

PCT
 WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
 Internationales Büro
 INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
 INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)



(51) Internationale Patentklassifikation ⁶ : A61F 2/38, 2/46	A1	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 95/14444 (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 1. Juni 1995 (01.06.95)
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP94/03875 (22) Internationales Anmeldedatum: 23. November 1994 (23.11.94)	(81) Bestimmungsstaaten: FI, JP, NO, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).	
(30) Prioritätsdaten: P 43 39 895.2 23. November 1993 (23.11.93) DE P 44 25 529.2 19. Juli 1994 (19.07.94) DE	Veröffentlicht <i>Mit internationalem Recherchenbericht.</i> <i>Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.</i>	
(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): PLUS ENDOPROTHETIK AG [CH/CH]; Erlenstrasse 4 b, CH-6343 Rotkreuz (CH).		
(72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): GERBER, Bruno, E. [CH/CH]; Hôpital Pourtalès, Maladière 45, CH-2007 Neuchâtel (CH).		
(74) Anwälte: POPP, Eugen usw.; Meissner, Bolte & Partner, Postfach 86 06 24, D-81633 München (DE).		

(54) Title: SYSTEM FOR CONSTRUCTING A KNEE-JOINT ENDOPROTHESIS

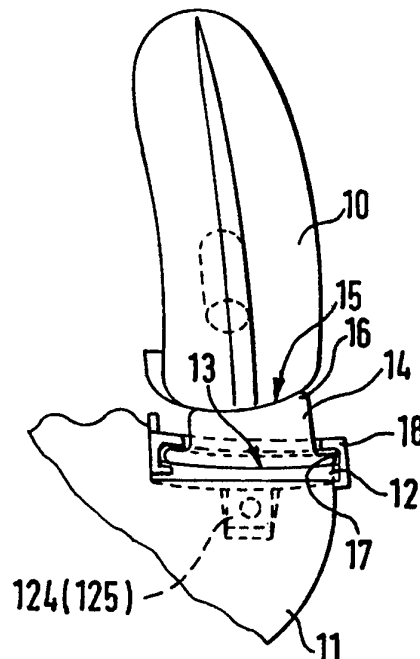
(54) Bezeichnung: SYSTEM FÜR DIE AUSBILDUNG EINER KNIEGELENK-ENDOPROTHESE

(57) Abstract

The invention pertains to a system for constructing a knee-joint endoprosthesis with articulation elements (100) that have a convex joint bearing surface and are attachable at the lower end of the femur; with bearing elements (12) that are attachable at the upper end of the tibia (11), and with a meniscus (14) movably disposed between the femoral articulation elements (10) and the tibial bearing elements (12), the meniscus (14) having on its upper and lower ends sliding surfaces that are structured complementary to the corresponding articulation bearing surface of the femoral articulation element (12), respectively. The peripheral or sagittally outer delimitation of the menisci's (14) sliding surfaces (15) facing the femoral articulation elements (10) runs higher than their central or sagittally inner delimitation. The system is designed for modular, universally compatible expansion to a total knee prosthesis, revisional or femoropatellar joint prosthesis.

(57) Zusammenfassung

System für die Ausbildung einer Kniegelenk-Endoprothese mit am unteren Ende des Oberschenkels (Femur) befestigbaren Gelenkelementen (10) mit konvex gekrümmter Gelenklagerfläche, am oberen Ende des Schienbeins (Tibia) (11) befestigbaren Lagerelementen (12), und mit je einem zwischen den femoralen Gelenk- (10) und den tibialen Lagerelementen (12) beweglich angeordneten Meniscus (14) mit auf der Oberseite und der Unterseite ausgebildeten Gleitflächen, welche komplementär zu der zugeordneten Gelenklagerfläche des femoralen Gelenkelementes (10) bzw. der zugeordneten Lagerfläche des tibialen Lagerelementes (12) gestaltet sind. Die periphere bzw. sagittal äußere Begrenzung (16) der den femoralen Gelenkelementen (10) zugewandten Gleitflächen (15) der Menisci (14) liegt höher als deren zentrale bzw. sagittal innere Begrenzung. Das System ist zur modularen, allseits kompatiblen Ergänzung auf eine Knie-Totalprothese, Revisions- bzw. Femoropatellar-Gelenkprothese ausgelegt.



LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	GA	Gabon	MR	Mauretanien
AU	Australien	GB	Vereinigtes Königreich	MW	Malawi
BB	Barbados	GE	Georgien	NE	Niger
BE	Belgien	GN	Guinea	NL	Niederlande
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	NO	Norwegen
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	NZ	Neuseeland
BJ	Benin	IE	Irland	PL	Polen
BR	Brasilien	IT	Italien	PT	Portugal
BY	Belarus	JP	Japan	RO	Rumänien
CA	Kanada	KE	Kenya	RU	Russische Föderation
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KG	Kirgisistan	SD	Sudan
CG	Kongo	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CH	Schweiz	KR	Republik Korea	SI	Slowenien
CI	Côte d'Ivoire	KZ	Kasachstan	SK	Slowakei
CM	Kamerun	LI	Liechtenstein	SN	Senegal
CN	China	LK	Sri Lanka	TD	Tschad
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	TG	Togo
CZ	Tschechische Republik	LV	Lettland	TJ	Tadschikistan
DE	Deutschland	MC	Monaco	TT	Trinidad und Tobago
DK	Dänemark	MD	Republik Moldau	UA	Ukraine
ES	Spanien	MG	Madagaskar	US	Vereinigte Staaten von Amerika
FI	Finnland	ML	Mali	UZ	Usbekistan
FR	Frankreich	MN	Mongolei	VN	Vietnam

System für die Ausbildung einer Kniegelenk-Endoprothese

Die Erfindung betrifft ein System für die Ausbildung einer Kniegelenk-Endoprothese mit

- am unteren Ende des Oberschenkels (Femur) befestigbaren Gelenkelementen mit konvex gekrümmter Gelenklagerfläche,
- 5 - am oberen Ende des Schienbeins (Tibia) befestigbaren Lagerelementen, und mit
- je einem zwischen den femoralen Gelenk- und den tibialen Lagerelementen beweglich angeordneten Meniscus mit auf der Oberseite und der Unterseite ausgebildeten Gleitflächen,
- 10 welche komplementär zu der zugeordneten Gelenklagerfläche des femoralen Gelenkelementes bzw. der zugeordneten Lagerfläche des tibialen Lagerelementes gestaltet sind.

Eine Kniegelenk-Endoprothese mit den vorgenannten Merkmalen
15 ist bekannt aus der DE 25 50 704 C2. Die vorgeschlagene Kniegelenk-Endoprothese ist so aufgebaut, daß sie die Geometrie des "natürlichen" Kniegelenks und seiner Lagerflächen weitgehend imitiert. Zwischen dem Gelenk- und dem Lagerelement ist ein bewegliches Meniscus-Element
20 vorgesehen, dessen auf der Ober- und Unterseite angeordnete Gleitflächen eine komplementäre Gestaltung einerseits zu der Gelenklagerfläche des femoralen Gelenkelementes und andererseits zur Lagerfläche des tibialen Lagerelementes aufweisen. Bei einem derartigen Aufbau wird das natürliche
25 Spiel der Muskeln und Bänder relativ wenig gestört und gleichzeitig eine relativ gute Verteilung der Belastung sichergestellt. Das Gelenk- und das Meniscus-Element einerseits und das Meniscus- und das Lagerelement andererseits können sich jeweils relativ unabhängig
30 voneinander bewegen, weil die zwei gewissermaßen mechanisch

- 2 -

in Reihe geschalteten Teilgelenke jeweils komplementär gestaltete Lagerflächen aufweisen. Insbesondere können sich das Gelenk- und das Meniscus-Element relativ zueinander um drei orthogonale Achsen drehen, und das Meniscus-Element und das Lagerelement können in zwei dieser Richtungen relativ zueinander gleiten und um die dritte dieser Achsen zueinander drehen. Die sich daraus ergebende Bewegungsfähigkeit zwischen dem Gelenk- und dem Lagerelement umfaßt daher sowohl ein Rollen, ein Gleiten und ein Verdrehen um diejenigen Kombinationen dieser Bewegungsarten, die man beim natürlichen Knie findet. Die im wesentlichen konvexen und relativ flachen Gestaltungen der beiden Lagerflächen können so nahe an die Oberflächengestaltungen der natürlichen Gelenkteile der zugeordneten Einzelelemente des Knies angeglichen werden, daß auch das Zusammenwirken mit den das Gelenk umgebenden Muskeln und Bändern wie im natürlichen Knie abläuft. Eine geteilte Ausführung sowohl der femoralen Gelenkelemente als auch der tibialen Lagerelemente ermöglicht die Herstellung von modular ins Prothesen-System eingepaßten Halbprothesen. Insofern unterscheidet sich die Kniegelenk-Endoprothese gemäß der DE 25 50 704 C2 auch vorteilhaft von der Kniegelenk-Endoprothese gemäß der EP 0 519 873 A2 oder der EP 0 519 872 A1.

Nachteilig bei den bekannten Systemen ist, daß schräg nach außen in die Tibiaplateaus einstrahlende Belastungskräfte senkrecht durch das Implantat nicht abgefangen werden können. Dementsprechend zeichnen sich die bekannten Konstruktionen dadurch aus, daß die seitliche Stabilität nur durch die Suffizienz der natürlichen Seitenbänder garantiert wird.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher primär die Aufgabe zugrunde, ein System der eingangs genannten Art zu schaffen, bei dem schräg nach außen in die Tibia-Plateaus einstrahlende Belastungskräfte mit einfachsten Mitteln wirkungsvoll abgefangen werden können, so daß die inhärente Stabilität der Kniegelenk-Endoprothese diesbezüglich im Vergleich zum Stand

- 3 -

der Technik erhöht wird. Gleichzeitig sollen die erwähnten Vorteile der Kniegelenk-Endoprothese gemäß der DE 25 50 704 C2 beibehalten werden.

