



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 26 041 T2** 2006.10.26

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 210 000 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 26 041.0**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US00/18788**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 959 145.4**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2001/013782**

(86) PCT-Anmeldetag: **24.08.2000**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **01.03.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **05.06.2002**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **15.02.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **26.10.2006**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 1/00** (2006.01)
A61B 18/02 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
382533 25.08.1999 US

(73) Patentinhaber:
Cryogen, Inc., San Diego, Calif., US

(74) Vertreter:
Vossius & Partner, 81675 München

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE**

(72) Erfinder:
**KOVALCHECK, Steven, San Diego, CA 92109, US;
DOBAK, D., John, La Jolla, CA 92037, US**

(54) Bezeichnung: **DEHNBARE KRYOCHIRURGISCHE SONDENHÜLLE**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft das Gebiet kryochirurgischer Sonden, die zum Einfrieren und somit zum Zerstören von biologischem Gewebe verwendet werden. Insbesondere ist die Erfindung auf dem Gebiet kryochirurgischer Sonden, die durch ein Joule-Thomson-Kühlsystem mit geschlossenem Kreislauf gekühlt werden, nutzbar.

[0002] Ein Joule-Thomson-Kühlsystem funktioniert dadurch, daß ein Hochdruckgas mittels eines Expansionselements, das eine bestimmte Art von Durchflußbegrenzung aufweist, expandiert wird. Die Durchflußbegrenzung könnte eine kleine Blende, eine schmale Kapillarröhre oder eine bestimmte andere Art von begrenztem Durchgang sein. Normalerweise weist das Kühlsystem eine Hochdruckgasquelle, einen Wärmetauscher, ein Expansionselement, ein Wärmeübertragungselement und verschiedene Röhren und Leitungen auf, die das Gas von einer Komponente zur anderen leiten. Das Hochdruckgas strömt durch den Wärmetauscher, um die Gastemperatur etwas zu verringern, dann wird die Gastemperatur weiter im Expansionselement verringert, da eine isenthalpische Expansion erfolgt. Das expandierte abgekühlte Gas wird einem Wärmeübertragungselement ausgesetzt, wo das Gas Wärme absorbiert, die aus der Umgebung abgezogen worden ist. Der Betrieb eines Joule-Thomson-Kühlsystems kann durch Verunreinigungssubstanzen im Gas, z. B. Wasser, Öl oder Partikel, stark beeinträchtigt werden. Jegliche derartige Verunreinigungssubstanzen können die Durchflußbegrenzung im Expansionselement ohne weiteres blockieren, da die Durchflußbegrenzung normalerweise sehr klein ist.

[0003] Wasser und Öl sind besonders schädliche Verunreinigungssubstanzen, da sich diese an der Durchflußbegrenzung, wo der größte Teil der Kühlung erfolgt, selektiv sammeln. Wenn das Gas expandiert und sich abkühlt, sinkt die Temperatur des mitgeführten Wassers und Öls ebenfalls, was zum Einfrieren oder zur Erstarrung des Wassers und des Öls führt. Diese Erstarrung tritt genau an der Durchflußbegrenzung auf, da genau dort die Kühlung eigentlich erfolgt. Wasser und Öl, zumindest in Spuren, finden sich häufig in der Umgebungsluft, und sie können folglich in das Kühlsystem eingeleitet werden, wenn die Systemanschlüsse defekt sind oder Systemteile ausgetauscht werden.

[0004] Die meisten Joule-Thomson-Systeme sind offene Systeme, was bedeutet, daß das Gas nach der Expansion und Wärmeabsorption an die Atmosphäre abgegeben wird. Die Hochdruckgasquelle in einem solchen System ist normalerweise ein Hochdruckgaszylinder. Bei fortschreitender Benutzung erschöpft sich die Gasmenge im Zylinder. Ein offenes System wie etwa dieses kann eine bestimmte Menge

an Verunreinigungssubstanz tolerieren, da die Verunreinigungssubstanzen aus dem System zusammen mit dem Gas während der Benutzung in die Umgebung abgegeben werden. Wenn eine Verunreinigung im System während des Austauschs von Teilen erfolgt oder wenn Systemverbindungen aus anderen Gründen geöffnet werden, wird die Verunreinigung im großen und ganzen herausgespült, wenn das Gas anschließend abgelassen wird.

[0005] Es ist jedoch möglich, ein Joule-Thomson-System mit geschlossenem Kreislauf zu betreiben, d. h. das Gas wird unter Druck gesetzt und nach der Expansion in Zirkulation versetzt. Nach der Expansion im Expansionselement, der Berührung mit dem Wärmeübertragungselement und der Wärmeabsorption wird das Niedrigdruckgas zum Kompressor zurückgeführt, der verwendet werden kann, um das Gas erneut unter Druck zu setzen. Das erneut unter Druck gesetzte Gas wird dann über den Wärmetauscher und das Expansionselement in den Kreislauf zurückgeleitet. Es wird kein Gas aus dem System abgegeben. Deshalb werden alle Verunreinigungssubstanzen, die in das System eindringen, im System gesammelt, wo sie sich über eine Zeitperiode ansammeln. Der Verunreinigungsgrad kann sich schließlich auf eine Stufe erhöhen, wo eine Erstarrung des Wassers und des Öls das Expansionselement verstopfen. Ein Verfahren und eine Vorrichtung sind zum Betreiben eines Mikrominiatur-Mischgas-Joule-Thomson-Kühlsystems entwickelt worden, wie im US-Patent 6 151 901 und im US-Patent 5 787 715 offenbart. Wenn ein solches Mischgas verwendet wird, insbesondere in einem Miniatur- oder Mikrominiatur-Kühlsystem, verändert die Einleitung der Luft in das System die Gasgemischanteile, und die Kühlleistung des Gasgemischs kann deutlich herabgesetzt werden.

[0006] Aus diesen Gründen werden geschlossene Joule-Thomson-Systeme häufig dauerhaft abgedichtet, um die Einleitung von Verunreinigungssubstanzen zu verhindern. Der Austausch von Teilen oder sonstiges Öffnen von Systemverbindungen sind in einem dauerhaft verschlossenen System nicht möglich. Bestimmte Systeme verwenden selbstdichtende Kupplungen, die das System automatisch abdichten, wenn sie getrennt werden. Diese automatische Abdichtung begrenzt die Menge der Leckluft und der Verunreinigung, aber eine bestimmte Verunreinigung tritt dennoch auf. Normalerweise sind die Kupplungen, die in einem geschlossenen System verwendet werden, Gewindekupplungen, die nicht für wiederholtes Trennen ausgelegt sind.

[0007] Das Verunreinigungsproblem wird in einem geschlossenen Mischgas-Joule-Thomson-Kühlsystem, das in einer chirurgischen Vorrichtung, z. B. einer kryochirurgischen Sonde, verwendet wird, komplizierter. Eine solche Vorrichtung hat normalerweise einen Kompressor, der an die Sonde angeschlossen

ist, wobei die Sonde im wesentlichen aus einem Griff, aus einer Kanüle und aus einer Kaltfläche besteht. Der Wärmetauscher befindet sich normalerweise im Griff, und das Expansionselement befindet sich normalerweise in der Kaltfläche. Die Sondenkanüle oder Kaltfläche muß mit verschiedenen Formen, z. B. mit flachen, zylindrischen oder scharfkantigen, austauschbar sein, um verschiedene Funktionen zu erfüllen. Ferner muß die Kaltfläche in der Lage sein, zur Verwendung in einer chirurgischen Anwendung sterilisiert zu werden, um eine wiederholte Benutzung des Systems bei verschiedenen Patienten zu ermöglichen.

[0008] Bekannte kryochirurgische Sonden sind aus diesem Grund offene Systeme. In einem offenen System kann die Kanüle oder Kaltfläche entfernt und sterilisiert oder entsorgt werden. Die Einleitung von Verunreinigungssubstanzen in das Kühlsystem während des Entfernens oder des Austauschs der Kanüle oder Kaltfläche ist kein besonderes Problem in einem offenen System, da die Verunreinigungssubstanzen während des Ablassens des Gases aus dem System herausgespült werden können. Offene Systeme sind im Betrieb wegen des notwendigen kontinuierlichen Austauschs des Gases verlustreich und teuer. Außerdem ist das Ablassen des Gases in die Umgebung nicht immer umweltschonend. Geschlossene Systeme sind ökonomischer und umweltschonender. Wenn ein bekanntes geschlossenes System in einer chirurgischen Anwendung verwendet würde, würde die Entfernung und der Austausch der Kanüle oder Kaltfläche zu Sterilisationszwecken Verunreinigungssubstanzen in das System einführen, was letztlich zu einer Blockierung des Expansionselements führt. Ein geschlossenes chirurgisches System könnte theoretisch mit selbstdichtenden Kupplungen versehen sein, aber Verunreinigung würde dennoch über eine gewisse Zeitperiode entstehen. Ferner weisen selbstdichtende Kupplungen O-Ringe und Präzisionsteile auf. Die Sterilisation der Kanüle oder Kaltfläche würde die O-Ringe und Präzisionsteile unweigerlich hohen Temperaturen und aggressiven Chemikalien aussetzen, was letztlich zu einer Zersetzung der Dichtfähigkeit der Kupplungen führt.

[0009] Die Verwendung von Einweg-Kanülen oder -Kaltflächen würde dieses Dilemma lösen. Erstens sind, auch wenn austauschbare Teile entsorgt und durch neue sterile Teile ersetzt werden, wiederholte Unterbrechungen erforderlich, was letztlich zu einer Ansammlung von Verunreinigungssubstanzen führen würde. Zweitens sind die meisten Einweg-Teile aus ökonomischen Gründen aus Kunststoff hergestellt. Kunststoff enthält normalerweise Spuren von Wasser. Wenn ein Kunststoffteil in einem Kühlsystem dem Gas ausgesetzt ist, kann Wasser schließlich den Kunststoff auslaugen und das Gas im System verunreinigen. Drittens erhöhen selbstdichtende Anschlußstücke normalerweise die Größe, das Gewicht und

die wesentlichen Kosten einer Vorrichtung, was sie für eine Verwendung in einer Einweg-Vorrichtung unerwünscht macht. Viertens geht immer dann, wenn ein Einweg-Element, z. B. eine Kanüle oder eine Kaltfläche, entsorgt wird, Kühlgas, das im Einweg-Element enthalten ist, verloren. Dies erfordert eine erneute Zugabe von Gas, um eine Verschlechterung der Kühlleistung des Systems zu vermeiden.

[0010] Eine Evakuierung des Gases aus der Einweg-Komponente oder die Verwendung von Ersatzkomponenten, die mit Gas vorgeladen sind, würde die Komplexität und die Kosten des Systems deutlich erhöhen.

[0011] Ferner hat eine typische kryochirurgische Sonde einen oder mehrere Hilfsinstrumente nahe der Kaltfläche, zur Verwendung in Verbindung mit der Kaltfläche, z. B. Temperatursensoren, Heizer, Ultraschallwandler, optische Elemente und Fluidanschlüsse zur Spülung und Belüftung. Wenn eine wiederverwendbare Sonde verwendet wird, kann eine wiederholte Sterilisation dieser Hilfsinstrumente ihre Leistung verschlechtern. Die ideale Praxis wäre, wenn diese Hilfsinstrumente in ein Einweg-Element einbezogen wären.

