CH 690 397 A5

(19) SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
EIDGENÖSSISCHES INSTITUT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

(11) CH 690 397 A5

(51) Int. Cl.[7]: A 61 F 002/36
A 61 B 017/58

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

(12) PATENTSCHRIFT A5

(21) Gesuchsnummer: 01522/99

(22) Anmeldungsdatum: 23.08.1999

(24) Patent erteilt: 31.08.2000

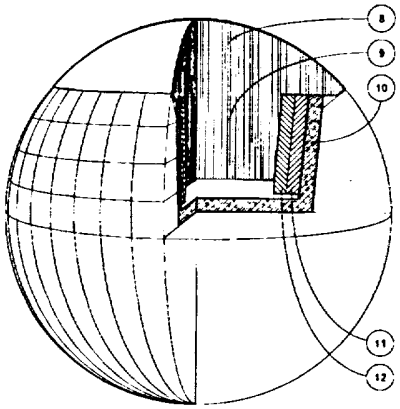
(45) Patentschrift veröffentlicht: 31.08.2000

(73) Inhaber:
Emanuel Gautier, Rue des Epouses 14,
1700 Fribourg (CH)

(72) Erfinder:
Emanuel Gautier, Rue des Epouses 14,
1700 Fribourg (CH)

(54) Modulare Femurkopf-Segmentprothese und Instrumente zum präzisen Einbau der Segmentprothese.

(57) Eine kartilaginäre, ossäre oder osteokartilaginäre Läsion im Bereich der Gelenkoberfläche des Femurkopfs wird repariert durch das Einsetzen einer modular aufgebauten Segmentprothese (Kugelabschnitt-, Kugelausschnitt-Prothese). Die Segmentprothese besteht aus einer Trägerkomponente (10), einer Prothesenkalotte (8) und einem System konischer Korrekturringe (11, 12), welche zwischen Prothesenkalotte (8) und Trägerkomponente (10) eingebracht werden zur präzisen Höhen- und Winkelpositionierung der Prothesenkalotte (8) gegenüber der eingesetzten Trägerkomponente (10). Die Modularität des Prothesensystems ist durch konische Steckverbindungen zwischen den einzelnen Prothesenkomponenten gegeben. Die Trägerkomponente (10) wird in zwei Ausformungen gefertigt, die eine geeignet für die unzementierte Implantation durch radiäres Verklemmen und/oder Verschrauben des Prothesenteils im Knochenlager, die andere geeignet für die zementierte Implantation. Die Prothesenkalotte (8) weist einen Öffnungswinkel zwischen 90° und 120° auf und ist in Durchmessern zwischen 38 mm und 60 mm gefertigt. Alternativ kann die Prothesenkalotte (8) mit verändertem Design auch als Träger für die direkte in vitro Zucht einer Knorpelzell- oder -gewebeschicht verwendet werden. Es zeigt sich, dass durch eine präzise Implantation der Prothesenkomponenten die Standzeit der Prothese erhöht und sekundär arthrotische Veränderungen auf der azetabulären Seite vermindert werden können. Dazu wird ein im Läsionsbereich fixiert positionierbares Führungsinstrument in Zangenform mit defektseitig ringförmiger Öffnung und defektabseitiger Zentrierung angewendet für die präzise achsengerechte Führung von Fräs-, Schneide- und Einpressinstrumenten.



Beschreibung

Die Erfindung liegt im Gebiete der Medizinaltechnik und betrifft Prothesenkomponenten und Instrumente zum Einbau nach den Oberbegriffen der entsprechenden Patentansprüche. Die Implantate, Instrumente und Verfahren dienen dem prothetischen Ersatz eines Teils der Femurkopfoberfläche bei degenerativer, traumatischer oder vaskulärer Schädigung der Knorpeloberfläche, respektive des subchondralen Knochens.

Schädigungen oder Defekte der Knorpeloberfläche von Gelenken werden gemäss dem Stand der Technik entweder repariert (Allotransplantat, Autotransplantat, Transplantation von Knorpelgewebe aus Chondrozytenzucht), aus der Belastungszone weggedreht (intertrochantere Osteotomie, Beinachsenkorrektur) oder durch eine Prothese oder Teilprothese ersetzt. Im Bereich des Hüftgelenkes ist die Totalprothese mit Ersatz der azetabulären und femoralen Knorpeloberfläche durch entsprechend ausgeformte prothetische Implantate Therapie der Wahl bei fortgeschrittenen degenerativen Erkrankungen und höherem Lebensalter eines Patienten. Typischerweise wird dabei auf der femoralen Seite der ganze Hüftkopf entfernt und ein Prothesenstiel als Träger des Prothesenkopfes in den Femurschaft einzementiert oder zementfrei verklemmt. Auf der Femurseite wird dabei der ursprünglichen Knochenstocks weitgehend geopfert, um die Prothese in den Femurschaft einbringen zu können. Bei einem neueren alternativen Prothesendesign, der Druckscheibenprothese nach Huggler (Sulzer Orthopedics Winterthur), wird der Schenkelhals hoch (proximal) reseziert, die Femurkomponente direkt auf den Schenkelhalsstumpf aufgesetzt und über eine Schenkelhalsschraube auf eine laterale Seitenplatte stabilisiert, dies mit dem Ziel, den Knochenstock femoral bestmöglich zu erhalten.

Bei jüngeren Patienten wird die Knorpeloberfläche des Hüftkopfes entweder durch ein Trauma (Hüftgelenkluxationsfraktur) direkt partiell zerstört oder durch eine vaskuläre Störung im Bereich des subchondralen Knochens mit konsekutiver Osteolyse seines mechanischen Tragsystems beraubt. Im Falle einer so genannten avaskulären Femurkopfnekrose führt die Impaktion der Gelenkoberfläche im Stadium III zur Inkongruenz und damit zwangsläufig zum Entstehen einer Coxarthrose. Der die Arthrose verursachende Faktor liegt dabei primär im Bereich des femoralen Gelenkanteils, währenddem der azetabuläre Anteil primär immer intakt ist und erst sekundär durch die Entrundung des femoralen Gelenkpartners geschädigt wird.

Die Standzeit einer herkömmlichen Hüfttotalprothese ist beim jüngeren Patienten eher kurz, da es durch Abriebpartikel der Prothesenkomponenten zur Osteolyse und damit zur Auslockerung der Prothesenkomponenten kommt. Die teils ausgedehnten periprothetischen Osteolysen bereiten im Falle von wiederholt notwendigen Prothesenwechseloperationen zunehmend technische Probleme bei der erneuten Prothesenverankerung. Aus chirurgischer Sicht ergibt sich damit ein hohes Interesse, beim jungen Patienten mit einer auf den Femurkopf beschränkten Gelenkschädigung den femoralen Knochen soweit wie möglich zu erhalten und die geschädigte, defiziente oder impaktierte Knorpeloberfläche des Femurkopfes möglich minimal durch eine femorale Teilprothese zu ersetzen. Eine derartige Femurkopf-Teilprothese ist als zementiertes Monobloc-Implantat bereits auf dem Markt erhältlich, hergestellt beispielsweise von Tornier, Ismier France.

Es zeigt sich, dass der Erfolg einer Teilprothese des Femurkopfes in hohem Masse abhängig ist von der Präzision der Positionierung der Prothesenkomponenten und damit von der exakten Wiederherstellung der Gelenkkongruenz. Qualität und Langlebigkeit der primär mechanischen und sekundär biologischen Verankerung der Prothese, Materialbeschaffenheit der artikulierenden Prothesenoberfläche mit möglichst niedrigem Reibungskoeffizienten gegenüber dem azetabulären Knorpelüberzug und optimal geringes Abriebverhalten der Prothesenoberfläche und des erhaltenen Gelenkknorpels sind weitere Elemente eines erfolgversprechenden Prothesen-Designs.

Die Erfindung stellt sich aus diesem Grunde die Aufgabe, Prothesenkomponenten und Instrumentensätze zum prothetischen Teilersatz des Hüftkopfes zu entwickeln oder bestehende prothetische Implantate, Instrumentensätze und Verfahren zu verbessern, um die Erfolgschancen derartiger operativer Eingriffe am Hüftgelenk jüngerer Patienten unter maximal möglichem Belassen des Knochenstocks zu erhöhen, respektive den sinnvollen prothetischen Teilersatz des Hüftkopfes erst zu ermöglichen. Die erfindungsgemässen Implantate und Instrumente sollen die prothetische Oberflächenrekonstruktion am Hüftgelenk mit grösstmöglicher Präzision erlauben. Die erfindungsgemässen Prothesenkomponenten sollen modular aufgebaut sein und ebenso wie die notwendigen Instrumentensätze einfach herstellbar und insbesondere einfach handhabbar sein.

Diese Aufgabe wird gelöst durch Prothesenkomponenten und Instrumente, wie sie in den unabhängigen Patentansprüchen definiert sind. Die abhängigen Patentansprüche definieren weitere Ausführungsformen. Die Lösung der erwähnten generellen Aufgabe wird durch die Entwicklung, Neuerfindung oder Verbesserung im Bereich der untenstehend beschriebenen Teilaspekte erreicht. Diese Teilaspekte sind bezüglich ihrer Wirksamkeit zum Erreichen des gesteckten Ziels nicht gleichwertig, sie können demzufolge unterschiedliche Wirkung entwickeln und können je nach ihrer Wertigkeit auch weggelassen werden. Die Hauptaspekte der neuen modularen Hüftkopf-Segmentprothese sind die folgenden:

– Die vorgeschlagene Segmentprothese zum Teilersatz des Femurkopfes (sowie eines Teils seiner knorpeligen Oberfläche) ist modular aufgebaut und besteht aus einer Trägerkomponente, einer Prothesenkalotte und mindestens einem zwischen Trägerkomponente und Prothesenkalotte eingebrachten doppelt konischen Korrekturring. Die Modularität der Prothese wird durch konische Steckverbindungen zwischen den einzelnen Prothesenkomponenten gewährleistet.

– Alle Komponenten sind in zueinander passenden, unterschiedlichen Dimensionen gefertigt, um das Spektrum unterschiedlicher Femurkopfdurchmesser im Bereich zwischen 38 und 60 Millimetern abdecken zu können.

– Die Trägerkomponente wird in zwei unterschiedlichen Ausformungen hergestellt, die eine dient der unzementierten Implantation, die andere der zementierten Implantation.

– Bei der unzementierten Implantation wird der spongiöse Knochen durch das Einpressen der aussen konisch ausgeformten Trägerkomponente radiär so vorgespannt, dass eine hohe Primärstabilität erreicht wird. Diese Primärstabilität kann im Bedarfsfall durch das Einsetzen von sich im Boden der Trägerkomponente winkelstabil verblockenden Schrauben oder Stiften verbessert werden. Als alternative unzementierte Fixation kann im Bereich der Aussenseite der Trägerkomponente ein selbstschneidendes gleichsinnig verlaufendes Zweifach- oder Dreifachgewinde zur Anwendung kommen.

Für die unzementierte Implantation besteht die Trägerkomponente aus Titan oder einer Titanlegierung. Seine Aussenfläche ist rauh (sandgestrahlt), mit Titanplasma beschichtet oder mit einem Titangitternetz versehen, was eine hohe Sekundärstabilität durch Osteointegration zur Folge hat.

– Bei der zementierten Implantation wird eine Trägerkomponente von generell gleicher Ausformung und Dimensionierung wie für die unzementierte Implantation verwendet. Die Trägerkomponente besteht aus einem rostfreien Stahl. Die Aussenfläche ist glatt, der Boden weist keine zusätzlichen Bohrungen für eine allfällige Verschraubung auf.

– Die Prothesenkalotte weist einen Öffnungswinkel von zwischen 90° und 120° auf. Sie ist in jeweils um einen Millimeter in seinem Durchmesser wachsender Grösse zwischen 38 mm und 60 mm gefertigt. Sie besteht aus einem Metall, einer Metall-Legierung, einem keramischen Material oder einem Kunststoff. Die Prothesenkalotte weist einen nach aussen weisenden Konus zur Verbindung mit den anderen Prothesenbestandteilen auf. Die Wahl des Materials ergibt sich durch Optimierung der Reibungsverhältnisse zum intakten Knorpel, der Benetzbarkeit und des Abriebverhaltens.

– Die Prothesenkalotte kann in veränderter Form und mit verändertem Material (Titan, Titanlegierung) alternativ auch als Trägerkomponente für eine biologische Oberfläche zum Beispiel für eine im Labor gezüchtete Knorpelzell- oder -gewebeschicht dienen. In diesem Falle wird die Prothesenkalotte direkt als Oberfläche für die Knorpelzucht verwendet und später zusammen mit dem Knorpelgewebe als teils biologische Prothesenkalotte implantiert.

– Die Korrekturringe sind aus Titan oder rostfreiem Stahl gefertigt. Sie sind innen und aussen konisch ausgeformt, die Konus-Oberfläche ist glatt. Das Einsetzen unterschiedlicher Zwischenringe erlaubt eine Korrektur einer in Höhe oder Angulation unpräzise eingesetzten Trägerkomponente.

