



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 22 374 T2 2004.04.22**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 868 160 B1**

(51) Int Cl.7: **A61F 7/12**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 22 374.4**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US97/16836**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 909 856.3**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 98/012999**

(86) PCT-Anmeldetag: **24.09.1997**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **02.04.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **07.10.1998**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **28.05.2003**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **22.04.2004**

(30) Unionspriorität:
719133 24.09.1996 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB, IT

(73) Patentinhaber:
Ethicon, Inc., Somerville, N.J., US

(72) Erfinder:
**WARNER, Robert, Cupertino, US; GOBLE, Colin,
Penarth, S. Guam CF64 1AT, GB**

(74) Vertreter:
BOEHMERT & BOEHMERT, 80336 München

(54) Bezeichnung: **SYSTEM ZUM ANBRINGEN THERMISCHER ENERGIE AUF GEWEBE**

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

Hintergrund der Erfindung

Fachgebiet der Erfindung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Einrichtung zum Erhitzen eines Fluids in einem Hohlraum, um Körpergewebe thermisch zu behandeln. Spezieller betrifft die vorliegende Erfindung eine ausdehnbare Einrichtung, die mit einem leitfähigen Fluid gefüllt ist und eine bipolare Elektrodenanordnung aufweist, um das leitfähige Fluid zu erhitzen.

Beschreibung des Standes der Technik

[0002] Die thermische Energie wird schon seit einiger Zeit zur Behandlung von Körpergewebe angewandt. Ein Verfahren der gesteuerten Anwendung thermischer Energie umfaßt die Anwendung eines Ballons oder einer entsprechenden Blase, die mit einem erhitzten Fluid gefüllt sind. Die Blase wird am zu behandelnden Gewebe plaziert, und die Wärme aus dem Fluid durchdringt die Wände der Blase zum Gewebe hin.

[0003] Die Anwendung thermischer Energie mittels fluidgefüllter Ballone wird besonders zur Behandlung von Gewebe in Körperhöhlräumen von Lebewesen einschließlich Menschen angewandt. Beispielsweise sind Ballone gefüllt mit einem erhitzten Fluid angewandt worden, um die Kauterisation des Uterus-Endometriums zu bewirken.

[0004] Ein bekanntes Verfahren zur Bewirkung der Nekrose des Endometriums besteht im Einführen einer ausdehnbaren Blase in den Uterus. Die ausdehnbare Blase wird mittels eines Fluids auf einen vorgegebenen Druck aufblasen, so daß sie mit allen Gewebe-Wänden in Kontakt kommt, deren Nekrose gewünscht wird. Das Fluid wird auf eine Temperatur erhitzt, die ausreicht, um die Gewebe-Auskleidung abzutragen. Die Temperatur und der Druck des Fluids werden durch eine Einrichtung gesteuert, welche an die ausdehnbare Blase angeschlossen ist. Die Blase wird durch das Fluid über eine Zeitdauer auf einer Temperatur gehalten, die ausreicht, um die Nekrose des Endometriums zu bewirken.

[0005] Frühere Verfahren der Therapie mit erhitztem Ballon erforderten, daß das Fluid außerhalb des Körpers aufgeheizt und dann durch Leitungen in den Ballon bzw. eine andere Blase gepumpt wurde. Solche Verfahren können jedoch ein Aufheizen rund um die Leitungen auf ihrem Weg in den Körperhohlraum bewirken, was eine unerwünschte Erhitzung des Körpergewebes am Eingang in den Körperhohlraum bewirken kann. Ein anderes früheres Verfahren der Therapie mit dem erhitzten Ballon umfaßte die Positionierung einer Heizelementenspule im Ballon und das Hindurchleiten eines elektrischen Stromes durch die Spule, wodurch die Spule und das umgebende Fluid erhitzt wurden.

[0006] Folglich besteht ein Bedürfnis nach der Verbesserung beheizter Fluidsysteme, um eine schnelle und gleichmäßige Beheizung zu erreichen und es dem Benutzer zugleich zu ermöglichen, die Fluidtemperatur zu überwachen und zu steuern. Die vorliegende Erfindung erfüllt dieses Bedürfnis.

[0007] Im Dokument EP-A1-0 251 745 ist eine Vorrichtung zum Erhitzen von Gewebe beschrieben, die in einem Körperhohlraum an einer vorgegebenen Stelle ausdehnbar ist, mit einer von einem Schaft gehaltenen Elektrode, die in die ausdehnbare Vorrichtung eingeschoben wird. Außerhalb des Körpers ist eine weitere Elektrode angeordnet, und der elektrische Strom zwischen den Elektroden ist zum Erhitzen einer Flüssigkeit in der ausdehnbaren Vorrichtung und damit der Umgebung derselben erforderlich.

Zusammenfassung der Erfindung

[0008] Die vorliegende Erfindung sieht eine Einrichtung vor, wie sie in den Ansprüchen beschrieben ist. Die Einrichtung soll zur Anwendung von Hitze bei der Endometrium-Abtragung Anwendung finden. Die Einrichtung kann die Erhitzung eines Aufbalsmedium in einer ausdehnbaren Blase (ausdehnbarer Einrichtung) vorsehen, die angrenzend an das zu behandelnde Gewebe positioniert wird. Die Erfindung findet insbesondere Anwendung bei einem sicheren und wirksamen Verfahren zur Abtragung des Endometriums des Uterus. Die vorliegende Erfindung bietet daher ein relativ wenig kostspieliges und einfaches Verfahren zur Behandlung übermäßiger Regelblutungen von Frauen.

[0009] Bei einer Ausführungsform ist die Elektrodenanordnung eine bipolare Elektrodenanordnung mit einer oder mehreren aktiven Elektrode(n) sowie einer oder mehreren Rückflußelektrode(n). Die Blase wird mit einem leitfähigen Fluid, wie beispielsweise mit einer Salzlösung, gefüllt. Die Einrichtung kann einen Schild aufweisen, der die Berührung einer oder beider Elektrode(n) mit der Blase verhindert. Der Schild kann Teil einer der Elektroden sein.

[0010] Die Einrichtung kann Teil eines Systems sein, das eine Steuerungseinheit zur Bereitstellung elektrischer Energie, wie beispielsweise von HF-Energie, an die Elektrode aufweist. Die Steuerungseinheit kann die Fluid-Temperatur entweder mittels Temperatursensoren oder durch Überwachung der Impedanz der bipolaren Elektroden überwachen und die Fluid-Temperatur im gewünschten Bereich einstellen. Die Steuerungseinheit kann ein Display aufweisen, um die Fluid-Temperatur und/oder deren Druck anzuzeigen und einen Alarm zur Anzeige eines unerwünschten Niveaus von Fluid-Temperatur und/oder Druck auslösen. Die Steuerungseinheit kann auch einen Multiplexer aufweisen, um die Zufuhr von Leistung zu den einzelnen Elektroden in der Elektrodenanordnung unabhängig voneinander zu steuern.

[0011] Andere bevorzugte Merkmale der Erfindung

sind in den Unteransprüchen beschrieben.

[0012] Weitere Merkmale und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden aus der folgenden detaillierten Beschreibung der Erfindung deutlich werden, wenn sie in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen betrachtet werden.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0013] **Fig. 1** zeigt als Teilschnitt ein System zur Illustration der vorliegenden Erfindung einschließlich einer Steuerungseinheit und eines Behandlungskatheters mit einer ausdehnbaren Blase, welche in den Uterus einer Patientin eingeführt und aufgeblasen werden.

[0014] **Fig. 2** ist eine teilweise geschnittene Seitenansicht einer erhitzten Blaseneinrichtung.

[0015] **Fig. 3** ist eine teilweise geschnittene Seitenansicht einer Blaseneinrichtung.

[0016] **Fig. 4** ist eine Seitenansicht einer Elektrodenanordnung.

[0017] **Fig. 5** ist eine Seitenansicht einer Elektrodenanordnung.

[0018] **Fig. 6** ist eine teilweise geschnittene Seitenansicht einer erhitzten Blaseneinrichtung.

[0019] **Fig. 7** ist eine teilweise geschnittene Seitenansicht einer erhitzten Blaseneinrichtung mit einer leitfähigen Innenfläche.

[0020] **Fig. 8** ist eine teilweise geschnittene Draufsicht auf eine erhitzte Blaseneinrichtung mit Mehrfach-Elektroden auf ihrer Innenfläche.

[0021] **Fig. 9a** ist eine teilweise geschnittene Seitenansicht einer erhitzten Einrichtung mit einem ausdehnbaren Käfig in der zusammengeklappten Zuführungskonfiguration entsprechend einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

[0022] **Fig. 9b** ist eine Seitenansicht der Einrichtung von **Fig. 9a**, welche den ausdehnbaren Käfig in seiner entfalteten ausgedehnten Konfiguration zeigt.

[0023] **Fig. 9c** ist eine Seitenansicht der Einrichtung von **Fig. 9a** und **9b**, wobei die Elektrodenanordnung und der Katheter in den ausdehnbaren Käfig bewegt werden.

[0024] **Fig. 10** ist eine teilweise geschnittene Seitenansicht einer weiteren Ausführungsform der Erfindung.

[0025] **Fig. 11** ist eine geschnittene Seitenansicht einer Pump-Elektrode entsprechend einer Ausführungsform der Erfindung.

[0026] **Fig. 12** ist eine geschnittene Seitenansicht einer Elektrode und einer Düse entsprechend einer Ausführungsform der Erfindung.

Detaillierte Beschreibung bevorzugter Ausführungsformen

[0027] Im folgenden sind die Einrichtungen, welche in den **Fig. 1** bis **8** dargestellt und in diesem Zusammenhang beschrieben werden, kein Bestandteil der vorliegenden Erfindung, sondern sie dienen nur dem

Verständnis der Erfindung und sollen auch bestimmte Merkmale der Erfindung illustrieren.

[0028] Die vorliegende Erfindung wird zum Gebrauch in Körperhöhlen einschließlich der Anwendung zum Abtragen von Endometrium-Belägen im Uterus von Patientinnen beschrieben. Die vorliegende Erfindung ist jedoch nicht auf die Anwendung im Uterus beschränkt und kann auch zur thermischen Behandlung der verschiedensten anderen Gewebe in anderen Körperhöhlen angewandt werden, wie beispielsweise in der Blase, in der Gallenblase, in Teilen des Verdauungstraktes, im Herzen und anderen Körperhöhlen. Die Erfindung kann bei den verschiedensten Eingriffen einschließlich thermischer Behandlung vom Hämorrhoiden, Eingeweidewandungen, Belägen des Rektums, Belägen der Blase usw. angewandt werden. Darüber hinaus kann die Erfindung auch zur Erhitzung eines Fluids für viele verschiedene Anwendungsfälle angewandt werden, wo die gesteuerte Anwendung von Wärme erforderlich ist, ohne daß es sich um eine Gewebebehandlung handelt.

[0029] Nunmehr auf **Fig. 1** Bezug nehmend umfaßt ein System **10** einen Katheter **12** und eine Steuerungseinheit **14**. Der Katheter **12** weist einen allgemein langgestreckten Schaft **16** auf, an dessen distalen Ende **22** sich eine ausdehnbare Blase **18** und eine Elektrodenanordnung **20** befinden. Die Elektrodenanordnung **20** ist in der ausdehnbaren Blase **18** angeordnet und von dieser umgeben. Die Elektrodenanordnung **20** umfaßt eine aktive Elektrode **24** und eine Rückflußelektrode **26**. Als Alternative kann die Elektrodenanordnung **20** der vorliegenden Erfindung auch einen größeren Abstand zwischen der aktiven Elektrode **24** und der Rückflußelektrode **26** aufweisen, wodurch sich der Stromweg zwischen beiden vergrößert. Dadurch kann die Temperaturverteilung verbessert werden.

