

DIRECCION DE NUEVAS CREACIONES
SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y
COMERCIO

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO



No. 13-301517- -00000-0000

Fecha: 2013-12-27 16:10:38 Dep. 2020 DIR.NUEVASCR
Tra. 11 PATENTEIYII Eve: 378 FASENACIONALI
Act. 411 PRESENTACION Folios: 154

EXPEDIENTE-----

TITULO: PROTESIS ARTICULADA
DE ROTACION CON
CASQUILLO DE COJINETE
REFORZADO

SOLICITANTE WALDEMAR LINK GMBH & CO KG

APODERADO JUAN CARLOS URIBE RESTREPO

FECHA DICIEMBRE 27-2013



Industria y Comercio
SUPERINTENDENCIA

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO



No. 13-301517- -00000-0000

Fecha: 2013-12-27 16:10:38
Tra. 11 PATENTEIYII
Act. 411 PRESENTACION

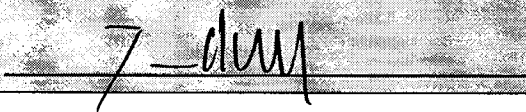
Dep. 2020 DIR.NUEVASCR
Eve: 378 FASENACIONALI
Folios: 154

3n

DIRECCIÓN DE NUEVAS CREACIONES
SOLICITUD FASE NACIONAL -PCT

1	TIPO DE SOLICITUD	☒ Patente de invención ☒ Capítulo I	☐ Patente de Modelo de Utilidad ☐ Capítulo II
2	DATOS SOLICITUD INTERNACIONAL PCT (86)		
Solicitud Internacional No.		PCT/ EP2012/058418	Fecha 08/05/2012
Publicación Internacional No.		WO 2012/171722 A1	Fecha 20/12/2012
3	TÍTULO DE LA INVENCIÓN (200 caracteres o espacios máximos)		
PRÓTESIS ARTICULADA DE ROTACIÓN CON CASQUILLO DE COJINETE REFORZADO			
4	CLASIFICACIÓN INTERNACIONAL (CIP)		
A61F 2/38 (2006.01) A61F 2/30 (2006.01) A61F 2/00 (2006.01)			
5	SOLICITANTE (S) ☐ Esta persona también es inventor. Para datos adicionales utilizar hoja de información complementaria		
APELLIDOS O RAZÓN SOCIAL		NOMBRE	IDENTIFICACIÓN
WALDEMAR LINK GMBH & CO. KG			
6	DATOS DEL SOLICITANTE		
DIRECCIÓN BARKHAUSENWEG 10, 22339 HAMBURGO, ALEMANIA		No. TELEFONO	
CIUDAD HAMBURGO		CORREO ELECTRÓNICO	
DEPARTAMENTO/ESTADO		NACIONALIDAD O LUGAR DE CONSTITUCIÓN ALEMANIA	
PAÍS DE RESIDENCIA ALEMANIA			
7	INVENTOR (ES) Para datos adicionales utilizar hoja de información complementaria		
APELLIDOS		NOMBRES	NACIONALIDAD
BARTELS		CAROLIN	ALEMANA
DMUSCHEWSKY		KLAUS	ALEMANA
IREDI		MARCO	ALEMANA
DIRECCIÓN DE CORREO ELECTRÓNICO:			
8	DATOS INVENTOR (ES)		
PAÍS RESIDENCIA	DEPARTAMENTO/ESTADO	CIUDAD	DIRECCIÓN
ALEMANIA		BARMSTEDT	KönIGSTRaßE 28 25355 BARMSTEDT, ALEMANIA
ALEMANIA		HAMBURGO	LEMSAHLER LANDSRAßE 17a 22397 HAMBURGO, ALEMANIA
ALEMANIA		NORDERSTEDT	HEUBERG 7, 22848 NORDERSTEDT, ALEMANIA
OTRO(S) SOLICITANTE(S) Y/O (OTRO(S)) INVENTOR(ES)			
☐ Los demás solicitantes y/o (demás) inventores se indican en una hoja a continuación.			
9	☐ REPRESENTANTE LEGAL ☒ APODERADO		
APELLIDOS		NOMBRES	IDENTIFICACIÓN
URIBE RESTREPO		JUAN CARLOS	C.C. 79.159.313 T.P. 54.493
DIRECCIÓN CALLE 93B No. 12-48, Piso 4o. BOGOTA, D.C., COLOMBIA		No. TELÉFONO 6019660	
CIUDAD BOGOTÁ. D.C. COLOMBIA		CORREO ELECTRÓNICO tum@tumnet.com	
PAÍS COLOMBIA		No. RADICACIÓN DE PROTOCOLO DE PODER GENERAL	

PI02-F06 vr4 (2012-04-19)

10	DECLARACIONES DE PRIORIDAD ☒ SI ☐ NO			
(33) PAÍS DE ORIGEN 1 EUROPA 2 3		CÓDIGO PAÍS EU	(31) NÚMERO 11 170 134.8	(32) FECHA (AAAA/MM/DD) 16/06/2011
11	DECLARACIÓN SOBRE USO DE RECURSOS GENÉTICOS O BIOLÓGICOS			
<i>Declaro que el objeto de la presente solicitud de patente fue obtenido a partir de recursos genéticos o biológicos de los que cualquiera de los países miembros de la Comunidad Andina es país de origen.</i> ☐ SI ☒ NO Nota: En caso afirmativo deberá anexar copia del contrato de acceso de recursos genéticos o productos derivados, o certificado o número de registro, expedido por la Autoridad competente.				
12	DECLARACIÓN SOBRE USO DE CONOCIMIENTOS TRADICIONALES			
<i>Declaro que el objeto de la presente solicitud de patente fue obtenido a partir de conocimientos tradicionales de comunidades indígenas, afroamericanas o locales de países miembros de la Comunidad Andina.</i> ☐ SI ☒ NO Nota: En caso afirmativo deberá anexar la licencia o autorización de uso de conocimiento tradicional, o certificado, o número de registro expedido por la Autoridad competente.				
13	REDUCCIÓN DE TASAS			
<i>Declaro que carezco de medios económicos para presentar la solicitud de patente.</i> ☐ SI ☒ NO Nota: En caso de ser persona natural y carecer de medios económicos, y por lo tanto, aplique la reducción de tasas a que se refiere la resolución vigente en tarifas, debe firmar la presente solicitud bajo la gravedad de juramento.				
Micro, pequeñas y medianas empresas ☐ Universidades públicas o privadas ☐ Entidades sin ánimo de lucro ☐				
Debe aportar los documentos que se indican en el numeral 17 de anexos				
14	AUTORIZACIÓN DE NOTIFICACIÓN EN LÍNEA ☐ SI ☒ NO			
Manifiesto que he leído y entendido perfectamente los términos y condiciones de uso de medios electrónicos para las notificaciones en línea a través de Internet de los actos administrativos proferidos por la Superintendencia de Industria y Comercio que deben ser notificados personalmente y, en consecuencia, autorizo el servicio de notificación a través de internet.				
15	COMPROBANTE DE PAGO O PAGO ELECTRÓNICO	N°	Fecha	
16	FIRMA DEL SOLICITANTE, DEL APODERADO O DEL REPRESENTANTE LEGAL <i>Junto a cada firma, indicar el nombre del firmante y su calidad (si tal calidad no es obvia al leer el petitorio)</i>			
				
17	ANEXOS			
Documentación Técnica Solicitud Internacional en castellano 1. ☒ Descripción N° de folios: 2. ☒ Reivindicaciones N° Reivindicaciones: 14 3. ☒ Dibujos y/o figuras N° folios: 4. ☒ Resumen. 5. ☐ Certificado de depósito de material biológico si fuera el caso. 6. ☐ Listado de secuencias de nucleótidos y/o aminoácidos en forma digital si fuera el caso. 7. ☒ Arte final 12 x 12. 8. ☐ Anexo formato digital.		Documentación Jurídica 9. ☐ Poderes, si fuera el caso. 10. ☐ Documento que legalmente pruebe la cesión del invento al solicitante o a su causante. 11. ☐ Copia del contrato de acceso de recursos genéticos o productos derivados, certificado o número de registro, si fuera el caso. 12. ☐ Copia de la licencia o autorización de Conocimientos Tradicionales, certificado o número de registro, si fuera el caso. 13. Reducción de tasas Micro, pequeñas o medianas empresas ☐ Copia simple de la declaración de renta del año inmediatamente anterior, o en su defecto prueba documental idónea. ☐ Documento de constancia de cumplimiento con lo establecido en la ley 905 de 2004. Universidades públicas o privadas ☐ Copia acto de reconocimiento institucional emitido por el Ministerio de Educación Entidades sin ánimo de lucro ☐ Copia de registro vigente en Cámara de comercio. ☐ Hoja de información complementaria. ☐ Otros, especificar 14. ☒ Comprobante de pago de la tasa de presentación de la solicitud. 15. ☐ Comprobante de pago por reivindicación de prioridad.		

- | | |
|--|---|
| | <p>16. ☐ Comprobante de pago de la tasa por concepto de excedente de palabras en la publicación.</p> <p>17. ☒ Comprobante de pago por reivindicación adicional a 10.</p> |
|--|---|

GLAWE · DELFS · MOLL
PATENT- UND RECHTSANWÄLTE

INFORMATION SHEET

Application for: Patent

Country: Colombia

International Patent-
Application Number: PCT/EP2012/058418

International Publication
Number: WO 2012/171722

International Filing Date: May 8, 2012

Title: Rotary joint prosthesis having a reinforced bearing bush

Convention Priority: Europe 11 170 134.8 of June 16, 2011

Applicant/Assignee: DERU GmbH
Oststrasse 4-10
22844 Norderstedt
Germany

! NEW: Waldemar Link GmbH & Co. KG
Barkhausenweg 10
22339 Hamburg
Germany

Please note that the international patent application was assigned from DERU GmbH to Waldemar Link GmbH & Co. KG. Please find a copy of the official confirmation (PCT/IB/306 form) concerning recordation of the new applicant enclosed.

Inventors: Carolin BARTELS
Königstraße 28
25355 Barmstedt
Germany

Klaus DMUSCHEWSKY
Lemsahler Landstraße 173a
22397 Hamburg
Germany

Marco IREDI
Heuberg 7
22848 Norderstedt
Germany

Remarks:

No amendments filed under Art. 19 PCT.

A Demand for International Preliminary Examination under Art. 34 PCT has not been filed.

GLAWE · DELFS · MOLL

Triana, Uribe & Michelson
Calle 93B No. 12-48 P.4
BOGOTA D.C.
KOLUMBIEN

Email to: tum@tumnet.com
Original not to follow

HAMBURG December 19, 2013

Proposed Patent Application in Colombia
derived from the International Patent Application PCT/EP2012/058418
Rotary joint prosthesis having a reinforced bearing bush
Client: DERU GmbH (**NEW:** Waldemar Link GmbH & Co. KG)
Your ref: still unknown
Our ref: DERA036PCO

Dear Sir or Madam:

In the name of the client we ask you to take the steps necessary for
the entry into the national phase for international application
PCT/EP2012/058418 in accordance with the enclosed information
sheet.

This application must be filed on or before

January 16, 2014.

Please confirm safe receipt of this order by return facsimile or to our
email address mail@glawe.de and advise if anything else is needed.

founded 1878

PATENT ATTORNEYS,
EUROPEAN PATENT* AND
TRADEMARK ATTORNEYS

Hamburg

Klaus Delfs
Dipl.-Ing. (-2005)

Christof Keussen*
Dipl.-Chem. Dr. rer. nat.

Axel Riesenbergs*
Dr.-Ing.

Thomas Westphal*
Dipl.-Biol. Dr. rer. nat.

Philipp Harfinger*
Dipl.-Phys. Dr. rer. nat. Dr. jur.

Claus Becker*
Dipl.-Ing.

Wolf Holzmann*
Dr.

Munich

Richard Glawe
Dr.-Ing. (-1986)

Walter Moll (of counsel)
Dipl.-Phys. Dr. rer. nat.

Bernhard Merkau*
Dipl.-Phys.

Enno Töpken*
Dipl.-Chem. Dr. rer. nat.

ATTORNEYS-AT-LAW

Hamburg

Stephan Russies
Dipl.-Phys.

Stefan Labesius
MA

Hamburg

P.O. Box 13 03 91
D-20103 Hamburg
Rothenbaumchaussee 58
D-20148 Hamburg

Tel.: +49-40-41 42 91-0
Fax: +49-40-41 42 91-66
Email: mail@glawe.de

Munich

P.O. Box 26 01 62
D-80058 Munich
Liebherrstr. 20
D-80538 Munich

Tel.: +49-89-22 46 65
Fax: +49-89-22 39 38
Email: muc@glawe.de

www.glawe.de

Hamburger Sparkasse AG
Account No.: 13 151 33 957
BLZ 200 505 50
IBAN (account):
DE07200505501315133957
SWIFT: HASPDE33XXX

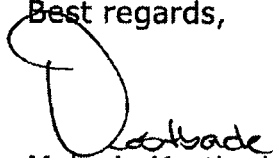
Commerzbank AG
Account No.: 04 030 448 00
BLZ 200 800 00
IBAN (account):
DE36200800000403044800
SWIFT: DRESDEFF200

GLAWE DELFS MOLL
Partnerschaft mbB von
Patent- und Rechtsanwälten
AG Hamburg PR 750

PCTNATE
--/KB
2013135159

Please send invoices to our office.

Best regards,



Melanie Kostbade
Paralegal

Enclosures:

Information Sheet
PCT/WO publication
Spanish translation of PCT application (word format)
Search Report with citations
Copy of the PCT/IB/306 form

**PRÓTESIS ARTICULADA DE ROTACIÓN CON CASQUILLO DE COJINETE
REFORZADO**

La invención se refiere a una prótesis articulada de rotación con un componente distal y con un componente proximal así como con una pieza de acoplamiento conectada de forma articulada con ella, que comprende un cojinete de flexión alrededor de un primer eje y un cojinete de rotación alrededor de un segundo eje orientado transversalmente al primer eje.

Las prótesis del tipo antes mencionado se utilizan especialmente como articulación de rótula o bien prótesis de codo. En particular, las prótesis articuladas de rótula, debido a la carga alta que soportan por el peso del cuerpo y su ciclo de movimiento complejo, a saber, movimiento de flexión (flexión) como movimiento principal, combinado con una rotación (rotación) de la espinilla con relación al muslo como movimiento secundario, son comparativamente sensibles a trastornos por desgaste o enfermedad. Para tratar terapéuticamente esto, se necesitan prótesis de rodilla que posibiliten ambos movimientos con preferencia, en interés de un posible restablecimiento anatómico de la función de articulación. Otro requerimiento en la prótesis articulada es que debe tener una estabilidad suficiente, especialmente también cuando el aparato de retención (ligamentos, etc.), que está constituido por piezas blandas, está ya debilitado.

En el estado de la técnica se conocen diferentes prótesis de rodilla para enlazar estos objetivos parcialmente contradictorios de la movilidad alrededor de dos ejes, por una parte, con la garantía de una estabilidad suficiente, por otra parte. En una prótesis de rodilla de rotación conocida (EP 0174531 B1), un componente tibial y un componente femoral están conectados entre sí a través de una pieza de acoplamiento, que presenta un ojal axial para el alojamiento de un eje que lleva un componente femoral, para crear de esta manera una articulación de flexión. Además, la pieza de acoplamiento presenta un casquillo de cojinete que apunta

hacia la tibia, en el que encaja un pasador dispuesto en el componente tibial, para formar de esta manera una articulación de rotación. Para crear relaciones de fricción favorables en este cojinete de rotación formado por el pasador y el casquillo de cojinete, en el casquillo de cojinete está dispuesto un manguito de deslizamiento de plástico. Está configurado en forma de sombrero con una parte superior de forma hemisférica, que cubre la punta del pasador. La envolvente esencialmente cilíndrica se apoya en la pared de la pieza de acoplamiento que forma el casquillo de cojinete. De esta manera, resulta un efecto de formación de cámara. Sin embargo, se ha mostrado que, a pesar de todo, puede conducir a aplastamientos del casquillo de cojinete. Este efecto de la prótesis supone para el paciente, en general, una operación de revisión.

Para subsanar este inconveniente, se conoce una endoprótesis de articulación de rodilla mejorada, distribuida bajo la designación "Endo Modell" de Waldemar Link, Hamburgo. En ella, el casquillo metálico está formado por dos partes, en el que el material de plástico favorable para el deslizamiento está estrechamente rodeado por un manguito de deslizamiento retráctil y perforado varias veces. A través de esta unidad, el material de plástico está mejor protegido, de manera que se reduce claramente el riesgo de un defecto del manguito de deslizamiento, en particular en virtud de flujo frío del plástico debido a la carga alta. Pero en la práctica, se ha mostrado que ahora el componente más importante en la dirección de flujo de la fuerza, a saber, la pieza de acoplamiento que recibe el casquillo de cojinete propiamente dicho, es sensible al fallo por sobrecarga. En el caso de una revisión de la prótesis, se realiza con frecuencia la difícil extracción del casquillo de cojinete.

La invención tiene el cometido de mejorar una prótesis articulada del tipo mencionado al principio, con el propósito de que sea más robusta y se pueda desmontar más fácilmente en el caso de revisión.

La solución de acuerdo con la invención reside en las características de la reivindicación independiente. Los desarrollos ventajosos son objeto de las reivindicaciones dependientes.

5 En una prótesis articulada de rotación con un componente distal para el anclaje en un primer hueso, con un componente proximal para el anclaje con un segundo hueso, y con una pieza de acoplamiento que, junto con el primer componente proximal, forma un cojinete de flexión alrededor de un primer
10 eje y junto con el segundo componente, forma un cojinete de rotación formado un por pasador y un casquillo de cojinete alrededor de un segundo eje orientado transversalmente al primer eje, y en el casquillo de cojinete está dispuesto un manguito de deslizamiento que rodea el pasador y un manguito
15 de soporte que lo cerca totalmente, que está fijado a la pieza de acoplamiento por medio de un elemento de seguridad, está provisto, de acuerdo con la invención, que el elemento de seguridad comprenda un órgano de actuación dentro del manguito de soporte y se pueda conectar a través de dos
20 taladros alineados en el manguito de soporte y en la pieza de acoplamiento a prueba de tracción con la pieza de acoplamiento.

El núcleo de la invención es la idea de posicionar el órgano de actuación para el elemento de seguridad en el
25 interior del casquillo de cojinete. A diferencia del estado más próximo de la técnica, el acceso al elemento de seguridad en este caso no tiene que producirse desde el exterior a través de la pieza de acoplamiento, a cuyo fin sería necesaria una abertura correspondiente en la pieza de
30 acoplamiento, lo que ha conducido a su debilitamiento. Gracias al órgano de activación tendido de acuerdo con la invención hacia el interior, la abertura en la pieza de acoplamiento puede resultar claramente más pequeña, por lo que se gana en estabilidad. Además, de esta manera, el
35 elemento de seguridad puede incidir directamente en el casquillo de cojinete, de manera que también cuando se

asienta de forma relativamente fija, se puede extraer con seguridad. De esta manera, se crean las condiciones previas para reforzar el manguito de soporte a través de material más grueso y de esta manera integrarlo incluso en el flujo de
5 carga, lo que conduce a una descarga correspondiente del manguito de deslizamiento fabricado normalmente de material de plástico. De esta manera se pueden admitir mejor también cargas mayores con seguridad y se reduce el peligro de fallo en virtud de sobrecarga. Por espesor más grueso del material
10 del manguito de soporte se entiende en este caso que el espesor del material es al menos 0.8 veces el espesor del material del manguito de deslizamiento.

Con preferencia, en el manguito de deslizamiento está provista una abertura de acceso hacia el órgano de actuación.
15 De esta manera, el órgano de actuación, visto desde el lado de entrada del pasador, está dispuesto detrás del manguito de deslizamiento, y éste puede ser arrastrado durante el aflojamiento del elemento de seguridad. De esta manera, el elemento de seguridad actúa con su órgano de actuación al
20 mismo tiempo como un extractor para el manguito de deslizamiento. También los manguitos de deslizamiento dañados, en particular en virtud de aplastamiento o bien flujo frío del material de plástico en caso de sobrecarga, se pueden retirar de esta manera fácilmente. Una configuración
25 especialmente conveniente del elemento de seguridad es un tornillo, cuya cabeza forma el órgano de actuación. Con ello, se puede conseguir de una manera constructivamente sencilla, por una parte, un seguro fijo en el estado montado y, por otra parte, a través de la rotación del tornillo,
30 gracias a la conversión de la fuerza que actúa a través de la rosca, se puede ejercer una acción de compresión considerable sobre el manguito de guía. En este caso, de manera más conveniente, la anchura de la abertura de acceso es menor que la anchura de la cabeza de los tornillos. Ha dado buen
35 resultado que la abertura de acceso del casquillo de

deslizamiento se ensanche hacia el manguito de soporte. De este modo resulta una conicidad, que favorece la compresión.

De manera ventajosa, están realizados taladros para el elemento de seguridad en el manguito de soporte, por una parte, y en la pieza de acoplamiento, por otra parte, con diferentes anchuras. Un taladro escalonado de este tipo tiene la ventaja de que el elemento de seguridad se puede introducir con su caña a través del manguito de soporte, hasta que esté apoyado sobre su cabeza. En el tornillo de un elemento de seguridad, esto significa que el diámetro del taladro en el manguito de soporte es mayor que el diámetro de la caña del tornillo, pero menor que el diámetro de la cabeza, y que en la pieza de acoplamiento el taladro presenta un diámetro interior correspondiente más ancho que el tornillo, y en el taladro está realizada una rosca interior.

De esta manera, a través del apriete del elemento de seguridad, en particular a través del apriete del tornillo, se puede conseguir un posicionamiento seguro, en el que a través del aflojamiento no sólo se anula el seguro sino que se puede expulsar a presión también el manguito de deslizamiento.

Para que en el caso de un manguito de soporte que se asienta fijamente se pueda retirar también durante una revisión de manera sencilla y segura, esta provisto con preferencia en él un alojamiento, alineado con la abertura de acceso, para un extractor. Ha dado especialmente buen resultado realizar el alojamiento como una rosca interior en el taladro para el elemento de seguridad. De esta manera, después de la retirada del elemento de seguridad a través de la introducción del extractor y la conexión con el manguito de soporte, éste se puede extraer fácilmente fuera de la pieza de acoplamiento. En el caso de la realización en la rosca interior, a tal fin el extractor solamente tiene que presentar en su punta una contrarrosca correspondiente, que se conecta a través del simple enroscamiento con el manguito de soporte.

Con ventaja, el manguito de deslizamiento está asegurado por medio de salientes de retención, dispuestos en la zona de su boca del lado del pasador, que encajan en un receso en la superficie interior del manguito de soporte, frente a una
5 extracción axial hacia fuera del manguito de soporte. De esta manera, se contrarresta el daño por un movimiento de luxación.

Con ventaja, el manguito de soporte está provisto con un listón que sobresale radialmente hacia delante, que encaja en
10 un receso formado complementario en la pieza de acoplamiento. De esta manera se asegura que el manguito de soporte no gire de manera no deseada durante el movimiento de rotación al mismo tiempo alrededor del pasador. Puesto que el saliente y el receso están dispuestos en el extremo del lado del pivote,
15 la conexión en unión positiva se puede conseguir a través de la simple inserción del manguito de soporte en su casquillo de cojinete en la pieza de acoplamiento. Por lo demás, el alojamiento para el manguito de soporte está realizado con preferencia de pared lisa con forma interior especialmente
20 cilíndrica en la pieza de acoplamiento. Esto es sencillo en la fabricación y da como resultado un alojamiento uniformemente estable, también en el caso de un movimiento axial del pivote en el casquillo de cojinete.

En una forma de realización especialmente preferida, que
25 merece, dado el caso, protección independiente, en un lado delantero de la pieza de acoplamiento está prevista una superficie de alojamiento para una protección contra impacto, que está prolongada sobre una escotadura del tipo de bolsa en la zona de un ojal de alojamiento. La protección contra
30 impacto funciona como tope para el movimiento de flexión y, en concreto, para la posición extendida. Puesto que en este caso la pieza de acoplamiento puede hacer tope en el componente distal, la protección contra impacto puede servir para protegerla contra un daño. Para que se mantenga, en el
35 caso de cargas que aparecen repentinamente, en su posición prevista, es necesaria una fijación suficientemente segura.

Por medio de la escotadura del tipo de bolsa se puede impedir fácilmente que la protección contra impacto se eleve o se caiga fuera de su posición en el lado delantero de la pieza de acoplamiento. Con ventaja, la escotadura del tipo de bolsa
5 presenta una sección transversal rectangular y pasa plana a la superficie de alojamiento. De esta manera, la protección contra impacto puede estar realizada como una placa pequeña continua, que está fijada en su posición a través de la inserción de la escotadura del tipo de bolsa. Para evitar un
10 movimiento no deseado hacia fuera de la escotadura del tipo de bolsa, con preferencia una, como máximo dos cavidades están formadas en el lado delantero de la pieza de acoplamiento, que funcionan como seguro contra desplazamiento especialmente con una proyección dispuesta en el lado trasero
15 de la protección contra impacto. De esta manera, la protección contra impacto no sólo está fijada mediante una manera fácil de montar y segura, sino que la disposición de fijación evita también un debilitamiento no deseado de la pieza de acoplamiento.

20 A continuación se explica en detalle la invención con referencia al dibujo adjunto, en el que se representa un ejemplo de realización ventajoso.

La figura 1 muestra una vista trasera de una prótesis articulada en una representación parcialmente en sección.

25 La figura 2 muestra una vista trasera ampliada de la pieza de acoplamiento con un componente adyacente.

La figura 3 muestra una vista de detalle del casquillo de cojinete desde el lateral en representación en sección.

30 La figura 4 muestra una vista despiezada ordenada de la pieza de acoplamiento con el casquillo de cojinete.

Las figuras 5 a, b muestran vistas de detalle en la instalación de retención.

Las figuras 6 a, b muestran una vista de detalle de un elemento de seguridad; y

35 La figura 7 muestra un extractor.

La endoprótesis de acuerdo con un ejemplo de realización de la invención se explica con la ayuda de una endoprótesis articulada de rodilla.

La endoprótesis de una articulación de rodilla está
5 constituida esencialmente por dos componentes 1, 2, uno de los cuales está configurado como componente tibial 1 y el otro está configurado como componente femoral 2. En el componente femoral 2, se conecta en un astil 20, que se inserta en un hueso del muslo de un paciente, un semicojinete
10 femoral 21, que dispone de dos patines de deslizamiento 22 del tipo de cóndilo y del tipo de horquilla que sobresalen hacia el componente tibial 1. Éstos se apoyan sobre una meseta de la tibia 12, que está dispuesta sobre un semicojinete tibial 11, que está fijado sobre un astil 10 en
15 un hueso de la pierna del paciente.

En medio está dispuesta una pieza de acoplamiento 3, que presenta una pieza en T 30 como cuerpo principal con un ojal de alojamiento 33 dispuesto en su zona superior para un bulón axial 34 y un casquillo de cojinete 32 para un pasador de
20 cojinete 31 que se eleva desde la meseta de la tibia 11.

El primer cojinete (cojinete de flexión) posibilita un movimiento de articulación entre los componentes 1 y 2, por lo que realiza un movimiento de flexión entre el muslo y la pierna. Este movimiento de articulación alrededor del eje del
25 pesador axial 34 forma de esta manera el primer eje para el movimiento de la endoprótesis de articulación de rodilla. Transversalmente a este eje está alineado el pasador 31, que forma un segundo eje para un movimiento de rotación, con el que se gira el componente femoral 2 con relación al
30 componente tibial 1 alrededor del segundo eje.

Para este cojinete de rotación, el pasador 31 penetra en el casquillo de cojinete 32 en la pieza de acoplamiento 3. Entre ambos está dispuesto un inserto de cojinete 4. Éste está fijado en el ojal de alojamiento 33 sobre un elemento de
35 seguridad 5 que se encuentra en su extremo superior en forma de un tornillo 50.

El inserto de cojinete 4 tiene una forma básica esencialmente cilíndrica y presenta en su extremo superior una bóveda de tipo hemisférico. El inserto de cojinete 4 está constituido por un manguito de deslizamiento 41 y un manguito de soporte 42. El diámetro exterior del casquillo de cojinete 41 está seleccionado en este caso tan grande que resulta un asiento a presión ligero en la pared interior del manguito de soporte 42. El manguito de soporte 41 presenta en su extremo inferior una boca 40 para una entrada de pasador. En el lado interior está dispuesto un elemento de fijación 43 de forma circundante sobre la periferia, siendo con preferencia continuo, pero también puede ser discontinuo varias veces. Encaja en un receso formado de manera correspondiente (visto desde la boca 40 del inserto de cojinete 4) y de este modo asegura el manguito de deslizamiento 41 contra una migración fuera del manguito de soporte 42. El manguito de soporte 42 tiene en su extremo del lado de la boca en su lado exterior un listón 45 que sobresale radialmente, que encaja en unión positiva en una escotadura formada complementaria en el lado interior del casquillo de cojinete 32 de la pieza de acoplamiento 3. De esta manera se impide una rotación no deseada del manguito de soporte 42 frente a la pieza de acoplamiento 3.

Los componentes del inserto de cojinete 4, es decir, el manguito de soporte 42 así como el manguito de deslizamiento 41 se extienden hasta la boca 40 del inserto de cojinete 4, es decir, que ambos forman con su superficie frontal inferior el borde de la boca 40. El manguito de deslizamiento 41 puede estar provisto en el lado interior del manguito de deslizamiento 41 con una forma que se estrecha cónicamente. Ésta facilita la inserción del pasador 31 en el inserto de cojinete 4.

En su extremo superior, el manguito de deslizamiento 41 presenta una abertura de acceso 46. Ésta está provista con una superficie marginal cónica, cuya anchura se incrementa hacia arriba. A nivel con ella están provistos en el manguito

de soporte 42 un primer taladro 47 y en el ojal de alojamiento 33 un segundo taladro 38, que está provisto con una rosca interior 39. En el taladro 47 del manguito de soporte 42 está dispuesta una rosca interior 48. En estos
5 taladros está insertado el tornillo 50 como seguro y está enroscado con su caña 51 en la rosca interior 39. La cabeza 52 del tornillo 50 presenta un diámetro mayor que la anchura de la abertura de acceso 46. Descansa fija sobre el lado interior del manguito de soporte 42 y lo asegura en su
10 posición.

En su lado delantero (a la derecha en la representación en la figura 3), la pieza de acoplamiento 3 está provista con una superficie de alojamiento plana 35. En su extremo superior está formada una bolsa 36 en el ojal de alojamiento
15 33, cuyo fondo pasa plano a la superficie de alojamiento 35. En la zona central de la superficie de alojamiento 35 está previsto un orificio de retención 37, que está realizado como orificio de paso en el casquillo de cojinete 31 hasta el manguito de soporte 42. Una placa de protección contra
20 impacto 6 descansa sobre la superficie de alojamiento 35 y está insertada con su canto superior en la bolsa 36. A través de la inserción en la bolsa 36 con su canto superior 60 está asegurada contra una elevación desde la superficie de alojamiento 35, en particular bajo actuación de fuerza desde
25 delante (desde la derecha en la figura 3) cuando se alcanza la posición de tope. Para evitar un desplazamiento de la placa de protección contra impacto 6 especialmente hacia abajo, en su lado trasero está formada una proyección 62, que encaja en unión positiva en el orificio de retención 37 y de
30 esta manera asegura la placa de protección contra impacto 6 en su posición.

Además, está provisto un extractor 7, que está realizado como un destornillador con una caña 70 en el mango 71 en su extremo trasero. En el extremo delantero está dispuesto un
35 tonel de guía 72, que presenta un diámetro mayor que la caña 70, y cuyo diámetro está adaptado a la anchura interior del

inserto de cojinete 4. Por adaptado se entiende en este caso que presenta aproximadamente 1 mm de sobremedida, de manera que resulta en un ajuste móvil. En la zona delantera del tonel de guía 72 está dispuesta una punta roscada 73, que
5 presenta una rosca exterior 74. Está realizada de tal manera que ajuste en la rosca interior 48 en el taladro 47.

En el estado montado, el inserto de cojinete 4 está fijado por medio de enroscamiento del tornillo de seguridad 50 del seguro 5. En este caso, el tornillo de seguridad 50
10 está apoyado sobre su cabeza 52 en el lado interior del manguito de soporte 42 y tira de éste hacia el bulón axial 34 que está alojado en el ojal axial 33. El inserto de cojinete 4 está asegurado de esta manera contra un movimiento hacia fuera del manguito de cojinete 32.

15 Para el desmontaje, después de que el pasador 31 ha sido extraído fuera del casquillo de cojinete 32, se afloja el tornillo de seguridad 50 de manera conocida de por sí por medio de un destornillador (no representado). En este caso, el tornillo 50, puesto que presenta una anchura mayor que el
20 orificio de paso 46 en el manguito de deslizamiento 41, presiona con su cabeza 52 el manguito de deslizamiento 41 hacia abajo fuera del manguito de soporte 42. La extracción a presión se puede apoyar a través de una compresión del manguito de deslizamiento 41 en la zona de la boca 40, para
25 facilitar de esta manera un desenganche de los elementos de retención 43, 44. En muchos casos, se puede extraer entonces el manguito de soporte 42 fuera del casquillo de cojinete 32. No obstante, si se asienta fijamente, como puede suceder fácilmente, especialmente después de sobrecarga o en el caso
30 de duración de empleo prolongado, entonces después de la retirada del tornillo de seguridad 50 se puede introducir el extractor 7 con el tonel de guía 72 en el espacio interior del manguito de soporte 42, y se puede enroscar el extractor 7, con su rosca 74 en la punta roscada 73, en la rosca
35 interior 48 del manguito de soporte 42. De esta manera, el extractor 7 está conectado a prueba de tracción con el

manguito de soporte 42 y se puede extraer fuera del casquillo de cojinete 32.

Gracias a la invención solamente es necesario un agujero de acceso relativamente pequeño en forma de un taladro 38 en la pieza de acoplamiento. Por lo demás, la pieza de acoplamiento puede estar realizada maciza, es decir, que especialmente en la zona del ojal de alojamiento 33 no son necesarias otras interrupciones. De esta manera, se evita un debilitamiento del ojal de alojamiento 33. Al mismo tiempo, la invención posibilita una fijación segura del inserto de cojinete 4 y una extracción sencilla. A través de la disposición de la placa de protección contra impacto 6 en la bolsa 36 se evita de la misma manera un debilitamiento, como se la producido en el estado de la técnica a través de un número grande de taladros pegados en la zona de la superficie de alojamiento 35.

Se hace constar que con relación a esta fecha, el mejor método conocido por la solicitante para llevar a la práctica la citada invención, es el que resulta claro de la presente descripción de la invención.

REIVINDICACIONES

Habiéndose descrito la invención como antecede, se reclama como propiedad lo contenido en las siguientes
5 reivindicaciones:

1. Prótesis articulada con un componente distal (1) para el anclaje en un primer hueso, con un componente proximal (2) para el anclaje con un segundo hueso, con una pieza de acoplamiento (3) que, junto con el primer componente (1),
10 forma un cojinete de flexión alrededor de un primer eje (34) y junto con el segundo componente (2), forma un cojinete de rotación formado por un pasador (31) y un casquillo de cojinete (32) alrededor de un segundo eje orientado transversalmente al primer eje (34), en el que el cojinete de
15 rotación comprende un inserto de cojinete de capas múltiples (4), con un manguito de deslizamiento (41) que rodea el pasador (31) y un manguito de soporte (42) que lo cerca, que está fijado a la pieza de acoplamiento (3) por medio de un elemento de seguridad (5), caracterizada por que el elemento
20 de seguridad (5) presenta un órgano de activación (52) dentro del manguito de soporte (42) y se puede conectar a través de dos taladros alineados (47, 38) en el manguito de soporte (42) y en la pieza de acoplamiento (3) a prueba de tracción con la pieza de acoplamiento (3).

25 2. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizada por que en el manguito de deslizamiento (41) está provisto el orificio de acceso (46) hacia el órgano de activación (52).

30 3. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con la reivindicación 2, caracterizada por que el órgano de activación (52) presenta una anchura mayor que el orificio de acceso (46).

4. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que el
35 elemento de seguridad (5) comprende un tornillo (50), cuya cabeza forma el órgano de activación (52).

5. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que los taladros (47, 38) presentan anchuras escalonadas.

6. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que el orificio de acceso (46) presenta una anchura mayor que la cabeza (52), que se estrecha con preferencia hacia dentro.

7. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con una de las reivindicaciones 2 a 6, caracterizada por que en el manguito de soporte (42) está provisto un alojamiento (48), que está alineado con el orificio de acceso (46), para un extractor (7).

8. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con la reivindicación 7, caracterizada por que el alojamiento está realizado como una rosca interior.

9. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que el manguito de deslizamiento (41) está asegurado contra un movimiento axial a través de un elemento de fijación (43) dispuesto en la zona de su orificio de alojamiento (70), que encaja en un receso (44) en la superficie interior del manguito de soporte (42).

10. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que en el lado exterior del manguito de soporte (42) está provisto un saliente (45) que sobresale radialmente, que encaja en un receso formado de forma complementaria en la pieza de acoplamiento (3).

11. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que el casquillo de cojinete (32) tiene una pared lisa con forma interior con preferencia cilíndrica.

12. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que en el lado delantero de la pieza de acoplamiento (3) está provista una superficie de alojamiento (35) para una

protección contra impacto (6), para cuya prolongación está configurada una escotadura del tipo de bolsa.

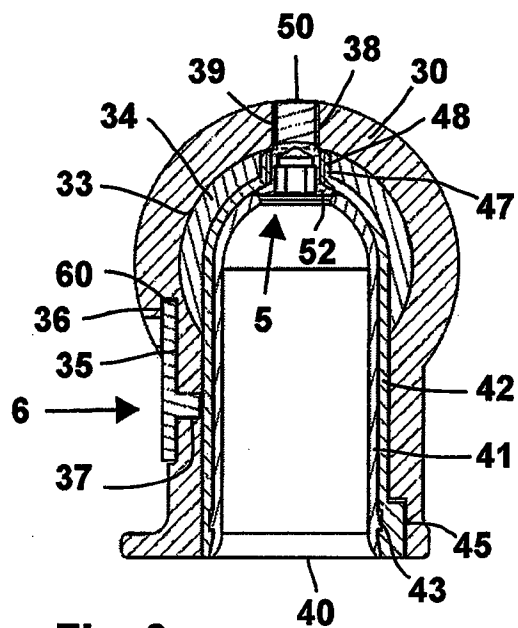
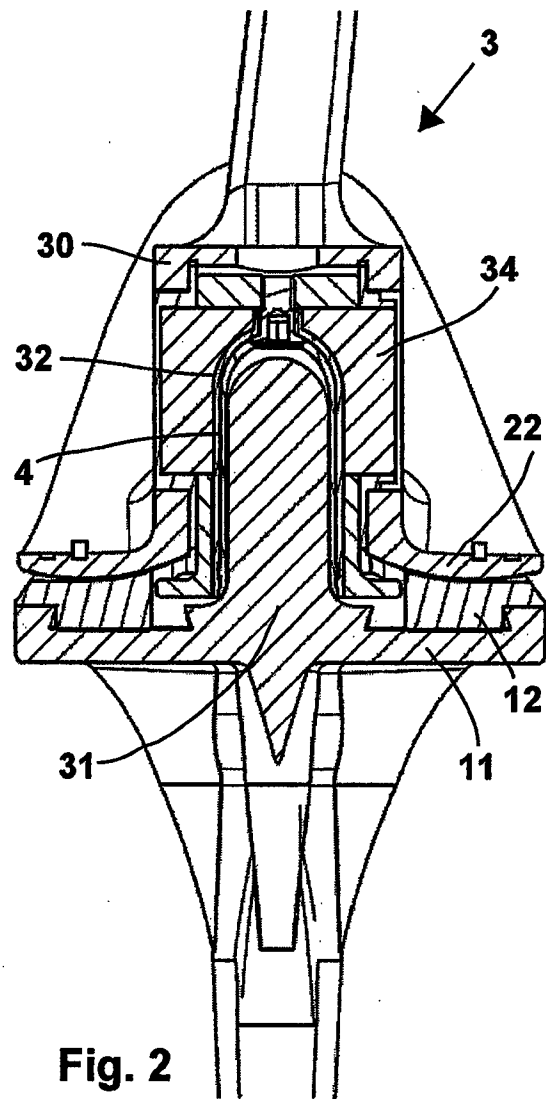
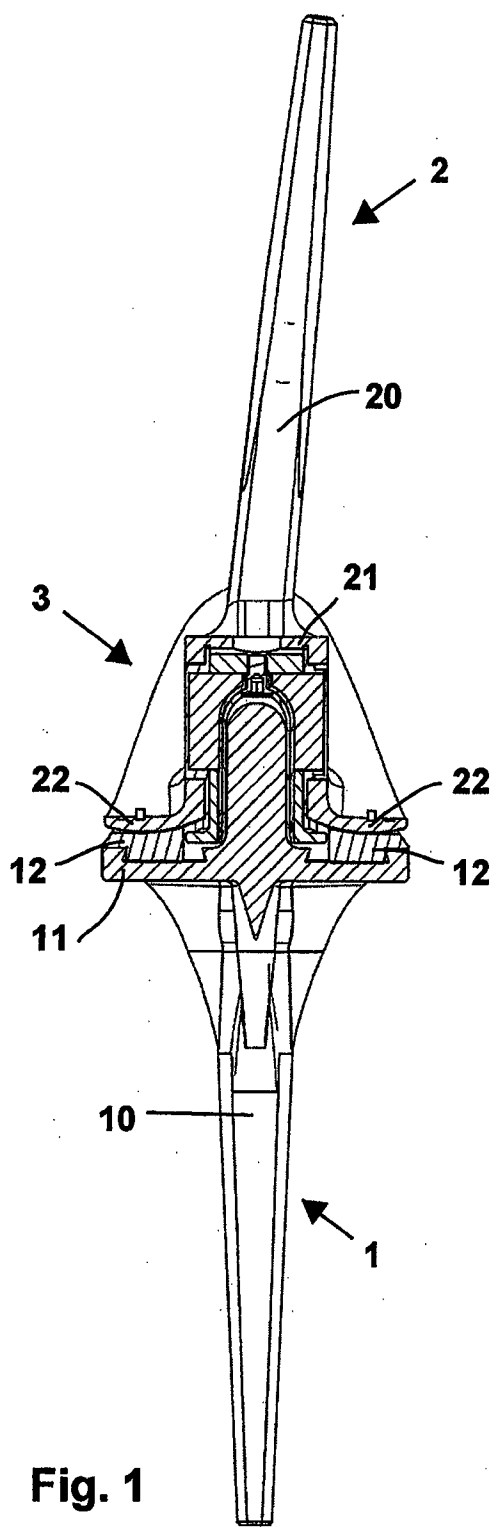
13. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con la reivindicación 12, caracterizada por que la escotadura (36)
5 del tipo de bolsa presenta una sección transversal rectangular y pasa plana a la superficie de alojamiento (35).

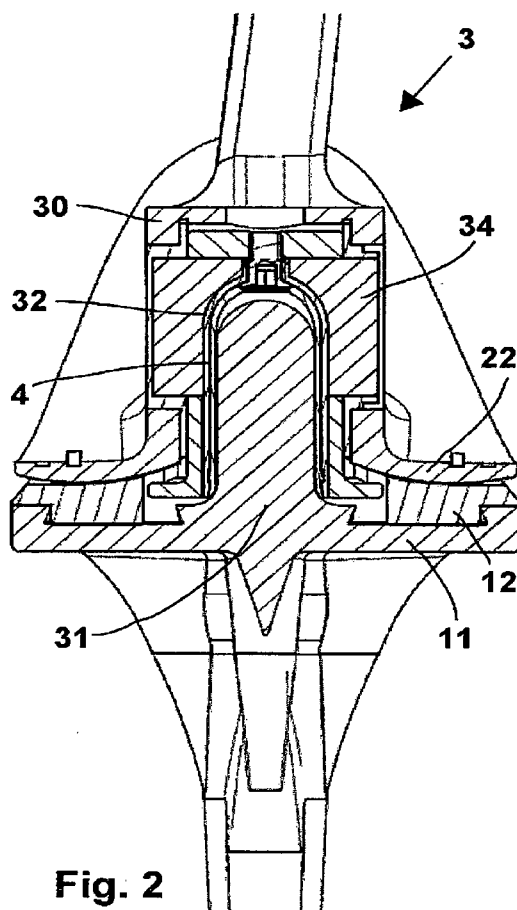
14. Prótesis articulada de rotación de acuerdo con una de las reivindicaciones 12 o 13, caracterizada por que están provistas como máximo dos cavidades (37) como seguro contra
10 desplazamiento para la protección contra impacto (6).

**PRÓTESIS ARTICULADA DE ROTACIÓN CON CASQUILLO DE
COJINETE REFORZADO**

RESUMEN

La invención se refiere a una prótesis articulada con un
5 componente distal (1) para el anclaje en un primer hueso, con
un componente proximal (2) para el anclaje en un segundo
hueso, con una pieza de acoplamiento (3) que, junto con el
primer componente (1), forma un cojinete de flexión alrededor
de un primer eje (34) y junto con el segundo componente (2),
10 forma un cojinete de rotación formado por un pasador (31) y
un casquillo de cojinete (32) alrededor de un segundo eje
orientado transversalmente al primer eje (34), en el que el
cojinete de rotación comprende un inserto de cojinete de
capas múltiples (4), con un manguito de deslizamiento (41)
15 que rodea el pasador (31) y un manguito de soporte (42) que
cerca este manguito de deslizamiento, que está fijado a la
pieza de acoplamiento (3) por medio de un elemento de
seguridad (5), en el que el elemento de seguridad (5)
presenta un órgano de actuación (52) dentro del manguito de
20 soporte (42) y se puede conectar con la pieza de acoplamiento
(3) a prueba de tracción por medio de dos taladros alineados
(47, 38) en el manguito de soporte (42) y la pieza de
acoplamiento (3).





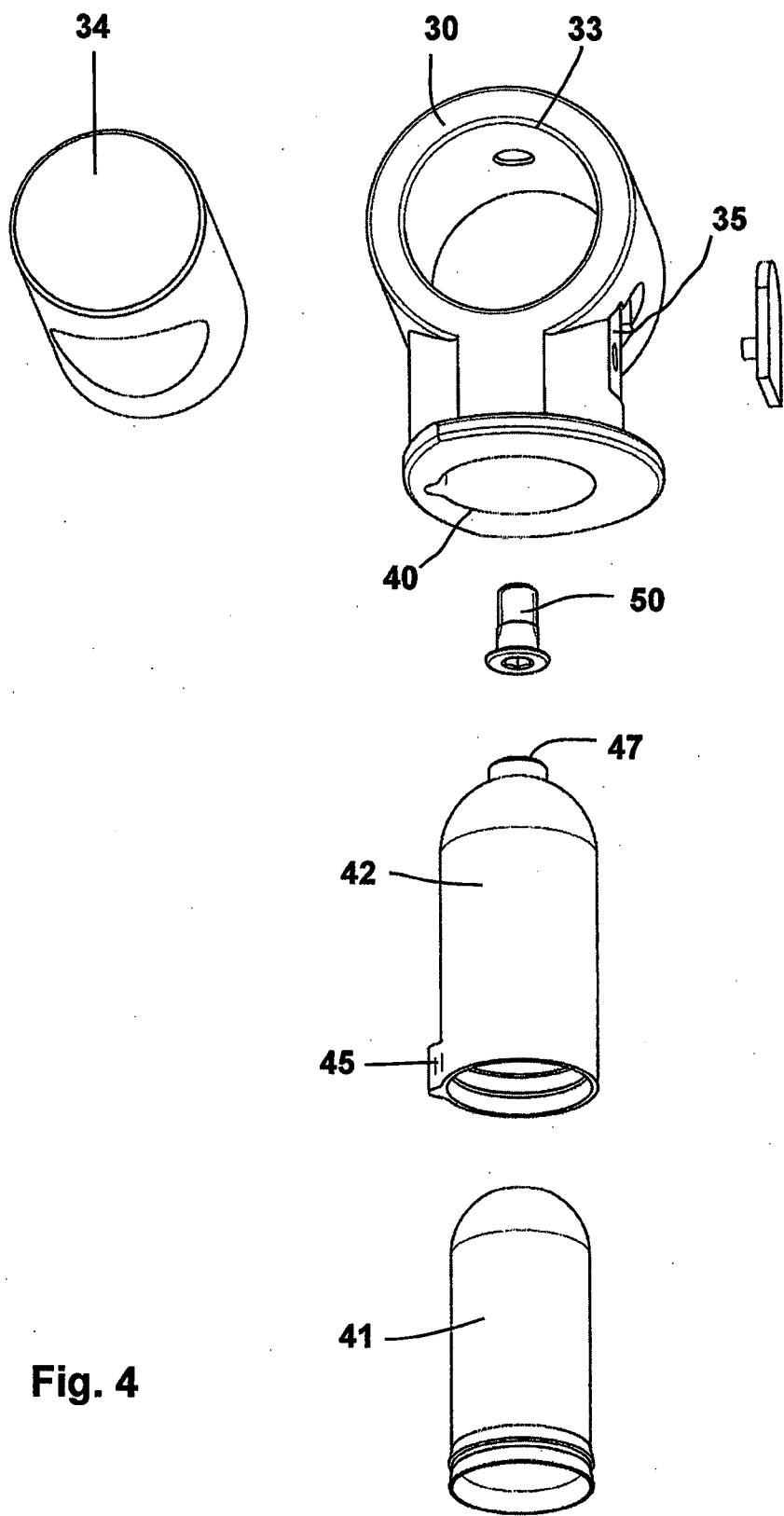
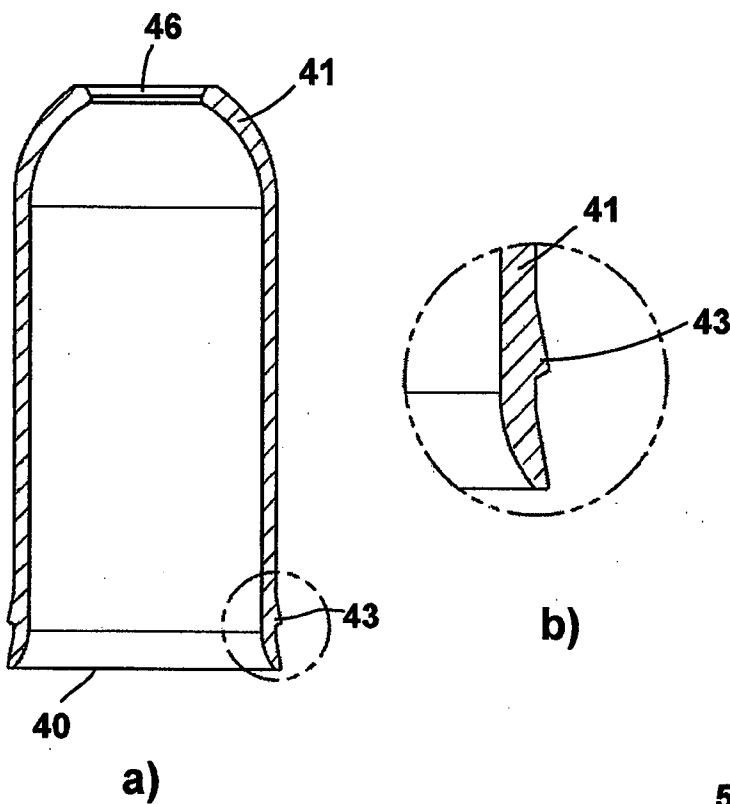
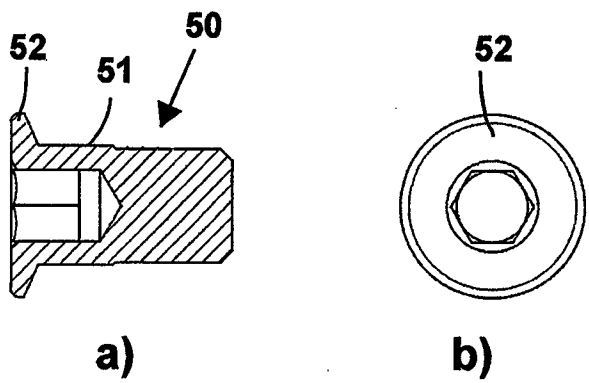


Fig. 4



a)
Fig. 5



a)

b)

Fig. 6

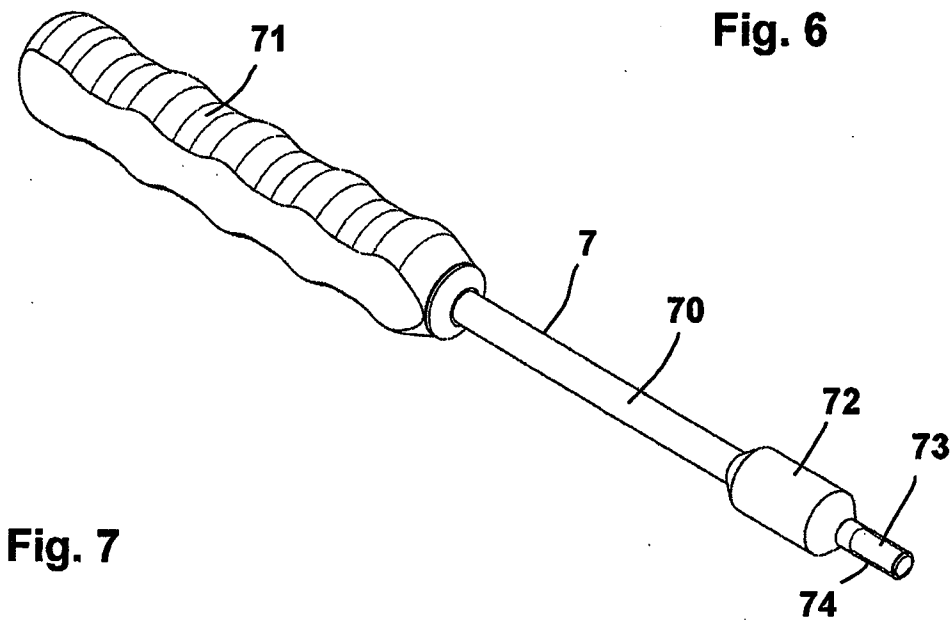


Fig. 7

PATENT COOPERATION TREATY

PCT/EP2012/058418

+Fax

+49 - 40 - 41 4291 - 66

PCT

NOTIFICATION OF THE RECORDING
OF A CHANGE(PCT Rule 92bis.1 and
Administrative Instructions, Section 422)

From the INTERNATIONAL BUREAU

To:

GLAWE DELFS MOLL
Rothenbaumchaussee 58
20148 Hamburg
ALLEMAGNE

13. Dez. 2013

Date of mailing (day/month/year)
13 December 2013 (13.12.2013)Applicant's or agent's file reference
DERA036PWOInternational application No.
PCT/EP2012/058418

IMPORTANT NOTIFICATION

International filing date (day/month/year)
08 May 2012 (08.05.2012)

1. The following indications appeared on record concerning:

☒ the applicant ☐ the inventor ☐ the agent ☐ the common representative

Name and Address

DERU GmbH
Oststrasse 4-10
22844 Norderstedt
Germany

State of Nationality

DE

State of Residence

DE

Telephone No.

