



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 38 220 T2** 2008.07.17

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 959 787 B1**

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

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 38 220.6**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/GB97/01632**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 926 142.7**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1997/048346**

(86) PCT-Anmeldetag: **17.06.1997**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **24.12.1997**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **01.12.1999**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **17.10.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **17.07.2008**

(30) Unionspriorität:
9612993 **20.06.1996** **GB**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
BE, DE, ES, FR, GB, IT, NL, SE

(73) Patentinhaber:
Gyrus Medical Ltd., St. Mellons, Cardiff, GB

(72) Erfinder:
GOBLE, Nigel Mark, Cardiff CF3 8SB, GB; GOBLE, Colin Charles, Penarth South Glamorgan CF64 1AT, GB

(74) Vertreter:
Patentanwälte Lippert, Stachow & Partner, 51427 Bergisch Gladbach

(54) Bezeichnung: **ELEKTROCHIRURGISCHES GERÄT FÜR UNTERWASSERBEHANDLUNGEN**

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

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

Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf ein elektrochirurgisches Gerät für die Behandlung von Gewebe in Gegenwart eines elektrisch leitfähigen fluiden Mediums, auf eine ein solches Gerät umfassende elektrochirurgische Vorrichtung und auf eine Elektrodeneinheit zur Verwendung in diesem Gerät.

[0002] Die endoskopische Elektrochirurgie ist zur Behandlung von Gewebe in Körperhöhlen brauchbar und wird normalerweise in Gegenwart eines Dehnungsmediums ausgeführt. Wenn das Dehnungsmedium eine Flüssigkeit ist, spricht man allgemein von Unterwasserelektrochirurgie, wobei dieser Begriff eine Elektrochirurgie bezeichnet, bei der lebendes Gewebe mit einem elektrochirurgischen Gerät behandelt wird, wobei an der Operationsstelle eine oder mehrere Behandlungselektroden in die Flüssigkeit eintauchen. Bei der Elektrochirurgie in einer dehnbaren Körperhöhle von größerem potentiellen Volumen, in der ein flüssiges Medium ungeeignet wäre, wie es häufig bei der laparoskopischen oder gastroenterologischen Chirurgie der Fall ist, wird gewöhnlich ein gasförmiges Medium eingesetzt.

[0003] Die Unterwasserchirurgie wird gewöhnlich mittels endoskopischer Methoden ausgeführt, wobei das Endoskop einen Kanal zur Durchführung einer Elektrode (gewöhnlich als Arbeitskanal bezeichnet) bereitstellen kann. Alternativ kann das Endoskop besonders angepasst sein (wie bei einem Resektoskop) und Mittel zur Anbringung einer Elektrode umfassen, oder die Elektrode kann durch einen separaten Zugang in einem Winkel zum Endoskop in die Körperhöhle eingeführt werden, eine Methode, die gewöhnlich als Triangulation bezeichnet wird. Diese methodischen Abweichungen können nach dem chirurgischen Spezialgebiet unterteilt werden, bei dem die eine oder andere Methode besondere Vorteile hinsichtlich des Zugangs zu der betreffenden Körperhöhle hat. Wenn die Körperhöhle durch eine natürliche Öffnung zugänglich ist, wie der Zervixkanal als Zugang zur Endometriumhöhle des Uterus oder die Harnröhre als Zugang zur Prostata und zur Blase, werden im Allgemeinen Endoskope mit integralem Arbeitskanal oder Resektoskope verwendet. Speziell für die Verwendung in der Endometriumhöhle gestaltete Endoskope werden als Hysteroskope bezeichnet. Endoskope zur Verwendung im Harntrakt umfassen Zystoskope, Urethroskope und Resektoskope. Die Verfahren zur transurethralen Resektion oder Verdampfung der Prostata sind als TURP beziehungsweise EVAP bekannt. Wenn es keine natürliche Körperöffnung zur Durchführung eines Endoskops gibt, wird gewöhnlich die Methode der Triangulation eingesetzt. Die Triangulation wird gewöhnlich bei der endoskopischen Chirurgie unter Wasser in Gelenkhöhlen, wie Knie und Schulter, angewendet. Das bei diesem Verfahren verwendete Endoskop

wird gewöhnlich als Arthroskop bezeichnet.

[0004] Üblicherweise wird die Elektrochirurgie entweder mit einem monopolen oder einem bipolaren Gerät ausgeführt. Bei der monopolen Elektrochirurgie wird im Operationsgebiet eine aktive Elektrode verwendet und eine leitfähige Rückführungsplatte an der Haut des Patienten befestigt. Bei dieser Anordnung fließt Strom von der aktiven Elektrode durch das Gewebe des Patienten zur externen Rückführungsplatte. Weil der Patient einen wesentlichen Teil des Stromkreises darstellt, müssen die Eingangsleistungen hoch sein (typischerweise 150 bis 250 W), um die Begrenzung des Stroms durch den Widerstand des Patientengewebes und im Fall von Unterwasser-Elektrochirurgie Leistungsverluste durch das flüssige Medium, das durch die Anwesenheit von Blut oder anderen Körperflüssigkeiten teilweise leitfähig ist, auszugleichen. Die Anwendung hoher Leistung mit einer monopolen Anordnung ist auch gefährlich, weil an der Rückführungsplatte eine Erhitzung des Gewebes erfolgt, die schwere Hautverbrennungen hervorrufen kann. Am Eingang in die Körperhöhle besteht auch die Gefahr einer kapazitiven Kopplung zwischen dem Gerät und dem Gewebe des Patienten.

[0005] Bei der bipolaren Elektrochirurgie werden an der Stelle der Gewebebehandlung zwei Elektroden gemeinsam (eine aktive Elektrode und eine Rückführungselektrode) verwendet. Diese Anordnung hat wegen der relativen Nähe der beiden Elektroden zueinander, so dass die Hochfrequenzströme auf den Bereich zwischen den Elektroden beschränkt sind, vom Gesichtspunkt der Sicherheit Vorteile. Die Wirkungstiefe ist jedoch unmittelbar mit dem Abstand zwischen den beiden Elektroden verknüpft, und bei Anwendungen, die sehr kleine Elektroden erfordern, wird der Abstand zwischen den Elektroden sehr klein, wodurch die Wirkung auf das Gewebe und die Ausgangsleistung beschränkt werden. Ein weiterer Abstand der Elektroden kann häufig den Blick auf die Anwendungsstelle verdecken und würde eine Abwandlung der chirurgischen Technik erfordern, um eine direkte Berührung beider Elektroden mit dem Gewebe sicherzustellen.

[0006] Es gibt eine Anzahl von Abwandlungen der grundlegenden Gestaltung einer bipolaren Sonde. Beispielsweise beschreibt US 4706667 eine der gestalterischen Grundlagen, nämlich dass zum Zweck des Schneidens das Verhältnis der Berührungsfläche der Rückführungselektrode und der aktiven Elektrode größer als 7:1 und kleiner als 20:1 ist. Dieser Bereich gilt nur für Anordnungen von Schneidelektroden. Wird ein bipolares Gerät zum Trocknen oder Koagulieren verwendet, kann das Verhältnis der Kontaktflächen beider Elektroden auf etwa 1:1 vermindert werden, um an der Berührungsstelle zwischen Gewebe und Elektrode auftretende Belastungen

durch Spannungsgefälle zu vermeiden.

[0007] Der elektrische Kontakt zwischen der Rückführungselektrode und dem Gewebe kann durch Benetzen des Gewebes mit einer leitfähigen Lösung wie physiologische Kochsalzlösung unterstützt werden. Das stellt sicher, dass die chirurgische Wirkung auf die aktive oder Nadelelektrode beschränkt ist, wobei der Stromkreis zwischen beiden Elektroden durch das Gewebe geschlossen wird. Eine offensichtliche Einschränkung bei dieser Gestaltung ist, dass die Nadel im Gewebe vollständig begraben sein muss, damit die Rückführungselektrode den Stromkreis schließen kann. Ein anderes Problem der Ausrichtung ist, dass selbst eine relativ kleine Abweichung des Anlagewinkels vom idealen senkrechten Kontakt hinsichtlich der Gewebeoberfläche das Verhältnis der Berührungsflächen verändert, so dass in dem die Rückführungselektrode berührenden Gewebe eine chirurgische Wirkung auftreten kann.

[0008] Die Dehnung der Körperhöhle liefert Raum für den Zugang zur Operationsstelle, zur Verbesserung der Sicht und für die Handhabung der Geräte. In Körperhöhlen von geringem Volumen, insbesondere wenn die Höhle mit hohem Druck gedehnt werden soll, wird verbreiteter wegen der besseren optischen Eigenschaften und weil sie Blut von der Operationsstelle fortspült, Flüssigkeit anstelle von Gas verwendet.

[0009] Herkömmlich wurde die Unterwasserelektrochirurgie mit einer nicht leitenden Flüssigkeit (wie 1,5% Glycin) als Spülmittel oder Dehnungsmedium durchgeführt, um elektrische Verluste durch Leitung auszuschalten. Glycin wird in isotonischer Konzentration verwendet, um osmotische Veränderungen im Blut zu verhüten, wenn es von Gefäßen aufgenommen wird. Während der Operation können Adern durchtrennt werden, wodurch die Flüssigkeit in den Kreislauf infundiert wird, was unter anderem eine Verdünnung des Serumnatriums hervorrufen kann, die zu einem als Wasservergiftung bekannten Zustand führen kann.