[0012] Schließlich ist es erwünscht, den Schaft einer kryochirurgischen Sonde zu isolieren, um ein Erfrieren des Gewebes an unerwünschten Stellen entlang der Sonde zu vermeiden, wenn die Sonde in einen Körperhohlraum oder ein Organ eingeführt wird. Eine effektive Einrichtung zur Isolierung wäre es, einen Vakuumraum entlang des Sondenschafts bereitzustellen. Die Stufe des Vakuums, die in einem solchen Raum gehalten wird, kann sich mit der Zeit jedoch wegen des Ausgasens von Metallen, Kunststoff und Hartlötverbindungen verschlechtern. Dieses Ausgasen erhöht sich während der Sterilisationsvorgänge, in denen der Sonde Wärme zugeführt wird. Deshalb wäre es erwünscht, den Vakuumisolationsraum in ein Einweg-Element einzubeziehen. Dieses Einweg-Element würde einmal sterilisiert werden, und das Einweg-Element kann dann ökonomisch entsorgt werden, was den Grad der Vakuumverschlechterung minimiert.

[0013] WO 98/29029 betrifft eine Einweg-Hülle zur Verwendung als entfernbare steriler Überzug für eine kryochirurgische Sonde. Die Hülle weist auf: einen hohlen Griff, der auf einem Griffenschaftabschnitt einer kryochirurgischen Sonde lösbar befestigt werden kann, einen Verbinderkörper, der an dem hohlen Griff befestigt ist, einen röhrenförmigen Durchgang durch den Behälterkörper zum Aufnehmen eines Kanülenabschnitts der kryochirurgischen Sonde in diesem, einen thermisch widerstandsfähigen Katheter, der am Verbinderkörper befestigt ist, wobei der Katheter auf einem Kanülenabschnitt einer kryochirurgischen Sonde lösbar befestigt werden kann, und ein

thermisch leitendes Segment, das am Katheter befestigt ist, wobei das leitende Segment auf einem Wärmeübertragungsabschnitt einer kryochirurgischen Sonde und in Kontakt mit diesem lösbar angeordnet ist.

[0014] Die vorliegende Erfindung ist in den Ansprüchen definiert.

[0015] Die Erfindung betrifft eine Hülle zur Verwendung bei einer kryochirurgischen Joule-Thomson-Sonde mit geschlossenem Kreislauf und die Kombination aus Hülle und Sonde mit geschlossenem Kreislauf. Die Hülle ist so flexibel, daß sie auf eine Sonde geschoben werden kann, wodurch die Sonde von der Umgebung getrennt und die Verwendung der Sonde in einer chirurgischen Anwendung möglich wird. Die Hülle hat einen Griff, der am Griffenschaft der kryochirurgischen Sonde befestigt ist, und eine dehnbare Umhüllung, die am proximalen Ende des Griffs befestigt ist. Die Umhüllung kann in Längsrichtung gedehnt werden, um die Kühlrohre und Instrumentierungskabel abzudecken, die am Griffenschaft befestigt sind, wodurch eine sterile Barriere für diese Komponenten hergestellt wird.

[0016] Die Hülle hat auch eine hohle Katheteranordnung mit mehreren Lumen, die aus einem Katheter und einem Verbinderkörper besteht. Der Katheter ist durch den Verbinderkörper am distalen Abschnitt des Griffs befestigt, wobei mindestens ein Lumen so geformt und bemessen ist, daß es genau auf die Kanüle der kryochirurgischen Sonde paßt. Der Katheter ist nicht thermisch leitend, so daß er dazu beiträgt, eine Wärmeübertragung von der Umgebung zum Gasgemisch zu verhindern und das Einfrieren von Gewebe an unerwünschten Stellen entlang des Katheters zu verhindern. Ein thermisch leitendes Segment ist am distalen Ende des Katheters in Form einer Metallkappe oder Metallspitze befestigt. Die Metallspitze kann rund, flach, scharf oder beliebig anders geformt sein, so daß sie für einen kryochirurgischen Betrieb geeignet ist. Die thermisch leitende Kappe oder Spitze sitzt auf der Kaltfläche an der Sonde. Ein Vorspannelement in der Katheteranordnung spannt das leitende Ende der Hülle proximal gegen die Kaltfläche an der Sonde vor. Dies bewirkt, daß das leitende Segment am Katheter Wärme vom Zielgewebe zur Kaltfläche überträgt, die dann wiederum Wärme zum expandierten Gasgemisch effizient überträgt.

[0017] Die neuartigen Merkmale der vorliegenden Erfindung sowie die Erfindung selbst sind am besten anhand der beigefügten Zeichnungen mit der folgenden Beschreibung verständlich, in der gleiche Bezugszeichen gleiche Teile bezeichnen und die folgenden zeigen:

[0018] [Fig. 1](#) ist eine Seitenansicht einer kryochirurgischen Sonde des Typs, der erfindungsgemäß ver-

wendet werden könnte;

[0019] [Fig. 2A](#) ist eine Seitenansicht einer erfindungsgemäßen Hülle;

[0020] [Fig. 2B](#) ist eine Seitenansicht einer alternativen erfindungsgemäßen Ausführungsform der Hülle;

[0021] [Fig. 2C](#) ist eine distale Endansicht der in [Fig. 2B](#) gezeigten alternativen Ausführungsform der Hülle;

[0022] [Fig. 3](#) ist eine Schnittansicht einer erfindungsgemäßen Hülle an Ort und Stelle auf einer kryochirurgischen Sonde;

[0023] [Fig. 4](#) ist eine schematische Ansicht einer in [Fig. 1](#) gezeigten kryochirurgischen Sonde;

[0024] [Fig. 5](#) ist eine Schnittansicht eines proximalen Abschnitts der Hülle, wie in [Fig. 2A](#) gezeigt;

[0025] [Fig. 6](#) ist eine distale Endansicht der kryochirurgischen Sonde, wie in [Fig. 1](#) gezeigt;

[0026] [Fig. 7](#) ist eine Seitenansicht des proximalen Abschnitts der Hülle aus [Fig. 1](#) mit der zusammenge- rollten Umhüllung;

[0027] [Fig. 8](#) ist eine Schnittansicht des proximalen Abschnitts der Hülle aus [Fig. 7](#) mit der zusammenge- rollten Umhüllung;

[0028] [Fig. 9](#) ist eine Längsschnittansicht des proximalen Abschnitts des Verbinderkörpers der Hülle;

[0029] [Fig. 10](#) ist eine Längsschnittansicht des distalen Abschnitts des Verbinderkörpers der Hülle;

[0030] [Fig. 11](#) ist eine querschnittene Ansicht des distalen Abschnitts des Verbinderkörpers der Hülle;

[0031] [Fig. 12A](#) ist eine querschnittene Ansicht des Katheters der Hülle, die auf der Kanüle der kryochirurgischen Sonde installiert ist;

[0032] [Fig. 12B](#) ist eine querschnittene Ansicht einer alternativen Ausführungsform des Katheters der Hülle, die mit einem Vakuummantel auf der Kanüle der kryochirurgischen Sonde installiert ist;

[0033] [Fig. 13](#) ist eine Seitenansicht des distalen Endes des Katheters der Hülle;

[0034] [Fig. 14](#) ist eine Längsschnittansicht des distalen Endes des Katheters der Hülle;

[0035] [Fig. 15](#) ist eine Längsschnittansicht der erfindungsgemäßen Hülle; und

[0036] [Fig. 16](#) ist eine teilweise längsgeschnittene Ansicht eines Abschnitts der in [Fig. 15](#) gezeigten Hülle.

Ausführliche Beschreibung der Erfindung

[0037] Die Erfindung betrifft die Verwendung einer Hülle auf einer kryochirurgischen Sonde, die mit einem Mischgas-Joule-Thomson-System mit geschlossenem Kreislauf arbeitet. Eine solche kryochirurgische Sonde **10** ist in [Fig. 1](#) gezeigt. Die Sonde **10** besteht hauptsächlich aus einem Griffenschaft **12**, einer röhrenförmigen Hohlkanüle **14** und einer Kaltfläche **16**. Der Griffenschaft **12** kann metallisch sein, um eine effektive Dichtung zu ermöglichen. Der Griffenschaft kann Endkappen haben, die mit dem Griffenschaftszylinder kaltverlötet sind, um im Innern des Griffenschafts **12** ein Vakuum zu erhalten wodurch die Isolierung ermöglicht wird. Als Alternative könnte der Griffenschaft **12** mit Isoliermaterial, z. B. Aerogel, gefüllt sein. Verschiedene Komponenten des Kühlsystems, z. B. ein Wärmetauscher, können zusammen mit verschiedenen Hilfsinstrumenten im Griffenschaft **12** untergebracht sein, um einzelne Elemente, z. B. Temperatursensoren, Heizer, Beleuchtungsoptik, Betrachtungsoptik, Laseroptik und Ultraschallwandler, zu unterstützen. Ein Versorgungskabel **18**, das sich vom proximalen Abschnitt des Griffenschafts **12** erstreckt, kann Röhren für das Kühlsystem, Stromkabel für elektrische Komponenten oder faseroptische Kabel enthalten, um die Beleuchtung, Betrachtung und Laserkomponenten zu unterstützen.

[0038] Weitere Komponenten des Kühlsystems, z. B. eine Hochdruckleitung, zum Transportieren eines Hochdruckgasgemischs aus dem Sondengriffenschaft **12** zur Kaltfläche **16**, und eine Niederdruckleitung zum Rückführen des expandierten Gasgemischs von der Kaltfläche **16** zum Sondengriffenschaft **12** können in der Hohlkanüle **14** untergebracht sein. Noch weitere Komponenten des Kühlsystems, z. B. ein Joule-Thomson-Expansionselement, können in der Kaltfläche **16** untergebracht sein. Die Hohlkanüle **14** ist normalerweise so ausgeführt, daß sie die Wärmeübertragung von den umgebenden Geweben zum kryogenen Gasgemisch minimiert. Sie kann aus einem thermisch widerstandsfähigen Material, z. B. starrem Kunststoff, bestehen, oder sie kann aus einem Metall bestehen, bei dem innen oder außen eine Isolierung aufgebracht ist, um eine Wärmeübertragung zu verhindern. Die Kanüle **14** kann eine starre Röhre sein, wie dargestellt, oder sie kann je nach Anwendung flexibler und anders geformt sein. Die Kaltfläche **16** ist ein Wärmeübertragungselement, das so ausgeführt ist, daß eine Wärmeübertragung von den Zielgeweben zum expandierten Gasgemisch maximiert wird. Sie kann aus einem thermisch leitenden Material, z. B. Metall, vorzugsweise Silber, bestehen. Die Kaltfläche **16** kann ein kappenförmiges Element am distalen Ende der Kanüle **14** sein, wie dargestellt,

oder sie kann eine andere Form haben und je nach Anwendung an anderer Stelle an der Kanüle **14** angeordnet sein. Eine Vielzahl von Rillen **17** sind in der Kaltfläche **16** ausgebildet, um das Fließen eines thermischen Fettes zu ermöglichen, wenn die Kaltfläche **16** in die Einweg-Hülle eingepaßt wird. Da die kryochirurgische Sonde **10** mit einem geschlossenen Kühlsystem verwendet wird, muß sie unbedingt abgedichtet sein, um eine Verunreinigung zu verhindern. Sie kann trennbare Verbindungen haben, die einen Austausch von Teilen ermöglichen, aber jede solche Verbindung muß unbedingt dichtende Komponenten haben, die für normale Sterilisationsprozeduren nicht geeignet sind.