Im Zusammenhang mit den nachfolgenden Figuren sollen die Problematik der partiellen Destruktion der Knorpeloberfläche und des subchondralen Knochens am Beispiel der avaskulären Femurkopfnekrose sowie die Prothesenkomponenten, Instrumente und Verfahren zum prothetischen Teilersatz des Hüftkopfs im Detail beschrieben werden. Dabei zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung einer avaskulären Femurkopfnekrose und den zeitlichen und räumlichen Verlauf der Erkrankung als Beispiel einer lokalisierten Schädigung der Knorpeloberfläche und des subchondralen Knochens;

Fig. 2 eine Übersicht des modularen Prothesensystems für den Teilersatz des Femurkopfes;

Fig. 3 eine schematische Darstellung der konischen Trägerkomponente der modularen Segmentprothese;

Fig. 4 eine schematische Darstellung eines ersten doppelt konischen Korrekturringes zur korrekten axialen Ausrichtung der Prothesenkalotte bei desaxiertem Einbau der Trägerkomponente der modularen Segmentprothese;

Fig. 5 eine schematische Darstellung eines zweiten doppelt konischen Korrekturringes zur korrekten Höhenausrichtung der Prothesenkalotte bei zu hohem (proximalen) oder zu tiefem (distalen) Einbau der Trägerkomponente der modularen Segmentprothese;

Fig. 6 eine beispielhafte Darstellung des Einbaus der Trägerkomponente in korrekter Neutralposition, in zu hoher (proximaler) und zu tiefer (distaler) Lage sowie die entsprechende Höhenkorrektur der Prothesenkalotte mithilfe des zweiten doppelt konischen Korrekturring-Systems;

Fig. 7 eine schematische Darstellung unterschiedlicher Durchmesser des ursprünglichen Femurkopfes (38–60 mm) und die entsprechend notwendigen unterschiedlichen Grössen von Trägerkomponente, Prothesenkalotte mit Positivkonus und doppelt konischen Korrekturringen (nicht eingezeichnet);

Fig. 8 eine beispielhafte Ausführungsform eines Instrumentes zur exakten Bestimmung des ursprünglichen Femurkopfdurchmessers durch zweiseitig simultanes flächenhaftes Abtasten der Femurkopfoberfläche;

Fig. 9 eine schematische Darstellung eines Knorpeldefektes der Femurkopfoberfläche und einer avaskulären Zone im Bereich des subchondralen Knochens vor und nach chirurgischem Débridement;

Fig. 10 eine beispielhafte Ausführungsform eines zangenartigen Instrumentes mit zylindrischen Führungen für die präzise koaxiale und konzentrische Führung von Fräsinstrumenten und Prothesen-Setzinstrumenten;

Fig. 11 eine beispielhafte Ausführungsform eines ersten zylindrischen Fräsinstrumentes mit korrespondierendem Führungsinstrument;

Fig. 12 eine beispielhafte Ausführungsform eines zweiten konischen Fräsinstrumentes zum passgenauen Nachfräsen der ersten Bohrung mit korrespondierendem Führungsinstrument;

Fig. 13 eine beispielhafte Ausführungsform eines dritten konischen Fräsinstrumentes zum passgenauen Nachfräsen der konischen Bohrung im Bereich

der Grenzzone zum zu erhaltenden intakten Knorpel mit korrespondierendem Führungsinstrument;

Fig. 14 eine beispielhafte Ausführungsform eines Schneideinstrumentes zum manuellen Nachschneiden des Knorpels im Bereich der Grenzzone zum zu erhaltenden intakten Knorpel;

Fig. 15 eine beispielhafte Ausführungsform eines schraubzwingenartigen Einpressinstrumentes für die Prothesen-Komponenten, bestehend aus einem austauschbaren konischen Halteteil für die Trägerkomponente und einem austauschbaren konkaven Stössel für die Prothesenkalotte und 4 bis 6 passgenauen Führungsbohrungen für die zylindrischen Führungen der Zentrierzange;

Fig. 16 eine beispielhafte Ausführungsform unterschiedlicher Kontrollkörper zur Bestimmung der Lage der definitiv eingesetzten Trägerkomponente bezüglich seiner Höhe und seines axialen Alignements;

Fig. 17 beispielhafte Ausführungsformen von Kontrollkörpern zur Bestimmung der Dimensionen der einzusetzenden doppelt konischen Korrekturringe (Fig. 4–6) zur präzisen räumlichen Ausrichtung der Prothesenkalotte in Bezug auf die angrenzende intakte Knorpeloberfläche bei definitiv fixierter Trägerkomponente.

Fig. 1a–d zeigt den räumlichen und zeitlichen Verlauf einer avaskulären Femurkopfnekrose als Beispiel einer lokalisierten primär auf den Femurkopf beschränkten teilweisen Schädigung der Knorpeloberfläche, respektive des subchondralen Knochens des Hüftgelenkes. Im Frühstadium der Erkrankung tritt eine Perfusionsstörung im belasteten Kopfsegment 1 auf. Meist handelt es sich dabei um eine intraossäre Perfusionsstörung, selten um eine direkte Schädigung der kopfernährenden superioren subsynovialen terminalen Äste des Ramus profundus der Arteria circumflexa femoris medialis 2. Der inferiore Bereich des Hüftkopfes 3 zeigt keine Störung der Knochenvaskularität. Im Weiteren Verlauf erscheint eine randständige vaskularisierte Narbenzone 4 mit perifokaler Sklerose des spongiösen Knochens 5 (im MRI double line sign). Nachfolgend tritt im Bereich des subchondralen Knochens eine Osteolysezone 6 auf, welche zum Ablösen eines grossen osteokartilaginären Flakes führt. Die Knorpeloberfläche ist in diesem Stadium der Erkrankung noch nicht wesentlich geschädigt, da die Knorpelernährung rein durch Diffusion vom Gelenkbinnenraum aus erfolgt. Als Folge der subchondralen Osteolyse kommt es unter funktioneller Belastung zur Impaktion 7 des Kalottensegmentes mit konsekutiver Gelenkinkongruenz und späterem Auftreten einer Sekundärarthrose.

Fig. 2 zeigt schematisch die modular aufgebaute Segmentprothese zum Teilersatz des Femurkopfs. Die Prothese besteht aus einer Prothesenkalotte 8 mit positivem (nach aussen weisenden) Verbindungskonus 9, einer Trägerkomponente 10 und je nach Fertigung einem oder zwei doppelt konischen Korrekturringen 11, 12. Der Kalottenteil 8 besteht aus Metall oder einem keramischen Material mit niedrigem Reibungskoeffizienten gegenüber Knorpel und guter Benetzbarkeit, er artikuliert entweder direkt mit dem Knorpelüberzug der azetabulären Seite oder er dient alternativ als Träger für eine in vitro künstlich hergestellte Knorpelzell- respektive Knorpelgewebeschicht. Der Kalottenteil 8 trägt nach kaudal einen positiven, d.h. nach aussen weisenden Konus 9 mit einem Konuswinkel um 5° zur modularen Verbindung mit den Korrekturringen 11, 12, respektive der Trägerkomponente 10. Die an Innen- und Aussenseite konisch ausgeformte Trägerkomponente 10 besteht aus Titan oder einer Titanlegierung mit einer rauhen äusseren Oberfläche zur Verbesserung der Osteointegration. Die glatte Innenseite dient der passgenauen Aufnahme von doppelt konischen Korrekturringen 11, 12.

Fig. 3a–c zeigt den Sitz und die Verankerung der Trägerkomponente 10. Die Trägerkomponente 10 ist doppelt konisch ausgeformt mit einem Konuswinkel von zwischen 5° und 40° aussen und von zwischen 5° und 10° innen. Der Aussenkonus 14 dient dem satten Einpressen der Trägerkomponente mittels eines speziellen Prothesen-Setzinstrumentes (Fig. 16) und erzeugt eine radiale Vorspannung im umgebenden spongiösen Knochenlager, dessen Grösse durch den Konuswinkel einerseits und die am Setzinstrument applizierte Einpresskraft andrerseits definiert wird. Die Druck- und Zugfestigkeit des Knochens wird dabei nicht überschritten. Seine äussere Oberfläche 14 ist rauh, um die Osteointegration und damit die spätere biologische Sekundärverankerung zu ermöglichen, respektive zu verbessern. Der Innenkonus weist eine glatte Oberfläche 13 auf und dient der Verbindung mit den Korrekturringen.

Zur zusätzlichen Verankerung des Trägerteils 10 kommen selbstbohrende und selbstschneidende 18, sich in der Trägerkomponente 10 winkelstabil verblockende 15 Titanschrauben 16 zur Anwendung. Diese Schrauben werden 10–20° divergent eingesetzt und haben eine in Abhängigkeit vom Aussendurchmesser des Femurkopfs definierte Länge. Die winkelstabile Verblockung 15 der Schrauben 16 in der Trägerkomponente 10 wird entweder durch einen konisch ausgeformten Schraubenkopf 17 oder durch ein konisches Schraubgewinde im Bereich der Schraubenkopf-Aussenseite 17 mit entsprechendem Gegengewinde im Bereich des Bodens der Trägerkomponente erreicht. In diesem Falle ist die Gewindesteigung im Bereich des Kopfteils der Schraube kleiner zu wählen als die des Gewindes im Bereich des Schraubenschaftes 16.

Alternativ trägt die Trägerkomponente ein an der Oberfläche des Aussenkonus ein doppeltes Verankerungsgewinde, welches das direkte Einschrauben der Trägerkomponente als Ganzes in den spongiösen Knochen erlaubt.

Fig. 4a–c zeigt beispielhaft die Funktion und die Ausformung des ersten äusseren doppelt konischen Korrekturringes (Winkelkorrektur) 11. Der äussere Korrekturring 11 besteht aus Titan oder einer Titanlegierung und weist sowohl innen als auch aussen eine konische Ausformung auf mit einem Konuswinkel um 5°. Die Innenfläche und die Aussenfläche sind glatt, der Aussenkonus dient der Verbindung mit der Trägerkomponente 10, der Innenkonus dient der Verbindung mit dem zweiten konischen Korrek-

turring 12. Der Aussenkonus ist immer koaxial und konzentrisch zur Längsachse der Trägerkomponente ausgerichtet. Der Innenkonus ist gegenüber dem Aussenkonus exzentrisch und anguliert gefertigt, dies in Abhängigkeit von der Notwendigkeit der Achsenkorrektur der Prothesenkalotte. Diese kann notwendig werden bei akzidentell schräg verankerter Trägerkomponente 10 der modularen Segmentprothese. Zum präzisen Einpassen der Prothesenkalotte 8 sind unterschiedliche Exzentrizitäten und Angulationen dieses Innenkonus von zwischen 0° und 3° 11a notwendig. Der Schnittpunkt zwischen der Längsachse des exzentrisch und anguliert gefertigten Innenkonus des ersten Korrekturrings und der zentrischen Längsachse des Aussenkonus dieses ersten Korrekturrings liegt auf der Oberfläche der Prothesenkalotte 19 oder am Oberrand der Trägerkomponente 20.

Fig. 5a–e zeigt schematisch die Funktion und die Ausformung des zweiten inneren doppelt konischen Korrekturringes (Höhenkorrektur) 12. Der innere Korrekturring 12 besteht aus Titan oder einer Titanlegierung und weist sowohl innen als auch aussen eine konische Ausformung auf mit einem Konuswinkel um 5°. Die Innenfläche und die Aussenfläche sind glatt, der Aussenkonus dient der Verbindung mit dem äusseren Korrekturring 11, der Innenkonus dient der Verbindung mit dem nach aussen weisenden Verbindungskonus der Prothesenkalotte 9 der modularen Segmentprothese. Aussen- und Innenkonus sind zueinander koaxial und konzentrisch gefertigt. Die Wandstärke dieses konischen Korrekturrings 12 variiert 12a, 12b und lässt damit korrespondierende Höhenkorrekturen im Bereich von –2 mm bis +2 mm zu.

Technisch lässt sich die Funktion des äusseren Winkel-Korrekturringes und des inneren Höhen-Korrekturringes alternativ auch in einem einzigen doppelt konischen Korrekturring fertigen und zusammenfassen. Dies bedingt aber als Nachteil eine grössere Anzahl Korrekturringe.

– Die Lösung mit zwei Konusringen benötigt 9 Korrekturringe:
– 5 Höhen-Korrekturringe (–2 mm, –1 mm, 0 mm, +1 mm, +2 mm) und
– 4 Winkel-Korrekturringe (0°, 1°, 2°, 3°).
– Die Lösung mit einem kombinierten Höhen- und Winkel-Korrrekturring braucht 20 Korrekturringe
– 5 Höhen mal 4 Winkel.

Fig. 6a–c zeigt schematisch und beispielhaft die Funktion verschiedener Höhen-Korrekturringe 12. Korrekturringe mit verkleinerter Wandstärke 12a führen zu einem tieferen Einsinken der Prothesenkalotte 8 und korrigieren damit einen zu proximalen Einbau der Trägerkomponente 10 (Fig. 6b). Umgekehrt führt eine vergrösserte Wandstärke 12b zu einem weniger tiefen Einsinken der Prothesenkalotte 8 und damit zur Korrektur einer zu distal eingebauten Trägerkomponente 10 (Fig. 6c).

Fig. 7a–d zeigt schematisch die möglichen Femurkopfdurchmesser zwischen 38 und 60 mm. Zum präzisen prothetischen Ersatz eines Femurkopfteils braucht es eine feine Abstufung des Durchmessers der Prothesenkalotte von 1 mm (Radius 0,5 mm). Die Prothesenkalotte soll einen Kugelausschnitt, respektive Kugelabschnitt mit einem Öffnungswinkel von minimal 90° und maximal 120° ersetzen können. Zur optimalen Abstützung der Prothesenkalotte braucht es Trägerkomponenten und Korrekturringe in drei unterschiedlichen Dimensionen.

Fig. 8a, b zeigt eine beispielhafte Ausführungsform eines Messgerätes zur Bestimmung des Femurkopfdurchmessers. Zwei Instrumentenarme 23 sind mittels zweier Scheiben 27 gelenkig 28 miteinander verbunden. Sie tragen beide an ihrer Spitze ein löffelförmiges Teil 21 mit zentraler Konkavität 22 zur Aufnahme des Femurkopfes. Der mittlere Instrumententeil trägt eine Metallzunge 24 mit Millimeterskala 25, mithilfe derer der Durchmesser des Kopfes direkt abgelesen werden kann 26.

Fig. 9a–c zeigt schematisch das initiale chirurgische Vorgehen zum prothetischen Teilersatz des Hüftkopfes. Die Nekrosezone 1 muss zuerst visuell lokalisiert werden. Nachher wird die Zone chirurgisch grob débridiert 29 und der Defektdurchmesser mithilfe einer Schublehre 30 ausgemessen zur Definition des Öffnungswinkels des befallenen Kugelausschnittes. Der Öffnungswinkel ist als Funktion von Defektdurchmesser und Femurkopfdurchmesser durch die folgende Funktion gegeben:

$$\alpha = 2 \left(\arcsin \frac{\tfrac{1}{2}\,\text{Durchmesser}_{\text{Defekt}}}{\text{Radius}_{\text{Femurkopf}}} \right)$$

Fig. 10a, b zeigt eine beispielhafte Ausführungsform eines zangenartigen Zentrierinstrumentes, welches koaxial über das Zentrum des zu ersetzenden Knorpel-Knochen-Areals angebracht wird. Das Instrument wird defektseitig mit der ringförmig 40 ausgeformten Zangenbranche 34 aufgesetzt, defektabseitig findet sich im Bereich der zweiten Zangenbranche 38 eine pelottenartige konkave Fläche 44 mit Zentrierspitze 43 oder einen Zentrierring. Die beiden Zangenbranchen sind über Führungszylinder 36 miteinander verbunden und lassen sich parallel gegeneinander verschieben. Die defektabseitige Zangenbranche trägt eine fix montierte Schraube mit Aussengewinde 37, die defektseitige Branche eine bewegliche Schraube mit Innengewinde 35 und einem Innenvierkant- oder Innensechskant-Schraubenkopf 33. Durch Festziehen dieser Schraube 35 lässt sich die Zentrierzange fest auf dem Femurkopf fixieren. Die Zentrierzange lässt sich durch Kirschnerdrähte oder Spezialbohrer 42 welche durch den ringförmigen Teil defektseitig 40 und den Pelottenteil defektabseitig 44 geführt werden können zusätzlich stabilisieren. Im Ringteil und im Pelottenteil finden sich dafür jeweils 60° versetzte, leicht schräg konvergent verlaufende Bohrlöcher 41, 45. Die defektseitige ringförmige Branche 40 trägt minimal 3 und maximal 6 Führungszylinder 31, über welche die Instrumente zum Ausfräsen des Knochens und das Prothesen-Setzinstrument ko-

axial eingebracht werden können. Die defektseitige ringförmige Branche 40 trägt zusätzlich einen in seiner Höhe verstellbaren Justierring 39, welcher als Anschlag für die Führungsinstrumente der Fräser dient. Die defektabseitige Zangenbranche trägt einen fix monierten Zylinder mit Millimetereinteilung 32, welcher durch die defektseitige Branche gleitet und an welchem der Femurkopf-Durchmesser direkt abgelesen werden kann. Der Justierring 39 wird auf den vorher gemessenen Femurkopf-Durchmesser eingerichtet.