[0010] Die Anmelder haben entdeckt, dass man anstelle von nicht leitenden, elektrolytfreien Lösungen bei der endoskopischen Unterwasserelektrochirurgie ein leitfähiges flüssiges Medium wie physiologische Kochsalzlösung verwenden kann. Bei der endoskopischen Unterwasserchirurgie, wenn keine Elektrochirurgie beabsichtigt ist oder ein nichtelektrischer Gewebeeffekt wie eine Laserbehandlung angewendet wird, ist physiologische Kochsalzlösung das bevorzugte Dehnungsmedium. Obwohl die physiologische Kochsalzlösung (0,9% w/v, mmol/l) eine etwas größere elektrische Leitfähigkeit als das meiste Körpergewebe hat, besitzt sie den Vorteil, dass ihre Entfernung aus dem Operationsgebiet durch Absorption oder Extravasation nur geringe physiologische Wir-

kung hervorruft und die so genannten Wasservergiftungseffekte nicht leitender elektrolytfreier Lösungen vermieden werden.

[0011] Das bevorzugte gasförmige Dehnungsmedium ist Kohlendioxid, hauptsächlich weil es nicht toxisch und gut wasserlöslich ist.

[0012] Bei endoskopischen Verfahren mit Gas als Dehnungsmedium haben die Anmelder festgestellt, dass man ein elektrisch leitendes Gas (wie Argon) anstelle von Kohlendioxid verwenden kann. Wenn es zu einem Entladungszustand angeregt wird, ist Argon leitfähig, und es wurde sowohl bei der endoskopischen als auch bei der herkömmlichen monopolaren Elektrochirurgie angewendet, um den Abstand zwischen Gewebe und Gerät zu vergrößern, indem ein leitender Pfad zwischen den beiden hergestellt wird, wenn elektrochirurgische Ausgangssignale mit hoher Spannung wie Sprüh- oder Blitzentladungen angewendet werden. Die bei dieser Anwendung benutzten hohen Spannungen führen zu einer sehr geringen Eindringtiefe der elektrochirurgischen Wirkung in das Gewebe, wodurch die Methode nur zur Stillung von Blutungen aus vielen kleinen Blutgefäßen geeignet ist. Dadurch kann der Chirurg eine Blutung aus mehreren Quellen einer Operationsstelle in einer chirurgischen Wunde mittels einer schnellen "Pinself"-Technik stillen, anstatt jede einzelne blutende Stelle elektrochirurgisch zu behandeln. Das Argon wird durch ein hohles chirurgisches Gerät gefördert und fließt als Strömung über die an der Spitze des Geräts freiliegende monopolare Elektrode. Dies erzeugt einen argonreichen Bereich an der Operationsstelle, der zur Dehnung der Körperhöhle beiträgt. Bei der endoskopischen Chirurgie sind monopolare elektrochirurgische Ausgangssignale wegen der Gefahr der Zerstörung von Strukturen außerhalb des Gesichtsfelds durch kapazitive oder direkte Kopplung an einen vom Operationsfeld entfernten Abschnitt des Geräts außerhalb des Gesichtsfelds des Chirurgen unerwünscht. Die Anmelder haben ein bipolares Gerät entwickelt, das für die Unterwasser-Elektrochirurgie unter Anwendung eines leitfähigen flüssigen oder gasförmigen Mediums geeignet ist. Dieses elektrochirurgische Instrument für die Behandlung von Gewebe in Gegenwart eines fluiden Mediums umfasst einen Körper mit einem Handstück und einem Schaft und einer Elektrodenanordnung an einem Ende des Schafts. Die Elektrodenanordnung umfasst eine (aktive) Gewebebehandlungselektrode, die am äußersten distalen Ende des Instruments freiliegt, und eine Rückführungselektrode, die von der Gewebebehandlungselektrode elektrisch isoliert ist und eine proximal vom freiliegenden Teil der Gewebebehandlungselektrode beabstandete Flüssigkeitskontaktfläche aufweist. Beim Gebrauch des Instruments wird die Gewebebehandlungselektrode an das zu behandelnde Gewebe angelegt, während die Rückführungselektrode, da sie proximal vom freiliegenden Teil der Ge-

webebehandlungselektrode beabstandet ist, normalerweise vom Gewebe beabstandet ist und zum Schließen eines elektrochirurgischen Stromkreises von der Gewebebehandlungselektrode durch das Gewebe und das flüssige Medium dient. Dieses elektrochirurgische Instrument ist in der Beschreibung unserer europäischen Patentanmeldung 96918786.1 beschrieben.

[0013] Der Elektrodenaufbau dieses Instruments vermeidet in Kombination mit einem elektrisch leitfähigen fluiden Medium weitgehend die bei der monopolen oder bipolaren Elektrochirurgie beobachteten Probleme. Insbesondere sind die Eingangsleistungen wesentlich niedriger als die im Allgemeinen bei einer monopolen Anordnung benötigten (typischerweise 100 W). Wegen des relativ großen Abstandes zwischen seinen Elektroden wird darüber hinaus eine verbesserte Wirkungstiefe im Vergleich zu herkömmlichen bipolaren Anordnungen erzielt.

[0014] Die Beschreibung unserer internationalen Anmeldung GB 96/01472 beschreibt ein gespültes bipolares elektrochirurgisches Instrument, das an freier Luft oder in gasgefüllter Umgebung benutzt werden kann. Das Instrument umfasst einen internen Kanal zum Einspeisen von elektrisch leitfähigem Fluid (typischerweise Kochsalzlösung) zum freiliegenden Ende einer Gewebebehandlungselektrode, so dass ein Pfad aus leitfähigem Fluid bereitgestellt wird, der einen elektrischen Stromkreis zu einer Rückführungselektrode schließt, wenn das Instrument benutzt wird. Dieses Instrument umfasst auch einen internen Kanal zum Entfernen von Fluid aus dem Bereich des freiliegenden Endes der Gewebebehandlungselektrode. Wenn das Fluid eine Flüssigkeit, wie physiologische Kochsalzlösung, ist, kann die Anwesenheit dieser Flüssigkeit eine begleitende Zerstörung von Gewebe verursachen, so dass man sie entfernen möchte. Dieser Instrumententyp ist hauptsächlich für die Verwendung an freier Luft oder in gasgefüllter Umgebung gedacht und ist für die Benutzung bei elektrochirurgischen Verfahren nicht geeignet, die eine Dehnung einer Körperhöhle erfordern.

[0015] Wenn das Volumen der Körperhöhle klein ist, beispielsweise bei der Arthroskopie, wenn selbst die großen Gelenke, wie das Knie, nur 50 bis 60 ml Spülflüssigkeit aufnehmen können, können jedoch die folgenden Probleme auftreten, nämlich:

- (i) Heiße Flüssigkeit in unmittelbarer Nachbarschaft der Gewebekontaktelektrode kann eine begleitende Zerstörung von Gewebe hervorrufen;
- (ii) die Produkte des durch die Gewebekontaktelektrode verdampften Gewebes können Sichtprobleme hervorrufen und
- (iii) in einem Gelenkhohlraum vorhandene Weichteile neigen zum Umherbewegen, wodurch es schwierig ist, die aktive Elektrode zur Verdampfung solchen Gewebes anzulegen.

[0016] Eine Arthroskopelektrode kann als kurz (100 bis 140 mm) und steif mit einem Arbeitsdurchmesser bis zu 5 mm gekennzeichnet werden. Sie kann durch einen Schnitt (mit oder ohne Kanüle) unter Anwendung der Triangulation in eine Gelenkhöhle eingeführt werden. Eine solche Elektrode wird mit einer Bewegung gehandhabt, welche die Elektrode des zwischen der 9-Uhr- und der 3-Uhr-Stellung auf dem arthroskopischen Bild bewegt. Dadurch nähert man sich dem zu behandelnden Gewebe gewöhnlich mit einem bezüglich der Elektrodenachse flachen Arbeitswinkel. Daher muss eine arthroskopische Elektrode eine Wirkung haben, die zur Annäherung an das Gewebe in diesem Winkel passt. Das zu behandelnde Gewebe, wie der Meniskusknorpel, ist gewöhnlich dicht und hat eine hohe elektrische Impedanz. Eine arthroskopische Elektrode benötigt Einstellungen der Ausgangsleistung und der Spannung, die der Art des behandelten Gewebes, der Größe der Elektrode und der Tatsache entsprechen, dass die Arthroskopiker eine Einwirkungsgeschwindigkeit anstreben, welche der eines mechanischen Schabers vergleichbar ist, den sie zur Zeit anwenden, obwohl die Elektrode kleiner als eine Schaber Klinge ist und verbesserten Zugang ermöglicht.

[0017] Andere bekannte Typen elektrochirurgischer Instrumente sind in WO-A-94/10924 und DE-A-4425015 beschrieben.

[0018] Aufgabe der Erfindung ist es, ein verbessertes elektrochirurgisches Instrument dieses Typs bereitzustellen.

