



CONFÉDÉRATION SUISSE

OFFICE FÉDÉRAL DE LA PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE

⑪ CH 652 298 A5

⑤① Int. Cl. 4: A 61 F 2/38

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

⑳ Numéro de la demande: 939/83

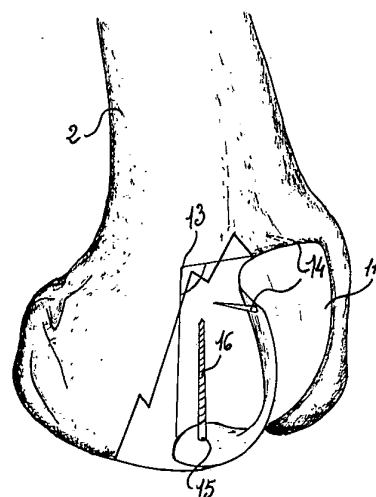
㉔ Date de dépôt: 18.02.1983

㉓ Priorité(s): 18.02.1982 FR 82 03080

㉔ Brevet délivré le: 15.11.1985

④⑤ Fascicule du brevet
publié le: 15.11.1985㉔ Titulaire(s):
Paul Marie Grammont, Dijon/Côte d'Or (FR)
Joseph Millon, St-Etienne/Loire (FR)㉔ Inventeur(s):
Grammont, Paul Marie, Dijon/Côte d'Or (FR)
Millon, Joseph, St-Etienne/Loire (FR)㉔ Mandataire:
Kirker & Cie SA, Genève⑤④ **Prothèse trochléo-patellaire du genou.**

⑤⑦ Cette prothèse comprend un élément trochléen (11) en forme de secteur de segment de tore tubulaire, destiné à être scellé au lieu et place de la trochlée intercondylienne atteinte (6), de manière à présenter à la rotule (5) une surface d'appui torique dont la section longitudinale est convexe et la section transversale concave. Le secteur s'étend sur un arc de cercle (13) compris entre 60° et 190°, tandis que le segment est asymétrique par rapport au plan équatorial (12) du tore, de manière que l'un de ses bords soit plus éloigné que l'autre de ce plan équatorial (12), ce bord du segment correspondant au bord latéral de la trochlée (6) tandis que son bord opposé (11b) correspond au bord médial de la trochlée (6).



REVENDICATIONS

1. Prothèse trochléo-patellaire du genou, caractérisée en ce qu'elle comprend un élément trochléen (11) en forme de secteur de segment de tore tubulaire, destiné à être scellé aux lieu et place de la trochlée intercondylienne atteinte (6), de manière à présenter à la rotule (5) une surface d'appui torique dont la section longitudinale est convexe et la section transversale concave, le secteur s'étendant sur un arc de cercle (13) compris entre 60° et 190°, tandis que le segment est asymétrique par rapport au plan équatorial (12) du tore de manière que l'un de ses bords soit plus éloigné que l'autre de ce plan équatorial (12), ce bord du segment correspondant au bord latéral de la trochlée (6) tandis que son bord opposé (11b) correspond au bord médial de la trochlée (6).

2. Prothèse selon la revendication 1, caractérisée en ce que l'élément trochléen (11) a une convexité longitudinale d'un diamètre de l'ordre de 40 mm et une concavité transversale d'un diamètre de l'ordre de 50 mm, la dimension transversale de cet élément étant de l'ordre de 30 mm, l'asymétrie de cet élément par rapport au plan de son diamètre équatorial étant telle que son bord médial (11b) est d'un diamètre de l'ordre de 45 mm, tandis que son bord latéral (11a) est d'un diamètre de l'ordre de 60 mm.

3. Prothèse selon l'une des revendications 1 ou 2, caractérisée en ce qu'elle comprend en outre une pièce complémentaire de la rotule ou pièce rotulienne (17) en forme de calotte sphérique dont le diamètre correspond au diamètre transversal de l'élément trochléen (11), des moyens étant prévus pour permettre sa fixation aux lieu et place de la face articulaire ou face d'appui de la rotule.

