



(10) **DE 20 2011 002 311 U1** 2012.03.29

(12)

Gebrauchsmusterschrift

(21) Aktenzeichen: **20 2011 002 311.7**

(22) Anmeldetag: **03.02.2011**

(47) Eintragungstag: **06.02.2012**

(43) Bekanntmachungstag im Patentblatt: **29.03.2012**

(51) Int Cl.: **G09B 23/32 (2006.01)**

A61B 19/00 (2006.01)

A61F 2/46 (2006.01)

(73) Name und Wohnsitz des Inhabers:

**zwo3vier GbR (vertretungs b. Gesell.: Stephan
Caspers, 51375 Leverkusen, Dr.med. Ulrich
Caspers, 51519 Odenthal), 51519, Odenthal, DE**

(56) Recherchenergebnisse nach § 7 Abs. 2 GebrMG:

GB	2 264 190	A
GB	2 204 175	A
GB	2 310 947	A
US	2007 / 0 166 670	A1
US	2009 / 0 075 244	A1
US	4 433 961	A

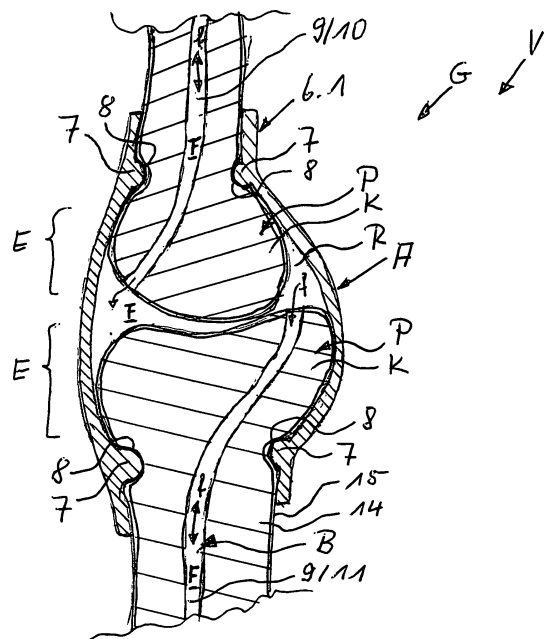
(74) Name und Wohnsitz des Vertreters:

**Patentanwälte Lippert, Stachow & Partner, 51427,
Bergisch Gladbach, DE**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation und Tibiaelement**

(57) Hauptanspruch: Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation mit einem künstlichen Gelenk (G), das zumindest zwei Gelenkpartner (P) mit Gelenkkraft übertragenden Gelenkköpfen (K) aufweist, dadurch gekennzeichnet, dass das Gelenk (G) einen Gelenkraum (R) aufweist, in den die Gelenkpartner (P) jeweils zumindest mit einem die Gelenkkraft übertragenden Endabschnitt (E) ihres Gelenkkopfes (K) hineinragen, der mit Fluid (F) und/oder gasförmigem Medium befüllbar ist und der nach außen hin mittels einer Abdichtungsvorrichtung (A) fluid- und/oder gasdicht abdichtbar ist.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation mit einem künstlichen Gelenk, das zumindest zwei Gelenkpartner mit Gelenkkraft übertragenden Gelenkköpfen aufweist. Die Erfindung betrifft ferner ein Tibiaelement.

[0002] Derartige Vorrichtungen dienen anstelle von teuren anatomischen Präparaten zur Simulation von arthroskopischen Eingriffen an menschlichen und/oder tierischen Gelenken. Derartige Eingriffe werden insbesondere bei mechanisch hochbelasteten Gelenken, wie das menschliche Kniegelenk, immer häufiger notwendig, wobei die hierzu Anlass gebenden Schädigungen des Gelenkes äußerst verschieden sind. Wesentlich hierzu ist, dass die Vorrichtung eine Simulation ermöglicht, bei dem das betreffende Gelenk, die erforderlichen Eingriffsabläufe und die bei dem Eingriff erforderlichen Bewegungen des Gelenkes möglichst realitätsnah trainiert werden können. Hierzu werden im Stand der Technik im Wesentlichen zwei unterschiedliche Wege verfolgt.

[0003] Zum einen werden, wie beispielsweise in der EP 1 038 286 B1 beschrieben, über Computersimulation auf einem Display elektronisch realistische bis naturgleiche Gelenke wiedergegeben, in die beispielsweise mittels elektronischer stiftartiger Taster und/oder Instrumentensensoren virtuell eingegriffen werden kann. Taster und/oder Instrumentensensoren können hierzu von einem Nutzer hindernisfrei und mit Kraftsensoren gekoppelt in einem tatsächlichen Raum („black box“) bewegt werden. Hiermit kann jedoch lediglich ein Eindruck von beim realen Eingriff tatsächlich Verhältnissen, insbesondere den wirksamen Kräften, gegeben werden. Somit ist es kaum möglich, die komplexen Vorgänge bei einer Arthroskopie realitätsnah zu üben. Auch zur virtuellen Darstellung bestimmter Bewegungsformen von Gelenken gibt es Vorschläge, wie beispielsweise in der DE 101 30 485 C2 beschrieben.

[0004] Zum anderen gibt es mechanische Gelenkmodelle, die in der Regel nur für bestimmte arthroskopische Anwendungen ausgelegt sind. In der GB 2 204 175 A wird beispielsweise ein künstliches menschliches Kniegelenk mit farbigen Gelenkpartnern und Bändern gezeigt.

[0005] Aufgabe der Erfindung ist, eine gattungsgemäße Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation bereitzustellen, mittels derer arthroskopische Eingriffe realitätsnah geübt werden können.

[0006] Die gestellte Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die Merkmale des Anspruchs 1 gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen werden in den Unteransprüchen beschrieben. Die gestellte Aufgabe wird bereits dadurch gelöst, dass das Gelenk einen Gelenkraum

aufweist, in den die Gelenkpartner jeweils zumindest mit einem die Gelenkkraft übertragenden Endbereich ihres Gelenkkopfes hineinragen, der mit Fluid und/oder einem gasförmigem Medium befüllbar ist und der nach außen hin mittels einer Abdichtungsvorrichtung fluid- und/oder gasdicht abdichtbar ist.

[0007] Mit dieser Maßnahme wird die Möglichkeit geschaffen, das künstliche Gelenk so zu präparieren, dass mittels der Vorrichtung Navigationsfähigkeit und arthroskopische Eingriffe im Gelenk unter üblichen Eingriffsbedingungen, d. h. unter Fluid- und/oder Gasbefüllung, geübt werden können. Das künstliche Gelenk kann als tierisches oder menschliches Gelenk ausgebildet sein.

[0008] Mit einer Fluidbefüllung kann sich, aufgrund eines anderen optischen Brechungsindex des Fluids im Vergleich zu einem gasförmigen Medium, ein anderes optisch Erscheinungsbild bei einer entsprechenden Bildübertragung aus dem Gelenk einstellen. Die erfindungsgemäße Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation ermöglicht ein entsprechendes Üben im Umgang mit derartigen Schwierigkeiten. Zudem treten mit der Befüllung von gasförmigem Medium und/oder Fluid bei einer klinischen Arthroskopie geänderte Bewegungsverhältnisse des Gelenkes auf, die ebenfalls mittels der erfindungsgemäßen Vorrichtung geübt werden können. Ferner entstehen beispielsweise bei Gelenkschädigungen bzw. bei Beseitigung derselben, wie beispielsweise bei einem beschädigten natürlichen Meniskus, lose schwimmende, absinkende oder schwebende Gewebeteile, die bei einem arthroskopischen Eingriff das Blickfeld trüben und/oder versperren können. Ein Umgang mit diesen Erscheinungen und/oder ein Absaugen oder Entfernen der Gewebeteile mittels einer Absaugung als Teil bzw. mittels eines Greifinstrumentes, wie Faszange, kann ebenfalls mittels der erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation geübt werden.

[0009] Vorteilhaft kann die Befüllung der erfindungsgemäßen Vorrichtung unter Überdruck erfolgen. Damit kann sich die Hülle Gelenkraum vergrößernd elastisch weiten oder aufblähen. Gelenk bzw. Gelenkraum können unter Überdruck geweitet oder aufgebläht werden. Mit der Befüllung können sich somit Änderungen geometrischer Verhältnisse bzw. Beabstandungen beispielsweise der Gelenkpartner und/oder weiterer Elemente des Gelenkes innerhalb desselben einstellen. Durch diese Maßnahme kann ein Operateur besser mit arthroskopischen Instrumenten, wie Tasthaken, Beißzange, Shaver und optischer Kamera, in dem Gelenkraum zwischen den Gelenkpartnern in einen Gelenkspalt und/oder zwischen Hülle und Gelenkpartnern operieren.

[0010] Die Abdichtungsvorrichtung kann zumindest eine schlauchartige flexible Hülle aufweisen. Die Hül-

le kann beidseitig dichtend an den Gelenkpartnern festlegbar ausgebildet sein. Die Hülle kann hinsichtlich ihrer Lage zum Gelenkraum so angeordnet sein, dass sie zumindest in etwa gleich einer Gelenkkapsel eines natürlichen Gelenkes positioniert ist. Damit kann der von der flexiblen Hülle begrenzte Gelenkraum zumindest etwa gleich einer Gelenkhöhle eines natürlichen Gelenkes sein. Vorteilhaft kann die Hülle werkstoffseitig insbesondere hinsichtlich Dichtigkeit, Flexibilität und/oder Festigkeit einer entsprechenden natürlichen Gelenkkapsel angepasst sein. Hierbei können auch zumindest lokal begrenzte Gewebelinien in der Hülle zur Erzeugung einer entsprechend lokal erhöhten Festigkeit vorgesehen sein. Vorzugsweise ist die innere Hülle bei einem als Kniegelenk ausgebildeten künstlichen Gelenk mit Femurelement und Tibiaelement an dem Femurelement lagefixiert. Hierbei kann sie, in Nachahmung der Gelenkkapsel eines anatomischen Kniegelenkes, als Gelenkraum eine entsprechenden Gelenkhöhle mit zum Beispiel oberer, innerer (medialer), seitlicher (lateraler), innerer hinterer (dorsomedialer) und/oder seitlich hinterer (dorsolateraler) Gelenktaschen (Rezessus) begrenzen.

[0011] Allgemein ist ein Verweis auf die Anatomie des entsprechenden zu imitierenden Teils des natürlichen Gelenkes so zu verstehen, dass die das Teil imitierende Elemente hinsichtlich einer topographischen Anatomie, d. h. hinsichtlich äußerer Form und/oder relativen Lage zueinander, und/oder einer inneren Anatomie, d. h. hinsichtlich einer Materialbeschaffenheit und/oder einem inneren Aufbau, an das zu imitierende Teil zumindest angenähert oder weitgehend angepasst sind.

[0012] Mittels der Hülle können auch pathologische Veränderungen einer Gelenkkapsel, wie Riss, randseitige Ablösung und/oder Oberflächenvergrößerung durch Zottenbildung (Synovitis), dargestellt und deren Beseitigung geübt werden.

[0013] Der Zugriff auf den Gelenkraum kann wie bei der klinischen Arthroskopie unter Durchdringung der Hülle an bestimmten Stellen bzw. Portalen erfolgen. Diese können zu Übungszwecken beispielsweise durch Umrandung markiert sein. Zu Übungszwecken können die Portale als feste vorzugsweise verschließbare Eingänge ausgebildet sein.

[0014] Vorteilhaft kann die Abdichtungsvorrichtung zwei schlauchartige flexible Hüllen aufweisen. Hierbei kann eine der Hüllen als innere Hülle dem Gelenkraum zugewandt angeordnet sein. Die andere kann als äußere Hülle vom Gelenkraum abgewandt angeordnet sein. Es können die innere Hülle und/oder die äußere Hülle jeweils beidseitig an den Gelenkpartnern dichtend festlegbar ausgelegt sein. Vorzugsweise übergreift die äußere Hülle vorzugsweise vollständig die innere Hülle. Hinsichtlich ih-

rer jeweiligen Lage zum Gelenkraum kann die innere Hülle zumindest in etwa gleich einer Gelenkkapsel eines dem künstlichen Gelenk entsprechenden natürlichen Gelenks und/oder die äußere Hülle zumindest in etwa gleich einer natürlichen Körperoberfläche positioniert sein. Es können die innere Hülle zumindest in etwa gleich einer Gelenkkapsel eines dem künstlichen Gelenk entsprechenden natürlichen Gelenks und/oder die äußere Hülle zumindest in etwa gleich einer natürlichen Körperoberfläche geformt und/oder dimensioniert sein. Der Gelenkraum kann zumindest etwa gleich einer Gelenkhöhle eines natürlichen Gelenkes positioniert und dimensioniert sein. Die äußere Hülle kann zumindest im Bereich des künstlichen Gelenks gleichzeitig die Außenseite der Vorrichtung bilden. Die innere Hülle und/oder äußere Hülle sind vorteilhaft austauschbar in der Vorrichtung angeordnet. Innere Hülle und äußere Hülle können einen Zwischenraum einschließen. Der Zwischenraum kann zur Imitation von Körpergewebe einen Füllstoff, wie ein Gel, insbesondere ein wässriges Gel, und/oder wie vorzugsweise kleine vorteilhaft kugelförmige Partikel aus einem vorzugsweise hydrophoben Werkstoff, insbesondere aus Styropor, aufweisen. Dieser Füllstoff ist vorzugsweise so ausgelegt, dass er einer Bewegung des künstlichen Gelenkes einen bestimmten mechanischen Widerstand entgegensetzt, der vorteilhaft zumindest etwa gleich dem durch umgebendes Gewebe erzeugten Widerstand bei einem natürlichen Gelenk ist.

[0015] Die Hüllen können Teil eines Sets zur Bestückung der erfindungsgemäßen Vorrichtung sein. Das Set kann eine Reihe von inneren und/oder äußeren Hüllen aufweisen, die jeweils unterschiedliche Größen und/oder Defekte zur Darstellungen pathologischer Veränderungen aufweisen können. Die Hüllen können in Nachahmung der Gelenkkapsel bzw. der Körperaußenseite angepasste Werkstoffe bzw. Werkstoffkombinationen aufweisen.

[0016] Zur Befüllung und zur Manipulation des Fluid und/oder gasförmigen Mediums kann eine vorzugsweise ventilgesteuerte oder -geregelte Befüllvorrichtung vorgesehen sein. Diese kann einen Eingang und Ausgang zum bzw. aus dem Gelenkraum und/oder zum bzw. aus einem Zwischenraum zwischen innerer Hülle und äußerer Hülle aufweisen. Eingang und/oder Ausgang können kanalartig in zumindest einem der Gelenkpartner eingebracht sein. Der Eingang und/oder der Ausgang können zumindest mit einer Hauptwegkomponente axial verlaufend in zumindest einem der Gelenkpartner angeordnet sein. Mittels Eingang und Ausgang kann eine Strömungsrichtung für das gasförmige Medium bzw. das Fluid festgelegt werden. Vorgesehen kann auch sein, dass die Strömungsrichtung geändert werden kann. Dieses kann auch im steten Wechsel geschehen.

[0017] Die Befüllvorrichtung kann eine Drucksteuerung oder -Regelung für einen Innendruck in dem Gelenkraum aufweisen. Die Befüllvorrichtung kann alternativ oder zusätzlich als Zugang eine arthroskopische einsetzbare Zuführung aufweisen. Die Befüllvorrichtung kann beispielsweise eine vorzugsweise von außen betätigbare Saugvorrichtung mit einem beweglichen Saugelement, wie Saugrüssel, zum Absaugen von Schwebeteilchen im Fluid aufweisen. Über die Druckregelung kann das Absaugen von Schwebeteilchen zumindest innerhalb eines bestimmten Toleranzbereiches ohne Druckverlust erfolgen, so dies ohne Auswirkung auf die Weitung des Gelenkraumes erfolgen kann. Zugang und Saugschlauch können arthroskopisch durch die innere Hülle in den Gelenkraum eingeführt werden. Beide können zu einer Einheit zusammengefasst sein. Über die Befüllung können auch pathologische Veränderungen von Gelenkflüssigkeit, beispielsweise hinsichtlich ihrer Menge und/oder ihrer Zusammensetzung, in dem Gelenkraum dargestellt werden.

[0018] Die Befüllung des Gelenkraumes kann so erfolgen, dass das Fluid und/oder das gasförmige Medium primär oder zumindest überwiegend in die innere Hülle eingeleitet wird. Damit kann sich diese unter Überdruck aufblähen. Ferner kann hierdurch der Gelenkraum gespült werden.

[0019] Zum arthroskopischen Eingriff in das künstliche Gelenk können die innere und/oder die äußere Hülle, wie bei einer Arthroskopie am natürlichen Gelenk, beispielsweise mittels eines Skalpells in einem kleinen Schnitt geöffnet werden. Mit Einführen des Arthroskops können die Schnittländer des Schnittes aufgrund der vorteilhaften Flexibilität der Hüllen zumindest etwa dichtend an dem Arthroskop anliegen.

[0020] Eine vorzugsweise endseitige Abdichtung der Hülle bzw. der Hüllen kann vorteilhaft einfach nach dem Nut-Feder-Prinzip erfolgen. Hierzu können die innere Hülle und/oder die äußere Hülle jeweils beidenseitig jeweils eine umfängliche Verdickung oder Wulst aufweisen, die dichtend jeweils in eine oder gemeinsam in eine zugeordnete an dem entsprechenden Gelenkpartner vorgesehene Nut eingreifen kann. Weniger zweckmäßig, aber möglich, können die Hüllen jeweils vorgesehene Nuten aufweisen, in die jeweils am Gelenkpartner vorgesehene insbesondere wulstartige Verdickungen eingreifen können. Das Eingreifen der Verdickung kann unter elastischer Aufweitung der jeweiligen Hülle erfolgen, sodass die Verdickungen jeweils unter Vorspannung in der zugeordneten Nut eingreifen können. Alternativ oder zusätzlich kann eine äußere Anpresskraft auf die Verdickung ausgeübt werden, mittels derer die Verdickung in die ihr zugeordnete Nut eingedrückt und/oder gehalten werden kann. Zur Erzeugung der äußeren Anpresskraft kann beispielsweise ein zusätzliches ringartiges oder hülsenarti-

ges Spannelement außenseitig über einen Bereich der Hülle mit der jeweiligen Wulst gespannt werden. Das Spannelement kann federelastisch und/oder mittels Verkürzung seiner Länge gespannt werden. Das Spannelement kann ein Gummiring oder -Hülse, ein Spanngurt oder ein Kabelbinder sein.

[0021] In einer alternativen Ausführung der Vorrichtung können zumindest die Gelenkköpfe der Gelenkpartner zumindest in etwa gleich der äußeren Anatomie der Gelenkpartner des dem künstlichen Gelenk entsprechenden natürlichen Gelenks ausgeformt sein. Hierbei können die Gelenkpartner, vorzugsweise lediglich der Gelenkkopf oder der Gelenkkopf mit einem angrenzenden Schaftabschnitt, von einem natürlichen Präparat abgeformt sein. Somit können die Gelenkpartner, der Gelenkkopf oder der Gelenkkopf mit einem angrenzenden Schaftabschnitt der Gelenkpartner entsprechend der Abformung exakt die Geometrien entsprechender Gelenkpartner natürlicher Gelenke aufweisen.

[0022] Allgemein können Knochenimitate der Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation aus Kunststoff, vorzugsweise Hartkunststoff, wie Hartschaum oder Gießharz, mit vorzugsweise mittlerer bis hoher Shore-Härte, gefertigt sein. Diese Maßnahme ermöglicht, dass an dem Knochenimitat auch Bohrungen oder Abtragungen, beispielsweise mittels Fräsens, realitätsnah geübt werden können. Es kann lediglich ein Kern des Knochenimitates aus Hartkunststoff gefertigt sein, der zur Imitation einer natürlichen Knorpelschicht über die Knochensubstanz mit einem weichen Kunststoff überzogen sein kann, der werkstofftechnisch zumindest ähnliche Eigenschaften, insbesondere Shore-Härten und Zähigkeiten wie der natürliche Knorpel aufweist. Sinnvoll sind gummiartige Werkstoffe oder Silikon.

[0023] Beispielsweise kann zumindest der Gelenkkopf aus Kunststoff mit vorzugsweise einer mittleren Shore-Härte, insbesondere aus Silikon, gefertigt sein. Die Shore-Härte kann beispielsweise 60 betragen. Die Knochenimitate können zur Imitation von Knorpelbereichen zumindest partiell mit Silikon überzogen sein. Zur Imitation für an dem Gelenkkopf anhaftende Teile, wie Menisken, die bei einem natürlichen Gelenk funktionsbedingt eine geringere Härte als der Gelenkkopf aufweisen, kann ein Kunststoff vorgesehen sein, der eine wesentlich geringere Shore-Härte, insbesondere eine Shore-Härte von etwa 15 bis 30, aufweisen kann.

[0024] Innere Hülle und äußere Hülle können aus einem flexiblen Kunststoff, insbesondere aus einem gummiartigen Werkstoff oder Silikon gefertigt sein. Hierbei wird eine geringe bis mittlere Shore-Härte von etwa 30 bis 50, vorzugsweise von zumindest etwa 40, als geeignet angesehen Außenhülle und/oder Innenhülle können insbesondere im Bereich von

Ventilen und/oder Zugängen, insbesondere in Bereichen eines Zuflusses und/oder Abflusses für das Fluid bzw. gasförmige Medium in den Gelenkraum, mehrlagig ausgeführt sein. Hierüber kann eine höhere Festigkeit erzielt werden. Zwischen den Lagen kann Schaummaterial eingearbeitet sein, um die Dichtigkeit der äußeren Hülle zu verbessern. Alternativ kommt eine Blendentechnik mit Hilfe von Silikonlamellen in Frage. Damit können die Hüllen so schmiegsam ausgebildet sein, dass sie alle erforderlichen Bewegungen des künstlichen Gelenks mit vollziehen können. Sind zwei Hüllen, die innere und die äußere Hülle, vorgesehen, so kann lediglich die äußere Hülle zumindest nahezu fluid- und gasdicht sein. Der flexible Kunststoff insbesondere der inneren Hülle kann zur Imitation von verstärkenden Strukturen bei natürlichen Gelenken, als Matrix zur Einlagerung von Faserstrukturen dienen. Diese Faserstrukturen können partiell an bestimmten Stellen eingelagert und/oder unterschiedlich kraftmechanisch wirksam ausgerichtet sein.

[0025] In einer alternativen Ausbildung der Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation kann zumindest bei einem der Gelenkpartner der Gelenkkopf oder der Gelenkkopf mit einem angrenzenden Schaftabschnitt zumindest etwa entsprechend der Anatomie als knochenartig ausgebildet sein. Es kann der Schaft oder derselbe mit einem an ihn angrenzender Bereich des Gelenkkopfes so ausgebildet sein, dass er auftretende Kräfte und Momente zumindest biomechanisch annähernd und anatomisch korrekt überträgt.

[0026] Alternativ kann die Vorrichtung modular aufgebaut sein. Dies hat den Vorteil, dass einerseits leicht einzelne Teile der Vorrichtung ausgetauscht werden können. Ferner kann die Vorrichtung als Simulationsapparatur beispielsweise zur Lagerung und/oder zum Transport zu bestimmten Trainingsorten leicht zerlegt und verstaut werden. Zu diesem modularen Aufbau können die Gelenkpartner als erste Module, die Meniskuselemente und/oder die Hüllen gerechnet werden.

[0027] Vorzugsweise können zumindest ein Endabschnitt des Gelenkkopfs mit Kraft übertragenden Gelenkflächen, der Gelenkkopf insgesamt, der Schaftabschnitt und/oder der Gelenkkopf mit Schaftabschnitt jeweils als separates Bauteil ausgebildet sein, das vorzugsweise austauschbar ist. Dies hat den Vorteil, dass gerade die Bereiche der Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation, die beispielsweise durch Abtragung und Bohrungen für weitere Eingriffe so unbrauchbar werden, als Verschleißteile in Form von Austauschteilen kostengünstig, leicht und Zeit sparend ausgewechselt werden können. Das Austauschbauteil kann somit Teil des modularen Aufbaues sein.

[0028] Das separate Bauteil kann an einer vorgesehenen ersten Basis des Gelenkpartners zumin-

dest axial verschiebungsfest und verdrehfest festlegbar sein. Vorzugsweise ist hierzu eine lösbare axiale Rastverbindung, insbesondere ein sogenannter Shuttle-Lock, vorgesehen. Die erste Basis kann somit Teil des modularen Aufbaus der Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation sein. Die erste Basis kann zur Simulation beispielsweise an einem Tisch oder einer Raumeswand jeweils als zweite Basis ortsfest festlegbar sein. Ein Gelenkpartner kann aus erster Basis und separates Bauteil aufgebaut sein. Das separate Bauteil kann vorzugsweise mittels einer Nut-Feder-Verbindung, insbesondere einer Schwalbenschwanzverbindung, an der ersten Basis festlegbar sein. Hierzu können sich Nut und Feder vorzugsweise senkrecht zu einer Längsrichtung des jeweils zugeordneten Gelenkpartners erstrecken. Somit kann das separate Bauteil mittels seitlichen oder bezüglich der Längsrichtung radialen Aufschiebens an der ersten Basis festgelegt werden. Vorzugsweise kann zusätzlich eine Verrastung von erster Basis und separatem Bauteil in einer bestimmten Position vorgesehen sein.

[0029] Zur Festlegung des separaten Bauteils an der ersten Basis kann beispielsweise ein Adapter vorgesehen sein. Dieser kann als Zwischenstück zwischen separatem Bauteil und erster Basis angeordnet sein. Hierbei kann das Bauteil beispielsweise über seitliches Aufschieben auf den Adapter an demselben festlegbar sein. Hierzu kann die oben beschriebene Nut-Feder-Verbindung bzw. Schwalbenschwanzverbindung zur Verbindung des separaten Bauteils mit dem Adapter vorgesehen sein. Der Adapter kann verdrehfest an der ersten Basis festlegbar sein. Hierzu kann der Adapter mittels einer axialen Steckverbindung stirnseitig festlegbar ausgebildet sein. Die Steckverbindung kann zwei radial beabstandete Steckstifte aufweisen. Zumindest einer der Steckstifte kann an dem Gelenkpartner verrasten. Vorzugsweise kann sich der Adapter in Einbaulage in Richtung zum separaten Bauteil hin verjüngen. Zur vereinfachten Herstellung kann der Adapter plattenartig ausgebildet sein.

[0030] Die Gelenkpartner können entsprechend denen des zu simulierenden natürlichen Gelenkes formkongruent zueinander ausgebildet sein. Die erfindungsgemäße Vorrichtung bietet dank der Austauschbarkeit der Gelenkpartner bzw. der separaten Bauteile durch Paarungen derselben die Möglichkeit, entsprechende Missbildungen in der Formkongruenz der Gelenkpartner darzustellen, mit denselben umzugehen bzw. deren zumindest teilweise Beseitigung zu üben.

[0031] Insbesondere dann, wenn das separate Bauteil lediglich den Endabschnitt des Gelenkkopfs mit den Kraft übertragenden Gelenkflächen oder den Gelenkkopf insgesamt umfasst, kann es vorteilhaft sein, dass die erste Basis in einem dem Gelenk zugewand-

ten Bereich bezüglich seiner radialen Erstreckung geringer dimensioniert als der zugeordnete Gelenkpartner des natürlichen Gelenkes ist. Damit kann ein entsprechend erweitertes Operationsfeld für den Benutzer geschaffen werden, in dem er leichter mit den einzusetzenden Werkzeugen hantieren kann. Hierbei kann der Bereich beispielsweise stab-, röhren- oder kegelstumpfförmig bzw. zumindest etwa gleich dimensioniert wie der Knochen im Bereich des zugeordneten natürlichen Gelenkpartners ausgebildet sein. Der Bereich kann einstückig an der ersten Basis angeordnet sein. Vorteilhaft kann der Adapter wie der dem Gelenk zugewandten Bereich der ersten Basis ausgebildet sein. Dies hat den Vorteil, dass, die Herstellung vereinfachend, die erste Basis beispielsweise zumindest etwa gleich der äußeren Form des entsprechenden natürlichen Gelenkpartners hergestellt werden kann. Zudem können über den Adapter beispielsweise das Operationsfeld und/oder eine Länge des zugeordneten künstlichen Gelenkpartners eingestellt werden.

[0032] Die erste Basis kann zumindest etwa entsprechend der natürlichen Form des jeweiligen Gelenkpartners ausgebildet sein. Beispielsweise bei dem als Kniegelenk ausgebildeten künstlichen Gelenk kann die erste Basis bei dem Tibiaelement als Gelenkpartner den an das separate Bauteil anschließenden Teil des Unterschenkels bis zum Sprunggelenk oder darüber hinaus zumindest Teile des Fußes vorzugsweise entsprechend ihrer äußeren geometrischen Formen umfassen. Der Fuß kann steif, insbesondere einstückig, oder eventuell gelenkig mit dem Unterschenkel verbunden sein. Entsprechend kann die erste Basis bei dem Femurelement zumindest den an das Bauteil anschließenden Teil des Oberschenkels umfassen. Vorzugsweise ist das Gewicht des jeweiligen Gelenkpartners bez. des Unterschenkels eventuell mit Fuß und des Oberschenkels so ausgelegt, dass es zumindest in etwa dem Gewicht eines zugeordneten natürlichen Gelenkpartners gleicht. All diese Maßnahmen ermöglichen, dass ein Benutzer der erfindungsgemäßen Vorrichtung beim Training ein Gefühl für realistische Dimensionen und Gewichte der Gelenkpartner vermittelt bekommt und lernen kann, damit zurechtzukommen.