[0019] Die vorliegende Erfindung stellt ein Elektrochirurgiesystem zur Verdampfung von Gewebe in Gegenwart einer elektrisch leitenden Flüssigkeit bereit, umfassend einen elektrochirurgischen HF-Generator, ein elektrochirurgisches Instrument und eine Pumpe, wobei das elektrochirurgische Instrument einen Schaft und an einem Ende des Schaftes eine Elektrodenanordnung umfasst, die eine Gewebebehandlungselektrode, eine Rückführungselektrode und ein Isolierelement umfasst, welches die Gewebebehandlungselektrode von der Rückführungselektrode beabstandet und elektrisch isoliert, wobei die Gewebebehandlungselektrode ein freiliegendes Ende zur Behandlung von Gewebe aufweist und die Rückführungselektrode eine Flüssigkeitskontaktfläche aufweist, die von der Gewebebehandlungselektrode derart beabstandet ist, dass sie bei der Benutzung einen leitenden Flüssigkeitspfad zwischen der Gewebebehandlungselektrode und der Rückführungselektrode definiert, wenn die Elektrodenanordnung in eine elektrisch leitende Flüssigkeit eintaucht, wobei die Elektrodenanordnung mit mehreren Öffnungen in der Gewebebehandlungselektrode versehen ist, durch die Dampfblasen und/oder teilchenförmiges Material aus dem die Gewebebehandlungselektrode umgebenden Bereich angesaugt werden

können, dadurch gekennzeichnet, dass der Elektrochirurgiegenerator dafür ausgelegt ist, für die Verdampfung der die Gewebebehandlungselektrode umgebenden elektrisch leitfähigen Flüssigkeit ausreichende HF-Leistung an die Elektrodenanordnung abzugeben, und dass die Pumpe so angeordnet ist, dass sie den distalen Endabschnitt des Instrumentenschafts einem subatmosphärischen Druck aussetzt, um bei der Benutzung Dampfblasen und/oder teilchenförmiges Material durch die Öffnungen aus dem die Gewebebehandlungselektrode umgebenden Bereich anzusaugen.

[0020] Vorteilhaft wird die Pumpe zyklisch aktiviert, wodurch Material stoßweise angesaugt wird. Außerdem kann die Pumpe zusätzlich oder alternativ nur dann aktiviert sein, wenn die Gewebebehandlungselektrode zur Gewebeverdampfung Energie erhält.

[0021] Bevorzugt hat der HF-Generator einen bipolaren Ausgang, der mit der Gewebebehandlungselektrode und der Rückführungselektrode verbunden ist. In diesem Fall kann die Pumpe abhängig von der Ausgangsspannungskennlinie des HF-Generators gesteuert sein. Auf diese Weise ist der Strom der Dampfblasen und/oder der angesaugten Teilchen mit der Ausgangsspannungskennlinie des HF-Generators abgestimmt, um eine übermäßige Abkühlung der Gewebebehandlungselektrode und eine daraus resultierende Erhöhung der Verdampfungsschwellenleistung zu verhindern.

[0022] Die Rückführungselektrode ist von der Gewebebehandlungselektrode beabstandet, so dass sie beim Gebrauch das zu behandelnde Gewebe nicht berührt und der elektrische Stromkreis stets durch die leitfähige Flüssigkeit und nicht einfach durch Lichtbogenbildung zwischen den Elektroden geschlossen wird. Die Anordnung ist nämlich so ausgeführt, dass Lichtbogenbildung zwischen benachbarten Teilen der Elektrodenanordnung vermieden wird, wodurch sichergestellt ist, dass die Gewebebehandlungselektrode von einer Dampfmaschine umgeben wird, so dass das in die Dampfmaschine eintretende Gewebe der bevorzugte Pfad für den Stromfluss durch die leitfähige Flüssigkeit zurück zur Rückführungselektrode wird.

[0023] Das erfindungsgemäße elektrochirurgische Instrument ist zur Dissektion, Reflektion, Verdampfung, Trocknung und Koagulation von Gewebe, wie auch für Kombinationen dieser Funktionen, geeignet. Es findet insbesondere Anwendung bei der arthroskopischen Chirurgie, weil es die endoskopischen und perkutanen Verfahren betrifft, die an den Gelenken des Körpers ausgeführt werden, einschließlich, aber nicht beschränkt auf solche Verfahren, die an der Wirbelsäule und anderen Gelenken ohne Synovialis ausgeführt werden. Die arthroskopischen Operationsverfahren können teilweise oder vollständige Me-

niskektomie des Kniegelenks einschließlich der Meniskus-Zystektomie, die Entlastung des seitlichen Retinaculum des Kniegelenks, die Entfernung der vorderen und hinteren Kreuzbänder oder deren Rückstände, Labrumrissresektion, Akromioplastik, Burssektomie und subakromiale Dekompression des Schultergelenks, vordere Entlastung des Kiefergelenks, Synovektomie, Knorpeldebridement, Chondroplastie, Trennung intraartikulärer Adhäsionen, Fraktur- und Sehnendebridement, wie sie an beliebigen Synovialgelenken des Körpers ausgeführt werden, einschließlich thermischen Schrumpfens der Gelenkkapseln zur Behandlung der rekurrenten Luxation, Subluxation oder von Ermüdungsverletzungen an beliebigen Gelenken des Körpers, Diskektomie bei der Behandlung des Bandscheibenvorfalles oder als Teil einer Spondylodese über anterioren oder posterioren Zugang zur Hals-, Brust- oder Lendenwirbelsäule oder einem anderen bindegewebigen Gelenk zum ähnlichen Zweck, Exzision erkrankten Gewebes und Hämostase umfassen.

[0024] Das erfindungsgemäße Instrument ist auch zur Dissektion, Resektion, Verdampfung, Trocknung und Koagulation von Gewebe brauchbar, wie auch für Kombinationen dieser Funktionen, mit spezieller Anwendung bei der urologischen Endoskopie (Urethroskopie, Zystoskopie, Ureterskopie und Nephroskopie) und bei der perkutanen Chirurgie. Die urologischen Verfahren können die Elektrovaporisierung der Prostata (EVAP) und andere Abwandlungen des gewöhnlich als transurethrale Resektion der Prostata (TURP) bezeichneten Verfahrens, einschließlich, aber nicht darauf beschränkt, der interstitiellen Ablatio der Prostata auf perkutanen oder perurethralem Wege für gut- oder bösartige Erkrankungen, der transurethralen oder perkutanen Resektion von Tumoren des Harntrakts, wie sie als primäre oder sekundäre Neoplasmen irgendwo im Harntrakt von den Nierenkelchen bis zur äußeren Harnröhrenmündung entstehen können, die Trennung von Strikturen, wie sie an der Pelvis-Ureter-Verbindung (pelviureteric junction, PUJ), an Ureter, Uretermündung, Blasenhalshals oder Urethra entstehen können, Korrektur der Ureterozele, Schrumpfung von Blasendivertikeln, Zystoplastieverfahren im Rahmen von Korrekturen von Entleerungsfehlfunktionen, thermisch induzierte Schrumpfung des Beckenbodens als korrigierende Behandlung der Blasenhalssenkung, Exzision erkrankten Gewebes und Hämostase umfassen.

[0025] Die chirurgischen Verfahren unter Verwendung des erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Instruments können auch die Einführung der Elektrodenanordnung zu Operationsstelle umfassen, sei es durch einen künstlichen Kanal (eine Kanüle) oder einen natürlichen Kanal, der in einer anatomischen Körperhöhle vorliegen oder chirurgisch erzeugt worden sein kann. Die Körperhöhle kann während der Behandlung mittels eines Fluids gedehnt oder durch

anatomische Strukturen natürlich offen gehalten werden. Die Operationsstelle kann in einem kontinuierlichen Strom einer leitfähigen Flüssigkeit, wie Kochsalzlösung, gebadet werden, um den Hohlraum zu füllen und zu dehnen oder um eine örtlich gespülte Umgebung um die Spitze der Elektrodenanordnung in einer gasgefüllten Höhle zu schaffen. Die Spülflüssigkeit kann von der Operationsstelle abgesaugt werden, um durch die Anwendung von HF-Energie erzeugte Produkte, Gewebetrümmern oder Blut, zu entfernen. Die Verfahren können die gleichzeitige Beobachtung der Stelle durch ein Endoskop oder unter Verwendung indirekter Visualisierungsmittel umfassen. Ein gespültes bipolares elektrochirurgisches Instrument ist in der Beschreibung unserer internationalen Anmeldung GB 96/01472 beschrieben.

[0026] Vorteilhaft erstreckt sich das freiliegende Ende der Gewebebehandlungselektrode seitlich durch einen im Isoliererelement am distalen Ende des Instruments vorgesehenen Ausschnitt, wobei die Flüssigkeitskontaktfläche der Rückführungselektrode das Isoliererelement im Bereich des Ausschnitts überlagert.

[0027] In einer bevorzugten Ausführungsform ist die Gewebebehandlungselektrode durch einen einzelnen gewendelten Draht gebildet, und die Öffnungen sind im Isoliererelement gebildet und in der Nachbarschaft der Gewebebehandlungselektrode und um diese herum positioniert. Bevorzugt hat der Draht einen Durchmesser im Bereich von 0,05 bis 1,0 mm.

[0028] Alternativ wird die Gewebebehandlungselektrode durch eine gelochte Platte gebildet, durch die Dampfblasen und/oder teilchenförmiges Material angesaugt werden können. Die Außenfläche dieser Platte kann angrenzend zu den Öffnungen mit Ausnehmungen ausgebildet sein. Die Ausnehmungen fangen Dampfblasen ein und vermindern so die Verdampfungsschwellenleistung des Instruments.

[0029] Die Gewebebehandlungselektrode kann aus Wolfram oder einer Wolframlegierung oder Platin hergestellt sein.

[0030] Bevorzugt umfasst das Instrument ferner ein Rohr, das zur Verbindung der Öffnung mit der Pumpe innerhalb des Instrumentenschafts angebracht ist. Das Rohr kann mehrere Lumina aufweisen und in diesem Fall eine Mehrzahl von Kanälen begrenzen, wobei der Durchmesser eines jeden Kanals zumindest gleich dem Durchmesser der Öffnungen im Bereich der Gewebebehandlungselektrode ist. Alternativ umfasst das Instrument ferner ein Filter am distalen Ende des Rohres.

