



**Beschreibung**

**[0001]** Die Erfindung betrifft eine Bandscheibenprothese zur Anordnung in einem von Wirbelkörpern begrenzten Bandscheibenfach, mit relativbeweglich zueinander angeordneten Prothesenplatten, deren Außenflächen zur Anlage an Oberflächen gegenüberliegender Wirbelkörper vorgesehen sind und deren Innenflächen korrespondierende Lagerflächen eines Drehlagers bilden.

**[0002]** Bandscheibenprothesen werden bei Bandscheibenschäden implantiert, bei denen ein Ersatz der beschädigten Bandscheibe notwendig ist. Dabei wird die Bandscheibenprothese in ein Bandscheibenfach der Wirbelsäule eingesetzt, das durch zwei benachbart angeordnete Wirbelkörper begrenzt ist.

**[0003]** Bandscheibenprothesen sollen eine möglichst geringe Beeinträchtigung der Beweglichkeit des Patienten gewährleisten und sind häufig als gelenkig miteinander verbundene Prothesenplatten ausgeführt. Um eine vorteilhafte Anpassung der Bandscheibenprothese an die anatomischen Gegebenheiten zu ermöglichen, ist es aus der WO 2007/003438 A2 bekannt, Bandscheibenprothesen in unterschiedlichen Konfigurationen bereitzustellen. Die Konfigurationen unterscheiden sich z. B. hinsichtlich der Größe der Prothesenplatten, des Abstands zwischen den Prothesenplatten und der Lage des Bewegungszentrums, d. h. Drehpunkts, um den die Prothesenplatten zueinander verschwenkt werden können. Hierzu weist die Bandscheibenprothese Zwischenelemente auf, die als Gelenkelemente oder Schwenkwinkelbegrenzer ausgeführt sein können. Zu diesem Zweck sind in den Prothesenplatten Aufnahmebeschäfte vorgesehen, die zur Aufnahme der Zwischenelemente ausgebildet sind. Mit den austauschbaren Zwischenelementen kann der Abstand und der maximale Schwenkwinkel zwischen den Prothesenplatten eingestellt und die Lage des Bewegungszentrums festgelegt werden.

**[0004]** Ein Drehlager der bekannten Bandscheibenprothese ist als Kugelgelenk ausgebildet und weist im implantierten Zustand im Bandscheibenfach drei rotatorische Freiheitsgrade der Bewegung auf. Die Bewegungseigenschaften der ursprünglich aus den gegenüberliegenden Wirbelkörpern und der Bandscheibe gebildeten kleinsten funktionellen Einheit der Wirbelsäule, die auch als Junghanssches Bewegungssegment oder Functional Spinal Unit (FSU) bezeichnet wird, soll durch die Bandscheibenprothese zumindest weitestgehend nachgebildet werden. Die Bandscheibenprothese soll wie die ursprüngliche Bandscheibe eine Beugung nach vorne, die auch als Flexion bezeichnet wird, eine Streckung nach hinten, die auch als Extension bezeichnet wird, eine Seitenneigung nach rechts oder links, die auch als Lateralflexion und eine Drehbewegung, die im Wesentlichen

um eine sich längs der Wirbelsäule erstreckende Drehachse stattfindet und die auch als Rotation bezeichnet wird, ermöglichen.

**[0005]** Die natürliche Bandscheibe, die aus einem äußeren, elastischen Bindegewebering und einem davon umschlossenen weichen Kern besteht, dient als elastisches Gelenk- und Dämpfungselement und wird bei den Relativbewegungen der Wirbelkörper deformiert. Bedingt durch ihren Aufbau hat die Bandscheibe neben der Funktion als Gelenkelement auch eine Funktion als Ausschlagbegrenzung für die Relativbewegungen der Wirbelkörper. Aus der bereits erwähnten WO 2007/003438 A2 ist es bekannt, an gegenüberliegenden Prothesenplatten austauschbare Anschläge anzuordnen, die eine Begrenzung der Schwenkbewegung der Prothesenplatten bei einer Seitenneigung (Lateralflexion) nach rechts oder links ermöglichen.

**[0006]** Die Aufgabe der Erfindung besteht darin, eine Bandscheibenprothese bereitzustellen, mit der die Funktionen der natürlichen Bandscheibe besser nachgebildet werden können.

**[0007]** Diese Aufgabe wird durch eine Bandscheibenprothese mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

**[0008]** Erfindungsgemäß ist vorgesehen, dass bei der Bandscheibenprothese der eingangs genannten Art dem Drehlager eine Begrenzungseinrichtung zur Begrenzung einer Drehbewegung um eine zumindest im Wesentlichen normal zu den Außenflächen der Prothesenplatten ausgerichtete Drehachse zugeordnet ist. Die Außenflächen der Prothesenplatten liegen nach der Implantation der Bandscheibenprothese in das Bandscheibenfach im Wesentlichen flächig an den einander zugewandten Oberflächen benachbarter Wirbelkörper an. Die Oberflächen der Wirbelkörper sind in einer Neutrallage der Wirbelsäule im Wesentlichen parallel zueinander ausgerichtet. Außerdem sind die Oberflächen der Wirbelkörper in der Neutrallage der Wirbelsäule normal zu einem Abschnitt einer bei seitlicher Betrachtung der Wirbelsäule S-förmig geschwungenen, bei rückwärtiger Betrachtung der Wirbelsäule im Wesentlichen geraden Mittelachse der Wirbelsäule ausgerichtet. Benachbarte Wirbelkörper werden bei einer Drehbewegung der Wirbelsäule aus der Neutrallage im Wesentlichen um die Mittelachse der Wirbelsäule relativ zueinander verdreht. Somit ergibt sich, dass die Prothesenplatten bei einer derartigen Drehbewegung relativ zueinander in einer Drehebene bewegt werden, die im Wesentlichen normal zur Mittelachse der Wirbelsäule ausgerichtet ist. Die Mittelachse der Wirbelsäule entspricht somit im Wesentlichen der Drehachse der Prothesenplatten.

**[0009]** Die erfindungsgemäße Begrenzungseinrich-

tung dient der Begrenzung dieser Drehbewegung, um eine Überlastung der die Wirbelsäule umgebenden Bänder, Muskeln und Nerven durch zu starke Dehnung zu vermeiden. Die erfindungsgemäße Bandscheibenprothese kann mit Hilfe der Begrenzungseinrichtung das Verhalten der natürlichen Bandscheibe nachbilden, die bei zunehmendem Drehwinkel einer ansteigenden Torsionsbelastung unterworfen wird und deren Elastizitätsmodul den Drehwinkel zwischen den Wirbelkörpern begrenzt.

**[0010]** Vorteilhaft ist es, wenn die Begrenzungseinrichtung für die Bereitstellung einer drehwinkelabhängigen Bremskraft, insbesondere gemäß einer vorgebbaren Kennlinie, eingerichtet ist. Die von der Begrenzungseinrichtung bereitgestellte Bremskraft und ein damit korreliertes Bremsmoment zwischen einander zugeordneten Prothesenplatten nimmt erfindungsgemäß mit zunehmender Auslenkung der Prothesenplatten aus der Neutrallage zu. Dadurch wird eine sanfte, vorzugsweise ruckfreie, Abbremsung der Rotationsbewegung gewährleistet. Dies kommt dem Verhalten der natürlichen Bandscheibe, die bei zunehmendem Drehwinkel bedingt durch ihre Elastizitätseigenschaften der eingeleiteten Drehbewegung ein ansteigendes Reaktionsmoment entgegengesetzt, zumindest sehr nahe. Bei geeigneter Gestaltung der Begrenzungseinrichtung kann eine progressive Kennlinie für die Bremskraft vorgesehen sein, durch die eine überproportionale Zunahme der Bremskraft bei linearer Drehwinkelzunahme beschrieben wird, um eine sichere Begrenzung der Drehbewegung zu gewährleisten.