5 Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die kennzeichnenden Merkmale des Anspruches 1 gelöst. Dementsprechend liegt die periphere bzw. sagittal äußere Begrenzung der den femoralen Gelenkelementen zugewandten Gleitflächen der Menisci höher als deren zentrale bzw. sagittal innere Begrenzung. Diese
10 Gestaltung der Meniscus-Gleitflächen stellt eine deutliche Abkehr von der bisherigen Praxis dar mit dem Effekt, daß ein wesentlich seitenstabileres Kniegelenk geschaffen ist.

Vorteilhafte konstruktive Weiterbildungen der Erfindung sind
15 in den Unteransprüchen beschrieben, wobei besonders hervorzuheben wären die Merkmale der Ansprüche 2 und 5, wonach die Lagerflächen der tibialen Lagerelemente jeweils sphärisch-konkav gewölbt sind. Auf diese Weise sind die Menisci allseits sphärisch definiert, wodurch nicht nur eine
20 antero-posteriore Beweglichkeit, sondern auch seitliche Beweglichkeit der Menisci möglich wird. Damit ist neben der oben erwähnten erhöhten Stabilität der erfindungsgemäßen Kniegelenk-Endoprothese zugleich eine erhöhte Beweglichkeit derselben in Anpassung an ein natürliches Kniegelenk
25 erreicht. Bei dieser doppel-sphärischen Ausbildung der Menisci stellen sich diese in jeder Beugstellung des Knies optimal relativ zum zugeordneten femoralen Gelenkelement ein.

Vorzugsweise ist auch die Unterseite der tibialen
30 Lagerelemente sphärisch-konvex gewölbt. Die entsprechend ausgebildeten Tibia-Implantate werden dann mit einem sogenannten Impaktor bzw. Schlaggerät kortikal aufliegend in gewünschter Neigung eingeschlagen, wobei durch Spongiosa-Impaktion das Implantat-Bett von selbst die erforderliche
35 Paßform erhält, und zwar ohne unnötige Knochenentfernung.

Nachteilig bei den bekannten Systemen ist auch noch, daß die Implantation der tibialen Lagerelemente eine besonders hohe

Paßgenauigkeit erfordert, wenn eine Schaukelbelastung der Implantatverankerungsflächen vermieden werden soll, welche bei einem einzigen Tibiaflächenimplantat ohnehin nicht ganz eliminierbar ist. Sehr häufig ist jedoch eine Nachkorrektur
5 erforderlich, die dann entweder unterlassen wird oder nur unter Inkaufnahme eines größeren tibialen Knochenstückverlustes möglich ist. Vor allem müssen die Lager Elemente unter Hinterlassung großer Zapfenlöcher wieder entfernt werden mit der Folge, daß der Knochen erheblich
10 darunter leidet. Dabei ist zu bedenken, daß die Stabilität von Knochen älterer Menschen nicht mehr allzu groß ist. Ein Heraushebeln und erneutes Einsetzen der implantierten Lager Elemente hat eine erhebliche Schwächung des ohnehin angegriffenen Knochens zur Folge. Zur Lösung dieser
15 Problematik sind entsprechend den Ansprüchen 6 ff tibiale Probe-Lager Elemente mit zugehörigen Probe-Menisci vorgeschlagen, wobei an der Unterseite der Probe-Lager Elemente mindestens ein kleiner Knochenverankerungsdorn vorgesehen ist. Dementsprechend wird nach dieser Vorgabe mit
20 tibialen Probe-Lager Elementen und Probe-Menisci gearbeitet. Der bzw. die Knochenverankerungsdorne an der Unterseite der Probe-Lager Elemente sollen diese lediglich so lange gegen seitliches Abgleiten in Position halten, bis eine endgültige Lage des bzw. der Probe-Lager Elemente und damit
25 entsprechenden endgültigen Lager Elemente festliegt. Mittels eines Zielgeräts wird versucht, das Probe-Lager Element hinsichtlich seiner Längs- und Seitenneigung sowie Höhe optimal einzustellen, wobei zu diesem Zweck das Probe-Lager Element unter Umständen mehrmals wieder entfernt werden
30 muß, um die Auflagefläche am Knochen mittels einer Säge oder dergleichen Werkzeug nacharbeiten zu können so lange, bis die richtige Lage für das Probe-Lager Element gefunden ist, in welcher es während des ganzen Verlaufs von Beugung und Streckung des Knies unverändert voll aufliegt. Das endgültig
35 zu implantierende Lager Element entspricht hinsichtlich der Abmessungen exakt dem Probe-Lager Element. Wenn dementsprechend für das Probe-Lager Element die richtige Position im Verhältnis zu dem zugeordneten femoralen

- 5 -

Gelenkelement gefunden worden ist, braucht das Probe-Lagerelement lediglich durch das endgültig zu implantierende Lagerelement ersetzt zu werden. Das endgültig zu implantierende Lagerelement weist wesentlich tiefer in den Knochen eindringende Verankerungsmittel auf. Dies ist jedoch nicht weiter schädlich, da das endgültig zu implantierende Lagerelement nur einmal in der vorher mittels des entsprechenden Probe-Lagerelements gefundenen optimalen Position implantiert wird. Die an der Unterseite des Probe-Lagerelements angeordneten Knochenverankerungsdorne dringen nicht sehr tief in den Knochen ein. Dementsprechend gering ist die Einwirkung auf den Knochen, so daß mehrmaliges Entfernen und erneutes Einsetzen eines Probe-Lagerelements keine negativen Auswirkungen auf den Knochen haben. Durch die gemäß Anspruch 5 vorgeschlagene Wölbung der Unterseite der tibialen Lagerelemente erhalten diese eine zusätzliche Fixierung am proximalen Ende der Tibia. Es sei noch darauf hingewiesen, daß die Maßnahmen nach den Ansprüchen 6 ff auch als unabhängige Erfindung beansprucht werden.

Dadurch, daß die tibiale Lagerung der Menisci zweigeteilt ist, können die entsprechenden Lagerflächen unabhängig voneinander eingestellt werden. Dies gilt sowohl hinsichtlich ihrer Längs- und Seitenneigung als auch hinsichtlich ihres Abstandes vom linken und rechten femoralen Gelenkelement, wobei diese beiden Gelenkelemente auch zu einem einzigen Doppelkufen-Femurschlitten zusammengefaßt sein können. Aufgrund der fehlenden starren Verbindung zwischen den beiden tibialen Implantaten tritt auch nicht das unerwünschte "Schaukeln" der tibialen Lagerung auf, wie dies bei einstückiger Ausführung sehr häufig der Fall ist. Dieses "Schaukeln" führt auch zu einer Lockerung des tibialen Implantats mit der Folge, daß dieses oftmals nach relativ kurzer Zeit wieder ausgetauscht werden muß.

Das erfindungsgemäße System ist darüber hinaus gekennzeichnet durch Interkompatibilität zwischen femoralen Gelenkelementen, tibialen Lagerelementen und den Menisci aus vorzugsweise

- 6 -

Polyethylen oder dergleichen Material. Das beschriebene System eignet sich für alle Versorgungsstufen, d. h. für eine femoral-tibiale oder femoral-patellare Versorgung, insbesondere eine sogenannte Teil- oder Halbprothese, 5 Vollprothese und auch Revisionsprothese.

Von besonderer Bedeutung ist noch die Ausbildung einer nutartigen Gleitführung für die Probe- bzw. endgültig verwendeten Menisci an der Oberseite der Probe-Lagerelemente 10 ebenso wie an der Oberseite der endgültig implantierten tibialen Lagerelemente. Vorzugsweise ist die nutartige Gleitführung um die Schienbein-Längsachse bzw. Knie-Querachse herum gebogen. Diese "wannen- bzw. schalenförmige" Aufnahme der Gleitführung für die Menisci hat zur Folge, daß die 15 Menisci über die gesamte Breite relativ hoch gebaut werden können. Dementsprechend steht relativ viel Polyethylen-Material zur Abstützung der femoralen Gelenkelemente zur Verfügung. Im übrigen werden die Menisci auf der Lagerfläche der tibialen Lagerelemente durch die nutartige Gleitführung 20 gehalten. Diese Gleitführung ist vorzugsweise entweder gemäß Anspruch 8 oder gemäß den Ansprüchen 10 und/oder 11 gestaltet.

Die Probe-Menisci können ebenso wie die endgültig 25 implantierten Menisci unterschiedliche Höhen aufweisen. Dementsprechend können je nach Abnutzungsgrad unterschiedliche Abstände zwischen den tibialen Lagerelementen und den zugeordneten femoralen Gelenkelementen ausgeglichen werden.

30 Die den Probe-Lagerelementen entsprechenden endgültig implantierten Lagerelement weisen an ihrer Unterseite jeweils mindestens ein zapfen- oder laschenförmiges, vorzugsweise hülsenförmiges Verankerungselement mit mindestens einer, 35 insbesondere zwei übereinander angeordneten Querbohrungen auf. Das vorgenannte Verankerungselement erstreckt sich zum Zwecke der besseren Verankerung der Lagerelements vorteilhafterweise schräg zur Mittenachse desselben, und zwar

- 7 -

vorzugsweise unter einem Winkel von 5 bis 20°. Bei Ausbildung von zwei Verankerungselementen an der Unterseite des endgültig implantierten Lagerelements können sich diese vorzugsweise parallel zueinander erstrecken. Es ist auch von Vorteil, wenn die Hülsenwand der Verankerungselemente nach Art einer Schneide ausgebildet ist. Dem beschriebenen System ist also immanent, daß den erwähnten Probe-Menisci und Probe-Lagerelementen entsprechende Menisci und Lagerelemente zur endgültigen Implantation zur Verfügung gestellt sind.

10

Die Probe-Lagerelemente weisen im Bereich ihrer Meniscus-Gleitflächen jeweils noch eine Bohrung zur Führung eines Knochenbearbeitungswerkzeuges, insbesondere eines Zylinderhohlmeißels, auf. Durch diese Bohrung kann also die entsprechende Aufnahmebohrung für das an der Unterseite des endgültig implantierten Lagerelements angeordnete Verankerungselement ausgebildet werden. Auch diesbezüglich ist das Probe-Lagerelement für den Operateur besonders vorteilhaft. Die vorgenannte Führungsbohrung erstreckt sich vorzugsweise in einer Neigung, die der Neigung des Verankerungselements an der Unterseite des endgültig implantierten Lagerelements entspricht.

