



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 13 254 T2** 2004.12.02

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 970 667 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 13 254.1**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 305 390.9**

(96) Europäischer Anmeldetag: **07.07.1999**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **12.01.2000**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **03.12.2003**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **02.12.2004**

(51) Int Cl.7: **A61F 2/38**

(30) Unionspriorität:

112252 08.07.1998 US

(73) Patentinhaber:

DePuy Products, Inc., Warsaw, Ind., US

(74) Vertreter:

BOEHMERT & BOEHMERT, 80336 München

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB, IE, IT

(72) Erfinder:

**Colleran, Dennis P., Plainville, Massachusetts
02762, US; Dye, Justin, Mansfield, Massachusetts
02048, US**

(54) Bezeichnung: **Drehbare und verschiebbare Gelenkprothese mit hinterer Stabilität**

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

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0001] Die Erfindung betrifft Gelenkprothesen. Insbesondere bezieht sich die Erfindung auf Komponenten für Kniegelenke, die einen tibialen Führungseinsatz aufweisen, der gegenüber der tibialen Pfanne, auf welcher der Führungseinsatz montiert ist, drehbar und verschiebbar ist.

[0002] Eingriffe zum Gelenkersatz sind relativ üblich und ermöglichen es vielen Personen, über normale Körperfunktionen zu verfügen, die sonst nicht gegeben wären. Künstliche Gelenke bestehen normalerweise aus metallischen, keramischen und/oder Kunststoff-Komponenten, die an den bestehenden Knochen befestigt werden.

[0003] Der Kniegelenkersatz ist ein gut bekanntes chirurgisches Verfahren, bei dem ein erkranktes und/oder beschädigtes natürliches Kniegelenk durch ein prothetisches Kniegelenk ersetzt wird. Typische Knieprothesen umfassen eine femorale Komponente, eine Patellakomponente, eine tibiale Pfanne oder ein Plateau und einen tibialen Führungseinsatz. Die femorale Komponente umfaßt im allgemeinen ein Paar lateral zueinander beabstandeter Kondularabschnitte, deren distale Oberflächen mit den komplementären Kondularelementen gelenkig verbunden sind, welche in einem tibialen Führungseinsatz ausgebildet sind.

[0004] Typischerweise wird die tibiale Pfanne innerhalb der Tibia eines Patienten angebracht. Der tibiale Führungseinsatz, der üblicherweise aus Polyurethan hergestellt ist, das ein sehr hohes Molekulargewicht aufweist (UHMWPE), wird an die superiore Oberfläche der tibialen Pfanne angebracht. Während des täglichen Gebrauchs ist die Knieprothese und insbesondere der tibiale Führungseinsatz Belastungen und Beanspruchungen ausgesetzt. Diese Kräfte können zu einem Versatz oder zu einer Dislokation des Einsatzes gegenüber der tibialen Pfanne führen. Um diese Kräfte aufzunehmen und um das Risiko einer Dislokation zu verringern, wurden einige tibiale Komponenten für Knieprothesen konstruiert, um die Drehung des tibialen Führungseinsatzes gegenüber der proximalen oder superioren Oberfläche der tibialen Pfanne um die Längsachse der Prothese zu ermöglichen. Eine solche Drehung kann, wenn sie kontrolliert ist, den Kontaktbereich zwischen den femoralen Kondylen und dem tibialen Führungseinsatz über einen ganzen Bereich der Kniebewegung vergrößern, wodurch die Belastung des tibialen Führungseinsatzes verringert wird.

[0005] Einige Knieprothesen, welche die Drehung des tibialen Führungseinsatzes gestatten, erlauben ebenfalls eine Translation oder ein Zurückdrehen (roll

back) des tibialen Führungseinsatzes in die anterior-posteriore Richtung.

[0006] Oftmals wird ein Kompromiß zwischen der Lebensdauer einer Knieprothese und der Gesamtleistungsfähigkeit oder den kinematischen Eigenschaften der Prothese getroffen. Es war schwierig, sowohl die Lebensdauer als auch die kinematischen Eigenschaften zu optimieren. Drehbare Knieprothesen haben einige Vorteile. Jedoch kann sich bei einigen drehbaren Knieprothesen, welche die Translation des tibialen Führungseinsatzes in medial-laterale und anterior-posteriore Richtungen erlauben, ein gewisses Maß an anterior-posteriorer Instabilität ergeben. Dieses Problem ist in manchen Fällen durch eine posterior stabilisierte Prothese gelöst. Allerdings kann bei solchen Konstruktionen eine Bewegung des tibialen Führungseinsatzes in die anterior-posteriore Richtung oder ein Zurückdrehen eine unerwünscht hohe Belastung auf den Stabilisierungsstift der Prothese ausüben. Gelenkprothesen gemäß dem Oberbegriff von Anspruch 1 sind aus dem Dokument WO-A-9208424 und aus dem Dokument WO-A-9624311 bekannt.

[0007] Trotz der Vorteile bestehender Ausführungen von Kniegelenkprothesen mit einer drehbaren Tibialkomponente gibt es immer noch einen Bedarf an Prothesen, welche die Belastung weiterhin verringern, ein optimales Zurückdrehen gestatten und optimalen Kontakt der tibialen und femoralen Komponenten beibehalten, um die Belastungen aufzunehmen, die auf das Knie ausgeübt werden.

ABRISS DER ERFINDUNG

[0008] Die Erfindung betrifft ein Gelenkprothesensystem, das erste und zweite tibiale Komponenten, einen separaten Stabilisierungsstift und eine femorale Komponente umfaßt. Die zweite tibiale Komponente kann sich gegenüber der ersten tibialen Komponente drehen und verschieben. Der Stabilisierungsstift und die femorale Komponente arbeiten zusammen, um ein Zurückdrehen der femoralen Komponente zu erzwingen, während das System ein enges Ineinandergreifen der femoralen und der tibialen Kondylen gewährleistet.

[0009] Eine erste tibiale Komponente hat eine superiore Befestigungsoberfläche und eine inferiore Knochenkontaktoberfläche. Die superiore Befestigungsoberfläche der ersten tibialen Komponente umfaßt einen Hohlraum, der durch innere Seitenwände und distale Wände definiert ist. Die zweite tibiale Komponente hat eine inferiore Oberfläche, die auf der superioren Oberfläche der ersten tibialen Komponente befestigt ist, eine superiore Gelenkoberfläche und eine Öffnung, die sich zwischen den inferioren und superioren Oberflächen erstreckt. Die zweite tibiale Komponente kann drehbar und verschiebbar auf der su-

perieren Befestigungsoberfläche der ersten tibialen Komponente befestigt werden. Ferner ist der Stabilisierungsstift, der proximale und distale Enden aufweist, dafür geeignet, durch die Öffnung der zweiten tibialen Komponente eingefügt zu werden, und kann in den Hohlraum der ersten tibialen Komponente eingepaßt werden. Der Stift umfaßt einen proximalen Kopfabschnitt mit Oberflächen, die in einen Abschnitt der femoralen Komponente eingreifen. Das proximale Ende des Stabilisierungsstifts steht von der superioren Gelenkverbindungsfläche der zweiten Komponente hervor.

[0010] Die femorale Komponente des Systems hat eine erste Oberfläche, die an einem distalen Ende eines Femurs eines Patienten befestigbar ist, sowie eine zweite Gelenkoberfläche, die zwei aneinander angrenzende Kondylen umfaßt, welche mittels einer Zwischenoberfläche verbunden sind. Die Zwischenoberfläche umfaßt erste und zweite Eingreifoberflächen, die dazu vorgesehen sind, mit den superioren und posterioren Eingreifoberflächen des Stabilisierungsstifts einzurasten.