[0031] Die Erfindung stellt auch ein Elektrochirurgiesystem zur Verdampfung von Gewebe in Gegenwart einer elektrisch leitenden Flüssigkeit bereit, um-

fassend eine elektrochirurgischen HF-Generator, ein elektrochirurgisches Instrument und eine Pumpe, wobei das elektrochirurgische Instrument einen Schaft und an einem Ende des Schaftes eine Elektrodenanordnung umfasst, die eine Gewebebehandlungselektrode, eine Rückführungselektrode und ein Isoliererelement umfasst, welches die Gewebebehandlungselektrode von der Rückführungselektrode beabstandet und elektrisch isoliert, wobei die Gewebebehandlungselektrode ein freiliegendes Ende zur Behandlung von Gewebe aufweist und die Rückführungselektrode eine Flüssigkeitskontaktfläche aufweist, die von der Gewebebehandlungselektrode derart beabstandet ist, dass sie bei der Benutzung einen leitenden Flüssigkeitspfad zwischen der Gewebebehandlungselektrode und der Rückführungselektrode definiert, wenn die Elektrodenanordnung in eine elektrisch leitende Flüssigkeit eintaucht, wobei die Elektrodenanordnung mit mehreren Öffnungen im Isoliererelement versehen ist, und wobei der Elektrochirurgiegenerator dafür ausgelegt ist, für die Verdampfung der die Gewebebehandlungselektrode umgebenden elektrisch leitfähigen Flüssigkeit ausreichende HF-Leistung an die Elektrodenanordnung abzugeben, dadurch gekennzeichnet, dass die Pumpe eine Saugpumpe ist, die so angeordnet ist, dass sie den distalen Endabschnitt des Instrumentenschafts einem subatmosphärischen Druck aussetzt, um bei der Benutzung Dampfblasen und/oder teilchenförmiges Material durch die Öffnungen aus dem die Gewebebehandlungselektrode umgebenden Bereich anzusaugen, und wobei sich das freiliegende Ende der Gewebebehandlungselektrode (**14**) seitlich durch einen im Isoliererelement (**16**) am distalen Ende des Instruments vorgesehenen Ausschnitt (**16a**) erstreckt und ein einzelner gewendelter Draht (**14**) die Gewebebehandlungselektrode bildet.

[0032] Die Erfindung wird nun beispielhaft eingehender mit Bezug auf die Zeichnungen beschrieben, in denen:

[0033] [Fig. 1](#) ein Diagramm ist, welches ein erfindungsgemäß aufgebautes Elektrochirurgiegerät zeigt,

[0034] [Fig. 2](#) eine schematische Seitenansicht einer ersten erfindungsgemäß aufgebauten Ausführungsform einer Elektrodeneinheit ist,

[0035] [Fig. 3](#) eine vergrößerte Ansicht eines Teils der ersten Ausführungsform einer Elektrodeneinheit, gesehen in Richtung des Pfeils A in [Fig. 2](#) ist, und die

[0036] [Fig. 4](#) bis [Fig. 6](#) schematische Seitenansichten einer zweiten, dritten und vierten Ausführungsform einer erfindungsgemäß aufgebauten Elektrodeneinheit sind.

[0037] Mit Bezug auf die Zeichnungen zeigt [Fig. 1](#)

ein Elektrochirurgiegerät mit einem Generator **1**, der eine Ausgangsbuchse **2** aufweist, die ein Hochfrequenz-(HF)-Ausgangssignal über ein Anschlusskabel **4** für ein Instrument in Form eines Handstücks **3** bereitstellt. Die Aktivierung des Generators **1** kann vom Handstück **3** aus über eine Steuerverbindung (nicht gezeigt) im Kabel **4** oder mittels einer Fußschaltereinheit **5** ausgeführt werden, die separat an der Rückseite des Generators **1** mit einem Fußschalterkabel **6** angeschlossen ist. Bei der dargestellten Ausführungsform hat die Fußschaltereinheit **5** zwei Fußschalter **5a** und **5b** zur Auswahl des Trocknungsbeziehungsweise des Verdampfungsmodus des Generators **1**. die Frontplatte des Generators hat Taster **7a** und **7b** zur entsprechenden Einstellung der Leistungsstufen für Trocknen und Verdampfen, die in einer Anzeige **8** dargestellt werden. Als alternative Mittel zur Auswahl zwischen Trocknungs- und Verdampfungsmodus sind Taster **9** vorgesehen.

[0038] Das Handstück **3** trägt eine abnehmbare Elektrodeneinheit E, wie die unten beschriebenen Elektrodeneinheiten E1 bis E4.

[0039] [Fig. 2](#) zeigt die erste Ausführungsform der Elektrodeneinheit E1 zur abnehmbaren Befestigung am Handstück **3** des elektrochirurgischen Instruments, wobei die Elektrodeneinheit einen Schaft **10**, der durch ein leicht biegsames, aus Edelstahl oder Phynox hergestelltes und mit Kupfer oder Gold galvanisiertes Rohr gebildet wird, mit einer Elektrodenanordnung **12** an dessen distalen Ende, umfasst. Am (nicht gezeigten) anderen Ende des Schafts **10** sind Mittel zur mechanischen und elektrischen Verbindung der Elektrodeneinheit E1 mit dem Handstück **3** vorgesehen.

[0040] Der HF-Generator **1** (in [Fig. 2](#) nicht gezeigt) liefert einen elektrochirurgischen Strom an die Elektrodenanordnung **12**. Der Generator **1** umfasst Mittel zur Veränderung der abgegebenen Ausgangsleistung, um unterschiedlichen elektrochirurgischen Anforderungen zu folgen. Der Generator kann der Beschreibung in unserer europäischen Patentanmeldung 96304558.8 entsprechen.

[0041] Die Elektrodeneinheit E1 umfasst eine aktive Elektrode **14** (zur Gewebehandlung), die aus einer gekrümmten gelochten Platte aus Wolfram, einer Wolframlegierung oder Platin besteht. Die aktive Elektrode **14** ist mit mehreren Durchbrüchen **14a** ausgebildet, und die den Durchbrüchen benachbarten Bereiche **14b** der aktiven Elektrode bilden tasenförmige Ausnehmungen (siehe [Fig. 3](#)). Die aktive Elektrode **14** ist über einen isolierten Kupfer-Mittelleiter (nicht gezeigt) an den HF-Generator angeschlossen. Eine keramische Isolierhülse **16** umgibt den Mittelleiter, wobei sich die aktive Elektrode **14** von dort zur Seite durch einen Ausschnitt **16a** erstreckt. Der proximale Abschnitt des Schafts in Nachbarschaft zu

Rückführungselektrode **18** ist von Polytetrafluorethylen, Polyolefin, Polyester oder Ethylentetrafluorethylen umgeben. Die Rückführungselektrode **18** ist mit einer haubenartigen Verlängerung **18a** ausgebildet, die sich über die Oberfläche der Hülse **16** gegenüber dem Ausschnitt **16a** erstreckt. Die Elektrodeneinheit E1 kann so einen maximalen Eingriff in das Gewebe bei Anwendungen mit flachem Arbeitswinkel ermöglichen und ist als Elektrode mit seitlicher Wirkung (sideeffect electrode) bekannt.

[0042] Dieses elektrochirurgische Instrument ist besonders brauchbar für die rasche Abtragung von Gewebe. Ein Problem, dem man beim raschen Abtragen von Gewebe mit einer arthroskopischen Elektrodenkonfiguration begegnen kann, insbesondere beim Arbeiten im engen Gelenkspalten, ist die Erzeugung von Dampfblasen, die als Endprodukt der Gewebeverdampfung entstehen. Solche Blasen versperren die Sicht und können an der Stelle der Gewebehandlung koaleszieren, so dass der elektrische Stromkreis zwischen der aktiven und der Rückführungselektrode durch Abwesenheit von leitfähiger Flüssigkeit gefährdet wird. Die regulären aktiven Elektroden in Draht-, Sieb- oder Schraubenfederform lösen dieses Problem zum Teil, weil sie die Verdampfungsschwelle herabsetzen, wie in der Beschreibung unserer internationalen Anmeldung GB Ziffer 97/00065 offenbart. Ein anderer Vorteil dieser Elektrodenformen ist, dass die durch Verdampfung gebildeten Blasen kleiner als die durch kompakte Elektroden gebildeten sind. Da die Bürstenelektrode **14** dieses elektrochirurgischen Instruments eine irreguläre Gestalt hat, bietet sie auch den Vorteil, dass sie relativ kleine Dampfblasen als Produkt der Gewebeverdampfung erzeugt. Jedoch wird die Erzeugung von Dampfblasen infolge der durch die Verwendung der Elektrodeneinheit E1 niedrigen Verdampfungsschwellenleistung weiter vermindert. Diese Verbesserung resultiert aus der haubenförmigen Verlängerung **18a** der Rückführungselektrode **18**, die sich über die Rückseite der aktiven Elektrode **14** erstreckt. Dies vermindert den Abstand zwischen aktiver Elektrode **14** und Rückführungselektrode **18**, wodurch das elektrische Feld und die Verdampfungsschwellenleistung der aktiven Elektrode **14** vermindert werden. Dies steigert die Verdampfungsgeschwindigkeit des Gewebes bei einer niedrigeren Leistung als sonst für die vorgegebene aktive Elektrodenfläche erforderlich wäre und vermindert daher die Bildung von Dampfblasen. Weil die haubenförmige Verlängerung **18a** sich über die ganze Länge der aktiven Elektrode **14** erstreckt, kann trotz der Verminderung des Elektrodenabstands eine große aktive Elektrode unterstützt werden.

