



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 696 11 912 T3** 2005.06.09

(12) **Übersetzung der geänderten europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 833 593 B2**

(51) Int Cl.7: **A61B 18/14**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **696 11 912.9**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/GB96/01472**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **96 918 767.3**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 97/00646**

(86) PCT-Anmeldetag: **20.06.1996**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **09.01.1997**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **08.04.1998**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **28.02.2001**

(97) Veröffentlichungstag
des geänderten Patents beim EPA: **28.07.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **09.06.2005**

(30) Unionspriorität:
9512889 **23.06.1995** **GB**
9600356 **09.01.1996** **GB**

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

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

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

(74) Vertreter:
PAe Reinhard, Skuhra, Weise & Partner GbR,
80801 München

(54) Bezeichnung: **ELEKTROCHIRURGISCHES INSTRUMENT**

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

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein elektrochirurgisches Instrument zur Behandlung von Gewebe in Gegenwart eines elektrisch leitfähigen Fluids und ein elektrochirurgisches Gerät, das ein solches Instrument umfaßt.

[0002] Endoskopische Elektrochirurgie ist zur Behandlung von Gewebe in Hohlräumen des Körpers geeignet und wird normalerweise in Gegenwart eines Aufweitungsmediums durchgeführt. Wenn das Aufweitungsmedium eine Flüssigkeit ist, wird diese Technik gewöhnlich als Unterwasser-Elektrochirurgie bezeichnet, wobei dieser Begriff diejenige Elektrochirurgie bezeichnet, bei der lebendes Gewebe unter Verwendung eines elektrochirurgischen Instruments mit einer Behandlungselektrode oder Elektroden behandelt wird, die am Operationsort in Flüssigkeit eingetaucht sind. Ein gasförmiges Medium wird gewöhnlich eingesetzt, wenn der endoskopische chirurgische Eingriff in einer ausdehnbaren Körperhöhle mit größerem Volumen durchgeführt wird, in der ein flüssiges Medium ungeeignet wäre, was oftmals bei laparoskopischen oder gastroenterologischen Eingriffen der Fall ist.

[0003] Unterwasser-Chirurgie wird gewöhnlich unter Verwendung von Endoskopie-Techniken durchgeführt, bei denen das Endoskop selbst ein Leitungsrohr (das gewöhnlich als Arbeitskanal bezeichnet wird) für das Hindurchführen einer Elektrode bereitstellen kann. Wahlweise kann das Endoskop (wie bei einem Resektoskop) speziell angepaßt sein und eine Einrichtung zum Montieren einer Elektrode aufweisen, oder die Elektrode kann über eine separate Zuführeinrichtung unter einem bestimmten Winkel gegenüber dem Endoskop in eine Körperhöhle eingeführt werden – eine Technik, die gewöhnlich als Triangulation bezeichnet wird. Diese unterschiedlichen Techniken können in chirurgische Fachgebiete unterteilt werden, wobei die eine oder andere der Techniken spezielle Vorteile in Abhängigkeit vom Zugangsweg zu der speziellen Körperhöhle hat. Endoskope mit eingebauten Arbeitskanälen, oder solche, die als Resektoskope bezeichnet werden, werden im allgemeinen eingesetzt, wenn die Körperhöhle durch eine natürliche Öffnung zugänglich ist – wie z. B. der Gebärmutterhals, um zum Gebärmutterhohlraum der Gebärmutter zu gelangen, oder die Harnröhre, um zur Prostata drüse und zur Blase zu kommen. Endoskope, die speziell zur Verwendung in der Gebärmutter gestaltet sind, werden als Hysteroskope bezeichnet und diejenigen, die zur Verwendung im Urogenitaltrakt ausgebildet sind, umfassen Zystoskope, Urethroskope und Resektoskope. Die Verfahren der transurethralen Resektion oder Verdampfung der Prostata drüse sind als TURP bzw. EVAP bekannt. Wenn keine natürliche Körperöffnung, durch die ein Endoskop hindurchgeführt werden kann, vorhanden ist, wird übli-

cherweise die Triangulationstechnik eingesetzt. Die Triangulation wird im allgemeinen bei der chirurgischen Unterwasser-Endoskopie an Gelenkhohlräumen, wie z. B. dem Knie und der Schulter, verwendet. Das bei diesen Verfahren verwendete Endoskop wird im allgemeinen als Arthroskop bezeichnet.

[0004] Elektrochirurgie wird gewöhnlich unter Verwendung entweder eines einpoligen Instruments oder eines zweipoligen Instruments durchgeführt. Bei der einpoligen Elektrochirurgie wird eine aktive Elektrode im Operationsbereich verwendet, und eine leitfähige Rückleiterplatte ist an einer vom Operationsort entfernten Position an der Haut des Patienten befestigt. Mit dieser Anordnung läuft der Strom von der aktiven Elektrode durch das Gewebe des Patienten zur externen Rückleiterplatte. Da der Patient einen beträchtlichen Abschnitt des Schaltkreises bildet, müssen die Eingangsleistungspegel hoch sein (typischerweise 150 bis 250 Watt), um den strombegrenzenden Widerstand des Patientengewebes zu kompensieren, und, im Falle von Unterwasser-Elektrochirurgie, die Leistungsverluste aufgrund des Fluidmediums zu kompensieren, das teilweise durch die Gegenwart von Blut oder anderen Körperflüssigkeiten leitfähig wird. Die Verwendung von hohen Leistungen bei einer einpoligen Anordnung ist aufgrund der Gewebeerwärmung, die an der Rückleiterplatte auftritt, auch gefährlich, wobei ernsthafte Hautverbrennungen verursacht werden können. Es besteht ferner die Gefahr der kapazitiven Kopplung zwischen dem Instrument und dem Patientengewebe am Eintrittsort in den Körperhohlraum.

[0005] Beim Durchführen von chirurgischen Eingriffen in Körperhohlräumen liegen lebenswichtige Strukturen oftmals in nächster Nähe vom Ort der Anwendung, wobei diese Strukturen durch die kolaterale Ausbreitung des elektrochirurgischen Effekts geschädigt werden können. Bei Verwendung eines einpoligen elektrochirurgischen Instruments ist zu berücksichtigen, daß die Betriebsspannung so weit angehoben wird, daß die Begrenzung des Wirkstromes durch das Gewebe des Patienten überwunden oder die Karbonisierung in der Anwendungselektrode verhindert wird. Das Bilden eines Lichtbogens durch direkte Kopplung mit benachbarten Strukturen oder durch eine Verletzung der Isolation kann außerhalb des Nahsichtbereichs des Endoskops eine unabsichtliche Beschädigung des Gewebes hervorrufen. Es besteht auch die Gefahr der kapazitiven Kopplung zwischen dem Instrument und dem Patientengewebe am Eintrittspunkt in den Körperhohlraum, wobei elektrochirurgische Energie am Eintrittspunkt in das Gewebe eingespeist werden kann. Die eingespeiste Energie kann manchmal ausreichend hoch sein, um eine Verbrennung zu verursachen. Die Gefahren der Verwendung einpoliger elektrochirurgischer Instrumente für endoskopische Verfahren sind weitläufig bekannt und haben dazu geführt, daß bipolare chirur-

gische Eingriffe immer mehr übernommen werden.

[0006] Bei der bipolaren Elektrochirurgie werden ein Paar von Elektroden (eine aktive Elektrode und eine Rücklaufelektrode) zusammen am Ort der Gewebebehandlung verwendet. Diese Anordnung hat aufgrund der relativen Nähe der zwei Elektroden Vorteile bezüglich der Sicherheit, da die Hochfrequenzströme auf den Bereich zwischen den Elektroden beschränkt sind. Die Tiefenwirkung ist jedoch direkt abhängig vom Abstand zwischen den zwei Elektroden; und bei Anwendungen, die sehr kleine Elektroden erfordern, wird der Zwischenelektrodenabstand sehr klein, wodurch die Auswirkung auf das Gewebe und die Ausgangsleistung beschränkt sind. Die Elektroden weiter voneinander entfernt anzuordnen würde oftmals die Sicht auf den Anwendungsort verdecken und würde eine Änderung des chirurgischen Verfahrens erfordern, um einen korrekten Kontakt beider Elektroden mit dem Gewebe sicherzustellen.