Facsimile No.

E-mail address

2. The International Bureau hereby notifies the applicant that the following change has been recorded concerning:

☒ the person ☐ the name ☐ the address ☐ the nationality ☐ the residence

Name and Address

WALDEMAR LINK GMBH & CO. KG
Barkhausenweg 10
22339 Hamburg
Germany

State of Nationality

DE

State of Residence

DE

Telephone No.

Facsimile No.

E-mail address

☐ Notifications by e-mail authorized

3. Further observations, if necessary:

4. A copy of this notification has been sent to:

☒ the receiving Office
☐ the International Searching Authority
☐ the Authority(ies) specified for supplementary search☐ the International Preliminary Examining Authority
☒ the designated Offices concerned
☐ the elected Offices concerned
☐ other:The International Bureau of WIPO
34, chemin des Colombettes
1211 Geneva 20, Switzerland

Authorized officer

Gagliardi Ghislaine

Facsimile No. +41 22 338 89 75

e-mail pt05.pct@wipo.int

Telephone No. +41 22 338 74 05

Form PCT/IB/306 (January 2009)

1/THG33MYC32U2W0

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

(19) Weltorganisation für geistiges
Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum
20. Dezember 2012 (20.12.2012)



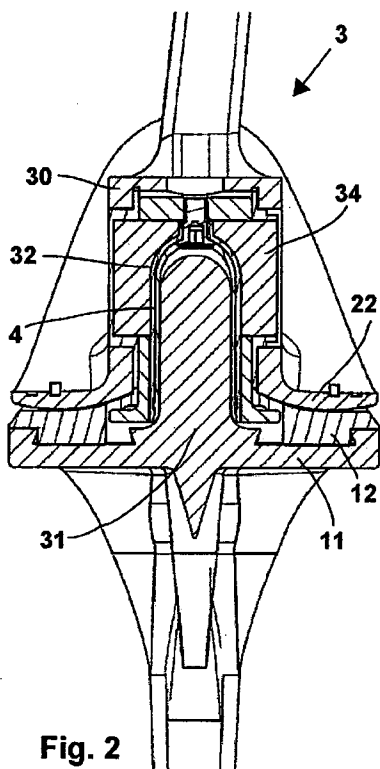
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2012/171722 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation:
A61F 2/38 (2006.01) A61F 2/30 (2006.01)
A61F 2/00 (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2012/058418 (74) Anwalt: GLAWE DELFS MOLL; Rothenbaumchaussee 58, 20148 Hamburg (DE).
- (22) Internationales Anmeldedatum: 8. Mai 2012 (08.05.2012) (81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:
11170134.8 16. Juni 2011 (16.06.2011) EP
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): DERU GmbH [DE/DE]; Oststrasse 4-10, 22844 Norderstedt (DE).
- (72) Erfinder; und
- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): BARTELS, Carolin [DE/DE]; Königstraße 28, 25355 Barmstedt (DE).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: ROTARY JOINT PROSTHESIS HAVING A REINFORCED BEARING BUSH

(54) Bezeichnung : ROTATIONSGELENKPROTHESEN MIT VERSTÄRKTER LAGERBUCHSE



(57) Abstract: The invention relates to a joint prosthesis comprising a distal component (1) for anchoring to a first bone, a proximal component (2) for anchoring to a second bone, and a coupling piece (3) that, together with the first component (1), forms a flexion bearing around a first axis (34) and, together with the second component (2), forms a rotary bearing formed by the pin (31) and the bearing bush (32) around a second axis oriented transversely to the first axis (34). The rotary bearing comprises a multi-layer bearing insert (4), having a sliding sleeve (41) surrounding the pin (31) and a support sleeve (42) that encloses said sliding sleeve and is fastened to the coupling piece (3) by means of a securing element (5), wherein the securing element (5) comprises an actuation unit (52) within the support sleeve (42) and can be connected to the coupling piece (3) such as to ensure tensile strength by means of two aligned bores (47, 38) in the support sleeve (42) and the coupling piece (3).

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Gelenkprothese mit einer distalen Komponente (1) zur Verankerung an einem ersten Knochen, einer proximalen Komponente (2) zur Verankerung mit einem zweiten Knochen, einem Kopplungsstück (3), das der ersten Komponente (1) ein Flexionslager um eine erste Achse (34) und mit der zweiten Komponente (2) ein aus Zapfen (31) und Lagerbuchse (32) gebildetes Rotationslager um eine quer zur ersten Achse (34) orientierte zweite Achse bildet, wobei das Rotationslager einen mehrlagigen Lagereinsatz

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2012/171722 A1

- (84) Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Erklärungen gemäß Regel 4.17:**
- hinsichtlich der Identität des Erfinders (Regel 4.17 Ziffer i)
 - hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, ein Patent zu beantragen und zu erhalten (Regel 4.17 Ziffer ii)
 - Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)
- Veröffentlicht:**
- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

(4) umfasst mit einer den Zapfen (31) umfassenden Gleithülse (41) und eine diese umkammernde Stützhülse (42), die über ein Sicherungselement (5) an dem Koppelstück (3) befestigt ist, wobei das Sicherungselement (5) ein Betätigungsorgan (52) innerhalb der Stützhülse (42) aufweist und über zwei fluchtende Bohrungen (47, 38) in Stützhülse (42) und Koppelstück (3) zugfest mit dem Koppelstück (3) verbindbar ist.

5

Rotationsgelenkprothesen mit verstärkter Lagerbuchse

Die Erfindung betrifft eine Rotationsgelenkprothese mit einer Distalkomponente und einer proximalen Komponente sowie
10 einem sie gelenkig verbindenden Kopplungsstück, das ein Flexionslager um eine erste Achse und ein Rotationslager um eine quer zur ersten Achse orientierte zweite Achse umfasst.

15 Prothesen der eingangsgenannten Art finden insbesondere Verwendung als Kniegelenk beziehungsweise Ellbogenprothesen. Insbesondere Kniegelenkprothesen sind aufgrund ihrer hohen Belastung durch das Körpergewicht und ihren komplexen Bewegungsablauf, nämlich der Beugebewegung (Flexion) als
20 Hauptbewegung kombiniert mit einer Drehung (Rotation) des Schienens relativ zum Oberschenkel als Nebenbewegung vergleichsweise anfällig gegenüber Störungen durch Verschleiß oder Krankheit. Um dies zu therapieren werden Knieprothesen benötigt, welche vorzugsweise im Interesse einer
25 möglichst anatomischen Wiederherstellung der Gelenkfunktion beide Bewegungen ermöglichen. Eine weitere Anforderung an die Gelenkprothese ist, dass sie eine ausreichende Stabilität haben muss, insbesondere auch dann, wenn der aus Weichteilen bestehende Halteapparat (Bänder etc.) bereits geschwächt ist.
30

Im Stand der Technik sind verschiedene Knieprothesen bekannt geworden, um diese teilweise konträren Zielsetzungen der Beweglichkeit um zwei Achsen einerseits mit der Gewährleistung einer ausreichenden Stabilität andererseits zu
35

verknüpfen. Bei einer bekannten Rotationsknieprothese (EP 0174531 B1) sind eine tibiale Komponente und eine femorale Komponente über ein Koppelstück miteinander verbunden, welches ein Achsauge zur Aufnahme einer femoralen Komponente tragenden Achse aufweist, um so ein Beugegelenk zu schaffen. Weiter weist das Koppelstück eine zur Tibia hinweisende Lagerbuchse auf, in die ein an der tibialen Komponente angeordneter Zapfen eingreift, um so ein Rotationsgelenk zu bilden. Um günstige Reibverhältnisse bei diesem aus Zapfen und Lagerbuchse gebildeten Rotationslager zu schaffen, ist in der Lagerbuchse eine Gleithülse aus Kunststoff angeordnet. Sie ist hutförmig ausgebildet mit einem halbkugelförmigen, die Spitze des Zapfens bedeckenden Oberteil. Der im Wesentlichen zylindrische Mantel liegt an der die Lagerbuchse bildenden Wandung des Koppelstücks an. Damit ergibt sich ein Verkammerungseffekt. Es hat sich jedoch gezeigt, dass es dennoch zu Verquetschungen der Lagerhülse kommen kann. Für den Patienten bedeutet dieser Defekt der Prothese in der Regel eine Revisionsoperation.

20

Um diesem Nachteil zu begegnen ist eine unter der Bezeichnung „Endo Modell“ von Waldemar Link, Hamburg, vertriebene verbesserte Kniegelenkendoprothese bekannt geworden. Bei ihr ist die Metallhülse zweiteilig ausgeführt, wobei das gleitgünstige Kunststoffmaterial eng umfasst ist von einer aufgeschrumpften und mehrfach durchbohrten Metallhülse. Durch diese Einheit ist das Kunststoffmaterial besser abgestützt, so dass das Risiko eines Defekts der Gleithülse, insbesondere aufgrund von Kaltfluss des Kunststoffes wegen der hohen Belastung, deutlich vermindert ist. In der Praxis hat sich aber gezeigt, dass nun die in Kraftflussrichtung wichtigste Komponente, nämlich das die eigentliche Lagerbuchse aufnehmende Koppelstück, anfällig gegenüber Ausfä-

30

len durch Überlastung ist. Bei einer Revision der Prothese gestattet sich häufig das Herausziehen der Lagerbuchse schwierig.

- 5 Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Gelenkprothese der eingangsgenannten Art dahingehend zu verbessern, dass sie robuster und im Revisionsfall leichter zu demonstrieren ist.

- 10 Die erfindungsgemäße Lösung liegt in den Merkmalen des unabhängigen Anspruchs. Vorteilhafte Weiterbildungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

- Bei einer Rotationsgelenkprothese mit einer distalen Komponente zur Verankerung in einem ersten Knochen, einer proximalen Komponente zur Verankerung an einem zweiten Knochen und einem Kopplungsstück, das mit der proximalen Komponente ein Flexionslager um eine erste Achse bildet und mit der zweiten Komponente ein aus Stift und Lagerbuchse gebildetes
- 15 Rotationslager quer zur ersten Achse orientierte zweite Achse bildet, und in der Lagerbuchse eine den Stift umfassende Gleithülse und eine diese vollständig umkammernde Stützhülse angeordnet ist, die über ein Sicherungselement an dem Koppelstück befestigt ist, wobei erfindungsgemäß
- 20 vorgesehen ist, dass das Sicherungselement ein Betätigungsorgan innerhalb der Stützhülse aufweist und über zwei fluchtende Bohrungen in Stützhülse und Koppelstück zugfest mit dem Koppelstück verbindbar ist.

- 30 Kern der Erfindung ist der Gedanke, das Betätigungsorgan für das Sicherungselement in das Innere der Lagerbuchse zu positionieren. Anders als bei dem nächstliegenden Stand der Technik braucht dann der Zugang zum Sicherungselement nicht

- von außen durch das Koppelstück zu führen, wofür eine entsprechende Öffnung im Koppelstück erforderlich war, was zu dessen Schwächung geführt hat. Dank des erfindungsgemäß nach innen verlegte Betätigungsorgan kann die Öffnung am
- 5 Koppelstück deutlich kleiner ausfallen, weshalb es an Stabilität gewinnt. Weiter kann damit das Sicherungselement direkt an der Lagerbuchse angreifen, so dass sie auch dann, wenn sie verhältnismäßig festsitzt, sicher herausgezogen werden kann. Damit sind die Voraussetzungen geschaffen, die
- 10 Stützhülse durch dickeres Material zu verstärken und sie so in den Lastfluss gar einzubinden, was zu einer entsprechenden Entlastung der üblicherweise aus Kunststoffmaterial gefertigten Gleithülse führt. Damit können auch größere Belastungen sicher aufgenommen werden, und die Gefahr von
- 15 Ausfällen aufgrund von Überlastung sinkt. Unter dicker Materialstärke der Stützhülse wird hierbei verstanden, dass die Materialstärke mindestens das 0,8-fache der Materialstärke der Gleithülse beträgt.
- 20 Vorzugsweise ist an der Gleithülse eine Zugangsöffnung zum Betätigungsorgan vorgesehen. Damit liegt das Betätigungsorgan von der Eintrittsseite des Zapfens gesehen hinter der Gleithülse, und kann diese bei dem Lösen des Sicherungselements mitnehmen. Damit wirkt das Sicherungselement mit seinem
- 25 Betätigungsorgan gleichzeitig als ein Abzieher für Gleithülse. Auch beschädigte Gleithülsen, insbesondere aufgrund von Verquetschung beziehungsweise Kaltfluss des Kunststoffmaterials bei Überlastung, können damit leicht entfernt werden. Eine besonders zweckmäßige Ausbildung des
- 30 Sicherungselements ist eine Schraube, deren Kopf das Betätigungsorgan bildet. Damit kann auf konstruktiv einfache Weise einerseits eine feste Sicherung im montierten Zustand erreicht werden, und andererseits kann durch Verdrehen der

Schraube dank der durch das Gewinde wirkenden Kraftumsetzung eine beträchtliche abdrückende Wirkung auf die Leithülse ausgeübt werden. Hierbei ist zweckmäßigerweise die Weite der Zugangsöffnung kleiner als die Weite des Kopfes der Schrauben. Bewährt hat es sich, wenn die Zugangsöffnung der Gleithülse sich zur Stützhülse hin erweitert. Damit ergibt sich eine Konizität, die das Abdrücken begünstigt.

Vorzugsweise sind Bohrungen für das Sicherungselement in der Stützhülse einerseits und dem Koppelstück andererseits mit unterschiedlicher Weite ausgeführt. Eine derart gestufte Bohrung hat den Vorteil; dass das Sicherungselement mit seinem Schaft durch die Stützhülse hindurch gesteckt werden kann, bis es mit seinem Kopf aufliegt. Bei der Schraube eines Sicherungselements bedeutet dies, dass der Durchmesser der Bohrung in der Stützhülse größer ist als der Schaftdurchmesser der Schraube, aber kleiner als der Durchmesser des Kopfes, und dass an dem Koppelstück die Bohrung einen weiter entsprechenden Kerndurchmesser der Schraube aufweist, und an der Bohrung ein Innengewinde ausgeführt ist.

Damit kann durch Festziehen des Sicherungselements, insbesondere durch Festziehen der Schraube, eine sichere Positionierung erreicht werden, wobei durch Lösen nicht nur die Sicherung aufgehoben wird, sondern auch die Gleithülse herausgedrückt werden kann.

Um im Fall einer festsitzenden Stützhülse auch diese bei einer Revision leicht und sicher entfernen zu können, ist vorzugsweise an ihr eine mit der Zugangsöffnung fluchtende Aufnahme für einen Extraktor vorgesehen. Besonders bewährt hat es sich, die Aufnahme als ein Innengewinde in der Bohrung für das Sicherungselement auszuführen. Damit kann nach

Entfernen des Sicherungselements durch Einbringen des Extraktors und Verbinden mit der Stützhülse diese einfach aus dem Koppelstück herausgezogen werden. Bei der Ausführung im Innengewinde braucht dazu der Extraktor nur an seiner Spitze ein entsprechendes Gegengewinde aufzuweisen, welches durch einfaches Einschrauben mit der Stützhülse verbunden wird.

10 Mit Vorteil ist die Gleithülse über im Bereich ihrer stiftseitigen Mündung angeordnete Rastnasen, die in einen Hinterschnitt an der Innenfläche der Stützhülse greifen, vor einer axiale Bewegung aus der Stützhülse heraus gesichert. Einer Beschädigung durch Luxationsbewegung wird damit entgegengewirkt.

15 Mit Vorteil ist die Stützhülse mit einer nach radial vorspringenden Leiste versehen, die in einen komplementär geformten Rezzess am Koppelstück greift. Damit ist sichergestellt, dass sich die Stützhülse bei der Rotationsbewegung um den Zapfen nicht in unerwünschter Weise mitdreht. Indem die Nase und der Rezzess am zapfenseitigen Ende angeordnet sind, kann die formschlüssige Verbindung durch einfaches Einschieben der Stützhülse in ihre Lagerbuchse an dem Koppelstück erreicht werden. Im Übrigen ist die Aufnahme für die Stützhülse vorzugsweise glattwandig mit insbesondere zylindrischer Innenform an dem Koppelstück ausgeführt. Dies ist einfach in der Herstellung und ergibt eine gleichmäßig stabile Lagerung, auch bei einer axialen Bewegung des Zapfens in der Lagerbuchse.

30 Bei einer besonders bevorzugten Ausführungsform, die gegebenenfalls unabhängigen Schutz verdient, ist an einer Vorderseite des Koppelstücks eine Aufnahmefläche für einen

Prallschutz vorgesehen, der über eine taschenartige Ausnehmung in den Bereich eines Aufnahmeauges verlängert ist. Der Prallschutz fungiert als Anschlag für die Flexionsbewegung, und zwar für die gestreckte Stellung. Da hierbei das Koppelstück an der distalen Komponente anschlagen kann, dient der Prallschutz dazu, es vor einer Beschädigung zu schützen. Um bei stoßartig auftretenden Belastungen in seiner vorgesehenen Position zu verbleiben, ist eine ausreichend sichere Befestigung erforderlich. Auf einfache Weise kann mittels der taschenartigen Ausnehmung erreicht werden, dass der Prallschutz an einem Abheben und Wegfallen von seiner Position an der Vorderseite des Koppelstücks gehindert ist. Mit Vorteil weist die taschenartige Ausnehmung einen rechteckigen Querschnitt auf und geht plan in die Aufnahmefläche über. Damit kann der Prallschutz als ein durchgehendes Plättchen ausgeführt sein, welches durch Einschieben der taschenartigen Ausnehmung in seiner Position fixiert ist. Um ein unerwünschtes Herausbewegen aus der taschenartigen Ausnehmung zu vermeiden, ist vorzugsweise eine, maximal zwei Vertiefungen an der Vorderseite im Koppelstück ausgeformt, die als Verschiebesicherung besonders mit einem an der Rückseite des Prallschutzes angeordneten Vorsprung fungieren. Damit ist Prallschutz nicht nur auf einfach zu montierende und sichere Weise befestigt, sondern die Befestigungsanordnung vermeidet auch eine unerwünschte Schwächung des Koppelstücks.

Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die beigelegte Zeichnung näher erläutert, in der ein vorteilhaftes Ausführungsbeispiel dargestellt ist. Es zeigen:

Fig. 1 eine Rückansicht einer Gelenkprothese in einer teilweise geschnittenen Darstellung,

- Fig. 2 eine vergrößerte Rückansicht des Koppelstücks mit einer angrenzenden Komponente;
- 5 Fig. 3 eine Detailansicht der Lagerbuchse von der Seite in geschnittener Darstellung;
- Fig. 4 eine Explosionsansicht Kopplungsstücks mit der Lagerbuchse;
- 10 Fig. 5 a, b Detailansichten bei Rasteinrichtung;
- Fig. 6 a, b Detailansicht eines Sicherungselements; und
- 15 Fig. 7 ein Extraktor.

Die Endoprothese gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird anhand einer Kniegelenkendoprothese erläutert.

- 20 Die Endoprothese eines Kniegelenks besteht im Wesentlichen aus zwei Komponenten 1, 2, von denen eine als tibiale Komponente 1 und die andere als femorale Komponente 2 ausgebildet ist. Bei der femoralen Komponente 2 schließt sich an einen Stiel 20, der in einen Oberschenkelknochen eines Patienten eingesetzt wird, eine femorale Lagerhälfte 21 an, welche über zwei gabelartig zur tibialen Komponente 1 vorspringende kondylenartige Gleitkufen 22 verfügt. Diese stützen sich auf einem Tibiaplateau 12 ab, das auf einer tibialen Lagerhälfte 11 angeordnet ist, welche über einen
- 25 Stiel 10 an einem Unterschenkelknochen des Patienten befestigt ist.
- 30

Dazwischen ist ein Koppelstück 3 angeordnet, welches ein T-Stück 30 als Hauptkörper mit einem in seinem oberen Bereich angeordneten Aufnahmeauge 33 für einen Achsbolzen 34 und einer Lagerbuchse 32 für eine sich aus dem Tibiaplateau 11 erhebenden Lagerzapfen 31 aufweist.

Das erste Lager (Flexionslager) ermöglicht eine Schwenkbewegung zwischen den Komponenten 1 und 2, realisiert also eine Beugebewegung zwischen Ober- und Unterschenkel. Diese Schwenkbewegung um die Achse des Achsbolzens 34 bildet damit die erste Achse für die Bewegung der Knieendoprothese. Quer zu dieser Achse ist der Zapfen 31 ausgerichtet, welche eine zweite Achse bildet für eine Rotationsbewegung, mit der sich die femorale Komponente 2 relativ zur tibialen Komponente 1 um die zweite Achse verdreht.

Für dieses Rotationslager ragt der Zapfen 31 in die Lagerbuchse 32 an dem Koppelstück 3 hinein. Zwischen den beiden ist ein Lagereinsatz 4 angeordnet. Dieser ist im Aufnahmeauge 33 über ein an seinem oberen Ende befindliches Sicherungselement 5 in Gestalt einer Schraube 50 befestigt.

Der Lagereinsatz 4 ist von einer im Wesentlichen zylindrischen Grundform und weist an seinem oberen Ende einen halbkugelartigen Dom auf. Der Lagereinsatz 4 besteht aus einer Gleithülse 41 und einer Stützhülse 42. Der Außendurchmesser der Lagerhülse 41 ist dabei so groß gewählt, dass sich ein leichter Presssitz in der Innenwandung der Stützhülse 42 ergibt. An ihrem unteren Ende weist die Stützhülse 41 eine Mündung 40 für den Zapfeneintritt auf. An der Innenseite ist ein Fixationselement 43 über den Umfang umlaufend angeordnet, wobei es vorzugsweise kontinuierlich ist, aber auch mehrfach unterbrochen sein kann. Es greift in einen ent-

sprechend ausgeformten Hinterschnitt (gesehen von der Mündung 40 des Lagereinsatzes 4) und sichert so die Gleithülse 41 an einem Auswandern aus der Stützhülse 42. Die Stützhülse 42 hat an ihrem mündungsseitigen Ende an ihrer Außenseite eine radial vorspringende Leiste 45, die in eine komplementär geformte Ausnehmung an der Innenseite der Lagerbuchse 32 des Koppelstücks 3 formschlüssig eingreift. Damit ist die Stützhülse 42 an einer unerwünschten Rotation gegenüber dem Kopplungsstück 3 gehindert.

10

Die Komponenten des Lagereinsatzes 4, also die Stützhülse 42 sowie die Gleithülse 41 erstrecken sich bis zur Mündung 40 des Lagereinsatzes 4, d.h. beide bilden mit ihrer unteren Stirnfläche die Berandung der Mündung 40. Die Gleithülse 41 kann an der Innenseite der Gleithülse 41 eine konisch sich verjüngende Form vorgesehen sein. Sie erleichtert das Einsetzen des Zapfens 31 in den Lagereinsatz 4.

An seinem oberen Ende weist die Gleithülse 41 eine Zugangsöffnung 46 auf. Sie ist mit einer kegeligen Randfläche versehen, deren Weite nach oben hin vergrößert. Mit ihr fluchtend sind in der Stützhülse 42 eine erste Bohrung 47 und in dem Aufnahmeauge 33 eine zweite Bohrung 38 vorgesehen, welche mit einem Innengewinde 39 versehen ist. In der Bohrung 47 der Stützhülse 42 ist ein Innengewinde 48 angeordnet. In diesen Bohrungen ist die Schraube 50 als Sicherung eingesetzt und mit ihrem Schaft 51 in das Innengewinde 39 geschraubt. Der Kopf 52 der Schraube 50 weist einen größeren Durchmesser als die Weite der Zugangsöffnung 46. Sie liegt fest auf der Innenseite der Stützhülse 42 auf und sichert sie in ihrer Position.

An seiner Vorderseite (in der Darstellung in Figur 3 rechts) ist das Koppelstück 3 mit einer planen Aufnahme-
fläche 35 versehen. An ihrem oberen Ende ist eine Tasche 36 in
dem Aufnahmeauge 33 ausgeformt, die an ihrem Grund plan in
5 die Aufnahme-
fläche 35 übergeht. Im mittleren Bereich der Aufnahme-
fläche 35 ist eine Halteöffnung 37 vorgesehen, die als Durchgangs-
öffnung in der Lagerbuchse 31 bis zur Stützhülse 42 ausgeführt ist. Auf die Aufnahme-
fläche 35 aufgesetzt und mit ihrer oberen Kante in die Tasche 36 einge-
10 schoben ist eine Prallschutzplatte 6. Durch das Einschieben in die Tasche 36 mit ihrer oberen Kante 60 ist sie gegenüber einem Abheben von der Aufnahme-
fläche 35 gesichert, insbesondere unter Krafteinwirkung von vorne (in Figur 3 von rechts) beim Erreichen der Anschlagposition. Um ein
15 Verschieben der Prallschutzplatte 6 insbesondere nach unten zu vermeiden, ist an ihrer Rückseite ein Vorsprung 62 ausgeformt, welcher formschlüssig in die Halteöffnung 37 eingreift und somit die Prallschutzplatte 6 in ihrer Position sichert.

20

Weiter ist ein Extraktor 7 vorgesehen, der als ein Schraubendreher mit einem Schaft 70 an dem Handgriff 71 an seinem hinteren Ende ausgeführt ist. Am vorderen Ende ist eine Führungstonne 72 angeordnet, die einen größeren Durchmesser als der Schaft 70 aufweist, und deren Durchmesser auf die
25 Innenweite des Lagereinsatzes 4 abgestimmt ist. Unter abgestimmt wird hierbei verstanden, dass sie etwa 1 mm Untermaß aufweist, so dass sich eine Spielpassung ergibt. Im vorderen Bereich der Führungstonne 72 ist eine Schraubspitze 73
30 angeordnet, die ein Außengewinde 74 aufweist. Es ist so ausgeführt, dass es in das Innengewinde 48 in der Bohrung 47 fasst.

Im montierten Zustand ist der Lagereinsatz 4 durch Eindrehen der Sicherungsschraube 50 der Sicherung 5 fixiert. Dabei liegt die Sicherungsschraube 50 mit ihrem Kopf 52 auf der Innenseite der Stützhülse 42 an und zieht diese gegen den im Achsauge 33 gelagerten Achsbolzen 34. Der Lagereinsatz 4 ist damit an einer Bewegung aus der Lagerbuchse 32 gesichert.

Zur Demontage wird, nachdem der Zapfen 31 aus der Lagerbuchse 32 ausgezogen wurde, die Sicherungsschraube 50 in an sich bekannter Weise mittels eines Schraubendrehers (nicht dargestellt) gelöst. Hierbei drückt die Schraube 50 mit ihrem Kopf 52, da er eine größere Weite als die Durchgangsöffnung 46 in der Gleithülse 41 aufweist, die Gleithülse 41 nach unten aus der Stützhülse 42 heraus. Das Herausdrücken kann unterstützt werden durch ein Zusammendrücken der Gleithülse 41 im Bereich der Mündung 40, um so ein Ausrasten der Rastelemente 43, 44 zu erleichtern. Im vielen Fällen kann dann die Stützhülse 42 aus der Lagerbuchse 32 entnommen werden. Sitzt sie jedoch fest, wie es insbesondere nach Überlastung oder bei langer Einsatzdauer leicht auftreten kann, so kann nach Entfernen der Sicherungsschraube 50 der Extraktor 7 mit der Führungstonne 72 in den Innenraum der Stützhülse 42 eingebracht werden, und Extraktor 7 mit seinem Gewinde 74 an der Schraubspitze 73 in das Innengewinde 48 der Stützhülse 42 eingeschraubt werden. Damit ist der Extraktor 7 zugfest mit der Stützhülse 42 verbunden und sie kann aus der Lagerbuchse 32 herausgezogen werden.

Dank der Erfindung ist nur ein verhältnismäßig kleines Zugangsloch in Gestalt der Bohrung 38 im Koppelstück erforderlich. Das Koppelstück kann im Übrigen massiv ausgeführt sein, d.h. insbesondere im Bereich des Aufnahmeauges 33

sind keine weiteren Durchbrechungen erforderlich. Damit wird eine Schwächung des Aufnahmeauges 33 vermieden. Gleichzeitig ermöglicht die Erfindung eine sichere Befestigung des Lagereinsatzes 4 und ein einfaches Herausnehmen.

- 5 Durch die Anordnung der Prallschutzplatte 6 in der Tasche 36 wird ebenfalls eine Schwächung vermieden, wie sie im Stand der Technik durch eine große Anzahl von Haftlöchern im Bereich der Aufnahmefläche 35 aufgetreten ist.

Patentansprüche

1. Gelenkprothese mit einer distalen Komponente (1) zur
Verankerung an einem ersten Knochen, einer proximalen
5 Komponente (2) zur Verankerung mit einem zweiten Kno-
chen, einem Kopplungsstück (3), das der ersten Kompo-
nente (1) ein Flexionslager um eine erste Achse (34)
und mit der zweiten Komponente (2) ein aus Zapfen (31)
und Lagerbuchse (32) gebildetes Rotationslager um eine
10 quer zur ersten Achse (34) orientierte zweite Achse
bildet, wobei das Rotationslager einen mehrlagigen La-
gereinsatz (4) umfasst mit einer den Zapfen (31) umfas-
senden Gleithülse (41) und eine diese umkammernde
Stützhülse (42), die über ein Sicherungselement (5) an
15 dem Koppelstück (3) befestigt ist

dadurch gekennzeichnet, dass

- das Sicherungselement (5) ein Betätigungsorgan (52) in-
20 nerhalb der Stützhülse (42) aufweist und über zwei
fluchtende Bohrungen (47, 38) in Schutzhülse (42) und
Koppelstück (3) zugfest mit dem Koppelstück (3) ver-
bindbar ist.

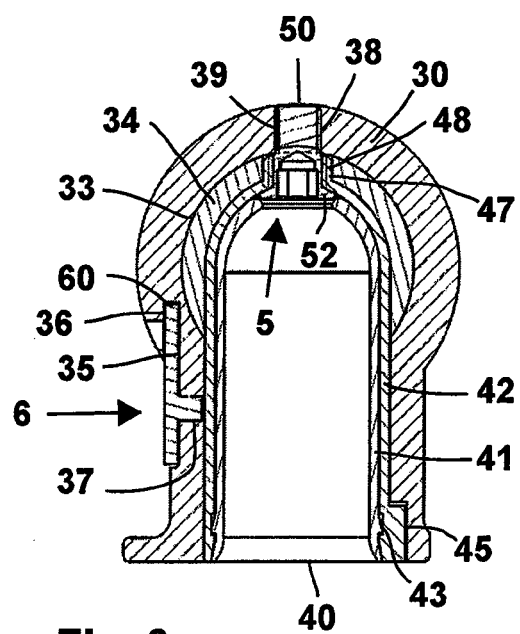
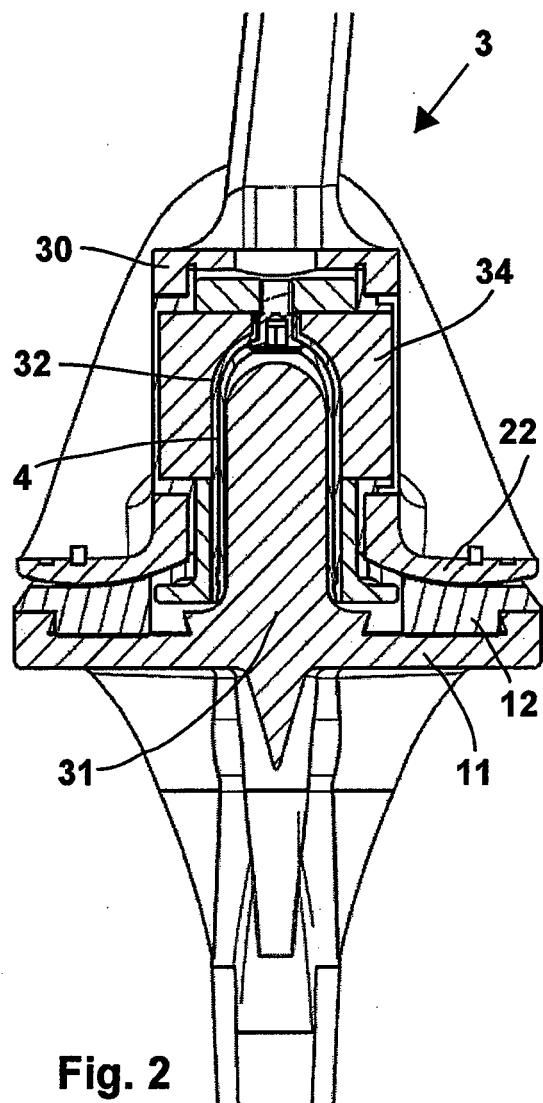
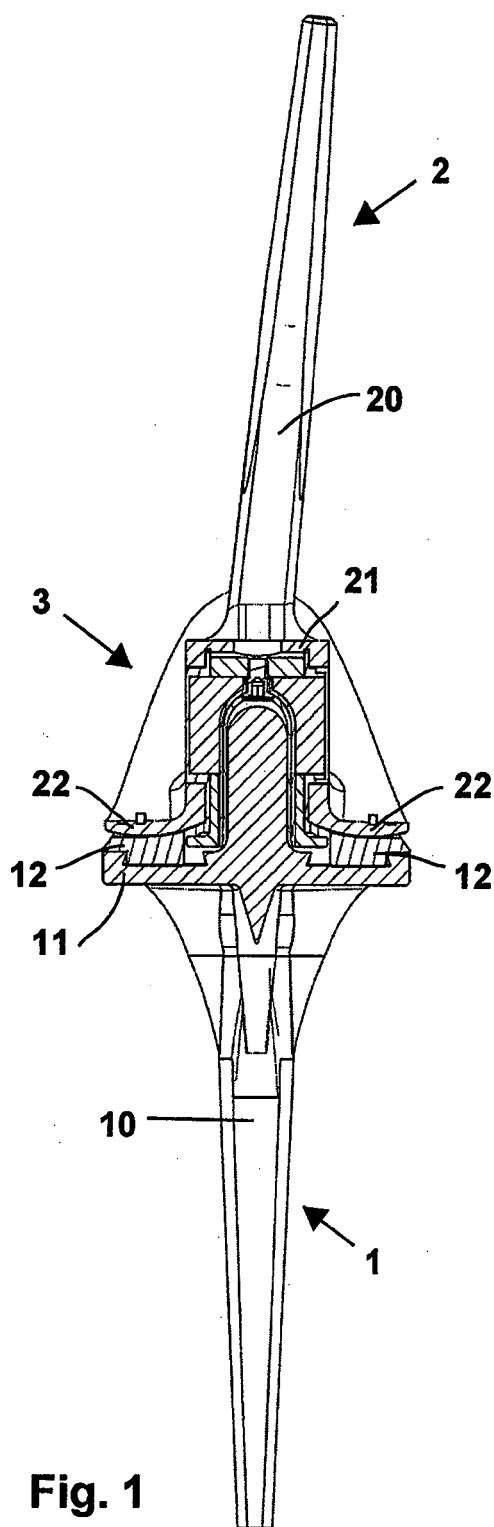
- 25 2. Rotationsgelenkprothese nach Anspruch 1, dadurch ge-
kennzeichnet, dass an der Gleithülse (41) die Zugangs-
öffnung (46) zum Betätigungsorgan (52) vorgesehen ist.

- 30 3. Rotationsgelenkprothese nach Anspruch 2, dadurch ge-
kennzeichnet, dass das Betätigungsorgan (52) eine grö-
ßere Weite aufweist als die Zugangsöffnung (46).

4. Rotationsgelenkprothese nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Sicherungselement (5) eine Schraube (50) umfasst, deren Kopf das Betätigungsorgan (52) bildet.
- 5
5. Rotationsgelenkprothese nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass Bohrungen (47, 38) gestufte Weiten aufweisen.
- 10
6. Rotationsgelenkprothese nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Zugangsöffnung (46) eine größere Weite als der Kopf (52) aufweist, der sich vorzugsweise nach innen verjüngt.
- 15
7. Rotationsgelenkprothese nach einem der Ansprüche 2 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass an der Stützhülse (42) eine zu der Zugangsöffnung (46) fluchtende Aufnahme (48) für einen Extraktor (7) vorgesehen ist.
- 20
8. Rotationsgelenkprothese nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Aufnahme als ein Innengewinde ausgeführt ist.
- 25
9. Rotationsgelenkprothese nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Gleithülse (41) über ein im Bereich ihrer Aufnahmeöffnung (70) angeordnete Fixationselement (43), welches in einen Hinterschnitt (44) an der Innenfläche der Stützhülse (42) greift, vor einer axialen Bewegung gesichert ist.
- 30
10. Rotationsgelenkprothese nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an der Außenseite der Stützhülse (42) eine radial vorspringende Na-

se (45) vorgesehen ist, die in einem komplementär geformten Rezess an dem Kopplungsstück (3) greift.

11. Rotationsgelenkprothese nach einem der vorangehenden
5 Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Lagerbuchse (32) glattwandig mit vorzugsweise zylindrischer Innenform ausgeführt ist.
12. Rotationsgelenkprothese nach einem der vorangehenden
10 Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an der Vorderseite des Koppelstücks (3) eine Aufnahmefläche (35) für einen Prallschutz (6) vorgesehen ist, zu deren Verlängerung eine taschenartige Ausnehmung ausgebildet ist.
- 15 13. Rotationsgelenkprothese nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die taschenartige Ausnehmung (36) einen rechteckigen Querschnitt aufweist und plan in die Aufnahmefläche (35) übergeht.
- 20 14. Rotationsgelenkprothese nach einem der Ansprüche 12 oder 13, dadurch gekennzeichnet, dass maximal zwei Vertiefungen (37) als Verschiebesicherung für den Prallschutz (6) vorgesehen sind.



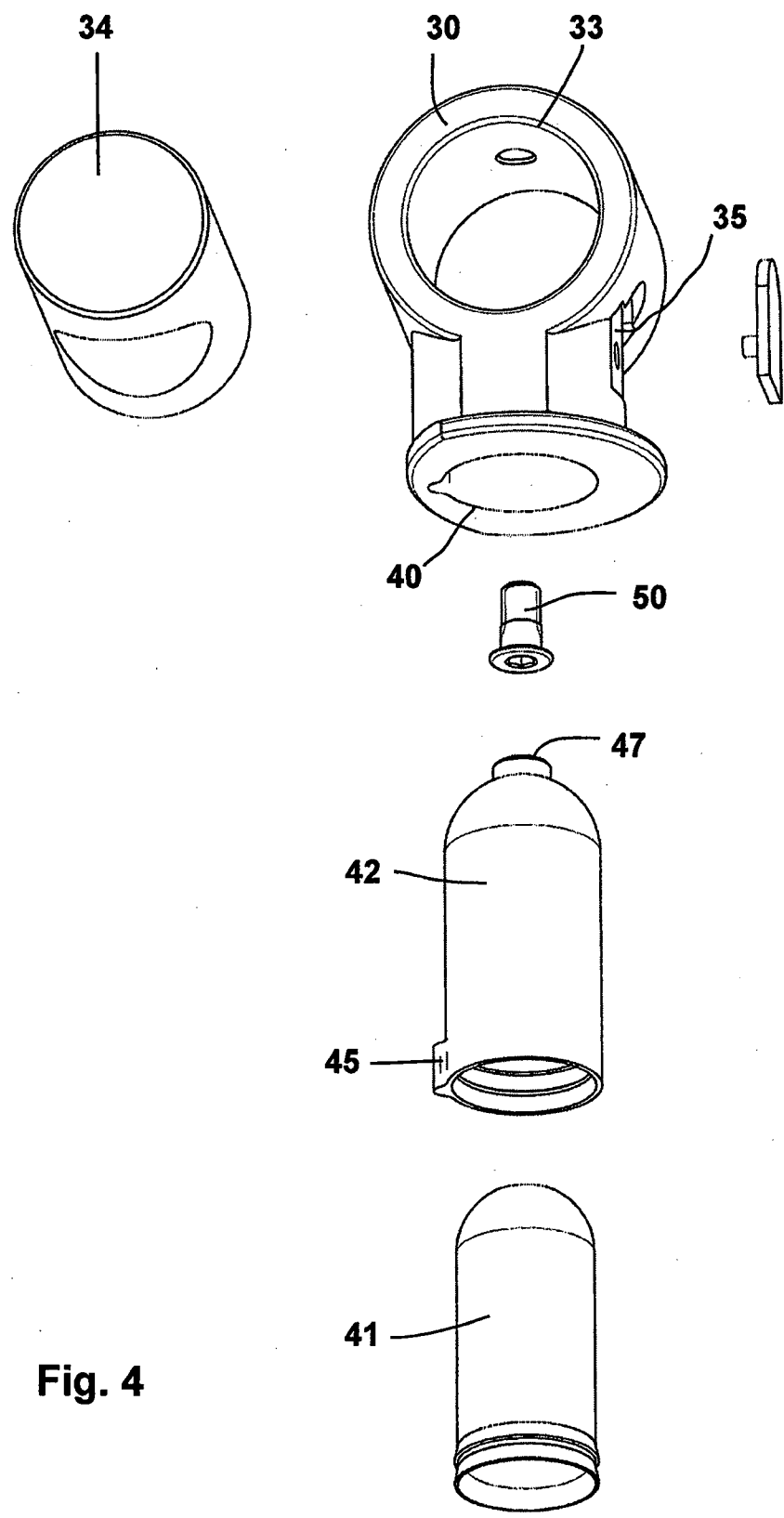


Fig. 4

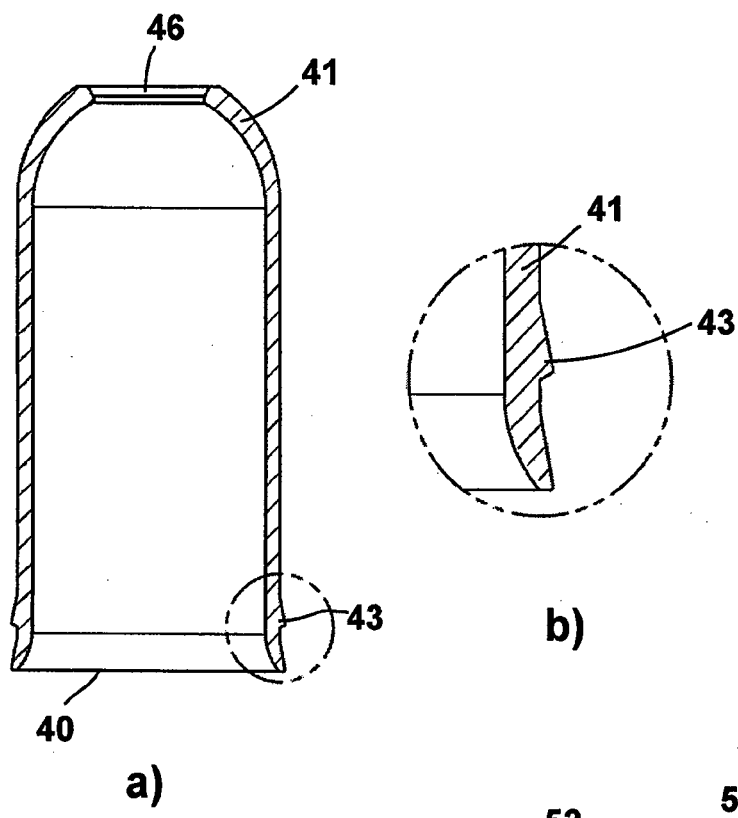


Fig. 5

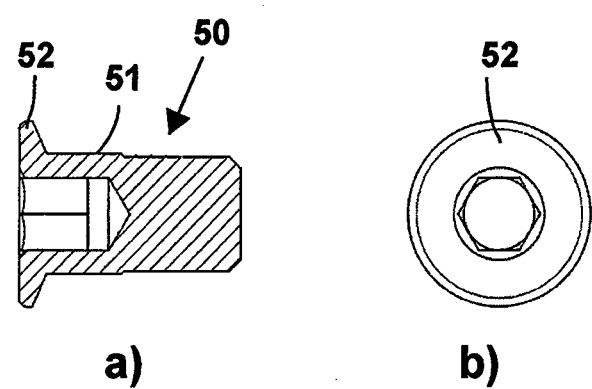


Fig. 6

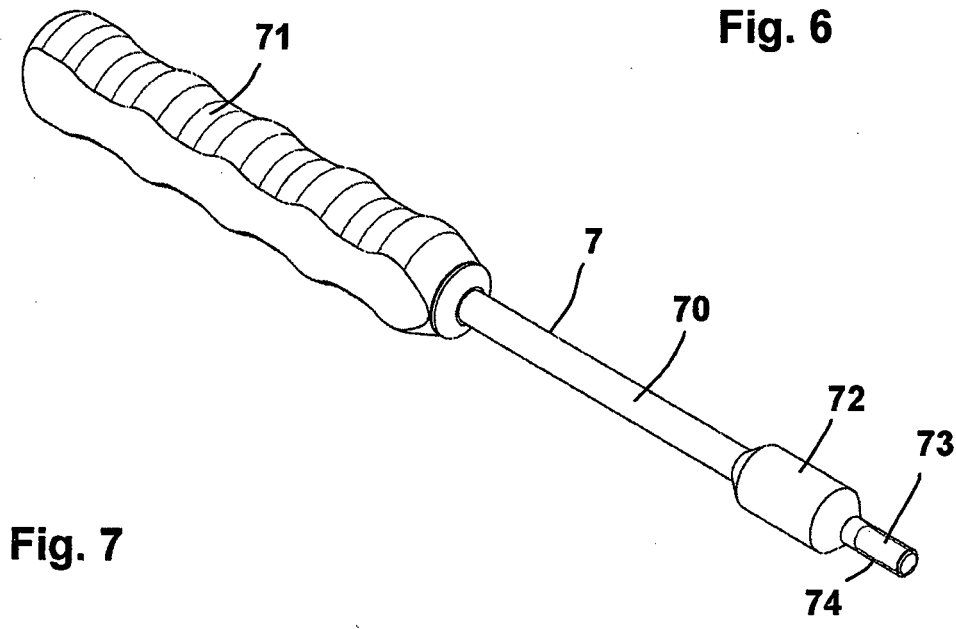


Fig. 7

50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2012/058418

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. A61F2/38		
ADD. A61F2/00 A61F2/30		
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)		
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 practicable, search terms used)		
EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 824 102 A (BUSCAYRET CHRISTIAN [FR]) 20 October 1998 (1998-10-20) column 3, line 5 - line 18	1-14
A	EP 0 174 531 A2 (GMT MEDIZINISCHE TECHNIK GMBH [DE]; LINK WALDEMAR GMBH CO [DE]) 19 March 1986 (1986-03-19) cited in the application figures 1,2	1-14
A	EP 1 532 945 A2 (DEPUY PRODUCTS INC [US]) 25 May 2005 (2005-05-25) the whole document	1-14
A	DE 31 19 841 A1 (GMT MEDIZINISCHE TECHNIK GMBH [DE]; LINK WALDEMAR GMBH CO [DE]) 16 December 1982 (1982-12-16) figures 3,4	1-14
----- -/--		
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family 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 application or patent 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		Date of mailing of the international search report
25 May 2012		05/06/2012
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Cuiper, Ralf

51

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2012/058418

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DE 20 2009 001442 U1 (AESCULAP WERKE AG [DE]) 9 April 2009 (2009-04-09) the whole document -----	1-14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2012/058418

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5824102	A	20-10-1998	NONE	
EP 0174531	A2	19-03-1986	DE 3431645 A1 EP 0174531 A2 US 4790853 A	13-03-1986 19-03-1986 13-12-1988
EP 1532945	A2	25-05-2005	AT 537780 T AU 2004231157 A1 EP 1532945 A2 JP 2005144185 A US 2005107883 A1 US 2010222891 A1	15-01-2012 02-06-2005 25-05-2005 09-06-2005 19-05-2005 02-09-2010
DE 3119841	A1	16-12-1982	DE 3119841 A1 US 4538305 A	16-12-1982 03-09-1985
DE 202009001442 U1		09-04-2009	NONE	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/058418

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61F2/38

ADD. A61F2/00A61F2/30

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61F

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 5 824 102 A (BUSCAYRET CHRISTIAN [FR]) 20. Oktober 1998 (1998-10-20) Spalte 3, Zeile 5 - Zeile 18 -----	1-14
A	EP 0 174 531 A2 (GMT MEDIZINISCHE TECHNIK GMBH [DE]; LINK WALDEMAR GMBH CO [DE]) 19. März 1986 (1986-03-19) in der Anmeldung erwähnt Abbildungen 1,2 -----	1-14
A	EP 1 532 945 A2 (DEPUY PRODUCTS INC [US]) 25. Mai 2005 (2005-05-25) das ganze Dokument -----	1-14
A	DE 31 19 841 A1 (GMT MEDIZINISCHE TECHNIK GMBH [DE]; LINK WALDEMAR GMBH CO [DE]) 16. Dezember 1982 (1982-12-16) Abbildungen 3,4 -----	1-14
----- -/--		

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

☒ Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. 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 Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

25. Mai 2012

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

05/06/2012

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Cuiper, Ralf

2

Formblatt PCT/ISA/210 (Blatt 2) (April 2005)

Seite 1 von 2

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2012/058418

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	DE 20 2009 001442 U1 (AESCULAP WERKE AG [DE]) 9. April 2009 (2009-04-09) das ganze Dokument -----	1-14

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/058418

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5824102	A	20-10-1998	KEINE	

EP 0174531	A2	19-03-1986	DE 3431645 A1	13-03-1986
			EP 0174531 A2	19-03-1986
			US 4790853 A	13-12-1988

EP 1532945	A2	25-05-2005	AT 537780 T	15-01-2012
			AU 2004231157 A1	02-06-2005
			EP 1532945 A2	25-05-2005
			JP 2005144185 A	09-06-2005
			US 2005107883 A1	19-05-2005
			US 2010222891 A1	02-09-2010

DE 3119841	A1	16-12-1982	DE 3119841 A1	16-12-1982
			US 4538305 A	03-09-1985

DE 202009001442 U1		09-04-2009	KEINE	



US005824102A

United States Patent [19]
Buscayret

[11] **Patent Number:** **5,824,102**
[45] **Date of Patent:** **Oct. 20, 1998**

[54] **TOTAL KNEE PROSTHESIS**
[76] **Inventor:** **Christian Buscayret**, 3bis Boulevard
des Arceaux, 34000 Montpellier, France
[21] **Appl. No.:** **897,533**
[22] **Filed:** **Jul. 21, 1997**

Related U.S. Application Data

[63] Continuation of Ser. No. 347,381, Jan. 12, 1995, abandoned.
[30] **Foreign Application Priority Data**
Jun. 19, 1992 [FR] France 92 07843
[51] **Int. Cl.⁶** **A61F 2/38**
[52] **U.S. Cl.** **623/20**
[58] **Field of Search** 623/18, 20

References Cited

U.S. PATENT DOCUMENTS

4,136,405 1/1979 Pastrick et al. 623/20
4,219,893 9/1980 Noiles 623/20
5,011,496 4/1991 Forte 623/20

5,330,534 7/1994 Herrington 623/20
5,370,701 12/1994 Finn 623/20

FOREIGN PATENT DOCUMENTS

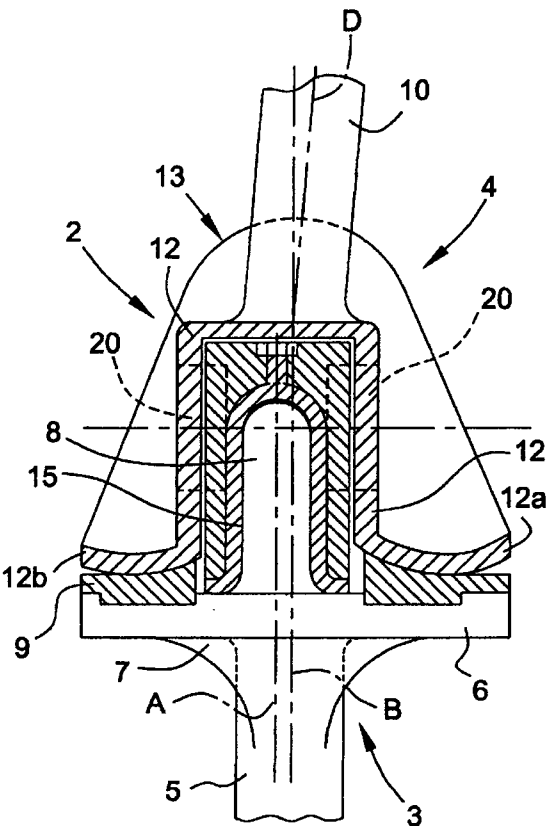
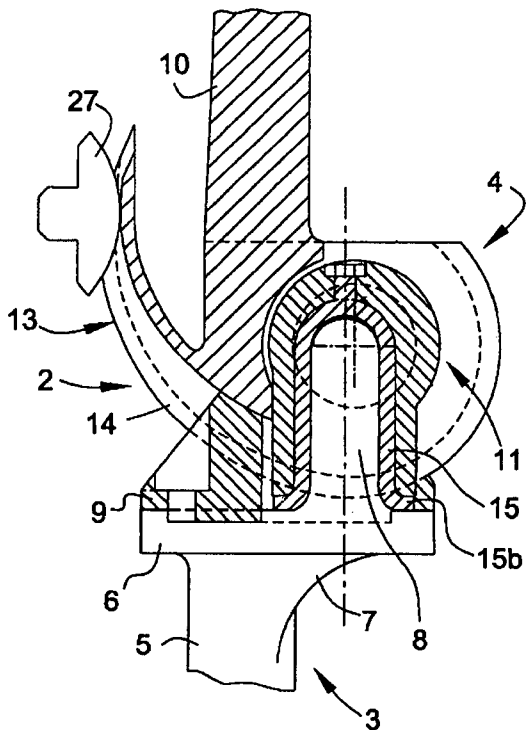
2276553 10/1994 United Kingdom 623/20

Primary Examiner—Michael J. Milano
Attorney, Agent, or Firm—Oliff & Berridge, PLC

[57] **ABSTRACT**

A knee prosthesis includes a tibial implant and a femoral implant. The tibial implant is pivotable with respect to the femoral implant about a substantially horizontal axis to permit a flexion/extension movement of the leg, and about a vertical axis which permits a limited pivoting of the tibia about the vertical axis. The vertical axis, about which the tibial implant pivots, is formed by a stud mounted so as to allow axial sliding, in a bore which serves as a rotational bearing therefor. Further, the vertical axis, about which the tibial implant pivots, is offset towards the front of the knee prosthesis with respect to the horizontal axis and is offset towards the inward side of the knee prosthesis with respect to a longitudinal axis of the tibial implant.