15

20

25

30

35

Die erwähnte wannenförmige Ausbildung des Lagerelements hat noch den Vorteil, daß dieses nicht nur mit seiner Unterseite, sondern auch mit seiner Innenseite am entsprechend bearbeiteten Knochen anliegt. Die Position des tibialen Imlantats wird auf diese Weise dauerhaft auch gegen Rotation gesichert. Da das eingangs erwähnte "Schaukeln" ausbleibt, wird eine Zugbelastung des Interface durch Abheben des tibialen Lagerelements vermieden. Somit kann eine deutliche Lockerungstendenz der tibialen Lagerelemente auch nach längerem Einsatz und starker Belastung erwartet werden.

Anstelle der femoralen Gelenkelemente kann bei Bedarf auch ein Patella-Gleitlager zum Einsatz kommen.

- 8 -

Das beschriebene System stellt sich grundsätzlich als echt
sphäroide unikompartimentale Schlitten-Prothese dar. Durch
die nicht nur in einer Ebene, sondern mehrfach beweglichen
Menisci, die durch entsprechende Polyethylen-Inlays definiert
5 sind, werden auch unerwünschte exzentrische Belastungen
derselben vermieden. Die Menisci stellen sich in jeder
Beugstellung des Knies optimal zum zugeordneten femoralen
Gelenkelement einerseits und tibialen Lagerelement
andererseits ein, ohne daß die Gefahr eines seitlichen
10 Ausweichens besteht. Besonders vorteilhaft ist die allseitige
Kompatibilität der Implantate, welche bei späterer weiterer
Abnutzung des Gegenkompartimentes eine Ergänzung bis zum
Vollgelenk erlaubt, ohne noch gut sitzende tibiale
Implantat-Teile entfernen zu müssen.

15

Des weiteren wird vorzugsweise darauf geachtet, daß nicht nur
die knietypischen sagittalen Hüllkurven, sondern sämtliche
Kurvaturen möglich Kreissektoren sind. Dies ist
produktionstechnisch von besonderer Bedeutung. Damit wird
20 eine hohe Beweglichkeit zum einen, aber eine ebenso hohe
Stabilität des Knies zum anderen erzielt.

Nachstehend wird ein Ausführungsbeispiel eines
erfindungsgemäßen Systems anhand der beigefügten Zeichnung
25 näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1 eine Hemi-Kniegelenk-Endoprothese in
Vorderansicht;
- 30 Fig. 2 die Hemi-Prothese gemäß Fig. 1 in Seitenansicht;
- Fig. 3 die Hemi-Prothese entsprechend Fig. 2 in gegenüber
Fig. 2 geänderter Relativlage zwischen femoralem
Gelenkelement und zugeordnetem Meniscus;
- 35 Fig. 4 die Hemi-Prothese entsprechend Fig. 3 in
Hinteransicht;

- 9 -

- Fig. 5 das tibiale Lagerelement samt Meniscus
entsprechend Fig. 1 in Draufsicht;
- 5 Fig. 6 den Meniscus für die Ausführungsform gemäß Fig. 1
in Stirnansicht;
- 10 Fig. 7 ein femorales Gelenkteil samt zugeordnetem
Patella-Gleitlager in Seitenansicht, und das
Patella-Gleitlager zusätzlich in Vorderansicht;
- 15 Fig. 8 das Patella-Gleitlager gemäß Fig. 7 in Draufsicht;
- 20 Fig. 9 ein Doppelkufen-Femurschlitten mit Patella-
Gleitlager in gebeugter Zuordnung zu zwei
separaten Tibiahalbimplantaten in Ansicht von
distal;
- 25 Fig. 10 ein Patella-Gleitlager in Draufansicht bei
gestrecktem Knie;
- 30 Fig. 11 das Patella-Gleitlager gemäß Fig. 10 mit
zugeordnetem Patella-Sphäroid in Ansicht von
distal und teilweise im Querschnitt bei gebeugtem
Knie;
- 35 Fig. 12 die Anordnung gemäß Fig. 11 in Seitenansicht und
teilweise im Längsschnitt;
- Fig. 13 das implantierte Patella-Sphäroid gemäß den
Fig. 11 und 12 in Unteransicht bei gestrecktem
Knie;
- Fig. 14 einen Doppelkufen-Femurschlitten mit Patella-
Sphäroid in Beugung und in Ansicht von distal;
- Fig. 15a ein Patella-Sphäroid in Unteransicht bei
gestrecktem Knie;

- Fig. 15b ein PE-Inlay für ein Patella-Sphäroid gemäß Fig. 15a in Unteransicht;
- 5 Fig. 16a ein Patella-Sphäroid teilweise im Querschnitt und teilweise in Ansicht bei gebeugtem Knie;
- Fig. 16b ein PE-Inlay für ein Patella-Sphäroid gemäß Fig. 16a in Ansicht entsprechend Fig. 16a;
- 10 Fig. 17 ein sphärisches Probedrehgleitlager mit Sicherungsring für ein PE-Inlay im Querschnitt;
- Fig. 18a,
18b einen Längsschnitt und eine Seitenansicht des
15 Patella-Sphäroids bzw. PE-Inlays gemäß den Fig. 16a, 16b;
- Fig. 19 ein tibiales Probe-Lagerelement in Draufsicht;
- 20 Fig. 20 das Probe-Lagerelement gemäß Fig. 19 mit Probe-Meniscus in Seitenansicht gemäß Pfeil II in Fig. 19;
- Fig. 21 das Probe-Lagerelement gemäß Fig. 19 mit Probe-
25 Meniscus in Seitenansicht gemäß Pfeil III in Fig. 19;
- Fig. 22 das Probe-Lagerelement gemäß Fig. 19 mit
30 unterschiedlich hohen Probe-Menisci in Stirnansicht;
- Fig. 23 ein endgültig zu implantierendes tibiales
Lagerelement in Draufsicht;
- 35 Fig. 24 das Lagerelement gemäß Fig. 23 mit Meniscus in
Seitenansicht gemäß Pfeil VI in Fig. 23;

- 11 -

- Fig. 25 das Lagerelement gemäß Fig. 23 in Seitenansicht gemäß Pfeil VII in Fig. 23;
- 5 Fig. 26 das tibiale Lagerelement gemäß Fig. 23 mit unterschiedlich hohen Menisci in Stirnansicht;
- Fig. 27 einen Femurschlitten in Ansicht von distal; und
- 10 Fig. 28 eine Kniegelenk-Endoprothese mit Femur - Doppelkufenschlitten und zwei unabhängig voneinander platzierten tibialen Implantaten in schematischer Vorderansicht und Streckstellung.

Die Figuren 1 bis 4 zeigen eine Hemi-Kniegelenk-Endoprothese in Beugstellung (Fig. 1 und 2) bzw. Streckstellung (Fig. 3 und 4). Dementsprechend ist am unteren Ende eines Oberschenkels bzw. Femur ein Gelenkelement 10 mit konvex gekrümmter Gelenklagerfläche angeordnet, während am oberen Ende des Schienbeins bzw. der Tibia 11 ein Lagerelement 12 mit sphärisch-konkav gewölbter Lagerfläche 13 befestigt bzw. verankert ist. Zwischen dem femoralen Gelenkelement 10 und dem tibialen Lagerelement 12 ist ein Meniscus 14 sowohl seitlich als auch antero-posterior beweglich angeordnet. Jeder Meniscus ist auf seiner Oberseite und seiner Unterseite mit Gleitflächen versehen, welche krümmungsmäßig komplementär zu der zugeordneten Gelenklagerfläche des femoralen Gelenkelements 10 bzw. der zugeordneten Lagerfläche 13 des tibialen Lagerelements 12 gestaltet sind. Die obere Gleitfläche des Meniscus 14 ist mit dem Bezugszeichen 15 gekennzeichnet. Der Meniscus 14 besteht aus Polyethylen. Das tibiale Lagerelement 12 ist am Knochen durch hülsenförmige Verankerungselemente 124, 125 mit jeweils einer Querbohrung verankert. Wie bereits in der Figurenaufzählung erwähnt, zeigen die Fig. 1 und 2 den femoralen Halbschlitten 10 in Beugelage, während sich in den Fig. 3 und 4 der Halbschlitten in Strecklage befindet. Die in den Fig. 1 bis 4 dargestellte femorale Halbprothese kann im nachhinein im Wege einer späteren Operation durch eine Vollprothese bzw. auch

- 12 -

Revisionsprothese ersetzt werden. In diesem Fall sind der linke bzw. innere und rechte bzw. äußere femorale Halbschlitten 10 einstückig miteinander verbunden. Diese Ausführungsform eines Femurschlittens ist in Fig. 9 in
5 Zuordnung zu zwei separaten Tibiahalbimplantaten dargestellt und dort mit der Bezugsziffer 10' gekennzeichnet.

Wie die Fig. 1, 4 und 6 sehr gut erkennen lassen, ist die periphere bzw. sagittal äußere Begrenzung der dem femoralen Gelenkelement 10 zugewandten Gleitfläche 15 des Meniscus 14
10 höher als deren zentrale bzw. sagittal innere Begrenzung. Die periphere bzw. sagittal äußere Begrenzung ist in den Fig. 1, 4 und 6 jeweils mit der Bezugsziffer 16 gekennzeichnet. Durch diese Maßnahme ist das Kniegelenk seitlich nach außen hin
15 abgestützt und insgesamt im Vergleich zum Stand der Technik stabiler.

