



①9



CONFÉDÉRATION SUISSE

INSTITUT FÉDÉRAL DE LA PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE

①1 CH 687 584 A5

⑤1 Int. Cl.⁶: A 61 F 002/38

Brevet d'invention délivré pour la Suisse et le Liechtenstein

Traité sur les brevets, du 22 décembre 1978, entre la Suisse et le Liechtenstein

①2 FASCICULE DU BREVET A5

②1 Numéro de la demande: 00362/92

②2 Date de dépôt: 07.02.1992

③0 Priorité: 07.02.1991 GB A9102633

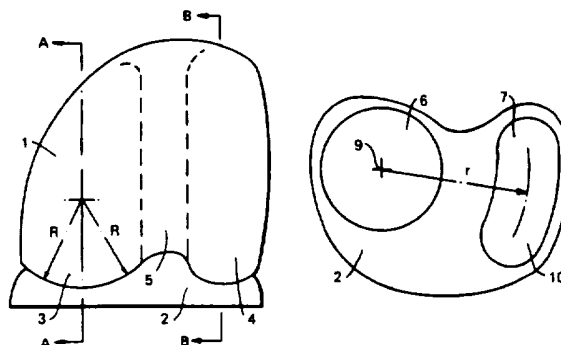
②4 Brevet délivré le: 15.01.1997

④5 Fascicule du brevet
publiée le: 15.01.1997⑦3 Titulaire(s):
Finsbury (Instruments) Ltd,
7 Kingston Business Centre,
Chessington/Surrey (GB)⑦2 Inventeur(s):
Tuke, Michael Antony, Surrey (GB)
Freeman, Michael Alexander Reykers, London (GB)⑦4 Mandataire:
William Blanc & Cie conseils en propriété
industrielle S.A., 9, rue du Valais, 1202 Genève (CH)

⑤4 Prothèse de genou.

⑤7 Une prothèse de genou comprend un composant fémoral (1) ayant un condyle interne (3), un condyle externe (4) et un composant tibial (2). La surface de roulement du condyle interne est partiellement sphérique et le composant tibial a une dépression partiellement sphérique complémentaire (6) dans sa surface supérieure pour recevoir le condyle interne. La surface de support du condyle externe comprend une partie postérieure qui a une courbure dans un plan sensiblement sagittal autour d'un premier point sur un axe transversal qui passe par le centre de courbure de la surface de roulement du condyle interne et une partie antérieure qui a une courbure dans le même plan autour d'un point qui se trouve sur un second axe transversal parallèle au premier axe transversal et à l'avant de celui-ci. Le composant tibial a une rainure courbe (7) pour recevoir le condyle externe et pour permettre pendant la flexion du genou après l'implantation, un mouvement limité antéro-postérieur du côté externe du tibia par rapport au fémur. Pendant la flexion du genou, la partie postérieure de la surface de roulement du condyle externe est reçue dans cette rainure courbe, mais à mesure que le genou se déplie et approche de son état d'extension, la partie antérieure de cette surface de roulement appuie sur l'extrémité antérieure de la rainure et, de ce fait, force le côté externe du composant tibial à se déplacer

vers l'avant par rapport au condyle externe, par une action de came. De cette manière, le mouvement antéro-postérieur du côté externe du tibia par rapport au fémur est empêché lorsque le genou est en position droite.



Description

Cette invention concerne une prothèse de genou.

Les articulations des genoux peuvent subir des atteintes traumatiques et elles peuvent s'user consécutivement à l'âge, l'obésité ou le stress. En plus, elles peuvent dégénérer par suite de maladies chroniques telles que l'arthrose, la polyarthrite rhumatoïde ou les maladies inflammatoires des tissus conjonctifs. Dans ces conditions, il peut s'avérer nécessaire d'implanter par chirurgie une prothèse de genou chez un patient, afin d'améliorer sa mobilité, soulager la douleur, corriger une difformité ou les trois à la fois. Au cours de l'implantation, le chirurgien excise le tissu osseux endommagé ou dégénéré de l'extrémité du fémur et/ou de l'extrémité du tibia, et le remplace par un ou plusieurs composants réalisés en un matériau inerte approprié physiologiquement acceptable. Dans une prothèse complète du genou un ou des composants fémoraux peuvent remplacer – selon la nécessité – un ou les deux condyles naturels présents à l'extrémité inférieure d'un fémur; en outre, un élément tibial peut être monté à l'extrémité supérieure du tibia du patient. Souvent, l'élément tibial est fait en un matériau plastique tel que le polyéthylène à poids moléculaire ultra-haut, parfois avec une plaque métallique de renforcement, alors que le composant fémoral est fait en un métal ou un alliage appropriés.

Il existe différentes méthodes pour fixer les composants en place; dans certains cas, de courtes chevilles métalliques ou en plastique peuvent être utilisées pour tenir les composants en position, ces chevilles étant reçues dans des cavités correspondantes dans l'extrémité de l'os respectif par le chirurgien au cours de l'opération d'implantation. Des chevilles métalliques peuvent également être utilisées. Ces chevilles peuvent, selon les cas, faire partie intégrante du composant fémoral ou du composant tibial, ou être séparées. On connaît également des agencements avec des chevilles de maintien relativement longues, usuellement métalliques. Dans ce cas, la cheville de maintien peut faire partie intégrante du composant fémoral ou de la plaque de renforcement du composant tibial.

Durant l'opération, le chirurgien peut également remplacer la surface arrière de la rotule. Également, on peut conserver la surface naturelle de la rotule.

L'articulation naturelle du genou est complétée par deux ligaments latéraux, un sur le côté externe de l'articulation et l'autre sur le côté interne de celle-ci, chacun étant fixé au tibia ainsi qu'au fémur. Les points de fixation des ligaments latéraux au fémur sont approximativement sur l'axe de l'arc suivant lequel l'autre extrémité du tibia se déplace et le genou se plie. En plus des deux ligaments latéraux sur les côtés de l'articulation du genou, il existe également deux ligaments croisés au milieu de l'articulation du genou. Un de ces ligaments croisés est fixé au bord arrière du tibia, alors que l'autre est fixé vers le bord antérieur du tibia. Les deux ligaments sont fixés au fémur dans l'échancrure intercondylienne approximativement sur l'axe des ligaments latéraux. Souvent, un des ligaments croi-

sés ou les deux, et en particulier le ligament croisé antérolatéral est détérioré ou se détériore par suite de la dégénérescence de l'articulation du genou, ce qui aboutit à la nécessité d'effectuer une opération d'implantation d'un genou de prothèse. Le chirurgien peut alors enlever le ligament croisé antérolatéral ou les deux ligaments croisés au cours de l'opération d'implantation.