14 Claims, 2 Drawing Sheets



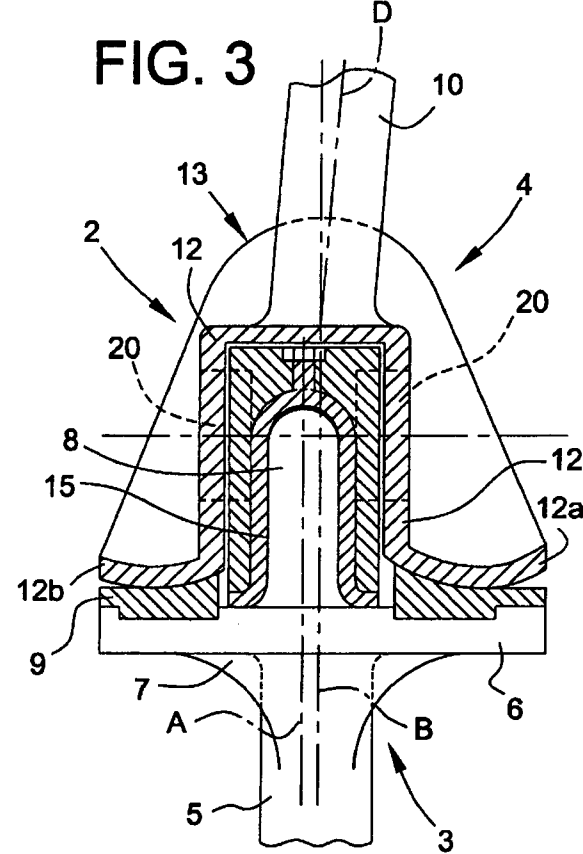
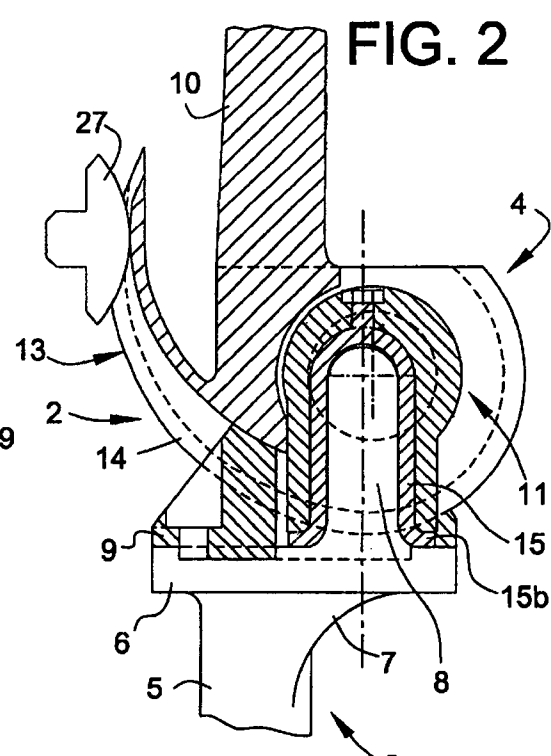
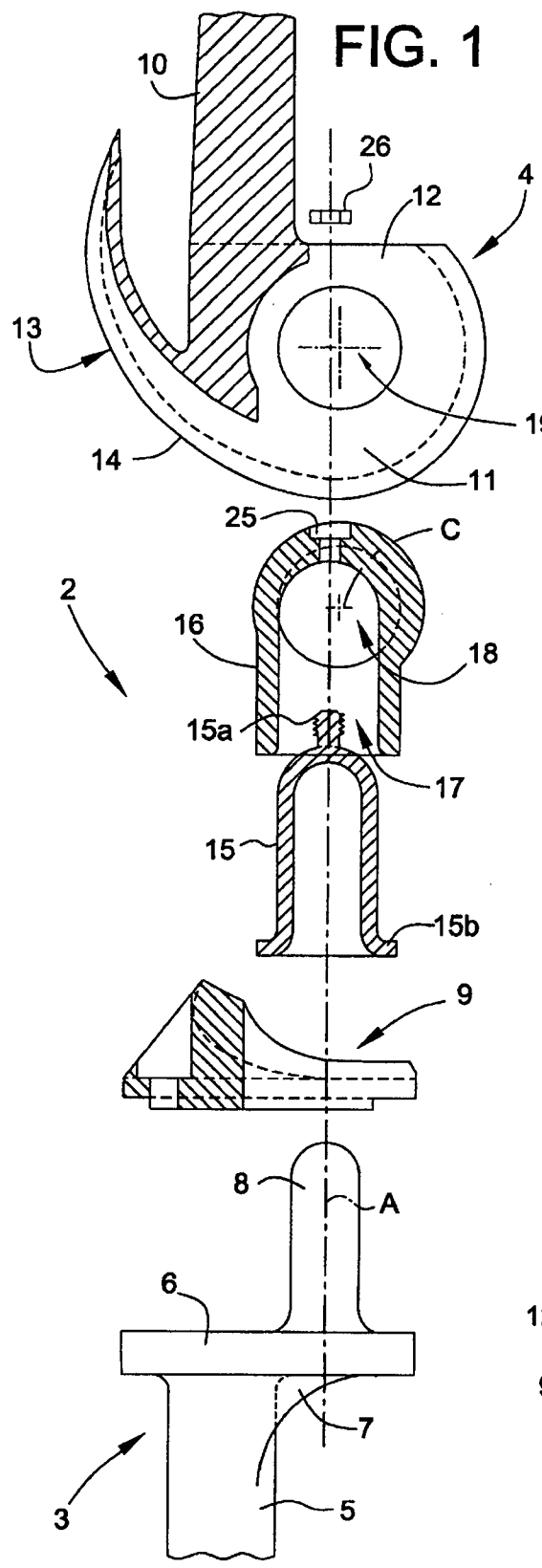


FIG. 4

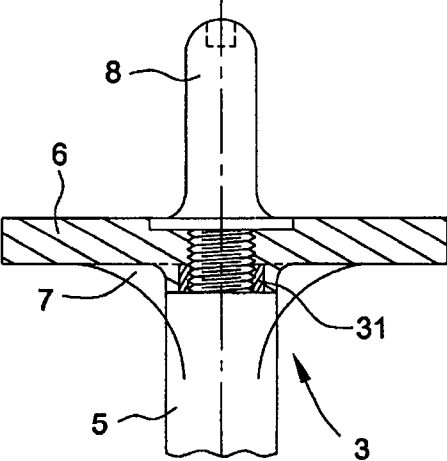


FIG. 5

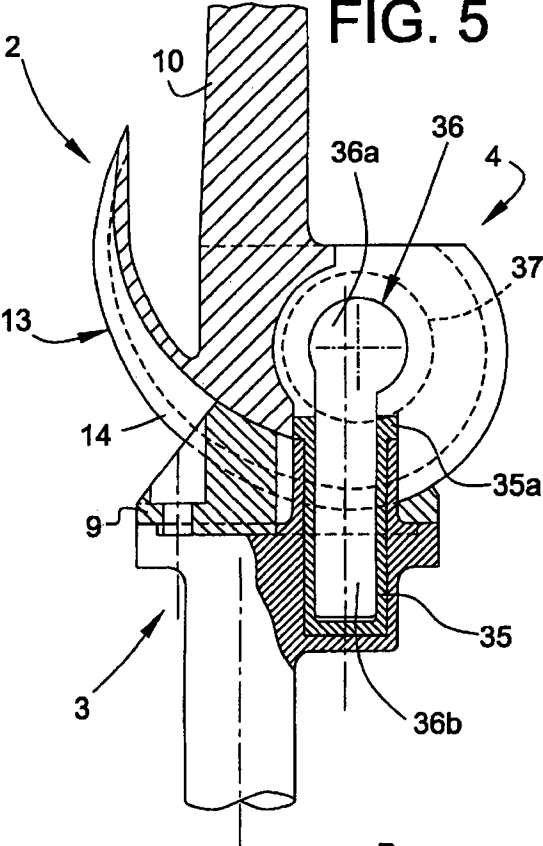


FIG. 6

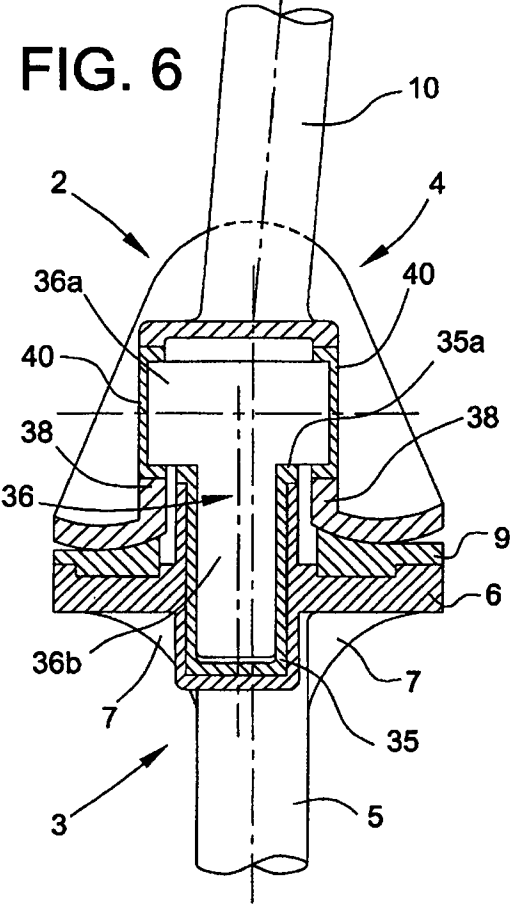
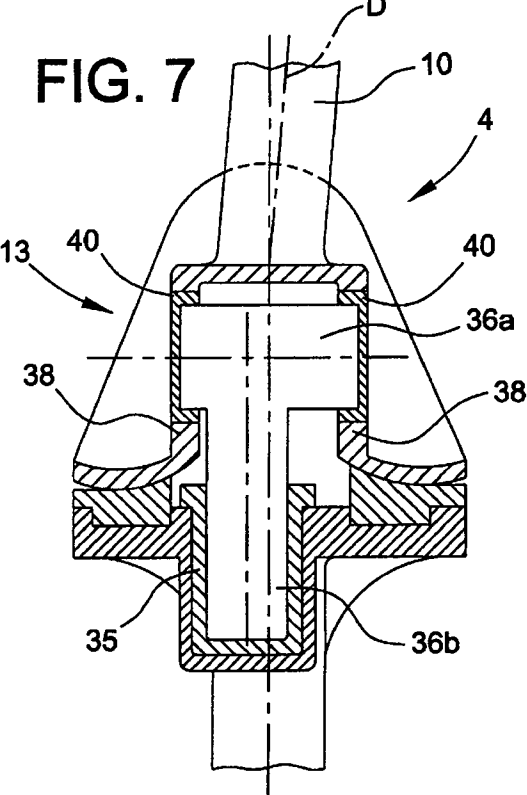


FIG. 7



5,824,102

1

TOTAL KNEE PROSTHESIS

This is a Continuation of application Ser. No. 08/347,381 filed Jan. 12, 1995 now abandoned.

The present invention relates to a total knee-joint endoprosthesis of the type comprising a tibial implant and a femoral implant, the tibial implant being able to pivot with respect to the femoral implant about, on the one hand, a substantially horizontal axis, in order to permit the flexion/extension movement of the leg, and, on the other hand, a vertical axis permitting a limited pivoting of the tibia about its axis.

If clinically necessary, the prosthesis can additionally comprise a patellar implant attached to the natural patella in place of the resected portion thereof and forming a runner sliding along a trochlear shield which the femoral implant forms.

There are a great many knee prostheses of this type, permitting the flexion/extension about a horizontal axis and the internal and external pivoting of the tibia about a vertical axis, and these are described, for example, by the patents FR no. 2 287 895, no. 2 330 375, no. 2 612 767, no. 2 405 064, no. 2 601 873, no. 2 167 381, CH no. 568 066 or U.S. Pat. No. 4,865,606.

It appears in practice that the existing knee prostheses do not optimally respect the kinematic, dynamic and tribology functions of the natural joint.

In fact, in these prostheses, the movement of the femoral condyles on the tibial plate does not correspond completely to the natural movement.

Moreover, the axial and inward pivoting which the tibia performs in the natural joint in the course of the first 50 degrees of flexion of the leg is restored only very imperfectly in its amplitude.

In addition, the stability of the prosthetic joint during its movement is not perfect.

Finally, the bearing load exerted by the weight of the body is distributed essentially on the condylar and glenoid surfaces, which leads to their becoming worn relatively quickly.

The present invention aims to remedy these shortcomings.

To this end, in the prosthesis to which it relates, of the type comprising a tibial implant and a femoral implant, the tibial implant being able to pivot with respect to the femoral implant about, on the one hand, a substantially horizontal axis, in order to permit the flexion/extension movement of the leg, and, on the other hand, a vertical axis which, permitting a limited pivoting of the tibia about its axis, is formed by a stud mounted, with the possibility of axial sliding, in the bore which serves as rotation bearing therefor, characterized in that the vertical axis, about which the tibial implant pivots, is offset inwards and forwards with respect to the horizontal axis about which this same implant pivots during the flexion/extension movement of the leg.

The two axes of pivoting are thus no longer coincident as in the existing prostheses.

The inward offset of the axis of pivoting of the tibial implant about itself, called "medialization" of the axis, makes it possible to increase the amplitude of the anteroposterior movement of the contact zone between the outer femoral condyle and the outer glenoid zone of the tibial plate and, consequently, to diminish the corresponding amplitude of the inner femorotibial contact zone, in a manner which corresponds to the natural joint.

The forward offset of the axis, called "anteriorization", makes it possible to increase the stability of the joint during

2

its movement and to guarantee an amplitude of axial pivoting of the tibial implant which is approximately 30° both in internal and external rotation, this movement approximating to that of the natural movement of the tibia during the flexion/extension of the leg.

The inward offset of the vertical axis of pivoting of the tibia with respect to the longitudinal mid-axis of the prosthesis can amount to 10 mm, while its forward offset with respect to the axis of pivoting of the tibial implant during the flexion/extension movement of the leg can amount to 8 mm.

The axis of the stem of the femoral implant is advantageously inclined from the top downwards and from the outside inwards with respect to the longitudinal axis of the body of the femoral implant.

In addition, the trochlear groove is delimited by two asymmetrical condyles, the outer one being more prominent than the inner one.

Advantageously, the stud serving as the axis of vertical pivoting of the tibial implant is free to slide with respect to the bore which serves as a bearing therefor, which fact permits a certain axial play of the femoral implant with respect to the tibial implant, approximating the movement permitted by the prosthesis closely to that of the natural joint.

The invention will at any rate be clearly understood from the description which follows, reference being made to the appended diagrammatic drawing which represents, by way of nonlimiting examples, several embodiments of the knee prosthesis to which it relates.

FIG. 1 is an exploded anteroposterior longitudinal sectional view thereof, according to a first embodiment;

FIG. 2 is a similar view thereof, assembled;

FIG. 3 is a longitudinal sectional view thereof, assembled, in a cutting plane perpendicular to the cutting plane according to FIGS. 1 and 2;

FIG. 4 is a longitudinal sectional view of an alternative embodiment of the tibial implant;

FIGS. 5 and 6 are views, which are similar to FIGS. 2 and 3 respectively, of a second embodiment of this prosthesis; and

FIG. 7 is a view, similar to FIG. 6, of an alternative embodiment of the prosthesis.

FIGS. 1 to 3 represent, at different angles, a first knee-joint prosthesis 2, comprising a tibial implant 3 and a femoral implant 4, in which the tibial implant 3 can pivot with respect to the femoral implant 4 about, on the one hand, a substantially horizontal axis, in order to permit the flexion/extension movement of the leg, and, on the other hand, a vertical axis permitting a limited pivoting of the tibia about its axis.

The tibial implant 3 comprises a stem 5 for its anchoring in the medullary cavity of the tibia, a horizontal plate 6 whose connection to the stem 5 is reinforced by two oblique ribs 7 directed rearwards, a stud 8 of vertical axis A which is offset to the inside of the prosthesis 2 with respect to the longitudinal mid-axis B of the tibial implant 3, and an insert 9 made of material promoting sliding, such as high-density polyethylene, which is mounted on the plate 6 by dovetail assembly. The dovetail system can be replaced by simple assembly by engagement and screwing.

The upper face of the lateral parts of the insert 9 delimits the glenoid surfaces of the joint, while its central part, which is bulged, is intended to slide in the trochlear groove of the femoral implant 4.

The femoral implant comprises a stem 10 for its anchoring in the medullary cavity of the femur, a central recess 11 which is in the form of a sector of a circle and is delimited

3

by two lateral walls 12, and whose opening is continued via two bulged walls 12a, 12b forming the condylar surfaces and a trochlear shield 13 in which the trochlear groove 14 is arranged.

The prosthesis 2 also comprises a sheath 15 which is made of a material promoting sliding and is intended to be engaged on the stud 8, and a central assembly piece 16 which is drilled with a longitudinal blind cavity 17 permitting its engagement on the sheath 15, with the sheath being placed in contact against the wall of the cavity. The assembly piece 16 comprises two coaxial horizontal bores 18 formed in its lateral faces. The axis of the cavity 17, coincident with the axis of the stud 8, is offset forwards with respect to the axis C of the bores 18.

The sheath 15 comprises a threaded axial nipple 15a intended to be engaged through a counterbored hole 25 formed in the piece 16 and to receive a nut 26, for its connection to the piece 16.

As is shown in FIG. 2, the bores 18 are intended to coincide with two bores 19 drilled in the lateral walls 12 and to receive two coaxial journals 20 constituting the horizontal axis of pivoting of the tibial implant 3. The journals 20 can be joined to the femoral implant 4 by screwing or interlocking.

According to another characteristic of the invention, the axis D of the stem 10 of the femoral implant is inclined from the top downwards and from the outside inwards, forming an angle of the order of 40° with the longitudinal axis of the body of the femoral implant. In addition, the outer condylar surface 12a is more prominent than the inner condylar surface 12b, that is to say the one 12a extends further down than the one 12b.

The stud 8 is free to slide with respect to the sheath 15 and the central assembly piece 16, which fact permits a certain axial play of the femoral implant 4 with respect to the tibial implant 3, approximating the movement permitted by the prosthesis 2 closely to that of the natural joint.

In addition, the free end of the stud 8 does not come to bear against the bottom of the sheath 15 when the condylar and glenoid surfaces are in contact, but the sheath 15 comprises a flange 15b at the end opposite the free end of the stud 8, on which flange the central assembly piece 16 comes to bear when the compressive load of the femoral implant 4 is exerted on the tibial implant 3. Thus, this load is distributed not only on the condylar and glenoid surfaces, but also on the sheath 15, the piece 16 and the journals 20. The wearing of these surfaces is consequently reduced.

The prosthesis 2 can additionally comprise a patellar implant 27 attached to the patella in place of the resected portion thereof and forming a runner sliding along the trochlear shield 13.

The ribs 7 are intended to withstand directly the mechanical loads of femorotibial compression which are applied to the tibial plate 6. This arrangement makes it possible advantageously to reduce the thickness of the tibial plate 6 and, consequently, to minimize the thickness of the tibial bone resection to be performed. It additionally makes it possible to free the zone of implantation of the stud 8.

The inward offset of the stud 8, about whose axis the tibial implant 3 is intended to pivot, makes it possible to increase the amplitude of the anteroposterior movement of the contact zone between the outer femoral condyle and the outer glenoid zone and, consequently, to diminish the corresponding amplitude of the inner femorotibial contact zone, in a manner which corresponds to the natural joint.

The forward offset of the axis of the stud 8 with respect to the axis of the journals 20 makes it possible to increase the

4

stability of the joint during its movement and to guarantee an amplitude of axial pivoting of the tibial implant 3 which is approximately 30° both in internal and external rotation, this movement approximating to that of the natural movement of the tibia during the flexion/extension of the leg.

The inclination of the axis of the femoral stem 10 and the asymmetry of the condyles ensure, during the flexion of the knee-joint, an inward rotation of the tibia which is of an amplitude approximating to that which exists in the natural movement.

FIG. 4 shows an alternative embodiment of the prosthesis 2, in which the stud 8 is not in one piece with the tibial implant 3 but is attached thereto by screwing onto the plate 6, with a locking nut 31.

FIGS. 5, 6 and 7 represent a second embodiment of the prosthesis 2. Those elements described hereinabove and which appear once again in this prosthesis are designated, in these figures, by the same reference labels. The tibial implant 3 comprises a blind hole intended to receive a sheath 35 made of material promoting sliding, and the femoral implant 4 receives, in its intercondylar cavity, the central assembly piece 36 which has substantially the shape of a T, the ends of whose horizontal branch 36a are engaged in two coaxial horizontal bores 37 formed in the walls 38 of the femoral implant delimiting the intercondylar cavity, and whose vertical branch 36b, which constitutes the pivot of the tibial implant 3, is engaged without radial play in the blind hole of the tibial implant 3. The branch 36a bears on the flange 35a of the sheath 35 in the alternative embodiment represented in FIG. 6. Two plugs 40, threaded externally and bored on one of their faces, are screwed into the bores 37 and constitute bearings for the pivoting of the piece 36.

The prosthesis 2 according to this embodiment has a less voluminous intercondylar part and, as a result, makes it possible to minimize the bone resection of the intercondylar mass. In addition, the pivot constituted by the branch 36b of the piece 36 is more elongate, which makes it possible to reduce the wearing stress of the sheath 35 engaged thereon.

FIG. 7 represents an alternative embodiment of the prosthesis 2 in which the branch 36b of the piece 36 is distinctly offset from the transverse mid-axis of the branch 36a. Thus, the piece 36 provides for the entire medialization of the axis of rotation of the tibial implant 3, which leads to the centring of the intercondylar block and thus the symmetry of the condyles. In addition, the branch 36b of the piece 36 does not come to bear on the flange 35a of the sheath 35 but instead against the bottom of the sheath 35.

It goes without saying that the invention is not limited to the embodiments described hereinabove as examples, but instead encompasses all alternative embodiments thereof. Thus, the tibial element could comprise means for adjusting the position of the stud, for example of the oblong slot type, with the stud being locked in position by a screw/nut. In addition, intermediate pieces made of material promoting sliding could be provided between the abovementioned journals and the wall of the femoral element serving as a bearing for them, or between the lateral walls of the intercondylar block and the central assembly piece.

It is claimed:

1. A knee prosthesis having a top, a bottom, a front, a rear and inward and outward sides when implanted in a leg of a body, the knee prosthesis comprising:

a tibial implant; and

a femoral implant, the tibial implant being able to pivot with respect to the femoral implant about a substantially horizontal axis to permit a flexion/extension movement of the leg, and about a vertical axis to permit

5

a limited pivoting of the tibia about the vertical axis, wherein the vertical axis, about which the tibial implant pivots, is formed by a stud slidingly mounted within a bore provided-in at least one of the femoral and tibial implants which serves as a rotational bearing therefor and which is configured to extend above a tibial plateau of the tibial implant and inside the horizontal articulation, and wherein the vertical axis, about which the tibial implant pivots, is a central longitudinal axis of the stud and is offset towards the front of the knee prosthesis with respect to the horizontal axis and is offset towards the inward side of the knee prosthesis with respect to a central longitudinal axis of the tibial implant.

2. The knee prosthesis according to claim 1 wherein an longitudinal axis of a stem of the femoral implant is inclined from the top of the knee prosthesis downwards and from the outward side of the knee prosthesis inward with respect to a central longitudinal axis of the body of the femoral implant.

3. The knee prosthesis according to claim 1 wherein a trochlear groove of the femoral implant is delimited by two asymmetrical condyles, an outer one of the two asymmetrical condyles being more prominent than an inner one.

4. The knee prosthesis according to claim 1 wherein the forward offset of the vertical axis, about which the tibial implant pivots, is greater than zero and no greater than 8 mm, while the inward offset of the vertical axis, about which the tibial implant pivots, is greater than zero and no greater than 10 mm.

5. The knee prosthesis according to claim 2 wherein an angle which the longitudinal axis of the stem of the femoral implant forms with the central longitudinal axis of the body of the femoral implant is approximately 4 degrees.

6. The knee prosthesis according to claim 1 further comprising a central piece for assembling the tibial and femoral implants and effecting the forward and inward offsets, the central piece including means for guiding the tibial implant with respect to the femoral element about the two non-coincident axes.

7. The knee prosthesis according to claim 6 wherein the tibial implant includes the stud, on which a sheath made of material promoting sliding can be fitted, and which the femoral implant receives, in an intercondylar cavity, and wherein the central piece includes a longitudinal blind cavity that permits engagement of the central piece on the sheath and which constitutes the bore serving as the rotational bearing for the stud, the central piece including two coaxial horizontal bores formed in lateral faces thereof and intended, when the central piece is engaged in the intercondylar cavity, to come into coincidence with two coaxial bores formed in laterals walls of the femoral implant delimiting the cavity and to receive two coaxial journals forming a pivot.

6

8. The knee prosthesis according to claim 7 wherein the sheath comprises a threaded axial nipple intended to be engaged through a counterbored hole formed in the central piece and to receive a nut for connection to the central piece.

9. The knee prosthesis according to claim 6 wherein the tibial implant comprises a blind hole constituting the bore serving as the rotational bearing for the stud, into which a sheath made of material promoting sliding can be fitted, and wherein the femoral implant receives, in an intercondylar cavity, the central piece which has substantially the shape of a T with ends of the horizontal branch being engaged in two coaxial horizontal bores formed in lateral walls of the femoral implant delimiting the intercondylar cavity, and whose vertical branch, which constitutes the stud is engaged in the blind hole of the tibial implant.

10. The knee prosthesis according to claim 6 wherein a vertical axis at a mid-point of a transverse branch of the central piece is offset with respect to a vertical axis of a vertical branch of the central piece.

11. The knee prosthesis according to claim 7 wherein the sheath comprises at an end a flange on which the central piece comes to bear.

12. The knee prosthesis according to claim 1 further comprising a patellar implant attachable to a patella of the leg in place of a resected portion thereof and forming a runner sliding along a trochlear shield formed by the femoral implant.

13. The knee prosthesis according to claim 1 wherein the tibial implant comprises a stem for anchoring, and a horizontal plate whose connection to the stem is reinforced by two oblique ribs directed to the rear of the knee prosthesis.

14. A knee prosthesis having a top, a bottom, a front, a rear and inward and outward sides when implanted in a leg of a body, the knee prosthesis comprising:
a tibial implant; and
a femoral implant, the tibial implant being able to pivot with respect to the femoral implant about a substantially horizontal axis to permit a flexion/extension movement of the leg, and about a vertical axis to permit a limited pivoting of the tibia about the vertical axis, wherein the vertical axis, about which the tibial implant pivots, is formed by a stud slidingly mounted within a bore provided in at least one of the femoral and tibial implants which serves as a rotational bearing therefor, and wherein the vertical axis, about which the tibial implant pivots, is a central longitudinal axis of the stud and is offset towards the front of the knee prosthesis with respect to the horizontal axis and is parallel to and offset towards the inward side of the knee prosthesis with respect to a central longitudinal axis of the tibial implant.

* * * * *

VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT
AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS

PCT

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

(Artikel 18 sowie Regeln 43 und 44 PCT)

Aktenzeichen des Anmelders oder Anwalts DERA036PWO	WEITERES VORGEHEN siehe Formblatt PCT/ISA/220 sowie, soweit zutreffend, nachstehender Punkt 5	
Internationales Aktenzeichen PCT/EP2012/058418	Internationales Anmeldedatum (Tag/Monat/Jahr) 08/05/2012	(Frühestes) Prioritätsdatum (Tag/Monat/Jahr) 16/06/2011
Anmelder DERU GMBH		

Dieser internationale Recherchenbericht wurde von der Internationalen Recherchenbehörde erstellt und wird dem Anmelder gemäß Artikel 18 übermittelt. Eine Kopie wird dem Internationalen Büro übermittelt.

Dieser internationale Recherchenbericht umfaßt insgesamt 4 Blätter.

☒ Darüber hinaus liegt ihm jeweils eine Kopie der in diesem Bericht genannten Unterlagen zum Stand der Technik bei.

1. Grundlage des Berichts

a. Hinsichtlich der Sprache beruht die internationale Recherche auf

- ☒ der internationalen Anmeldung in der Sprache, in der sie eingereicht wurde
- ☐ einer Übersetzung der internationalen Anmeldung in die folgende Sprache _____, bei der es sich um die Sprache der Übersetzung handelt, die für die Zwecke der internationalen Recherche eingereicht worden ist (Regeln 12.3 a) und 23.1 b)).

b. ☐ Dieser internationale Recherchenbericht wurde erstellt unter Berücksichtigung der Berichtigung eines offensichtlichen Fehlers, die nach Regel 91 von dieser Behörde genehmigt wurde bzw. dieser Behörde mitgeteilt wurde (Regel 43.6bis. (a)).

c. ☐ Hinsichtlich der in der internationalen Anmeldung offenbarten Nucleotid- und/oder Aminosäuresequenz siehe Feld Nr. I.

2. ☐ Bestimmte Ansprüche haben sich als nicht recherchierbar erwiesen (siehe Feld Nr. II).

3. ☐ Mangelnde Einheitlichkeit der Erfindung (siehe Feld Nr. III).

4. Hinsichtlich der Bezeichnung der Erfindung

- ☒ wird der vom Anmelder eingereichte Wortlaut genehmigt.
- ☐ wurde der Wortlaut von der Behörde wie folgt festgesetzt:

5. Hinsichtlich der Zusammenfassung

- ☒ wird der vom Anmelder eingereichte Wortlaut genehmigt.
- ☐ wurde der Wortlaut nach Regel 38.2 in der in Feld Nr. IV angegebenen Fassung von der Behörde festgesetzt. Der Anmelder kann dieser Behörde innerhalb eines Monats nach dem Datum der Absendung dieses internationalen Recherchenberichts eine Stellungnahme vorlegen.

6. Hinsichtlich der Zeichnungen

- a. ist folgende Abbildung der Zeichnungen mit der Zusammenfassung zu veröffentlichen: Abb. Nr. 2
- ☐ wie vom Anmelder vorgeschlagen
- ☐ wie von der Behörde ausgewählt, weil der Anmelder selbst keine Abbildung vorgeschlagen hat.
- ☒ wie von der Behörde ausgewählt, weil diese Abbildung die Erfindung besser kennzeichnet.
- b. ☐ wird keine der Abbildungen mit der Zusammenfassung veröffentlicht.

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/058418

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES		
INV. A61F2/38		
ADD. A61F2/00 A61F2/30		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)		
A61F		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)		
EPO-Internal		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 5 824 102 A (BUSCAYRET CHRISTIAN [FR]) 20. Oktober 1998 (1998-10-20) Spalte 3, Zeile 5 - Zeile 18	1-14
A	EP 0 174 531 A2 (GMT MEDIZINISCHE TECHNIK GMBH [DE]; LINK WALDEMAR GMBH CO [DE]) 19. März 1986 (1986-03-19) in der Anmeldung erwähnt Abbildungen 1,2	1-14
A	EP 1 532 945 A2 (DEPUY PRODUCTS INC [US]) 25. Mai 2005 (2005-05-25) das ganze Dokument	1-14
A	DE 31 19 841 A1 (GMT MEDIZINISCHE TECHNIK GMBH [DE]; LINK WALDEMAR GMBH CO [DE]) 16. Dezember 1982 (1982-12-16) Abbildungen 3,4	1-14
----- -/-		
☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen ☒ Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :		
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist		
"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. 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 Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist		
"Z" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
25. Mai 2012		05/06/2012
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Cuiper, Ralf

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

internationales Aktenzeichen
PCT/EP2012/058418

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	DE 20 2009 001442 U1 (AESCULAP WERKE AG [DE]) 9. April 2009 (2009-04-09) das ganze Dokument -----	1-14

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/058418

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5824102	A	20-10-1998	KEINE
EP 0174531	A2	19-03-1986	DE 3431645 A1 13-03-1986 EP 0174531 A2 19-03-1986 US 4790853 A 13-12-1988
EP 1532945	A2	25-05-2005	AT 537780 T 15-01-2012 AU 2004231157 A1 02-06-2005 EP 1532945 A2 25-05-2005 JP 2005144185 A 09-06-2005 US 2005107883 A1 19-05-2005 US 2010222891 A1 02-09-2010
DE 3119841	A1	16-12-1982	DE 3119841 A1 16-12-1982 US 4538305 A 03-09-1985
DE 202009001442 U1		09-04-2009	KEINE

VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS

Absender: INTERNATIONALE RECHERCHENBEHÖRDE

Ant:

siehe Formular PCT/ISA/220

PCT

SCHRIFTLICHER BESCHIED DER INTERNATIONALEN RECHERCHENBEHÖRDE (Regel 43bis.1 PCT)

Absendedatum (Tag/Monat/Jahr) siehe Formular PCT/ISA/210 (Blatt 2)

Aktenzeichen des Anmelders oder Anwalts siehe Formular PCT/ISA/220		WEITERES VORGEHEN siehe Punkt 2 unten
Internationales Aktenzeichen PCT/EP2012/058418	Internationales Anmeldedatum (Tag/Monat/Jahr) 08.05.2012	Prioritätsdatum (Tag/Monat/Jahr) 16.06.2011
Internationale Patentklassifikation (IPC) oder nationale Klassifikation und IPC INV. A61F2/38 ADD. A61F2/00 A61F2/30		
Anmelder DERU GMBH		

1. Dieser Bescheid enthält Angaben zu folgenden Punkten:

- ☒ Feld Nr. I Grundlage des Bescheids
- ☐ Feld Nr. II Priorität
- ☐ Feld Nr. III Keine Erstellung eines Gutachtens über Neuheit, erfinderische Tätigkeit und gewerbliche Anwendbarkeit
- ☐ Feld Nr. IV Mangelnde Einheitlichkeit der Erfindung
- ☒ Feld Nr. V Begründete Feststellung nach Regel 43bis.1 a) i) hinsichtlich der Neuheit, der erfinderischen Tätigkeit und der gewerblichen Anwendbarkeit; Unterlagen und Erklärungen zur Stützung dieser Feststellung
- ☐ Feld Nr. VI Bestimmte angeführte Unterlagen
- ☒ Feld Nr. VII Bestimmte Mängel der internationalen Anmeldung
- ☒ Feld Nr. VIII Bestimmte Bemerkungen zur internationalen Anmeldung

2. WEITERES VORGEHEN

Wird ein Antrag auf internationale vorläufige Prüfung gestellt, so gilt dieser Bescheid als schriftlicher Bescheid der mit der internationalen vorläufigen Prüfung beauftragten Behörde ("IPEA"); dies trifft nicht zu, wenn der Anmelder eine andere Behörde als diese als IPEA wählt und die gewählte IPEA dem Internationale Büro nach Regel 66.1bis b) mitgeteilt hat, dass schriftliche Bescheide dieser Internationalen Recherchenbehörde nicht anerkannt werden.

Wenn dieser Bescheid wie oben vorgesehen als schriftlicher Bescheid der IPEA gilt, so ist der Anmelder aufgefordert, bei der IPEA vor Ablauf von 3 Monaten ab dem Tag, an dem das Formblatt PCT/ISA/220 abgesandt wurde oder vor Ablauf von 22 Monaten ab dem Prioritätsdatum, je nachdem, welche Frist später abläuft, eine schriftliche Stellungnahme und, wo dies angebracht ist, Änderungen einzureichen.

Weitere Optionen siehe Formblatt PCT/ISA/220.

3. Nähere Einzelheiten siehe die Anmerkungen zu Formblatt PCT/ISA/220.

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde  Europäisches Patentamt D-80298 München Tel. +49 89 2399 - 0 Fax: +49 89 2399 - 4465	Datum der Fertigstellung dieses Bescheids siehe Formular PCT/ISA/210	Bevollmächtigter Bediensteter Cuiper, Ralf Tel. +49 89 2399-0 
--	---	--

**SCHRIFTLICHER BESCHEID DER
INTERNATIONALEN RECHERCHENBEHÖRDE**Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2012/058418

Feld Nr. I Grundlage des Bescheids

1. Hinsichtlich der **Sprache** beruht der Bescheid auf
 - ☒ der internationalen Anmeldung in der Sprache, in der sie eingereicht wurde
 - ☐ einer Übersetzung der internationalen Anmeldung in die folgende Sprache, bei der es sich um die Sprache der Übersetzung handelt, die für die Zwecke der internationalen Recherche eingereicht worden ist (Regeln 12.3 a) und 23.1 b)).
2. ☐ Dieser Bescheid wurde erstellt unter Berücksichtigung der **Berichtigung eines offensichtlichen Fehlers**, die nach Regel 91 von dieser Behörde genehmigt wurde bzw. dieser Behörde mitgeteilt wurde (Regel 43bis.1 a)).
3. Hinsichtlich der **Nucleotid- und/oder Aminosäuresequenz**, die in der internationalen Anmeldung offenbart wurde, ist der Bescheid auf der Grundlage eines Sequenzprotokolls erstellt worden, das
 - a. (Form)
 - ☐ in Papierform
 - ☐ in elektronischer Form
 - b. (Zeitpunkt)
 - ☐ in der eingereichten internationalen Anmeldung
 - ☐ zusammen mit der internationalen Anmeldung in elektronischer Form
 - ☐ bei der Behörde nachträglich für die Zwecke der Recherche
4. ☐ Wurden mehr als eine Version oder Kopie eines Sequenzprotokolls eingereicht, so sind zusätzlich die erforderlichen Erklärungen, dass die Information in den nachgereichten oder zusätzlichen Kopien mit der Information in der Anmeldung in der eingereichten Fassung übereinstimmt bzw. nicht über sie hinausgeht, vorgelegt worden.
5. Zusätzliche Bemerkungen:

**SCHRIFTLICHER BESCHEID DER
INTERNATIONALEN RECHERCHENBEHÖRDE**

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2012/058418

**Feld Nr. V Begründete Feststellung nach Regel 43bis.1 a) I) hinsichtlich der Neuheit, der
erfinderischen Tätigkeit und der gewerblichen Anwendbarkeit; Unterlagen und Erklärungen zur
Stützung dieser Feststellung**

1. Feststellung

Neuheit	Ja: Ansprüche <u>1-14</u> Nein: Ansprüche
Erfinderische Tätigkeit	Ja: Ansprüche Nein: Ansprüche <u>1-14</u>
Gewerbliche Anwendbarkeit	Ja: Ansprüche: <u>1-14</u> Nein: Ansprüche:

2. Unterlagen und Erklärungen:

siehe Beiblatt

Feld Nr. VII Bestimmte Mängel der internationalen Anmeldung

Es wurde festgestellt, dass die internationale Anmeldung nach Form oder Inhalt folgende Mängel aufweist:

siehe Beiblatt

Feld Nr. VIII Bestimmte Bemerkungen zur internationalen Anmeldung

Zur Klarheit der Patentansprüche, der Beschreibung und der Zeichnungen oder zu der Frage, ob die Ansprüche in vollem Umfang durch die Beschreibung gestützt werden, ist folgendes zu bemerken:

siehe Beiblatt

Zu Punkt V

Begründete Feststellung hinsichtlich der Neuheit, der erfinderischen Tätigkeit und der gewerblichen Anwendbarkeit; Unterlagen und Erklärungen zur Stützung dieser Feststellung

- 1 Es wird auf das folgende Dokument verwiesen:
 - D1 US 5 824 102 A (BUSCAYRET CHRISTIAN [FR]) 20. Oktober 1998 (1998-10-20)
- 2 Die vorliegende Anmeldung erfüllt nicht die Erfordernisse des Artikels 33(3) PCT, weil der Gegenstand des Anspruchs 1 nicht auf einer erfinderischen Tätigkeit beruht.
 - 2.1 D1 kann als nächstliegender Stand der Technik gegenüber dem Gegenstand des Anspruchs 1 angesehen werden. Es offenbart eine Gelenkprothese mit einer distalen Komponente (3) zur Verankerung an einem ersten Knochen, einer proximalen Komponente (2) zur Verankerung mit einem zweiten Knochen, einem Kopplungsstück (2), das der ersten Komponente (3) ein Flexionslager um eine erste Achse (19) und mit der zweiten Komponente (2) ein aus Zapfen (8) und Lagerbuchse (15) gebildetes Rotationslager um eine quer zur ersten Achse (19) orientierte zweite Achse bildet, wobei das Rotationslager einen Lagereinsatz (15) umfasst mit einer den Zapfen (8) umfassenden Hülse, die über ein Sicherungselement (15a) an dem Koppelstück (2) befestigt ist, wobei das Sicherungselement (15a) ein Betätigungsorgan (26) aufweist und über eine Bohrung (25) im Koppelstück (3) zugfest mit dem Koppelstück (3) verbindbar ist.
 - 2.2 Der Gegenstand des Anspruchs 1 unterscheidet sich somit von der bekannten Gelenkprothese dadurch, dass
 - die Hülse mehrlagig ist, mit einer Gleithülse (41) und eine diese umkammernde Stützhülse (42) eine zweite, mit der ersten Bohrung fluchtende Bohrung in der in Stützhülse vorhanden ist
 - und das Betätigungsorgan innerhalb der Stützhülse ist.
 - 2.3 Die in Anspruch 1 der vorliegenden Anmeldung vorgeschlagene Lösung kann aus folgenden Gründen nicht als erfinderisch angesehen werden (Artikel 33(3) PCT): Eine mehrlagige Hülse liegt im Bereich der konstruktiven Änderungen des Fachmanns, ebenso die Wahl der Lage des Betätigungsorgans innerhalb oder ausserhalb der Hülsenkonstruktion.

**SCHRIFTLICHER BESCHEID
DER INTERNATIONALEN
RECHERCHEBEHÖRDE (BEIBLATT)**

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/058418

Ausgehend von der aus D1 bekannten Gelenkprothese ist es also ohne erfinderischen Schritt möglich, diese beiden zunächst unabhängigen Konstruktionsschritte zu beschreiten.

Kommt nun eine weitere Hülsenschicht hinzu, muss diese zwangsläufig mit einer Bohrung versehen werden, um das Sicherungselement bestimmungsgemäss befestigen zu können.

Es ist also keine erfinderische Leistung erforderlich, um von der aus D1 bekannten Prothese zum beanspruchten Gegenstand zu gelangen.

- 3 Die abhängigen Ansprüche 2-14 enthalten keine Merkmale, die in Kombination mit den Merkmalen eines Anspruchs, auf den sie rückbezogen sind, die Erfordernisse des PCT in Bezug auf erfinderische Tätigkeit erfüllen, siehe D1 in Verbindung mit dem allgemeinen Fachwissen.

Zu den Punkten VII, VIII

Bestimmte Mängel in der internationalen Anmeldung

- 1 Anspruch 1 ist unklar (Art. 6 PCT), weil sowohl von einer Schutzhülse (42) als auch von einer Stützhülse (42) die Rede ist. Bezugszeichen sind nicht einschränkend, allerdings kann nicht erkannt werden, wo diese beiden unterschiedlichen Hülsen 42 angeordnet sind - in der Zeichnung ist nur eine solche zu sehen. Es wird daher angenommen, dass die beiden unterschiedlichen Begriffe irrtümlich für das selbe Merkmal benutzt worden sind.
- 2 Entgegen den Erfordernissen der Regel 5.1 a) ii) PCT werden in der Beschreibung weder der in D1 offenbarte einschlägige Stand der Technik noch das Dokument selbst angegeben.

Mögliche Schritte nach Erhalt des internationalen Recherchenberichts (ISR) und des schriftlichen Bescheids der Internationalen Recherchenbehörde (WO-ISA)

Allgemeine Hinweise	Zu allen am oder nach dem 1.1.2004 eingereichten internationalen Anmeldungen erstellt die zuständige internationale Recherchenbehörde (ISA) zusammen mit dem internationalen Recherchenbericht (ISR) einen schriftlichen Bescheid (WO-ISA). Anders als der frühere schriftliche Bescheid der mit der internationalen vorläufigen Prüfung beauftragten Behörde (IPEA) (Regel 66.2 PCT) muß der WO-ISA vom Anmelder nicht beantwortet werden, sondern wird lediglich im weiteren Verfahrensverlauf berücksichtigt. In diesem Dokument werden die möglichen Schritte erläutert.
Änderung der Ansprüche gemäß Artikel 19 PCT	Innerhalb von 2 Monaten nach dem Datum der Absendung des ISR und des WO-ISA kann der Anmelder gemäß Artikel 19 PCT unmittelbar beim Internationalen Büro der WIPO geänderte Ansprüche einreichen. An diesem Verfahren hat sich durch die PCT-Reform im Jahr 2004 nichts geändert. Nähere Informationen sind Regel 46 PCT sowie dem Formblatt PCT/ISA/220 und den Anmerkungen zu diesem Formblatt zu entnehmen.
Antrag auf internationale vorläufige Prüfung	Grundsätzlich gilt der WO-ISA als schriftlicher Bescheid der IPEA. Daher dürfte es in vielen Fällen nicht notwendig sein, einen Antrag auf internationale vorläufige Prüfung zu stellen. Wünscht der Anmelder dies dennoch, so ist der Antrag vor Ablauf einer Frist von 3 Monaten ab dem Tag an dem ISR/ WO-ISA übermittelt werden, oder von 22 Monaten ab dem Prioritätsdatum zu stellen, je nachdem, welche Frist später abläuft (Regel 54bis PCT). Änderungen nach Artikel 34 PCT können wie bisher bei der IPEA eingereicht werden, normalerweise bei Antragstellung (Regel 66.1 b) PCT). Wurde eine internationale vorläufige Prüfung beantragt und wurden keine Stellungnahmen/Änderungen eingereicht, so wandelt die IPEA den WO-ISA in einen IPRP (internationaler vorläufiger Bericht zur Patentfähigkeit) um, der im Wesentlichen den Inhalt des WO-ISA widerspiegelt. Die Zurücknahme des Antrags auf internationale vorläufige Prüfung ist immer noch möglich (Artikel 37 PCT).
Einreichung einer informellen Stellungnahme	Nach Erhalt des ISR/WO-ISA kann der Anmelder unmittelbar beim Internationalen Büro der WIPO informell zum WO-ISA Stellung nehmen. Diese Stellungnahme wird den Bestimmungsbüros zusammen mit dem IPRP (internationaler vorläufiger Bericht zur Patentfähigkeit) nach Ablauf von 30 Monaten ab dem Prioritätsdatum übermittelt. Siehe auch nächster Abschnitt.
Ende der internationalen Phase	Am Ende der internationalen Phase wandelt das Internationale Büro der WIPO den WO-ISA (oder, wenn ein Prüfungsantrag gestellt wurde, den schriftlichen Bescheid der IPEA) in einen IPRP um, der dann ggf. mit der informellen Stellungnahme den Bestimmungsbüros übermittelt wird. Der IPRP ersetzt den früheren IPEA (internationaler vorläufiger Prüfungsbericht).
Einschlägige PCT-Regeln & weitere Informationsquellen	Regel 43 PCT, Regel 43bis PCT, Regel 44 PCT, Regel 44bis PCT, PCT Newsletter 12/2003, ABl. 11/2003, ABl. 12/2003

12

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

21 Anmeldenummer: 85110540.3

61 Int. Cl.⁴: A 61 F 2/38

22 Anmeldetag: 22.08.85

30 Priorität: 29.08.84 DE 3431645

43 Veröffentlichungstag der Anmeldung:
19.03.86 Patentblatt 86/12

64 Benannte Vertragsstaaten:
CH FR GB LI NL SE

71 Anmelder: GMT Gesellschaft für medizinische Technik
GmbH
Holstenstrasse 2
D-2000 Hamburg 50(DE)

71 Anmelder: Waldemar Link GmbH & Co
Berkhausenweg 10
D-2000 Hamburg 63(DE)

72 Erfinder: Engelbrecht, Eckart, Dr.
Endo-Klinik Hamburg Holstenstrasse 2
D-2000 Hamburg 50(DE)

72 Erfinder: Nieder, Elmar, Dr.
Endo-Klinik Hamburg Holstenstrasse 2
D-2000 Hamburg 50(DE)

72 Erfinder: Ketter, Arnold
An der Naherfurth 5
D-2061 Kayhude(DE)

74 Vertreter: Heidt, Gert, Dr. Dipl.-Ing.
Neuer Wall 59 III
D-2000 Hamburg 36(DE)

64 Endoprothese eines Gelenks.

67 Eine Endoprothese eines Gelenkes besteht aus zwei miteinander unverbundenen Komponenten, die in Richtung des zwischen ihnen bestehenden Kraftflusses gegeneinander verschieblich gelagert sind. Zwischen den Komponenten ist mindestens ein ein Maß der Verschieblichkeit der Komponenten gegeneinander begrenzender Anschlag ausgebildet. Sie ist als Kniegelenkprothese mit einer femoralen und tibialen Komponente ausgebildet. Zwischen den Komponenten ist mindestens je ein Beugebewegungen um deren Querachsen und Rotationsbewegungen um deren Längsachsen jeweils gegeneinander zulassendes Lager angeordnet.

0174531

BEZEICHNUNG GEÄNDERT

Siehe Titelseite

- 1 -

1 Endoprothese

Die Erfindung betrifft eine Endoprothese eines Gelenkes bestehend aus zwei miteinander unverbundenen Komponenten, die in Richtung des zwischen ihnen bestehenden Kraftflusses gegeneinander verschieblich gelagert sind.

10 Diese Prothese hat sich insbesondere in Form einer Kniegelenkprothese zum Ersatz eines zerstörten Gelenkes gut bewährt. Die implantierten Kniegelenke ermöglichen ihren Trägern Bewegungsmöglichkeiten, die denen natürlicher Kniegelenke weitgehend angenähert sind. Hierfür hat sich als besonders günstig die Verschieblichkeit der Komponenten gegeneinander herausgestellt. 15 Die Verschiebungen der Komponenten in voneinander abgewandte Richtungen werden begrenzt durch den die Endoprothese umgebenden Weichteilapparat, sofern dieser weitgehend seine Funktions erfüllen kann.

20 Im Zuge der weiteren technischen Entwicklung sind Überlegungen angestellt worden, auf welche Weise die Endoprothese des Kniegelenkes verbessert werden kann, um auch in solchen Fällen Anwendung finden zu können, 25 in denen der das Kniegelenk umgebende Weichteilapparat so weitgehend zerstört ist, daß er zur Begrenzung der Verschieblichkeit der Komponenten gegeneinander nicht mehr tauglich ist.