4. Prothèse selon l'une des revendications précédentes, caractérisée en ce que l'arc de cercle équatorial de l'élément trochléen (11) est de l'ordre de 100° et cet élément présente, à son extrémité la plus haute, deux pions d'ancrage (14) destinés à être engagés d'avant en arrière dans le fémur (2) et, à son extrémité la plus basse, un orifice (15) pour le passage d'une vis (16) pour partie spongieuse d'os, destinée à être engagée de bas en haut dans le fémur (2), sensiblement axialement à ce dernier.

5. Prothèse selon l'une des revendications 1 à 3, caractérisée en ce que l'arc équatorial de l'élément trochléen (11) est supérieur à 180°, de telle sorte que les extrémités de cet arc sont à une distance l'une de l'autre inférieure au diamètre du disque équatorial (12) et l'élasticité de sa matière constitutive est mise à profit pour permettre son engagement et sa rétention sur la surface complémentaire préalablement taillée à l'emplacement de la trochlée atteinte (6).

6. Prothèse selon la revendication 5, caractérisée en ce que l'élément trochléen (11) est en métal ou en carbone élastique.

7. Prothèse selon l'une des revendications 4 ou 5, caractérisée en ce que les moyens de fixation de l'élément trochléen (11) comprennent, en outre, un ciment chirurgical tel que du méthacrylate.

8. Prothèse selon la revendication 3, caractérisée en ce que les moyens d'assemblage de la rotule (5) et de sa pièce rotulienne (17) sont constitués par un ensemble tenons (17a) et mortaises (5a) réalisés sur leurs faces d'assemblage, destinés à être engagés l'un dans l'autre avec interposition d'un ciment chirurgical tel que du méthacrylate.

9. Prothèse selon l'une des revendications 3 ou 8, caractérisée en ce que la pièce rotulienne (17) est en polypropylène.

La présente invention concerne une prothèse trochléo-patellaire du genou.

Sur la fig. 1, qui est une vue de face d'un genou, on reconnaît l'extrémité inférieure d'un fémur (2), les extrémités supérieures d'un tibia (3) et d'un péroné (4) et une rotule (5) appliquée contre la trochlée (6) du fémur (2), c'est-à-dire le sillon biconvexe délimité par les condyles latéral (7) et médial (8).

Sur cette fig. 1, on a représenté les forces (F1) et (F2) agissant sur la rotule (5) et la résultante (F3) qui tend à déplacer la rotule (5) latéralement en dehors, la pente latérale externe de la trochlée (6) ayant pour rôle de s'opposer à ce déplacement.

Dans les premiers degrés de flexion tels que le réalise la marche, par exemple, la rotation interne du tibia (3) par rapport au fémur (2) enrôle les croisés l'un sur l'autre et coapte les surfaces fémoro-tibiales. En réalité, le tibia (3) étant l'élément fixe, c'est le fémur (2) qui, par sa rotation externe, assure anatomiquement le verrouillage du genou et il l'assure précisément grâce à la poussée latéralisée de la rotule (5), du fait de la force de placage qui agit sur elle et de son moment rotationnel.

La fig. 2, qui est une vue partielle en coupe suivant 2/2 de fig. 1, illustre le couple exercé par la force de placage (F4) de la rotule (5) par rapport à l'axe de rotation (9) du fémur (2).

Les atteintes rhumatismales ou arthrosiques tendent à la destruction des surfaces articulaires et notamment de la trochlée et éventuellement de la rotule (5), entraînant des douleurs et une insuffisance fonctionnelle du verrouillage du genou.

Il est reconnu que ces atteintes sont excessivement fréquentes et dans certains cas, fréquents également, la rotule (5) est anormalement latérale et elle n'a pas la possibilité géométrique ni mécanique de se recentrer. On est alors en présence d'une subluxation chronique de la rotule.

La fig. 3, qui est une vue similaire à la fig. 2, dans le cas d'un genou atteint, montre que par suite de la destruction du condyle latéral (7), la rotule (5) occupe une position anormalement latérale et que, de ce fait, sa force de placage (F4) étant décalée angulairement est orientée vers l'axe (9) de pivotement du fémur (2), ce qui annule le couple de recentrage de la rotule (5) et de verrouillage du genou qui est normalement créé dans un genou en bon état.