[0043] Um das Problem der Dampfblasenbildung weiter zu vermindern, ist die Elektrodeneinheit E1 mit einer (nicht gezeigten) Absaugpumpe versehen, welche Dampfblasen über den Schaft des Instruments

durch die Löcher **14a** in der aktiven Elektrode **14** entfernen kann. Dies fördert die Entfernung von Dampfblasen aus der Operationsstelle, was während aggressiven Abtragens von Gewebe besonders vorteilhaft ist. Die Absaugpumpe muss so gesteuert sein, dass der Strom von Blasen durch die Elektrode **14** an die Ausgangsspannungskennlinie des HF-Generators **1** angepasst ist, um übermäßige Kühlung der aktiven Elektrode und eine dadurch verursachte Zunahme der Verdampfungsschwellenleistung zu verhindern. Die Wärmekapazität der gelochten aktiven Elektrode **14** ist geringer als die einer kompakten aktiven Elektrode, und dies hilft bei der schnellen Neubildung der Dampfmaschine um die aktive Elektrode herum, falls diese nach übermäßiger Abkühlung kollabiert. Die tassenförmigen Ausnehmungen **14b** in der aktiven Elektrode **14** helfen, die Dampfmaschine aufrecht zu erhalten, indem sie gegen den durch die Saugwirkung der Absaugpumpe hervorgerufenen Flüssigkeitsstroms Salzlösung zurückhalten. Die eingefangene Salzlösung nimmt Energie auf und wird so gegenüber der Salzlösung in dem durch das Absaugen verursachten Flüssigkeitsstrom bevorzugt verdampft.

[0044] Die Robustheit der Elektrodenanordnung **12** ist auch wichtig für die arthroskopischen Chirurgie, sowohl wegen der Neigung der Chirurgen, eine Elektrodenanordnung als einen kalten Manipulator zu benutzen, als auch wegen der Steifheit des zu behandelnden Gewebes – insbesondere Knochen und Knorpel. Die haubenförmige Verlängerung **18a** verleiht der Elektrodenanordnung **12** mechanische Festigkeit, weil sie sich über die keramische Isolierhülse **16** erstreckt und dadurch die Gefahr des Bruchs der Keramik und des möglichen Zusammenbrechens der Isolierung vermindert.

[0045] Die Elektrodeneinheit E1 ist hauptsächlich für die Verwendung bei der Arthroskopie gedacht, die eine rasche Gewebeabtragung durch Verdampfung erfordert. Das elektrochirurgische Instrument wird im Gebrauch zum Einführen der Elektrodenanordnung **12** in ein ausgewähltes Operationsfeld (beispielsweise im Gelenkspalt eines Knies) manipuliert, so dass die Elektrode **14** das zu behandelnde Gewebe berührt und Gewebe und Elektrodenanordnung in Kochsalzlösung eintauchen.

[0046] Dann wird der Fußschalter **5b** (oder der Taster **7b**) betätigt, um die zur Verdampfung erforderliche Leistung einzustellen. Der Generator liefert dann genügend HF-Leistung zur Elektrodenanordnung **12**, um die die Elektrode **14** umgebende Kochsalzlösung zu verdampfen und eine diese Elektrode umgebende Dampfmaschine zu unterhalten. Durch Anwendung einer Bürstentechnik mit kräftigem Druck auf die Gewebeoberfläche erreicht man eine rasche Abtragung des Gewebes. Zartes Berühren des Gewebes vermindert die Wirkung und kann angewendet werden,

um die zurückbleibende Gewebeoberfläche zu formen und zu glätten. Beim Anlegen an das Gewebe wird der Spülmittelstrom durch die aktive Elektrode vermindert, vorausgesetzt dass die Geometrie der aktiven Elektrode **14** der Anwendung angemessen ist, wobei das Ausmaß der Verminderung von der Art der Gewebeoberfläche, dem Anlagedruck und dem Saugdruck abhängt. Daher hängt die Geschwindigkeit der Abtragung von diesen Variablen ab. Nach dem Auftreten der Verdampfung umfassen die Produkte Dampfblasen, Kohlenstoffteilchen und Gewebetrümmer. Alle diese Produkte werden aus dem Bereich der aktiven Elektrode **14** durch Absaugen mittels der Absaugpumpe entfernt. Die Durchbrüche **14a** sind so angebracht, dass verdampftes Gewebe in das Instrument gesaugt und dann durch den Schaft **10** des Instruments durch die Absaugung der Absaugpumpe entfernt wird.

[0047] Die Elektrodeneinheit E1 ist auch sehr wirkungsvoll bei der Entfernung erhitzter Kochsalzlösung (Dehnungsflüssigkeit) aus einer Gelenkhöhle. Die Gefahr durch heiße Dehnungsflüssigkeit tritt hauptsächlich auf, während Leistung zum Erreichen der Verdampfungsschwelle angelegt wird. Nach Erreichen der Schwelle fällt die erforderliche Leistung um 30 bis 50%.

[0048] Während das Absaugen durch die aktive Elektrode **14** erhitze Kochsalzlösung aus der Körperhöhle entfernt und die Gefahr einer Überhitzung durch ausgedehntes Einschalten unter Bedingungen, bei denen die Verdampfungsschwelle noch nicht erreicht ist, beseitigt, erhöht die um die aktive Elektrode erzeugte Kühlwirkung und Zerstörung der Dampfmaschine die Verdampfungsschwelle. Daher kann ein Teufelskreis entstehen, wobei die Gefahr der Überhitzung umso größer wird, je mehr durch die Elektrode **14** abgesaugt und je mehr Leistung dadurch zum Erreichen der Verdampfungsschwelle erforderlich ist. Der andere die Verdampfungsschwelle beeinflussende Faktor ist die relative Berührungsfläche der Rückführungselektrode und das isolierende Trennstück zwischen den beiden Elektroden **14** und **18**. Die Größe der aktiven Elektrode **14** und des isolierenden Trennstücks muss daher auf das für die Funktion erforderliche Minimum reduziert werden, um die erhöhende Wirkung der Absaugung auf die Verdampfungsschwellenleistung auszugleichen.

[0049] Die Beschreibung unserer internationalen Anmeldung GB 97/00065 offenbart Methoden zur Steuerung der Verdampfungsschwelle durch Einsatz von Gestaltungen aktiver Elektroden, die das Einfangen von Dampfmaschine unterstützen und die Abkühlung des Anwendungsbereichs der aktiven Elektrode verhindern, indem sie diesen vom Spülmittelfluss aus den Kanälen im Endoskop abschirmen. Die gelochte Elektrode **14** in [Fig. 2](#), die an eine Raspel, bei der Löcher von innen nach außen gestanzt sind, erinnert,

liefert sowohl die Absauglöcher **14a** als auch die Bereiche **14b**, in denen die Dampftasche eingefangen werden können, um die Verdampfungsschwellenleistung zu vermindern.

[0050] Ein alternatives oder ergänzendes Verfahren zur Verminderung der Verdampfungsschwellenleistung ist, den Absaugdruck zu takten, wodurch zwischen den Pulsen die Schwelle erreicht werden kann. Solche Pulse können mit den Ausgangsmerkmalen des HF-Generators **1** synchronisiert werden, sowohl aus Sicherheitsgründen (falls der Absaugkanal verstopft ist) als auch zur Erzeugung von Leistungsspitzen während des aktiven Absaugens zur Aufrechterhaltung der Dampftasche und zum Entfernen allen Gewebes, das die Durchbrüche **14a** in der aktiven Elektrode **14** verstopft.

[0051] In der Arthroskopie ist es eine bekannte Technik, eine Absaugung durch ein mechanisch Gewebe abknabberndes Gerät anzuwenden, so dass im Gelenkspalt vorhandenes Weichteilgewebe, wie infrapatellare Schleimbeutel, durch Saugwirkung an Ort und Stelle zwischen den Backen des Messers gehalten werden können, während es fortschreitend "abgeknabbert" wird.

[0052] Das Hinziehen von Gewebe zur aktiven Elektrode **14** der Elektrodeneinheit E1 hat eine ähnliche Wirkung, weil aus den oben angegebenen Gründen an der aktiven Elektrode haftendes nachgiebiges Gewebe zu einer Verminderung der Verdampfungsschwellenleistung führt. Anhaftendes Gewebe wird rasch verdampft und bei der Verdampfung erzeugte kleine Gewebeteilchen werden von der Anwendungsstelle abgesaugt.

[0053] Wegen der Geschwindigkeit der Abtragung und der seitwärts wirkenden Konfiguration hat die Elektrodeneinheit E1 auch Vorteile bei der urologischen Chirurgie als EVAP-Verfahren in Verbindung mit einem Resektoskop. Eine Resektoskop-Elektrodeneinheit wird ganz anders eingeführt, insofern als sie vor dem Durchführen des montierten Instruments durch ein über die Harnröhre eingeführtes Arbeitsrohr auf das Endoskop montiert wird. Das proximale Ende der Elektrodeneinheit ist mit einer Auslöseanordnung und einem im Resektoskop integrierten elektrischen Kontakt verbunden. Dadurch kann die Elektrodeneinheit E1 durch Betätigung des Auslösemechanismus über einen bestimmten Bewegungsbereich hin und her bewegt werden. Weil die Elektrodeneinheit E1 vor der Einführung montiert wird, ist die Größe der Spitze nicht durch die Abmessungen des Arbeitskanals, sondern nur durch den Durchmesser des Arbeitsrohrs begrenzt, der bis zu 10 mm sein kann. Ein Teil dieses Durchmessers wird durch die Stützdrähte der Elektrodeneinheit E1 eingenommen, die üblicherweise mit Rücksicht auf das endoskopische Bild abwärts zur Arbeitsspitze hin gebogen sind,

so dass sie weder die Sicht noch deren Betrieb stören. Die Elektrode **14** kann eine Länge im Bereich von 3 mm bis 4 mm und eine Dicke im Bereich vom 2 mm bis 3 mm haben, und diese Größe ist für die urologische Chirurgie notwendig, wenn man annimmt, dass im Durchschnitt 20 bis 30 g Prostatagewebe entfernt werden muss.