[0011] Das System kann auch ein Ringelement umfassen, das in die Öffnung der zweiten tibialen Komponente als eine Gelenkoberfläche zwischen der zweiten tibialen Komponente und dem Stabilisierungsstift eingepaßt werden kann.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0012] Fig. 1 ist eine perspektivische Explosionsansicht des tibialen Abschnitts eines Kniegelenkprothesensystems gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0013] Fig. 2 ist eine perspektivische Ansicht der in Fig. 1 gezeigten zusammengesetzten Komponenten;

[0014] Fig. 3 ist eine Seitenansicht eines Kniegelenkprothesensystems gemäß der vorliegenden Erfindung bei einem Beugungswinkel von 0°;

[0015] Fig. 4 ist eine Aufsicht auf das in Fig. 3 gezeigte Prothesensystem;

[0016] Fig. 5A ist eine seitliche Schnittansicht an der Linie 5-5 der zusammengesetzten Komponenten des in Fig. 4 dargestellten Prothesensystems;

[0017] Fig. 5B ist eine Detailansicht eines Abschnitts "A" von Fig. 5A;

[0018] Fig. 6 ist eine seitliche Schnittansicht an der Linie 6-6 des Prothesensystems von Fig. 4;

[0019] Fig. 7 ist eine Seitenansicht des Prothesensystems gemäß der vorliegenden Erfindung bei einem Beugungswinkel von ungefähr 90°;

[0020] Fig. 8 ist eine Aufsicht auf das in Fig. 7 dargestellte Prothesensystem;

[0021] Fig. 9 ist eine seitliche Schnittansicht an der Linie 9-9 des Prothesensystems von Fig. 8;

[0022] Fig. 10 ist eine seitliche Schnittansicht an der Linie 10-10 des Prothesensystems von Fig. 8;

[0023] Fig. 11 ist eine Aufsicht auf eine tibiale Führungseinsatzkomponente des Gelenkprothesensystems gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0024] Fig. 12 ist eine perspektivische Explosionsansicht einer anderen Ausführung der Kniegelenkprothese;

[0025] Fig. 13 ist eine Aufsicht der in Fig. 12 dargestellten Kniegelenkprothese mit einem Beugungswinkel von ungefähr 0°;

[0026] Fig. 14 ist eine seitliche Schnittansicht an der Linie 14-14 der zusammengesetzten Komponenten des in Fig. 13 dargestellten Prothesensystems;

[0027] Fig. 15 ist eine Aufsicht der Ausführung von Fig. 12 bei einem Beugungswinkel von ungefähr 90°;

[0028] Fig. 16 ist eine seitliche Schnittansicht des Prothesensystems an der Linie 16-16 von Fig. 15.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0029] Die Erfindung sieht einen Aufbau für ein Kniegelenkprothesensystem **10** vor, welches das Drehen und Verschieben der tibialen Komponente gestattet und gleichzeitig eine bessere posteriore Stabilität bietet. Die Struktur des erfindungsgemäßen Prothesensystems kombiniert eine erhöhte Langlebigkeit mit verbesserten kinematischen Eigenschaften.

[0030] Gemäß den Fig. 1 und 2 umfaßt eine tibiale Komponente **11** des Gelenkprothesensystems **10** eine erste Komponente in Form einer tibialen Pfanne **14**, einer zweiten Komponente in Form eines tibialen Führungseinsatzes **12** und eine dritte Komponente in Form eines getrennten Stabilisierungsstifts **22**. Die Befestigung des tibialen Führungseinsatzes **12** an die tibiale Pfanne **14** ist derartig, daß der tibiale Führungseinsatz **12** bezüglich einer proximalen oder superioren Oberfläche **32** der tibialen Pfanne **14** drehbar und verschiebbar ist. Das System **10** umfaßt ferner eine vierte Komponente in Form einer femoralen Komponente **100**, die in den Fig. 3–10 dargestellt ist.

[0031] Der tibiale Führungseinsatz **12** hat eine anteriore Seite **13**, eine posteriore Seite **15**, eine superioren Gelenkoberfläche **14** und eine inferiore Eingreif-

berfläche **18**. Die superiore Oberfläche **16** kann ein oder mehrere Kondylarelemente aufweisen, die geeignet sind, gelenkartig mit der (den) komplementären Kondyle(n) einer femoralen Komponente verbunden zu werden, wie in den **Fig. 3–10** gezeigt ist. Insbesondere umfassen die Kondylarelemente laterale und mediale Kondylen **24, 26**. Der tibiale Führungseinsatz **12** hat ferner eine Öffnung **50**, die sich von der superioren Gelenkoberfläche **16** zu den inferioren Befestigungsoberfläche **18** durch diesen hindurch erstreckt. Die Öffnung **50** kann jede geeignete Form aufweisen, die das Verschieben und Drehen des tibialen Führungseinsatzes **12** gestattet. In einer Ausführung, die im weiteren anhand der **Fig. 11** behandelt wird, ist die Öffnung **50** in der anterior-posterioren Richtung verlängert.

[0032] In einer exemplarischen Ausführung, die in den **Fig. 5A** und **5B** gezeigt ist, ist zumindest eine Eingreifschulter **28** in der Öffnung **50** ausgebildet. Die Eingreifschulter **28** erstreckt sich in einem Bogen um den inneren Umfang der Öffnung **50**. Die Schulter **28** kann in der Form eines durchgehenden Bogens sein oder kann die Form von zwei oder mehreren Bögen haben. Wie gezeigt, umfaßt die Schulter **28** eine proximale Deckoberfläche **29**. Die Oberfläche **29** kann mit den inneren Wänden **30** die Öffnung **50** jeden freiwählbaren Winkel zwischen 42° und 90° haben. Jedoch erstreckt sich die Oberfläche **29** vorzugsweise mit einem Winkel von 90° von der inneren Wand **30**.

[0033] Die inneren Wände **30** der Öffnung **50** definieren einen ersten Öffnungsbereich, der proximal zu der proximalen Deckoberfläche **29** angeordnet ist, und einen zweiten kleineren Öffnungsbereich, der distal zu der Oberfläche **29** angeordnet ist. Die erste Öffnung hat eine Abmessung (w) in medial-lateraler Richtung in einem Bereich zwischen 1,27 cm bis 2,032 cm (0,5 bis 0,8 inch) und vorzugsweise 1,561 cm (0,65 inch), sowie eine Abmessung (l) in anterior-posterioren Richtung in einem Bereich zwischen 2,032 cm und 2,54 cm (0,8 bis 1,0 inch) und beträgt vorzugsweise 2,3495 cm (0,925 inch). Die zweite kleinere Öffnung hat eine Abmessung (w') in medial-lateraler Richtung in einem Bereich zwischen 1,27 cm und 1,778 cm (0,5 bis 0,7 inch) und beträgt vorzugsweise 1,524 cm (0,6 inch), sowie eine Abmessung (l') in anterior-posterioren Richtung in dem Bereich zwischen 1,778 und 2,286 cm (0,7 bis 0,9 inch) und vorzugsweise 2,032 cm (0,8 inch).

[0034] Wie weiterhin in den **Fig. 5A** und **5B** dargestellt ist, sieht die Schulter **28** einen Platz für eine komplementäre distale Deckschulter **78** vor, die auf dem Stabilisierungsstift **22** ausgebildet ist. Das Eingreifen der Schultern **28** und **78** sichert die richtige Positionierung des Stifts **22** innerhalb der tibialen Pfanne **14** und des tibialen Führungseinsatzes **12**.

[0035] Die tibiale Pfanne **14** umfaßt eine anteriore

Seite **17**, eine posteriore Seite **19**, eine superiore Befestigungsoberfläche **32** und eine inferiore Knochenkontaktoberfläche **34**. Die Knochenkontaktoberfläche **34** sieht einen ersten Abschnitt **36** vor, der einen Bereich der inferioren Knochenkontaktoberfläche **34** darstellt, welcher auf der proximalen Oberfläche eines resektierten Schienbeins (nicht gezeigt) befestigt ist. Ein zweiter Abschnitt **38** der Knochenkontaktoberfläche **34** erstreckt sich von dem ersten Abschnitt **36** und ist eingerichtet, sich in einen Hohlraum (nicht gezeigt) zu erstrecken, der innerhalb des Schienbeins eines Patienten ausgebildet ist. Vorzugsweise ist der zweite Abschnitt **38** ein tibialer Verlängerungsabschnitt **39**, der sich von dem ersten Abschnitt **36** erstreckt. Der tibiale Schaft **39** hat eine äußere Seite und distale Wände **40, 41**. Die äußeren Seitenwände **40** des tibialen Schafts **39** können glatt sein oder sie können unregelmäßige Oberflächenmerkmale (nicht gezeigt) aufweisen, um die Knochenfixation zu verbessern.

[0036] Die superiore Oberfläche **32** der tibialen Pfanne **14** umfaßt eine Öffnung **72** (die jede geeignete Form haben kann, beispielsweise im wesentlichen kreisförmig), die mit einem Eingreifhohlraum **44** in Verbindung steht. In einer dargestellten Ausführung, die in **Fig. 5A** gezeigt ist, ist der Eingreifhohlraum ein blinder Hohlraum, der von den interieren Seitenwänden **45** definiert wird, welche sich in den tibialen Schaft hinein erstrecken. Der Eingreifhohlraum **44** endet in einer interieren Seitenwand **46**, die im wesentlichen konusförmig ist oder die eine andere zur Aufnahme des Stabilisierungsstifts **22** geeignete Form aufweist.

[0037] Für den Fachmann ist es ersichtlich, daß die Abmessungen des Hohlraums **44** und des Stabilisierungsstifts **22** variieren können. In einer Ausführung hat der Hohlraum **44** einen Durchmesser, der sich von dem proximalen **51** zu dem distalen **53** Ende hin mit einem Winkel in einem Bereich zwischen 0° und 10° verjüngt. Der Durchmesser an dem proximalen Ende **51** liegt in einem Bereich zwischen 10 und 20 mm, und der Durchmesser an dem distalen Ende **53** liegt in einem Bereich zwischen 5 und 20 mm. Der Hohlraum **44** hat vorzugsweise eine Tiefe im Bereich zwischen 25 und 60 mm und ist so bemessen, daß er den Stabilisierungsstab **22** aufnehmen kann.