[0007] Es gibt eine Reihe von Varianten der Grundgestaltung der bipolaren Sonde. Das US-Patent 4,706,667 beschreibt z. B. eine der Grundlagen des Designs, nämlich daß zu Schneidzwecken das Verhältnis der Kontaktfläche der Rücklaufelektrode zu der der aktiven Elektrode größer als 7 : 1 und kleiner als 20 : 1 ist. Diese Bereichsangaben beziehen sich nur auf Schneidelektroden-Anordnungen. Wenn ein bipolares Instrument zur Austrocknung oder Koagulation verwendet wird, kann das Verhältnis der Kontaktflächen der zwei Elektroden auf etwa 1 : 1 reduziert werden, um unterschiedliche elektrische, am Kontakt zwischen dem Gewebe und den Elektroden auftretende Beanspruchungen zu vermeiden.

[0008] Die elektrische Verbindung zwischen der Rücklaufelektrode und dem Gewebe kann durch Benetzen des Gewebes mittels einer leitfähigen Lösung, wie z. B. normaler Salzlösung, verbessert werden. Sowohl einpolige als auch zweipolige Sondenordnungen weisen oftmals eine Saug- und Benetzungseinrichtung auf, die vornehmlich zum Waschen des Operationsortes dienen soll. In einem solchen Fall wird die aktive Elektrode in den Benetzungsmantel zurückgezogen, um einen direkten Kontakt des Mantels mit dem Gewebe zu ermöglichen, ohne zu riskieren, daß das Gewebe durch die freiliegende Elektrode mechanisch beschädigt wird. Mit der zurückgezogenen Elektrode, oder während des Durchflusses von Salzlösung kann keine chirurgische Wirkung erzielt werden. Als ein zweiter Vorteil ermöglicht diese Anordnung das Benetzen von Gewebe, um die Kontaktimpedanz zu verringern.

[0009] Bei bipolaren Nadelanordnungen ist eine der offensichtlichen Beschränkungen, daß die aktive Elektrode vollständig im Gewebe eingegraben sein muß, um zu ermöglichen, daß die Rücklaufelektrode den Schaltkreis schließt. Eine andere Schwierigkeit

besteht in der Ausrichtung: Selbst eine relativ kleine Änderung des Applikationswinkels vom idealen senkrechten Kontakt bezüglich der Gewebeoberfläche ändert das Elektroden-Kontaktflächenverhältnis, so daß die chirurgische Wirkung im Gewebe auftreten kann, das mit der Rücklaufelektrode in Kontakt steht.

[0010] Die Anmelder haben ein bipolares Instrument entwickelt, das zur Unterwasser-Elektrochirurgie unter Verwendung einer leitfähigen Flüssigkeit oder eines gasförmigen Mediums geeignet ist. Das elektrochirurgische Instrument zur Gewebebehandlung in Gegenwart eines Fluids umfaßt einen Instrumentenkörper mit einem Handstück und einem Instrumentenschaft, und eine an einem Ende des Schaftes angeordnete Elektrodenanordnung. Die Elektrodenanordnung umfaßt eine Gewebebehandlungselektrode, die am äußersten distalen Ende des Instruments frei angeordnet ist, und eine Rücklaufelektrode, die von der Gewebebehandlungselektrode elektrisch isoliert ist und die eine Fluidkontaktfläche aufweist, die vom freiliegenden Teil der Gewebebehandlungselektrode proximal beabstandet ist. Bei Verwendung des Instruments wird die Gewebebehandlungselektrode am zu behandelnden Gewebe angewendet, während die Rücklaufelektrode, die proximal vom freiliegenden Teil der Gewebebehandlungselektrode beabstandet ist, normalerweise entfernt vom Gewebe angeordnet ist und dazu dient, eine elektrochirurgische Stromschleife von der Gewebebehandlungselektrode durch das Gewebe und das Fluid zu schließen. Dieses elektrochirurgische Instrument ist in der Beschreibung der europäischen Patentanmeldung Nr. 0 771 176 des Anmelders beschrieben, die denselben Anmeldetag wie die vorliegende Anmeldung hat und daher keinen Stand der Technik im Sinne von Art. 54 EPÜ bildet.

[0011] Die Elektrodengestaltung dieses Instruments in Verbindung mit einem leitfähigen Aufweitungsmedium vermeidet weitgehend die Probleme, die bei der einpoligen oder bipolaren Elektrochirurgie in Erscheinung getreten sind. Insbesondere sind die Eingangsleistungspegel wesentlich geringer als sie üblicherweise bei einer einpoligen Anordnung (typischerweise 100 Watt) erforderlich sind. Wegen des relativ großen Abstandes zwischen seinen Elektroden wird darüber hinaus eine verbesserte Tiefenwirkung verglichen mit herkömmlichen bipolaren Anordnungen, erreicht.

[0012] Diese Art von elektrochirurgischem Instrument ist primär zur Verwendung in einer Salzlösungs-umgebung vorgesehen und kann daher nicht in einer Freiluft- oder einer gasgefüllten Operationsumgebung verwendet werden.

[0013] Ein elektrochirurgisches Instrument gemäß dem Oberbegriff des vorliegenden Anspruchs 1 ist in der WO-A-94-10924 offenbart.

[0014] Es ist die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein elektrochirurgisches Instrument mit Flüssigkeitszufuhr zu schaffen, das in Freiluft- oder gasgefüllten Umgebungen, in Körperflüssigkeiten oder durch Einführen in Gewebe, durch Erzeugen einer leitfähigen Fluidumgebung um die Spitze des Instruments verwendet werden kann.

[0015] Die vorliegende Erfindung schafft ein elektrochirurgisches Instrument zur Gewebebehandlung in Gegenwart eines elektrisch leitfähigen Fluids, wobei das Instrument einen Instrumentenschaft und eine Elektrodenanordnung an einem Ende des Schaftes aufweist, wobei die Elektrodenanordnung eine einzige Gewebebehandlungselektrode und eine Rücklaufelektrode umfaßt, welche von der Gewebebehandlungselektrode mittels eines Isolierelements elektrisch isoliert ist, wobei die Gewebebehandlungselektrode am äußersten distalen Ende des Instruments freiliegend angeordnet ist, und wobei die Rücklaufelektrode eine Fluidkontaktfläche aufweist, die vom freiliegenden Ende der Gewebebehandlungselektrode mittels eines Isolierelements beabstandet ist, wobei das Instrument ferner eine Zuführeinrichtung zum Zuführen von elektrisch leitfähigem Fluid in den Bereich des freiliegenden Endes der Gewebebehandlungselektrode aufweist, so daß bei Benutzung ein leitfähiger Fluidpfad gebildet wird, der einen elektrischen Kreis zwischen der Gewebebehandlungselektrode und der Rücklaufelektrode schließt, und wobei die Rücklaufelektrode aus einem rohrförmigen Element besteht, das zur Isolierung außen vollständig beschichtet ist.

[0016] Auf diese Weise ist es möglich, eine lokale leitfähige Fluidumgebung um die Spitze eines elektrochirurgischen Instruments zu erzeugen, indem das Fluid derart durch das Instrument geleitet wird, daß die Rücklaufelektrode entfernt von der Gewebebehandlungselektrode auf oder im Instrumentenschaft angeordnet werden kann.

[0017] Die Elektrodengestaltung dieses Instruments simuliert somit eine einpolige Konfiguration, mit einer aktiven (Gewebebehandlungs-)Elektrode und einer entfernt angeordneten Rücklaufelektrode, wobei die Rücklaufelektrode auf dem Instrumentenschaft angeordnet ist, um die Vorteile bipolarer Elektrochirurgie ohne deren Nachteile zu ermöglichen. Die Trennung der beiden Elektroden wird durch die Zufuhr von leitfähigem Medium unterstützt und ermöglicht höhere Ausgangsleistungen als die herkömmliche bipolare Elektrochirurgie, jedoch mit geringeren Leistungspegeln als bei der herkömmlichen einpoligen Elektrochirurgie. Die Anordnung kann auch eine Kontaktverdampfung von Gewebe vergleichbar mit der von Laserchirurgie erzeugen.