[0033] Es versteht sich, dass mittels der erfindungsgemäßen Vorrichtung bei beispielsweise symmetrischen Gelenken diese jeweils entsprechend dargestellt werden können. Es kann beispielsweise die Arthroskopie an einem rechten und an einem linken Kniegelenk simuliert werden.

[0034] In einer besonderen Ausbildung der Vorrichtung ist das künstliche Gelenk als Kniegelenk mit einem Femurelement und mit Meniskuselemente ausweisendem Tibiaelement als Gelenkpartner ausgelegt. Hierbei können die Meniskuselemente des künstlichen Gelenkes in vorteilhafter Realitäts-

nähe zu einem natürlichen Kniegelenk lediglich in bestimmten Festlegungsbereichen an einem Tibiaelement festgelegt sein. Die Festlegungsbereiche sind vorzugsweise so ausgewählt, dass sie zumindest in etwa den Festlegungsbereichen natürlicher Menisken eines natürlichen Kniegelenkes entsprechen. Damit können die Meniskuselemente über den Tibiagelenkkopf verlaufend angeordnet sein und, begrenzt durch die Festlegungsbereiche, mit dem Tibiagelenkkopf Taschen ausbilden, die, wie bei einem natürlichen Gelenk, beim arthroskopischen Eingriff instrumentell erreichbar sind. Damit kann auch die Unterseite der Meniskuselemente untersucht werden. Das Femurelement kann einen Femurgelenkkopf aufweisen.

[0035] Vorteilhaft können die Härten der verwendeten technischen Werkstoffe zumindest ähnlich denen der natürlichen Werkstoffe sein. Beim natürlichen Tibiakopf sind bezüglich der Werkstoffe im Wesentlichen drei Bereiche zu unterscheiden: Knochensubstanz, Knochenknorpel bzw. Knochenhaut sowie Menisken. Die natürlichen Menisken sind in ihrer Härte zwischen denen der harten Knochensubstanz und des weicheren Gelenknorpel bzw. Knochenhaut angesiedelt. Dies kann technisch mittels entsprechender Kunststoffe dargestellt werden. Es ist, wie oben angemerkt, vorteilhaft, als Werkstoff ein Silikon mit mittlerer Shore-Härte von beispielsweise etwa 15 bis 25 als Werkstoff zu verwenden. Die Meniskuselemente für das künstliche Gelenk können beispielsweise mittels mechanischer Verfahren, wie Festklemmen oder Festnähen, und/oder chemischer Verfahren, wie Kleben oder mittels chemischer Verbindungen, insbesondere Brückenverbindungen, mit dem Tibiaelement verbunden werden. Das Tibiaelement und/oder das Femurelement können zur Nachahmung einer Knochensubstanz aus Hartkunststoff gefertigt sein. Damit können an dem künstlichen Knochen praxisnah übliche Bohrungen, beispielsweise zum Festlegen eines abgerissenen Bandes oder Sehne, und/oder Abfräsungen von Knochensubstanz geübt werden. Zur Vereinfachung der Vorrichtung kann vorgesehen sein, dass der Tibiakopf aus einem Kunststoff, insbesondere Silikon, mittlerer Shore-Härte von 50 bis 70 gefertigt ist. Auf die technische Imitation des natürlichen Gelenknorpel bzw. der natürlichen Knochenhaut kann in vielen Anwendungen verzichtet werden.

[0036] In bevorzugten Ausbildungen können das Tibiaelement und/oder das Femurelement zumindest an den Gelenkflächen mit einem weicheren Kunststoff oder Gummi, insbesondere mit Silikon überzogen werden. Dieser Überzug dient unter anderem zur Imitation einer Knorpelschicht über der harten Knochensubstanz bei einem natürlichen Gelenk. Dieser Überzug kann entsprechend der natürlichen Knorpelschicht eine ortsabhängige Schichtdicke aufweisen. Vorteilhaft können die ebenfalls aus Silikon herge-

stellten Meniskuselemente vor dem Aushärten der Silikone gegen den Tibiagelenkkopf so anliegend positioniert werden, dass sich in den Festlegungsbereichen mit dem Aushärten der Silikone zwischen Meniskuselemente und Gelenkkopf in einer Art Vulkanisationsprozess feste chemische Verbindungen ausbilden können. Da produktionstechnisch einfacher, kann das Tibiselement bzw. das Austauschbauteil aus Silikon mit einer bevorzugten Shore-Härte von etwa 60 gefertigt sein, auf welches die Meniskuselemente mit geringerer Shore-Härte aufgebracht sind.

[0037] Werkstoffseitig können die Meniskuselemente in dem Kunststoff bzw. Silikon als Matrix eingelagerte Faserstrukturen zur Imitation kollagener Fasern natürlicher Menisken aufweisen. Die Meniskuselemente können ein spezifisches Gewicht aufweisen, das größer oder gleich des spezifischen Gewichtes eines zur Befüllung des Gelenkraumes vorgesehenen Fluids ist. Damit soll ein Aufschwimmen abgetrennter Teile der Meniskuselemente beim Training vermieden werden, sodass diese Teile in dem verwendeten Fluid schwebend schwimmen oder in demselben absinken.

[0038] Die Meniskuselemente können zu Trainingszwecken vorgefertigt verschiedene Missbildungen und/oder krankhafte Veränderungen, beispielsweise diverse Rissformen, aufweisen.

[0039] Für die Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation kann ein Set bereitgestellt werden, das, jeweils als Austauschbauteil, zumindest zwei oder mehrere gleich und/oder unterschiedlich dimensionierte Bauteile und/oder Bauteile mit unnatürlichen Formen zur Simulation einer Schädigung und/oder Missbildung aufweist. Die darzustellende Schädigung und/oder Missbildung kann letztlich jeden Teil des Gelenkes betreffen. Vorteilhaft wegen seiner Häufigkeit können die darzustellende Schädigung und/oder Missbildung die Menisken betreffen.

[0040] Bei einer alternativen Ausführungsform der Vorrichtung können Funktionselemente vorgesehen sein, die bei dem künstlichen Gelenk als Ersatz für Gelenk- und/oder Kapselbänder bzw. Sehnen eines anatomischen Gelenks und/oder das anatomische Gelenk über- und/oder umspannende Sehnen und/oder Bänder dienen. Bei natürlichen Gelenken verbinden Gelenk- oder Kapselbänder die Gelenkpartner bzw. Sehnen und Muskeln, die kraftwirksam auf das Gelenk einwirken. Die Funktionselemente können entsprechend der Anatomie und/oder entsprechend ihrer kraftmechanischen Wirkung auf das anatomische Gelenk vorzugsweise an den Gelenkpartnern des künstlichen Gelenkes festlegbar ausgebildet sein. Die Funktionselemente können jeweils werkstoffseitig der zugeordneten natürlichen Sehne oder Bandes zumindest in etwa angepasst sein. Als Ersatz für Kräfte, die von Gewebe und/oder Muskeln

auf ein anatomisches Gelenk ausgeübt werden, kann als Teil einer Federvorrichtung zumindest ein Federelement vorgesehen sein, das entsprechend kraftmechanisch auf das Gelenk einwirken kann. Vorzugsweise ist die Federkraft hinsichtlich Betrag, Richtung und/oder Angriffspunkt bzw. Angriffspunkte einstellbar. Hierdurch können beispielsweise ein natürlicher Anpressdruck der Patella auf das Gelenk, bei einem Kniegelenk auf dem Femur, sowie pathologische Änderungen, beispielsweise hinsichtlich Kraftangriffspunkt und/oder Anpressdruck der Patella, simuliert werden. Mittels der Funktionselemente können auch jegliche pathologische und/oder durch Unfälle hervorgerufenen Abweichungen von anatomisch normalen Ausbildungen, Anordnungen und/oder Funktionen der Gelenk- und/oder Kapselbänder bzw. Sehnen eines anatomischen Gelenks und/oder das anatomische Gelenk über- und/oder umspannende Sehnen und/oder Bänder imitiert und an diesen arthroskopische Untersuchungen und/oder Eingriffe geübt werden.

[0041] In einer weiteren alternativen Ausführungsform kann die Vorrichtung einen Rahmen mit einer Führung und/oder Aufnahme zur Führung und/oder Festlegung von Funktionselementen vorgesehen sein. Ein derartiger Rahmen kann ein zusätzliches Bauteil des künstlichen Gelenkes sein, das nicht Teil des anatomischen Gelenkes ist. Mittels des Rahmens können beispielsweise zumindest einige der Funktionselemente anstatt oder zusätzlich an einem der Gelenkpartner an einer Seite oder Endbereich aufgenommen werden. Damit kann der eine Gelenkpartner frei von verbindenden Funktionselementen in dem künstlichen Gelenk angeordnet sein, so dass an dieser Stelle leichter eine Lösung des Gelenkes erfolgen kann. Damit kann der eine Gelenkpartner als erstes Modul leicht der Vorrichtung entnommen werden. Der Rahmen kann eine etwa hohlzylindrische Form mit einem Innenraum zur Aufnahme des einen Gelenkpartners aufweisen. Hierbei kann die Innenkontur des Rahmens der Außenkontur des einen Gelenkpartners im Bereich des Rahmens angepasst sein. vorzugsweise ist die Innenkontur von einem anatomisch nachgebildet bzw. von einem natürlichen Präparat abgeformt.

[0042] Vorzugsweise ist der Rahmen so mit dem einen Gelenkpartner verbunden, dass dieser Gelenkpartner mit Lösung der Verbindung in einer von dem anderen Gelenkpartner wegweisenden Richtung von dem Rahmen abgezogen werden kann. Vorzugsweise sind Rahmen und Gelenkpartner so ausgebildet, dass sie bezüglich einer Relativbewegung in eine Verbindungsposition hinein bzw. aus derselben heraus keine Hinterschneidungen aufweisen. Der Rahmen kann als Mitnehmer für den einen Gelenkpartner dienen, indem er, vorzugsweise mittels der an ihm festgelegten Funktionselemente gegen den anderen Gelenkpartner bewegt werden kann. Damit kann der

Rahmen für einen Gelenkzusammenhang sorgen. Vorzugsweise ist der Rahmen umfänglich zum Gelenk angeordnet.

[0043] Alternativ oder zusätzlich kann der Rahmen an dem einen Gelenkpartner festgelegt sein. Zu seiner Festlegung kann ein längliches Verbindungselement, wie Schraubstange oder eine mittels Splint gesicherte Stange, radial zum Gelenkpartner durch eine durch den einen Gelenkpartner und den Rahmen geführte Bohrung geführt angeordnet sein. Damit kann über den an dem einen Gelenkpartner festgelegten Rahmen und über die an ihm und an dem anderen Gelenkpartner festgelegten Funktionselemente eine form- und/oder kraftschlüssige Verbindung zwischen den Gelenkpartnern hergestellt werden. Hierdurch können die Gelenkpartner relativ zueinander über einen Gelenkspalt anliegen oder beabstandet positioniert werden. Der Gelenkspalt kann mittels der Festlegung der Funktionselemente an dem Rahmen einstellbar sein. Mittels Einstellung der wirksamen Länge eines Funktionselementes oder Längen mehrerer Funktionselemente können anatomische Variationen, krankhafte und/oder missgebildete Änderungen in diesem Kraftfluss zwischen den Gelenkpartnern sowie symmetrische oder asymmetrische Beabstandung und/oder Anliegen der Gelenkpartner simuliert werden. Bei einem künstlichen Gelenk als Kniegelenk mit Tibiaelement und Femurelement und bei Festlegung des Rahmens an dem Tibiaelement kann das Tibiaelement beispielsweise zum Austauschen seines Austauschbauteils aus dem Rahmen heraus vom Kniegelenk abgezogen werden.

[0044] Der Rahmen kann vorzugsweise an dem einen Gelenkpartner vorzugsweise austauschbar festlegbar sein. Der an dem einen Gelenkpartner festgelegte Rahmen kann hierbei so positioniert sein, dass er zumindest die Gelenkflächen dieses Gelenkpartners freilässt, indem diese den Rahmen in Richtung zu dem anderen Gelenkpartner hin vorzugsweise überragen.

[0045] Der Rahmen kann beispielsweise zumindest abschnittsweise als Stab- oder Gitterbauteil ausgeführt sein. Vorzugsweise weist der Rahmen eine hohlzylindrische Wandung mit Vorkehrungen, wie Aufnahmen, Öffnungen und/oder Führungen, für die Funktionselemente auf. Mittels der am Rahmen vorgesehenen Vorkehrungen können die Funktionselemente zumindest in etwa anatomisch korrekt über das Gelenk geführt angeordnet sein und vorteilhaft auf eine bestimmte kraftmechanisch wirksame Länge eingestellt werden. Damit kann eine Arthroskopiesimulation noch realitätsnäher durchgeführt werden.

[0046] Der Rahmen kann zwischen äußerer Hülle und innerer Hülle angeordnet sein. Er kann die innere Hülle insbesondere an ihrer Verdickung oder Wulst dichtend zumindest gegen einen der beiden Gelenk-

partner pressen. An dem Rahmen können als Portale ausgebildete Durchgangsöffnungen vorgesehen sein, die bestimmte Eingriffsfelder zum arthroskopischen Eingriff in das künstliche Gelenk vom Rahmen unverdeckt halten. Dies ist insbesondere dann von Vorteil, wenn der Rahmen die innere Hülle zu ihrer Halterung und Abdichtung beidseitig gegen die Gelenkpartner presst und hierzu die innere Hülle axial übergreift. Beispielsweise können für übende Eingriffe an Meniskenelemente eines künstlichen Kniegelenkes Öffnungen in Einbaulage in Höhe Menisken vorgesehen sein, die arthroskopische Beobachtung und Bewegungsfreiheit zur Handhabung arthroskopische oder chirurgische Geräte, wie beispielsweise zum Festnähen defekter Meniskusteile, ermöglichen.

[0047] Mit der Festlegung des jeweiligen Funktionselements ist eine zum künstlichen Gelenk kraftmechanisch wirksame Länge festlegbar. Diese Länge kann über ihre Festlegung am Rahmen und/oder an dem einen Gelenkpartner eingestellt werden. Die wirksame Länge der Funktionselemente kann einzelnen, in Gruppen oder in ihrer Gesamtheit einstellbar sein. Mittels der am Rahmen vorgesehenen Vorkehrungen können die Funktionselemente zumindest in etwa anatomisch korrekt über das Gelenk geführt angeordnet sein, sodass hierüber eine Arthroskopiesimulation noch realitätsnäher durchgeführt werden kann.

[0048] Einzelne oder alle Funktionselemente können modular als einzelne Bauteile ausgeführt sein. Diese können jeweils beispielsweise von geeigneter vorgefertigter Meterware in Form von Bändern, Seilen und dergleichen, auf eine erforderliche Länge abgelängt werden. Die Funktionselemente können beispielweise über Klemm- oder Quetschverbindungen an dem Rahmen lagefixiert sein. Hierzu kann die Quetschverbindung eine Hülse für runde Funktionselemente oder einen flachen, vorzugsweise innenseitig bewehrten Führungskanal für flache Funktionselemente aufweisen, in die bzw. in den zum Einklemmen des jeweiligen Funktionselementes jeweils zumindest eine Schraube oder ein Exzenter seitlich eindrehbar ist. Damit ist eine stufenlose Einstellung der kraftmechanisch wirksamen Länge des jeweiligen Funktionselementes möglich.

[0049] Beispielsweise bei der Ausbildung des künstlichen Gelenkes als Kniegelenk mit Femurelement und Tibiaelement als Gelenkpartner, kann das künstliche Gelenk als Funktionselemente vorderes und hinteres Kreuzbandelement, Patellasehnenelement bzw. Quadrizepssehnenelement mit dazwischen angeordnetem Kniescheiben- oder Patellaelement, mediales und laterales Seitenbandelement und/oder Popliteussehnenelement aufweisen. Diese Funktionselemente können jeweils mit einem ersten Endbereich an dem Tibiaelement oder dem Femurelement festgelegt und mit einem zweiten Endbereich an dem

Rahmen festlegbar sein. Die Festlegung an Rahmen und Femurelement kann vorzugsweise so erfolgen, dass die durch die Funktionselemente übertragenen Kräfte hinsichtlich Betrag und/oder Richtung zumindest etwa gleich denen bei einem entsprechenden anatomischen Gelenk sind. Damit kann der Tibiagelenkkopf (oder der Femurgelenkkopf) zumindest bezüglich seiner Gelenkflächen frei zugänglich so angeordnet sein, dass beispielsweise Meniskuseingriffe frei zugänglich überbar sind. Es versteht sich, dass in Umkehrung der Anordnung der Rahmen an dem Femurgelenkkopf festgelegt sein kann.

[0050] Vorderes Kreuzbandelement und/oder hinteres Kreuzbandelement können ähnlich der Anatomie als rundliches Band ausgebildet und beispielsweise aus einem synthetisches festem bis hochfestem Seil gefertigt sein, das beispielsweise Karbonfaser aufweisen kann. Der Durchmesser kann beispielsweise jeweils 8–10 mm betragen. Sie können so an Rahmen und Tibiaelement festgelegt sein, dass eine funktionelle Anatomie dynamisch im Bewegungsbereich von Extension bis Flexion gewährleistet ist. Hinsichtlich des vorderen Kreuzbandes kann ein funktionelles Gelenkspiel bei Valgusstress und hinsichtlich einer anterioren Stabilität simuliert bzw. eingestellt werden. Hinsichtlich des hinteren Kreuzbandes kann ein funktionelles Gelenkspiel bei Valgus- und Varusstress und hinsichtlich einer dorsalen Stabilität geübt werden.

[0051] Der zweite Endbereich des vorderen Kreuzbandes bzw. des hinteren Kreuzbandes kann am Rahmen in einem jeweils zugeordneten Führungskanal hindurchgeführt und verstellbar lagefixiert sein. Mit der Einstellung der wirksamen Länge des vorderen Kreuzbandelementes und/oder hinteren Kreuzbandelementes kann beispielsweise zu Trainingszwecken eine vordere und/oder hintere Kreuzbandinsuffizienz dargestellt werden. Ferner kann hierüber eine definierte Gelenkspaltbreite eingestellt werden, über den die Gelenkpartner an ihren Gelenkköpfen anliegen bzw. beabstandet sind.

[0052] Mediales Seitenbandelement und/oder laterales Seitenbandelement können in Anpassung an anatomische Seitenbänder jeweils als flaches Band aus vorteilhaft zugfestem, vorzugsweise synthetischem Werkstoff, wie der zum Beispiel eines Rolladenbands, ausgebildet sein. Der erste Endbereich des medialen Seitenbandelementes kann an der medialen Seite eines medialen Femurkondylus des Femurelementes so angeordnet sein, dass die funktionelle Anatomie sowohl in Extension als auch in Flexion gewährleistet ist und das funktionelle Gelenkspiel bei Valgusstress mittels der Vorrichtung geübt werden kann. Der erste Endbereich des lateralen Seitenbandelementes kann an einer lateralen Seite eines lateralen Femurkondylus des Femurelementes so platziert sein, dass die funktionelle Anatomie so-

wohl in Extension als auch in Flexion gewährleistet ist, und das funktionelle Gelenkspiel bei Varusstress [auch der Vierer-Position] mittels der Vorrichtung geübt werden kann. Der zweite Endbereich des medialen Seitenbandelementes und/oder des lateralen Seitenbandes kann jeweils in einem zugehörigen flachen Führungskanal im Rahmen festlegbar angeordnet sein. Beide Seitenbandelemente können den Rahmen am Femurelement lagefixieren und/oder ein mediales bzw. laterales Aufklappen desselben unterbinden.

[0053] Das Popliteussehnenelement kann ähnlich der Anatomie als rundliches Band ausgebildet sein. Der erste Endbereich des Popliteussehnenelement kann ähnlich der Anatomie an lateraler Seite des lateralen Femurkondylus so angeordnet sein, dass die funktionelle Anatomie sowohl in Extension als auch in Flexion gewährleistet ist und das funktionelle Gelenkspiel bei Varusstress [Vierer-Position] mittels der Vorrichtung geübt werden kann. Der zweite Endbereich des Popliteussehnenelements kann vorzugsweise in einer Gewindehülse in einem zugehörigen Führungskanal an dem Rahmen fixiert sein. Die Befestigung des ersten Endbereiches des Popliteussehnenelements kann in der Nähe der Befestigung des lateralen Seitenbandelementes am Femurkondylus erfolgen.

[0054] Das Patellasehnenelement und/oder das Quadrizepssehnelement können ebenfalls aus einem oben näher beschriebenen Bandmaterial abgelängt sein. Die oben erwähnte Federvorrichtung kann zur Simulation einer natürlich vorhandenen Zugkraft auf die natürliche Quadrizepssehne auf das Quadrizepssehnelement einwirken. Die Federvorrichtung kann ein Zugfederelement aufweisen, das vorzugsweise unmittelbar die Quadrizepssehnelement spannt. Der Zugmechanismus kann innerhalb der äußeren Hülle ventral des Gelenkkopfes des Femurelementes angeordnet und/oder kraftwirksam sein.

[0055] Damit kann vorteilhaft eine bestimmte Vorspannung des Gelenkes in hängender Position eines der Gelenkpartner, d. h., bei einem als Kniegelenk ausgebildeten künstlichen Gelenkes, in gebeugter Position des Kniegelenkes, erzeugt werden. Ferner kann bei passiver Extension des Trainers eine bestimmte Anspannung des Streckapparates simuliert werden. Die Zugkraft kann vorteilhaft so eingestellt werden, dass keine Hyperkompression der Patella entsteht. Damit kann eine leichte Passage mit Tasthaken und/oder Arthroskop zwischen femoralem Gleitlager und Patella ermöglicht werden. Diese Zugkraft kann beispielsweise zur Darstellung eines pathologischen Zustandes des Streckapparates und/oder des Patellasehnenelements und/oder des Quadrizepssehnelements einstellbar sein.

[0056] Die Sehnenelemente können jeweils aus einem hartelastischen Bandmaterial gefertigt sein. In einem vereinfachten Aufbau können Patellasehnenelement und Quadrizepssehnenelement aus einem Band gefertigt sein. An dem Band kann das Patellaelement dorsal, d. h. an der zum Gelenkraum hinweisenden Seite des Bandes in anatomisch korrekter Lage oder, zur Simulation pathologischer Veränderungen, aus der anatomisch korrekten Lage verschoben, festlegbar sein. Eine Festlegung kann rein mechanisch erfolgen. Konstruktiv unaufwendig kann eine Schraube durch das Band geführt in das Patellaelement eingeschraubt sein. Zwischen Band und Patellaelement kann die innere Hülle angeordnet sein. Mittels der Verbindung von Band und Patellaelement kann zugleich die innere Hülle an dem Patellaelement lagefixiert bzw. festgeklemmt werden.

[0057] Die Kniescheibe oder Patella kann zumindest etwa entsprechend der Anatomie ausgebildet sein. Die Patella dient in der Natur als an dem Kniegelenk Kraft umlenkendes Gleitbauteil ("Hypomochlion des Streckapparates"). Mittels derselben werden Kräfte der Muskulatur, des Streckapparates, von dem Oberschenkel auf den Unterschenkel übertragen, wobei die Patella zum Femurgelenkkopf gleitverschieblich angeordnet ist. Die Patella ist zur Reibungsminde rung an ihrer Gleitfläche anatomisch von einem glatten, durchscheinenden (hyalinen) Knorpelgewebe überzogen, das bei der Vorrichtung beispielsweise mittels einer entsprechend glatten Kappe aus einem Kunststoff imitiert werden kann. Der Kunststoff kann vorteilhaft eine ähnlich Härte und Festigkeit wie die Knorpelschicht aufweisen. Der Kunststoff kann ein gummiartiger Werkstoff oder Silikon sein. Der Kunststoff kann gleich dem Kunststoff sein, der zur Imitation von Knorpelgewebe beim Knochen bei den Gelenkpartnern eingesetzt wird. Die Silikonkappe kann unter elastischer Ausweitung über einen Kern aus Hartkunststoff, wie Hartschaum oder Gießharz als Imitat für einen anatomisch knöchernen Kern der Patella vorzugsweise austauschbar gezogen und unter Vorspannung an dem Kern festgelegt werden. Die Silikonkappe kann mit einer Art Ringwulst um den Kern gestülpt sein. Die Silikonkappe kann austauschbar sein. Auch hier können zur Simulation vorgefertigte Defekte und/oder Missbildungen an der Silikonkappe vorgesehen sein. Dank der Verwendung von Hartkunststoff können auch hier Bohrungen und Abtragungen, insbesondere Abfräsungen geübt werden.

[0058] An der Innenseite der inneren Hülle kann in einem ventralen, d. h. bezüglich des Knies vorderen Bereich des Gelenkraums als Ersatz für einen bei einem anatomischen Kniegelenk natürlich vorhandenen sogenannten Hoffaschen Fettkörper ein Imitat angeordnet sein. Der Hoffasche Fettkörper kann bei einer klinischen Arthroskopie sehr leicht den Zugang zum Inneren des Kniegelenkes behindern und kann sich Sicht behindernd immer wieder in das op-

tische Sichtfeld des Operateurs drängen. Mit Anordnung dieses Imitates an anatomisch korrekter Stelle im Kniegelenk kann mittels der Vorrichtung auch diese Schwierigkeit bei der Arthroskopie geübt werden. Als möglicher Werkstoff kann poröser Kunststoff, insbesondere Schaumstoff, dienen. Das Imitat ist vorzugsweise austauschbar.

[0059] In einer alternativen Ausbildung der Vorrichtung kann, abweichend von der Anatomie eines natürlichen Gelenkes, eine Kompensationsvorrichtung zur Kompensation von Kräften und Kraftmomenten, die bei einem entsprechenden natürlichen Gelenk auf das Gelenk wirken und nicht unmittelbar über Gelenk- und/oder Kapselbänder bzw. Sehnen eines anatomischen Gelenkes übertragen werden, vorgesehen sein. Diese Kräfte und Kraftmomente können beispielsweise über das natürliche Gelenk übergreifende Muskulatur bzw. zu Muskeln führenden Sehnen oder allgemein das natürliche Gelenk umgebende Gewebe hervorgerufen werden, die sich insbesondere in einer Bewegungshemmung und/oder Bewegungsbegrenzung bemerkbar machen können. Hierdurch kann beispielsweise eine Überstreckung eines natürlichen Gelenkes unterbunden werden. Diese Krafteinwirkungen auf das natürliche Gelenk zu simulieren, ist für ein realitätsnahes Üben der Arthroskopie sehr sinnvoll. Einzelne oder mehrere, eventuell kraftmechanisch miteinander verbundene Funktionselemente können diese Kräfte vorzugsweise summarisch simulieren. Ein einzelnes Funktionselement kann über einen bestimmten Bewegungsbereich des künstlichen Gelenkes Kräfte mit weichelastischem und/oder hartelastischem Anteilen übertragen, wobei zumindest ein Kraftangriffspunkt des Funktionselement vorzugsweise entfernt zu den Gelenkflächen an einem der Gelenkpartner angeordnet ist. Der weichelastische Anteil kann beispielsweise mittels Feder elemente simuliert werden. Der hartelastische Anteil kann konstruktiv einfach über entsprechend hartelastische Bänder, wie Rollladenband, simuliert werden.

[0060] Anatomisch werden Gelenke in ihrem Bewegungsumfang auch durch übergreifende Muskulatur und/oder Sehnen begrenzt. Eine einfache technische Darstellung zur Simulation dieser Bewegungsbegrenzung wäre beispielsweise mittels entsprechender Anschläge möglich. Alternativ können als Funktionselemente zusätzliche Verbindungselemente zwischen den Gelenkpartnern vorgesehen sein. Diese können, eventuell federbelastet, eine bestimmte funktionelle Länge aufweisen, die erst zumindest etwa einem bestimmten Flexionswinkel und/oder Drehwinkel wirksam wird. Hierzu kann das Verbindungselement beispielsweise als Bandedelement ausgebildet sein, das sich mit einem bestimmten Flexionswinkel und/oder Drehwinkel Kraft übertragend und Bewegung hemmend spannt. Das Bandedelement kann von einem Bandmaterial, wie Rollladenband, abgelängt sein. Ist beispielsweise das künstliche Gelenk

zur Simulation eines natürlichen Kniegelenkes ausgelegt, so kann bei dem simulierten Kniegelenk zusätzlich ein Längsbandelement als Bandelement vorgesehen sein, das zur Simulation der hinteren Oberschenkel- und/oder Unterschenkelmuskulatur als hinteres Längsbandelement dorsal über das Kniegelenk hinweg verlaufen kann.. Mittels des zusätzlichen hinteren Längsbandelements kann einerseits eine „normale“ Streckung der Kniegelenkes simuliert werden, d. h. eine Überstreckung desselben verhindert werden. Das hintere Längsbandelement kann mit seinem ersten Endbereich an der Rückseite oder dorsalen Seite des Femurgelenkkopfes und mit seinem zweiten Endbereich an der Rückseite oder dorsalen Seite des Tibiagelenkkopfs festgelegt werden. Ist ein Rahmen vorgesehen, so kann es mit seinem ersten Endbereich an der Rückseite oder dorsalen Seite des Femurgelenkkopfes und mit seinem zweiten Endbereich an distal-dorsal an der Außenseite des Rahmens in Höhe des Tibiagelenkkopfs befestigbar sein. Vorzugsweise ist das hintere Längsbandelement hinsichtlich seiner kraftmechanisch wirksamen Länge einstellbar. Vorzugsweise ist das hintere Längsbandelement zugstabil vorzugsweise bis etwa 30 kp sowie vorteilhaft hartelastisch, d. h. kaum oder wenig dehnbar, ausgebildet. Es kann eine flache Form aufweisen. Die kraftmechanisch wirksame Länge kann für den Normalfall so bemessen sein, dass das Kniegelenk maximal bis um 180° bzw. gemäß einer sogenannten Neutral-Null-Methode maximal bis um 0° gestreckt werden kann. Zur klinischen Untersuchung einer Überstreckung oder eingeschränkten Streckung des Kniegelenkes kann die kraftmechanisch wirksame Länge des hinteren Längsbandelementes verlängert bzw. verkürzt werden.