30 Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, die Endoprothese der einleitend genannten Art so zu verbessern, daß sie auch bei weitgehend zerstörtem Weichteilapparat

0174531

- 2 -

1 teilapparat einsetzbar und voll funktionsfähig ist.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst,
daß zwischen den Komponenten mindestens ein ein Maß
5 der Verschieblichkeit der Komponenten gegeneinander
begrenzender Anschlag ausgebildet ist.

Diese Ausbildung hat den Vorteil, daß der Anschlag die-
jenigen Kräfte aufnimmt und in die jeweils andere Kom-
10 ponente einleitet, die von dem Weichteilapparat nicht
mehr aufgenommen werden können. Gleichwohl ermöglicht
die mit dem Anschlag versehene Endoprothese im wesent-
lichen natürliche Bewegungsabläufe unter weitgehender
Schonung der zwischen den Komponenten und Knochen be-
15 stehenden Verbindungen.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung
ist die Prothese als Kniegelenkprothese mit einer fe-
moralen und einer tibialen Komponente ausgebildet.
20 Wegen der in einem Kniegelenk ablaufenden Bewegungs-
abläufe sollte gerade bei diesem Gelenk die Verschieb-
lichkeit der Komponenten gegeneinander durch einen An-
schlag begrenzt werden, um eine lang andauernde Funktions-
fähigkeit der Prothese zu gewährleisten unter weitgehen-
25 der Schonung der Knochen und des Weichteilapparates.

Weitere Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus
der nachfolgenden ausführlichen Beschreibung und den
beigefügten Zeichnungen, in denen eine bevorzugte Aus-
30 führungsform der Erfindung beispielsweise veranschau-
licht ist.

0174531

- 3 -

1 In den Zeichnungen zeigen:

- 5 Fig. 1 Eine Seitenansicht einer Endoprothese
in teilweise geschnittener Darstellung
- Fig. 2 eine Vorderansicht einer Endoprothese
in teilweise geschnittener Darstellung
- 10 Fig. 3 eine Draufansicht unter einer Lagerplatte
- Fig. 4 eine Rückansicht einer Lagerplatte
- 15 Fig. 5 einen Längsschnitt durch eine Lagerplatte
entlang der Linie V-V in Fig. 4
- Fig. 6 eine Vorderansicht eines als Scharnier-
bolzen ausgebildeten Führungsstückes
- 20 Fig. 7 einen Schnitt entlang der Linie VII-VII
in Fig. 6
- Fig. 8 eine Rückansicht eines mit einer Lager-
platte zusammengesetzten Führungsstückes
- 25 Fig. 9 einen Schnitt entlang der Linie IX-IX
in Fig. 8.

30

Die Endoprothese eines Gelenkes wird am Beispiel einer Kniegelenkendoprothese erläutert. Die Endoprothese

0174531

- 4 -

1 eines Kniegelenkes besteht im wesentlichen aus zwei
Komponenten 1, 2, von denen eine als femorale Komponente
1 und die andere als tibiale Komponente 2 ausgebildet
ist. Bei der femoralen Komponenten 1 schließt sich
5 an einen Stiel 3 der in einen Oberschenkelknochen
eines Patienten eingesetzt wird, eine femorale Lager-
hälfte 4 an. Diese Lagerhälfte 4 stützt sich auf einer
tibialen Lagerhälfte 5 ab, die über einen Stiel 6
an einem Unterschenkelknochen des Patienten befestigt
10 wird. Zwischen den Komponenten 1, 2 ist ein Beugebewe-
gungen um deren Querachsen gegeneinander zulassendes
erstes Lager 7 und ein Rotationsbewegungen um die
Längsachsen der Komponenten 1, 2 gegeneinander zulas-
sendes zweites Lager 8 angeordnet. Das erste Lager
15 7 besteht aus einem Schwenklager. Es ist als ein an
der einen Komponente 1 befestigtes Scharnier ausgebil-
det, das ein als Scharnierbolzen 9 ausgebildetes Füh-
rungsstück 10 aufweist, das rotationsbeweglich und
schiebebeweglich auf der anderen Komponente 2 gelagert
20 ist. Zwischen den Komponenten 1, 2 ist ein Anschlag
11 vorgesehen. Dieser ist als ein das Führungsstück
10 radial zumindest teilweise umgebender Kragen 12
ausgebildet, der eine an der anderen Komponente 2
vorgesehene Anschlagleiste 13 hintergreift. Der Kragen
25 12 ist an der femoralen Komponente 1 und die Anschlag-
leiste 13 an der tibialen Komponente 2 vorgesehen.
Das das erste Lager 7 ausbildende Scharnier ist in
der femoralen Komponente 1 befestigt. In das Führungs-
stück 10 ragt ein dessen Rotationsbewegungen und
30 Schiebebewegungen zulassender Zapfen 14 hinein, der
fest mit der tibialen Komponente 2 verbunden ist.
Der Kragen 12 ist an einem der tibialen Komponente
2 zugekehrten Ende 15 des Führungsstückes 10 angeord-

0174531

- 5 -

- 1 net. Der Kragen 12 überragt das Führungsstück 10 mindestens teilweise in Richtungen, die dem Zapfen 14 abgewandt sind. Er weist die Form eines Ringflansches auf, der an seiner der tibialen Komponente 2 abgewand-
- 5 ten Seite 16 eine Abstützfläche 17 aufweist, auf der sich die Anschlagleiste 13 bei Erreichen einer vorge-
- 10 wählten Endstellung abstützt, in der die Komponenten 1, 2 am weitesten auseinander geschoben sind. Der Kragen 12 ist in einem hinteren Bereich des Führungs-
- 15 stückes 10 abgeflacht, in dem sich die beiden Komponenten 1, 2 bei Ausführung der Beugebewegungen am weitesten annähern. Die Anschlagleiste 13 ist an der tibialen Lagerhälfte 5 vorgesehen, die die tibiale Komponente 2 in Richtung auf die femorale Komponente
- 20 1 begrenzt. Die tibiale Lagerhälfte 5 besteht aus einer im wesentlichen hufeisenförmigen Lagerplatte 18, die den Zapfen 14 teilweise umgibt. Sie erstreckt sich im wesentlichen quer zur Längsrichtung der tibialen Komponente 2. Auf ihrer der femoralen Komponente
- 25 1 zugekehrten Oberseite 19 ist sie mit einer Gleitfläche 20 versehen, auf der sich die femorale Lagerhälfte 4, 5 abstützt. Die Lagerplatte 18 ist mit einer im wesentlichen U-förmigen Ausnehmung 21 versehen, die sie im wesentlichen in Längsrichtung der tibialen
- 30 Komponente 2 durchdringt. Die Ausnehmung 21 weist einen vorderen abgerundeten Bereich 22 auf, der einem vorderen Bereich des Kragens 12 zugewandt ist, der die Anschlagleiste 13 hintergreift. Die Ausnehmung 21 ist in ihrem abgerundeten Bereich 22 einem ihm zugewandten Teil 24 des Kragens 12 angepaßt. Die An-
- schlagleiste 13 ragt in den abgerundeten Bereich 22 der Ausnehmung 21 hinein und begrenzt den abgerundeten Bereich 22 in Richtung auf die femorale Komponente

0174531

- 6 -

1 1. Die Anschlagleiste 13 ist gebogen und verläuft
dem abgerundeten Bereich 22 im wesentlichen konzen-
trisch. Sie hält einen Abstand zu einer Oberseite
25 einer die Lagerplatte 18 tragenden Auflagers 26
5 der tibialen Komponente 2 ein. Zwischen der Anschlag-
leiste 13 und der Oberseite 25 ist ein Freiraum 27
vorgesehen, der die Höhe des Abstandes zwischen der
Anschlagleiste 13 und der Oberseite 25 aufweist. Der
Kragen 12 ist verschieblich und drehbeweglich in dem
10 Freiraum 27 gelagert und weist gegenüber der Ausneh-
mung 21 ein Spiel auf. Die Lagerplatte 18 ist an dem
Auflager 26 befestigt. Dieses ist an seiner Oberseite
25 von einem Wulstrand 28 umgeben, an den die Lager-
platte 18 mit ihrer dem Auflager 26 zugekehrten Unter-
15 seite 29 angepaßt ist. Die Lagerplatte 18 ist der
Oberseite 25 formschlüssig angepaßt. Sie ist in ihrem
vorderen Bereich 30 mit einer Schraube 31 an dem Auf-
lager 26 befestigt, die mindestens teilweise in die
Lagerplatte 18 versenkt ist. Die Lagerplatte 18 ist
20 in ihren dem vorderen Bereich 30 abgewandten hinteren
Bereichen 32 mit je einem Sackloch 33, 34 versehen,
die einander parallel und in einer von der Lagerplatte
18 aufgespannten Ebene verlaufen. In die Sacklöcher
33, 34 ragen Sicherheitsstifte hinein, die den Wulst-
25 rand 28 in Richtung auf die Sacklöcher 33, 34 überragen.

Die Endoprothese eines Kniegelenkes kann wie folgt
eingesetzt werden:

30

Die femorale Komponente ist bereits in der Weise vor-
montiert, daß das Führungsstück 10 das die Beugebewe-
gungen zulassende erste Lager 7 ausbildet. Nachdem

- 7 -

1 die beiden Komponenten 1, 2 jeweils mit den ihnen zugekehrten Oberschenkel- beziehungsweise Unterschenkelknochen verbunden sind, wird der Zapfen 14 in das Führungsstück 10 eingeschoben, so daß der Zapfen 14 mit dem Führungsstück 10 das Rotationsbewegungen und Schiebewegungen der Komponenten 1, 2 gegeneinander zulassende zweite Lager 8 ausbildet. Zwischen die Komponenten 1, 2 wird die Lagerplatte 18 in der Weise eingeschoben, daß die Sacklöcher 33, 34 die an dem Wulstrand 28 vorgesehenen Sicherungstifte aufnehmen und der Kragen 12 in den Freiraum 27 hineinragt. Danach wird die Lagerplatte 18 auf das Auflager 26 abgesenkt, so daß sie mit dem Auflager 26 und dem Wulstrand 28 eine formschlüssige Verbindung aufweist. Die Lagerplatte 18 wird mit Hilfe der Schraube 31 an dem Auflager 26 festgeschraubt.

Nunmehr ist die Endoprothese eines Kniegelenkes fertig montiert. Ein mit dieser Prothese versehenes Bein kann weitgehend wie ein mit einem natürlichen Knie versehenes Bein bewegt werden. Dies wird dadurch ermöglicht, daß die Komponenten 1, 2 gegeneinander verschwenkt, verdreht und verschoben werden können. Auch wenn der die Kniegelenkendoprothese umgebende Weichteilapparat nicht mehr in der Lage ist, ein Auseinanderverschieben der Komponenten 1, 2 zu begrenzen oder zu verhindern, kann die Endoprothese eingesetzt werden, da der zwischen dem Kragen 12 und der Anschlagleiste 13 ausgebildete Anschlag 11 ein Auseinanderverschieben der Komponenten 1, 2 über ein vorgewähltes Maß hinaus verhindert.

0174531

7

- 8 -

1 Patentansprüche:

1. Endoprothese eines Gelenkes bestehend aus zwei
miteinander unverbundenen Komponenten, die in Richtung
5 des zwischen ihnen bestehenden Kraftflusses gegenein-
ander verschieblich gelagert sind, dadurch gekenn-
zeichnet, daß zwischen den Komponenten (1, 2) minde-
stens ein ein Maß der Verschieblichkeit der Komponen-
ten (1, 2) gegeneinander begrenzender Anschlag (11)
10 ausgebildet ist.

2. Endoprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeich-
net, daß sie als Kniegelenkendoprothese mit einer
femoralen und tibialen Komponente (1, 2) ausgebildet
15 ist.

0174531

- 9 -

- 1 3. Endoprothese nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekenn-
zeichnet, daß zwischen den Komponenten (1, 2) minde-
stens je ein Beugebewegungen um deren Querachsen und
Rotationsbewegungen um deren Längsachsen jeweils ge-
5 geneinander zulassendes Lager (7, 8) angeordnet ist.
4. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekenn-
zeichnet, daß ein die Beugebewegungen zulassendes
Schwenklager als ein an der einen Komponente (1)
10 befestigtes Scharnier ausgebildet ist, das ein als
Scharnierbolzen (9) ausgebildetes Führungsstück (10)
aufweist, das rotationsbeweglich und schiebebeweglich
auf der anderen Komponente (2) gelagert ist.
- 15 5. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 4, dadurch gekenn-
zeichnet, daß der Anschlag (11) als ein das Führungs-
stück (10) radial zumindest teilweise umgebender Kra-
gen (12) ausgebildet ist, der eine an der anderen
Komponente (2) vorgesehene Anschlagleiste (13) hinter-
20 greift.
6. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 5, dadurch gekenn-
zeichnet, daß der Kragen (12) an der femoralen Kompo-
nente (1) und die Anschlagleiste (13) an der tibialen
25 Komponente (2) vorgesehen ist.
7. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 6, dadurch gekenn-
zeichnet, daß das Scharnier in der femoralen Komponen-
te (1) befestigt ist und in das Führungsstück (10)
30 ein dessen Rotationsbewegungen und Schiebebewegungen
zulassender Zapfen (14) hineinragt, der fest mit der
tibialen Komponente (2) verbunden ist und der Kragen

0174531

- 10 -

1 (12) an einem der tibialen Komponente (2) zugekehrten
Ende (15) des Führungsstückes (10) angeordnet ist.

8. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 7, dadurch gekenn-
5 zeichnet, daß der Kragen (12) das Führungsstück (10)
in Richtungen mindestens teilweise überragt, die dem
Zapfen (14) abgewandt sind.

9. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 8, dadurch gekenn-
10 zeichnet, daß der Kragen (12) das Führungsstück (10)
in Form eines Ringflansches überragt, der an seine
der tibialen Komponente (2) abgewandten Seite einer
Abstützfläche (17) aufweist, auf der sich die An-
schlagleiste (13) bei Erreichen einer vorgewählten
15 Endstellung abstützt, in der die Komponenten (1, 2)
am weitesten auseinandergeschoben sind.

10. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 9, dadurch ge-
kennzeichnet, daß der Kragen (12) in einem hinteren
20 Bereich (16) des Führungsstückes (10) abgeflacht ist,
in dem sich die beiden Komponenten (1, 2) bei Ausfüh-
rung der Beugebewegungen am weitesten annähern.

11. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 10, dadurch ge-
25 kennzeichnet, daß die Anschlagleiste (13) an einer
tibialen Lagerhälfte (5) vorgesehen ist, der die ti-
biale Komponente (2) in Richtung auf die femorale
Komponente (1) begrenzt.

30 12. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 11, dadurch ge-
kennzeichnet, daß die tibiale Lagerhälfte (5) aus
einer im wesentlichen hufeisenförmigen Lagerplatte

- 1 (18) besteht, die den Zapfen (14) teilweise umgibt,
die sich im wesentlichen quer zur Längsrichtung der
tibialen Komponente (2) erstreckt und die an ihrer
der femoralen Komponente (1) zugekehrten Oberseite
5 (19) mit Gleitflächen (20) versehen ist, auf der sich
eine femorale Lagerhälfte (4) abstützt.

13. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 12, dadurch ge-
kennzeichnet, daß die Lagerplatte (18) eine im wesent-
10 lichen U-förmige Ausnehmung (21) aufweist, die sie
im wesentlichen in Längsrichtung der tibialen Kompo-
nente (2) durchdringt und die einen vorderen abgerun-
deten Bereich (22) aufweist, der einem vorderen Be-
reich (23) des Kragens (12) zugewandt ist, der die
15 Anschlagleiste (13) hintergreift.

14. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 13, dadurch ge-
kennzeichnet, daß die Ausnehmung (21) in ihrem abge-
rundeten Bereich (22) einem ihm zugewandten Teil (24)
20 des Kragens (12) angepaßt ist.

15. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 14, dadurch ge-
kennzeichnet, daß die Anschlagleiste (13) in den abge-
rundeten Bereich (22) der Ausnehmung (21) in Richtung
25 auf den Zapfen (14) hineinragt.

16. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 15, dadurch ge-
kennzeichnet, daß die Anschlagleiste (13) den abgerun-
deten Bereich (22) in Richtung auf die femorale Kompo-
30 nente (1) begrenzt.

17. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 16, dadurch ge-

0174531

- 12 -

- 1 kennzeichnet, daß die Anschlagleiste (13) gebogen ist und dem abgerundeten Bereich (22) im wesentlichen konzentrisch verläuft.
- 5 18. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Anschlagleiste (13) einen Abstand zu einer Oberseite (19) einer Lagerplatte (18) tragenden Auflagers (26) der tibialen Komponente (2) einhält.
- 10 19. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen der Anschlagleiste (13) und der Oberseite (25) ein Freiraum (27) vorgesehen ist, der die Höhe des Abstandes zwischen der Anschlag-
- 15 leiste (13) und der Oberseite (25) aufweist und der Kragen (12) verschieblich und drehbeweglich in dem Freiraum (27) gelagert ist.
- 20 20. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß der Kragen (12) gegenüber der Ausnehmung (21) ein Spiel aufweist.
- 25 21. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß die Lagerplatte (18) an dem Auflager (26) befestigt ist.
- 30 22. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 21, dadurch gekennzeichnet, daß das Auflager (26) an seiner Oberseite (25) von einem Wulstrand (28) umgeben ist, an den die Lagerplatte (18) mit ihrer dem Auflager (26) zugewandten Unterseite (29) angepaßt ist.

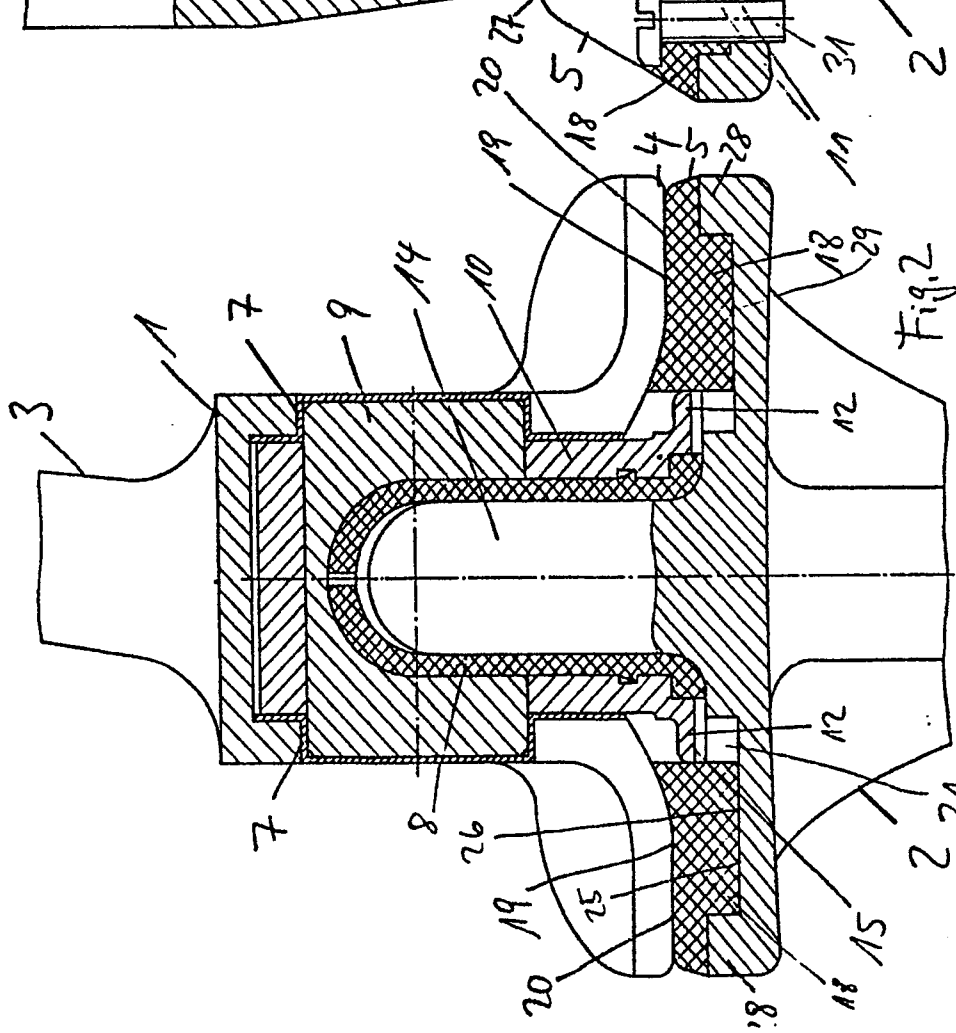
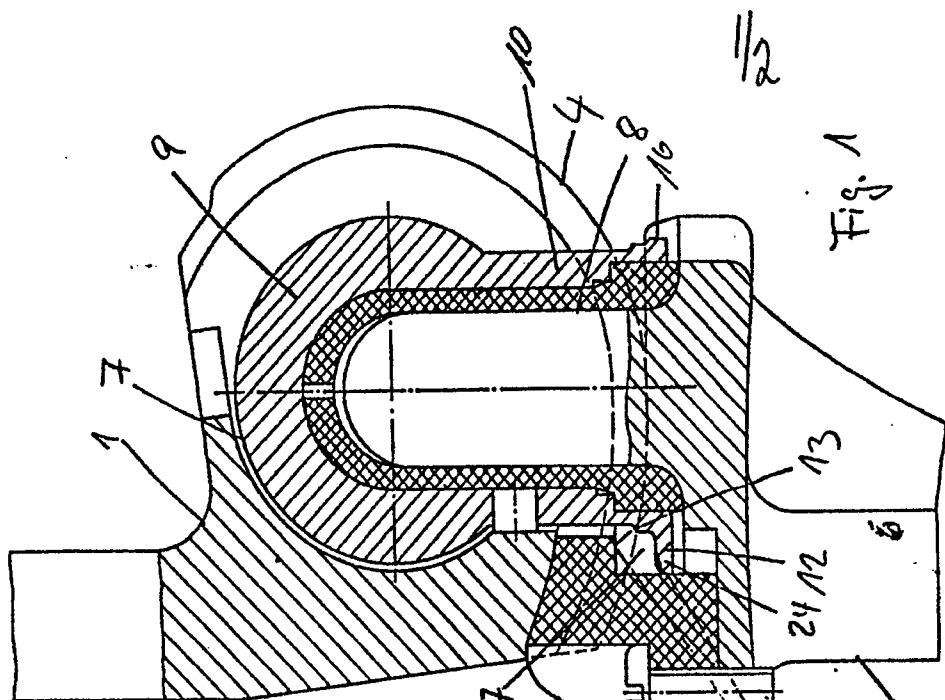
0174531

- 13 -

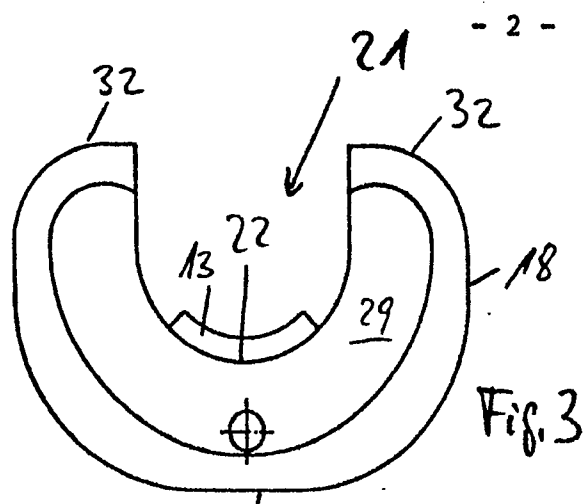
- 1 23. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß die Lagerplatte (18) der Oberseite (25) formschlüssig angepaßt ist.
- 5 24. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß die Lagerplatte (18) in ihrem vorderen Bereich (30) mit einer Schraube (31) an dem Auflager (26) befestigt ist, die mindestens teilweise in der Lagerplatte (18) versenkt ist.
- 10 25. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß die Lagerplatte (18) in ihren dem vorderen Bereich (30) abgewandten Bereichen (32) mindestens je ein Sackloch (33, 34) aufweist, die einander parallel und in einer von der Lagerplatte (18) aufgespannten Ebene verlaufen und in die Sicherungstifte hineinragen, die den Wulstrand (28) in Richtung auf die Sacklöcher (33, 34) überragen.
- 15

0174531

- 1 -



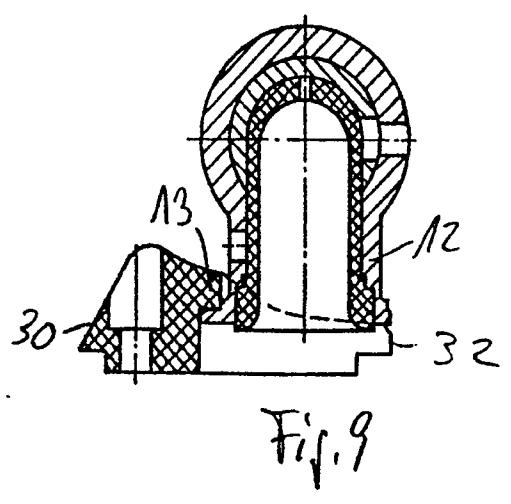
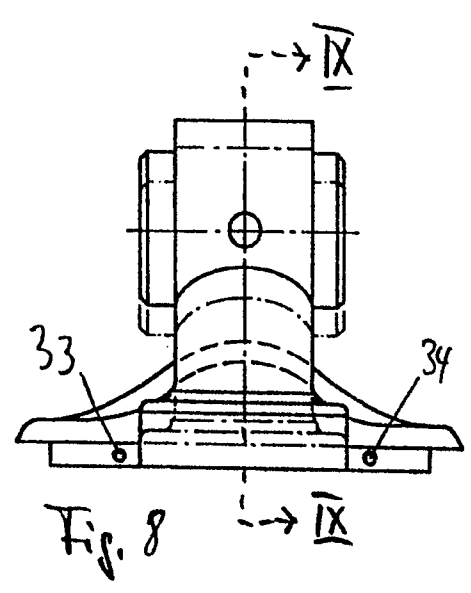
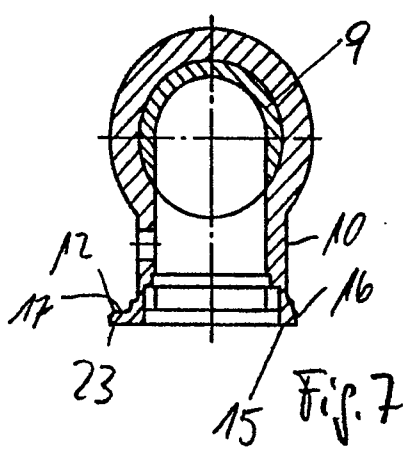
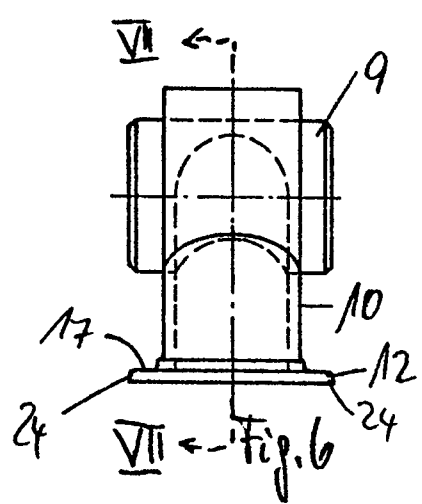
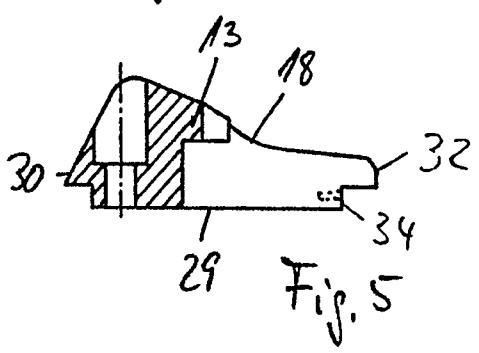
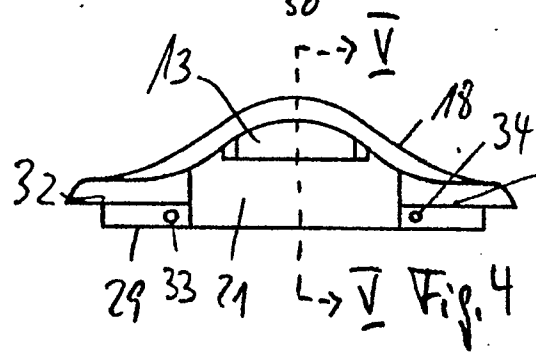
g



0174531..

2/2

10





(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 20 2009 001 442 U1** 2009.05.14

(12)

Gebrauchsmusterschrift

(21) Aktenzeichen: **20 2009 001 442.8**

(22) Anmeldetag: **30.01.2009**

(47) Eintragungstag: **09.04.2009**

(43) Bekanntmachung im Patentblatt: **14.05.2009**

(51) Int Cl.⁸: **A61F 2/38** (2006.01)

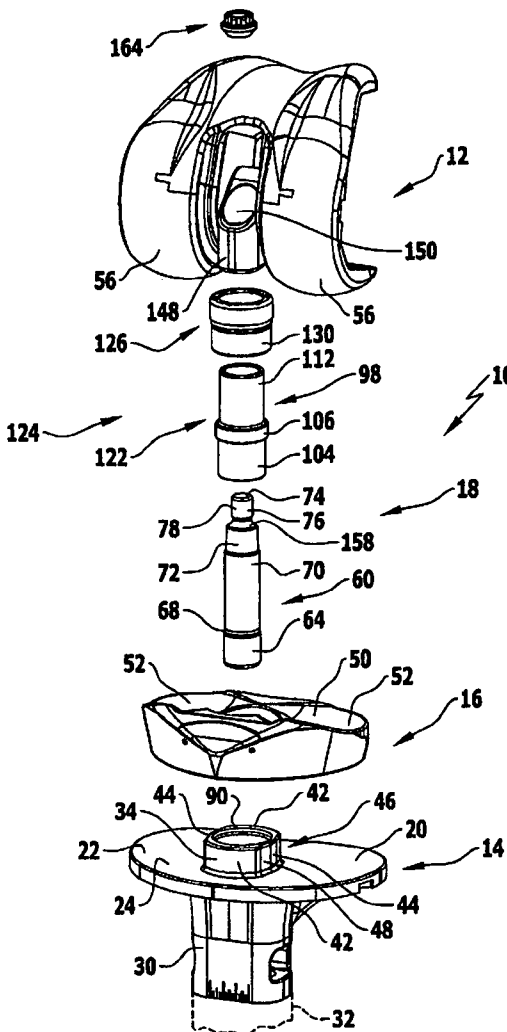
(73) Name und Wohnsitz des Inhabers:
Aesculap AG, 78532 Tuttlingen, DE

(74) Name und Wohnsitz des Vertreters:
HOEGER, STELLRECHT & PARTNER
Patentanwälte, 70182 Stuttgart

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Kniegelenkendoprothese**

(57) Hauptanspruch: Kniegelenkendoprothese (10) mit einer Tibiakomponente (14), einer Femurkomponente (12) und einer zwischen der Tibiakomponente (14) und der Femurkomponente (12) an der Femur- oder Tibiakomponente (12, 14) beweglich gelagerten Meniskuskomponente (16) sowie mit einer Verbindungseinrichtung (18) zum gelenkigen Verbinden der Tibiakomponente (14) mit der Femurkomponente (12), dadurch gekennzeichnet, dass die Verbindungseinrichtung (18) eine Verbindungsstellung definiert, in welcher die Tibiakomponente (14) und die Femurkomponente (12) unlösbar miteinander verbunden sind.



DE 20 2009 001 442 U1 2009.05.14

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Kniegelenkendoprothese mit einer Tibiakomponente, eine Femurkomponente und einer zwischen der Tibiakomponente und der Femurkomponente an der Femur- oder Tibiakomponente beweglich gelagerten Meniskuskomponente sowie mit einer Verbindungseinrichtung zum gelenkigen Verbinden der Tibiakomponente mit der Femurkomponente.

[0002] Kniegelenkendoprothesen der eingangs beschriebenen Art sind insbesondere bekannt in Form so genannter "Scharnierprothesen", bei denen mittels eines Scharniergelenks die Flexions-/Extensionsbewegung zwischen Femur und Tibia ermöglicht wird. Eine solche Scharnierprothese ist beispielsweise aus der DE 196 18 321 C2 bekannt. Bei der in der genannten Patentschrift beschriebenen Kniegelenkendoprothese ist die Femurkomponente an der Tibiakomponente mittels eines rotierbar gelagerten Zapfens gelagert, der in eine entsprechende Aufnahme der Meniskuskomponente eingreift. Der Zapfen überträgt Querkräfte in anterior-posteriorer Richtung sowie Varus-Valgus-Momente und stabilisiert auf diese Weise das bei einem insuffizienten Bandapparat instabile Kniegelenk.

[0003] Zum Verbinden der Femurkomponente mit der Tibiakomponente muss während der Implantation das Kniegelenk distrahiert werden, um die Komponenten miteinander koppeln zu können. Wird der Zapfen, wie bei der aus der DE 196 18 321 C2 bekannten Prothese in die korrespondierende Aufnahme eingeführt, ist sogar eine sehr große Distraction erforderlich. Aufgrund der vorgeschlagenen Verbindung besteht jedoch die Gefahr, dass das Kniegelenk in Folge unbeabsichtigter Bewegungen des Patienten luxieren, also sich die Femurkomponente von der Tibiakomponente lösen kann. Eine derartige Luxation ist jedoch unerwünscht.

[0004] Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Kniegelenkendoprothese der eingangs beschriebenen Art so weiterzubilden, dass sie postoperativ gegen eine Luxation gesichert ist.

[0005] Diese Aufgabe wird bei einer Kniegelenkendoprothese der eingangs beschriebenen Art erfindungsgemäß dadurch gelöst, dass die Verbindungseinrichtung eine Verbindungsstellung definiert, in welcher die Tibiakomponente und die Femurkomponente unlösbar miteinander verbunden sind.

[0006] Die erfindungsgemäß vorgeschlagene Weiterbildung bekannter Kniegelenkendoprothesen stellt sicher, dass die Tibiakomponente und die Femurkomponente in der Verbindungsstellung der Verbindungseinrichtung nicht voneinander gelöst werden können. Auf diese Weise kann eine Luxation einfach

und sicher verhindert werden. Insbesondere können die miteinander in Eingriff bringbaren Teile der Femurkomponente und der Tibiakomponente im Vergleich zu bisher bekannten Kniegelenkendoprothesen kürzer ausgebildet werden. Dies hat den Vorteil, dass bei der Implantation, insbesondere während des Verbindens von Femurkomponente und Tibiakomponente, keine Überdistraction erforderlich ist und so eine bei einem geschädigten Kniegelenk ebenfalls vorgeschädigte Gelenkkapsel bzw. stabilisierende Weichteile nicht weiter verletzt werden müssen.

[0007] Günstig ist es, wenn die Verbindungseinrichtung eine Montagestellung definiert, in welcher die Femurkomponente und die Tibiakomponente vollständig voneinander getrennt sind. In der Montagestellung der Verbindungseinrichtung ist es möglich, die Femurkomponente und die Tibiakomponente unabhängig voneinander an einer teilresezierten Tibia beziehungsweise einem teilresezierten Femur festzulegen, beispielsweise durch Einzementieren oder Festlegen mit Schrauben entsprechender Schäfte der beiden Komponenten in entsprechenden Aufnahmen der Knochen.

[0008] Um die Femurkomponente und die Tibiakomponente nicht bereits vor einer Implantation miteinander verbinden zu müssen, ist es vorteilhaft, wenn die Verbindungseinrichtung derart ausgebildet ist, dass sie nach einer unabhängigen Implantation der Femurkomponente und der Tibiakomponente voneinander von der Montagestellung in die Verbindungsstellung überführbar ist. Mit einer solchen Verbindungseinrichtung ist es möglich, die Femurkomponente und die Tibiakomponente miteinander zu verbinden, noch nachdem die beiden Komponenten implantiert wurden.

[0009] Vorzugsweise sind die Meniskuskomponente und die Tibiakomponente um eine erste Rotationsachse relativ zueinander rotierbar gelagert. Eine solche Ausgestaltung ermöglicht eine Rotation insbesondere um eine von der Tibia des Patienten definierte Längsachse oder im Wesentlichen um diese Längsachse. Vorzugsweise ist jedoch eine Rotationsbewegung der Meniskuskomponente und der Tibiakomponente relativ zueinander beschränkt.

[0010] Des Weiteren kann es vorteilhaft sein, wenn die Femurkomponente und die Tibiakomponente relativ zueinander um eine zweite Rotationsachse rotierbar gelagert sind. Beispielsweise kann die zweite Rotationsachse in Richtung oder im Wesentlichen in Richtung einer Tibialängsachse der Tibia ausgerichtet sein.

[0011] Damit die Femurkomponente und die Meniskuskomponente relativ zur Tibiakomponente gemeinsam ohne Verklebungen und etwaige Reibungsverluste

DE 20 2009 001 442 U1 2009.05.14

te rotierbar sind, ist es günstig, wenn die erste und die zweite Rotationsachse identisch sind.

[0012] Vorzugsweise weist die Tibiakomponente eine Tibiakomponentengelenkfläche auf, auf welcher die Meniskuskomponente bewegbar gelagert ist. Besonders einfach lässt sich die Tibiakomponentengelenkfläche ausbilden, wenn sie eben ist. Dann ist es möglich, eine ebene oder im Wesentlichen ebene Unterseite der Meniskuskomponente auf und relativ zu der Tibiakomponentengelenkfläche zu bewegen, insbesondere zu verschieben und/oder zu rotieren.

[0013] Zur Ausbildung einer so genannten Scharnierprothese ist es vorteilhaft, wenn die Meniskuskomponente und die Femurkomponente relativ zueinander um eine erste Scharnierachse rotierbar gelagert sind. Für eine Flexions-Extensions-Bewegung der Kniegelenkendoprothese können so die Femurkomponente und die Meniskuskomponente um die erste Scharnierachse relativ zueinander verschwenkt werden.

[0014] Günstigerweise sind die Tibiakomponente und die Femurkomponente relativ zueinander um eine zweite Scharnierachse rotierbar gelagert. Eine solche Ausgestaltung ermöglicht auch eine Flexions-Extensions-Bewegung der Kniegelenkendoprothese durch Verschwenken der Tibiakomponente und der Femurkomponente relativ zueinander um die zweite Scharnierachse.

[0015] Der Aufbau der Kniegelenkendoprothese wird besonders einfach, wenn die erste und die zweite Scharnierachse identisch sind. Beispielsweise kann dies dadurch erreicht werden, dass eine Femurkomponentengelenkfläche der Femurkomponente, die an der Meniskuskomponente anliegt und an dieser abgleiten kann, konzentrisch zur zweiten Scharnierachse ausgebildet ist. Für eine optimale Führung ist eine entsprechende Gelenkfläche der Meniskuskomponente ebenfalls konzentrisch zur zweiten Scharnierachse ausgebildet, um bei einer Verschwenkbewegung einen möglichst großen Flächenkontakt zwischen den aneinander anliegenden Flächen zu erhalten.

[0016] Um die Implantation der Kniegelenkendoprothese für einen Operateur so einfach wie möglich zu machen, ist es günstig, wenn die Verbindungseinrichtung derart ausgebildet ist, dass die Tibiakomponente und die Femurkomponente nach Implantieren der Tibiakomponente an der Tibia und nach Implantieren der Femurkomponente am Femur miteinander verbindbar sind. Ein Operateur kann so insbesondere entsprechend der Physiologie des Patienten Tibiakomponente und Femurkomponente entsprechend auswählen und implantieren. Anschließend kann er nach Prüfung des Bandapparats und eines entsprechend einzuhaltenden Abstands zwischen der Tibia-

komponente und der Femurkomponente ein passenden Meniskusteil auswählen, insbesondere wenn die Kniegelenkendoprothese in Form eines Kniegelenkendoprothesensatzes mit mehreren Tibiakomponenten und/oder Femurkomponenten und/oder Meniskuskomponenten bereitgestellt wird. In jedem Fall ist es ihm so möglich, die Kniegelenkendoprothese noch nach Implantation der Tibiakomponente und der Femurkomponente durch Auswahl entsprechend optimal passender Teile in Abhängigkeit der Physiologie des Patienten zu optimieren.

[0017] Günstigerweise weist die Tibiakomponente ein erstes Drehlagerelement auf zum rotierbaren Lagern der Meniskuskomponente um die erste Rotationsachse. Beispielsweise kann das Drehlagerelement, welches in Form einer Lagerwelle ausgebildet sein kann, direkt mit einer Aufnahme, die an der Meniskuskomponente vorgesehen ist, in Eingriff gebracht werden, beispielsweise eine sacklochartige Ausnehmung oder eine Durchbrechung.

[0018] Besonders einfach wird der Aufbau der Tibiakomponente, wenn das erste Drehlagerelement in Form eines von der Tibiakomponentengelenkfläche abstehenden Zapfens ausgebildet ist. Selbstverständlich muss der Zapfen nicht massiv ausgebildet sein. Insbesondere ist es möglich, den Zapfen hohl auszubilden, so dass er nur noch in Form einer hülsenförmigen Wand zur Ausbildung des ersten Drehlagerelements verbleibt.

[0019] Um eine freie Rotation der Meniskuskomponente und der Tibiakomponente relativ zueinander zu verhindern, ist es günstig, wenn eine Rotationsbegrenzungseinrichtung zum Definieren eines maximalen Rotationsmittelbereich für eine Rotation der Meniskuskomponente und der Tibiakomponente relativ zueinander vorgesehen ist. Insbesondere kann der Rotationswinkelbereich ein Winkelbereich sein mit einem Wert im Bereich von 10° bis 120° . Der angegebene Rotationswinkelbereich entspricht Auslenkungen in medialer bzw. lateraler Richtung um $\pm 5^\circ$ bis $\pm 60^\circ$. Vorzugsweise weist der Rotationswinkelbereich einen Wert im Bereich von 15° bis 40° auf, insbesondere kann er 24° betragen, was einer Auslenkung von $\pm 12^\circ$ entspricht. Optional kann die Rotationsbegrenzungseinrichtung einstellbar ausgebildet sein, um den Rotationswinkelbereich individuell für jeden Patienten anpassen zu können.

[0020] Besonders einfach wird die Ausbildung der Rotationsbegrenzungseinrichtung, wenn sie einen oder zwei Drehanschläge umfasst.

[0021] Eine besonders kompakte Ausgestaltung der Kniegelenkendoprothese wird möglich, wenn der eine oder die zwei Drehanschläge am ersten Drehlagerelement angeordnet oder ausgebildet sind. Alternativ oder zusätzlich wäre es auch denkbar, die Dreh-

anschläge an der Meniskuskomponente auszubilden.

[0022] Vorzugsweise weist das erste Drehlagererelement einen Querschnitt auf, welcher von einer Kreisform abweicht. Insbesondere handelt es sich bei dem beschriebenen Querschnitt um einen Schnitt parallel zur Tibiakomponentengelenkfläche. Aufgrund der von der Kreisform abweichenden Querschnittsform des ersten Drehlagererelements können so in dieses, insbesondere durch eine entsprechende Ausgestaltung einer äußeren Oberfläche, Drehanschläge integriert werden zur Ausbildung der Rotationsbegrenzungseinrichtung. Entsprechend kann auch eine Aufnahme für das erste Drehlagererelement an der Meniskuskomponente einen von einer Kreisform abweichenden Querschnitt aufweisen, so dass im Zusammenwirken des ersten Drehlagererelements mit der zugeordneten Aufnahme der Meniskuskomponente der Rotationswinkelbereich definiert werden kann.

[0023] Damit die Meniskuskomponente unabhängig von einer Drehstellung relativ zur Tibiakomponente stets großflächig an der Tibiakomponentengelenkfläche anliegen kann, ist es günstig, wenn die erste Rotationsachse senkrecht zu einer von der Tibiakomponentengelenkfläche definierten Ebene orientiert ist.

[0024] Vorzugsweise sind die zweite Rotationsachse und die zweite Scharnierachse relativ zueinander windschief. Windschief bedeutet, dass sich die beiden Achsen nicht schneiden. Dies hat den Vorteil, dass sie relativ zueinander durch entsprechende Teile der Prothese beabstandet definiert werden können, um insbesondere eine möglichst natürliche Gelenkbewegung der Kniegelenkendoprothese zu ermöglichen.

[0025] Vorteilhaft ist es, wenn die zweite Rotationsachse zu einer die zweite Scharnierachse enthaltenden Ebene senkrecht steht. So können definierte Rotationsbewegungen um beide Achsen erfolgen, insbesondere dann, wenn die zweite Rotationsachse senkrecht zur Tibiakomponentengelenkfläche orientiert ist.

[0026] Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung kann ein zweites Drehlagererelement zum rotierbaren Lagern der Femurkomponente und der Tibiakomponente relativ zueinander um die zweite Rotationsachse vorgesehen sein. Das zweite Drehlagererelement ermöglicht direkt eine Verbindung und eine Lagerung der Tibiakomponente und der Femurkomponente aneinander.

[0027] Um die Femurkomponente mit der Tibiakomponente in definierter Weise und sicher verbinden zu können, ist es vorteilhaft, wenn das zweite Drehlagererelement an der Tibiakomponente angeordnet oder gehalten ist. Insbesondere kann das zweite Drehlagererelement nach Implantation der Tibiakomponente mit dieser verbindbar ausgebildet und erst daran anschließend mit der Femurkomponente verbindbar sein. Auf diese Weise kann eine zur Implantation der Kniegelenkendoprothese erforderliche Distraction des Kniegelenks minimiert werden.

[0028] Insbesondere kann das zweite Drehlagererelement rotierbar an der Tibiakomponente lagerbar sein. Vorzugsweise ist es in Form einer rotationssymmetrisch geformten Lagerwelle ausgebildet.

[0029] Vorzugsweise sind das zweite Drehlagererelement und die Tibiakomponente relativ zueinander um die zweite Rotationsachse rotierbar. Beispielsweise kann so das zweite Drehlagererelement drehfest mit der Femurkomponente verbunden werden und trotzdem noch eine Rotationsbewegung der Femurkomponente relativ zur Tibiakomponente möglich sein.

[0030] Günstig ist es, wenn die Verbindungseinrichtung derart ausgebildet ist, dass das zweite Drehlagererelement und die Tibiakomponente nach Implantieren der Tibiakomponente an der Tibia miteinander koppelbar sind. Dies gestattet es, die Tibiakomponente mit einer möglichst geringen Bauhöhe auszubilden, wodurch eine für die Implantation erforderlich Distraction des Kniegelenks minimiert werden kann.

[0031] Um die Tibiakomponente mit dem zweiten Drehlagererelement einfach und sicher verbinden zu können, ist es günstig, wenn die Tibiakomponente eine Drehlagererelementaufnahme aufweist, in welcher das zweite Drehlagererelement rotierbar gehalten ist.

[0032] Zur Vermeidung einer unerwünschten Luxation ist es vorteilhaft, wenn das zweite Drehlagererelement in der Drehlagererelementaufnahme in einer Richtung parallel zur zweiten Rotationsachse unbeweglich gelagert ist. Eine Relativbewegung der Femurkomponente und der Tibiakomponente in Richtung der zweiten Rotationsachse kann sich so vollständig ausschließen lassen.

[0033] Günstig kann es ferner sein, wenn das zweite Drehlagererelement in der Drehlagererelementaufnahme in einer Richtung parallel zur zweiten Rotationsachse verschiebbar gelagert ist. Eine relative Verschiebbarkeit, vorzugsweise nur in einem begrenzten Bereich, das heißt über einen begrenzten Abschnitt der zweiten Rotationsachse, ermöglicht es, eine Beweglichkeit der Kniegelenkendoprothese für einen Patienten in definierter Weise zu erhöhen. Insbesondere kann so eine definierte Teilluxation zugelassen werden, das heißt ein definiertes Abheben der Femurkomponente von der Meniskuskomponente, insbesondere begrenzt bis zu einem bestimmten, zum Beispiel individuell vom Operateur vorgebbaren Abstand. In jedem Fall sind aber aufgrund der beson-

DE 20 2009 001 442 U1 2009.05.14

ders gestalteten Verbindungseinrichtung die Femurkomponente von der Tibiakomponente in der Verbindungsstellung nicht lösbar voneinander, trotz der verschieblichen Lagerung relativ zueinander.

[0034] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung kann eine Anschlagvorrichtung zum Begrenzen einer Bewegung des zweiten Drehlagerelements und der Drehlagerelementaufnahme relativ zueinander in distaler und/oder proximaler Richtung vorgesehen sein. Die Anschlagvorrichtung kann insbesondere eine Bewegung der Femurkomponente und der Tibiakomponente relativ zueinander in Richtung der zweiten Rotationsachse begrenzen. Insbesondere ist es mit der Anschlagvorrichtung möglich, eine definierte Luxation zuzulassen, das heißt insbesondere ein Abheben der Femurkomponente von der Meniskuskomponente beziehungsweise von der Tibiakomponente. Durch eine definierte Luxation kann ein Flexionswinkel des Kniegelenks etwas vergrößert werden. Insgesamt kann so eine einem natürlichen Kniegelenk noch ähnlichere Kniegelenkendoprothese ausgebildet werden. Durch eine Begrenzung der Bewegung des zweiten Drehlagerelements in distaler Richtung, also in Richtung auf die Tibiakomponente hin, kann insbesondere auch eine von der Femurkomponente auf die Meniskuskomponente eingeleitete Kraft durch die Anschlagvorrichtung teilweise abgefangen werden. Durch die Begrenzung der Bewegung in proximaler Richtung, also in Richtung auf die Femurkomponente hin, kann eine Luxation verhindert werden.

[0035] Der Aufbau der Kniegelenkendoprothese kann weiter vereinfacht werden, wenn das zweite Drehlagerelement in einer Hinterschneidung der Drehlagerelementaufnahme gehalten ist. Insbesondere ist so eine bewegliche oder unbewegliche Lagerung in axialer Richtung parallel zur zweiten Rotationsachse möglich.

[0036] Für einen besonderen kompakten Aufbau der Kniegelenkendoprothese kann es vorteilhaft sein, wenn die Anschlagvorrichtung die Hinterschneidung umfasst. Insbesondere kann eine in distaler Richtung weisende Seitenfläche der Hinterschneidung, beispielsweise eine Ringfläche, eine Anschlagfläche für das zweite Drehlagerelement bilden, um eine Bewegung derselben relativ zur Tibiakomponente in proximaler Richtung zu verhindern.

[0037] Vorteilhaft ist es, wenn das zweite Drehlagerelement einen Rückhaltevorsprung umfasst, welcher in die Hinterschneidung der Drehlagerelementaufnahme eingreift. So kann das zweite Drehlagerelement einfach und sicher in der Drehlagerelementaufnahme gehalten werden, bei Bedarf auch axial verschieblich, zum Beispiel parallel zur zweiten Rotationsachse.

[0038] Damit das zweite Drehlagerelement in der Drehlagerelementaufnahme sicher gehalten werden kann, ist es günstig, wenn ein Außendurchmesser des zweiten Drehlagerelements proximalseitig des Rückhaltevorsprungs kleiner ist als ein Außendurchmesser des Rückhaltevorsprungs. So kann das zweite Drehlagerelement insbesondere proximalseitig des Rückhaltevorsprungs in der Drehlagerelementaufnahme verdrehbar geführt gehalten werden. Der Rückhaltevorsprung kann beispielsweise in eine entsprechende Hinterschneidung oder Ausnehmung des Drehlagerelements eingreifen.

[0039] Um zu verhindern, dass sich das zweite Drehlagerelement aus der Drehlagerelementaufnahme lösen kann, ist es günstig, wenn eine Sicherungseinrichtung zum Sichern des zweiten Drehlagerelements in der Drehlagerelementaufnahme vorgesehen ist.

[0040] Vorzugsweise umfasst die Sicherungseinrichtung mindestens ein erstes Sicherungselement zum Sichern des zweiten Drehlagerelements in der Drehlagerelementaufnahme. Durch das mindestens eine erste Sicherungselement kann verhindert werden, dass sich das zweite Drehlagerelement aus der Drehlagerelementaufnahme in unbeabsichtigter Weise lösen kann.

[0041] Um das Drehlagerelement in der Drehlagerelementaufnahme beziehungsweise relativ zur Tibiakomponente möglichst reibungsfrei rotierbar lagern zu können, ist vorzugsweise eine Lagerhülse zum Lagern des Drehlagerelements vorgesehen, welche in der Drehlagerelementaufnahme gehalten ist. Insbesondere kann so zwischen der Lagerhülse und dem zweiten Drehlagerelement eine Gleitpaarung mit möglichst geringen Reibungswerten ausgebildet werden, und zwar durch entsprechende Wahl insbesondere des Materials, aus dem die Lagerhülse hergestellt ist.

[0042] Besonders einfach wird der Aufbau der Kniegelenkendoprothese, wenn die Lagerhülse das erste Sicherungselement bildet. Die Lagerhülse kann insbesondere derart ausgebildet sein, dass sie einen Teil der Anschlagvorrichtung bildet, um eine Bewegung des zweiten Drehlagerelements in proximaler Richtung zu begrenzen oder zu verhindern.

