



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 697 33 556 T2 2006.07.20

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 0 898 465 B1

(51) Int Cl.⁸: **A61B 18/12 (2006.01)**

(21) Deutsches Aktenzeichen: 697 33 556.9

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/US97/05927

(96) Europäisches Aktenzeichen: 97 917 166.7

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 1997/038637

(86) PCT-Anmeldetag: 10.04.1997

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 23.10.1997

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 03.03.1999

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 15.06.2005

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 20.07.2006

(30) Unionspriorität:

632516 12.04.1996 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LI,
LU, MC, NL, PT, SE

(73) Patentinhaber:

Cytyc Surgical Products, Palo Alto, Calif., US

(72) Erfinder:

TRUCKAI, Csaba, Sunnyvale, US; AUTH, C.,
David, Kirkland, US

(74) Vertreter:

Blumbach Zinngrebe, 65187 Wiesbaden

(54) Bezeichnung: FEUCHTIGKEITSFÖRDERUNGSSYSTEM FÜR BERÜHRUNGSELEKTROKOAGULATION

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 eingelebt, 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 vorliegende Erfindung betrifft eine Ablations- und/oder Koagulationsvorrichtung für den Einsatz beim Zuführen von Energie zu Gewebe zur Ablation, wobei die Vorrichtung Folgendes umfasst: ein Elektrodentragelement; Elektroden an dem Elektrodentragelement; und eine mit den Elektroden gekoppelte Funkfrequenzenergiequelle.

[0002] Die Ablation der Innenauskleidung eines Körperorgans ist ein Verfahren, das die Erhitzung der Organauskleidung auf Temperaturen beinhaltet, die die Zellen der Auskleidungs- oder Koagulatgewebeproteine für Hämostase zerstört. Ein solches Verfahren kann als Behandlung von einem oder vielen Zuständen ausgeführt werden, wie z.B. chronische Blutung der Endometriumschicht des Uterus oder Abnormalitäten der Schleimschicht der Gallenblase. Existierende Verfahren zum Bewirken einer Ablation beinhalten eine Zirkulation eines erhitzen Fluids innerhalb des Organs (direkt oder in einem Ballon), Laserbehandlung der Organauskleidung und Widerstandserhitzung durch Applizieren von RF-Energie auf das zu abladierende Gewebe.

[0003] Das US-Patent 5,084,044 beschreibt eine Vorrichtung zur Endometriumbablation, in der ein Ballon in den Uterus eingeführt wird. Dann wird erhitztes Fluid durch den Ballon geleitet, um diesen in Kontakt mit dem Endometrium auszudehnen und das Endometrium thermisch zu abladieren. Das US-Patent 5,443,470 beschreibt eine Vorrichtung zur Endometriumbablation, in der ein ausdehnbarer Ballon mit Elektroden auf seiner Außenfläche vorgesehen wird. Nach dem Positionieren der Vorrichtung im Uterus wird der Ballon mit einem/nichtleitenden Gas oder Flüssigkeit gefüllt, so dass der Ballon die Elektroden im Kontakt mit der Endometrioberfläche drückt. Den Elektroden wird RF-Energie zugeführt, um das Endometriumgewebe durch Widerstandserhitzung zu abladieren. Eine ähnliche Vorrichtung wird mit Bezug auf [Fig. 13](#) in der WO 95/32011 beschrieben.

[0004] Diese Ablationsvorrichtungen reichen zum Durchführen von Ablationsverfahren aus. Da es jedoch keine Datenrückmeldung gibt, um dem Chirurgen anzuzeigen, wie weit die Gewebeablation fortgeschritten ist, kann die Regelung der Ablationstiefe und des Ablationsprofils mit solchen Vorrichtungen nur durch Annahme erfolgen.

[0005] So ist beispielsweise das Verfahren mit erhitztem Fluid ein sehr passives und ineffektives Erhitzungsverfahren, das auf der Wärmeleitfähigkeit des Gewebes beruht. Dieser Prozess berücksichtigt keine Variationen von Faktoren wie das Ausmaß des Kontakts zwischen dem Ballon und dem darunterliegenden Gewebe, oder von Kühlereffekten wie denen der Blutzirkulation durch das Organ. RF-Ablationstechniken können eine effektivere Ablation erzielen, da sie auf einer aktiven Erhitzung des Gewebes mit RF-Energie beruhen, aber die Ablationstiefe kann derzeit mit RF-Techniken von einem Arzt nur geschätzt werden, da in Bezug auf die tatsächliche Ablationstiefe keine Rückmeldung erfolgt.

[0006] Sowohl die Techniken mit erhitztem Fluid als auch die neuesten RF-Techniken müssen mit großer Vorsicht erfolgen, um eine Überablation zu vermeiden. Bei diesen Ablationsverfahren wird normalerweise die Gebeoberflächentemperatur überwacht, um zu gewährleisten, dass die Temperatur 100°C nicht überschreitet. Wenn die Temperatur 100°C überschreitet, dann beginnt das Fluid im Gewebe zu kochen und erzeugt dadurch Dampf. Da Ablation in einem geschlossenen Körperhohlraum durchgeführt wird, kann der Dampf nicht entweichen und dringt daher tief in das Gewebe ein oder kann in Bereiche neben dem zu abladierenden Bereich passieren, was eine Embolie oder eine unabsichtliche Verbrennung verursachen kann.

[0007] Darüber hinaus erzeugt das in den RF-Vorrichtungen des Standes der Technik aus dem Gewebe gesaugte Wasser einen Leitungspfad, durch den Strom fließen kann, der durch die Elektroden wandert. Dies kann verhindern, dass der Strom in das zu abladierende Gewebe wandert. Außerdem bewirkt die Anwesenheit dieses Strompfades um die Elektroden, dass Strom kontinuierlich von den Elektroden gezogen wird. Der Strom erhitzt die aus dem Gewebe gesaugte Flüssigkeit und macht den Ablationsprozess somit zu einem passiven Erhitzungsverfahren, in dem die erhitzte Flüssigkeit um die Elektroden verursacht, dass eine thermische Ablation weit über die gewünschten Ablationstiefen hinaus fortgesetzt wird. Ein intravaskulärer Ablationskatheter mit Öffnungen, durch die eine zuvor injizierte Spülflüssigkeit mit Blut und eventuellen Partikeln der abladierten Läsion gemischt wird, können mit Unterdruck abgesaugt werden, wie im US-Patent 4 976 711 beschrieben ist.

[0008] Ein weiteres Problem mit Ablationsvorrichtungen des Standes der Technik besteht darin, dass es für den Arzt schwierig ist herauszufinden, wann die Ablation bis zu einer gewünschten Tiefe im Gewebe fortgeschritten ist. Es kommt daher häufig vor, dass bei einem Ablationsverfahren zu viel oder zu wenig Gewebe abladiert wird.

[0009] Es ist daher wünschenswert, eine Ablationsvorrichtung bereitzustellen, die das oben beschriebene Problem von Dampf- und Flüssigkeitsaufbau am Ablationsort eliminiert. Es ist ferner wünschenswert, ein(e) Ablationsverfahren und -vorrichtung bereitzustellen, mit dem/der die Ablationstiefe reguliert werden kann und die die Ablation automatisch beendet, sobald die gewünschte Ablationstiefe erreicht ist.

[0010] Das US-Patent 5,505,730 beschreibt eine Ablationsvorrichtung der eingangs beschriebenen Art, in der das Elektrodentragelement die Form eines sich an die Form anpassenden Elementes aus einem anpassungsfähigen Material wie einem Schaumstoffmaterial hat, gestützt durch einen Ballon. Die Elektroden werden als eine Array auf eine leitende Oberfläche des sich an die Form anpassenden Elementes aufgebracht. Ein elektrolytisches Fluid wird in den Ballon gepumpt und passiert durch Löcher im Ballon in das sich an die Form anpassende Element, durch das es in das zu abladierende Organ passiert. Funkfrequenzleistung wird durch individuelle Zuführungsleitungen zu den Elektroden geführt, so dass Funkfrequenzenergie durch Elektroden und die elektrolytische Flüssigkeit zur Innenfläche des zu abladierenden Organs geleitet wird.

[0011] Das US-Patent 5,374,261 beschreibt eine Ablations- und/oder Koagulationsvorrichtung, in der Elektroden in der Form von elektrisch leitenden festen Abzweigungen schräg von einem röhrenförmigen, elektrisch leitenden Strang verlaufen, der axial durch einen stumpfendigen festen Zylinder aus Schwammmaterial verläuft. Die festen Abzweigungen enden an Spitzen an der peripheren Oberfläche des Schwammmaterials. Eine elektrochirurgische Sonde kann durch den röhrenförmigen Strang geleitet werden, so dass eine unipolare elektrochirurgische Vorrichtung mit mehreren Elektroden erzeugt wird, die an der peripheren Oberfläche des Schwammmaterials definiert werden. Gemäß der Beschreibung ist diese Vorrichtung nützlich zum Koagulieren von großen Oberflächenbereichen wie Zystenhohlräumen oder dem Endometrium des Uterus. Das Schwammmaterial und die festen Elektroden können so konfiguriert werden, dass sie sich an die Form eines anatomischen Hohlraums anpassen. In der US 5,374,261 wird auch vorgeschlagen, dass eine weitere Vorrichtung einen röhrenförmigen Strang oder Rücken hat, der mit einem Verbinder mit einer Kupplung versehen ist, die so gestaltet ist, dass sie mit einer Saugquelle kommuniziert und eine selektive oder kontinuierliche Drainage von Körperfluiden durch den röhrenförmigen Strang oder Rücken ermöglicht, der mit Löchern für eine solche Drainage aus dem Schwammmaterial versehen ist.

[0012] Gemäß der vorliegenden Erfindung wird eine Ablations- und/oder Koagulationsvorrichtung wie nachfolgend in Anspruch 1 definiert bereitgestellt, auf den nunmehr Bezug genommen werden sollte.

[0013] In einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung für die Verwendung bei der Durchführung einer Ablation oder Koagulation von Organen und sonstigem Gewebe ist das Elektrodentragelement im Wesentlichen für Feuchtigkeit und Gase wie Dampf durchlässig und passt sich an die Form des Körperhohlraums an. In dem Elektrodentragelement befinden sich Saugmittel, die die Beseitigung von Feuchtigkeit und/oder Gas und/oder Flüssigkeit unterstützen, die/das während des Ablationsverfahrens vorhanden ist oder erzeugt wird. Eine Array von Elektroden ist auf der Oberfläche des Elektrodentragelementes montiert und so angeordnet, dass eine Ablation bis zu einer vorbestimmten Tiefe erzeugt wird. Die Elektroden können mit Mitteln zum veränderlichen Regulieren der Ablationstiefe durch Ändern der Elektrodendichte oder des Mittenabstands versehen werden.