[0030] In **Fig. 1** haben die aktive Elektrode **24** und die Rückflußelektrode **26** elektrischen Kontakt mit elektrischen Verbindungselementen **28** und **30**, welche ihrerseits elektrischen Kontakt mit der Steuerungseinheit **14** haben. In **Fig. 1** befinden sich die elektrischen Verbindungselemente **28** und **30** am proximalen Ende **32** des Katheterschaftes **16** und sind über Kabel **34** lösbar mit der Steuerungseinheit **14** verbunden. Das proximale Ende **32** weist einen Griff **36** auf, durch welchen ein Benutzer die Einrichtung ergreifen kann.

[0031] **Fig. 1** zeigt das distale Ende **22** des Instrumentes **16** plaziert in einer Körperhöhle, welche der menschliche Uterus ist. Die Blase **18** wird mittels eines leitfähigen Fluids, wie beispielsweise einer Salzlösung, bis zu einem Druck aufgeblasen, welcher ausreicht, um einen sicheren Kontakt mit der Endometrium-Gewebebeschicht **44** im Inneren des Uterus **46** herzustellen.

[0032] Die Elektrodenanordnung **20** wird mit elektrischem Strom versorgt, um einen Strom zwischen der aktiven Elektrode **24** und der Rückflußelektrode **26** durch das leitfähige Fluid **42** fließen zu lassen und

dieses dadurch aufzuheizen. Das Verfahren umfaßt das Erhitzen des leitfähigen Fluids **42** in der ausdehnbaren Blase **18** auf eine gewünschte Temperatur sowie das Halten von Temperatur und Druck in der ausdehnbaren Blase **18** über einen gewünschten Zeitraum. Danach wird die ausdehnbare Blase **18** entleert und der Katheterschaft **16**, welcher die ausdehnbare Blase **18** und die Elektrodenanordnung **20** umschließt, aus dem Uterus **40** der Patientin entfernt. [0033] Die Blase **18** muß hohen Temperaturen widerstehen, ohne zu reißen, und vorzugsweise muß sie gute Wärmeübertragungseigenschaften haben, um eine effiziente Wärmewirkung zu erzielen. Eine ausehnbare Blase aus wärme-ausgehärtetem Gummi, wie beispielsweise Latex-Gummi, wurde bei entsprechenden Anwendungsfällen als geeignet gefunden. Die Blase kann aus elastischen oder nicht elastischen Materialien geformt sein.

[0034] Das Aufbalsen der Blase **18** kann auf verschiedene Weise erfolgen. Bei **Fig. 1** wird das leitfähige Fluid **42** unter Anwendung einer Fluid-Quelle mittels einer Spritze **48** im Fluidkontakt mit der Blase **18** über eine Fluid-Leitung **50** und eine Fluid-Einlaßöffnung **52**, welche in die Blase **18** führt, eingebracht. Die Betätigung der Spritze **48** durch Drücken eines Kolbens **54** veranlaßt das leitfähige Fluid **42** zum Eintritt in die ausdehnbare Blase **18**, um diese bis zum Kontakt mit der Endometrium-Gewebeschiicht **44** des Uterus **40** auszudehnen. Das leitfähige Fluid **42** wird über eine flexible Rohrleitung **56** auch zur Steuerungseinheit **14** geleitet, wo der Druck durch einen Sensor, wie beispielsweise einen Druckwandler **58**, gemessen wird. Alle Teile der Fluid-Bahn einschließlich der Blase **18**, der Fluid-Leitung **50** und der flexiblen Rohrleitung **56** stehen untereinander in Fluid-Verbindung, so daß im gesamten Fluid-System ein konstanter Fluid-Druck herrscht und die Messung des Druckes in der Blase durch Überwachung des Druckes in der flexiblen Rohrleitung **56** erfolgen kann. Die Steuerungseinheit **14** überwacht den Fluid-Druck und zeigt ihn auf einem Druckanzeige-Monitor **60** an.

[0035] Bei vielen Eingriffen ist es wünschenswert, den Fluid-Druck zu überwachen und in einem gewünschten Bereich zu halten, wobei der gewünschte Druckbereich vom speziellen Anwendungsfall abhängt. Wenn der Druck in der ausdehnbaren Blase **18** außerhalb des gewünschten Bereiches liegt, warnt ein Warnsignal und/oder Alarm **62** den Benutzer, daß der Druck entweder zu niedrig oder zu hoch ist. Um den Druck einzustellen, kann der Benutzer manuell den Kolben **54** der Spritze **48** betätigen. Als Alternative kann die Steuerungseinheit **14** eine Pumpe oder ähnliche Vorrichtung (nicht dargestellt) in Fluid-Verbindung mit der Blase **18** aufweisen, welche das leitfähige Fluid **42** automatisch der Blase **18** zuführt oder wieder daraus entfernt, um den Druck zu regeln und im ausgewählten Bereich zu halten.

[0036] Die Steuerungseinheit **14** versorgt die Elektrodenanordnung **20** über die elektrischen Anschlüsse **64**, welche über Verbindungskabel **34** mit den Ver-

bindungselementen **28** und **30** der aktiven Elektrode **24** bzw. der Rückflußelektrode **26** verbunden sind, mit Strom. Der Strom kann in verschiedener Art und auf verschiedenen Leistungsniveaus bereitgestellt werden. In Abhängigkeit vom speziellen Anwendungsfall und von den Umständen kann Wechselstrom oder Gleichstrom angewandt werden. Hochfrequenz-(HF)-Leistung kann im Falle der Impulsbreiten-Modulation spezielle Anwendung bei der Erfindung finden.

[0037] Der Strom fließt zwischen der aktiven und der Rückflußelektrode **24** bzw. **26** und erhitzt das leitfähige Fluid **42**. Die Temperatur des Fluids **42** wird von der Steuerungseinheit **14** entweder über einen in der Blase **18** positionierten Temperatursensor **66**, über eine Berechnung der Impedanz-Temperatur-Funktion oder mit anderen Mitteln überwacht. Die Temperatur wird vorzugsweise auf einem Temperaturdisplay **68** in der Steuerungseinheit **14** angezeigt. Vorzugsweise vergleicht die Steuerungseinheit **14** die beobachtete Temperatur mit der gewünschten Temperatur und stellt die Leistung automatisch ein, um Temperaturänderungen zu kompensieren. Wenn die beobachtete Temperatur über dem gewünschten Bereich liegt, wird die Leistung vermindert, so daß sich das Fluid abkühlen kann. Wenn die beobachtete Temperatur unter dem gewünschten Bereich liegt, wird die Leistung erhöht, um das Fluid aufzuheizen. Wenn die Temperatur außerhalb eines gewählten Bereiches liegt, kann die Steuerungseinheit **14** den Alarm **62** aktivieren.

[0038] Vorzugsweise enthält die Steuerungseinheit **14** einen Generator mit einem Hochfrequenz(HF-)Leistungssoszillator mit elektrischen Anschlüssen, wie einem Paar Anschlußstellen **64** zum Anschluß eines oder mehrerer Kabel **34**, die zum Katheter **12** und zur Elektrodenanordnung **20** führen. Wenn die HF-Leistung an der Elektrodenanordnung **20** anliegt, wird das leitfähige Fluid **42** aufgeheizt. Wenn das leitfähige Fluid **42** eine Salzlösung von beispielsweise 0,9%/Masse/Volumen ist, dann ist der Temperaturkoeffizient des Fluids **42** positiv, so daß der entsprechende Impedanzkoeffizient negativ ist. Wenn die Leistung anliegt, beginnt die Impedanz zwischen der Elektrode **24** und der Rückflußelektrode **26** zunächst zu fallen, und sie fällt dann mit zunehmender Leistungsabstrahlung weiter.

[0039] Wenn eine ausreichende Leistung anliegt, kann sich rund um die aktive Elektrode **24** eine Dampfblase bilden. Wenn die Salzlösung unmittelbaren Kontakt mit der aktiven Elektrode **24** hat, erreicht sie ihren Siedepunkt, und auf der Oberfläche der aktiven Elektrode **24** können sich Dampfblasen bilden, wodurch zwangsläufig die Impedanz zwischen den Elektroden **24** und **26** anzusteigen beginnt. Wenn die Leistung weiter erhöht wird, steigt auch die Impedanz weiter, da die Dampfblasen zunehmen und eine Art Dampföhle rund um die aktive Elektrode **24** bilden.

[0040] Wenn sich die Dampföhle um die aktive Elektrode **24** herum zu bilden beginnt, kommt es zu

einer Zunahme der Leistungsdichte an der verbleibenden Grenzfläche zwischen Elektrode und Salzlösung. Anfangs gibt es noch eine freiliegende Fläche auf der aktiven Elektrode **24**, die noch nicht mit Dampfblasen bedeckt ist. Diese freiliegende Fläche wird zum bevorzugten Strompfad, was die Grenzfläche durch die Bildung von noch mehr Dampfblasen und einer noch höheren Leistungsdichte belastet. Die Bildung der Dampfzelle erreicht schnell einen Zustand des Durchgehens, der erst dann ein Gleichgewicht erreicht, wenn die aktive Elektrode **24** vollständig von der Dampfzelle umgeben ist.

[0041] Wenn die Dampfzelle die aktive Elektrode **24** vollständig umschließt, dann erhöht sich die Impedanz schnell auf etwa 1000 Ohm, wobei der tatsächliche Impedanzwert von den System-Variablen abhängt. Der Strom fließt von der aktiven Elektrode **24** über elektrische Entladungen durch die Dampfzelle in das leitfähige Fluid **42**. Der Hauptanteil der Leistungsabgabe erfolgt dann in dieser Dampfzelle mit der Folge einer Aufheizung der aktiven Elektrode **24**. Der Umfang der abgegebenen Leistung und die Größe der Dampfzelle hängen von der Ausgangsspannung ab. Die Aufrechterhaltung der Dampfzelle ohne Zerstörung der aktiven Elektrode erfordert die Einhaltung eines empfindlichen Gleichgewichtes der Ausgangsspannung. Wenn sie zu niedrig ist, wird die Dampfzelle nicht aufrechterhalten. Wenn sie zu hoch ist, kann die Elektrodenanordnung **20** zerstört werden. Demzufolge muß die Leistung auf ein vorgewähltes Niveau abgesenkt werden, sobald die Impedanz einen bestimmten Wert erreicht hat, welcher die Bildung der Dampfzelle anzeigt.

