



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 603 12 821 T2 2007.12.13

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 474 057 B1

(51) Int Cl.⁸: **A61B 18/14 (2006.01)**

(21) Deutsches Aktenzeichen: 603 12 821.1

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/US03/04139

(96) Europäisches Aktenzeichen: 03 710 983.2

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 2003/068095

(86) PCT-Anmeldetag: 12.02.2003

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: 21.08.2003

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 10.11.2004

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: 28.03.2007

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 13.12.2007

(30) Unionspriorität:

356612 P 12.02.2002 US

(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, SE, SI, SK, TR

(73) Patentinhaber:

Oratec Interventions, Inc., Memphis, Tenn., US

(72) Erfinder:

KNUDSEN, Katherine A., San Jose, CA 95129, US;
MARION, Duane W., Santa Clara, CA 95051, US;
SHARKEY, Hugh R., Redwood City, CA 94062, US

(74) Vertreter:

Murgitroyd & Company, 48149 Münster

(54) Bezeichnung: RADIOFREQUENZ ABLATIONSVORRICHTUNG FÜR ARTHROSKOPIE

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

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

Beschreibung**Technisches Gebiet**

[0001] Implementierungen beziehen sich auf chirurgische Vorrichtungen zum Anwenden von thermischer und/oder elektrischer Energie auf organisches Material wie etwa biologisches Gewebe, um die Eigenschaften des Gewebes für therapeutische Zwecke zu modifizieren. Insbesondere richten sich offensichtliche Implementierungen auf elektrochirurgische Vorrichtungen, die Radiofrequenz-Energie („RF“-Energie) benutzen, um Gewebe während eines medizinischen Eingriffs zur Behandlung und Therapie zu schneiden, zu koagulieren und/oder abzutragen.

Hintergrund

[0002] Traditionelle offene Chirurgie wird durchgeführt, um verschiedene Gelenke und orthopädische Probleme des ganzen menschlichen Körpers zu reparieren. Offene Chirurgie ist häufig mit langen Perioden der Genesung und großen Narben verbunden und erfordert eine intensive Rehabilitation. Mit der Durchführung dieser Eingriffe sind hohe Kosten verbunden, einschließlich der Zeit für den Operationsraum, des benötigten Personals und der Verwendung medizinischer Materialien.

[0003] Arthroskopische Chirurgie wird im Vergleich zur traditionellen offenen Chirurgie zunehmend beliebter, da arthroskopische Chirurgie im Allgemeinen weniger Schaden verursacht, weniger invasiv ist, sicherer ist und in und um die Gelenke eine geringere Narbenbildung verursacht. Des Weiteren führt arthroskopische Chirurgie im Vergleich zur traditionellen offenen Chirurgie zu einer schnelleren Heilung und einer schnelleren Rückkehr eines Patienten zur vollen Produktivität, und sie reduziert die Kosten.

[0004] WO 99/48430 offenbart eine chirurgische Vorrichtung für die elektrochirurgische Behandlung von Gewebe, die einen Schaft, zwei Elektroden und eine Isolierungsschicht beinhaltet.

Zusammenfassung

[0005] Ein Gerät und ein Verfahren werden offenbart, zum Beispiel, um Körpergewebe während eines medizinischen Eingriffs wie etwa einer arthroskopischen Operation selektiv zu schneiden und abzutragen. Das Gerät und das Verfahren werden für das effektive Schneiden und die effektive Abtragung von Zielgewebe konfiguriert und verwendet, während sie dem Chirurgen eine genaue und kontrollierte Oberfläche zum Schaben von Gewebe vom Knochen oder zum Entfernen von Gewebe innerhalb des Operationsfeldes zur angemessenen Behandlung und Therapie bieten. Das Gerät kann die Energiequelle (zum Beispiel RF) auf das Gewebe (zum Beispiel eine