[0061] Wie erwähnt, kann die Vorrichtung in einer alternativen Ausbildung modular ausgebildet sein. Es kann zur Bewegungssimulation des künstlichen Gelenkes zumindest einer der Gelenkpartner an einer von dem künstlichen Gelenk entfernten und/oder abgewandten Seite mit zumindest einem zweiten Modul verbunden sein. Vorzugsweise kann das zweite Modul bezüglich des künstlichen Gelenkes kraftmechanisch zumindest etwa gleich wirksam wie ein entsprechendes natürliches Körperteil ausgebildet sein. Das zweite Modul kann als ein zweites künstliches Gelenk ausgebildet sein, das das erste Modul mit einem dritten Modul verbindet. Bei der Ausbildung des künstlichen Gelenkes als Kniegelenk, kann das zweite Modul, anschließend an das Femurelement, ein Hüftgelenkmodul sein, das seinerseits mit einem Beckenelement als drittes Modul verbunden ist. Das Hüftgelenkmodul kann ein übliches künstliches Hüftgelenk mit Kopf und Pfanne sein. An das Tibiaelement können sich seitlich (lateral) ein Wadenbeinelement und/oder in einem vom Gelenk abgewandten Bereich kaudal ein Fußelement anschließen.

[0062] Dank dieser Modulbauweise kann die Vorrichtung beispielsweise zu einer kompletten Extremität, d. h. Bein oder Arm, zusammengebaut werden. Dies hat den Vorteil, dass auch die Art der notwendigen Bewegungen bei einer klinischen Arthroskopie, in denen die Extremität als Ganzes auf verschiedene Weise (wie Valgus-Stress) bewegt werden muss, um bestimmte Innenräume oder Taschen des zu arthroskopierenden Gelenkes zu weiten, um sie instrumental zu erreichen, geübt werden kann. Vorzugsweise ist vorgesehen, dass die Vorrichtung beispielsweise über ein weiteres Modul an der vorzugsweise statischen zweiten Basis anlagerbar und/oder lagefixierbar ist. Dieses kann beispielsweise eine Schraubzwinge oder Schraubstock sein.

[0063] Der modulare Aufbau der Vorrichtung schließt optional auch alle zuvor benannten und/oder beschriebenen einzelnen Bauteile, wie Hüllen, Austauschbauteil, Adapter, Bänder, Sehnen, Gelenkpartner bzw. Teile derselben, wie Tibiagelenkkopf oder Femurgelenkkopf, und/oder die oben genannten Module ein.

[0064] Damit ist es möglich, mittels des modularen Aufbaues der Vorrichtung, das künstliche Gelenk oder Teile dessen, zusätzlich die an dem Gelenk bzw. dessen Gelenkpartner angrenzenden Körperteile als Imitate und zusätzlich an diese Körperteile angrenzende Körperteile als Imitate darzustellen.

[0065] Vorzugsweise sind die einzelnen Module so zueinander abgestimmt, dass sie in ihrer Gesamtheit und/oder einzeln zumindest in etwa das Gewicht äquivalenter Teile eines entsprechenden natürlichen Gelenkes bzw. beispielweise einer entsprechenden natürlichen Extremität aufweisen.

[0066] Es kann beispielsweise zum Aufbau einer Extremität ein Set zusammengestellt sein, das hierzu sämtliche einzelnen Module der Extremität aufweist. Zusätzlich oder alternativ können in einem Set allein oder zusätzlich Ersatzbauteile von insbesondere Verschleißteilen, wie das Austauschteil, die Hüllen und/oder ablängbares Sehnen- und/oder Bändermaterial vorgesehen sein. Ferner können in einem anderen Set allein oder zusätzlich beispielsweise Ausführungsformen beispielsweise des Austauschteils mit Darstellung geschädigter Bereiche und/oder mit unterschiedlichen Abmessungen enthalten sein.

[0067] Die vorliegende Erfindung wird im Folgenden anhand einer in einer Zeichnung dargestellten Ausführungsform der Vorrichtung mit dem künstlichen Gelenk näher erläutert. In der Zeichnung zeigen schematisch und skizzenhaft:

[0068] **Fig. 1:** eine Längsschnittansicht einer ersten Ausführungsform einer Vorrichtung mit einem künstlichen Gelenk in gestreckter Position

- [0069] [Fig. 2a](#) bis [Fig. 2b](#): eine Längsschnittansicht einer zweiten Ausführungsform der Vorrichtung mit einem als Kniegelenk ausgebildeten Gelenk in gestreckter Position bzw. in gebeugter Position, aufweisend Femurelement, Tibiaelement, Patella und innere Hülle,
- [0070] [Fig. 3](#): eine Querschnittansicht der ersten Ausführungsform des Kniegelenkes gemäß dem Schnittverlauf III-III in [Fig. 2a](#),
- [0071] [Fig. 4](#): eine Detailansicht gemäß dem Ausschnitt IV in [Fig. 2a](#),
- [0072] [Fig. 5](#): eine Seitenansicht des Femurelementes gemäß [Fig. 2a](#),
- [0073] [Fig. 6](#): eine Seitenansicht einer anderen Ausführungsform des Femurelementes,
- [0074] [Fig. 7](#): eine Detailansicht gemäß dem Ausschnitt VII in [Fig. 2a](#),
- [0075] [Fig. 8](#): eine Seitenansicht einer dritten Ausführungsform der Vorrichtung mit einem modular aufgebauten künstlichen Bein, umfassend ein Kniegelenk gemäß [Fig. 2](#),
- [0076] [Fig. 9](#): eine Längsschnittansicht eines Ausschnitt IX in [Fig. 8](#),
- [0077] [Fig. 10](#): eine Detailansicht gemäß dem Ausschnitt X in [Fig. 8](#),
- [0078] [Fig. 11](#): eine Seitenansicht des künstlichen Beines gemäß [Fig. 8](#) in gebeugter Position des Kniegelenkes mit einem einen Endbereich eines Tibiagelenkkopfs umfassenden Tibiaelement als separates Bauteil,
- [0079] [Fig. 12](#): eine Seitenansicht des künstlichen Beines gemäß [Fig. 11](#), jedoch demontiert in gebeugter Position des Kniegelenkes,
- [0080] [Fig. 12a](#): eine Seitenansicht des demontierten separaten Bauteils,
- [0081] [Fig. 13](#): eine Detailansicht gemäß Ausschnitt XIII in [Fig. 8](#), jedoch diesen ventral bzw. von vorn,
- [0082] [Fig. 14a](#) bis [Fig. 14d](#): jeweils eine Ansicht des separaten Bauteils gemäß [Fig. 12a](#),
- [0083] [Fig. 15](#): eine Längsschnittansicht des separaten Bauteils gemäß dem Schnittverlauf XV-XV in [Fig. 14a](#),
- [0084] [Fig. 16](#): eine Draufsicht auf eine Hälfte des separaten Bauteils mit außen anliegender innerer Hülle,
- [0085] [Fig. 17](#): eine Detailansicht gemäß Ausschnitt XVII in [Fig. 15](#),
- [0086] [Fig. 18a](#) bis [Fig. 18c](#): jeweils eine Seitenansicht des Rahmens gemäß [Fig. 8](#),
- [0087] [Fig. 19](#): eine Querschnittansicht des Rahmens gemäß dem Schnittverlauf IXX-IXX in [Fig. 18a](#) mit Schraube,
- [0088] [Fig. 20](#): eine Detailansicht gemäß Ausschnitt XX in [Fig. 18a](#) mit Funktionselement,
- [0089] [Fig. 21](#): eine Seitenansicht von Femurelement und Rahmen aus [Fig. 8](#) mit Funktionselementen,
- [0090] [Fig. 22](#): eine Ansicht des Querschnittsverlaufes XXII-XXII gemäß [Fig. 18b](#) mit separatem Bauteil und innerer Hülle,
- [0091] [Fig. 23](#): eine Draufsicht mit Teilschnitt auf ineinander angeordnetem separatem Bauteil, innerer Hülle und Rahmen,
- [0092] [Fig. 24](#): eine perspektivische Draufsicht auf einen Ausschnitt XXIV gemäß [Fig. 23](#), jedoch mit defektem Meniskus,
- [0093] [Fig. 25](#): eine Längsschnittansicht des Kniegelenkes gemäß [Fig. 2a](#) in gestreckter Position, jedoch ohne innere Hülle und mit Funktionselementen,
- [0094] [Fig. 26](#): eine Längsschnittansicht des Kniegelenkes gemäß [Fig. 25](#), jedoch in gebeugter Position,
- [0095] [Fig. 27](#): eine Längsschnittansicht des Details XXVII gemäß [Fig. 25](#), jedoch zusätzlich mit innerer und äußerer Hülle,
- [0096] [Fig. 28](#): eine Draufsicht auf den Rahmen gemäß [Fig. 18a](#) mit zusätzlichem Befestigungselement,
- [0097] [Fig. 29](#): eine Seitenansicht eines Adapters aus [Fig. 2a](#),
- [0098] [Fig. 30](#): eine Seitenansicht einer ersten Basis aus [Fig. 8](#),
- [0099] [Fig. 31](#): eine Draufsicht auf die erste Basis gemäß [Fig. 30](#) und
- [0100] [Fig. 32](#): eine Längsschnittansicht eines Anschlussbereiches der ersten Basis gemäß [Fig. 30](#).
- [0101] In den [Fig. 1](#) bis [Fig. 32](#) sind in verschiedenen Ansichten mehrere Ausführungsformen einer Vorrichtung V zur Arthroskopiesimulation mit einem künstlichen Gelenk G, das zwei Gelenkpartner P mit

Gelenkkraft übertragenden Gelenkköpfen K sowie in Detaildarstellungen, Einzeldarstellungen und Schnittenansichten Teile bzw. einzelne Bauteile der Vorrichtung V wiedergegeben. Das in [Fig. 1](#) gezeigte Gelenk G bezieht sich nicht auf ein bestimmtes natürliches Gelenk und ist daher lediglich rein schematisch zu verstehen. Nicht dargestellt in der Zeichnung ist ein Gelenk mit mehr als zwei Gelenkpartnern, welches jedoch auch innerhalb der Erfindung liegt. Die in den [Fig. 2](#) bis [Fig. 32](#) gezeigten Darstellungen beziehen sich auf ein als künstliches Kniegelenk 1 ausgebildetes Gelenk G, das jeweils als Gelenkpartner P mit einem einen Tibiagelenkkopf 2 aufweisenden Tibiaelement 3 und einem einen Femurgelenkkopf 4 aufweisenden Femurelement 5 ausgebildet ist. Das künstliche Kniegelenk 1 ist hier als linkes Kniegelenk ausgebildet. Ein rechtes Kniegelenk hat gleich der Anatomie einen hier zu spiegelsymmetrischen Aufbau.

[0102] Das Gelenk V bzw. das Gelenk G weist einen Gelenkraum R auf, in den die Gelenkpartner P₁ jeweils zumindest mit einem Gelenkkraft übertragenden Endabschnitt E ihres jeweiligen Gelenkkopfes K hineinragen. Der Gelenkraum R ist mittels einer in Befüllvorrichtung B mit Fluid F und/oder hier nicht gezeigtem gasförmigem Medium befüllbar. Es ist eine Abdichtungsvorrichtung A vorgesehen, mittels derer der Gelenkraum R nach außen hin fluid- und/oder gasdicht abdichtbar ist.

[0103] Die Abdichtungsvorrichtung A weist eine schlauchartige flexible innere Hülle 6.1 auf, die beidseitig dichtend an den Gelenkpartnern P festlegt ist. Die innere Hülle 6.1 ist hinsichtlich ihrer Lage zum Gelenkraum R so angeordnet, dass sie in etwa gleich einer hier nicht gezeigten Gelenkkapsel eines natürlichen Gelenks positioniert ist. Damit entspricht der hier dargestellte Gelenkraum R zumindest in etwa einer natürlichen Gelenkhöhle. Die innere Hülle 6.1 ist vornehmlich aus einem flexiblen Werkstoff aufgebaut und weist an einigen Stellen hier nicht gezeigte Verstärkungen in Form von Faserstrukturen auf. Die innere Hülle 6.1 ist somit hinsichtlich ihrer Lage, Form und Werkstoffeigenschaften etwa gleich der Gelenkkapsel eines natürlichen Gelenkes ausgebildet. Die innere Hülle 6.1 ist beidseitig mit einer umfänglichen Wulst 7 versehen, die dichtend in eine zugeordnete umfängliche Nut 8 eingreift.

[0104] Die Befüllvorrichtung B weist zwei Zugänge 9, von denen einer als Eingang und einer als Ausgang dient. In den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) ist anhand einer Strömungsrichtung f des Fluids F beispielgebend der untere Zugang 9 als Eingang 10 und der obere Zugang 9 als Ausgang 11 genutzt. Die Zugänge 9 sind ventilgesteuert. Damit kann der Gelenkraum R unter Aufblähung der inneren Hülle 6.1 mit Überdruck beaufschlagt werden. Ferner können, wie oben beschrieben, hierdurch Spülungen und eventuell Absaugun-

gen erfolgen. Wie in den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) beispielhaft mittels eines Doppelpfeils für die Strömungsrichtung f angegeben, kann die Strömungsrichtung f umgekehrt werden, wobei eine Befüllung vorteilhaft gegen die Schwerkraft erfolgt.

[0105] In der ersten Ausführungsform der Vorrichtung V zur Arthroskopiesimulation gemäß [Fig. 1](#) ist als Teil der Befüllvorrichtung B in den Gelenkpartnern P jeweils ein Zugang 9 etwa axial durch die Gelenkpartner P geführt kanalartig eingebracht, der in den Gelenkraum R einmündet. Ferner weisen die Gelenkpartner P jeweils eine umfängliche Nut 8 auf, in die die innere Hülle 6.1 mit ihrer Wulst 7 oberseitig bzw. unterseitig unter Vorspannung dichtend eingreift.

[0106] In der zweiten Ausführungsform der Vorrichtung V zur Arthroskopiesimulation gemäß [Fig. 2](#) ist ein Zugang 9 axial in dem Femurelement 5 und ein Zugang 9 axial in dem Tibiaelement 3 eingebracht. Ferner weist hier der als Femurelement 5 ausgebildete Gelenkpartner P eine umfängliche Nut 8 ([Fig. 5](#) und [Fig. 6](#)) auf, die außenseitig in das Femurelement 5 in etwa so in einem kurvenförmigen Verlauf eingebracht ist, in dem bei einem natürlichen Kniegelenk die Gelenkkapsel mit dem Femur verwachsen ist. Zum Eingriff in diese Nut 8 ist der Verlauf des im hier oberen Teil der inneren Hülle 1.1 vorgesehenen Wulstes 7 entsprechend ausgebildet. Damit greift die innere Hülle 6.1 kraftmechanisch ähnlich wie die Gelenkkapsel an dem Femurkopf eines natürlichen Kniegelenkes an dem Femurelement 5 des künstlichen Kniegelenkes 1 an. In [Fig. 7](#), einer Detaildarstellung in Längsschnittansicht, wird schematisch der innenseitige Eingriff der Wulst 7 in die in dem Femurelement 5 eingebrachte Nut 8 gezeigt. In Nachahmung einer Gelenkhöhle eines natürlichen Kniegelenkes weist der Gelenkraum entsprechende Gelenktaschen auf, von denen hier Beispielgebend in [Fig. 2a](#) bzw. [Fig. 2b](#) eine obere Gelenktasche 12.1 bzw. eine hintere Gelenktasche 12.2 gezeigt sind. Die Zugänge 9 der Befüllvorrichtung B münden in die obere Gelenktasche 12.1 bzw. in die hintere Gelenktasche 12.2 ein.

[0107] Abweichend von der ersten Ausführungsform der Vorrichtung V gemäß [Fig. 1](#), weist deren zweite Ausführungsform gemäß [Fig. 2](#) zusätzlich einen hülsenartigen Rahmen 13, der in in [Fig. 2](#) gezeigter Einsatzlage umfänglich zum Tibiagelenkkopf 2 angeordnet ist und die innere Hülle 6.1 dichtend gegen den Tibiagelenkkopf 2 einklemmt. Überdies weist der Rahmen 13 innenseitig eine Nut 8 auf, in die unter Verstärkung einer Dichtwirkung die im hier unteren Teil der inneren Hülle 6.1 vorgesehene Wulst 7 unter Gegendruck des Tibiagelenkkopfs 2 eingepresst wird. Dieses ist in [Fig. 4](#) schematisch und ausschnittshaft in einem Längsschnitt gezeigt.

[0108] In [Fig. 8](#) wird eine dritte Ausführungsform der Vorrichtung V zur Arthroskopiesimulation gezeigt, bei der die Abdichtungsvorrichtung A zwei schlauchartige flexible Hüllen, die innere Hülle **6.1** und eine vom Gelenkraum R abgewandte äußere Hülle **6.2**, aufweist. Die innere Hülle **6.1** der dritten Ausführungsform ist hier, wie die innere Hülle **6.1** der zweiten Ausführungsform der Vorrichtung V, endseitig dichtend festgelegt. Die äußere Hülle **6.2** weist beidenseitig ebenfalls jeweils eine umfängliche Wulst **7** auf, wobei hier beide innenseitig und umfänglich angeordnet sind und unter Aufweitung und damit materialbedingt unter hartelastischer Vorspannung in eine vorgesehene ringartige Nut **9** am Tibiaelement **3** bzw. am Femurelement **5** dichtend eingreift. Dies ist beispielhaft und zugleich sehr schematisch in einer Längsschnittansicht in [Fig. 9](#) gezeigt. Die äußere Hülle **6.2** weist werkstoffseitig Silikon auf und ist an einigen Stellen mit hier nicht gezeigten Verstärkungen in Form von Faserstrukturen versehen. Die äußere Hülle **6.2** ist bezüglich ihrer Lage zumindest in etwa gleich einer natürlichen Körperoberfläche positioniert und ausgeformt. Der Zugriff auf den Gelenkraum R kann wie bei der klinischen Arthroskopie unter Durchdringung der inneren Hülle **6.1** bzw. der äußeren Hülle **6.2** und der inneren Hülle **6.1** an bestimmten Stellen bzw. Portalen erfolgen.

[0109] Wie beispielhaft lediglich in [Fig. 1](#) dargestellt, weisen die Gelenkpartner P zur Imitation einer Knochensubstanz einen Kern **14** aus Hartkunststoff und zur Imitation natürlicher Knorpelsubstanz einen Überzug **15** aus Silikon auf. Der Hartkunststoff ermöglicht ein Üben von arthroskopischen Bohrungen in den jeweiligen Gelenkpartner zur Festlegung von Bändern und/oder Sehnen sowie/oder von Abfräsen von „Knochensubstanz“.

[0110] Die Gelenkpartner P des künstlichen Kniegelenkes **1** sind im Bereich ihrer Köpfe **2**, **4** aus einem Abguss entsprechender anatomischer Präparate hergestellt. Sie weisen somit im Bereich der Abgusstechnik exakte naturgleiche Außenformen wie das natürliche Kniegelenk auf. Somit weisen der Femurgelenkkopf **4** einen medialen Femurkondylus **16.1** und einen lateralen Femurkondylus **16.2** ([Fig. 6](#)) und, Form entsprechend, der Tibiagelenkkopf **2** ein mediales Tibiaplateau **17.1** und ein laterales Tibiaplateau **17.2** mit dazwischen angeordneter Erhebung **18** auf. Anschließend an den Femurgelenkkopf **2** ist ein Femurschaft **19** angeordnet.

[0111] Die zweite und dritte Ausbildungsform der Vorrichtung V ist modular jeweils mit den beiden Gelenkpartnern P als erste Module **20.1** aufgebaut. Der mögliche vollständige modulare Aufbau der Vorrichtung V wird weiter unten anhand der dritten Ausbildungsform der Vorrichtung gemäß [Fig. 8](#) erläutert.

[0112] Die beiden Gelenkpartner P des Kniegelenkes **1** weisen jeweils eine erste Basis **21.1** und ein an der ersten Basis **21.1** festlegbares, als Austauschbauteil **22** ausgelegtes separates Bauteil auf. Das Austauschbauteil **22** des Femurelementes **5** umfasst einen Abschnitt **23** des Femurschaftes **19** mit anschließendem Femurgelenkkopf **4**. Das Austauschbauteil **22** ist mittels eines üblichen Shuttle-Locks **24** dreh- und verschiebungsfest an der ersten Basis **21.1** festlegbar. Der Shuttle-Lock **24** weist hier an der ersten Basis **21.1** zur Verrastung eine Rastöffnung **24.1** zur Aufnahme eines an dem Austauschbauteil **22** vorgesehenen Rastpins **24.3** und zur Verdrehsicherung eine zur Rastöffnung **24.1** beabstandete Stecköffnung **24.2** zur Aufnahme eines an dem Austauschbauteil **22** vorgesehenen Steckpins **24.4** auf ([Fig. 29–Fig. 32](#)). Zur Verrastung des Rastpins **24.4** in der Rastöffnung **24.1** greift seitlich ein hier skizzenhaft dargestelltes federnd gelagertes Rastelement **24.5** gegen den Rastpin **24.3** in der Rastöffnung **24.1** an.

[0113] Das Austauschbauteil **22** des Tibiaelements **3** umfasst lediglich einen Endabschnitt **25** ([Fig. 13](#)) des Tibiagelenkkopfs **2** mit den Tibiaplateaus **17.1**, **17.2**. Das Austauschbauteil **22** des Tibiaelements **3** ist über einen Adapter **26** an der ersten Basis **21.1** des Tibiaelements **3** festlegbar. Der Adapter **26** ist hierzu ebenfalls mittels eines Shuttle-Locks **24** dreh- und verschiebungsfest an der ersten Basis **21.1** festlegbar. Das Austauschbauteil **22** des Tibiaelements **3** ist seinerseits mittels einer hier als Schwalbenschwanzverbindung **27** ausgebildete Verbindung mit Nut **27.1** und Feder **27.2** an dem Adapter **26** festlegbar, wobei es zu seiner Festlegung unter Eingriff Nut/Feder seitlich, d. h. senkrecht zur axialen Längsrichtung **1**, auf den Adapter **26** aufschiebbar ist. Dies hat den Vorteil, dass lediglich der Bereich des künstlichen Kniegelenkes **1**, an dem in der Praxis die weit aus überwiegende Anzahl an arthroskopischen Eingriffen erfolgt und der infolge des operativen Übens dieser Eingriffe mittels der erfindungsgemäßen Vorrichtung V entsprechend häufig „verschleißt“, ausgetauscht werden muss, während die übrigen Teile der Vorrichtung V wieder verwendbar sind.

[0114] Die Vorrichtung **1** weist ferner Funktionselemente **28** auf, die bei dem künstlichen Gelenk **1** als Ersatz für Gelenk- und/oder Kapselbänder bzw. Sehnen des hier anatomischen Kniegelenks bzw. für das anatomische Kniegelenk über- und/oder umspannende Sehnen und/oder Bänder dienen. Diese Funktionselemente **28** sind jeweils länglich mit einem ersten Endbereich **29.1** und einem zweiten Endbereich **29.2** ausgelegt. In den hier gezeigten Ausführungsformen der Vorrichtung **1** sind die Funktionselemente **28** mit dem ersten Endbereich **29.1** an dem Femurelement **5** und mit dem zweiten Endbereich **29.2** an dem Rahmen **13** festgelegt. Mittels der jeweils beidenseitige Festlegung der Funktionselemente **28** wird zugleich

eine wirksame Länge w festgelegt, über die mittels der Funktionselemente **28** Kräfte von dem Femurelement **5** auf den Rahmen **13** übertragen werden. Da die Funktionselemente **28** hier an dem Rahmen **13** (und nicht wie die Bänder und Sehnen in der Natur am Tibia) festgelegt sind, kann das Tibiaelement **3** bzw. hier das Austauschteil **22** mit den Tibiaplateaus **17.1**, **17.2** aus dem Kniegelenk **1** gelöst werden, ohne dass hierzu eigens die Funktionselemente **28** in ihrem zweiten Endbereich **29.2** losgelöst werden müssen, wobei der Rahmen **13** mittels der Funktionselemente **28** gegen den Femurgelenkkopf **4** gehalten an demselben verbleibt.

[0115] Zur Übertragung der von den Funktionselementen **28** auf den Rahmen **13** wirkenden Kräfte auf das Tibiaelement **3** ist der Rahmen **13** seinerseits kraftwirksam mit dem Tibiaelement **3** hier mittels einer Schraubverbindung **30** verbindbar, indem, wie **Fig. 28** und **Fig. 29** entnehmbar, eine Schraube **31** radial zur Längsrichtung **1** durch entsprechende Durchgangsöffnungen **31.1** den Adapter **26** und durch den umfänglich hierzu angeordneten Rahmen **13** führbar und mittels einer zugehörigen Mutter **31.2** fixierbar ist. Mit Lösen der Schraubverbindung **30** wird der Rahmen **13** von dem Tibiaelement **3** gelöst, wodurch gleichzeitig die innere Hülle **6.1** von dem Tibiaelement **3** abgezogen werden kann. Damit ist das Tibiaelement **3** von dem Gelenk **1** freigegeben und kann in Längsrichtung **1** von dem Gelenk **1** abgezogen werden, wobei der Rahmen **13** an dem Kniegelenk **1** verbleibt. Dieser Vorgang ist in **Fig. 12** wiedergegeben, wobei der Übersichtlichkeit halber auf eine Darstellung der Schraubverbindung an sich verzichtet wurde und in **Fig. 12** das Gelenk **1** mit abgezogenen Tibiaelement **3** gezeigt ist.

[0116] Der Rahmen **13** ist in der dritten Ausführungsform der Vorrichtung **V** zwischen der inneren Hülle **6.1** und der äußeren Hülle **6.2** angeordnet. Zum Lösen des Tibiaelementes **3** aus dem Kniegelenk **1** muss somit zuerst die äußere Hülle **6.2** mit ihrer Wulst **7** aus der an der ersten Basis **21.1** des Tibiaelementes **3** vorgesehenen Nut **8** gelöst werden. Dann kann nach Lösen der Schraubverbindung **29** das Tibiaelement **3** aus dem Kniegelenk abgezogen werden (**Fig. 12**). Anschließend kann das Austauschteil **22** senkrecht zur Längsrichtung **1** von dem Adapter **26** abgezogen (**Fig. 12a**) und ausgetauscht werden.

[0117] Der Eingriff der Wulst **7** der äußeren Hülle **6.2** in die an der ersten Basis **21.1** des Tibiaelementes vorgesehene Nut **8** ist schematisch in **Fig. 9** gezeigt. Auch an der ersten Basis **21.1** des Femurelementes **5** gemäß **Fig. 10** ist eine Nut **8** vorgesehen, in die die äußere Hülle **6.2** femurseitig in gleicher Weise wie tibiaseitig mit einer Wulst eingereift, welches hier jedoch nicht eigens gezeigt ist.

[0118] Die erste Basis **21.1** des Tibiaelementes **3** weist hier die Maße eines entsprechenden Unterschenkelabschnittes eines natürlichen Beines auf und ist zudem mit einem hier feststehendem Fußelement **32** versehen, das ebenfalls die Außenmaße eines natürlichen Fußes aufweist. Die erste Basis **21.1** des Femurelementes **5** gemäß **Fig. 10** ist, wegweisend vom Kniegelenk **1**, mit einem zweiten Modul **20.2** verbunden, das hier als übliches künstliches Hüftgelenk **33** mit Kopf **33.1** und Pfanne **33.2** ausgebildet ist, wobei, entsprechend der Anatomie, der Kopf **33.1** an der ersten Basis **21.1** und die Pfanne **33.2** an einem Beckenelement **34** als drittes Modul **20.3** festgelegt sind. Das Beckenelement **34** seinerseits ist gemäß **Fig. 11** und **Fig. 12** beispielgebend an einem Tisch **T** als zweite Basis **21.2** festgelegt. Somit kann bezüglich des Einflusses auf die Beweglichkeit des Kniegelenkes **1** ein vollständiges Bein **C** bis hin zur Festlegung des Beines **C** an einem Tisch oder einer anderen Unterlage simuliert und an demselben die unterschiedlichen operativen Stellungen des Beines **C** geübt werden.

[0119] Die Funktionselemente **28** sind, abhängig von dem zu imitierenden Typ Sehne oder Band, im Wesentlichen schnur- oder bandartig ausgebildet und sind auf eine bestimmte Länge von einer Schnur bzw. einem Band abgelängt. Die Funktionselemente **28** sind werkstoffseitig den Festigkeiten und dem Dehnungsverhalten der entsprechenden anatomischen Sehnen und Bänder weitgehend angeglichen.