Fig. 11a, b zeigt eine beispielhafte Ausführungsform eines zylindrischen Fräsers 46 mit proximal liegendem Flansch, welcher mit einem entsprechenden Führungsinstrument 48 in die Führungszylinder 31 der Zentrierzange eingebracht ist. Das Führungsinstrument 48 lässt sich in seiner Höhe mittels eines in auf einem Gewinde verschiebbaren Anschlagrings 47 so einstellen, dass die erforderliche Frästiefe 49 bis auf die Höhe des Femurkopfzentrums in Abhängigkeit vom Femurkopfdurchmesser erreicht wird. Das Führungsinstrument 48 weist einen auf einem Gewinde in seiner Höhe verstellbaren Anschlagring 47 auf, Führungsbohrungen 51 für die Führungszylinder 31 sowie eine zentrale Bohrung 49 für den Fräser.

Fig. 12a, b zeigt eine beispielhafte Ausführungsform eines konischen Fräsers mit proximalem Flansch 52, welcher mit einem entsprechenden Führungsinstrument 54 in die Führungszylinder 31 der Zentrierzange eingebracht ist. Das Führungsinstrument 54 lässt sich in seiner Höhe mittels eines in auf einem Gewinde verschiebbaren Anschlagrings 53 so einstellen, dass die erforderliche Frästiefe 55 bis auf die Höhe des Femurkopfzentrums in Abhängigkeit vom Femurkopfdurchmesser erreicht wird. Das Führungsinstrument 54 weist einen auf einem Gewinde in seiner Höhe verstellbaren Anschlagring 53 auf, Führungsbohrungen 56 für die Führungszylinder 31 sowie eine zentrale Bohrung 57 für den Fräser.

Fig. 13a, b zeigt eine beispielhafte Ausführungsform eines dritten Fräsers 58 mit proximalem Flansch, welcher mit einem entsprechenden Führungsinstrument 60 in die Führungszylinder 31 der Zentrierzange eingebracht ist. Das Führungsinstrument 58 lässt sich in seiner Höhe mittels eines in auf einem Gewinde verschiebbaren Anschlagrings 59 so einstellen, dass die erforderliche Frästiefe 61 im Bereich der Grenzzone zum intakten und zu erhaltenden Knorpel erreicht wird. Das Führungsinstrument 60 weist einen auf einem Gewinde in seiner Höhe verstellbaren Anschlagring 59 auf, Führungsbohrungen 62 für die Führungszylinder 31 sowie eine zentrale Bohrung 63 für den Fräser.

Fig. 14 zeigt eine beispielhafte Ausführungsform eines manuellen Schneideinstrumentes 64 mit distal liegender Klinge 65 zum Schneiden der Knorpeloberfläche orthograd 66 zur ursprünglichen Knorpeloberfläche im Bereich der Grenzzone zwischen dem zu erhaltenden Knorpel und der Prothesenkalotte. Das Schneideinstrument wird mit einem bereits in Fig. 14 gezeigten Führungsinstrument 59, 60 koaxial zentriert.

Fig. 15a, b zeigt eine beispielhafte Ausführungsform einer Einpresszange 68 für die Trägerkomponente und die Prothesenkalotte der modularen Segmentprothese. Die Trägerkomponente wird in einer Träger-Halterung 70 mit konischem Ansatzstück für die Trägerkomponente 71 fixiert. Die Halterung 70 weist Führungsbohrungen 73 für die Führungszylinder 31 der Zentrierzange auf und wird zusammen mit der Trägerkomponente zuerst manuell in Position gebracht. Dann wird die Einpresszange 68 positioniert. Im defektabseitigen Teil findet sich eine Zentrierspitze 72, welche in eine entsprechende Bohrung der Zentrierzange eingebracht werden kann. Die Träger-Halterung 70 wird mittels einer Schraube 67 mit kugelförmiger Auflage 69 festgezogen und die Trägerkomponente durch radiäre Vorspannung primär verankert. Die Einpresskraft wird mittels eines Drehmomentschlüssels so optimiert, dass während des Einpressens die Druck- und Zugfestigkeit des spongiösen Knochens nicht überschritten wird.

Fig. 16a, b zeigt das technische Vorgehen zur Bestimmung der Dimensionen der doppelt konischen Korrekturringe nach definitiver Verankerung der Trägerkomponente 10 durch radiäre Vorspannung und eventuell zusätzliche Schraubenfixation 16. Zuerst wird ein Basiskörper 75 in den Träger 10 eingelegt und nachfolgend unterschiedlich hohe und unterschiedlich exzentrische respektive angulierte Probescheiben 74 auf den Basiskörper aufgelegt. Als Referenzebene dient dabei der Oberrand der in seiner Höhe auf den ursprünglichen Femurkopf-Durchmesser eingestellten Justierscheibe 39. Die Ausrichtung der winkelkorrigierenden Probekörper lässt sich auf der Ringöffnung auf dem Rand der Justierscheibe markieren.

Fig. 17 zeigt beispielhaft den Basiskörper 75, die Neutralscheibe ohne Höhen- oder Winkelkorrektur 74, je eine Höhenkorrektur-Scheibe zum Proximalisieren 76 oder Distalisieren 77 der Prothesenkalotte sowie eine Scheibe zur Winkelkorrektur 78 der Prothesenkalotte.

Patentansprüche

1. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs und seiner knorpeligen Oberfläche im Falle einer ossären, kartilaginären oder osteokartilaginären Läsion (1) nicht näher definierter Ätiologie und Pathogenese, bestehend aus einer Trägerkomponente (10), einer Prothesenkalotte (8) und mindestens einem zwischen Trägerkomponente und Prothesenkalotte eingebrachten konischen Korrekturring (11, 12), dadurch gekennzeichnet, dass die Modularität der Segmentprothese durch konische Steckverbindungen (8, 13) zwischen allen Prothesenkomponenten sichergestellt ist, dass die Ausformung, das Material und die Oberflächenbeschaffenheit der Trägerkomponente für eine unzementierte oder zementierte Implantation ausgelegt ist, dass die Prothesenkalotte (8) so ausgebildet und dimensioniert ist, dass ein Kugelsegment mit einem Öffnungswinkel zwischen 90° und 120° und einem Femurkopfdurchmesser zwischen 38 mm und 60 mm prothetisch ersetzbar ist und die zugehörigen Prothesenkomponenten in

im Vergleich zum ursprünglichen Femurkopfdurchmesser adaptierter unterschiedlicher Dimension hergestellt sind.

2. Instrumentensatz als Mittel zum präzisen Einbau einer modular aufgebauten Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs und seiner knorpeligen Oberfläche nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Instrumentensatz im Wesentlichen aus den folgenden Instrumenten besteht: Instrument zur präzisen Bestimmung des ursprünglichen Femurkopfdurchmessers, Instrument zur Bestimmung des Defektdurchmessers, Instrumente zur Erhöhung der Präzision bezüglich Positionierung der konischen Ausfräsung für das Lager der Prothese, Instrumente zur präzisen kongruenten Rekonstruktion der ursprünglichen Oberflächenform des Femurkopfs durch instrumentelles Bestimmen des Femurkopfzentrums und instrumentelles Übertragen des ursprünglichen Femurkopfdurchmessers in die Zone des prothetischen Ersatzes, Instrumente zum Herstellen der konischen Öffnung für das Lager der Prothese, Instrumente zum exakten orthograden Schneiden der Knorpeloberfläche im Grenzbereich zwischen zu erhaltendem Knorpel und Prothese, Instrumente zum Einpressen der Trägerkomponente unter Berücksichtigung optimal möglicher Druck- und Zugbeanspruchung des spongiösen Knochens.

3. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Trägerkomponente (10) topfförmig ausgebildet ist und die Aussenseite (14) und die Innenseite (13) des Mantels konisch ausgeformt sind, wobei der Konuswinkel des Aussenkonus zwischen 5° und 40°, der des Innenkonus zwischen 5° und 10° beträgt, dass Aussen- und Innenkonus koaxial zueinander ausgerichtet sind.

4. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach einem der Ansprüche 1 oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Trägerkomponente (10) topfförmig, einen konischen Mantel aufweisend ausgeformt ist, um für die unzementierte Implantation eine Primärstabilität des Prothesenteils gegenüber dem Prothesenlager durch radiäre Vorspannung des Knochens zu erzielen durch Einpressen der Trägerkomponente (10) in die konische Ausfräsung des Prothesenlagers, wobei die Einpresskraft zum Setzen des Prothesenträgers indirekt über einen Drehmomentschlüssel oder direkt mit einer Lastmessdose bestimmbar ist, um die Druck- und Zugfestigkeit des Knochens als kritische Grösse nicht zu überschreiten.

5. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach einem der Ansprüche 1, 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass für die unzementierte Implantation die Trägerkomponente (10) aus Titan oder einer Titanlegierung besteht mit einer aufgerauten äusseren Oberfläche, z.B. sandgestrahlt, Titanplasma beschichtet, oder mit Titangitternetz versehen, zur Verbesserung der Osteointegration und zur Erhöhung der Sekundärstabilität.

6. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach einem der Ansprüche 1, 3, 4, oder 5, dadurch gekennzeichnet, dass für die unzementierte Implantation die Trägerkomponente (10) durch sich im Boden der Trägerkomponente winkelstabil verblockende Fixationsschrauben (16) fixierbar ist.

7. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Fixationsschrauben (16) einen sich im Boden der Trägerkomponente winkelstabil verblockenden Schraubenkopf aufweisen, dies entweder durch eine konische Ausformung des Schraubenkopfs mit entsprechendem Gegenkonus im Bereich des Bodens der Trägerkomponente (15), oder durch ein konisches Gewinde im Bereich des Schraubenkopfs, welches in einem entsprechend konischen Gegengewinde des Bodens der Trägerkomponente (17) einschraubbar ist.

8. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass für die unzementierte Implantation die Trägerkomponente (10) als Alternative zur Pressfitfixation nach einem der vorhergehenden Ansprüche eine Aussenmantelfläche mit einem selbstschneidenden Zwei- oder Dreifachgewinde aufweist zum Einschrauben der Trägerkomponente direkt in die konische Ausfräsung des Prothesenlagers.

9. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass für die zementierte Implantation die Trägerkomponente (10) aus rostfreiem Stahl mit einer glatten äusseren Oberfläche besteht.

10. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass sie einen äusseren und einen inneren Korrekturring (11, 12) aufweist, wobei beim äusseren Korrekturring (11) sowohl die Aussenseite als auch die Innenseite konisch ausgeformt sind mit einem Konuswinkel zwischen 5° und 10°, dass Aussen- und Innenkonus koaxial oder je nach notwendiger Winkelkorrektur exzentrisch und desaxiert (11a) zueinander ausgerichtet sind, wobei der Schnittpunkt der Längsachsen von Innenkonus und Aussenkonus entweder auf Höhe der Oberfläche der Prothesenkalotte (19) oder aber auf der Höhe des Oberrandes (20) der Trägerkomponente (10) liegt.

11. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass sie einen äusseren und einen inneren Korrekturring (11, 12) aufweist, wobei beim inneren Korrekturring (12) sowohl die Aussenseite als auch die Innenseite konisch ausgeformt sind mit einem Konuswinkel zwischen 5° und 10°, dass Aussen- und Innenkonus koaxial zueinander ausgerichtet sind und dass die Wand des doppelt konischen Korrekturrings in unterschiedlicher Wanddicke (12a, 2b) gefertigt ist, um eine Höhenkorrektur der Prothesenkalotte bei fix implantierter Trägerkomponente zu erlauben.

12. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach einem der Ansprüche 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass bei unzementierter Implantation der Trägerkomponente der äussere und innere Korrekturring

(11, 12) aus Titan oder einer Titanlegierung besteht mit einer glatten Oberfläche im Bereich des Innen- und des Aussenkonus.

13. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach einem der Ansprüche 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass bei zementierter Implantation der Trägerkomponente der äussere und innere Korrekturring (11, 12) aus rostfreiem Stahl besteht mit einer glatten Oberfläche im Bereich des Innen- und des Aussenkonus.

14. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass alternativ durch den äusseren Korrekturring (11) die Höhenkorrektur und durch den inneren Korrekturring (12) die Winkelkorrektur möglich ist oder dass ein Korrekturring vorhanden ist, mit welchem Korrekturring simultan eine Höhenkorrektur und eine Winkelkorrektur zum präzisen Positionieren der Prothesenkalotte gegenüber der fix montierten Trägerkomponente erreichbar ist.

15. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach einem der Ansprüche 1 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Prothesenkalotte (8) einen nach aussen weisenden Konus (9) mit einem Konuswinkel von zwischen 5° und 10° aufweist zur Verbindung mit dem inneren konischen Korrekturring (12).

16. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Prothesenkalotte (8) im Bereich des Kalottenrandes zirkulär einen orthograden Verlauf (66) zur Kalottenoberfläche aufweist.

17. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Prothesenkalotte (8) aus einem Metall, einer Metalllegierung, einem keramischen Material, einem Kunststoff, einer Metall-Kunststoff-Verbindung oder einer Keramik-Kunststoff-Verbindung besteht mit folgenden spezifischen Eigenschaften: geringer Reibungskoeffizient gegenüber dem nativen Knorpel azetabulär, gute Benetzbarkeit, geringes Abriebverhalten.

18. Modular aufgebaute Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Prothesenkalotte (8) aus einem biokompatiblen Material, z B. Titan, besteht, welches sich dazu eignet, als Oberfläche für eine direkt im Labor auf die Prothesenkalotte gezüchtete Knorpelzellschicht, respektive Knorpelgewebeschicht zu dienen, und welche als artifiziell-biologischer Verbund in die Trägerkomponente, respektive den konischen Korrekturring einsetzbar ist.