Wie bereits oben kurz dargelegt, sind sowohl die Lagerfläche der tibialen Lagerelemente 12 als auch die oberen
20 Gleitflächen 15 der Menisci 14 jeweils sphärisch-konkav gewölbt. Damit wird eine hohe Beweglichkeit des Kniegelenks nach allen Richtungen hin erreicht, ohne daß die Stabilität desselben verlorenght. Im Gegenteil, auch die Stabilität des Kniegelenks wird durch diese Maßnahmen zusätzlich erhöht. Vor
25 allem erlaubt die vorgenannte Konstruktion eine Beweglichkeit der Menisci nicht nur antero-posterior, sondern auch zur Seite hin. Die Menisci stellen sich in jeder Relativlage des Kniegelenks optimal auf das femorale Gelenkelement 10 einerseite und das tibiale Lagerelement 12 andererseits ein.
30 Um im Extremfall ein Herausrutschen oder Abheben eines Meniscus vom Lagerelement 12 zu vermeiden, weisen die tibialen Lagerelemente 12 an ihrer Oberseite eine nutartige Gleitführung 17 auf. Die nutartige Gleitführung 17 ist entsprechend Fig. 5 in Draufsicht um die Schienbein-
35 Längsachse herum gebogen. Dadurch ist eine relative Verdrehung des Kniegelenks entsprechend der natürlichen Verdrehmöglichkeit gegeben. Entsprechend Fig. 5 erstreckt sich die Gleitführung 17 um jeden Meniscus 14 herum und hält

- 13 -

diesen nach allen Seiten hin auf der Lagerfläche 13 des zugeordneten Lagerelements 12. Die nutartige Meniscus-Gleitführung 17 ist bei der dargestellten Ausführungsform nach oben und zur Seite hin durch auf das tibiale Lagerelement 12 aufsteckbare, insbesondere aufschnappbare Führungsleisten 18 begrenzt. Die Führungsleisten 18 sind bei dem dargestellten Ausführungsbeispiel Teil eines über den seitlichen Rand des zugeordneten tibialen Lagerelements 12 schnappbaren Rings. Es wird diesbezüglich insbesondere auf Fig. 5 verwiesen. Der nutartigen Meniscus-Gleitführung 17 entsprechend weist der Meniscus 14 an seiner Unterseite einen seitlich vorspringenden Rand 19 auf, der sich in Draufsicht auf den Meniscus um diesen herum erstreckt. Dieser Umfangsrand 19 erstreckt sich in die komplementäre nutartige Meniscus-Gleitführung 17 hinein. In Zusammenwirkung des Umfangsrandes 19 mit der nutartigen Gleitführung 17 wird der Meniscus 14 sicher auf dem Lagerelement 12 gehalten, wobei aufgrund eines entsprechenden seitlichen Spiels zwischen Umfangsrand 19 und nutartiger Gleitführung 17 nicht nur die übliche antero-posteriore Beweglichkeit, sondern auch eine seitliche Beweglichkeit des Meniscus gewährleistet ist.

Des Weiteren lassen die Fig. 1 bis 4 erkennen, daß die Unterseite des tibialen Lagerelements 12 ebenfalls sphärisch-konvex gewölbt ist, und zwar vorzugsweise entsprechend der Oberseite des Lagerelements. Durch diese Maßnahme ist eine Implantation mit minimaler Knochenentfernung möglich. Das tibiale Lagerelement wird mittels eines Impaktors kortikal aufliegend in vorbestimmter Neigung nach vorne oder hinten und/oder zur Seite hin eingeschlagen, wobei durch Spongiosa-Impaktion ein sphärisch gewölbttes Implantat-Bett entsteht, welches an die Unterseite des Lagerelements angepaßt ist. Dieses Implantat-Bett kann auch mittels eines gesonderten Impaktors vorbereitet werden.

35

Wie eingangs dargelegt, können bei dem dargestellten System tibiale Probe-Lagerelemente mit Probe-Menisci zur Anwendung kommen, wobei an der Unterseite der Probe-Lagerelemente

- 14 -

jeweils mindestens ein, insbesondere zwei oder mehr kleine Knochenverankerungsdorne vorgesehen sind. Vorteilhafterweise sind an der Unterseite eines tibialen Probe-Lagerelements die Knochenverankerungsdorne in Reihen angeordnet, insbesondere
5 jeweils nahe der beiden sagittalen Längsränder des Probe-Lagerelements.

Sowohl die Probe- als auch die endgültig implantierten Menisci 14 können unterschiedliche Höhen aufweisen. Im
10 übrigen ist es für die Praxis sinnvoll, jeweils mindestens drei unterschiedliche Größen sowohl für die Probe-Lagerelemente als auch die endgültig implantierten Lagerelemente zur Verfügung zu stellen.

15 Die Gleitflächen der Lagerelemente sind vorzugsweise glattpoliert.

Mit Hilfe der nicht sehr tief in den Knochen eindringenden Knochenverankerungsdorne kann ein Probe-Lagerelement ohne
20 Beschädigung des Knochens an diesem provisorisch Halt finden so lange, bis die richtige Position bzw. Ebene des Lagerelements und zugeordneten Meniscus relativ zum zugeordneten femoralen Gelenkelement gefunden ist. Zu diesem Zweck ist es unter Umständen erforderlich, das Probe-
25 Lagerelement mehrmals zu entfernen, um die Knochen-Auflagefläche nachzuarbeiten und das Probe-Lagerelement wieder einzusetzen, bis letztlich die richtige Längs- und Querneigung des Lagerelements und die richtige Höhe des Meniscus gefunden worden ist. Dann wird durch eine in der
30 Meniscus-Gleitfläche ausgebildete Bohrung eines Probe-Meniscus sowie des Probe-Lagerelements hindurch eine tibiale Aufnahmebohrung ausgebildet, vorzugsweise mittels eines Zylinderhohlmeißels. Diese tibiale Bohrung dient zur Aufnahme eines an der Unterseite des endgültig implantierten
35 Lagerelements angeordneten Verankerungselements 124 bzw. 125, wie sie in den Fig. 1 bis 4 angedeutet sind. Das Probe-Lagerelement sowie die dazugehörigen Probe-Menisci sind im wesentlichen genauso ausgebildet wie die endgültig

- 15 -

implantierten Teile. Das Probe-Lagerelement unterscheidet sich vom endgültig implantierten Lagerelement im wesentlichen nur durch die kleineren Knochenverankerungsdorne an der vorzugsweise planen Unterseite im Vergleich zu den tiefer in
5 den Knochen eindringenden Verankerungselementen an der vorzugsweise konvex sphärischen Unterseite beim endgültig implantierten Lagerelement.

In Fig. 7 ist ein femoraler Doppelkufenschlitten 10' in
10 Seitenansicht dargestellt. Am rückseitigen proximalen Ende kann ein Patella-Gleitlager 20 angeschlossen sein, welches in Fig. 7 oben in Seitenansicht und in Fig. 7 rechts unten in Vorderansicht dargestellt ist. In Fig. 8 ist das Patella-Gleitlager 20 in Draufsicht gezeigt. Insofern enthält das
15 beschriebene Kniegelenk-Endoprothesensystem eine kompatible Femuropatellar-Gelenkprothese.

Anhand der Fig. 10 - 18b wird eine Ausführungsform einer Patella-Gleitlagerprothese als Teil des oben beschriebenen
20 Systems näher erläutert. Dementsprechend besteht der femore-patellare Teil des System aus einem ein Patella-Gleitlager 20, das den Bereich zwischen den beiden femoralen Halbschlitten 10 (siehe auch die entsprechenden Ausführungen zu den Fig. 7 und 8) umfaßt und zu einem
25 sogenannten Patella-Sphäroid 21, welches zwischen dem femoralen Patella-Gleitlager 20 und der knöchernen Patella (Kniescheibe) 24 plaziert ist, und zwar in fester Zuordnung an der Unterseite bzw. knieinneren Seite der Patella 24. Das Patella-Sphäroid 21 selbst besteht aus einem sphärischen bzw.
30 Sphäroid-Drehgleitlager 22 für ein Stütz- und Gleitelement in Form eines Polyethylen- (PE) -Inlays 23, über das die Patella 24 sich am femoralen Patella-Gleitlager 20 abstützt. Es wird diesbezüglich insbesondere auf die Fig. 11 - 14 verwiesen. In den Fig. 12 und 13 sind auch noch die der Patella 24
35 zugeordneten Sehnen dargestellt, nämlich die Quadrizeps-Sehne 25 sowie Ligamentum patellae 26. Das PE-Inlay 23 wird auf dem sphärisch gewölbten Drehgleitlager 22 durch einen Schnapping 27 gehalten bzw. gesichert derart, daß die erforderliche

- 16 -

- Drehgleitbewegung des Inlays 23 relativ zum Drehgleitlager 22 nicht behindert ist. Die Drehgleitfläche des Drehgleitlagers 22 wird durch eine sphärisch gewölbte Metallplatte, insbesondere Platte z. B. aus Titanlegierung, definiert. An der der Drehgleitfläche abgewandten bzw. der Patella 24 zugewandten Seite sind Knochenverankerungselemente entsprechend den oben beschriebenen tibialen Verankerungselementen 124, 125 vorgesehen.
- 10 Die Verankerung des femoralen Patella-Gleitlagers 20 erfolgt durch einen femoralen Verankerungszapfen 29 (siehe Fig. 7 und 12). Die Drehgleitbewegung des PE-Inlays 23 ist in den Fig. 13, 15a, 15b durch den Rotations-Doppelpfeil 31 angedeutet.
- 15 In Fig. 17 ist noch ein sphärisches Probe-Drehgleitlager 28 mit Schnapping 27 dargestellt. Dieses Probelager unterscheidet sich von dem endgültig implantierten Drehgleitlager 22 durch relativ kleine Knochenverankerungsdorne 30, die gerade zur vorläufigen
- 20 Sicherung des Probelagers 28 an der Patella 24 ausreichen. Des weiteren ist die der Patella zugewandte Anlagefläche flach, d. h. nicht konvex gewölbt ausgebildet, so wie dies bei dem endgültig implantierten Drehgleitlager 22 vorzugsweise der Fall ist. Die konvex gewölbte
- 25 Knochenauflagefläche des Drehgleitlagers 22 entspricht nämlich der anatomischen Form der Restpatella 24, so daß keine großen Modifikationen der biomechanischen Hebelarme auftreten.
- 30 Die Kreis-Rotations-Freiheit des PE-Inlays 23 entsprechend dem Doppelpfeil 31 erlaubt eine kongruente Einpassung am femoralen Patella-Gleitlager 20 auch in den Stellungen, in denen die Zugrichtungen Patella-Quadrizeps und Patella-Tibia (Ligamentum patellae) sich nicht parallel zueinander und auch
- 35 nicht parallel zur Furche des femoralen Patella-Gleitlagers 20 erstrecken.