[0054] Wegen der Speicherwirkung der Harnblase und der Montage des Endoskops so, dass die Spitze der aktiven Elektrode **14** von unten sichtbar ist, ist die Erzeugung von Blasen während der Verdampfung bei der endoskopischen Urologie ein geringeres Problem, weil die Blasen vom Endoskop weg strömen und sich in der Harnblase sammeln. Gleichwohl vermindert die Anwendung der Elektrodeneinheit E1 wesentlich die Möglichkeit, dass die Erzeugung von Blasen Probleme bereitet.

[0055] Obwohl die Elektrodeneinheit E1 hauptsächlich für die Verwendung zur Verdampfung von Gewebe gedacht ist, kann sie auch zum Trocknen angewendet werden, insbesondere bei Synovialmembranen, oder zur Trennung von Muskelverwachsungen. In diesem Fall wird der HF-Generator **1** mit dem Fußschalter **5a** oder dem Taster **7a** betätigt, um die für die Trocknung notwendige Leistung einzustellen, nachdem die Elektrodenanordnung **12** in ein ausgewähltes Operationsfeld eingeführt wurde. Der Generator **1** liefert dann genügend HF-Leistung an die Elektrodenanordnung **12**, um die Kochsalzlösung in der Nachbarschaft der gelochten Elektrode **14** im Wesentlichen an ihrem Siedepunkt zu halten, ohne dass eine die Elektrode umgebende Dampftasche entsteht. Das Instrument kann dann durch Bewegung der Elektrode **14** über die Oberfläche des zu behandelnden Gewebes in einer Pinseltechnik von einer Seite zur anderen gehandhabt werden.

[0056] Die Elektrodeneinheit E1 kann auch zur Abgabe einer gemischten Ausgangsleistung verwendet werden. Dies erreicht man, indem das Ausgangssignale des HF-Generators **1** zwischen den Leistungen für Trocknung und Verdampfung automatisch alterniert, so dass mehr Hämostase erzeugt wird als im Verdampfungsmodus möglich. Demzufolge wird die Geschwindigkeit der Gewebeabtragung vermindert, jedoch ist die gesteigerte Hämostase nützlich, wenn Gefäßgewebestrukturen geschnitten oder abgetragen werden. Alternativ kann das Ausgangssignal des HF-Generators **1** bei der Verdampfungsleistung gepulst sein, ohne dass der Trocknungsmodus zyklisch aktiviert wird. Dies erzeugt eine weniger aggressive Gewebeverdampfung als sie im Verdampfungsmodus auftritt, wodurch die Blasenbildung und die Gefahr der Verkohlung des Gewebes reduziert werden.

[0057] Die [Fig. 4](#) bis [Fig. 6](#) zeigen die Elektrodeneinheiten E2 bis E4, die abgewandelten Versionen der Elektrodeneinheit E1 sind. Dementsprechend

werden für gleiche Teile die gleichen Bezugszeichen verwendet und nur die Abwandlungen eingehend beschrieben. So ist die aktive Elektrode **14** der Elektrodeneinheit E2 eine im Ausschnitt **16a** angebrachte Schraubenfederelektrode. Die Schraubenfederelektrode **14** besteht aus Wolfram, einer Wolframlegierung oder Platin, und ihr proximales Ende ist über einen isolierten Kupfer-Mittelleiter (nicht gezeigt) an den HF-Generator **1** angeschlossen. Die Elektrodeneinheit E2 ist jedoch mit Durchbrüchen **16b** in der Isolierhülse **16** versehen, die am ganzen Umfang und angrenzend an die aktive Elektrode **14** angebracht sind. Diese Durchbrüche **16b** bilden den Absaugpfad für herauszuziehende Dampfblasen, Gewebe und Trümmer, wodurch sie das Festsetzen von Dampfblasen an der Oberfläche der aktiven Elektrode unter Einschluss guter Verdampfungsschwelleneigenschaften unterstützen, während sie das gute Herausziehen der heißen Kochsalzlösung sicherstellen. Die Durchbrüche **16b** sind hinreichend nahe zur aktiven Elektrode **14** angebracht, um sicherzustellen, dass im wesentlichen alles verdampfte Gewebe in das Instrument gezogen und dann durch den Instrumentenschaft **10** durch Absaugen mit der Saugpumpe entfernt wird. In einer abgewandelten Version diese Ausführungsform können die benachbarten Windungen der Schraubenfederelektrode weitere Durchbrüche zur Unterstützung der Absaugung von Dampfblasen, Kohlenstoffteilchen und Gewebetrümmern begrenzen.

[0058] Die Elektrodeneinheit E3 in [Fig. 5](#) weist eine aktive Elektrode **14** ähnlich der in den [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) in Form einer "Raspel" auf. Der Schaft **10** des Instruments enthält ein Rohr **22** mit mehreren Lumina, das eine Mehrzahl von Absaugkanälen **24** darstellt. Die aktive Elektrode **14** ist mittels eines isolierten Kupferleiters **26** an den HF-Generator **1** angeschlossen. Diese Ausführungsform hat den Vorteil, dass immer noch Dampf durch die übrigen offenen Kanäle **24** abgesaugt werden kann, wenn einer oder mehrerer der Kanäle **24** durch einen Tropfen Salzlösung verstopft ist. In diesem Fall darf die Bohrung jedes Kanals **24** nicht enger als die Durchbrüche **14a** in der aktiven Elektrode **14** sein, wodurch die Verstopfung dieser Kanäle durch Teilchentrümmer, die an der Behandlungsstelle des Gewebes erzeugt wurden, verhindert wird.

[0059] Die Elektrodeneinheit E4 der [Fig. 6](#) umfasst ein Rohr **22** mit einem Lumen, das an seinem distalen Ende mit einem integralen Filter **28** versehen ist. Der Filter **28** verhindert die Verstopfung des Lumens des Rohrs **22** durch Teilchentrümmer, die an der Behandlungsstelle des Gewebes erzeugt wurden. Alternativ könnte der Filter **28** integral mit der Isolierhülse **16** am distalen Ende des Rohrs **22** ausgebildet sein. Wiederum könnte der Filter **28** ein Sieb mit einer kleinen Porengröße umfassen, um bevorzugt eine Entgasung der Verdampfungsprodukte zu ermöglichen,

während sich festes Material auf dem Filter ansammelt. In diesem Fall wird die Absaugung der Gase durch die Tatsache erleichtert, dass das proximale Absaugrohr **22** mit nur einem Lumen so aufgebaut sein kann, dass er einem hohen Unterdruck ohne Zusammenfallen widersteht. Wiederum ist hier die aktive Elektrode **14** mittels eines isolierten Kupferleiters **26** an den HF-Generator **1** angeschlossen.

[0060] Jede der Elektrodeneinheiten E1 bis E4 hat den weiteren Vorteil, dass das Absaugen im Bereich der aktiven Elektrode **14** die Konvektionsströme in der die Elektrodenanordnung **12** umgebenden Kochsalzlösung einschränkt. Weil der zum Erreichen der Verdampfung erforderliche Leistungsschwellenwert vom Leistungsverluste der aktiven Elektrode **14** und den Strömungsverhältnissen um diese herum abhängt, richtet sich der Leistungsschwellenwert nach der maximalen Konvektionsgeschwindigkeit. Demzufolge vermindert die Beschränkung der Konvektionsströme den Leistungsschwellenwert, und dies ist vorteilhaft, weil es die Verwendung eines billigeren HF-Generators ermöglicht und auch Probleme wie Leistungsverluste im Instrument und katastrophale Überhitzung der aktiven Elektrode vermeidet. Es erleichtert auch die Steuerung des Generators nach Einsetzen der Verdampfung. Die Bedeutung des Leistungsschwellenwerts für die Verdampfung ist in der Beschreibung unserer internationalen Anmeldung GB Ziffer 97/00065 eingehender diskutiert.

[0061] Ein anderer Vorteil dieser Elektrodeneinheiten besteht darin, dass beim Gebrauch die aktive Elektrode **14** nach unten weist, so dass die dadurch erhitzte Salzlösung zur Rückführungselektrode **18** aufsteigt. Das führt zu einer Verminderung der Impedanz im Stromkreis und daher zu einer Verminderung des Wärmeverlustes im Pfad der Salzlösung.

[0062] Es wird klar, dass an den oben beschriebenen Ausführungsformen Abwandlungen vorgenommen werden können. Beispielsweise können die Rohre **22** der Ausführungsformen der [Fig. 5](#) unter [Fig. 6](#) mit der Elektrodenanordnung **12** der [Fig. 4](#) verwendet werden, das heißt bei der Ausführungsform mit der gelochten Isolierhülse. Es ist auch möglich, die Isolierhülse **16** einer jeden Ausführungsform aus einem Silikongummi (wie Silikonpolyurethan), Glas, einem Polyimid oder einem thermoplastischen Material herzustellen.

[0063] In dieser Beschreibung soll der Begriff "Pumpe" so ausgelegt werden, dass er jede geeignet gesteuerte Vakuumquelle umfasst.

