



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 60 2004 007 115 T2** 2007.10.11

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 605 841 B1**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 17/30** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **60 2004 007 115.3**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US2004/005883**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **04 715 649.2**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2004/093698**

(86) PCT-Anmeldetag: **27.02.2004**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **04.11.2004**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **21.12.2005**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **20.06.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **11.10.2007**

(30) Unionspriorität:

395021 21.03.2003 US

(73) Patentinhaber:

Boston Scientific Ltd., St. Michael, Barbados, BB

(74) Vertreter:

Dennemeyer & Associates S.A., Luxembourg, LU

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB,
GR, HU, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK,
TR**

(72) Erfinder:

**SWANSON, David K., Campbell, CA 94040, US;
PHAN, Huy D., San Jose, CA 95127, US**

(54) Bezeichnung: **VORRICHTUNG ZUR ERHALTUNG DES KONTAKTES ZWISCHEN ELEKTROPHYSIOLOGIEELEMENTEN UND KÖRPERGEWEBE UND SYSTEM DAFÜR**

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

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

Beschreibung**HINTERGRUND DER ERFINDUNGEN****1. Gebiet der Erfindungen**

[0001] Die Erfindung betrifft eine Saugvorrichtung zur Verwendung mit einer elektrophysiologischen Vorrichtung, die mindestens ein wirksames Element beinhaltet. Dementsprechend betrifft die vorliegende Erfindung generell Vorrichtungen zur Durchführung diagnostischer und therapeutischer Eingriffe an Körpergewebe.

2. Beschreibung des Standes der Technik

[0002] Es gibt viele Fälle, in denen diagnostische und therapeutische Elemente (hierin kollektiv als „wirksame Elemente“ bezeichnet) benachbart zu Körpergewebe positioniert werden müssen. Ein Fall betrifft die Behandlung von Herzleiden, wie etwa Vorhofflimmern, Vorhofflattern und Arrhythmie. Therapeutische Läsionen können auch zur Behandlung von Leiden in anderen Körperregionen, einschließlich, jedoch nicht beschränkt auf, Prostata, Leber, Hirn, Gallenblase, Uterus und andere feste Organe verwendet werden. Typischerweise werden die Läsionen durch Ablatieren von Gewebe mit einer oder mehreren Elektroden gebildet. von der Elektrode angelegte elektromagnetische Hochfrequenz („HF“-)Energie erhitzt das Gewebe und tötet (d.h. „ablatiert“) es schließlich ab, um eine Läsion zu bilden. Während der Ablation von weichem Gewebe (d.h. anderes Gewebe als Blut, Knochen und Bindegewebe) tritt Gewebekoagulation auf, und es ist die Koagulation, die das Gewebe abtötet. Somit sind Verweise auf die Ablation von weichem Gewebe notwendigerweise Verweise auf Koagulation von weichem Gewebe. „Gewebekoagulation“ ist der Vorgang des Vernetzens von Proteinen in Gewebe, um ein Gelieren des Gewebes zu veranlassen. In weichem Gewebe ist es das Fluid innerhalb der Gewebezellmembranen, das geliert, um die Zellen abzutöten, wodurch das Gewebe abgetötet wird. Abhängig von der Vorgehensweise kann eine Vielfalt verschiedener Elektrophysiologievorrichtungen verwendet werden, um eine Vielzahl von Elektroden an dem Zielstandort zu positionieren.

[0003] In den letzten Jahren sind Vorrichtungen, wie etwa chirurgische Weichgewebe-Koagulationssonden, die ein oder mehrere diagnostische oder therapeutische Elemente tragen, entwickelt worden. Diese Sonden können beispielsweise bei Epikardial- und Endokardialeingriffen benutzt werden, wo der Zugang zum Herzen durch eine Thorakotomie, Thorakostomie oder eine Median-Sternotomie erhalten wird. Solche Sonden gestatten auch die Bildung von Endokardialläsionen als sekundäre Prozedur während eines primären chirurgischen Eingriffs am offe-

nen Herzen, wie etwa Mitralklappenersatz, Aortaklappenersatz und Koronararterien-Bypassgrafting. Auf jeden Fall ist es oft wünschenswert, zu therapeutischen Zwecken durchlaufende lineare Läsionen zu erzeugen.

[0004] Gewebekontakt kann in jedem Elektrophysiologieeingriff ein Thema sein, einschließlich derer, welche die Verwendung chirurgischer Sonden zu diagnostischen und therapeutischen Zwecke einbeziehen. Das Scheitern der Erzielung und Aufrechterhaltung innigen Kontakts zwischen dem Gewebe und wirksamen Elementen kann zu Spalten in den eigentlich als durchlaufend linear beabsichtigten Läsionen führen. Solche Spalten können zu einem Scheitern der Heilung der Arrhythmie und des Vorhofflatterns des Patienten führen oder können Vorhofflattern hervorrufen. Außerdem kann durch Spalten in linearen Läsionen hervorgerufenen Vorhofflattern schwierig zu heilen sein. Schlechter Kontakt zwischen dem Gewebe und wirksamen Elementen kann auch zu Läsionen führen, die nicht transmural sind. Läsionen, die nicht transmural sind, können wiederum scheitern, die Arrhythmie oder anderen medizinischen Zustand des Patienten zu heilen. Ein anderes Thema bei Elektrophysiologieverfahrensweisen ist die Positionierung des wirksamen Elements und spezifischer, die wirksamen Elemente daran zu hindern, sich zu bewegen, nachdem der Arzt sie benachbart zu dem Zielgebiet platziert hat.

[0005] US-A-3805793 offenbart eine anastomotische Vorrichtung zum Verbinden des offenen Lumens eines Spendergefäßes mit der Seitenwand eines Empfängergefäßes, umfassend Saugstützmittel zur Unterstützung des offenen Endes des Spendergefäßes in Kontakt mit der Seitenwand des Empfängergefäßes; selektiv betätigbare Mittel zum Halten des Stützmittels und des offenen Endes des Spendergefäßes in abgedichtetem Kontakt mit der Seitenwand des Empfängergefäßes, ohne den Fluss biologischer Fluide in dem Empfängergefäß zu unterbrechen hohle Lumenschneidemittel, die innerhalb des Stützmittels positioniert sind, um einen Teil der Seitenwand des Empfängergefäßes, der durch die Innenkante des abgedichteten Endes des Spendergefäßes umschrieben wird, zu durchschneiden und zu entfernen; und selektiv gesteuerte Saugmittel, die mit dem Stützmittel verbunden sind, zur Sicherung des entfernten Wandteils. Diese Vorrichtung weist auch eine Vielzahl von in Längsrichtung beabstandeten Öffnungen auf, definiert durch einen gegabelten Durchgang, welche Öffnungen eine Vielzahl von in Längsrichtung beabstandeten Sauggebieten in den gewölbten Oberflächen des Saugstützmittels erzeugen. Ein Anschlussstück in Form einer Klemme sichert die anastomotische Vorrichtung an dem Saugstützmittel.

[0006] US-A-5224944 offenbart eine Einmal-An-

saugbaugruppe zur Verwendung mit einem chirurgischen Handstück, wobei das chirurgische Handstück einen zylindrischen Griffteil aufweist, welcher Griffteil während des Gebrauchs ergriffen wird, und einen chirurgischen Spitzenteil, umfassend: einen Ansaugspitzenteil, der ein versetztes hohles röhrenförmiges Element mit einem zentralen Lumen umfasst, wovon mindestens ein Teil so dimensioniert ist, dass es den chirurgischen Spitzenteil des chirurgischen Handstücks umschließt; und einen Ansauggriffteil, der ein längliches zylindrisches hohles röhrenförmiges Element mit einem offenen Schlitz umfasst, der einstückig in dem Ansauggriffteil gebildet ist und sich im Wesentlichen entlang der Länge des Ansauggriffteils erstreckt, um den Handgriff des chirurgischen Handstücks aufzunehmen.

[0007] US-A-5055100, eine Saugbefestigung zur Verwendung bei einem handgehaltenen elektrochirurgischen Instrument oder dergleichen und zur Verwendung mit einer Niederdruckfluidquelle, wovon sich ein flexibler Vakuumschlauch erstreckt, welches Instrument einen röhrenförmigen Handgriff mit einem Vorder- und einem Hinterende aufweist, wobei das Rohr ein zur Aufnahme des flexiblen Vakuumschlauchs eingerichtetes Hinterende aufweist, einen Zwischenabschnitt, der so proportioniert ist, dass er sich entlang der Außenfläche des Instrumentengriffs erstreckt, und ein Vorderende, das dazu geformt ist, sich in getrenntem Verhältnis dazu zu erstrecken, wenn die Saugbefestigung an besagtem Instrumentengriff festgeklemmt ist, wobei der Zwischenabschnitt des Rohrs entlang der Handgriffoberfläche gerichtet ist, und Klemmmittel zum selektiven Klemmen des Zwischenabschnitts des Rohrs an den Instrumentenhandgriff.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNGEN

[0008] Eine Saugvorrichtung nach der vorliegenden Erfindung umfasst die Merkmale von Anspruch 1. Weitere Ausführungsformen der Erfindung sind in den Unteransprüchen beschrieben.