[0018] Die Rücklaufelektrode ist von der Gewebebehandlungselektrode derart beabstandet, daß sie

bei Anwendung das zu behandelnde Gewebe nicht berührt, und daß der elektrische Kreis immer durch das leitfähige Fluid und nicht einfach durch Bildung eines Lichtbogens zwischen den Elektroden geschlossen ist. Die Anordnung ist tatsächlich so gestaltet, daß die Bildung eines Lichtbogens zwischen benachbarten Teilen der Elektrodenanordnung vermieden wird, wodurch sichergestellt wird, daß die Gewebebehandlungselektrode in einer Dampftasche eingehüllt sein kann, so daß in die Dampftasche tretendes Gewebe den bevorzugten Strompfad bildet, wobei der Strom über das leitfähige Fluid zurück zur Rücklaufelektrode fließt.

[0019] Das erfindungsgemäße elektrochirurgische Instrument ist zur Zerteilung, Resektion, Verdampfung, Austrocknung und Koagulation von Gewebe und zu Kombinationen dieser Funktionen verwendbar, und für die spezielle Anwendung in laparoskopischen, kolposkopischen (mit einem vaginalen Spekulum) und offenen chirurgischen Verfahren am weiblichen Genitaltrakt und die Adnexe betreffenden Krankheiten. Laparoskopische operative Eingriffe können umfassen: das Entfernen von subserösen und pedunkulären Fibroiden, Ablation des ektopischen Endometriums, ovarielle Zystektomie und ovarielle Bohrvorgänge; Oophorektomie, Salpingo-Oophorektomie, subtotale Hysterektomie und laparoskopisch unterstützte vaginale Hysterektomie (LAVH) wie sie bei gutartigen oder bösartigen Krankheiten durchgeführt werden kann; laparoskopische uterosakrale Nervenablation (LUNA); Eileiterchirurgie zur Behebung einer ektopischen Schwangerschaft oder Komplikationen aufgrund von erworbenen Verstopfungen; Auftrennung von Unterleibsverklebungen; und Hämostase.

[0020] Das erfindungsgemäße elektrochirurgische Instrument ist auch zur Verwendung im unteren weiblichen Genitaltrakt geeignet einschließlich der Behandlung des Gebärmutterhalses, der Vagina und externer Genitalien, auf die entweder direkt oder unter Verwendung von Instrumenten, umfassend im wesentlichen Spekulae und Kolposkope, zugegriffen wird. Solche Anwendungen umfassen: vaginale Hysterektomie und andere Behandlungen am Becken mit vaginalem Zugang; LLETZ/LEEP-Verfahren (Großschleifige Exzision des Transformationsbereichs) oder Exzision des Transformationsbereichs der Endozervix; Entfernen zystischer oder septischer Läsionen; Ablation genitaler oder venerischer Warzen; Exzision gutartiger und bösartiger Läsionen; kosmetische und chirurgische Ausbesserungen einschließlich eines vaginalen Prolapses; Exzision kranken Gewebes; und Hämostase.

[0021] Das erfindungsgemäße elektrochirurgische Instrument ist auch zur Zerteilung, Resektion, Verdampfung, Exsikkation und Koagulation von Gewebe und für Kombinationen dieser Funktionen geeignet,

zur speziellen chirurgischen Anwendung am Ohr, der Nase und am Rachen (ENT) und für spezielle am unteren Rachen, am Rachendach und an den Stirnhöhlen durchgeführte Verfahren.

[0022] Diese Verfahren können durch den Mund oder die Nase unter Verwendung von Spiegeln oder Knebeln oder unter Verwendung von Endoskopie-Techniken, wie z. B. die funktionale endoskopische Stirnhöhlenchirurgie (FESS), durchgeführt werden. Funktionale endoskopische Stirnhöhlenbehandlungen können umfassen: das Entfernen chronisch kranker, entzündeter und hypertrophischer Verschleimungen, von Polypen und Neoplasmen von den verschiedenen anatomischen Stirnhöhlen des Schädels; Exzision von krankem Gewebe; und Hämostase. Verfahren am Rachendach können umfassen: das Entfernen von chronisch kranken, entzündeten und hypertrophischen Verschleimungen, von Polypen und Neoplasmen von den turbinalen und nasalen Durchgängen; Supmucus-Resektion des nasalen Septums; Exzision von krankem Gewebe; und Hämostase. Verfahren am unteren Rachen können umfassen: das Entfernen von chronisch krankem, entzündetem und hypertrophischem Gewebe, Polypen und Neoplasmen, insbesondere wenn sie an den Mandeln, den Rachendrüssen, in epi-glottalen und supra-glottalen Bereichen, und an den Speicheldrüsen auftreten; als eine alternative Methode zum Durchführen des als Laser-unterstützte Uvulopalatoplastie (LAUP) bekannten Verfahrens; Exzision von krankem Gewebe; und Hämostase.

[0023] Aus dem Anwendungsgebiet der Erfindung wird deutlich, daß es weitere Anwendungen zur Zerteilung, Resektion, Verdampfung, Exsikkation und Koagulation von Gewebe und Kombinationen dieser Funktionen für im wesentlichen laparoskopische, thorakoskopische und neurochirurgische Verfahren hat, die insbesondere beim Entfernen von krankem Gewebe und neoplastischen Erkrankungen, ob gutartig oder bösartig, nützlich ist.

[0024] Chirurgische Verfahren unter Verwendung des erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Instruments umfassen das Einführen der Elektrodenanordnung am Ort des Eingriffs entweder durch eine künstliche (Kanüle) oder natürliche Leitung, die in einer anatomischen Körperhöhle bzw. einem Zwischenraum angeordnet sein kann oder die unter Verwendung des Instruments selbst oder durch Anwendung einer anderen Technik chirurgisch erzeugt worden ist. Der Hohlraum bzw. Zwischenraum kann während des Verfahrens unter Verwendung eines Fluids aufgeweitet werden oder kann durch anatomische Strukturen natürlich offen gehalten werden. Der Ort des Eingriffs kann in einem kontinuierlichen Strom von leitfähigem Fluid, wie z. B. Salzlösung, gebadet werden, um eine lokal benetzte Umgebung um die Spitze der Elektrodenanordnung in einem gasgefüll-

ten Hohlraum oder auf einer äußeren Körperoberfläche oder anderen derartigen Geweboberflächen zu erzeugen, die während eines chirurgischen Verfahrens teilweise frei liegen. Das benetzende Fluid kann vom Ort des Eingriffs abgesaugt werden, um Produkte, die durch die Anwendung von Hochfrequenzenergie erzeugt wurden, Gewebeteilchen oder Blut, abzusaugen. Die Verfahren können das simultane Beobachten des Eingriffsorts über ein Endoskop oder die Verwendung einer indirekten Visualisierungseinrichtung umfassen.

[0025] In einer bevorzugten Ausführungsform umfaßt das Instrument ferner eine Entfernungseinrichtung zum Beseitigen elektrisch leitfähigen Fluids aus dem Bereich des frei liegenden Endes der Gewebebehandlungselektrode. Die Entfernungseinrichtung ist insbesondere wichtig, wenn das leitfähige Fluid eine Flüssigkeit, wie z. B. Salzlösung, ist, da durch die elektrochirurgische Leistungsabgabe erhitzte Salzlösung entfernt werden muß, um die Gefahr kollektiver Gewebeschädigung zu verhindern.

[0026] Durch kontinuierliches Zuführen von elektrisch leitfähigem Fluid, wie z. B. Salzlösung, zum Bereich der (aktiven) Gewebebehandlungselektrode, und durch kontinuierliches Entfernen des Fluids aus diesem Bereich, ist es möglich, an der aktiven Elektrode ein lokales Fluidfeld zu erzeugen. Da das Fluid in diesem Bereich ständig aufgefrischt wird, kann die Temperatur der aktiven Elektrode darüber hinaus auf dem gewünschten Niveau gehalten werden.