La présente invention vise à remédier à ces inconvénients, non seulement en restituant à l'articulation ses possibilités de fonctionnement normal mais, en outre, en créant des conditions de travail géométriquement différentes mais plus efficaces que les conditions naturelles pour le verrouillage du genou.

A cet effet, la prothèse qu'elle concerne comprend, essentiellement, un élément trochléen en forme de secteur de segment de tore tubulaire, destiné à être scellé aux lieu et place de la trochlée intercondylienne atteinte, de manière à présenter à la rotule une surface d'appui torique dont la section longitudinale est convexe et la section transversale concave, le secteur s'étendant sur un arc de cercle compris entre 60° et 190° tandis que le segment est asymétrique par rapport au plan équatorial du tore, de manière que l'un de ses bords soit plus éloigné que l'autre de ce plan équatorial, ce bord du segment correspondant au bord latéral de la trochlée, tandis que son bord opposé correspond au bord médial de la trochlée.

Suivant une forme d'exécution particulière de cette prothèse, l'élément trochléen a une convexité longitudinale d'un diamètre de l'ordre de 40 mm et une concavité transversale d'un diamètre de l'ordre de 50 mm, la dimension transversale de cet élément étant de l'ordre de 30 mm, l'asymétrie de cet élément par rapport au plan de son diamètre équatorial étant telle que son bord médial est d'un diamètre de l'ordre de 45 mm, tandis que son bord latéral est d'un diamètre de l'ordre de 60 mm.

Il en résulte que la rotule peut pivoter sur ses trois axes transversal, vertical et antéro-postérieur, sans modifier son cercle de tangence à l'élément trochléen.

En outre, lorsque la force de placage de la rotule est orientée latéralement, la rotule se déplace sous l'effet de la force dite luxante jusqu'à une position d'équilibre et cette position d'équilibre est inévitable puisque, grâce à sa forme particulière, la pente de l'élément trochléen qui s'oppose à ce déplacement de la rotule est croissante de manière uniforme, ce qui est l'inverse de ce que l'on rencontre dans les subluxations chroniques.

Grâce à cette prothèse, plus la rotule se luxe, plus elle est stable et plus le genou est verrouillé car, dans la nouvelle position d'équilibre, le moment de la force rotatoire est augmenté.

Dans le cas où la force articulaire de la rotule est détériorée, ce qui se rencontre le plus souvent, la prothèse selon l'invention comprend en outre une pièce complémentaire de la rotule ou pièce rotulienne en forme de calotte sphérique dont le diamètre correspond au diamètre transversal de l'élément trochléen, des moyens étant prévus pour permettre sa fixation au lieu et place de la face articulaire, ou face d'appui, de la rotule.

La course de la rotule est déterminée par l'arc de cercle équatorial sur lequel est prélevé l'élément trochléen. Généralement, cet arc dépasse 90° et de ce fait la rotule est maintenue en contact avec l'élément trochléen dans toutes les positions physiologiques de la flexion.

Suivant une première forme d'exécution de cette prothèse, l'arc de cercle équatorial de l'élément trochléen est de l'ordre de 100° et cet élément présente, à son extrémité la plus haute, deux pions d'ancrage destinés à être engagés d'avant en arrière dans le fémur et, à son extrémité la plus basse, un orifice pour le passage d'une vis pour partie spongieuse d'os, destinée à être engagée de bas en haut dans le fémur, sensiblement axialement à ce dernier.

Cette disposition élimine tout risque d'arrachement de l'élément trochléen, notamment si elle est complétée par un ciment chirurgical tel que du méthacrylate.

Suivant une variante d'exécution de cette prothèse, l'arc équatorial de l'élément trochléen est supérieur à 180°, de telle sorte que les extrémités de cet arc sont à une distance l'une de l'autre inférieure au diamètre du disque équatorial et l'élasticité de sa matière constitutive est mise à profit pour permettre son engagement et sa rétention sur la surface complémentaire préalablement taillée à l'emplacement de la trochlée atteinte.