19. Instrumentensatz zum präzisen Einbau einer modular aufgebauten Segmentprothese zum teilweisen Ersatz des Femurkopfs nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, das die Instrumente zur Erhöhung der Präzision bezüglich Positionierung der konischen Ausfräsung für das Lager der Prothese, bzw. für die Trägerkomponente Führungsinstrumente für Fräs-, Schneide- oder Einpressinstrumente sind, welche Führungsinstrumente fix ossär im Bereich des mit der Segmentprothese zu ersetzenden Defektes positionierbar sind.

20. Instrumentensatz nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Instrument zur Bestimmung des Durchmessers des Femurkopfs zwei Arme (23) mit je einer konkaven Pelotte (21) zur Zentrierung des Femurkopfs aufweist, welche über eine Achse (27, 28) drehbar miteinander verbunden sind, dass der eine Arm einen fix montierten Massstab (24) mit einer Millimetereinteilung (25) trägt, der andere ein kalibriertes Auge (26), in welchem der Femurkopfdurchmesser direkt ablesbar ist.

21. Instrumentensatz zum präzisen Einbau einer modular aufgebauten Segmentprothese nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, dass das im Bereich der Läsion ossär fixierbare Führungsinstrument für die Fräs-, Schneide- oder Einpressinstrumente zangenförmig ausgeformt ist mit einem defektseitigen (34) und einem defektabseitigen (38) Arm, welches sich über ein System von Führungszylindern (36) ausschliesslich parallel gegeneinander verschieben und mittels eines zylindrischen Schraubensystems (33, 35, 37) schliessen und öffnen lässt, wobei der defektabseitige (38) Arm einen Zentrierring oder alternativ eine konkave Pelotte (44) mit Zentrierspitze (43) trägt, um sich im Bereich des defektabseitigen Pols des Femurkopfs zentrieren zu lassen, und der defektseitige Arm (34) ringförmig (40) ausgeformt ist, um sich über der Läsionszone zentrieren zu lassen; und dass der defektseitige (34) und der defektabseitige (38) Arm konvergent zueinander gerichtete Bohrungen (41, 45) aufweisen zwecks zusätzlicher Verankerung mit Kirschnerdrähten, Spezialbohrern oder -nägeln (42).

22. Instrumentensatz nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass der defektabseitige Arm (38) einen fix montierten Massstab mit Millimetereinteilung (32) aufweist, um den Femurkopfdurchmesser in den Bereich der Femurkopfläsion und auf den defektseitigen (34) Arm zu übertragen.

23. Instrumentensatz nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass der defektseitige Arm (34) zusätzliche Führungszylinder (31) trägt, welche als Führung für die Führungsinstrumente (48, 54, 60, 70) der Fräs-, Schneide- und Einpressinstrumente (46, 52, 58, 64, 65, 70) dienen sowie eine zusätzliche Ringführung (39) aufweist, welche auf den gewünschten Femurkopfdurchmesser einstellbar ist.

24. Instrumentensatz nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Instrumente zum Herstellen der konischen Ausfräsung für das Lager der Prothese und zum exakten orthograden Schneiden der Knorpeloberfläche im Grenzbereich zwischen zu erhaltendem Knorpel und Prothese Fräsinstrumente zum Fräsen von Knochengewebe und/oder ein Instrument zum Schneiden von Knorpelgewebe und korrespondierende Führungswerkzeuge umfassen.

25. Instrumentensatz nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass das Fräsinstrument ein frontal und seitlich schneidender zylindrisch ausgeformter Fräser (46) mit Flansch ist, welcher Flansch als Anschlag für die Tiefeneinstellung der Ausfräsung (49) dient.

26. Instrumentensatz nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass das Führungswerkzeug (48) Mittel zum Führen eines zylindrisch ausgeformten Fräsers (46) mit Flansch aufweist, welches eine

zentrale Bohrung (50) passgenau zum Durchmesser des Fräserschaftes, Bohrungen (51) passgenau zu den Führungszylindern (31) des fix montierbaren zangenartigen Führungsinstrumentes und einen Ring (47) aufweist, welcher sich mittels eines Gewindes in seiner Höhe verstellen lässt, um die korrekte Frästiefe (49) einzustellen.

27. Instrumentensatz nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass das Fräsinstrument ein frontal und seitlich schneidender konisch ausgeformter Fräser (52) mit Flansch ist, welcher Flansch als Anschlag für die Tiefeneinstellung der Ausfräsung (55) dient.

28. Instrumentensatz nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass das Führungswerkzeug (54) Mittel zum Führen eines konisch ausgeformten Fräsers (52) mit Flansch aufweist, welches eine zentrale Bohrung (57) passgenau zum Durchmesser des Fräserschaftes, Bohrungen (56) passgenau zu den Führungszylindern (31) des fix montierbaren zangenartigen Führungsinstrumentes und einen Ring (53) aufweist, welcher sich mittels eines Gewindes in seiner Höhe verstellen lässt, um die korrekte Frästiefe (55) einzustellen.

29. Instrumentensatz nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass das Schneideinstrument (64) mit einer orthograd zur Knorpeloberfläche montierten Klinge (65) bestückt ist und einen Flansch aufweist, welcher als Anschlag für die Eindringtiefe (66) der Schneideklinge dient.

30. Instrumentensatz nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass es sich beim Instrument zum Einpressen der Trägerkomponente der modular aufgebauten Segmentprothese um eine schraubzwingenartig ausgeformte Einpresszange (68) mit Drehmomentschlüssel oder Lastmessdose handelt, welches defektabseitig mit einer Zentrierspitze (72) in eine kleine Bohrung im Bereich des defektabseitigen Arms (38) des fix montierbaren zangenartigen Führungsinstrumentes einbringbar ist, dass die Einpresskraft mittels eines Gewindes (67) erzeugbar ist, welche sich über ein sphärisch ausgeformtes Zwischenelement (69) auf das Einpresswerkzeug (70) mit einem zum Innenkonus der Trägerkomponente passgenauem Aussenkonus (71) überträgt.

31. Instrumentensatz nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, dass es sich um ein Führungsinstrument für die Einpresszange (68) handelt, welches Bohrungen (73) passgenau zu den Führungszylindern (31) des fix montierten zangenartigen Führungsinstrumentes und endständigen Aussenkonus (71) passgenau zum Innenkonus der entsprechenden Trägerkomponente aufweist.

32. Instrumentensatz nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass er zusätzlich einen Satz unterschiedlich ausgeformter Probekörper (74–78) umfasst, um die Lage der Trägerkomponente gegenüber dem Oberrand der zusätzlichen Ringführung (39) des defektseitigen Arms (34) zu bestimmen, wodurch sich die Dimensionen der zur Höhen- und Winkelkorrektur notwendigen doppelt konischen Korrekturringe eruieren lässt, bestehend aus einem Basisprobekörper (75), der eine konische Passform für die Trägerkomponente aufweist und in seiner Höhe kleiner als der Femurkopfradius ist, einem Neutral-Probekörper (74), der bei Neutrallage der Trägerkomponente zusammen mit dem Basisprobekörper exakt zum Oberrand der zusätzlichen Ringführung (39) des defektseitigen Arms (34) reicht, verschiedenen Höhenkorrektur-Probekörpern (76, 77), um bei nicht korrekter Höhenpositionierung der Trägerkomponente die Differenzen zum Oberrand der zusätzlichen Ringführung (39) in Millimeterschritten bestimmen zu können, verschiedenen Winkelkorrektur-Probekörpern (78), um bei nicht korrekter Winkelpositionierung der Trägerkomponente die Differenzen zum Oberrand der zusätzlichen Ringführung (39) in Gradschritten bestimmen und die Ausrichtung der Abwinkelung auf die Ringführung übertragen zu können.

33. Instrumentensatz nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass ein Messinstrument zur Bestimmung der genauen Position der definitiv im Knochen verankerten Trägerkomponente vorhanden ist, welches im Wesentlichen aus zwei Scheiben besteht, dazu bestimmt, um beim Messen die eine Scheibe in Kontakt mit der Innenseite des Bodens der Trägerkomponente, die andere Scheibe mit dem Oberrand der zusätzlichen Ringführung (39) zu bringen, wobei diese miteinander über ein dreifaches Schraubensystem oder Teleskoparmsystem verbunden sind, um Höhe und Abwinkelung der Trägerkomponente zu eruieren.

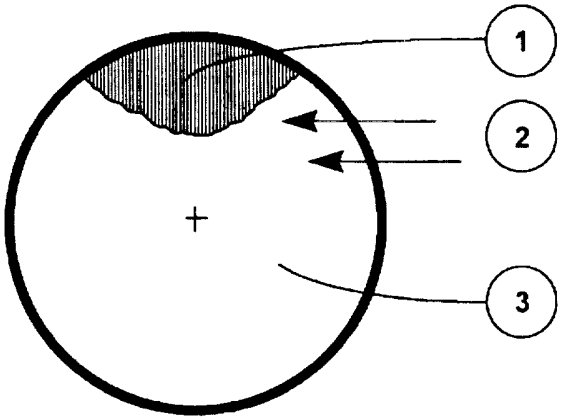


fig. 1a

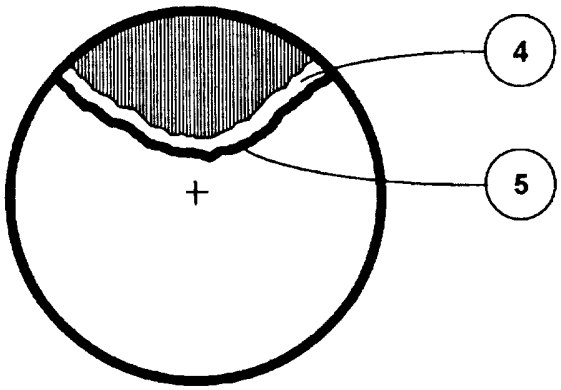


fig. 1b

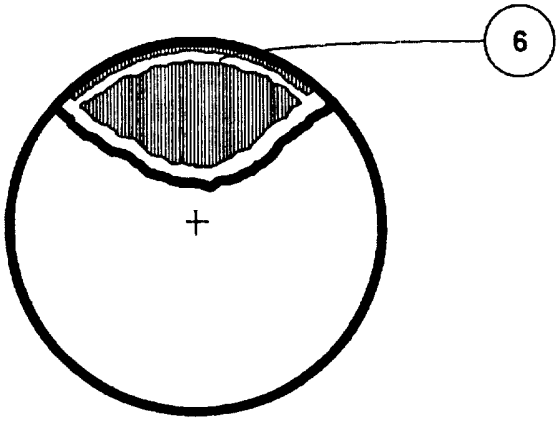


fig. 1c

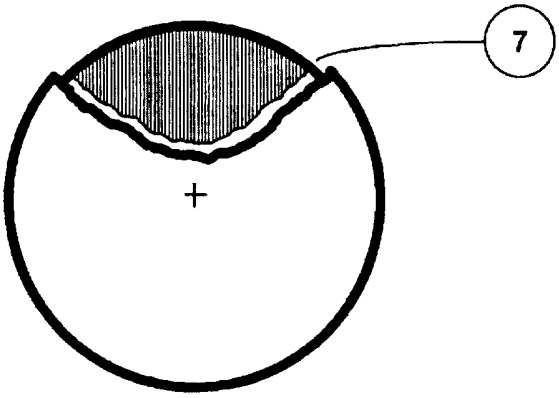
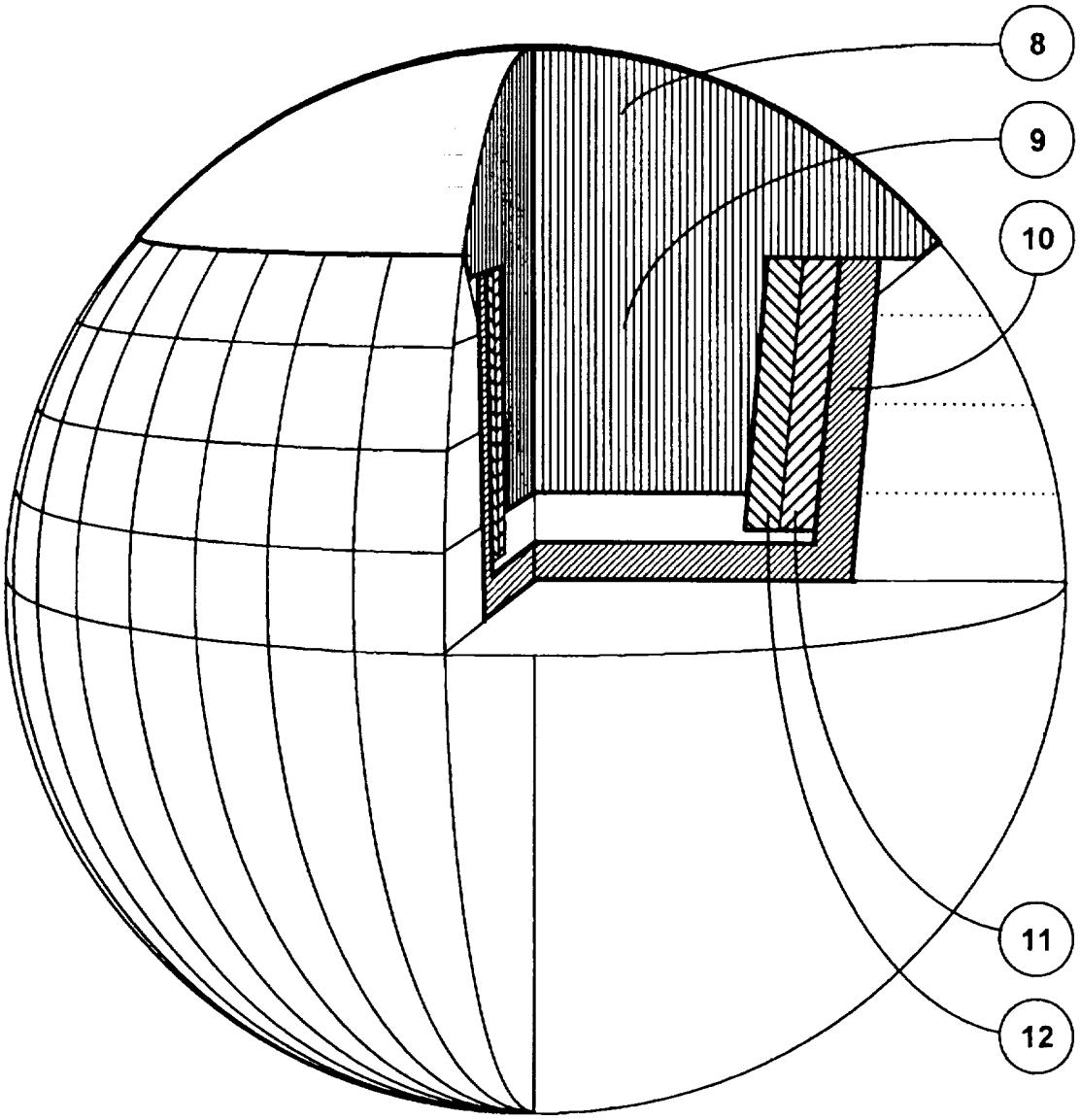