[0042] Es ist grundsätzlich wichtig, die Bildung der Dampfzelle um die aktive Elektrode **24** herum zu kontrollieren und möglichst zu verhindern, um den Wirkungsgrad der Aufheizung des leitfähigen Fluids zu maximieren. Durch Vergrößerung des Abstandes zwischen der aktiven Elektrode **24** und der Rückflußelektrode **26** kann die thermische Verteilung verbessert werden, wodurch die Leistungsobergrenze vor dem Einsetzen der Verdampfung erhöht wird. Wenn beispielsweise genügend Leistung zugeführt wird, könnten sich beträchtliche Dampfzellen in der Dampfzelle bilden, was unerwünschte Wirkungen zur Folge haben kann, wie beispielsweise die Entstehung einer großen Dampfansammlung an der obersten Stelle der Zelle, was die Wärmeübertragung beträchtlich vermindern kann. Die siedende Dampfzelle kann auch unerwünschte Geräusche hervorrufen. Um die Bildung der Dampfzelle und die Temperatur des leitfähigen Fluids zu steuern, überwacht die Steuerungseinheit **14** die HF-Spitzenspannung an den Anschlußstellen **64** der Steuerungseinheit **14**, welche der Spannung zwischen der aktiven Elektrode **24** und der Rückflußelektrode **26** entspricht, und senkt sie rasch ab, wann immer ein ausgewählter Spannungsspitzen-Schwellwert erreicht wird. Dementsprechend kann die Steuerungseinheit **14** die Impedanz überwachen und die Ausgangsleistung steu-

ern, um die Bildung von Dampfblasen zu verhindern. Dies kann durch Feststellung eines Impedanz-Anstieges, welcher den Beginn der Dampfblasenbildung anzeigt und schnelles Absenken der Leistung geschehen, um die Bildung einer Dampfzelle zu verhindern. Als Alternative kann die Steuerungseinheit **14** auch die Impedanz überwachen und die Ausgangsleistung steuern, um eine Dampfzelle zu bilden und aufrecht zu erhalten.

[0043] In **Fig. 2** ist die Elektrodenanordnung **20** eine bipolare Elektrode mit aktiver Elektrode **24** und Rückflußelektrode **26**. Dieses System würde jedoch auch noch funktionieren, wenn die Polarität umgekehrt würde, d. h., wenn die aktive Elektrode **24** als eine Rückflußelektrode und die Rückflußelektrode als aktive Elektrode dient. Wenn im System Wechselstrom angewandt wird, verlieren die Begriffe „aktive Elektrode“ und „Rückflußelektrode“ ihre traditionelle Bedeutung als „negativ/positiv“. Bei Wechselstrom-Anwendungen werden die Begriffe „aktiv“ und „Rückfluß“ zur Bezeichnung von Elektroden entgegengesetzter Polarität verwendet. Wenn die Elektroden bei Wechselstrom-Anwendungen unterschiedliche Größen haben, wird der Begriff „aktive Elektrode“ grundsätzlich zur Bezeichnung der kleineren Elektrode verwendet und der Begriff „Rückflußelektrode“ zur Bezeichnung der größeren Elektrode.

[0044] Die aktive Elektrode **24** von **Fig. 2** ist an der äußersten distalen Spitze des Katheterschaftes **16** angebracht. Die Rückflußelektrode **26** befindet sich proximal von der und koaxial zur aktiven Elektrode **24**. In **Fig. 2** ist die wirksame Fläche der Rückflußelektrode **26** wesentlich größer als die wirksame Fläche der aktiven Elektrode **24**. Jedoch können die wirksamen Flächen der Elektroden **24** und **26** in Abhängigkeit von der speziellen Elektrodenanordnung beträchtlich variieren. Beispielsweise können nach dieser Erfindung die aktive und die Rückflußelektrode im wesentlichen die gleiche Fläche haben oder die aktive Elektrode kann wesentlich größer sein als die Rückflußelektrode.

[0045] In **Fig. 2** sind die aktive und die Rückflußelektrode **24** bzw. **26** durch einen Isolator **70**, beispielsweise aus Keramikmaterial, getrennt. Wie in **Fig. 2** grob angedeutet, fließt beim Anlegen von Leistung an die Elektrodenanordnung **20** ein Strom von der aktiven Elektrode **24** durch das leitfähige Fluid **42** zur Rückflußelektrode **26**. Die Wechselwirkung des Stromes mit dem leitfähigen Fluid **42** heizt dasselbe auf.

[0046] Zusätzlich zum Aufheizen des Fluids **42** kann die Wechselwirkung des Stromes mit dem leitfähigen Fluid **42** auch einen magnetohydrodynamischen Effekt hervorrufen, welcher ein Umrühren des Fluids in der Zelle **18** bewirkt. Dieses Umrühren des Fluids kann in Abhängigkeit von der speziellen Elektrodenanordnung und vom Typ sowie vom Niveau der bereitgestellten elektrischen Leistung relativ intensiv sein. Das Umrühren des Fluids ist besonders intensiv, wenn HF-Leistung oder eine Impulsweiten-Mo-

dulation angewandt werden. Das magnetohydrodynamische Umrühren kann beim Einhalten relativ konstanter Fluidtemperaturen in der Blase **18** hilfreich sein.

[0047] Ein zusätzlicher Vorteil besteht in der Möglichkeit, die Temperatur des leitfähigen Fluids **42** über die Impedanz bzw. den spezifischen Widerstand zu messen. Viele leitfähige Fluide haben temperaturabhängige spezifische Widerstände bzw. Impedanzen, so daß die Temperatur daraus berechnet werden kann. Beispielsweise ist eine Salzlösung ein Material mit negativem Temperaturkoeffizienten (d. h. sie hat einen positiven Temperaturkoeffizienten der Leitfähigkeit, der einem negativen Temperaturkoeffizienten der Impedanz entspricht), so daß eine kleine Temperaturänderung eine große entsprechende Änderung der Impedanz bzw. des spezifischen Widerstandes der Salzlösung verursacht. Da die Impedanz bzw. der spezifische Widerstand temperaturabhängig sind, kann die Temperatur des leitfähigen Fluids **42** in der Blase **18** genau bestimmt werden, indem die Impedanz bzw. der spezifische Widerstand zwischen der aktiven und der Rückflußelektrode **24** bzw. **26** überwacht wird.

[0048] Ein Vorteil der Nutzung der Impedanz bzw. des spezifischen Widerstandes zwischen den Elektroden **24** und **26** besteht darin, daß die resultierende Temperatur auf dem Pfad eines elektrischen Stromes beruht, welcher durch das gesamte leitfähige Fluid **42** in der ausdehnbaren Blase **18**, verläuft. Der Strompfad zwischen den beiden Elektroden **24** und **26** verläuft auf unterschiedlichem Niveau durch den ganzen Körper des leitfähigen Fluids **42** in der Blase **18**. Demzufolge erfolgt eine Temperaturbestimmung auf der Grundlage der Impedanz, was, anders als bei der Temperaturmessung, mittels eines herkömmlichen Temperatursensors, der nur einen Meßwert von genau einer Stelle im Fluid ergibt, einen genaueren Wert der Gesamt-Fluid-Temperaturen in der Blase **18** liefert.

[0049] Wie in **Fig. 2** dargestellt, kann der Katheter (einen oder mehrere Temperatursensoren) **66** zur Überwachung der Temperatur im leitfähigen Fluid **42** aufweisen. Diese Temperatursensoren **66** können anstelle der oder zusätzlich zur Temperaturmessung auf der Grundlage der Impedanz vorhanden sein. Die Temperatursensoren können von einer Vielzahl von Sensortypen bzw. -verfahren Gebrauch machen, wie Thermolemente, Thermistoren, Widerstandstemperaturmessung, Curiepunkt-Messung, Photofluoreszenz-Abklingverhalten usw. Die spezielle Auswahl des Temperatursensors kann vom speziellen Anwendungsfall abhängen. Beispielsweise kann wegen der Anfälligkeit von Thermolementen auf HF-Rauschen bei Anwendungsfällen, bei denen die Steuerungseinheit HF-Energie für die Elektrodenanordnung erzeugt, ein anderer Sensortyp erwünscht sein.

[0050] Die Steuerungseinheit **14** kann von der Temperaturmessung auf Impedanzbasis, von der Messung mittels Temperatursensoren **66** oder von Kom-

binationen beider Gebrauch machen, um die der Elektrodenanordnung zugeführte Leistung zu steuern und/oder die Temperatur auf dem Temperaturdisplay **68** anzuzeigen. Wenn die Fluid-Temperatur zu hoch ist, kann die Leistung reduziert werden. Wenn die Fluid-Temperatur zu niedrig ist, kann die Leistung erhöht werden.

[0051] Der Katheter **12** kann einen Schild **72** aufweisen, welcher die Elektrodenanordnung **20** allgemein umgibt. Der Schild **72** verhindert, daß die Elektrodenanordnung **20** und insbesondere die aktive Elektrode **24** mit der Wandung **74** der Blase in Kontakt kommen und/oder diese beschädigen kann. In **Fig. 2** hat der Schild **72** eine Vielzahl von Öffnungen **76**, welche sowohl dem leitfähigen Fluid **42** als auch dem elektrischen Strom den Durchtritt ermöglichen. Als Alternative kann der Schild **72** auch aus einer Käfig- oder Netzanordnung bestehen.

[0052] In **Fig. 2** umgibt der Schild **72** sowohl die aktive Elektrode **24** als auch die Rückflußelektrode **26**. Jedoch kann der Schild **72**, in Abhängigkeit von der speziellen Anwendung und von der zugeführten Leistung, auch entweder die aktive Elektrode **24** oder die Rückflußelektrode **26** umgeben und nicht notwendigerweise beide. Infolge des Größenunterschiedes zwischen der aktiven Elektrode **24** und der Rückflußelektrode **26** wird die aktive Elektrode **24** zumeist heißer als die Rückflußelektrode **26**. Daher kann es sein, daß eine Berührung zwischen der Wand **74** der Blase und der Rückflußelektrode **26** nicht zu einer Beschädigung der Wand **74** der Blase führt, während eine Berührung zwischen der aktiven Elektrode **24** und der Wand **74** der Blase bei gleicher Leistungszufuhr zu einer schweren Beschädigung der Wand **74** der Blase führen kann. Demzufolge ist ein Schutz der Blase **18** vor einer Berührung durch die Rückflußelektrode **26** nicht immer erforderlich und dies auch in Fällen, bei welchen die Wand **74** der Blase vor der Berührung mit der aktiven Elektrode **24** geschützt werden muß.

[0053] In **Fig. 3** wirkt der Schild **72** als Rückflußelektrode **26**. Die Innenfläche **78** des Schildes **72** ist leitfähig und wirkt als Rückflußelektrode **26**, während die Außenfläche **80** des Schildes nicht leitfähig ist. Das System würde jedoch auch funktionieren, wenn die Außenfläche **80** des Schildes leitfähig wäre. Da die Rückflußelektrode **26** eine wesentlich größere wirksame Fläche hat als die aktiven Elektroden **24a** bis **24c**, wird die Leistung über die Rückflußelektrode **26**, d. h. über den Schild **72** in starkem Maße abgeführt. Demzufolge sind die Erhitzung und der Energieaufbau viel geringer als an den aktiven Elektroden **24a** bis **24c**, und in Abhängigkeit von der speziellen Elektrodenanordnung sowie von der Blase und der eingeleiteten Energie kann die Rückflußelektrode **26** bzw. der Schild **72** die Wandung **74** der Blase während des Eingriffes berühren, ohne die Wand **74** zu schädigen.