**[0011]** Bei einer Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Begrenzungseinrichtung für die Bereitstellung einer drehwinkelabhängigen Bremskraft in einem Drehwinkelbereich eingerichtet ist, der wenigstens 10 Prozent, vorzugsweise wenigstens 20 Prozent, eines vorgebbaren Maximaldrehwinkels der Prothesenplatten beträgt. Der Maximaldrehwinkel ist konstruktiv durch die Gestaltung der Bandscheibenprothese vorgegeben. Der Maximaldrehwinkel ist der Winkel, der durch Verdrehung der implantierten Prothesenplatten aus einer Neutralstellung in eine der beiden Drehrichtungen überstrichen wird, bis es durch die Bremskraft oder das Bremsmoment zu einer vollständigen Abbremsung der Drehbewegung zwischen den Prothesenplatten kommt. Die erfindungsgemäße Begrenzungseinrichtung stellt die Bremskraft oder das Bremsmoment zusätzlich zu einer ohnehin durch Reibung zwischen den Gelenkflächen der Prothesenplatten hervorgerufenen Reibkraft bereit. Die Bereitstellung der Bremskraft erfolgt erfindungsgemäß, wenn der Drehwinkel zwischen den Prothesenplatten einen Wert erreicht hat, der wenigstens 90 Prozent, bevorzugt wenigstens 80 Prozent, des Maximaldrehwinkels entspricht.

**[0012]** Vorteilhaft ist es, wenn die Begrenzungsein-

richtung derart eingerichtet ist, dass der Maximaldrehwinkel und/oder die bereitgestellte Bremskraft für die Drehbewegung mit einem zwischen den Prothesenplatten eingeschlossenen Schwenkwinkel über eine, vorzugsweise stetig verlaufende, Kennlinie in Beziehung stehen. Eine Verschwenkung der Prothesenplatten erfolgt um Schwenkachsen des Drehlagers, die zumindest nahezu in der Drehebene der Drehbewegung liegen. Schwenkbewegungen der Prothesenplatten treten bei der Flexion, bei der Extension und bei der Lateralflexion der Wirbelsäule auf. Mit einer Schwenkbewegung der Prothesenplatten um wenigstens eine Schwenkachse findet bereits eine Dehnung der die Wirbelsäule umgebenden Bänder, Muskeln und Nerven statt. Wird der Schwenkbewegung noch eine Drehbewegung überlagert, so findet eine weitere Dehnung der Bänder, Muskeln und Nerven statt. Da die Dehnung einen vorgegebenen Wert nicht überschreiten soll, wird durch die Begrenzungseinrichtung sichergestellt, dass der Maximaldrehwinkel mit zunehmendem Schwenkwinkel/zunehmenden Schwenkwinkeln verkleinert wird. Diese Charakteristik der Bandscheibenprothese bildet das Verhalten der natürlichen Bandscheibe ab, bei der die Torsionsspannungen durch die Verdrehung der Wirbelkörper und der dazwischen angeordneten Bandscheibe den durch die Schwenkbewegung hervorgerufenen Druckspannungen in der Bandscheibe überlagert werden und somit zu einem erhöhten Bewegungswiderstand führen.

**[0013]** In Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass wenigstens eine Prothesenplatte mit einer austauschbaren Begrenzungseinrichtung ausgerüstet ist. Dadurch kann eine Anpassung des Maximaldrehwinkels und/oder der Charakteristik für den Bremskraftverlauf in Abhängigkeit vom Drehwinkel oder in Abhängigkeit von Drehwinkel und Schwenkwinkel auf die anatomischen Gegebenheiten der mit der Bandscheibenprothese zu versorgenden Wirbelsäule angepasst werden.

**[0014]** Bei einer Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Begrenzungseinrichtung wenigstens ein sich zwischen den Prothesenplatten erstreckendes flexibles Verbindungselement umfasst. Das flexible Verbindungselement ist in der Neutralstellung der Prothesenplatten vorzugsweise zugspannungsfrei angeordnet. Durch Verdrehen oder Verschwenken der Prothesenplatten zueinander werden die Befestigungsorte für das Verbindungselement an den Prothesenplatten voneinander entfernt, so dass eine Zugspannung auf das Verbindungselement auftritt. Diese führt bei Erreichen eines Kräftegleichgewichts zwischen dem auf die Wirbelkörper eingeleiteten Drehmoment und der in der Begrenzungseinrichtung auftretenden Zugspannung zu einer Beendigung der Drehbewegung. Um eine drehwinkelabhängige Bremswirkung durch das wenigstens eine Verbindungselement zu gewährleisten, ist das Verbind-

dungselement elastisch ausgebildet. Das Verbindungselement kann beispielsweise aus einem Gewebe, Gewirke, Gestrick oder Geflecht gebildet sein, bei dem Fasern aus einem Material mit geringer Elastizität, beispielsweise Kohlenstofffasern oder Titandrähte, derart zueinander angeordnet sind, dass durch innere Reibung zwischen den Fasern die gewünschte Bremswirkung bei Einleitung einer Zugkraft hervorgerufen wird. Alternativ kann das Verbindungselement als Gewebe, Gewirke, Gestrick oder Geflecht aus elastischen Fasern wie Aramidfasern oder superelastischen Drähten aus Nickel-Titanlegierungen hergestellt sein.

**[0015]** Vorteilhaft ist es, wenn das Verbindungselement aus einem elastischen Werkstoff hergestellt ist. Dies ermöglicht eine einstückige Ausbildung des Verbindungselements in der Art einer Rundschnur oder eines Blocks, der vorzugsweise mit einer durch Ausnehmungen bestimmten Profilierung versehen ist, um eine hohe Elastizität zu gewährleisten. Als Werkstoffe für ein derartiges Verbindungselement können Fluorelastomere, insbesondere Perfluorkautschuk, Tetrafluorethylen/Propylen-Kautschuke und fluorierter Silikonkautschuk, verwendet werden.

**[0016]** Vorzugsweise ist das Verbindungselement an zwei zur Montage an gegenüberliegend angeordneten Prothesenplatten vorgesehenen Einschubelementen angebracht. Dies ermöglicht eine Austauschbarkeit des Verbindungselements und somit eine vorteilhafte Anpassung der Bandscheibenprothese an den Einsatzfall.

**[0017]** Bei einer Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass den Prothesenplatten Bremsflächen zugeordnet sind, die derart ausgerichtet sind, dass durch eine Rotation einer Prothesenplatte um die Drehachse eine Reduzierung einer Beabstandung gegenüberliegender Bremsflächen stattfindet. Dabei sind die Bremsflächen, vorzugsweise an Einschubelementen der gegenüberliegenden Prothesenplatten, derart angeordnet, dass sie bei der Durchführung der Drehbewegung in Anlage zueinander kommen, wodurch Reibungskräfte hervorgerufen werden, die die Drehbewegung bremsen. Besonders bevorzugt sind die Bremsflächen in einer Neutralstellung der Bandscheibenprothese derart beabstandet, dass eine Seitenneigung (Lateralflexion) in einem vorgegebenen Schwenkwinkelbereich erfolgen kann.