fig. 1d

fig. 2



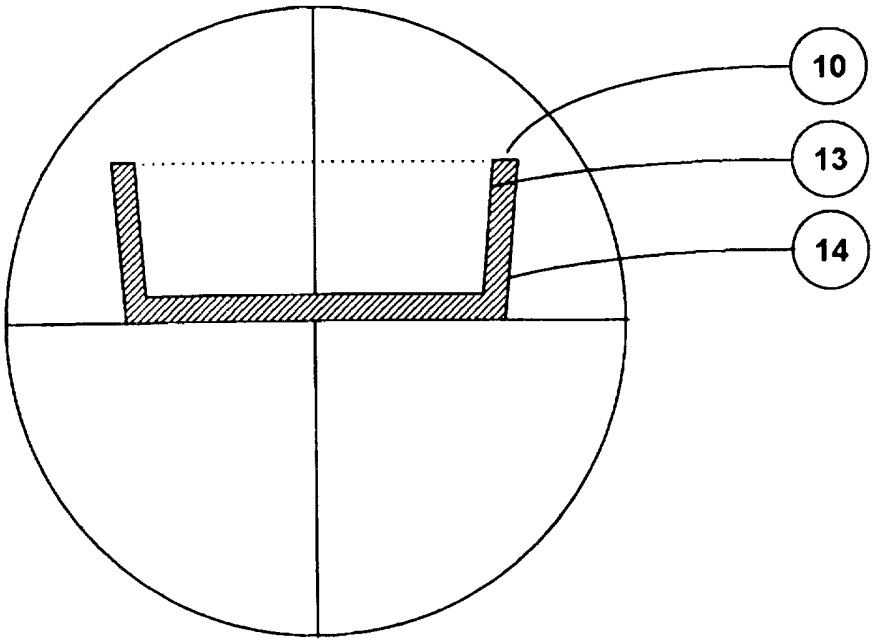


fig. 3a

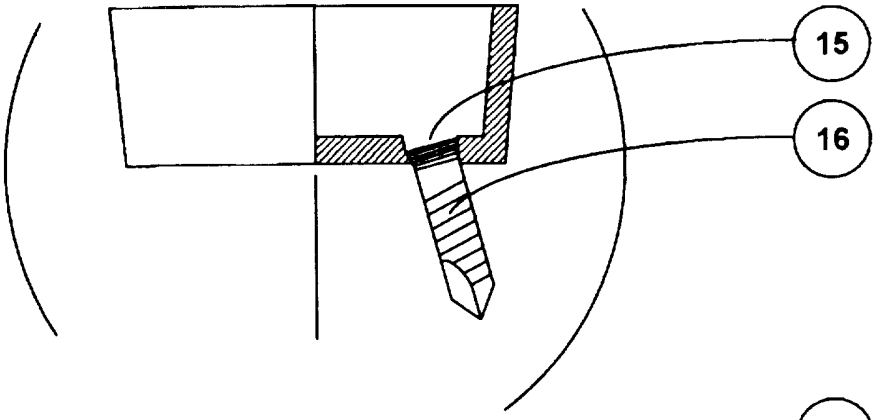


fig. 3b

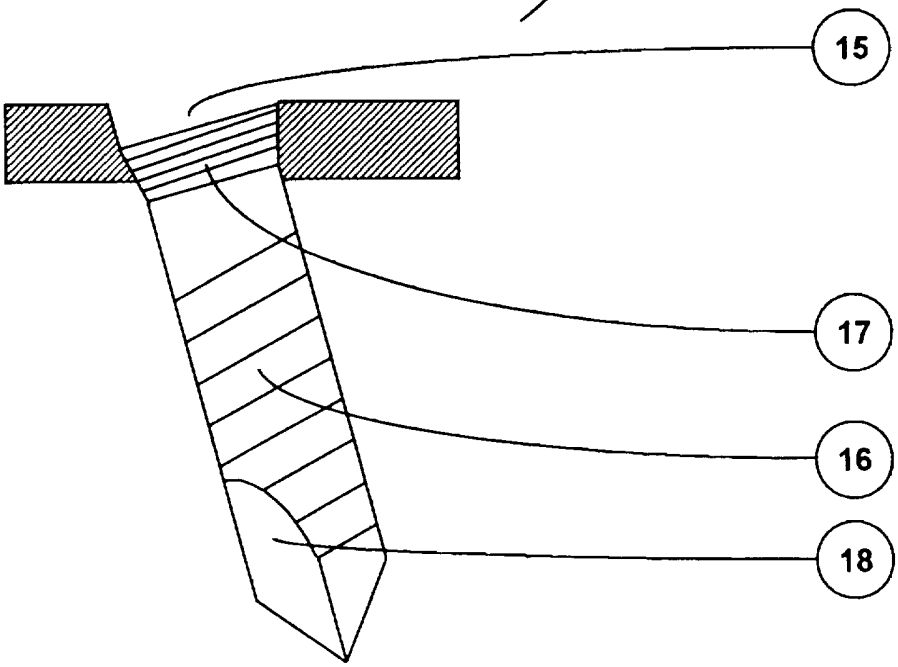


fig. 3c

fig. 4a

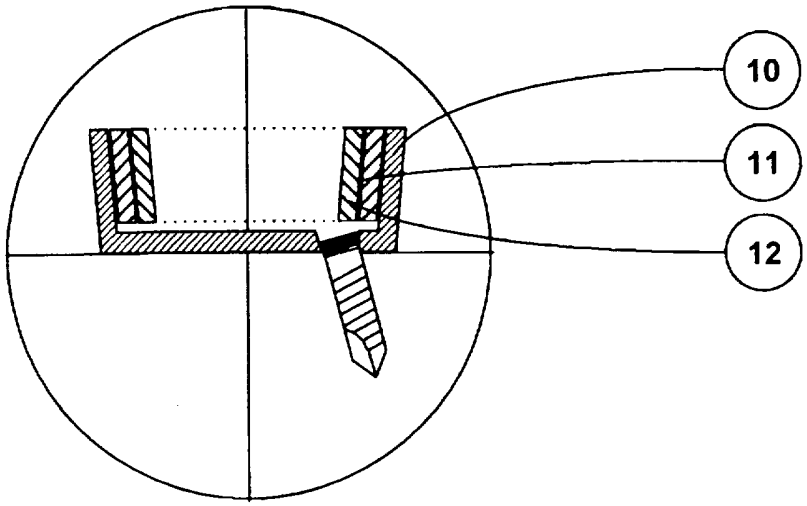


fig. 4b

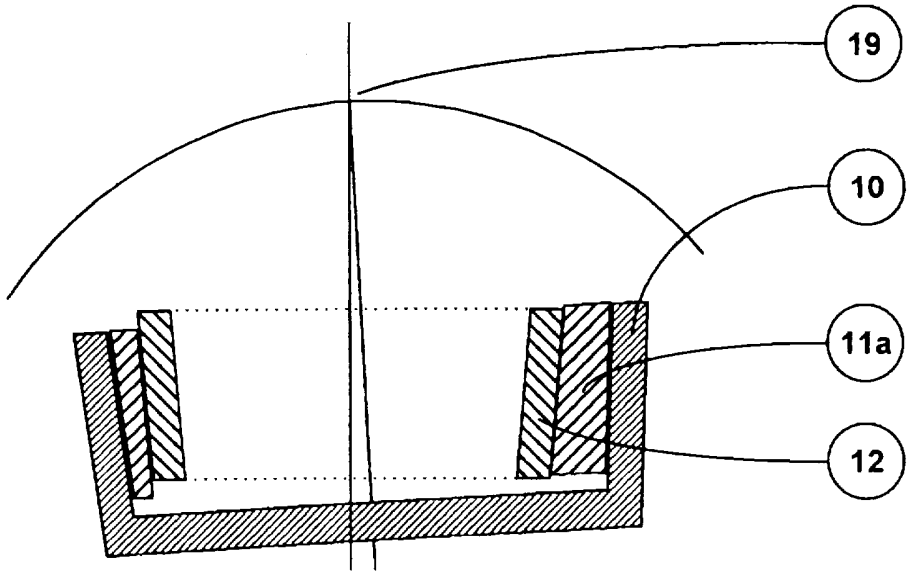


fig. 4c

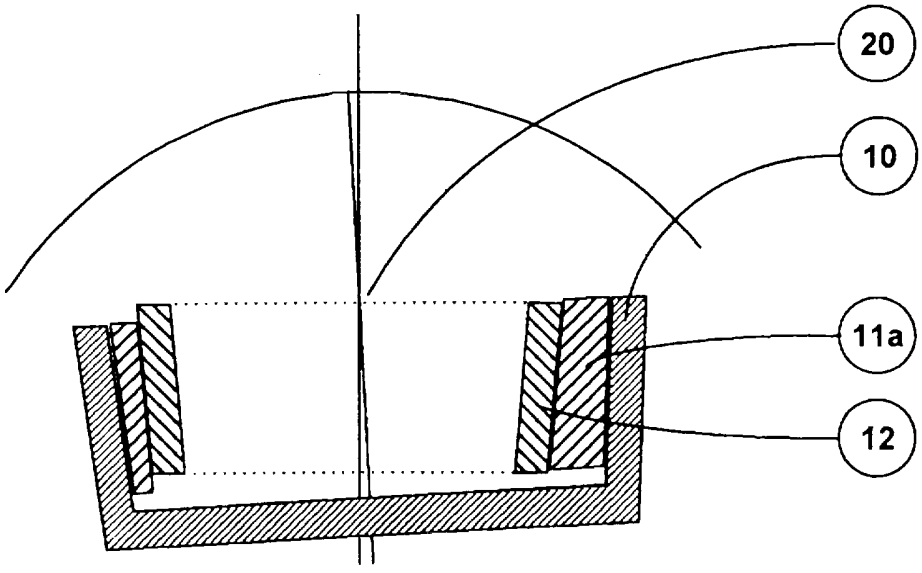


fig. 5a

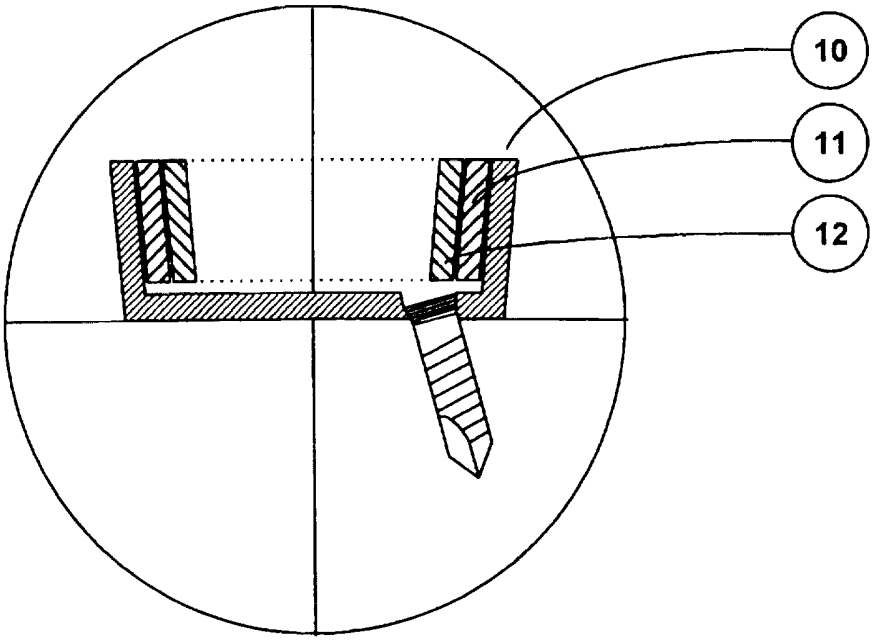


fig. 5b

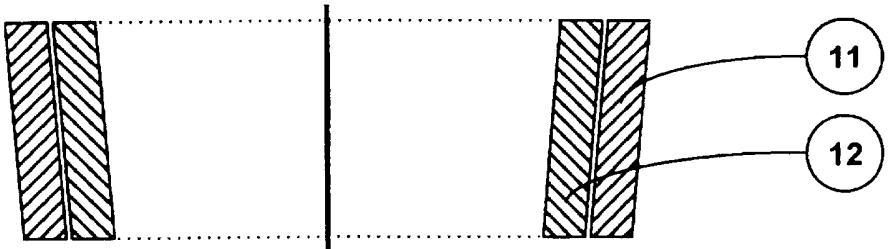


fig. 5c

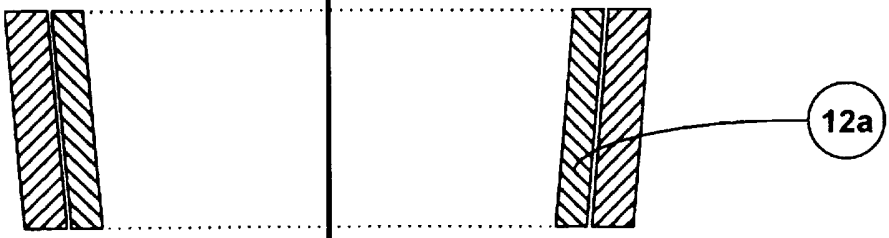


fig. 5d

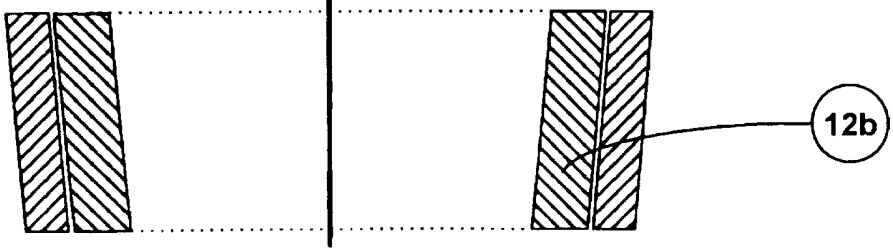
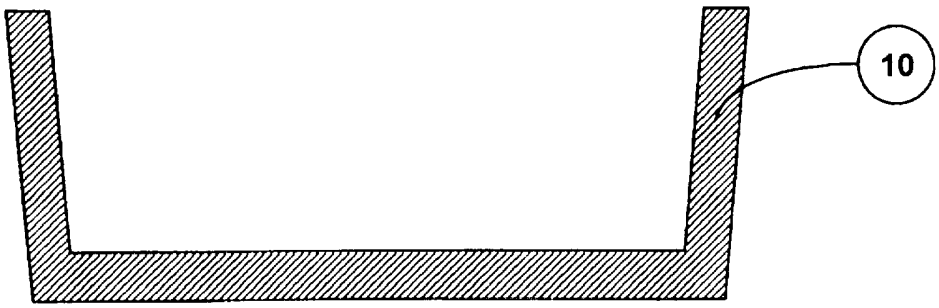