[0039] [Fig. 2A](#) zeigt die Hülle **20** zur Anordnung auf der Sonde **10**, um die Verwendung der Sonde **10** in einer geschützten Umgebung ohne Verschlechterung der Effektivität der Sonde **10** zu ermöglichen. Als Wahlmöglichkeit kann die Hülle **20** aus Materialien bestehen, die sich leicht sterilisieren lassen, und sie kann als Einweg-Hülle billig hergestellt werden. Die Hülle **20** weist einen Griff **22** auf, der auf dem Sondengriffenschaft **12** angeordnet ist, vorzugsweise mit Wellen oder anderen Oberflächenmerkmalen, um dem Chirurgen einen sicheren Griff zu bieten. Eine dehnbare Umhüllung **23** ist am proximalen Abschnitt des Griffs **22** angebracht oder an diesem ausgebildet. Die Umhüllung **23** ist in [Fig. 2A](#) im entfalteten oder ausgedehnten Zustand gezeigt, wobei das Versorgungskabel **18** und der proximale Abschnitt des Sondengriffenschafts **12** überdeckt werden. Der Griff **22** und die Umhüllung **23** bestehen aus thermisch nicht-leitendem Material, z. B. Kunststoff. Sie sollten eine bestimmte Flexibilität haben, damit sie auf dem Sondengriffenschaft **12** und dem Versorgungskabel **18** angeordnet werden können. Die Hülle **20** weist auch einen hohlen röhrenförmigen Katheter **24** auf, der sich distal erstreckt. Der hohle Katheter **24** ist so geformt und bemessen, daß er den Kanülenabschnitt **14** der kryochirurgischen Sonde **10** überdeckt, wobei er vorzugsweise eng anliegend auf der Sondenkanüle **14** sitzt, um eine Behinderung bei der Verwendung der Sonde **10** in einer chirurgischen Umgebung zu vermeiden. Der hohle Katheter **24** besteht aus thermisch widerstandsfähigem Material, z. B. Kunststoff, um eine Wärmeübertragung von den umgebenden Geweben zur Sondenkanüle **14** weiter zu verhindern.

[0040] Am distalen Ende des hohlen Katheters **24** befestigt ist ein thermisch leitendes Segment, z. B. eine kappenförmige Spitze **26**. Die Hüllenspitze **26** ist so geformt und bemessen, daß sie genau auf die Sondenkaltfläche **16** paßt, um die Wärmeübertragung durch die Hüllenspitze **26** zur Sondenkaltfläche **16** zu maximieren. Die Hüllenspitze **26** kann ein kappenförmiges Element am distalen Ende des Katheters **24** sein, wie dargestellt, oder sie kann ein thermisch leitendes Segment sein, das auch anders geformt oder angeordnet ist, um zu der Konfiguration

und Lage der Sondenkanalfläche **16** zu passen. Das thermisch leitende Segment der Hülle, z. B. die Hüllenspitze **26**, muß aus einem Material bestehen, das Wärme gut überträgt, z. B. Metall. Alle Komponenten der Hülle **20** sind aneinander dichtend befestigt, so daß sie, wenn die Hülle **20** steril ist, die Sonde **10** mit einer Schutzhülle überdecken, die die Sonde **10** zur Verwendung in einer chirurgischen Umgebung geeignet macht. Verschiedene Hilfsinstrumente zur Verwendung in Verbindung mit der Kryochirurgie können im hohlen Katheter **24** oder in der Hüllenspitze **26** angeordnet sein, wie nachstehend beschrieben wird. Diese Instrumente können Temperatursensoren, Heizer, Betrachtungsoptik, Beleuchtungsoptik, Laseroptik und Ultraschallwandler sein. Bedienelemente zum Bedienen dieser Instrumente oder Vorrichtungen zum Anzeigen von Werten von diesen Instrumenten können im Sondengriffschafft **12** oder an anderer Stelle zur Erleichterung der Beobachtung und Verwendung durch den Chirurgen angeordnet sein. Verbindungen zwischen der Instrumentierung nahe der Hüllenspitze **26** und den Bedienelementen im Sondengriffschafft **12** oder proximal zum Griffschafft **12** können im hohlen Katheter **24** aufgenommen werden, wie nachstehend beschrieben wird.

[0041] Die Hülle **20** kann auch einen Verbinderkörper **28** aufweisen, der verschiedene Funktionen erfüllt. Der Verbinderkörper **28** stellt eine Einrichtung zum Verbinden des hohlen Katheters **24** mit dem Griff **22** dar. Er kann auch eine Einrichtung zum Verriegeln der Hülle **20** auf der Sonde **10** darstellen. Ferner kann der Verbinderkörper **28** eine Befestigungsstelle für Verbinder, z. B. elektrische Kontakte oder optische Elemente, bieten, um Hilfsinstrumentierung nahe der Hüllenspitze **26** mit dem Sondengriffschafft **12** zu verbinden.

[0042] Schließlich kann der Verbinderkörper **28** eine Befestigungsstelle für einen Anschluß oder ein Anschlußstück **30** bereitstellen, z. B. ein Luer-Anschlußstück, das verwendet werden kann, um einen Fluidstrom zu oder von dem Bereich nahe der Hüllenspitze **26** zu ermöglichen. Ein Fluidstrom zu dem Bereich kann in bestimmten Anwendungen, wo ein Fluid, z. B. eine Salzlösung, in einen Körperhohlraum mit einer kleinen Öffnung injiziert werden muß, erforderlich sein. Ein Beispiel für eine solche Anwendung ist das Einführen einer Sondenkanüle **14** in den Uterus zur Endometrium-Ablation. Ein Fluidstrom zu dem Bereich um die Spitze **26** herum, z. B. eine Salzlösung oder ein anderes Fluid, das zum Spülen des Bereichs geeignet ist, kann durch eine Spritze, die an dem Anschlußstück **30** angebracht ist, bereitgestellt werden. Als Alternative kann, wie in [Fig. 2B](#) und [Fig. 2C](#) gezeigt, ein nachgiebiges Salzlösungsreservoir **25** am Griff **22** angeordnet sein und mit dem Anschlußstück **30** über eine Röhre **27** verbunden sein. Ein Quetschen oder Drücken des Salzlösungsreservoirs **25** kann bewirken, daß die Salzlösung in das Anschluß-

stück **30** strömt. Das eingeströmte Fluid kann durch Schieben eines Stopfens (nicht dargestellt) auf der Kanüle **14** und dem Katheter **24**, der genau zwischen den Katheter **24** und die Öffnung des Körperhohlraums paßt, im Körperhohlraum festgehalten werden. Ebenso kann ein Ballon (nicht dargestellt) um den Katheter **24** herum aufgeblasen werden, um gegen die Hohlraumöffnung abzudichten. Ein Fluidstrom aus dem Bereich um die Spitze **26** herum kann erreicht werden, indem eine Vakuumquelle mit dem Anschlußstück **30** verbunden wird. Ein Fluidstrom kann zwischen dem Spitzenbereich und dem Anschlußstück **30** über den hohlen Katheter **24** führen, wie nachstehend beschrieben wird.

[0043] [Fig. 2A](#) zeigt auch einen Fingeranschlag **32**, der am distalen Abschnitt des Hüllengriffs **22** ausgebildet ist, und einen Fingerschieber **34**, der am proximalen Abschnitt des Verbinderkörpers **28** ausgebildet ist. Wie nachstehend dargestellt wird, kann der Fingerschieber **34** in Richtung des Fingeranschlags **32** gezogen werden, um den Verbinderkörper **28** vom Sondengriffschafft **12** zu entriegeln.

[0044] [Fig. 3](#) zeigt ein kombiniertes erfindungsgemäßes kryochirurgisches Instrument **40**, das aus der Hülle **20** besteht, die auf der Sonde **10** als Schutzüberzug angeordnet ist, mit einem thermisch leitenden Segment zum effektiven Übertragen von Wärme vom Zielgewebe zur Kaltfläche **16** der Sonde **10**. Man beachte, daß die Umhüllung **23** der Hülle **20** so flexible ist, daß sie sich über das proximale Ende des Sondengriffschaffts **12** und des Versorgungskabels **18** dehnt.

[0045] [Fig. 4](#) ist eine schematische Darstellung einer kryochirurgischen Sonde **10** als Längsschnitt, um die Komponenten und Funktionen der typischen Sonde **10** zu zeigen, die erfindungsgemäß einbezogen sein können. Eine Hochdruckgasröhre **36** stellt ein warmes Hochdruckgasgemisch für die Kühlkomponenten in der Sonde **10** bereit, und eine Niederdruckgasröhre **38** empfängt das kühle Niederdruckgasgemisch, das von der Sonde **10** zurückgeleitet wird. Die Hochdruck- und die Niederdruckgasröhren **36**, **38** sind mit dem Auslaß bzw. Einlaß eines Gaskompresors **42** verbunden. Die Hochdruckröhre **36** ist auch mit einem Hochdruckdurchgang durch einen Vor- und Nachwärmetauscher **44** verbunden, und die Niederdruckröhre **38** ist mit einem Niederdruckdurchgang durch den Wärmetauscher **44** verbunden. Der Wärmetauscher **44** kühlt das warme Hochdruckgasgemisch durch Wärmetausch mit dem kühlen expandierten Niederdruckgasgemisch vor, bevor das Hochdruckgasgemisch an der Kaltfläche **16** expandiert wird.

[0046] Der Hochdruckauslaß **46** des Wärmetauschers **44** ist mit einer Hochdruckleitung **48** verbunden, die durch die hohle Kanüle **14** zur Kaltfläche **16**

führt. Am distalen Ende der Hochdruckleitung **48** ist ein Joule-Thomson-Expansionselement **50**, das in der Kaltfläche **16** oder in unmittelbarer Nähe zu dieser angeordnet ist. Das kryogene Hochdruckgasgemisch, das durch die Hochdruckleitung **48** strömt, wird vom Expansionselement **50** isenthalpisch expandiert, um die Temperatur des Gasgemischs erheblich herabzusetzen. Das kältere Niederdruckgasgemisch wird dann der Kaltfläche **16** ausgesetzt, um das Gewebe über die thermisch leitende Hüllenspitze **26** zu kühlen. Eine Separatorplatte **52** trennt den Niederdruckbereich der Kaltfläche **16** von der Sondenkanüle **14**. Das Niederdruckgasgemisch strömt zurück durch Öffnungen in der Separatorplatte **52**, um über die Sondenkanüle **14** zum Niederdruckeinlaß **54** des Wärmetauschers **44** zurückzukehren. Der Rückfluß des Niederdruckgasgemischs durch die Kanüle **14** kann tatsächlich über eine Niederdruckleitung erfolgen, die in [Fig. 4](#) nicht dargestellt ist.