**[0018]** In Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Begrenzungseinrichtung für eine Abstandsvergrößerung der Prothesenplatten bei Annäherung an den vorgebbaren Maximaldrehwinkel eingerichtet ist. Bei einer Abstandsvergrößerung der Prothesenplatten wird der um die Wirbelsäule herum angeordnete Bandapparat gedehnt und führt zu einer Erhöhung der Normalkraft, die zwischen den Bremsflächen der gegenüberliegenden Prothesenplatten

wirkt. Durch die gegen den Bandapparat zu leistende Arbeit und die erhöhten Reibkräfte wird die eingeleitete Drehbewegung gebremst. Vorteilhaft ist dabei, dass der Bandapparat ein wesentliches Element im Kraftfluss für die Bremskraft zwischen den Prothesenplatten bildet. Hierdurch wird ein Verklemmen der Prothesenplatten bei Erreichen des Maximaldrehwinkels, wie es bei einem ausschließlich in den Prothesenplatten geführten Kraftfluss auftreten könnte, vermieden.

**[0019]** Bei einer Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Begrenzungseinrichtung zwei an gegenüberliegenden Prothesenplatten angebrachte Anschlagflächen zur Drehwinkelbegrenzung umfasst. Damit kann eine besonders einfache Aufbauweise für die Bandscheibenprothese verwirklicht werden.

**[0020]** Vorteilhaft ist es, wenn die Begrenzungseinrichtung ein Element aus einem elastischen Material umfasst. Durch die elastische Deformation der Begrenzungseinrichtung bei Erreichen des Maximaldrehwinkels wird ein sanftes Abbremsen der Drehbewegung erreicht. Durch die Geometrie und die Materialauswahl des wenigstens einen Elements der Begrenzungseinrichtung kann das Bremsverhalten der Begrenzungseinrichtung in einem weiten Rahmen eingestellt werden. Besonders vorteilhaft ist es, wenn das elastische Element der Begrenzungseinrichtung austauschbar ausgebildet ist, um eine rasche Anpassung der Bandscheibenprothese an unterschiedliche anatomische Gegebenheiten zu ermöglichen.

**[0021]** Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in den Zeichnungen dargestellt. Dabei zeigt:

**[0022]** [Fig. 1](#) eine Draufsicht auf eine Prothesenplatte mit austauschbaren Anschlagelementen und einer austauschbaren Gelenkmulde,

**[0023]** [Fig. 2](#) eine Seitenansicht der Prothesenplatte gemäß [Fig. 1](#),

**[0024]** [Fig. 3](#) eine Draufsicht auf eine Prothesenplatte mit austauschbaren Anschlagelementen und einer austauschbaren Gelenkkugel,

**[0025]** [Fig. 4](#) eine Seitenansicht der Prothesenplatte gemäß [Fig. 3](#),

**[0026]** [Fig. 5](#) eine aus den Prothesenplatten gemäß den [Fig. 1](#) und [Fig. 3](#) gebildete Bandscheibenprothese,

**[0027]** [Fig. 6](#) eine Draufsicht auf eine Prothesenplatte mit austauschbaren Anschlagelementen und einer austauschbaren Gelenkkugel, die zwei Anschlagvorsprünge aufweist,

[0028] [Fig. 7](#) eine Schnittdarstellung der Prothesenplatte gemäß [Fig. 6](#),

[0029] [Fig. 8](#) eine Draufsicht auf eine Prothesenplatte mit austauschbaren Anschlagelernen und einer aus tauschbaren Gelenkmulde, die mit Bewegungsräumen für Anschlagvorsprünge versehen ist,

[0030] [Fig. 9](#) eine Schnittdarstellung der Prothesenplatte gemäß [Fig. 8](#),

[0031] [Fig. 10](#) eine aus den Prothesenplatten gemäß den [Fig. 6](#) und [Fig. 8](#) gebildete Bandscheibenprothese,

[0032] [Fig. 11](#) eine Draufsicht auf eine Prothesenplatte mit einer austauschbaren Gelenkmulde, die mit einem elastischen Sperrsteg versehen ist,

[0033] [Fig. 12](#) eine Schnittdarstellung der Prothesenplatte gemäß [Fig. 11](#),

[0034] [Fig. 13](#) eine Draufsicht auf eine Prothesenplatte mit einer austauschbaren Gelenkkugel, die mit einer Bewegungsnut versehen ist,

[0035] [Fig. 14](#) eine Schnittdarstellung der Prothesenplatte gemäß [Fig. 13](#),

[0036] [Fig. 15](#) eine Bandscheibenprothese mit flexiblen Verbindungselementen, die an Einschubelementen für die Prothesenplatten angebracht sind, und

[0037] [Fig. 16](#) eine Bandscheibenprothese mit einem zwischen den Prothesenplatten an Einschubelementen angebrachten Verbindungselement.

[0038] In allen Figuren sind funktionsgleiche Bauteile mit den gleichen Bezugszeichen versehen.

[0039] Die nachfolgend beschriebenen Ausführungsbeispiele für Bandscheibenprothesen umfassen jeweils Prothesenplatten **10**, die aus einem metallischen Werkstoff hergestellt sind und eine nierenförmige Außenkontur aufweisen. Eine Außenfläche **12** der Prothesenplatten **10** dient zur Anlage an einem nicht dargestellten Wirbelkörper und ist mit einer Wölbung **16** versehen, welche in einen aus festerem Knochenmaterial gebildeten Ring des Wirbelkörpers eingreift. Eine Innenfläche **14** der Prothesenplatten **10** weist drei Schächte **18**, **20**, **22** auf, die zur Aufnahme von Einschubelementen eingerichtet sind. Andere Ausgestaltungen von Prothesenplatten können ebenfalls zur Verwirklichung der erfindungsgemäßen Merkmale eingesetzt werden.

[0040] Bei der Prothesenplatte **10** gemäß den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) sind in den Schächten **18** und **22** mit Bremszapfen **24** versehene Einschubelemente **23**

aufgenommen. Bei der Prothesenplatte **10** gemäß den [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) sind in den Schächten **18** und **22** mit Bremsrampen **26** versehene Einschubelemente **25** aufgenommen.

[0041] Bei der Prothesenplatte **10** gemäß den [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) ist im Schacht **20** eine Gelenkplatte **28** aufgenommen, die mit einer konkav geformten, kugelkalottenförmigen Gelenkmulde **30** versehen ist. Die Gelenkmulde **30** bildet mit der in der Prothesenplatte **10** gemäß den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) angeordneten Gelenkkugel **32** ein in der [Fig. 5](#) näher dargestelltes Kugelgelenk **34**. Das Kugelgelenk **34** ermöglicht eine Drehbewegung der Prothesenplatten **10** um die in der dargestellten Neutralstellung normal zu den Außenflächen **12** der Prothesenplatten **10** ausgerichtete Drehachse **36** sowie Schwenkbewegungen der Prothesenplatten **10** um Schwenkachsen **42** und **44**, wie sie exemplarisch in den [Fig. 1](#) und [Fig. 3](#) dargestellt sind. Die Schwenkachsen **42** und **44** liegen in der in [Fig. 5](#) dargestellten Neutralstellung der Bandscheibenprothese **40** in einer orthogonal zur Drehachse **36** ausgerichteten Ebene. Somit ermöglicht das Kugelgelenk **34** eine Relativbewegung der Prothesenplatten **10** der Bandscheibenprothese **40** mit drei rotatorischen Freiheitsgraden.