fig. 5e



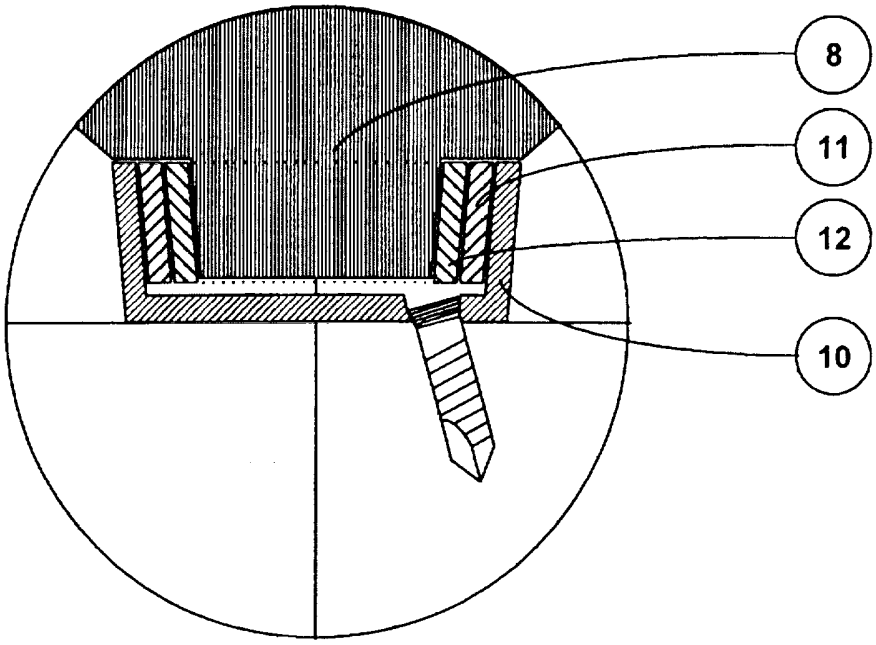


fig. 6a

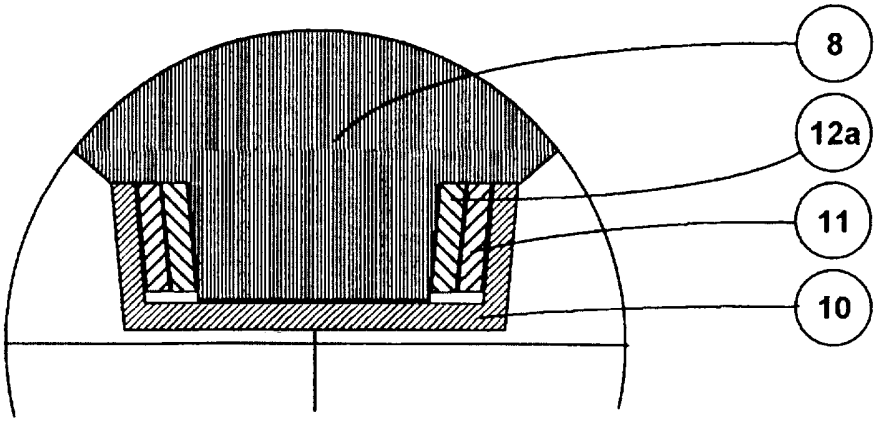


fig. 6b

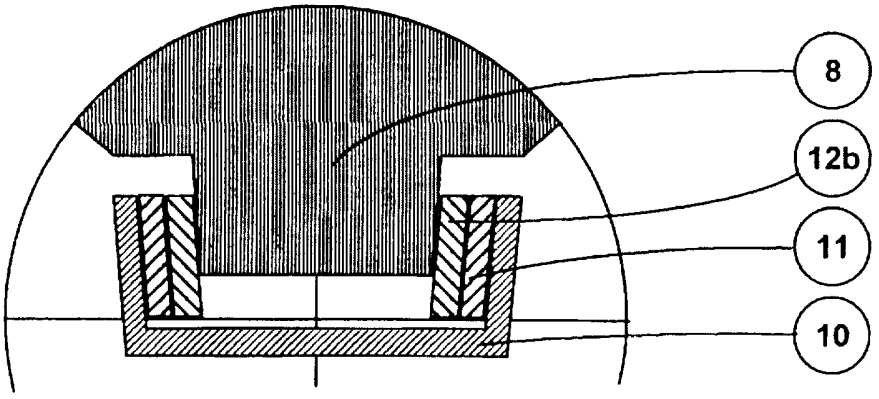


fig. 6c

fig. 7a

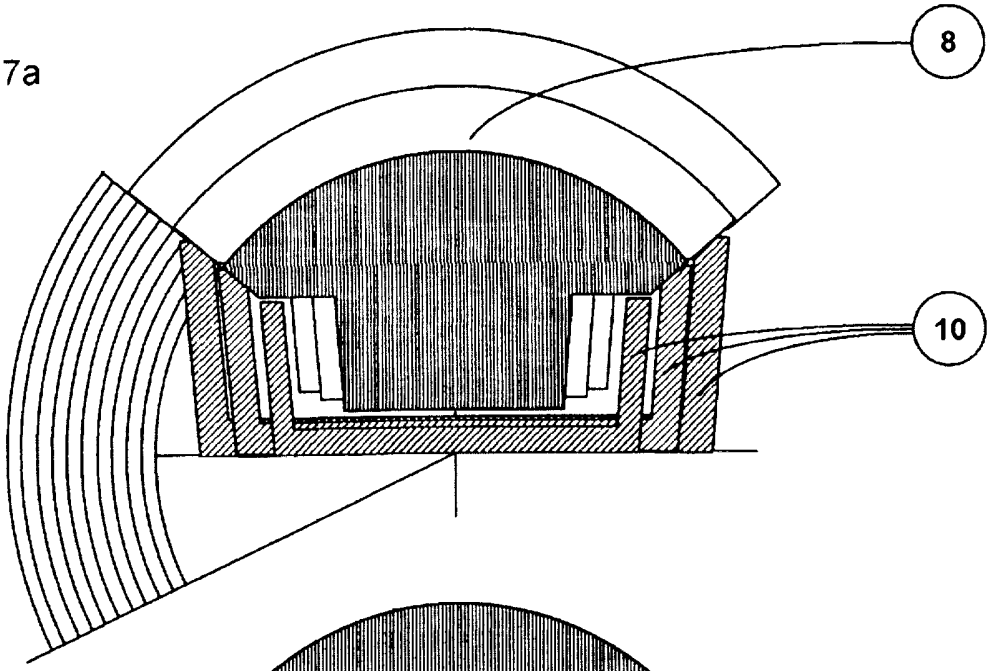


fig. 7b

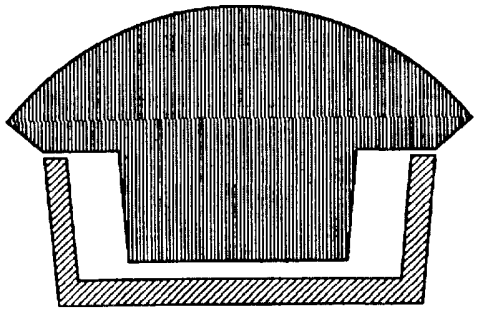


fig. 7c

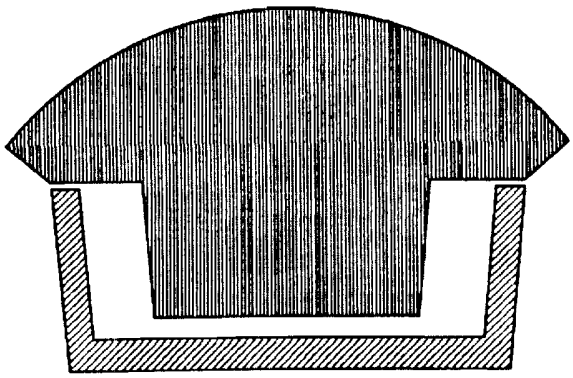


fig. 7d

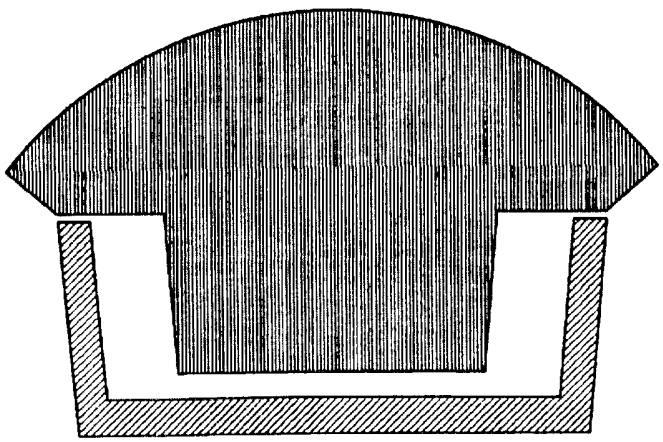
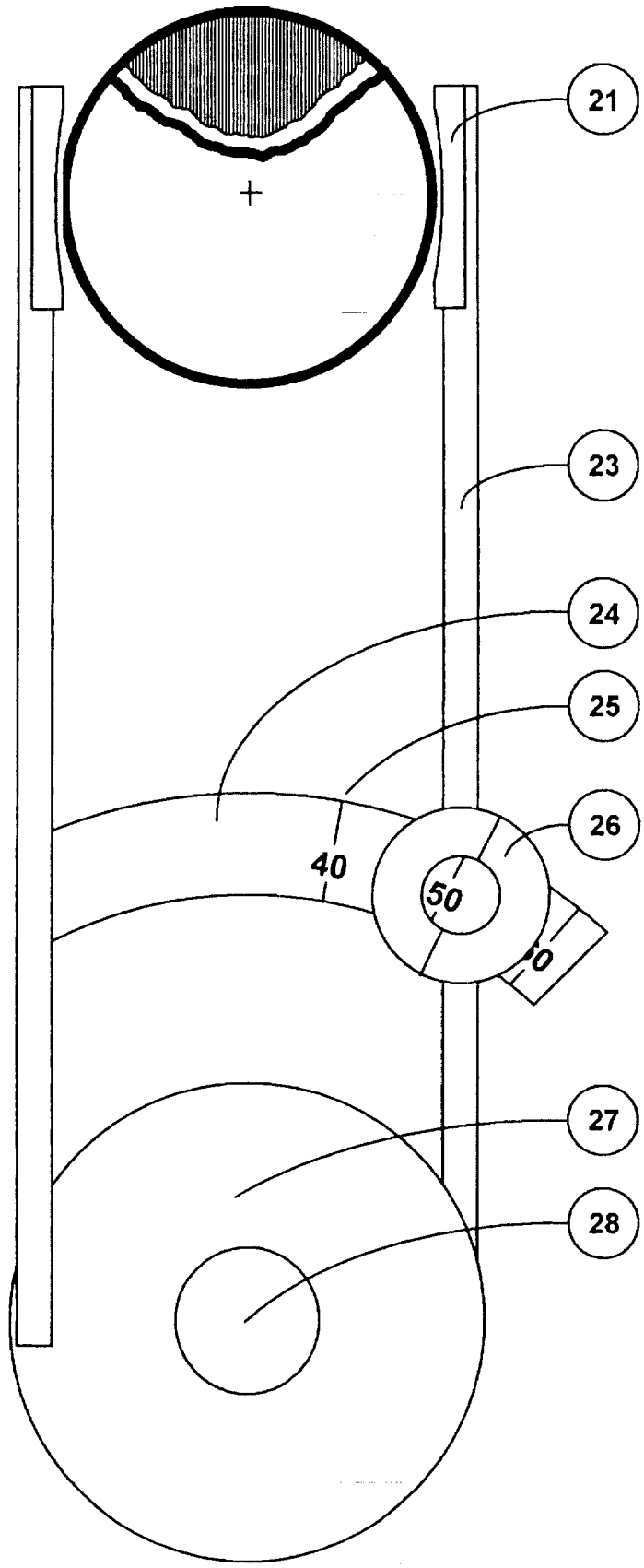