- 17 -

Die Implantation des Patella-Sphäroids, insbesondere des sphärischen Drehgleitlagers 22 erfolgt vorzugsweise durch Einpressen an der Restpatella 24.

5 Das Probe-Drehgleitlager 28 dient in Analogie zu den unikompartimentalen Tibia-Implantaten zur seitlichen Zentrierung und zur Adaption der Implantations-Neigung in der Sagittalebene, ebenso wie entsprechende Bohrungen zur Aufnahme eines Zylinderhohlmeißels im Hinblick auf die
10 Verankerungselemente am endgültig implantierten Patella-Lagerelement.

Anhand der Fig. 28 sollen nochmals die wesentlichen Teile einer Kniegelenk-Totalendoprothese mit dem beschriebenen
15 System erläutert werden. Dementsprechend sind am unteren Ende eines Oberschenkels bzw. Femur 110 zwei Gelenkelemente (Gleithufen) 111, 112 mit jeweils konvex gekrümmter Gelenklagerfläche angeordnet, während am oberen Ende des Schienbeins bzw. Tibia 113 Lagerelemente 114, 115 mit ebener
20 Lagerfläche 116, 117 befestigt bzw. verankert sind. Vorzugsweise sind die Lagerflächen 116, 117, wie oben ausgeführt, konkav sphärisch ausgebildet. Zwischen den femoralen Gelenkelementen 111, 112 und den tibialen Lagerelementen 114, 115 ist jeweils ein Meniscus 118, 119
25 beweglich angeordnet. Jeder Meniscus ist auf seiner Oberseite und seiner Unterseite mit Gleitflächen 120, 121 bzw. 122, 123 versehen, welche krümmungsmäßig komplementär zu der zugeordneten Gelenklagerfläche der femoralen Gelenkelemente 111 bzw. 112 bzw. der zugeordneten Lagerfläche des tibialen
30 Lagerelements 114 bzw. 115 gestaltet sind. Die Menisci 118, 119 bestehen jeweils aus Polyethylen. Die tibialen Lagerelemente 114, 115 sind am Knochen durch hülsenförmige Verankerungselemente 124, 125 mit ein bzw. zwei Querbohrungen 126 verankert, wobei die Verankerungshülsen 124, 125 hier
35 jeweils schräg zur Längsachse des Schienbeins 113 hin geneigt sind. Die Kreuzbänder sind in Fig. 28 mit der Bezugsziffer 127 gekennzeichnet. Im übrigen werden die hier interessierenden tibialen Implantate und das dazugehörige

- 18 -

System zur Positionierung derselben anhand der Fig. 19 bis 26
näher erläutert. Zu Fig. 27 sei noch erwähnt, daß diese einen
sogenannten Femurschlitten in Vorderansicht und in Strecklage
zeigt, bei dem das innere und äußere Gelenkelement einstückig
5 miteinander verbunden sind. Genauso gut ist jedoch eine
getrennte Ausbildung denkbar, vor allem dann, wenn zunächst
eine Halbprothese und im nachhinein im Wege einer späteren
Operation eine Vollprothese bzw. auch Revisionsprothese
implantiert wird. Diesbezüglich wird auch auf die
10 Beschreibung der Fig. 1 - 9 verwiesen. Der Femur
Vollschlitten ist in Fig. 27 mit der Bezugsziffer 128
gekennzeichnet.

In den Fig. 19 - 22 ist ein tibiales Probe-Lagerelement 129
15 mit Probe-Meniscus 130 dargestellt, wobei an der Unterseite
des Probe-Lagerelements 129, die grundsätzlich flach
ausgebildet ist, mehrere Knochenverankerungsdorne 131
vorgesehen sind. Die Knochenverankerungsdorne 131 sind
entsprechend Fig. 22 jeweils längs der beiden Längsränder des
20 Probe-Lagerelements in Reihe angeordnet. Mit Hilfe dieser
nicht sehr tief in den Knochen eindringenden Dorne 131 kann
das Probe-Lagerelement ohne Beschädigung des Knochens an
diesem provisorisch verankert werden so lange, bis die
richtige Position bzw. Ebene des Lagerelements und
25 zugeordneten Meniscus relativ zum zugeordneten femoralen
Gelenkelement gefunden ist. Zu diesem Zweck ist es unter
Umständen erforderlich, das Probe-Lagerelement 129 mehrmals
zu entfernen, um die Knochen-Auflagefläche nachzuarbeiten und
das Probe-Lagerelement wieder einzusetzen, bis letztlich die
30 richtige Längs- und Querneigung des Lagerelements und die
richtige Höhe des Meniscus gefunden worden sind. Dann kann
bzw. wird durch eine in der Meniscus-Gleitfläche 133
ausgebildete Bohrung 132 hindurch eine tibiale
Aufnahmebohrung ausgebildet, vorzugsweise mittels eines
35 Zylinderhohlmeißels. Diese tibiale Bohrung dient zur Aufnahme
eines an der Unterseite des endgültig implantierten
Lagerelements angeordneten stift-, laschen- oder
hülsenförmigen Verankerungselements 124, welches in den

Fig. 24, 25, 26 und 28 dargestellt ist. In den Fig. 23 - 26 ist mit der Bezugsziffer 134 das endgültig zu implantierende Lagererelement samt Meniscus 135 dargestellt, welches in Größe und Form dem Probe-Lagererelement samt Probe-Meniscus gemäß den Fig. 19 - 22 entspricht. Dementsprechend weisen sowohl die Probe-Lagererelemente 129 als auch die endgültig implantierten tibialen Lagererelemente 134 an ihrer Oberseite jeweils eine nutartige Gleitführung 135 für die Probe- sowie endgültig implantierten Menisci 130 bzw. 136 auf. Die nutartige Gleitführung 135 ist entsprechend den Fig. 19 und 23 in Draufsicht gebogen ausgebildet, und zwar um die Schienbein-Längsachse bzw. Kniequerachse herum. Dadurch ist eine relative Verdrehung des Kniegelenks entsprechend der natürlichen Verdrehmöglichkeit möglich.

Entsprechend den Fig. 22 und 26 ist wenigstens eine der beiden Längsseitenwände 137 bzw. 138 der nutartigen Gleitführung 135 in Richtung von oben nach unten schräg nach außen geneigt, wobei die zugeordnete Längsseitenwand der Probe-Menisci 130 bzw. der endgültig implantierten Menisci 136 eine komplementäre Neigung aufweist. Dadurch sind die Menisci vor einem unerwünschten Abheben vom Lagererelement gesichert. Die innere Längsseitenwand ist im übrigen etwas höher ausgebildet als die äußere Längsseitenwand, wie Fig. 26 sehr deutlich zeigt. Dadurch erhält man eine verbesserte Abstützung des Lagererelements am knöchernen Zentralpfeiler.

Entsprechend den Fig. 22 und 26 weisen die Probe-Menisci 130 ebenso wie die endgültig implantierten Menisci 136 unterschiedliche Höhen auf. Diese sind in den Fig. 22 und 26 mit den unterschiedlich hohen Gleitlagerflächen 120 angedeutet.

Wie bereits oben ausgeführt, weisen die den Probe-Lagererelementen 129 entsprechenden endgültig implantierten Lagererelemente 134 an ihrer Unterseite jeweils mindestens ein zapfen-, laschen- oder hülsenartiges Verankerungselement 124 (in Fig. 28 auch 125) mit mindestens einer Querbohrung 126

- 20 -

auf. Ein hülsenartiges Verankerungselement mit Querbohrung 126 hat den Vorteil, daß dieses optimal im Knochen einwächst. Außerdem muß bei der Implantation nur eine minimale Knochensubstanz entfernt werden, nämlich mittels des bereits
5 erwähnten Zylinderhohlmeißels bzw. -fräasers. Entsprechend den Fig. 24 bis 26 und 28 erstrecken sich die Verankerungselemente 124 bzw. 125 schräg zur flachen Unterseite des Lagerelements 134, wobei der Winkel zwischen der flächennormalen und der Längsachse des
10 Verankerungselements 124 bzw. 125 etwa 5 bis 20° beträgt. Im implantierten Zustand sind die Verankerungselemente vorzugsweise zur Längsachse der Tibia hin geneigt, so wie dies in Fig. 28 schematisch dargestellt ist.

15 Selbstverständlich sind den Probe-Menisci 130 entsprechende Menisci zur endgültigen Implantation zur Verfügung gestellt, so wie dies ein Vergleich der Fig. 22 mit Fig. 26 erkennen läßt. Im übrigen lassen Fig. 22 und 26 des weiteren erkennen, daß die Lagerelemente 129 bzw. 134 im Querschnitt jeweils
20 wannenförmig ausgebildet sind. Damit läßt sich die Höhe der Menisci über die gesamte Breite derselben maximieren.

Für die Praxis ist es sinnvoll, jeweils drei unterschiedliche Größen sowohl für die Probe-Lagerelemente als auch die
25 endgültig implantierten Lagerelemente zur Einlage der Menisci zur Verfügung zu stellen. Die Gleitflächen der Lagerelemente sind vorzugsweise glattpoliert.

30 Im übrigen ist es durch den wannenförmigen Querschnitt der Lagerelemente möglich, diese so tibial zu verankern, daß sie sowohl mit ihrer Unterseite als auch mit ihrer Innenseite am Knochen anliegen. Damit wird ein dauerhafter Halt der Lagerelemente im Knochen gewährleistet. Gegebenenfalls muß lediglich der Meniscus ausgetauscht werden, wobei der neue
35 Meniscus hinsichtlich seiner Höhe an die zwischenzeitlich durch Beanspruchung und Abnutzung des Knies und/oder des anderen Meniscus geänderten Verhältnisse angepaßt werden kann. Der neue Meniscus soll wieder die ursprüngliche

- 21 -

Seitenstabilität und korrekte Knie-Gesamtachse gewährleisten.
In den Fig. 19 und 23 ist die Gleit-Beweglichkeit des
Meniscus innerhalb der nutartigen Gleitführung 135 jeweils
mit dem Doppelpfeil 139 gekennzeichnet.