[0009] Die vorangehend beschriebenen und viele andere Merkmale und damit einhergehende Vorteile der vorliegenden Erfindungen werden beim besseren Verständnis der Erfindung deutlich, unter Verweis auf die nachfolgende detaillierte Beschreibung, wenn sie im Zusammenhang mit den begleitenden Zeichnungen betrachtet wird.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0010] Eine detaillierte Beschreibung bevorzugter Ausführungsformen der Erfindungen wird unter Verweis auf die begleitenden Zeichnungen vorgenommen.

[0011] [Fig. 1](#) ist eine Perspektivansicht eines Elek-

trophysiologysystems nach einer bevorzugten Ausführungsform einer vorliegenden Erfindung.

[0012] [Fig. 2](#) ist eine Draufsicht einer Sonde nach einer bevorzugten Ausführungsform einer vorliegenden Erfindung.

[0013] [Fig. 3](#) ist eine entlang Linie 3-3 in [Fig. 2](#) genommene Schnittansicht.

[0014] [Fig. 4](#) ist eine entlang Linie 4-4 in [Fig. 2](#) genommene Schnittansicht.

[0015] [Fig. 5](#) ist eine Endansicht der in [Fig. 2](#) illustrierten Sonde.

[0016] [Fig. 5A](#) ist eine Draufsicht einer Sonde nach einer bevorzugten Ausführungsform einer vorliegenden Erfindung.

[0017] [Fig. 5B](#) ist eine entlang Linie 5B-5B in [Fig. 5A](#) genommene Schnittansicht.

[0018] [Fig. 5C](#) ist eine entlang Linie 5C-5C in [Fig. 5A](#) genommene Schnittansicht.

[0019] [Fig. 6](#) ist eine Draufsicht einer Saugvorrichtung nach einer bevorzugten Ausführungsform einer vorliegenden Erfindung.

[0020] [Fig. 7](#) ist eine Seitenansicht der in [Fig. 6](#) illustrierten Saugvorrichtung.

[0021] [Fig. 8](#) ist eine Unteransicht der in [Fig. 6](#) illustrierten Saugvorrichtung.

[0022] [Fig. 9](#) ist eine entlang Linie 9-9 in [Fig. 7](#) genommene Teilschnittansicht.

[0023] [Fig. 10](#) ist eine entlang Linie 10-10 in [Fig. 8](#) genommene Schnittansicht.

[0024] [Fig. 11](#) ist eine entlang Linie 11-11 in [Fig. 8](#) genommene Schnittansicht.

[0025] [Fig. 12](#) ist eine entlang Linie 12-12 in [Fig. 11](#) genommene Schnittansicht.

[0026] [Fig. 13](#) ist eine Unteransicht, welche einen Teil der in den [Fig. 2-Fig. 5](#) illustrierten Sonde an der in den [Fig. 6-Fig. 12](#) illustrierten Saugvorrichtung befestigt zeigt.

[0027] [Fig. 14](#) ist eine entlang Linie 14-14 in [Fig. 13](#) genommene Teilschnittansicht.

[0028] [Fig. 15](#) ist eine Draufsicht einer Saugvorrichtung nach einer bevorzugten Ausführungsform einer vorliegenden Erfindung.

[0029] [Fig. 16](#) ist eine entlang Linie 16-16 in [Fig. 15](#) genommene Schnittansicht.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0030] Das Folgende ist eine detaillierte Beschreibung der derzeit besten bekannten Arten der Durchführung der Erfindungen. Diese Beschreibung ist nicht als einschränkend zu betrachten, sondern wird lediglich zum Zweck der Veranschaulichung der allgemeinen Prinzipien der Erfindungen vorgenommen.

[0031] Die detaillierte Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen ist unterteilt wie folgt

- I. Beispielhafte Systemübersicht
- II. Beispielhaftes chirurgisches Sondensystem
- III. Beispielhaftes Saugsystem
- IV. Beispielhafte wirksame Elemente, Temperaturerfassung und Energieregulierung

[0032] Die Abschnittsüberschriften und Gesamtaufteilung der vorliegenden detaillierten Beschreibung dienen lediglich der Bequemlichkeit und sollen die vorliegenden Erfindungen nicht einschränken.

[0033] Diese Patentbeschreibung offenbart eine Anzahl von Strukturen, hauptsächlich im Kontext kardialer Behandlung, da die Strukturen zur Anwendung bei Myokardialgewebe gut geeignet sind. Trotzdem ist zu würdigen, dass die Strukturen zur Anwendung in Therapien anwendbar sind, die andere Arten von Weichgewebe einbeziehen. Beispielsweise finden verschiedene Aspekte der vorliegenden Erfindungen Verwendung bei Eingriffen, die andere Bereiche des Körpers betreffen, wie etwa Prostata, Leber, Gehirn, Gallenblase, Uterus und andere feste Organe.

I. Beispielhafte Systemübersicht

[0034] Wie beispielsweise in [Fig. 1](#) veranschaulicht, umfasst ein Elektrophysiologiesystem **10** nach einer bevorzugten Ausführungsform einer vorliegenden Erfindung ein chirurgisches Sondensystem **100** und ein Saugsystem **200**. Das beispielhafte chirurgische Sondensystem **100** umfasst eine chirurgische Sonde **102**. Das beispielhafte Saugsystem **200** umfasst eine Saugquelle **202** und eine Saugvorrichtung **204**, die abnehmbar an dem distalen Teil der chirurgischen Sonde gesichert werden kann. Wenn die Saugquelle **202** betätigt wird, wird die Saugvorrichtung **204** die Position des distalen Teils der chirurgischen Sonde **102** in Bezug zu dem Zielgewebe fixieren. Das angelegte Vakuum wird auch veranlassen, dass das Gewebe und von der chirurgischen Sonde **102** getragene wirksame Elemente in Kontakt miteinander kommen. Ein Energiezufuhr- und Regelsystem **300** kann vorgesehen sein, um der chirurgischen Sonde **102** Energie zuzuführen.

[0035] Mit dem beispielhaften Elektrophysiologiesystem **10** im allgemeinen und der Saugvorrichtung **204** im besonderen sind eine Anzahl von Vorteilen verbunden. Beispielsweise kann die Saugvorrichtung **204** verwendet werden, um eine chirurgische Sonde, wie etwa die chirurgische Sonde **104**, die keine Saugfähigkeiten aufweist, in eine chirurgische Sonde umzuwandeln, die dies sehr wohl tut. Die Saugvorrichtung **204** kann auch verwendet werden, um andere Typen von Elektrophysiologiesystemen und -vorrichtungen, wie etwa lenkbare und nicht lenkbare diagnostische und/oder therapeutische Katheter, in eine chirurgische Sonde mit Saugfähigkeiten umzuwandeln. Zusätzlich kann, in den Fällen, in denen die Saugvorrichtung **204** anfänglich mit der chirurgischen Sonde **102** oder anderer Elektrophysiologiesystemvorrichtung versehen ist, die Saugvorrichtung leicht abgenommen werden, sodass die Elektrophysiologiesystemvorrichtung in Gebieten mit geringer Abmessung genutzt werden kann, die nicht groß genug sind, um die Saugvorrichtung aufzunehmen.

II. Beispielhafte chirurgische Sondestruktur

[0036] Das beispielhafte Saugsystem **200**, welches detaillierter in Abschnitt III nachstehend beschrieben ist, kann in Kombination mit einer breiten Vielfalt von Elektrophysiologiesystemvorrichtungen verwendet werden, einschließlich, jedoch nicht beschränkt auf, chirurgische Sonden, Abbildungssystemen, Transduceranordnungen und diagnostischen Überwachungssystemen. Beispielhafte chirurgische Sonden und Katheter sind in den US-Patenten 6,142,994 und 6,287,301 veranschaulicht.

[0037] Wie beispielsweise in den [Fig. 2-Fig. 5](#) veranschaulicht, umfasst die chirurgische Sonde **102** in dem beispielhaften chirurgischen Sondensystem **100** einen Schaft **104**, einen Handgriff **106** und eine Vielzahl von Elektroden **108** oder anderer wirksamer Elemente an dem Schaft. Ein Zugentlastungselement **110** kann auch vorgesehen sein. Der beispielhafte Schaft **104** umfasst einen proximalen Teil **112** und einen distalen Teil **114**. Der proximale Teil **112**, der relativ lang (z.B. etwa 30 cm bis 100 cm für Herzbehandlungs-Anwendungen) und flexibel ist, ist an dem Handgriff **106** gesichert. Das gestattet, dass der proximale Teil **112** praktischerweise über den Patienten und darüber hinaus drapiert wird, nachdem der distale Teil **114** und die Elektroden **108** an dem Zielgewebestandort positioniert worden sind. Der distale Teil **114**, der die Elektroden **108** trägt, ist relativ kurz (z.B. etwa 2 cm bis 15 cm für Herzbehandlungs-Anwendungen) und ist ebenfalls flexibel. [Eine Sonde mit einem verformbaren distalen Teil wird nachstehend unter Verweis auf die [Fig. 5A-Fig. 5C](#) erörtert.] Der proximale und der distale Schaftteil **112** und **114** können eine einstückige Struktur sein oder können alternativ zwei getrennte Strukturen sein, die während des Zusammenbaus aneinander befestigt werden. Der pro-

ximale und der distale Schaftteil **112** und **114** sind vorzugsweise auch aus elektrisch nichtleitendem Material ausgebildet.