[0027] Die Entfernungseinrichtung besteht vorzugsweise aus einem Fluidrückführkanal, der im Inneren des Instrumentenschafts gebildet ist, und aus einer Einrichtung zum Ansaugen am proximalen Ende des Fluidrückführkanals, wobei die Zuführeinrichtung aus einem Fluidzuführkanal besteht, der im Inneren des Instrumentenschafts gebildet ist. Der Fluidzuführkanal kann außen um den Fluidrückführkanal herum angeordnet sein.

[0028] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist die Rücklaufelektrode ein rohrförmiges Teil, das mit einem Isolationsmantel beschichtet ist, wobei die beschichtete Rücklaufelektrode den Instrumentenschaft darstellt. Die Innenfläche des rohrförmigen Teils bildet vorzugsweise die Rücklaufelektrode. Das rohrförmige Teil ist vorzugsweise aus Edelstahl hergestellt. In diesem Fall kann die Gewebebehandlungselektrode mittig innerhalb des rohrförmigen Teils mittels eines isolierenden Abstandselements gelagert sein. Das isolierende Abstandselement besteht zweckmäßig aus einem keramischen Material, aus Silikon Gummi oder aus Glas.

[0029] Das Instrument kann ferner ein Rohr umfassen, das sich proximal vom Abstandselement erstreckt. Der Zuführkanal ist vorzugsweise durch den

ringförmigen Raum zwischen der Rücklaufelektrode und dem Rohr gebildet, und der Rückführkanal ist durch das Innere des Rohres und die Öffnungseinerichtung gebildet, die sich durch das Abstandselement hindurch erstreckt.

[0030] Wahlweise kann das Instrument ferner eine zweite Rücklaufelektrode umfassen, die von einem zweiten, rohrförmigen Teil aus Edelstahl gebildet ist, das konzentrisch innerhalb des zuerst erwähnten rohrförmigen Teils angeordnet ist. In diesem Fall kann der Zuführkanal aus dem ringförmigen Raum zwischen den zwei Rücklaufelektroden gebildet sein, wobei der Rückführkanal aus dem ringförmigen Raum zwischen der zweiten Rücklaufelektrode und dem Rohr gebildet ist.

[0031] Die Erfindung schafft auch ein elektrochirurgisches Gerät, mit einem Hochfrequenzgenerator und einem elektrochirurgischen Instrument zur Behandlung von Gewebe in Gegenwart eines elektrisch leitfähigen Fluidmediums, wobei das elektrochirurgische Instrument wie vorstehend definiert aufgebaut ist.

[0032] Der Hochfrequenzgenerator umfaßt vorzugsweise eine Steuereinrichtung zur Änderung der an die Elektrode gelieferten Ausgangsleistung, wobei die Steuereinrichtung derart ausgelegt ist, daß sie in einem ersten und einem zweiten Abgabebereich Ausgangsleistung liefert, wobei der erste Abgabebereich für das Betreiben des elektrochirurgischen Instruments zur Gewebeexsikkation, und der zweite Abgabebereich zum Betreiben des elektrochirurgischen Instruments zur Gewebeentfernung durch Schneiden oder Verdampfung vorgesehen ist. Der erste Abgabebereich reicht vorzugsweise von etwa 150 Volt bis 200 Volt, und der zweite Abgabebereich reicht von etwa 250 bis 600 Volt, wobei die Spannungen Spitzenspannungen sind.

[0033] Vorzugsweise ist die Rücklaufelektrode bezüglich der Gewebebehandlungselektrode proximal beabstandet, und die Elektrodenanordnung wird derart in den ausgewählten Operationsbereich eingeführt, daß die Gewebebehandlungselektrode wenigstens nahe am zu behandelnden Gewebe angeordnet ist, wobei die Dampftasche mit dem Gewebe in Kontakt ist, und die Rücklaufelektrode mit dem elektrisch leitfähigen Fluid in Kontakt steht, wobei die Elektrodenanordnung betätigt wird, um wenigstens eine Verdampfung von Gewebe zu erreichen.

[0034] Die Erfindung wird nachstehend anhand der beigefügten Zeichnungen beispielhaft näher erläutert. Es zeigen:

[0035] [Fig. 1](#) ein Diagramm eines erfindungsgemäß aufgebauten elektrochirurgischen Gerätes;

[0036] [Fig. 2](#) eine schematische, longitudinale Schnittansicht des distalen Endes einer ersten Ausführungsform eines elektrochirurgischen Instruments zur Verwendung mit dem Gerät von [Fig. 1](#); und

[0037] [Fig. 3](#) eine schematische, longitudinale Schnittansicht einer zweiten Ausführungsform eines elektrochirurgischen Instruments zur Verwendung mit dem Gerät von [Fig. 1](#).

[0038] Jedes der nachstehend beschriebenen elektrochirurgischen Instrumente ist zur Verwendung mit einem leitfähigen Medium, wie z. B. einer normalen Salzlösung oder Argon, gedacht. Jedes Instrument besitzt einen Zweifach-Elektrodenaufbau, wobei das leitfähige Medium als Leiter zwischen dem behandelten Gewebe und einer der Elektroden wirkt, die nachstehend als Rücklaufelektrode bezeichnet wird. Die andere Elektrode wird direkt oder unmittelbar neben dem Gewebe angesetzt und wird nachstehend als (aktive) Gewebebehandlungselektrode bezeichnet. In vielen Fällen ist die Verwendung eines flüssigen Mediums vorzuziehen, da es unter den meisten Bedingungen eine übermäßig hohe Elektrodentemperatur verhindert und das Anhaften am Gewebe zum größten Teil beseitigt.

[0039] Bezüglich der Figuren zeigt [Fig. 1](#) ein elektrochirurgisches Gerät, das einen Generator **1** mit einer Ausgangsbuchse **2** zum Bereitstellen eines Hochfrequenz(RF)-Ausgangs für ein Instrument in Form eines Handstücks **3** über eine Verbindungsleitung **4**, aufweist. Das Aktivieren des Generators **1** kann vom Handstück **3** über eine Steuerverbindung in der Leitung **4**, oder mittels einer Fußschaltereinheit **5**, wie gezeigt, durchgeführt werden, die hinten am Generator **1** durch ein Fußschalter-Verbindungskabel **6** separat angeschlossen ist. In der dargestellten Ausführungsform hat die Fußschaltereinheit **5** zwei Fußschalter **5a** und **5b** zum Auswählen eines Exsikkatormodus bzw. eines Verdampfungsmodus des Generators **1**. Die Frontplatte des Generators hat Druckknöpfe **7a** und **7b** zum jeweiligen Einstellen von Exsikkations- und Verdampfungs-Leistungstufen, die auf einem Display **8** angezeigt werden. Die Druckknöpfe **9a** sind als eine alternative Einrichtung zum Auswählen zwischen dem Exsikkator- und Verdampfungsmodus vorgesehen.

[0040] Am Handstück **3** ist ein abnehmbares elektrochirurgisches Instrument E, wie z. B. die nachstehend beschriebene Elektrodeneinheit E1 und E2, montiert.

[0041] [Fig. 2](#) zeigt das distale Ende der ersten Ausführungsform des elektrochirurgischen Instruments E1. Das Instrument E1 hat an seinem distalen Ende eine Elektrodenanordnung, wobei die Elektrodenanordnung eine (aktive) mittlere Gewebebehandlungselektrode **11** und eine rohrförmige Rücklaufelektrode

12 aufweist. Die aktive Elektrode **11** ist aus einem verdrehten Edelmetall (wie z. B. Platin/Iridium oder Platin/Wolfram) hergestellt, und die Rücklaufelektrode besteht aus einem Rohr aus Edelstahl. Die Rücklaufelektrode **12** ist vollständig von einer Polymid-Isolationsummantelung **13** umgeben. Die Rücklaufelektrode **12** erstreckt sich über die gesamte Länge des elektrochirurgischen Instruments E1 und bildet den Schaft des Instruments.