5

Sämtliche in den Anmeldungsunterlagen offenbarten Merkmale
werden als erfindungswesentlich beansprucht, soweit sie
einzeln oder in Kombination gegenüber dem Stand der Technik
neu sind.

10

- 22 -

A n s p r ü c h e

1. System für die Ausbildung einer Kniegelenk-Endoprothese mit
- 5 - am unteren Ende des Oberschenkels (Femur 110) befestigbaren Gelenkelementen (10, 10'; 111, 112) mit konvex gekrümmter Gelenklagerfläche,
- am oberen Ende des Schienbeins (Tibia) (11; 113) befestigbaren Lagerelementen (12; 114, 115, 134), und
- 10 mit
- je einem zwischen den femoralen Gelenk- (10, 10'; 111, 112) und den tibialen Lagerelementen (12; 114, 115, 134) beweglich angeordneten Meniscus (14; 118, 119; 136) mit auf der Oberseite und der Unterseite ausgebildeten
- 15 Gleitflächen (120, 121 bzw. 122, 123), welche komplementär zu der zugeordneten Gelenklagerfläche des femoralen Gelenkelementes (10, 10'; 111, 112) bzw. der zugeordneten Lagerfläche des tibialen Lagerelementes (12; 114, 115; 134) gestaltet sind,
- 20 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die periphere bzw. sagittal äußere Begrenzung (16) der den femoralen Gelenkelementen (10, 10'; 111, 112) zugewandten Gleitflächen (15; 120; 122) der Menisci (14; 118, 119; 136) höher liegt als deren zentrale bzw.
- 25 sagittal innere Begrenzung.
2. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Lagerfläche (13) der tibialen Lagerelemente (12)
- 30 jeweils sphärisch-konkav gewölbt sind.
3. System nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die tibialen Lagerelemente (12) an ihrer Oberseite
- 35 mit einer nutartigen Gleitführung (17; 135) für Probe- und ebenso endgültig implantierte Menisci (14; 118, 119; 136) versehen sind.

- 23 -

4. System nach Anspruch 3,
dadurch gekennzeichnet,
daß die nutartige Gleitführung (17; 135) in Draufsicht
um die Schienbein-Längsachse herum gebogen ist.
- 5
5. System nach einem der Ansprüche 1 bis 3,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Unterseite der tibialen Lagerelemente (12)
konvex, insbesondere entsprechend der Oberseite (13)
derselben sphärisch-konvex gewölbt ist.
- 10
6. System, insbesondere nach einem der Ansprüche 1 bis 5,
gekennzeichnet durch
tibiale Probe-Lagerelemente (129) mit Probe-Menisci
(130), wobei an der Unterseite der Probe-Lagerelemente
jeweils mindestens ein kleiner Knochenverankerungsdorn
(131) vorgesehen ist.
- 15
7. System nach Anspruch 6,
dadurch gekennzeichnet,
daß an der (vorzugsweise planen) Unterseite der tibialen
Probe-Lagerelemente jeweils nahe der beiden äußeren bzw.
sagittalen Längsränder Knochenverankerungsdorne (131)
angeordnet sind.
- 20
8. System nach einem der Ansprüche 3 bis 7,
dadurch gekennzeichnet, daß mindestens eine der beiden
Längsseitenwände (137 bzw. 138) der nutartigen
Gleitführung (135) in Richtung von oben nach unten
schräg nach außen geneigt ist, wobei die zugeordnete
Längsseitenwand der Probe-Menisci (130) bzw. der
endgültig implantierten Menisci (118, 119; 136) eine
komplementäre Neigung aufweist.
- 25
9. System nach einem der Ansprüche 3 bis 8,
dadurch gekennzeichnet, daß die Probe- (130) ebenso wie
die endgültig implantierten Menisci (118, 119; 136)
unterschiedliche Höhen aufweisen (Fig. 22 bzw. Fig. 26).
- 30
- 35

10. System nach einem der Ansprüche 3 bis 7,
dadurch gekennzeichnet,
daß die nutartige Meniscus-Gleitführung (17) nach oben
5 und zur Seite hin durch auf das tibiale Lagerelement
(12) aufsteckbare, insbesondere aufschnappbare
Führungsleisten (18) begrenzt ist, wobei bei sphärisch-
konkav gewölbter Lagerfläche (13) ein seitliches Spiel
der Menisci (14) innerhalb der nutartigen Gleitführung
10 (17) vorgesehen ist.
11. System nach Anspruch 10,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Führungsleisten (18) der nutartigen Meniscus-
15 Gleitführung (17) Teil eines über den seitlichen Rand
des zugeordneten tibialen Lagerelements (12)
schnappbaren Rings oder dergleichen Elementes sind.
12. System nach einem der Ansprüche 1 bis 11,
20 dadurch gekennzeichnet,
daß die femoralen Gelenkelemente Teil eines einteiligen
Femurschlittens (10') sind, oder alternativ zwei
voneinander getrennte Halbschlitten (10 bzw. 111, 112)
bilden.
25
13. System, insbesondere nach einem der Ansprüche 1 bis 12,
dadurch gekennzeichnet,
daß neben den femoralen Gelenkelementen (10, 10'; 111,
112) ein Patella-Gleitlager (20) als Teil des Systems
30 vorgesehen ist, insbesondere in vorbestimmter Zuordnung
zu den femoralen Gelenkelementen (10, 10'; 111, 112).
14. System nach einem der Ansprüche 1 bis 13,
dadurch gekennzeichnet,
35 daß die den Probe-Lagerelementen (129) entsprechenden
endgültig implantierten Lagerelemente (12; 114, 115;
134) an ihrer Unterseite jeweils mindestens ein hülsen-,
zapfen- oder laschenförmiges Verankerungselement (124,

- 25 -

125), ggf. mit mindestens einer Querbohrung (126), aufweisen.

- 5 15. System nach Anspruch 14,
dadurch gekennzeichnet, daß sich das Verankerungselement
(124, 125) schräg zur flachen Unterseite des
Lagerelements (114, 115; 134) erstreckt, wobei der
Winkel zwischen der flächennormalen und der Längsachse
des Verankerungselements (124, 125) etwa 5 bis 20°
10 beträgt.
16. System nach Anspruch 15,
dadurch gekennzeichnet, daß bei zwei oder mehr
Verankerungselementen (124, 125) diese unterschiedlich
15 stark gegenüber der flachen Unterseite des Lagerelements
(114, 115; 134) geneigt sind.
17. System nach einem der Ansprüche 6 bis 16,
dadurch gekennzeichnet, daß die Probe-lagerelemente
20 (129) im Bereich ihrer Meniscus-Gleitfläche (133)
jeweils eine Bohrung (132) zur Führung eines
Knochenbearbeitungswerkzeuges, insbesondere eines
Zylinderhohlmeißels, aufweisen.
- 25 18. System nach einem der Ansprüche 6 bis 17,
dadurch gekennzeichnet,
daß den Probe-Menisci entsprechende Menisci (14; 118,
119; 136) zur endgültigen Implantation bereitgestellt
sind.
- 30 19. System nach einem der Ansprüche 13 bis 18,
dadurch gekennzeichnet,
daß dem Patella-Gleitlager (20) ein Patella-Sphäroid
(21) mit einem zwischen der (knöchernen) Patella (24)
35 und einem sich am femoralen Patella-Gleitlager (20)
abstützenden Gleit- und Stützelement, insbesondere PE-
Inlay (23) angeordneten sphärischen Drehgleitlager (22)
zugeordnet ist, wobei dieses Drehgleitlager (22) mit

- 26 -

hülsen-, zapfen- oder laschenförmigen
Verankerungselementen zur Verankerung an der Patella
(24) versehen ist.

- 5 20. System nach Anspruch 19,
gekennzeichnet durch
ein sphärisches Probe-Drehgleitlager (28), wobei an der
der (knöchernen) Patella (24) zugeordneten Seite
mindestens ein kleiner Knochenverankerungsdorn (30)
10 vorgesehen ist, der gerade zur vorläufigen Sicherung des
Probelagers (28) an der Patella (24) ausreicht.