[0014] Nach dem Platzieren der Ablationsvorrichtung in Kontakt mit dem zu abladierenden Gewebe wird ein RF-Generator zum Zuführen von RF-Energie zu den Elektroden verwendet, um dadurch einen Stromfluss von den Elektroden zu dem zu abladierenden Gewebe zu induzieren. Während der Strom das Gewebe erhitzt, verlässt die Feuchtigkeit (wie z.B. Dampf oder Flüssigkeit) das Gewebe, so dass das Gewebe entwässert wird. Die Feuchtigkeitsdurchlässigkeit des Elektrodentragelementes lässt es zu, dass die Feuchtigkeit den Ablationsort verlässt, so dass verhindert wird, dass Feuchtigkeit einen Leitungspfad für den Strom bildet.

[0015] Die Erfindung wird nachfolgend beispielhaft mit Bezug auf die Begleitzzeichnungen beschrieben. Dabei zeigt:

[0016] [Fig. 1](#) einen Aufriss einer Ablationsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung, wobei der Griff im Querschnitt dargestellt ist und der RF-Applikatorkopf in einem geschlossenen Zustand ist;

[0017] [Fig. 2](#) einen Aufriss einer Ablationsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung, wobei der Griff im Querschnitt dargestellt ist und der RF-Applikatorkopf in einem offenen Zustand ist;

[0018] [Fig. 3](#) einen Seitenriss der Ablationsvorrichtung von [Fig. 2](#);

[0019] [Fig. 4](#) eine Draufsicht auf die Ablationsvorrichtung von [Fig. 2](#);

[0020] [Fig. 5A](#) einen Aufriss des Applikatorkopfes und eines Abschnitts des Hauptkörpers der Ablationsvorrichtung von [Fig. 2](#), wobei der Hauptkörper im Querschnitt dargestellt ist;

[0021] [Fig. 5B](#) eine Querschnittsansicht des Hauptkörpers entlang der Ebene 5B-5B von [Fig. 5A](#);

[0022] [Fig. 6](#) eine schematische Darstellung eines Uterus, die die Ablationsvorrichtung von [Fig. 1](#) nach dem Einführen der Vorrichtung in den Uterus, aber vor dem Zurückziehen der Einführungshülle und der Aktivierung der Federelemente zeigt;

[0023] [Fig. 7](#) eine schematische Darstellung eines Uterus, die die Ablationsvorrichtung von [Fig. 1](#) nach dem Einführen der Vorrichtung in den Uterus und nach dem Zurückziehen der Einführungshülle und dem Ausdehnen des RF-Applikatorkopfes zeigt;

[0024] [Fig. 8](#) eine Querschnittsansicht des RF-Applikatorkopfes und des distalen Teils des Hauptkörpers der Vorrichtung von [Fig. 1](#), die den RF-Applikatorkopf im geschlossenen Zustand zeigt;

[0025] [Fig. 9](#) eine Querschnittsansicht des RF-Applikatorkopfes und des distalen Teils des Hauptkörpers der Vorrichtung von [Fig. 1](#), die die Konfiguration des RF-Applikatorkopfes nach dem Zurückziehen der Hülle, aber vor dem Lösen der Federelemente durch eine proximale Bewegung des Schaftes zeigt;

[0026] [Fig. 10](#) eine Querschnittsansicht des RF-Applikatorkopfes und des distalen Teils des Hauptkörpers der Vorrichtung von [Fig. 1](#), die die Konfiguration des RF-Applikatorkopfes nach dem Zurückziehen der Hülle und nach dem Lösen der Federelemente in den völlig geöffneten Zustand zeigt;

[0027] [Fig. 11](#) eine Querschnittsansicht eines RF-Applikatorkopfes gemäß der vorliegenden Erfindung, der eine alternative Federelementkonfiguration verwendet;

[0028] [Fig. 12](#) einen Seitenriss einer alternativen Ausgestaltung des distalen Endes einer Ablationsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0029] [Fig. 13](#) eine Draufsicht auf die Ablationsvorrichtung von [Fig. 12](#);

[0030] [Fig. 14](#) eine Darstellung eines blutenden Gefäßes, die die Benutzung der Ablationsvorrichtung von [Fig. 12](#) für eine allgemeine Blutungsstillung zeigt;

[0031] [Fig. 15](#) und [Fig. 16](#) Darstellungen eines Uterus, die die Ablationsvorrichtung von [Fig. 12](#) für eine Endometriumablation verwenden;

[0032] [Fig. 17](#) eine Darstellung einer Prostatadrüse, wobei die Ablationsvorrichtung von [Fig. 12](#) für eine Prostataablation verwendet wird;

[0033] [Fig. 18](#) eine Querschnittsansicht des Zielgewebes zur Ablation, die Ablationselektroden in Kontakt mit der Gewebeoberfläche sowie bei einer bipolaren Ablation erzeugte Energiefelder illustriert;

[0034] [Fig. 19A](#)–[Fig. 19C](#) Querschnittsansichten des Zielgewebes zur Ablation, die Elektroden in Kontakt mit der Gewebeoberfläche zeigen und illustrieren, wie variierende aktive Elektrodendichte zum Variieren der Ablationstiefe genutzt werden kann;

[0035] [Fig. 20](#) einen Seitenriss ähnlich der Ansicht von [Fig. 2](#), die eine Ablationsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung zeigt, in der das Elektrodentragelement aufblasbare Ballons beinhaltet. Der Übersichtlichkeit halber wurden die Elektroden auf dem Elektrodenträgermittel weggelassen.

Ausführliche Beschreibung

[0036] Gemäß den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) umfasst eine Ablationsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung allgemein drei Hauptkomponenten: einen RF-Applikatorkopf **2**, einen Hauptkörper **4** und einen Griff **6**. Der Hauptkörper **4** beinhaltet einen Griff **10**. Der RF-Applikatorkopf **2** beinhaltet ein Elektrodenträgermittel **12**, das am distalen Ende des Griffes **10** montiert ist, und eine Gruppe von Elektroden **14**, die auf der Oberfläche des Elektrodenträgermittels **12** ausgebildet sind. Ein RF-Generator **16** ist elektrisch mit den Elektroden **14** verbunden, um diesen bipolare RF-Energie zuzuführen.

[0037] Der Schaft **10** ist ein längliches Element mit einem hohlen Inneren. Der Schaft **10** ist vorzugsweise 30,5 cm (12 Zoll) lang und hat einen bevorzugten Querschnittsdurchmesser von etwa 4 mm. Ein Kragen **13** ist auf der Außenseite des Schafts **10** am proximalen Ende ausgebildet. Wie am besten in den [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#) zu sehen ist, sind passive Federelemente **15** am distalen Ende des Schafts **10** angebracht.

[0038] Durch den Schaft **10** verläuft eine Absaug-/Einblasröhre **17** ([Fig. 6](#)–[Fig. 9](#)) mit einer Mehrzahl von in ihrem distalen Ende ausgebildeten Löchern **17a**. Ein bogenförmiges aktives Federelement **19** ist zwischen den distalen Enden der passiven Federelemente **15** und dem distalen Ende der Absaug-/Einblasröhre **17** verbunden.

[0039] Gemäß [Fig. 2](#) verlaufen Elektrodenleitungen **18a** und **18b** durch den Schaft **10** vom distalen Ende **20** zum proximalen Ende **22** des Schafts **10**. Am distalen Ende **20** des Schafts **10** ist jede der Leitungen **18a**, **18b** mit einer jeweiligen einen der Elektroden **14** gekoppelt. Am proximalen Ende **22** des Schafts **10** sind die Leitungen **18a**, **18b** über einen elektrischen Verbinder **21** elektrisch mit dem RF-Generator **16** verbunden. Während des Gebrauchs führen die Leitungen **18a**, **18b** RF-Energie vom RF-Generator **16** zu den Elektroden. Jede der Leitungen **18a**, **18b** ist isoliert und führt Energie mit einer zur anderen Leitung entgegengesetzten Polarität.

[0040] Elektrisch isolierte Sensorleitungen **23a**, **23b** ([Fig. 5A](#) und [Fig. 5B](#)) verlaufen ebenfalls durch den Schaft **10**. Die Kontaktsensoren **25a**, **25b** sind jeweils an den distalen Enden der Sensorleitungen **23a**, **23b** angebracht und am Elektrodentragmittel **12** montiert. Während des Gebrauchs werden die Sensorleitungen **23a**, **23b** vom Verbinder **21** mit einem Überwachungsmodul im RF-Generator **16** gekoppelt, das die Impedanz zwischen den Sensoren **25a**, **25b** misst. Alternativ kann ein Bezugspad in Kontakt mit dem Patienten positioniert und die Impedanz zwischen einem der Sensoren und dem Bezugspad gemessen werden.

[0041] Gemäß [Fig. 5B](#) verlaufen Elektrodenleitungen **18a**, **18b** und Sensorleitungen **23a**, **23b** durch den Schaft **10** zwischen den Außenwänden der Röhre **17** und den Innenwänden des Schafts **10** und werden mit dem elektrischen Verbinder **21** gekoppelt, der vorzugsweise am Kragen **13** am Schaft **10** montiert ist. Der Verbinder **21**, der mit dem RF-Generator **16** verbunden werden kann, weist wenigstens vier elektrische Kontaktringe **21a**–**21d** ([Fig. 1](#) und [Fig. 2](#)) auf, die jeweils den Leitungen **18a**, **18b**, **23a**, **23b** entsprechen. Die Ringe **21a**, **21b** empfangen RF-Energie jeweils mit positiver und negativer Polarität vom RF-Generator. Die Ringe **21c**, **21d** führen Signale jeweils vom rechten und linken Sensor zu einem Überwachungsmodul im RF-Generator **16**.

[0042] Gemäß [Fig. 5A](#) ist das Elektrodentragmittel am distalen Ende **20** des Schafts **10** angebracht. Eine Mehrzahl von Löchern **24** kann in dem Abschnitt des distalen Endes **20** des Schafts ausgebildet sein, das im Elektrodentragmittel **12** liegt.

[0043] Das Elektrodentragmittel **12** hat vorzugsweise eine Form, die etwa der Form des Körperorgans entspricht, das ablatiert werden soll. So hat die in den [Fig. 1](#) bis [Fig. 11](#) gezeigte Vorrichtung beispielsweise eine zweihörnige Form, die für eine uterusinterne Ablation wünschenswert ist. Das in diesen Figuren gezeigte Elektrodentragmittel **12** beinhaltet Hornregionen **26**, die beim Gebrauch in den Hornregionen des Uterus positioniert werden und daher in Richtung auf die Fallopio-Tuben verlaufen.