[0042] Die Elektroden **11** und **12** werden vom Hochfrequenz (RF) Generator **1** (in [Fig. 2](#) nicht gezeigt) mit Strom versorgt, wobei die Rücklaufelektrode **12** direkt am Generator angeschlossen ist und die aktive Elektrode **11** über einen Kupferleiter angeschlossen ist. Der Generator kann, wie in der Beschreibung unserer Europäischen Patentanmeldung Nr.: 0754437 beschrieben, gestaltet sein. Die aktive Elektrode **11** wird mittig in der Rücklaufelektrode **12** mittels eines Isolations-/Abstandselements **15** aus Keramik gehalten. Das Isolations-/Abstandselement **15** hat einen im wesentlichen zylindrischen Abschnitt **15a**, der die Verbindung zwischen der aktiven Elektrode **11** und dem Leiter **14** und die benachbarten Bereiche dieser zwei Elemente umgibt, und vier sich radial erstreckende, in gleichmäßigen Abständen angeordnete Flügel **15b**, die die innere Umfangswand der Rücklaufelektrode **12** berühren, um das Isolations-/Abstandselement und somit die aktive Elektrode **11** mittig in der Rücklaufelektrode zu halten.

[0043] Ein aus einem Isolationsmaterial, wie z. B. PTFE hergestelltes Rohr **16** bildet einen kraftschlüssigen Aufsatz am proximalen Ende des zylindrischen Abschnitts **15a** des Isolations-/Abstandselements **15** und erstreckt sich im wesentlichen entlang der gesamten Länge des Instruments. Das Rohr **16** bildet zusammen mit der Rücklaufelektrode **12** einen koaxialen Salzlösungs-Zuführkanal **17**, wobei das Innere des Rohres **16** einen Salzlösungs-Rückführkanal **18** bildet. Bei Benutzung wird Salzlösung unter Einwirkung der Schwerkraft in den Kanal **17** eingeführt (Pumpen ist nicht erforderlich) und die Salzlösung wird über den Kanal **18** und Öffnungen (nicht gezeigt) im zylindrischen Abschnitt **15a** des Isolations-/Abstandselements **15** abgesaugt. Die Absaugung wird vorzugsweise durch eine geräuscharme Pumpe (nicht gezeigt), wie z. B. eine bewegliche Drehkolbenpumpe oder eine Membranpumpe durchgeführt, anstelle ein Hochgeschwindigkeits-Flügelrad zu verwenden. Da das zur Pumpe führende Rohr zeitweise kleine Mengen an Salzlösung enthält, ist ein starkes Vakuum (wenigstens 500 mbar) erforderlich. Die abzugsaugende Menge an Gas und Flüssigkeit ist jedoch verhältnismäßig klein, wodurch die Verwendung einer beweglichen Drehkolbenpumpe oder einer Membranpumpe möglich wird, obwohl auch eine peristaltische Pumpe mit hohem Volumen verwendet werden könnte.

[0044] Um das Erfordernis der Sterilisation der Pumpe zu umgehen, arbeitet die Pumpe über einen Einweg-Fluidabscheider (nicht gezeigt), der einen 10 µm PTFE-Filter aufweist. Dieser Filter verhindert, dass sowohl ausgestoßene Fluid- als auch Gaspartikel von der Pumpe eingesaugt werden und ihren Lauf stören und die Umgebung verschmutzen.

[0045] Das vorstehend beschriebene Instrument E1 sollte in einer offenen oder einer gasgefüllten Umgebung oder in Körperflüssigkeiten verwendet, oder sollte in Gewebe eingeführt werden, wobei eine leitende Fluidumgebung um die Spitze des Instruments herum erzeugt wird; wobei es derart angeordnet ist, dass ein lokaler Salzlösungsbereich am distalen Ende des Instruments zu erzeugt werden kann. Dieses Instrument E1 kann daher für laparoskopische Anwendungen verwendet werden. Bei Benutzung wird der aktiven Elektrode **11** Salzlösung über den Kanal **17** zugeführt, wobei die Salzlösung ein leitfähiges Medium bildet, das als leitende Verbindung zwischen dem behandelten Gewebe und der Rücklaufelektrode **12** dient. Durch Variieren der Ausgangsleistung des Generators **1** kann das Instrument zum Entfernen von Gewebe durch Verdampfung, zum Schneiden oder zur Austrocknung verwendet werden. Wenn die Salzlösung die aktive Elektrode **11** berührt, wärmt sie sich in jedem Fall auf, bis sie eine Gleichgewichtstemperatur erreicht hat, die von der Ausgangsleistung des Generators **1** und der Strömungsgeschwindigkeit der Salzlösung abhängt. Im Gleichgewichtszustand wird der aktiven Elektrode **11** frische Salzlösung über den Kanal **17** zugeführt, wobei die Außentemperatur des Schafts auf derselben Temperatur wie die umgebende Salzlösung gehalten wird. Da der isolierende Mantel **13** die äußere Fläche der Rücklaufelektrode **12** vollständig abdeckt, wird ein unabsichtlicher Kontakt zwischen der Rücklaufelektrode und dem Gewebe vermieden.

[0046] Einer der Vorteile der Verwendung einer niedrigen Strömungsgeschwindigkeit für die Salzlösung ist, dass die Temperatur der Salzlösung den Siedepunkt erreichen kann. Da ein kontinuierlicher Salzlösungsfluss vorhanden ist, steigt jedoch der Temperaturgradient der Salzlösung von der Rücklaufelektrode **12** zur aktiven Elektrode **11**. Dieser Temperaturgradient ist wichtig, da die heißere Salzlösung nahe der aktiven Elektrode **11** die zur Verdampfung erforderliche Leistungsschwelle verringert. Auch wenn die Strömungsgeschwindigkeit auf der Basis der Eingangsleistung berechnet werden kann, bedeutet die Flexibilität des Generators **1** in Bezug auf den Erhalt einer optimalen Leistungsdichte, dass die Strömungsgeschwindigkeit unkritisch ist. Wenn z. B. der Generator auf 100 Watt eingestellt ist, wird die maximale Strömungsgeschwindigkeit theoretisch wie folgt berechnet:

$$\text{Strömungsgeschwindigkeit} = \text{Leistung/spezifische Wärmekapazität}$$

= $100/4,2 \times 75$ cc/s
 = 0,32 cc/s
 = 19 cc/min

[0047] Dabei wird eine anfängliche Temperatur der Salzlösung von 25°C und eine Wärmekapazität von 4200 J/kg/°C angenommen.

[0048] Obwohl die Salzlösung während der Verdampfung in den Dampfzustand gebracht wird, ist der Dampf nur um die aktive Elektrode **11** stabil. Daher kann die aufgrund der latenten Verdampfungswärme absorbierte Energie vernachlässigt werden, da diese Energie durch neu ankommende Salzlösung ausgeglichen wird.

[0049] Ein anderer wichtiger Faktor ist, dass der Strom aufgrund des sehr kurzen Strompfades der Salzlösung entlang einer Mehrzahl verschiedener Wege fließt, die daher nicht die gleiche Leistungsdichte aufweisen. Folglich kann die Verdampfung aufgrund der ungleichen Leistungsdichten in der Salzlösungsumgebung bei einer höheren als der berechneten maximalen Fließgeschwindigkeit auftreten. Das Ausmaß der entlang der Länge der aktiven Elektrode **11** auftretenden Verdampfung wird jedoch von der Fließgeschwindigkeit abhängen.

[0050] Wenn die Salzlösung durch die aktive Elektrode **11** erhitzt wird, ist sie für das Gewebe potentiell schädigend, da sie eine thermische Mykose bewirken kann. Es ist daher wichtig, dass sämtliche erhitzte Salzlösung zurückgewonnen und aus dem Patienten herausgeführt wird, bevor sie in Kontakt mit dem Gewebe nahe dem Behandlungsort kommt. Aus diesem Grund erfolgt eine Absaugung von der aktiven Elektrode **11** in einen Absaugbehälter (nicht gezeigt). Durch übermäßig starkes Absaugen kann die Salzlösung über keinen anderen Weg als über den Salzlösungs-Rückführkanal **18** aus dem Bereich der aktiven Elektrode **11** austreten. Salzlösung, die seitlich über den äußeren Schaft hinaus läuft fällt aus dem Strompfad heraus und wird somit nicht erwärmt. Es ist daher Priorität, sicherzustellen, dass die heißeste Salzlösung entfernt wird. Da der Temperaturgradient nahe der aktiven Elektrode **11** maximal ist, ist dies der am besten geeignete Punkt für das Abführen der Salzlösung. Aus diesem Grund wird die Salzlösung durch den zylindrischen Abschnitt **15a** des Isolations-/Abstandselements **15** abgeführt.