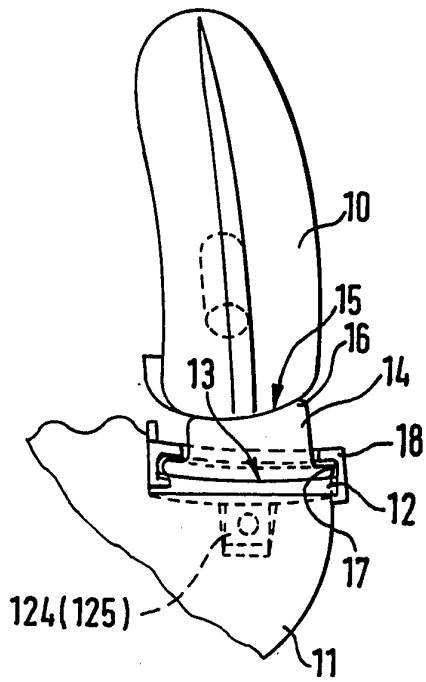


FIG. 1

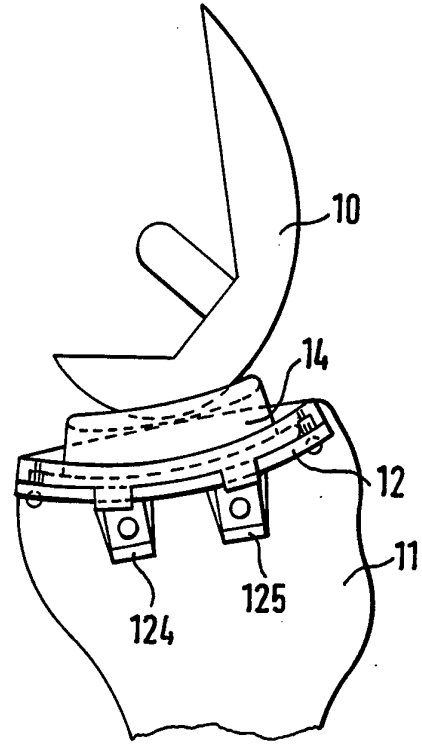


FIG. 2

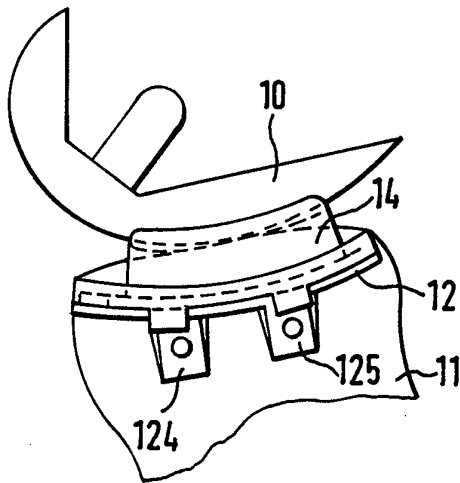


FIG. 3

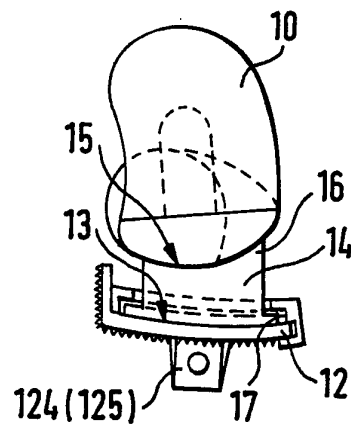
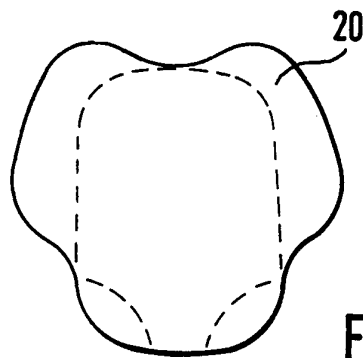
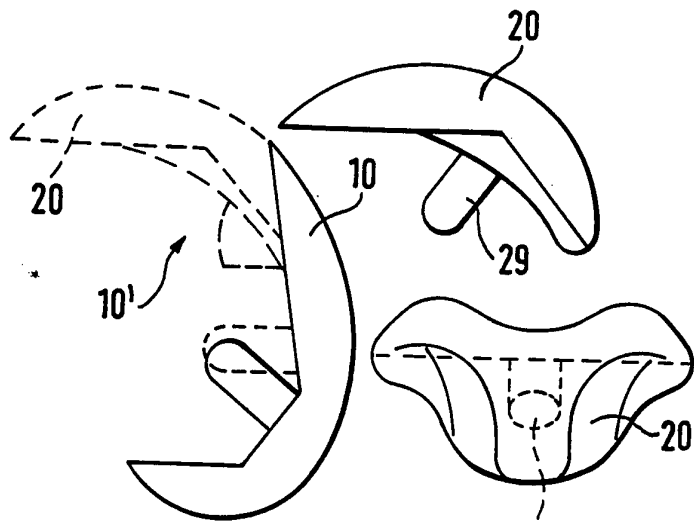
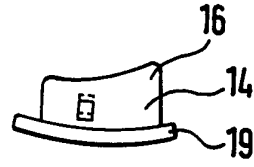
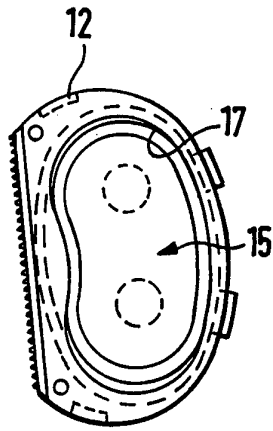


FIG. 4



ERSATZBLATT (REGEL 26)

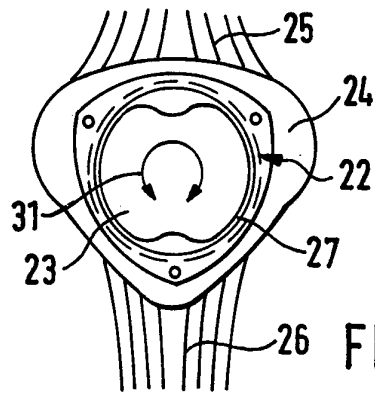


FIG. 13

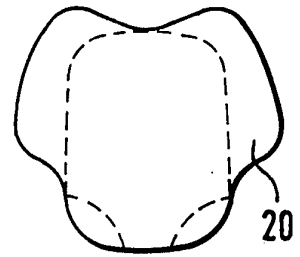


FIG. 10

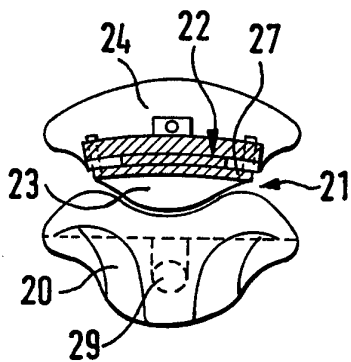


FIG. 11

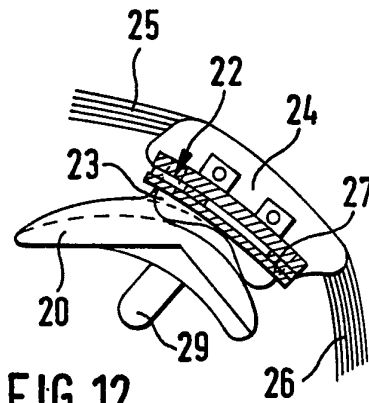


FIG. 12

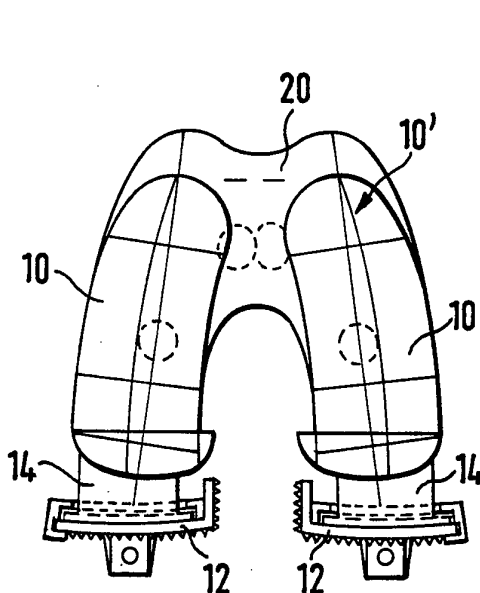


FIG. 9

ERSATZBLATT (REGEL 26)

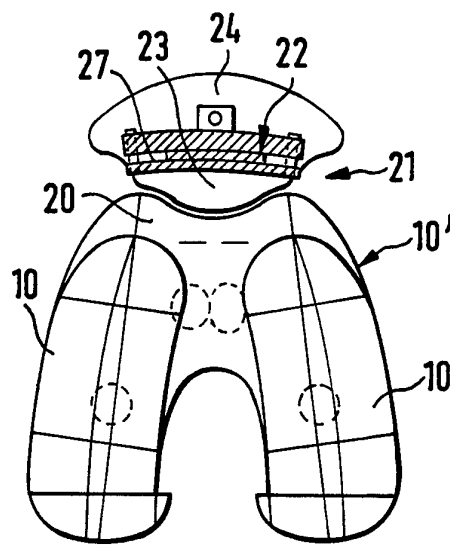


FIG. 14

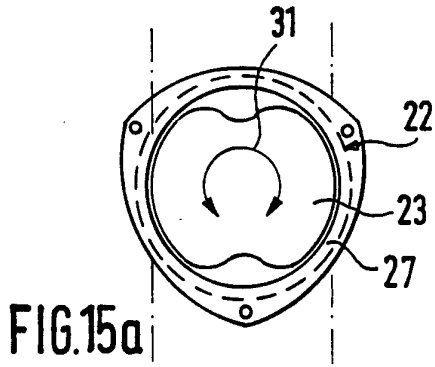


FIG. 15a

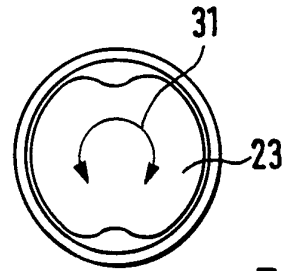


FIG. 15b

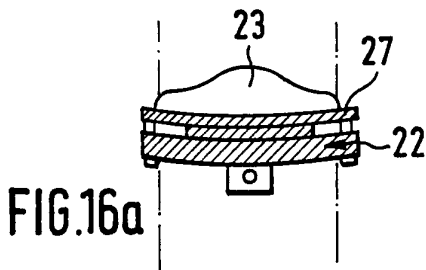


FIG. 16a



FIG. 16b

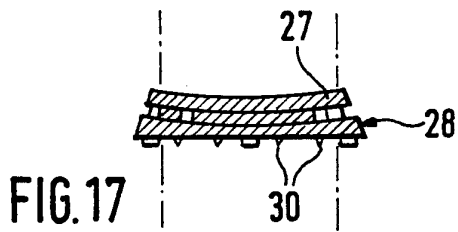


FIG. 17

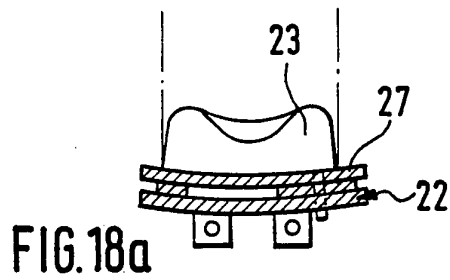


FIG. 18a

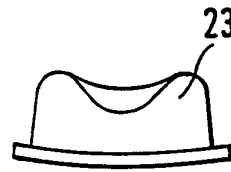


FIG. 18b

FIG. 21

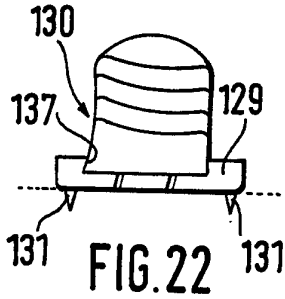
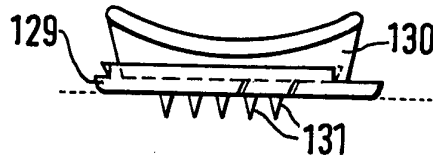