[0054] Anzumerken ist, daß es keine Einschränkung der Verwendung des Schildes als Rückflußelektrode gibt. Beispielsweise könnte in **Fig. 3** der Schild

72 als aktive Elektrode dienen und die (früheren aktiven) Elektroden **24a** bis **24c** als Rückflußelektroden. Weiterhin gibt es keine Einschränkung auf eine einzelne aktive Elektrode oder eine einzelne Rückflußelektrode. Zumeist kann eine beliebige Anzahl aktiver Elektroden und von Rückflußelektroden angewandt werden. Weiterhin muß die Anzahl aktiver Elektroden nicht zwangsläufig gleich der Anzahl der Rückflußelektroden sein. Beispielsweise gibt es bei der Ausführungsform von **Fig. 3** drei aktive Elektroden **24a**, **24b** und **24c**, aber nur eine Rückflußelektrode **26**. Die aktiven Elektroden **24a**, **24b** und **24c** können einzeln gesteuert werden, so daß die Leistung je nach Wunsch einer einzelnen oder Gruppen aktiver Elektroden zugeführt wird.

[0055] **Fig. 4** zeigt einen anderen Katheter **12** mit mehreren aktiven Elektroden **24a** bis **24c**, aber auch mit mehreren Rückflußelektroden **26a** bis **26c**. Drei aktive Elektroden **24a** bis **24c** sind auf einer ersten Seite **82** des Katheterschaftes **16** gelegen, und drei Rückflußelektroden **26a** bis **26c** sind auf einer zweiten Seite **84** gelegen. Die Elektroden **24a** bis **24c** und **26a** bis **26c** sind durch einen Isolierkörper **70** getrennt. Alle Elektroden **24a** bis **24c** sowie **26a** bis **26c** können gleichzeitig aktiviert werden. Alternativ können die Elektroden **24a** bis **24c** sowie **26a** bis **26c** auch in Sätzen aktiviert werden. Wenn beispielsweise gewünscht wird, daß das Fluid im System im distalen Teil der Blase eine größere Hitze liefert, könnten die am meisten distal gelegene aktive Elektrode **24a** und die entsprechende Rückflußelektrode **26a** aktiviert werden.

[0056] **Fig. 5** zeigt einen anderen Katheter **12** mit mehrfachen aktiven Elektroden **24a** bis **24c** sowie mehrfachen Rückflußelektroden **26a** bis **26c**, wobei jedoch die Elektroden **24a** bis **24c** sowie **26a** bis **26c** abwechselnd coaxial auf dem Katheterschaft **16** angeordnet und durch Isolierstücke **70** getrennt sind. Wie im Falle von **Fig. 4** sind die Elektroden **24a** bis **24c** sowie **26a** bis **26c** insbesondere für eine unabhängige Aktivierung geeignet, so daß die Anwendung von Energie mit größerer Genauigkeit gesteuert werden kann.

[0057] Einzelne angesteuerte Elektroden **24a** bis **24c** sowie **26a** bis **26c** können in Verbindung mit einer Steuerungseinheit mit einem Multiplexer verwendet werden, um eine pulsierende Leistungsabgabe zu erzielen und den durch Temperaturgradienten bewirkten konvektiven Röhreffekt im leitfähigen Fluid zu verstärken. Die Steuerungseinheit kann die Leistungsabgabe an die einzelnen Elektroden **24a** bis **24c** sowie **26a** bis **26c** derart steigern, daß eine gewählte Fluidströmung in der Blase **18** entsteht. Beispielsweise durch unabhängige und aufeinanderfolgende Aktivierung zusammenpassender oder nicht zusammenpassender Elektrodenpaare kann in der Blase eine bestimmte vorgewählte Strömung erzeugt werden. **Fig. 6** zeigt die aufeinanderfolgende Aktivierung der am meisten distal gelegenen aktiven Elektrode **24a** und der entsprechenden Rückflußelektro-

de **26a**, dann der mittleren aktiven Elektrode **24b** und der entsprechenden Rückflußelektrode **26b** und schließlich der am meisten proximal gelegenen aktiven Elektrode **24c** und der entsprechenden Rückflußelektrode **26c**, wodurch eine allgemein zirkulierende Strömung erzeugt werden kann, welche das leitfähige Fluid **42** veranlaßt, am Katheterschaft **16** entlang in proximaler Richtung und dann an der Wandung **74** der Blase entlang in distaler Richtung zu strömen, um das in **Fig. 6** dargestellte Strömungsmuster zu vervollständigen.

[0058] Ein Vorteil der Steuerung der Fluidströmung besteht darin, daß Fluid mit hoher Temperatur in bestimmten Bereichen der Blase **18** konzentriert werden kann. Im in **Fig. 6** gezeigten Beispiel nimmt das am Katheterschaft **16** entlang strömende Fluid infolge seiner Nähe zu den Elektroden **24a** bis **24c** sowie **26a** bis **26c** die meiste Wärme auf. Umgekehrt kühlt das an der Wandung **74** der Blase entlang strömende Fluid ab. Eine solche Strömung hat den erwünschten Effekt der Konzentration des heißesten Fluids am proximalen Ende **86**, wobei sich das kühlere Fluid am distalen Ende **88** der Blase befindet. Bei Endometri- um-Abtragungs-Eingriffen ist grundsätzlich die größere Hitze an den dickeren Bereichen der Endometriumschicht **44** erforderlich. Wie in **Fig. 6** dargestellt, befinden sich die dicksten Bereiche der Endometriumschicht in der Nähe der Cervix **90**, d. h. am proximalen Ende der ausdehnbaren Blase **18**, wohin das heißeste leitfähige Fluid gerichtet wird. Umgekehrt befinden sich die dünnsten Bereiche der Endometriumschicht an der Rückseite des Uterus **92**, d. h. in der Nähe des distalen Teiles **88** der Blase **18** mit dem kühlestem leitfähigen Fluid.

[0059] In **Fig. 7** wirkt die Innenfläche **94** der ausdehnbaren Blase **18** als Rückflußelektrode, und die aktive Elektrode **24** ist am Ende des Katheterschaftes **16** positioniert. Die Blase **18** selbst kann aus einem leitfähigen Material geformt sein. Alternativ kann die Blase auch allgemein nicht leitfähig sein, aber eine leitfähige Innenfläche **94** aufweisen. Beispielsweise kann ein leitfähiges Material auf der Innenseite der Blase **18** aufgebracht sein, um eine leitfähige Innenfläche **94** zu bilden. Ein Beispiel wäre eine Sputterbeschichtung mit einem leitfähigen Material, wie Gold oder Silber.

[0060] Wenn Strom an die Einrichtung angelegt wird, fließt ein elektrischer Strom zwischen der aktiven Elektrode **24** und der leitfähigen Innenfläche **94** durch das leitfähige Fluid **42**. Das leitfähige Fluid wird bei diesem Vorgang aufgeheizt.

[0061] Wenn die leitfähige Innenfläche **94** der Blase **18** aus einem Material mit positivem Temperaturkoeffizienten besteht (d. h. es hat einen negativen Koeffizienten der Leitfähigkeit), wie beispielsweise Gold oder Silber, dann nimmt der spezifische Widerstand/die Impedanz der Innenfläche **94** mit steigender Temperatur zu. Somit wird der Strom zwangsläufig mehr zu einem kühleren Bereich **96** der Wandung **74** der Blase gezogen. Ein solches Verhalten ist be-

sonders vorteilhaft zum Abtragen von Gewebe, wie dem Endometrium-Belag **44** des Uterus **40**. Das Gewebe wird abgetragen, und es löst sich wegen seiner Fähigkeit, Wärme von der angrenzenden Blasenwand **74** zu absorbieren. Demzufolge wird ein Bereich der Blasenwand **96**, der an nicht abgetragenen Gewebe **98** anliegt, grundsätzlich kühler sein als ein Blasenwand-Bereich **100**, der unmittelbar auf abgelöstem Gewebe **102** aufliegt. Da die kühleren Bereiche der Blasenwand besser leitfähig sind, werden größere Anteile der elektrischen Leistung zum kühleren Wandbereich **96** geleitet, was zwangsläufig bewirkt, daß dem leitfähigen Fluid in der Nähe der Wand, d. h. zum nicht abgetragenen Gewebe **98** hin, mehr Wärme zugeführt wird, so daß die Abtragung des nicht abgetragenen Gewebes **98** gefördert wird. Umgekehrt heizt sich der das abgetragene Gewebe **102** überdeckende Teil **100** der Blasenwand auf, wodurch er einen größeren spezifischen Widerstand bzw. eine größere Impedanz erreicht und weniger elektrische Leistung in die leitfähige Flüssigkeit an dieser Stelle gerichtet wird. Somit wird jegliche Möglichkeit des Abtrennens von Gewebe reduziert, während sogar Gewebe-Ablösung gefördert wird.

[0062] Der obige Effekt wird weiter verstärkt, wenn ein Fluid mit negativem Temperaturkoeffizienten, wie beispielsweise eine Salzlösung, verwendet wird. Wenn der Fluß elektrischen Stromes zum kühleren Bereich **96** der Blasenwand zunimmt, wird sich die Temperatur des leitfähigen Fluids **104** in der Nähe des kühleren Teiles **96** der Blasenwand erhöhen, was zwangsläufig die Leitfähigkeit des heißeren Teiles des Fluids **104** erhöht. Somit wird ein relativ kühler Bereich **96** der Wand, der an ein Fluid **104** angrenzt, das eine höhere Durchschnittstemperatur hat, mehr elektrische Energie aufnehmen als ein wärmerer Wandbereich **100**.

[0063] Da die Blasenwand **74** im Kontakt mit dem Endometrium-Gewebe **44** ist, wird sie sich schneller abkühlen als das leitfähige Fluid genau an diesen Stellen im Inneren der Wand, insbesondere, wenn das darunterliegende Gewebe noch nicht abgetragen ist. Die Wärme wird leicht von dem erhitzten Fluid durch die Blasenwand in das nicht abgetragene Gewebe übertragen. Wenn jedoch das Gewebe abgetragen wird, wird der Wärmedurchgang zum Gewebe vermindert, und die Hitze beginnt sich in der Blasenwand aufzubauen. Wenn dies geschieht, nimmt der Stromfluß zur leitfähigen Innenwand ab, und die Fluid-Temperatur in der Nähe dieses Bereiches wird ebenfalls abnehmen. Dementsprechend wird die Einrichtung die Wirksamkeit der Gewebe-Abtragung maximieren und dem nicht abgetragenen Gewebe mehr thermische Energie zuführen.

[0064] **Fig. 8** zeigt eine Blase **18**, welche auf ihrer Innenfläche **108** eine Vielzahl von Einzel-Elektroden **106** aufweist. Die Einzel-Elektroden **106** sind Rückflußelektroden, und eine oder mehrere aktive Elektroden **24** sind in der Blase **18** positioniert. Jede der Rückflußelektroden **106** wird einzeln gesteuert. Bei-

spielsweise kann eine bestimmte Elektrode auf der Basis der Temperatur dieser bestimmten Elektrode und/oder der unmittelbar unter der Elektrode liegenden Blasenwand aktiviert werden. Wenn an einem Abschnitt der Blasenwand eine bestimmte Temperatur erreicht worden ist, würde die darauf befindliche Elektrode abgeschaltet, so daß dieser Stelle keine weitere Energie zugeführt würde. Somit kann die Einrichtung verwendet werden, um mehr Energie auf die kühleren Bereiche der Blasenwand **74** zu richten, ohne daß dies (wie in **Fig. 7**) auf der Wechselwirkung des Stromes mit dem Temperaturkoeffizienten einer leitfähigen Blasenwand zum Leiten der Energie beruht. Der Benutzer könnte die Aktivierung der einzelnen Elektroden auch direkt steuern, um ausgewählten Gewebe-Bereichen mehr oder weniger Energie zuzuführen, so daß bestimmte Gewebe-Bereiche bis zu einer größeren Tiefe abgetragen, einige Gewebe-Bereiche nur leicht und einige Gewebe-Bereiche gar nicht abgetragen werden könnten.