[0051] Eine andere wichtige Überlegung bei der Bestimmung des Absaugpunktes für die Salzlösung betrifft die Möglichkeit der Blockierung des Abtransportweges. Dies kann beim Schneiden oder Verdampfen von Gewebe auftreten, wobei kleine Gewebeteilchen frei werden, die den Ausgang leicht blockieren können. Der Absaugpunkt wird daher so ausgewählt, dass er am Punkt der höchsten Energiedichte an der aktiven Elektrode **11** liegt. Diese Maßnahme stellt si-

cher, dass ein Gewebe, das den Absaugpunkt erreicht, unmittelbar in Lösung verdampft, wodurch die Möglichkeit einer Blockierung vermieden wird.

[0052] Ein weiterer bedeutsamer Vorteil der Bereitstellung einer starken Absaugung während des Entfernens von Gewebe mittels Verdampfung ist, dass Rauch, der nicht von der Salzlösung absorbiert worden ist, ebenfalls abgesaugt wird. Dies ist wichtig, da Rauch schädliche biologische Teilchen übertragen kann, was zu einer Infektion führen könnte.

[0053] Wie vorstehend erwähnt wurde, ist die Leistungsschwelle für die Verdampfung nicht klar definiert. Falls das Instrument E1 in einem statischen, leitfähigen Medium arbeiten würde, wäre die Verdampfungsschwelle durch einen Impedanz-Umschaltpunkt klar definiert, an dem die Elektrodenimpedanz aufgrund von Dampfblasen, die sich um die aktive Elektrode **11** herum bilden, plötzlich steigt. Der Schwellwert ist normalerweise vom Dissipationsverhalten der Salzlösung abhängig. In einer statischen Umgebung ist der Dissipationsmechanismus vorwiegend durch Konvektionsströme innerhalb der Salzlösung bestimmt. Unter diesen Umständen wird die Leistungsschwelle für die Verdampfung durch die in den aktiven Bereich der Elektrode eingebrachte Leistung bestimmt, die die Dissipationsleistung aus der Salzlösung übersteigt. Bei der vorstehend beschriebenen Ausführungsform wird jedoch die Salzlösung um die aktive Elektrode **11** kontinuierlich erneuert. Falls nicht, wäre der einzige Dissipationsmechanismus die latente Verdampfungswärme, und die Salzlösung würde schnell verdampfen. Durch Bereitstellen einer Strömung wird die Leistungsschwelle angehoben. Die Leistungsschwelle ist jedoch von der Zufuhr neuer Salzlösung an der äußeren Peripherie der aktiven Elektrode **11** abhängig. Die Auffrischungsgeschwindigkeit an dieser Grenzschicht kann durch Veränderung des Oberflächenfinish der aktiven Elektrode **11** modifiziert werden. Falls die aktive Elektrode **11** z. B. eine glatte Oberfläche aufweist, würde sich die Salzlösung schnell erneuern, da eine schnelle Fließgeschwindigkeit vorhanden wäre. Falls die aktive Elektrode **11** jedoch eine unregelmäßige Oberfläche hat, wird die Auffrischungsgeschwindigkeit von Taschen in der unregelmäßigen Oberfläche verringert. Somit fängt die unregelmäßige Oberfläche Salzlösung (oder verzögert zumindest die Auffrischung), die damit mehr Leistung aufnimmt, bevor sie ersetzt wird. D. h., die Leistungsschwelle wird durch die unregelmäßige Oberfläche der aktiven Elektrode gesenkt. Dies ist eine sehr wünschenswerte Eigenschaft, da die benötigte Elektrodenleistung wesentlich sinkt, ohne die Gewebebehandlung negativ zu beeinflussen. Die Schwellenleistung wird weiter reduziert, da die aktive Elektrode so ausgestaltet ist, dass sie eine Kapillarwirkung erzeugt. Selbst im Dampfzustand wird die aktive Elektrode **11** dadurch zeitweise benetzt. Indem sichergestellt wird, dass die

gesamte aktive Elektrode **11** durch Kapillarwirkung benetzt wird, entsteht eine kontinuierliche Dampfquelle, die das zeitweilige Benetzen minimiert und so den Leistungsverbrauch weiter reduziert.

[0054] Um Gewebe zu verdampfen, ist es erforderlich, dass Salzlösung aus dem Kanal **17** zugeführt wird und in Kontakt sowohl mit dem Gewebe als auch mit der aktiven Elektrode **11** steht. Die Salzlösung muss daher einen gleichbleibenden Tropfen bilden, der die aktive Elektrode **11** umhüllt. Die Spitze der aktiven Elektrode **11** ist daher derart gestaltet, dass die Salzlösung und die aktive Elektrode unabhängig vom Winkel das Gewebe berühren. Falls die Strömung der Salzlösung aus dem Kanal **17** zur aktiven Elektrode **11** vollständig ringförmig wäre, könnte Salzlösung von einer Seite zur anderen fließen, wobei in diesem Fall die aktive Elektrode nur teilweise umhüllt wäre. Um dies zu verhindern, ist der ringförmige Kanal **17** durch die Flügel **15b** in Abschnitte unterteilt, so dass sichergestellt ist, dass die Salzlösung auf der obersten Fläche fließt. Dies verbessert auch die Haftung der zugeführten Salzlösung durch eine Verstärkung der Kapillarwirkung.

[0055] Wenn die Spitze der aktiven Elektrode **11** mit dem Gewebe in Kontakt kommt, verliert der Bereich, der das Gewebe berührt, plötzlich seine Fähigkeit, Energie über die Salzlösung abzugeben. Während der Rückführpfad aus einem Salzlösungsstrom besteht, gibt es für das Gewebe keinen Mechanismus zur Dissipation von Energie, wodurch es sich schnell bis zu dem Punkt erhitzt, an dem es verdampft.

[0056] Die Wirksamkeit des Instruments beim Verdampfen von Gewebe hängt vom Verhältnis zwischen dem gehaltenen „Tropfen“ und der Länge der aktiven Elektrode **11** ab. Eine längere aktive Elektrode **11** ist wünschenswert, da die Fähigkeit zum Erhalten eines gleichbleibenden „Tropfen“ reduziert wird. Sobald die aktive Elektrode **11** jedoch eine Tasche im Gewebe verdampft hat, so dass sich die Rücklaufelektrode **12** näher an der Oberfläche des Gewebes befindet, wird die Verdampfung einfacher, da ein kleinerer Spannungsabfall über die Salzlösung erfolgt, einfach weil sie einen kleineren Teil des elektrischen Schaltkreises bildet.

[0057] Durch Variation der Ausgangsleistung des Generators **1** kann das Instrument E1 auch zur Austrocknung (Koagulation) verwendet werden. In diesem Fall wird der Generator so gesteuert, dass sich kleine Dampfblasen an der Oberfläche der aktiven Elektrode **11** bilden, jedoch nicht genügend Dampf erzeugt wird, um eine Dampfblase (Tasche) zu bilden, die die aktive Spitze der Elektrode **11** umgibt, wobei die Dampfblase für das Entfernen von Gewebe durch Verdampfung wesentlich ist.

[0058] Der Generator **1** wird derart gesteuert, dass

er entsprechende Ausgangsbereiche für die Gewebeaustrocknung und für die Entfernung von Gewebe durch Verdampfung aufweist. Der erste Bereich liegt zwischen 150 und 200 Volt, und der letztere Bereich liegt zwischen 250 und 600 Volt, wobei die Spannungen Spitzenspannungen sind. Im Verdampfungsmodus wird der Generator **1** derart geregelt, dass ein Überhitzen der aktiven Elektrode **11** verhindert wird. Dazu muss die Ausgangsspannung des Generators **1** verringert werden, sobald sich eine Dampfblase ausgebildet hat. Der Generator **1** und dessen Steuereinrichtung werden in der Beschreibung unserer Europäischen Patentanmeldung Nr. 0754437 näher erläutert.