[0044] Das Elektrodentragmittel **12** ist vorzugsweise ein Sack aus einem Material, das nichtleitend und feuchtigkeitsdurchlässig ist und das auf ein geringeres Volumen komprimiert werden und dann nach Wegnahme der Kompressionskraft auf seine ursprüngliche Größe zurückkehren kann. Beispiele für bevorzugte Materialien für das Elektrodentragmittel sind unter anderem offenzelliger Schwamm, Schaumstoff, Baumwolle, Gewebe oder baumwollähnliches Material oder jedes andere Material mit den gewünschten Eigenschaften. Alternativ kann das Elektrodentragmittel aus einem metallisierten Gewebe gebildet sein. So kann beispielsweise der Begriff „Pad“ austauschbar mit dem Begriff Elektrodentragmittel verwendet werden und sich auf ein Elektrodentragmittel beziehen, das aus beliebigen der oben genannten Materialien oder mit den aufgeführten Eigenschaften gebildet ist.

[0045] Elektroden **14** werden vorzugsweise an der Außenfläche des Elektrodentragmittels **12** angebracht, z.B. durch Auftrag oder mit einem anderen Befestigungsmechanismus. Die Elektroden sind vorzugsweise aus einem Stück Silber, Gold, Platin oder einem anderen leitenden Material gefertigt. Die Elektroden können an dem Elektrodentragmittel **12** durch Elektrodenstrahlauflauftrag angebracht oder zu spiralförmigen Drähten geformt und mit einem flexiblen Klebstoff auf das Elektrodentragmittel geklebt werden. Natürlich können auch andere Mittel zum Anbringen der Elektroden zum Einsatz kommen, wie z.B. Nähen auf die Oberfläche des Trageelementes. Wenn das Elektrodentragmittel **12** aus einem metallisierten Gewebe gebildet ist, dann kann eine Iso-

lierschicht auf die Gewebeoberfläche geätzt werden, so dass nur die Elektrodenregionen exponiert bleiben.

[0046] Der Abstand zwischen den Elektroden (d.h. der Abstand zwischen den Mittelpunkten benachbarter Elektroden) und die Breiten der Elektroden werden so gewählt, dass die Ablation vorbestimmte Tiefen im Gewebe erreicht, besonders dann, wenn maximale Leistung durch die Elektroden zugeführt wird (wobei die maximale Leistung das Niveau ist, bei dem eine niederimpedante Niederspannungsablation erzielt werden kann).

[0047] Die Ablationstiefe wird auch durch die Elektrodendichte beeinflusst (d.h. der Prozentanteil des Zielgewebebereiches, der mit den aktiven Elektrodenflächen in Kontakt ist) und kann durch Vorwählen des Ausmaßes dieser aktiven Elektrodenabdeckung reguliert werden. So ist beispielsweise die Ablationstiefe weitaus größer, wenn die aktive Elektrodenfläche mehr als 10% des Zielgewebes bedeckt als dann, wenn die aktive Elektrodenfläche 1% des Zielgewebes abdeckt.

[0048] So bewirkt beispielsweise bei einem Abstand von 3–6 mm und einer Elektrodenbreite von etwa 0,5–2,5 mm die Zuführung von etwa 20–40 Watt über eine Zielgewebeefläche von 9–16 cm² eine Ablation bis zu einer Tiefe von etwa 5–7 mm, wenn die aktive Elektrodenfläche mehr als 10% der Zielgewebeefläche abdeckt. Nach dem Erreichen dieser Ablationstiefe wird die Impedanz des Gewebes so groß, dass die Ablation von selbst abbricht, wie mit Bezug auf den Betrieb der Erfindung beschrieben wird.

[0049] Im Gegensatz dazu wird unter Verwendung derselben Leistung, derselben Abstands sowie derselben Elektrodenbreite und RF-Frequenz eine Ablationstiefe von nur 2–3 mm erreicht, wenn die aktiven Elektrodenflächen weniger als 1% der Zielgewebeefläche abdecken. Dies wird besser mit Bezug auf [Fig. 19A](#) verständlich, wo Elektroden mit hoher Oberflächendichte mit **14a** und Elektroden mit niedriger Oberflächendichte mit **14b** bezeichnet sind. Für die Zwecke dieses Vergleichs zwischen Elektroden mit hoher und niedriger Oberflächendichte wird jede umklammerte Gruppe von Elektroden mit geringer Dichte als einzelne Elektrode angesehen. So verlaufen die Elektrodenbreiten W und Abstände S wie in [Fig. 19A](#) gezeigt.

[0050] Wie aus [Fig. 19A](#) hervorgeht, erzeugen die Elektroden **14a**, die einen aktiveren Bereich in Kontakt mit dem darunterliegenden Gewebe **T** haben, eine Ablationsregion **A**, die tiefer in das Gewebe **T** verläuft als die durch die Elektroden **14b** geringer Dichte erzeugte Ablationsregion, obwohl die Elektrodenabstände und -breiten für die Elektroden hoher und niedriger Dichte gleich sind.

[0051] Einige Beispiele für Elektrodenbreiten, mit Abständen von mehr als 10% aktiver Elektrodenflächendeckung, und deren resultierender Ablationstiefe auf der Basis einer Ablationsfläche von 6 cm² und einer Leistung von 20–40 Watt, sind in der folgenden Tabelle angegeben:

ELEKTRODENBREITE	ABSTAND	TIEFE CA.
1 mm	1 – 2 mm	1 – 3 mm
1 – 2,5 mm	3 – 6 mm	5 – 7 mm
1 – 4,5 mm	8 – 10 mm	8 – 10 mm

[0052] Beispiele für Elektrodenbreiten mit Abständen von weniger als 1% aktiver Elektrodenflächendeckung und mit ihrer resultierenden Ablationstiefe auf der Basis einer Ablationsfläche von 6 cm² und einer Leistung von 20–40 Watt sind in der folgenden Tabelle angegeben:

ELEKTRODENBREITE	ABSTAND	TIEFE CA.
1 mm	1 – 2 mm	0,5 – 1 mm
1 – 2,5 mm	3 – 6 mm	2 – 3 mm
1 – 4,5 mm	8 – 10 mm	2 – 3 mm

[0053] So wird ersichtlich, dass die Ablationstiefe beträchtlich geringer ist, wenn die aktive Elektrodenflächendeckung abnimmt.

[0054] In der bevorzugten Ausgestaltung beträgt der bevorzugte Elektrodenabstand etwa 8–10 mm in den Hornregionen **26**, wobei die aktiven Elektrodenflächen etwa 1% der Zielregion abdecken. Ein Elektrodenabstand von etwa 1–2 mm (mit 10% aktiver Elektrodenflächendeckung) wird in der Halsregion bevorzugt (mit **28** bezeichnet), und etwa 3–6 mm (mit mehr als 10% aktiver Elektrodenflächenabdeckung) wird in der Hauptkörperregion bevorzugt.

[0055] Der RF-Generator **16** kann so konfiguriert werden, dass er eine Steuerung beinhaltet, so dass der Be-

nutzer wählen kann, welche Elektroden bei einer bestimmten Applikation erregt werden sollen, damit der Benutzer die Ablationstiefe regulieren kann. So möchte der Benutzer z.B. bei einer Applikation, für die eine tiefe Ablation gewünscht wird, möglicherweise, dass der Generator jede zweite Elektrode erregt, um dadurch den effektiven Abstand der Elektroden zu optimieren und den Prozentanteil der aktiven Elektrodenflächendeckung zu verringern, wie nachfolgend mit Bezug auf [Fig. 18](#) beschrieben wird.

[0056] Die in den Zeichnungen gezeigten Elektroden sind zwar in einem besonderen Muster angeordnet, aber es ist zu verstehen, dass die Elektroden für eine Ablation bis zu gewünschten Tiefen in jedem beliebigen Muster angeordnet werden können.

[0057] Mit Bezug auf die [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#), eine Einführungshülle **32** erleichtert das Einführen der Vorrichtung in das und ihre Herausnahme aus dem zu abladierenden Körperorgan. Die Hülle **32** ist ein röhrenförmiges Element, das teleskopisch über den Schaft **10** geschoben werden kann. Die Hülle **32** ist zwischen einem distalen Zustand, der in [Fig. 6](#) gezeigt ist, in dem das Elektrodentragmittel **12** in der Hülle komprimiert ist, und einem proximalen Zustand verschieblich, in dem die Hülle **32** proximal bewegt wird, um das Elektrodentragmittel daraus zu lösen ([Fig. 7](#)). Durch Komprimieren des Elektrodentragmittels **12** auf ein kleines Volumen können das Elektrodentragmittel und die Elektroden leicht in den Körperhohlraum eingeführt werden (wie z.B. über die Vaginaöffnung in den Uterus).

[0058] Ein an der Hülle **32** angebrachter Griff **34** dient als Fingeranlage, so dass die Hülle **32** manipuliert werden kann. Der Griff **34** ist verschiebbar an einer Griffschiene montiert, die eine Hülse **33**, eine Fingeraussparung **37** und ein Paar beabstandeter Schienen **35A**, **35B** beinhalten, die zwischen der Hülse **33** und der Fingeraussparung **37** verlaufen. Der Schaft **10** und die Hülle **32** verlaufen gleitend durch die Hülse **33** und zwischen den Schienen **35A**, **35B**. Die Röhre **17** verläuft auch durch die Hülse **33** und zwischen den Schienen **35A**, **35B**, und ihr proximales Ende ist an der Griffschiene in der Nähe der Fingeraussparung **37** befestigt.