Grâce à cette disposition, les moyens de fixation autres qu'un ciment chirurgical tel que du méthacrylate sont superflus.

Les moyens d'assemblage de la rotule et de sa pièce rotulienne en forme de calotte sphérique peuvent être conçus de n'importe quelle manière appropriée mais ils sont avantageusement, et d'une manière simple, constitués par un ensemble tenons et mortaises réalisés sur les faces d'assemblage de la rotule et de sa pièce complémentaire, de manière à permettre leur liaison avec interposition d'un ciment de type chirurgical tel que du méthacrylate.

De toute façon, l'invention sera bien comprise à l'aide de la description qui suit en référence au dessin schématique annexé représentant, à titre d'exemples non limitatifs, deux formes d'exécution de cette prothèse:

Comme indiqué précédemment:

les fig. 1 et 2 illustrent le fonctionnement d'un genou normal et la fig. 3 illustre le fonctionnement d'un genou lorsque la rotule est subluxée;

la fig. 4 est une vue de côté en élévation avec coupe partielle de l'extrémité inférieure d'un fémur équipé d'une prothèse selon l'invention;

la fig. 5 est une vue de face en élévation de l'extrémité inférieure du fémur de la fig. 4;

la fig. 6 est une vue similaire à la fig. 4 montrant une variante d'exécution de cette prothèse;

la fig. 7 et 8 sont des vues en coupe suivant 6/6 de la fig. 4 illustrant le fonctionnement de ce genou, notamment lors d'une latéralisation de la rotule et montrant en outre un mode de réalisation de la fixation de la pièce complémentaire de la rotule.

Comme le montrent les fig. 4 à 8 du dessin, la prothèse selon l'invention comprend essentiellement un élément trochléen (11), c'est-à-dire un élément destiné à être fixé dans la trochlée intercondylienne (6) atteinte d'un fémur (2). Cet élément trochléen est constitué par une pièce en forme de secteur de tore tubulaire destinée à présenter à la rotule (5), après sa fixation dans la trochlée (6), une surface d'appui torique dont la section longitudinale est convexe, cette section correspondant au diamètre du disque équatorial du tore, et dont la section transversale est concave.

Suivant une dimension convenant à la réalisation de cet élément trochléen, le disque équatorial du tore tubulaire dont il est issu a un diamètre de l'ordre de 40 mm, tandis que le diamètre transversal du

tore est lui-même de l'ordre de 50 mm. La largeur transversale de cet élément est de l'ordre de 30 mm.

En outre, les bords latéraux du segment torique ne sont pas symétriques par rapport au plan équatorial de telle sorte que son bord latéral (11a) est plus éloigné du plan équatorial (12) que son bord médial (11b). Le diamètre du bord latéral (11a) est avantageusement de l'ordre de 60 mm tandis que celui du diamètre du bord médial est de l'ordre de 45 mm.

Naturellement, le bord latéral (11a) de l'élément trochléen (11) est arrondi par une retombée (11c) de l'ordre de 5 mm qui prend appui sur le condyle externe (7).

Lors de la mise en place de cet élément trochléen (11) au lieu et place de la trochlée (6), celle-ci a été préalablement supprimée par un usinage à l'aide duquel est préparée une surface complémentaire de cet élément trochléen (11).

Dans le cas où cet élément trochléen (11) est découpé dans un secteur de segment torique d'arc (13) inférieur à 180°, c'est-à-dire dans le cas où, comme illustré sur la fig. 4, l'arc (13) de son secteur est de l'ordre de 100°, il n'est pas autorétentif et pour sa fixation il est prévu, à son extrémité supérieure, deux pions d'ancrage (14) destinés à être engagés d'avant en arrière à la base de la diaphyse du fémur (2) et, à son extrémité inférieure, un orifice (15) permettant le passage d'une vis (16) pour os spongieux destinée à être vissée de bas en haut dans le fémur (2), sensiblement axialement à ce fémur.