[0038] Der Stabilisierungsstab **22** umfaßt ein proximales Ende **92** und ein distales Ende **94**. Das proximale Ende **92** des Stabilisierungsstiftes **22** umfaßt einen verlängerten Kopfabschnitt **60**. Der Kopfabschnitt **60** umfaßt eine anteriore Oberfläche **68**, eine posteriore Eingreifoberfläche **70** und eine superiore Eingreifoberfläche **76**. Der distale Abschnitt des Kopfs **60** umfaßt die eingreifende Schulter **78**.

[0039] Der Schaftabschnitt **61** des Stabilisierungsstifts **22** erstreckt sich distal von dem Kopfabschnitt

60. Der Schaftabschnitt **61** umfaßt einen proximalen Schaftabschnitt **62** und einen distalen Schaftabschnitt **64**. In einer Ausführung hat der proximale Schaftabschnitt **62** einen im wesentlichen gleichmäßigen Durchmesser, der in einem Bereich zwischen 10 und 20 mm liegt. Der distale Schaftabschnitt **64** hat einen Durchmesser, der sich beginnend von ungefähr 10 bis 20 mm an der Schnittstelle **65** des proximalen und des distalen Schaftabschnitts bis ungefähr 5 bis 20 mm an dem distalen Ende **94** des Stabilisierungsstifts **22** distal verjüngt. Der distale Schaftabschnitt **64** verjüngt sich von der Schnittfläche **65** zu dem distalen Ende **94** mit einem Winkel im Bereich zwischen 0° und 10°. Die Abmessungen des Schaftabschnitts **61** des Stabilisierungsstifts **22** sind so, daß der Stabilisierungsstift **22** nicht entfernt werden kann, wenn er innerhalb des Hohlraums **44** der tibialen Pfanne **14** eingreift und zudem axial stabil ist.

[0040] Die Gesamtlänge des Stabilisierungsstifts **22**, einschließlich des Kopfabschnitts **60**, liegt in einem Bereich zwischen 40 mm und 80 mm. Die Länge des Schaftabschnitts **61** des Stifts **22** von der Eingreifschulter **78** bis zum distalen Ende **94** im allgemeinen in einem Bereich zwischen 20 mm und 60 mm.

[0041] Wie in den **Fig. 5A** und **5B** dargestellt, umfaßt die inferiore Eingreifschulter **78** des Stabilisierungsstifts **22** eine distale Deckoberfläche **79** und eine vertikale Oberflächenwand **80**. Die Eingreifschulter **78** ist gemäß den Abmessungen des Stifts **22** ausgebildet, wobei der proximale Schaftabschnitt **62** einen solchen Durchmesser aufweist, daß er bezüglich der superioren vertikalen Wand **80** des Kopfabschnitts hinterschnitten ist. Die distale Deckoberfläche **79** der Schulter **78** kann bezüglich der Wand **80** mit einem frei wählbaren Winkel zwischen 45° und 90° abgewinkelt sein. Jedoch sollte der Winkel der Oberfläche **80** komplementär zu der proximalen Deckoberfläche **29** innerhalb der Öffnung **50** des tibialen Führungseinsatzes **12** sein. Die Abmessungen, mit denen die Oberflächen **79** gegenüber dem proximalen Schaftabschnitt **62** hervorstehen, sollten ausreichend sein, um das Eingreifen mit der proximalen Deckoberfläche **29** innerhalb der Öffnung **50** des tibialen Führungseinsatzes zu gewährleisten und beizubehalten. Vorzugsweise liegt diese Abmessung zwischen 0,5 und 4 mm.

[0042] Wie in den **Fig. 2–10** dargestellt ist, können der tibiale Führungseinsatz **12**, die tibiale Pfanne **14** und der Stabilisierungsstift **22** zusammengesetzt werden, um eine tibiale Komponente einer Kniegelenkprothese auszubilden. Der Schaftabschnitt **61** des Stabilisierungsstifts **22** ist in der Öffnung **50** des tibialen Führungseinsatzes **12** so eingeführt, daß sich dieser in den Eingreiffohlraum **44** der tibialen Pfanne **14** hinein erstreckt. Typischerweise ist der sich verjüngende distale Schaftabschnitt **64** des Stabilisie-

rungsstifts **22** in dem Hohlraum **44** der tibialen Pfanne **14** vorgesehen, und der proximale Schaftabschnitt **62** wird in der Öffnung **50** des tibialen Führungseinsatzes **12** umgriffen. Das Eingreifen des tibialen Führungseinsatzes **12**, der tibialen Pfanne **14** und des Stabilisierungsstifts **22** ist so, daß der tibiale Führungseinsatz **12** unabhängig von der tibialen Pfanne **14** bleibt, und der stabilisierende Stift **22** ist so ausgeführt, daß er bezüglich dieser Komponenten drehbar ist.

[0043] Wie in der **Fig. 11** gezeigt, ist die Öffnung **50** des tibialen Führungseinsatzes **12** in der anterior-posterioren Richtung verlängert. Die Abmessungen dieser Öffnung sind abhängig von der Leistungsfähigkeit und den Merkmalen veränderlich, die für eine vorgegebene Prothese erwünscht sind. Jedoch weist die Öffnung **50** im allgemeinen eine anterior-posteriore Abmessung auf, die, gemessen von dem anterioren Ende **226** bis zu dem posterioren Ende **228**, ungefähr 2 bis 4 mm beträgt. Diese Abmessungen erlauben ungefähr 2 bis 6 mm Freiraum zwischen einem mittig positionierten Stift **22** und den anterioren und posterioren Endwänden **226**, **228**. Dementsprechend hat der tibiale Führungseinsatz **12** ungefähr 2 bis 6 mm Freiraum zwischen einer mittig angeordneten Position und den anterioren und posterioren Außenstellen, wobei die Bewegung wesentlichen in posteriorer Richtung erfolgt.

[0044] In einer Ausführung ist etwas Freiraum zwischen dem Stift **22** und den lateralen und medialen **222**, **224** Seitenwänden der Öffnung **50** vorgesehen. Ein solcher Aufbau erlaubt in geringem Maße eine medial-laterale Bewegung des tibialen Führungseinsatzes **12** bezüglich der tibialen Pfanne **14**. Im allgemeinen beträgt der Freiraum zwischen dem Stabilisierungsstift **22** und den medialen und lateralen Seitenwänden **222**, **224** ungefähr 0,25 mm. Damit kann der tibiale Führungseinsatz **12** bis zu 0,25 mm in der medialen und lateralen Richtung bezüglich der tibialen Pfanne **14** bewegt werden.

[0045] Wie in der **Fig. 2** gezeigt ist, ragt das proximale Ende **92** des Stabilisierungsstifts **22** von der superioren Gelenkoberfläche **16** des tibialen Führungseinsatzes **12** hervor, wenn die tibiale Komponente des Prothesensystems zusammengesetzt ist. Der Stabilisierungsstift **22** ist also bezüglich der tibialen Pfanne **14** drehbar. Diese Konfiguration erlaubt es dem Stabilisierungsstift **22**, in die femorale Komponente **100** in der im weiteren beschriebenen Art und Weise eingreifen.

[0046] Gemäß den **Fig. 3 bis 10** hat die femorale Komponente **100** eine anteriore Seite **136** und eine posteriore Seite **138** und umfaßt eine erste Oberfläche **116**, die auf dem distalen Ende eines Schienbeins eines Patienten befestigbar ist, sowie eine zweite Gelenkoberfläche **118**. Die Gelenkoberfläche

118 umfaßt angrenzende laterale **120** und mediale **122** Kondylen, die durch einen Zwischen- oder Interkondylarbereich **123** miteinander verbunden sind. Wie in den **Fig. 2** bis **10** dargestellt ist, grenzen die lateralen und medialen Kondylen **120**, **122** der femoralen Komponente **100** an die lateralen und medialen Kondylen **24**, **26** des tibialen Führungseinsatzes **12** und können mit diesen gelenkartig verbunden sein. Die Kondylen **120**, **122** der femoralen Komponente **100** und die Kondylen **24**, **26** des tibialen Führungseinsatzes **12** sind so aufgebaut, daß sich eine relativ große Kontaktfläche ergibt, wenn die Kondylen der femoralen Komponente und die Kondylen des tibialen Führungseinsatzes aufeinander befestigt sind. In einer beispielhaften Ausführung hat jede Kondyle **120**, **122** eine im allgemeinen ellipsoide Form und weist in der anterior-posterioren Richtung und in der medialen-lateralen Richtung eine gekrümmte, konvexe Form auf.