[0059] Eine Druckfeder **39** ist um den proximalsten Abschnitt der Absaug-/Einblasröhre **17** angeordnet, der zwischen den Schienen **35A**, **35B** liegt. Ein Ende der Druckfeder **39** liegt am Kragen **13** am Schaft **10** an, während das gegenüberliegende Ende der Druckfeder an der Griffschiene **35** anliegt. Während des Gebrauchs wird die Hülle **32** vom Elektrodentragmittel **12** durch Zusammendrücken des Griffes **34** in Richtung auf die Fingeraussparung **37** zurückgezogen, um die Hülle **32** in distaler Richtung zu verschieben. Wenn der Griff **34** gegen den Kragen **13** vorgeschoben wird, dann wird der Schaft **10** (der am Kragen **13** angebracht ist) zwangsläufig in proximaler Richtung verschoben, so dass die Feder **39** gegen die Griffschiene zusammengedrückt wird. Durch die Bewegung des Schafts **10** relativ zur Absaug-/Einblasröhre **17** zieht der Schaft **10** proximal an den passiven Federelementen **15**. Eine proximale Bewegung der passiven Federelemente wiederum zieht am aktiven Federelement **19** und bewirkt, dass es sich in den in [Fig. 7](#) gezeigten geöffneten Zustand bewegt. Wenn der Schaft nicht in diesem zurückgezogenen Zustand gehalten wird, dann drückt die Druckfeder **39** distal gegen den Kragen und somit gegen den Schaft und bewirkt, dass sich der RF-Applikatorkopf schließt. Es kann ein Verriegelungsmechanismus (nicht dargestellt) vorgesehen werden, um den Schaft im völlig zurückgezogenen Zustand zu halten, um ein versehentliches Schließen der Federelemente während des Ablationsvorgangs zu verhindern.

[0060] Der Betrag, um den die Federn **15**, **19** auseinander gezogen werden, kann durch Manipulieren des Griffes **34** reguliert werden, um den Schaft **10** (über den Kragen **13**) proximal oder distal zu verschieben. Eine solche Gleitbewegung des Schafts **10** bewirkt eine zangenartige Bewegung der Federelemente **15**, **19**.

[0061] In der Griffschiene wird ein Strömungspfad **36** gebildet und fluidmäßig mit einer Absaug-/Einblasöffnung **38** gekoppelt. Das proximale Ende der Absaug-/Einblasröhre **17** ist fluidmäßig mit dem Strömungspfad gekoppelt, so dass Gasfluid über die Absaug-/Einblasöffnung **38** in die Absaug-/Einblasröhre **17** eingeleitet oder aus dieser abgesaugt werden kann. So kann die Fluidöffnung **38** beispielsweise mit einer Absaug-/Einblasseinheit **40** mit Saugdruck beaufschlagt werden. Dies bewirkt, dass Wasserdampf im Uterushohlraum durch das durchlässige Elektrodentragmittel **12** in die Absaug-/Einblasröhre **17** über Löcher **17A**, durch die Röhre **17** und über die Öffnung **38** durch die Absaug-/Einblasseinheit **40** geleitet wird. Wenn der Uterushohlraum aufgeblasen werden soll, dann kann Aufblasgas wie z.B. Kohlendioxid über die Öffnung **38** in die Absaug-/Einblasröhre **17** geleitet werden. Das Aufblasgas strömt durch die Röhre **17**, durch die Löcher **17A** und in den Uterushohlraum durch das durchlässige Elektrodentragmittel **12**.

[0062] Falls gewünscht, können zusätzliche Komponenten für endoskopische Visualisierungszwecke vorgesehen werden. So können beispielsweise Lumen **42**, **44** und **46** in den Wänden der Einführungshülle **32** wie in [Fig. 5](#) gezeigt gebildet werden. Ein Abbildungskanal wie z.B. ein faseroptisches Kabel **48** verläuft durch das

Lumen **42** und ist über ein Kamerakabel **43** mit einer Kamera **45** gekoppelt. Mit der Kamera gemachte Bilder können auf einem Monitor **56** angezeigt werden. Ein Lichtleiter **50** verläuft durch das Lumen **44** und ist mit einer Lichtquelle **54** gekoppelt. Das dritte Lumen **46** ist ein Instrumentenkanal, durch den bei Bedarf chirurgische Instrumente in den Uterushohlraum geführt werden können.

[0063] Da es beim Gebrauch am wünschenswertesten ist, wenn die Elektroden **14** auf der Oberfläche des Elektrodentragmittels **12** in Kontakt mit der Innenfläche des zu abladierenden Organs gehalten werden, kann das Elektrodentragmittel **12** mit zusätzlichen Komponenten im Inneren versehen werden, die dem Elektrodentragmittel zusätzlich strukturelle Festigkeit verleihen, wenn es im Körper zum Einsatz kommt.

[0064] So können beispielsweise, wie in [Fig. 11](#) gezeigt, alternative Federelemente **15a, 19a** am Schaft **10** angebracht und so vorgespannt werden, dass in einem Ruhezustand die Federelemente in der in [Fig. 11](#) gezeigten völligen Ruhelage positioniert sind. Solche Federelemente würden nach dem Herausziehen der Hülle **32** aus dem RF-Applikatorkopf **2** in die Ruhelage springen.

[0065] Alternativ kann ein Paar aufblasbarer Ballons **52** im Elektrodentragmittel **12** wie in [Fig. 20](#) gezeigt angeordnet und mit einer durch den Schaft **10** und in die Ballons **52** verlaufenden Röhre (nicht dargestellt) verbunden werden. Nach dem Einführen der Vorrichtung in das Organ und nach dem Zurückziehen der Hülle **32** würden die Ballons **52** durch Einleiten eines Aufblasmediums wie Luft in die Ballons über eine Öffnung **38** mit einer Vorrichtung ähnlich der Absaug-/Einblasvorrichtung **40** aufgeblasen.

[0066] Strukturelle Festigkeit kann dem Elektrodentragmittel auch durch Beaufschlagen des proximalen Endes **22** der Absaug-/Einblasröhre **17** mit Saugdruck verliehen werden. Durch Beaufschlagen von Saugdruck mit der Absaug-/Einblasvorrichtung **40** würde das Organgewebe in Richtung auf das Elektrodentragmittel **12** und somit in besseren Kontakt mit den Elektroden **14** gezogen.

[0067] Die [Fig. 12](#) und [Fig. 13](#) zeigen eine alternative Ausgestaltung einer Ablationsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung. In der alternativen Ausgestaltung ist ein Elektrodentragmittel **1A** vorgesehen, das eine Form hat, die allgemein röhrenförmig und somit nicht für eine bestimmte Organform spezifisch ist. Eine Ablationsvorrichtung mit einer allgemeinen Form wie diese kann überall im Körper verwendet werden, wo eine Ablation oder Koagulation benötigt wird. So ist die alternative Ausgestaltung beispielsweise zur Blutungsstillung bei einem laparoskopischen chirurgischen Eingriff ([Fig. 14](#)), bei einer Gewebeablation in der Prostatadrüse ([Fig. 17](#)) und auch bei einer uterusinternen Ablation ([Fig. 15](#) und [Fig. 16](#)) nützlich.

Betrieb

[0068] Als Nächstes wird der Betrieb einer bevorzugten Ablationsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung beschrieben.

[0069] Gemäß [Fig. 1](#) wird die Vorrichtung zunächst für den Gebrauch durch Positionieren der Einführungs- hülle **32** distal entlang dem Schaft **10** konfiguriert, so dass sie das Elektrodentragmittel **12** innerhalb ihrer Wände komprimiert.

[0070] Zu diesem Zeitpunkt wird der elektrische Verbinder **21** mit dem RF-Generator **16** verbunden und das faseroptische Kabel **48** und das Beleuchtungskabel **50** werden mit der Lichtquelle, dem Monitor und der Kamera **54, 56, 45** verbunden. Die Absaug-/Einblasöffnung der Absaug-/Einblaseinheit **40** wird an der Griffsschiene angeschlossen. Die Absaug-/Einblaseinheit **40** wird vorzugsweise so eingestellt, dass sie Kohlendioxid mit einem Einblasdruck von 20–200 mmHg zuführt.

[0071] Als Nächstes wird das distale Ende der Vorrichtung durch die Vaginaöffnung V und in den Uterus U wie in [Fig. 6](#) gezeigt eingeführt, bis das distale Ende der Einführungshülle **32** den Fundus F des Uterus berührt. An dieser Stelle wird Kohlendioxidgas über die Öffnung **38** in die Röhre **17** eingeleitet und tritt in die Uteruskammer ein und dehnt so die Uteruskammer von einer flachen dreieckigen Form auf eine 1–2 cm hohe dreieckige Kammer aus. Der Arzt kann (über die Kamera **45** und den Monitor **56**) die Innenkammern anhand von Bildern beobachten, die mit einem durch das Lumen **42** eingeführten faseroptischen Kabel **48** erfasst werden. Wenn der Arzt nach Beobachtung feststellt, dass eine Gewebebiopsie oder ein anderer Vorgang erforderlich ist, dann können die benötigten Instrumente über den Instrumentenkanal **46** in die Uteruskammer eingeführt werden.

[0072] Nach dem Einführen wird der Griff **34** herausgezogen, bis er am Kragen **13** anstößt. An dieser Stelle

gibt die Hülle **32** das Elektrodentragelement **12** frei, aber das Elektrodentragelement **12** ist noch nicht völlig expandiert (siehe [Fig. 9](#)), weil die Federelemente **15, 19** noch nicht ganz in ihrem offenen Zustand sind. Der Griff **34** wird weiter zurückgezogen, so dass sich der Schaft **10** proximal relativ zur Absaug-/Einblasröhre **17** bewegt und die passiven Federelemente **15** veranlasst, an den aktiven Federelementen **19** zu ziehen und zu bewirken, dass diese sich in den in [Fig. 10](#) gezeigten geöffneten Zustand öffnen.

[0073] Der Arzt kann die richtige Position des Elektrodentragelements **12** mit dem Monitor **56** überwachen, der Bilder von dem faseroptischen Kabel **48** zeigt.

[0074] Die richtige Position der Vorrichtung und ein ausreichender Kontakt zwischen dem Elektrodentragelement **12** und dem Endometrium können weiter mittels der Kontaktssensoren **25A, 25B** festgestellt werden. Das Überwachungsmodul des RF-Generators misst die Impedanz zwischen den Sensoren mit konventionellen Mitteln. Wenn ein guter Kontakt zwischen den Sensoren und dem Endometrium besteht, dann beträgt die gemessene Impedanz etwa 20–180 Ohm, je nach dem Wassergehalt der Endometriumauskleidung.

[0075] Die Sensoren befinden sich an den distalen Abschnitten des zweiseitig geformten Elektrodentragelements **12**, die beim Gebrauch in den Regionen im Uterus positioniert sind, in denen es am schwierigsten ist, einen guten Kontakt mit dem Endometrium herzustellen. Somit bedeutet eine Anzeige von den Sensoren **25A, 25B**, dass zwischen den Sensoren und der Endometrioberfläche ein guter Kontakt besteht, dass ein guter Elektrodenkontakt mit dem Endometrium besteht.