[0047] Ein Mutterverbinder-Anschlußstück **56** ist im distalen Abschnitt des Sondengriffschafts **12** vorgesehen, um eine Eingriffsstelle zwischen der Sonde **10** und der Hülle **20** bereitzustellen. Ein nach innen gerichteter vorspringender Verriegelungsflansch **58** kann um den Außenumfang des Mutterverbinders **56** vorhanden sein. Ein oder mehrere Verbinderelemente **60** können im Mutterverbinder **56** vorgesehen sein, um mit der Hilfsinstrumentierung, die von der Hülle **20** getragen wird, in Eingriff zu treten. Das Verbinderelement **60** kann ein elektrischer Kontakt zur Verwendung mit der Hilfsinstrumentierung, z. B. einem Temperatursensor, Heizer oder Ultraschallwandler, sein. Ebenso kann das Verbinderelement **60** ein optisches Element zur Verwendung mit einer Hilfsinstrumentierung sein, z. B. eine Betrachtungsoptik, Beleuchtungsoptik oder Laseroptik. Das Verbinderelement **60** ist über einen Instrumentierungsleiter **62** mit einer Anzeige- oder Steuervorrichtung **64** verbunden. Der Instrumentierungsleiter **62** kann je nach Bedarf ein elektrischer Leiter oder ein optisches Faserbündel sein. Nur eine Gruppe von Verbinderelementen **60**, Leitern **62** und Anzeigen oder Steuervorrichtungen **64** ist der Einfachheit halber dargestellt, es versteht sich jedoch, daß eine Vielzahl solcher Systeme in einem gegebenen kryochirurgischen Instrument **40** verwendet werden könnten. Ferner sollte man verstehen, daß sich die Anzeige- oder Steuervorrichtung **64** entfernt vom Instrument **40** befinden könnte, wie es für ein Videobetrachtungssystem zweckmäßig wäre. Eine Ausrichtungsrippe **66** kann am Umfang des Sondengriffschafts **12** ausgebildet sein, um eine Ausrichtung des Sondengriffschafts **12** mit einem Hüllengriff **22** zu unterstützen.

[0048] [Fig. 5](#) zeigt, daß der Verbinderkörper **28** eine durchgehende Längsbohrung **68** aufweist, um den Durchtritt der Sondenkanüle **14** zu ermöglichen. Das Anschlußstück **30** ist in Fluidkommunikation mit der Bohrung **68**, um einen Fluidstrom zur Außenseite des

Hohlkatheters **24** zu ermöglichen, der sich in die Bohrung **68** erstreckt. Ein Vaterverbinder-Anschlußstück **70** ist am proximalen Abschnitt des Verbinderkörpers **28** vorgesehen, um mit dem Mutterverbinder-Anschlußstück **56** im distalen Abschnitt des Sondengriffschafts **12** in Eingriff zu treten. Eine lösbare Verriegelung **72** ist am männlichen Verbinders-Anschlußstück **70** vorgesehen, um mit dem Verriegelungsflansch **58** in Eingriff zu treten. Ein oder mehrere Verbinderelemente **74** sind am Vaterverbinder-Anschlußstück **70** vorgesehen, um mit den Verbinderelementen **60** im Mutterverbinder-Anschlußstück **56** im Sondengriffschaft **12** in Eingriff zu treten. Die Verbindung des Verbinderelements **74** mit der Hilfsinstrumentierung und die Verbindung des Fluidstromwegs vom Anschlußstück **30** zum hohlen Katheter **24** sind in einer weiteren Figur besser dargestellt. [Fig. 6](#) ist eine Endansicht eines Sondengriffschafts **12**, die das Innere des Mutterverbinder-Anschlußstücks **56** zeigt. Eine Vielzahl von Verbinderelementen **60** ist im Mutterverbinder-Anschlußstück **56** kreisförmig angeordnet dargestellt.

[0049] [Fig. 7](#) zeigt die Hülle **20** mit einer Umhüllung **23** im zusammengefalteten oder zusammengezogenen Zustand. Die Hülle würde normalerweise in diesem Zustand transportiert oder gelagert werden, bis sie auf eine kryochirurgische Sonde **10** aufgebracht wird. Am proximalen Ende der Umhüllung **23** sind Ansätze **78** vorgesehen, um das Aufziehen der Umhüllung **23** auf den Sondengriffschaft **12** und das Versorgungskabel **18** zu erleichtern. [Fig. 8](#) ist eine Schnittansicht, die eine Ausführungsform der Hülle **20** ausführlicher zeigt. Eine Ausrichtungsrippe **76** ist in der Innenbohrung des Hüllengriffs **22** dargestellt, um mit der Ausrichtungsrippe **66** an der Außenseite des Sondengriffschafts **12** in Eingriff zu treten. Man kann erkennen, daß der Verbinderkörper **28** als eine mehrstückigen Anordnung ausgeführt sein kann.

[0050] [Fig. 9](#) zeigt ausführlicher eine Ausführungsform des Verbinderkörpers **28** und seine Verbindung mit dem Hüllengriff **22**. Der Verbinderkörper **28** weist im wesentlichen einen distalen Teil **80**, einen Mittelteil **82** und einen proximalen Teil **84** auf. Der distale Teil **80** weist einen Fingerschieber **34** auf, und der distale Abschnitt des distalen Teils **80** ist am hohlen Katheter **24** befestigt. Der Mittelteil **82** ist im proximalen Abschnitt des distalen Teils **80** angeordnet, und er stellt eine Einrichtung zum Verbinden des distalen Teils **80** mit den Instrumentierungsverbindern **74** und der lösbaren Verriegelung **72** dar. Der Mittelteil **82** kann, wie dargestellt, aus einem Zylinder **92** bestehen, der auf die Verriegelung **72** geschraubt ist. Eine Klemmhülse **86** wird zwischen dem Zylinder **92** und der Verriegelung **72** erfaßt. Die Klemmhülse **86** ist an einer Hülse **90** befestigt, die wiederum an einer Verbinderfixierung **96** befestigt ist. Instrumentierungsleiter **94** sind mit Instrumentierungsverbindern **74** verbunden. Die Instrumentierungsleiter **94** führen durch die Längs-

bohrung **68** oder entlang derselben zum Katheter **24**.

[0051] [Fig. 10](#) zeigt ausführlicher eine Ausführungsform des distalen Teils **80** des Verbinderkörpers **28**. Das distale Ende der Längsbohrung **68** endet in einer Fluidbohrung **100**, die in Fluidkommunikation mit einer Innenbohrung **98** des Anschlußstücks **30** ist. Der proximale Abschnitt des hohlen Katheters **24** erstreckt sich in die Fluidbohrung **100**, wobei der Durchmesser der Fluidbohrung **100** größer ist als der Außendurchmesser des Katheters **24**. Dadurch verbleibt ein Fluidstromzwischenraum, der den Katheter **24** in der Fluidbohrung **100** umgibt. Das proximale Ende **102** der Fluidbohrung **100** kann durch eine Schulter in der, Längsbohrung **68** beendet werden. Dagegen kann das proximale Ende **102** der Fluidbohrung **100** durch eine Epoxydharzdichtung beendet werden. Die Sondenkanüle **14** kann genau passend in die Längsbohrung **68** eingefügt werden. Das distale Ende des Verbinderkörpers **28** kann mit einer Zugentlastungsmanschette **106** versehen sein, um den Katheter **24** am Verbinderkörper **28** zu befestigen. Ein Zwischenraum **108** zwischen der Manschette **106** kann mit Epoxydharz ausgefüllt werden, um das distale Ende der Fluidbohrung **100** abzuschließen.

[0052] [Fig. 11](#) zeigt eine Schnittansicht des distalen Abschnitts des Verbinderkörpers **28** und des proximalen Abschnitts des hohlen Katheters **24**. In dieser Ansicht kann man sehen, daß der Katheter **24** ein Katheter mit mehreren Lumen ist. Eine Vielzahl von Lumen **110** führt in Längsrichtung durch die Wand des Katheters **24**. Einige der Lumen **110** werden verwendet, um einen Fluidstrom zu leiten, wie bei **112** dargestellt, und andere Lumen werden verwendet, um Hilfsinstrumentierungssignale zu leiten, wie bei **114** dargestellt. Nur in der Fluidbohrung **100** sind die Fluidlumen **112** zur Außenseite des Katheters **24** offen, während die Fluidlumen **112** entlang des Restes der Länge des Katheters **24** zur Außenseite nicht offen sind. Die Instrumentierungslumen **114** sind zur Außenseite über die gesamte Länge des Katheters **24** geschlossen. Da die Fluidlumen **112** zur Außenseite in der Fluidbohrung **100** offen sind, kann ein Fluid aus dem Anschlußstück **30** in die Wand des Katheters **24** oder aus der Wand des Katheters **24** in das Anschlußstück **30** strömen. Die Mittelbohrung **116** führt durch den Katheter **24**, um die Sondenkanüle **14** aufzunehmen.

[0053] [Fig. 12A](#) zeigt eine quer geschnittene Ansicht des Katheters **24** und der Sondenkanüle **14** vor dem Verbinderkörper **28**. Die Kanüle **14** schließt eine Gruppe von drei nichtrostenden coaxialen Stahlröhren **48**, **55**, **57** ein, wobei die äußere Röhre **57** sich im wesentlichen genau passend in den Katheter **24** einfügt. Man kann erkennen, daß ein Vakuum- oder ein Isolationszwischenraum **118** zwischen der äußeren Röhre **57** und der Niederdruckleitung **55** ausgebildet ist. Die Niederdruckleitung **55** führt zum Niederdruck-

einlaß **54** des Wärmetauschers **44**. Die Hochdruckleitung **48** liegt innerhalb der Niederdruckleitung **55**.

[0054] [Fig. 12B](#) zeigt eine quer geschnittene Ansicht einer alternativen Ausführungsform des Katheters **24** und der Sondenkanüle **14** vor dem Verbinderkörper **28**. Die Kanüle **14** enthält eine Gruppe von zwei nichtrostenden coaxialen Stahlröhren **48**, **55**, wobei die äußere Röhre **55** sich im wesentlichen genau passend in eine innere Röhre **117** im Katheter **24** einfügt. Man kann erkennen, daß ein Vakuummantel oder Isolationszwischenraum **118** im Katheter **24** zwischen der inneren Röhre **117** und dem Katheter **24** ausgebildet ist. Hier, wie oben ausgeführt, führt die Niederdruckleitung **55** zum Hochdruckeinlaß **54** des Wärmetauschers **44**. Die Hochdruckleitung **48** liegt innerhalb der Niederdruckleitung **55**.

[0055] [Fig. 13](#) zeigt eine Seitenansicht des distalen Endes des hohlen Katheters **24** und der Hüllenspitze **26**. Eine Vielzahl von Anschlüssen **120** in den Lumen **110** ist im distalen Ende des Katheters **24** ausgebildet. Ein Teil der Anschlüsse **120** ist für den Fluidstrom zu oder von dem Bereich nahe der Hüllenspitze **26** bestimmt. Andere Anschlüsse **120** sind für optische Elemente bestimmt, um eine Betrachtung, Beleuchtung oder Lasersysteme zu unterstützen. Noch weitere Anschlüsse **120** könnten als Verbindungsanschlüsse für elektrische Verbindung mit einem Temperatursensor, Heizer oder Ultraschallwandler in der Hüllenspitze **26** verwendet werden.