[0047] Wie in den **Fig. 5A** und **9** gezeigt ist, umfassen die Interkondylarbereiche **123** eine erste Eingreifoberfläche **140** und eine zweite Eingreifoberfläche **150**. Die erste Eingreifoberfläche **140** ist in einer Winkellage orientiert, die komplementär zu der Winkellage der superioren Eingreifoberfläche **76** des Stabilisierungsstifts **22** ist. Die Oberfläche **140** erstreckt sich von der anterioren Seite **136** der femoralen Komponente **100** zur posterioren Seite **138** der femoralen Komponente **100** hin. Der posteriore Abschnitt der Oberfläche **140** trifft auf die zweite Eingreifoberfläche **150**, die bei der posterioren Seite **138** der femoralen Komponente **100** angeordnet ist. Die zweite Eingreifoberfläche **150** weist eine gekrümmte nockenähnliche Form auf, die im allgemeinen komplementär zu der gebogenen posterioren Eingreifoberfläche **70** des Stabilisierungsstifts **22** ist.

[0048] Die Bewegung der zweiten Eingreifoberfläche **150** der femoralen Komponente **100** gegenüber der gekrümmten posterioren Eingreifoberfläche des Stabilisierungsstifts **22** erzeugt eine posteriore Verschiebung der femoralen Komponente **100**, die durch die Beugung (Drehung) der femoralen Komponente **100** verursacht wird. Die Form der zweiten Eingreifoberfläche **150** hängt von Faktoren ab, beispielsweise von dem femoralen anterior-posterioren Profil, von der Einsatzttopographie und von der Ausbildung/Form der gebogenen posterioren Eingreifoberfläche **70**. Während die posteriore Eingreifoberfläche **70** durch eine Krümmung mit einem einzigen Radius definiert ist, kann die zweite Eingreifoberfläche **150** mit zwei oder mehreren Radien ausgebildet sein. Indem die Form der zweiten Eingreifoberfläche **150** verändert wird, kann die Bewegung des Femurs während der Beugung und Bewegung des Knies verändert werden.

[0049] Wie in den **Fig. 3** bis **6** gezeigt ist, stößt die erste Eingreifoberfläche **140** der femoralen Kompo-

nente **100** an die superiore Eingreifoberfläche **76** des Stabilisierungsstifts **22** oder berührt diese, wenn sich das Prothesensystem bei einer Beugung von ungefähr 0° befindet. In dieser Position ist der tibiale Führungseinsatz **12** gegenüber der tibialen Pfanne **14** an einer ersten, im allgemeinen zentrierten Position.

[0050] Wie in den **Fig. 7** bis **10** gezeigt ist, stößt die zweite Eingreifoberfläche **150** der femoralen Komponente **100** an die posteriore Eingreifoberfläche **76** des Stabilisierungsstifts **22** oder berührt diese, wenn sich das Prothesensystem bei einer Beugung von 90° befindet. In dieser Position ist der tibiale Führungseinsatz gegenüber der tibialen Pfanne **14** an einer zweiten Position angeordnet. Aus der Betrachtung beispielsweise der **Fig. 6** und **10** ergibt sich, daß sich der tibiale Führungseinsatz **12** eines Übergangs von einer Beugung mit 0° zu einer Beugung mit 90° posterior bewegt hat. Folglich wird ein optimales Zurükdrehen der femoralen Komponente bezüglich der tibialen Komponente erreicht, wodurch die Tibia eines Patienten während der Beugung des Knies anterior angeordnet ist. Dadurch wird die Effizienz des Quadrizepsmuskels für den Patienten in dieser Position durch die Anordnung der Tibia verbessert.

[0051] Eine weitere Ausführung des Kniegelenkprothesensystems ist in den **Fig. 12** bis **16** dargestellt. In dieser Ausführung umfaßt das Prothesensystem einen tibialen Führungseinsatz **12**, eine tibiale Pfanne **14**, ein Hülsen- oder Ringelement **20** und getrennte Stabilisierungsstifte **22**. Das Ringelement **20** ist geeignet, mit dem tibialen Führungseinsatz **12** zusammenzupassen und als Gelenkoberfläche zwischen dem tibialen Führungseinsatz **12** und dem Stabilisierungsstift **22** zu wirken, wenn sich der tibiale Führungseinsatz **12** verschiebt oder bewegt.

[0052] Das Ringelement **20** umfaßt einen Flanschabschnitt **21**, der sich entlang eines Teils oder entlang des gesamten Umfangs des Ringelements **20** erstreckt. Der Flanschabschnitt **21** definiert eine Öffnung **25**, die in der anterior-posterioren Richtung in gleicher Weise wie die Öffnung **50** des tibialen Führungseinsatzes **12** verlängert ist. Ein Seitenwandabschnitt **23** erstreckt sich distal von dem Flanschabschnitt **21** und ist so dimensioniert, daß er sich von der proximalen Deckoberfläche **29** zu der inferioren Eingriffsoberfläche **18** des tibialen Führungseinsatzes **12** erstreckt, wenn die Komponenten zusammengefügt sind.

[0053] Das Ringelement **20** kann aus einer Vielzahl von Materialien hergestellt sein, die dem Fachmann bekannt sind. Geeignete Materialien passen zu dem Stabilisierungsstift **22** und weisen eine gute Beständigkeit gegen Verschleiß sowie eine geringe Reibung auf. Beispielsweise umfassen die Materialien Titan, Titanlegierungen, Kobalt-Chromlegierungen und Polyethylen mit ultrahohem Molekulargewicht.

[0054] Für den Fachmann ist es offensichtlich, daß der Stabilisierungsstift **22** auch aus einer Vielzahl von geeigneten Materialien hergestellt sein kann, einschließlich derer, aus denen das Ringelement **20** hergestellt sein kann.

[0055] Wie in den Fig. 14 und 16 gezeigt, ist das Ringelement **20** innerhalb der Öffnung **50** des tibialen Führungseinsatzes **12** angeordnet. Mit dieser Anordnung stößt der Flanschabschnitt **21** des Ringelements **20** an die eingreifende Schulter **28**, um das Ringelement **20** gegenüber dem tibialen Führungselement **12** in seiner Lage zu sichern. Typischerweise ist der proximale Schaftabschnitt **62** des stabilisierenden Stifts **22** innerhalb einer inneren Umfangsseitenwand **27** des Ringelements **20** umschlossen, wenn das System zusammengesetzt ist. In dieser Konfiguration sitzt die distale Deckschulter **78**, die auf dem Stabilisierungsstift **22** ausgebildet ist, auf dem Flanschabschnitt **21** des Ringelements **20** auf.

[0056] Dem Fachmann ist ersichtlich, daß kleinere Änderungen an der hier beschriebenen Ausführung durchgeführt werden können, ohne den Umfang der Ansprüche zu verlassen.

Patentansprüche

1. Gelenkprothesensystem, das umfaßt:
eine erste Komponente (**64**) mit einer superioren Befestigungsoberfläche (**32**) und einer inferioren Knochenkontaktierungsoberfläche (**34**), wobei die superioren Befestigungsoberfläche einen Hohlraum aufweist, der durch Wände auf der inneren Seite und durch distale Wände definiert ist;
eine zweite Komponente (**12**) mit einer sich durch diese erstreckenden Öffnung (**50**), die sich von einer superioren Gelenkverbindungsoberfläche (**16**) zu einer inferioren Eingreifoberfläche (**18**) erstreckt, wobei die inferioren Eingreifoberfläche der zweiten Komponente drehbar auf der superioren Befestigungsoberfläche der ersten Komponente befestigt werden kann;
und einen davon getrennten Stabilisierungsstift (**22**) mit proximalem (**92**) und distalem (**94**) Ende, wobei der Stift durch die Öffnung der zweiten Komponente einführbar ist und in den Hohlraum der ersten Komponente eingreifen kann, so daß der Stabilisierungsstift, die erste Komponente und die zweite Komponente miteinander gesichert sind,
dadurch gekennzeichnet, daß das proximale Ende (**92**) des Stabilisierungsstifts von der superioren Gelenkverbindungsoberfläche (**16**) der zweiten Komponente (**12**) hervorsteht.

2. System nach Anspruch 1, wobei das proximale Ende des Stabilisierungsstifts einen Kopfteil mit einer superioren Eingreifoberfläche, einer inferioren eingreifenden Schulter, einer anterioren Oberfläche und einer posterioren Eingreifoberfläche umfaßt.

3. System nach Anspruch 2, wobei die inferioren eingreifende Schulter in eine komplementäre eingreifende Schulter eingreift, die in der Öffnung der zweiten Komponente ausgebildet ist.

4. System nach Anspruch 2, das weiterhin umfaßt:
eine Femoralkomponente mit einer ersten Oberfläche, die an einem distalen Ende eines Oberschenkels eines Patienten befestigt werden kann, und einer zweiten Gelenkverbindungsoberfläche, welche zwei benachbarte semiparallele Kondylen umfaßt, die durch eine Zwischenoberfläche verbunden sind, wobei die Zwischenoberfläche einen ersten Eingreifabschnitt und einen zweiten Eingreifabschnitt umfaßt.

