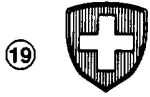




CH 686 401 A5



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
EIDGENÖSSISCHES INSTITUT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

⑪ CH 686 401 A5

⑤① Int. Cl.⁶: A 61 F 002/38

Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein

Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

⑫ **PATENTSCHRIFT** A5

⑳ Gesuchsnummer: 00091/92

㉒ Anmeldungsdatum: 14.01.1992

㉔ Patent erteilt: 29.03.1996

④⑤ Patentschrift veröffentlicht: 29.03.1996

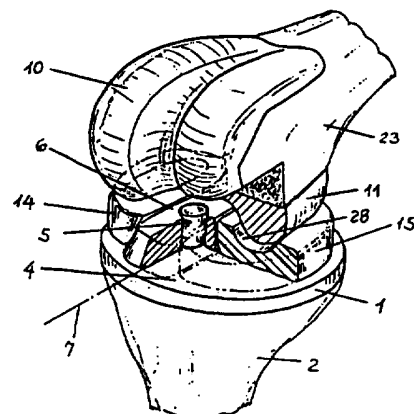
⑦③ Inhaber:
Dr. Ueli Wehrli, Gossetstrasse 29, 3084 Wabern (CH)

⑦② Erfinder:
Wehrli, Ueli, Dr.med., Wabern (CH)
Moser, Walter, Dr., Herrenschwanden (CH)

⑦④ Vertreter:
Sulzer Management AG, KS/Patente/0007,
8401 Winterthur (CH)

⑤④ **Meniskusplattform zu einem künstlichen Kniegelenk.**

⑤⑦ Mit der Erfindung ist ein künstliches Kniegelenk gezeigt, bei dem das hintere Kreuzband und die Seitenbänder als erhalten vorausgesetzt sind. Eine metallische Plattform (1) ist an der Tibia 2 verankert und besitzt senkrecht zur Tibiaachse eine ebene Fläche (4), auf welcher drei Gleitkörper gleitbar angeordnet sind, um im Rahmen der ihnen unter dem Zug der Bänder verbliebenen Freiheitsgrade die metallische Plattform (1) relativ zu den metallisch ausgeführten Femurkondylen (10, 11) zu führen. Dabei bildet ein mittlerer Gleitkörper eine um einen Zapfen (5) drehbare Eminentia (6), welche die Femurkondylen (10, 11) direkt oder indirekt bezüglich Drehung um die Tibiaachse führt und welche längs ihrer Mittellinie (7), die in unverdrehter Mittellage in sagittaler Richtung verläuft, eine direkte oder indirekte Längsführung für die Femurkondylen (10, 11) bildet, während die Flexionsbewegung an doppelt gekrümmten Femurkondylen (10, 11) von den beiden äusseren Gleitkörpern (14, 15) geführt ist.



CH 686 401 A5

Beschreibung

Die Erfindung handelt von einem künstlichen Kniegelenk für ein Knie, dessen hinteres Kreuzband und Seitenbänder funktionsfähig sind, bestehend aus einer metallischen Plattform, welche auf ihrer Unterseite über Verankerungselemente mit der Tibia verbunden ist, und bestehend aus metallischen Femurkondylen und aus einem oder mehreren Gleitkörpern, welche Kräfte zwischen der metallischen Plattform und den metallischen Femurkondylen übertragen.

Die Problematik und Lösungsformen für künstliche Kniegelenke sind ausführlich in US-PS 4 309, 778 beschrieben. Die gezeigten Lösungsformen sollen den Bewegungsmechanismus des natürlichen Kniegelenks nachahmen und möglichst sicher in bezug auf die Führung der beweglichen Elemente gestalten. Sie beanspruchen einen für die Sicherung der Führungsbewegung entsprechend grossen Raumanteil, um den eine Resektion im Knochengewebe des Tibiaknochens vorgenommen werden muss.

Im natürlichen intakten Kniegelenk können vereinfachend drei Komponenten der Relativbewegungen zwischen den Femur- und den Tibiakondylen unterschieden werden:

- Translatorische Anterior-Posterior-Bewegung (Gleiten)
- Abrollen der Femurkondylen auf den Tibiakondylen in Flexion des Knies
- Rotation der Tibia gegenüber dem Femur um eine Achse parallel zur Tibiaachse.