fig.8a



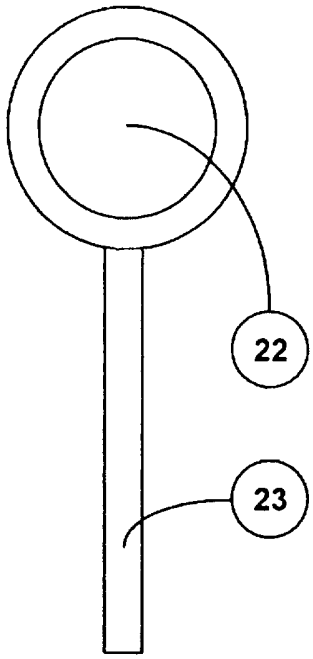


fig.8b

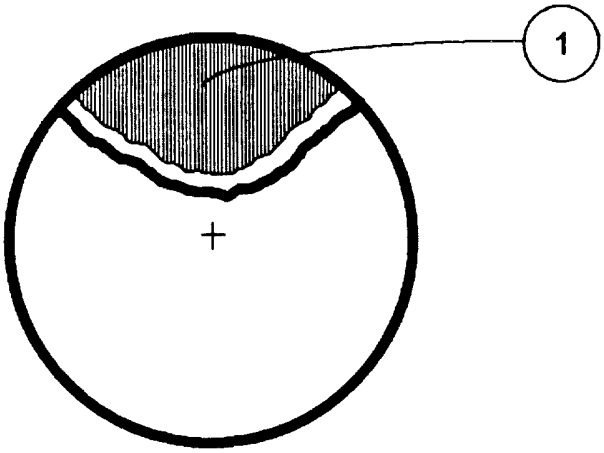


fig. 9a

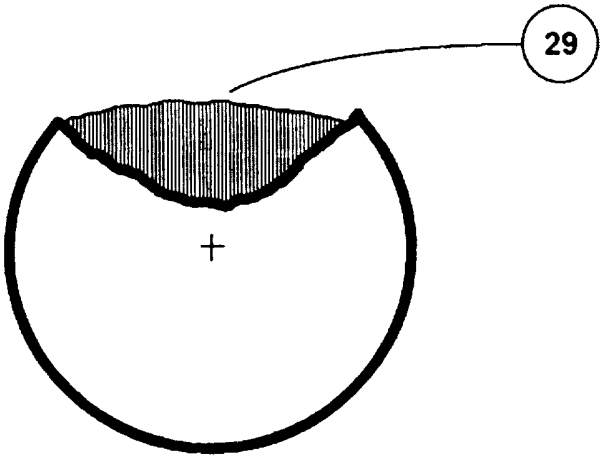


fig. 9b

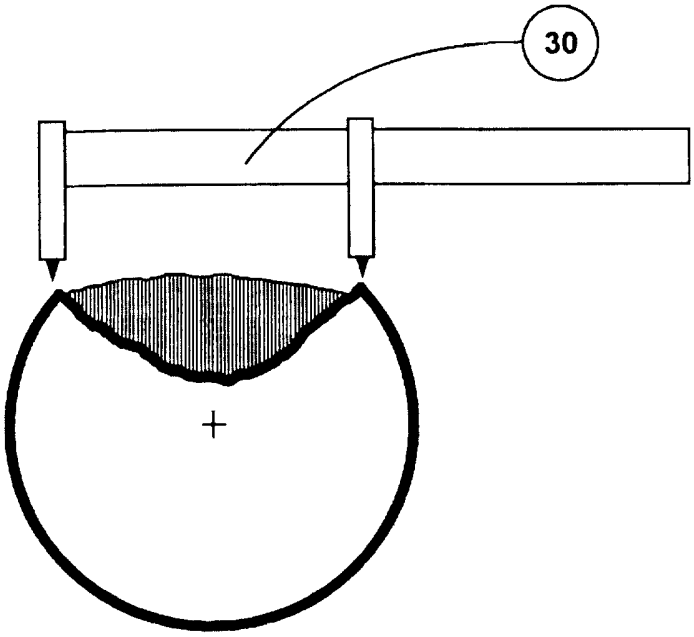


fig. 9c

fig. 10a

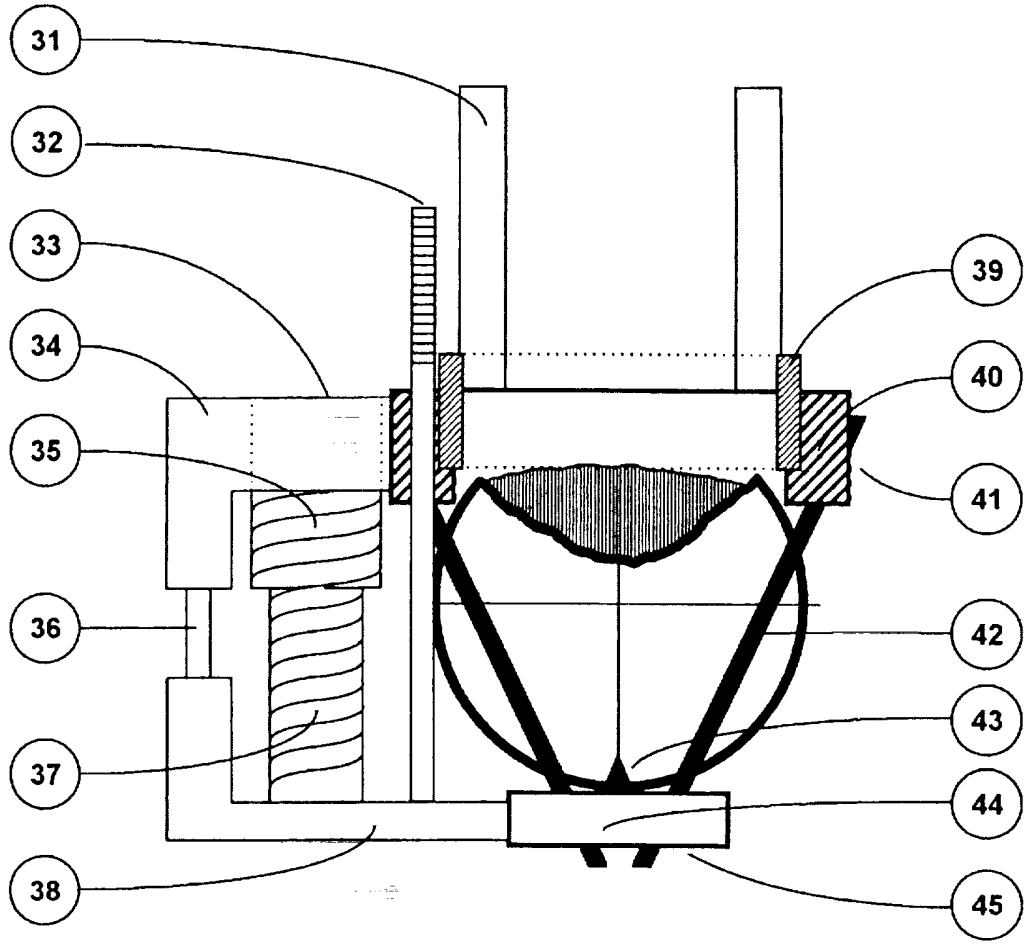


fig. 10b

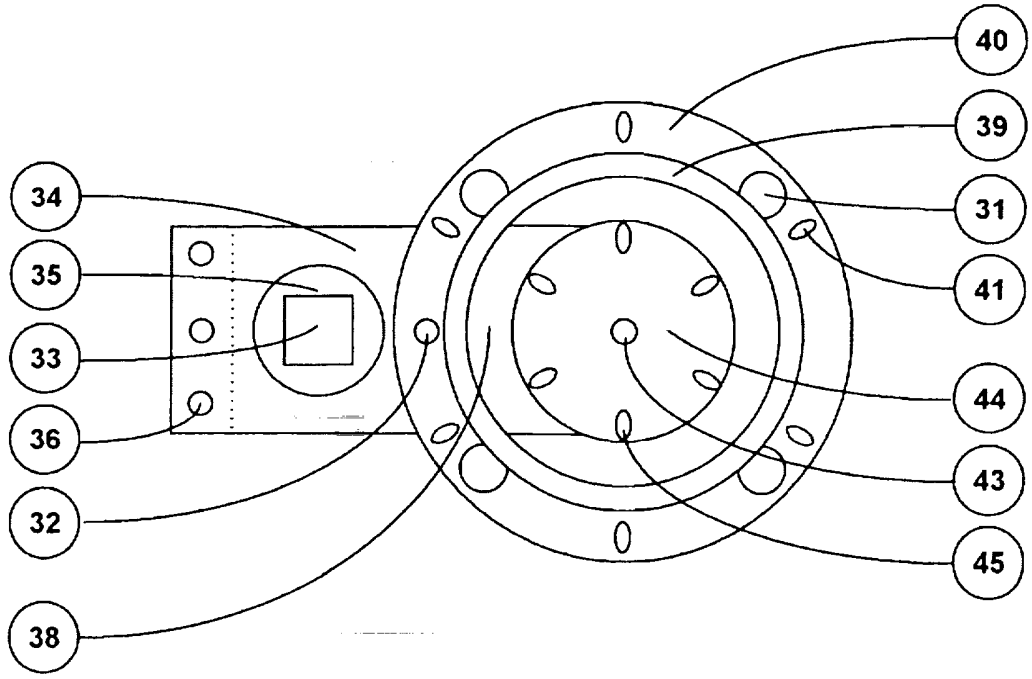


fig. 11a

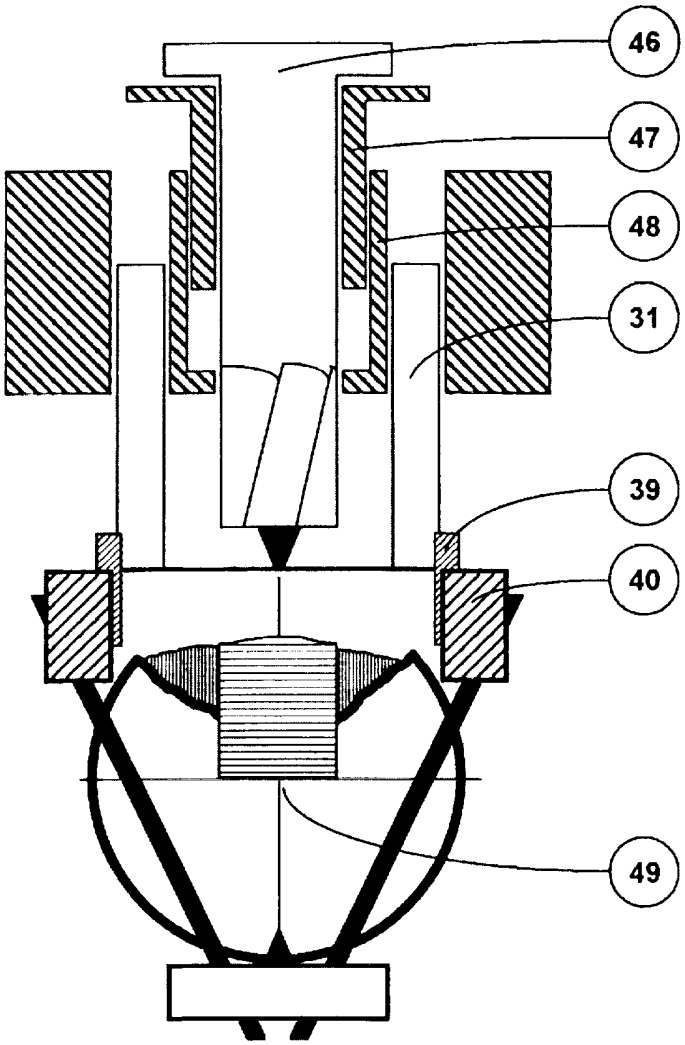


fig. 11b

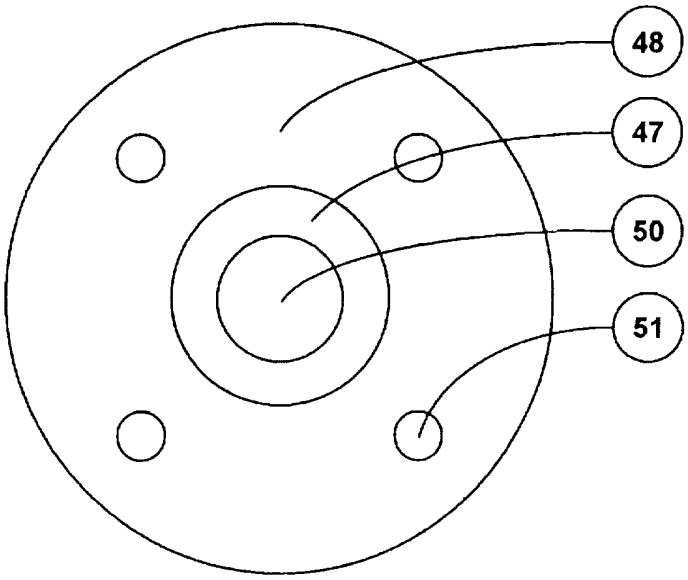


fig. 12a