[0043] Vorzugsweise definiert die Lagerhülse die Drehlagerelementaufnahme. Dies ermöglicht es, das zweite Drehlagerelement direkt im Inneren der Lagerhülse rotierbar und/oder axial verschiebbar zu lagern. Selbstverständlich kann an der Tibiakomponente eine Aufnahme für die Lagerhülse vorgesehen sein, die ebenfalls als Drehlagerelementaufnahme bezeichnet werden kann.

[0044] Günstigerweise weist die Tibiakomponente

eine Lagerhülsenaufnahme auf zum Aufnehmen der Lagerhülse. Diese kann insbesondere in Form einer Ausnehmung an der Tibiakomponente ausgebildet sein, in die die Lagerhülse ganz oder teilweise einführbar ist. Insbesondere ist die Lagerhülsenaufnahme vorzugsweise derart ausgebildet, dass das zweite Drehlagerelement zunächst mit der Lagerhülse in Eingriff gebracht werden kann, also insbesondere in die von der Lagerhülse ausgebildete Drehlagerementaufnahme eingesetzt werden kann, und dann die miteinander in Eingriff stehende Lagerhülse und das zweite Drehlagerement in die Lagerhülsenaufnahme eingesetzt werden können.

[0045] Vorzugsweise umfasst die Anschlageinrichtung einen Anschlag, welcher eine Einführtiefe der Lagerhülse in die Lagerhülsenaufnahme begrenzt. Somit kann insbesondere auch verhindert werden, dass die Lagerhülse und/oder das zweite Drehlagerement an einem Boden der Lagerhülsenaufnahme anschlagen können.

[0046] Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung kann vorgesehen sein, dass die Sicherungseinrichtung ein zweites Sicherungselement umfasst zum Sichern der Lagerhülse in der Lagerhülsenaufnahme. Mit dem zweiten Sicherungselement kann so die Lagerhülse in der Lagerhülsenaufnahme gesichert werden, welche Lagerhülse wiederum ein erstes Sicherungselement bilden kann zum Sichern des zweiten Drehlagerlements in der Drehlagerementaufnahme. Insbesondere kann das zweite Sicherungselement in Form einer Überwurfmutter oder einer Sicherungshülse ausgebildet sein, die mit der Tibiakomponente verschraubbar ausgebildet sind.

[0047] Für Revisionen an der Kniegelenkendoprothese ist es vorteilhaft, wenn das zweite Sicherungselement mit der Tibiakomponente lösbar verbindbar ist. Dies gestattet es, die Lagerhülse bei Bedarf aus der Lagerhülsenaufnahme entnehmen zu können.

[0048] Vorzugsweise ist das zweite Sicherungselement mit der Lagerhülsenaufnahme lösbar verbindbar. So kann es bei entsprechender Ausbildung möglichst direkt mit der Lagerhülse zusammenwirken und diese in der Lagerhülsenaufnahme halten.

[0049] Falls keine Lagerhülse vorgesehen sein sollte, kann es ferner günstig sein, wenn das zweite Sicherungselement mit der Drehlagerementaufnahme lösbar verbindbar ist. Das zweite Sicherungselement kann in einem solchen Fall das zweite Drehlagerement direkt in der Drehlagerementaufnahme gegen eine Axialbewegung sichern oder eine solche begrenzen.

[0050] Besonders einfach und kostengünstig herstellen lässt sich die Lagerhülse aus einem Kunst-

stoff.

[0051] Eine Reibung zwischen einem insbesondere aus einem Implantatstahl hergestellten zweiten Drehlagerement und der Lagerhülse kann minimiert werden, wenn der Kunststoff Polyetheretherketon (PEEK) ist oder enthält.

[0052] Um die Stabilität der Lagerhülse zu erhöhen, ist es vorteilhaft, wenn der Kunststoff ein faserverstärkter Kunststoff ist.

[0053] Damit ferner eine Gleitpaarung zwischen der Meniskuskomponente und einer aus einem Implantatstahl hergestellten Femurkomponente optimiert werden kann, ist es vorteilhaft, wenn die Meniskuskomponente aus einem Kunststoff hergestellt ist.

[0054] Besonders langlebige Meniskusteile lassen sich herstellen und so lange Standzeiten erreichen, wenn der Kunststoff Polyethylen (PE) ist. Insbesondere kann es sich um Polyethylen mit einem hohen Molekulargewicht oder um hochverdichtetes Polyethylen handeln.

[0055] Vorzugsweise ist das zweite Drehlagerement von proximal her kommend in die Drehlagerementaufnahme einsetzbar. Dies ermöglicht es, das zweite Drehlagerement in Abhängigkeit einer Physiologie des Patienten auszuwählen und nach endgültiger Implantation der Tibiakomponente an der Tibia mit der Tibiakomponente in Eingriff zu bringen.

[0056] Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung kann eine Kupplungseinrichtung zum Koppeln des zweiten Drehlagerlements mit der Femurkomponente vorgesehen sein. Dabei können das zweite Drehlagerement und die Femurkomponente direkt oder indirekt miteinander verbunden werden.

[0057] Eine besonders einfache Konstruktion der Kupplungseinrichtung ist möglich, wenn sie ein Kupplungsteil umfasst, wenn das Drehlagerement über das Kupplungsteil indirekt mit der Femurkomponente verbindbar ist und wenn das Kupplungsteil und die Femurkomponente relativ zueinander um die zweite Scharnierachse rotierbar gelagert sind. Mittels des Kupplungsteils ist eine indirekte Verbindung zwischen dem zweiten Drehlagerement und der Femurkomponente möglich. Ferner kann über die Ausgestaltung des Kupplungsteils auch eine Orientierung der zweiten Rotationsachse relativ zur zweiten Scharnierachse definiert werden, insbesondere ob diese sich gegenseitig schneiden oder windschief zueinander stehen.

[0058] Um die Stabilität der Kniegelenkendoprothese zu verbessern, ist es günstig, wenn das zweite Drehlagerement und das Kupplungsteil relativ zu-

DE 20 2009 001 442 U1 2009.05.14

einander unbeweglich aneinander festlegbar sind. Auf diese Weise kann ein Materialabrieb zwischen dem zweiten Drehlagererelement und dem Kupplungsteil vermieden oder zumindest minimiert werden.

[0059] Besonders einfach verbinden lassen sich das Drehlagererelement und die Femurkomponente miteinander, wenn die Kupplungseinrichtung eine Schraubverbindung umfasst zum Verbinden des zweiten Drehlagererelements und der Femurkomponente miteinander.

[0060] Vorzugsweise ist die Schraubverbindung ausgebildet zwischen dem zweiten Drehlagererelement und dem Kupplungsteil. Auf diese Weise kann das Drehlagererelement insbesondere axial und drehfest mit dem Kupplungsteil verbunden werden.

[0061] Günstig ist es, wenn das Kupplungsteil eine Kupplungshülse umfasst und wenn das zweite Drehlagererelement in der Kupplungshülse gehalten ist. Die Kupplungshülse kann das zweite Drehlagererelement definiert positionieren, wodurch auch die Stabilität der Verbindung zwischen dem zweiten Drehlagererelement und dem Kupplungsteil erhöht werden kann.

[0062] Vorzugsweise sind das zweite Drehlagererelement und das Kupplungsteil klemmend miteinander verbunden. Eine klemmende Verbindung kann alternativ oder zusätzlich zu einer Schraubverbindung vorgesehen sein, um eine möglichst dauerhafte und spielfreie Verbindung zwischen dem zweiten Drehlagererelement und dem Kupplungsteil herzustellen.

[0063] Eine Klemmung zwischen dem zweiten Drehlagererelement und dem Kupplungsteil lässt sich auf besonders einfache Weise dadurch erreichen, dass das zweite Drehlagererelement einen in der Kupplungshülse klemmend gehaltenen Konusabschnitt umfasst. Vorzugsweise ist eine Innenwand der Kupplungshülse entsprechend dem Konusabschnitt konisch geformt, um eine möglichst flächige Konusklemmung zu erreichen.

[0064] Grundsätzlich wäre es möglich, das zweite Drehlagererelement und die Kupplungshülse allein über einen Klemmsitz aneinander zu sichern und miteinander zu verbinden. Günstig ist es, wenn die Schraubverbindung das zweite Drehlagererelement in der Kupplungshülse sichert. So kann insbesondere ein Lösen des Kupplungsteils vom zweiten Drehlagererelement verhindert werden sowohl zum einen optional durch eine Klemmverbindung und zum anderen durch eine Schraubverbindung.

[0065] Die Herstellung und die Konstruktion der Kniegelenkendoprothese lassen sich weiter vereinfachen, wenn die Schraubverbindung einen am zweiten Drehlagererelement ausgebildeten Außengewinde-

abschnitt und eine zum Außengewindeabschnitt korrespondierende Sicherungsmutter umfasst. Insbesondere wenn der Außengewindeabschnitt an einer Seite aus der Kupplungshülse vorsteht, kann er mit der Sicherungsmutter verschraubt werden, insbesondere bis diese an der Kupplungshülse anschlägt.

[0066] Um eine Bewegung des zweiten Drehlagererelements in proximaler Richtung zu begrenzen, ist es vorteilhaft, wenn die Kupplungshülse einen proximalen Anschlag für das zweite Drehlagererelement bildet. Sie dient also einerseits zum Verbinden mit dem zweiten Drehlagererelement und andererseits zur Bewegungsbegrenzung in proximaler Richtung, das heißt in Richtung auf die Femurkomponente hin.

[0067] Das zweite Drehlagererelement, welches einen proximalen Endabschnitt mit einem Außengewinde aufweisen kann, kann auf einfache Weise mit einer Mutter verschraubt werden, wenn ein proximales Ende des zweiten Drehlagererelements proximalseitig mit dem Außengewindeabschnitt aus der Kupplungshülse vorsteht oder die Kupplungshülse eine Aufnahme für die Mutter bildet.

[0068] Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung kann vorgesehen sein, dass die Femurkomponente zwei Kondylenabschnitte umfasst, welche an der Meniskuskomponente anliegende Femurkomponentengelenkflächen definieren. Eine derart ausgestaltete Femurkomponente ist in ihrem konstruktiven Aufbau einem natürlichen Femur mit seinen Kondylen angenähert.

[0069] Ein besonders kompakter Aufbau der Kniegelenkendoprothese kann insbesondere dadurch erreicht werden, dass das Kupplungsteil im Bereich zwischen den Kondylenabschnitten gelenkig mit der Femurkomponente gekoppelt ist. Dies ermöglicht es insbesondere, die Kupplungseinrichtung, insbesondere das Kupplungsteil, so anzuordnen, dass es nicht über eine von den Femurkomponentengelenkflächen definierte Hüllfläche vorsteht.

[0070] Um insbesondere eine Austreten des zweiten Drehlagererelements in distaler Richtung aus der Drehlagererelementaufnahme zu verhindern, ist es günstig, wenn diese distalseitig geschlossen ist. Ferner kann sie so auch einen in distaler Richtung wirkenden Anschlag zur Begrenzung einer Bewegung des zweiten Drehlagererelements in distaler Richtung bilden.

[0071] Damit das zweite Drehlagererelement auf einfache Weise in die Drehlagererelementaufnahme eingesetzt werden kann, insbesondere nach Implantation der Tibiakomponente an der Tibia des Patienten, ist es vorteilhaft, wenn die Drehlagererelementaufnahme proximalseitig offen ist.

[0072] Die Herstellung insbesondere der Tibiakomponente kann weiter vereinfacht werden, wenn die Drehlageraufnahmekonstruktion sacklochartig ausgebildet ist. Die Herstellung eines Sacklochs ist in der Regel einfach zu realisieren. Ein Sackloch, insbesondere eine derartig ausgebildete Drehlageraufnahmekonstruktion, kann zudem unterschiedliche Abschnitte parallel zur zweiten Rotationsachse aufweisen, die sich in ihren Innendurchmessern unterscheiden.

[0073] Um die Stabilität der Kniegelenkendoprothese nach der Implantation zu optimieren, ist es günstig, wenn sich die Drehlageraufnahmekonstruktion mindestens teilweise oberhalb und/oder unterhalb der Tibiakomponentengelenkfläche erstreckt. Auf diese Weise lassen sich eingeleitete Querkkräfte optimal abfangen.

[0074] Um noch während einer Implantation der Kniegelenkendoprothese eine perfekte Anpassung an die Anatomie des Patienten zu ermöglichen, ist es vorteilhaft, wenn die Kniegelenkendoprothese mindestens zwei unterschiedlich lange zweite Drehlageraufnahmekonstruktionen zur Ausbildung eines modularen Kniegelenkendoprothesensatzes umfasst. Es können auch drei, vier, fünf oder noch mehr zweite Drehlageraufnahmekonstruktionen vorgesehen sein. In Abhängigkeit des erforderlichen Abstands zwischen der Femurkomponente und der Tibiakomponente kann ein Operateur nach Implantation der beiden Komponenten die erforderliche Höhe der Meniskuskomponente ermitteln, eine passende Meniskuskomponente auswählen, die erforderliche Länge des zweiten Drehlageraufnahmekonstruktionselements ermitteln, das am besten passende zweite Drehlageraufnahmekonstruktionselement auswählen und mit der Tibiakomponente verbinden.

[0075] Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung kann ferner vorgesehen sein, dass die Kniegelenkendoprothese mindestens zwei unterschiedlich geformte Meniskuskomponenten und/oder Femurkomponenten und/oder Tibiakomponenten zur Ausbildung eines modularen Kniegelenkendoprothesensatzes umfasst. Es können auch drei, vier, fünf oder noch mehr unterschiedliche Varianten der genannten Komponenten vorgesehen sein, um eine optimierte Auswahl derselben in Abhängigkeit der Anatomie des Patienten treffen zu können.

[0076] Die nachfolgende Beschreibung bevorzugter Ausführungsformen der Erfindung dient im Zusammenhang mit der Zeichnung der näheren Erläuterung. Es zeigen:

[0077] Fig. 1: eine Explosionsdarstellung einer Kniegelenkendoprothese;

[0078] Fig. 2: eine Längsschnittansicht der in Fig. 1 dargestellten Kniegelenkendoprothese in der Verbindungs-

stellungsstellung; und

[0079] Fig. 3: eine vergrößerte Ansicht des Bereichs A aus Fig. 2.

[0080] In den Figuren ist eine insgesamt mit dem Bezugszeichen 10 bezeichnete Kniegelenkendoprothese dargestellt. Sie umfasst eine an einem Femur eines Patienten implantierbare Femurkomponente 12, eine an einer Tibia implantierbare Tibiakomponente 14 sowie eine zwischen diesen angeordnete und beweglich gelagerte Meniskuskomponente 16. Ferner umfasst die Kniegelenkendoprothese 10, die in Form einer Scharnierprothese ausgebildet ist, eine Verbindungseinrichtung 18, welche eine Verbindungsstellung definiert, in welcher die Tibiakomponente 14 und die Femurkomponente 12 unlösbar miteinander verbunden sind, wie insbesondere in Fig. 2 dargestellt und nachfolgend näher erläutert wird.

[0081] In einer Montagestellung der Verbindungseinrichtung 18 sind, wie in Fig. 1 dargestellt, die Femurkomponente 12 und die Tibiakomponente 14 vollständig voneinander getrennt. Die Femurkomponente 12 kann so unabhängig von der Tibiakomponente 14 mit dem Femur verbunden werden, beispielsweise mittels Knochenzement und/oder durch Verschrauben. Ebenso kann die Tibiakomponente 14 unabhängig von der Femurkomponente 12 mit der Tibia verbunden werden, vorzugsweise ebenfalls durch Zementieren und/oder Verschrauben.

[0082] Die Tibiakomponente 14 umfasst eine Gelenkplatte 20, welche eine ebene, in proximaler Richtung weisende Oberfläche 22 aufweist, welche eine Tibiakomponentengelenkfläche 24 definiert, auf welcher eine ebene Unterseite 26 der Meniskuskomponente 16 flächig anliegt. Distalseitig ist an einer Unterseite 28 der Tibiakomponente 14 ein kurzer Schaftabschnitt 30 angeformt, welcher mit einem Tibiaschaft 32 variabler Länge verbindbar ist, und zwar in der in der DE 20 2008 903 817 U1 beschriebenen Weise, deren Offenbarungsgehalt hiermit vollumfänglich in die vorliegende Beschreibung mit aufgenommen wird.

[0083] Von der Tibiakomponentengelenkfläche 24 erstreckt sich in proximaler Richtung ein erstes Drehlageraufnahmekonstruktionselement 34 in Form eines flachen Kuppelungszapfens. Es definiert eine erste Rotationsachse 36 und kann im Wesentlichen formschlüssig in eine korrespondierende Aufnahme 38, welche in Form einer Durchbrechung der Meniskuskomponente 16 ausgebildet ist, eingeführt werden. Die erste Rotationsachse 36 ist senkrecht zu einer durch die Oberfläche 22 definierten Tibiaebene 40 ausgerichtet.

[0084] Das erste Drehlageraufnahmekonstruktionselement 34 weist zwei von der ersten Rotationsachse 36 weg weisende und konzentrisch zu dieser angeordnete, einander dia-

metral gegenüberliegende Zylinderflächenbereiche 42 auf, die sich jeweils über einen Winkelbereich von etwa 80° erstrecken und in anteriorer beziehungsweise posteriorer Richtung weisen. Zwischen den Zylinderflächenbereichen 42 sind abgeflachte, mehrere ebene Flächenabschnitte umfassende Seitenflächen 44 ausgebildet, die einen Teil einer Rotationsbegrenzungseinrichtung 46 bilden zum Begrenzen einer Rotation der Meniskuskomponente 16 um das erste Drehlagererelement 34. Mit den Seitenflächen 44 zusammenwirken korrespondierende, in den Figuren nicht dargestellte Vorsprünge, welche an der Aufnahme 38 ausgebildet sind und in Richtung auf die erste Rotationsachse 36 hin weisen. Die Seitenflächen 44 bilden somit Anschläge 48 für die an der Aufnahme 38 vorgesehenen Vorsprünge. Es kann so ein Rotationswinkelbereich um die erste Rotationsachse definiert werden, mit welchem beispielsweise ein Rotationswinkel in einem Bereich von 10° bis 120° vorgebar ist, je nach Ausgestaltung der Seitenflächen 44 in Verbindung mit den an der Aufnahme 38 ausgebildeten Vorsprüngen. Der angegebene Rotationswinkelbereich entspricht Auslenkungen in medialer bzw. lateraler Richtung um $\pm 5^\circ$ bis $\pm 60^\circ$. Vorzugsweise weist der Rotationswinkelbereich einen Wert im Bereich von 15° bis 40° auf, insbesondere kann er 24° betragen, was einer Auslenkung von $\pm 12^\circ$ entspricht.

[0085] Auf einer Oberseite 50 der Meniskuskomponente 16, welche spiegelsymmetrisch zu einer die erste Rotationsachse 36 enthaltenden Spiegelebene ausgebildet ist, welche der in Fig. 2 dargestellten Schnittebene entspricht, sind zwei Gelenkflächen 52 ausgebildet, und zwar konzentrisch zu einer ersten Scharnierachse 54. Die Femurkomponente 12 umfasst zwei ebenfalls spiegelsymmetrisch zu einer die erste Rotationsachse 36 enthaltenden Spiegelebene, die der Schnittebene in Fig. 2 entspricht, ausgebildete Kondylenbereiche oder -abschnitte 56, die mindestens abschnittsweise konzentrisch zur ersten Scharnierachse 54 geformt und mit den Gelenkflächen 52 flächig in Anlage bringbar sind. Die Meniskuskomponente 16 und die Femurkomponente 12 können so relativ zueinander um die erste Scharnierachse 54 verschwenkt werden. Die erste Rotationsachse 36 ist senkrecht zu einer die erste Scharnierachse 54 enthaltenden Ebene 58 orientiert, von dieser beabstandet und somit relativ zur ersten Scharnierachse 54 windschief ausgerichtet.

[0086] Die Verbindungseinrichtung 18 umfasst ferner ein zweites Drehlagererelement 60, welches an der Tibiakomponente 14 rotierbar um eine zweite Rotationsachse 62 rotierbar gelagert ist, die mit der ersten Rotationsachse 36 identisch ist. Das zweite Drehlagererelement 60 ist in Form eines rotationssymmetrischen, eine Lagerwelle definierenden Bolzens ausgebildet, welcher insgesamt vier Abschnitte aufweist, nämlich einen distalen Zylinderabschnitt 64, der sich ausgehend von einem distalen Ende 66 in proximaler

Richtung erstreckt und einen maximalen Außendurchmesser des zweiten Drehlagererelements 60 definiert. Proximalseitig schließt sich über eine abgechrägte Schulter 68 verbunden an den Zylinderabschnitt 64 ein ebenfalls zylindrischer Führungsabschnitt 70 an, welcher einen etwas kleineren Außendurchmesser aufweist als der Zylinderabschnitt 64, jedoch etwa doppelt so lang in Richtung der ersten Rotationsachse 36 ist wie der Zylinderabschnitt 64. Proximalseitig schließt sich an den Führungsabschnitt 70 ein schwach konischer Konusabschnitt 72 an, welcher etwas kürzer ist als der Zylinderabschnitt 64. Ein proximales Ende 74 des zweiten Drehlagererelements 60 bildet ein kurzer Gewindebolzenabschnitt 76, welcher mit einem Außengewinde 78 versehen ist.

[0087] Das zweite Drehlagererelement 60 ist in einer an der Tibiakomponente 14 ausgebildeten Drehlagererelementaufnahme 80 rotierbar sowie parallel zur zweiten Rotationsachse 62 in einem begrenzten Umfang verschiebbar gelagert. Die Drehlagererelementaufnahme 80 ist in Form eines Sacklochs ausgebildet, welches in Richtung auf die Femurkomponente 12 hin, also proximalseitig, geöffnet ist. In distaler Richtung ist die Drehlagererelementaufnahme 80 geschlossen, wobei ein Boden 82 des Sacklochs einen in distaler Richtung wirkenden Anschlag definiert. Die Drehlagererelementaufnahme 80 erstreckt sich durch das erste Drehlagererelement 34 hindurch, teilweise in den Schaftabschnitt 30 hinein und somit teilweise proximalseitig und teilweise distalseitig der Tibiaebene 40.

[0088] Ausgehend vom Boden 82 erstreckt sich ein erster hohlzylindrischer Abschnitt 84 der Drehlagererelementaufnahme 80 in proximaler Richtung. Er erweitert sich einstufig im Außendurchmesser zu einem zweiten hohlzylindrischen Abschnitt 86 hin, so dass eine parallel zur Tibiaebene 40 in proximaler Richtung weisende Ringfläche 88 ausgebildet wird. Etwas beabstandet von der Ringfläche 88 bis fast zu einem proximalen Ende 90 der Drehlagererelementaufnahme 80, welcher definiert wird durch eine in proximaler Richtung weisende Randfläche 92 des ersten Drehlagererelements 34, erstreckt sich ein in einer Innenfläche 94 des zweiten Abschnitts 86 ausgebildeter Innengewindeabschnitt 96.

[0089] Das zweite Drehlagererelement 60 ist nicht direkt in der Drehlagererelementaufnahme 80 gehalten, sondern in einer Lagerhülse 98. Sie definiert quasi eine Drehlagererelementaufnahme 102 für das zweite Drehlagererelement 60. Die Drehlagererelementaufnahme 80 definiert so eine Lagerhülseaufnahme 100 für die Lagerhülse 98. Die Lagerhülse 98 ist etwas kürzer als ein Abstand zwischen dem Boden 82 und der Randfläche 92. Ein distaler Abschnitt 104 weist einen Außendurchmesser auf, welcher dem Innendurchmesser des ersten Abschnitts 84 entspricht. An den

Abschnitt **104** schließt sich proximalseitig ein in radialer Richtung nach außen abstehender Ringvorsprung **106** an, welcher eine in distaler Richtung weisende Ringfläche **108** definiert, die an der Ringfläche **88** anliegt. Eine in distaler Richtung weisende Stirnrandfläche **110** ist etwas vom Boden **82** beabstandet. Ein sich an den Ringvorsprung **106** proximalseitig anschließender Hülsenabschnitt **112** weist einen Außendurchmesser auf, welcher etwas kleiner ist als ein Außendurchmesser des Abschnitts **104**.

[0090] Die Lagerhülse **98** ist im Inneren hohlzylindrisch und weist einen distalen Abschnitt **114** auf, mit einem Innendurchmesser, der dem Außendurchmesser des Zylinderabschnitts **64** entspricht. Der distale Abschnitt **114** geht über eine etwas in distaler Richtung weisende Schulter **116** in einen proximalen Abschnitt **118** über, dessen Innendurchmesser dem Außendurchmesser des Führungsabschnitts **70** entspricht. Ist das zweite Drehlagerelement **60** maximal weit in Richtung auf den Boden **82** vorgeschoben, sind die Schultern **68** und **116** voneinander beabstandet und definieren einen maximalen Abstand **120** voneinander. Dieser Abstand **120** entspricht auch dem maximalen Weg, den das zweite Drehlagerelement **60** relativ zur Lagerhülse **98** verschiebbar ist. Ausgehend von der distalsten Stellung des zweiten Drehlagerelements **60** in der Drehlagerelementaufnahme **102** kann das zweite Drehlagerelement **60** in proximaler Richtung, dass heißt in Richtung auf die Femurkomponente **12** hin, um maximal einen Weg verschoben werden, der dem Abstand **120** entspricht. Dadurch, dass die Schultern **68** und **116** in Anlage kommen, begrenzen sie eine weitere Bewegung des zweiten Drehlagerelements **60** relativ zur Drehlagerelementaufnahme **102**.

[0091] Die Lagerhülse **98** definiert ein erstes Sicherungselement **122** zum Sichern des zweiten Drehlagerelements **60** in der Drehlagerelementaufnahme **80** und bildet einen Teil einer insgesamt mit dem Bezugszeichen **124** bezeichneten Sicherungseinrichtung zum Sichern des zweiten Drehlagerelements **60** in der Drehlagerelementaufnahme **80**.

[0092] Die Sicherungseinrichtung **124** umfasst ferner ein zweites Sicherungselement **126** zum Sichern der Lagerhülse **98** in der Drehlagerelementaufnahme **80** beziehungsweise der Lagerhülseaufnahme **100**. Das zweite Sicherungselement **126** ist in Form einer Sicherungshülse ausgebildet, welche einen Außengewindeabschnitt **130** umfasst, der mit einem Außengewinde versehen ist, welches zum Innengewindeabschnitt **96** korrespondiert, und welcher Außengewindeabschnitt **130** sich ausgehend von einem distalen Ende **128** des zweiten Sicherungselements **126** in proximaler Richtung über etwa zwei Drittel einer Gesamtlänge des zweiten Sicherungselements **126** erstreckt. An den Außengewindeabschnitt **130** schließt sich proximalseitig eine in radialer Richtung

von der zweiten Rotationsachse **62** weg weisend geöffnete Ringnut **132** an, in die ein Sicherungsreifen **134** eingesetzt ist. Der Sicherungsreifen **134** ist vorzugsweise aus einem Kunststoff, beispielsweise aus Polyethylen, hergestellt und verhindert ein unbeabsichtigtes Lösen des zweiten Sicherungselements **126**, wenn dieses mit seinem Außengewindeabschnitt **130** mit dem Innengewindeabschnitt **96** verschraubt ist.

[0093] Das Ende **128** ist etwas beabstandet von einer in proximaler Richtung weisenden ringförmigen Anschlagfläche **136**, welche durch den Ringvorsprung **106** definiert wird. Dies ermöglicht zudem eine Bewegung der Lagerhülse **98** in der Lagerhülseaufnahme **100** derart, dass in einer distalsten Stellung der Lagerhülse **98** die Ringfläche **108** an der Ringfläche **88** anliegt, in einer proximalsten Stellung der Lagerhülse **98** in der Drehlagerelementaufnahme **80** die Anschlagfläche **136** am Ende **128**.

[0094] Zum Verbinden des zweiten Drehlagerelements **60** mit der Femurkomponente **12** dient eine insgesamt mit dem Bezugszeichen **138** bezeichnete Kupplungseinrichtung. Sie umfasst ein Kupplungsteil **140**, welches das zweite Drehlagerelement **60** indirekt mit der Femurkomponente **12** verbindet, so dass das Kupplungsteil **140** und die Femurkomponente **12** um eine zweite Scharnierachse **142** verschwenkbar relativ zueinander gelagert sind. Die zweite Scharnierachse **142** wird definiert durch eine Längsachse eines Lagerbolzens **144**, welche eine Bohrung **146** durchsetzt und fest mit der Femurkomponente **12** verbunden ist in einem Bereich zwischen den Kondylenbereichen **56**.

[0095] Das Kupplungsteil **140** definiert einen Hülsenabschnitt **148**, welcher von einer rotationssymmetrisch geformten Durchbrechung **150** durchsetzt ist. Ausgehend von einem distalen Ende **152** schließt sich an dieses im Innern ein kurzer Konusabschnitt **154** an, welcher korrespondierend zum Konusabschnitt **72** ausgebildet ist, um das Kupplungsteil **140** und das zweite Drehlagerelement **60** klemmend miteinander zu verbinden. An den Konusabschnitt **154** angrenzend verjüngt sich ein Innendurchmesser der Durchbrechung **150** entsprechend einer einen Übergangsbereich **158** zwischen dem Konusabschnitt **72** und dem Gewindeabschnitt **76** definierenden Außendurchmesserverringerung des zweiten Drehlagerelements **60**, so dass ein so definierter Übergangsbereich **156** der Durchbrechung **150** flächig am Übergangsbereich **158** zwischen dem Konusabschnitt **72** und dem Gewindebolzenabschnitt **76** anliegt. Durch die Gestaltung der Übergangsbereiche **156** und **158** bildet der Hülsenabschnitt **148** des Kupplungsteils **140** einen proximalen Anschlag für das zweite Drehlagerelement **60**.

[0096] Eine Schraubverbindung **160** ist ausgebildet

zum Sichern einer Verbindung zwischen dem zweiten Drehlagererelement **60** und dem Kupplungsteil **140**. Der Kupplungsteil **140** umfasst eine Kupplungshülse in Form des Hülсенabschnitts **148**, in welcher der Konusabschnitt **72** sowie der Übergangsbereich **158** klemmend gehalten sind. Die Schraubverbindung **160** dient zum Sichern des zweiten Drehlagererelements **60** im Hülсенabschnitt **148**. Sie umfasst den Gewindebolzenabschnitt **76** und eine ein korrespondierend zum Außengewinde **78** ausgebildetes Innengewinde **162** aufweisende Sicherungsmutter **164**.

[0097] Der Gewindebolzenabschnitt **76** steht proximalseitig über den Übergangsbereich **156** vor, ragt jedoch nicht über ein proximales Ende **168** des Hülсенabschnitts **148** hinaus. An den Übergangsbereich **156** schließt sich ein sich konisch erweiternder Abschnitt **170** an, gegen den ein distales, entsprechend konisch geformtes Ende **172** der Sicherungsmutter **164** gespannt werden kann. An den Abschnitt **170** schließt sich eine hohlzylindrische Erweiterung **166** an, welche die Sicherungsmutter **164** vollständig aufnimmt.

[0098] Die Funktionsweise sowie die Implantation der Kniegelenkendoprothese **10** mit der einen Luxationssicherungsmechanismus bildenden Verbindungseinrichtung **18** wird nachfolgend beschrieben.

[0099] Zunächst werden Knochenlager in Femur und Tibia des Patienten präpariert und anschließend die Femurkomponente **12** und die Tibiakomponente **14** entsprechend eingesetzt. Dies kann mit oder ohne Knochenzement erfolgen.

[0100] In einem nächsten Schritt wird die Meniskuskomponente **16** auf die Tibiakomponente **14** gesetzt, wobei das erste Drehlagererelement **34**, welches einen von einer Kreisform abweichenden Querschnitt aufweist, in die Aufnahme **38** eingreift. Danach wird das zweite Drehlagererelement **60** von distal her kommend mit dem Gewindebolzenabschnitt **76** voran in die Lagerhülse **98** eingeschoben und danach beide zusammen in die Drehlagererelementaufnahme **80** beziehungsweise die Lagerhülsenaufnahme **100** eingesetzt.

[0101] Anschließend wird das zweite Sicherungselement **126** von proximal her kommend über das zweite Drehlagererelement **60** geschoben und mit der Lagerhülsenaufnahme **100** verschraubt und fest angezogen. Das Kupplungsteil **140** wird dann über das zweite Drehlagererelement **60** von proximal her kommend gestülpt. Hierfür müssen Femur und Tibia nur minimal distrahiert werden. Mittels der Sicherungsmutter **164** werden das zweite Drehlagererelement **60** und das Kupplungsteil **140** der Femurkomponente **12** miteinander gekoppelt.

[0102] Zweite Drehlagererelement **60**, entsprechende

Lagerhülсен **98** sowie zweite Sicherungselemente **126** stehen optional entsprechend verfügbarer Höhen von Meniskuskomponenten **16** zur Verfügung, so dass jeweils die maximale Führungslänge für das zweite Drehlagererelement **60** ausgenutzt werden kann. Es wird so für einen Operateur insgesamt ein Kniegelenkendoprothesensatz bereitgestellt, aus dem er die am besten passenden Teile für den jeweiligen Patienten auswählen und miteinander zur Kniegelenkendoprothese **10** zusammenfügen kann.

[0103] Der besondere Aufbau der Verbindungseinrichtung **18** ermöglicht somit eine rotierbare Lagerung der Tibiakomponente **14** und der Femurkomponente **12** relativ zueinander um die zweite Scharnierachse **142** und um die zweite Rotationsachse **62**. Die Verbindungseinrichtung **18** stellt zudem sicher, dass das zweite Drehlagererelement **16** nicht luxieren kann. Dies bedeutet, dass es aufgrund von parallel zur Rotationsachse **62** wirkenden Kräften weder von der Femurkomponente **12** noch von der Tibiakomponente **14** getrennt werden kann. Durch Bereitstellen entsprechender zweiter Drehlagererelemente **60**, zweiter Sicherungselemente **128** und Lagerhülсен **98** können unterschiedliche Meniskuskomponenten **16** mit variablen Höhen genutzt werden, so dass die Verbindungseinrichtung **18** "mitwachsen" kann, das heißt sie kann die jeweils zur Verfügung stehende maximale Führungslänge für das zweite Drehlagererelement **60** ausnutzen.

[0104] Des Weiteren erlaubt die besondere Ausgestaltung der Verbindungseinrichtung **18** eine begrenzte Subluxation, nämlich das oben beschriebene Axialspiel des zweiten Drehlagererelements **60** in der Drehlagererelementaufnahme **102**. Dies wird erreicht durch eine Anschlageinrichtung **174** zum Begrenzen der Bewegung des zweiten Drehlagererelements **60** und der Drehlagererelementaufnahme **80** relativ zueinander in distaler und proximaler Richtung. Die Anschlageinrichtung **174** umfasst eine Hinterschneidung **176** der Lagerhülse **98**, welche gebildet wird durch den distalen Abschnitt **114**, der im Innendurchmesser im Vergleich zum proximalen Abschnitt **118** erweitert ist. Der Zylinderabschnitt **64** selbst definiert dann einen Rückhaltevorsprung **178**, welcher in die Hinterschneidung **176** eingreift. Die Anschlageinrichtung **174** umfasst Anschläge, die gebildet werden durch die Schultern **116** und **68**, die in einer proximalsten Stellung des zweiten Drehlagererelements **60** aneinander anliegen. In distaler Richtung wird eine Bewegung des zweiten Drehlagererelements **60** begrenzt durch den Boden **82**.

[0105] Bei der beschriebenen Ausführungsform der Kniegelenkendoprothese **10** umfasst die Anschlageinrichtung **174** ferner den Ringvorsprung **106**, welcher distalseitig an die Ringfläche **88** in Anlage bringbar ist und nach entsprechender Verschiebung der Lagerhülse **98** in proximaler Richtung an das distale

Ende 128 des zweiten Sicherungselements 126. Die Ringfläche 88 bildet so einen Anschlag 180, welcher eine Einführtiefe der Lagerhülse 98 in die Lagerhül-senaufnahme 100 begrenzt. Dadurch, dass der Anschlag 180 und das Ende 128 etwas voneinander be-abstandet sind, kann somit eine Art Pumpbewegung ermöglicht werden zwischen dem zweiten Drehlage-relement 60 und der Tibiakomponente 14. In Abhän-gigkeit der wirkenden Reibungskräfte zwischen dem zweiten Drehlageelement 60, der Lagerhülse 98 und der Tibiakomponente 14 kann beispielsweise ausgehend von einer distalsten Stellung sowohl des zwei-ten Drehlageelements 60 als auch der Lagerhülse 98, wie sie in den **Fig. 2** und **Fig. 3** dargestellt ist, bei auf das zweite Drehlageelement 60 wirkenden Zug-kräften zum Beispiel dieses zunächst relativ zur La-gerhülse 98 bewegt werden, bis die Schultern 68 und 116 aneinander anschlagen. Weiterhin in proximaler Richtung auf das zweite Drehlageelement 60 wir-kende Kräfte führen dann noch zu einer Bewegung der Lagerhülse 98 in der Lagerhül-senaufnahme 100, bis die Anschlagfläche 136 am Ende 128 anschlägt. In umgekehrter Richtung würde dann eine entspre-chend analoge, teleskopartige Bewegung erfolgen.

[0106] Die Lagerhülse 98 ist zur Ausbildung einer möglichst reibungsarmen Gleitpaarung aus einem Kunststoff hergestellt. Der Kunststoff enthält vorzugs-weise Polyetheretherketon (PEEK) oder ist Polyethe-retherketon. Ferner kann der Kunststoff faserver-stärkt sein, um eine Stabilität der Lagerhülse 98 zu verbessern.

[0107] Abgesehen von der Meniskuskomponente 16, der Lagerhülse 98 sowie des Sicherungsreifens 134 sind alle übrigen Teile der Kniegelenkendopro-these 10 körperverträglichen Metall, beispielsweise aus einem Implantatstahl oder aus Titan hergestellt. Die Meniskuskomponente 16 ist vorzugsweise aus einem Kunststoff, beispielsweise aus Polyethylen (PE) hergestellt. Insbesondere kann es sich dabei um Polyethylen mit einem hohen Molekulargewicht oder um hochdichtes Polyethylen handeln.

DE 20 2009 001 442 U1 2009.05.14

ZITATE ENthalTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- DE 19618321 C2 [0002, 0003]
- DE 202008903817 U1 [0082]

Schutzansprüche

1. Kniegelenkendoprothese (10) mit einer Tibiakomponente (14), einer Femurkomponente (12) und einer zwischen der Tibiakomponente (14) und der Femurkomponente (12) an der Femur- oder Tibiakomponente (12, 14) beweglich gelagerten Meniskuskomponente (16) sowie mit einer Verbindungseinrichtung (18) zum gelenkigen Verbinden der Tibiakomponente (14) mit der Femurkomponente (12), **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verbindungseinrichtung (18) eine Verbindungsstellung definiert, in welcher die Tibiakomponente (14) und die Femurkomponente (12) unlösbar miteinander verbunden sind.

2. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Verbindungseinrichtung (18) eine Montagstellung definiert, in welcher die Femurkomponente (12) und die Tibiakomponente (14) vollständig voneinander getrennt sind.

3. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Verbindungseinrichtung (18) derart ausgebildet ist, dass sie nach einer unabhängigen Implantation der Femurkomponente (12) und der Tibiakomponente (14) voneinander von der Montagstellung in die Verbindungsstellung überführbar ist.

4. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Meniskuskomponente (16) und die Tibiakomponente (14) um eine erste Rotationsachse (36) relativ zueinander rotierbar gelagert sind.

5. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Femurkomponente (12) und die Tibiakomponente (14) relativ zueinander um eine zweite Rotationsachse (62) rotierbar gelagert sind.

6. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die erste und die zweite Rotationsachse (36, 62) identisch sind.

7. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Tibiakomponente (14) eine Tibiakomponentengelenkfläche (24) aufweist, auf welcher die Meniskuskomponente (16) bewegbar gelagert ist.

8. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Meniskuskomponente (16) und die Femurkomponente (12) relativ zueinander um eine erste Scharnierachse (54) rotierbar gelagert sind.

9. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,

dass die Tibiakomponente (14) und die Femurkomponente (12) relativ zueinander um eine zweite Scharnierachse (142) rotierbar gelagert sind.

10. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die erste und die zweite Scharnierachse (54, 142) identisch sind.

11. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Verbindungseinrichtung (18) derart ausgebildet ist, dass die Tibiakomponente (14) und die Femurkomponente (12) nach Implantieren der Tibiakomponente (14) an der Tibia und nach Implantieren der Femurkomponente (12) am Femur miteinander verbindbar sind.

12. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Tibiakomponente (14) ein erstes Drehlageelement (34) aufweist zum rotierbaren Lagern der Meniskuskomponente (16) um die erste Rotationsachse (36).

13. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass das erste Drehlageelement (34) in Form eines von der Tibiakomponentengelenkfläche (24) abstehenden Zapfens (35) ausgebildet ist.

14. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 13, gekennzeichnet durch eine Rotationsbegrenzungseinrichtung (46) zum Definieren eines maximalen Rotationswinkelbereichs für eine Rotation der Meniskuskomponente (16) und der Tibiakomponente (14) relativ zueinander.

15. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Rotationsbegrenzungseinrichtung (46) einen oder zwei Drehanschläge (48) umfasst.

16. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass der eine oder die zwei Drehanschläge (48) am ersten Drehlageelement (34) angeordnet oder ausgebildet sind.

17. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 12 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass das erste Drehlageelement (34) einen Querschnitt aufweist, welcher von einer Kreisform abweicht.

18. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 7 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Rotationsachse (36) senkrecht zu einer von der Tibiakomponentengelenkfläche (24) definierten Ebene (40) orientiert ist.

19. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 9 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass die

DE 20 2009 001 442 U1 2009.05.14

zweite Rotationsachse (62) und die zweite Scharnierachse (142) relativ zueinander windschief sind.

20. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 9 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die zweite Rotationsachse (62) zu einer die zweite Scharnierachse (142) enthaltenden Ebene (58) senkrecht steht.

21. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch ein zweites Drehlagerelement (60) zum rotierbaren Lagern der Femurkomponente (12) und der Tibiakomponente (14) relativ zueinander um die zweite Rotationsachse (62).

22. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Drehlagerelement (60) an der Tibiakomponente (14) angeordnet oder gehalten ist.

23. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 21 oder 22, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Drehlagerelement (60) und die Tibiakomponente (14) relativ zueinander um die zweite Rotationsachse (62) rotierbar sind.

24. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 21 bis 23, dadurch gekennzeichnet, dass die Verbindungseinrichtung (18) derart ausgebildet ist, dass das zweite Drehlagerelement (60) und die Tibiakomponente (14) nach Implantieren der Tibiakomponente (14) an der Tibia miteinander koppelbar sind.

25. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 21 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Tibiakomponente (14) eine Drehlagerementaufnahme (80) aufweist, in welcher das zweite Drehlagerement (60) rotierbar gehalten ist.

26. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Drehlagerement (60) in der Drehlagerementaufnahme (80) in einer Richtung parallel zur zweiten Rotationsachse (62) unbeweglich gelagert ist.

27. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Drehlagerement (60) in der Drehlagerementaufnahme (80) in einer Richtung parallel zur zweiten Rotationsachse (62) verschiebbar gelagert ist.

28. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 25 bis 27, gekennzeichnet durch eine Anschlageinrichtung (174) zum Begrenzen einer Bewegung des zweiten Drehlagerlements (60) und der Drehlagerementaufnahme (80) relativ zueinander in distaler und/oder proximaler Richtung.

29. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 25 bis 28, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Drehlagerement (60) in einer Hinterschneidung (176) der Drehlagerementaufnahme (102) gehalten ist.

30. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, dass die Anschlageinrichtung (174) die Hinterschneidung (176) umfasst.

31. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 29 oder 30, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Drehlagerement (60) einen Rückhaltevorsprung (178) umfasst, welcher in die Hinterschneidung (176) der Drehlagerementaufnahme (102) eingreift.

32. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 31, dadurch gekennzeichnet, dass ein Außendurchmesser des zweiten Drehlagerlements (60) proximalseitig des Rückhaltevorsprungs (178) kleiner ist als ein Außendurchmesser des Rückhaltevorsprungs (178).

33. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 25 bis 32, gekennzeichnet durch eine Sicherungseinrichtung (124) zum Sichern des zweiten Drehlagerlements (60) in der Drehlagerementaufnahme (80).

34. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, dass die Sicherungseinrichtung (124) mindestens ein erstes Sicherungselement (122) umfasst zum Sichern des zweiten Drehlagerlements (60) in der Drehlagerementaufnahme (80).

35. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 25 bis 34, gekennzeichnet durch eine Lagerhülse (98) zum Lagern des Drehlagerlements (60) und dass die Lagerhülse (98) in der Drehlagerementaufnahme (80) gehalten ist.

36. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 35, dadurch gekennzeichnet, dass die Lagerhülse (98) das erste Sicherungselement (122) bildet.

37. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 35 oder 36, dadurch gekennzeichnet, dass die Lagerhülse (98) die Drehlagerementaufnahme (102) definiert.

38. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 35 bis 37, dadurch gekennzeichnet, dass die Tibiakomponente (14) eine Lagerhülseaufnahme (100) aufweist zum Aufnehmen der Lagerhülse (98).

39. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 38, dadurch gekennzeichnet, dass die Anschlageinrichtung (174) einen Anschlag (180) umfasst, welcher eine Einführtiefe der Lagerhülse (98) in die Lagerhülseaufnahme (100) begrenzt.

DE 20 2009 001 442 U1 2009.05.14

40. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 38 oder 39, dadurch gekennzeichnet, dass die Sicherungseinrichtung (124) ein zweites Sicherungselement (126) umfasst zum Sichern der Lagerhülse (98) in der Lagerhülseaufnahme (100).

41. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 40, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Sicherungselement (126) mit der Tibiakomponente (14) lösbar verbindbar ist.

42. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 40 oder 41, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Sicherungselement (126) mit der Lagerhülseaufnahme (100) lösbar verbindbar ist.

43. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 40 bis 42, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Sicherungselement (126) mit der Drehlagerementaufnahme (80) lösbar verbindbar ist.

44. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 35 bis 43, dadurch gekennzeichnet, dass die Lagerhülse (98) aus einem Kunststoff hergestellt ist.

45. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 44, dadurch gekennzeichnet, dass der Kunststoff Polyetheretherketon (PEEK) ist oder enthält.

46. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 44 oder 45, dadurch gekennzeichnet, dass der Kunststoff ein faserverstärkter Kunststoff ist.

47. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Meniskuskomponente (16) aus einem Kunststoff hergestellt ist.

48. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 47, dadurch gekennzeichnet, dass der Kunststoff Polyethylen (PE) ist.

49. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 25 bis 48, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Drehlagerement (60) von proximal her kommend in die Drehlagerementaufnahme (80) einsetzbar ist.

50. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Kupplungseinrichtung (138) zum Koppeln des zweiten Drehlagerements (60) mit der Femurkomponente (12).

51. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 50, dadurch gekennzeichnet, dass die Kupplungseinrichtung (138) ein Kupplungsteil (140) umfasst, dass das zweite Drehlagerement (60) über das Kupplungsteil (140) indirekt mit der Femurkomponente (12) verbindbar ist und dass das Kupplungsteil (140) und die

Femurkomponente (12) relativ zueinander um die zweite Scharnierachse (142) rotierbar gelagert sind.

52. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 51, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Drehlagerement (60) und das Kupplungsteil (140) relativ zueinander unbeweglich aneinander festlegbar sind.

53. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 50 bis 52, dadurch gekennzeichnet, dass die Kupplungseinrichtung (138) eine Schraubverbindung (160) umfasst zum Verbinden des zweiten Drehlagerements (60) und der Femurkomponente (12).

54. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 53, dadurch gekennzeichnet, dass die Schraubverbindung (160) ausgebildet ist zwischen dem zweiten Drehlagerement (60) und dem Kupplungsteil (140).

55. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 51 bis 55, dadurch gekennzeichnet, dass das Kupplungsteil (140) eine Kupplungshülse (148) umfasst und dass das zweite Drehlagerement (60) in der Kupplungshülse (148) gehalten ist.

56. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 51 bis 55, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Drehlagerement (60) und das Kupplungsteil (140) klemmend miteinander verbunden sind.

57. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 55 oder 56, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Drehlagerement (60) einen in der Kupplungshülse (148) klemmend gehaltenen Konusabschnitt (72) umfasst.

58. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 55 bis 57, dadurch gekennzeichnet, dass die Schraubverbindung (160) das zweite Drehlagerement (60) in der Kupplungshülse (148) sichert.

59. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 53 bis 58, dadurch gekennzeichnet, dass die Schraubverbindung (160) einen am zweiten Drehlagerement (60) ausgebildeten Außengewindeabschnitt (76) und eine zum Außengewindeabschnitt (76) korrespondierende Sicherungsmutter (164) umfasst.

60. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 55 bis 59, dadurch gekennzeichnet, dass die Kupplungshülse (148) einen proximalen Anschlag für das zweite Drehlagerement (60) bildet.

61. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 55 bis 60, dadurch gekennzeichnet, dass ein proximales Ende des zweiten Drehlagerements (60) proximalseitig mit dem Außengewindeabschnitt (76) aus der Kupplungshülse (148) vorsteht.

DE 20 2009 001 442 U1 2009.05.14

62. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Femurkomponente (12) zwei Kondylenabschnitte (56) umfasst, welche an der Meniskuskomponente (16) anliegende Femurkomponentengelenkflächen definieren.

63. Kniegelenkendoprothese nach Anspruch 62, dadurch gekennzeichnet, dass das Kupplungsteil (140) im Bereich zwischen den Kondylenabschnitten (56) gelenkig mit der Femurkomponente (12) gekoppelt ist.

64. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 25 bis 63, dadurch gekennzeichnet, dass die Drehlagerelementaufnahme (80) distalseitig geschlossen ist.

65. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 25 bis 64, dadurch gekennzeichnet, dass die Drehlagerelementaufnahme (80) proximalseitig offen ist.

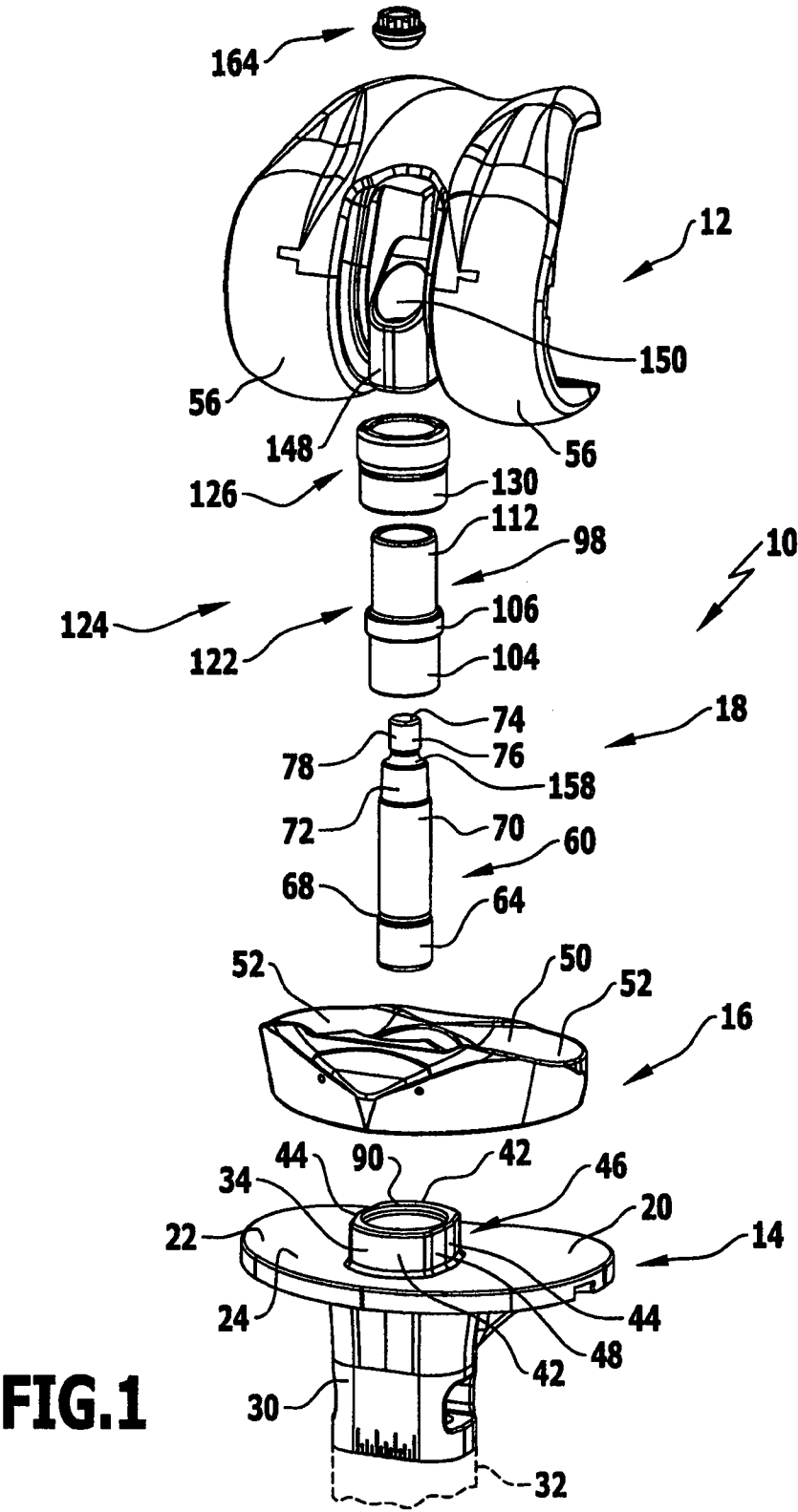
66. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 25 bis 65, dadurch gekennzeichnet, dass die Drehlagerelementaufnahme (80) sacklochartig ausgebildet ist.