In wie weit diese Bewegungen nach Implantation einer Schlitten-Prothese möglich sind, hängt von der jeweiligen Konstruktion und der Intaktheit des Band- und Muskelapparats ab. Weniger geführte Prothesen erlauben grössere translatorische und rotatorische Bewegungen der Tibia relativ zum Femur. Solche weniger geführte «less constraint» Prothesen sind gekennzeichnet durch eine geringere Kongruenz der Femur- und Tibiakondylen und eine kleinere und die Bewegung weniger begrenzende interkondyläre Eminentia.

Bei der z.B. in der Patentschrift US 4 309 778 beschriebenen Konstruktion mit zwei getrennten tibialen Gleitkomponenten aus Polyethylen werden translatorische und rotatorische Bewegungen in der Ebene des Gelenkes durch Verschiebung der in nutenförmigen Schienen geführten tibialen Gleitkomponenten erzeugt. Diese Führungsschienen sind auf kreissegmentförmigen Bahnen angeordnet. Das zur Knieflexion erforderlich Gleiten der Femurkondylen auf den Tibiakondylen erfolgt zwischen zueinander weitgehend kongruenten Flächen, wobei der tragende Bereich mit zunehmender Rotation um die Tibiaachse und/oder zunehmender Translation quer zur Tibiaachse abnimmt. Geringere Kongruenz der Gleitflächen ist jedoch verbunden mit grösseren Flächenpressungen, kann zu lokaler Überbeanspruchung, zu erhöhtem Polyethylenabrieb und schneller Zerstörung der Tibiakondylen aus Polyethylen führen. Die in den Schienen getrennt geführten

«Menisken» weisen ein geringfügiges seitliches Spiel auf, um sich durch diese begrenzte freie Beweglichkeit zu den Femurkondylen zentrieren zu können. Die Bewegung der Polyethylen-Komponenten in den Nuten kann durch Ablagerungen, durch Gewebezellen und durch Polyethylenabrieb behindert werden.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, kongruente Femur- und Tibiakondylen-Paarungen zu erzeugen, grössere Verschiebungen und Rotationen zwischen Femur und Tibia zuzulassen und den Anteil des abzutrennenden Knochenmaterials an der Tibia möglichst gering zu halten, ohne zu stark vom Bewegungsablauf des natürlichen Kniegelenks abzuweichen. Diese Aufgabe wird mit den kennzeichnenden Merkmalen von Anspruch 1 gelöst.

Mit Hilfe von drei getrennt beweglichen Gleitkörpern werden die Freiheitsgrade für die Führung entkoppelt und definierte, kongruente Kontaktverhältnisse zwischen Femur und Tibia geschaffen. Dies hat den Vorteil, dass grossflächige Kontaktverhältnisse über den gesamten Bewegungsbereich und eine hinreichende Kniegelenkstabilität erreicht werden. Die geringe Bauhöhe auf der Tibiaseite erlaubt es, dass durch den geringen Resektionsanteil das hintere Kreuzband ohne Anheben der Gelenkebene zu den Seitenbändern erhalten bleiben kann und sich an der Wegbegrenzung für bewegliche Elemente ähnlich dem natürlichen Knie beteiligen kann und dass somit für die Führung der beweglichen Elemente untereinander weniger mechanische Anschläge notwendig sind. Die Begrenzung der Freiheitsgrade wird durch die aktiven Strukturen (Muskeln) und passiven Strukturen (Bänder) erreicht. Es entstehen geringere Druckspitzen an den Führungselementen, was sich günstig auf das Verschleissverhalten auswirkt. Die Reduktion der Kraftspitzen wirkt sich günstig auf die Primärverankerung im Knochengewebe aus und verhindert die Lockerung von eingewachsenen Prothesenteilen. Die abhängigen Unteransprüche 2 bis 5 beziehen sich auf vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung.

Im folgenden wird die Erfindung von einem Ausführungsbeispiel beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 Schematisch die Ansicht eines Kniegelenks mit indirekter Führung der Femurkondylen durch die Eminentia bezüglich Rotation um die Tibiaachse und bezüglich Verschiebung längs der Mittellinie der Eminentia;

Fig. 2 schematisch die Ansicht eines Schnitts in der Frontalebene für eine Anordnung gemäss Fig. 1;

Fig. 3 schematisch die Ansicht eines Kniegelenks mit direkter Führung der Femurkondylen durch die Eminentia bezüglich Rotation um die Tibiaachse und bezüglich Verschiebung längs der Mittellinie der Eminentia; und

Fig. 4 schematisch die Ansicht eines Schnitts in der Frontalebene für eine Anordnung gemäss Fig. 3.

In den Figuren ist ein künstliches Kniegelenk gezeigt, bei dem das hintere Kreuzband und die Seitenbänder als erhalten vorausgesetzt sind. Eine

metallische Plattform 1 ist an der Tibia 2 verankert und besitzt senkrecht zur Tibiaachse eine ebene Fläche 4, auf welcher drei Gleitkörper gleitbar angeordnet sind, um im Rahmen der ihnen unter dem Zug der Bänder verbliebenen Freiheitsgrade die metallische Plattform 1 relativ zu den metallisch ausgeführten Femurkondylen 10, 11 zu führen. Dabei bildet ein mittlerer Gleitkörper eine um einen Zapfen 5 drehbare Eminentia 6, welche die Femurkondylen 10, 11 direkt oder indirekt bezüglich Drehung um die Tibiaachse führt und welche längs ihrer Mittellinie 7, die in unverdrehter Mittellage in sagittaler Richtung verläuft, eine direkte oder indirekte Längsführung für die Femurkondylen 10, 11 bildet, während die Flexionsbewegung an doppelt gekrümmten Femurkondylen 10, 11 von den beiden äusseren Gleitkörpern 14, 15 geführt ist. Die Position der Gleitkörper zu den Femurkondylen und zueinander ist durch die Kongruenz, d.h. der sich ineinander zentrierenden Gleitflächen der Kondylenpaarung gegeben.

Fig. 1 und 2 zeigen eine indirekte Führung der metallischen Femurkondylen 10, 11 durch die auf der ebenen Fläche 4 drehbar gelagerte Eminentia 6, wobei in der Mitte der metallischen Plattform 1 ein Zapfen 5 in Richtung der Tibiaachse 3 vorsteht, der in eine Bohrung der Eminentia 6 eingreift und der Schubkräfte in dieser ebenen Fläche 4 aufnehmen kann. Die Eminentia 6 ist als ein parallel zu ihrer Mittellinie verlaufender Wulst 8a ausgebildet, der zur Mittellinie 7 parallele Seitenflächen 16, 17 aufweist, an denen die äusseren Gleitkörper 14, 15 mit Gegenflächen 18, 19 anliegen. Die metallischen Femurkondylen 10, 11 weisen doppelt gekrümmte Flächen auf und halten über doppelt gekrümmten Gegenflächen 28 die äusseren Gleitkörper 14, 15 während der Flexion auf konstantem Abstand, der so bemessen ist, dass diese an den Seitenflächen 16, 17 der Eminentia 6 anliegen und geführt sind. Die äusseren Gleitkörper 14, 15 können auf diese Weise mit Planflächen an der Eminentia 6 und an der ebenen Fläche 4 geführt werden. Die planen Führungsflächen der Gleitkörper gewährleisten auch bei Gewebewucherungen einen störungsfreien Betrieb, während die doppelt gekrümmten Flächen der Femurkondylen 10, 11 die beispielsweise Ausschnitte aus einem Torus sind in unverändert grossen Gegenflächen 28 laufen. Die Lageabweichungen, die sich aus Fertigungstoleranzen bei Kongruenz d.h. bei optimaler Passung der doppelt gekrümmten Laufflächen für die äusseren Gleitkörper ergeben, können mit einem Spiel von 0,1 bis 0,3 mm der planen Seitenflächen 16, 17 der Eminentia 6 zwischen den Gegenflächen 18, 19 kompensiert werden. Das gleiche gilt für Lageabweichungen zwischen den Femurkondylen 10, 11 wegen elastischer Deformationen auf der Femurseite.