Dans une articulation humaine du genou fonctionnant normalement, le processus de flexion s'effectue essentiellement dans un plan sensiblement sagittal, c'est-à-dire dans un plan sensiblement parallèle au plan longitudinal médian antéro-postérieur du corps. Cependant, ce processus de flexion implique un ensemble complexe de mouvements relatifs du tibia et du fémur comprenant des déplacements aussi bien latéraux que de rotation. Les premiers sont facilités par l'articulation pivotante du genou et les seconds par les ménisques cartilagineux. Ces ménisques sont en contact mutuel aussi bien avec le tibia qu'avec le fémur.

Dans un genou sain, il est possible avec un genou replié de tourner le tibia axialement sans en même temps tourner le fémur par rapport à son axe. Dans ce cas, les orteils se déplacent suivant un arc et il se produit une certaine rotation du tibia au genou par rapport au fémur. Cependant, lorsque le genou est déplié, il devient impossible de tourner le tibia axialement sans en même temps tourner le fémur par rapport à son axe à la hanche.

Les ménisques jouent un rôle fonctionnel dans ce mouvement de rotation du genou par un glissement antéropostérieur et dans la répartition des charges par une modulation de la surface de contact à travers laquelle la charge appliquée est transmise. La rotation de l'articulation du genou, telle que décrite ci-dessus, ne se produit que durant le processus de flexion/extension et, à mesure que la jambe se déplace vers sa position d'extension maximum, les ménisques glissent dans la position fixe et le genou se bloque.

La prothèse de genou idéale devrait reproduire l'articulation complexe et en même temps assurer un contrôle de la répartition de la charge, pour assurer avec succès le libre mouvement et empêcher que les éléments du squelette associés ne soient abîmés encore davantage. Ces deux fonctions s'excluent l'une l'autre dans une certaine mesure, parce que plus la surface de contact est élevée pour assurer une répartition des charges améliorée, moins le système permet d'avoir des articulations mutuellement indépendantes.

Les prothèses antérieures ont ignoré la nécessité d'une rotation antéro-postérieure en faveur d'un dispositif de charnière simple ne permettant qu'un mouvement de rotation en pivotement autour d'un seul axe horizontal. Également, elles ont inclus des ménisques de prothèse permettant un certain degré de rotation antéro-postérieure ou permettant une liberté de mouvement sans restrictions. Dans ce dernier cas, on a fait appel à deux ménisques, chacun en contact mutuel avec aussi bien la plaque métallique de renforcement du tibia qu'avec un des condyles respectivement externe et interne du composant fémoral de prothèse. Un exemple d'une telle

prothèse est décrit dans GB-A 1 534 263. Un tel système est cependant susceptible de faire des mouvements incontrôlés qui ne correspondent pas au comportement normal de l'articulation durant le processus de flexion.

Une autre proposition, qui est décrite dans GB-A 2 219 942, comporte un seul élément de ménisque pourvu d'un moyen de maintien par inter-engagement tel qu'un pivot central disposé dans une découpe formée centrale, et une bride de maintien agissant de concert avec un creux pour empêcher un déplacement excessif tout en permettant un mouvement limite antéro-postérieur et de rotation.

On a également décrit dans EP-A 0 381 352 un élément de support modulaire logé dans un élément de plateau du composant tibial qui comprend une éminence faisant saillie vers le haut destinée à se loger entre les éléments de condyle du composant fémoral. Une surface de came sur une saillie de l'éminence est engagée durant la flexion, et elle contrôle le degré de rotation permis entre 11° et environ 90° de flexion et le restreint à une valeur minimale à l'état d'hyper-extension.

Toutes ces propositions de l'art antérieur permettent une rotation autour de l'axe central vertical de la prothèse sans aucune distinction fonctionnelle entre les condyles externe et interne.

Dans GB-A 1 403 106, on décrit une articulation de prothèse du genou comprenant un composant arrondi mâle ayant deux surfaces d'articulation condyliques courbes, convexes et continues et un composant femelle ayant deux surfaces d'articulation correspondantes allongées, courbes, concaves et continues, les portions de celles-ci entrant en contact avec la surface d'articulation mâle correspondante durant la flexion ayant un rayon de courbure légèrement supérieur à celui des portions correspondantes de la surface d'articulation mâle respective. De cette manière, chaque paire de surfaces d'articulation mâle et femelle est en contact seulement en un point substantiel de contact. En outre, dans cette construction d'articulation, la surface d'articulation allongée, courbe, concave et continue de chaque composant femelle est formée de manière à ce qu'en réponse aux forces vectorielles combinées entourant l'articulation après l'amputation, le composant mâle durant la flexion glisse sur elle en déplaçant d'une manière continue le point substantiel de contact dans la direction longitudinale de la surface d'articulation allongée respective.

La fig. 3 de GB-A 1 360 485 est décrite comme illustrant schématiquement la géométrie de base de l'articulation de genou conduisant au mouvement hélicoïdal du tibia durant la flexion. Sur cette figure, le condyle externe du tibia 13 est représenté comme une dépression partiellement sphérique et le condyle interne du tibia 15 comme une rainure courbe ayant un rayon R dans le plan normal à l'axe du tibia. La fig. 5 de ce document de l'art antérieur montre que le condyle externe 22 de l'unité de remplacement fémorale 16 a une forme sphéroïdale allongée, c'est-à-dire qu'il forme une partie de sphère qui est légèrement allongée dans la direction antéro-postérieure. Cette protubérance condylienne correspond à une dépression condylienne exter-

ne similaire du tibia, sphéroïdale et allongée 23 dans l'unité d'articulation de remplacement de la fig. 6 de GB-A 1 360 845, les deux ayant un centre moyen effectif commun de rotation relative. Bien que le but soit d'imiter dans l'articulation du genou de prothèse obtenue le mouvement naturel du genou, les composants tibial et fémoral ont une forme extrêmement complexe, nécessitant une fabrication par des procédés de moulage ou des techniques de la métallurgie des poudres. De telles techniques sont difficiles à mettre en œuvre d'une manière fiable, de sorte que les coûts de fabrication de prothèses fiables seraient extrêmement élevés et la probabilité de rejet au niveau du contrôle de qualité serait élevée à cause de la difficulté de former de telles formes complexes avec la précision dans les dimensions et la solidité requises.