[0056] [Fig. 14](#) zeigt einen Längsschnitt des distalen Abschnitts des Katheters **24** und der Hüllenspitze **26**. Der Hilfsinstrumentierungsleiter **94** führt durch ein Lumen **114** zum distalen Ende des Katheters **24**, wo er mit einem optischen Element in dem Anschluß **120** oder mit einem Hilfsinstrument **126** in der Hüllenspitze **26** verbunden ist. Das Hilfsinstrument **126** könnte ein Temperatursensor, ein Heizer, eine Gewebewiderstandsmeßkomponente oder eine integrierte Komponente zur Durchführung von zwei oder mehr Temperaturerfassungs-, Impedanzmeß- oder Heizfunktionen sein. Beispielsweise könnte das Instrument **126** ein kombinierter Heizer und Widerstandsdetektor (RTD) sein, der aus einer Folie besteht, die zwischen sehr dünnen (0,003 Zoll) Polyimidfilmbahnen angeordnet ist. Ferner könnte das Hilfsinstrument ein Ultraschallwandler sein. Diese Hilfsinstrumente **126**, die in der Hüllenspitze **26** sind, können sandwichartig zwischen einer inneren thermisch leitenden Schicht **122** und einer äußeren thermisch leitenden Schicht **124** angeordnet sein. Die innere leitende Schicht **122** kann aus Kupfer bestehen, und die äußere leitende Schicht **124** kann aus nichtrostendem Stahl bestehen. Bei Bedarf kann Epoxydharz zwischen das Instrument **126** und die leitenden Schichten **122**, **124** gegossen werden. Ein Epoxydharz-Entlüftungsloch **128** in der äußeren Schicht **124** ist für diesen Zweck vorgesehen. Wenn Isolierschicht-

ten zwischen dem Instrument **126** und den inneren und äußeren Schichten **122**, **124** angeordnet sind, müssen die Isolierschichten so dünn sein, daß Wärmetransport durch diese möglich ist. Ein thermisch leitendes Fett **130** kann in der Hüllenschicht **26** vorgesehen sein, um den thermischen Kontakt zwischen der Sondenkalftfläche **16** und der Hüllenspitze **26** zu maximieren.

[0057] **Fig. 15** zeigt eine erfindungsgemäße Ausführungsform der Hülle **220**, bei der ein oder mehrere Vorspannelemente in der Katheteranordnung **223** die leitende Spitze **226** des Katheters **224** gegen die Kaltfläche **16** der Sondenkanüle **14** vorspannen. Die Hülle **220** weist einen hohlen Griff **222** auf, in dem die Katheteranordnung **223** befestigbar ist. Die Katheteranordnung **223** weist einen Katheter **224** und einen Verbinderkörper **228** auf. Die Hülle **220** kann an einem kryochirurgischen Sondengriffschafft, der durch gestrichelte Linien dargestellt ist, mittels einer oder mehreren Verriegelungen **225** befestigt sein. Der Katheter **224** kann aus einem biegsamen Material, z. B. Elastomer, bestehen, das gedehnt werden kann und das in Richtung seiner nichtgedehnten Länge vorgespannt sein kann. Ebenso kann der Verbinderkörper **228** aus einem biegsamen Material, z. B. einem Elastomer, bestehen, und das deformiert werden kann und das in Richtung seines nichtdeformierten Zustands vorgespannt sein kann.

[0058] **Fig. 16** zeigt einen Längsschnitt des distalen Abschnitts des Griffs **222** und des proximalen Abschnitts der Katheteranordnung **223** in einem größeren Maßstab. Außerdem ist eine Seitenansicht des proximalen Abschnitts der Kanüle **14** der kryochirurgischen Sonde **10** dargestellt. Der Verbinderkörper **228** hat einen im wesentlichen röhrenförmigen distalen Abschnitt **231**, der sich genau passend in eine Längsbohrung im distalen Ende des hohlen Griffs **222** einfügt. Der distale Abschnitt **231** des Verbinderkörpers **228** kann in einer gewünschten Längsposition von einem oder mehreren kreisförmigen O-Ringen **227** gehalten werden. Der Verbinderkörper **228** kann auch eine kegelförmige Schürze **233** an seinem proximalen Ende haben, die an der distalen Wand des Hohlraums im hohlen Griff **222** anliegt. Das proximale Ende des Katheters **224** ist in einer Längsbohrung im distalen Abschnitt **231** des Verbinderkörpers **228** durch Verleimung oder anderweitige Verbindung befestigt. Die Dichtung zwischen dem Katheter **224** und dem Verbinderkörper **228** und die von den O-Ringen **227** erzeugte Dichtung bilden eine sterile Barriere am distalen Ende des hohlen Griffs **222**.

[0059] Die Katheteranordnung **223**, einschließlich ihrer leitenden Spitze **226**, ist mit einer nichtdeformierten Länge ausgebildet, die geringfügig kleiner ist als die notwendige Länge zur Unterbringung der Länge der Kanüle **14**, einschließlich ihrer Kaltfläche **16**. Wenn die Kryosonde **10** in die Hülle **220** eingefügt

wird, um die Hülle **220** mit dem Griffschafft der Kryosonde **10** zu verriegeln, ist es deshalb nämlich notwendig, eine oder mehrere Komponenten der Katheteranordnung **223** geringfügig zu dehnen oder anderweitig zu deformieren. Das Dehnen oder Deformieren in der gezeigten Ausführungsform kann im Verbinderkörper **228** oder im Katheter **224** oder in beiden erfolgen. Wenn die Katheteranordnung **223** so deformiert worden ist, daß die Länge der Kanüle **14** aufgenommen werden kann, bewirkt die elastische Eigenschaft der Katheteranordnung **223**, daß die leitende Spitze **226** proximal gegen die Kaltfläche **16** der Kryosonde **10** vorgespannt wird. dadurch wird ein fester Kontakt zwischen der leitenden Spitze **226** und der Katheteranordnung **223** und der Kaltfläche **16** der Kryosonde **10** sichergestellt, wodurch die Wärmeübertragung von der Umgebung zur Kryosonde **10** maximiert wird.

[0060] Anstatt elastische Materialien zu verwenden, kann eine ähnliche Wirkung durch Verwendung anderer Typen von Vorspannelementen, z. B. ein oder mehrere Federn (nicht dargestellt), erreicht werden, um die Katheteranordnung proximal vorzuspannen. Ferner kann eine leitende Spitze **226** oder die Kaltfläche **16** oder beide geringfügig kegelförmig sein, um die positive Kontaktfläche zwischen den beiden Spitzen bzw. Flächen zu erhöhen.

[0061] Obwohl die besondere Erfindung, wie sie hier ausführlich dargestellt und offenbart ist, vollständig in der Lage ist, die Aufgaben zu lösen und die hier festgestellten Vorteile zu bieten, versteht es sich, daß diese Offenbarung lediglich darstellenden Charakter in bezug auf die gegenwärtig bevorzugten Ausführungsformen der Erfindung hat und daß keinerlei Einschränkungen außer die in den beigefügten Ansprüchen definierten beabsichtigt sind.

Patentansprüche

1. Hülle (**220**) zur Verwendung als entfernbare Überzug für eine kryochirurgische Sonde, wobei die Hülle aufweist:

einen hohlen Griff (**222**), der an einer kryochirurgischen Sonde lösbar befestigt werden kann; eine thermisch widerstandsfähige Katheteranordnung (**224**), die an dem hohlen Griff befestigbar ist, wobei die Katheteranordnung einen röhrenförmigen Durchgang zum Aufnehmen eines Kanülenabschnitts (**14**) einer kryochirurgischen Sonde hat; und ein thermisch leitendes Segment (**226**) an der Katheteranordnung, wobei das leitende Segment in thermischem Kontakt mit einem Wärmeübertragungsabschnitt (**16**) einer kryochirurgischen Sonde ist, wenn die Katheteranordnung auf einem Kanülenabschnitt einer kryochirurgischen Sonde angeordnet ist; gekennzeichnet durch ein Vorspannelement (**228**) an der Katheteranordnung, wobei das Vorspannelement dafür ausgeführt ist, das leitende Segment der Katheteranordnung proximal gegen die Kaltfläche (**16**) der Kryosonde (**10**) zu spannen.

teranordnung gegen einen Wärmeübertragungsabschnitt einer kryochirurgischen Sonde in Längsrichtung vorzuspannen, wenn der hohle Griff an einer kryochirurgischen Sonde befestigt ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Vorspannelement ein elastisches Material aufweist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Katheteranordnung aufweist:
einen Verbinderkörper, der an dem hohlen Griff befestigbar ist; und
einen Katheter, der an dem Verbinderkörper befestigt ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, wobei der Verbinderkörper das Vorspannelement aufweist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, wobei der Verbinderkörper ein elastisches Material aufweist.

6. Vorrichtung nach Anspruch 3, wobei der Katheter das Vorspannelement aufweist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, wobei der Katheter ein elastisches Material aufweist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 3, wobei der Katheter und der Verbinderkörper in Kombination das Vorspannelement aufweisen.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8, wobei der Katheter und der Verbinderkörper elastische Materialien aufweisen.

10. Vorrichtung nach Anspruch 1, ferner mit:
einem Sondengriffschaft;
einer Sondenkanüle, die an dem Sondengriffschaft befestigt ist;
einem Wärmeübertragungselement an der Sondenkanüle; und
einem Kühlsystem, das ein Kühlmittel mit einer gewünschten Temperatur nahe dem Wärmeübertragungselement bereitstellt.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, wobei:
die Sondenkanüle in einer distalen Richtung in die Katheteranordnung eingefügt wird; und
das Vorspannelement eine proximal gerichtete Vorspannung gegen das leitende Segment der Katheteranordnung erzeugt.

12. Vorrichtung nach Anspruch 11, wobei das Einfügen der Sondenkanüle in die Katheteranordnung und das Befestigen des hohlen Griffs an dem Sondengriffschaft das Vorspannelement axial dehnt, um die proximal gerichtete Vorspannung zu erzeugen.

13. Vorrichtung nach Anspruch 12, wobei das

Vorspannelement einen Katheter in der Katheteranordnung aufweist.

14. Vorrichtung nach Anspruch 13, wobei der Katheter ein elastisches Material aufweist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 12, wobei das Vorspannelement einen Verbinderkörper in der Katheteranordnung aufweist.