[0042] Um eine zuverlässige Aufnahme der Einschubelemente **23**, **25** in den Schächten **18**, **20**, **22** zu gewährleisten, sind dort jeweils in Randbereichen Nuten **38** vorgesehen, die einen rechteckigen Querschnitt aufweisen und die eine Festlegung der Einschubelemente **23**, **25** in der Art einer Nut-Feder-Verbindung ermöglichen. Der Querschnitt der Nut **38** ist beispielsweise in der [Fig. 2](#) zu erkennen. Zusätzliche Maßnahmen zur Festlegung der Einschubelemente **23**, **25** können in einer geeigneten Materialauswahl zur Erzielung einer hohen Reibung zwischen Einschubelement und Prothesenplatte **10** liegen. Ergänzend oder alternativ können auch nicht dargestellte Befestigungsmittel wie Schrauben eingesetzt werden, um die Einschubelemente **23**, **25** zuverlässig an den Prothesenplatten **10** festzulegen.

[0043] Eine Schwenkwinkelbegrenzung für Schwenkbewegungen der Prothesenplatten **10** wird bereits durch deren äußere Gestalt gewährleistet, deren Innenflächen **14** sich bei Durchführung einer Schwenkbewegung bereichsweise annähern und zur Anlage kommen, so dass eine weitere Verschwenkung der Prothesenplatten **10** relativ zueinander unterbunden wird.

[0044] Eine Begrenzung der Drehbewegung der Prothesenplatten **10** um die Drehachse **36** allein aufgrund der Gestalt der Prothesenplatten **10** findet hingegen nicht statt. Zur Begrenzung der Drehbewegung dienen deswegen die mit Bremszapfen **24** und Bremsrampen **26** ausgerüsteten Einschubelemente **23**, **25**. Der Bremszapfen **24** weist stirnseitig eine ku-

gelkalottenförmige Gestalt auf. Die Bremsrampe **26** ist als gekrümmter Steg mit einer konkaven, wannenartigen Vertiefung **48** ausgebildet. Die Tiefe  $T$  der Vertiefung **48** und die Größe des Bremszapfens **24** sind derart gewählt, dass in der Neutralstellung gemäß [Fig. 5](#) sowohl eine Schwenkbewegung der Prothesenplatten **10** um die Schwenkachse **42** (Lateralflexion) als auch eine Drehung um die Drehachse **36** erfolgen kann. Gegenüber einer Schwenkbewegung um die Schwenkachse **44**, die einer Flexion bzw. Extension der Wirbelsäule entspricht, ist die Anordnung aus Bremszapfen **24** und Bremsrampe **26** invariant.

**[0045]** Wie der [Fig. 5](#) entnommen werden kann, kommen bei einer relativen Verdrehung der Prothesenplatten **10** um die Drehachse **36** die Bremszapfen **24** in Anlage mit den Bremsrampen **26** und gleiten bei fortgesetzter Drehbewegung auf die mit zunehmender Steigung ansteigenden Bereiche der Bremsrampe **26** auf. Durch die achssymmetrische Ausbildung und Anordnung der Bremszapfen **24** und der Bremsrampen **26** bezogen auf die Schwenkachse **42** wird eine unerwünschte Verkippung der Prothesenplatten **10** vermieden. Bedingt durch die Druckkräfte, die von den Wirbelkörpern auf die Außenflächen der Prothesenplatten **10** eingeleitet werden, treten durch den Gleitvorgang der Bremszapfen **24** auf den Bremsrampen **26** mit zunehmendem Drehwinkel stetig ansteigende Reibungskräfte auf, die zu einer Abbremsung der Drehbewegung führen. Die Reibungskräfte rufen bezogen auf die Drehachse **36** ein Bremsmoment hervor, das über die Prothesenplatten **10** auf die Wirbelkörper eingeleitet wird und das dem durch den Bandapparat oder durch äußere Kräfte eingeleiteten Drehmoment entgegengesetzt ist.

**[0046]** Durch die wannenförmige Gestaltung der Vertiefungen **48** kann bei weiterer Vergrößerung des Drehwinkels eine Vergrößerung der Beabstandung der Prothesenplatten **10** hervorgerufen werden, da die Bremszapfen **24** auf die ansteigenden Bereiche der Bremsrampen **26** gleiten. Dadurch wird der umliegend an der Wirbelsäule angeordnete Bandapparat zusätzlich gespannt, womit die Druckkräfte auf die Prothesenplatten **10** und die daraus resultierenden Reibungskräfte zunehmen. Somit steigt das durch die Reibungskräfte hervorgerufene Bremsmoment mit zunehmendem Drehwinkel an.

**[0047]** Bei dem in den [Fig. 6](#) bis [Fig. 10](#) dargestellten Ausführungsbeispiel einer Bandscheibenprothese **140** sind die Einschubelemente **123**, **125** mit quaderförmigen Anschlägen **126** versehen, die zur Begrenzung einer Schwenkbewegung (Lateralflexion) um die Schwenkachse **42** dienen. Um eine Begrenzung des Drehwinkels zu erreichen, sind an der Gelenkkugel **132** zwei Vorsprünge **150** angebracht, die kugelkalottenförmig ausgebildet sind. An der Gelenkmulde **130** sind zu den Vorsprüngen **150** korrespondierende Steuermulden **152** vorgesehen, die der

Drehwinkelbegrenzung dienen. Wie aus der [Fig. 10](#) hervorgeht, sind die Steuermulden **152** als gekrümmte Ausnehmungen in der Gelenkmulde **130** ausgebildet und ermöglichen somit sowohl eine Begrenzung einer Schwenkbewegung als auch eine Begrenzung einer Drehbewegung der Prothesenplatten **10**. Dabei sind die Steuermulden **152** derart ausgebildet, dass eine relative Verschwenkung der Prothesenplatten **10** um die Schwenkachse **44** nicht beschränkt wird. Demgegenüber wird eine relative Verschwenkung der Prothesenplatten **10** um die Schwenkachse **42** auch ohne die in den [Fig. 6](#) und [Fig. 8](#) dargestellten quaderförmigen Anschläge **126** durch das Ansteigen der Steuermulden **152** bis hin zur Oberfläche der Gelenkmulde **130** begrenzt. Die Drehbewegung der Prothesenplatten **10** zueinander wird ebenfalls durch das Ansteigen der Steuermulden **152** bis hin zur Oberfläche der Gelenkmulde **130** begrenzt. Bei Annäherung der Vorsprünge **150** an die Randbereiche der Steuermulden **152** findet in ähnlicher Weise wie bei der Ausführungsform gemäß den [Fig. 1](#) bis [Fig. 5](#) eine Vergrößerung der Beabstandung der Prothesenplatten **10** statt, so dass dadurch die gewünschte Bremswirkung für die Drehbewegung hervorgerufen werden kann. Durch die Gestaltung der Kontur der Vorsprünge **150** und/oder der Steuermulden **152** kann Einfluss auf die Charakteristik der Drehwinkelbegrenzung und ggf. auf die Charakteristik der Schwenkwinkelbegrenzung genommen werden. Zur Beeinflussung dieser Charakteristika können die Größe der Vorsprünge **150** und/oder die Ausdehnung der Steuermulden **152** und deren Krümmungsverlauf variiert werden.