[0059] Die Koagulation bei dieser Elektrode ist gegenüber einer herkömmlichen bipolaren Elektrode wesentlich besser. Hierfür gibt es zwei Gründe. Erstens wird die Koagulation nicht bloß durch einen elektrischen Strom im Gewebe bewirkt, sondern auch durch die erhitzte Salzlösung. Zweitens ist unter normalen Umständen das schwächste Glied beim Versorgen des Gewebes mit elektrischer Energie die Elektroden/Gewebe-Grenzschicht, da dies der Ort der höchsten Energiedichte ist und somit eine Energiebegrenzung aufzwingt. Falls eine zu hohe Energiestufe ausgewählt wird, trocknet das Gewebe an der Grenzschicht schnell aus, wesentlich schneller als der größere Querschnitt des Gewebes, das den restlichen Schaltkreis bildet. Falls eine niedrigere Leistung ausgewählt wird, kann die Grenzschicht die Temperaturerhöhung durch andere Vorgänge als durch Verdampfung dissipieren. Folglich bleibt die Grenzschicht länger intakt, wodurch eine größere Tiefenwirkung erreicht werden kann. Bei dieser Ausführungsform ist die elektrische Grenzschicht aufgrund der Salzlösung wesentlich robuster, wobei es nicht möglich ist, das zu behandelnde Gewebe vollständig auszutrocknen. Somit kann mehr Leistung über eine längere Zeitdauer zugeführt werden, woraus sich eine Tiefenwirkung ergibt, die rein von der Dauer und der Leistung abhängt.

[0060] [Fig. 3](#) zeigt das distale Ende der zweiten Ausführungsformen des elektrochirurgischen Instruments. Dieses Instrument ist eine Modifikation des in [Fig. 2](#) gezeigten Instruments, wobei gleiche Bezugszeichen für gleiche Teile verwendet und nur die Modifikationen erläutert werden. Die hauptsächliche Modifikation besteht darin, daß das in [Fig. 2](#) dargestellte Instrument zwei koaxiale, rohrförmige Rücklaufelektroden **12** und **12'** aufweist, wobei die Rücklaufelektrode **12'** geringfügig kürzer als die Elektrode **12** und in ihrem Inneren angeordnet ist. Der ringförmige Spalt zwischen den zwei Rücklaufelektroden **12** und **12'** bildet den Salzlösungs-Zuführkanal **17**, und der Salzlösungs-Rückführkanal **18** ist durch den ringförmigen Spalt zwischen der Rücklaufelektrode **12'** und dem zentralen Aufbau, der durch den zylindrischen Abschnitt **15a** des Isolations-/Abstandselements **15**

und das Rohr **16** gebildet ist, gebildet. Das Rohr **16** ist ebenfalls derart modifiziert, daß es sowohl das proximale Ende des zylindrischen Abschnitts **15a** des Isolations-/Abstandselements **15** als auch den aktiven Leiter **14** kraftschlüssig umschließt.

[0061] Der Vorteil des Instruments von [Fig. 3](#) ist, daß der Rückführpfad für die Salzlösung zum Salzlösungs-Rückführkanal **18** weniger wahrscheinlich verstopft, wenn es dazu verwendet wird, verdampfte Taschen in einer Gewebeoberfläche (z. B. in einem eingebetteten Tumor) zu erzeugen. Wenn mit der Ausführungsform von [Fig. 2](#) eine Dampftasche erzeugt wird, kann Salzlösung, die den Leitungspfad zwischen der aktiven Elektrode **11** und der Rücklaufelektrode **12** bildet, aufgrund des Gewebes, das den Eingang zum Rückführkanal **18** blockiert, austreten. Diese Salzlösung kann eine ausreichend hohe Temperatur aufweisen, um peripheres Gewebe zu verbrühen. Da das Verbrühen von Gewebe von der Größe des Instruments abhängt, sollte das Instrument von [Fig. 2](#) kleine Abmessungen haben, so daß das periphere Verbrühen in akzeptablen Grenzen bleibt. Andererseits wird bei der Ausführungsform von [Fig. 3](#) der Salzlösungs-Rückführpfad von der aktiven Elektrode **11** zum Rückführkanal **18** dann nie durch Gewebe versperrt werden. Wenn der Leitungspfad zwischen der aktiven Elektrode **11** und der Rücklaufelektrode **12** blockiert ist, hat der Anteil der Salzlösung, der nicht zur aktiven Elektrode gelangt, darüber hinaus eine verringerte Leistungsabgabe. Diese verringerte Leistungsabgabe kommt daher, daß sowohl die zugeführte als auch die abgeführte Salzlösung mit dem Rückführkanal **18** in Verbindung stehen, so daß die Impedanz so viel geringer ist, dass der hauptsächliche Anteil der Leistungsdissipation dann im blockierenden Gewebe auftritt.

[0062] Sowohl wegen des zusätzlichen Rohres (die zusätzliche Rücklaufelektrode **12'**) als auch wegen des Verhältnis der Spitze (d. h. die aktive Elektrode **11** kann im Verhältnis zum Durchmesser nicht soweit eindringen, da der Auslaß für die Salzlösung weiter zurückversetzt ist), ist das Instrument von [Fig. 3](#) weniger zur Miniaturisierung geeignet als das von [Fig. 2](#). Dieser Auslaß muß weiter hinten angeordnet sein, da er durch die zweite Rücklaufelektrode **12'** hindurch geführt ist. Falls er nicht so angeordnet wäre, würde er eine zu große Leistungsverteilung über die Länge der aktiven Elektrode **11** verursachen.

[0063] Die aus dem Instrument von [Fig. 3](#) abgesaugte Salzlösung kann auch Gewebepartikel enthalten. Da der Absaugpfad nicht notwendigerweise durch einen Verdampfungsbereich verläuft, beschränkt dies die minimale Größe bei dieser Version des Instruments, da die Möglichkeit des Blockierens des Absaugpfades besteht.

[0064] Die vorstehend beschriebenen Instrumente

haben die beste Verdampfungsleistung, wenn die aktive Elektrode **11** derart gestaltet ist, daß sie den Fluß der Salzlösung abschneidet oder wenigstens unterbricht. Der Grund hierfür ist ziemlich einfach, nämlich, je länger die Salzlösung in nächster Nähe der aktiven Elektrode **11** gehalten werden kann, desto mehr Energie absorbiert sie, und um so größer ist die Verdampfungsneigung. Aktive Elektroden aus Draht oder aus hohlen Formen sind daher am wirksamsten. Die aktive Elektrode aus verdrehtem Draht könnte z. B. durch eine aktiven Elektrode in Form einer Spule ersetzt werden. Es wäre auch möglich, die Verdampfung durch teilweises Abdunkeln der aktiven Elektroden-Salzlösungs-Grenzschicht durch Maskieren mit aufgesprühter Keramik zu verbessern, wobei die aufgesprühete Keramik auf eine bestimmte, ungleichmäßige Deckschicht aufgebracht wird.

[0065] Die vorstehend beschriebenen Instrumente haben mehrere Vorteile, nämlich:

- 1) Jedes kann eine unipolar-ähnliche Wirkung mit nur einer Elektrode (die aktive Elektrode **11**) bereitstellen, die in direktem Kontakt mit dem Gewebe steht;
- 2) jedes ermöglicht eine unmittelbare Abtragung (Verdampfung) von Gewebe in ähnlicher Weise wie mit Laserinstrumenten;
- 3) Hochfrequenzstrom ist auf den behandelten Bereich beschränkt, wodurch sich kollaterale oder thermische Tiefeneffekte reduzieren und Verbrennungen an abgelegenen Stellen verhindert werden;
- 4) aufgrund des Kühlungs-, Kondensierungs- und Auflösungseffekts der umgebenden Salzlösung entsteht beim Schneiden oder Verdampfen ein Minimum an Rauch. Entstehender Rauch wird aufgrund der Absaugung nahe der aktiven Elektrode **11** schnell entfernt;
- 5) da der Strompfad in der Elektrodenanordnung bidirektional ist, ist die kapazitive Kopplung an einem Elektrodenzugangspunkt minimal;
- 6) die Salzlösung schafft eine ausgezeichnete aktive Elektroden-Gewebe-Grenzschicht, die einen Stromfluß für eine bestimmte Koagulationstiefe ermöglicht, wobei dies nur von der Leistung und der Anwendungsdauer abhängt;
- 7) die Salzlösungsverbindung verhindert Hochimpedanzzustände, die eine beträchtliche Kohlenstoffbildung verursachen könnten, die nachteilig für die Gewebeheilung ist und die das Risiko der Anhaftung erhöht;
- 8) die ausgezeichnete aktive Elektroden-Gewebe-Grenzschicht mit niedriger Impedanz ermöglicht die Verwendung wesentlich höherer Leistungen für schnelle Effekte. Dies ist insbesondere nützlich für eine schnelle, nicht-kohlenstoffbildende Koagulation; und
- 9) es werden wesentlich höhere Leistungspegel unterstützt als bei der herkömmlichen bipolaren Elektrochirurgie. In der Praxis ist die herkömmli-

che bipolare Elektrochirurgie nur bis zu einer Grenze von 40 Watt oder 50 Watt wirksam, da höhere Leistungspegel zu einer Überhitzung und Karbonisierung führen. Mit der Elektrodenanordnung der [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) können Leistungspegel von mehr als 200 Watt gefahren werden.