5. System nach Anspruch 4, wobei der erste Eingreifabschnitt in die superioren Eingreifoberfläche des Stabilisierungsstiftes eingreift, wenn das System sich in einer Vollstreckung von ungefähr 0° befindet, und wobei der zweite Eingreifabschnitt in die posteriore Eingreifoberfläche des Stabilisierungsstiftes eingreift, wenn das System einen Beugungswinkel von 70° bis 90° aufweist.

6. System nach Anspruch 4, wobei jeder Kondylus eine gebogene konvexe Form sowohl in einer anterior-posterioren Richtung als auch in einer medial-lateralen Richtung aufweist.

7. System nach Anspruch 1, wobei sich der Hohlraum der ersten Komponente von einem ersten Durchmesser an einem proximalen Ende zu einem zweiten Durchmesser an einem distalen Ende verjüngt.

8. System nach Anspruch 7, wobei der Hohlraum einen Durchmesser aufweist, der sich von dem proximalen zu dem distalen Ende des Hohlraums mit einem Winkel von ungefähr 0 bis 10° verjüngt.

9. System nach Anspruch 1, wobei der Stabilisierungsstift ein langgestrecktes Element umfaßt, das distal an dessen proximalem Ende angeordnet ist und eine Oberfläche zum Befestigen des Elementes aufweist, die innerhalb des Hohlraums der ersten Komponente befestigbar ist.

10. System nach Anspruch 8, wobei das langgestreckte Element einen proximalen Abschnitt mit einem ersten gleichmäßigen Durchmesser und einen distalen Abschnitt mit einem Durchmesser aufweist, der sich distal verjüngt.

11. System nach Anspruch 1, wobei die Öffnung in der zweiten Komponente sich in einer anterior-posterioren Richtung verlängert.

12. System nach Anspruch 11, wobei die zweite Komponente in anterior-posterioren Richtung um bis

zu 2 bis 6 mm bezüglich der ersten Komponente beweglich ist.

13. System nach Anspruch 11, wobei die zweite Komponente in medial-lateraler Richtung bis zu ungefähr 0,25 mm bezüglich der ersten Komponente beweglich ist.

14. System nach Anspruch 11, das ferner ein Ringelement aufweist, das innerhalb der Öffnung der zweiten Komponente befestigt ist.

15. System nach Anspruch 14, wobei der Stabilisierungsstift in einen Flanschabschnitt eingreift, der auf dem Ringelement ausgebildet ist.

16. System nach Anspruch 1, wobei die erste Komponente eine tibiale Pfanne ist und die zweite Komponente ein tibialer Führungseinsatz ist.

