213 T	28-04-1998
		NZ 290842 A	26-08-1998
		US 6030417 A	29-02-2000
		CA 2197315 A1	22-02-1996
		ES 2143645 T3	16-05-2000
<hr/>			
EP 1072237 A	31-01-2001	DE 19935289 C1	17-05-2001
		EP 1072237 A1	31-01-2001
<hr/>			
EP 808618 A	26-11-1997	US 5776204 A	07-07-1998
		AU 719572 B2	11-05-2000
		AU 2360697 A	27-11-1997
		CA 2205727 A1	24-11-1997
		EP 0808618 A2	26-11-1997
		JP 10043218 A	17-02-1998

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP 02/06049

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 808618 A		US 6102957 A US 6007581 A	15-08-2000 28-12-1999
EP 695540 A	07-02-1996	FR 2723308 A1 EP 0695540 A1	09-02-1996 07-02-1996
FR 2662932 A	13-12-1991	FR 2662932 A1 AT 110950 T CA 2084651 A1 DE 69103895 D1 DE 69103895 T2 EP 0532623 A1 ES 2062797 T3 WO 9118560 A1	13-12-1991 15-09-1994 08-12-1991 13-10-1994 23-02-1995 24-03-1993 16-12-1994 12-12-1991
EP 1234556 A	28-08-2002	US 2002120344 A1 AU 1804402 A EP 1234556 A2	29-08-2002 29-08-2002 28-08-2002
DE 3829361 A	24-08-1989	DE 3829361 A1	24-08-1989
DE 19935289 C	17-05-2001	DE 19935289 C1 EP 1072237 A1	17-05-2001 31-01-2001

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP 02/06049

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES IPK 7 A61F2/36		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) IPK 7 A61F		
Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 87 04916 A (HARRINGTON ARTHRITIS RESEARCH CENTER) 27. August 1987 (1987-08-27)	1-4, 9
Y	das ganze Dokument	6, 11
Y	DE 299 23 205 U (SAINT-PAUL) 16. November 2000 (2000-11-16) in der Anmeldung erwähnt das ganze Dokument	6
Y	DE 92 90 043 U (HOWMEDICA) 2. Dezember 1993 (1993-12-02) in der Anmeldung erwähnt das ganze Dokument	11
X	EP 0 528 284 A (INTRAPLANT) 24. Februar 1993 (1993-02-24) das ganze Dokument	1, 3, 4, 6, 7, 9
	--- -/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen		
<input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : *A* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist *E* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist *L* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) *O* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht *P* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist *T* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist *X* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden *Y* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist *&* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche 25. Oktober 2002		Absenddatum des internationalen Recherchenberichts 04/11/2002
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Klein, C

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP 02/06049

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 96 04868 A (ADVANCED TECHNICAL FABRICATION) 22. Februar 1996 (1996-02-22) das ganze Dokument ---	1, 3, 4, 9
X	EP 1 072 237 A (BIOMET MERCK DEUTSCHLAND) 31. Januar 2001 (2001-01-31) das ganze Dokument ---	1-3, 5, 10
X	EP 0 808 618 A (HOWMEDICA) 26. November 1997 (1997-11-26) das ganze Dokument ---	1-4
X	EP 0 695 540 A (MERCK BIOMATERIAL FRANCE) 7. Februar 1996 (1996-02-07) in der Anmeldung erwähnt das ganze Dokument ---	1-4
X	FR 2 662 932 A (GODEAU) 13. Dezember 1991 (1991-12-13) in der Anmeldung erwähnt das ganze Dokument ---	1-4, 11
E	EP 1 234 556 A (ZIMMER) 28. August 2002 (2002-08-28) das ganze Dokument ---	1
A	DE 38 29 361 A (ORTHOPLANT ENDOPROTHETIK) 24. August 1989 (1989-08-24) in der Anmeldung erwähnt ---	
A	DE 199 35 289 C (BIOMET MERCK DEUTSCHLAND) 17. Mai 2001 (2001-05-17) in der Anmeldung erwähnt -----	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP 02/06049

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 8704916 A	27-08-1987	US 4750905 A	14-06-1988
		AT 79527 T	15-09-1992
		DE 3781224 D1	24-09-1992
		DE 3781224 T2	25-02-1993
		EP 0258406 A1	09-03-1988
		JP 8017786 B	28-02-1996
		JP 63502490 T	22-09-1988
		WO 8704916 A1	27-08-1987
DE 29923205 U	16-11-2000	DE 29923205 U1	16-11-2000
		DE 10036636 A1	15-03-2001
DE 9290043 U	02-12-1993	US 5181930 A	26-01-1993
		AT 170734 T	15-09-1998
		CA 2106380 A1	11-10-1992
		DE 9290043 U1	02-12-1993
		DE 69226965 D1	15-10-1998
		DE 69226965 T2	04-02-1999
		EP 0661957 A1	12-07-1995
		ES 2121012 T3	16-11-1998
		IE 921137 A1	21-10-1992
		JP 8017787 B	28-02-1996
		JP 6500945 T	27-01-1994
		PT 100354 A	29-04-1994
		WO 9218068 A1	29-10-1992
		ZA 9202584 A	11-10-1993
EP 528284 A	24-02-1993	CH 687583 A5	15-01-1997
		AT 144400 T	15-11-1996
		DE 59207414 D1	28-11-1996
		EP 0528284 A1	24-02-1993
		ES 2093151 T3	16-12-1996
		GR 3021448 T3	31-01-1997
WO 9604868 A	22-02-1996	FR 2723530 A1	16-02-1996
		WO 9604868 A1	22-02-1996
		AT 188367 T	15-01-2000
		AU 684219 B2	04-12-1997
		AU 3169295 A	07-03-1996
		DE 69514366 D1	10-02-2000
		DE 69514366 T2	24-08-2000
		EP 0774938 A1	28-05-1997
		FI 970577 A	09-04-1997
		JP 10504213 T	28-04-1998
		NZ 290842 A	26-08-1998
		US 6030417 A	29-02-2000
		CA 2197315 A1	22-02-1996
		ES 2143645 T3	16-05-2000
EP 1072237 A	31-01-2001	DE 19935289 C1	17-05-2001
		EP 1072237 A1	31-01-2001
EP 808618 A	26-11-1997	US 5776204 A	07-07-1998
		AU 719572 B2	11-05-2000
		AU 2360697 A	27-11-1997
		CA 2205727 A1	24-11-1997
		EP 0808618 A2	26-11-1997
		JP 10043218 A	17-02-1998

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP 02/06049

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 808618	A		US 6102957 A US 6007581 A	15-08-2000 28-12-1999
EP 695540	A	07-02-1996	FR 2723308 A1 EP 0695540 A1	09-02-1996 07-02-1996
FR 2662932	A	13-12-1991	FR 2662932 A1 AT 110950 T CA 2084651 A1 DE 69103895 D1 DE 69103895 T2 EP 0532623 A1 ES 2062797 T3 WO 9118560 A1	13-12-1991 15-09-1994 08-12-1991 13-10-1994 23-02-1995 24-03-1993 16-12-1994 12-12-1991
EP 1234556	A	28-08-2002	US 2002120344 A1 AU 1804402 A EP 1234556 A2	29-08-2002 29-08-2002 28-08-2002
DE 3829361	A	24-08-1989	DE 3829361 A1	24-08-1989
DE 19935289	C	17-05-2001	DE 19935289 C1 EP 1072237 A1	17-05-2001 31-01-2001