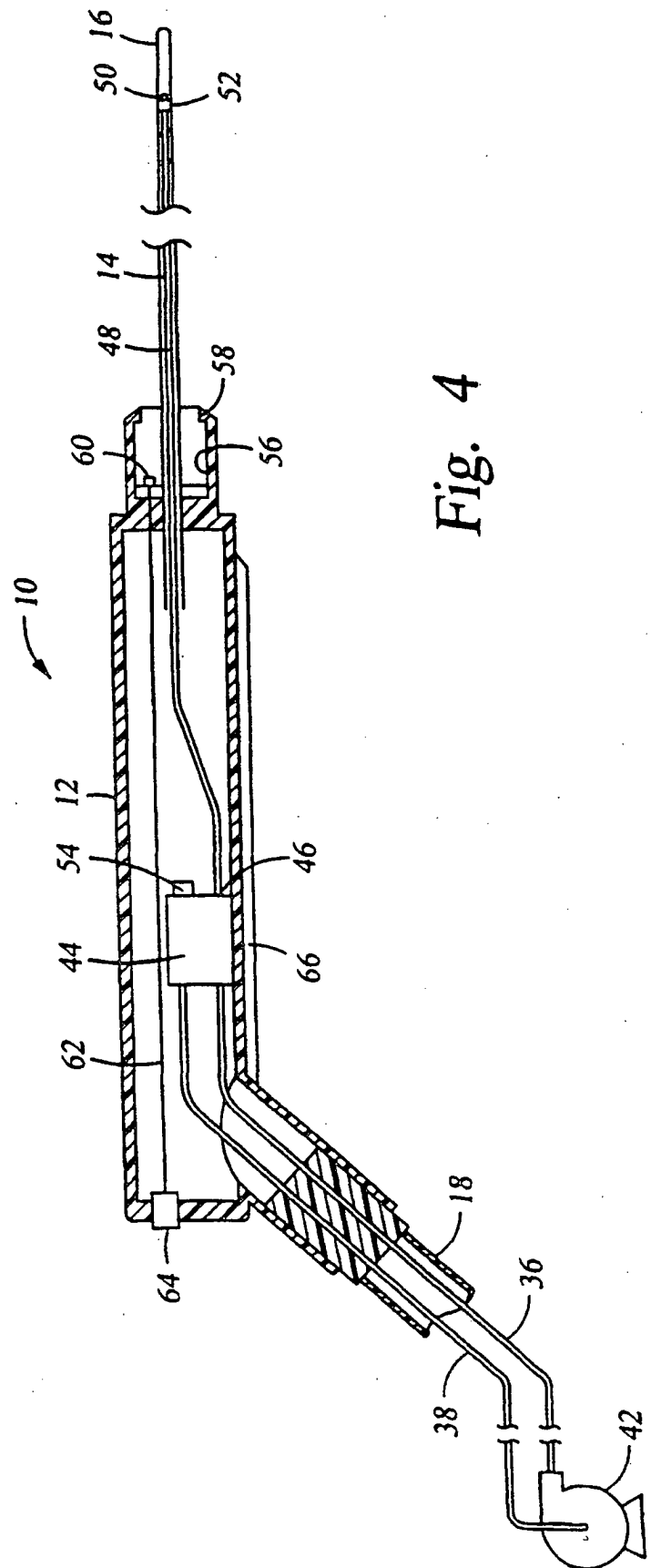
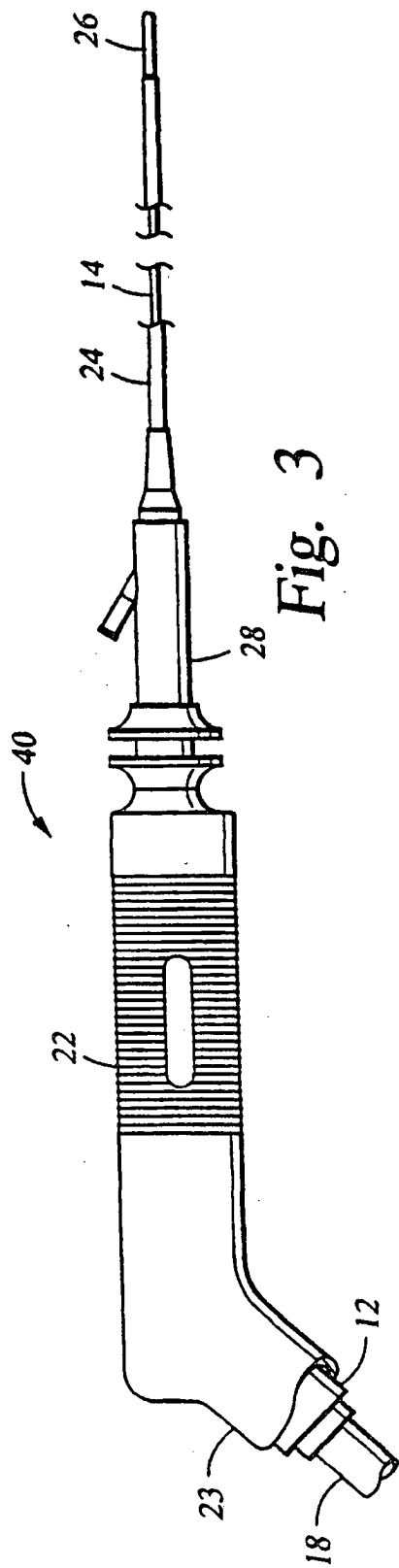
16. Vorrichtung nach Anspruch 15, wobei der Verbinderkörper ein elastisches Material aufweist.

17. Vorrichtung nach Anspruch 12, wobei das Vorspannelement einen Katheter und einen Verbinderkörper in der Katheteranordnung aufweist.

18. Vorrichtung nach Anspruch 17, wobei der Katheter und der Verbinderkörper elastische Materialien aufweisen.

19. Vorrichtung nach Anspruch 1, ferner mit:
einem Verbinderkörper, der an dem hohlen Griff befestigbar ist; und
einem thermisch widerstandsfähigen Katheter in der Katheteranordnung, wobei der Katheter an dem Verbinderkörper befestigt ist und der röhrenförmige Durchgang in dem Katheter ausgebildet ist;
wobei das Vorspannelement einen dehnbaren Abschnitt mindestens des einen, nämlich des Katheters und/oder des Verbinderkörpers aufweist.

Es folgen 9 Blatt Zeichnungen



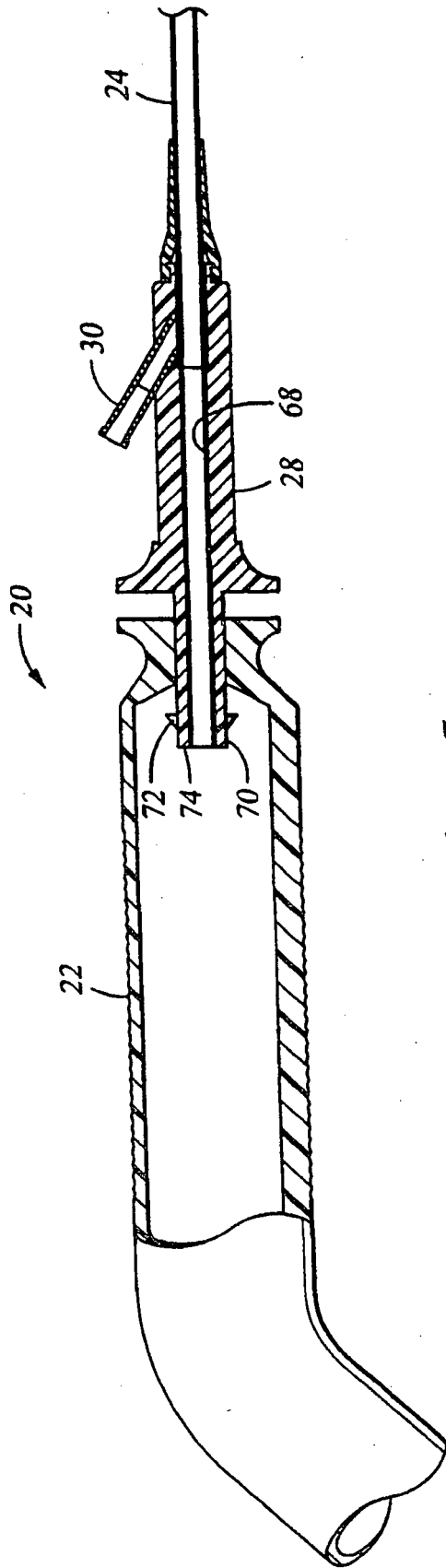


Fig. 5

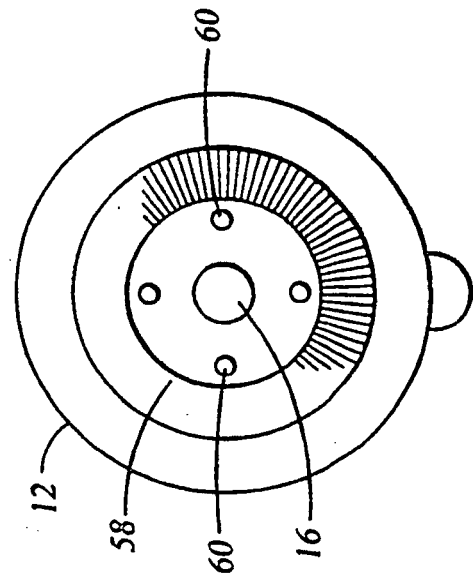
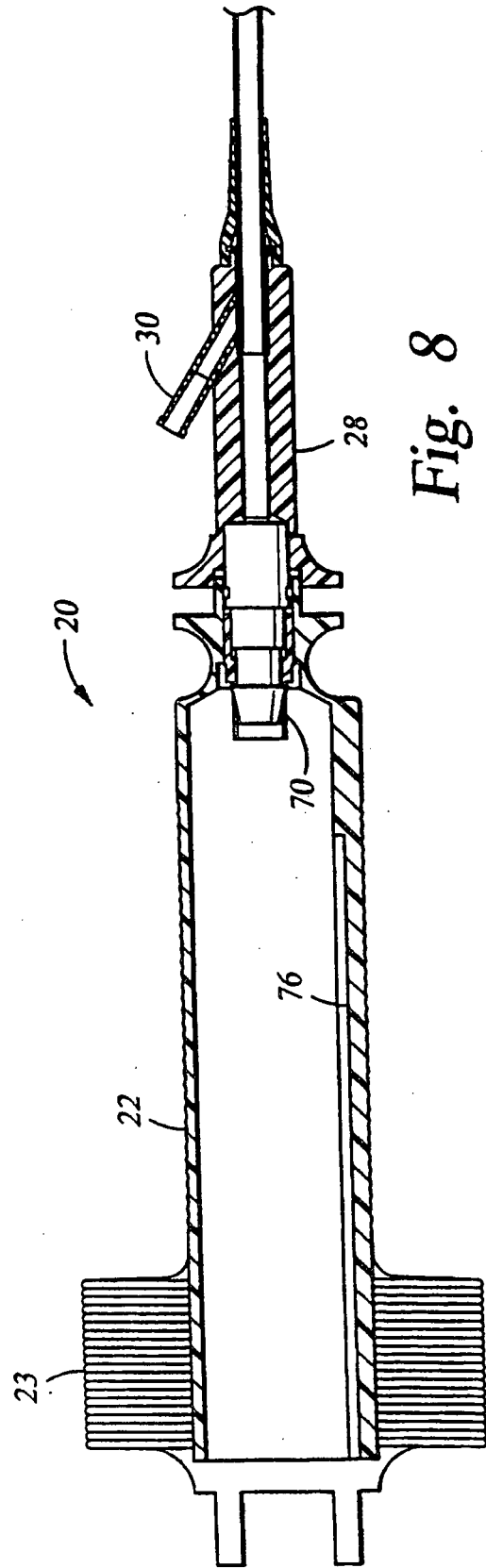
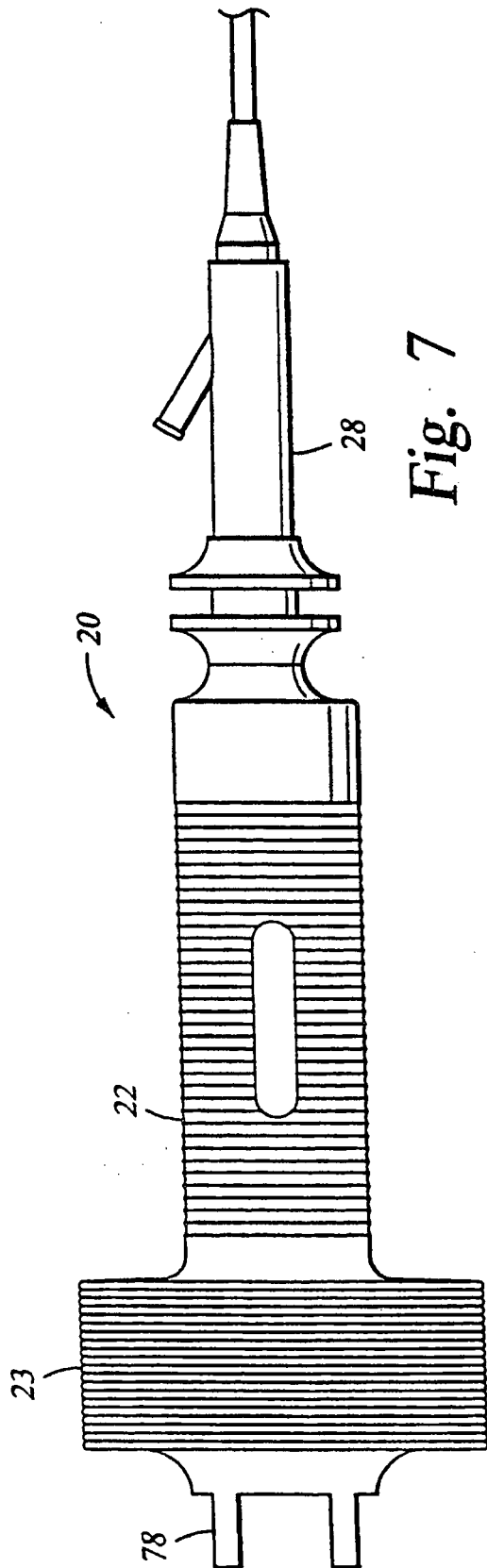