[0065] In **Fig. 8** ist die Blase **18** entsprechend einem Uterus-Hohlraum allgemein V-förmig. Jedoch kann eine Vielzahl von Blasenformen in Abhängigkeit vom speziellen Anwendungsfall bei verschiedenen Ausführungsformen der Erfindung angewandt werden. Darüber hinaus können die Typen der Blasen und die dazu verwendeten Materialien stark variieren. Die Blasen können aus dehnbaren Materialien, wie aus heißvulkanisiertem Gummi oder grundsätzlich nicht dehnbaren Materialien bestehen.

[0066] Bei einer weiteren in den **Fig. 9a** bis **9c** dargestellten Ausführungsform der Erfindung ist die Blase durch einen dehnbaren Käfig **110** ersetzt. Der Käfig **110** kann aus den verschiedensten Materialien bestehen und die verschiedensten Anordnungen haben, wie beispielsweise aus einem einfachen Stahl "Molly Bolt" oder einer ähnlichen Konstruktion. Der Käfig **110** umgibt die Elektrodenanordnung **20**, welche bei der Ausführungsform von **Fig. 9a** eine aktive Elektrode **24** und eine Rückflußelektrode **26** umfaßt. Bei der Anwendung wird der dehnbare Käfig **110** in einer zusammengefalteten Einführungs-Anordnung belassen, wenn der Katheterschaft **16** in den Körperhohlraum eingeführt wird, wie es in **Fig. 9a** an einem Uterus-Hohlraum **112** dargestellt ist. Wenn er sich innerhalb des Uterus-Hohlraumes **112** befindet, wird der ausdehnbare Käfig **110** zu seiner entfalteten Anordnung gedehnt, wie es in **Fig. 9b** dargestellt ist. Der ausdehnbare Käfig **110** dient dazu, den Uterus-Hohlraum **112** offen zu halten, und der ausgedehnte Hohlraum wird zumindest teilweise mit dem leitfähigen Fluid **42** gefüllt. Da das leitfähige Fluid **42** nicht dazu dient den Uterus-Hohlraum **112** offen zu halten, ist der Fluid-Druck niedrig genug, so daß nicht viel Fluid durch die Uterus-Wand **114** hindurch von der Patientin absorbiert wird.

[0067] Wenn die Elektrodenanordnung **20** aktiviert wird, steigt die Temperatur des leitfähigen Fluids **42** an, und die Wandung des Uterus-Gewebes wird abgetragen. Wenn das leitfähige Fluid **42** einen hohen

Druck hätte, wie er nötig wäre, um den Uterus-Hohlraum **112** allein durch den Fluid-Druck auszudehnen, dann könnte das erhitzte leitfähige Fluid **42** leicht durch die Uterus-Wand **114** gepreßt werden, was unerwünschte thermische Schäden verursachen würde. Da jedoch der ausdehnbare Käfig **110** dazu dient den Uterus-Hohlraum **112** offen zu halten, kann das leitfähige Fluid einen relativ geringen Druck haben, so daß nur kleine Mengen des leitfähigen Fluids **42** in die Uterus-Gewebe-Wand **114** gepreßt werden.

[0068] Die Elektrodenanordnung **20** in den Fig. 9a bis 9c besteht aus einer bipolaren Elektrodenanordnung mit einer aktiven Elektrode **24** und einer Rückflußelektrode **26**. Eine solche Elektrodenanordnung könnte nicht nur zum Erhitzen des leitfähigen Fluids **42** sondern auch zur Durchführung zielgerichteter Eingriffe am Uterus oder anderen Körperhöhlräumen, wie der Entfernung von Fibromyomen oder Tumoren angewandt werden.

[0069] Erfindungsgemäß hat der Katheterschaft **16** innerhalb des ausdehnbaren Käfigs **110** einen gewissen Bewegungsbereich, wie es in Fig. 9c dargestellt ist, bzw. er kann sogar aus dem Käfig **110** entfernt und wieder in diesen eingeführt werden. Der ausdehnbare Käfig **110** kann zwischen den Käfigstangen **118** große Öffnungen **116** aufweisen, um dem Benutzer den Zugang mit der Elektrodenanordnung **20** zur Uterus-Gewebe-Oberfläche **114** zu ermöglichen, wie es erforderlich werden kann, um bestimmte Bereiche der Uterus-Oberfläche selektiv zu behandeln. Somit ermöglicht es der ausdehnbare Käfig **110** der Fig. 9c dem Benutzer, den Uterus-Hohlraum **112** mittels des ausdehnbaren Käfigs **110** zu dehnen, um an der Uterus-Wand **114** mittels einer bipolaren Elektrodenanordnung **20** zielgerichtete Eingriffe (wie beispielsweise die Entfernung von Fibromyomen und Tumoren) durchführen zu können und die gleiche Elektrodenanordnung **20** dann zum Erhitzen des leitfähigen Fluids **42** zu nutzen, um Endometrium-Gewebe **44** abzutragen.

[0070] Die Anwendung eines Katheters, der in einem ausdehnbaren Element verschiebbar ist, ist besonders vorteilhaft in Kombination mit einem Endoskop oder einer ähnlichen Vorrichtung zur Betrachtung des Körperhohlraumes. Beispielsweise kann der Benutzer eine Betrachtungseinrichtung benutzen, um festzustellen, ob alle Bereiche der Gewebe-Wandung ordnungsgemäß abgetragen sind. Nach der Feststellung von Bereichen, die nicht vollständig abgetragen sind, kann der Benutzer die Elektrodenanordnung in der Nähe des bzw. am nicht abgetragenen Gewebe positionieren, um dadurch die Erhitzung des nicht abgetragenen Gewebes zu maximieren.

[0071] Der bewegliche Katheterschaft kann benutzt werden, um auf Gewebe zu zielen, wenn der ausdehnbare Käfig **110** der Fig. 9a bis 9c benutzt wird, was es ermöglicht, das Gewebe während des Eingriffes zu beobachten. Der bewegliche Katheterschaft kann jedoch auch bei einer ausdehnbaren Blase angewandt werden, insbesondere, wenn diese im we-

sentlichen durchsichtig ist, so daß der Benutzer das darunterliegende Gewebe durch die Blasenwand betrachten kann. Wenn der Benutzer feststellt, daß bestimmte Gewebebereiche nicht abgetragen wurden, kann er die Elektrodenanordnung in die Nähe desjenigen Bereiches der Blasenwand manövrieren, der unmittelbar auf dem nicht abgetragenen Gewebe aufliegt und dadurch die diesem nicht abgetragenen Gewebe zugeführte Hitze erhöhen.

[0072] Wiederum wird auf Fig. 9c Bezug genommen, wo ein spezieller Teil des Uteruswand-Gewebes für die gezielte Behandlung durch einen Käfigstab **118** abgedeckt ist, und der Benutzer könnte den ganzen Käfig **110** neu positionieren, um Zugang zu dem Gewebeteil zu erlangen. Als Alternative könnte der ausdehnbare Käfig **110** mit Käfigstangen **118** aufgebaut sein, welche einzeln bewegt werden können, ohne daß der ganze Käfig **110** neu positioniert werden muß. Somit könnte ein einzelner störender Käfigstab **118** bewegt werden, um Zugang zu einem gewünschten Gewebe-Bereich zu erlangen.

[0073] Bei der Ausführungsform von Fig. 10 ist die aktive Elektrode **24** an der distalen Spitze des Katheterschaftes **16** gelegen, aber der ausdehnbare Käfig **110** selbst dient als Rückflußelektrode. Eine solche Ausführungsform funktioniert ähnlich wie die Blase mit leitfähiger Innenfläche, die in Fig. 7 dargestellt ist. Wenn Teile des Gewebes abgetragen sind, erhöhen benachbarte Teile des Käfigs, welche als leitfähige Rückflußelektroden wirken, ihre Temperatur, wodurch sich die Impedanz bzw. der spezifische Widerstand erhöht.

[0074] Demzufolge wird den Bereichen des Käfigs, angrenzend an das abgetragene Gewebe, weniger Energie und den Bereichen des Käfigs, die an abgetragenes Gewebe angrenzen, mehr Energie zugeführt.

[0075] Wie bei Fig. 8 könnte der ausdehnbare Käfig von Fig. 10 einzelne Elektroden haben, die einzeln gesteuert werden, so daß einzelne Elektroden auf Grund der Temperatur, nach Auswahl des Benutzers oder auf Grund anderer Faktoren selektiv abgeschaltet werden könnten. Beispielsweise könnten einzelne Käfigstangen **118** jeweils eine einzeln gesteuerte Elektrode bilden. In entsprechender Weise könnten einzelne Segmente **120** von Käfigstangen **118** jeweils eine einzeln angesteuerte Elektrode sein.

[0076] Fig. 11 zeigt eine Ausführungsform einer Pumpelektroden-Konstruktion mit einer Elektrodenanordnung **20**, mit einer aktiven Elektrode **24** und einer Rückflußelektrode **26**, die durch einen Isolierkörper **70** getrennt sind. Das spezielle dargestellte Beispiel hat eine aktive Elektrode **24** koaxial zur sie teilweise umgebenden Rückflußelektrode **26**. Die aktive Elektrode **24** ist von einem Isolierkörper **70** umgeben, wobei nur die Spitze **122** der aktiven Elektrode **24** freiliegt. Der Isolierkörper **70** ergibt einen teilweisen Einschluß **124** um die freiliegende Spitze **122** der aktiven Elektrode **24**.

[0077] Wenn an die Elektrodenanordnung **20** genü-

gend Leistung angelegt wird, bildet sich in dem teilweisen Einschluß **124** über der freiliegenden Spitze **122** der aktiven Elektrode **24** eine Dampfhülle **126**. Durch Steuerung der Leistung, welche der Elektrodenanordnung zugeführt wird, kann die Dampfhülle **126** zum Pulsieren oder zum Oszillieren gebracht werden. Die Oszillationen der Dampfhülle **126**, bei welchen dieselbe in Richtung der Längsachse **128** der Elektrodenanordnung **20** sich ausdehnt und zusammenzieht, können extrem energiereich sein. Unter bestimmten Betriebsbedingungen bildet sich die Dampfhülle **126** über der Spitze **122** der aktiven Elektrode und dehnt sich dann aus, um den teilweisen Einschluß **124** auszufüllen. Wenn sich die Front **130** der Dampfhülle aus dem teilweisen Einschluß **124** heraus ausdehnt, fließt das leitfähige Fluid hinter die Dampf-Front **130** und bringt die Dampfhülle **126** dadurch teilweise zum Kollabieren. Der Zyklus wiederholt sich dann, wobei sich die Dampfhülle **126** abwechselnd ausdehnt und kollabiert.

[0078] Somit erzeugen die Schwingungen der Dampfhülle **126**, kombiniert mit dem teilweisen Einschluß **124**, eine physikalische Pumpwirkung, wodurch eine Strömung von der aktiven Elektrode **24** weg in Richtung der Längsachse **128** erzeugt wird. Die Pump-Elektroden-Ausführungsform kann in Kombination mit dem in **Fig. 9c** dargestellten beweglichen Katheter angewandt werden. Der Benutzer kann die Pump-Elektrodenanordnung in die Nähe ausgewählten Gewebes manövrieren und einen Strom heißen Fluids auf das ausgewählte Gewebe konzentrieren.