[0038] Das beispielhafte chirurgische Sondensystem **100** ist ein gekühltes chirurgisches Sondensystem, und spezifischer setzt das chirurgische Sondensystem Fluid zum Kühlen der Elektroden **108** oder anderer wirksamer Elemente während Koagulationsprozeduren ein. Wie nachstehend detaillierter beschrieben, wird Wärme von den Elektroden **108** auf das Fluid übertragen, um die Elektroden zu kühlen, während Energie von den Elektroden zu dem Gewebe übertragen wird. Kühlen der Elektroden **108** während einer Koagulationsprozedur erleichtert die Bildung von Läsionen, die breiter und tiefer als diejenigen sind, die mit einer ansonsten identischen Vorrichtung verwirklicht werden könnten, welche die vorliegende Kühleinrichtung nicht umfasst. Zusätzlich wird, obwohl gasförmiges Kühlfluid eingesetzt werden kann, Flüssigkeit bevorzugt.

[0039] Unter spezifischerer Bezugnahme auf die [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) besteht die Elektrodenkühleinrichtung in dem beispielhaften System **100** in erster Line aus dem distalen Schaftteil **114** und Fluideinlass- und Auslasslumen **116** und **118**, die sowohl in dem proximalen Teil **112** als auch dem distalen Teil gebildet sind. Wärme von den Elektroden **108** wird durch den distalen Teil **114** auf Fluid übertragen, das durch das Einlass- und das Auslasslumen **116** und **118** fließt. Folglich sollte das zur Bildung des distalen Teils **114** verwendete Material, zusätzlich dazu, dass es elektrisch nichtleitend ist, auch eine relativ hohe thermische Leitfähigkeit haben. Wie hierin verwendet, beträgt „relativ hohe“ thermische Leitfähigkeit mindestens etwa 0,8 W/m·K und beläuft sich bevorzugt von etwa 0,8 bis auf etwa 30 (oder mehr) W/m·K. Geeignete elektrisch nichtleitende, thermisch leitende thermoplastische Kunststoffe für den distalen Teil **114** umfassen flexible thermoplastische Polymermaterialien, wie etwa Nylon oder Polyurethan, die mit einem Füllstoff gefüllt sind, der Wärmeübertragung fördert. Geeignete Füllstoffe umfassen Graphit, Aluminium, Wolfram und Keramikpulver. Ein anderer geeigneter Füllstoff ist Korund CarboTherm™ Bornitridpulver, hergestellt von Saint-Gobain in Cavaillon, Frankreich. Der proximale Teil **112** andererseits muss keine relativ hohe thermische Leitfähigkeit aufweisen und kann beispielsweise aus flexiblen nichtleitenden thermoplastischen Kunststoffen, wie etwa Pebax®-Material und Polyurethan geformt sein.

[0040] Das Einlasslumen **116** ist mit dem Auslasslumen **118** durch ein Verbindungslumen (nicht dargestellt) verbunden, das in einem Spitzelement **120** gebildet ist, das mit Klebstoff oder anderen geeigneten Mitteln an dem distalen Schaftteil **114** befestigt ist. Das Spitzelement **120** kann beispielsweise aus zwei geformten, elektrisch nichtleitenden Kunststoff-

teilen gebildet sein. Das Spitzelement **120** umfasst auch ein Paar Stopfen (nicht gezeigt) zum Abdichten der Strom- und Signaldrahtlumen **122** und **124**. Die Strom- und Signaldrahtlumen **122** und **124** sowie die darin befindlichen Strom- und Signaldrähte **150** und **156** sind detaillierter im nachstehenden Abschnitt IV erörtert. Das Spitzelement **120** kann alternativ durch einen flexiblen Schlauch ersetzt werden, der das Einlass- und das Auslasslumen **116** und **118** verbindet. Ein Paar Stopfen würde für die Strom- und Signaldrahtlumen **122** und **124** vorgesehen, wenn der flexible Schlauch eingesetzt wird. In der beispielhaften Ausführungsform, wo der proximale und der distale Schaftteil **112** und **114** getrennte Strukturen sind, kann der proximale Teil einen größeren Durchmesser aufweisen als der distale Teil, da der proximale Teil sich zum größten Teil außerhalb des Patienten befinden wird. Diese Konfiguration gestattet das Maximieren der Querschnittsflächen der Fluideinlass- und -auslasslumen **116** und **118** innerhalb des proximalen Teils **112**, wodurch der Fluidströmungswiderstand minimiert wird. Es wird dort eine Verkleinerung der Querschnittsflächen des Einlass- und des Auslasslumens **116** und **118** vorliegen, wo der proximale Teil **112** in einer solchen Konfiguration an dem distalen Teil **114** befestigt ist. In der beispielhaften Ausführungsform beträgt der Außendurchmesser des proximalen Teils **112** etwa 3 mm bis etwa 5 mm, während der Außendurchmesser des distalen Teils **114** etwa 1,66 mm bis 3,3 mm beträgt.

[0041] Das beispielhafte proximale und distale Schaftteil **112** und **114** sind Mehrfachlumenstrukturen, wovon jede die Fluideinlass- und -auslasslumen **116** und **118** und die Strom- und Signaldrahtlumen **122** und **124** umfasst. Alternativ kann ein einziges Lumen für die Strom- und Signaldrähte **150** und **156** vorgesehen sein. Die Strom- und Signaldrahtlumen können in den Fällen, in denen die Strom- und Signaldrähte **150** und **156** ausreichend isoliert sind und/oder das Kühlfluid ausreichend nichtleitend ist, auch völlig weggelassen werden. Eine andere alternative Konfiguration ist die Anordnung der Lumen derart, dass die Strom- und Signaldrahtlumen **122** und **124** sich nebeneinander befinden. Noch eine andere alternative Konfiguration ist ein zentrales Kühlfluideinlass(oder -auslass)-Lumen, das mit einem Auslass(oder Einlass)-Lumen verbunden ist, das sich ganz, oder im Wesentlichen ganz, um die Außenstruktur herum erstreckt. Noch eine andere Alternative ist das Vorsehen eines Rohrs mit einem relativ großen inneren Lumen für den proximalen Schaftteil und Serien kleinerer Röhrchen innerhalb des Rohrs, um als die Kühlfluideinlass- und -auslass-Lumen und die Strom- und Signaldrahtlumen zu dienen. Die kleineren Lumen können mit den Fluideinlass- und -auslass-Lumen **116** und **118** sowie den Strom- und Signaldrahtlumen **122** und **124** in dem distalen Schaftteil **114** verbunden werden. Eine solche Anordnung ist nachstehend unter Verweis auf die [Fig. 5A-Fig. 5C](#)

erörtert.

[0042] Zusätzlich zu den vorgenannten Füllstoffen kann die Wärmeübertragung durch Minimieren der Dicke des elektrisch nichtleitenden Materials zwischen dem Einlass- und dem Auslasslumen **116** und **118** und den Elektroden **108** innerhalb des distalen Teils **114** und durch Maximieren der Querschnittsfläche des Einlass- und des Auslasslumens innerhalb des distalen und des proximalen Teils des Schafts gefördert werden. In Bezug auf den in [Fig. 4](#) veranschaulichten distalen Schaftteil **114**, beispielsweise in einer Ausführungsform, worin der Außendurchmesser des distalen Teils etwa 8 French (2,66 mm) beträgt, wird die Dicke der Außenwand **126** zwischen der Elektrode **108** und dem Einlass- und Auslasslumen **116** und **118** etwa 0,076 mm bis etwa 0,356 mm betragen. Es ist anzumerken, dass, wenn die Außenwanddicke etwa 0,254 mm oder weniger beträgt, Materialien mit weniger als „relativ hohen“ thermischen Leitfähigkeiten, wie etwa Pebax®-Material und Polyurethan, auch für den distalen Teil verwendet werden können.