Une articulation d'endoprothèse de genou est décrite dans GB-A 1 462 876 avec deux portions fémorales et deux plateaux tibiaux, ayant chacun une surface supérieure semi-circulaire plane.

DE-A 3 314 038 décrit une articulation de prothèse de genou comprenant un composant de tibia portant une surface sphérique concave et un composant de fémur portant une surface sphérique convexe correspondante permettant une rotation autour de l'axe de l'articulation. Le composant de tibia possède également à une certaine distance de la surface sphérique concave, une zone plate dont le prolongement coupe la surface sphérique concave suivant un arc de cercle. Le composant de fémur porte une surface cylindrique entourant partiellement l'axe de rotation et roulant sur la surface plate du composant de tibia.

Une autre proposition dans DE-A 3 730 174 concerne un composant de tibia avec des parties plates complétées avec des surfaces de glissement pour la partie de cuisse. Une pièce artificielle en bosse est connectée aux extrémités de ligaments croisés artificiels.

DE-A 3 334 531 suggère une endoprothèse pour une articulation de genou avec un support de condyle agencé sur la section de bord dorsal du plateau du tibia.

Parmi les autres documents de l'art antérieur, il y a US-A 3 816 855, US-A 3 840 905, US-A 4 178 641, US-A 4 207 627, US-A 4 261 064, US-A 4 714 472, US-A 4 728 332, US-A 4 963 152, EP-A 0 447 065, WO-A-86/03117 et WO-A-89/09759.

Il existe un certain nombre de dispositifs qui ont été commercialisés, en particulier:

(a) le CSR Uni-Condylar Knee, vendu par Corin Medical Limited, Chesterton Lane, Cirencester, Gloucestershire, GL7 1YL, Angleterre;

(b) le Nuffield Total Knee, également vendu par Corin Medical Limited;

(c) le Mark II PCR Total Knee Replacement System, vendu par Protek AG, B. P. 2016 CH-3001 Berne, Suisse;

(d) le Miller/Galente Porous Titanium Total Knee System vendu par Zimmer, Inc., B.P. 708, Warsaw, IN 46580, U.S.A.;

(e) le PCA Unicompartmental Knee System, vendu par Howmedica, une division de Pfizer Hospital

Products Group, Inc., 359 Veterans Boulevard, Rutheford, New Jersey 07070, U.S.A.;

(f) le genou de prothèse GSB vendu par Allo Pro GmbH, Dorstener Strasse 27, D-4650, Gelsenkirshen, Allemagne; et

(g) le Microloc Porous Coated Knee System, vendu par Johnson & Johnson Products Inc., Division d'Orthopédie, New Brunswick, New Jersey 08903, U.S.A.

On a besoin d'avoir une prothèse de genou qui après implantation reproduise d'une manière plus précise les mouvements naturels d'un genou sain. D'autre part, on a besoin d'avoir une telle prothèse de genou, dont le composant fémoral puisse être produit à partir d'une ébauche métallique, par des opérations conventionnelles d'usinage. On a enfin besoin d'avoir une prothèse de genou dont le composant fémoral ait une géométrie relativement simple permettant sa production fiable par des techniques d'usinage et qui, après implantation, reproduise les mouvements de l'articulation naturelle du genou.

La présente invention cherche donc à fournir une prothèse de genou améliorée qui permette au patient de déplacer son genou sensiblement de la même manière que s'il n'avait pas subi l'implantation d'une prothèse de genou.

Selon la présente invention, on fournit une prothèse de genou comprenant:

un composant fémoral ayant un condyle interne avec une surface de roulement sensiblement partiellement sphérique et un condyle externe avec une surface de roulement comprenant une partie postérieure ayant une courbure dans un plan sensiblement sagittal autour d'un premier point sur un axe transversal qui passe par le centre de courbure de la surface de roulement du condyle interne et une partie antérieure ayant une courbure dans le même plan sensiblement sagittal autour d'un point qui se trouve sur un second axe transversal parallèle au premier axe transversal; et un composant tibial ayant une surface de support interne, concave et sensiblement partiellement sphérique pour la réception de la surface de roulement du condyle interne à laquelle elle est complémentaire et une rainure courbe fournissant une surface de support externe pour la surface de roulement du condyle externe et permettant, après l'implantation de la prothèse de genou, un mouvement limité antéro-postérieur du côté externe du tibia par rapport au fémur lors de la flexion de l'articulation du genou, la partie postérieure de la surface de roulement du condyle externe étant agencée pour appuyer sur la surface de support externe lors de la flexion du genou et la partie antérieure de la surface de roulement du condyle externe étant agencée pour entrer dans la rainure courbe lorsque le genou approche la position droite, pour forcer ainsi le côté externe du composant tibial à se déplacer vers l'avant par rapport au condyle externe par un effet de came et empêcher le mouvement antéro-postérieur du côté externe du tibia par rapport au fémur dans la position droite du genou.

De préférence, le composant fémoral comporte

en outre une piste de rotule qui est décalée vers le condyle externe durant son articulation, mais en particulier en flexion.

Les condyles ont un axe générateur transversal commun et la piste de la rotule s'étend de préférence sensiblement à 90° par rapport audit axe générateur transversal commun.

Le condyle interne du composant fémoral est de préférence plus large que le condyle externe et une portion de sa surface est sensiblement partiellement sphérique. Le condyle externe est normalement plus petit que le condyle interne et il a une portion de surface qui est partiellement toroïdale.

La surface de support externe du composant tibial décrit de préférence un arc, dont le centre coïncide avec le point le plus bas de la surface de support interne sensiblement partiellement sphérique. A son extrémité postérieure, la surface de support externe est de préférence formée pour permettre un mouvement de roulement ou de glissement du condyle externe. Cependant, vers son extrémité antérieure, la surface de support externe peut s'incliner vers le haut de manière à avoir tendance à forcer le condyle externe à se déplacer vers l'arrière de la surface externe de support à mesure que le patient déplie son genou. De cette manière, on peut faire que le genou se bloque à mesure que la jambe se rapproche de la position allongée. En outre, le rayon de courbure du condyle externe peut varier dans un plan antéropostérieur, en augmentant vers l'extrémité supérieure du condyle.