[0079] **Fig. 12** zeigt eine andere Ausführungsform einer Elektrodenanordnung **20**, welche eine Düse **132** aufweist, welche die Pumpwirkung der Elektrodenanordnung **20** verstärkt. Die Düse **132** ist in Verbindung mit einer Elektrodenanordnung **20** dargestellt, welche die Hitze derselben zum Richten der Fluidströmung nutzt. Jedoch kann die Düse **132** auch zusammen mit der Pump-Elektrode benutzt werden, wie sie in **Fig. 11** dargestellt ist, oder mit einer Elektrode, welche das Fluid unter Nutzung des magneto-hydrodynamischen Effektes bewegt.

[0080] Die Düse **132** kann verschiedene Strahltrieb-Verfahren, wie beispielsweise die Strahlrohr-Theorie, nutzen. Die Düse **132** kann eine Venturi-Düse oder eine ähnliche Einrichtung sein, welche dazu dient, den von der Elektrodenanordnung **20** erzeugten Fluidstrom zu konzentrieren und zu richten. Bei der in **Fig. 12** dargestellten Ausführungsform ist die Düse **132** eine Venturi-Düse mit einem engen Hals **134**, in welchem die Elektrodenanordnung **20** plaziert ist. Stromabwärts vom Hals **134** kann ein Diffusor **136** angeordnet sein. Wenn in einer bestimmten Weise Leistung an die Elektrodenanordnung **20** angelegt wird, heizt sich das Fluid im Hals auf, und es entsteht eine Strömung entlang der Längsachse der Elektrodenanordnung **20** in Richtung zum Diffusor **136**.

[0081] Die Düse kann auch in Kombination mit dem

beweglichen Katheter nach **Fig. 9c** benutzt werden. Der Benutzer könnte dadurch die Düse und die Elektrodenanordnung in die Nähe von ausgewähltem Gewebe manövrieren und einen Strom heißen Fluids darauf konzentrieren.

[0082] Anzumerken ist noch, daß die hier dargestellte und beschriebene Erfindung auch mit umgekehrter Polarität funktionieren würde, so daß die aktiven Elektroden zu Rückflußelektroden und die (früheren) Rückflußelektroden zu aktiven Elektroden würden.

[0083] Obwohl bevorzugte und alternative Ausführungsformen der Erfindung beschrieben und dargestellt wurden, können an der Erfindung Änderungen und Anpassungen durch Anwendung von Fachwissen vorgenommen werden, ohne daß eine erfinderische Tätigkeit ausgeübt wird. Es versteht sich, daß verschiedene Änderungen in Form und Detail sowie in der Anwendung der vorliegenden Erfindung innerhalb des Schutzzumfanges der angefügten Ansprüche liegen können.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Behandeln von Gewebe an einer ausgewählten Operationsstelle, wobei die Vorrichtung eine ausdehnbare Einrichtung (**110**), die von einer Zuführungskonfiguration zu einer ausgedehnten Konfiguration ausdehnbar ist, einen Schaft (**60**), der durch eine Öffnung in der ausdehnbaren Einrichtung verläuft, um ein distales Ende (**22**) desselben in der ausdehnbaren Einrichtung anzuordnen, und eine Elektrodenanordnung (**20**) an dem distalen Ende des Schafts aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Schaft in der ausdehnbaren Einrichtung bewegt werden kann, um die Elektrodenanordnung in der Nähe von einem spezifischen Zielgewebe zu positionieren.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher der Schaft so konfiguriert ist, daß er sich in Längsrichtung in der ausdehnbaren Einrichtung bewegt.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, bei welcher die ausdehnbare Einrichtung ein ausdehnbarer Käfig (**110**) ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, bei welcher die ausdehnbare Einrichtung eine ausdehnbare Blase (**18**) ist.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei welcher die Elektrodenanordnung wenigstens eine aktive Elektrode (**24**) und wenigstens eine Rückflußelektrode (**26**) aufweist.