Naturellement, cette fixation est avantageusement complétée par un ciment chirurgical tel que du méthacrylate à l'aide duquel on peut aussi aménager la retombée (11c) précitée.

Dans le cas où le secteur de l'élément trochléen (11) est supérieur à 180°, comme par exemple illustré sur la fig. 6, la distance séparant ses extrémités haute et basse est inférieure à son diamètre et, par conséquent, sa fixation n'exige plus la présence des pions (14) et de la vis (16). Cependant comme dans l'exemple précédent, cette fixation est améliorée par l'utilisation d'un ciment chirurgical. En effet, dans ce cas, l'élasticité de la matière constitutive de l'élément trochléen (11) est mise à profit pour permettre son engagement sur la surface complémentaire préalablement usinée à la place de la trochlée atteinte ainsi que pour assurer son maintien en place sur cette surface. Une matière convenant parfaitement à la réalisation de cet élément trochléen est un métal ou un carbone élastique.

Comme le montrent les fig. 5, 7 et 8, la prothèse selon l'invention, et notamment l'élément trochléen (11), procurent à cette articulation une configuration différente de celle qu'elle possède à l'état naturel puisque la trochlée intercondylienne transversalement bi-convexe d'origine est remplacée par un sillon transversalement concave. Comme indiqué précédemment, cette différence présente l'avantage par rapport à la configuration naturelle de s'opposer à une subluxation de la rotule par un phénomène d'autocentrage. En effet, si l'on examine comparativement la fig. 3 montrant une rotule subluxée par suite d'une latéralisation importante, et la fig. 8 montrant une rotule latéralisée dans le cas d'un genou équipé de la prothèse de l'invention, il apparaît à l'évidence que dans le premier cas la rotule n'exige aucun couple de recentrage et de verrouillage sur le genou alors que dans le second cas, plus la rotule (5) se latéralise, plus le couple de recentrage est important.

En effet, en position normale de la rotule (5), telle qu'illustrée sur la fig. 7, le couple de recentrage est égal au produit de la force (F4) de placage de la rotule (5) multiplié par la distance (d1) de l'axe (9) de pivotement du fémur (2) à cette force (F4), alors que lorsque la rotule (5) est latéralisée, comme illustré sur la fig. 8, ce couple de recentrage est augmenté puisque pour une même force de placage (F4), la distance (d1) est augmentée à une valeur (d2) supérieure à (d1).

Comme le montrent notamment les fig. 7 et 8, lorsque la trochlée intercondylienne (6) nécessite la mise en place d'un élément trochléen (11) par suite d'une atteinte, il en va de même de la surface articulaire ou d'appui de la rotule (5). C'est la raison pour laquelle cette prothèse comprend en outre éventuellement une pièce complémen-

taire (17) de la rotule (5) ou pièce rotulienne en forme de calotte sphérique et destinée à être fixée à la rotule (5) au lieu et place de sa surface d'appui préalablement supprimée. Cette pièce est réalisée en n'importe quelle manière biocompatible présentant un faible coefficient de frottement par rapport à l'élément trochléen (11). Une matière convenant à la réalisation de cette pièce rotulienne (17) est, par exemple, un polypropylène. La fixation de la pièce complémentaire (17) à la face postérieure de la rotule (5) peut être réalisée de n'importe quelle manière appropriée. Toutefois, suivant une forme d'exécution simple de l'invention et comme illustré sur les fig. 7 et 8, cette fixation est assurée par aménagement sur les deux faces d'assemblage de la rotule (5) et de la pièce rotulienne (17) d'un tenon (17a) et d'une mortaise (5a) destinés à être engagés l'un dans l'autre

avec interposition d'un ciment chirurgical (18) tel que le méthacrylate.

Naturellement, le diamètre de la pièce rotulienne (17) est égal au diamètre de la section transversale de l'élément (11) de telle sorte que, quelle que soit la position de la rotule (5), son contact avec l'élément trochléen (11) est réalisé suivant un arc de cercle et dont le plan est perpendiculaire au disque équatorial (12). La rotule (5) peut donc tourner sur ses trois axes transversal, vertical et antéro-postérieur sans modification de son cercle de tangence avec l'élément trochléen (11). Le centre de rotation de la rotule (5) est fixe par rapport au plan équatorial de la trochlée et, en outre, la rotule est toujours contenue dans l'enveloppe de l'élément trochléen (11).