Es folgen 10 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

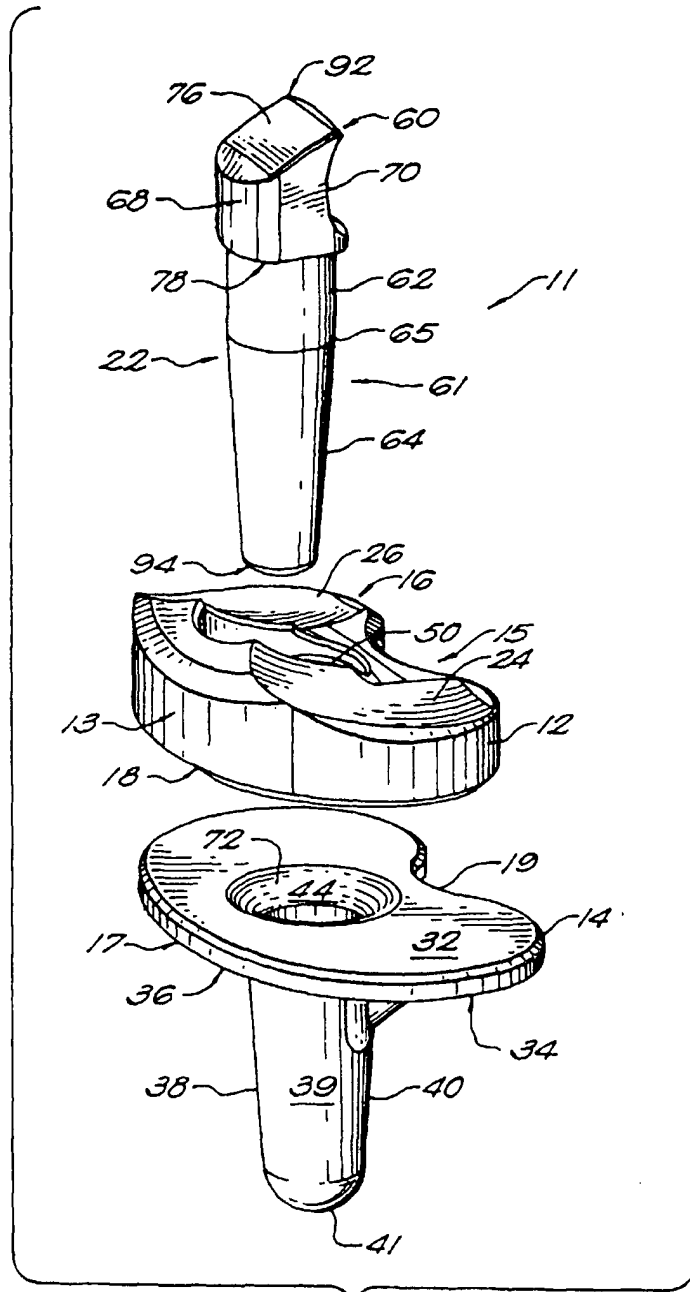


FIG. 1

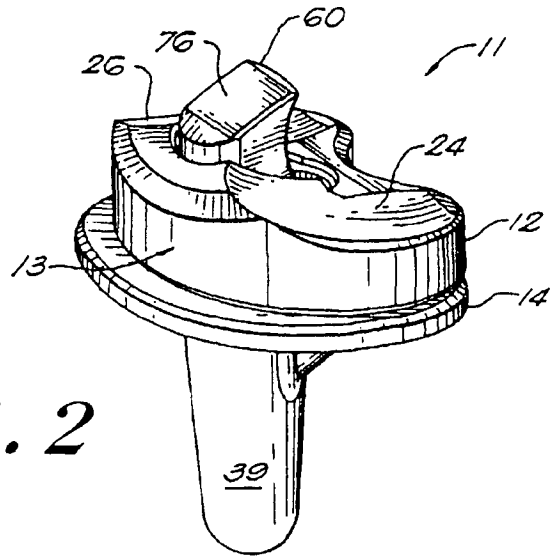


FIG. 2

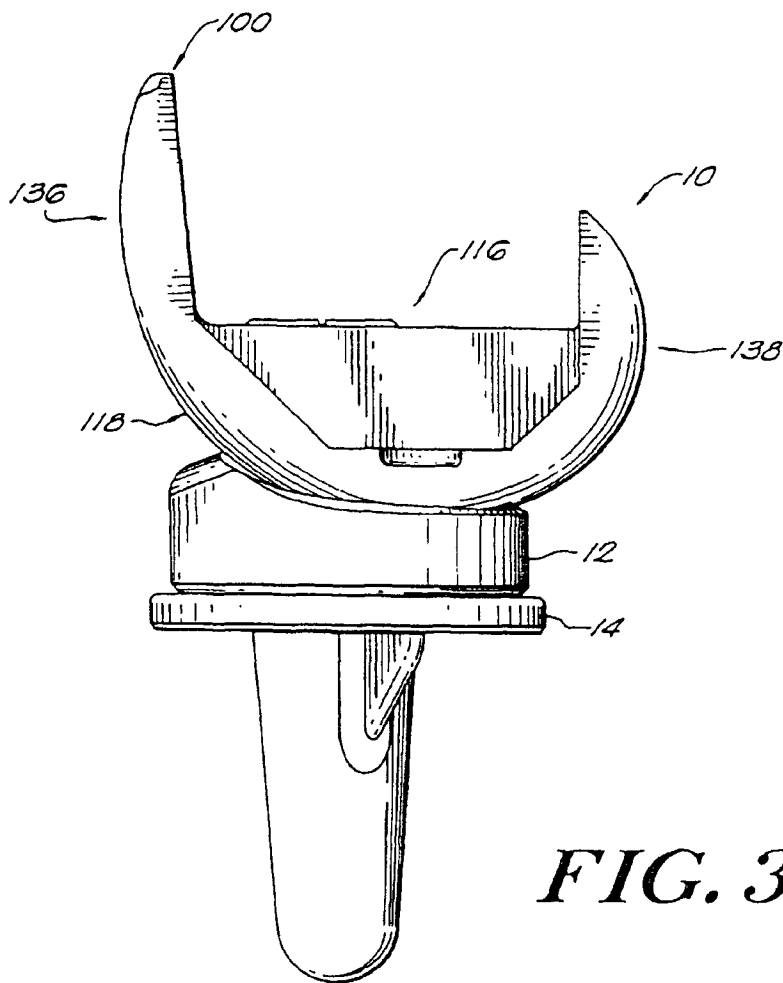
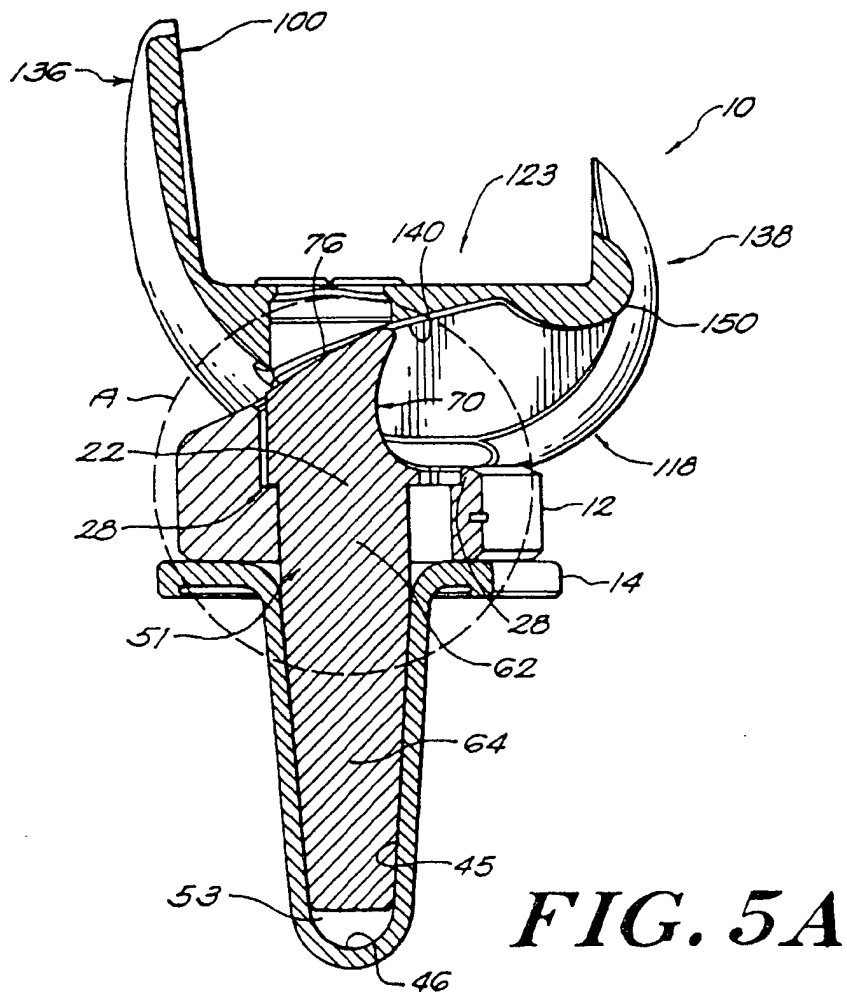
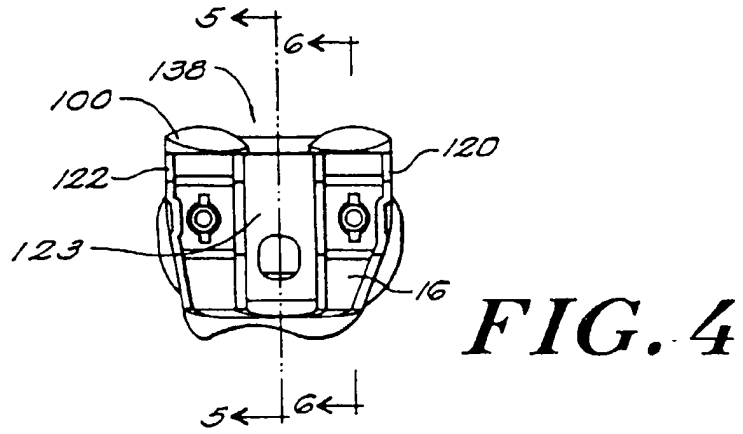