La partie postérieure et la partie antérieure de la surface de roulement du condyle externe peuvent comporter chacune en profil une surface partiellement cylindrique. Une telle surface partiellement cylindrique peut être limitée en profil dans chaque cas sur chaque côté par des épaulements arrondis. Il est commode que le rayon de courbure de la surface de support du condyle interne se trouve dans l'intervalle de 20 mm environ à 32 mm environ.

Dans une forme d'exécution préférée, les rayons de courbure des arcs dans un plan sensiblement sagittal des parties postérieure et antérieure de la surface de roulement du condyle externe sont sensiblement les mêmes. Dans un agencement, le second axe transversal est à l'avant du premier axe transversal, et le premier axe transversal et le second axe transversal sont agencés de manière à ce que dans l'état droit du genou après l'implantation, ils se trouvent dans un plan sensiblement horizontal.

Également, le rayon de courbure de la partie antérieure de la surface de roulement du condyle externe dans un plan sensiblement sagittal est supérieur au rayon de courbure de la partie postérieure de la surface de roulement du condyle externe dans ce plan sensiblement sagittal. Les rayons de courbure des arcs dans un plan sensiblement sagittal des parties postérieure et antérieure de la surface de roulement du condyle externe peuvent se situer chacun dans l'intervalle de 16 mm environ à 25 mm environ.

Le composant fémoral est réalisé, par exemple, en un métal ou un alliage physiologiquement ac-

ceptable, alors qu'au moins le condyle interne et le condyle externe du composant fémoral ont de préférence subi un polissage poussé. Normalement, le composant tibial comprend un matériau plastique physiologiquement acceptable.

Pour que l'invention puisse être clairement comprise et facilement mise en œuvre, différents formes d'exécution préférées de celle-ci sont décrites maintenant, uniquement à titre d'exemple, en se reportant au dessin annexé, dans lequel:

la fig. 1 est une vue frontale d'une prothèse d'articulation de genou réalisée conformément à l'invention, pour une implantation dans le genou gauche d'un patient;

la fig. 2 est une vue en coupe verticale suivant la ligne A-A de la fig. 1, à travers le côté interne de la prothèse et elle correspond à une jambe complètement allongée;

la fig. 3 est une coupe verticale similaire suivant la ligne B-B de la fig. 1 à travers le côté externe de l'articulation de la prothèse;

la fig. 4 est une vue de dessus du composant tibial de l'articulation de la prothèse des fig. 1 à 3;

la fig. 5 est une vue frontale d'un composant fémoral d'une seconde forme d'exécution d'une prothèse de genou selon l'invention pour une implantation dans le genou droit d'un patient;

la fig. 6 est une vue en plan du composant tibial de la seconde forme d'exécution;

la fig. 7 est une vue en coupe dans un plan sagittal suivant la ligne X-X des fig. 5 et 6;

la fig. 8 est une vue en coupe dans un plan sagittal suivant la ligne Y-Y des fig. 5 et 6; et

la fig. 9 est une vue latérale d'une troisième forme d'exécution d'une prothèse de genou selon l'invention, également pour une implantation dans le genou droit d'un patient.

Si on se reporte aux fig. 1 à 4 du dessin, une prothèse de genou pour une implantation dans la jambe gauche d'un patient comprend un composant fémoral 1 et un composant tibial ou ménisque 2. Le composant fémoral 1 est de préférence réalisé en un métal physiologiquement acceptable tel qu'un alliage CoCr, un alliage CoCrMo, un alliage CoNiCrMo, le Ti ou un alliage de Ti, alors que le composant tibial ou ménisque 2 est fait en un matériau plastique approprié tel qu'un polyéthylène à poids moléculaire ultra-haut.

Une prothèse de genou pour une implantation dans la jambe droite d'un patient est une image dans un miroir de la prothèse de genou des fig. 1 à 4.

Le composant fémoral 1 peut être pourvu, d'une manière connue, d'une ou de plusieurs chevilles d'ancrage (non représentées) faisant ou non partie intégrante de celui-ci, venant se loger dans des cavités préparées dans le fémur du patient, afin de bien le maintenir en place, avec ou sans utilisation de ciment, au choix du chirurgien. Le composant tibial ou ménisque 2 peut être utilisé en association avec une plaque horizontale de renforcement qui peut également être pourvue d'une cheville de maintien faisant partie intégrante de celui-ci; une

telle plaque métallique de renforcement (non représentée) peut être montée à l'extrémité supérieure du tibia du patient et fixée d'une manière conventionnelle comme nécessaire avec une ou plusieurs chevilles (non représentées) faisant partie intégrante ou non du composant tibial 2. Les chevilles d'ancrage utilisées pour fixer le composant fémoral et la plaque métallique de renforcement en place peuvent être en métal ou en plastique, comme cela est souhaité ou comme cela est le plus commode.

Le composant tibial 2 peut être fixé fermement à la plaque métallique de renforcement. Également, il peut être monté avec un degré limité de liberté permettant un mouvement relatif par rapport à une plaque métallique de renforcement (non représentée).

Comme on peut le voir sur la fig. 1, le composant fémoral 1 est asymétrique, le condyle interne 3 étant plus large que le condyle externe 4, avec une piste de rotule décalée vers l'extérieur 5 séparant le condyle interne 3 et le condyle externe 4. Ces condyles 3 et 4 ont de préférence subi un polissage poussé. Le condyle interne 3 a une portion de surface qui est largement sphérique et qui est formée pour être sensiblement complémentaire avec une dépression concave sphérique 6 dans le composant tibial ou ménisque 2. Le condyle externe 4 est arrondi, mais formé pour assurer un contact non complémentaire avec une dépression en forme d'auge 7 dans le composant tibial ou ménisque 2. Le condyle externe 4 peut avoir une portion de surface de forme sensiblement partiellement toroïdale.

La rainure de la piste de la rotule 5 se situe dans un plan qui est à 90° par rapport à l'axe générateur 8 des condyles 3 et 4. Cet axe générateur 8 se trouve aussi sensiblement sur l'axe de pivotement horizontal de l'articulation du genou.

Le rayon de courbure R de la dépression sphérique 6 correspond au rayon R du condyle interne 3 aussi bien latéralement (comme indiqué sur la fig. 1) que dans le plan antéro-postérieur (comme représenté sur la fig. 2).