Grâce à cette disposition, cette prothèse est du type autocentré.

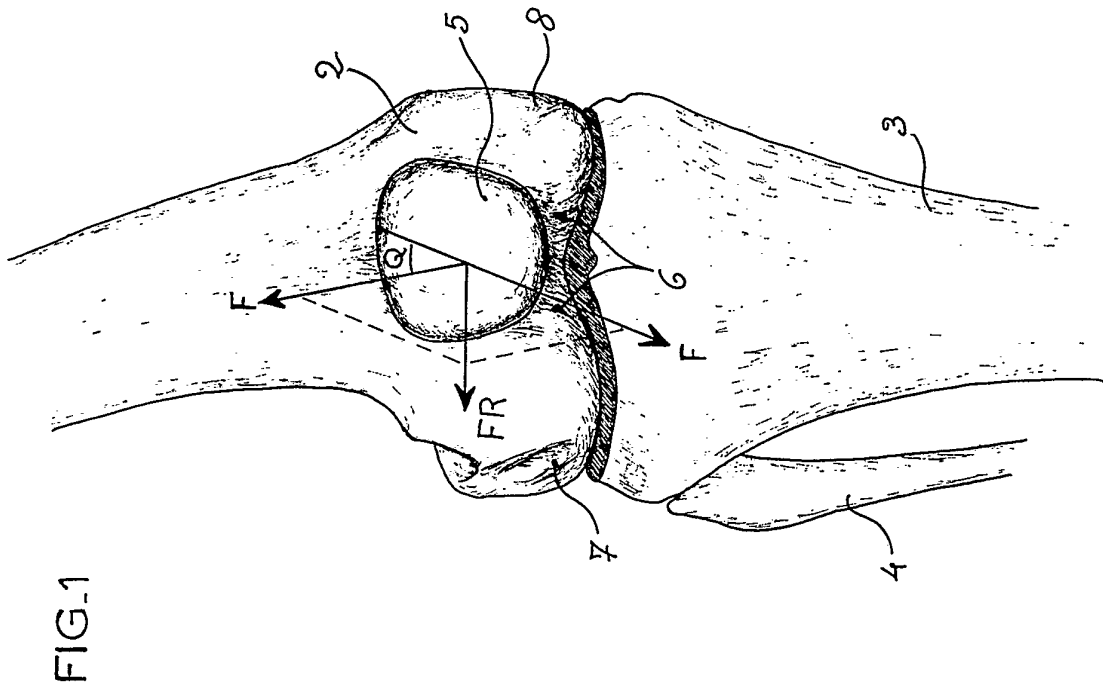


FIG.- 2

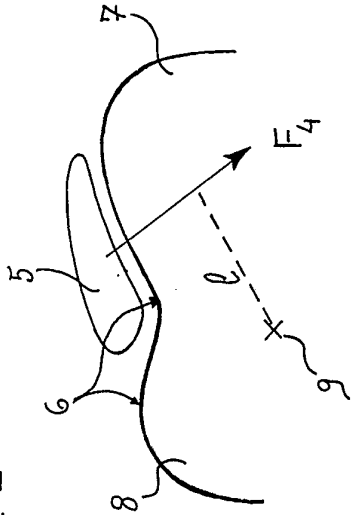
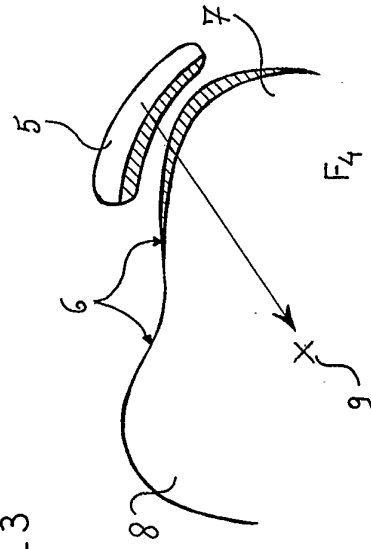