[0076] Als Nächstes wird das Aufblasen beendet. Es können etwa 1–5 cm³ Salzlösung über die Absaug-/Einblasröhre **17** eingeleitet werden, um die Elektroden zunächst zu benetzen und um den elektrischen Elektrodenkontakt mit dem Gewebe zu verbessern. Nach dem Einleiten von Salzlösung wird die Absaug-/Einblasvorrichtung **40** in einen Saugmodus geschaltet. Wie oben beschrieben, bewirkt die Beaufschlagung des RF-Applikatorkopfes **2** mit Saugdruck über die Absaug-/Einblasröhre **17**, dass die Uteruskammer auf den RF-Applikatorkopf **2** zusammenfällt, und gewährleistet einen besseren Kontakt zwischen den Elektroden und dem Endometriumgewebe.

[0077] Wenn die allgemein röhrenförmige Vorrichtung der [Fig. 12](#) und [Fig. 13](#) verwendet wird, dann wird die Vorrichtung in einen schrägen Kontakt mit einer Seite des Uterus während des Ablationsvorgangs gebracht. Nach vollendeter Ablation wird die Vorrichtung (oder eine neue Vorrichtung) in Kontakt mit der gegenüberliegenden Seite umpositioniert und der Vorgang wird wiederholt (siehe [Fig. 15](#) und [Fig. 16](#)).

[0078] Als Nächstes wird den Elektroden RF-Energie vorzugsweise mit etwa 500 kHz und einer konstanten Leistung von etwa 30 W zugeführt. Wie in [Fig. 5A](#) gezeigt, wird bevorzugt, dass jede Elektrode mit einer Polarität erregt wird, die der ihrer Nachbarelektroden entgegengesetzt ist. Dadurch werden Energiefeldmuster, die in [Fig. 18](#) mit **100, 102** und **104** bezeichnet sind, zwischen den Elektrodenorten erzeugt und tragen dazu bei, den Fluss von Strom durch das Gewebe T zu richten, um eine Ablationsregion A zu bilden. Wie in [Fig. 18](#) zu sehen ist, wenn der Elektrodenabstand erhöht wird, z.B. indem jede dritte oder fünfte Elektrode anstatt alle Elektroden erregt wird, verlaufen die Energiemuster tiefer in das Gewebe. (Siehe z.B. Muster **102**, das aus der Erregung von Elektroden mit einer nicht erregten Elektrode dazwischen entsteht, oder Muster **104**, das aus einer Erregung von Elektroden mit zwei nicht erregten Elektroden dazwischen entsteht).

[0079] Darüber hinaus kann die Ablationstiefe wie oben beschrieben reguliert werden, indem Elektroden mit geringer Oberflächendichte auf Bereichen des Elektrodentragelements bereitgestellt werden, die Gewebebereiche berühren, in denen eine geringere Ablationstiefe benötigt wird (siehe [Fig. 19A](#)).

[0080] Mit Bezug auf [Fig. 19B](#), wenn mehrere, eng beabstandete Elektroden **14** auf dem Elektrodentragelement vorgesehen werden, dann kann ein Benutzer den RF-Generator zum Erregen von Elektroden einstellen, die einen gewünschten Elektrodenabstand und aktiven Elektrodenbereich erzeugen. So können beispielsweise abwechselnde Elektroden wie in [Fig. 19B](#) gezeigt erregt werden, wobei die ersten drei erregten Elektroden eine positive Polarität, die zweiten drei eine negative Polarität haben, usw.

[0081] Als weiteres Beispiel, das in [Fig. 19C](#) gezeigt ist, wenn eine größere Ablationstiefe gewünscht wird, dann können die ersten fünf Elektroden positiv erregt werden und die siebte bis elfte Elektrode können negativ erregt werden, wobei die sechste Elektrode inaktiviert bleibt, um einen ausreichenden Elektrodenabstand zu erzeugen.

[0082] Während das Endometriumgewebe erhitzt wird, beginnt Feuchtigkeit vom Gewebe freigesetzt zu wer-

den. Die Feuchtigkeit durchdringt das Elektrodentragelement **12** und wird dadurch von den Elektroden weggesaugt. Die Feuchtigkeit kann durch die Löcher **17A** in der Absaug-/Einblasröhre **17** passieren und die Absaug-/Einblasröhre **17** an ihrem proximalen Ende über die Öffnung **38** wie in [Fig. 17](#) gezeigt verlassen. Der Abzug von Feuchtigkeit vom Ablationsort kann weiter durch Beaufschlagen des Schafts **10** mit Saugdruck mittels der Absaug-/Einblaseinheit **40** erleichtert werden.

[0083] Durch die Beseitigung der Feuchtigkeit vom Ablationsort wird die Bildung einer Flüssigkeitsschicht um die Elektroden verhindert. Wie oben beschrieben, ist der Aufbau von Flüssigkeit am Ablationsort schädlich, da dadurch eine leitende Schicht entsteht, die Strom selbst dann von den Elektroden führt, wenn die Ablation die gewünschte Tiefe erreicht hat. Dieser fortgesetzte Stromfluss erhitzt die Flüssigkeit und das umgebende Gewebe und verursacht somit eine Fortsetzung der Ablation durch unvorhersehbare Wärmeleitmittel.

[0084] Gewebe, das abladiert wurde, wird entwässert und verringert somit die Leitfähigkeit. Durch Ableiten von Feuchtigkeit vom Ablationsort und folglich durch Verhindern eines Flüssigkeitsaufbaus kommt es zu keiner Flüssigkeitsleitung am Ablationsbereich bei der Verwendung der Ablationsvorrichtung der vorliegenden Erfindung. Wenn also die Ablation die gewünschte Tiefe erreicht hat, dann wird die Impedanz an der Gewebeoberfläche hoch genug, um den Fluss von Strom in das Gewebe zu stoppen oder nahezu zu stoppen. RF-Ablation stoppt dadurch und es kommt zu keiner erheblichen thermischen Ablation. Wenn der RF-Generator mit einem Impedanzmonitor ausgestattet ist, dann kann der die Ablationsvorrichtung bedienende Arzt die Impedanz an den Elektroden überwachen und weiß, dass die Ablation automatisch beendet wurde, wenn die Impedanz auf ein bestimmtes Niveau angestiegen ist und dann recht konstant bleibt. Im Gegensatz dazu, wenn eine bipolare RF-Ablationsvorrichtung des Standes der Technik zusammen mit einem Impedanzmonitor verwendet wurde, dann verursachte die Anwesenheit von Flüssigkeit um die Elektroden, dass der Impedanzmonitor unabhängig von der bereits erreichten Ablationstiefe einen niedrigen Impedanzwert angab, da Strom weiter durch die niedr impedante Flüssigkeitsschicht floss.

[0085] Es können auch andere Mittel zum Überwachen und Beenden der Ablation bereitgestellt werden. So könnte beispielsweise ein Thermoelement oder ein anderer Temperatursensor bis auf eine vorbestimmte Tiefe in das Gewebe eingeführt werden, um die Temperatur des Gewebes zu überwachen und die Zuführung von RF-Energie zu beenden oder dem Benutzer auf andere Weise zu signalisieren, wenn das Gewebe eine gewünschte Ablationstemperatur erreicht hat.

[0086] Nach der selbsttätigen Beendigung des Vorgangs können 1–5 cm³ Salzlösung über die Absaug-/Einblasröhre **17** eingeleitet und eine kurze Zeit absetzen gelassen werden, um zur Trennung der Elektrode von der Gewebeoberfläche beizutragen. Die Absaug-/Einblasvorrichtung **40** wird dann umgeschaltet, so dass Kohlendioxid mit einem Druck von 20–200 mmHg eingeblasen wird. Der Einblasdruck hilft dabei, das abladierte Gewebe vom RF-Applikatorkopf **2** wegzuhaben und somit das Schließen des RF-Applikatorkopfes zu erleichtern. Der RF-Applikatorkopf **2** wird durch Verschieben des Griffes **34** in einer distalen Richtung in die geschlossene Position gebracht, um die Federelemente **15, 19** entlang der Achse der Vorrichtung zu falten und zu bewirken, dass die Einleitungshülle **32** über den gefalteten RF-Applikatorkopf gleitet. Der Arzt kann so visuell über den Monitor **56** feststellen, dass die Ablation ausreicht. Schließlich wird die Vorrichtung aus der Uteruskammer herausgezogen.

Patentansprüche

1. Ablations- und/oder Koagulationsvorrichtung für den Einsatz beim Zuführen von Energie zu Gewebe zur Ablation, wobei die Vorrichtung Folgendes umfasst:
 ein feuchtigkeitsdurchlässiges Elektrodentragelement (**12**);
 Elektroden (**14**) an dem Elektrodentragelement (**12**); und
 eine mit den Elektroden gekoppelte Funkfrequenzenergiequelle (**42**), gekennzeichnet durch ein mit dem Elektrodentragelement (**12**) gekoppeltes Saugmittel (**40**), um bei der Ablation erzeugte Feuchtigkeit in das Elektrodentragelement (**12**) und vom Gewebe weg zu saugen, und dadurch, dass die Elektroden eine Anordnung von bipolaren Elektroden (**14**) sind, und dadurch, dass das Saugmittel (**40**) Flüssigkeit um die Elektroden (**14**) bei der Ablation im Wesentlichen eliminieren kann.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine längliche Röhre (**17**), wobei das Elektrodentragelement (**12**) über der Röhre (**17**) montiert ist und wobei das Saugmittel (**40**) die Aufgabe hat, Feuchtigkeit durch die Röhre (**17**) vom Elektrodentragelement (**12**) weg zu saugen.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Saugmittel (**40**) das Gewebe in Rich-

tung auf das Elektrodentragelement (12) und in Kontakt mit den Elektroden (14) ziehen kann.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodentragelement (12) aus einem feuchtigkeitsdurchlässigen Sack mit einem hohlen Inneren gebildet ist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch Konstruktionsstützmittel (15A, 19A; 52) in dem Elektrodentragelement (12).

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Konstruktionsstützmittel einen aufblasbaren Ballon (52) aufweist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Konstruktionsstützmittel Federelemente (15A, 19A) umfasst, die innerhalb des Elektrodentragelementes (12) positioniert sind.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Federelemente (15A, 19A) zwischen einem offenen und einem geschlossenen Zustand beweglich sind.

9. Vorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch wenigstens einen Kontaktensor (25A), der von dem Elektrodentragelement (12) getragen wird, und Mittel zum Messen von Impedanz.

10. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektroden (14) eine Dichte auf dem Elektrodentragelement (12) haben, die zu einem Anstieg der Gewebeimpedanz führt, der ausreicht, um den Fluss von Strom von den Elektroden (14) zum Gewebe zu beenden, wenn eine vorbestimmte Ablationstiefe im Wesentlichen erreicht ist.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodentragelement (12) eine erste Elektrodenregion und eine zweite Elektrodenregion sowie Elektroden aufweist, die in der ersten und der zweiten Elektrodenregion ausgebildet sind, wobei die Elektroden (14A) in der ersten Elektrodenregion einen ersten Elektrodenabstand haben, der so gewählt ist, dass er eine Ablation bis zu einer ersten Tiefe durchführt, wobei die Elektroden (14B) in der zweiten Elektrodenregion einen zweiten Elektrodenabstand haben, der sich von dem ersten Elektrodenabstand unterscheidet, wobei der zweite Elektrodenabstand so gewählt ist, dass eine Ablation bis zu einer zweiten Tiefe durchgeführt wird.

12. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodentragelement (12) so gestaltet ist, dass es ungefähr der Gestalt eines menschlichen Uterus entspricht und eine Hornregion, eine Hauptkörperregion und eine Halsregion hat, und dadurch, dass die erste Elektrodenregion die Hornregion und die zweite Elektrodenregion die Hauptkörperregion ist.

13. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodentragelement (12) so gestaltet ist, dass es ungefähr der Gestalt eines menschlichen Uterus entspricht und eine Hornregion, eine Hauptkörperregion und eine Halsregion hat, und dadurch, dass die erste Elektrodenregion die Halsregion und die zweite Elektrodenregion die Hauptkörperregion ist.

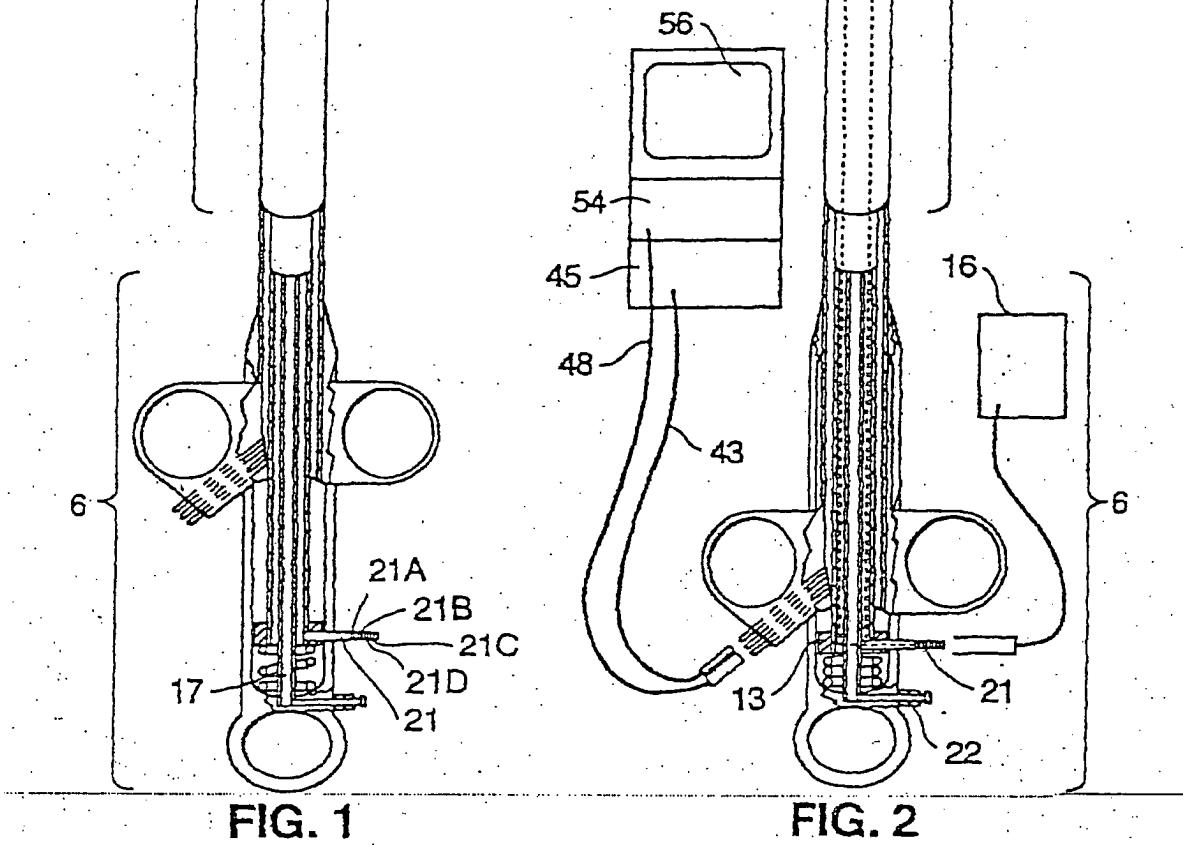
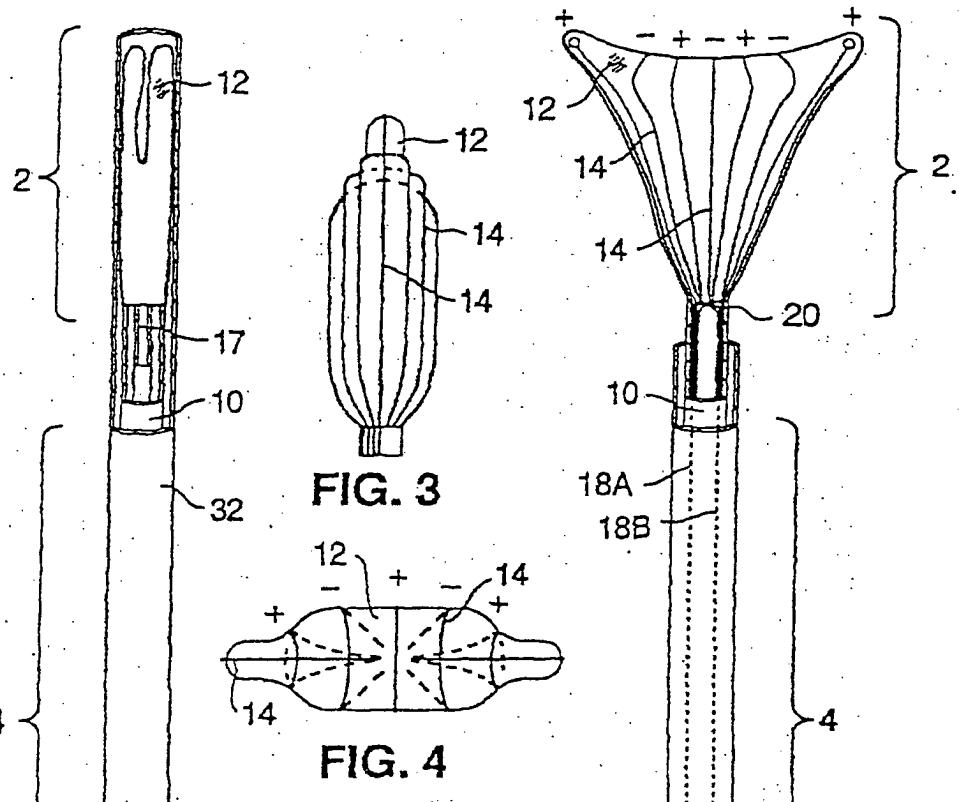
14. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodentragelement (12) so gestaltet ist, dass es ungefähr der Gestalt eines menschlichen Uterus entspricht und eine Hornregion, eine Hauptkörperregion und eine Halsregion hat, und dadurch, dass die erste Elektrodenregion die Halsregion und die zweite Elektrodenregion die Hornregion ist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodentragelement (12) aus einem metallisierten Gewebe mit einer darauf ausgebildeten Isolierregion gebildet ist, um das Elektrodentragelement in Elektroden zu unterteilen.

16. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass das metallisierte Gewebe eine darauf geätzte Isolierschicht aufweist, um die Elektroden voneinander zu trennen.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