Comme on peut le voir sur la fig. 4, le composant tibial ou ménisque 2 a une surface supérieure avec les deux dépressions concaves 6 et 7 disposées pour s'engager avec leurs condyles fémoraux respectifs 3 et 4. La dépression externe 7 forme dans une vue en plan une courbe en forme d'arc, qui a comme point central d'arc le point central 9 de la dépression 6. L'arc du fond courbe 10 de la rainure 7 a un rayon r. La construction du composant tibial 2 est ainsi totalement différente de l'agencement représenté sur la fig. 3 de GB-A 1 360 495, dans laquelle c'est le condyle externe du tibia qui est partiellement sphérique, alors que le condyle interne est une rainure courbe.

Comme on peut le voir sur la fig. 3 des dessins, le fond de la rainure 7 est relativement plat et permet une rotation relative entre le tibia et le fémur autour de l'axe 9. Durant ce mouvement de rotation, le condyle externe 4 peut glisser suivant la piste 7. Cependant, vers l'extrémité antérieure de la piste 7, celle-ci est inclinée vers le haut, comme indiqué en 11 sur la fig. 3. En plus, la surface antérieure du condyle externe 4 a un rayon de courbure

quelque peu plus élevé que le rayon de courbure où elle glisse (comme indiqué par la flèche 12 sur la fig. 3) et tourne dans la rainure 7. A mesure que le genou approche de la position droite, la portion 13 de rayon de courbure plus élevé vient en contact avec la pente 11, ce qui force le composant fémoral 11 à glisser vers l'arrière dans la piste 7, bloquant ainsi l'articulation du genou pour empêcher la rotation relative du tibia et du fémur. Ainsi, la forme de la pente 11 à l'extrémité antérieure de la dépression externe courbe 7 peut être conçue pour permettre le mouvement antéro-postérieur en flexion (comme indiqué par la flèche 12 sur la fig. 3) jusqu'à environ 10°C de l'extension complète, puis pendant les 10 derniers degrés, pour permettre au tibia de se déplacer complètement vers l'avant en bloquant la rotation du genou, si bien que le tibia ne peut tourner autour de son axe que si le fémur tourne aussi autour de son axe.

La nature complémentaire du contact entre le condyle interne 3 et le composant tibial ou ménisque 2 permet une amélioration du profil de répartition des charges et fournit un pivot stable pour la rotation du genou en flexion. La rotation est limitée par le mouvement antéro-postérieur du condyle externe 4 suivant l'arc défini par l'auge externe 7. Ce mouvement antéro-postérieur peut avoir lieu pendant la flexion ou l'extension sauf sur environ les 10 derniers degrés d'extension, cependant que sur environ les 10 derniers degrés d'extension le fémur glisse complètement vers l'arrière sur le tibia, avec une liberté de rotation minimale à l'extension complète. De cette manière, on peut se rapprocher du mouvement naturel du genou dans cette forme d'exécution de la prothèse selon l'invention.

La prothèse de genou des fig. 4 à 8 comprend un composant fémoral 21 et un composant tibial 22. De préférence, le composant fémoral 21 est réalisé en un métal physiologiquement acceptable, alors que le composant tibial 22 est réalisé en un matériau plastique approprié, dont le polyéthylène à poids moléculaire ultra-haut est un exemple typique. Le composant tibial 22 peut être vissé en place chez un patient sur l'extrémité supérieure du tibia après que celui-ci a été recoupé. Également, le composant tibial 22 peut être fixé à l'extrémité supérieure d'un composant métallique (non représenté) de conception conventionnelle implanté dans l'extrémité supérieure du tibia recoupé du patient. Il comporte une dépression partiellement sphérique 23 dans sa face supérieure 24 qui fournit une surface de support concave pour le condyle interne 25 du composant fémoral 21. Comme représenté sur la fig. 7, le condyle interne 25 est partiellement sphérique, son centre de courbure se trouvant sur un axe transversal 26 qui correspond à la ligne centrale des condyles naturels du fémur du patient et qui constitue l'axe de pivotement effectif du genou.

La face supérieure 24 du composant tibial 22 est également formée sur son côté externe avec une rainure courbe 27, dont la ligne centrale 28 décrit un arc autour du point inférieur 29 de la dépression 23. La rainure 27 fournit une piste pour le condyle externe 30 du composant fémoral 21 et permet lors

de la flexion du genou après l'implantation, un mouvement limité antéro-postérieur du côté externe du tibia par rapport au fémur du patient. Donc, lors de la flexion du genou, le tibia peut tourner avec un mouvement limité par rapport à l'axe du tibia. Comme on peut le voir sur la fig. 8, la partie postérieure 31 de la surface de roulement du condyle externe 30 (c'est-à-dire le côté droit sur la fig. 8) est courbe en coupe, le centre de courbure se situant sur l'axe transversal 26. La partie antérieure 32 de la surface de roulement du condyle externe est également courbe en coupe; cependant, le centre de courbure de la partie antérieure 32 se trouve sur un second axe transversal 33 qui est parallèle et en avant du premier axe transversal mentionné 26. Lorsque la prothèse de genou est dans la position droite, comme illustré sur la fig. 8, les deux axes 26 et 33 se trouvent sensiblement dans un plan horizontal commun.

Entre le condyle interne 25 et le condyle externe 30, il y a une rainure de rotule 34; celle-ci est axialement droite, l'axe de cette rainure se trouvant également dans un plan sensiblement sagittal. Le composant fémoral 21 est en outre pourvu d'une tige 35 dont la ligne centrale 36 est indiquée sur la fig. 5.

Dans la coupe transversale selon un plan sensiblement perpendiculaire au plan sagittal des fig. 7 et 8, comme on peut le voir sur la fig. 5, le profil de chacune des deux parties 31 et 32 de la surface de roulement du condyle externe 30 comprend une portion partiellement cylindrique 37 centrée sur l'un ou l'autre des deux axes transversaux 26 et 33 et bordée par les épaulements arrondis 38 et 39. La rainure 27 a un profil complémentaire.