**[0048]** Bei dem Ausführungsbeispiel einer Bandscheibenprothese **240** gemäß den [Fig. 12](#) bis [Fig. 14](#) ist abweichend von den vorstehend beschriebenen Ausführungsformen keine Vergrößerung der Beabstandung der Prothesenplatten **10** für die Bremswirkung bei der Drehbewegung vorgesehen. Vielmehr ist ein Steg **254** aus einem elastischen Kunststoffmaterial in der Gelenkmulde **230** angeordnet, der für einen Eingriff in einen in der Gelenkkugel **232** vorgesehenen Schlitz **256** vorgesehen ist. Der Steg **254** ist endseitig mit Verdickungen **258** versehen, die für eine formschlüssige Verriegelung des Stegs **254** in der mit entsprechenden Ausnehmungen versehenen Gelenkmulde **240** vorgesehen sind. Bei einer relativen Verschwenkung der Prothesenplatten **10** um die Schwenkachse **44** findet keine Berührung von Innenflächen **262** des Schlitzes **256** und Außenflächen **260** des Stegs **254** statt. Bei einer relativen Verschwenkung der Prothesenplatten **10** um die Schwenkachse **42** kann es je nach Dimensionierung des Stegs **254** und des Schlitzes **256** zu einer Berührung gegenüberliegender Flächen **260**, **262** kommen, wodurch eine Schwenkwinkelbegrenzung erreicht wird. Bei einer Drehung um die Drehachse **36** kommen die Innenflächen **262** des Schlitzes **256** bei Überschreiten eines durch die Dimensionierung des Stegs **254** und

des Schlitzes **256** vorgegebenen Drehwinkels in Anlage an den Außenflächen **260** des Stegs **254**. Dabei findet eine Kraftübertragung zwischen den Innenflächen **262** und den Außenflächen **260** statt, die zu einer Deformation des elastischen Stegs **254** führt. Dadurch wird eine Rückstellkraft auf die Innenflächen **262** ausgeübt, die ein Bremsmoment auf die Prothesenplatte **10** bewirkt. Die Rückstellkraft hängt neben der Dimensionierung des Stegs **254** auch von dessen Materialeigenschaften, insbesondere von dessen Elastizitätsmodul, ab. Durch Austausch des Stegs **254** kann eine Einstellung der gewünschten Schwenkwinkels und der Bremscharakteristik für die Drehbewegung vorgenommen werden.

[0049] Bei der in der [Fig. 15](#) dargestellten Bandscheibenprothese **340** sind die Einschubelemente **323**, **325** mit biegeschlaffen Gewebeslauchabschnitten **364** versehen, die aus Titanfasern hergestellt sind und deren Länge derart bemessen ist, dass selbst bei überlagerten Verschwenkungen um beide Schwenkachsen **42**, **44** keine Schwenkwinkelbegrenzung eintritt. Findet hingegen eine Drehbewegung der Prothesenplatten **10** relativ zueinander statt, so ist der Drehwinkel durch die Länge der Gewebeslauchabschnitte **364** begrenzt. Die Elastizitätseigenschaften der Gewebeslauchabschnitte **364** ermöglichen eine sanfte Abbremsung einer Drehbewegung, sie können durch geeignete Auswahl der Aramidfasern eingestellt werden.

[0050] Bei der in [Fig. 16](#) dargestellten Ausführungsform einer Bandscheibenprothese **440** ist ein Begrenzungselement **466** an den gegenüberliegenden Einschubelementen **468** angebracht, das aus einem implantierbaren Elastomer, insbesondere aus einem Fluorelastomer, hergestellt ist. Das Begrenzungselement **466** weist für Schwenkbewegungen um die Schwenkachsen **42** und **44** eine hohe Flexibilität auf und wird dabei Druckbelastungen ausgesetzt. Dabei dient das Begrenzungselement **466** für Schwenkbewegungen um die Schwenkachsen **42**, **44** jeweils als elastischer Anschlag. Bei einer relativen Verdrehung der gegenüberliegenden Prothesenplatten **10** wird das Begrenzungselement **466** Zugbelastungen ausgesetzt und begrenzt durch seine Elastizität den Drehwinkel für die Prothesenplatten **10**.

**ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG**

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

**Zitierte Patentliteratur**

- WO 2007/003438 A2 [[0003](#), [0005](#)]

**Patentansprüche**

1. Bandscheibenprothese zur Anordnung in einem von Wirbelkörpern begrenzten Bandscheibenfach, mit relativbeweglich zueinander angeordneten Prothesenplatten (10), deren Außenflächen (12) zur Anlage an Oberflächen gegenüberliegender Wirbelkörper vorgesehen sind und deren Innenflächen (14) korrespondierende Lagerflächen eines Drehlagers (34; 134; 334; 434) bilden, **dadurch gekennzeichnet**, dass dem Drehlager (34; 134; 334; 434) eine Begrenzungseinrichtung (24, 26; 150, 152; 254, 256; 364; 466) zur Begrenzung einer Drehbewegung um eine im Wesentlichen normal zu den Außenflächen (12) der Prothesenplatten (10) ausgerichtete Drehachse (36) zugeordnet ist.

2. Bandscheibenprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Begrenzungseinrichtung (24, 26; 150, 152; 254, 256; 364; 466) für die Bereitstellung einer drehwinkelabhängigen Bremskraft, insbesondere gemäß einer vorgebbaren Kennlinie, eingerichtet ist.

3. Bandscheibenprothese nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Begrenzungseinrichtung (24, 26; 150, 152; 254, 256; 364; 466) für die Bereitstellung einer drehwinkelabhängigen Bremskraft in einem Drehwinkelbereich eingerichtet ist, der wenigstens 10 Prozent, vorzugsweise wenigstens 20 Prozent, eines vorgebbaren Maximaldrehwinkels der Prothesenplatten (10) beträgt.

4. Bandscheibenprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Begrenzungseinrichtung (24, 26; 150, 152; 364; 466) derart eingerichtet ist, dass der Maximaldrehwinkel und/oder die bereitgestellte Bremskraft für die Drehbewegung mit einem Schwenkwinkel der Prothesenplatten (10) über eine, vorzugsweise stetig verlaufende, Kennlinie in Beziehung stehen.

5. Bandscheibenprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens eine Prothesenplatte (10) mit einer austauschbaren Begrenzungseinrichtung (24, 26; 150, 152; 254, 256; 364; 466) ausgerüstet ist.

6. Bandscheibenprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Begrenzungseinrichtung wenigstens ein zwischen den Prothesenplatten (10) erstrecktes, flexibles Verbindungselement (364; 466) umfasst.

7. Bandscheibenprothese nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass das Verbindungselement (364; 466) aus einem elastischen Werkstoff hergestellt ist.

8. Bandscheibenprothese nach Anspruch 6 oder

7, dadurch gekennzeichnet, dass das Verbindungselement (364; 466) an zwei zur Montage an gegenüberliegend angeordneten Prothesenplatten (10) vorgesehenen Einschubelementen (365; 468) angebracht ist.

9. Bandscheibenprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass den Prothesenplatten (10) Bremsflächen (24, 26; 150, 152; 260, 262) zugeordnet sind, die derart ausgerichtet sind, dass durch eine Rotation einer Prothesenplatte (10) um die Drehachse (36) eine Reduzierung einer Beabstandung gegenüberliegender Bremsflächen (24, 26; 150, 152; 260, 262) stattfindet.

10. Bandscheibenprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Begrenzungseinrichtung (24, 26; 150, 152) für eine Abstandsvergrößerung der Prothesenplatten (10) bei Annäherung an den vorgebbaren Maximaldrehwinkel eingerichtet ist.

11. Bandscheibenprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Begrenzungseinrichtung (254, 256) wenigstens zwei gegenüberliegenden Prothesenplatten (10) zugeordnete Anschlagflächen (260, 262) zur Drehwinkelbegrenzung umfasst.

12. Bandscheibenprothese nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Begrenzungseinrichtung (254, 256) wenigstens ein Element aus einem elastischen Material, vorzugsweise einem Elastomer, insbesondere einem Fluorelastomer, umfasst.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

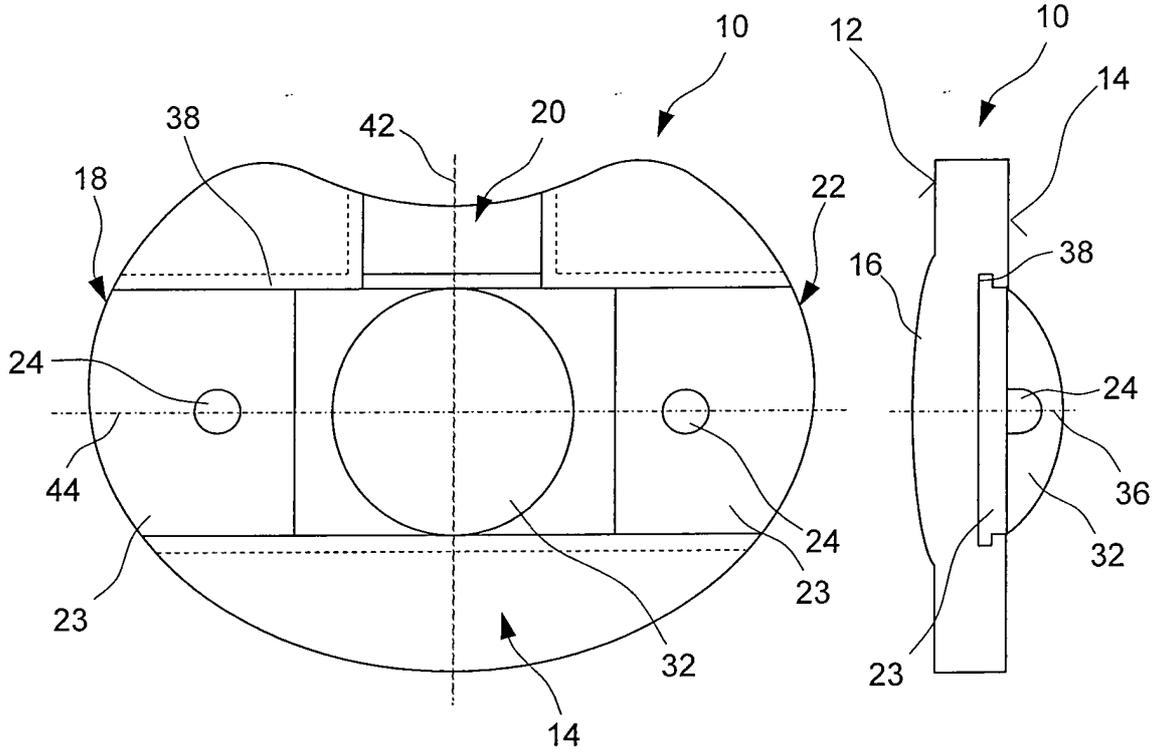


Fig. 1

Fig. 2

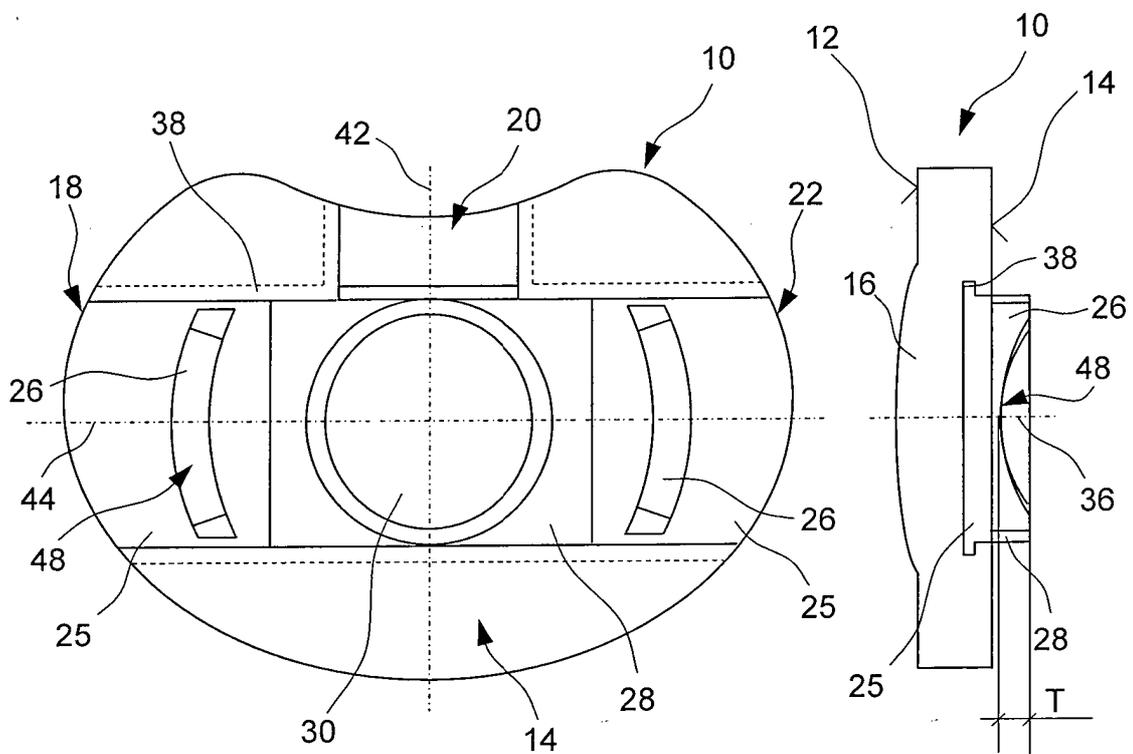


Fig. 3

Fig. 4

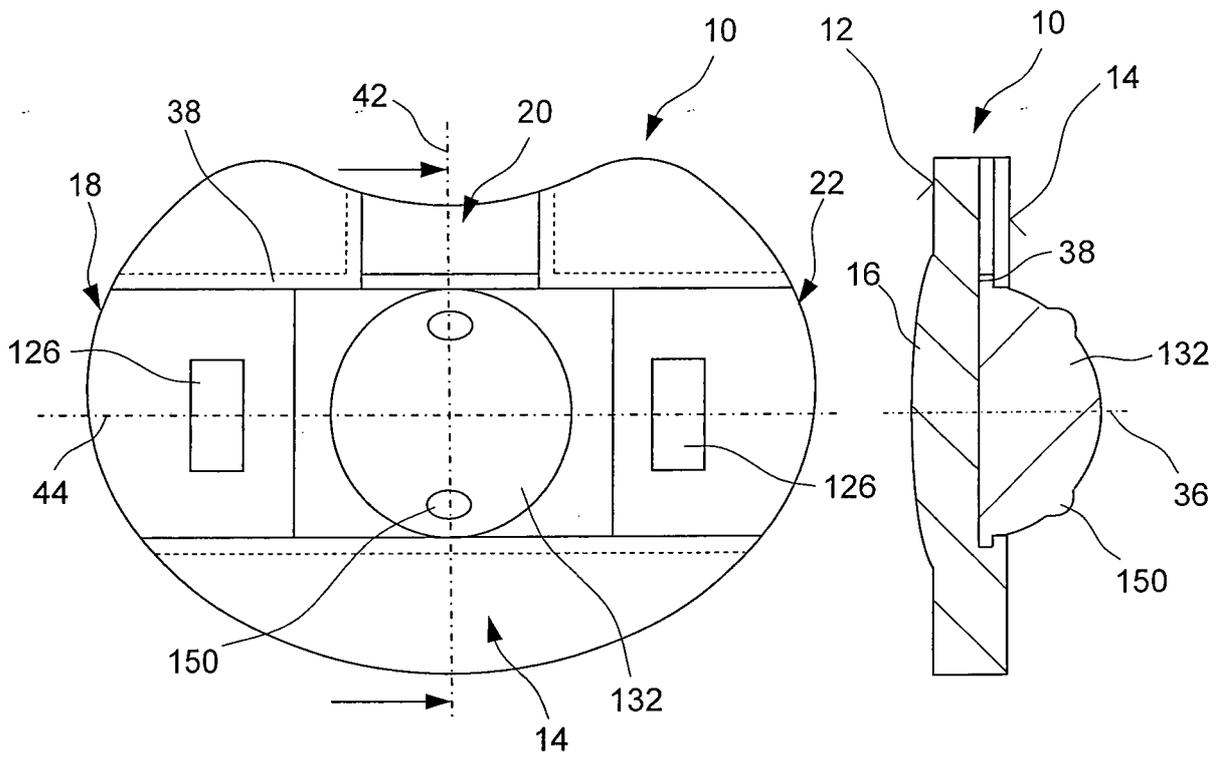


Fig. 6

Fig. 7

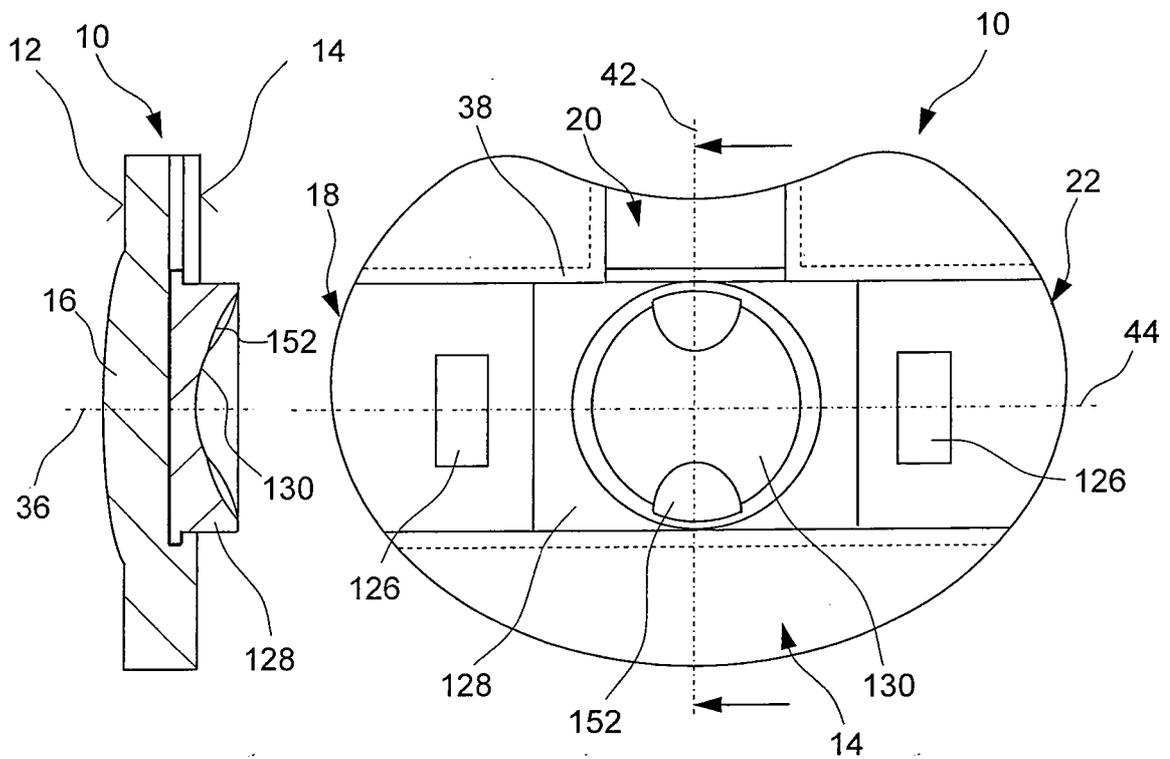


Fig. 9

Fig. 8