[0120] Zum Fixieren der Funktionselemente **28** in ihrem zweiten Endbereich **29.2** an dem Rahmen **13** ist jeweils eine Klemmverbindung **35** mit Schraube **31** und in dem Rahmen **13** eingegossener Mutter **35.1** vorgesehen, wobei die Funktionselemente **28** am Rahmen **13** jeweils durch einen Führungskanal **26** geführt und hier mittels einer Schraube **31** in dem Führungskanal **28** abgeklemmt. Damit kann zugleich eine bestimmte wirksame Länge des jeweiligen Funktionselementes **28** festgelegt werden, d. h. es können auch pathologische Zustände, wie zu kurze oder zu lange bzw. gerissene oder gelöste Bänder und/oder Sehnen, dargestellt und deren Behandlung geübt werden.

[0121] An dem hier dargestellten zweiten und dritten Ausführungsformen der Vorrichtung **V** mit dem Kniegelenk **1** als künstliches Gelenk **G** sind alle wesentlichen Bänder und Sehnen des natürlichen Kniegelenkes imitiert und entsprechend ihrer anatomisch korrekten Lage an dem Femurelement **5** bzw. an dem Rahmen **13** lagefixiert bzw. lagefixierbar. Es versteht sich, dass auch pathologische Dislokationen von Sehnen und/oder Bändern darstellbar sind, indem ein entsprechend geändertes Femurelement mit versetzt lagefixierten Funktionselementen und/oder ein entsprechend geänderter Rahmen mit einem oder meh-

renen dislokalisierten Führungskanälen bereitgestellt werden.

[0122] Im Einzelnen weist das künstliche Kniegelenk **1** als Funktionselemente **28** ein vorderes Kreuzbandelement **37.1** und hinteres Kreuzbandelement **37.2** (**Fig. 13**), ein Patellasehnenelement **38.1** bzw. Quadrizepssehnenelement **38.2** mit einem dazwischen angeordneten Patellaelement **38.3** (**Fig. 25–Fig. 27**), ein mediales Seitenbandelement **39.1** und laterales Seitenbandelement **39.2** (**Fig. 21**) und ein Popliteussehnenelement **40** (**Fig. 21**) auf. Zusätzlich, da anatomisch ohne Vorbild, ist ein hinteres Seitenbandelement **41** vorgesehen, das die Kräfte und den Zusammenhalt imitiert, welche bzw. welcher dorsal mittels übergreifender Muskulatur und Sehnen auf das anatomische Kniegelenk übertragen werden.

[0123] Das vorderes Kreuzbandelement **37.1** und hinteres Kreuzbandelement **37.1** sind ähnlich der Anatomie als rundliches Band ausgebildet und aus einem synthetischen, hochfesten Seil gefertigt. Wie insbesondere den **Fig. 6** und **Fig. 13** (In **Fig. 13** ist das Kniegelenk **1** in einer Knieflexion gezeigt) entnehmbar, ist der erste Endbereich **29.1** des vorderen Kreuzbandes **37.1** medial des lateralen Femurkondylus **16.2** angeordnet, wobei es durch einen in das Femurelement **5** eingebrachten Führungskanal **36** geführt und an einem äußeren Befestigungspunkt **42** an dem Femurelement **5** lagefixiert ist. Damit ist eine funktionelle Anatomie sowohl in Extension als auch in Flexion gewährleistet, wobei ein funktionelles Gelenkspiel bei Valgusstress und hinsichtlich einer anterioren Stabilität geübt werden kann. Entsprechend ist der erste Endbereich **29.1** des hinteren Kreuzbandes **37.1** durch einen zugeordneten Führungskanal **36** geführt und lateral des medialen Femurkondylus **16.1** so in einem Befestigungspunkt **42** lagefixiert, dass die funktionelle Anatomie sowohl in Extension als auch in Flexion gewährleistet ist und das funktionelle Gelenkspiel bei Valgus- und Varusstress und hinsichtlich der dorsalen Stabilität geübt werden kann. Der zweite Endbereich **29.2** des vorderen Kreuzbandes **37.1** und der des hinteren Kreuzbandes **37.2** sind am Rahmen **13** jeweils in einem zugeordneten Führungskanal **36** hindurchgeführt und in demselben mittels einer Schraube **31** verstellbar lagefixiert (**Fig. 20**). Mit der Einstellung der wirksamen Länge w des vorderen Kreuzbandelementes **37.1** und/oder hinteren Kreuzbandelementes **37.2** kann zu Trainingszwecken beispielsweise eine vordere und/oder hintere Kreuzbandinsuffizienz dargestellt werden. Ferner kann hierüber ein Gelenkspaltbreite g eingestellt werden, über den die Gelenkpartner P an ihren Gelenkköpfen K anliegen bzw., wie in **Fig. 13** dargestellt, beabstandet sind.

[0124] Das mediale Seitenbandelement **39.1** und das laterale Seitenbandelement **39.2** sind ähnlich der Anatomie jeweils als flaches Band aus zugfes-

tem synthetischem Rollladenband abgelängt. Wie in **Fig. 21** gezeigt, ist der erste Endbereich **29.1** des medialen Seitenbandelementes **39.1** medial des medialen Femurkondylus **16.1** des Femurelementes **5** so angeordnet, dass die funktionelle Anatomie sowohl in Extension als auch in Flexion gewährleistet ist und das funktionelle Gelenkspiel bei Valgusstress mittels der Vorrichtung V geübt werden kann. Der erste Endbereich **29.1** des lateralen Seitenbandelementes **39.2** ist lateral des lateralen Femurkondylus **16.2** des Femurelementes **5** so in einem Befestigungspunkt **42** festgelegt, dass die funktionelle Anatomie sowohl in Extension als auch in Flexion gewährleistet ist, und das funktionelle Gelenkspiel bei Varusstress [auch der Vierer-Position] mittels der Vorrichtung V geübt werden kann. Der zweite Endbereich **29.2** des medialen Seitenbandelementes **39.1** und der des lateralen Seitenbandes **39.2** ist jeweils in einem zugehörigen flachen Führungskanal **36** im Rahmen **13** mittels der Klemmverbindung **35** mit im Rahmen **13** eingegossener Mutter **35.1** und Schraube **31** einstellbar festgelegt (**Fig. 19**). Beide Seitenbandelemente **39.1**, **39.2** sind somit am Rahmen **13** und am Femurelement **5** lagefixiert, wodurch ein Fixieren des Rahmens **13** am Femurelement **5** ermöglicht und ein mediales bzw. laterales Aufklappen des Kniegelenkes **1** verhindert wird. Entsprechende pathologische Veränderungen, wie Bandabriss oder -Verkürzung, können entsprechend mit Loslösung der Lagefixierung bzw. Lockerung des jeweiligen Seitenbandelementes **39.1**, **39.2** dargestellt werden.

[0125] Das Popliteussehnenelement **40** ist als rundliches Band ausgebildet. Der erste Endbereich **29.1** des Popliteussehnenelements **40** ist ähnlich der Anatomie lateral am lateralen Femurkondylus **16.2** angeordnet. Damit ist die funktionelle Anatomie sowohl in Extension als auch in Flexion gewährleistet und kann das funktionelle Gelenkspiel bei Varusstress mittels der Vorrichtung V geübt werden. Der zweite Endbereich **29.2** ist in einem zugehörigen Führungskanal **36** an dem Rahmen **13** lagefixiert. Die Befestigung des ersten Endbereiches **29.1** erfolgt in einem zugeordneten Befestigungspunkt **42** dorsal des Befestigungspunktes **42** des lateralen Seitenbandelementes **39.2** am lateralen Femurkondylus **16.2**. Der Verlauf des Popliteussehnenelements **40** erfolgt innerhalb der inneren Hülle **6.1** zu einem dorso-lateralen bzw. hinteren-seitlichen Teil des Rahmens **13** in einer dorsalen bzw. hinteren Gelenktasche **43** (Rezesus) (**Fig. 22**) unterhalb von Meniskuselementen **46**. Der Führungskanal **36** für das Popliteussehnenelement **40** ist mittels einer eingegossenen Metallhülse **44** verstärkt.

[0126] Das Patellasehnenelement **38.1** und das Quadrizepssehnenelement **38.2** sind einstückig ineinander übergehend aus einem hartelastischen Bandmaterial gefertigt (**Fig. 27** bis **Fig. 29**). Zur Simulation einer natürlich vorhandenen Zugkraft auf die

natürliche Quadrizepssehne ist eine Federvorrichtung **45** vorgesehen, die hier rein schematisch dargestellt in das Quadrizepssehnenelement **38.2** eingesetzt ist. Die Federvorrichtung **45** spannt hier unmittelbar das Quadrizepssehnenelement **38.2** spannt. Die Federvorrichtung **45** ist innerhalb der äußeren Hülle **6.2** ventral des Femurgelenkkopfes **4** angeordnet und kraftwirksam. Mittels der Federvorrichtung **45** kann unter anderem eine bestimmte Vorspannung des Kniegelenkes **1** in hängender Position eines seiner Gelenkpartner P erzeugt. Das Patellaelement **38.3** seitlich mittels einer Schraube **31** mit dem Patellasehnenelement **38.1** und dem Quadrizepssehnenelement **38.2** verschraubt, wobei, zur Imitation einer anatomischen Verwachsung der Patella mit der Gelenkkapsel, die innere Hülle **6.1** zwischen Patellasehnenelement **38.1** bzw. dem Quadrizepssehnenelement **38.2** und dem Patellaelement **38.1** eingeklemmt ist.

[0127] Das Patellaelement **38.3** ist etwa entsprechend der Anatomie ausgebildet. Es weist einen Kern **14** aus Hartkunststoff auf, der mit einem auswechselbaren kappenartigen Oberzug **15** aus Silikon unter Vorspannung überzogen ist. Auch hier können zum Training vorgefertigte Defekte und/oder Missbildungen an dem Überzug **15** vorgesehen sein.

[0128] Das hintere Längsbandelement **41** ist als Band flach und zugstabil, d. h. hartelastisch bzw. kaum dehnbar, ausgebildet. Es verläuft dorsal über das Kniegelenk **1** hinweg (**Fig. 21**). Das hintere Längsbandelement **41** ist mit seinem ersten Endbereich **29.1** rückseitig bzw. dorsal des Femurgelenkkopfes **4** und mit seinem zweiten Endbereich **29.2** distal-dorsal außenseitig des Rahmens **13** in Einbaulage in Höhe des Tibiagelenkkopfes **2** jeweils mittels einer Schraube **31** befestigt, wobei über die Verschraubung seiner kraftmechanisch wirksamen Länge w einstellbar ist. Die kraftmechanisch wirksame Länge w ist für den Normalfall so bemessen, dass das Kniegelenk **1** bis um 180° gestreckt werden kann. Zur klinischen Untersuchung kann die kraftmechanisch wirksame Länge w des hinteren Längsbandelementes **41** verlängert bzw. verkürzt werden.

[0129] In den **Fig. 14** bis **Fig. 17** sind verschiedene Ansichten und Längsschnitte mit Einzeldarstellungen des Austauschteils **22** mit dem Endabschnitt **25** des Tibiagelenkkopfes **2** und der Nut **27.1** der Schwalbenschwanzverbindung **27** gezeigt. Der Tibiagelenkkopf **2** weist endseitig die Meniskuselemente **46**. Diese sind hinsichtlich ihrer Form und Erstreckung ähnlich natürlicher Menisken ausgebildet. Entsprechend den natürlichen Menisken sind die Meniskuselemente **46** ferner lediglich in bestimmten Festlegungsbereichen **47** an dem Tibiagelenkkopf **2** festgelegt. Die Festlegungsbereiche **47**, die in den Längsschnittsdarstellungen gemäß **Fig. 15** und **Fig. 17** durch „x“ markiert sind, erstrecken sich lateral und umfänglich um

den Tibiagelenkkopf **2** und in endseitigen Spitzenbereichen **48** der oberseitigen halbmondartigen Formen der Meniskuselemente **46** gemäß **Fig. 16**. Gleich den natürlichen Menisken bilden damit die Meniskuselemente **46** mit dem Tibiagelenkkopf **2** Taschen **49** aus, die seitlich durch die Festlegungsbereiche **47** begrenzt werden und ansonsten seitlich für hier nicht dargestelltes arthroskopisches Werkzeug, wie Tasthaken, zugänglich sind.

[0130] Meniskuselemente **46** sind aus Silikon geringer Shore-Härte und Tibiagelenkkopf **2** mit einem hier nicht weiter gezeigtem Überzug aus Silikon mit mittlerer Shore-Härte ausgebildet. Zur Verbindung der Meniskuselemente **46** sind dieselben vor Abschluss des Aushärtungsprozesses in den Festlegungsbereichen **47** in engen Kontakt mit dem Tibiagelenkkopf **2** gebracht, so dass sie mit dem weiteren Aushärten eine enge chemische Verbindung und damit auch eine stoffschlüssige Verbindung ausbilden. Wie in **Fig. 14** gezeigt, ist lateral eine Aussparung **50** für die hintere Gelenktasche **43** für das Popliteussehnenelement **40** vorgesehen. Weitere Aussparungen **50** sind mittig des Tibiagelenkkopfes **2** dorsal und ventral für das hintere Kreuzbandelement **37.2** bzw. vorderes Kreuzbandelement **37.1** vorgesehen. Dieses ist zudem deutlich **Fig. 23** entnehmbar.

[0131] Zur Imitation kollagener Fasern natürlicher Menisken sind in dem Silikon der Meniskuselemente **46** als Matrix Fasern **51** eingelagert. Werkstoffseitig weisen die Meniskuselemente **46** ferner ein spezifisches Gewicht auf, das etwa gleich dem spezifischen Gewicht des zur Befüllung des Gelenkraumes R vorgesehenen Fluids F ist.

[0132] Beispiel gebend sind im Rahmen **13** gemäß **Fig. 18** zusätzliche hier schlitzförmige Portale **52** vorgesehen, die Zugriffen zur arthroskopischen Beobachtung und Bewegungsfreiheit zur Handhabung arthroskopischer oder chirurgischer Geräte dienen. In **Fig. 24** ist ein Ausschnitt des Endabschnittes **25** des Tibiakopfes **2** mit anliegendem Rahmen **13** und dazwischen eingeklemmter innerer Hülle **6.1** in einer perspektivischen Draufsicht gezeigt. Bildhaft ist hier eine Nadel **53** skizziert, die unter Nutzung des Portals **52** zum Vernähen eines „gerissenen“ Meniskuselementes **46** eingesetzt wird.

[0133] Wie den **Fig. 10** und **Fig. 30** entnehmbar, sind in der ersten Basis **12.1** des Femurelementes **5** und der ersten Basis **12.1** des Tibiaelementes **3** jeweils einer der Zugänge **9** der Befüllvorrichtung B vorgesehen, sodass zur Befüllung vorgesehene Fluid und/oder gasförmige Medium in einen Zwischenraum **54** zwischen innerer Hülle **6.1** und äußerer Hülle **6.2** eingeleitet werden kann.

Bezugszeichenliste			
		38.1	Patellasehnenelement
		38.2	Quadrizepssehnenelement
		38.3	Patellaelement
1	Kniegelenk	39.1	mediales Seitenbandelement
2	Tibiagelenkkopf	39.2	laterales Seitenbandelement
3	Tibiaelement	40	Popliteussehnenelement
4	Femurgelenkkopf	41	hinteres Längsband
5	Femurelement	42	Befestigungspunkt
6.1	innere Hülle	43	hintere Gelenktasche
6.2	äußere Hülle	44	Metallhülse
7	Wulst	45	Federvorrichtung
8	Nut	46	Meniskuselement
9	Zugang	47	Festlegungsbereich
10	Eingang	48	Spitzenbereich
11	Ausgang	49	Tasche
12.1	obere Gelenktasche	50	Aussparung
12.2	hintere Gelenktasche	51	Faser
13	Rahmen	52	Portal
14	Kern	53	Nadel
15	Überzug	54	Zwischenraum
16.1	medialer Femurkondylus	f	Fließrichtung
16.2	lateraler Femurkondylus	g	Gelenkspaltbreite
17.1	mediales Tibiaplateau	l	Längsrichtung
17.2	laterales Tibiaplateau	w	wirksame Länge
18	Erhebung	A	Abdichtungsvorrichtung
19	Femurschaft	B	Befüllvorrichtung
20.1	erstes Modul	C	Bein
20.2	zweites Modul	E	Endabschnitt
20.3	drittes Modul	F	Fluid
21.1	erste Basis	G	Gelenk
21.2	zweite Basis	K	Gelenkkopf
22	Austauschteil	P	Gelenkpartner
23	Abschnitt	R	Gelenkraum
24	Shuttle-Lock	T	Tisch
24.1	Rastöffnung	V	Vorrichtung
24.2	Stecköffnung		
24.3	Rastpin		
24.4	Steckpin		
24.5	Rastelement		
25	Endabschnitt		
26	Adapter		
27	Schwalbenschwanzverbindung		
27.1	Nut		
27.2	Feder		
28	Funktionselement		
29.1	erster Endbereich		
29.2	zweiter Endbereich		
30	Schraubenverbindung		
31	Schraube		
31.1	Durchgangsöffnung		
31.2	Mutter		
32	Fußelement		
33	Hüftgelenk		
33.1	Kopf		
33.2	Pfanne		
34	Beckenelement		
35	Klemmverbindung		
35.1	Mutter		
36	Führungskanal		
37.1	vorderes Kreuzbandelement		
37.2	hinteres Kreuzbandelement		

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

- EP 1038286 B1 [[0003](#)]
- DE 10130485 C2 [[0003](#)]
- GB 2204175 A [[0004](#)]

Schutzansprüche

1. Vorrichtung zur Arthroskopiesimulation mit einem künstlichen Gelenk (G), das zumindest zwei Gelenkpartner (P) mit Gelenkkraft übertragenden Gelenkköpfen (K) aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Gelenk (G) einen Gelenkraum (R) aufweist, in den die Gelenkpartner (P) jeweils zumindest mit einem die Gelenkkraft übertragenden Endabschnitt (E) ihres Gelenkkopfes (K) hineinragen, der mit Fluid (F) und/oder gasförmigem Medium befüllbar ist und der nach außen hin mittels einer Abdichtungsvorrichtung (A) fluid- und/oder gasdicht abdichtbar ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Abdichtungsvorrichtung (A) zumindest eine schlauchartige flexible Hülle (**6.1**, **6.2**) aufweist, die beidenseitig dichtend an den Gelenkpartnern (P) festlegbar ist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Abdichtungsvorrichtung (A) zwei schlauchartige flexible Hüllen (**6.1**, **6.2**), eine dem Gelenkraum (R) zugewandte innere Hülle (**6.1**) und eine vom Gelenkraum (R) abgewandte äußere Hülle (**6.2**), aufweist, wobei die innere Hülle (**6.1**) und/oder äußere Hülle (**6.2**) jeweils beidenseitig an den Gelenkpartnern (P) dichtend festlegbar sind.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass, hinsichtlich ihrer jeweiligen Lage zum Gelenkraum (R), die innere Hülle (**6.1**) zumindest in etwa gleich einer Gelenkkapsel eines natürlichen Gelenkes und/oder die äußere Hülle (**6.2**) zumindest in etwa gleich einer natürlichen Körperoberfläche positioniert und/oder geformt sind.

5. Vorrichtung nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass die innere Hülle (**6.1**) und/oder die äußere Hülle (**6.2**) jeweils beidenseitig jeweils eine umfängliche Verdickung oder Wulst (**7**) aufweisen, die dichtend jeweils in eine oder gemeinsam in eine zugeordnete an dem entsprechenden Gelenkpartner (P) vorgesehene Nut (**8**) eingreift.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest die Gelenkköpfe (K) der Gelenkpartner (P) zumindest ähnlich oder zumindest in etwa gleich der Anatomie der Gelenkpartner (P) des dem künstlichen Gelenk (G) entsprechenden natürlichen Gelenk ausgeformt sind.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest einer der Gelenkpartner (P) eine erste Basis (**21.1**) und ein als Austauschbauteil (**22**) ausgelegtes Bauteil aufweist, das zumindest einen Schaftabschnitt (**23**) mit Gelenkkopf (K), zumindest den Gelenkkopf (K) oder zumindest einen Endabschnitt (**25**) des Gelenkkopfes (K) mit Kraft übertragenden Gelenkflächen dieses Gelenk-

partners (P) umfasst und das an der ersten Basis (**21.1**) festlegbar ist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass das Austauschbauteil (**22**) mittels eines Adapters (**26**) an dem zugehörigen Gelenkpartner (P) festlegbar ist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 7 oder 8, wobei das künstliche Gelenk (G) als Kniegelenk (**1**) mit Patellaelement (**38.3**) sowie mit Meniskuselementen (**46**) ausweisendem Tibiaelement (**3**) und Femurelement (**5**) als Gelenkpartner (P) ausgelegt ist, dadurch gekennzeichnet, dass die Meniskuselemente (**46**) des künstlichen Kniegelenks (**1**) lediglich in Festlegungsbereichen (**47**) an dem Tibiaelement (**3**) festgelegt sind, die zumindest in etwa den Festlegungsbereichen der natürlichen Menisken eines natürlichen Kniegelenkes entsprechen.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Meniskuselemente (**46**) in den Festlegungsbereichen (**47**) mittels mechanischer Verfahren, wie Festklemmen oder Festnähen, und/oder chemischer Verfahren, wie Kleben oder Vulkanisieren, mit dem Tibiaelement (**3**) verbunden sind.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Meniskuselemente (**46**) aus Kunststoff mit geringer Shore-Härte hergestellt sind.

12. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass in dem Kunststoff der Meniskuselemente (**46**) Faserstrukturen mit Fasern (**51**) zur Imitation kollagener Fasern natürlicher Menisken eingelagert sind.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 10 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Meniskuselemente (**46**) ein spezifisches Gewicht aufweisen, das größer oder gleich des spezifischen Gewichtes eines zur Befüllung des Gelenkraumes (R) vorgesehenen Fluids (F) ist. 14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass Funktionselemente (**28**) vorgesehen sind, die bei dem künstlichen Gelenk (G) als Ersatz für Sehnen und/oder Bänder eines diesem künstlichen Gelenk (G) entsprechenden natürlichen Gelenkes dienen.

14. Vorrichtung nach Anspruch 14, wobei das künstliche Gelenk (G) als Kniegelenk mit Patella sowie mit Femurelement (**5**) und Tibiaelement (**3**) als Gelenkpartner (P) ausgelegt ist, dadurch gekennzeichnet, dass das Kniegelenk (**1**) als Funktionselemente (**28**) vorderes Kreuzbandelement (**37.1**) und hinteres Kreuzbandelement (**37.2**), Patellasehnenelement (**37.1**) und Quadrizepssehnenelement (**38.2**) mit dazwischen angeordnetem Patellaelement (**38.3**), mediales Seitenbandelement (**39.1**) und laterales Seitenbandelement (**39.2**), hinteres Längs-

bandelement (41) sowie/oder Popliteussehnenelement (40) aufweist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, dass ein Rahmen (13) mit einer Führung und/oder Aufnahme zur Führung und/oder Festlegung der Funktionselemente (28) vorgesehen ist, wobei der Rahmen (13) in Einbaulage zumindest teilumfänglich zum künstlichen Gelenk (G) angeordnet ist.

16. Vorrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass der Rahmen (13) zumindest an einem der Gelenkpartner (P) festlegbar ist.

17. Vorrichtung nach Anspruch 16 oder 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Funktionselemente (28) unter jeweiliger Ausbildung einer zum künstlichen Gelenk (G) kraftmechanisch wirksamen Länge (w) in einem ersten Endbereich (29.1) an einem der Gelenkpartner (P) und in einem zweiten Endbereich (29.2) an dem Rahmen (13) festlegbar sind.

18. Vorrichtung nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, dass die wirksame Länge (w) der Funktionselemente einzelnen, in Gruppen und/oder in ihrer Gesamtheit über deren Festlegung am Rahmen (13) und/oder an einem der Gelenkpartner (P) einstellbar ist.

19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 16 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass der Rahmen (13) an einem Gelenkkopf (K) einer der Gelenkpartner (P) unter Freilassung eines Endabschnitts (25) dieses Gelenkkopfs (K) mit den Kraft übertragenden Gelenkflächen und/oder unter Freilassung von Arthroskopie spezifischen Eingriffsfeldern zum Zugriff von arthroskopischen Werkzeugen in das künstliche Gelenk (G) festlegbar ist.

20. Vorrichtung nach Anspruch 2 und einem der Ansprüche 16 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass der Rahmen (13) die innere Hülle (6.1) dichtend zumindest gegen einen der beiden Gelenkpartner (P) presst.

21. Vorrichtung nach Anspruch 21, wobei das künstliche Gelenk (G) als Kniegelenk (1) mit Tibiaelement (3) und Femurelement (5) als Gelenkpartner (P) ausgelegt ist, dadurch gekennzeichnet, dass der Rahmen (13) die innere Hülle (6.1) dichtend gegen den Gelenkkopf des Tibiaelementes presst.

22. Vorrichtung nach Anspruch 3 und einem der Ansprüche 16 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass der Rahmen (13) zwischen der äußeren Hülle (6.2) und der inneren Hülle (6.1) angeordnet ist.

23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 23, dadurch gekennzeichnet, dass sie eine vorzugs-

weise ventilgesteuerte oder -geregelte Befüllvorrichtung (B) mit Eingang (10) und Ausgang (11) zum bzw. aus dem Gelenkraum (R) und/oder zum bzw. aus einem Zwischenraum (54) zwischen innerer Hülle (6.1) und äußerer Hülle (6.2) aufweist.

24. Vorrichtung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass der Eingang (10) und/oder der Ausgang (11) kanalartig mit zumindest mit einer Hauptwegkomponente axial verlaufend in zumindest einem der Gelenkpartner (P) eingebracht ist.

25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass sie modular mit den Gelenkpartnern (P) als erste Module (20.1) aufgebaut ist.

26. Vorrichtung nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, dass, zur Bewegungssimulation des künstlichen Gelenkes (G), zumindest einer der Gelenkpartner (P) an einer von dem künstlichen Gelenk (G) entfernten und/oder abgewandten Seite mit zumindest einem zweiten Modul (20.2) verbunden ist, wobei das zweite Modul (20.2) bezüglich des künstlichen Gelenkes (G) kraftmechanisch zumindest etwa gleich wirksam wie ein entsprechendes natürliches Körperteil ist.

27. Vorrichtung nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Modul (20.2) an einer von dem zugeordneten ersten Modul (20.1) abgewandten Seite mittelbar über zumindest ein weiteres Modul oder unmittelbar an einer zweiten Basis (20.2) ortsunveränderlich anlagerbar oder fixierbar ist.

28. Vorrichtung nach Anspruch 28, wobei das künstliche Gelenk (G) als Kniegelenk (1) mit Femurelement (5) und Tibiaelement (3) als Gelenkpartner (P) ausgelegt ist, dadurch gekennzeichnet, dass das Femurelement (5) an seiner dem Kniegelenk (1) abgewandten Seite über ein künstliches Hüftgelenk (33) als zweites Modul (20.2) mit einem Beckenelement als drittes Modul (20.3) gelenkig verbunden ist.

29. Tibiaelement mit Meniskuselementen (46) für eine Vorrichtung (V) nach einem der Ansprüche 1 bis 29, dadurch gekennzeichnet, dass die Meniskuselemente (46) lediglich in Festlegungsbereichen (47) an dem Tibiaelement (3) festgelegt sind, die zumindest in etwa den Festlegungsbereichen natürlicher Menisken einer natürlichen Tibia entsprechen.

30. Tibiaelement nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, dass die Meniskuselemente (46) in den Festlegungsbereichen (47) mittels mechanischer Verfahren, wie Festklemmen oder Festnähen, und/oder chemischer Verfahren, wie Kleben oder Vulkanisieren, mit dem Tibiaelement (3) verbunden sind.

31. Tibiaelement nach Anspruch 31, dadurch gekennzeichnet, dass die Meniskuselemente (46) aus Kunststoff mit geringer Shore-Härte hergestellt sind.

32. Tibiaelement nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, dass in dem Kunststoff der Meniskuselemente (46) Faserstrukturen mit Fasern (51) zur Imitation kollagener Fasern natürlicher Menisken eingelagert sind.

33. Tibiaelement nach einem der Ansprüche 30 bis 33, dadurch gekennzeichnet, dass die Meniskuselemente (46) ein spezifisches Gewicht aufweisen, das größer oder gleich des spezifischen Gewichtes eines zur Befüllung des Gelenkraumes (R) vorgesehenen Fluids (F) ist.