Patentansprüche

1. Elektrochirurgiesystem zur Verdampfung von Gewebe in Gegenwart einer elektrisch leitenden Flüssigkeit, umfassend einen elektrochirurgischen

HF-Generator, ein elektrochirurgisches Instrument und eine Pumpe, wobei das elektrochirurgische Instrument einen Schaft (10) und an einem Ende des Schaftes eine Elektrodenanordnung (12) umfasst, die eine Gewebebehandlungselektrode (14), eine Rückführungselektrode (18) und ein Isolierelement (16) umfasst, welches die Gewebebehandlungselektrode von der Rückführungselektrode beabstandet und elektrisch isoliert, wobei die Gewebebehandlungselektrode ein freiliegendes Ende zur Behandlung von Gewebe aufweist und die Rückführungselektrode eine Flüssigkeitskontaktfläche aufweist, die von der Gewebebehandlungselektrode derart beabstandet ist, dass sie bei der Benutzung einen leitenden Flüssigkeitspfad zwischen der Gewebebehandlungselektrode und der Rückführungselektrode definiert, wenn die Elektrodenanordnung in eine elektrisch leitende Flüssigkeit eintaucht, wobei die Elektrodenanordnung mit mehreren Öffnungen (14a) versehen ist, durch die Dampfblasen und/oder teilchenförmiges Material aus dem die Gewebebehandlungselektrode umgebenden Bereich angesaugt werden können, **dadurch gekennzeichnet**, dass diese Öffnungen in der Gewebebehandlungselektrode vorgesehen sind, der Elektrochirurgiegenerator dafür ausgelegt ist, für die Verdampfung der die Gewebebehandlungselektrode umgebenden elektrisch leitfähigen Flüssigkeit ausreichende HF-Leistung an die Elektrodenanordnung abzugeben, und dass die Pumpe so angeordnet ist, dass sie den distalen Endabschnitt des Instrumentenschafts einem subatmosphärischen Druck aussetzt, um bei der Benutzung Dampfblasen und/oder teilchenförmiges Material durch die Öffnungen aus dem die Gewebebehandlungselektrode umgebenden Bereich anzusaugen.

2. Elektrochirurgiesystem nach Anspruch 1, wobei die Pumpe zyklisch aktiviert wird, wodurch Material stoßweise angesaugt wird.

3. Elektrochirurgiesystem nach Anspruch 1 unter 2, wobei die Pumpe nur dann aktiviert ist, wenn die Gewebebehandlungselektrode (14) zur Gewebeverdampfung Energie erhält.

4. Elektrochirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei der HF-Generator (1) einen bipolaren Ausgang hat, der mit der Gewebebehandlungselektrode (14) und der Rückführungselektrode (18) verbunden ist.

5. Elektrochirurgiesystem nach Anspruch 4, wobei die Pumpe abhängig von der Ausgangsspannungskennlinie des HF-Generators (1) gesteuert wird.

6. Elektrochirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei das freiliegende Ende der Gewebebehandlungselektrode (14) sich seitlich durch einen Ausschnitt (16a) erstreckt, der in dem Isoliere-

lement (16) am distalen Endabschnitt des Instruments vorgesehen ist, und wobei die Flüssigkeitskontaktfläche der Rückführungselektrode (18) das Isolierelement im Bereich des Ausschnitts überlagert.

7. Elektrochirurgiesystem nach Anspruch 6, wobei die Gewebebehandlungselektrode durch einen einzelnen gewendelten Draht (14) gebildet ist.

8. Elektrochirurgiesystem nach Anspruch 7, wobei die Öffnungen (16b) im Isolierelement (16) gebildet sind und in der Nachbarschaft der Gewebebehandlungselektrode (14) und um diese herum positioniert sind.

9. Elektrochirurgiesystem nach Anspruch 7 oder 8, wobei der Draht (14) einen Durchmesser im Bereich von 0,05 bis 1,0 mm hat.

10. Elektrochirurgiesystem nach Anspruch 6, wobei die Gewebebehandlungselektrode durch eine gelockte Platte (14) gebildet wird, und die Öffnungen (14a) der Platte diejenigen Öffnungen bilden, durch die Dampfblasen und/oder teilchenförmiges Material angesaugt werden können.

11. Elektrochirurgiesystem nach Anspruch 10, wobei die Außenfläche der Platte (14) angrenzend zu den Öffnungen (14a) mit Ausnehmungen (14b) ausgebildet ist.

12. Elektrochirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 11, wobei die Gewebebehandlungselektrode (14) aus Wolfram hergestellt ist.

13. Elektrochirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 11, wobei die Gewebebehandlungselektrode (14) aus einer Legierung von Wolfram oder Platin hergestellt ist.

14. Elektrochirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 13, ferner ein Rohr (22) umfassend, das zur Verbindung der Öffnungen (14a) mit der Pumpe innerhalb des Instrumentenschafts (10) angebracht ist.

15. Elektrochirurgiesystem nach Anspruch 14, wobei das Rohr (23) mehrere Lumina aufweist.

16. Elektrochirurgiesystem nach Anspruch 15, wobei das Rohr (22) mit mehreren Lumina eine Mehrzahl von Kanälen (24) begrenzt, wobei der Durchmesser eines jeden Kanals zumindest gleich dem Durchmesser der Öffnungen (14a) im Bereich der Gewebebehandlungselektrode (14) ist.

17. Elektrochirurgiesystem nach Anspruch 14, ferner ein Filter am distalen Ende des Rohrs umfassend.

18. Elektrochirurgiesystem zur Verdampfung von Gewebe in Gegenwart einer elektrisch leitenden Flüssigkeit, umfassend einen elektrochirurgischen HF-Generator, ein elektrochirurgisches Instrument und eine Pumpe, wobei das elektrochirurgische Instrument einen Schaft (**10**) und an einem Ende des Schaftes eine Elektrodenanordnung (**12**) umfasst, die eine Gewebebehandlungselektrode (**14**), eine Rückführungselektrode (**18**) und ein Isolierelement (**16**) umfasst, welches die Gewebebehandlungselektrode von der Rückführungselektrode beabstandet und elektrisch isoliert, wobei die Gewebebehandlungselektrode ein freiliegendes Ende zur Behandlung von Gewebe aufweist und die Rückführungselektrode eine Flüssigkeitskontaktfläche aufweist, die von der Gewebebehandlungselektrode derart beabstandet ist, dass sie bei der Benutzung einen leitenden Flüssigkeitspfad zwischen der Gewebebehandlungselektrode und der Rückführungselektrode definiert, wenn die Elektrodenanordnung in eine elektrisch leitende Flüssigkeit eintaucht, wobei die Elektrodenanordnung mit mehreren Öffnungen (**14a**) im Isolierelement versehen ist, und wobei der Elektrochirurgiegenerator dafür ausgelegt ist, für die Verdampfung der die Gewebebehandlungselektrode umgebenden elektrisch leitfähigen Flüssigkeit ausreichende HF-Leistung an die Elektrodenanordnung abzugeben, dadurch gekennzeichnet, dass die Pumpe eine Saugpumpe ist, die so angeordnet ist, dass sie den distalen Endabschnitt des Instrumentenschafts einem subatmosphärischen Druck aussetzt, um bei der Benutzung Dampfblasen und/oder teilchenförmiges Material durch die Öffnungen aus dem die Gewebebehandlungselektrode umgebenden Bereich anzusaugen, und wobei sich das freiliegende Ende der Gewebebehandlungselektrode (**14**) seitlich durch einen im Isolierelement (**16**) am distalen Ende des Instruments vorgesehenen Ausschnitt (**16a**) erstreckt und ein einzelner gewendelter Draht (**14**) die Gewebebehandlungselektrode bildet.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

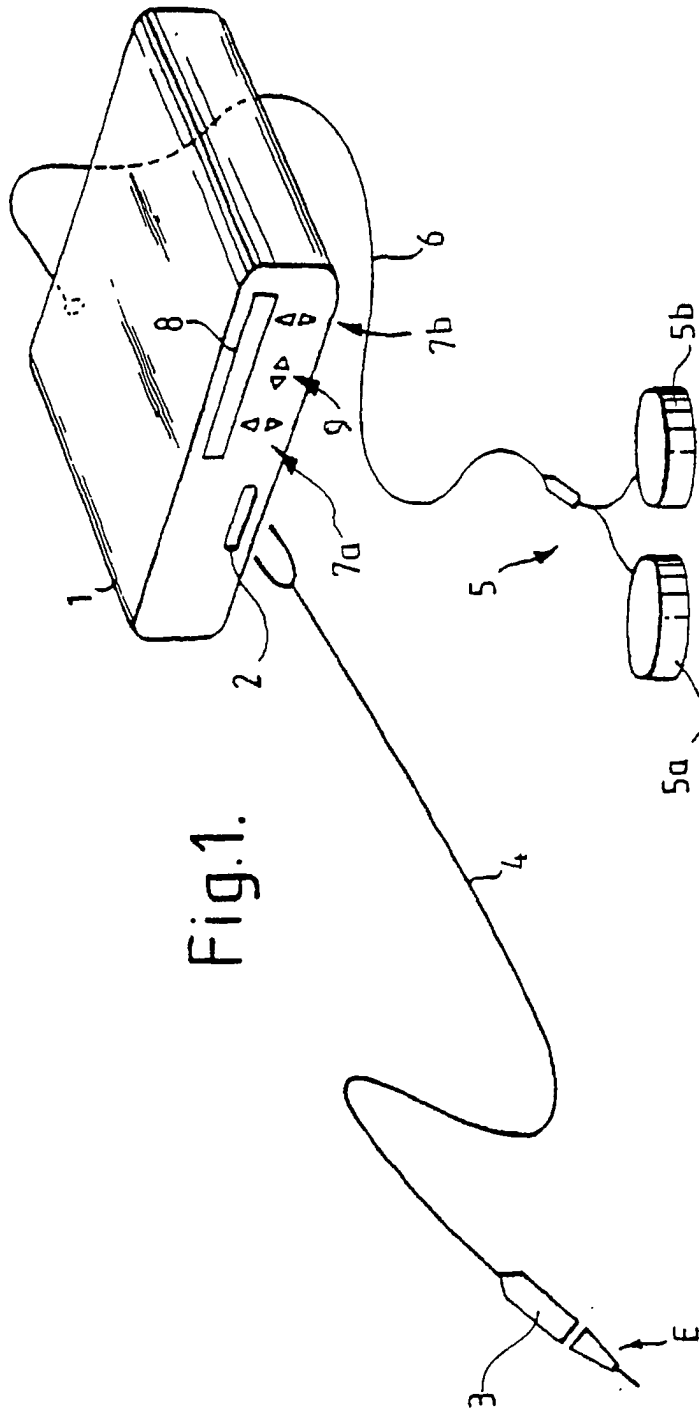


Fig.1.