Fig. 6



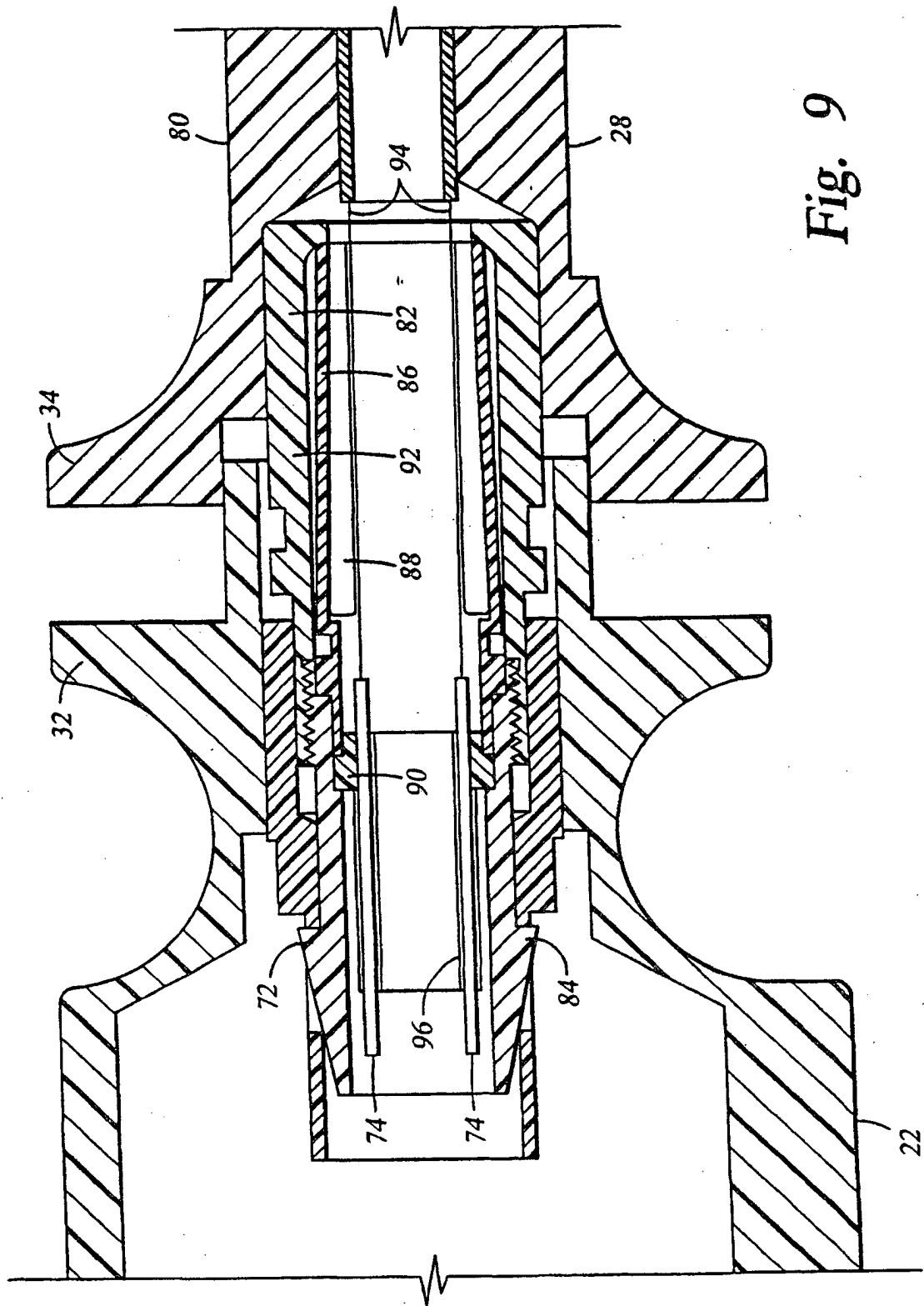


Fig. 9

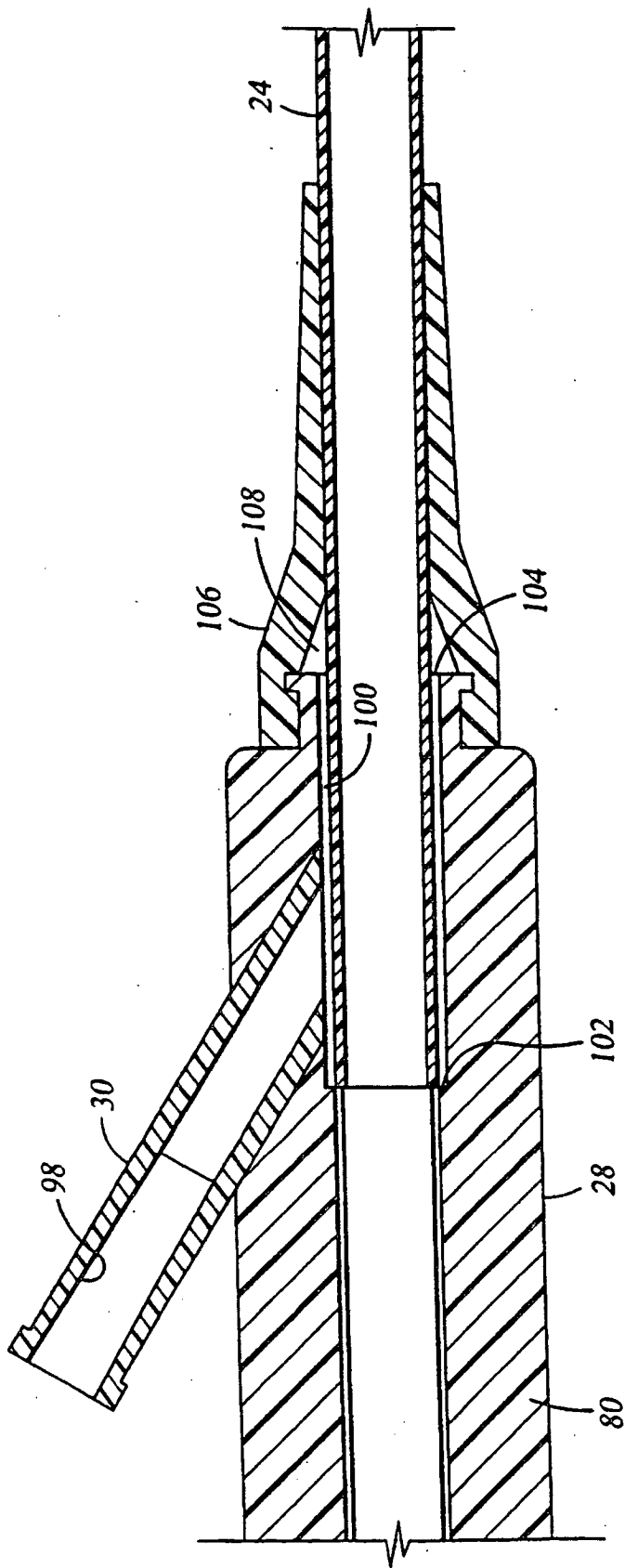


Fig. 10

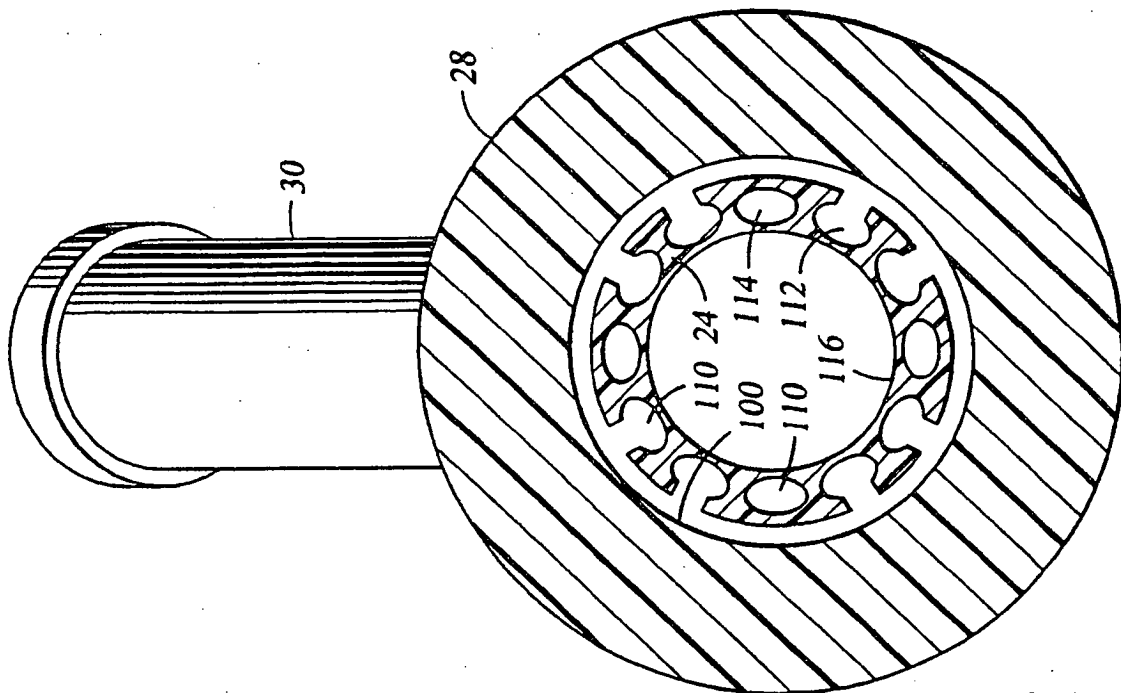


Fig. 11

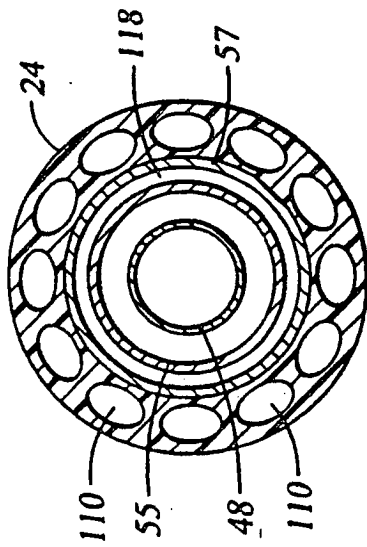


Fig. 12A