[0066] Es ist offensichtlich, daß die vorstehend beschriebenen Instrumente modifiziert werden können. Die aktive Elektrode **11** kann somit je andere geeignete Gestalt aufweisen, z. B. als eine Nadelelektrode oder eine hohle, perforierte, teilkugelförmige Elektrode, die z. B. aus Platin-Iridium besteht, gebildet sein, und das Isolations-/Abstandselement **15** könnte aus Silikongummi oder Glas hergestellt sein. Es wäre ebenso möglich, die Salzlösung als das leitfähige Medium durch ein leitfähiges Gas, wie z. B. Argon, zu ersetzen. In diesem Fall müßte das Argon durch den Kanal **17** in den Bereich der aktiven Elektrode **11** gepumpt werden, wobei das Argon nicht über den Rückführkanal **18** entfernt zu werden bräuchte, da keine Gefahr bestünde, das kollaterale Gewebe durch heißes Argon zu schädigen. In diesem Fall würde auch ein modifizierter Hochfrequenzgenerator erforderlich sein. Die gesamte Elektrodenanordnung könnte als eine flexible oder starre Anordnung aufgebaut sein und könnte auch eine Einrichtung zum Steuern oder Betätigen der aktiven Spitze, oder zum Einführen in Gewebe, umfassen.

Patentansprüche

1. Elektrochirurgisches Instrument zur Behandlung von Gewebe in Gegenwart eines elektrisch leitfähigen Fluids, wobei das Instrument einen Instrumentenschaft (**12**) und eine Elektrodenanordnung an einem Ende des Schaftes aufweist, wobei die Elektrodenanordnung eine einzige Gewebebehandlungselektrode (**11**) und eine Rücklaufelektrode (**12**) besitzt, welche von der Gewebebehandlungselektrode mittels eines Isolierelements (**15**) elektrisch isoliert ist, wobei die Gewebebehandlungselektrode an dem äußersten distalen Ende des Instruments frei liegt, und die Rücklaufelektrode eine Fluidkontaktfläche besitzt, die von dem frei liegenden Ende der Gewebebehandlungselektrode mittels des Isoliererelements beabstandet ist, wobei das Instrument weiterhin eine Zuführeinrichtung (**17**) zum Zuführen von elektrisch leitfähigem Fluid in den Bereich des frei liegenden Endes der Gewebebehandlungselektrode derart aufweist, dass bei Anwendung ein leitfähiger Fluidweg, der einen elektrischen Kreis zwischen der Gewebebehandlungselektrode und der Rücklaufelektrode vervollständigt, gebildet wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Rücklaufelektrode aus einem rohrförmigen Element besteht, das extern vollständig mit einer Isolierung beschichtet ist.

2. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 1, weiterhin mit einer Entfernungseinrichtung

(**18**) zum Beseitigen elektrisch leitfähigen Fluids aus dem Bereich des frei liegenden Endes der Gewebebehandlungselektrode (**11**).

3. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 2, bei dem die Zuführeinrichtung kaltes elektrisch leitfähiges Fluid zu dem Bereich des freien Endes der Gewebebehandlungselektrode zuführt, und die Entfernungseinrichtung erhitztes Fluid aus diesem Bereich abführt.

4. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 2 oder 3, bei dem die Entfernungseinrichtung mittels eines Fluidrückführkanals (**18**), der im Innern des Instrumentenschafts (**12**) gebildet ist, und durch Saugbeaufschlagung des proximalen Endes des Fluidrücklaufkanals gebildet ist.

5. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem die Zuführeinrichtung durch einen Fluidzuführkanal (**17**) gebildet ist, der im Innern des Instrumentenschafts (**12**) geformt ist.

6. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 5 in Verbindung mit Anspruch 4, bei dem der Fluidzuführkanal (**17**) um den Fluidrücklaufkanal (**18**) angeordnet ist.

7. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem die Rücklaufelektrode (**12**) ein rohrförmiges Teil ist und den Instrumentenschaft bildet.

8. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 7, bei dem die Innenfläche des rohrförmigen Teils (**12**) die Rücklaufelektrode bildet.

9. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 7 oder 8, bei dem das rohrförmige Teil (**12**) aus Edelstahl hergestellt ist.

10. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 7 bis 9, bei dem die Gewebebehandlungselektrode (**11**) mittig innerhalb des rohrförmigen Teils (**12**) mittels eines isolierenden Abstandsteils gelagert ist.

11. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 10, bei dem das isolierende Abstandsteil (**15**) aus einem keramischen Material aus Silikongummi oder Glas besteht.

12. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 10 oder 11, weiterhin mit einem Rohr (**16**), das sich proximal von dem Abstandsteil erstreckt.

13. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 12, in Abhängigkeit von Anspruch 6, bei dem der Zuführkanal (**17**) durch den ringförmigen Raum zwischen der Rücklaufelektrode (**12**) und dem Rohr

(16) gebildet ist und bei dem der Rückführkanal (18) durch das Innere des Rohres und die Richtung des Abstandsteils (15) erstreckende Öffnungseinrichtung gebildet ist.

14. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 6 bis 12, weiterhin mit einer zweiten Rücklaufelektrode (12'), wobei die zweite Rücklaufelektrode von einem zweiten rohrförmigen Teil gebildet ist, das konzentrisch innerhalb des zuerst erwähnten rohrförmigen Teils (12) angeordnet ist.

15. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 14 in Abhängigkeit von den Ansprüchen 6 und 12, bei dem der Zuführkanal (17) durch den ringförmigen Raum zwischen den beiden Rücklaufelektroden (12, 12') gebildet ist und bei dem der Rücklaufkanal (18) durch den ringförmigen Raum zwischen der zweiten Rücklaufelektrode (12') gebildet ist, und bei dem der Rücklaufkanal (18) durch den ringförmigen Raum zwischen der zweiten Rücklaufelektrode (12') und dem Rohr (16) gebildet ist.

16. Elektrochirurgisches Gerät mit einem Hochfrequenzgenerator (1) und einem elektrochirurgischen Instrument zur Behandlung von Gewebe in Gegenwart eines elektrisch leitfähigen Fluidmediums, bei dem das elektrochirurgische Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 15 ausgebildet ist.

17. Gerät nach Anspruch 16, bei dem zu dem Hochfrequenzgenerator (1) eine Steuereinrichtung zur Veränderung der an die Elektroden (11, 12, 12') gelieferten Ausgangsspannung gehört.

18. Gerät nach Anspruch 17, bei dem die Steuereinrichtung derart ausgelegt ist, dass sie in ersten und zweiten Abgabebereichen Ausgangsspannung liefert, wobei der erste Abgabebereich für das Bestromen des elektrochirurgischen Instruments zur Gewebeaustrocknung und der zweite Abgabebereich für das Bestromen des elektrochirurgischen Instruments zur Gewebeentfernung durch Schneiden oder Verdampfung vorgesehen ist.

19. Gerät nach Anspruch 18, bei dem der erste Abgabebereich von etwa 150 Volt bis 200 Volt und der zweite Abgabebereich von etwa 250 Volt bis 600 Volt beträgt, wobei die Spannungen Spitzenspannungen sind.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen





