



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
BUNDESAMT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

Int. Cl.³: A 61 F 1/03

Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein
Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978



PATENTSCHRIFT A5

11

632 151

21 Gesuchsnummer: 10392/78

73 Inhaber:
Gebrüder Sulzer Aktiengesellschaft, Winterthur

22 Anmeldungsdatum: 06.10.1978

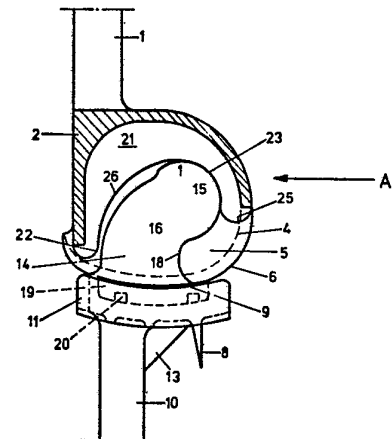
24 Patent erteilt: 30.09.1982

72 Erfinder:
André Bähler, Zürich
Prof. Dr. med. Norbert Gschwend, Zürich
Prof. Dr. med. Heinrich Scheier, Zürich

45 Patentschrift
veröffentlicht: 30.09.1982

54 Endoprothese für ein Kniegelenk.

57 Bei der Beugung des Knies rollen die kondylenartigen Tragflächen (6) des Prothesenoberteils auf den Abrollflächen (9) des Unterteils gleitend ab. Die Führung dieser Bewegung erfolgt über einen Steg (14) des Unterteils, der in eine gabelförmige Halterung (2) des Oberteils eingreift, und mit seinem im Seitenriss kreisbogenförmig begrenzten Ende (15) auf einer entsprechend geformten zylinderförmigen Führungsfläche (23) in der Halterung (2) ebenfalls gleitend abrollt. Der Steg (14) und die Halterung (2) bestehen vorzugsweise aus Metall, während die Führungsfläche (23) aus einem anderen Werkstoff hergestellt ist, und sich vorzugsweise an einem Kunststoff-Formkörper (21) befindet.



PATENTANSPRÜCHE

1. Endoprothese für ein Kniegelenk aus einem mittels eines Schaftes verankerbaren Femurteil, das an einer gabelförmigen Halterung beiderseits einer Mittelebene kondylenähnlich geformte Tragflächen aufweist, ferner bestehend aus einem im Schienbein verankerbaren Tibiateil, das einen in die gabelartige Halterung eingreifenden Steg und beidseits des Stegs mit den Tragflächen zusammenwirkende Abrollflächen aufweist, dadurch gekennzeichnet, dass der nach rückwärts gekrümmte Steg (14) in einem Kopf endet, dessen Seitenriss durch einen Kreisbogen (15) begrenzt wird, dessen Mittelpunkt (16) in der Streckstellung mindestens annähernd mit der Lage der Drehachse des Gelenkes übereinstimmt, dass weiterhin die gabelförmige Halterung (2) des Femurteils innen mindestens teilweise aus einem zu dem Stegmaterial unterschiedlichen Material (21) gebildet ist, dessen gegen den Steg (14) gerichtete Begrenzung (26, 23, 25) in der Streckstellung des Gelenkes teilweise mit Abstand der Form des Stegs (14) folgt und im Bereich des Kopfes die Form einer Zylinderfläche aufweist, die mindestens angenähert so angeordnet ist, dass die Zylinderachse durch das Zentrum des Kreisbogens geht, wobei die Zylinderfläche am Kopf anliegt, und dass schliesslich Form und Abmessungen der Trag- und Abrollflächen (6 bzw. 9), sowie des Kreisbogens und der Zylinderfläche, einschliesslich der Lage ihrer Mittelpunkte (16 bzw. 24) so aufeinander abgestimmt sind, dass aus der Streckstellung heraus beim Beugen des Knies die Trag- und Abrollflächen (6 bzw. 9) sowie der Kopf und die Zylinderfläche (15 bzw. 23) gleitend aufeinander abrollen.

2. Endoprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Kopf auf der Rückseite in eine konkav gekrümmte Hohlkehle (18) übergeht, an der ein konvex gekrümmter, die Zylinderfläche (23) nach hinten fortsetzender, kreisförmiger Wulst (25) bei Beugungen grösser 65–70° geführt ist.

3. Endoprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die gabelförmige Halterung (2) innen teilweise mit einem elastischen Kunststoff-Formkörper (21) gefüllt ist.

Die Erfindung betrifft eine Endoprothese für ein Kniegelenk gemäss Oberbegriff von Anspruch 1.

Eine derartige Prothese ist aus der CH-PS 555 671 bekannt. Bei dieser bekannten Konstruktion ist in der gabelförmigen Halterung eine wandernde Führungsschse vorgesehen, die in einem Langloch des Stegs geführt ist; sie hat die Aufgabe, beim Beugen des Knies den Prothesenoberteil und den Prothesenunterteil so aufeinander zu führen, dass die kondylenartigen Tragflächen auf den tibiaähnlichen Abrollflächen, möglichst weitgehend physiologisch richtig, gleitend abrollen.

Aus Gründen der mechanischen Festigkeit sind sowohl der Steg als auch die Achse aus relativ unelastischem Material, vorzugsweise aus einem der in der Implantat-Technik üblichen Metalle, gefertigt. Obwohl bei der bekannten Konstruktion die wandernde Führungsschse keine tragenden Belastungen aufnehmen und übertragen muss, hat sich in der Praxis ergeben, dass zwischen dem Steg und der Führungsschse ein erheblicher Abrieb entsteht, der physiologisch unerwünscht ist.

Aufgabe der Erfindung ist es daher, unter Beibehaltung der an sich bewährten Grundkonzeption der bekannten Konstruktion die Führungsschse entbehrlich zu machen und eine Führung für das gleitende Abrollen der beiden Pro-

thesenteile aufeinander zu schaffen, bei der ein Reiben zweier Elemente aus gleichem Material vermieden ist. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäss mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

Bei der neuen Konstruktion ist die Führung der beiden Prothesenteile zueinander – aus der Streckstellung heraus – bis zu einem Beugungswinkel von etwa 70° durch den Kreisbogen übernommen, der während dieses Teils der Beugung mit dem Hohlzylindersektor in Eingriff steht. Ist auch beim weiteren Abbiegen noch eine Führung der Bewegung notwendig, so kann diese nach einer Weiterentwicklung der vorliegenden Erfindung durch einen konvex gekrümmten, den Hohlzylindersektor nach hinten fortsetzenden, kreisförmigen Wulst erfolgen, der in eine konkav gekrümmte Hohlkehle auf der Rückseite des Kreissektors eingreift.

Mit dem Vorteil wird der Steg des Prothesenunterteils aus einem der erwähnten Metalle hergestellt, während die erfindungsgemäss aus einem anderen Material bestehende Führung im Innenraum der gabelförmigen Halterung aus Kunststoff bestehen kann, wobei – wie bei Endoprothesen üblich – in erster Linie Polyäthylen der Qualitäten HDPE oder UHMW Verwendung findet. Die geschilderte Materialwahl, die selbstverständlich nicht zwingend ist, und ihre Zuordnung zu den funktionell erfindungswesentlichen Merkmalen hat den weiteren Vorteil, dass konvex gekrümmte Führungsflächen aus Kunststoff im wesentlichen vermieden werden, die bekanntlich in erhöhtem Masse ein Kaltfliessen des Kunststoffes verursachen («The Scientific Basis of Joint Replacement» S. A. V. Swanson und M. A. F. Freeman, Pitman Medical Publishing Co. Ltd., Tunbridge Wells Kent, (1977), Seite 61.

Nachstehend wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen im Zusammenhang mit der Zeichnung näher erläutert:

Fig. 1 zeigt die neue Prothese in Streckstellung, wobei der Oberteil teilweise im Schnitt I–I von Fig. 2 dargestellt ist; Fig. 2 ist eine Ansicht des Oberteils in Richtung des Pfeiles A von Fig. 1;

Fig. 3 bis 5 geben in gleicher Darstellung wie Fig. 1 die relativen Stellungen von Ober- und Unterteil in der Streckstellung und bei Beugungen um einen Winkel von etwa 30 bzw. 80° wieder.

Der Oberteil (Fig. 1 und 2) der Prothese besitzt einen sich gegen sein freies Ende verjüngenden, nur in seinem Ansatz an eine gabelförmige Halterung 2 dargestellten Schaft 1, der zu seiner Verankerung im Oberschenkel dient. Der Schaft 1 geht über in die erwähnte gabelförmige Halterung 2, an deren scheibenförmigen Schenkel 5 Tragansätze 4 mit Tragflächen 6 angesetzt sind. Die Tragflächen 6 der Tragansätze 4 stellen im Seitenriss eine aus mehreren Kreisbögen mit verschiedenen Radien und unterschiedlichen Mittelpunkten erzeugte Kurve dar; Form und Abmessungen dieser Kurve sind rein empirisch in etwa den Gelenkflächen eines natürlichen Oberschenkels nachgebildet, wobei die Abmessungen beispielsweise aus einer Vielzahl von Röntgenaufnahmen natürlicher Gelenke als Mittelwert bestimmt und im Hinblick auf ein möglichst stossfreies Abrollen des Oberteils auf dem Unterteil korrigiert worden sind.

Der Unterteil der Prothese besitzt für die Verankerung im Schienbein einen schaftförmigen Ansatz 10, der ähnlich dem Schaft 1 des Oberteils ausgebildet ist; gegen unbeabsichtigte Drehungen im Unterschenkelknochen ist der Schaft 10 durch einen dreieckigen Ansatz 13 und zusätzlich durch in den Schienbeinknochen eindringende Dornen 8 gesichert. Auf diesem Schaft 10 sitzt ein Aufgageteil 11, dessen dem Oberteil zugewandte Abrollflächen 9, in Anlehnung an die Oberfläche natürlicher Schienbeinknochen, im Seitenriss kreisförmig ausgebildet sind; auf den Abrollflächen 9 kön-

nen die Tragflächen 6 des Oberteils beim Beugen und Strecken gleitend abrollen.

Ober- und Unterteil der Prothese bestehen vorteilhafterweise aus einem für die Endoprothese üblichen Metall oder einer Metallegierung; es ist jedoch auch möglich, sie – gegebenenfalls teilweise – aus Biokeramik, pyrolytischem Kohlenstoff oder einem anderen der für Endoprothesen bewährten Werkstoffe ausreichender Festigkeit herzustellen.

Um dabei soweit wie möglich ein Reiben zwischen zwei relativ zueinander bewegten Metallteilen zu verhindern, sind die Abrollflächen 9 aus Kunststoff, z. B. dem erwähnten Polyäthylen, als reibungsarme Gleitschicht hergestellt; sie bilden die freie Oberfläche eines Körpers 19, der über Stifte 20 in seiner Lage fixiert und durch nichtgezeigte Schrauben im Auflagenteil 11 verankert ist. Darüberhinaus wird durch die Elemente 19 gleichzeitig eine gewisse Elastizität und Dämpfung zwischen beiden Prothesenteilen, vor allem Belasten, erreicht.

Zwischen den beiden Flächen 9 ist ein Steg 14 angeordnet, der eine nach hinten gekrümmte Grundform besitzt.

Erfindungsgemäss endet der Steg 14 in einem kreissektorförmigen Kopf 15, dessen Sektorausschnitt 17 (Fig. 3 bis 5) in dem gezeigten Beispiel etwa 215 bis 220° beträgt. Die Lage seines Kreismittelpunktes 16 und die Grösse seines Radius sind experimentell bestimmt worden, wobei die Lage des Mittelpunktes 16 mindestens annähernd auf die Lage der Drehachse des Gelenkes in Streckstellung abgestimmt ist, während der Radius, in der Relation zu den übrigen Abmessungen der Prothese, unter dem Gesichtspunkt einer ausreichend grossen Führungsfläche auf dem Kreisumfang festgelegt worden ist.

An seinem dorsalen Ende geht der Kreissektor 16 in eine Hohlkehle 18 über, ehe der Steg 14 in den Auflagenteil 11 hinein ausläuft.

Das zu dem Material des Stegs 14 verschiedene Material im Innenraum der gabelförmigen Halterung 2 wird von einem Kunststoff-Formkörper 21 gebildet, der in der Halterung 2, durch nichtdargestellte Stifte in der richtigen Lage fixiert, befestigt, z. B. eingeklebt ist. Seine innere, nach unten gerichtete Begrenzung verläuft in Streckstellung des Knies von dem vorderen, unteren, in Fig. 1 linken Ende, in etwa parallel der Form des Stegs 14 folgend, in einem Bogen 26 nach aufwärts rückwärts. Die genaue Form des Bogens, der keine besondere Funktion hat, ist dabei nicht wesentlich, so lange sichergestellt ist, dass es in seinem Bereich – abgesehen von einem u. U. am vorderen Ende vorgesehenen Anschlag 22, der eine Überstreckung des Knies verhindern soll – nicht zu einer Auflage auf dem Steg 14 kommt, da dadurch Reibung und u. U. Verschleiss vergrössert werden.

Der Bogen 26 geht – in Streckstellung gesehen, nach Überschreiten seines Scheitelpunkts – in einen hohlzylinderartigen Kreissektor 23 (Fig. 3 bis 5) über, dessen Ausschnitt 27 im gezeigten Beispiel etwa 105° beträgt und dessen Krümmungsradius jedoch, abgesehen von Toleranzen der Fertigung, gleich demjenigen des Kreissektors 15 am Ende des Stegs 14 ist. Dieser Hohlzylindersektor 23, dessen Mittelpunkt 24 in Streckstellung mit demjenigen des Kreissektors 15 zusammenfällt, bildet beim Beugen des Knies die Führungsfläche für den Kopf 15 des Stegs 14 und damit für den Unterteil der Prothese relativ zum Oberteil.

Der konkave Hohlzylindersektor 23 verläuft nach rückwärts in einen konvexen Kreiszyylinder 25 geringeren Durchmessers aus, dessen Funktion in Verbindung mit Fig. 5 beschrieben wird.

Form, Abmessungen und Lage von Trag- und Abrollflächen 6 bzw. 9, Steg 14, Kreissektor 15, Kunststoffkörper 21 und Hohlzylindersektor 23 sind so aufeinander abgestimmt, dass die statischen und dynamischen Kräfte zumindest theoretisch vollständig, in der Praxis jedoch lediglich weitgehend, von den kondylen- und tibiaartig ausgebildeten Trag- und Abrollflächen 6 bzw. 9 aufgenommen werden und die beiden kreisförmigen Sektoren 15 bzw. 23 in Verbindung mit den genannten Flächen zur Führung der Abbiegebewegung des Knies dienen.

In der Streckstellung des Knies (Fig. 3) ruht daher der Oberteil der Prothese mit seinen Abrollflächen 6 auf den Tragflächen 9 des Unterteils, wobei, mit ihren Mittelpunkten 16 bzw. 24 zusammenfallend, die beiden kreisförmigen Sektoren 15 bzw. 23 aneinander liegen. Während einer Beugebewegung bis zu einem Winkel von etwa 70° rollen die Tragflächen 6 gleitend auf den Abrollflächen 9 ab; mit einer gleichartigen Abroll-Gleitbewegung bewegen sich dabei die beiden Kreissektoren 15 und 23 aufeinander. Fig. 4 zeigt den Zustand, der dem etwa um 30° abgewinkelten Gelenk entspricht.

Bei einem Winkel von 65 bis 70° legt sich der Kreisbogen 25 am hinteren Ende des Kunststoffkörpers 21 an die hohlkehlenartige Ausnehmung 18 des Stegs 14 an. Beim weiteren Abbeugen übernehmen – soweit erforderlich – die Elemente 25 und 18 die Führung der beiden Prothesenteile, wobei die beiden kreissektorförmigen Führungsflächen 15 und 23 voneinander abheben, wie Fig. 5 verdeutlicht, die ein Prothesengelenk in einer um etwa 80° abgewinkelten Stellung zeigt.

Beim weiteren Beugen des Knies beginnen sich die beiden Flächen 6 und 9 voneinander abzuheben, wobei der kreisförmige Wulst 25 in der Ausnehmung 18 sich gleitend und rollend nach oben bewegt.