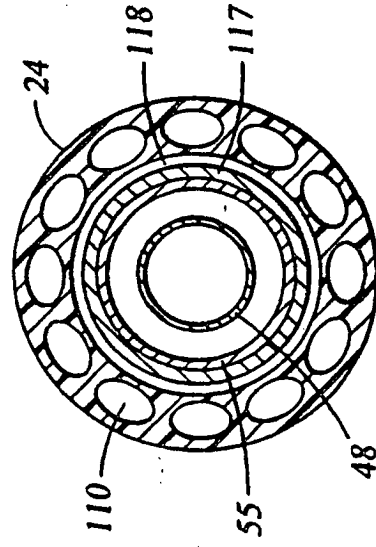


Fig. 12B

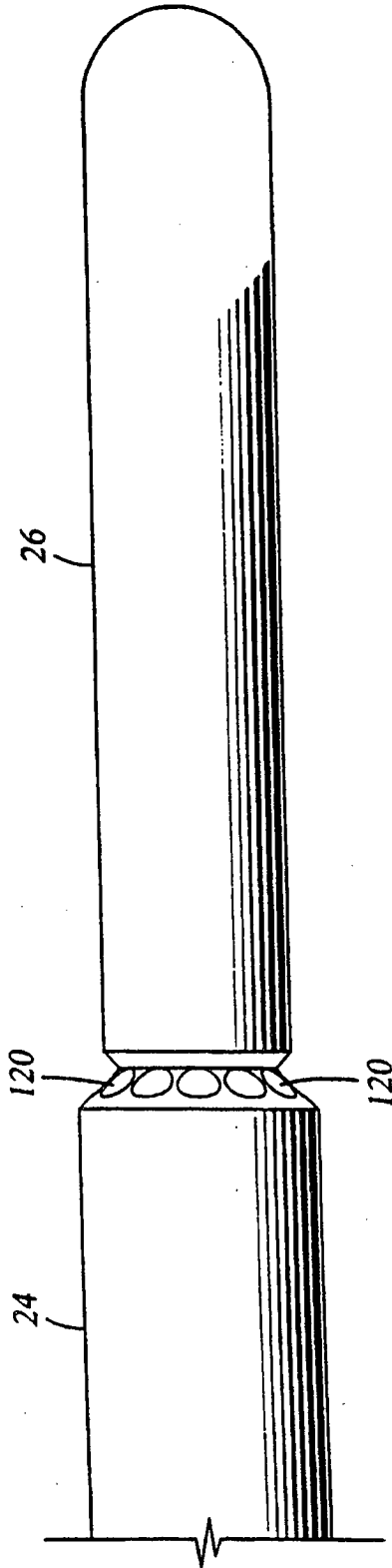


Fig. 13

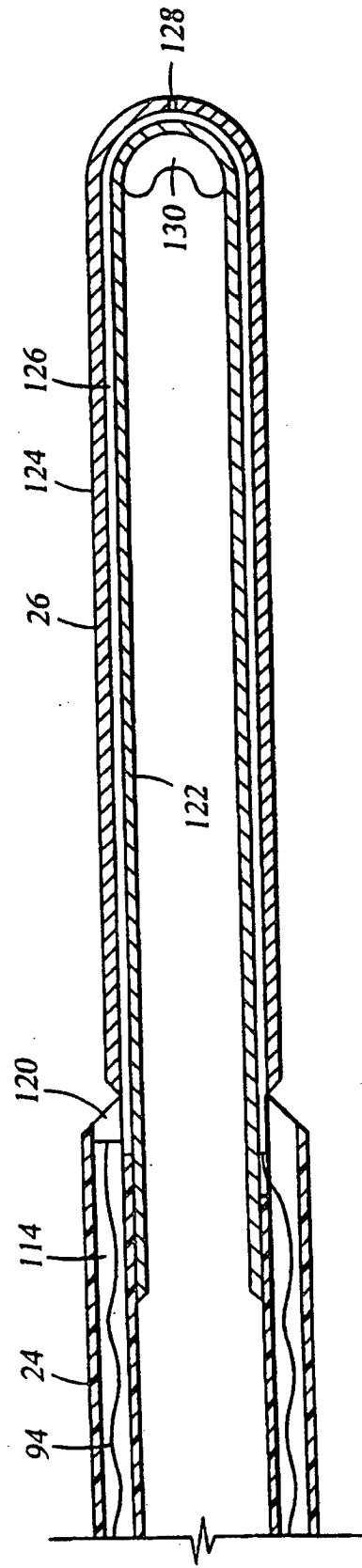


Fig. 14

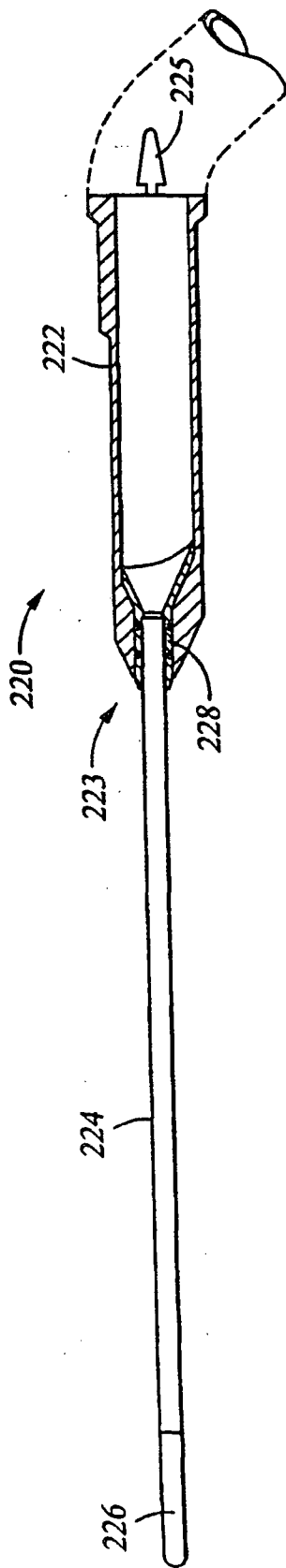


Fig. 15

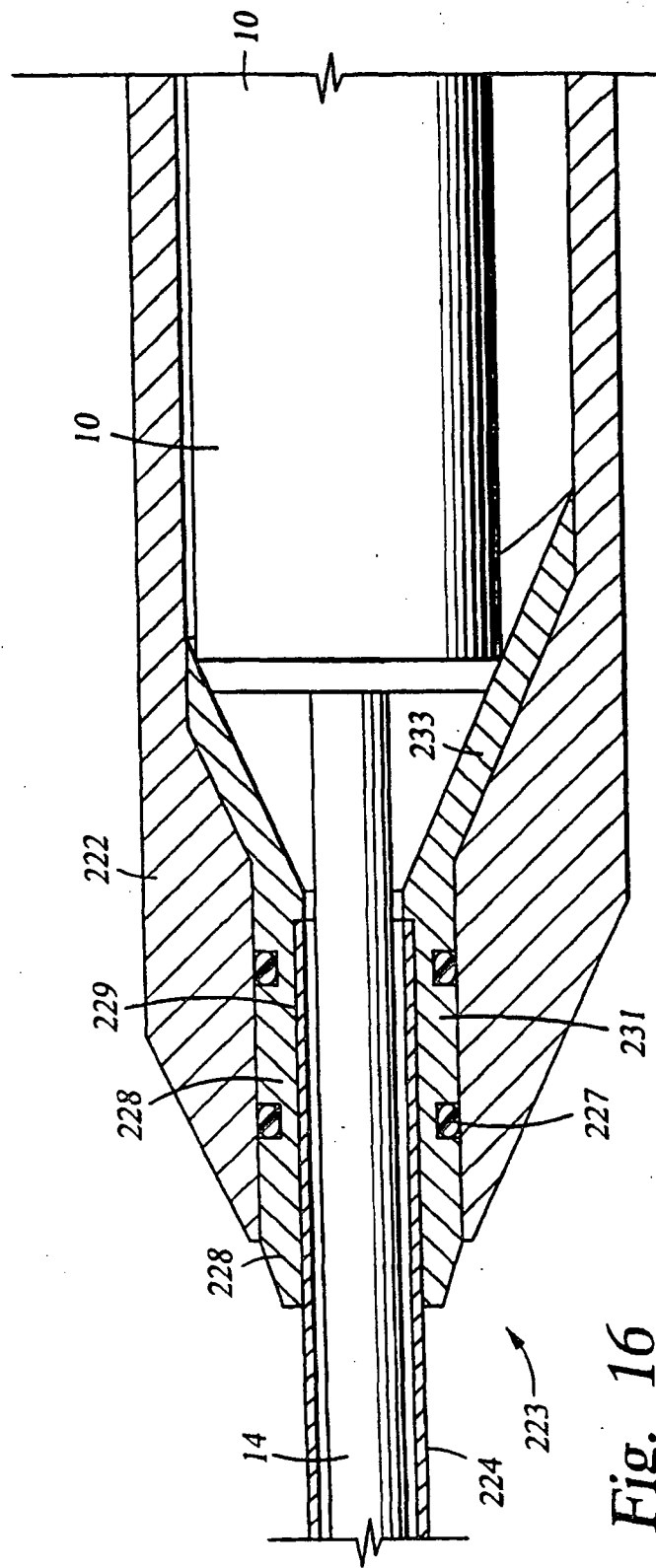


Fig. 16