Fig. 3 und 4 zeigen eine direkte Führung der metallischen Femurkondylen 10, 11 durch die auf der ebenen Fläche 4 drehbar gelagerte Eminentia 6, wobei in der Mitte der metallischen Plattform 1 ein Zapfen 5 in Richtung der Tibiaachse 3 vorsteht, der in eine Bohrung der Eminentia 6 eingreift und der Schubkräfte in dieser ebenen Fläche 4 aufnehmen kann. Die Eminentia ist als ein parallel zu ihrer Mit-

tellinie verlaufender Wulst 8a ausgebildet, wobei die Kontur durch Verschieben einer gekrümmten Erzeugenden 9 parallel zu Mittellinie 7 erzeugt wird. Der Wulst 8a greift in eine Führungsrinne 12 zwischen den metallischen Femurkondylen 10, 11 ein, wobei in jedem Flexionswinkel die gekrümmte Erzeugende 9 für die Führungsrinne 12 die gleiche Drehachse 13 wie die Erzeugenden für die Femurkondylen aufweist. Die Differenz der Kondylenradien 25, 26 zum Radius 27 der Erzeugenden 9 bleibt für alle Flexionswinkel konstant. Ein Seitwärtskippen der metallischen Femurkondylen 10, 11 wird durch die äusseren Gleitkörper 14, 15 verhindert, die mit ihren doppelt gekrümmten Gegenflächen 28 durch die doppelt gekrümmten Flächen der metallischen Femurkondylen 10, 11 in der ebenen Fläche 4 geführt sind und einen Abstand 24 zur Eminentia aufweisen.

Dieser Abstand 24 reicht bei weitem aus, um die Lageabweichungen, die sich aus Fertigungstoleranzen und/oder elastischer Deformation bei Kongruenz der doppelt gekrümmten Laufflächen zwischen Femurkondylen 10, 11 und äusseren Gleitkörpern 14, 15 ergeben, aufzufangen. Erst bei einer Lockerung der Bänder und Vergrösserung des Abstandes zwischen Femur 23 und Tibia 2 in Richtung der Tibiaachse 3 kann sich der Abstand 24 soweit verringern, dass eine grobe Führung zwischen Eminentia und äusseren Gleitkörpern 14, 15 stattfinden kann. Auch hier bestehen kaum Störungsmöglichkeiten durch Gewebewucherungen. Die Gegenflächen 28 bleiben praktisch ganzflächig im Kontakt mit den Femurkondylen 10, 11, die äusseren Gleitkörper laufen auf Planflächen und die Führungsrinne 12 kann auf Grund ihrer offenen Form nicht durch Gewebewucherungen blockiert werden.

Bezüglich der Werkstoffe sind metallische Femurkondylen 10, 11 und eine metallische Plattform 1 vorgesehen, welche sich mit Verankerungselementen 20 in Form von Drehsicherungszapfen und mit einem Verankerungselement 21 in Form eines zentralen Verankerungsstiftes in der Tibia 2 abstützt. Die Eminentia 6 und die äusseren Gleitkörper 14, 15 können dabei wie in Fig. 3 für die direkte Führung aus Kunststoff bestehen. Ebenso ist es möglich, die Eminentia 6 wie in Fig. 1 für die indirekte Führung aus Metall und die äusseren Gleitkörper 14, 15 aus Kunststoff herzustellen. Die Fig. 2 und 4 zeigen Eminentia 6 und die äusseren Gleitkörper 14, 15 aus Metall, wobei deren Gleitflächen Oberflächenschichten 22 aufweisen, die zu einer verschleissarmen Paarung mit ihren metallischen Gegenflächen führen.

Die grossflächige Berührung zwischen Femurkondylen 10, 11 den äusseren Gleitkörpern 14, 15, der metallischen Plattform 1 und der Eminentia 6 erlaubt es für Eminentia und Gleitkörper neben Kunststoff auch Werkstoffe mit höheren E-Modulen, mit erhöhter Abriebbeständigkeit und mit erhöhter Festigkeit zu verwenden. Mit höherfesten Werkstoffen kann die Bauhöhe für Eminentia 6 und äussere Gleitkörper 14, 15 verringert werden und um das gleiche Mass eine geringere Resektion an der Tibia vorgenommen werden.

Die Figuren zeigen keine Patella-Prothesen, da

diese in dem eingangs aufgeführten Stand der Technik enthalten sind.