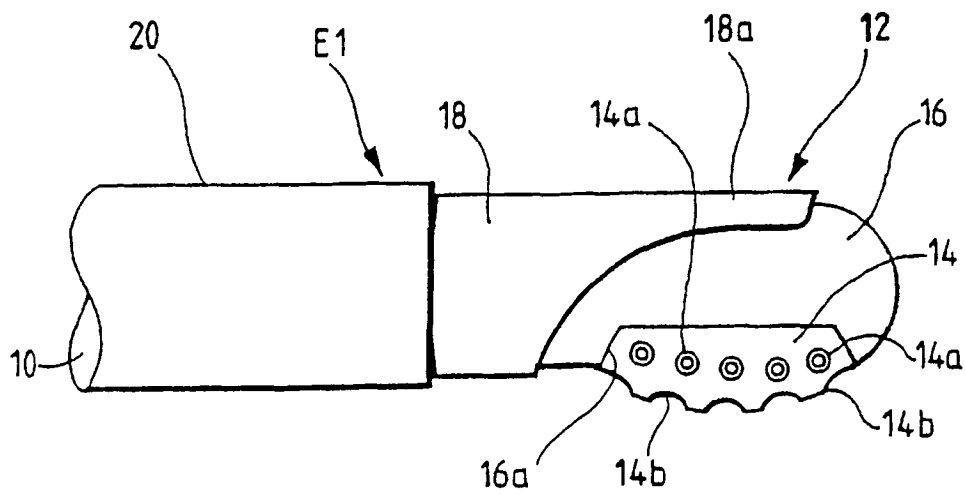


Fig. 2.

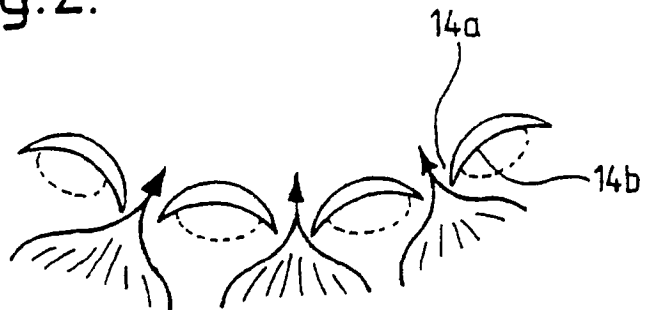


Fig. 3.

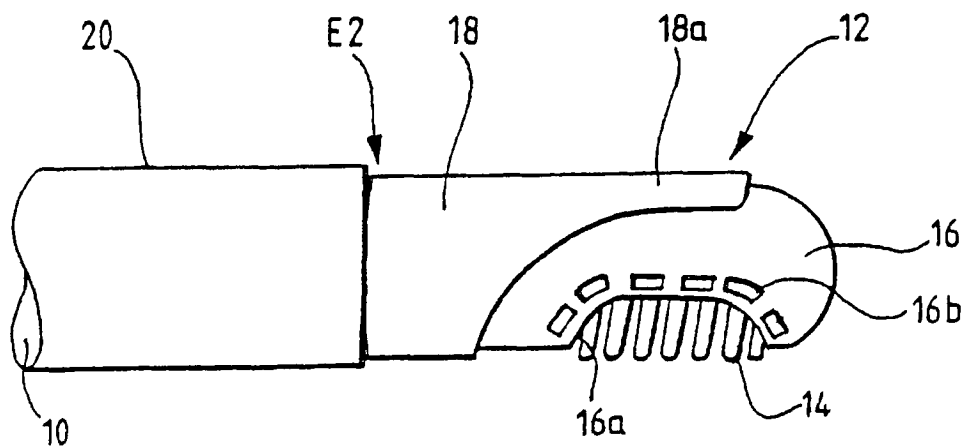


Fig. 4.

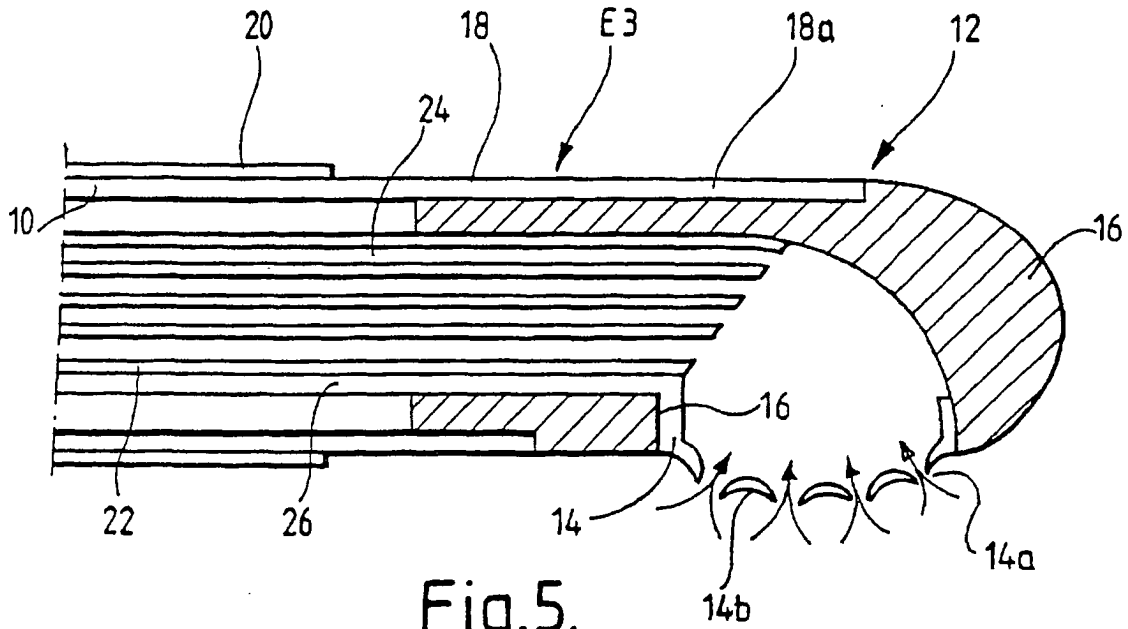


Fig. 5.

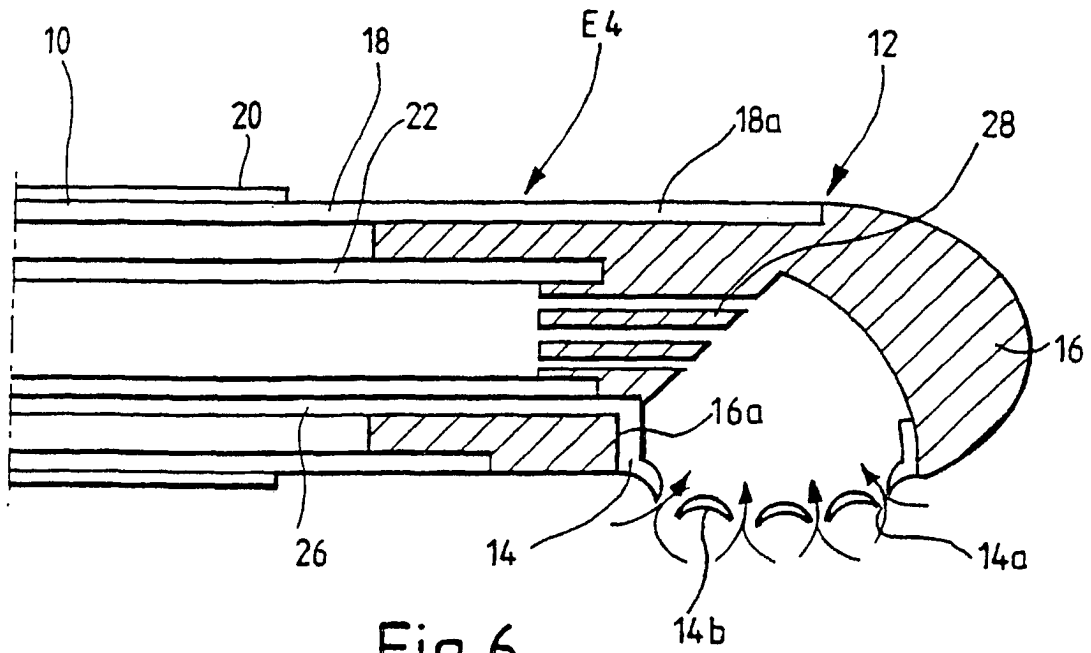


Fig. 6.