Es folgen 11 Blatt Zeichnungen

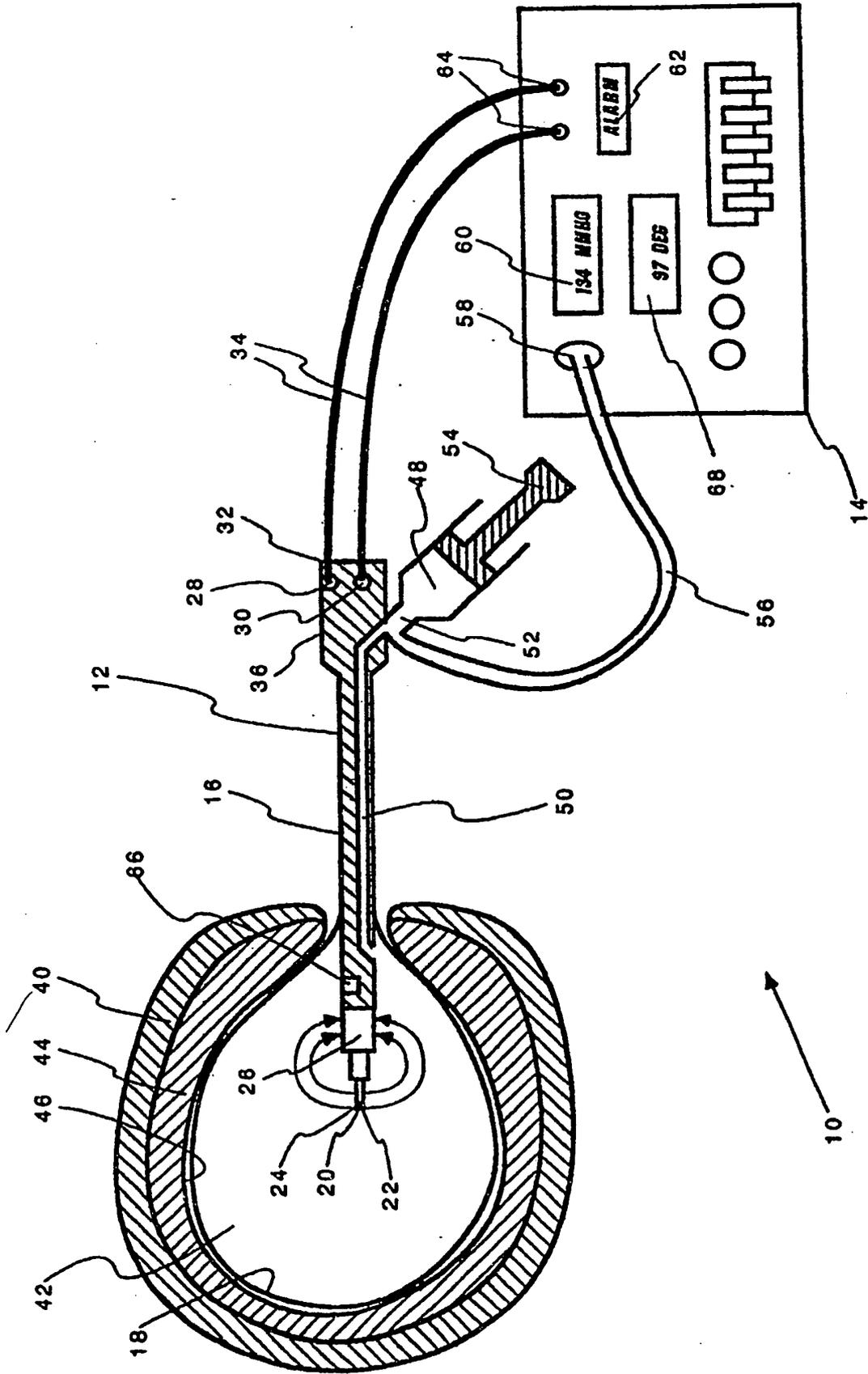


FIGURE 1

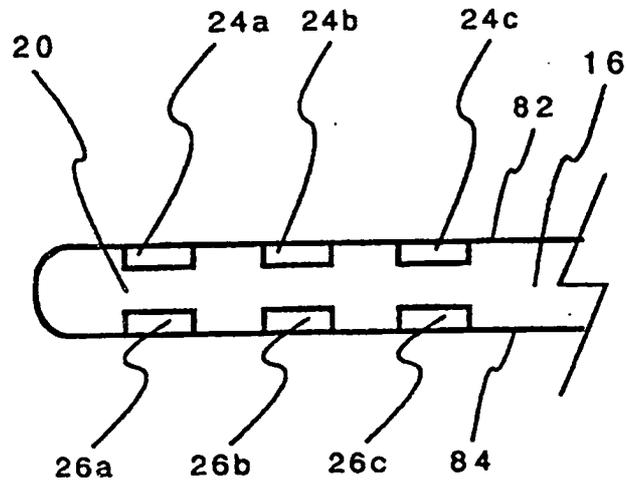


FIGURE 4

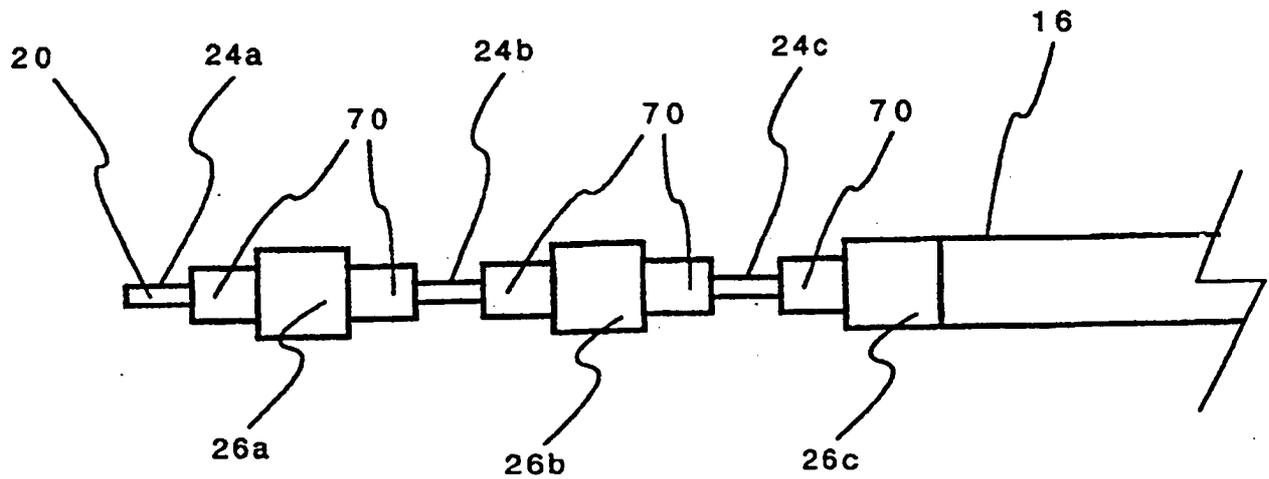


FIGURE 5

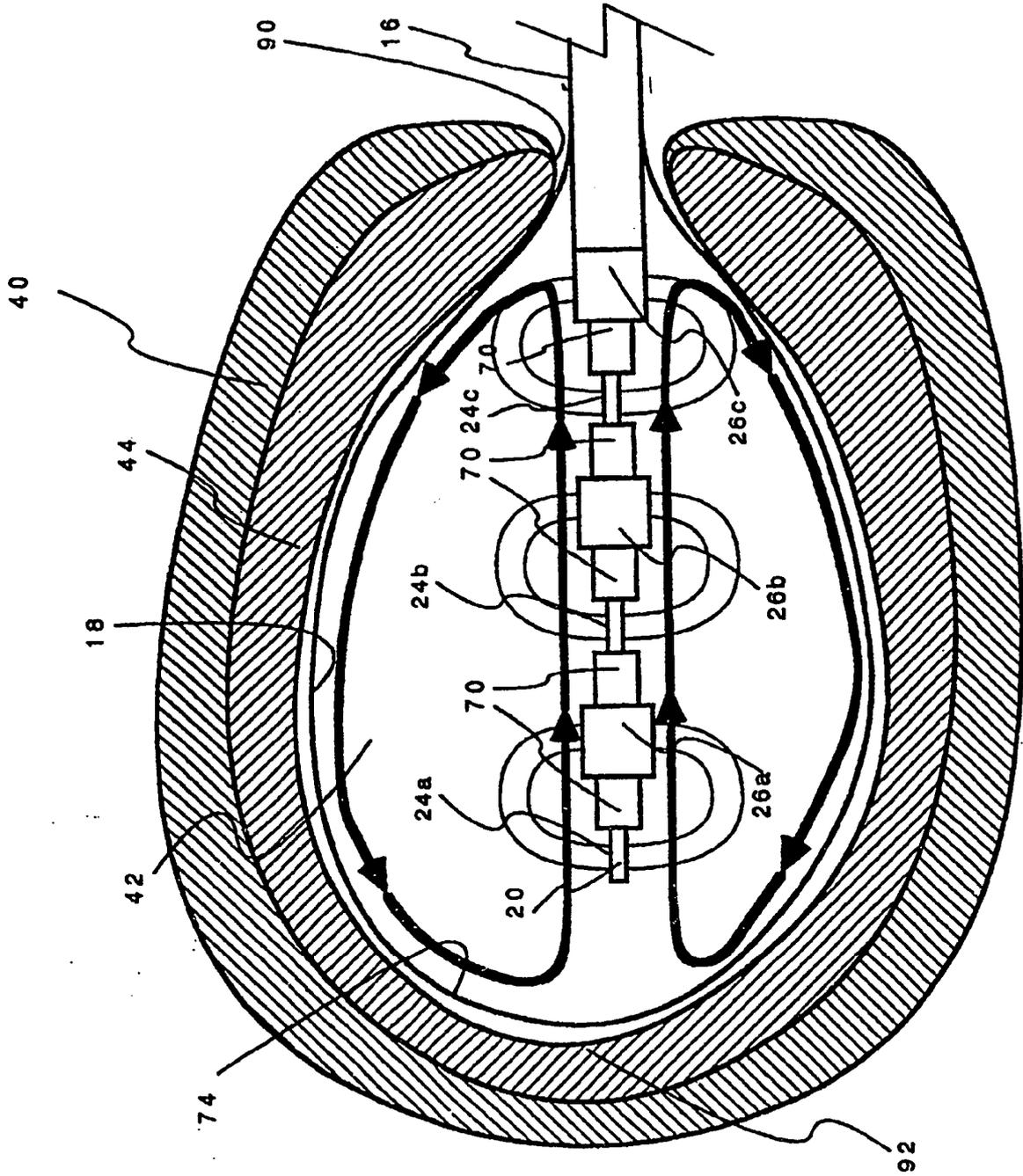


FIGURE 6

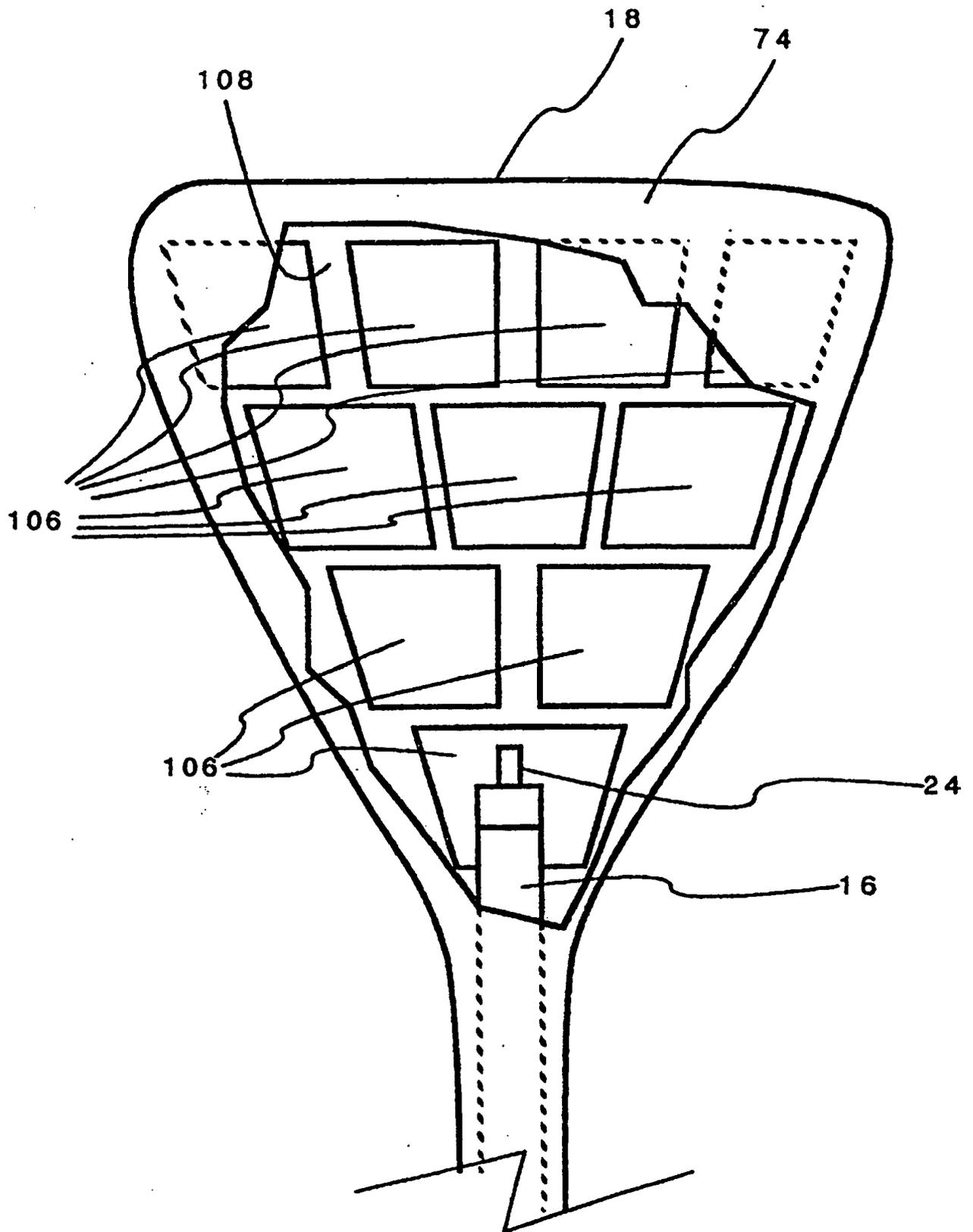