Es folgen 32 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

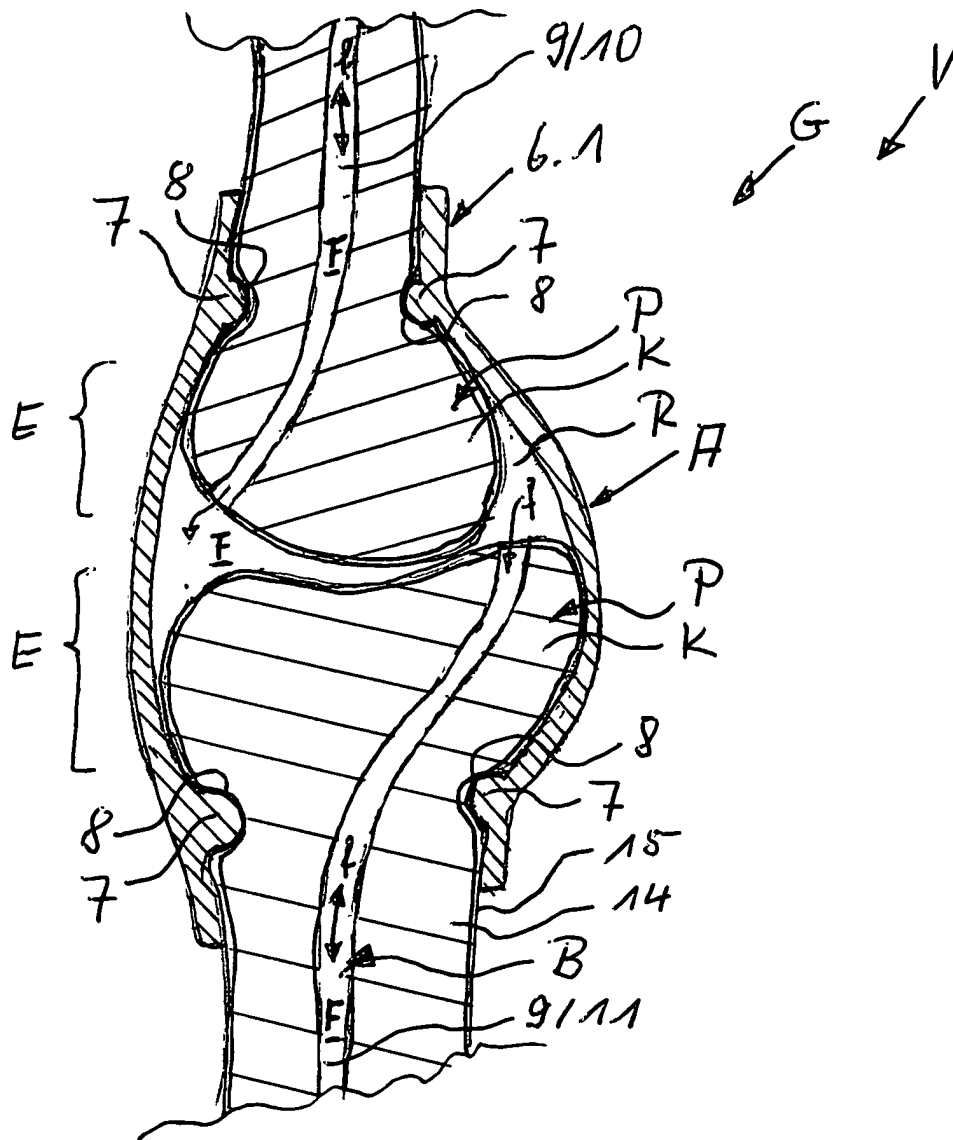


Fig. 1

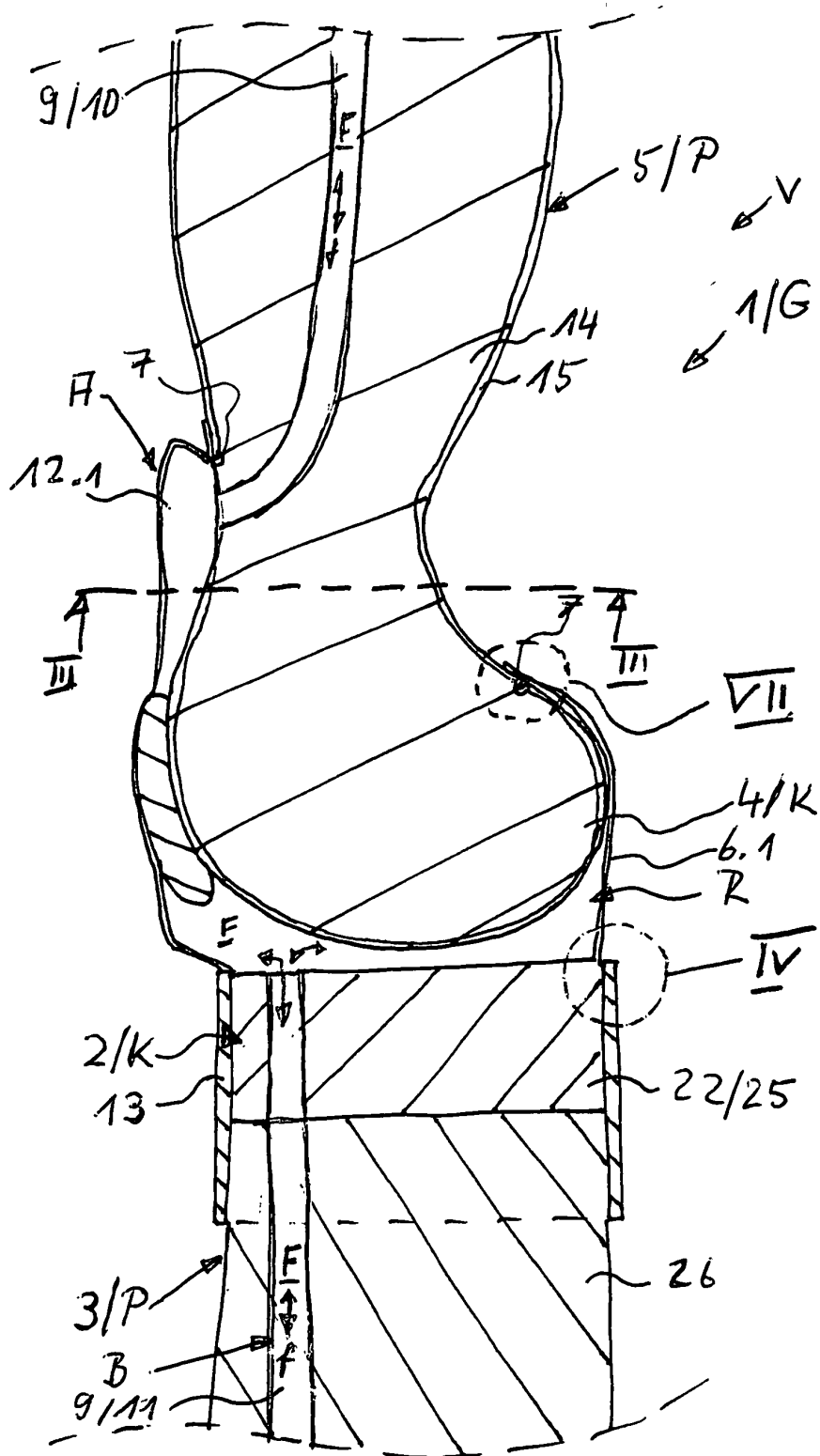


Fig. 2a

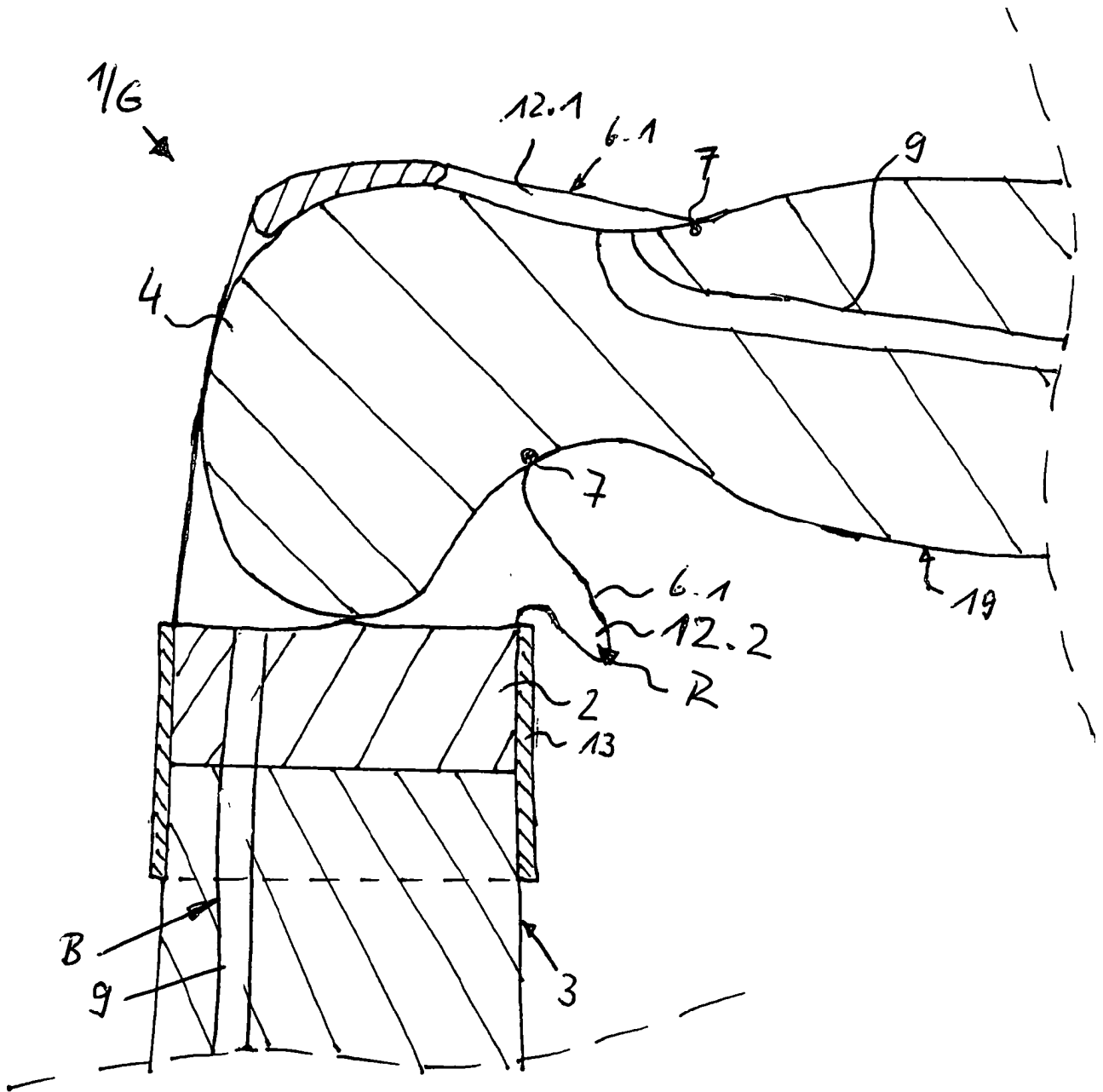


Fig. 2 b

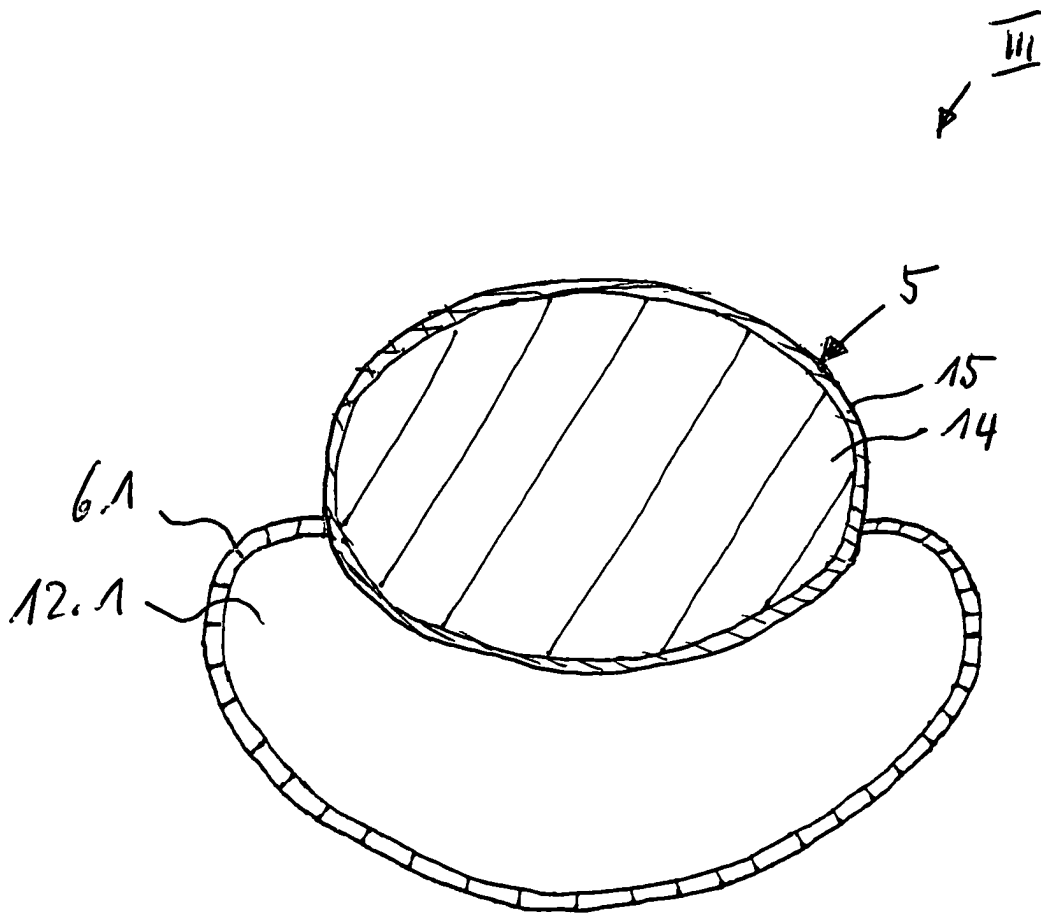


Fig. 3

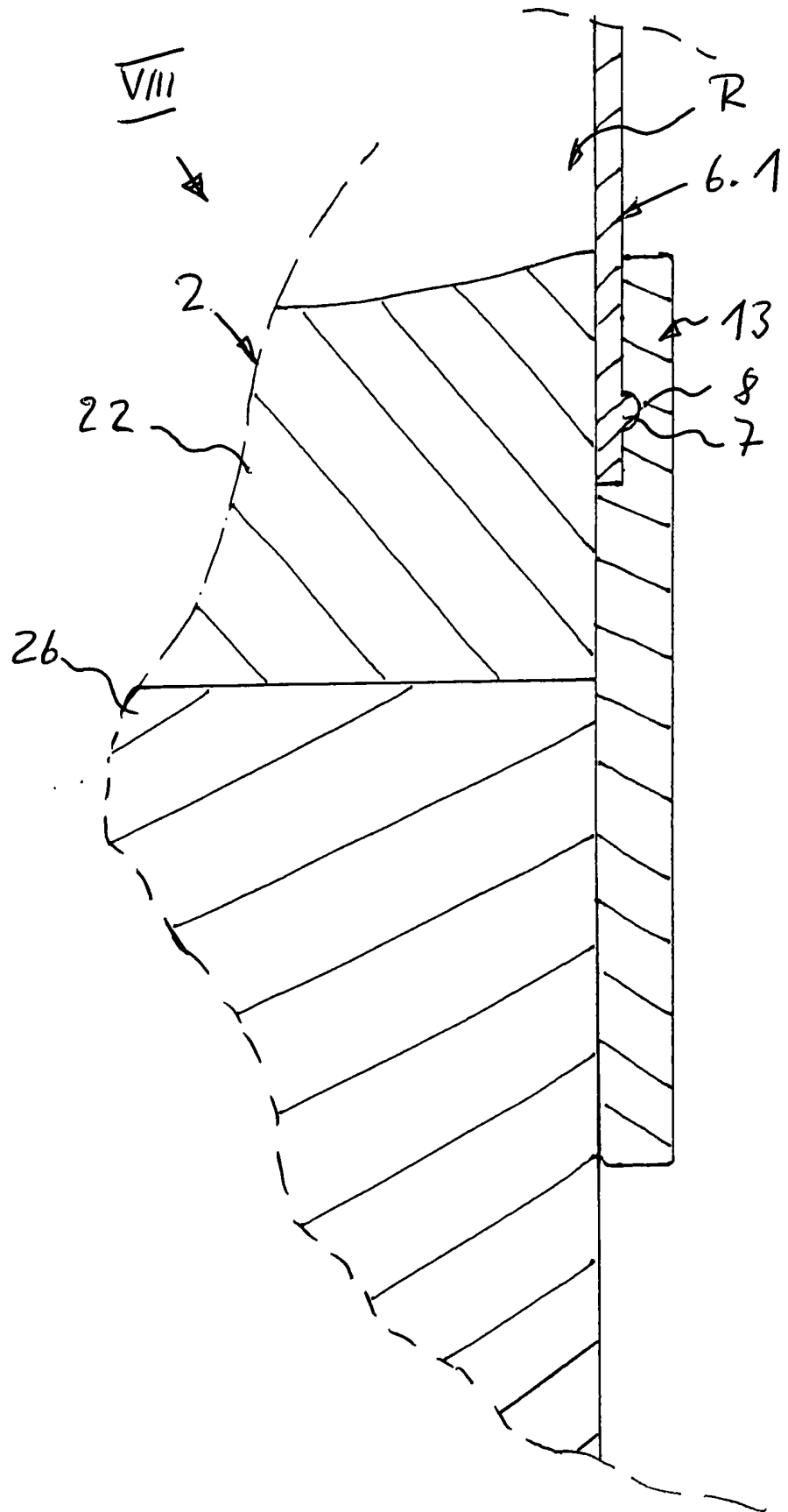


Fig. 4

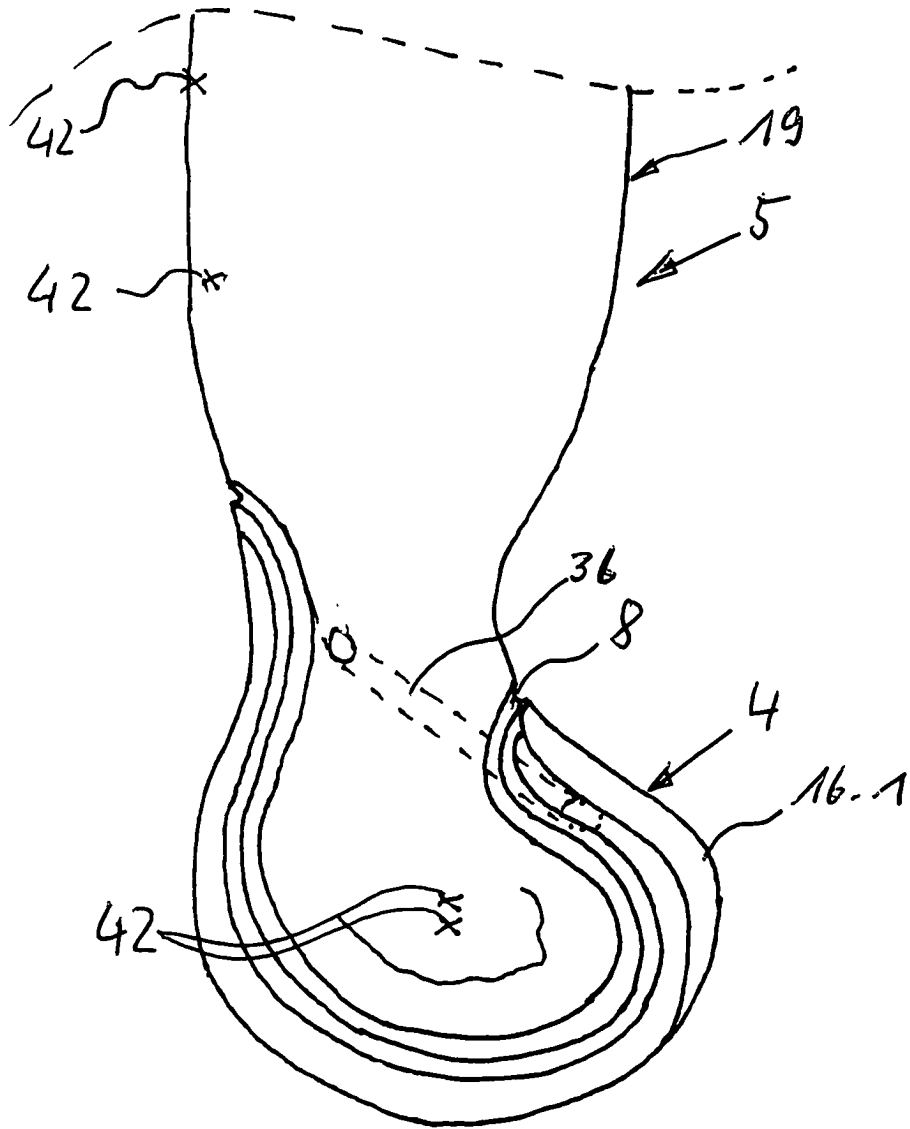


Fig. 5

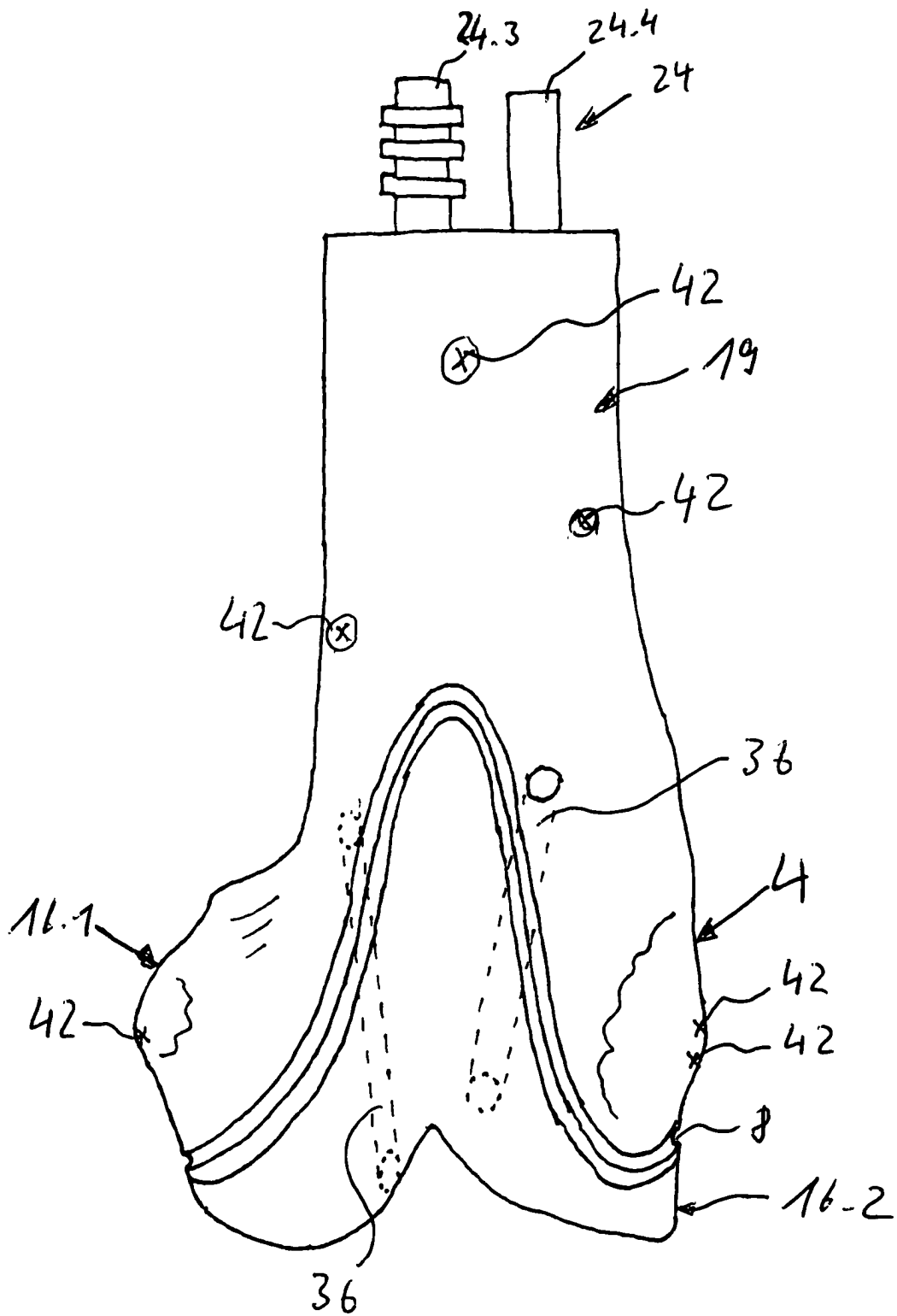


Fig. 6

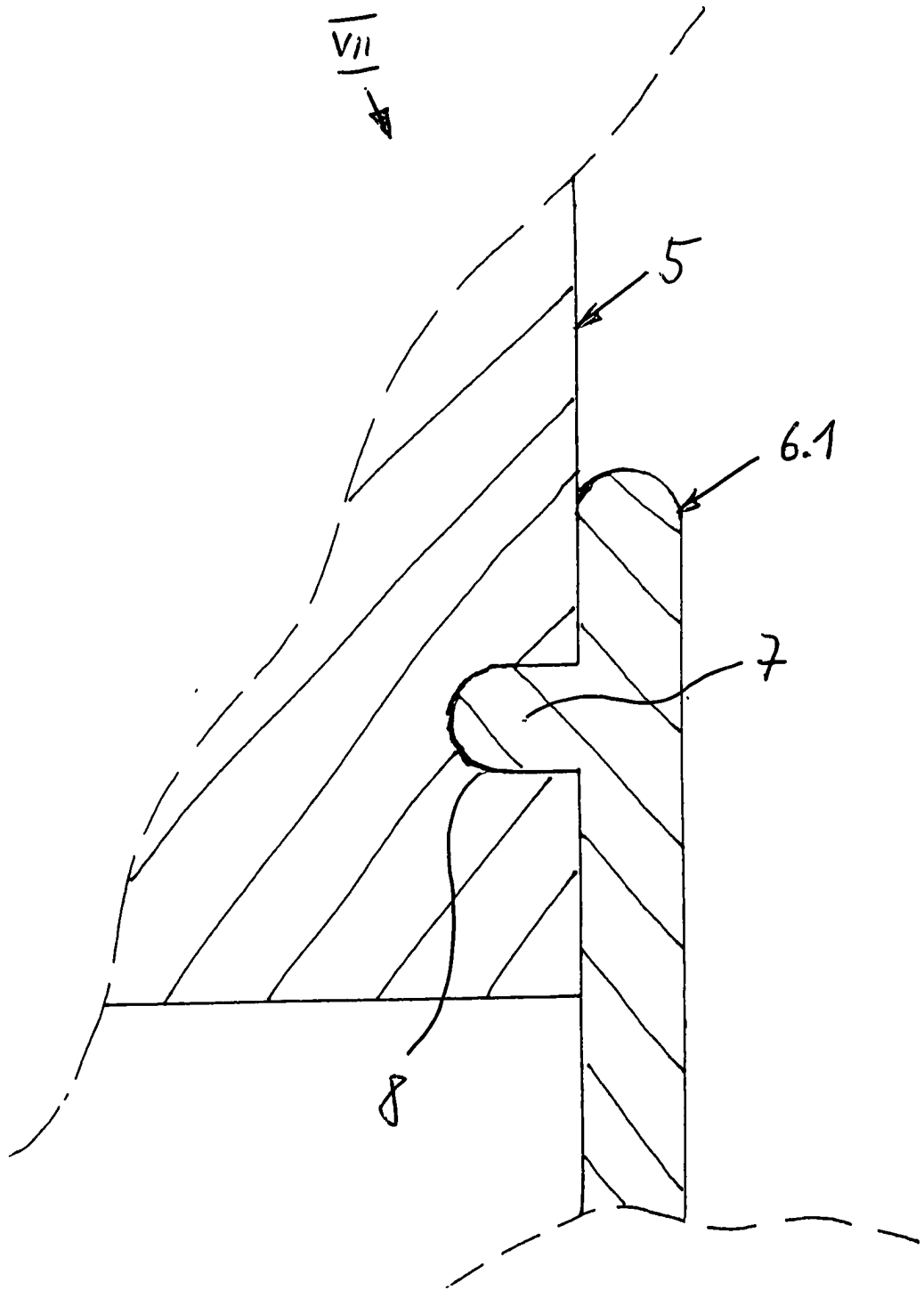


Fig. 7