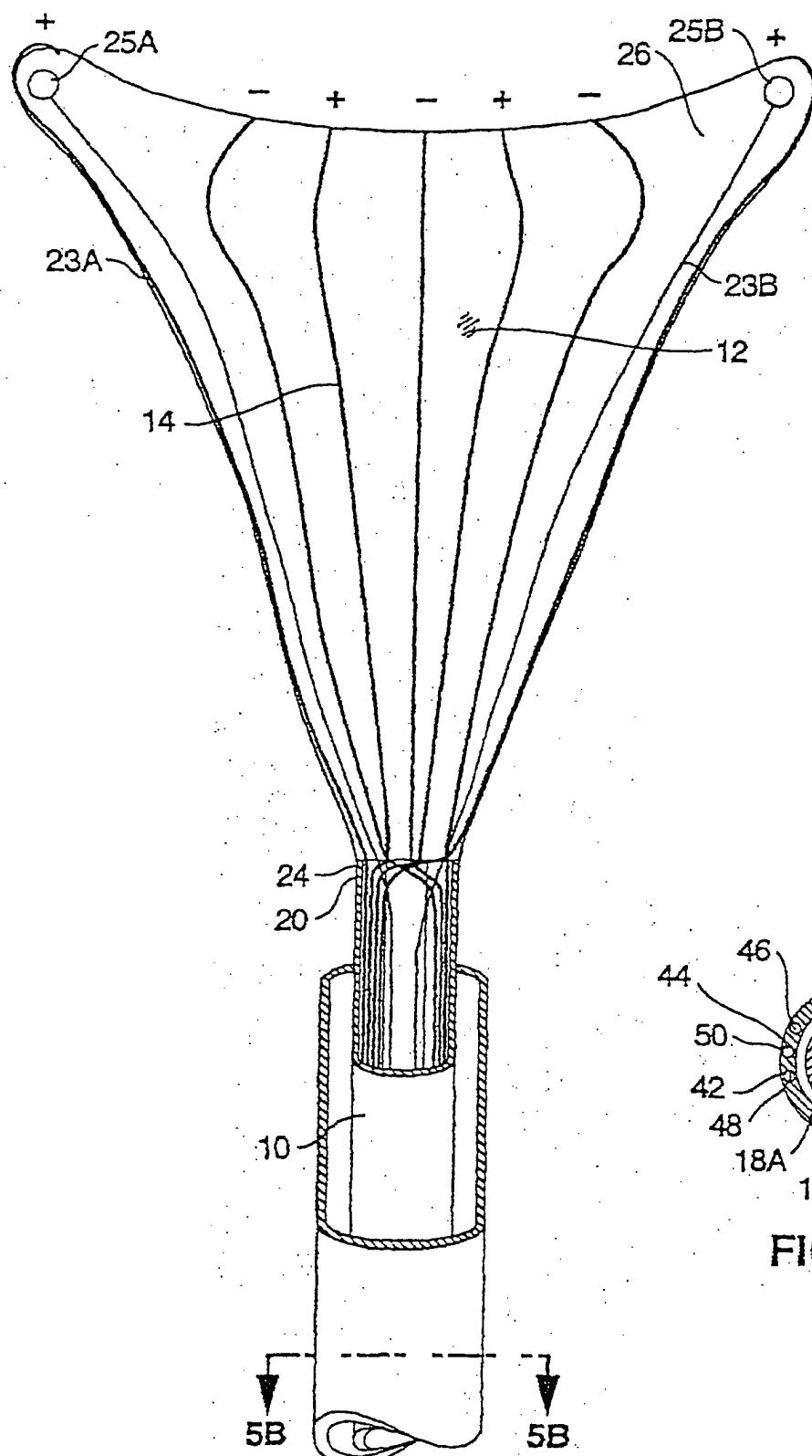


FIG. 5B

FIG. 5A

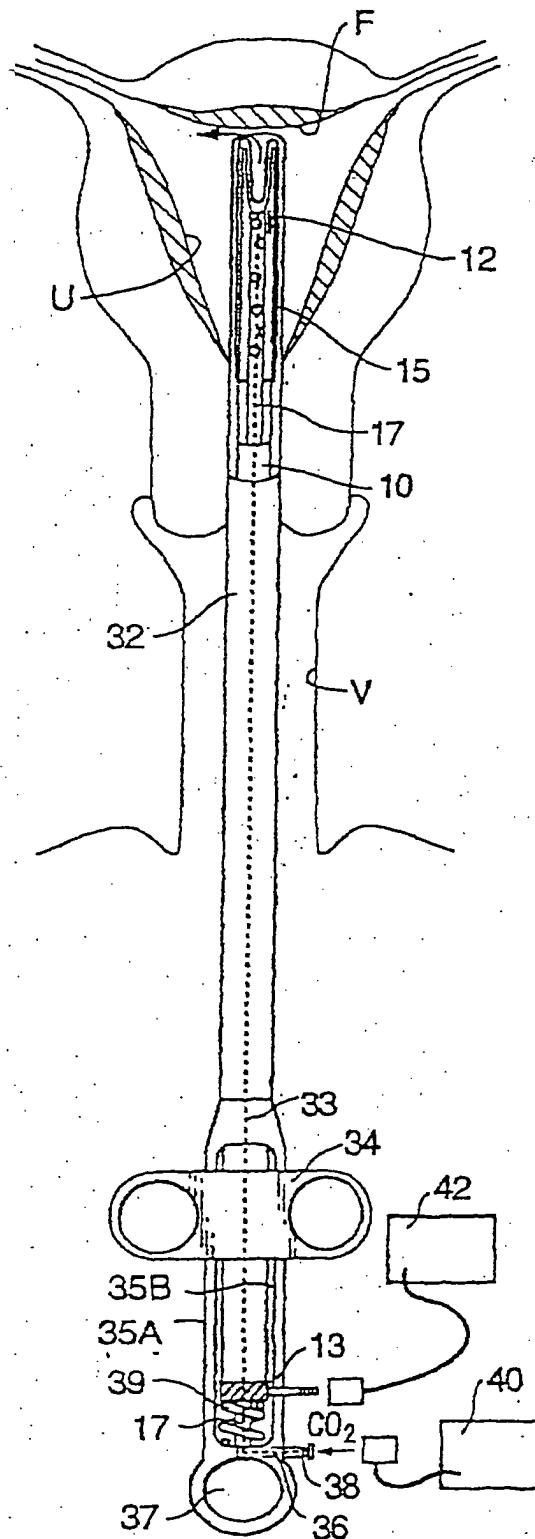


FIG. 6

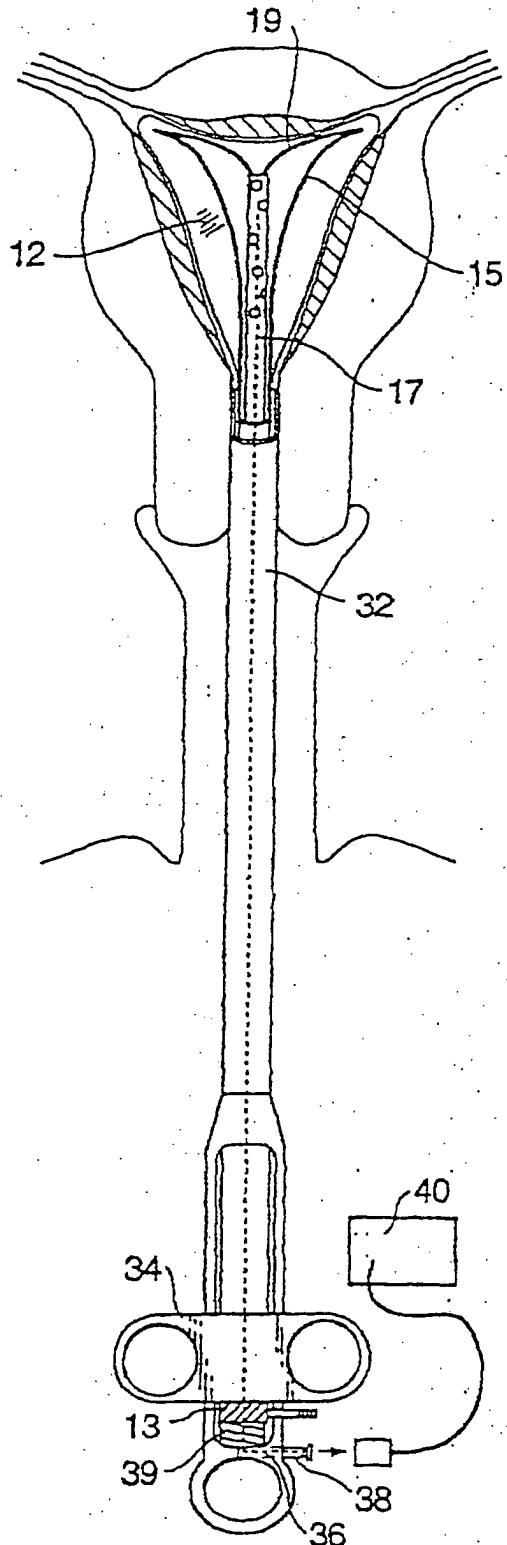


FIG. 7

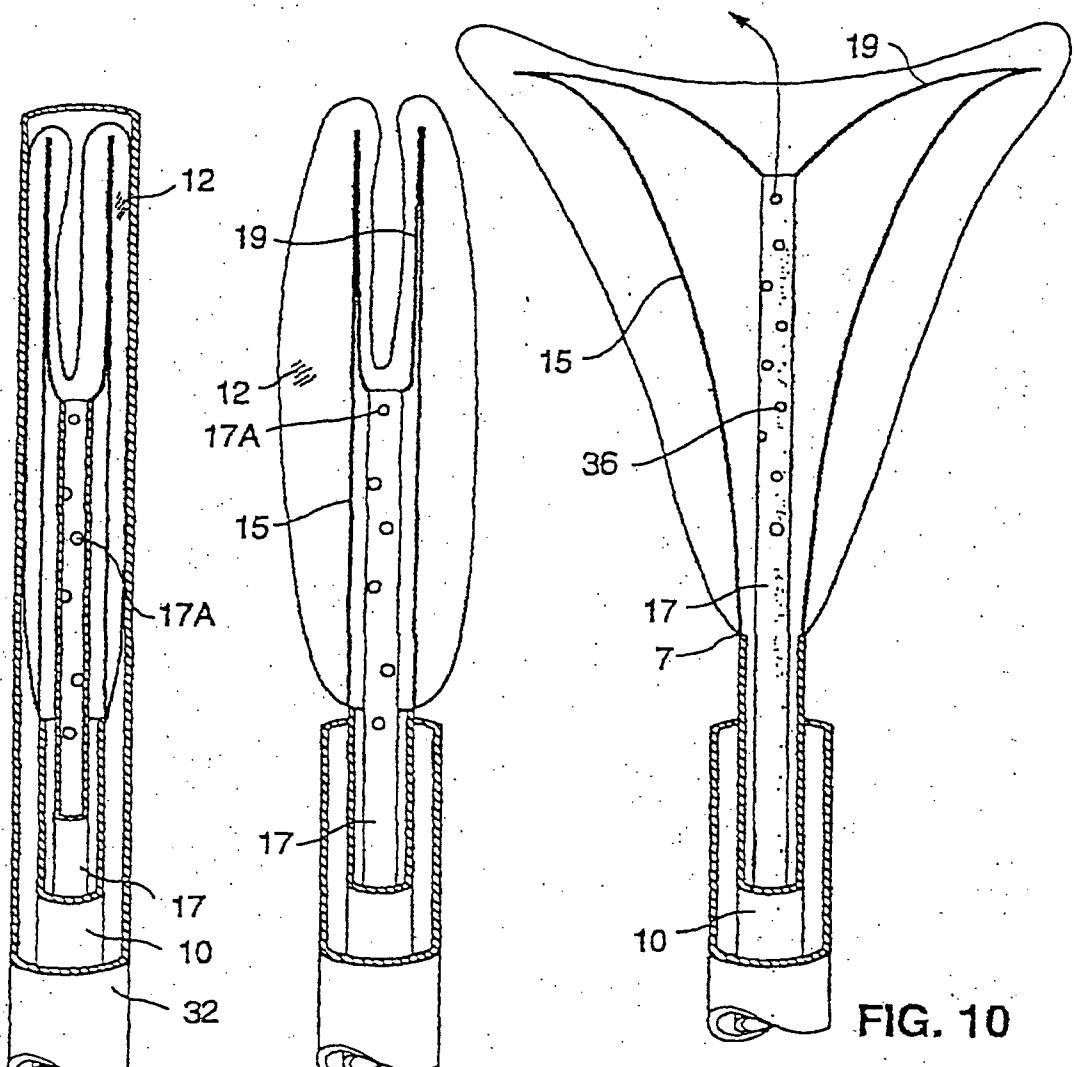


FIG. 8

FIG. 9

FIG. 10

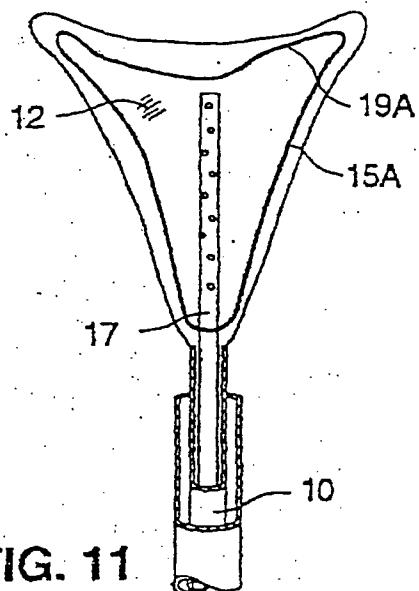


FIG. 11

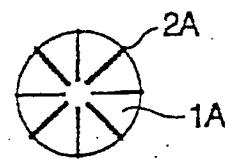


FIG. 13

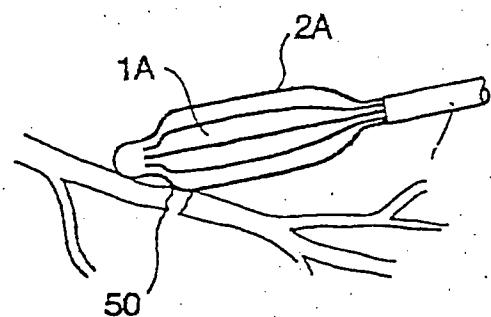


FIG. 14