Patentansprüche

1. Künstliches Kniegelenk für ein Knie, dessen hinteres Kreuzband und Seitenbänder voll intakt sind, bestehend aus einer metallischen Plattform (1), welche auf ihrer Unterseite über Verankerungselemente (20, 21) mit der Tibia (2) verbunden ist, und bestehend aus metallischen Femurkondylen (10, 11) und aus einem oder mehreren Gleitkörpern, welche Kräfte zwischen der metallischen Plattform (1) und den metallischen Femurkondylen (10, 11) übertragen, dadurch gekennzeichnet, dass drei von der Femurseite getrennte Gleitkörper auf einer ebenen Fläche (4) der metallischen Plattform (1) quer zur Tibiaachse (3) gleitbar angeordnet sind, wobei ein mittlerer Gleitkörper als eine um einen Zapfen (5) drehbare Eminentia (6) ausgebildet ist, welche die metallischen Femurkondylen (10, 11) direkt oder indirekt bezüglich Drehung um die Tibiaachse (3) führt und welche längs ihrer Mittellinie (7), die in unverdrehter Mittellage in sagittaler Richtung verläuft, eine direkte oder indirekte Längsführung für die Femurkondylen (10, 11) bildet, während die Flexionsbewegung an doppelt gekrümmten Femurkondylen (10, 11) von den beiden äusseren Gleitkörpern (14, 15) geführt ist.
2. Künstliches Kniegelenk nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die direkte Führung der Femurkondylen (10, 11) bezüglich Drehung und längs der Mittellinie (7) der Eminentia (6) durch einen parallel zur Mittellinie verlaufenden Wulst (8a) mit einer gekrümmten Erzeugenden (9) vorgenommen ist, der in eine Führungsrinne (12) zwischen den Femurkondylen (10, 11) eingreift, wobei in jedem Flexionswinkel die gekrümmte Erzeugende (9) für die Führungsrinne (12) die gleiche Drehachse (13) wie die Erzeugenden für die Femurkondylen aufweist.
3. Künstliches Kniegelenk nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die indirekte Führung der Femurkondylen (10, 11) bezüglich Drehung und längs der Mittellinie der Eminentia (6) durch einen parallel zur Mittellinie (7) verlaufenden Wulst (8a) vorgenommen ist, der zur Mittellinie (7) parallele Seitenflächen (16, 17) aufweist, an denen die äusseren Gleitkörper (14, 15) mit Gegenflächen (18, 19) unter der Zentrierwirkung der fest zueinander beabstandeten metallischen Femurkondylen (10, 11) anliegen, solange die äusseren Gleitkörper (14, 15) zwischen der metallischen Plattform (1) und/oder den Femurkondylen (10, 11) verspannt sind.
4. Künstliches Kniegelenk nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass Eminentia (6) und/oder äussere Gleitkörper (14, 15) aus einem körperverträglichen Kunststoff bestehen.
5. Künstliches Kniegelenk nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dass Eminentia (6) und äussere Gleitkörper (14, 15) aus Metall bestehen und mindestens an ihren Gleitflächen Oberflächenschichten (22) aufweisen, die zu einer verschleissarmen Paarung mit ihren metallischen Gegenflächen führen.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