FIG. 3



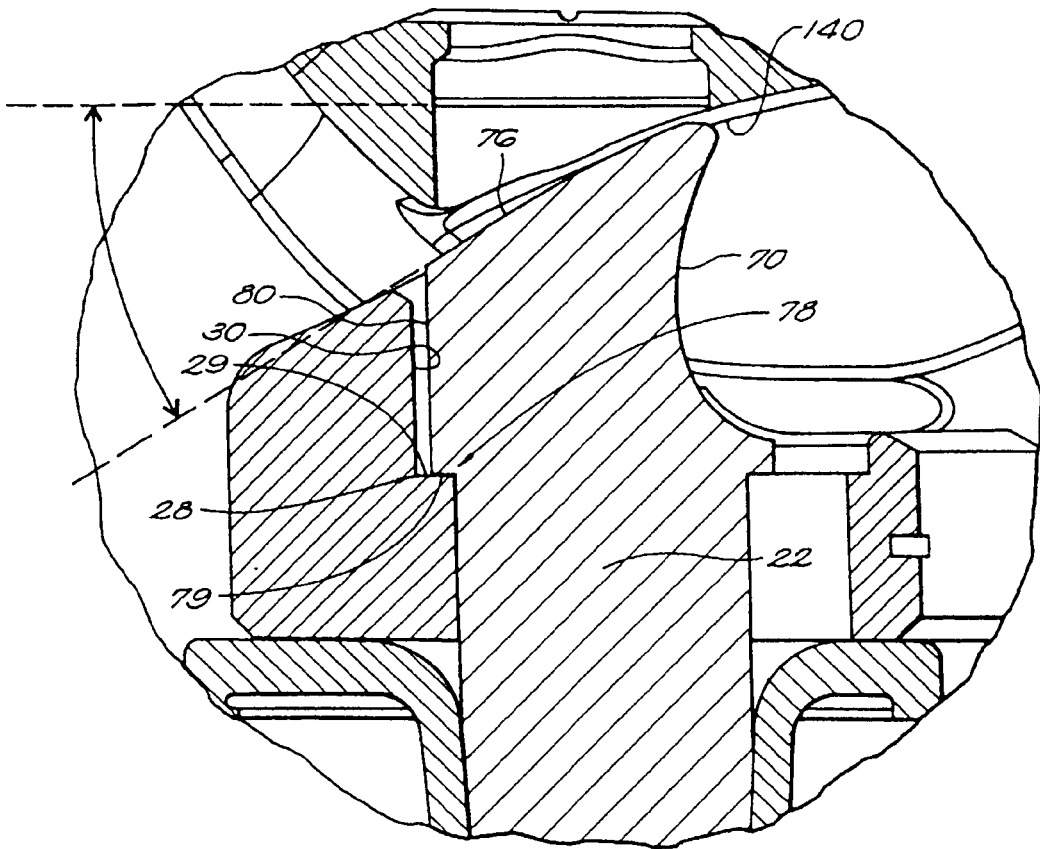


FIG. 5B

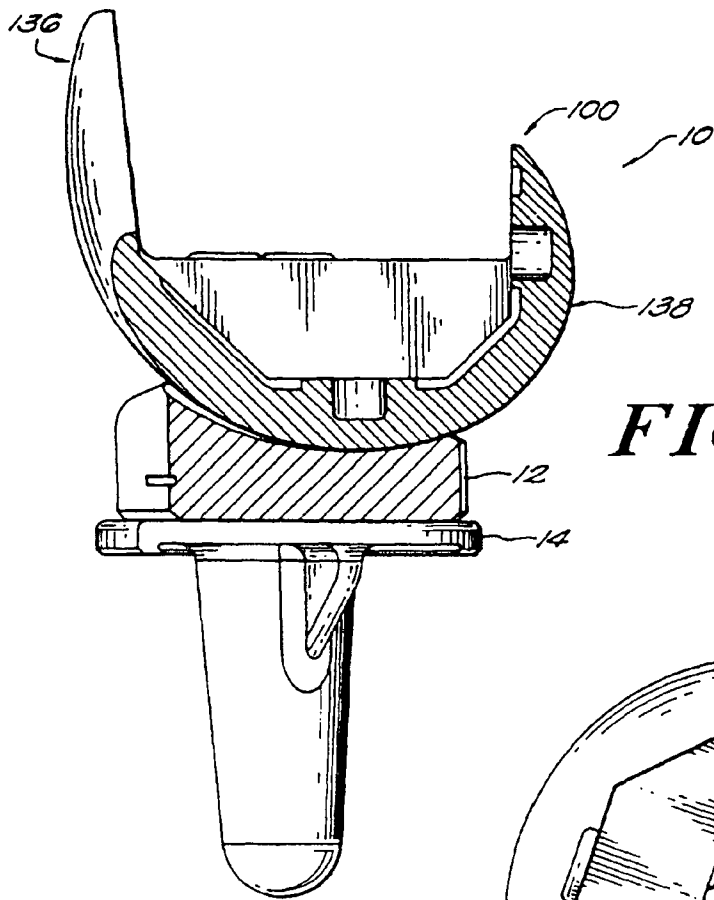


FIG. 6

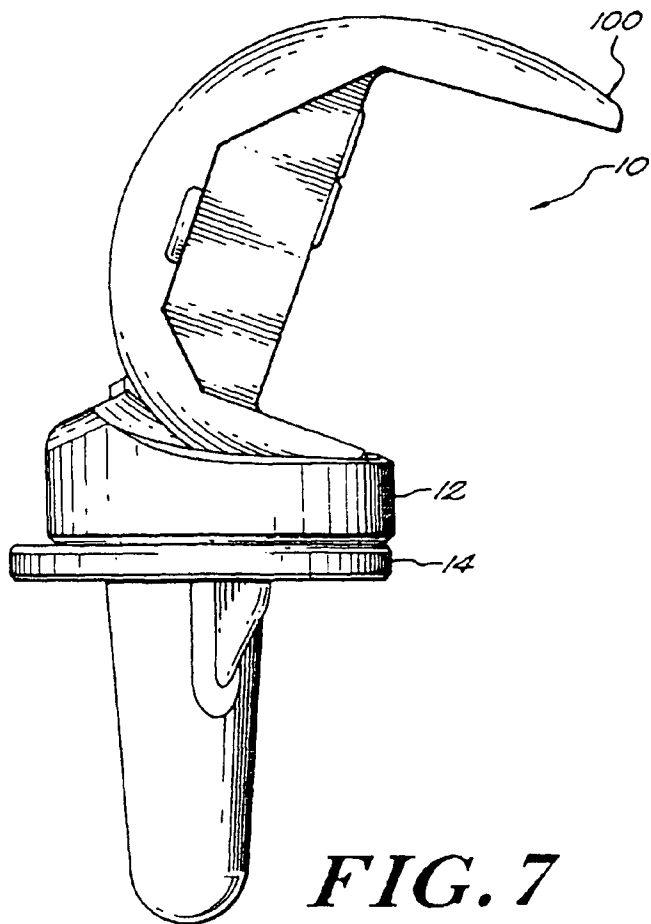


FIG. 7

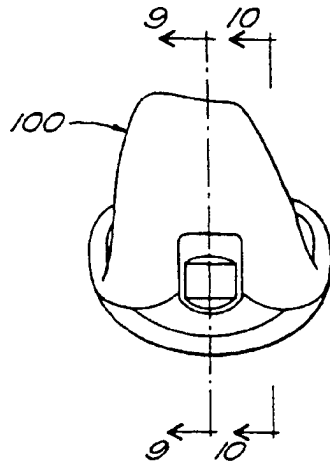


FIG. 8

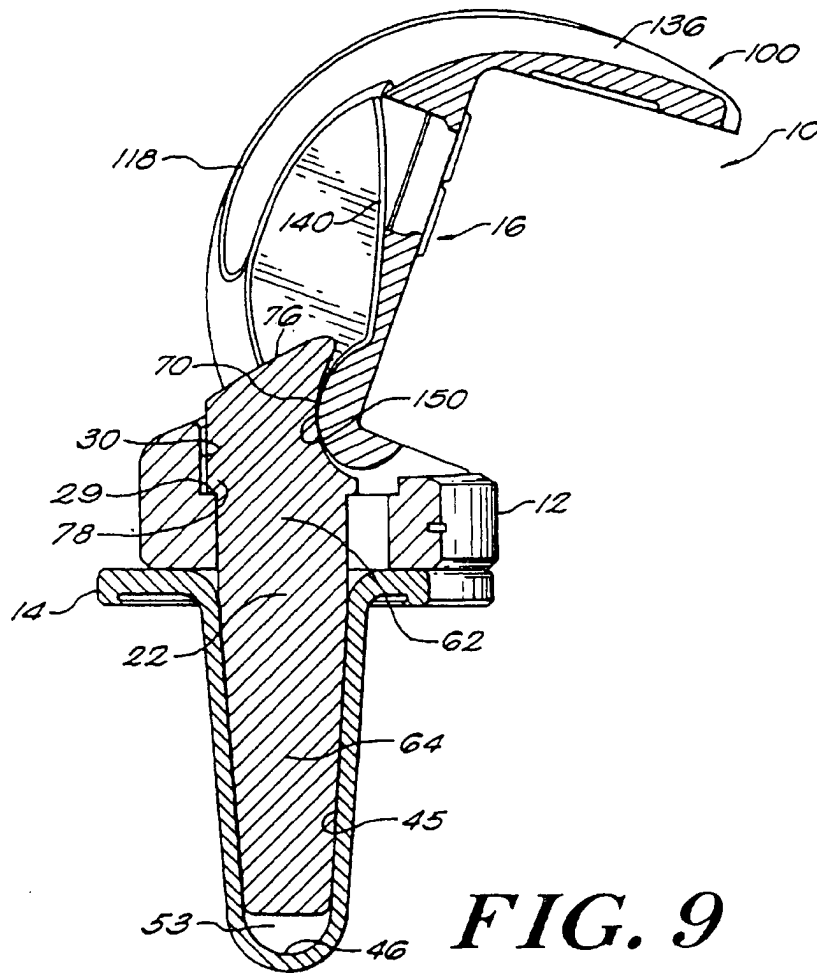


FIG. 9

FIG. 10

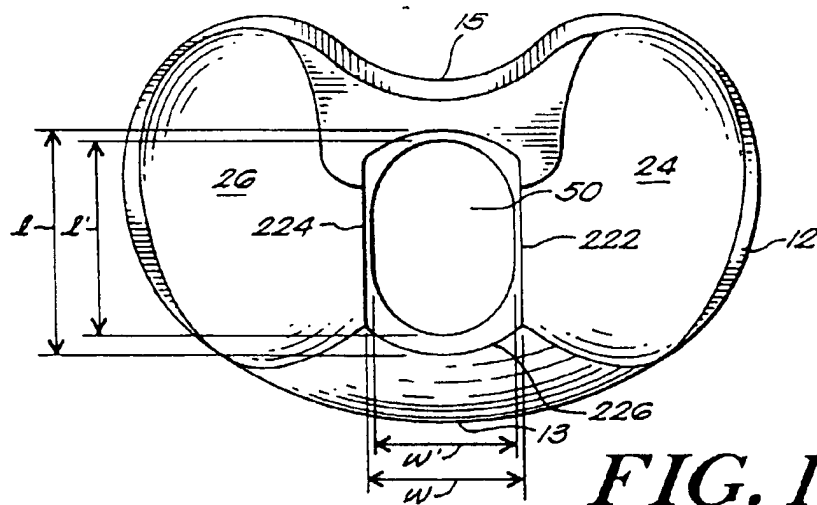
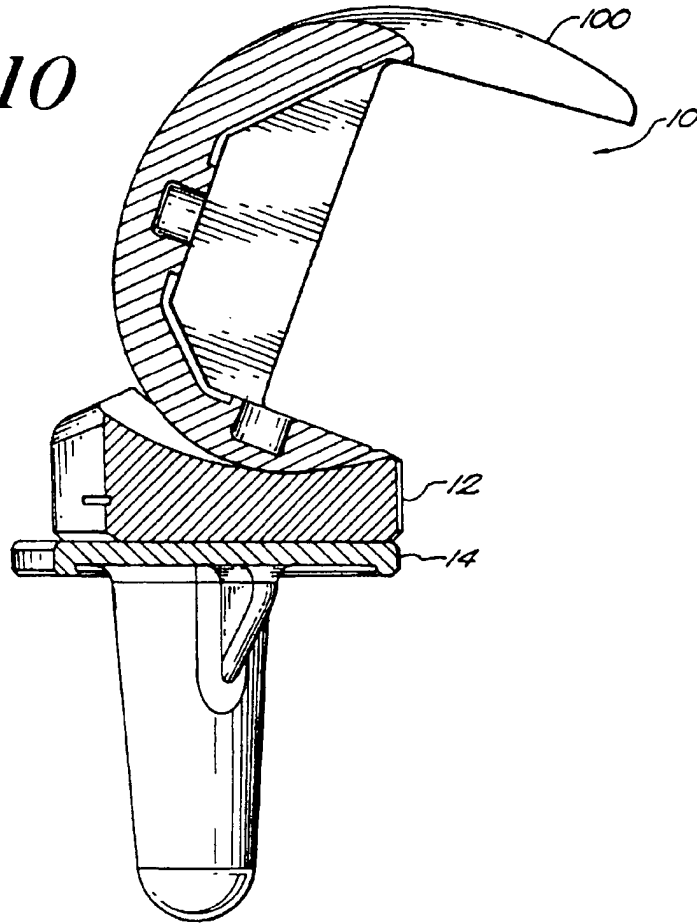