FIGURE 8

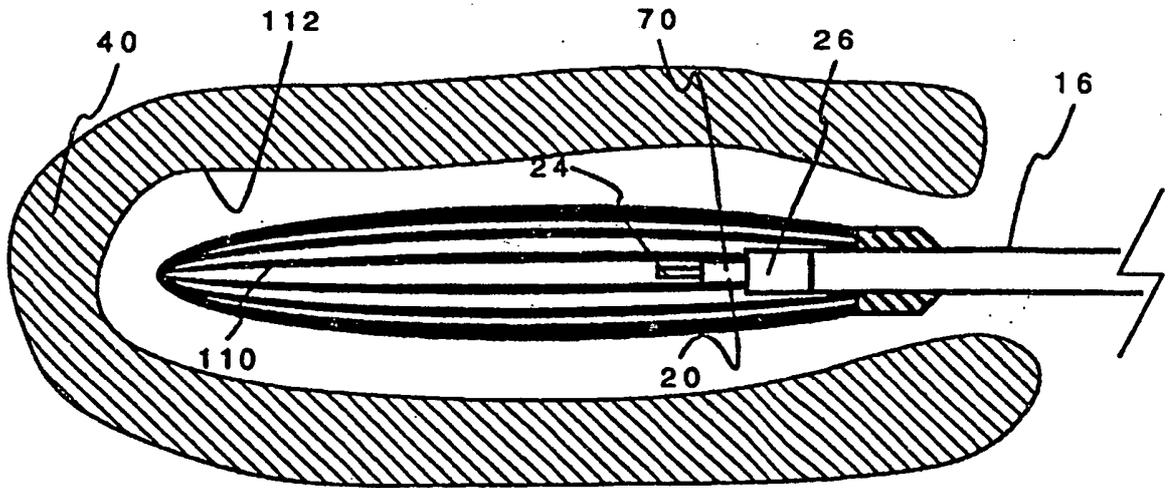


FIGURE 9a

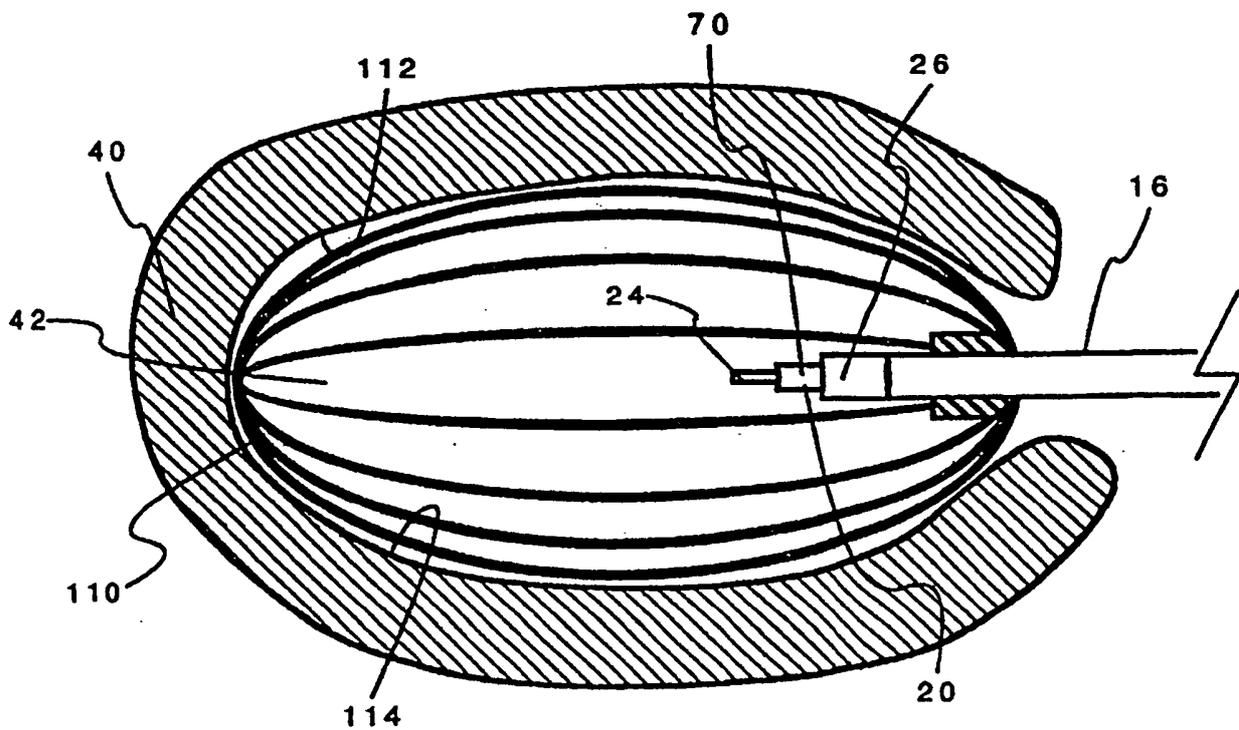


FIGURE 9b

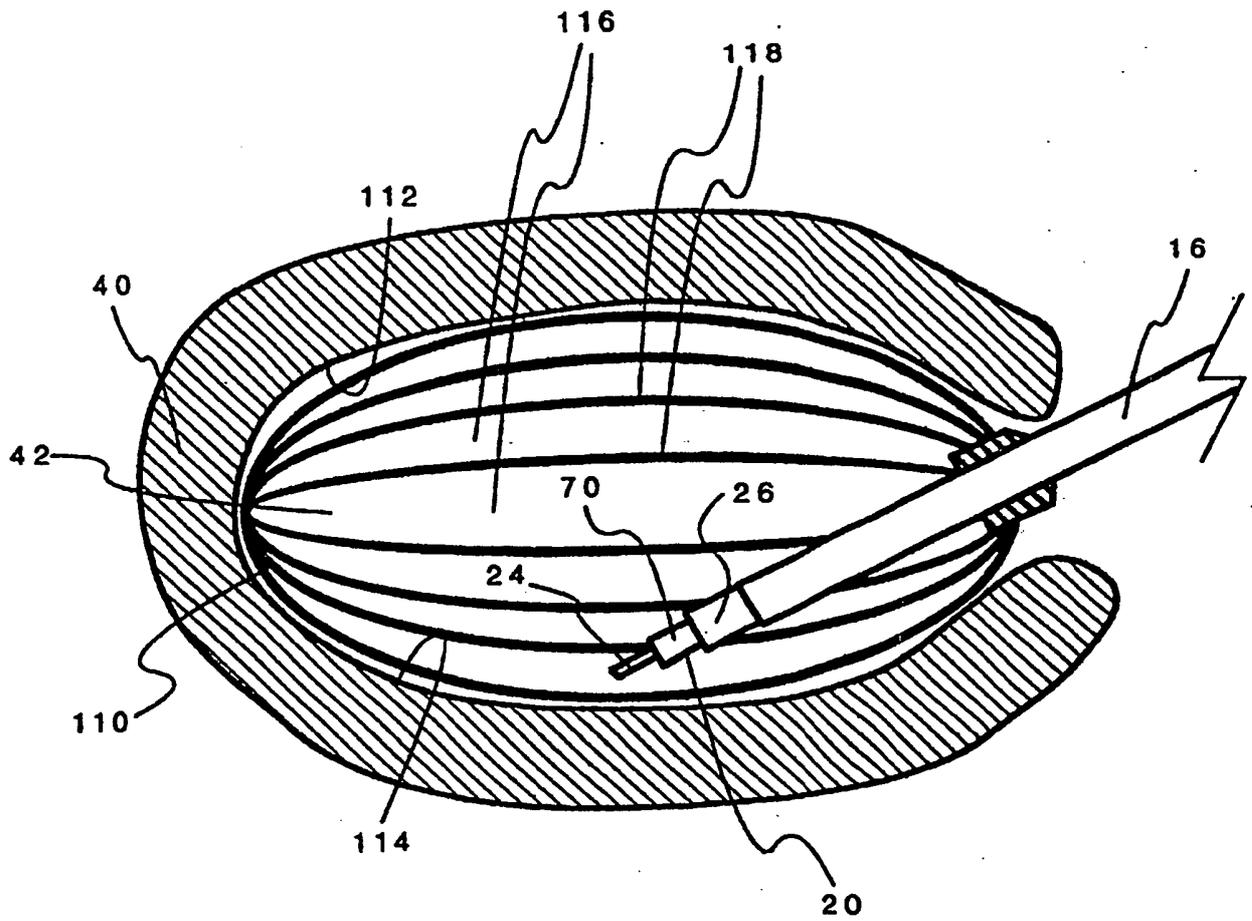


FIGURE 9c

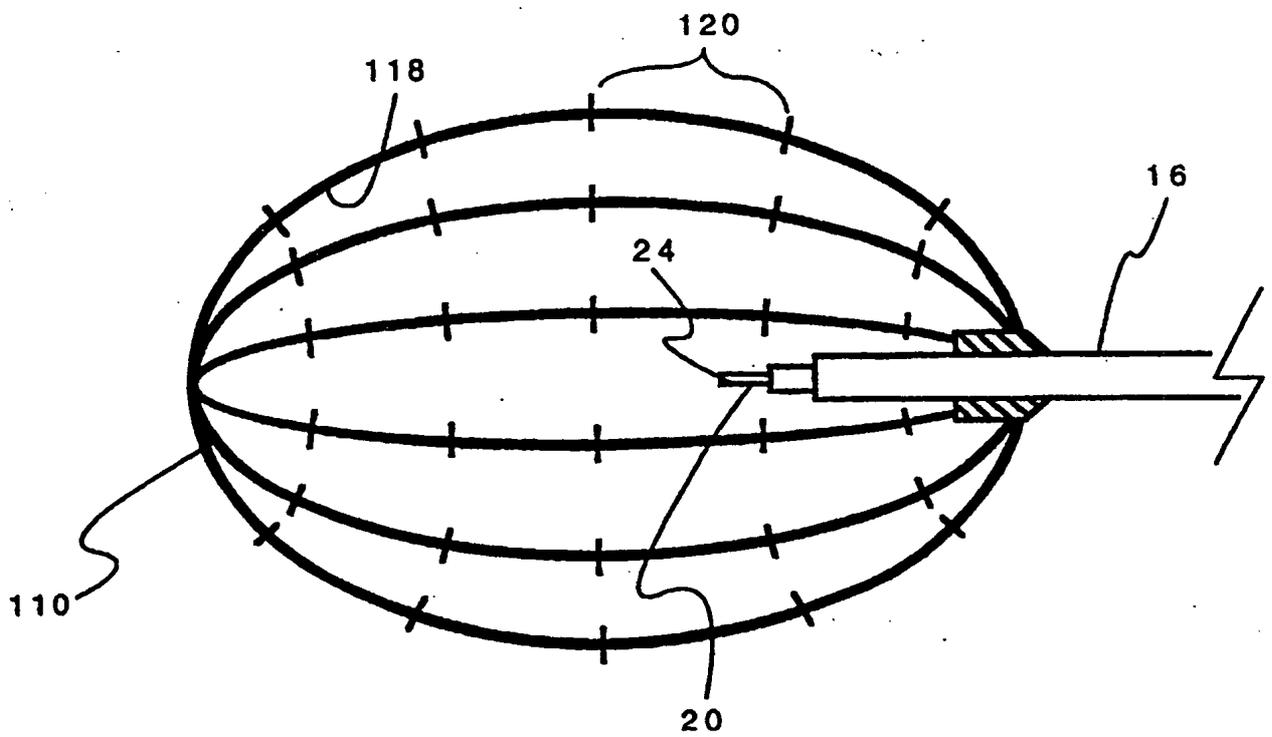


FIGURE 10

FIG. 11

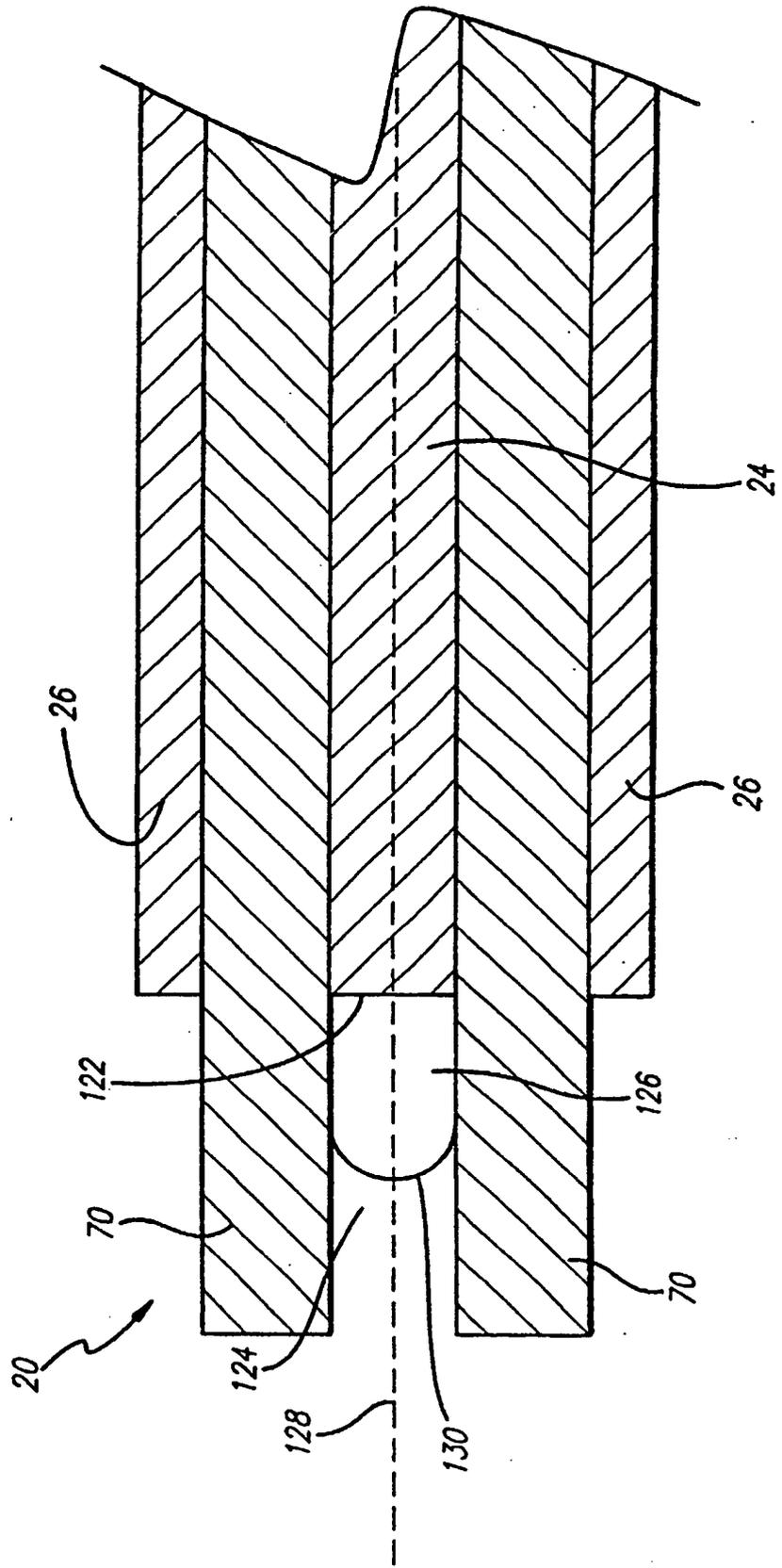


FIG. 12