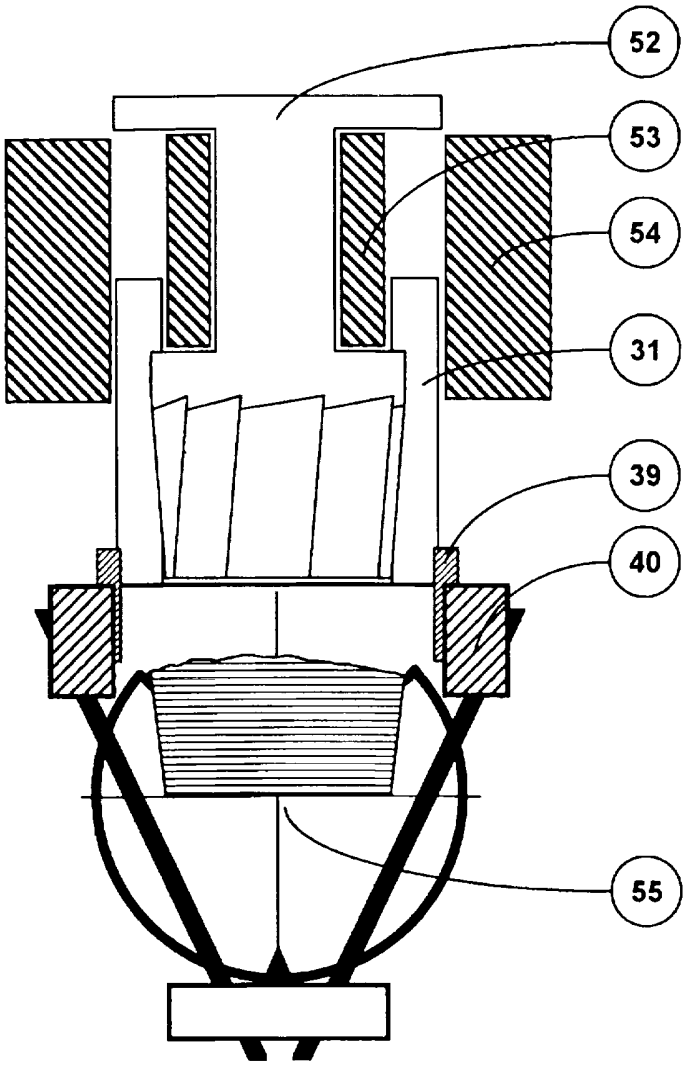


fig. 12b

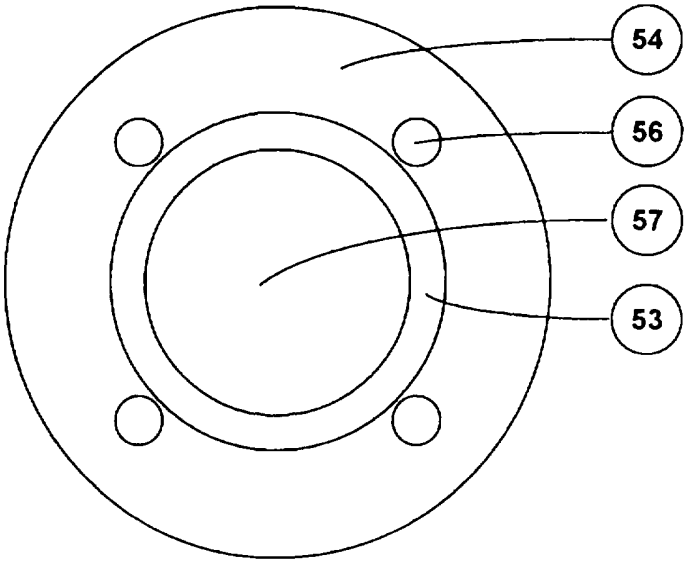


fig. 13a

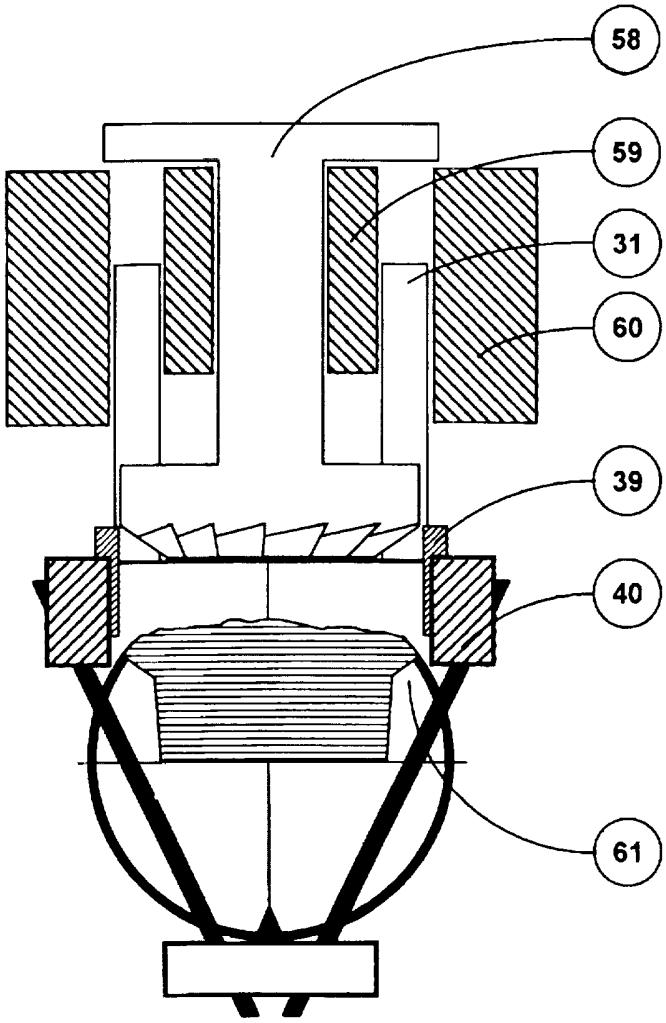


fig. 13b

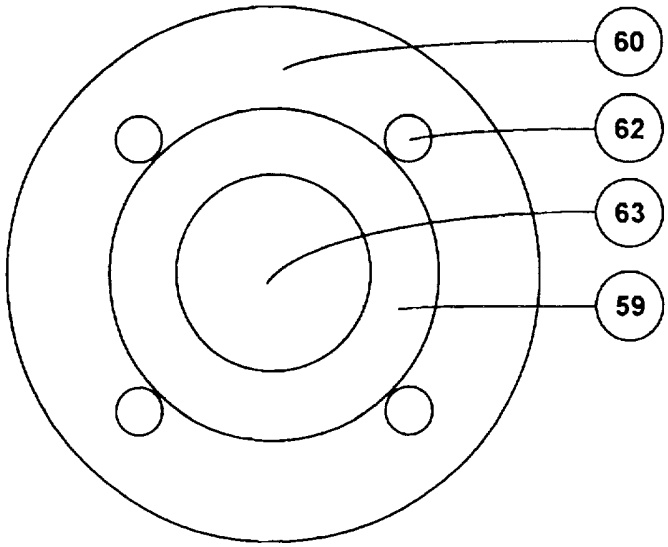


fig. 14

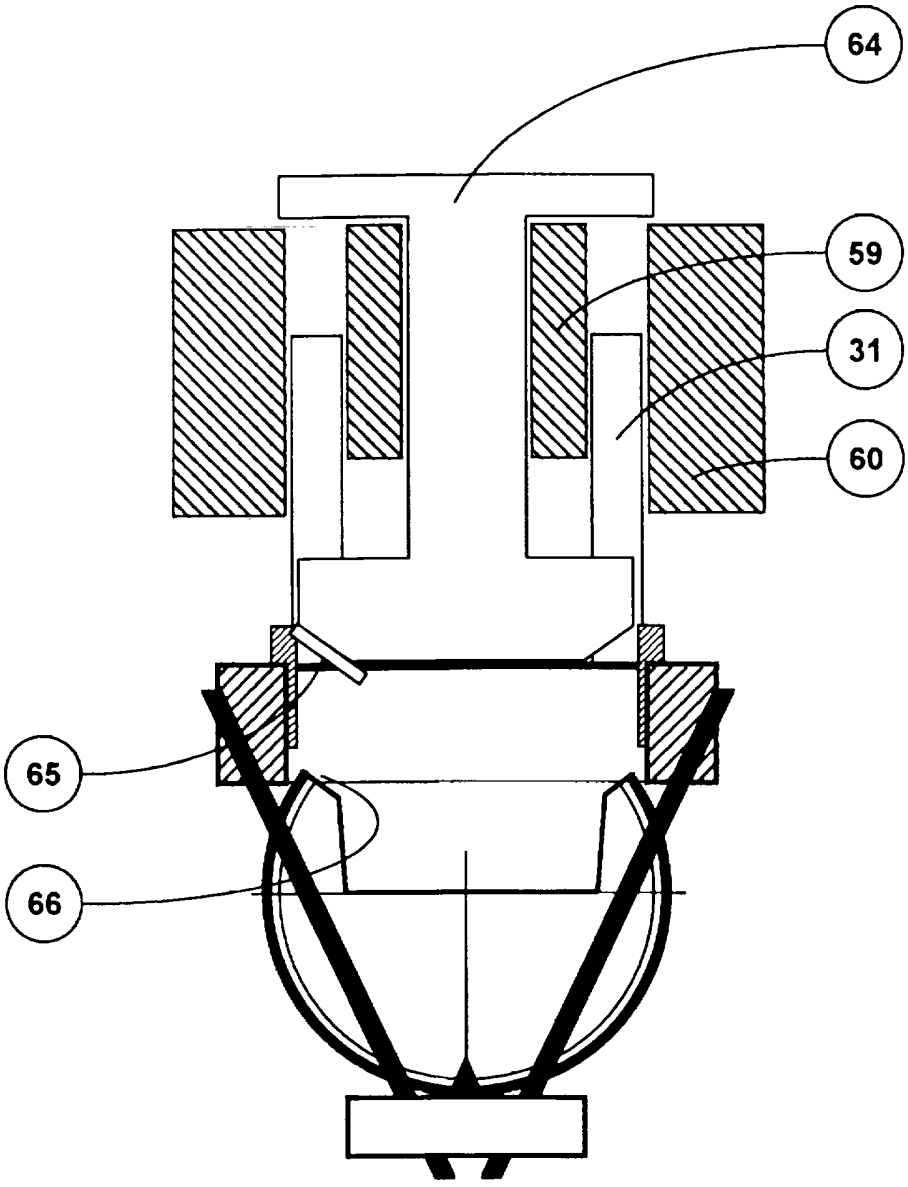


fig. 15a

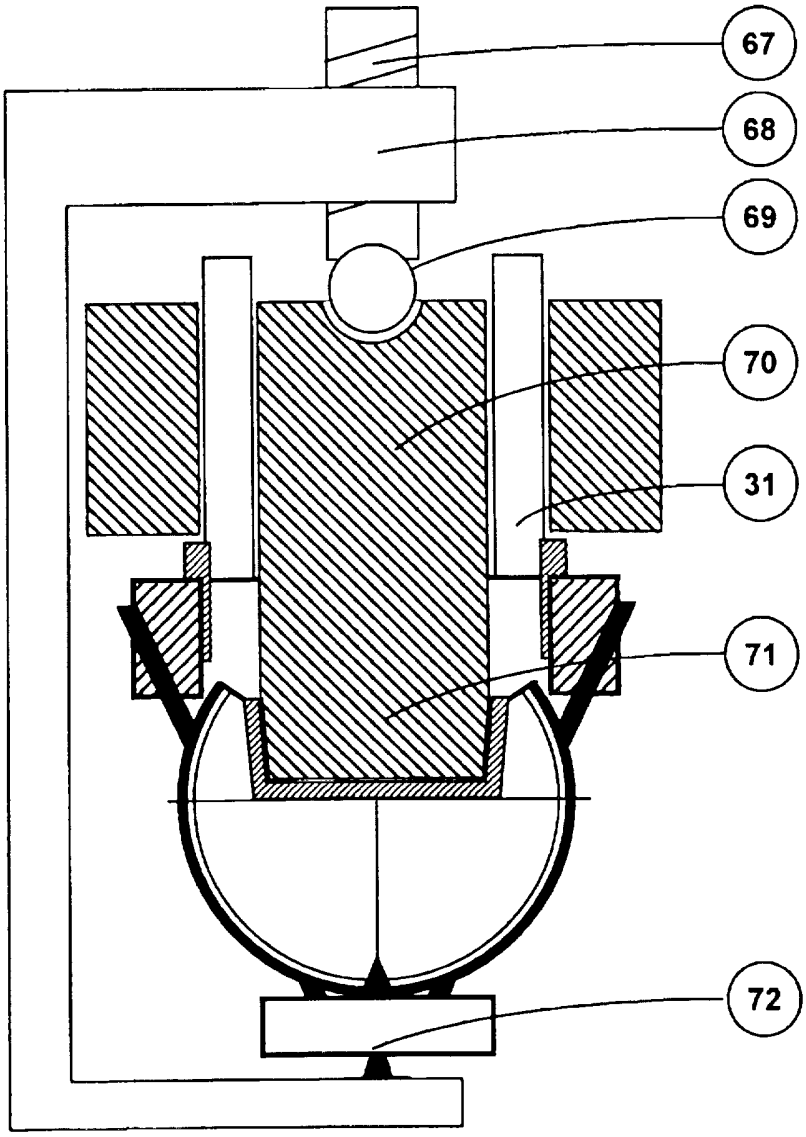


fig. 15b

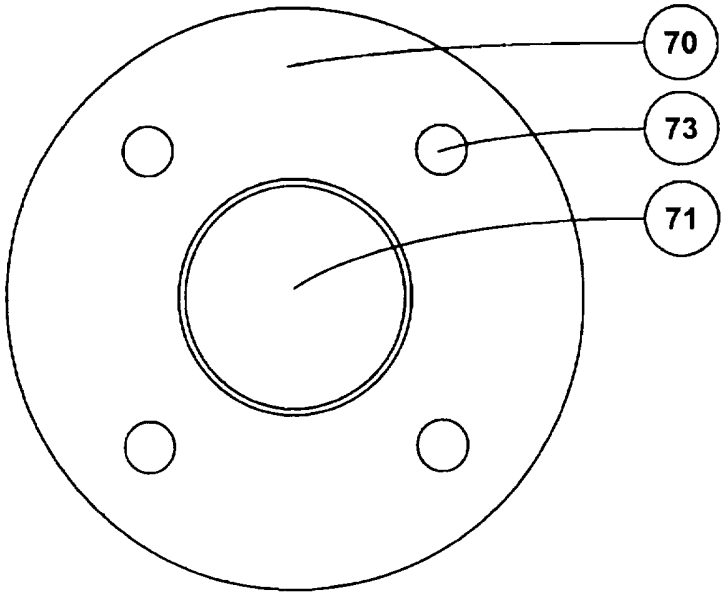


fig. 16a

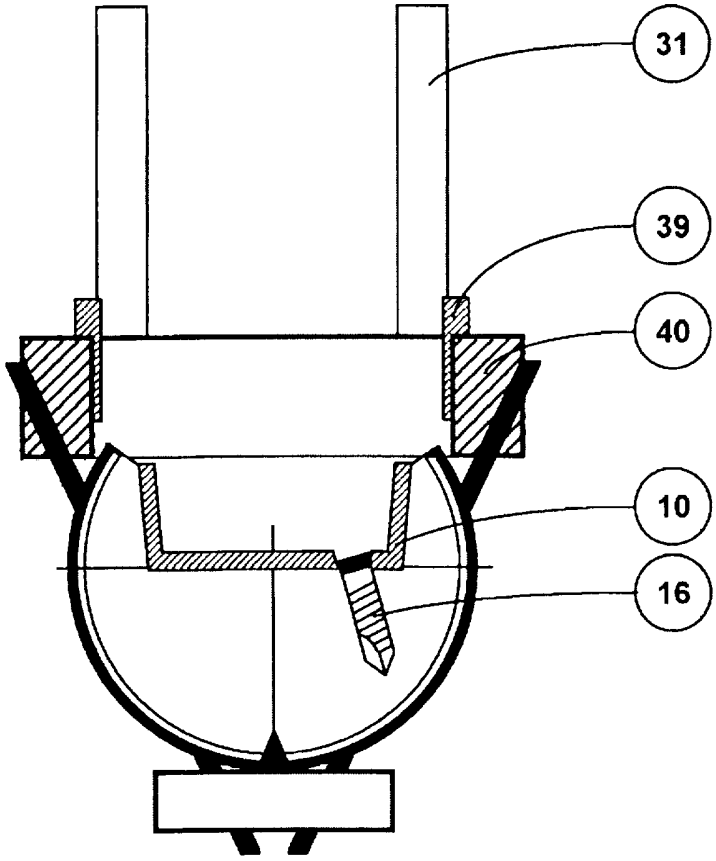


fig. 16b

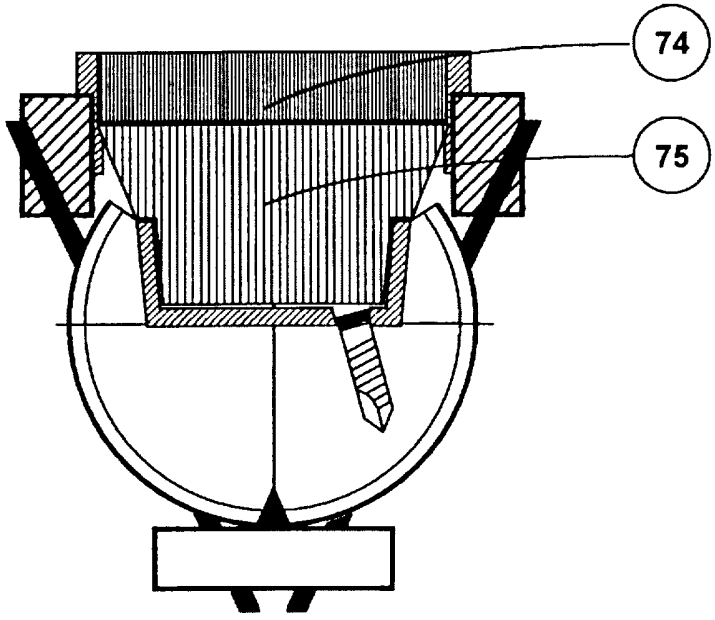


fig. 17