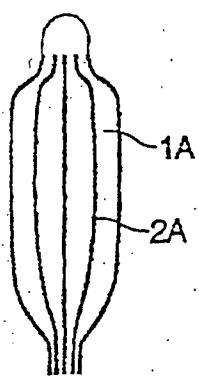


FIG. 12

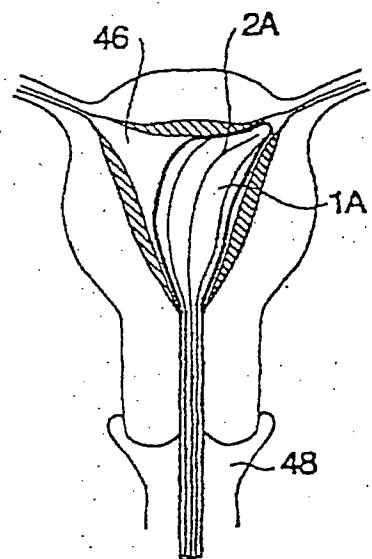


FIG. 15

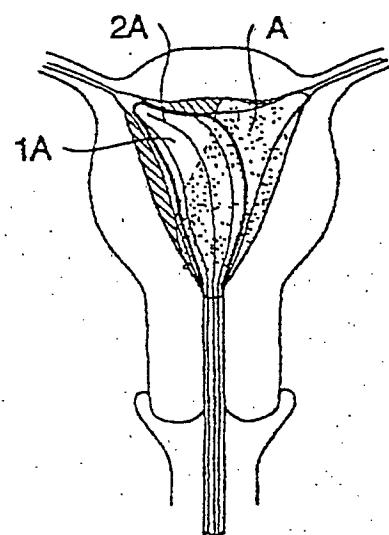


FIG. 16

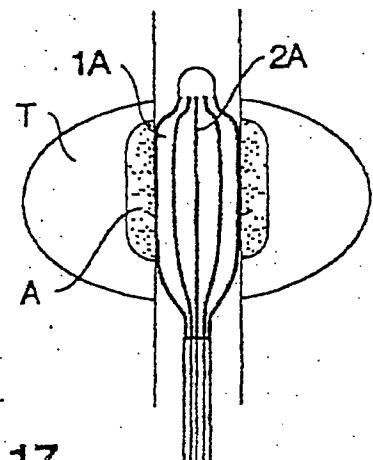
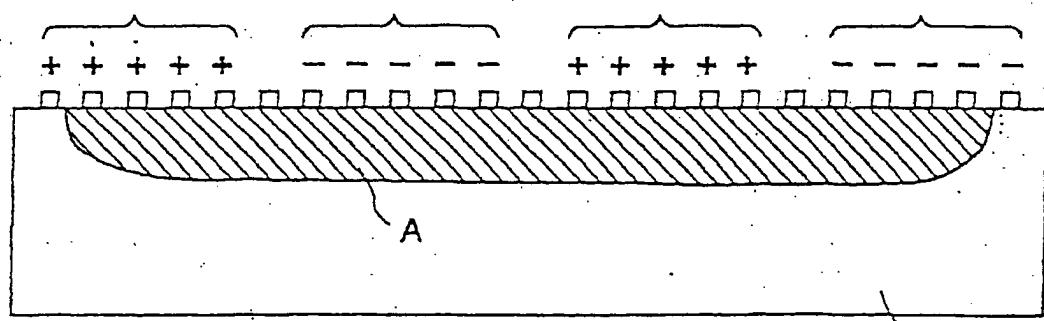
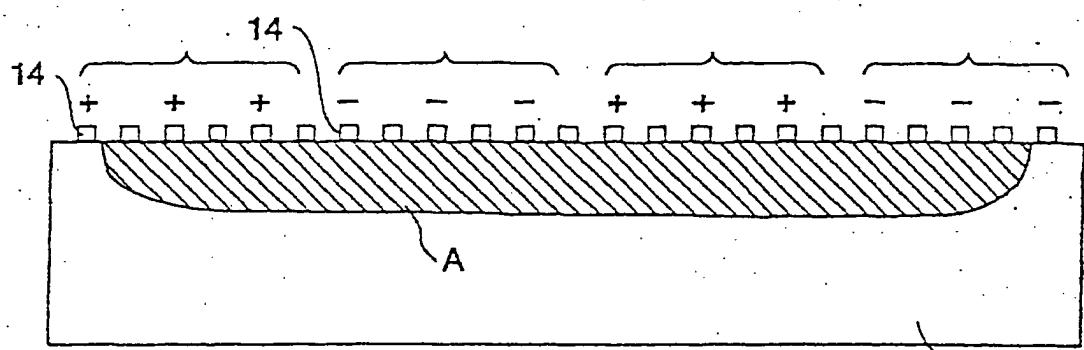
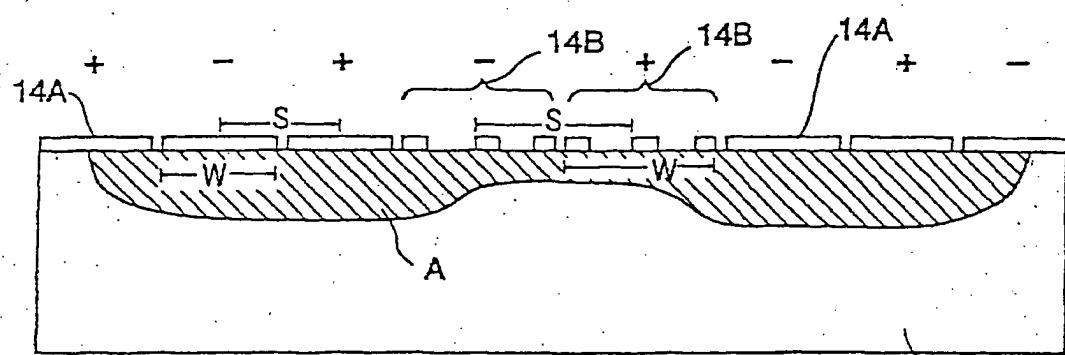
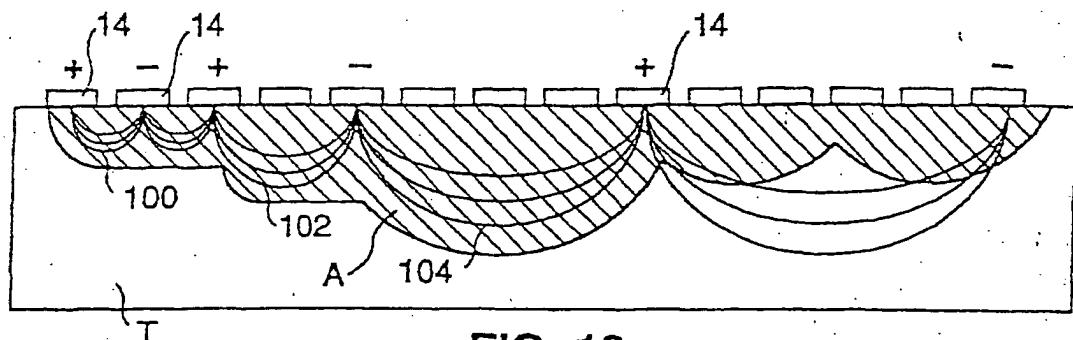


FIG. 17



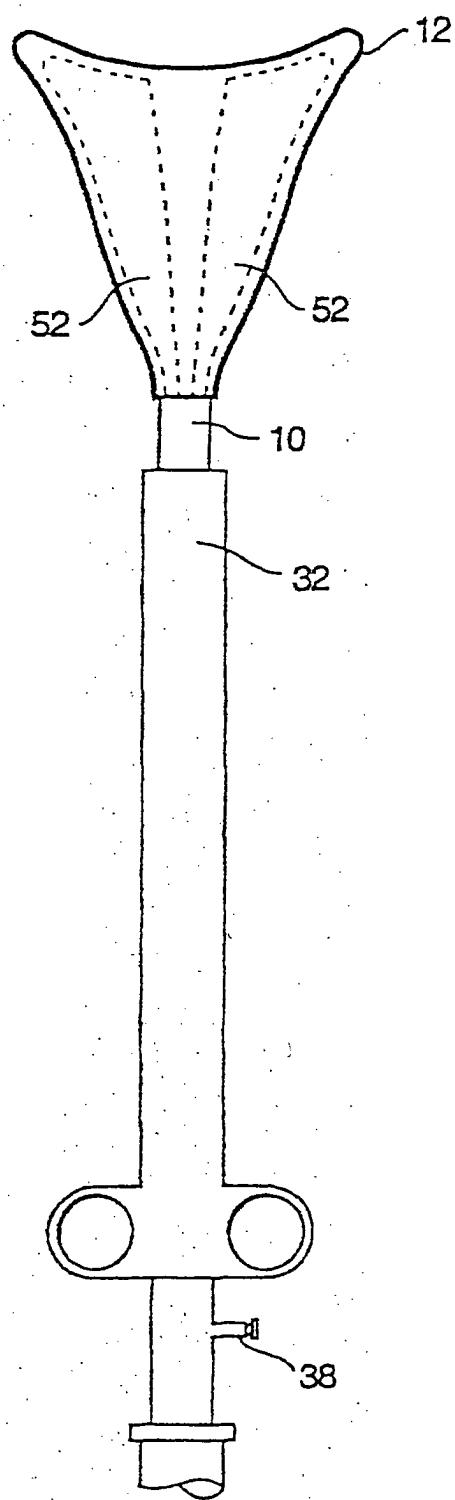


FIG. 20