[0043] Um zu gestatten, dass das Kühlfluideinlass- und -auslasslumen **116** und **118** soviel als möglich von der Querschnittsfläche und dem Umfangsbereich des Schafts **104** einnehmen, sollten die Strom- und Signaldrahtlumen **122** und **124** gerade groß genug sein, um die Strom- und Signaldrähte **150** und **156** aufzunehmen. Die Breite des Einlass- und Auslasslumens **116** und **118** (d.h. der Abstand zwischen der Außenwand **126** und dem Innenbereich **128**) sollte mindestens 2 Mal die Dicke der Außenwand und vorzugsweise 4 Mal die Dicke der Außenwand betragen. In der Ausführungsform, worin der Außendurchmesser des distalen Teils **114** etwa 8 French (2,66 mm) beträgt und die Dicke der Außenwand **126** etwa 0,102 mm bis etwa 0,254 mm beträgt, beträgt die Breite des Einlass- und des Auslasslumens **116** und **118** vorzugsweise etwa 0,508 mm bis etwa 1,02 mm.

[0044] Wie beispielsweise in [Fig. 1](#) veranschaulicht, kann Fluid der chirurgischen Sonde **102** mittels eines Infusionslumens **130**, das mit dem Einlasslumen **116** verbunden ist, zugeführt werden und mittels eines Ventilationslumens **132**, das mit dem Auslasslumen **118** verbunden ist, austreten. Das Infusions- und das Ventilationslumen **130** und **132** erstrecken sich durch ein Paar Öffnungen **134** und **136** in dem Handgriff **104** ([Fig. 5](#)). Die proximalen Enden des Infusions- und des Ventilationslumens **130** und **132** sind mit Ein-Aus-Ventilen **138** und **140** versehen, die mit der Infusions- und der Ventilationsleitung **142** und **144** einer Fluidzufuhrvorrichtung **146** mit einem Regelsystem **148** verbunden sein können. Eine Infusionspumpe, die zu variablen Durchflussmengen fähig ist, ist ein Beispiel für eine geeignete Fluidzufuhrvorrichtung. Das Kühlfluid selbst ist nicht auf irgendein bestimmtes Fluid begrenzt. Vorzugsweise wird das Flu-

id jedoch ein niedrig- oder nichtleitendes Fluid, wie etwa steriles Wasser oder eine 0,9-prozentige Salzlösung, sein.

[0045] In Bezug auf Fluidtemperatur und Durchflussmenge beträgt eine geeignete Einlasstemperatur etwa 0 bis 25 °C und kann die Fluidzufuhrvorrichtung **146**, falls gewünscht, mit einem geeigneten Kühlsystem versehen sein, um die Temperatur des Fluids auf die gewünschte Höhe zu senken. Obwohl die Fluidtemperatur ansteigen wird, wenn Wärme auf das Fluid übertragen wird, wird die Temperatur niedrig genug bleiben, um Wärme von den Elektroden **108** abziehen, wenn es durch das Einlass- und das Auslasslumen **116** und **118** fließt. In einer Ausführung mit sieben Elektroden, wie der in den [Fig. 1-Fig. 5](#) dargestellten, wo 150 W zu den Elektroden **108** zugeführt wird, beträgt eine geeignete konstante Fluiddurchflussmenge beispielsweise etwa 5 ml/min bis etwa 20 ml/min. In einem geschlossenen System, wie etwa dem in [Fig. 1](#) dargestellten, wo das Fluid in der Fluidzufuhrvorrichtung **146** gelagert wird und erwärmtes Fluid zu der Vorrichtung rückgeführt wird, wurde festgestellt, dass ein Fluidvolumen zwischen etwa 10 und etwa 60 ml innerhalb der Vorrichtung auf Zimmertemperatur (etwa 22 °C) bleiben wird, wenn die Durchflussmenge zwischen etwa 5 ml/min und etwa 20 ml/min beträgt. Alternativ sollte, in einem offenen System, wo erwärmtes Fluid nicht zu der Fluidzufuhrvorrichtung **146** rückgeführt wird, die Vorrichtung genug Fluid umfassen, um den Vorgang zu vollenden. 60 ml wären beispielsweise für einen Vorgang von 3 Minuten erforderlich, wobei die Durchflussmenge 20 ml/min betragen würde.

[0046] Eine andere beispielhafte chirurgische Sonde ist generell durch die Referenzziffer **102a** in den [Fig. 5A-Fig. 5C](#) dargestellt. Die chirurgische Sonde **102a** ist eine fluidgekühlte chirurgische Sonde, die im Wesentlichen gleichartig zu der in den [Fig. 1-Fig. 5](#) dargestellten chirurgischen Sonde **102** ist, und gleichartige Elemente werden durch gleichartige Referenzziffern dargestellt. Hierin ist jedoch der proximale Teil **112a** des Schafts **104a** flexibel und ist der distale Teil **114a** verformbar. Wie hierin verwendet, ist ein „verformbares“ Objekt ein Objekt, das von dem Arzt leicht zu einer gewünschten Form verbogen werden kann, ohne zurückzuspringen, wenn es losgelassen wird, sodass es während des chirurgischen Eingriffs in dieser Position bleiben wird. Somit muss die Steifigkeit eines verformbaren Objekts niedrig genug sein, um zuzulassen, dass das Objekt verbogen wird, jedoch hoch genug, um dem Verbiegen zu widerstehen, wenn die mit dem beabsichtigten Elektrophysiologie-Eingriff zusammenhängenden Kräfte darauf angelegt werden.

[0047] In der in den [Fig. 5A-Fig. 5C](#) veranschaulichten beispielhaften Ausführungsform wird der proximale Teil **112a** in erster Linie von einem flexiblen

äußeren Schlauch gebildet, während der distale Teil **114a** einen verformbaren Draht **115** beinhaltet, der es dem Arzt gestattet, den distalen Teil in die gewünschte Form zu biegen. Der distale Teil **114a** ist mit einem zentralen Lumen **117** versehen, um den verformbaren Draht **115** aufzunehmen. Ein Ende des verformbaren Drahts **115** ist in dem Spitzenelement **120a** montiert und das andere Ende ist an ein relativ kurzes (z.B. etwa 2 cm) Kanülenrohr **119** gelötet oder anderweitig daran befestigt, das innerhalb des distalen Endes **121** des proximalen Teils **112a** positioniert ist. Der proximale Teil **112a** birgt auch Fluideinlass- und -auslassrohre **116a** und **118a**, die mit den Fluideinlass- und -auslasslumen **116** und **118** in dem distalen Teil **114a** und mit den Infusions- und Ventilationslumen **130** und **132** in dem Handgriff **106** verbunden sind, und Strom- und Signaldrahtrohre **122a** und **124a**, die mit den Strom- und Signaldrahtlumen **122** und **124** in dem distalen Teil verbunden sind. Alternativ könnten das Infusions- und das Ventilationslumen **130** und **132** sich zur Verbindung mit dem Einlass- und dem Auslasslumen **116** und **118** einfach über die ganze Strecke bis zu dem distalen Teil **114a** erstrecken.

[0048] Zusätzliche Details bezüglich fluidgekühlter chirurgischer Sonden mit sowohl flexiblen als auch verformbaren distalen Abschnitten finden sich in dem US-Patent 6,939,350 mit dem Titel „Apparatus For Supporting Diagnostic and Therapeutic Elements In Contact With Body Tissue Including Electrode Cooling Device“ („Vorrichtung zum Tragen diagnostischer und therapeutischer Elemente in Kontakt mit Körpergewebe einschließlich Elektrodenkühlvorrichtung“).

III. Beispielhaftes Saugsystem

[0049] Wie beispielsweise in [Fig. 1](#) veranschaulicht, und wie vorangehend angemerkt, umfasst das beispielhafte Saugsystem **200** eine Saugquelle **202** und eine Saugvorrichtung **204**. Die Saugquelle **202** kann jede geeignete Vorrichtung sein, die in der Lage ist, das gewünschte Teilvakuum zuzuführen, das sich typischerweise von etwa 300 mmHg bis auf etwa 700 mmHg belaufen wird. Die Saugvorrichtung **204**, die mit einem flexiblen Saugschlauch **206** mit der Saugquelle **202** verbunden ist, kann lösbar an dem distalen Teil **114** der chirurgischen Sonde **102** (oder an dem gesamten oder einem Teil einer anderen elektrophysiologischen Vorrichtung, wie etwa dem distalen Teil der chirurgischen Sonde **102a**) befestigt sein. Wenn die Saugquelle **202** betätigt wird, wird die Saugvorrichtung **204** sich an einer Gewebeoberfläche anheften und den distalen Teil **114** der chirurgischen Sonde **102** bezüglich der Gewebeoberfläche an Ort und Stelle halten. Zusätzlich, und abhängig von der Steifigkeit der Saugvorrichtung **204** und der Steifigkeit des Gewebes, werden die Elektroden **108** in Kontakt mit der Gewebeoberfläche gebracht, wenn die Saugquelle **202** betätigt wird, da Teile der Saug-

vorrichtung sich ausbiegen werden, Teile der Gewebeoberfläche sich ausbiegen werden, oder Teile von sowohl der Saugvorrichtung als auch der Gewebeoberfläche sich ausbiegen werden.

[0050] In Hinwendung zu den [Fig. 6-Fig. 12](#) umfasst die beispielhafte Saugvorrichtung **204** einen Hauptkörper **207**, ein Paar innerer Saugleitungen **208** und eine Vielzahl individueller Saugöffnungen **210**. Das Saugrohr **206** kann durch ein Verbindungsstück **212**, wie beispielsweise den illustrierten Luer-Konnektor, mit den inneren Saugleitungen **208** verbunden sein. Die Saugöffnungen **210** sind jeweils durch eine Vielzahl von Öffnungen **214** mit den inneren Saugleitungen **208** verbunden. Die Saugöffnungen **210** sind auch in der gekrümmten Unterseite **216** (oder „Unterwand“) des Hauptkörpers **207** gebildet und definieren jeweilige Saugbereiche **218** ([Fig. 10](#) und [Fig. 11](#)). Während der Benutzung bildet die gekrümmte Unterseite eine Abdichtung mit der Gewebeoberfläche, und Luft innerhalb der Saugbereiche **218** wird durch die Öffnungen **214** gesogen, wodurch veranlasst wird, dass die Saugvorrichtung **204** an der Gewebeoberfläche haftet.

[0051] Die Saugvorrichtung **204** umfasst auch ein Verbindungsteil, das es ermöglicht, dass sie lösbar an dem distalen Teil **114** (oder **114a** oder der gesamten oder einem Teil anderer Elektrophysiologievorrichtungen) der chirurgischen Sonde befestigt ist. Obwohl die vorliegenden Erfindungen nicht auf ein bestimmtes Verbindungsteil begrenzt sind, ist das Verbindungsteil in der beispielhaften Ausführung ein Schlitz **220**, in den der distale Teil **114** oder **114a** der chirurgischen Sonde eingesteckt werden kann. Der Schlitz **220** ist generell von halbkreisförmigem Querschnitt und erstreckt sich zwischen etwa 180 bis 360 Grad, und bevorzugt etwa 300 Grad. Der Durchmesser des Schlitzes **220** wird vorzugsweise etwa derselbe sein wie der Durchmesser des distalen Teils **114** oder **114a** der chirurgischen Sonde. Als solches kann der distale Teil **114** oder **114a** lösbar in den Schlitz **220** einrasten. Zusätzlich kann der distale Teil **114** oder **114a**, sobald er sich in dem Schlitz **220** befindet, distal zu der Saugvorrichtungsnase **222** hin und in eine Öffnung **224** zur Verankerung vorgeschoben werden ([Fig. 9](#)).

[0052] Die spezifische Größe und Form der Saugvorrichtung **204** wird selbstverständlich von der beabsichtigten Anwendung abhängen, ebenso wie die Materialwahl. Obwohl die vorliegenden Erfindungen nicht auf bestimmte Größen, Formen oder Materialien begrenzt sind, ist hiernach eine beispielhafte Verwirklichung beschrieben, die besonders gut zur Herzbehandlung und Anwendung mit der vorangehend beschriebenen chirurgischen Sonde **102a** geeignet ist. Die Saugvorrichtung **204** wird, bevorzugt durch Formwerkzeugbehandeln, aus einem weichen, flexiblen, biokompatiblen Material, wie etwa Silikon-

gummi oder Urethan, hergestellt, das in der Lage ist, Temperaturen von bis zu 120 °C zu widerstehen, ohne zu schmelzen oder zu verbrennen. wenn sie formwerkzeugbehandelt ist, wird die Saugvorrichtung **204** eine integral geformte (d.h. einstückige) Struktur sein, obwohl etwas von dem Verbindungsteil oder das gesamte Verbindungsteil **212** nach dem Formwerkzeugbehandeln zugefügt werden kann, abhängig von dem eingesetzten Typ von Verbindungsteil. Die Gesamtlänge der Saugvorrichtung **204**, das Verbindungsteil **212** nicht eingeschlossen, wird etwas länger sein als der distale Schaftteil **114** oder **114a**, z.B. etwa 10 cm in einer beispielhaften Verwirklichung, wobei der distale Teil etwa 9 cm beträgt.

[0053] Die beispielhaften Saugöffnungen **210** sind generell konkav und von elliptischer Form und haben einen größeren Durchmesser von etwa 5 mm, einen kleineren Durchmesser von etwa 3 mm, eine Tiefe von etwa 2 mm. In der veranschaulichten Ausführungsform entspricht die Beabstandung der Beabstandung der Elektroden an der zugehörigen Sonde. Alternativ können die beispielhaften elliptischen (d.h. 5 mm × 3 mm × 2 mm) Saugöffnungen von Zentrum zu Zentrum um etwa 6 mm voneinander beabstandet sein. Der Abstand zwischen dem Boden des Schlitzes **220** und dem Boden des Hauptkörpers **207** beträgt etwa 5 mm. Diese beispielhafte Konfiguration wird dazu führen, dass die chirurgische Sonde **102a** und die Saugvorrichtung **204** auf die in den [Fig. 13](#) und [Fig. 14](#) illustrierte Weise ineinanderpassen werden. Die chirurgische Sonde **102** und Saugvorrichtung **204** werden auf gleichartige Weise ineinanderpassen.

[0054] Eine andere beispielhafte Saugvorrichtung ist generell durch die Referenzziffer **204a** in den [Fig. 15](#) und [Fig. 16](#) dargestellt. Die Saugvorrichtung **204a** ist im Wesentlichen gleichartig zu der Saugvorrichtung **204**, und gleichartige Elemente werden durch gleichartige Referenzziffern dargestellt. Hier jedoch ist die Saugvorrichtung **204a** verformbar und kann von dem Arzt vor dem Plaziertwerden gegen Gewebe in eine gewünschte Form gebogen werden. Eine solche Saugvorrichtung ist besonders gut geeignet zur Anwendung mit einer Elektrophysiologievorrichtung, wie etwa der chirurgischen Sonde **102**, mit einem flexiblen Distalbereich. Selbstverständlich können verformbare Saugvorrichtungen mit verformbaren Elektrophysiologievorrichtungen verwendet werden und können flexible Saugvorrichtungen mit flexiblen Elektrophysiologievorrichtungen verwendet werden.

[0055] In der veranschaulichten Ausführungsform wird die Verformbarkeit durch einen verformbaren Draht **232** bereitgestellt, der in die Saugvorrichtung **204a** eingeformt sein kann. Der verformbare Draht **232** sollte stark genug sein, um den Rest der Saugvorrichtung **204a**, der vorzugsweise aus weichem,

flexiblem Material besteht, nach dem Biegen in der gewünschten Form zu halten. Wenn Saugkraft angelegt wird, wird das den Saugbereichen **218** und/oder dem zugeordneten Gewebe zugehörige weiche Material sich auf die oben beschriebene weise ausbiegen. Typischerweise wird wenig oder kein Verbiegen des verformbaren Drahts **232** vorliegen.

IV. Elektroden, Temperaturerfassung und Energieregung

[0056] Bei jeder der veranschaulichten Ausführungsformen wird eine Vielzahl beabstandeter Elektroden, die dazu eingerichtet sind, HF-Energie zu übertragen, eingesetzt. Wirksame Elemente, wie etwa Lumen zur chemischen Ablation, Laseranordnungen, Ultraschalltransducer, Mikrowellenelektroden, ohmisch erhitze heiße Drähte, einzelne längliche flexible Elektroden und dergleichen können statt der beabstandeten Elektroden verwendet werden.

[0057] Obwohl die vorliegenden Erfindungen nicht auf eine bestimmte Anzahl begrenzt sind, umfassen die beispielhaften Sonden **102** und **102a** jede sieben beabstandete Elektroden **108**. Die beabstandeten Elektroden **108** liegen vorzugsweise in Form gewundener, spiralförmiger geschlossener Windungen vor. Die Windungen sind aus elektrisch leitendem Material hergestellt, wie etwa Kupferlegierung, Platin oder Edelstahl, oder Zusammensetzungen, wie etwa gezogen gefülltem Draht (z.B. ein Kupferkern mit einem Platinmantel) hergestellt. Das elektrisch leitende Material der Windungen kann weiter mit Platin-Iridium oder Gold beschichtet werden, um seine Leiteigenschaften und Bioverträglichkeit zu verbessern. Bevorzugte Spiralelektroden sind in den US-Patenten 5,797,905 und 6,245,068 offenbart.

[0058] Alternativ können die Elektroden **108** in Form massiver Ringe aus leitendem Material, wie etwa Platin, vorliegen oder können ein leitendes Material, wie etwa Platin-Iridium oder Gold, umfassen, das unter Verwendung herkömmlicher Beschichtungstechniken oder eines ionenstrahlgestützten Ablagerungs(IBAD)-Verfahrens auf die Vorrichtung beschichtet ist. Zwecks besserer Haftung kann eine Unterbeschichtung aus Nickel, Silber oder Titan angebracht werden. Die Elektroden können auch in Form schraubenförmiger Bänder vorliegen. Die Elektroden können auch mit einer leitfähigen Tintenverbindung gebildet werden, die auf einen nichtleitenden röhrenförmigen Körper pad-gedruckt wird. Eine bevorzugte leitfähige Tintenverbindung ist eine flexible haftende leitfähige Tinte (Polyurethanbinder) auf Silberbasis, obwohl auch andere haftende leitfähige Tinten auf Metallbasis, wie etwa auf Basis von Platin, auf Basis von Gold, auf Basis von Kupfer usw. zum Formen von Elektroden verwendet werden können. Solche Tinten sind flexibler als Tinten auf Epoxybasis. Offene Spiralelektroden können auch eingesetzt werden.

[0059] Die beispielhaften flexiblen Elektroden **108** haben vorzugsweise eine Länge von etwa 4 mm bis etwa 20 mm. In den bevorzugten Ausführungsformen haben die Elektroden eine Länge von 12,5 mm mit einer Beabstandung von 1 mm bis 3 mm, was zu einem Energieübertragungsbereich führen wird, der etwa 1 cm bis etwa 14 cm lang ist, und zur Erzeugung kontinuierlicher Läsionsmuster in Gewebe, wenn die Koagulationsenergie gleichzeitig an benachbarte Elektroden angelegt wird. Für starre Elektroden kann die Länge jeder Elektrode von etwa 2 mm bis etwa 10 mm variieren. Die Verwendung mehrerer starrer Elektroden, die jede länger als etwa 10 mm sind, beeinträchtigt die Gesamtflexibilität der Vorrichtung, während Elektroden mit Längen von weniger als etwa 2 mm nicht konsistent die gewünschten kontinuierlichen Läsionsmuster bilden.

[0060] In Bezug auf den Betrieb können die beispielhaften Elektroden **108** in einer unipolaren Betriebsart betrieben werden, worin die von den Elektroden ausgestrahlte Weichgewebe-Koagulationsenergie durch eine äußerlich an die Haut des Patienten angeheftete neutrale Pflasterelektrode (nicht dargestellt) rückgeführt wird. Alternativ können die Elektroden in einer bipolaren Betriebsart betrieben werden, worin von einer oder mehreren Elektroden ausgesandte Energie durch andere Elektroden rückgeführt wird. Noch eine andere Alternative ist die Zufuhr von Energie in der in der US-Nr. 2004/162556 mit dem Titel „Power Supply And Control Apparatus And Electrophysiology Systems For Use With Same.“ („Energiezufuhr und Regelvorrichtung und Elektrophysiologiesysteme zur Verwendung damit“) beschriebenen kombinierten bipolaren/unipolaren Betriebsart. Die zum Koagulieren von Gewebe erforderliche Energiemenge beläuft sich von 5 bis auf 150 W und ist abhängig von Parametern, wie etwa der eingestellten Temperatur und der Durchflussmenge des Fluids.

[0061] Wie beispielsweise in den [Fig. 1-Fig. 5C](#) veranschaulicht, sind die Elektroden **108** in den beispielhaften Sonden **102** und **102a** elektrisch mit individuellen Stromdrähten **150** gekoppelt, die Koagulationsenergie zu ihnen leiten. Die Stromdrähte **150** sind auf herkömmliche Weise durch das Lumen **122** (oder das Rohr **122a**) zu einer Leiterplatte **152** in dem Handgriff **104** geführt. Vorzugsweise kann eine Vielzahl von Temperatursensoren **154**, wie etwa Thermokoppel oder Thermistoren, sich an, unter, anschlagend an die Kanten der Längsenden der, oder zwischen den, Elektroden **108** befinden. Ein Referenzthermokoppel (nicht dargestellt) kann auch vorgesehen sein. In der beispielhaften Ausführungsform befinden Temperatursensoren **154** sich an beiden Längsenden jeder Elektrode **108**. Die Temperatursensoren **154** sind durch Signaldrähte **156**, die durch das Lumen **124** (oder das Rohr **124a**) verlaufen, mit der Leiterplatte **152** verbunden.

[0062] In der beispielhaften Ausführungsform befinden sich die Temperatursensoren **154** bevorzugt innerhalb eines linearen Kanals **160** ([Fig. 4](#) und [Fig. 5C](#)), der in den distalen Schaffteilen **114** und **114a** gebildet ist. Der lineare Kanal **160** stellt sicher, dass die Temperatursensoren alle in dieselbe Richtung gerichtet sind (z.B. dem Gewebe zugewandt) und auf lineare Weise angeordnet sind. Diese Anordnung führt zu präziseren Temperaturablesungen, was wiederum zu besserer Temperaturregelung führt. Als solches wird die tatsächliche Gewebetemperatur genauer der von dem Arzt an der Energiezufuhr- und Regelvorrichtung eingestellten Temperatur entsprechen, wodurch dem Arzt eine bessere Kontrolle des Läsionsbildungsprozesses verschafft und die Wahrscheinlichkeit verringert wird, dass Emboliematerialien gebildet werden. Ein solcher Kanal kann im Zusammenwirken mit einer der hierin offenbarten Elektrodenstützstrukturen eingesetzt werden.

[0063] Das Energiezufuhr- und Regelsystem **300** in der in [Fig. 1](#) veranschaulichten Verwirklichung umfasst eine elektrochirurgische Einheit („ESU“) **302**, die Energie, wie etwa HF-Energie, zuführt und regelt. Eine geeignete ESU ist das von Boston Scientific Corporation aus Natick, Massachusetts, USA, vertriebene Modell 4810. Die ESU **302** überträgt Energie zu den Elektroden **108** und empfängt mittels einer Anordnung aus einem Kabel **304** und einem Anschlusssteil **306** ein Signal von den Temperatursensoren **154**. Das Anschlusssteil **306** ist zum Einstecken in einen Schlitz **162** ([Fig. 5](#)) am Handgriff **106** der chirurgischen Sonde und zum Ineinanderpassen mit der Leiterplatte **152** konfiguriert.

[0064] Die veranschaulichte beispielhafte ESU **302** ist betreibbar in einer bipolaren Betriebsart, wobei von einer der Elektroden **108** ausgesandte Gewebekoagulationsenergie durch eine der anderen Elektroden rückgeführt wird, und einer unipolaren Betriebsart, wobei die von den Elektroden **108** ausgesandte Gewebekoagulationsenergie durch eine oder mehrere neutrale Elektroden **308** rückgeführt wird, die mit einem Pflaster äußerlich an der Haut des Patienten befestigt sind, oder eine oder mehrere Elektroden (nicht dargestellt), die im Blutvorrat positioniert sind, und ein Kabel **310**. Die beispielhafte ESU **302** ist auch dazu konfiguriert, jede Elektrode **108** individuell mit Energie zu versehen und zu regeln. Geeignete Temperatursensoren und HF-Energiezufuhr- und Regelvorrichtungen sind in den US-Patenten 5,456,682, 5,582,609 und 5,755,715 offenbart.

[0065] Obwohl die vorliegenden Erfindungen vorangehend in Begriffen der bevorzugten Ausführungsformen beschrieben worden sind, wären dem Fachmann zahlreiche Modifikationen und/oder Zusätze zu den vorangehend beschriebenen bevorzugten Ausführungsformen deutlich. Zusätzlich umfasst der Schutzzumfang der Erfindung jede Kombination der

Elemente aus den in der Beschreibung offenbarten Arten und Ausführungsformen, die noch nicht beschrieben worden sind. Es ist beabsichtigt, dass sich der Schutzzumfang der vorliegenden Erfindungen auf alle solchen Modifikationen und/oder Zusätze erstreckt und dass der Schutzzumfang der vorliegenden Erfindungen lediglich durch die nachstehend aufgeführten Ansprüche beschränkt wird.

positioniert ist.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

Patentansprüche

1. Saugvorrichtung zur Verwendung mit einer elektrophysiologischen Vorrichtung, die mindestens ein wirksames Element beinhaltet, wobei die Saugvorrichtung umfasst:

eine Vielzahl in Längsrichtung beabstandeter Saugöffnungen (**210**), die eine Vielzahl in Längsrichtung beabstandeter Saugbereiche (**218**) erzeugen; und mindestens ein Verbindungsstück (**220**), das konfiguriert ist, um in Längsrichtung beabstandete Teile der elektrophysiologischen Vorrichtung benachbart zu den in Längsrichtung beabstandeten Saugbereichen (**218**) lösbar zu befestigen.

2. Saugvorrichtung, wie in Anspruch 1 beansprucht, weiter umfassend:

eine Saugleitung (**208**), die zum Anschluss an eine Saugquelle (**202**) konfiguriert ist; und

eine Vielzahl von Öffnungen (**214**), die jeweils die Saugleitung (**208**) mit der Vielzahl von Saugöffnungen (**210**) verbinden.

3. Saugvorrichtung, wie in Anspruch 1 beansprucht, wobei die Saugöffnungen (**210**) flexibel sind.

4. Saugvorrichtung, wie in Anspruch 1 beansprucht, wobei die elektrophysiologische Vorrichtung eine Querschnittsform definiert und das Verbindungsstück (**220**) eine entsprechende Querschnittsform definiert.