La fig. 8 montre la prothèse de genou avec la jambe en position droite. Dans ce cas, la partie antérieure 32 de la surface de roulement du condyle interne 30 appuie sur l'extrémité antérieure 40 de la rainure 27, forçant ainsi le côté externe du composant tibial 22 à se déplacer vers l'avant par une action de came et forçant la première partie 31 de la surface de roulement du condyle externe 30 à se déplacer sur l'extrémité postérieure 41 de la rainure 27. Cependant, à mesure que le genou se plie, l'axe 36 tourne dans le sens des aiguilles d'une montre par rapport au composant tibial 22 (comme représenté sur la fig. 8), la partie antérieure 32 de la surface de roulement du condyle externe 30 se déplace hors de la rainure 27 et la partie postérieure 31 se déplace dans la rainure 27. Comme l'action de came est diminuée à cause du mouvement de la partie antérieure 32 hors de la rainure 27, le condyle externe 30 peut glisser dans la rainure 27 et la rotation axiale du tibia par rapport au fémur devient possible. Lorsque la jambe est dépliée depuis la position repliée, la partie initialement postérieure 31 de la surface de roulement du condyle externe 30 appuie dans la rainure 27 et peut y glisser. Cependant, à mesure que le genou se dépie de plus en plus depuis la position repliée, la partie antérieure 32 de la surface de roulement commence à venir en contact avec l'extrémité frontale 40 de la rainure 27, ce qui force le côté externe du composant tibial vers l'avant et provoque le

mouvement de la partie postérieure 31 de la surface de roulement du condyle externe 30 vers l'arrière dans la rainure 27.

De préférence, le composant fémoral 21 a subi un polissage poussé.

Lorsque cela est souhaité, la tige 35 peut être omise.

Il est souhaitable que les longueurs des courbures des parties postérieure 31 et antérieure 32 de la surface de roulement du condyle externe 30 dans le plan sagittal respectif soient choisies de manière à ce qu'au moins sur environ les 10 derniers degrés de flexion du genou, à partir de sa position repliée vers la position droite des fig. 7 et 8, la partie antérieure 32 remplisse son rôle de came d'une manière suffisante pour forcer la partie postérieure 31 vers l'extrémité arrière de la fente 27, ce qui empêche la torsion du tibia autour de son axe par rapport au fémur.

Dans une prothèse de genou représentative de l'invention, le rayon de courbure de la surface de roulement partiellement sphérique du condyle interne 25 va de 20 mm environ à 32 mm environ, par exemple elle est de 25 mm. D'autre part, les rayons de courbure des axes dans un plan sensiblement sagittal des parties postérieure et antérieure 31 et 32 du condyle externe 30 sont de préférence identiques entre eux, en étant normalement plus petits, par exemple dans l'intervalle de 16 mm environ à 25 mm environ, par exemple égaux à 19 mm. Normalement, l'axe 33 est décalé à l'avant de l'axe 26 par une distance allant de 4 mm environ à 8 mm environ, par exemple de 5,1 mm. Cette distance est imposée par la forme de la came de la partie antérieure 30 à l'extension 10 complète (c'est-à-dire comme représenté sur la fig. 8) et par la hauteur du point 40 au-dessus du fond de la rainure 27. Plus la position du point 40 est déplacée vers l'avant, plus la distance entre les axes 26 et 33 est élevée. En outre, bien que sur la fig. 8 on ait représenté les axes 26 et 33 dans un plan horizontal commun lorsque la jambe est dans la position droite, ceci n'est pas essentiel. Ainsi, l'axe 33 peut se trouver légèrement au-dessus ou au-dessous de ce plan horizontal, de préférence cependant à pas plus de 1-2 mm de ce plan.

La fig. 9 montre une vue latérale d'une autre forme d'exécution d'une prothèse de genou avec un implant tibial 22 sur une plaque métallique de renforcement 41 avec une tige 42 et une cheville de maintien 43. Le chiffre de référence 44 indique un composant de rotule qui est fixé à l'arrière de la rotule du patient et qui se meut dans la piste de rotule 34. Le composant tibial 22 est par ailleurs sensiblement identique à celui des fig. 5 à 8, alors que le composant fémoral 21 est identique à celui des fig. 5 à 8.

Revendications

1. Prothèse de genou comprenant:
un composant fémoral ayant un condyle interne avec une surface de roulement sensiblement partiellement sphérique et un condyle externe avec une surface de roulement comprenant une partie

5 postérieure ayant une courbure dans un plan sensiblement sagittal autour d'un premier point sur un axe transversal qui passe par le centre de courbure de la surface de roulement du condyle interne et une partie antérieure ayant une courbure dans le même plan sensiblement sagittal autour d'un point qui se trouve sur un second axe transversal parallèle au premier axe transversal; et

10 un composant tibial ayant une surface de support interne, concave et sensiblement partiellement sphérique pour la réception de la surface de roulement du condyle interne à laquelle elle est complémentaire et une rainure courbe fournissant une surface de support externe pour la surface de roulement du condyle externe et permettant, après l'implantation de la prothèse, un mouvement limité antéro-postérieur du côté externe du tibia par rapport au fémur lors de la flexion de l'articulation du genou, la partie postérieure de la surface de roulement du condyle externe étant agencée pour appuyer sur la surface de support externe lors de la flexion du genou et la partie antérieure de la surface de roulement du condyle externe étant agencée pour entrer dans la rainure courbe lorsque le genou

25 approche la position droite, pour forcer ainsi le côté externe du composant tibial à se déplacer vers l'avant par rapport au condyle externe par un effet de came et empêcher le mouvement antéro-postérieur du côté externe du tibia par rapport au fémur dans la position droite du genou.

30 2. Prothèse selon la revendication 1, dans laquelle la partie postérieure et la partie antérieure de la surface de roulement du condyle externe comprennent chacune en profil une surface partiellement cylindrique.

35 3. Prothèse selon la revendication 2, dans laquelle la surface partiellement cylindrique est délimitée en profil dans chaque cas sur chaque côté par des épaulements arrondis.

40 4. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, dans laquelle le rayon de courbure de la surface de support du condyle interne se situe dans l'intervalle d'environ 20 mm à 32 mm.

45 5. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, dans laquelle les rayons de courbure des arcs dans un plan sensiblement sagittal des parties postérieure et antérieure de la surface de roulement du condyle externe sont sensiblement identiques.

50 6. Prothèse selon la revendication 5, dans laquelle le second axe transversal est à l'avant du premier axe transversal et dans laquelle le premier axe transversal et le second axe transversal sont disposés de manière à ce que dans la position droite du genou après l'implantation, ils se trouvent dans un plan sensiblement horizontal.