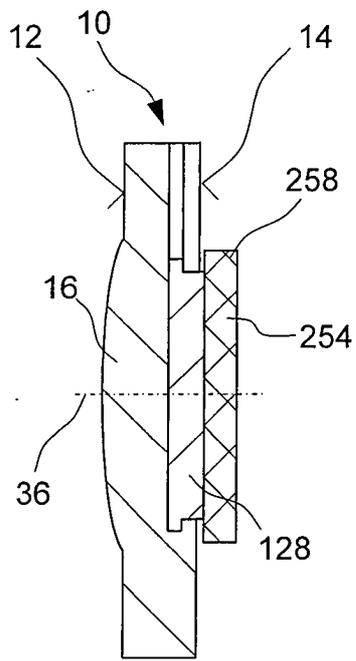


Fig. 12

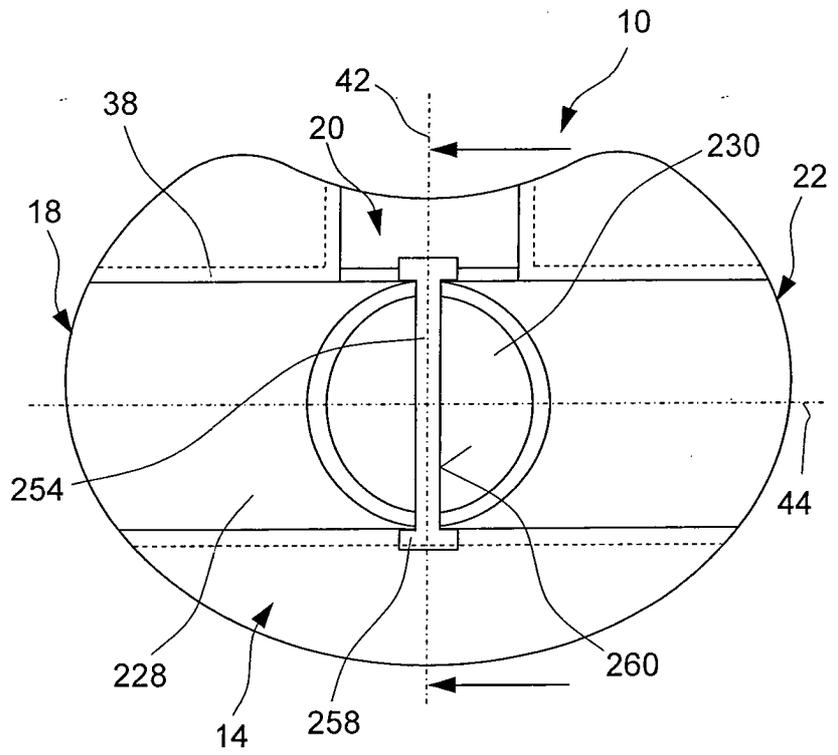


Fig. 11

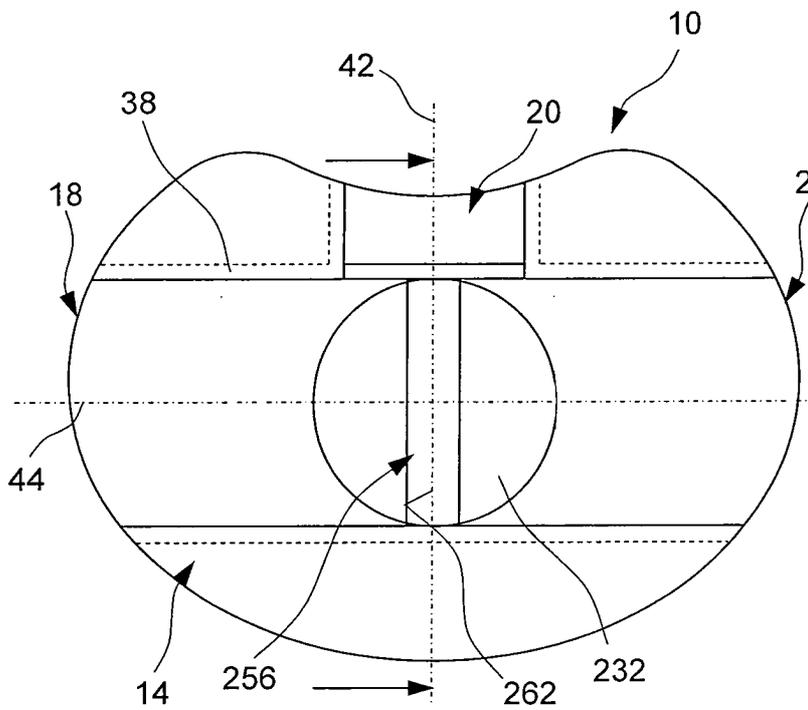


Fig. 13

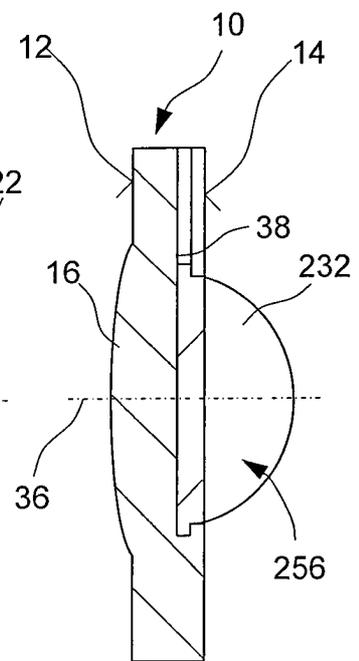


Fig. 14

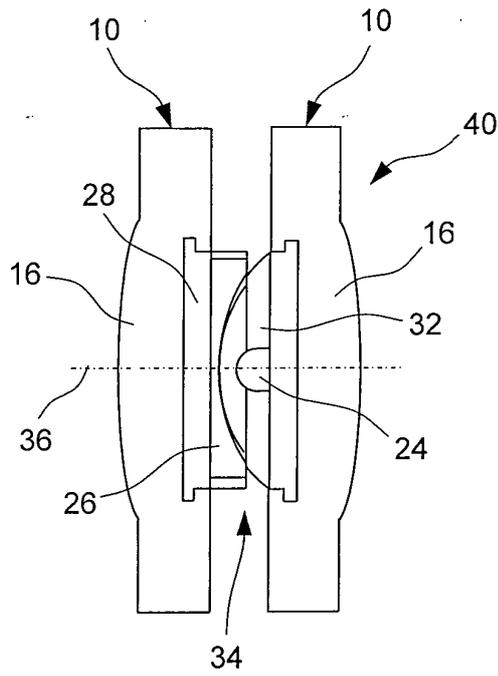


Fig. 5

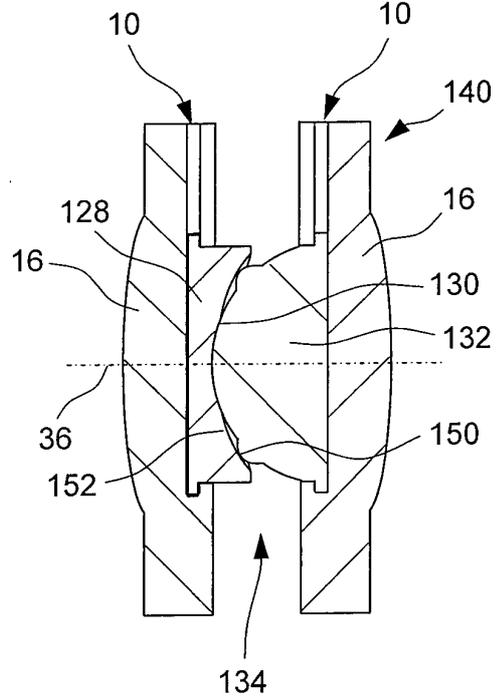


Fig. 10

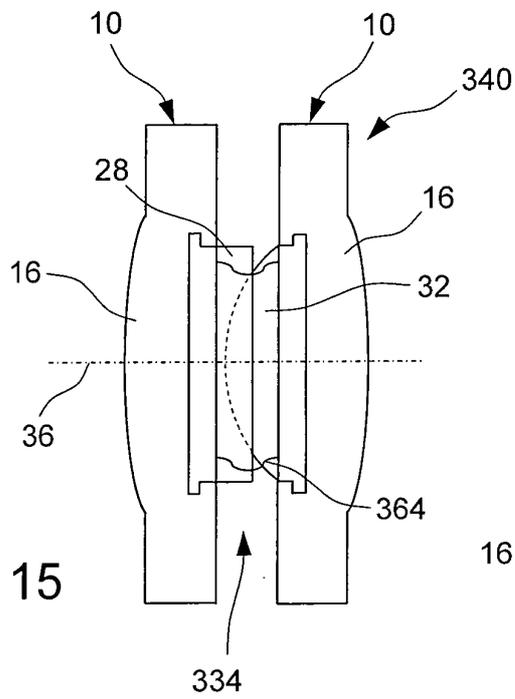


Fig. 15

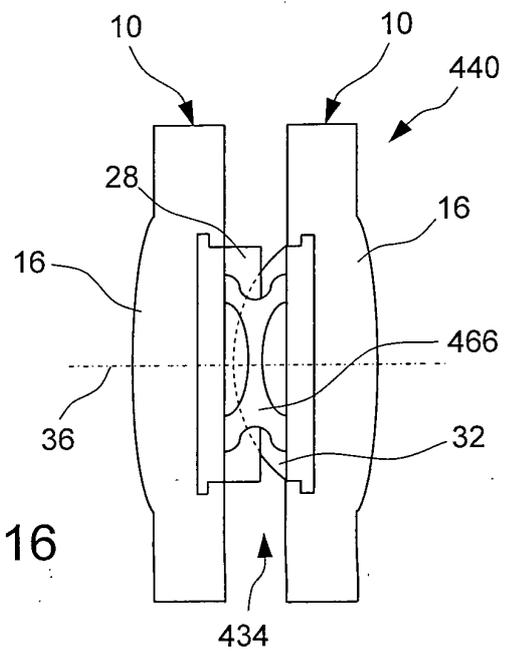


Fig. 16