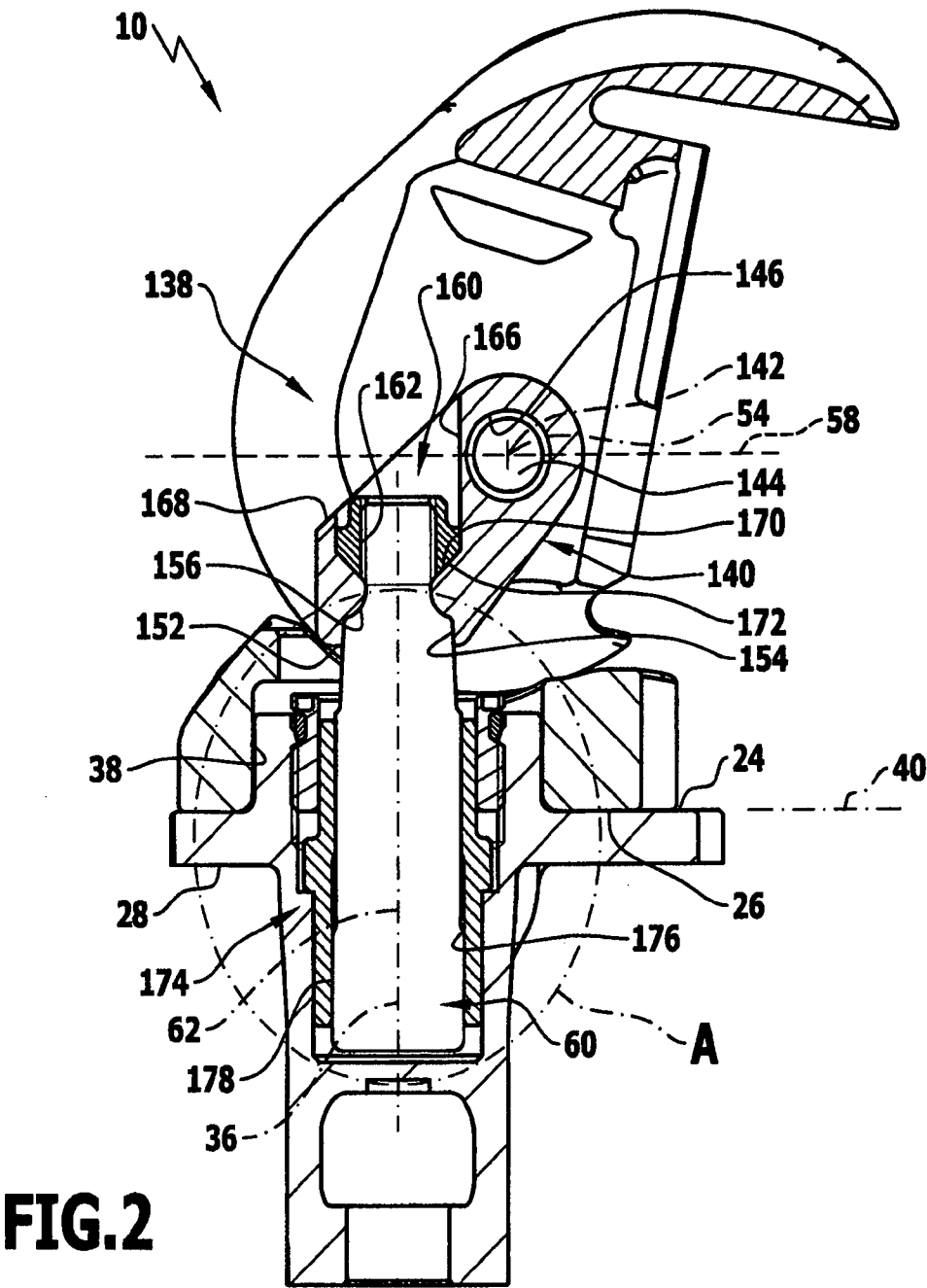
67. Kniegelenkendoprothese nach einem der Ansprüche 25 bis 66, dadurch gekennzeichnet, dass sich die Drehlagerelementaufnahme (80) mindestens teilweise oberhalb und/oder unterhalb der Tibiakomponentengelenkfläche (24) erstreckt.

68. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch mindestens zwei unterschiedlich lange zweite Drehlagerelemente (60) zur Ausbildung eines modularen Kniegelenkendoprothesensatzes.

69. Kniegelenkendoprothese nach einem der voranstehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch mindestens zwei unterschiedlich geformte Meniskuskomponenten (16) und/oder Femurkomponenten (12) und/oder Tibiakomponenten (14) zur Ausbildung eines modularen Kniegelenkendoprothesensatzes.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen





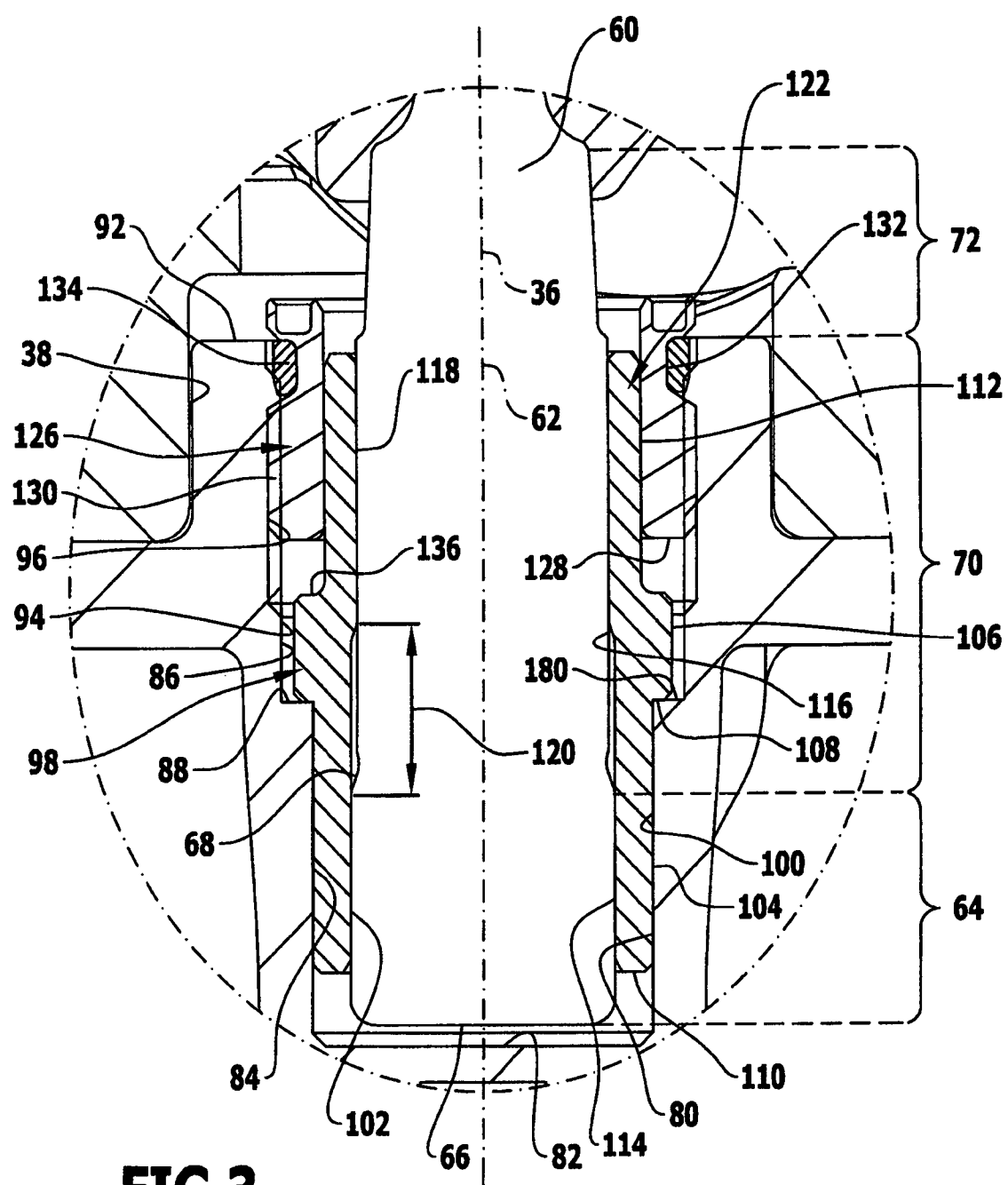


FIG.3

108

①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Offenlegungsschrift
⑪ DE 31 19841 A1

⑤ Int. Cl. 3:
A61 F1/03

⑳ Aktenzeichen:
㉑ Anmeldetag:
㉒ Offenlegungstag:

P 31 19 841.4
19. 5. 81
16. 12. 82

DE 31 19841 A1

㉓ Anmelder:
GMT Gesellschaft für medizinische Technik mbH;
Waldemar Link (GmbH & Co), 2000 Hamburg, DE

㉔ Erfinder:
Engelbrecht, Eckart, 2000 Hamburg, DE; Nieder, Elmar,
2155 York, DE; Keller, Arnold, 2061 Kayhude, DE

Behördeneigentum

⑤4 Endoprothese eines Kniegelenks

Endoprothese eines Kniegelenks, bestehend aus einer femoralen und einer mit dieser verbundenen tibialen Komponente, zwischen denen mindestens je ein Beugebewegung um deren Querachsen und Rotationsbewegungen um deren Längsachsen jeweils gegeneinander zulassendes Lager angeordnet ist. Das die Beugebewegungen um die Querachsen zulassende Schwenklager ist als ein an der einen Komponente befestigtes Scharnier ausgebildet. Es weist eine als Scharnierbolzen ausgebildete Achse auf, die rotationsbeweglich auf der anderen Komponente gelagert ist.

(31 19 841)

DE 31 19841 A1

DIPL.-ING. DR. GERT HEIDT
Rechtsanwalt, Patentanwalt

3119841

Dr. Gert Heidt - Neuer Wall 57 IV. - 2000 Hamburg 36

Neuer Wall 57 IV. - 2000 Hamburg 36
Ruf 040 / 37 15 77 + 37 17 49.

Sprechstunden nach Vereinbarung

Telegramme: Patentheidt, Hamburg

GMT Gesellschaft für
medizinische Technik mbH.
Holstenstraße 2

2000 Hamburg 50

Firma
Waldemar Link
Barkhausenweg 10

2000 Hamburg 63

ENDOPROTHESE EINES KNIEGELENKS

PATENTANSPRÜCHE

1. Endoprothese eines Kniegelenks bestehend aus einer femoralen und einer mit dieser unverbundenen tibialen Komponenten, zwischen denen mindestens je eine Beugebewegungen um deren Querachsen und Rotationsbewegungen um deren Längsachsen jeweils gegeneinander zulassendes Lager angeordnet ist, dadurch gekennzeichnet, daß das die Beugebewegungen um die Querachsen zulassende Schwenklager als ein an der einen Komponenten (1,2) befestigtes Scharnier ausgebildet ist und eine als Scharnierbolzen ausgebildete Achse (19) aufweist, die rotationsbeweglich auf der anderen Komponenten (2,1) gelagert ist.

19.05.81

3119841

2. Endoprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Scharnier an der femoralen Komponente (2) befestigt ist und in die Achse (19) ein Rotationsbewegungen zulassender Zapfen (13) hineinragt, der mit der tibialen Komponenten (1) fest verbunden ist.
3. Endoprothese nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Zapfen (13) in einer Kunststoffhülse (18) gleitend gelagert ist, die fest in die Achse (19) eingepaßt ist.
4. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Kunststoffhülse (18) sich durch einen schlitzartigen Freiraum erstreckt, der zwischen zwei die femorale Komponente (2) in der Beugeebene seitlich begrenzenden Laufflächen (28,29) angeordnet ist, die zur Übertragung von Druckkräften vorgesehen sind.
5. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Zapfen (13) sich auf einer flachen Ebene (12) erhebt, die die tibiale Komponente (1) in Richtung auf die femorale Komponente (2) nach oben begrenzt und zur Aufnahme der von den Laufflächen (28,29) zu übertragenden Druckkräfte vorgesehen ist.
6. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Zapfen (13) sich senkrecht auf der Ebene (12) in einem hinteren Bereich erhebt, in dem sich die beiden Komponenten (1,2) bei Ausführung der Beugebewegungen am weitesten annähern.
7. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Achse (19) in Lagerschalen (42) gelagert ist, die in der femoralen Komponenten (2) gegen Verschiebungen in Längsrichtung der Achse (19) befestigt sind.
8. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Lagerschalen (42) als hutartige Deckel ausgebildet sind, die in Längsrichtung der Achse (19) verlaufende Ränder (43) aufweisen, auf deren Innenseiten die Achse (19) gelagert

- 3 -
1985.01

3119841

ist und deren Außenseiten (46) in einer Bohrung (30) eingepaßt sind, die quer zur Beugerichtung durch Seitenflanken der femoralen Komponenten (2) verlaufen, an deren die Laufflächen (28,29) befestigt sind.

9. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Ränder (43) mit je einer Anlauffläche (47) versehen sind, die sich in der Beugeebene unmittelbar dem Zapfen (13) benachbart erstreckt, von der Achse (19) weg nach außen weist und an entsprechend vorgesehenen Anlageflächen der Seitenflanken anliegt.
10. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Ränder (43) an ihren von der Anlauffläche (47) abgewandten Ende mit einer Abdeckung (48) verbunden sind, die als eine die Achse (19) in Längsrichtung justierende Anlauffläche ausgebildet ist.
11. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Abdeckung (48) fest mit den Rändern (43) verbunden ist.
12. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Abdeckung (48) lösbar mit einem Stift bezüglich der Ränder (43) justiert ist.
13. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß der Zapfen (13) konisch von seinem in die Achse (19) hineinragenden oberen Ende (21) in Richtung auf die flache Ebene (12) dicker wird.
14. Endoprothese nach Anspruch 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß der Zapfen (13) an seinem oberen Ende (21) in Form einer Halbkugel abgerundet ist.

Die Erfindung betrifft eine Endoprothese eines Kniegelenks bestehend aus einer femoralen und einer mit dieser unbundenen tibealen Komponenten, zwischen denen mindestens je eine Schwenkbewegung um deren Querachsen und Rotationsbewegungen um deren Längsachsen jeweils gegeneinander zulassendes Lager angeordnet ist.

Derartige Endoprothesen haben inzwischen im praktischen Einsatz erwiesen, daß sie für ihre Träger die erwarteten Erleichterungen brachten. Die implantierten Kniegelenke ermöglichen ihren Trägern Bewegungsmöglichkeiten, die denen natürlicher Kniegelenke weitgehend angenähert sind. Es sind Fälle bekanntgeworden, in denen der Träger der Endoprothese beinspezifische Sportarten, beispielsweise Skilauf betrieben hat, ohne daß bei den in dieser Sportart üblichen Belastungsfällen Behinderungen durch die Endoprothese aufgetreten sind.

Im Zuge der weiteren technischen Entwicklung sind Überlegungen angestellt worden, auf welche Weise die Endoprothese des Kniegelenks verbessert werden kann im Sinne einer Vereinfachung der Herstellung. Außerdem stellt es sich als wünschenswert heraus, das Einsätzen des Kniegelenks im Sinne der bei Scharnierprothesen bekannten Methoden zu vereinfachen.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, die Endoprothese der einleitend genannten Art so zu verbessern, daß die Verbindung ihrer beiden Komponenten vereinfacht und durch hochfeste Bauelemente verstärkt wird.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß das die Schwenkbewegungen um die Querachsen zulassende Schwenklager als ein an der einen Komponente befestigtes Scharnier ausgebildet ist und eine als Scharnierbolzen ausgebildete Achse aufweist, die rotationsbeweglich auf der anderen Komponente gelagert ist.

Eine derartige Endoprothese greift auf die bei der Scharnierprothese bewährten Bauelemente zurück, die sich bei üblichen Belastungsfällen als außerordentlich widerstandsfähig heraus-

gestellt haben. Mit dem Einbau dieser Scharnierlager ist eine Vielzahl von Operateuren vertraut, so daß mit guten Einbauergebnissen gerechnet werden kann. Darüberhinaus werden aber die Mängel der Scharnierprothese dadurch behoben, daß die beiden Komponenten gegeneinander Rotationsbewegungen ausführen können. Die rotationsbewegliche Lagerung des Scharnierbolzens ist mit einfachen Mitteln möglich, die eine kostengünstige Herstellung der Prothese ermöglichen und darüberhinaus den Einbau der Prothese erleichtern.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist das Scharnier an der femoralen Komponenten befestigt und in die Achse ragt ein Rotationsbewegungen zulassender Zapfen hinein, der mit der tibialen Komponenten fest verbunden ist. Durch diese Anordnung wird auch das bereits bewährte Prinzip der Rotations-Endoprothese zurückgegriffen. Diese ermöglicht eine weitgehende Beugung des Oberschenkels gegenüber dem Unterschenkel. Durch die Ausbildung des in die Achse hineinragenden Zapfens kann dieser relativ lang ausgebildet werden, so daß er auf seiner großen Außenfläche relativ hohe Belastungen verträgt, die bei kleinen Flächenpressungen übertragen werden können. Da die Scharnierkonstruktion eine relativ dicke Achse auch auf dem zur Verfügung stehenden kleinen Raum zuläßt, verträgt die Achse die Einbringung einer Lagerung für den Zapfen, die ausreicht, um das Kniegelenk funktionssicher auch bei ausnahmsweise hohen Stoßbelastungen ausführen zu können.

Weitere Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden ausführlichen Beschreibung und den beigefügten Zeichnungen, in denen eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung beispielsweise veranschaulicht ist.

In den Zeichnungen zeigen:

Fig. 1: einen Längsschnitt in der Beugeebene durch eine eingesetzte Endoprothese entlang der Schnittlinie I-I in Fig. 2,

Fig. 2: einen Längsschnitt quer zur Beugeebene durch eine eingesetzte Endoprothese entlang der Schnittlinie II-II in Fig. 1,

Fig. 3: einen Längsschnitt in der Beugeebene durch ein zusammengesetztes Kniegelenk in vergrößerter Darstellung gemäß der Schnittlinie III-III in Fig. 4,

Fig. 4: einen Längsschnitt durch ein zusammengesetztes Kniegelenk quer zur Beugeebene entsprechend der Schnittlinie IV-IV in Fig. 3,

Fig. 5: einen Längsschnitt durch eine femorale Komponente,

Fig. 6: eine Seitenansicht einer tibialen Komponenten,

Fig. 7: einen Längsschnitt durch eine Achse entsprechend der Schnittlinie VII-VII in Fig. 8,

Fig. 8: einen Querschnitt durch eine Achse entsprechend der Schnittlinie VIII-VIII in Fig. 7,

Fig. 9: einen Längsschnitt durch eine Kunststoffhülse,

Fig. 10: einen Längsschnitt durch eine Lagerschale mit Abdeckung,

Fig. 11: einen Längsschnitt durch eine Lagerschale ohne Abdeckung und

Fig. 12: einen Längsschnitt durch eine Abdeckung.

Die Endoprothese eines Kniegelenkes besteht im wesentlichen aus einer tibialen Komponenten 1 und einer femoralen Komponenten 2. Bei der tibialen Komponenten 1 schließt sich an einen Stiel 3 ein Auflager 4 an, das zusätzlich mit Rippen 5 gegenüber dem Stiel 3 abgestützt ist. Der Stiel 3 ist etwa im Schwerpunkt des Auflagers 4 mit diesem verbunden. Die dem Stiel abgewandte Oberseite 6 des Auflagers 4 ist als flache Ebene ausgebildet, dessen Ränder einen Kragen 7 aufweisen, der aus der Oberseite 6 herausragt. Der Kragen 7 dient als Halterung für eine auf die Oberfläche 6 aufzubringende tibiale Lagerhälfte 8 eines Druckspannungen aufnehmenden Lagerteils.

Der Stiel 3 läuft vom Auflager 4 in Richtung auf sein in einen Knochen 9 einzuschiebendes Ende 10 konisch zu. Am Ende 10 des Stiels 3 ist eine für die Führung des Stiels 3 im Knochen 9 vorgesehene Kappe 11 auf dem Stiel 3 befestigt.

Die tibiale Lagerhälfte 8 besteht im wesentlichen aus einem als flache Ebene 12 ausgebildeten Druckspannung aufnehmenden Teil. Die flache Ebene 12 liegt mit einer flachen Bodenfläche auf der Oberseite 6 des Auflagers 4 auf und ist an dessen Kragen 7 gegen Verschiebungen gesichert. Die Ränder der flachen Ebene 12 verlaufen etwa kreisförmig und weisen lediglich im Bereich eines sich auf dem Auflager 4 in Richtung auf die femorale Komponente 2 erstreckenden Zapfens 13 eine Einbuchtung 14 auf. Durch diese Einbuchtung 14 erhält das Auflager 4 und damit die tibiale Lagerhälfte 8 die Form eines Hufeisens, auf dessen Schenkeln die flachen Ebenen 12 ausgebildet sind.

In dem zwischen den flachen Ebenen 12 liegenden Mittelteil der tibialen Lagerhälfte 8 ist dem Zapfen 13 in der Beugeebene eine Auflauffläche 15 vorgelagert, die sich auf der tibialen Lagerhälfte 8 erhebt. Diese Auflauffläche steigt an bis zu einem Kamm 16, der sich geschwungen von einer flachen Ebene 12 zur anderen erstreckt. Jenseits des Kamms 16 fällt die Auflauffläche 15 in einem jähen Abfall 17 in Richtung auf den Kragen 7 ab. Dieser Abfall 17 sowie die ihm abgewandte Auflauffläche 15 erstrecken sich im wesentlichen in der Beugeebene. Zu beiden Seiten fällt die Auflaufebene 15 in Richtung auf die flachen Ebenen 12 in Form von Seitenflächen ab, die in die flachen Ebenen 12 einmünden. Die Seitenflächen sind in Richtung auf die Auflauffläche 15 in der Weise gewölbt, daß eine auf der flachen Ebene 12 in Beugerichtung stattfindende Abrollbewegung der femoralen Lagerhälte 2 nicht beeinträchtigt werden kann.

Der Zapfen 13 steht mit seiner Mittelachse senkrecht auf einer von dem Auflager 4 aufgespannten Ebene. Er ist von einer Kunst-

stoffhülse 18 umgeben, die die Oberfläche des Zapfens 13 überall gleichmäßig beaufschlagt. Die Kunststoffhülse 18 dient als eine Lagerhülse, in der der Zapfen 13 Rotationsbewegungen um seine Längsachse ausführen kann. Die Kunststoffhülse 18 ist in einer Achse 19 fest eingepaßt, die zu diesem Zwecke eine Ausnehmung 20 in ihrem Mittelteil aufweist. Diese Ausnehmung 20 erstreckt sich zylinderförmig quer zur Längsachse der Achse 19 in diese hinein. Die Ausnehmung 20 befindet sich im Mittelteil der Achse 19 und ist so tief ausgebildet, daß ein in die Achse 19 hineinragendes Ende 21 der Kunststoffhülse 18 gut in der Ausnehmung 20 geführt ist. Die Ausnehmung 20 ist zu diesem Zwecke zylinderförmig ausgebildet und endet in Form einer Halbkugel 22, die der Form des Endes 21 angepaßt ist. Andererseits weist die Achse 19 im Bereich der Ausnehmung 20 noch so dicke Wandungen 23 auf, daß diese die von dem Zapfen 13 zu übertragenden Führungskräfte aufnehmen kann. Diese Führungskräfte entstehen bei der Bewegung der femoralen Komponente 2 gegenüber der tibialen Komponente 1 dadurch, daß die beiden Komponenten 1,2 zueinander in der beabsichtigten Stellung gehalten werden müssen. Demgegenüber werden die von der femoralen Komponente 2 in die tibiale Komponente 1 einzuleitenden Druckkräfte von der femoralen Komponente 2 unmittelbar in die tibiale Lagerhälfte 8 im Bereich der flachen Ebenen 12 eingeleitet.

Die femorale Komponente 2 besteht im wesentlichen aus einer Lagerhälfte 24 und einem Stiel 25, der der Befestigung der femoralen Komponente 2 im Knochen 26 eines Oberschenkels dient. Der Stiel 25 ist auf einer der tibialen Komponente 1 abgewandten Oberseite 27 derart befestigt, daß er gegenüber der Lotrechten einer Abweichung von etwa 5° aufweist. Diese Abweichung entspricht in etwa der physiologischen Valgus-Abknickung im Kniegelenk und wird durch eine Neigung des Stiels 25 in Richtung des schräg einwärts zum Becken verlaufenden Oberschenkels berücksichtigt. Der Stiel 25 mündet entlang einer Mittellinie zwischen zwei sich im wesentlichen in Beugerichtung des Kniegelenks erstreckenden Laufflächen 28,29 in die femorale Lagerhälfte 24 ein. Der Einmündungspunkt des Stiels 25

19.03.61

3119841

liegt im vorderen Teil der femoralen Lagerhälfte 24 unmittelbar vor Bohrungen 30, die der Aufnahme der Achse 19 dienen. Auf die Weise ist für eine günstige Einleitung der durch den Stiel 25 übertragenen Kraft unmittelbar vor dem von der Achse 19 gebildeten Drehpunkt gesorgt.

Der Stiel 25 läuft von der femoralen Lagerhälfte 24 in Richtung auf sein in den Knochen 26 ragendes Ende 31 konisch zu. Am Ende 31 weist er ähnlich wie der Stiel 3 eine Kappe 32 auf, die auf das Ende 31 aufgeschraubt ist. Diese Kappe 32 dient der Führung des Stiels 25 im Knochen 26.

Die beiden Laufflächen 28,29 sind kufenförmig gestaltet. Zwischen den beiden Laufflächen 28,29 ist ein Mittelteil 33 vorgesehen, vor dem sich die Achse 19 erstreckt. Zur Lagerung der Achse 19 sind die Bohrungen 30 in Seitenteilen 34,35 vorgesehen, an denen die Laufflächen 28,29 befestigt sind. Um die Bewegungen der femoralen Komponente 2 gegenüber der Achse 19 nicht zu behindern, ist im Mittelteil 33 ein Auge 36 eingefräst, durch das für einen ausreichenden Abstand zwischen dem Mittelteil 33 und der Oberfläche der Achse 19 gesorgt ist. Die Achse der Bohrung 30 verläuft senkrecht zur Beugeebene.

Die kufenförmigen Laufflächen 28,29 weisen in ihrem die tibiale Lagerhälfte 8 beaufschlagenden Bereich einen schwächer gebogenen Anteil 37 mit einem relativ großen Radius auf. Sie sind insoweit der anatomischen Form der Condylen nachgebildet, die die femorale Auflagefläche des natürlichen Kniegelenks bilden. Dieser Teil der Lauffläche 28,29 geht der Ausgestaltung der Condylen folgend in Richtung auf den die Kniekehle bildenden hinteren Teil 38 des Kniegelenkes stetig in einen Anteil 39 stärkerer Krümmung über, der einen kleineren Krümmungsradius als der vordere Teil der Lauffläche aufweist.

Diesem Anteil stärkerer Krümmung 39 schließt sich ein dritter Anteil 40 an, der den hinteren Teil 38 der femoralen Lagerhälfte 24 bildet. Dieser dritte Anteil 40 weist wiederum

einen großen Radius auf. Dieser bewirkt, daß die beiden Lagerhälften 8,24 bei starker Beugung des Kniegelenkes voneinander abgedrückt werden. Durch diese Distraktion des Kniegelenkes wird die das Kniegelenk umgebende Streckmuskulatur vorgespannt, so daß das Kniegelenk aufgrund dieser Vorspannung gedämpft in seine größte Beugung einfedert. Die Distraktion des Kniegelenkes wird durch die Verschieblichkeit des Zapfens 13 innerhalb der Kunststoffhülse 18 und die unverbundene Ausführung des Drucklagers ermöglicht. Durch die Distraktion vergrößert sich die Entfernung zwischen dem Drehpunkt des Kniegelenkes und der tibialen Lagerhälfte 8. Dadurch steht in der Kniekehle ein vergrößerter Raum zur Aufnahme der das Kniegelenk umgebenden Weichteile zur Verfügung. Außerdem verhindert der durch die Distraktion des Kniegelenkes vorgespannte Streckapparat einen harten Anschlag der sich bei starker Beugung berührenden hinteren Teile der femoralen und tibialen Komponenten 2,1. Auf diese Weise wird ein Bruch dieser Teile verhindert.

Darüberhinaus sind die Laufflächen 28,29 quer zu ihrer Abrollrichtung in Form eines Kreissektors gewölbt. Diese Wölbung 41 weist einen konstanten Krümmungsradius auf. Dieser ist in der Form gestaltet, daß die Laufflächen 28,29 gegeneinander geneigt sind. Die Neigung der Laufflächen 28,29 entspricht weitgehend der Gestaltung der Seitenflächen, die sich von der flachen Ebene 12 der tibialen Lagerhälfte 8 in Richtung auf den Kamm 16 erheben. Bei gestreckter Stellung des Kniegelenkes beaufschlagt die Wölbung 41 die Seitenflächen, so daß die femorale Komponente 2 auf der tibialen Komponente 1 weitgehend unter dem Einfluß des Körpergewichts und der Zugkraft des das Kniegelenk umgebenden Weichteilmantels in der Beugeebene des Kniegelenkes stabilisiert ist. In dieser Stellung findet eine Rotation der femoralen Komponente 2 gegenüber der tibialen Komponente 1 nicht statt.

Der Krümmungsradius der Wölbung 41 ändert sich entlang der Laufflächen 28,29 in der Weise, daß er in dem bei gestreckter Kniestellung beaufschlagten Bereich am kleinsten ist und sich konstant in Richtung auf den hinteren Teil 38 vergrößert. Auf diese Weise vergrößert sich ebenfalls das Spiel zwischen den Seitenflächen einerseits und der Wölbung 41 andererseits mit zunehmender Beugung des Kniegelenkes, da die Führung der Wölbung 41 unabhängig vom jeweiligen Beugungsgrad des Kniegelenkes erfolgt. Durch dieses Spiel der Laufflächen 28,29 auf der flachen Ebene 12 wird die femorale Komponente 1 in die Lage versetzt, in begrenztem Umfange Rotationsbewegungen gegenüber der tibialen Komponente 2 auszuführen. Bei diesen Rotationsbewegungen wird die femorale Komponente 2 gegenüber der tibialen Komponente 1 durch den Zapfen 13 innerhalb der Kunststoffhülse 18 geführt.

Die Achse 19 ist in Lagerschalen 42 gelagert, die in die Bohrungen 30 eingesetzt sind. Die Lagerschalen 42 sind als hutartige Deckel ausgebildet, die mit Rändern 43 versehen sind. Die Ränder 43 erstrecken sich in Richtung der Achse 19 und beaufschlagen diese mit ihren Innenseiten an ihren Enden 44,45. Die Ränder 43 sind mit ihren Außenseiten 46 in die Bohrung 30 eingepaßt.

In einer senkrecht zu den Rändern verlaufenden Ebene sind die Ränder 43 auf ihrer dem Zapfen 13 zugewandten Innenseite mit Anlaufflächen 47 versehen. Sie erstrecken sich in der Schwenkebene des Kniegelenkes von der Achse 19 weg. Diese Anlaufflächen 47 justieren die Lagerschalen 42 in den Bohrungen 30, um zu verhindern, daß diese nach außen aus den Bohrungen 30 herausfallen.

An ihren den Anlaufflächen 47 gegenüberliegenden Enden sind die Lagerschalen 42 mit einer Abdeckung 48 verschlossen. Gegen diese Abdeckung 48 liegt die Achse 19 an, wenn sie in die Lagerschalen 42 eingesetzt ist. Während eine der beiden Lagerschalen 42 mit einer mit den Rändern 43 fest verbundenen Abdeckung 48 versehen ist, ist die andere Lagerschale 42 mit

3119841

- 12 -

einer losen Abdeckung 49 versehen, die auf den entsprechenden Rand 43 der Lagerschale 42 aufgesetzt wird. Zu diesem Zwecke ist im Rand 43 dieser Lagerschale 42 ein Rezeß 50 vorgesehen, in die die lose Abdeckung 49 mit entsprechenden Vorsprüngen 51 einrastet. Die Montage der Endoprothese geschieht in der Weise, daß zunächst die beiden Komponenten 1,2 in die ihnen zugeordneten Knochen 9,26 eingesetzt werden. Sodann wird die Lagerschale 42 mit der festen Abdeckung 48 so in die Bohrung 30 eingelegt, daß die Außenseiten 46 die Bohrung 30 beaufschlagen und die Anlaufflächen 70 auf einer dem Zapfen zugewandten Innenseite an den die Bohrung 30 umgebenden Flächen anliegen. In dieser Stellung bildet die feste Abdeckung 48 den Abschluß der Bohrung 30.

Sodann wird die andere Lagerschale 42 eingesetzt, bevor die lose Abdeckung 49 auf sie aufgesetzt worden ist. Durch die Lagerschale 42 wird nunmehr die Achse 19 so eingeführt, daß sie auf den Rändern 43 aufliegt. Danach kann die Lagerschale 42 mit der losen Abdeckung 49 verschlossen werden.

Nachdem die Achse 19 so ausgerichtet worden ist, daß die Ausnehmung 20 in Richtung auf die tibiale Komponente weist, wird die Kunststoffhülse 18 in sie eingesetzt. Anschließend wird der Zapfen 13 in die Kunststoffhülse 18 eingeführt. Auf diese Weise wird der Zapfen 13 seiner Aufgabe gerecht, die Achse 19 in seiner Einbaulage zu justieren. Der wesentliche Vorteil der Endoprothese, aus einer Anzahl leicht montierbarer Teile zusammengesetzt werden zu können, ohne daß es einer Schraubverbindung dazu bedarf, beruht im wesentlichen auf der zentralen Aufgabe des Zapfens 13. Darüberhinaus überträgt er auf optimale Weise die Kräfte von der femoralen Komponenten 2 in die tibiale Komponente 1.

Sowohl die Kunststoffhülse 18 als auch die Lagerschalen 42 werden aus einem abriebfesten Kunststoff hergestellt. Die Achse 19 und der Zapfen 13 bestehen aus einer hochfesten Stahllegierung. Bei der Ausführung von Beugebewegungen des Kniegelenkes gleitet der Zapfen 13 in der Kunststoffhülse 18. Dabei führt er Drehbewegungen aus, wenn die Laufflächen 28, 29 beispielsweise die Seitenflächen der tibialen Lagerhälfte 8 beaufschlagen. Bei starker Beugung des Knies entfernt sich darüberhinaus die femorale Komponente 2 von der tibialen Komponente 1, so daß der Zapfen 13 in Längsrichtung Bewegungen innerhalb der Kunststoffhülse 18 ausführt.

-15-

NACHGERICHT

3119841

Nummer:

31 19841

Int. Cl.³:

A61 F 1/03

Anmeldetag:

19. Mai 1981

Offenlegungstag:

16. Dezember 1982

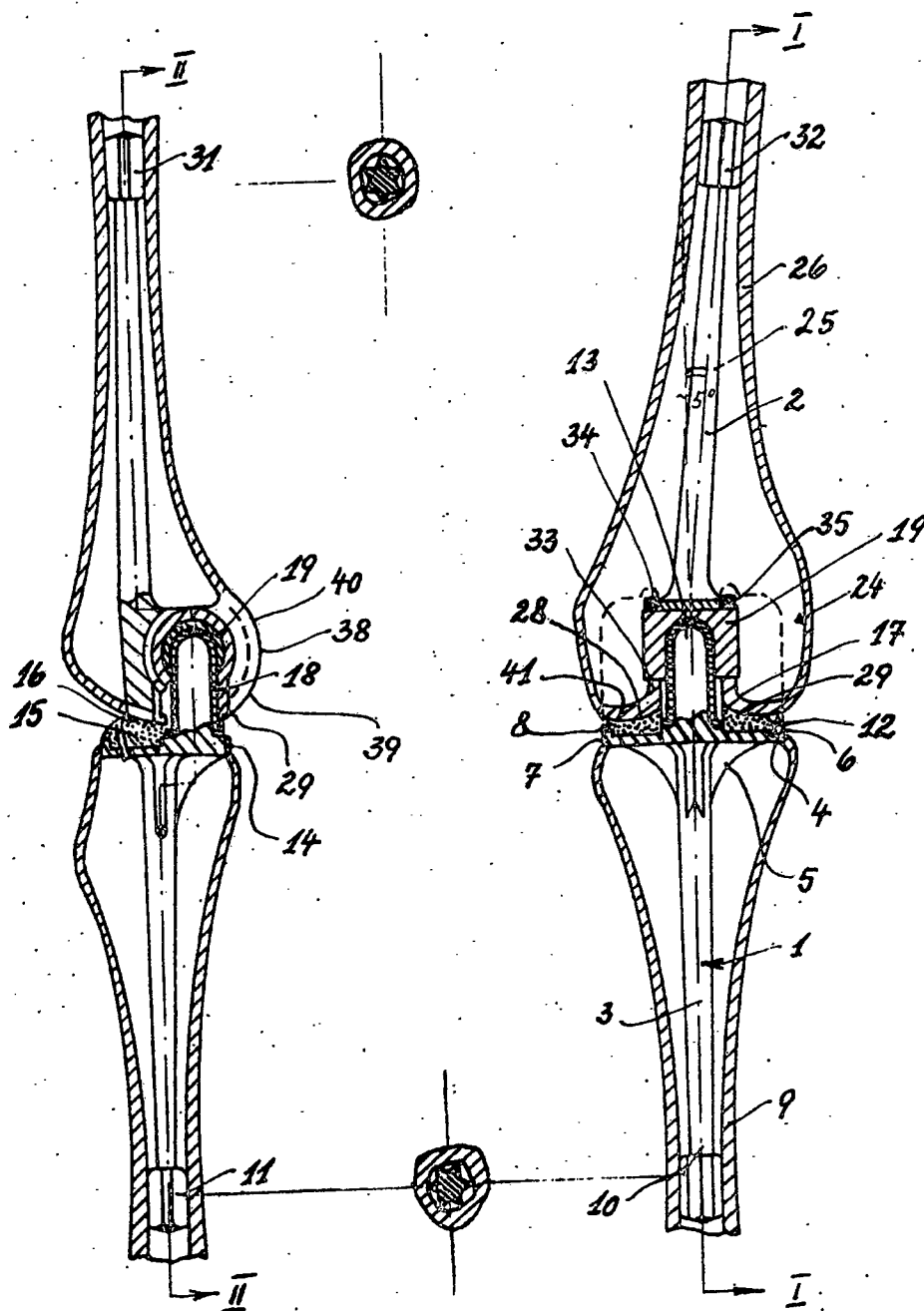


Fig. 1

Fig. 2

3419841

Fig. 3

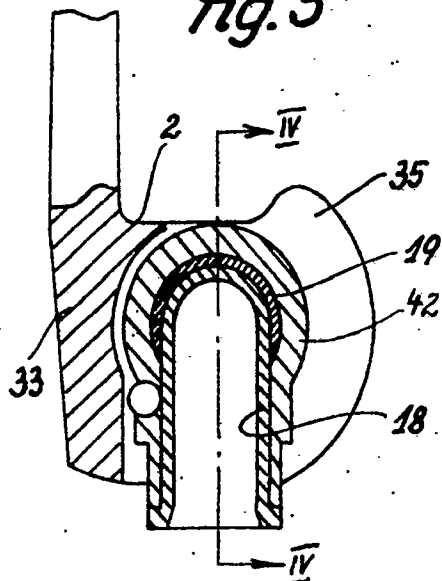


Fig. 4

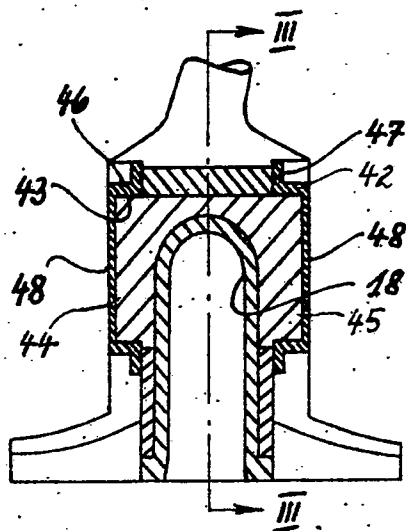


Fig. 5

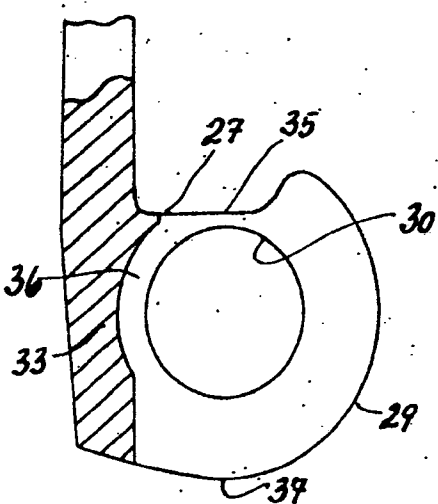


Fig. 6

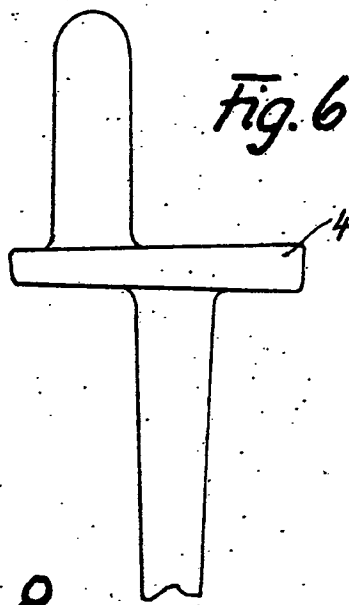


Fig. 8

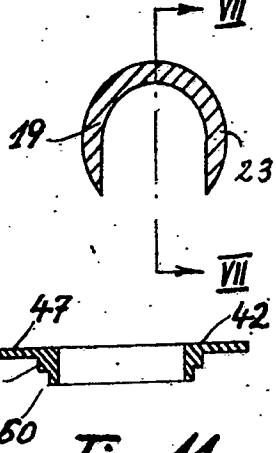


Fig. 9

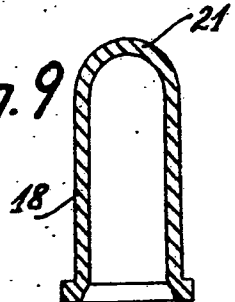


Fig. 7

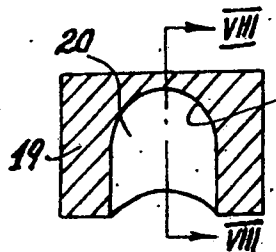


Fig. 10

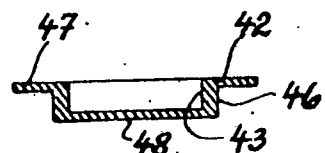


Fig. 11

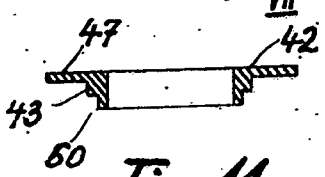
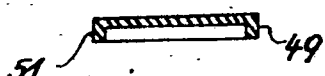


Fig. 12



(19)



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

EP 1 532 945 A2

(12)

EUROPEAN PATENT APPLICATION

- (43)

Date of publication:
25.05.2005 Bulletin 2005/21
- (51)

Int Cl.7: A61F 2/30, A61F 2/38
- (21)

Application number: 04257122.4
- (22)

Date of filing: 17.11.2004

(84) Designated Contracting States: AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IS IT LI LU MC NL PL PT RO SE SI SK TR Designated Extension States: AL HR LT LV MK YU	• Lester, Mark Warsaw, IN 46580 (US) • Hazebrouck, Stephen A. Warsaw, IN 46580 (US) • Brown, Scott C. Warsaw, IN 46580 (US)
(30) Priority: 18.11.2003 US 523170 P 02.04.2004 US 817051	
(71) Applicant: Depuy Products, Inc. Warsaw, Indiana 46581 (US)	
(72) Inventors: • Goodfried, Gary Texas 75762 (US)	(74) Representative: Belcher, Simon James Urquhart-Dykes & Lord LLP Tower North Central Merrion Way Leeds LS2 8PA (GB)

(54)

Modular implant system

- (57)

A modular orthopaedic implant system comprises a first component (10A) having an articulating surface (20A) and an interior surface defining a tapered bore (26) and an exterior surface spaced from the articulating surface. At least a portion of the exterior surface
- surrounds the tapered bore, and is asymmetrical in at least one cross-section. The system includes a tapered metaphyseal component (12A) mountable to the distal femoral component.

Description

[0001] The present invention relates generally to prosthetic joints and, more particularly, to modular orthopaedic knee implant systems.

[0002] The knee joint basically consists of the bone interface of the distal end of the femur and the proximal end of the tibia. Appearing to cover or at least partially protect this interface is the patella which is a sesamoid bone within the tendon of the long muscle (quadriceps) on the front of the thigh. This tendon inserts into the tibial tuberosity and the posterior surface of the patella is smooth and glides over the femur.

[0003] The femur is configured with two knob like processes (the medial condyle and the lateral condyle) which are substantially smooth and which articulate with the medial plateau and the lateral plateau of the tibia, respectively. The plateaus of the tibia are substantially smooth and slightly cupped thereby providing a slight receptacle for receipt of the femoral condyles.

[0004] When the knee joint is damaged whether as a result of an accident or illness, a prosthetic replacement of the damaged joint may be necessary to relieve pain and to restore normal use to the joint. Typically the entire knee joint is replaced by means of a surgical procedure which involves removal of the surfaces of the corresponding damaged bones and replacement of these surfaces with prosthetic implants. This replacement of a native joint with a prosthetic joint is referred to as a primary total-knee arthroplasty.

[0005] On occasion, the primary knee prostheses fails. Failure can result from many causes, including wear, aseptic loosening, osteolysis, ligamentous instability, arthrofibrosis and patellofemoral complications. When the failure is debilitating, revision knee surgery may be necessary. In a revision, the primary knee prosthesis is removed and replaced with components of a revision prosthetic knee system.

[0006] Knee implant systems for both primary and revision applications are available from a variety of manufacturers, including DePuy Orthopaedics, Inc. of Warsaw, Indiana. DePuy and others offer several different systems for both primary and revision applications, including those sold under the trade marks PFC Sigma, LCS and S-ROM. Each of these orthopaedic knee systems includes several components, some appropriate for use in primary knee arthroplasty and some appropriate for use in revision surgery.

[0007] DePuy Orthopaedics also offers other orthopaedic implant systems for other applications. One such system is that sold under the trade mark LPS. The LPS System is provided for use in cases of severe trauma and disease. In such cases, the trauma or disease can lead to significant amounts of bone loss. The LPS System provides components that can replace all or significant portions of a particular bone, such as the femur. The DePuy LPS System is described more fully in US-A-2003/0204267.

[0008] Although each of the implant systems available from DePuy Orthopaedics provides the surgeon with many options in both primary and revision surgery, many of the components of each individual system are generally not interchangeable with the components of the other systems. This lack of interchangeability of system components is also present in implant systems available from other suppliers of orthopaedic implant systems.

[0009] The present invention addresses the need to provide the orthopaedic surgeon with greater flexibility in the selection of implant components to suit the needs of an individual patient.

[0010] In one aspect, the present invention addresses the need for greater flexibility by providing a modular orthopaedic implant system comprising a first component and a tapered metaphyseal component. The first component has an articulating surface and an interior surface defining a tapered bore. The first component also has an exterior surface spaced from the articulating surface. At least a portion of the exterior surface surrounds the tapered bore. The portion of the exterior surface surrounding the tapered bore is asymmetrical in at least one cross-section. The tapered metaphyseal component is mountable to the distal femoral component.

[0011] In another aspect, the present invention provides an orthopaedic implant system comprising a first orthopaedic component and a metaphyseal component. The metaphyseal component is mountable to the first orthopaedic component. The metaphyseal component has a wide end, a narrow end, an overall length between the wide end and narrow end, and a tapered outer surface. The tapered outer surface of the metaphyseal component includes a plurality of steps and is porous over a majority of the overall length of the metaphyseal component.

[0012] In another aspect, the present invention provides an orthopaedic knee implant system comprising a distal femoral component and a metaphyseal component. The distal femoral component has an articulating surface and a non-articulating surface. The metaphyseal component is mountable to the non-articulating surface of the distal femoral component. The metaphyseal component has a wide end, a narrow end, an overall length between the wide end and narrow end, and a tapered outer surface. The tapered outer surface of the metaphyseal component includes at least 1.97 steps per centimetre (5 steps per inch) of the overall length of the metaphyseal component.

[0013] In another aspect, the present invention provides an orthopaedic knee implant system comprising a distal femoral component and a metaphyseal component mountable to the first orthopaedic component. The distal femoral component has an articulating surface and a non-articulating surface. The metaphyseal component has a wide end, a narrow end, an overall length between the wide end and narrow end, and a tapered outer surface. The tapered outer surface of the meta-

physeal component includes a plurality of adjacent steps extending from the wide end to the narrow end, each step being spaced from the adjacent step by a distance of less than 5.0 mm (0.2 inch).

[0014] In another aspect, the present invention provides an orthopaedic implant system comprising a first implantable component and a second implantable component. The first implantable component has an articulating surface to replace a portion of a patient's bone. The first implantable component also has a tapered bore. The second implantable component has a tapered bore differing from the tapered bore of the first implantable component in at least one characteristic. The system further includes an adapter for connecting the first implantable component to the second implantable component. The adapter includes two tapered posts. One of the tapered posts is sized and shaped to be received in and frictionally lock with the tapered bore of the first implantable component. The other tapered post is sized and shaped to be received in and frictionally lock with the tapered bore of the second implantable component.

[0015] In another aspect, the present invention provides a modular orthopaedic knee implant system comprising a distal femoral component, a tapered metaphyseal component and two stem extensions. The distal femoral component has a distal articulating surface. The tapered metaphyseal component has a distal end and a proximal end with an opening at the proximal end. The tapered metaphyseal component is mountable to the distal femoral component. The first femoral stem extension has a distal end and a proximal end; the distal end is shaped and sized to be received in and mate with the opening at the proximal end of the tapered metaphyseal component. The second femoral stem extension also has a distal end and a proximal end; the distal end of the second femoral stem extension is different from the distal end of the first femoral shape in size or shape. The system further includes an adapter for connecting the second femoral stem extension to the tapered metaphyseal component. The adapter has a proximal end and a distal end. The adapter distal end is sized and shaped to be received in and mate with the opening at the proximal end of the tapered metaphyseal component. The adapter proximal end has an opening sized and shaped to receive and mate with the distal end of the second femoral stem extension.

[0016] In another aspect, the present invention provides an orthopaedic knee implant kit comprising a first distal femoral component, a second distal femoral component and a tapered metaphyseal component. The first distal femoral component has a distal articulating surface and a post. The second distal femoral component has a distal articulating surface and a proximal end with a bore at the proximal end. The tapered metaphyseal component has a proximal end and a distal end and has an interior surface defining a bore at the distal end. The bore of the tapered metaphyseal component is shaped and sized to receive a portion of the post of the first distal

femoral component for mounting the tapered metaphyseal component on the first distal femoral component. The system also includes an adapter. The adapter has a distal end comprising a post shaped and sized to be received in the bore at the proximal end of the second femoral component. The adapter has a proximal end comprising a post shaped and sized to be received in the bore at the distal end of the tapered metaphyseal component. The tapered metaphyseal component may be selectively used with the first distal femoral component and the second distal femoral component.