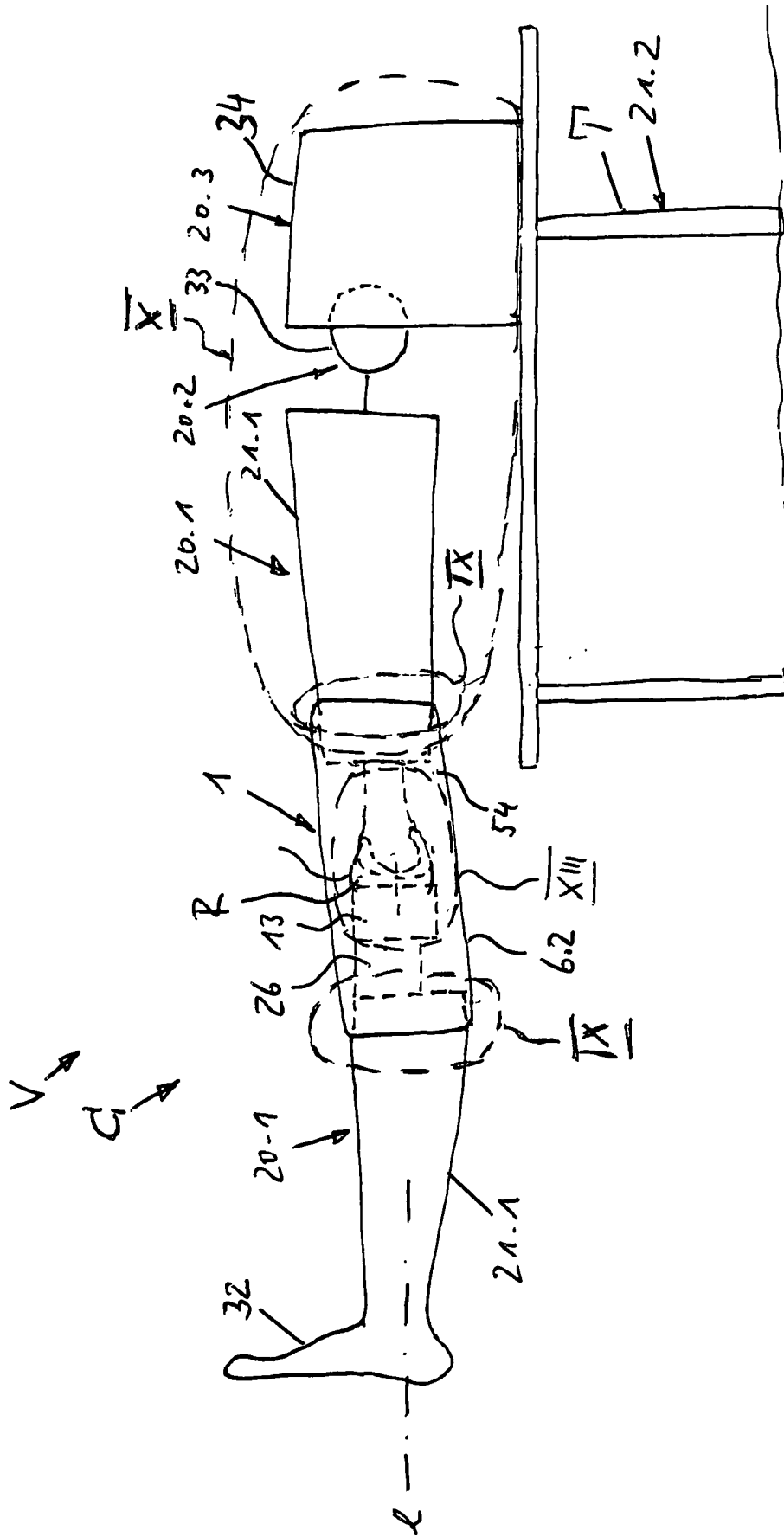


Fig. 8

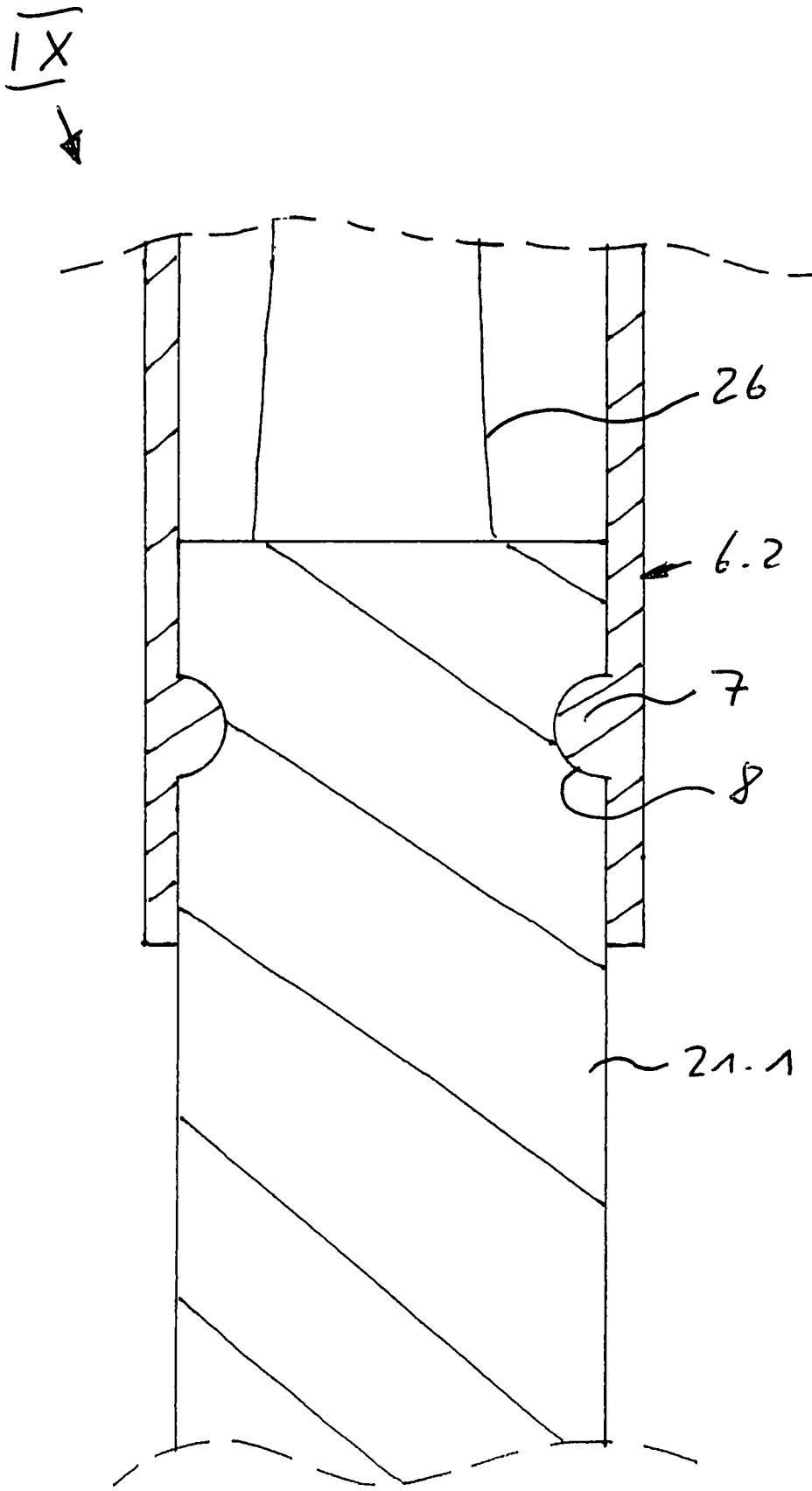


Fig. 9

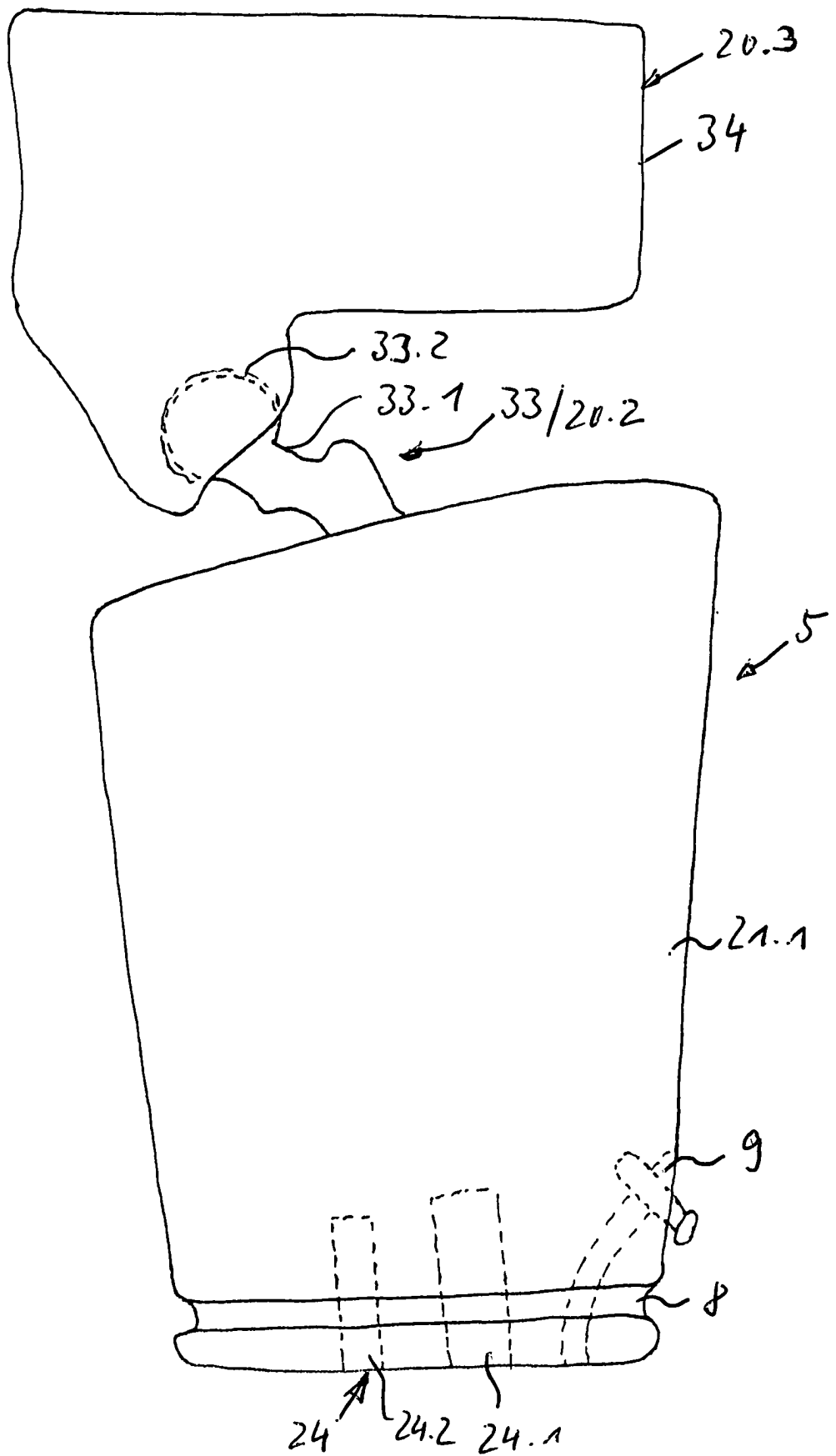


Fig. 10

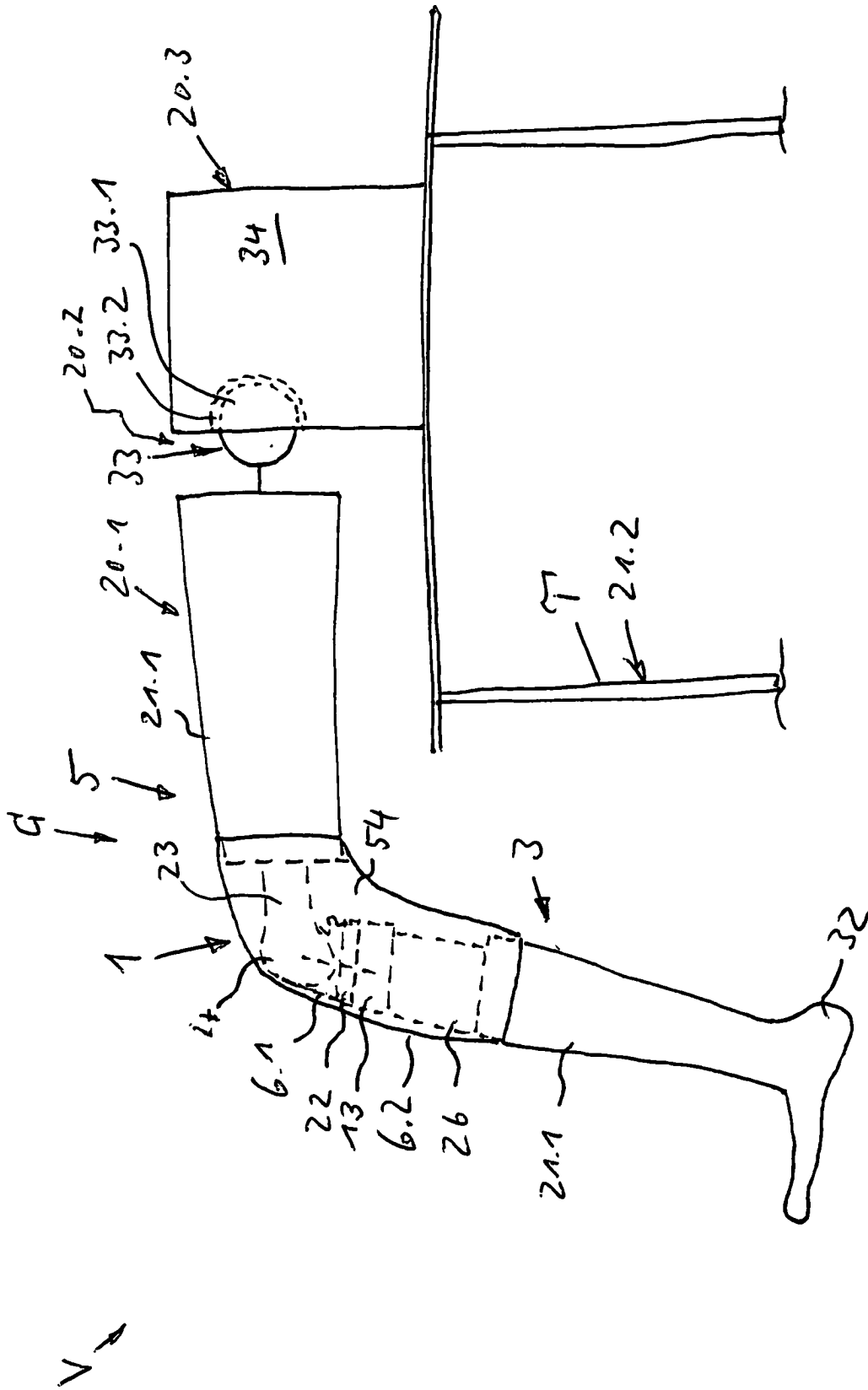


Fig. 11

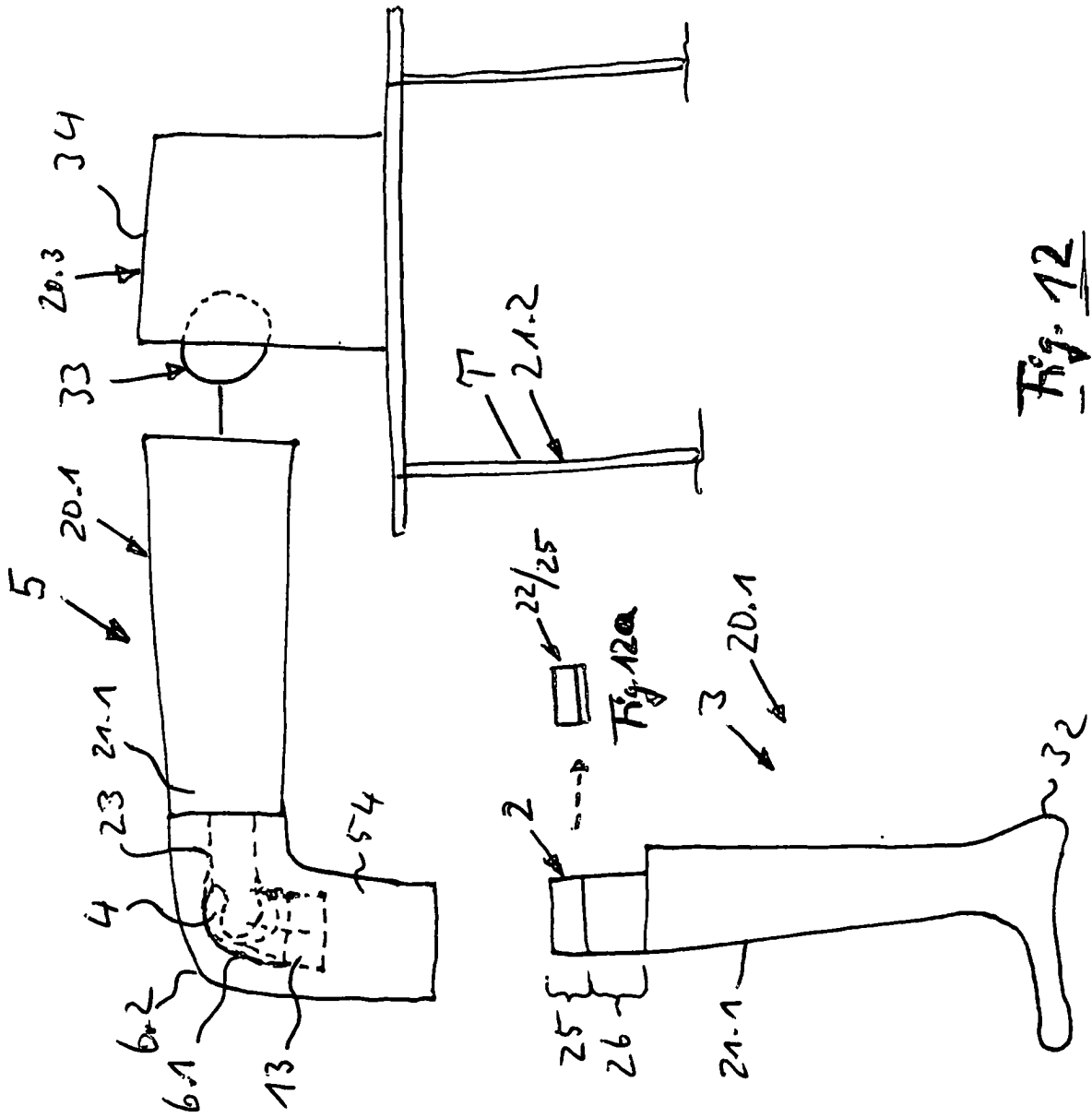


Fig. 12

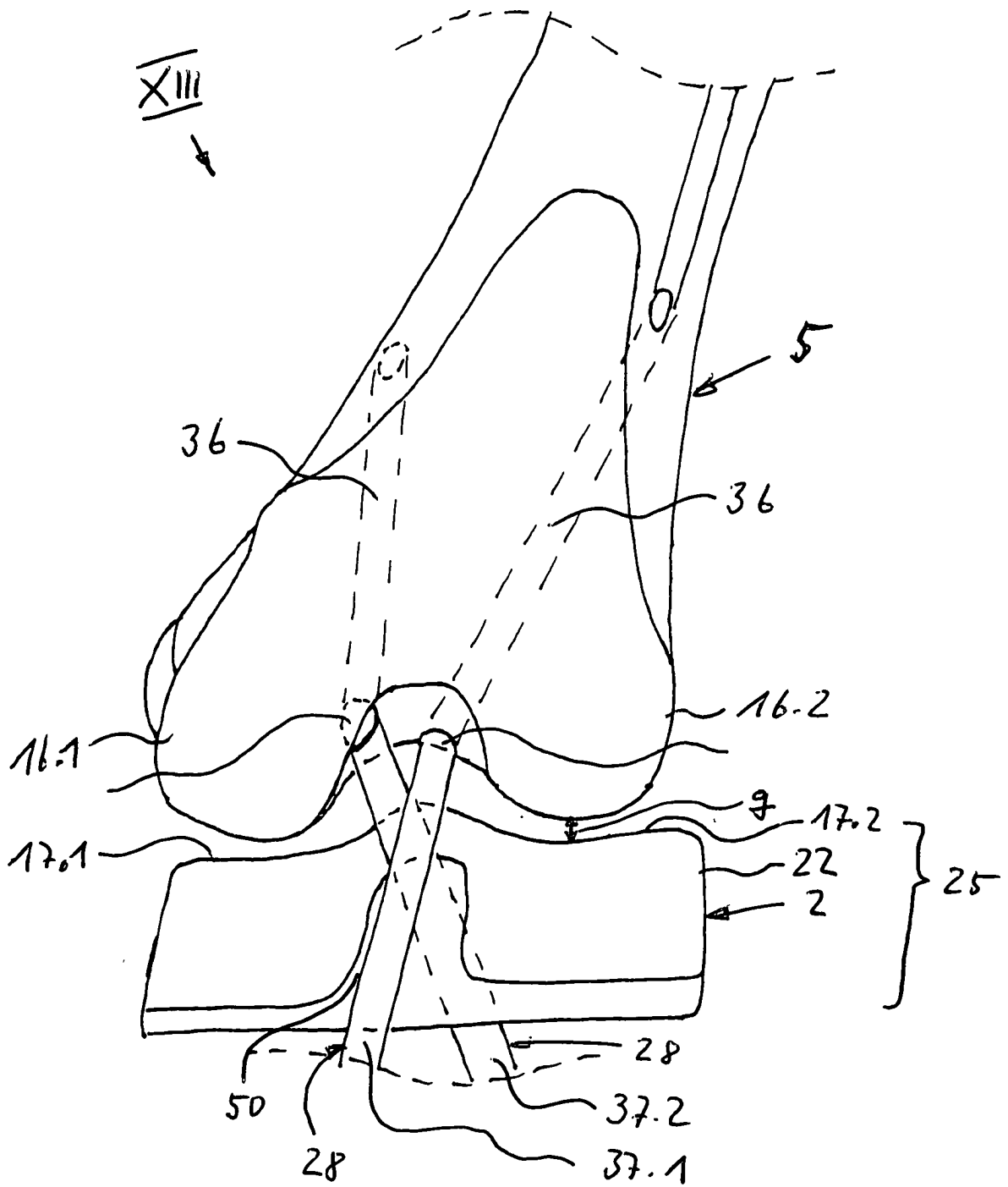


Fig. 13

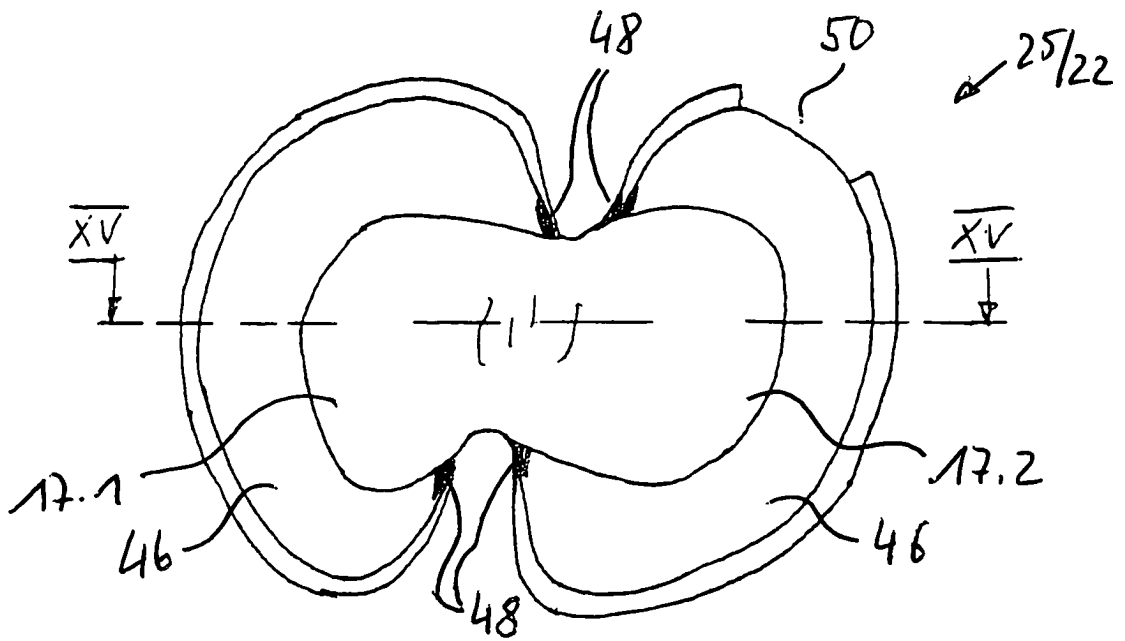


Fig. 14a

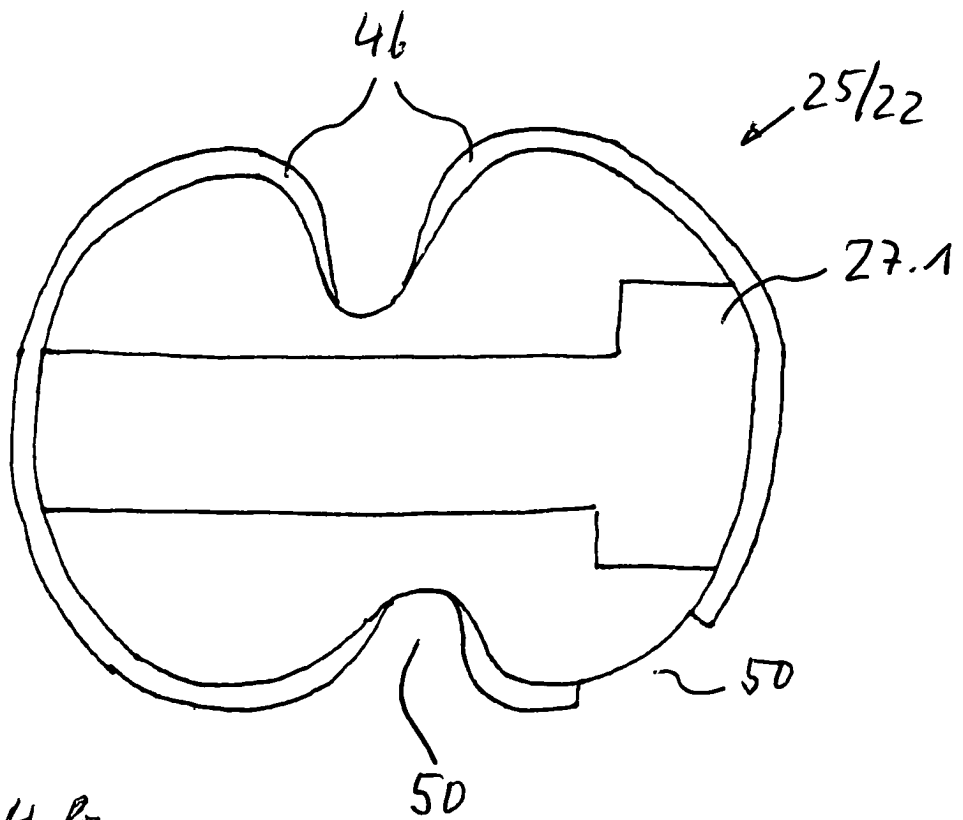


Fig 14 b

Fig. 14 c

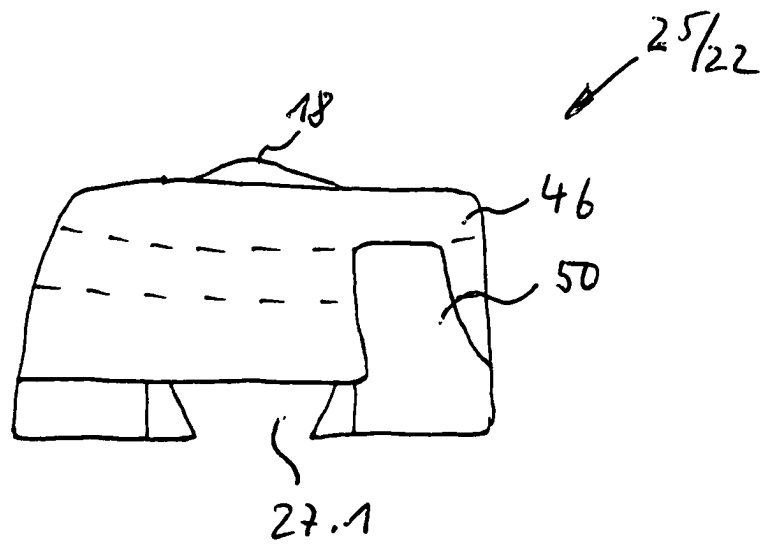
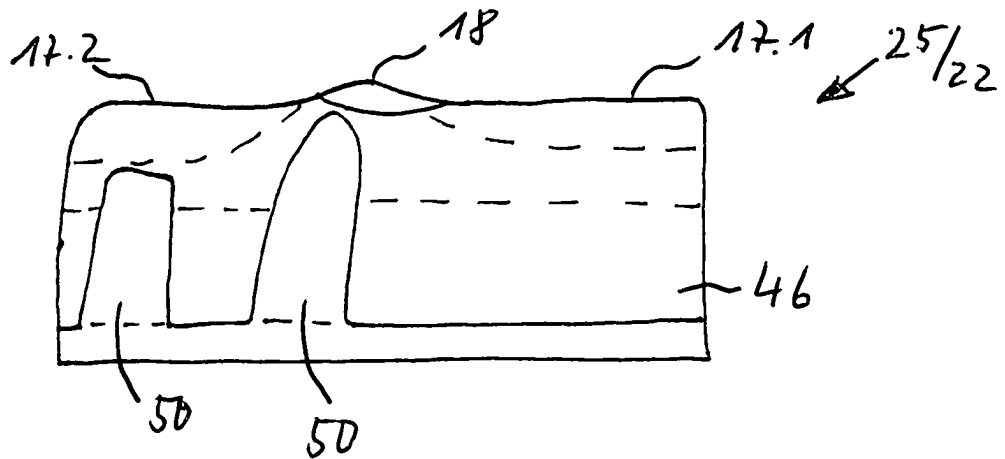