5. Saugvorrichtung, wie in Anspruch 1 beansprucht, wobei mindestens ein Teil der Saugvorrichtung verformbar ist.

6. Saugvorrichtung, wie in Anspruch 1 beansprucht, weiter umfassend:

ein sich in Längsrichtung erstreckendes verformbares Element (**232**).

7. Saugvorrichtung, wie in Anspruch 1 beansprucht, wobei die Saugöffnungen (**210**) elliptische Saugöffnungen umfassen.

8. Saugvorrichtung, wie in Anspruch 1 beansprucht, wobei die Vielzahl in Längsrichtung beabstandeter Saugöffnungen eine Vielzahl in Längsrichtung beabstandeter Paare von Saugöffnungen (**210**) umfasst und das mindestens ein Verbindungsstück (**220**) zwischen den Saugöffnungen in jedem Paar

Anhängende Zeichnungen

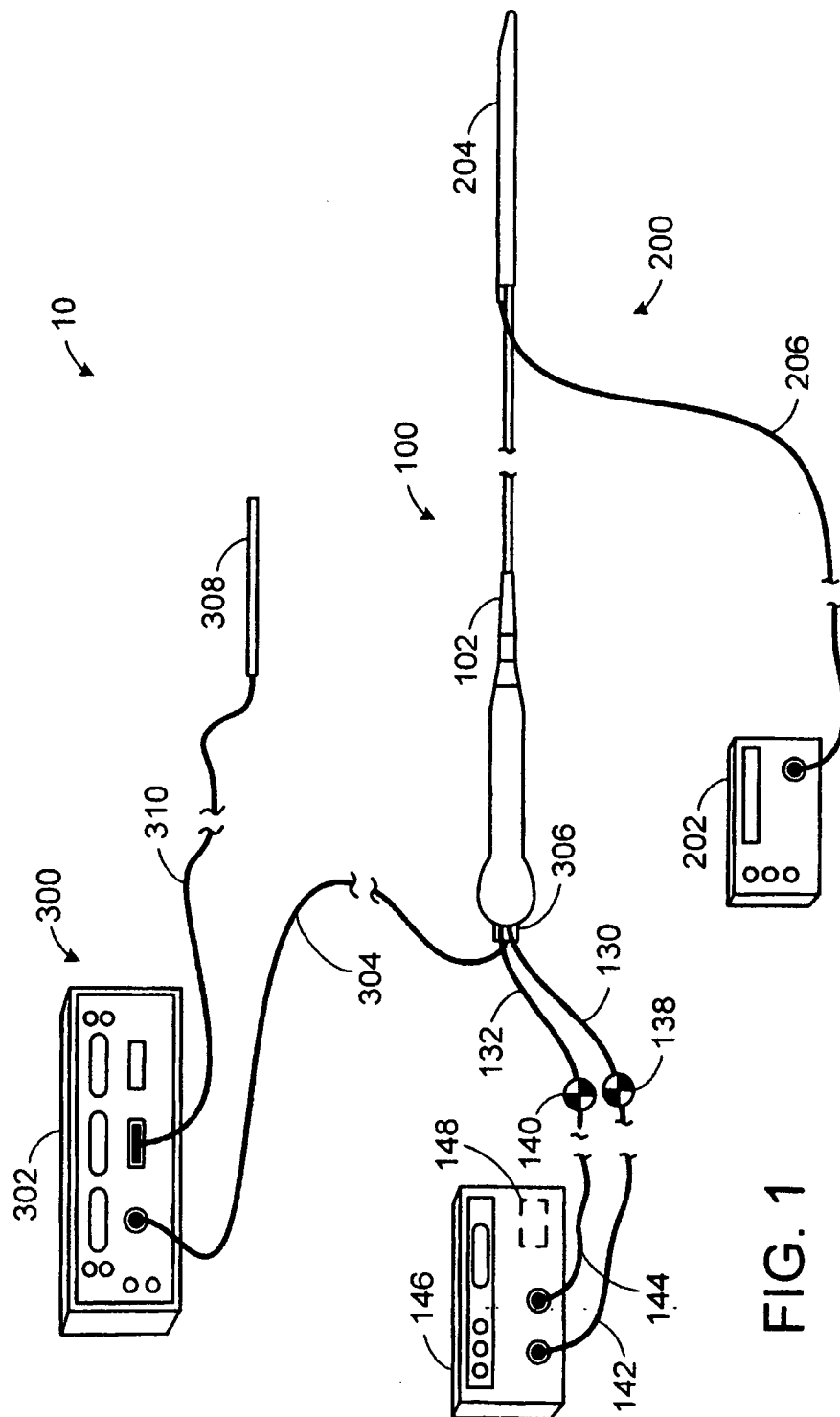


FIG. 1

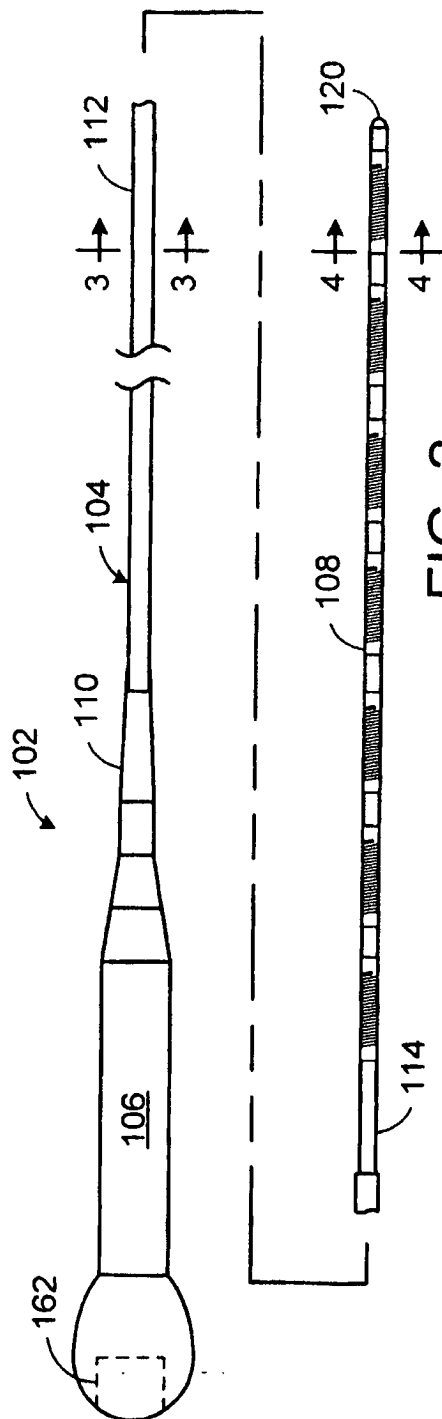


FIG. 2

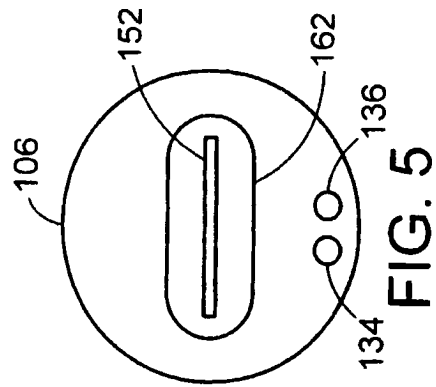


FIG. 5

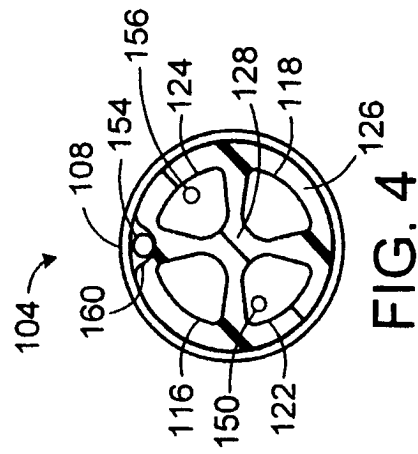


FIG. 4

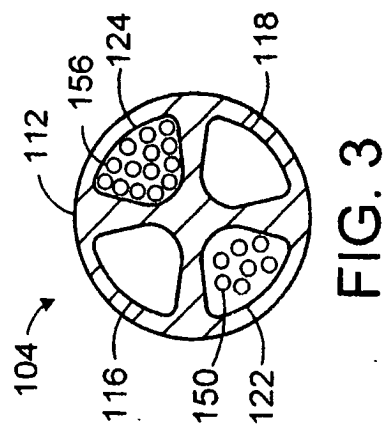
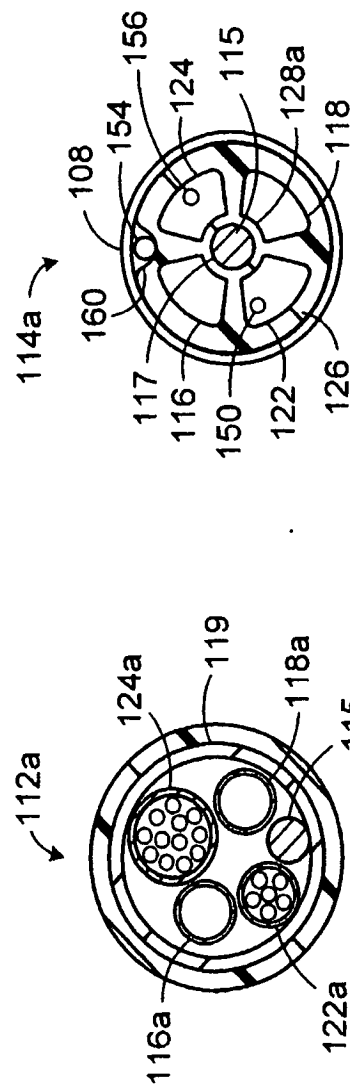
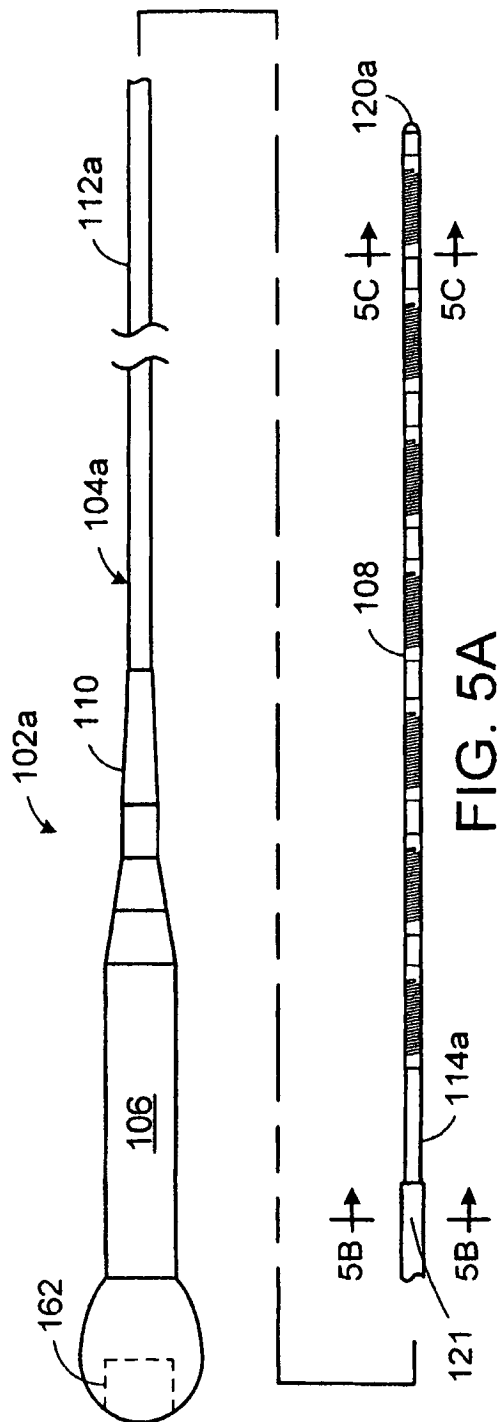
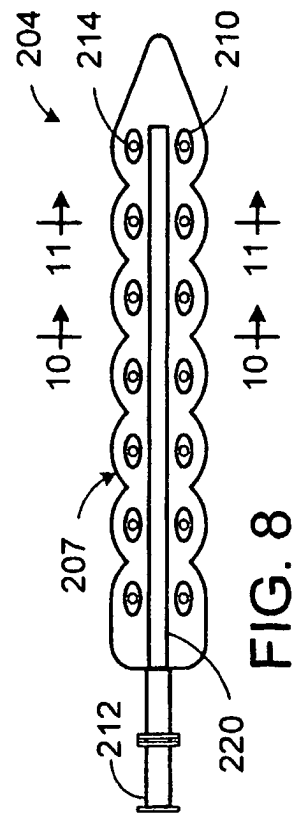
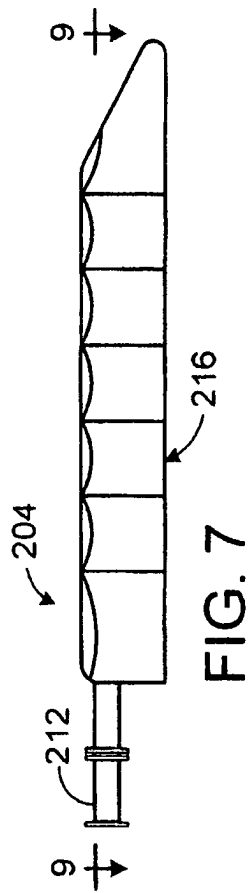
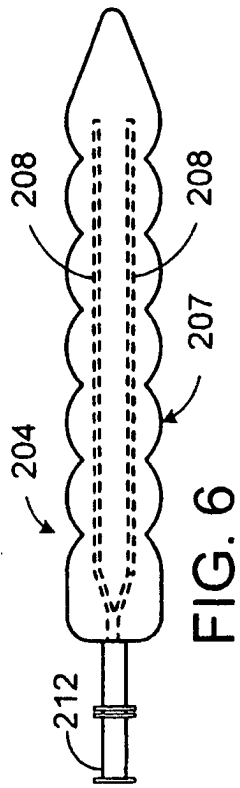


FIG. 3





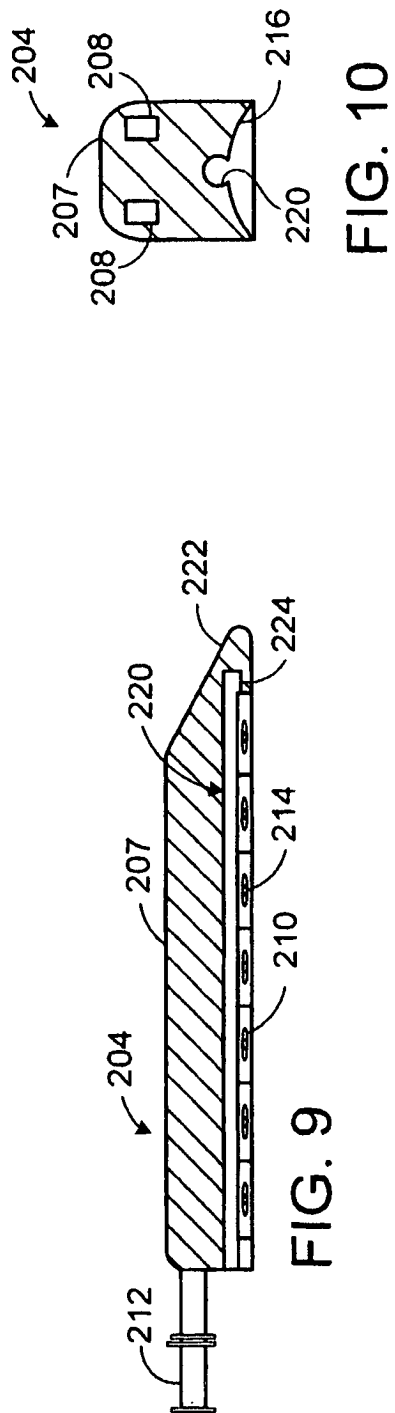


FIG. 10

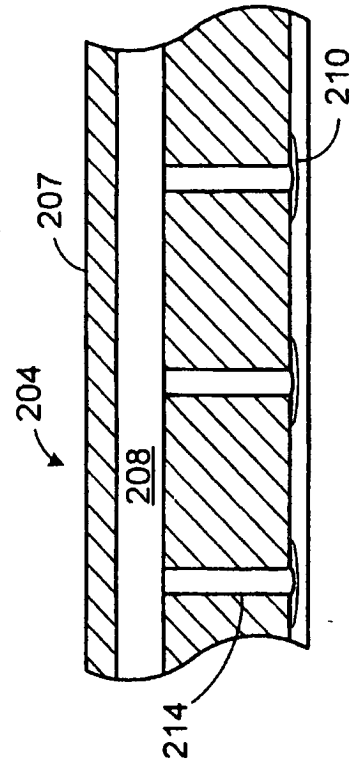


FIG. 12

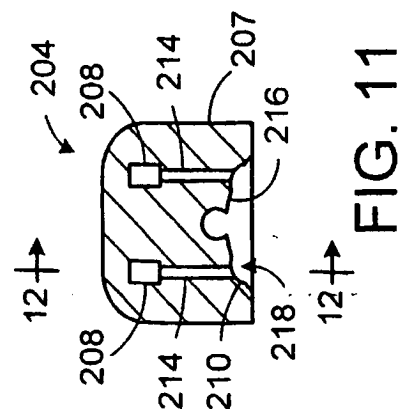


FIG. 11