[0017] Embodiments of the invention will now be described by way of example with reference to the accompanying drawings, in which:

FIG. 1 is a perspective view of a femoral implant assembly illustrating a first style of distal femoral component assembled with a first style of femoral stem extension, a new universal modular metaphyseal sleeve component and a first adapter;

FIG. 2 is an exploded perspective view of the femoral implant assembly of FIG. 1;

FIG. 3 is a perspective view of a femoral implant assembly illustrating the first style of distal femoral component assembled with a second style of femoral stem extension, the new universal modular metaphyseal sleeve component, a first adapter and a second adapter;

FIG. 4 is an exploded perspective view of the femoral implant assembly of FIG. 3;

FIG. 5 is a perspective view of a femoral implant assembly illustrating a second style of distal femoral component assembled with the first style of femoral stem extension and the new universal modular metaphyseal sleeve component;

FIG. 6 is an exploded perspective view of the femoral implant assembly of FIG. 5;

FIG. 7 is a perspective view of a femoral implant assembly illustrating the second style of distal femoral component assembled with a second style of femoral stem extension, the new universal modular metaphyseal sleeve component and the second adapter;

FIG. 8 is an exploded perspective view of the femoral implant assembly of FIG. 7;

FIG. 9 is a perspective view of a femoral implant assembly illustrating a third style of distal femoral component assembled with the first style of femoral stem extension, the new universal modular metaphyseal sleeve component and a Morse taper post;

FIG. 10 is an exploded perspective view of the femoral implant assembly of FIG. 9;

FIG. 11 is a perspective view of a femoral implant assembly illustrating the third style of distal femoral component assembled with the second style of femoral stem extension, the new universal modular metaphyseal sleeve component, the Morse taper post and the second adapter;

FIG. 12 is an exploded perspective view of the femoral implant assembly of FIG. 11;
 FIG. 13 is a perspective view of a femoral implant assembly illustrating a fourth style of distal femoral component assembled with the first style of femoral stem extension and the new universal modular metaphyseal sleeve component;
 FIG. 14 is an exploded perspective view of the femoral implant assembly of FIG. 13;
 FIG. 15 is a perspective view of a femoral implant assembly illustrating the fourth style of distal femoral component assembled with the second style of femoral stem extension, the new universal modular metaphyseal sleeve component and the second adapter;
 FIG. 16 is an exploded perspective view of the femoral implant assembly of FIG. 15;
 FIG. 17 is a side elevation of the first adapter of FIGS. 1-4;
 FIG. 18 is a cross-section of the first adapter, taken along line 18-18 of FIG. 17;
 FIG. 19 is an end view of the adapter of FIGS. 17-18;
 FIG. 20 is a side elevation of the second adapter of FIGS. 3-4, 7-8, 11-12 and 15-16;
 FIG. 21 is a cross-section of the second adapter, taken along line 21-21 of FIG. 20;
 FIG. 22 is a proximal end view of the second adapter of FIGS. 20-21;
 FIG. 23 is a perspective view of the new universal modular metaphyseal sleeve component of FIGS. 1-16;
 FIG. 24 is a distal end view of the new universal modular metaphyseal sleeve component of FIGS. 1-16 and 22;
 FIG. 25 is a side elevation of the new universal modular metaphyseal sleeve component of FIGS. 1-16 and 23-24;
 FIG. 26 is a front elevation of the new universal modular metaphyseal sleeve component of FIGS. 1-16 and 23-25;
 FIG. 27 is a cross-section of the new universal modular metaphyseal sleeve component of FIGS. 1-16 and 23-26, taken along line 27-27 of FIG. 25;
 FIG. 28 is a cross-section of the new universal modular metaphyseal sleeve component of FIGS. 1-16 and 23-27, taken along line 28-28 of FIG. 26;
 FIG. 29 is a front elevation of another size of the new universal modular metaphyseal sleeve component of FIGS. 1-16 and 23-28;
 FIG. 30 is a front elevation of another size of the new universal modular metaphyseal sleeve component of FIGS. 1-16 and 23-28;
 FIG. 31 is a front elevation of another size of the new universal modular metaphyseal sleeve component of FIGS. 1-16 and 23-28;
 FIG. 32 is a side view of an alternative embodiment of a new metaphyseal component that can be used

with the first style of distal femoral component of FIGS. 1-4 and 25;
 FIG. 33 is a cross-section of the new metaphyseal component of FIG. 32, taken along line 33-33 of FIG. 32;
 FIG. 34 is a front elevation of an existing metaphyseal sleeve component that can be used in the assemblies of FIGS. 1-16;
 FIG. 35 is a cross-section of the existing metaphyseal sleeve component of FIG. 34, taken along line 35-35 of FIG. 34;
 FIG. 36 is a cross-section of the first style of distal femoral component of FIGS. 1-4;
 FIG. 37 is a side view of an embodiment of the first style of femoral stem extension of FIGS. 1-2, 5-6, 9-10 and 13-14, with part of the distal end shown in cross-section;
 FIG. 38 is a side view of an alternative embodiment of the first style of femoral stem extension, with part of the distal end shown in cross-section;
 FIG. 39 is a front view of an alternative embodiment of the first style of femoral stem extension, similar to the stem extension shown in FIG. 37 but of shorter length;
 FIG. 40 is a side view of an embodiment of the second style of femoral stem extension;
 FIG. 41 is a side view of a stem component that can be used with the first style of distal femoral component of FIGS. 1-4 and 36; and
 FIG. 42 is a perspective view of another component that can be used with the first style of distal femoral component of FIGS. 1-4 and 36.

[0018] Referring to the drawings, FIGS. 1-16 show various combinations of knee implant components that can be achieved utilizing the principles of the present invention. The combinations illustrated in FIGS. 1-16 include four different styles of distal femoral components 10A, 10B, 10C, 10D, a new universal modular metaphyseal sleeve component 12A and two different styles of femoral stem extensions 14A, 14B. The illustrated combinations can be made through the use of two adapters 16, 18. These femoral components 10A, 10B, 10C, 10D, stem extensions 14A, 14B and adapters 16, 18 can also be used with another embodiment of the new metaphyseal component 12B, shown in FIGS. 32-33 as well as with an existing metaphyseal component 12C, shown in FIGS. 34-35.

[0019] All of the illustrated distal femoral components 10A, 10B, 10C, and 10D are commercially available from DePuy Orthopaedics, Inc. of Warsaw, Indiana. The first illustrated distal femoral component is part of the system sold by DePuy under the trade mark LPS. This distal femoral component 10A is sized and shaped to replace the entire distal femur of a patient, as described more fully in US-A-2003/0204267. The second illustrated distal femoral component 10B is a revision femoral component that is part of the system sold by DePuy un-

der the trade mark LCS. The third illustrated distal femoral component 10C is part of the system sold by DePuy under the trade mark PFC Sigma. And the fourth illustrated distal femoral component 10D is part of the system sold by DePuy under the trade mark S-ROM. All of the illustrated distal femoral components 10A, 10B, 10C, 10D have a distal articulating surface 20A, 20B, 20C, 20D. For use in the present invention, all of these commercially available distal femoral components may have standard features for these systems. It should be understood that a typical surgical kit would be expected to have several sizes of each of the illustrated styles of distal femoral components.

[0020] It should be understood that although the principles of the present invention are described and illustrated with reference to implant components available from DePuy Orthopaedics, Inc., the invention is not limited to these components. The principles of the present invention can be applied to other implant components, including those of other manufacturers and those subsequently developed.

[0021] Some of the illustrated distal femoral components include parts that allow for use of a metaphyseal sleeve with the distal femoral component. For example, the illustrated distal femoral component 10B (LCS System) of FIGS. 5-8 has a Morse taper post 19. The illustrated Morse taper post 19 is sized and shaped to be received in and frictionally engage a Morse taper bore in a metaphyseal sleeve such as the existing metaphyseal sleeve 12C illustrated in FIGS. 34-35. The distal femoral component 10D of FIGS. 13-16 (S-ROM System) also has a Morse taper post 23 to be received in a distal Morse taper bore 21 of a metaphyseal sleeve such as the existing metaphyseal sleeve 12C of FIGS. 34-35. However, these two components 10B, 10D differ in several respects: for example, the distal femoral component 10D of the S-ROM System is designed to be connected to the tibial component (not shown) by means of a hinged connection while the distal femoral component 10B of the LCS System is not connected to the corresponding tibial component (not shown). The distal femoral component 10C of FIGS. 9-12 of the PFC Sigma System is also not connected to the corresponding tibial component (not shown). US-6171342, US-5824097 and US-5782921 disclose a Morse taper post such as that shown at 25 in FIGS. 10 and 12 that can be connected to a distal femoral component like that shown at 10C in FIGS. 9-12 with a threaded bolt such as that shown at 27 in FIGS. 10 and 12 so that the assembly can be used with an existing metaphyseal sleeve 12C.

[0022] Referring to the first illustrated distal femoral component 10A, the distal femoral component 10A of FIGS. 1-4 of the LPS System is shaped to replace the entirety of the native femoral condyles. This distal femoral component 10A replaces more than 3 to 5 cm of the native distal femur. The first distal femoral component 10A has an interior surface 24 (see FIG. 36) defining a Morse taper bore 26 at its proximal end. As shown in

FIG. 36, the portion of the exterior surface of the component 10A surrounding the bore 26 is not cylindrical, but diverges in the proximal direction; in addition, this portion of the exterior surface is asymmetrical in this cross-section. The Morse taper bore 26 is frustoconical and widest at the proximal end, narrowing over its length. For example, the Morse taper bore 26 may have a diameter of 19 mm (0.75 inch) at its proximal end and a diameter of 18.2 mm (0.715 inch) nearer the distal end of the Morse taper bore 26, for example. The depth of the Morse taper bore 26 may be 35.3 mm (1.39 inch) for example.

[0023] The Morse taper bore 26 of the distal femoral component 10A of the LPS System is shaped to mate with a Morse taper post portion of other components provided as part of the LPS System. Other components of the LPS System that mate with the distal femoral component 10A are illustrated and described in US-A-2003/0204267. Examples of such other components are illustrated in FIGS. 41 and 42: FIG. 41 illustrates a femoral stem extension 28 with a Morse taper post 30 that is sized and shaped to be received and lock in the Morse taper bore 26 of the distal femoral component 10A of the LPS System; FIG. 42 illustrates a segmental component 32 with two Morse taper posts 34, 36 that are sized and shaped to be received and lock in the Morse taper bore 26 of the distal femoral component 10A of the LPS System. The post-bore connections of the LPS System components are designed for a Morse taper fit so that the components are held together by friction when assembled.

[0024] In some patients, it may be desirable to use the LPS System as part of an end stage revision, where the native femoral condyles must be completely resected but where a portion of the metaphyseal flare of the native femur above the condyles can be spared. In such a situation, it would be desirable to use the standard distal femoral component 10A of the LPS System with a tapered metaphyseal component.

[0025] To meet this need for a metaphyseal component in combination with a distal femoral component 10A like that of the LPS System, a new metaphyseal component could be used, as illustrated in FIGS. 1-16 and 23-31 and described in more detail below. Another new metaphyseal component 12B that can be used with the distal femoral component 10A of the LPS System is illustrated in FIGS. 32-33. Alternatively, an existing metaphyseal component 12C of other implant systems, illustrated in FIGS. 34-35, could also be used with the first style of distal femoral component 10A. The existing metaphyseal component 12C of FIGS. 34-35 is part of the S-ROM knee system referred to above.

[0026] All of the illustrated metaphyseal components 12A, 12B, and 12C share some common features. As shown in FIGS. 23-25, each metaphyseal component 12A, 12B, 12C has a tapered outer surface 38A, 38B, 38C extending from a proximal end 40A, 40B, 40C to a distal end 42A, 42B, 42C. For each style of metaphyseal

component 12A, 12B, 12C, several different sizes of metaphyseal components can be provided in a surgical kit. For the first illustrated style of metaphyseal component 12A, illustrated in FIGS. 1-16 and 23-31, four different sizes are shown: one size metaphyseal component 12A is illustrated in FIGS. 1-16 and 23-28; a second, longer (and wider in the medial-lateral direction) size metaphyseal component 12A' is illustrated in FIG. 29; a third, longer size metaphyseal component 12A" is illustrated in FIG. 30; and a fourth, longer size metaphyseal component 12A''' is illustrated in FIG. 31. It should be understood that a surgical kit could include fewer or more sizes of metaphyseal components. It should also be understood that although only a single size of metaphyseal component is shown for the components 12B and 12C of the styles of FIGS. 32-35, a surgical kit utilizing these styles of components would typically have a plurality of sizes of these components available for the surgeon.

[0027] All three illustrated styles of metaphyseal components 12A, 12B, and 12C have interior channels 44A, 44B, 44C. In the first new metaphyseal sleeve component 12A and the existing metaphyseal sleeve component 12C, the interior channel 44A, 44C tapers in the proximal direction from the distal end to define a distal Morse taper bore 21A, 21C. The bore 21C of the existing metaphyseal component 12C and bore 21A of the first new metaphyseal component 12A are both sized and shaped to be capable of fitting over and frictionally locking with the Morse taper post 23 of the distal femoral component 10D of the S-ROM System (see FIG. 14). Both the first and third styles of metaphyseal components 12A, 12C are also capable of fitting over and frictionally locking with the post 19 of the LCS System femoral component 10B and post 25 of the PFC Sigma System. As discussed below, in combination with the adapter 16, the first and third styles of metaphyseal components 12A, 12C are also capable of being used with the distal femoral component 10A of the LPS System.

[0028] The distal femoral component 10A of the LPS System can also be used with the second illustrated style of metaphyseal component 12B. In the second new metaphyseal component 12B, there is no distal Morse taper bore. Instead, the second style metaphyseal component 12B has a distal Morse taper post 37 (see FIGS. 32-33) sized and shaped like the Morse taper posts of other components of the LPS System, such as posts 30, 34 and 36 of the components 28, 32 illustrated in FIGS. 41-42, so that the distal Morse taper post 37 of the second style metaphyseal component 12B is capable of fitting into and frictionally locking with the Morse taper bore 26 (see FIG. 36) of the distal femoral component 10A of the LPS System.

[0029] The proximal ends of the interior channels 44A, 44B, 44C of all three styles of metaphyseal components 12A, 12B, 12C are similar. In all three styles, the proximal end of the interior channel tapers in the distal direction to define a Morse taper bore 47A, 47B, 47C

that is sized and shaped to receive and frictionally lock with a Morse taper post 46 at the distal end of a first style of stem extension, shown at 14A in FIGS. 1-2, 5-6, 9-10, 13-14 and 37-39. The interior channel 44A, 44B, 44C of each style of metaphyseal component 12A, 12B, 12C also has an annular seat 48A, 48B, 48C (see FIGS. 27-28, 33 and 35) for a screw or bolt shown at 50 in FIGS. 2, 6 and 10.

[0030] Although all three illustrated styles of metaphyseal components 12A, 12B, 12C have stepped outer surfaces 38A, 38B, 38C, the configurations and surface finishes of the outer surfaces 38A, 38B new metaphyseal components 12A, 12B differ from the configuration and surface finish of the outer surface 38C of the existing metaphyseal component 12C. First, as can be seen from a comparison of FIGS. 23, 25, 26 and 29-33, the new metaphyseal components 12A, 12B have more steps than the existing metaphyseal component 12C. The smallest new metaphyseal component 12A of FIGS. 23-28 has a total of 19 tapering steps, from a distal step 41A to a proximal step 43A. The next larger size of the first metaphyseal component 12A' has a total of 21 steps from the distal step 41 A' to the proximal step 43A' (see FIG. 29). The next larger size of the first metaphyseal component 12A" has a total of 23 steps from the distal step 41A" to the proximal step 43A" (see FIG. 30). And the largest size of the first metaphyseal component 12A''' has a total of 26 steps from the distal step 41A''' to the proximal step 43A''' (see FIG. 31). Illustrative intermediate steps are shown at 45A, 45A', 45A" 45A''' and 45 B in FIGS. 25-26 and 29-33. The different sizes of the second new metaphyseal component 12B would have similar numbers of steps. Similar step configurations can be used for the second new metaphyseal component 12B of FIGS. 32-33. It should be understood that the number of steps for the different sizes of new metaphyseal components 12A, 12B in the illustrated examples are provided as examples only; the present invention is not limited to any particular number of steps unless expressly set forth in the claims.

[0031] In the first and second illustrated styles of metaphyseal components 12A, 12B, each step gradually tapers from the largest step 41A, 41B at the distal end 42A, 42B to the smallest step 43A, 43B at the proximal end 40A, 40B. For example, referring to FIG. 24, the dimension shown at 49A increases by 0.20 mm (0.008 inch) between the most proximal step 43A and the adjacent step. The distance shown at 49A gradually increases with each step, and the change in the distance 49A also gradually increases with each step toward the distal step 41A. In the metaphyseal component 12A with 19 steps (FIGS. 23-28), the distance 49A increases by 7.6 mm (0.30 inch) between the step adjacent the distal step 41A and the distal step 41A. In the metaphyseal component 12A' with 21 steps, the distance 49A increases by 0.89 mm (0.035 inch) between the step adjacent the distal step 41A' and the distal step 41 A'. In the metaphyseal component 12A" with 23 steps, the dis-

tance 49A increases by 0.99 mm (0.039 inch) between the step adjacent the distal step and the distal step 41A". In the metaphyseal component 12A" with 26 steps, the distance 49A increases by 0.99 mm (0.039 inch) between the step adjacent the distal step 41A" and the distal step 41A". The distance between steps, shown at 51A, 51A', 51A", 51A'" and 51B in FIGS. 26 and 29-31, is generally about 3.0 to 4.0 mm (0.120 to 0.16 inch) in the illustrated embodiment. With overall lengths of 61, 68, 75 and 85 mm (2.390, 2.660, 2.960 and 3.340 inch), the first illustrated style of new metaphyseal components 12A, 12A', 12A" and 12A'" have an average of about 2.95 to 3.15 steps for each centimetre (7.5 to 8 steps for each inch) of overall length of the metaphyseal component 12A, 12A', 12A", 12A".

[0032] In contrast to the new metaphyseal components 12A, 12B, the steps defining the outer surface 38C of the existing metaphyseal component 12C have a different configuration and fewer steps, both overall and per unit of overall length of the metaphyseal component 12C. In the existing metaphyseal component 12C, the dimension corresponding with the dimension shown at 49A increases by 4.8 to 7.1 mm (0.19 to 0.28 inch) between the most distal step 41C and the adjacent step. The distance shown at 49C gradually increases by about 15 to 15.25 mm (0.59 to 0.60 inch) with each step. The distance between steps, shown at 51C in FIG. 34, ranges from about 4.8 to 21 mm (0.19 to 0.83 inch), and the ratio of number of steps to overall length ranges from about 0.96 to 1.24 steps for each centimetre of overall length (2.45 to 3.15 steps for each inch).

[0033] The above-described differences in the configurations of the steps of the outer surfaces of the new metaphyseal components 12A, 12B and the existing metaphyseal component 12C result in differences in the degree of contact between the outer surfaces 38A, 38B, 38C of the metaphyseal components 12A, 12B, 12C and native bone tissue when the metaphyseal components are implanted. The smaller, shallower steps of the new metaphyseal components 12A, 12B and the increased number of steps of the new metaphyseal components 12A, 12B should result in the outer surfaces 38A, 38B of the new metaphyseal components 12A, 12B more closely approximating the shape of the cavity created in the metaphyseal bone by the broach during distal femoral bone preparation. Any gap between the metaphyseal component 12A, 12B and the native bone should be decreased, resulting in more intimate contact between the outer surfaces 38A, 38B of the metaphyseal components 12A, 12B and the bone, and greater contact area between the outer surfaces 38A, 38B of the metaphyseal components 12A, 12B and the bone.

[0034] In addition to the above-described differences in configuration of the stepped outer surfaces, the new metaphyseal components 12A, 12B also differ from the existing metaphyseal component 12C in the finish of the stepped outer surfaces 38A, 38B, 38C. In the first new metaphyseal component 12A, the stepped outer sur-

face 38A of the component 12A is porous for most of its length and smooth for a short portion at its proximal end. In the second new metaphyseal component 12B, the stepped outer surface 38B of the component 12B is porous along its entire length. In the existing metaphyseal component 12C, the stepped outer surface 38C is smooth for a majority of its length and porous near its distal end only.

[0035] As used herein, "porous" refers to a surface that is conducive to bone ingrowth for non-cemented fixation, and "smooth" refers to a surface that is not conducive to such bone ingrowth. Suitable porous surfaces can be made by many different methods: casting, embossing, etching, milling, machining, and coating such as by plasma-spraying or by bonding, for example. Bonded materials can comprise sintered metal beads, sintered metal mesh or screen, or sintered metal fibres, for example. Known, commercially available materials and techniques can be used to create the porous exterior surfaces of the metaphyseal components 12A, 12B: for example, coatings such as those identified by the trade mark POROCOAT, as applied to implant components that are available from DePuy Orthopaedics, Inc. of Warsaw, Indiana, could be used, as well as other commercially available coatings. It should be understood that the above-identified examples of materials, methods and commercial products are provided as examples only; the present invention is not limited to any particular material, method or commercial product for the porous surfaces unless expressly called for in the claims. In addition, it should be understood that as additional materials and methods become available to create surfaces that promote bony ingrowth, it is believed that such other materials and methods may also be useful with the present invention.

[0036] In the first illustrated new metaphyseal component 12A, the outer surface 38A is porous from the distal end 42A to a level about 3 steps down from the most proximal step 43A so that about the top 14 mm (0.554 inch) is smooth rather than porous and the remainder of the outer surface 38A is porous. In FIGS. 25-26, the porous outer coating is illustrated by phantom lines 53A and the smooth portion of the outer surface is indicated at 57A. Generally, in the illustrated sizes of the first new metaphyseal 12A component, the outer surface 38A corresponding with at least about 75-80% of the overall height of the metaphyseal component 12A, 12A', 12A", 12A'" is porous. By providing a smooth outer surface at the proximal end of the metaphyseal component 12A, no bony ingrowth should occur at the proximal end. Since the proximal end of the metaphyseal component is the end that receives the distal end of the stem extension, it may be desirable to allow the proximal end of the metaphyseal component to flex somewhat so that stress is not unduly concentrated on the distal end of the stem extension. For this purpose, it is expected that a smooth surface from the proximal end to a point about 10-20 mm from the proximal end should suffice. However, it

should be understood that the present invention is not limited to these dimensions or ratios unless expressly set forth in the claims. For example, the entire stepped outer surface 38B could be porous, as in the second illustrated new metaphyseal component 12B.

[0037] In contrast to the new metaphyseal components 12A, 12B, the existing metaphyseal component is generally porous along only a portion of the distal end. As illustrated in FIG. 34, the porous coating 53C (shown in phantom) extends up to the level of about the third step from the distal end 42C, leaving the remainder of the stepped outer surface 38C smooth.

[0038] Generally, of the three illustrated patterns of surface finishes, it is expected that in the months and years following implantation, there would be less bony ingrowth around the existing metaphyseal component 12C, so that the existing metaphyseal component 12C could be more easily removed if a later revision is required. Additional bony ingrowth may be more desirable in situations like end stage revision surgery, for example. Moreover, the benefits of increased bony ingrowth may outweigh any potential difficulty in removal.

[0039] The new metaphyseal components 12A, 12B may have additional features. As shown in FIGS. 23, 26 and 29-32, there may be notches 59A, 59B near the distal end of the metaphyseal sleeve 12A, 12B. These notches may be similar to those provided in the LPS System, as described in more detail in "Modular Limb Preservation System", referred to above, and shown at 63 in FIG. 42. With these notches 59A, 59B, the metaphyseal components 12A, 12B can be separated from an interlocking component using the tool described in US-6786931. The metaphyseal components 12A, 12B may also have distal grooves as shown at 65 in FIG. 24. These distal grooves 65 allow for version control when the new metaphyseal components are used with the first distal femoral component 10A. The grooves 65 allow the metaphyseal component 12A, 12B to be rotated when mounted on the distal femoral component 10A; otherwise rotation would be restricted by the tabs 67 of the distal femoral component 10A. The existing metaphyseal component 12C could be modified to include these features.

[0040] To allow the new metaphyseal component 12A and the existing metaphyseal component 12C to be used with the distal femoral component 10A of the LPS System, the system of the present invention includes an adapter 16. As shown in FIGS. 17-19, the illustrated adapter 16 has a proximal portion 52, a distal portion 54 and an annular collar 55 between the proximal portion 52 and distal portion 54.

[0041] The distal portion of the adapter 16 has an outer surface that is sized and shaped to be received within and frictionally lock with the Morse taper bore 26 of the LPS distal femoral component 10A. In other words, the outer surface of the distal portion defines a distal Morse taper post 54 that is sized and shaped like the Morse taper posts 30, 34, 36 of the other LPS components 28,

32 that are capable of being received in and mating with the Morse taper bore 26 of the distal femoral component 10A of the LPS System.

[0042] The annular collar 55 of the adapter 16 has an enlarged diameter to seat on a portion of the distal femoral component 10A of the LPS System to limit movement of the adapter in a distal direction.

[0043] The proximal portion of the adapter 16 has an outer surface that is sized and shaped to be received within and frictionally lock within the distal Morse taper bore 21A portion of the new metaphyseal component 12A and the distal Morse taper bore 21C of the existing metaphyseal component 12C. In other words, the proximal portion of the adapter 16 defines a proximal Morse taper post 52 that is sized and shaped to mimic the size and shape of the existing Morse taper posts of the S-ROM System, such as post 23 shown in FIGS. 14 and 16. This same shape of the existing Morse taper post 23 is also present in the post 19 of the distal femoral component 10B of the LCS revision System, illustrated in FIGS. 6 and 8. This same shape of the existing Morse taper post 23 may also be used for the post 25 to be assembled with the distal femoral component 10C of the PFC Sigma System.

[0044] As can be seen from FIGS. 1-4 and 17-18, the distal Morse taper post portion 54 of the adapter 16 is larger in diameter and shorter than the proximal Morse taper post portion 52 of the adapter 16. With these differently shaped and sized Morse taper post portions 52, 54, the adapter 16 can be used to connect components that lack commonly shaped and sized Morse taper bores, such as the distal femoral component 10A of the LPS System and the existing metaphyseal component 12C of the S-ROM System.

[0045] The illustrated adapter 16 has an interior channel 56 extending from its proximal end to its distal end. As shown in FIG. 18, the end parts 58, 60 of the interior channel 56 may be threaded to allow for screws or bolts to also be used for impaction or distraction. In addition, the interior channel 56 provides an air passage to release pressure as the adapter 16 is connected to other components.

[0046] Thus, the first adapter 16 allows the first illustrated distal femoral component 10A to be used with the new metaphyseal component 12A as well as with the existing metaphyseal component 12C. Moreover, these metaphyseal components 12A, 12C can be used without the adapter 16 with the distal femoral components 10B, 10C, 10D of FIGS. 5-16. Thus, with the adapter 16, the first new metaphyseal component 12A and the existing metaphyseal component 12C are universal, usable across four different knee implant systems.

[0047] Since all three styles of metaphyseal components 12A, 12B, 12C have similar bores at their distal ends, all three metaphyseal components 12A, 12B, 12C can be used with femoral stem extensions 14A of DePuy Orthopaedics' S-ROM System. Examples of such femoral stem extensions 14A are illustrated in FIGS. 26-28.

A surgical kit can include both straight and bowed femoral stem extensions, and stem extensions of various lengths and thicknesses. The femoral stem extensions provided in the kit may have outer surfaces designed for use in cemented or press fit applications; for example, the outer surfaces of the femoral stem extensions can have longitudinal grooves. In addition, the femoral stem extensions could have one or more slots such as shown in FIG. 37. All of these variations in the stem extension 14A features can be used with all three illustrated metaphyseal components 12A, 12B, 12C.

[0048] To provide the orthopaedic surgeon with even more choices in optimizing the knee implant assembly for the needs of the individual patient, the knee implant system of the present invention may be provided with a second adapter 18 to allow for use of all three metaphyseal components 12A, 12B, 12C with styles of stem extensions other than femoral stem extensions 14A of the S-ROM System referred to above.

[0049] As shown in FIGS. 3-4, 7-8, 11-12, and 15-16, by use of the second adapter 18, the first new metaphyseal component 12A can be used with stem extensions having a distal end that would not normally provide a connection with the proximal end of the metaphyseal component 12A. For example, the second adapter 18 may allow the first new metaphyseal component 12A to be used with femoral stem extensions having end connections designed for use with the PFC Sigma system referred to above. The adapter 18 may also be used with the second new metaphyseal component 12B and the existing metaphyseal component 12C so that all three metaphyseal components 12A, 12B, 12C can be used with stem extensions 14B.

[0050] As shown in FIGS. 20-22, the second adapter 18 has an outer surface with a tapered distal portion and a proximal portion. The tapered distal portion defines a Morse taper post 61 that is sized and shaped to be received in and frictionally lock with the proximal Morse taper bore 47A, 47B, 47C of each metaphyseal component 12A, 12B, 12C. The proximal portion 62 of the outer surface of the second adapter 18 is substantially cylindrical in overall shape, with a plurality of indents 64 to allow the adapter 18 to be grasped by a tool such as a wrench (not shown).

[0051] As shown in FIG. 21, the second adapter 18 also has an interior channel 66. The distal portion 68 of the interior channel 66 is threaded to receive the threaded portion of the screw or bolt 50 for securing the second adapter 18 to the metaphyseal component 12A, 12B, 12C. The proximal portion 70 of the interior channel 66 is also threaded to receive the threaded distal end 72 of a stem extension 14B of the style shown in FIG. 40. As shown in FIG. 40, the threaded distal ends 72 of the existing stem extensions of the PFC Sigma System have reduced outer diameters and threaded outer surfaces.

[0052] The second style of stem extensions 14B may have standard features of the commercially available stem extensions of the PFC Sigma System. For exam-

ple, these stem extensions 14B may be shaped for press fit or cemented application, and could be fully or partially porous coated. Other standard variations in the outer surfaces of the stem extensions can also be made.

5 A typical surgical kit would include several sizes of such stem extensions 14B.

[0053] Thus, the present invention allows for use of any of the illustrated metaphyseal components 12A, 12B, 12C with the distal femoral component 10A of the LPS System, and allows two of the illustrated metaphyseal components 12A, 12C to be used with the other illustrated types of distal femoral components 10B, 10C, 10D. The present invention also allows all of the illustrated metaphyseal components 12A, 12B, 12C to be used with the revision distal femoral component 10B of the LCS System, the distal femoral component 10C of the PFC Sigma System, and the distal femoral component 10D of the S-ROM System. In addition, the present invention allows all three illustrated metaphyseal components 12A, 12B, 12C to be used not only with the standard femoral stem extensions 14A of the S-ROM System, but also with the commercially available stem extensions 14B of the PFC Sigma System. This increased flexibility is available without changing the existing connection mechanisms or the shapes and sizes in these existing knee systems.

[0054] For all of the Morse taper posts 19, 23, 25, 46, 52, 54, 61 and Morse taper bores 21A, 21C, 26, 47A, 47B, 47C described above, the length of the post would be less than or equal to the depth of the mating bore. The Morse taper posts 19, 23, 25, 46, 52, 54, 61 and bores 21A, 21C, 26, 27, 47A, 47B, 47C can be conically or frustoconically shaped. The angle of the frustoconical taper would be expected to be less than about 8°, and typically in the range of about 2-4°. Unless expressly called for in the claims, no particular angle or dimension is required for Morse taper posts 19, 23, 25, 46, 42, 54, 61 and bores 21A, 21C, 26, 27, 47A, 47B, 47C of the implant system of the present invention. Although the illustrated examples utilize Morse taper posts and bores, it should be understood that the present invention can be used with any style of interlocking posts and bores.

[0055] All of the components of the illustrated knee implant systems can be made of standard materials for such implants, such as titanium and cobalt-chrome.

[0056] In use, depending on the condition of the native bone tissue, the orthopaedic surgeon will determine the amount of bone to be resected from the femur and will select the most appropriate style of distal femoral component 10A, 10B, 10C, 10D for the individual patient and the most appropriate size of that style of component. Commercially available instrumentation can be used to resect the bone in the appropriate manner for the selected distal femoral component. If it is desirable to use a metaphyseal component to secure the implant in place, the surgeon can then select an appropriate size of metaphyseal component from the surgical kit and can

prepare the bone to receive the metaphyseal component 12 using existing instrumentation. If the surgical kit includes metaphyseal components of the types shown as 12A and 12C in the drawings, the surgeon can also select the desired outer surface configuration and finish that best suits the needs of the individual patient. The surgeon can then select the most appropriate femoral stem extension 14A, 14B for the needs of the individual patient. The patient's intramedullary canal can be prepared to receive the femoral stem extension 14A, 14B in a conventional manner using existing surgical instrumentation.

[0057] If the most appropriate stem extension for the individual patient's needs is one having a distal end like those illustrated in FIGS. 1-2, 5-6, 9-10, 13-14, and 26-28, the surgeon can assemble the stem extension 14A and metaphyseal component 12A, 12B or 12C in a conventional manner, inserting the distal Morse taper post 46 of the stem extension 14A into the proximal Morse taper bore 47 of the metaphyseal component 12 and moving the two components 12, 14A into frictional engagement. The screw or bolt 50 can then be inserted through the metaphyseal component 12 and threaded into engagement with the internal threads 96 at the distal end of the stem extension 14A in a conventional manner.

[0058] If the most appropriate stem extension for the individual patient's needs is one having a distal end like those illustrated in FIGS. 3-4, 7-8, 11-12, 15-16 and 40, the surgeon can assemble the stem extension 14B and metaphyseal component 12A, 12B or 12C using the second adapter 18. To assemble the stem extension 14B, adapter 18 and metaphyseal component 12A, 12B or 12C, the surgeon would place the distal Morse taper post 61 of the second adapter 18 in the proximal Morse taper bore 47A, 47B or 47C of the metaphyseal component 12A, 12B or 12C, and move the two components into frictional engagement. Air pressure is released through the interior channel 66 of the second adapter 18 as the components 12, 18 are assembled. The screw or bolt 50 can be inserted through the distal bore of the metaphyseal component 12 and threaded onto the threaded internal bore 68 at the distal end of the second adapter 18 to secure these components together. The distal threaded end 72 of the stem extension 14B can then be inserted into the proximal threaded bore 70 of the adapter 18 and threaded onto the internal threads of the adapter 18. The subassembly of the metaphyseal component 12A, 12B or 12C, adapter 18 and the stem extension 14B is then ready for assembly with the distal femoral component.

[0059] If the most appropriate style of distal femoral component is that shown in FIGS. 5-8 and 13-16 as 10B or 10D, the metaphyseal component/stem extension subassembly or metaphyseal component/stem extension/second adapter subassembly can then be mounted on the existing stem or post 19, 23 of the distal femoral component 10B, 10D by inserting the stem or post 19,

23 into the distal Morse taper bore 21A or 21C (see FIGS. 27-28 and 35) of the metaphyseal component 12A or 12C and moving the components into frictional engagement. The complete assembly, as shown in FIGS. 7 and 13, can then be implanted.

[0060] If the most appropriate style of distal femoral component is that shown in FIGS. 1-4 and 25 as 10A, the surgeon would place the distal Morse taper post 54 of the adapter 16 into the Morse taper bore 26 of the distal femoral component 10A and move the two components 10A, 16 into frictional engagement. Air pressure is released through the interior channel of the adapter 16 as these components are assembled. The subassembly of the distal femoral component 10A and adapter 16 can then be assembled with the subassembly of the metaphyseal component 12A or 12C and the stem extension 14A, or subassembly of the metaphyseal component 12A or 12C, second adapter 18 and stem extension 14B. The two subassemblies can be moved together to frictionally engage the proximal Morse taper post 52 of the adapter 16 and the distal Morse taper bore 21A or 21C (see FIGS. 27-28 and 35) of the metaphyseal component 12A or 12C. The complete assembly, as shown in FIGS. 1 and 3, can then be implanted.

[0061] If the most appropriate style of distal femoral component is that shown in FIGS. 9-12 as 10C, the surgeon can assemble the femoral stem or post 25 to the distal femoral component 10C using the bolt 27 shown in FIGS. 10 and 12, and then insert the stem or bolt 50 into the distal Morse taper bore 21A or 21C (see FIGS. 27-28 and 35) of the metaphyseal component 12A or 12C of the subassembly. The post 25 and bore 21A or 21C can then be moved together into frictional engagement and the complete assembly as shown in FIGS. 9 and 11 can then be implanted.

[0062] If a metaphyseal component as shown in FIGS. 32-33 is used, the surgeon can first assemble the metaphyseal component 12b and the selected stem 14A, or metaphyseal component 12B, second adapter 18 and selected stem 14B into a subassembly. The subassembly can then be assembled with the distal femoral component 10A by inserting the distal Morse taper post 37 of the metaphyseal component 12B into the proximal Morse taper bore 26 of the distal femoral component 10A and then moving the components into frictional engagement. The assembled implant can then be implanted.

[0063] It should be understood that although not illustrated, the knee implant system or kit would also include tibial components that are designed to cooperate with the femoral implant assemblies. It should also be understood that some or all of the principles of the present invention could be applied to other implants, such as tibial implants.

[0064] It should also be understood that a typical surgical kit would also include trial implant components like those shown in FIGS. 1-16. The surgeon would typically

assemble a trial implant and temporarily secure the trial implant assembly in place on the prepared bone to ensure that the assembled implant will be the optimum for the individual patient's needs. The trial components can have features like those described above for the final implant components.

[0065] In addition, a surgical kit utilizing the principles of the present invention could include several sizes of one style of metaphyseal component, such as the first new metaphyseal component 12A, the second new metaphyseal component 12B or the existing metaphyseal component 12C. Alternatively, such a surgical kit could include several sizes of two or more of the illustrated styles of metaphyseal components 12A, 12B, and 12C.

[0066] The distal femoral component 10A could have a Morse taper bore 26 sized and shaped like the distal bore 21A or 21C of the metaphyseal component 12A or 12C. In such a case, the adapter 16 could be symmetrical about a central plane, so that the proximal and distal ends of the adapter could be used interchangeably. Moreover, the principles of the present invention could be applied to orthopaedic implants designed to replace joints other than the knees.

Claims

- 1. A modular orthopaedic implant system comprising:
a first component having an articulating surface and an interior surface defining a tapered bore and an exterior surface spaced from the articulating surface, at least a portion of the exterior surface surrounding the tapered bore, the portion of the exterior surface surrounding the tapered bore being asymmetrical in at least one cross-section; and
a tapered metaphyseal component mountable to the distal femoral component.
- 2. The modular orthopaedic implant system of claim 1 wherein the first component comprises a distal femoral component that is sized and shaped to replace more than the distal 3 cm. of the native femur.
- 3. The modular orthopaedic implant system of claim 1 further comprising a plurality of orthopaedic components having tapered bores sized and shaped to be received in and frictionally lock with the tapered bore of the first component.
- 4. The modular orthopaedic implant system of claim 3 wherein at least one of the plurality of orthopaedic components comprises a segment sized and shaped to replace a portion of the shaft of a long bone.
- 5. The modular orthopaedic implant system of claim 1

wherein the tapered metaphyseal component includes a tapered post sized and shaped to be receivable within the tapered bore of the first component and to create a frictional lock between the first component and the tapered metaphyseal component.

- 6. The modular orthopaedic implant system of claim 1 wherein the tapered metaphyseal component has an interior surface defining a distal tapered bore, the system further comprising an adapter for connecting the tapered metaphyseal component to the first component, the adapter having a tapered post sized and shaped to be receivable within the tapered bore of the first component and to create a frictional lock between the first component and the adapter, the adapter further comprising a tapered post sized and shaped to be receivable within the tapered bore of the tapered metaphyseal component and to create a frictional lock between the adapter and the tapered metaphyseal component.
- 7. The modular orthopaedic implant system of claim 6 wherein the two tapered posts of the adapter are different from each other in size or shape.
- 8. The modular orthopaedic implant system of claim 1 wherein the tapered metaphyseal component has an interior surface defining an opening, the system further comprising:
a first stem extension having a distal end and a proximal end, the distal end being shaped and sized to be received in and mate with the opening of the tapered metaphyseal component;
a second stem extension having a distal end and a proximal end, the distal end of the second femoral stem extension being different from the distal end of the first femoral stem extension shape in size or shape;
an adapter for connecting the second femoral stem extension to the tapered metaphyseal component, the adapter having an end sized and shaped to be received in and mate with the opening of the tapered metaphyseal component, and the adapter opposite end having an opening sized and shaped to receive and mate with the distal end of the second femoral stem extension.
- 9. The modular orthopaedic implant system of claim 8 wherein the distal end of the second stem extension is threaded.
- 10. An orthopaedic implant system comprising:
a first orthopaedic component; and
a metaphyseal component mountable to the

21	EP 1 532 945 A2	22
first orthopaedic component;		wide end, a narrow end, an overall length between the wide end and narrow end, and a tapered outer surface;
wherein the metaphyseal component has a wide end, a narrow end, an overall length between the wide end and narrow end, and a tapered outer surface;	5	wherein the tapered outer surface of the metaphyseal component includes at least 1.97 steps per centimetre (5 steps per inch) of the overall length of the metaphyseal component.
wherein the tapered outer surface of the metaphyseal component includes a plurality of steps and is porous over a majority of the overall length of the metaphyseal component.	10	21. The orthopaedic implant system of claim 20 wherein the system further comprising a stem extension
11. The orthopaedic implant system of claim 10 wherein the tapered outer surface of the metaphyseal component is porous over at least 75% of its overall length.	15	22. An orthopaedic knee implant system comprising: a distal femoral component having an articulating surface and a non-articulating surface; and a metaphyseal component mountable to the non-articulating surface of the distal femoral component;
12. The orthopaedic implant system of claim 10 wherein the tapered outer surface of the metaphyseal component is smooth at the narrow end.	20	wherein the metaphyseal component has a wide end, a narrow end, an overall length between the wide end and narrow end, and a tapered outer surface;
13. The orthopaedic implant system of claim 10 wherein the entire tapered outer surface of the metaphyseal component is porous.	25	wherein the tapered outer surface of the metaphyseal component includes a plurality of adjacent steps extending from the wide end to the narrow end, each step being spaced from the adjacent step by a distance of less than 5.1 mm (0.2 inch).
14. The orthopaedic implant system of claim 13 wherein the metaphyseal component has a distal surface that is non-porous and a proximal surface that is non-porous.	30	23. The orthopaedic implant system of claim 22 wherein each step is spaced from the adjacent step by a distance of about 3.0 to 4.0 mm (0.12 to 0.16 inch).
15. The orthopaedic implant system of claim 10 wherein the metaphyseal component has an average of at least 1.97 steps per centimetre (5 steps per inch) of overall length of the metaphyseal component.	35	24. An orthopaedic implant system comprising: a first implantable component having an articulating surface to replace a portion of a patient's bone; a second implantable component; the first implantable component having a tapered bore; the second implantable component having a tapered bore differing from the tapered bore of the first implantable component in at least one characteristic; an adapter for connecting the first implantable component to the second implantable component, the adapter including two tapered posts, one of said tapered posts being sized and shaped to be received in and frictionally lock with the tapered bore of the first implantable component and the other of said tapered posts being sized and shaped to be received in and frictionally lock with the tapered bore of the second implantable component.
16. The orthopaedic implant system of claim 10 wherein the outer surface of the metaphyseal component has at least 10 steps.	40	
17. The orthopaedic implant system of claim 16 wherein the outer surface of the metaphyseal component has at least 15 steps.	45	
18. The orthopaedic implant system of claim 17 wherein the outer surface of the metaphyseal component has at least 19 steps.	50	
19. The orthopaedic implant system of claim 10 further comprising a plurality of orthopaedic components.	55	
20. An orthopaedic knee implant system comprising: a distal femoral component having an articulating surface and a non-articulating surface; and a metaphyseal component mountable to the non-articulating surface of the distal femoral component; wherein the metaphyseal component has a		25. The system of claim 24 wherein the first implantable component comprises a distal femoral component

and the second implantable component comprises a tapered metaphyseal component.

26. The system of claim 25 further comprising an implantable segment sized and shaped to replace a diaphyseal portion of a long bone, the implantable segment having a tapered post sized and shaped to be received in and frictionally lock with the tapered bore of the distal femoral component.

27. A modular orthopaedic knee implant system comprising:

- a distal femoral component having a distal articulating surface;
- a tapered metaphyseal component having a distal end and a proximal end with an opening at the proximal end, the tapered metaphyseal component being mountable to the distal femoral component;
- a first femoral stem extension having a distal end and a proximal end, the distal end being shaped and sized to be received in and mate with the opening at the proximal end of the tapered metaphyseal component;
- a second femoral stem extension having a distal end and a proximal end, the distal end of the second femoral stem extension being different from the distal end of the first femoral shape in size or shape;
- an adapter for connecting the second femoral stem extension to the tapered metaphyseal component, the adapter having a proximal end and a distal end, the adapter distal end being sized and shaped to be received in and mate with the opening at the proximal end of the tapered metaphyseal component, and the adapter proximal end having an opening sized and shaped to receive and mate with the distal end of the second femoral stem extension.

28. The modular orthopaedic knee implant system of claim 27 wherein the opening at the adapter proximal end is threaded.

29. The modular orthopaedic knee implant system of claim 27 wherein the distal end of the adapter comprises a post.

30. An orthopaedic knee implant kit comprising:

- a first distal femoral component having a distal articulating surface and a post;
- a second distal femoral component having a distal articulating surface and a proximal end and with a bore at the proximal end;
- a tapered metaphyseal component having a proximal end and a distal end and having an

interior surface defining a bore at the distal end, the bore of the tapered metaphyseal component being shaped and sized to receive a portion of the post of the first distal femoral component for mounting the tapered metaphyseal component on the first distal femoral component;

an adapter having a distal end comprising a post shaped and sized to be received in the bore at the proximal end of the second femoral component, the adapter having a proximal end comprising a post shaped and sized to be received in the bore at the distal end of the tapered metaphyseal component;

wherein the tapered metaphyseal component may be selectively used with the first distal femoral component and the second distal femoral component.

31. The orthopaedic knee implant kit of claim 30 wherein the proximal end of the tapered metaphyseal component has an interior surface defining a bore, the kit further comprising a second adapter having a proximal end and a distal end, the distal end of the second adapter having an outer surface shaped to define a post receivable and frictionally engageable with the bore at the proximal end of the tapered metaphyseal component.

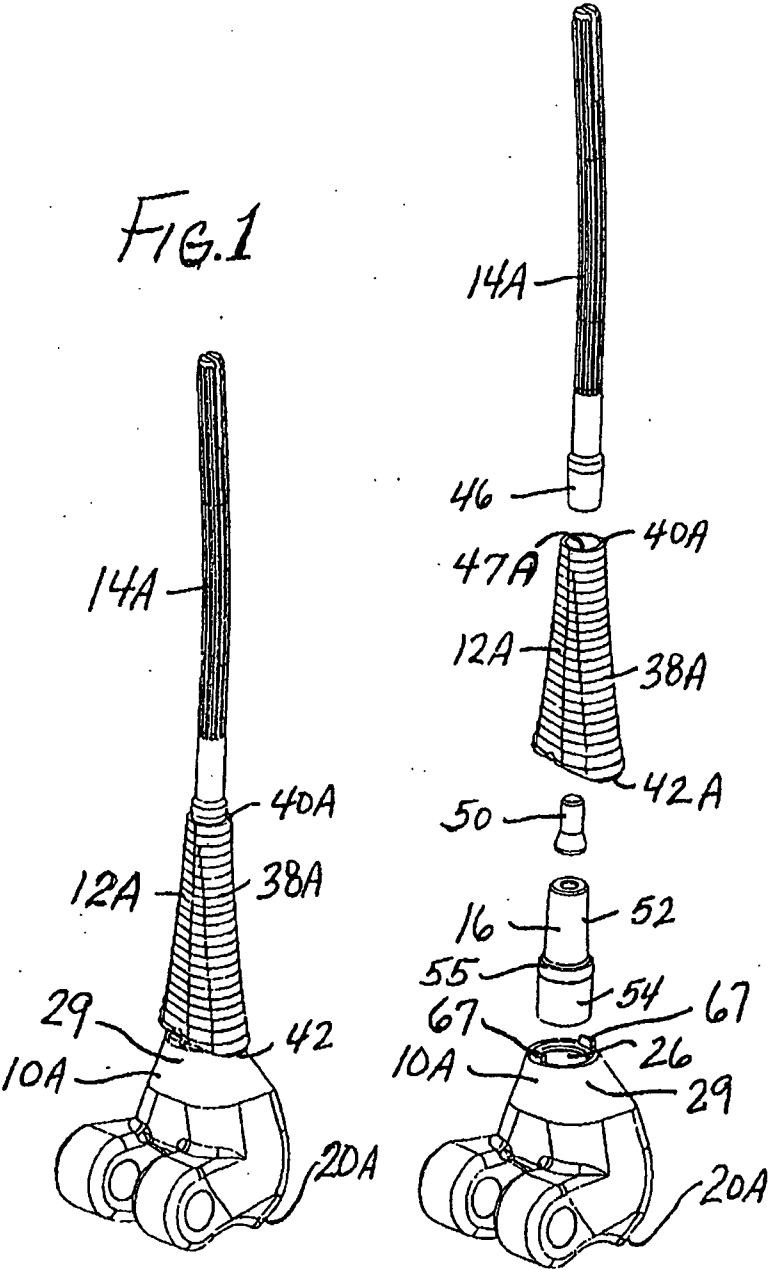
32. The orthopaedic knee implant kit of claim 31 further comprising a first stem extension having a proximal end and a distal end, wherein the distal end of the first stem extension has an outer surface defining a post sized and shaped to be receivable and frictionally engageable with the bore at the proximal end of the tapered metaphyseal component.

33. The orthopaedic knee implant kit of claim 32 further comprising a second stem extension having a proximal end and a distal end, wherein the distal end of the second stem extension differs from the distal end of the first stem extension in size or shape.

34. The orthopaedic knee implant kit of claim 33 wherein the distal end of the second stem extension is threaded and the proximal end of the second adapter is threaded.