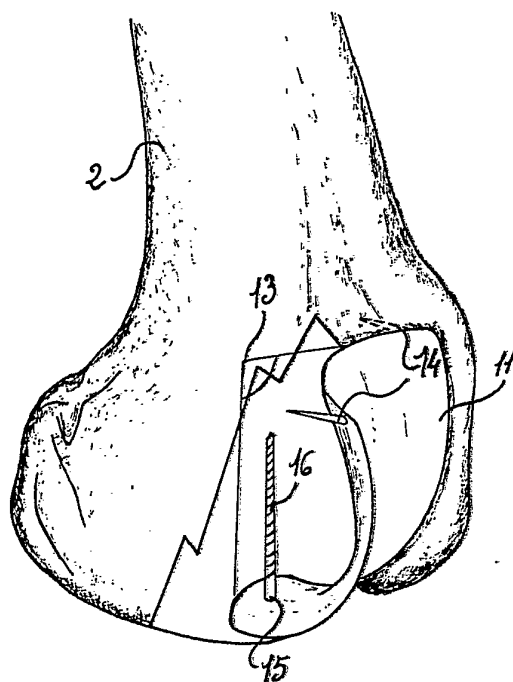


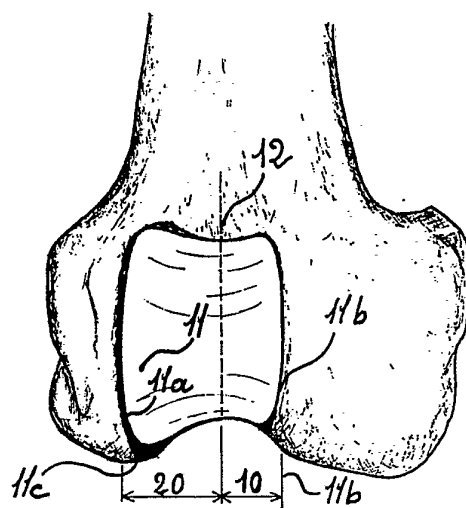
FIG.-3



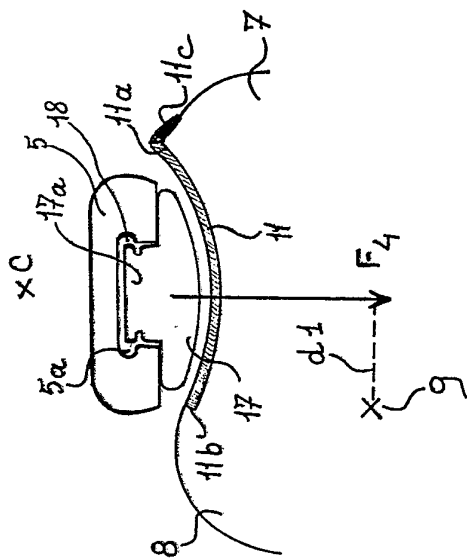
FIG_4



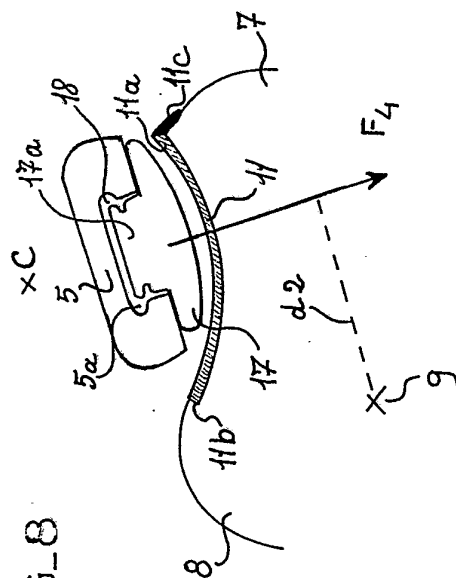
FIG_5



FIG_7



FIG_8



FIG_6