FIG. 22

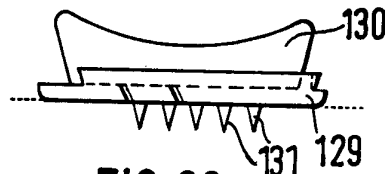


FIG. 20

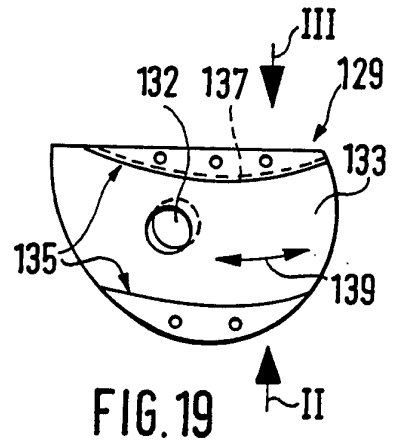


FIG. 19

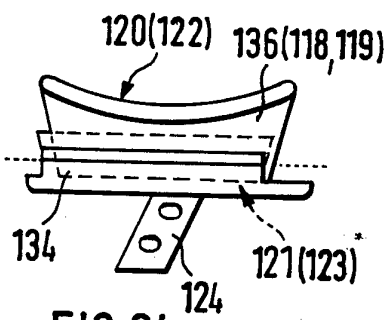


FIG. 24

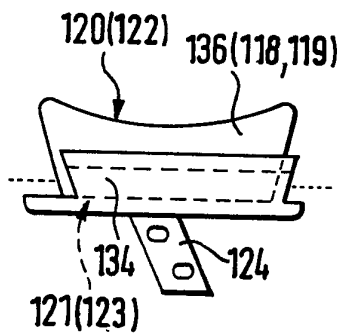


FIG. 25

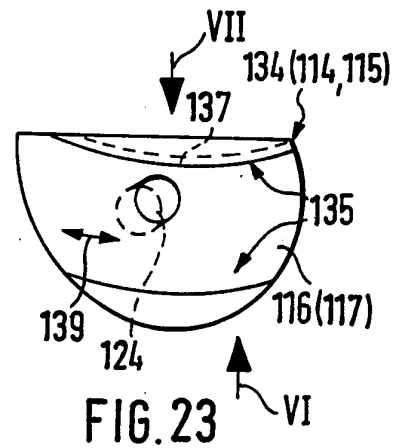


FIG. 23

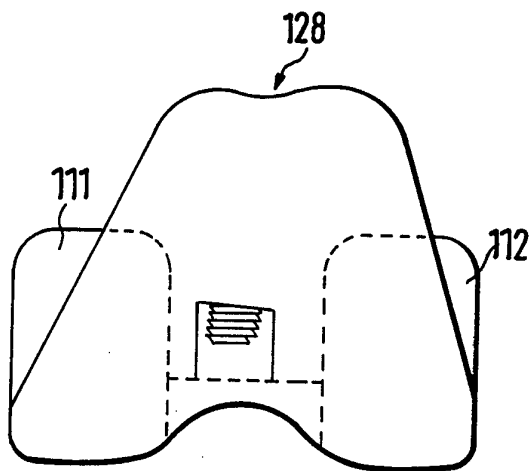


FIG. 27

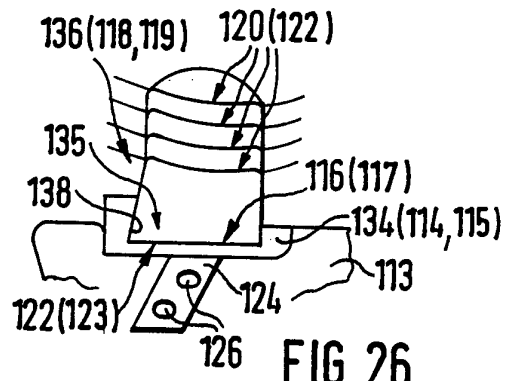


FIG. 26

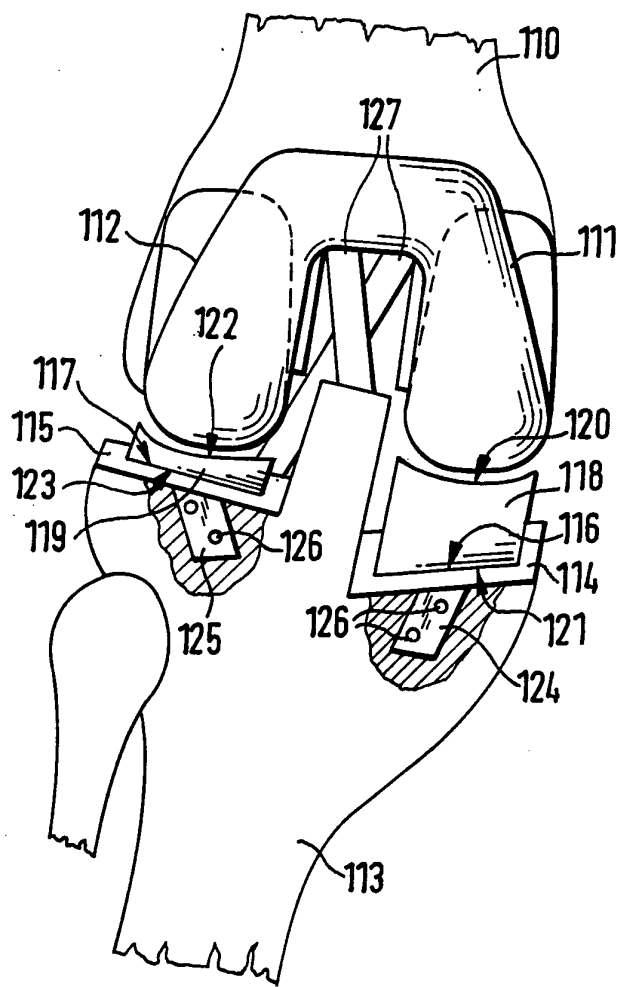


FIG. 28

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int: onal Application No
PCT/EP 94/03875

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 6 A61F2/38 A61F2/46		
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 6 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)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP,A,0 519 873 (BÄHLER) 23 December 1992 cited in the application	1,6,12
Y	see abstract; figure 27 ---	2-4,7,13
Y	EP,A,0 498 586 (WALKER) 12 August 1992 see the whole document ---	2,7
Y	GB,A,2 184 025 (ANDREW) 17 June 1987 see figures ---	3,4
Y	EP,A,0 327 297 (PFIZER HOSPITAL PRODUCTS GROUP) 9 August 1989 see claim 1; figures ---	13
A	EP,A,0 519 872 (BÄHLER) 23 December 1992 cited in the application -----	
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 <div style="text-align: center; font-weight: bold;">9 March 1995</div>	Date of mailing of the international search report <div style="text-align: center; font-weight: bold;">23.03.95</div>	
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 <div style="text-align: center; font-weight: bold;">Steenbakker, J</div>	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

information on patent family members

International Application No PCT/EP 94/03875
--

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP-A-0519873	23-12-92	JP-A- 5200057	10-08-93
EP-A-0498586	12-08-92	EP-A- 0626156 US-A- 5330533	30-11-94 19-07-94
GB-A-2184025	17-06-87	DE-A- 3642576	19-06-87
EP-A-0327297	09-08-89	US-A- 4944756 AU-A- 2955889 AU-B- 627936 AU-A- 6318490 CA-A- 1333143 DE-U- 8901097 DE-U- 8907010 DE-D- 68914165 DE-T- 68914165 EP-A- 0449391 ES-T- 2050502 JP-A- 1291860 JP-C- 1855845 US-A- 5035700	31-07-90 03-08-89 03-09-92 13-12-90 22-11-94 20-07-89 31-08-89 28-04-94 30-06-94 02-10-91 16-05-94 24-11-89 07-07-94 30-07-91
EP-A-0519872	23-12-92	JP-A- 5184612 US-A- 5282868	27-07-93 01-02-94

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP 94/03875

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 IPK 6 A61F2/38 A61F2/46

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchiertes Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
 IPK 6 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)

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie ^o	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP,A,0 519 873 (BÄHLER) 23. Dezember 1992 in der Anmeldung erwähnt	1,6,12
Y	siehe Zusammenfassung; Abbildung 27 ---	2-4,7,13
Y	EP,A,0 498 586 (WALKER) 12. August 1992 siehe das ganze Dokument ---	2,7
Y	GB,A,2 184 025 (ANDREW) 17. Juni 1987 siehe Abbildungen ---	3,4
Y	EP,A,0 327 297 (PFIZER HOSPITAL PRODUCTS GROUP) 9. August 1989 siehe Anspruch 1; Abbildungen ---	13
A	EP,A,0 519 872 (BÄHLER) 23. Dezember 1992 in der Anmeldung erwähnt -----	

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

Siehe Anhang Patentfamilie

^o 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

9. März 1995

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

23.03.95

Name und Postanschrift der Internationale 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

Steenbakker, J

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP 94/03875

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP-A-0519873	23-12-92	JP-A- 5200057	10-08-93
EP-A-0498586	12-08-92	EP-A- 0626156 US-A- 5330533	30-11-94 19-07-94
GB-A-2184025	17-06-87	DE-A- 3642576	19-06-87
EP-A-0327297	09-08-89	US-A- 4944756 AU-A- 2955889 AU-B- 627936 AU-A- 6318490 CA-A- 1333143 DE-U- 8901097 DE-U- 8907010 DE-D- 68914165 DE-T- 68914165 EP-A- 0449391 ES-T- 2050502 JP-A- 1291860 JP-C- 1855845 US-A- 5035700	31-07-90 03-08-89 03-09-92 13-12-90 22-11-94 20-07-89 31-08-89 28-04-94 30-06-94 02-10-91 16-05-94 24-11-89 07-07-94 30-07-91
EP-A-0519872	23-12-92	JP-A- 5184612 US-A- 5282868	27-07-93 01-02-94