FIG. 2

FIG. 1



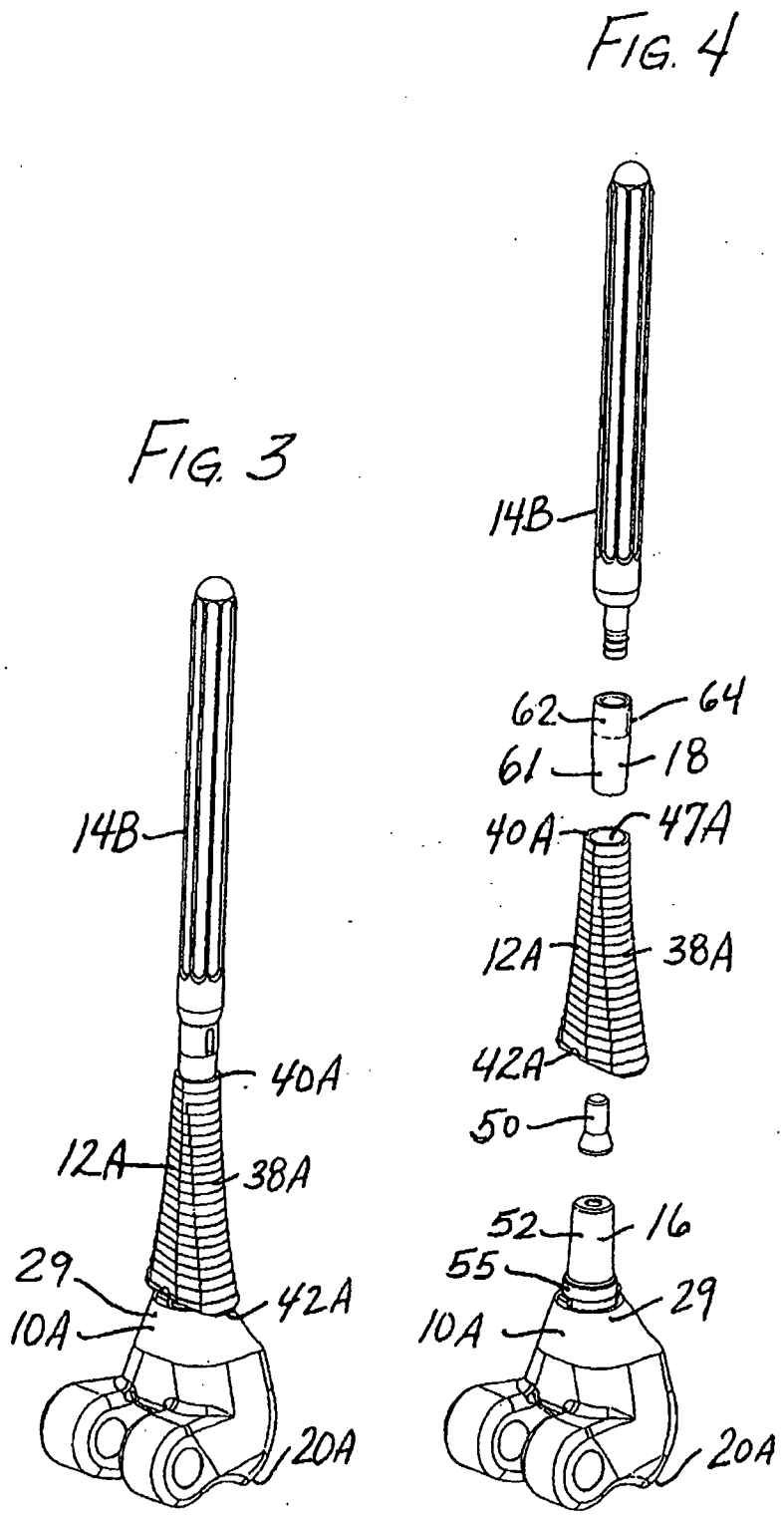
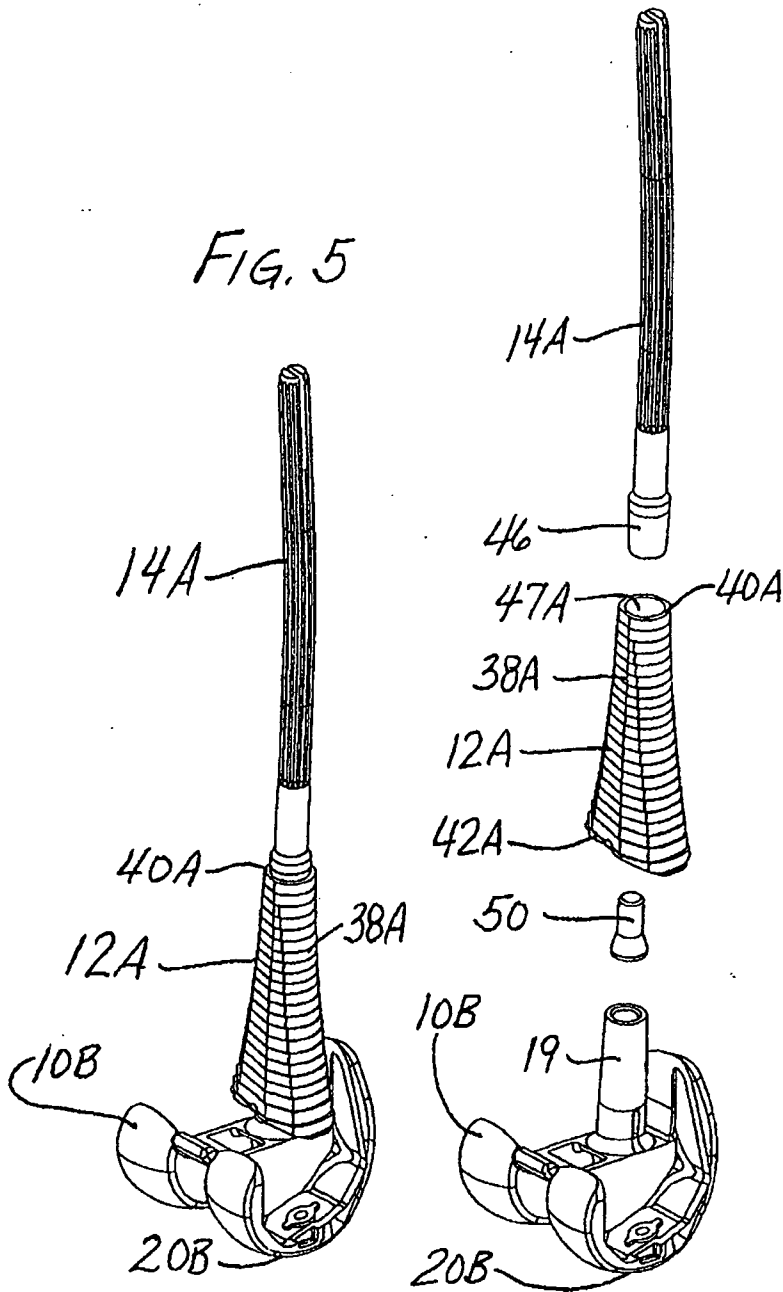


FIG. 6

FIG. 5



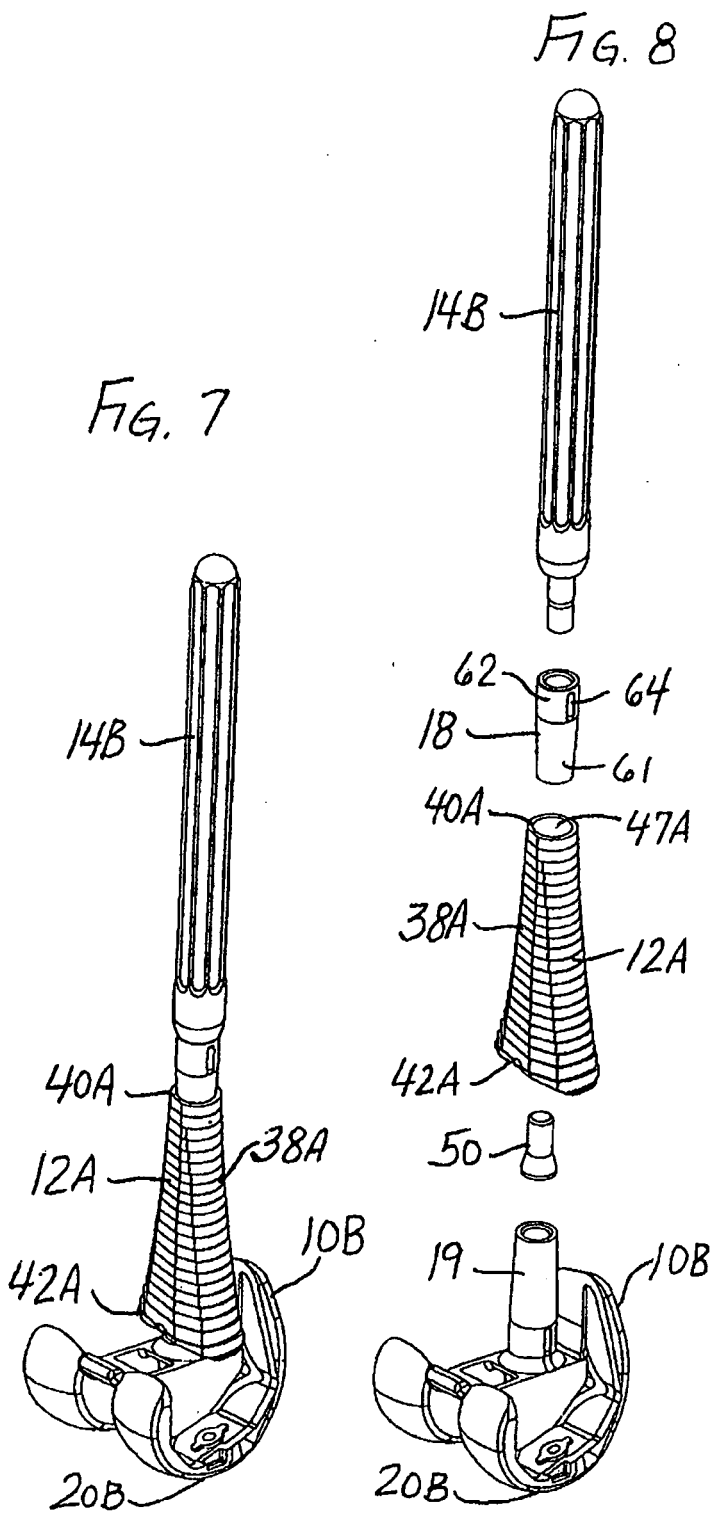
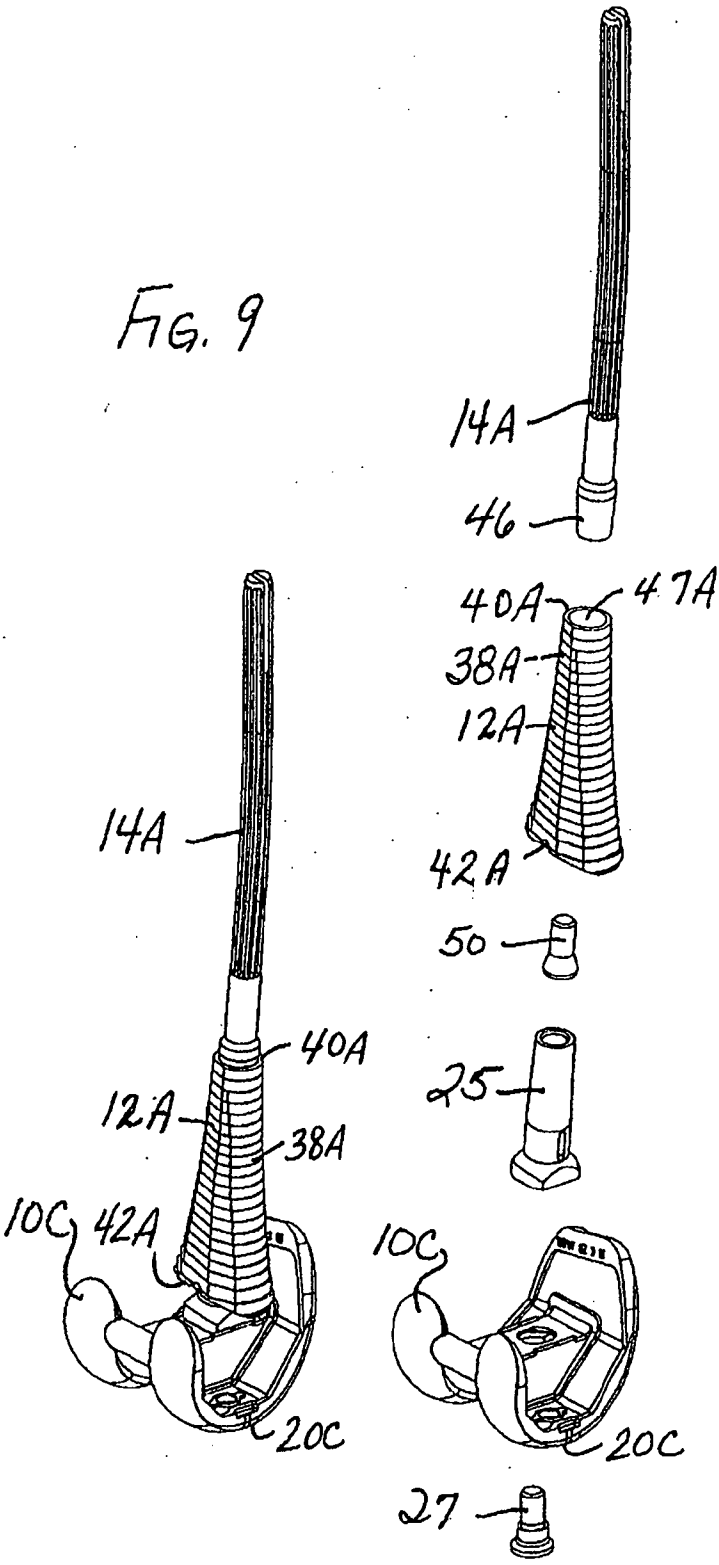


Fig. 10

Fig. 9



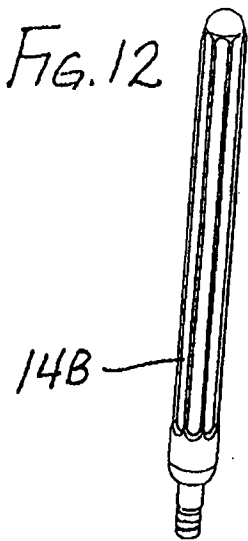


FIG. 11

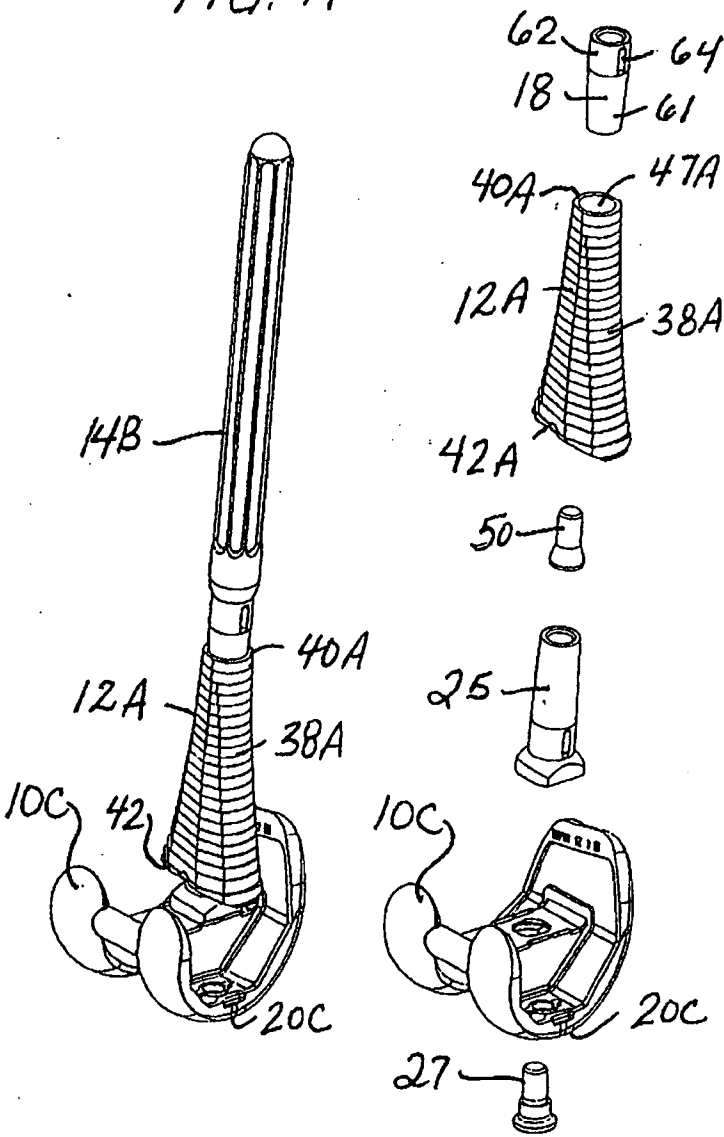
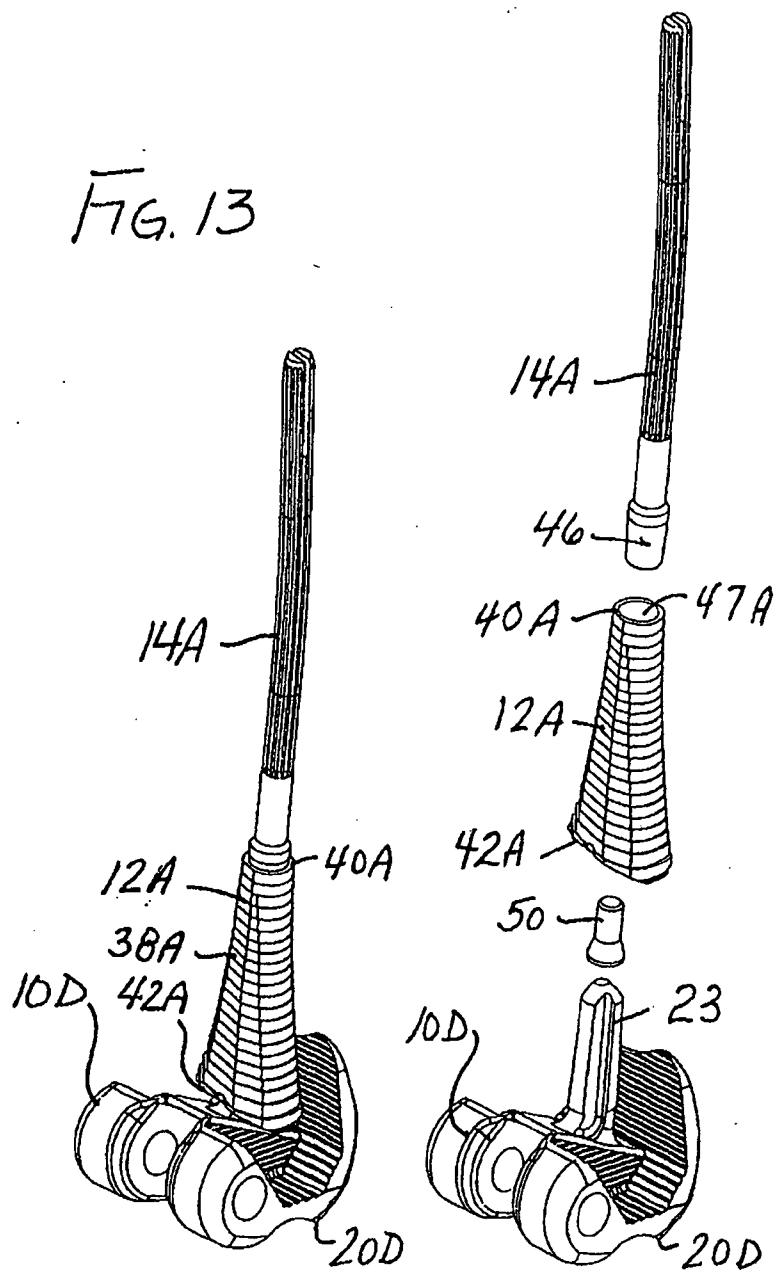


FIG. 14

FIG. 13



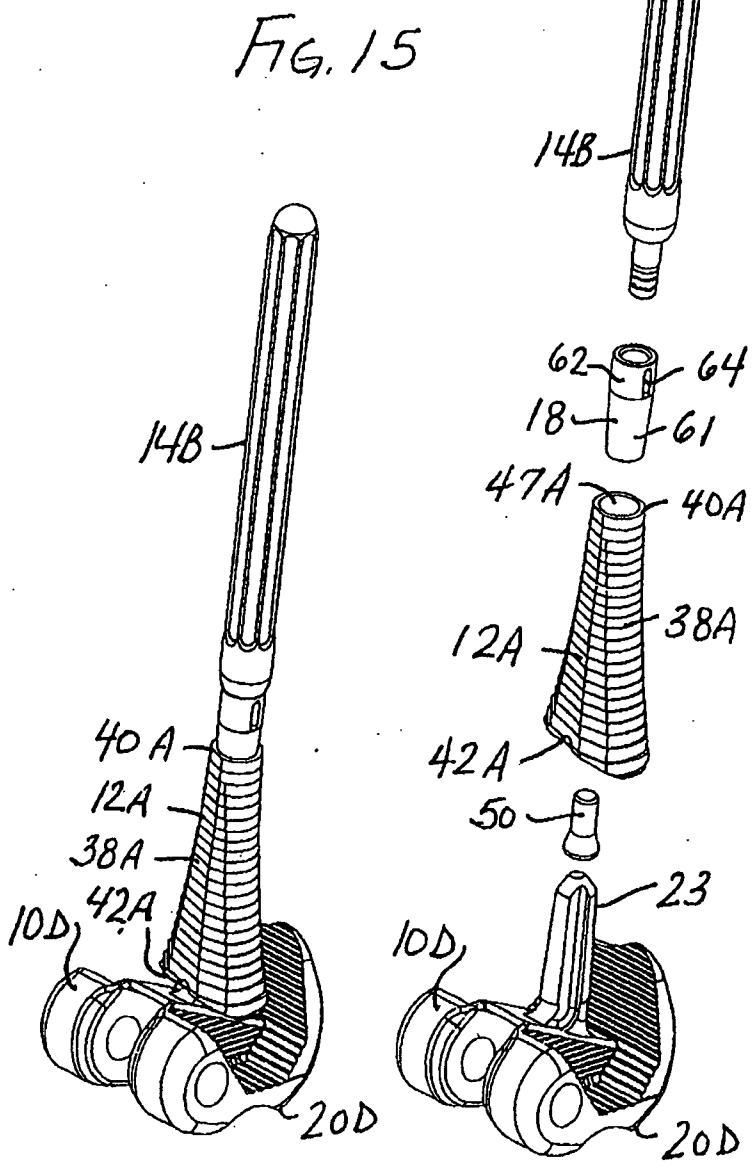
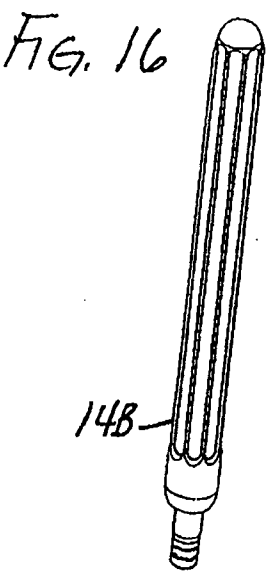


FIG. 17

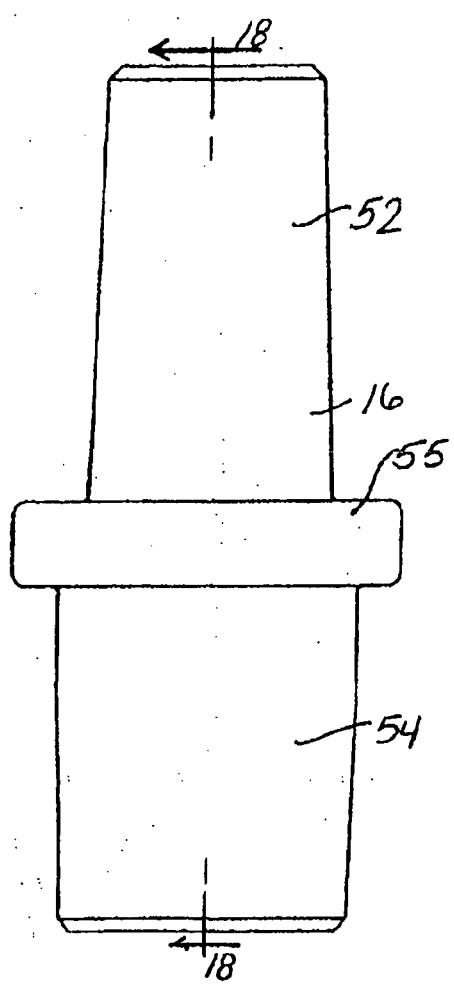


FIG. 18

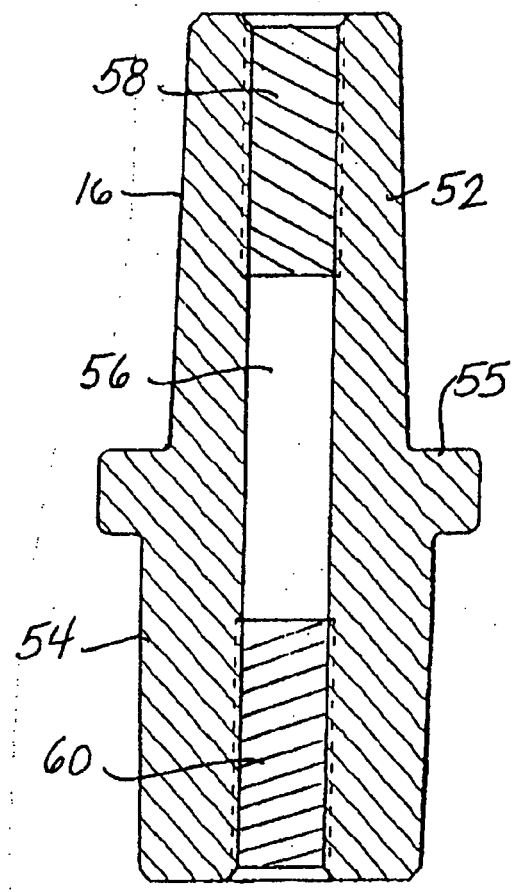


FIG. 19

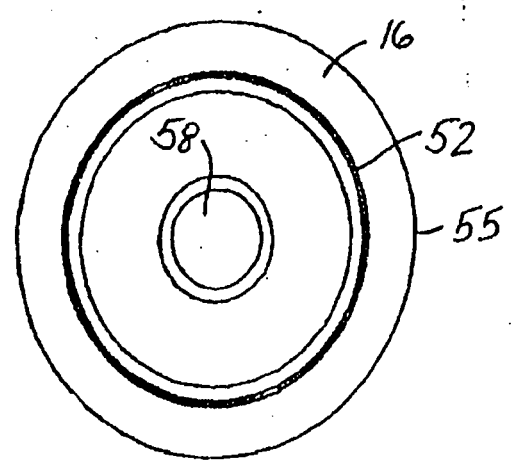


FIG. 20

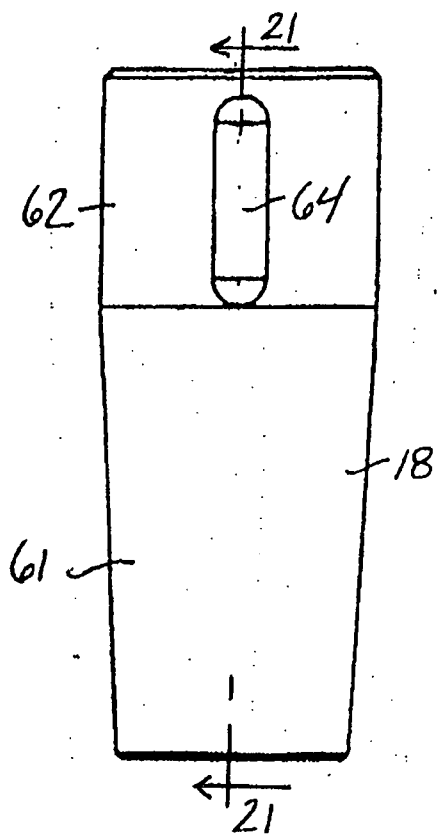


FIG. 21

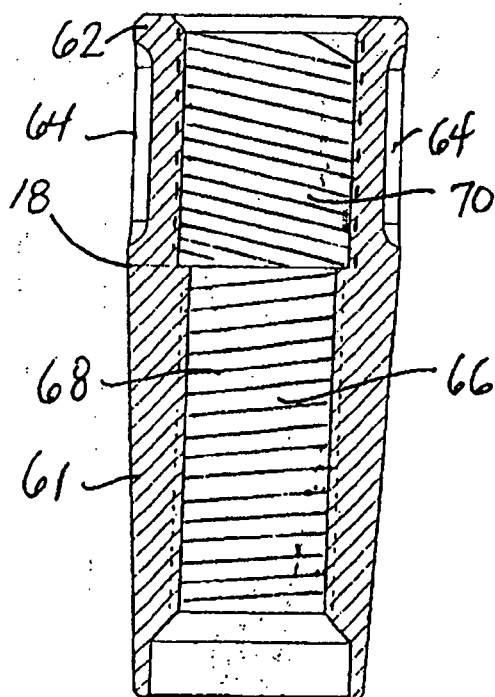


FIG. 22

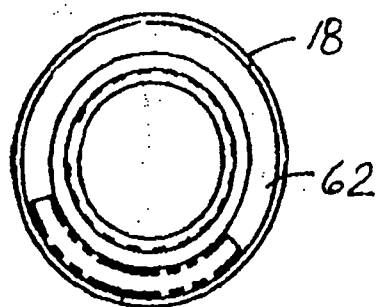


FIG. 23

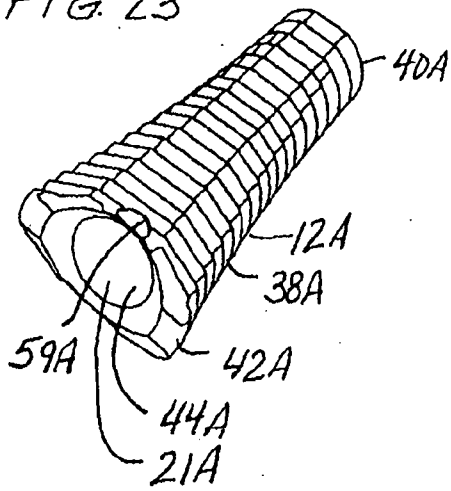


FIG. 24

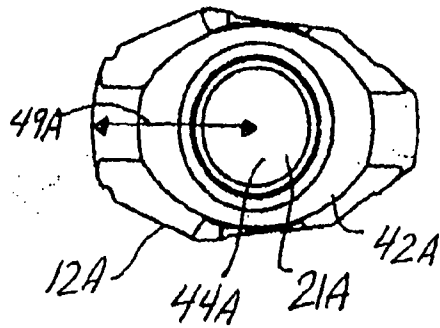


FIG. 25

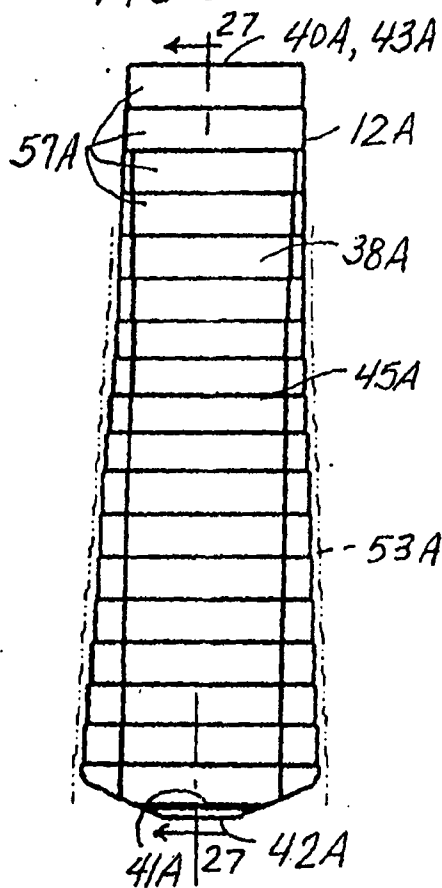


FIG. 26

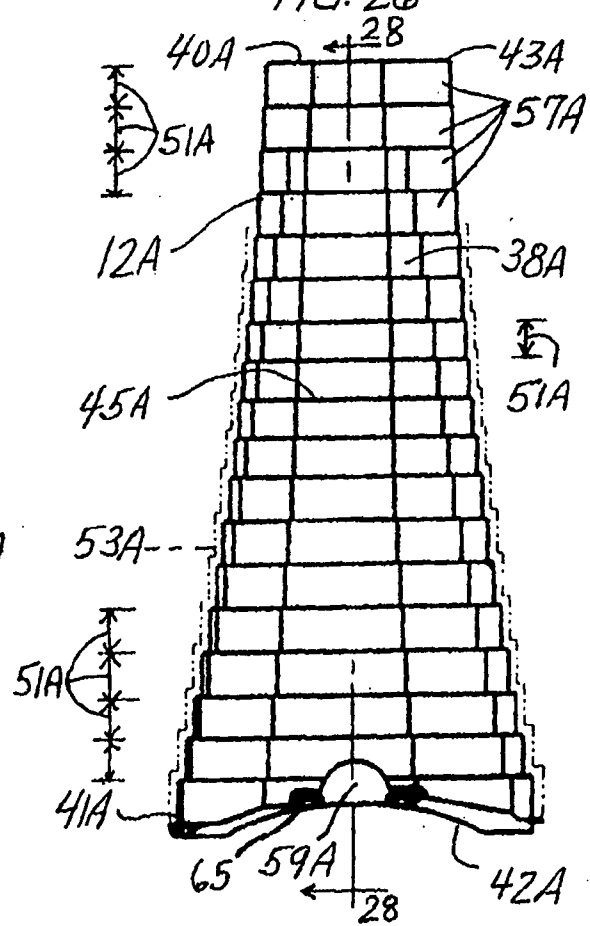


FIG. 27

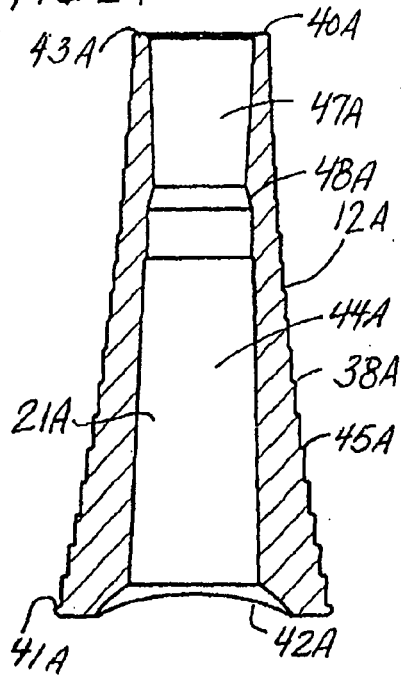


FIG. 28

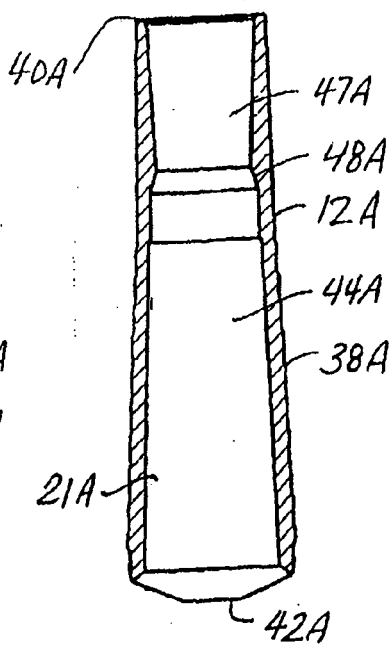


FIG. 29

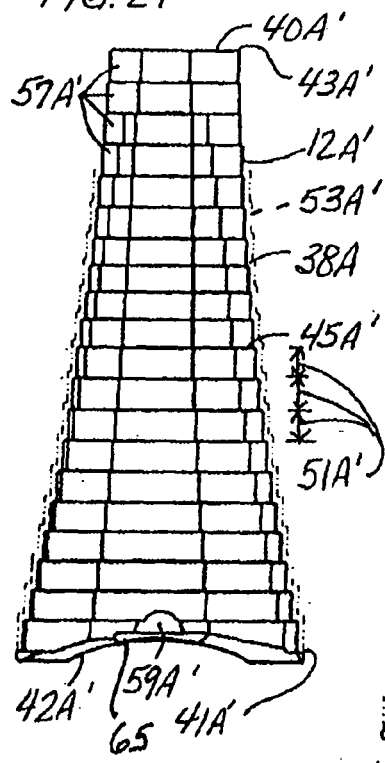
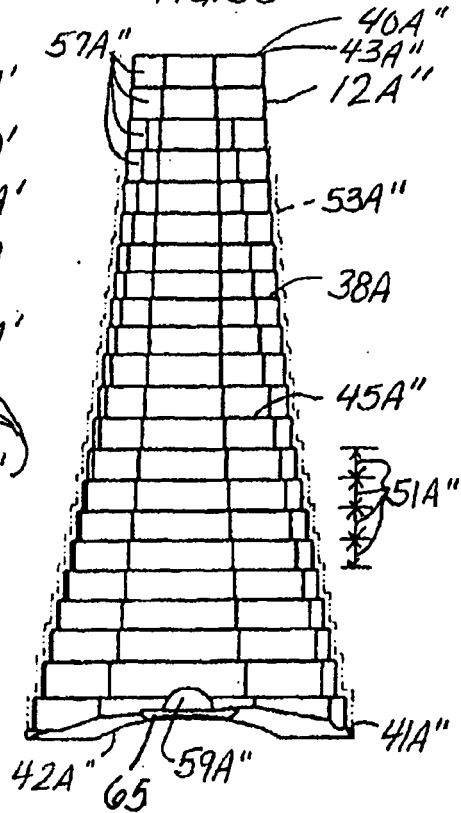
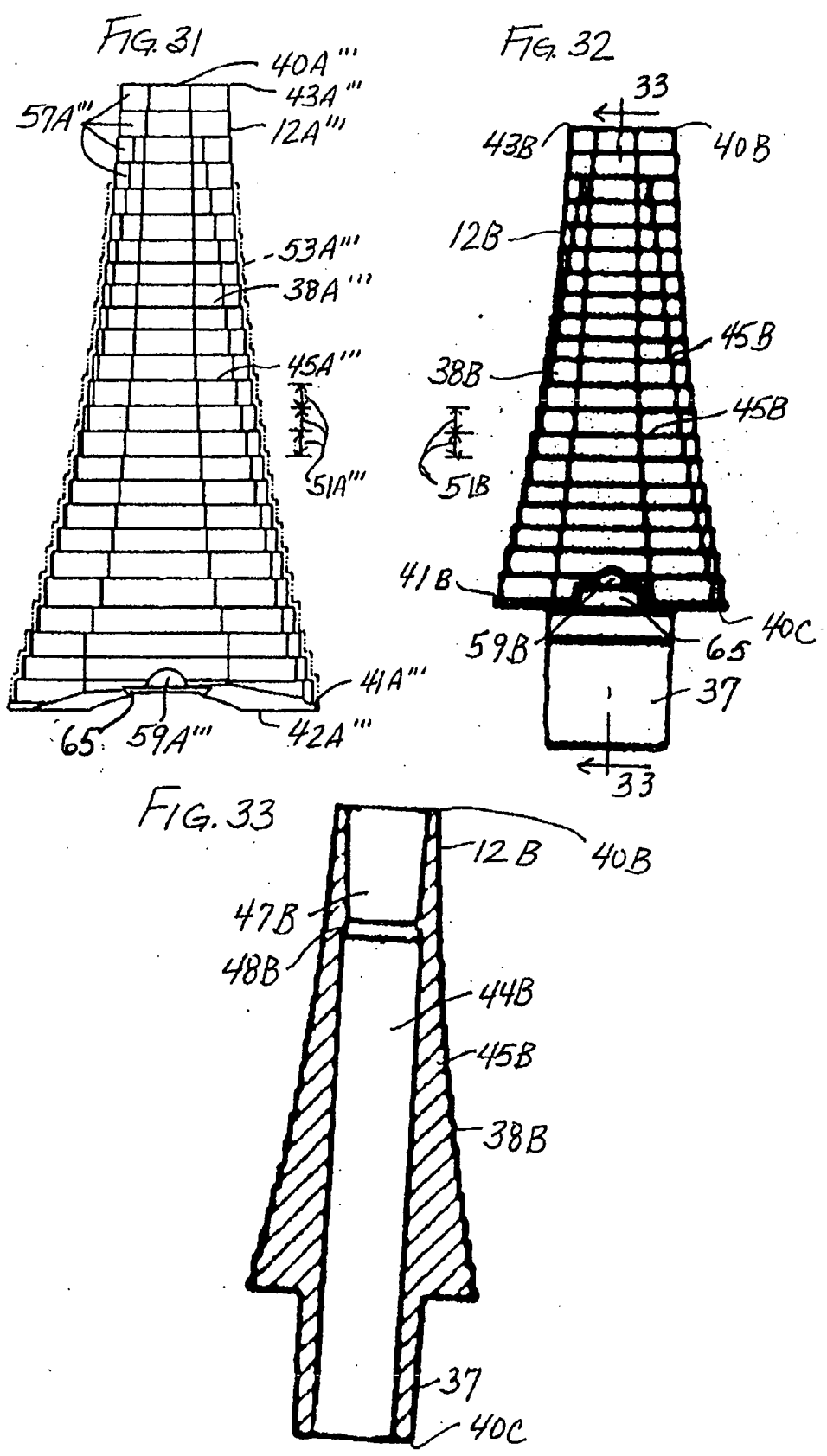
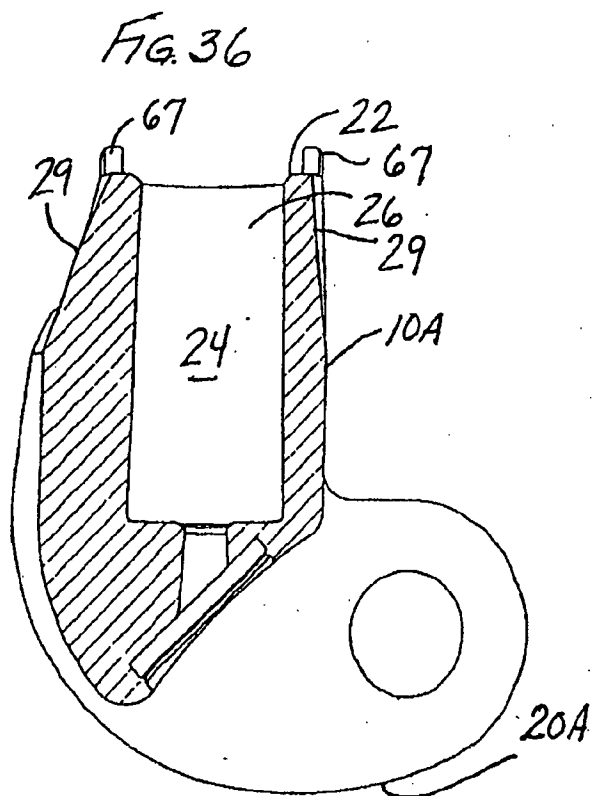
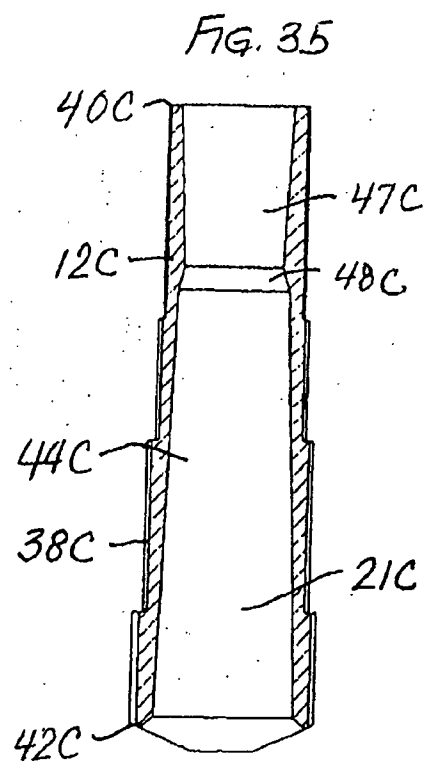
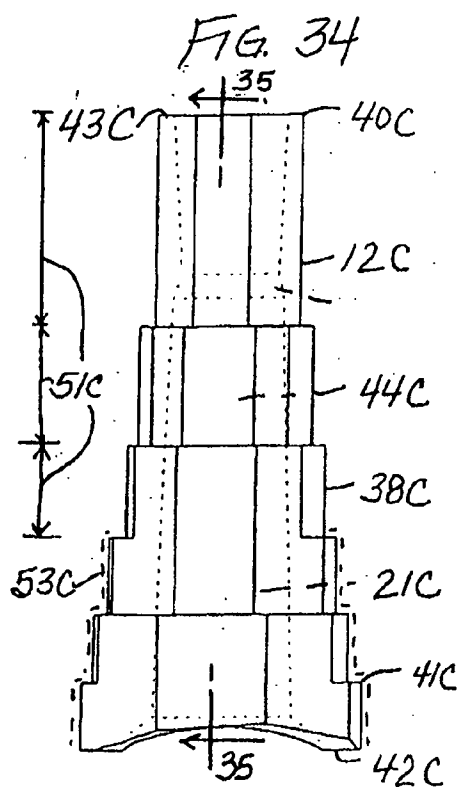


FIG. 30







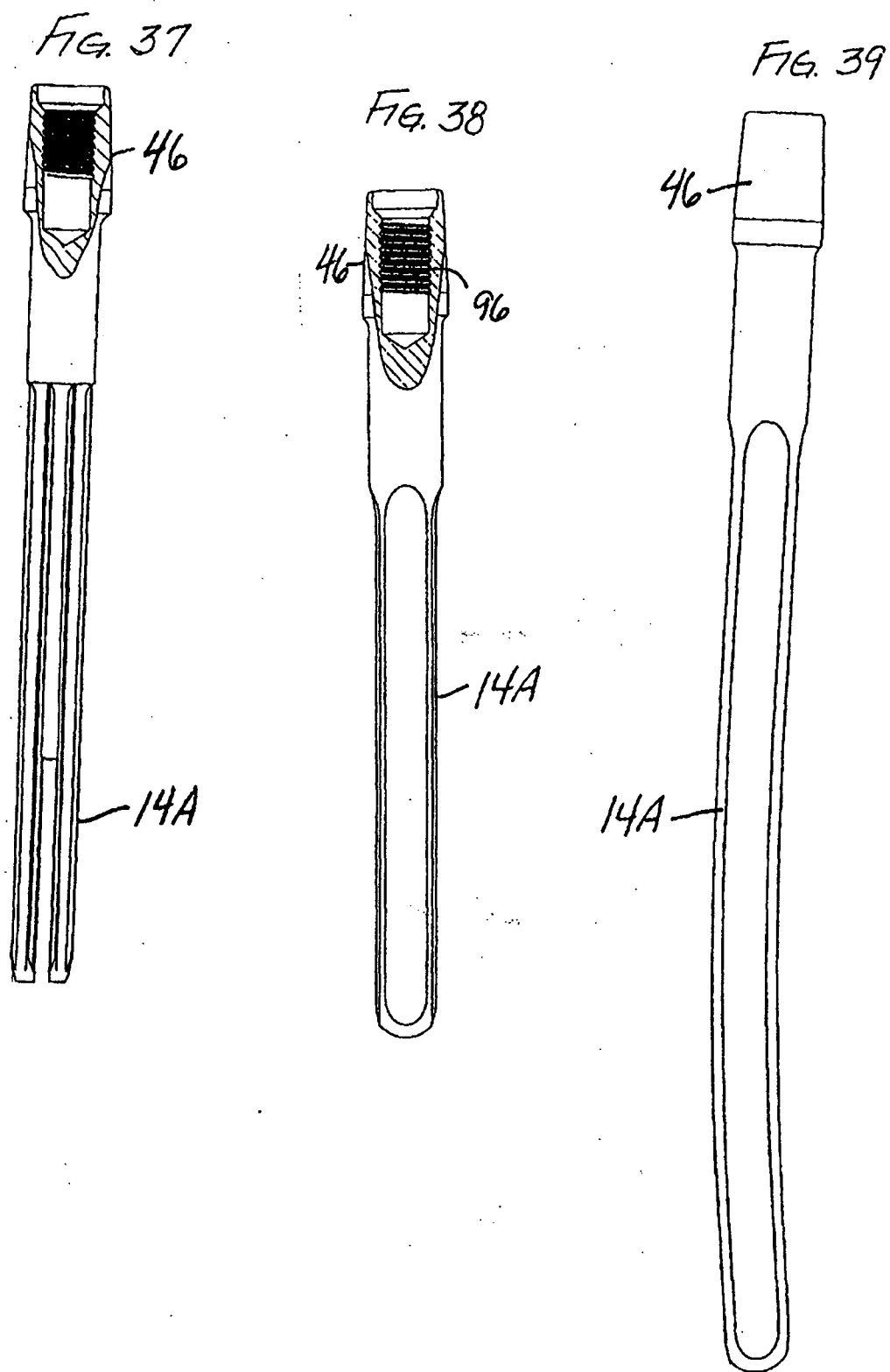


FIG. 40

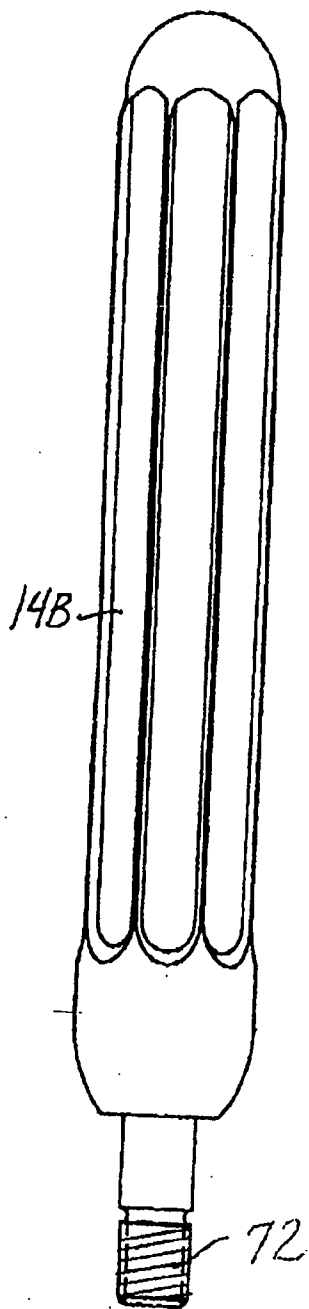


FIG. 41

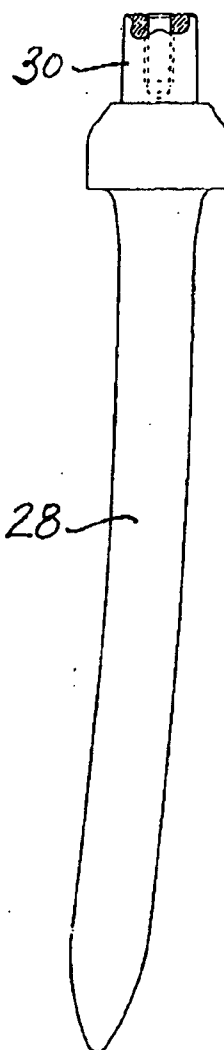
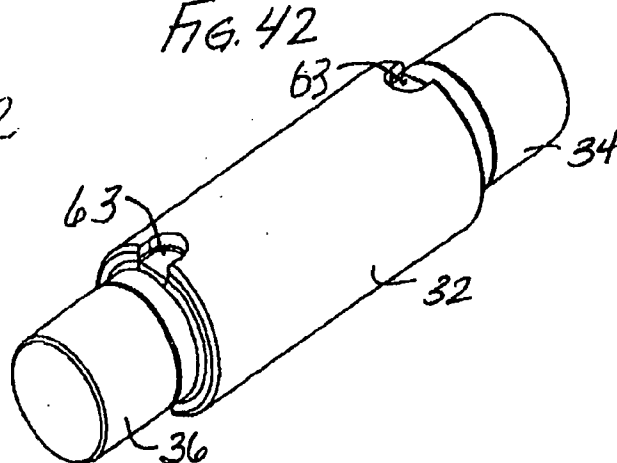


FIG. 42



SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

NIT : 800.176.089-2

-/-



RECIBO DE CAJA

No. 13 - 134091

Bogotá D.C., Diciembre 26 de 2013 - 15:57:38

RECIBIDO DE : TRIANA URIBE & MICHELSEN LTDA

NI 830.001.432

*** Soporte del Pago ***

TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	No. PAGO	FECHA PAGO	VR PAGO
CONSIGNACION	BANCO DE BOGOTA	062754387	450019986	26/12/2013	2.444.000.00

*** Conceptos Pagados ***

CANT.	RENTISTICO	CONCEPTO	Vr. UNIDITARIO	Vr. CONCEPTO
4	50005-01-01 SOLICITUDES	1607 REIVINDICACION PATENTE UNITARIA ADICIONAL A LAS 10 INIC	30.000.00	120.000.00
				\$120.000.00

=====

SON: **CIENTO VEINTE MIL PESOS MONEDA CORRIENTE***

Responsable: _____

Recibo de Caja Aplicado al Expediente No. _____

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO



No. 13-301517- -00000-0000

Fecha: 2013-12-27 16:10:38
Tra. 11 PATENTE IYII
Act. 411 PRESENTACION

Dep. 2020 DIR. NUEVASCR
Eve: 378 FASENACIONAL I
Folios: 154

Sede Centro: Carrera 13 No. 27 - 00 Pisos 3,4,5 y 10 Bogotá, D.C.- Colombia

Web: www.slc.gov.co e-mail: info@slc.gov.co Conmutador: (571) 5870000 Fax: (571) 5870284 Línea: 018000-910165 Call Center: (571) 6513240

, Diciembre 26 de 2013 - 15:57:39

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

NIT : 800.176.089-2

-/-

154

**Industria y Comercio**
SUPERINTENDENCIA

RECIBO DE CAJA

No. 13 - 134090

Bogotá D.C., Diciembre 26 de 2013 - 15:57:38

RECIBIDO DE : TRIANA URIBE & MICHELSEN LTDA

NI 830.001.432

*** Soporte del Pago ***

TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	No. PAGO	FECHA PAGO	VR PAGO
CONSIGNACION	BANCO DE BOGOTA	062754387	450019986	26/12/2013	2.444.000.00

*** Conceptos Pagados ***

CANT.	RENTISTICO	CONCEPTO	Vr.UNDITARIO	Vr.CONCEPTO
1	50005-01-01 SOLICITUDES	1 TRAMITES DE SOL. DE PATENTE DE INVENCIÓN	500.000.00	500.000.00
				<u>\$500.000.00</u>
			=====	

SON: **QUINIENTOS MIL PESOS MONEDA CORRIENTE**

Responsable. _____

Recibo de Caja Aplicado al Expediente No. _____

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

**No. 13-301517- -00000-0000**

Fecha: 2013-12-27 16:10:38

Tra. 11 PATENTEIYII

Act. 411 PRESENTACION

Dep. 2020 DIR.NUEVASCR
Eve: 378 FASENACIONALI
Folios: 154

Sede Centro: Carrera 13 No. 27 - 00 Pisos 3,4,5 y 10 Bogotá, D.C.- Colombia

Web: www.sic.gov.co e-mail: info@sic.gov.co Conmutador: (571) 5870000 Fax: (571) 5870284 Línea: 018000-910165 Call Center: (571) 6513240

, Diciembre 26 de 2013 - 15:57:39



No. 13-301517-00000-0000

Fecha: 2013-12-27 16:10:38

Tra. 11 PATENTE IYII

Act. 411 PRESENTACION

Dep. 2020 DIR.NUEVASCR

Eve: 378 FASENACIONALI

Folios: 154

PATENTE DE INVENCION ☐

MODELO DE U

☐	Indicación que se solicita una patente.
☐	Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud
☐	Descripción de la invención
☐	Dibujos de ser estos pertinentes
☐	Comprobante de pago de las tasas establecidas (De ser el caso formato de descuento)
Completa ☐	Incompleta ☐

PATENTE DE INVENCION PCT ☐

MODELO DE UTILIDAD PCT ☐

Art.33 Decisión 486/00, Circular Única

☐	Indicación que se solicita una PCT
☐	Copia de la solicitud en español, tal como fue presentada inicialmente (capítulo descriptivo, reivindicatorio, resumen)
☐	Dibujos de ser estos pertinentes
☐	Comprobante de pago de las tasas establecidas (de ser el caso formato de descuento)
Completa ☐	Incompleta ☐

DISEÑO INDUSTRIAL ☐

(Art. 119 Decisión 486/00)

☐	Indicación que se solicita Diseño industrial
☐	Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud
☐	Representación gráfica y fotográfica del Diseño industrial o muestra del material que incorpora el diseño
☐	Comprobante de pago de las tasas establecidas
Completa ☐	Incompleta ☐

ESQUEMA DE TRAZADO ☐

(Art. 92 Decisión 486/00)

☐	Indicación que se solicita un esquema de trazado
☐	Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud
☐	Representación gráfica de un esquema de trazado
☐	Comprobante de pago de las tasas establecidas
Completa ☐	Incompleta ☐