Fig. 14 d

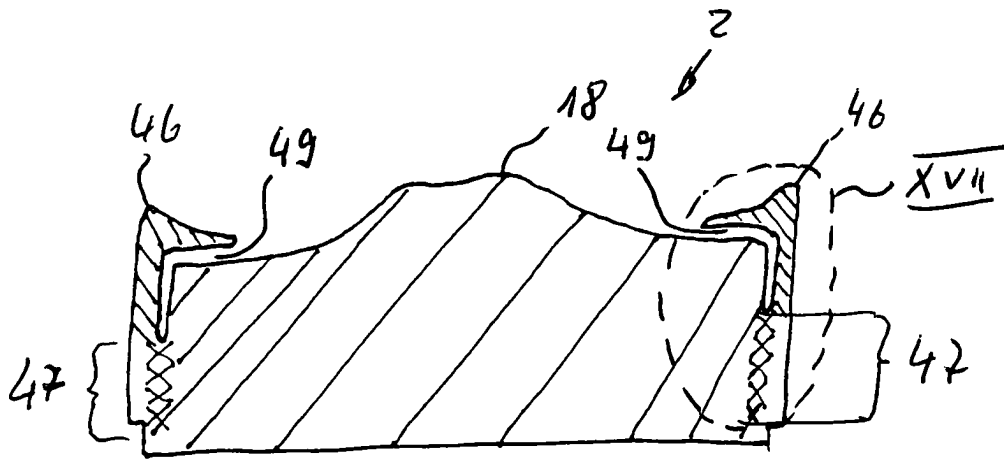


Fig. 15

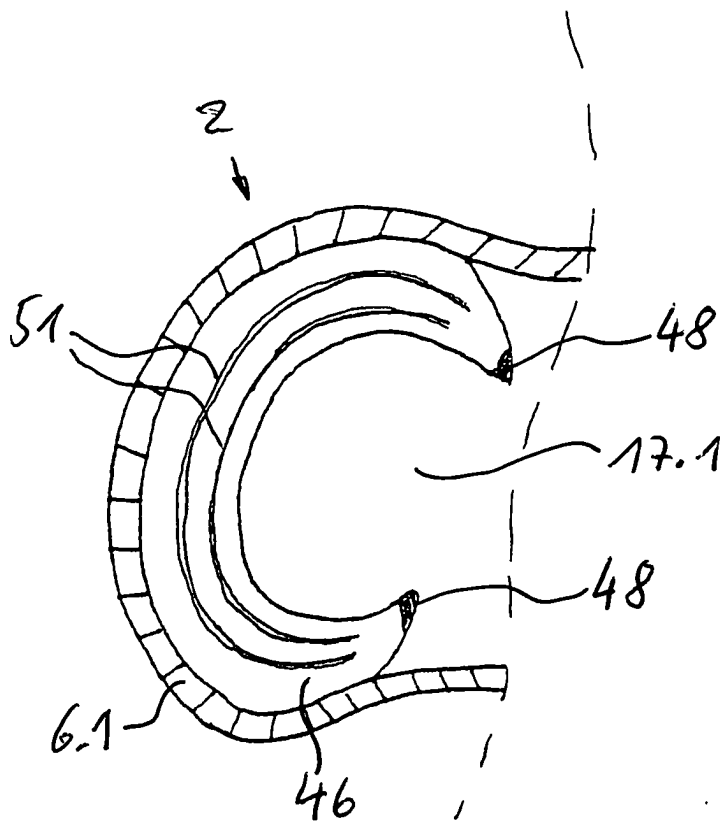
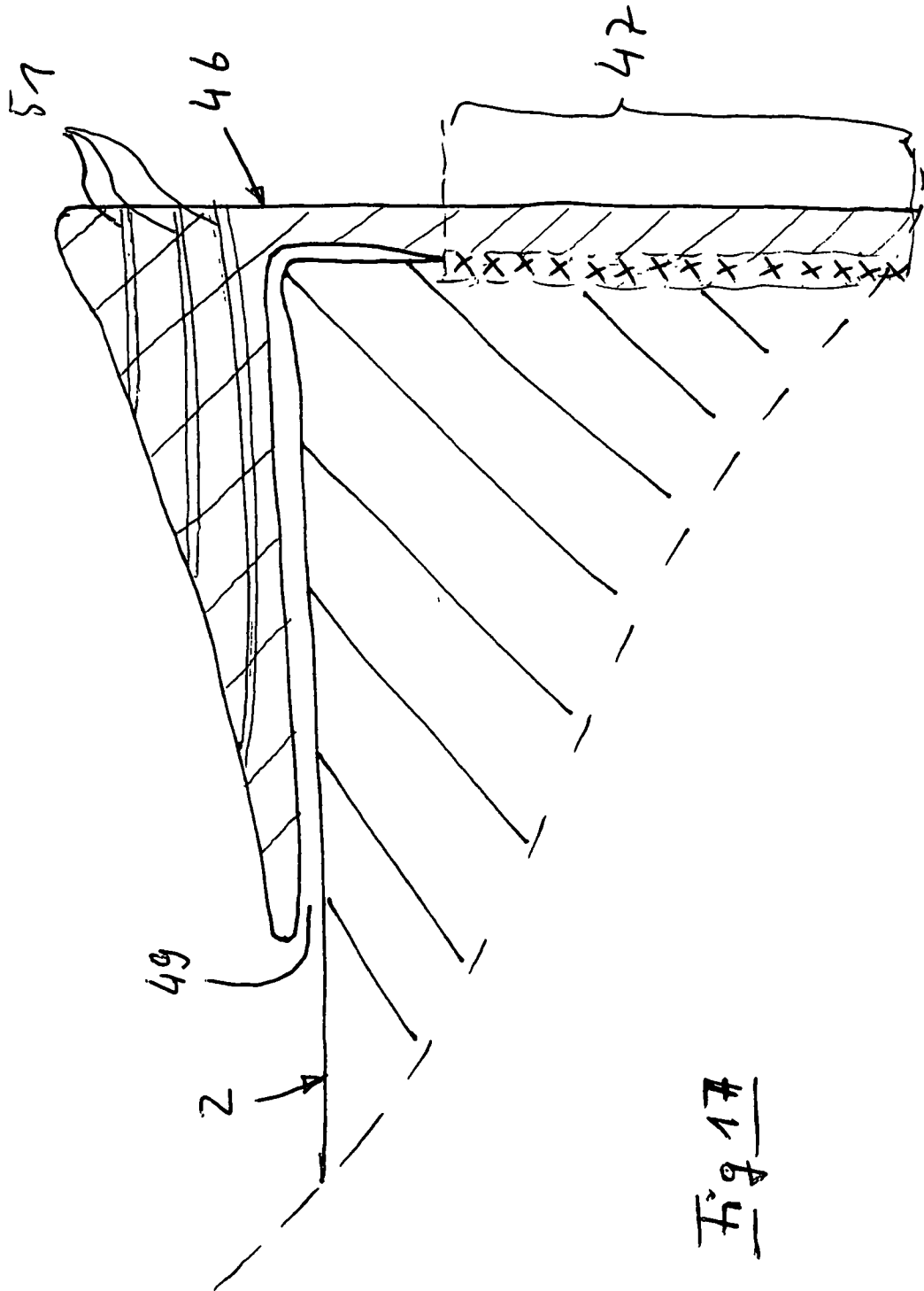
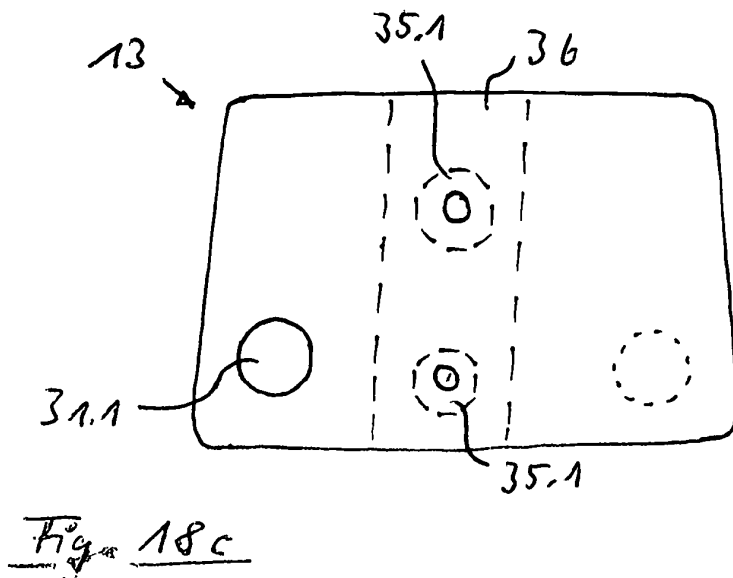
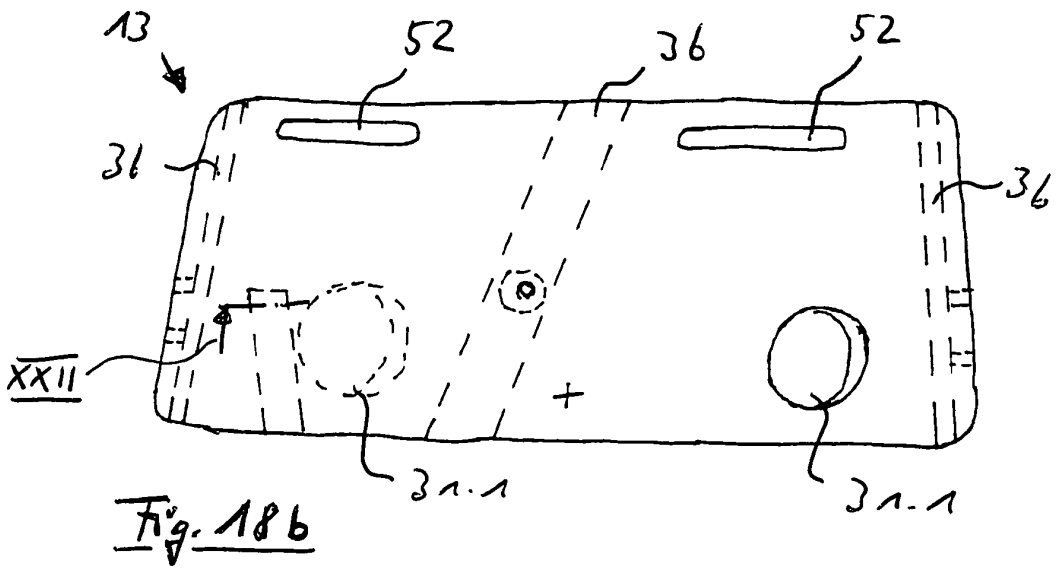
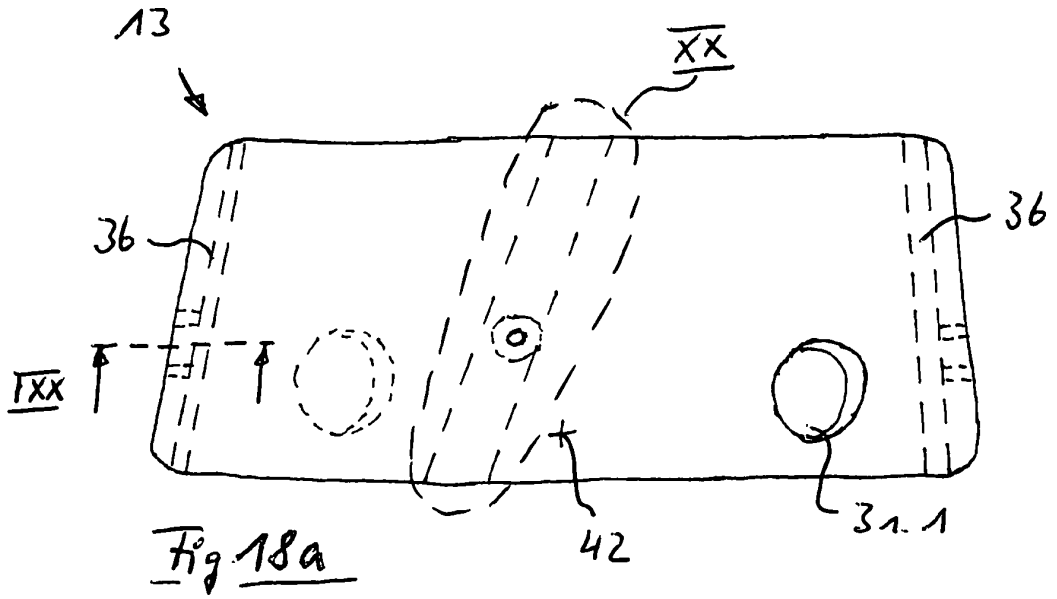