FIG. 11

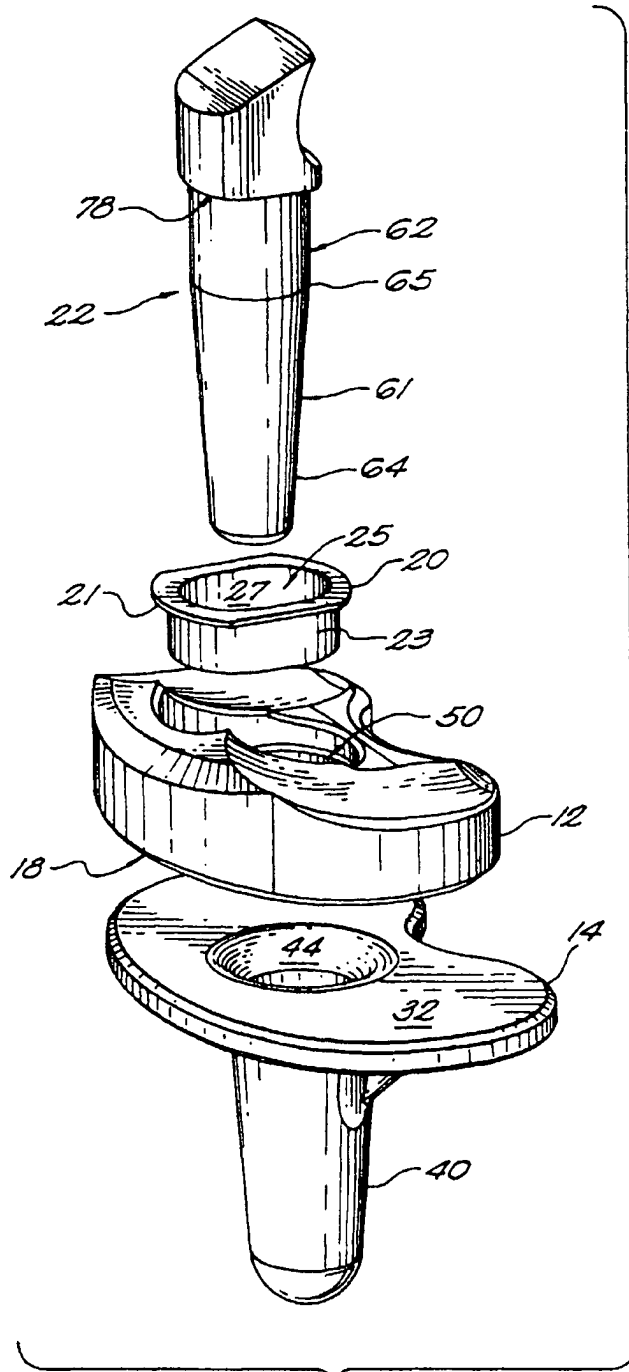


FIG. 12

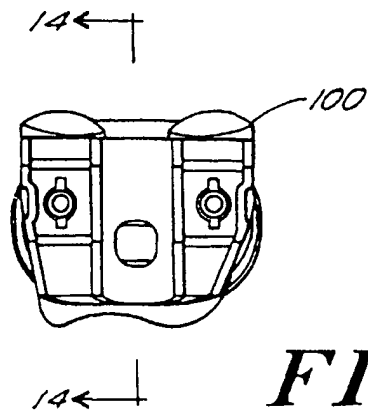


FIG. 13

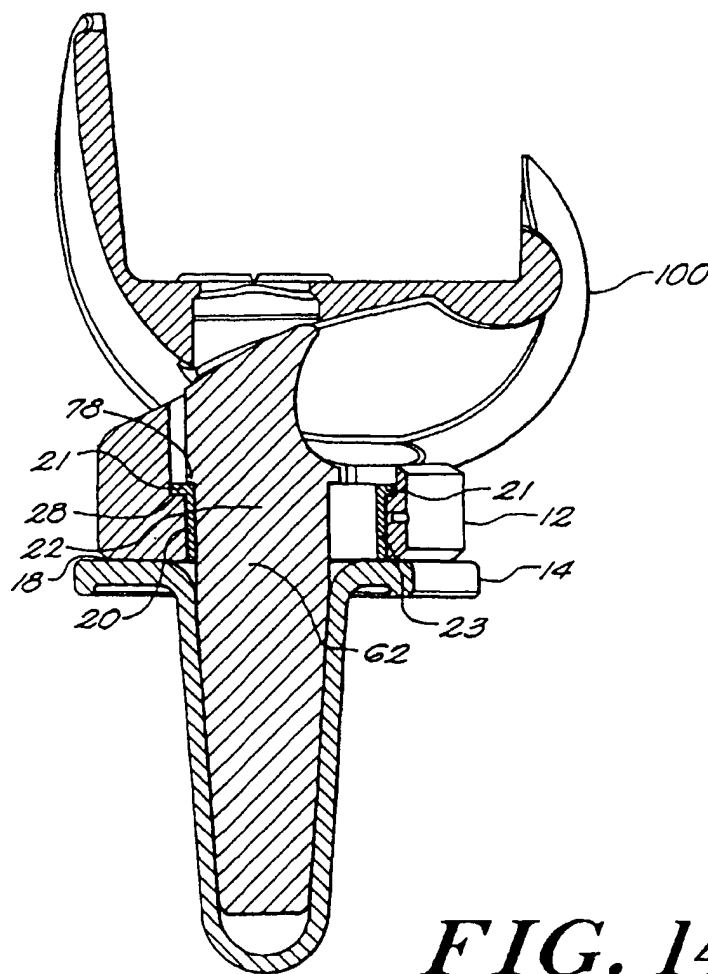


FIG. 14

FIG. 15

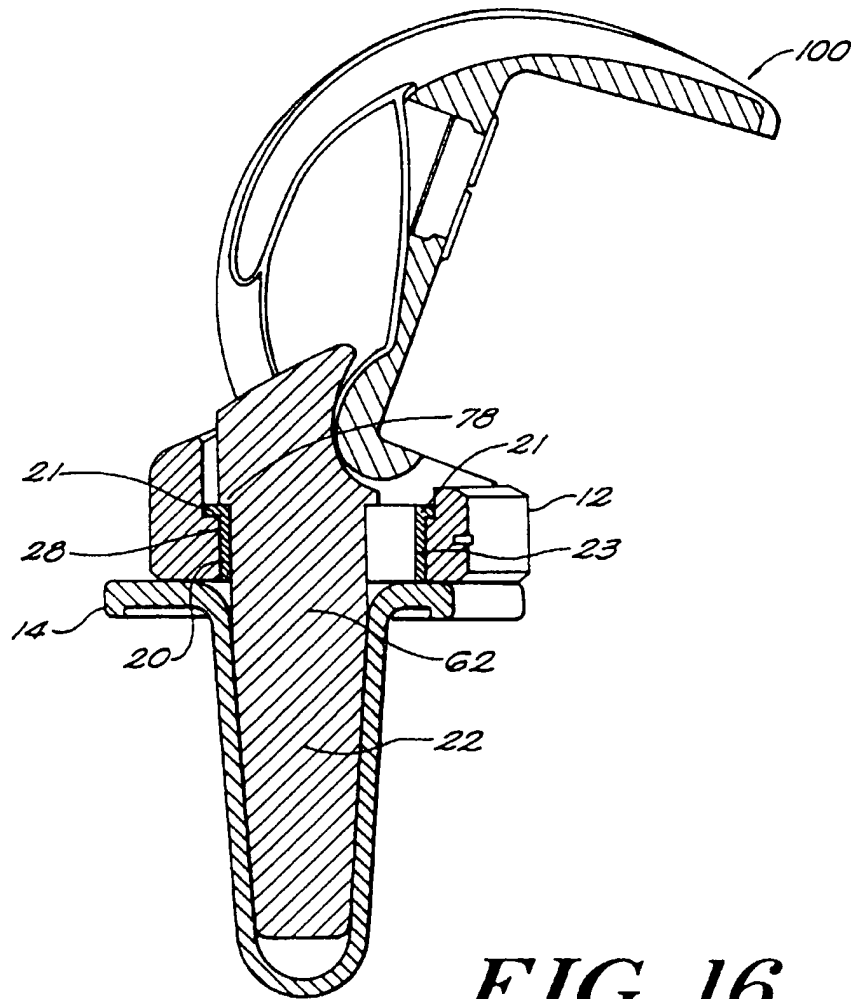
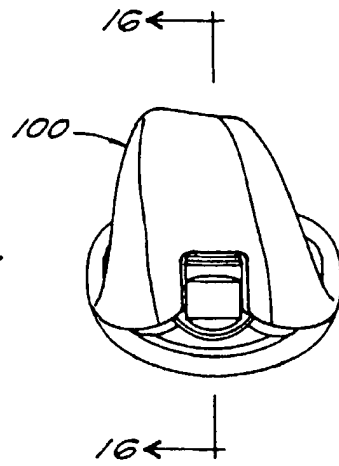


FIG. 16