55 7. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, dans laquelle le rayon de courbure de la partie antérieure de la surface de roulement du condyle externe dans un plan sensiblement sagittal est plus grand que le rayon de courbure de la partie postérieure de la surface de roulement du condyle externe dans ce plan sensiblement sagittal.

60 8. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, dans laquelle les rayons de courbure

des arcs dans un plan sensiblement sagittal des parties postérieure et antérieure de la surface de roulement, du condyle externe se situent chacun dans l'intervalle d'environ 16 mm à 25 mm.

9. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, dans laquelle composant fémoral est fait en un métal ou un alliage physiologiquement acceptables. 5

10. Prothèse selon la revendication 9, dans laquelle au moins le condyle interne et le condyle externe du composant fémoral ont subi un polissage poussé. 10

11. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 10, dans laquelle composant tibial comprend un matériau plastique physiologiquement acceptable. 15

12. Prothèse selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, dans laquelle le composant fémoral est formé avec une piste de rotule entre les condyles interne et externe, avec un axe qui se situe dans un plan sensiblement sagittal. 20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

8

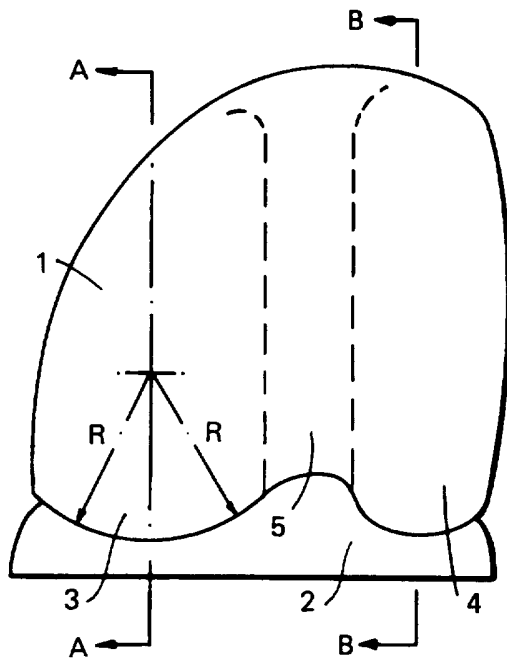


FIG. 1

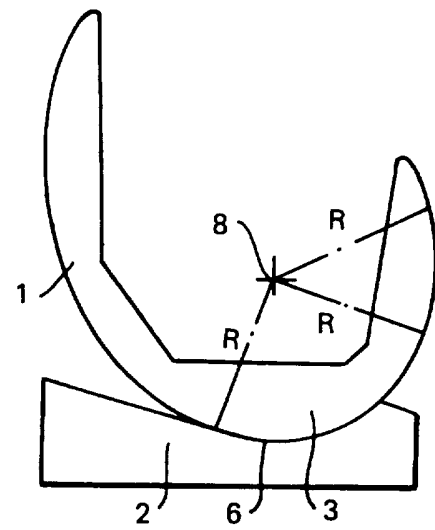


FIG. 2

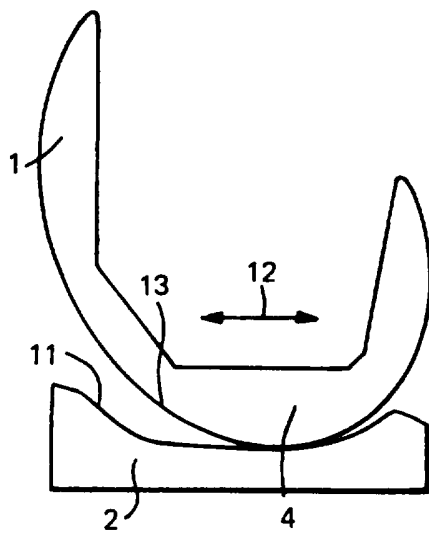


FIG. 3

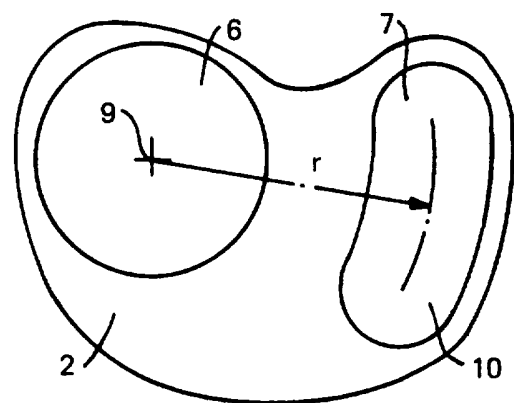


FIG. 4

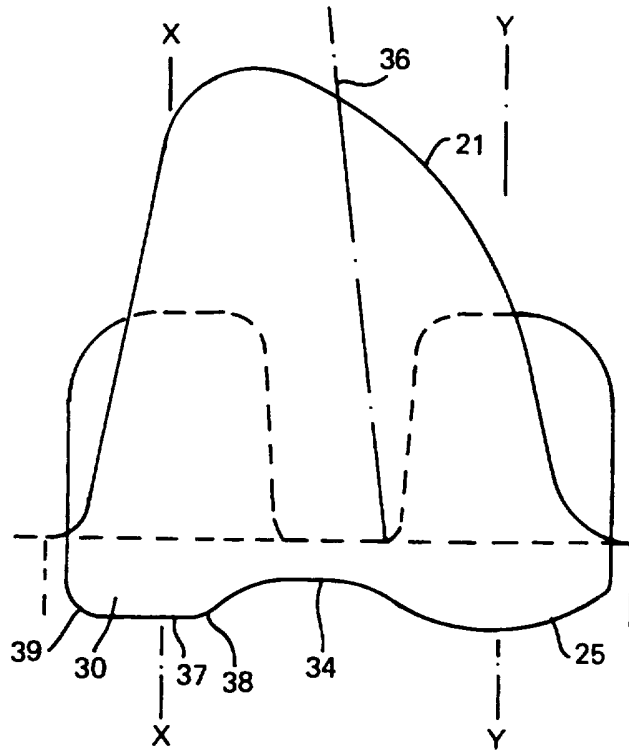


FIG. 5

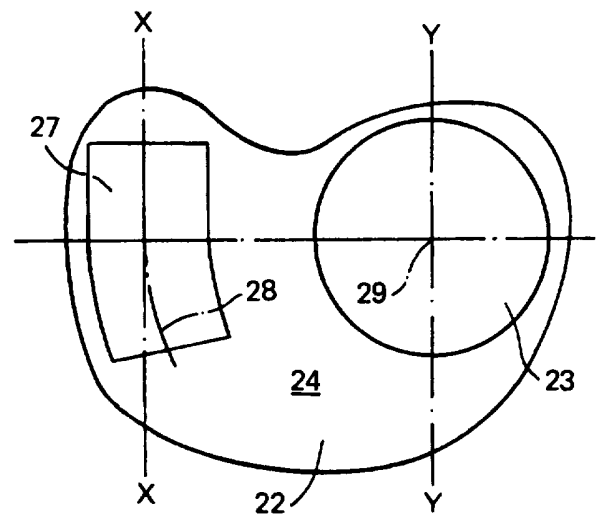


FIG. 6

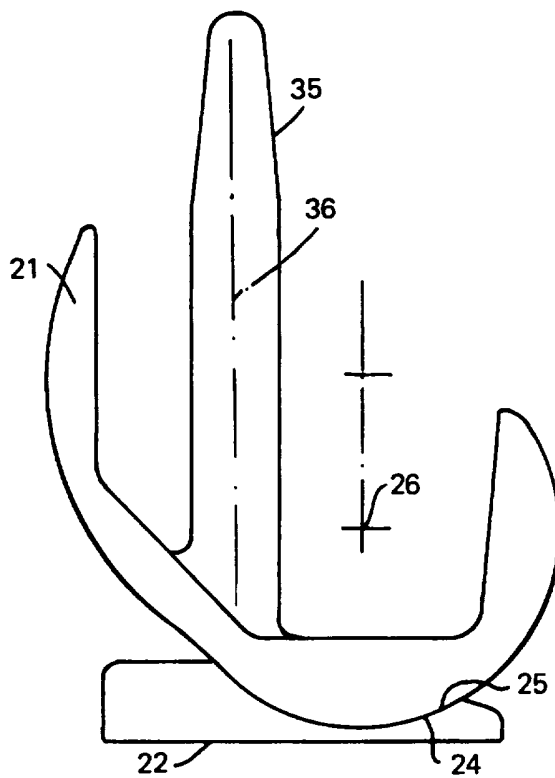


FIG. 7

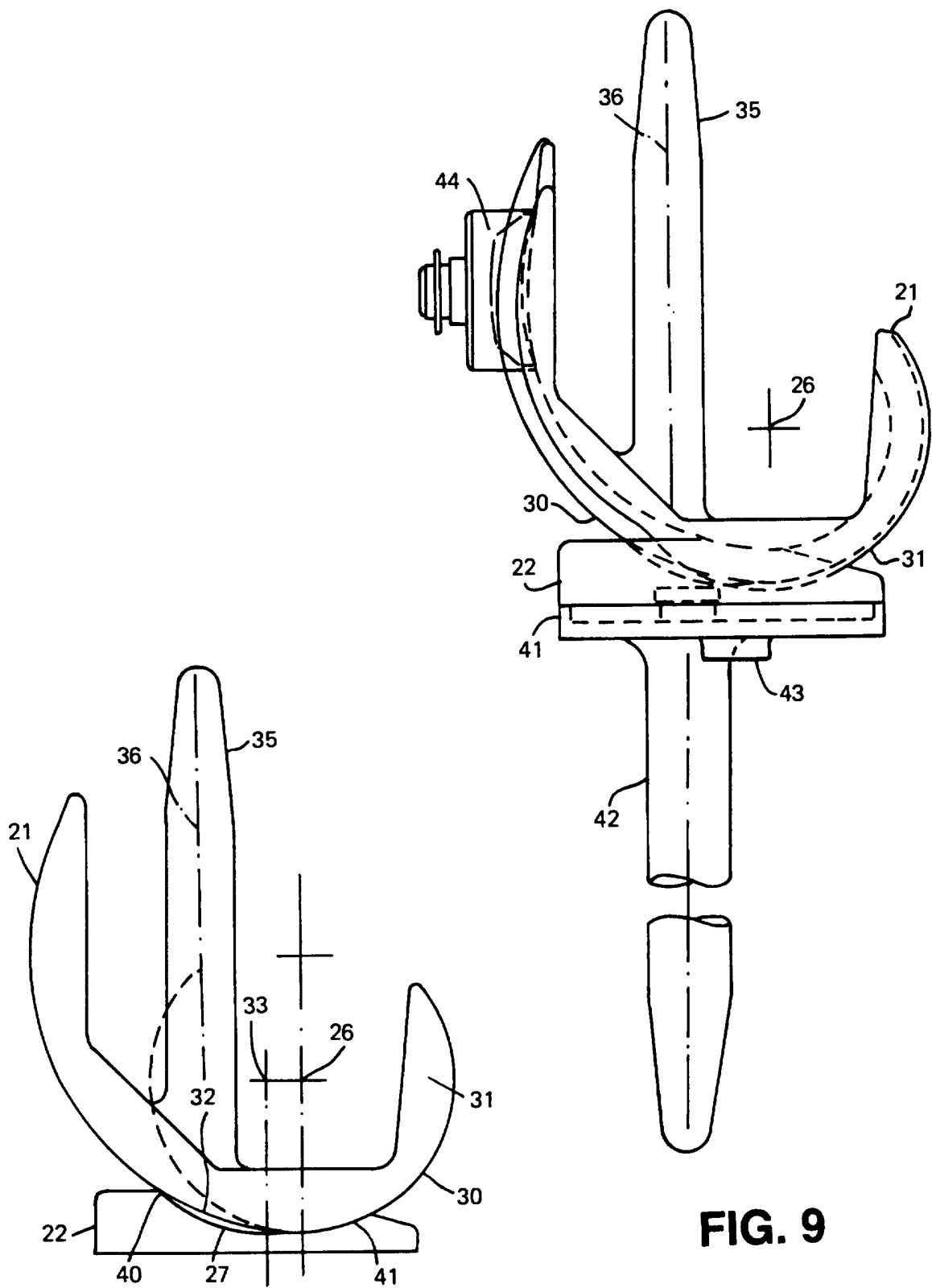


FIG. 8

FIG. 9