FIG. 2

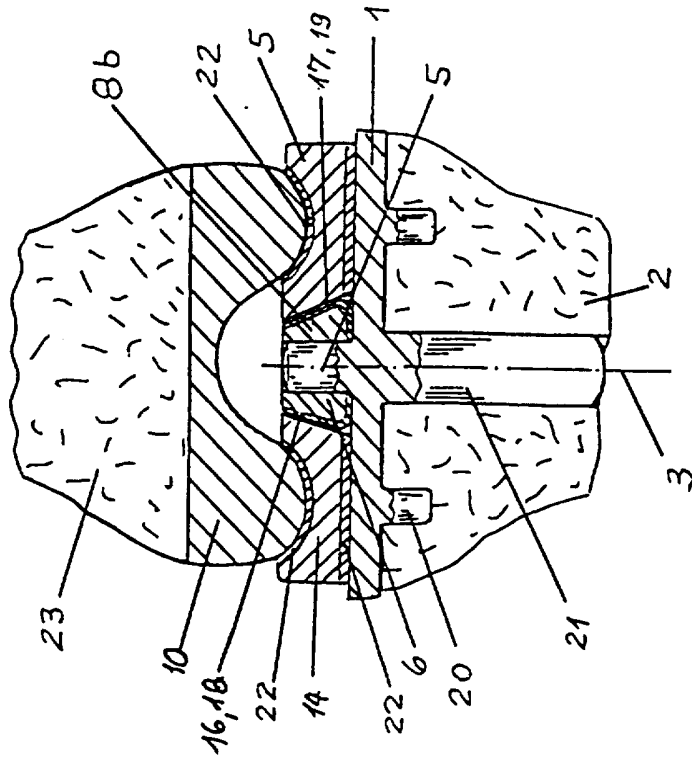


FIG. 1

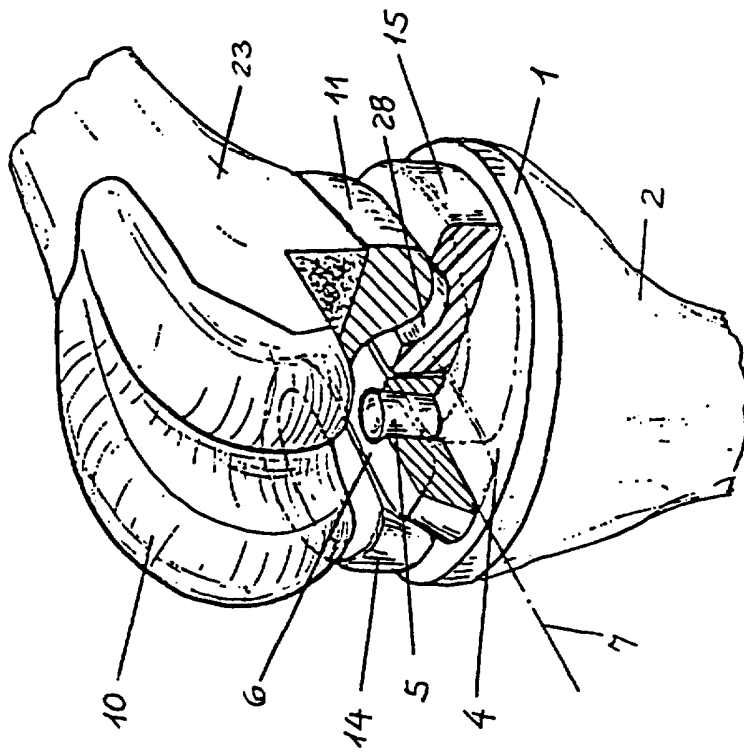


FIG.3

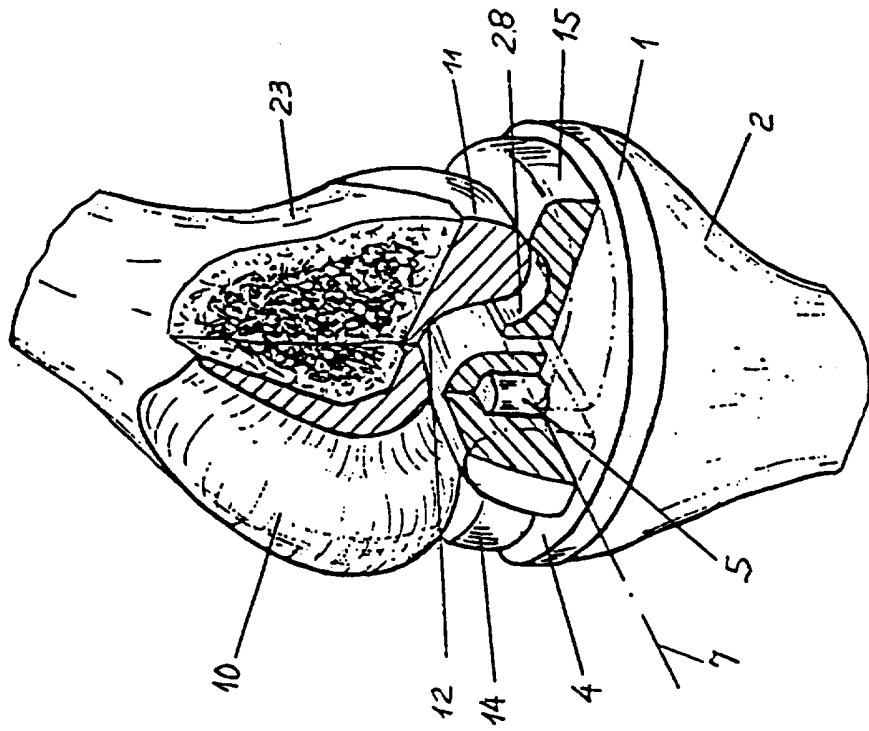


FIG.4