Fig. 16





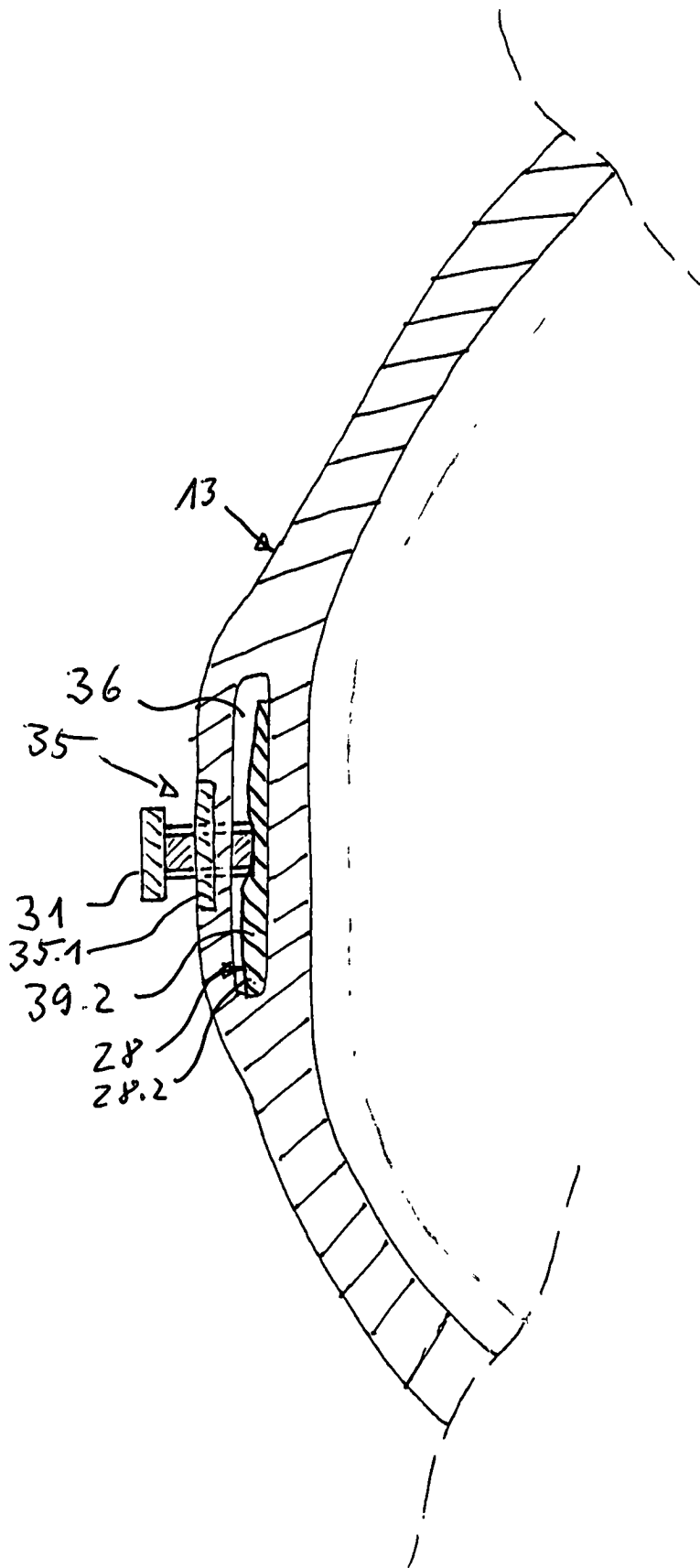


Fig. 19

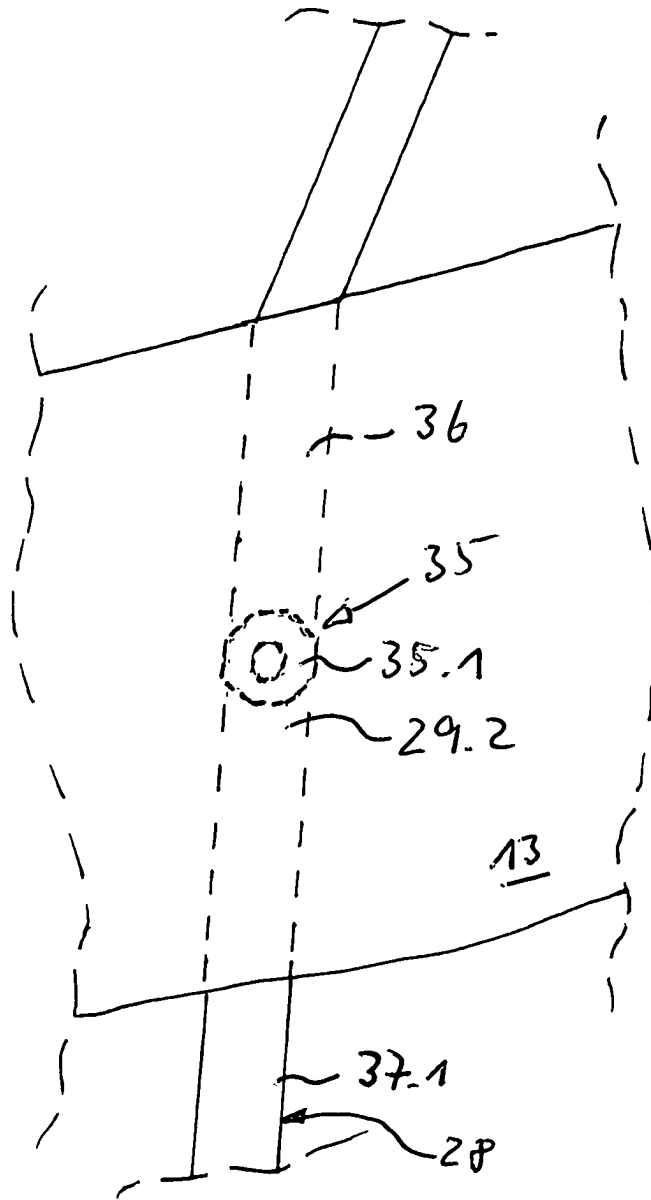


Fig. 20

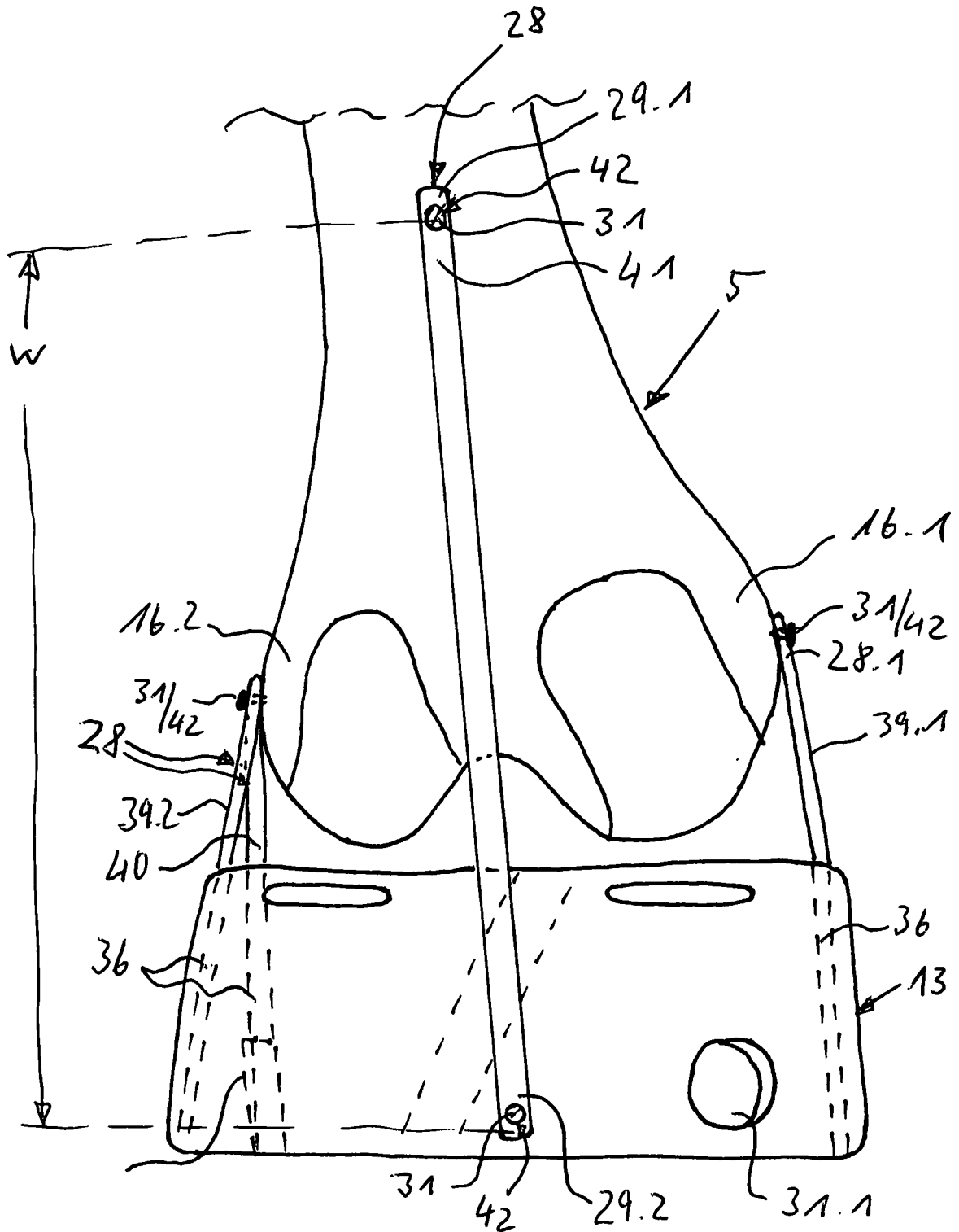


Fig. 21

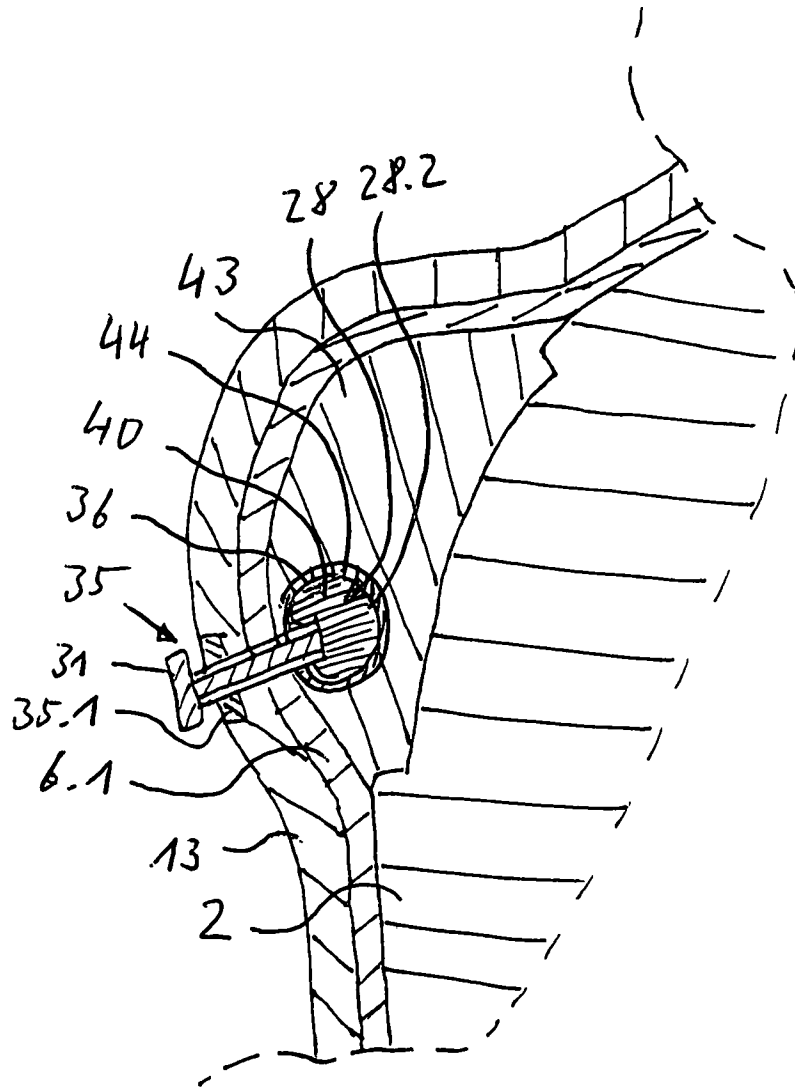


Fig. 22

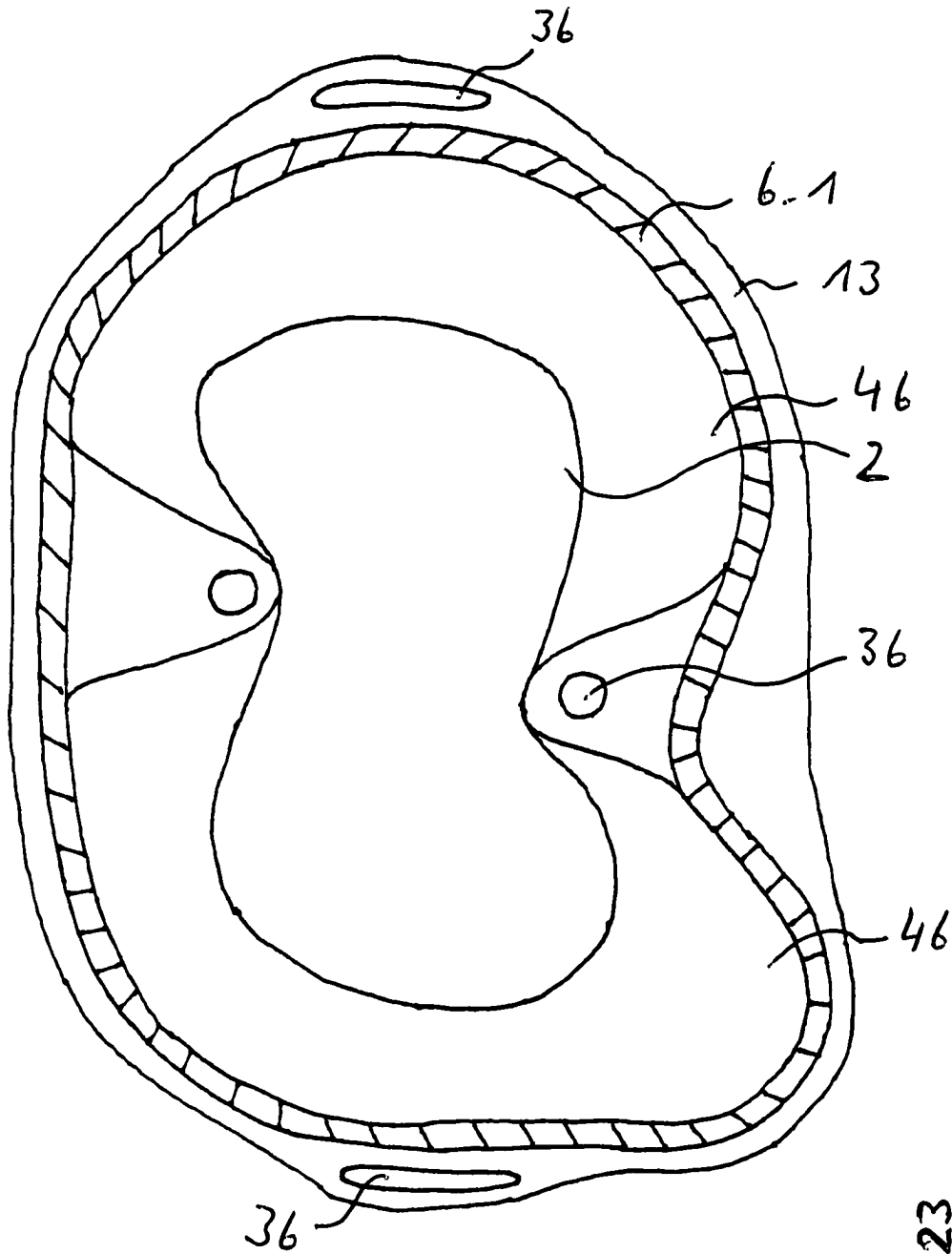


Fig. 23

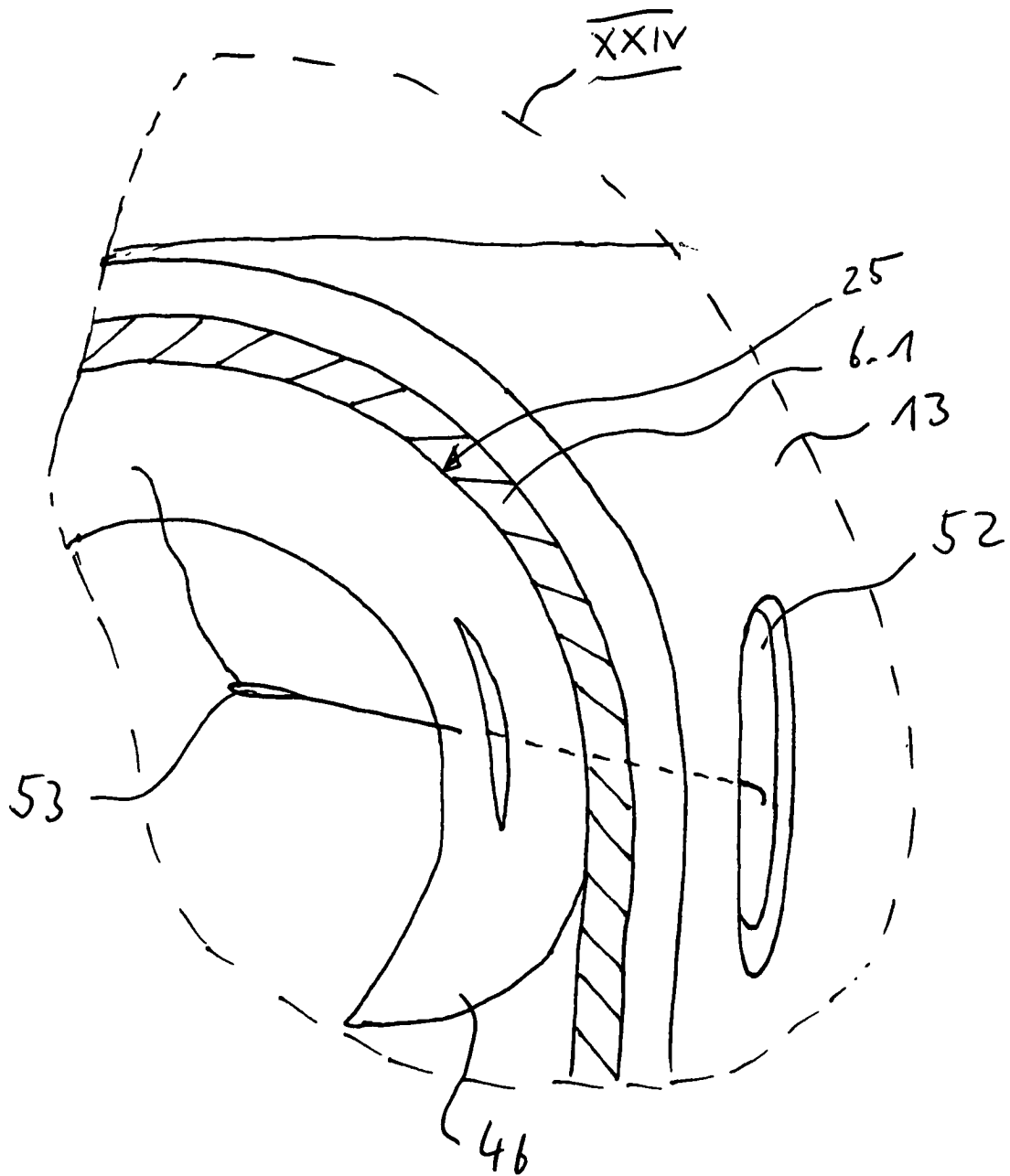


Fig. 24

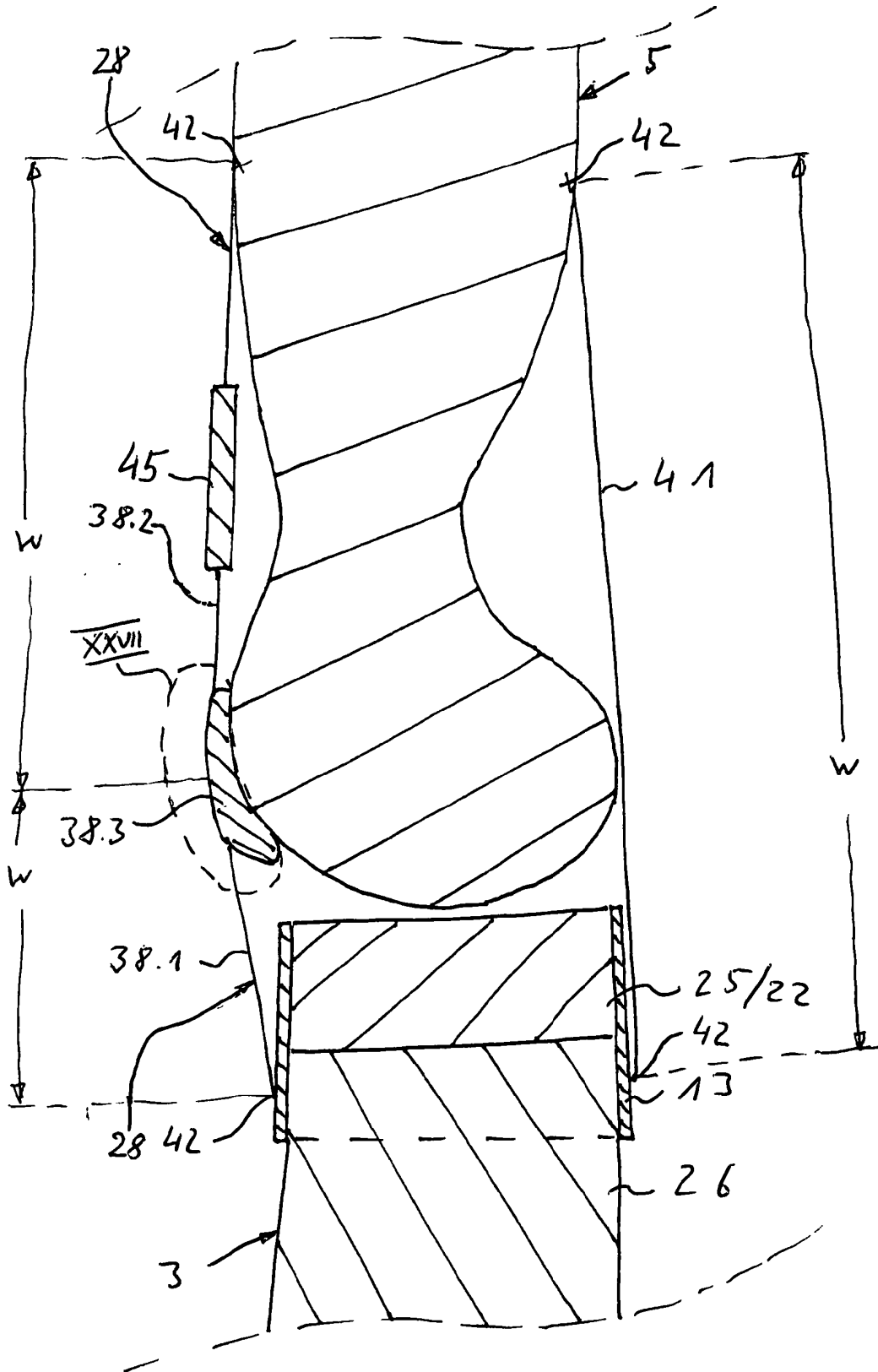


Fig. 25

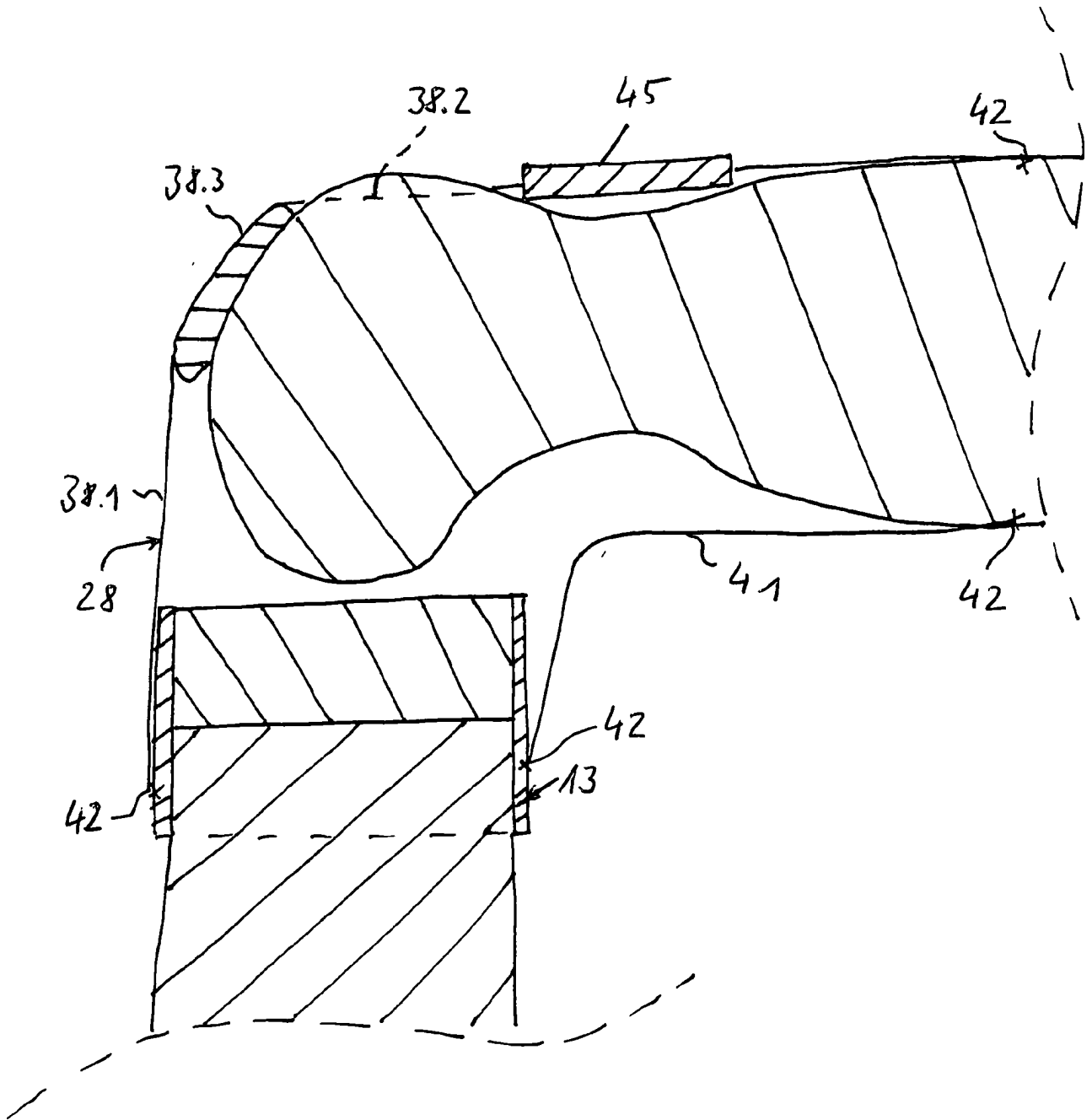


Fig. 26

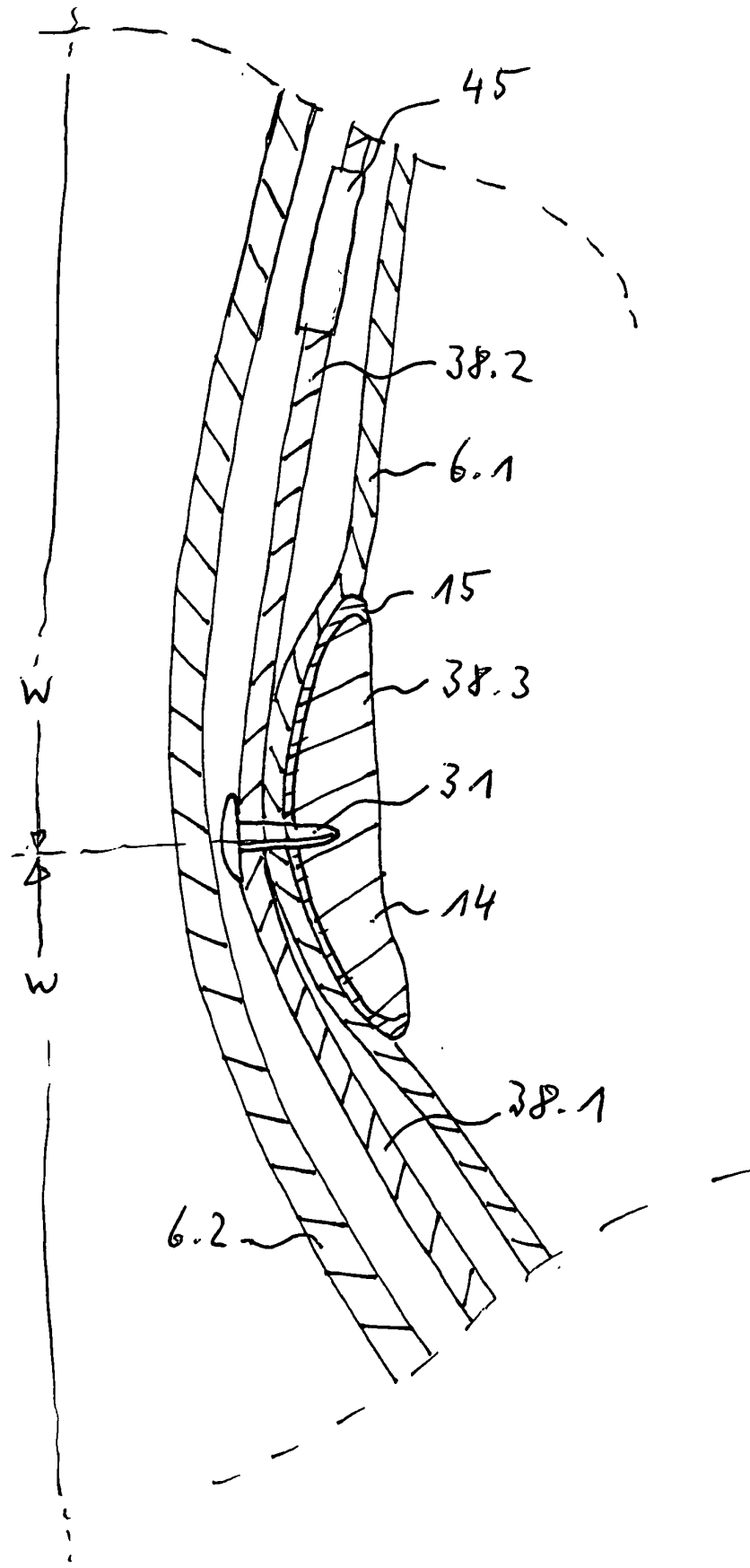


Fig. 27

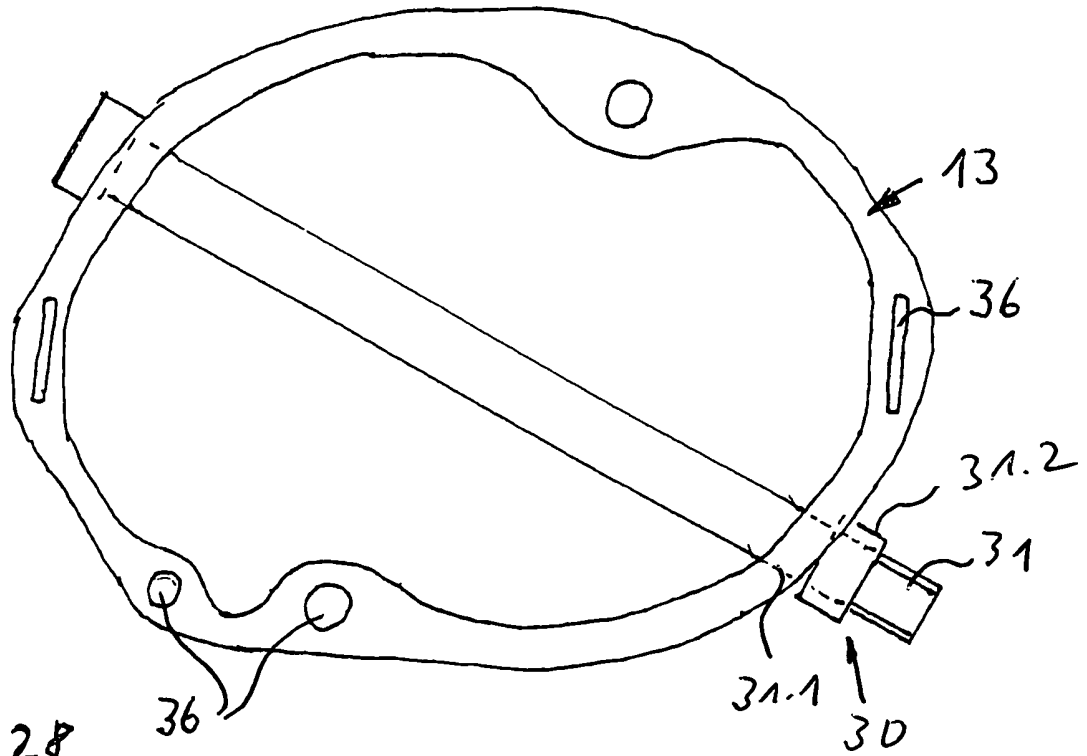


Fig. 28

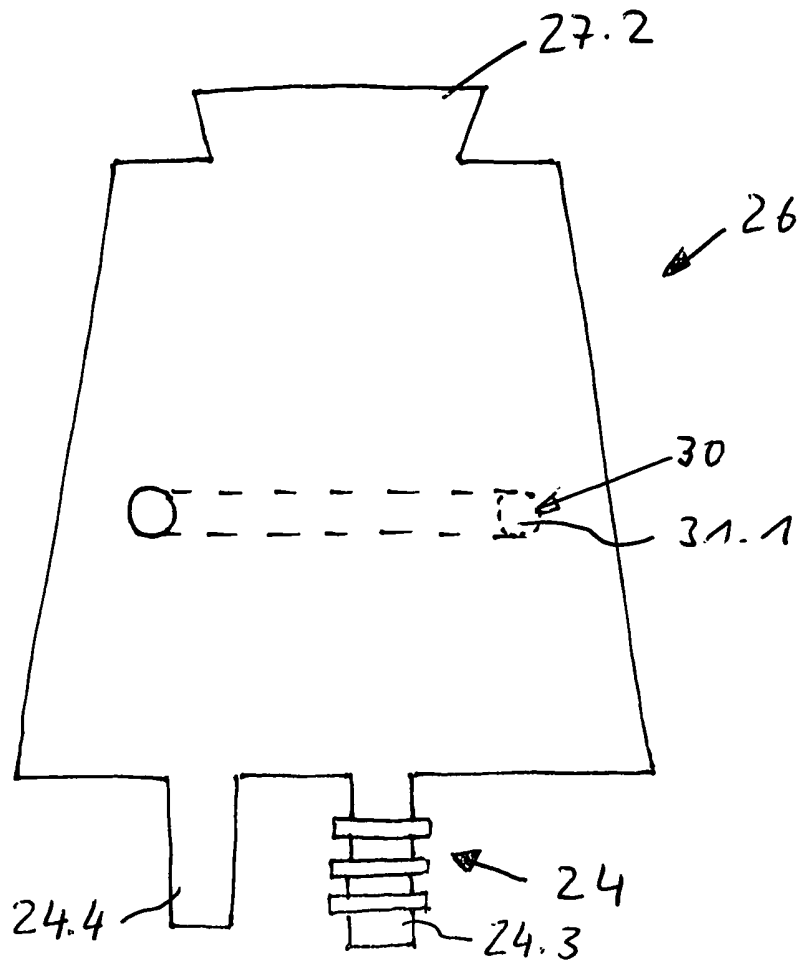
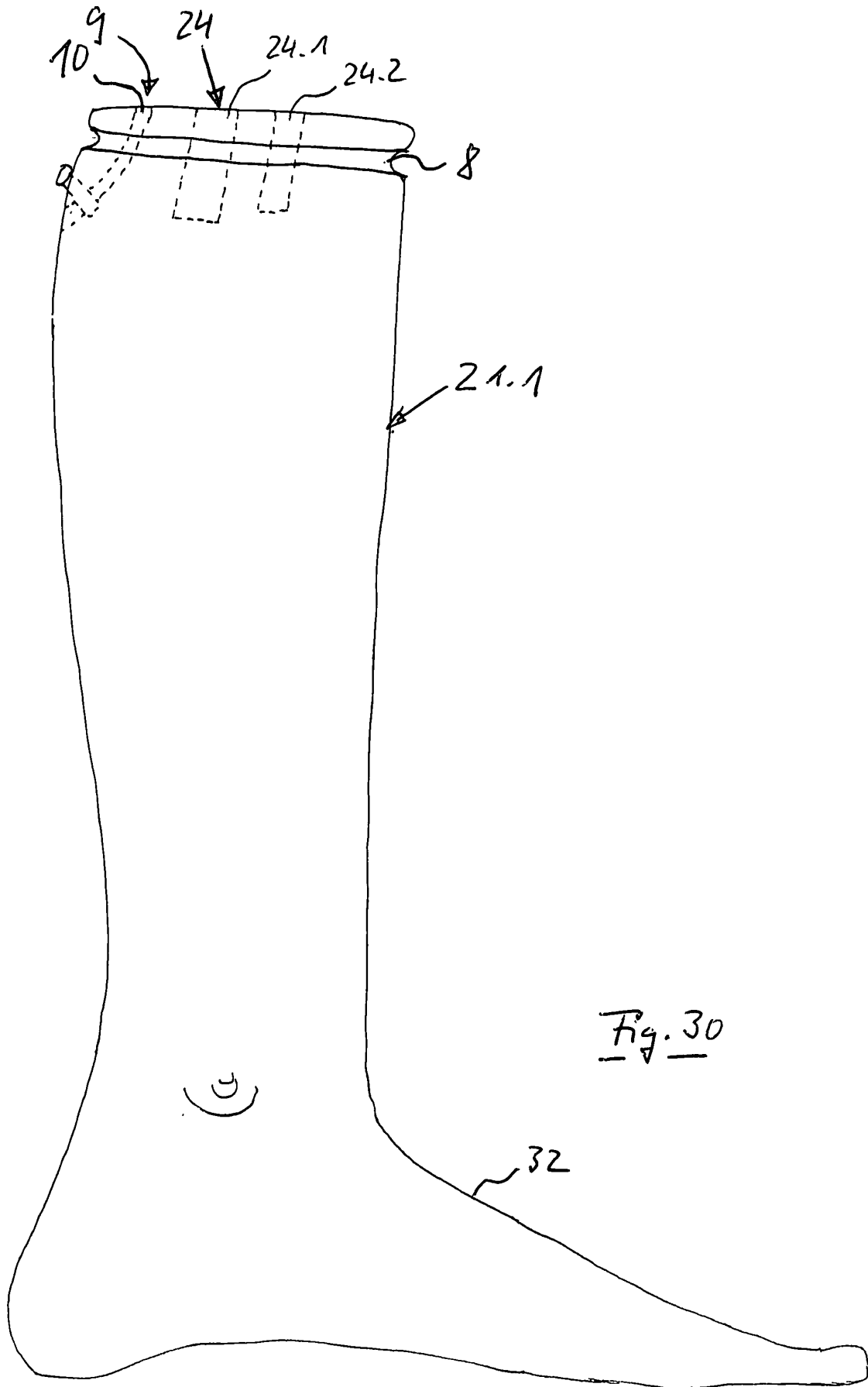


Fig. 29



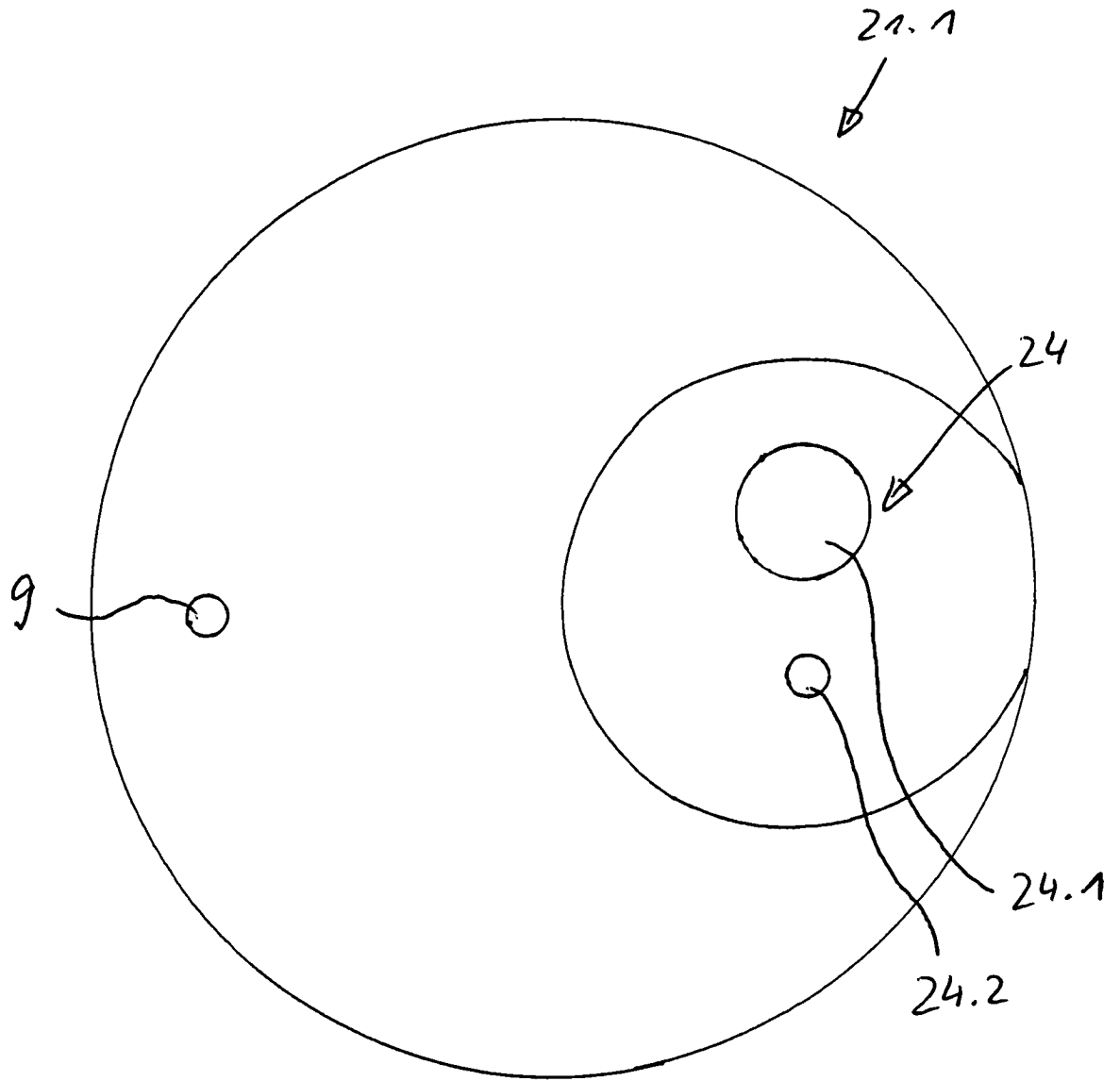


Fig. 31

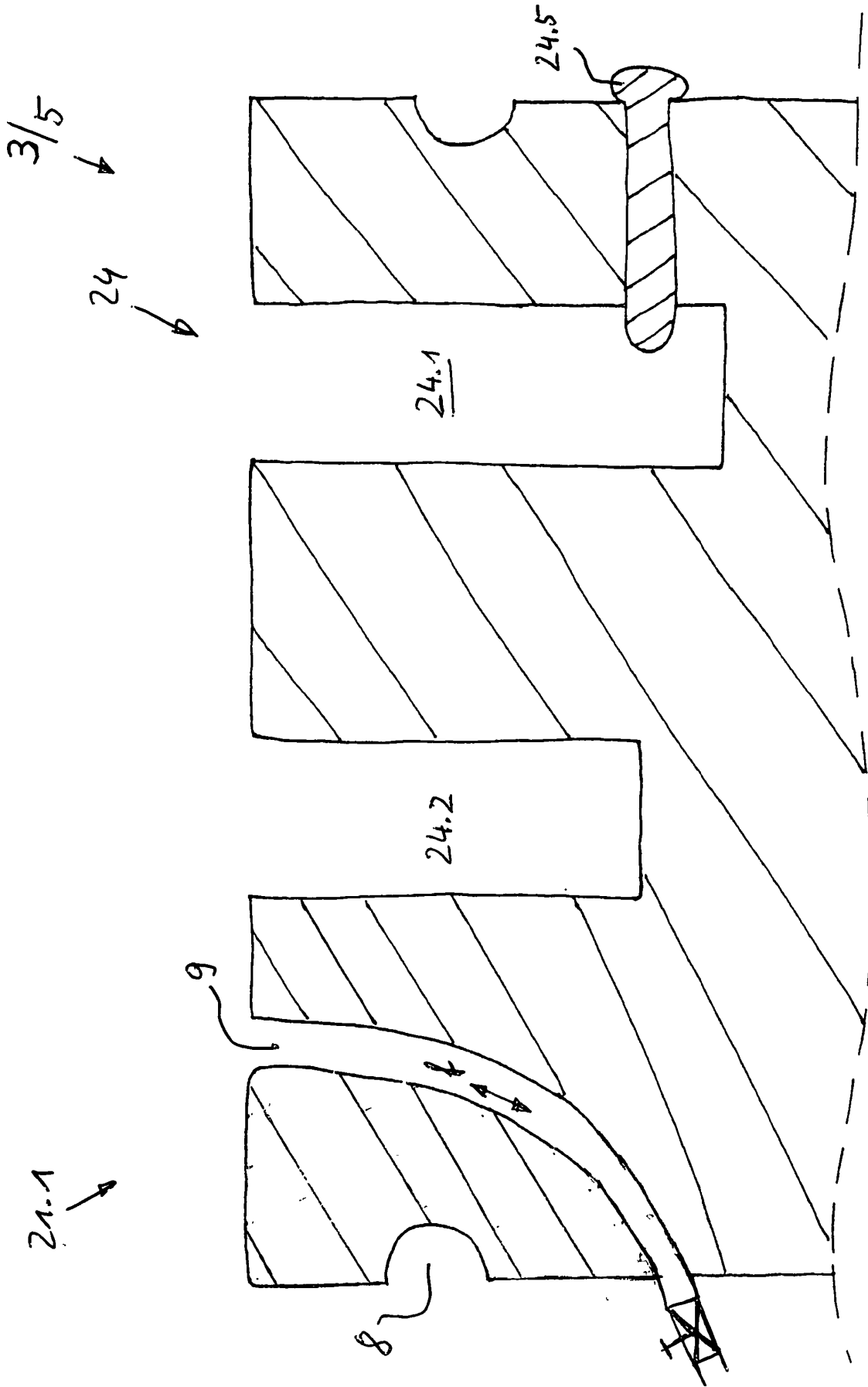


Fig. 32