Sehne oder ein Ligament) richten und RF zum relativ sauberen und glatten Abtragen des Gewebes anwenden. Das Gerät kann auf gewisse, mit hohen Temperaturen zu behandelnde Gewebe abzielen, während Nichtziel-Gewebe vor dem thermischen Effekt geschützt werden, wodurch die Lebensfähigkeit der Gewebe erhöht und die vollständige Genesung gefördert wird. Demgemäß können einige Eingriffe, die als unpraktisch oder schwierig angesehen wurden, um durch Arthroskopie effektiv durchgeführt werden zu können, jetzt unter Verwendung arthroskopischer Vorrichtungen effektiver durchgeführt werden. Das Gerät und das Verfahren sind in einer großen Vielfalt von medizinischen Eingriffen in einer großen Spannbreite unterschiedlicher Körpergewebe anwendbar. Das Gerät ist außerdem einfach und kostengünstig herzustellen und mit herkömmlichen Systemen und Eingriffen kompatibel.

[0006] Gemäß der Erfindung umfasst eine chirurgische Vorrichtung einen länglichen Schaft (**410, 1710**), der einen distalen Abschnitt (**415, 1712**) beinhaltet, wobei der längliche Schaft eine Längsachse definiert und eine erste Seite (**417**) beinhaltet, welche sich entlang der Achse longitudinal erstreckt; eine erste Elektrode (**520**), die an den distalen Abschnitt des länglichen Schaftes gekoppelt ist und in Richtung einer ersten Seite weist; eine zweite Elektrode (**540**), die an den länglichen Schaft gekoppelt und von der ersten Elektrode elektrisch isoliert ist, wobei die zweite Elektrode einen freigelegten Abschnitt umfasst, der um nur einen Teil eines Umfangs des länglichen Schaftes angeordnet ist und zur ersten Seite weist, und einen Abschnitt umfasst, der proximal von der ersten Elektrode mit Abstand angeordnet ist; einen Leiter (**840**), der die zweite Elektrode umfasst, wobei der Leiter um nur einen Abschnitt des Umfangs des länglichen Schaftes angeordnet ist; eine Isolierungsschicht (**510, 560, 1730, 1745**), die über mindestens einem Abschnitt des Leiters angeordnet ist, wobei die Isolierungsschicht ein Fenster (**550, 1750**) umfasst, das den freigelegten Abschnitt der zweiten Elektrode definiert; und wobei der Leiter eine Klemme (**910**) beinhaltet.

[0007] Ausführungsformen können eines oder mehrere der folgenden Merkmale umfassen.

[0008] Ein Leiter umfasst die zweite Elektrode, wobei der Leiter um nur einen Abschnitt des Umfangs des länglichen Schaftes angeordnet ist. Eine Schicht von Isolierung ist über mindestens einem Abschnitt des Leiters angeordnet und umfasst ein Fenster, das den freigelegten Abschnitt der zweiten Elektrode definiert. Die Schicht der Isolierung ist ebenfalls über mindestens einem designierten Teil des länglichen Schaftes, um den der Leiter nicht angeordnet ist, angeordnet, wobei der designierte Teil einen isolierten Bereich bereitstellt, welcher konfiguriert ist, um anlie-

gendes Gewebe während einer Elektrochirurgie abzuschirmen. Die Schicht der Isolierung stellt sowohl thermische als auch elektrische Isolierung bereit.

[0009] Der längliche Schaft umfasst einen distalen Abschnitt, und die erste Elektrode ist an den distalen Abschnitt des länglichen Schaftes gekoppelt und weist zur Seite. Der Schaft umfasst in dem distalen Abschnitt proximal zu der ersten Elektrode eine Biegung und umfasst eine distale Spitze, und die zur Seite weisende erste Elektrode ist an der distalen Spitze angeordnet. Der längliche Schaft definiert eine Längsachse und umfasst eine erste Seite, die sich entlang der Achse longitudinal erstreckt. Die zur Seite weisende erste Elektrode weist in Richtung der ersten Seite, und der freigelegte Abschnitt der zweiten Elektrode umfasst einen Abschnitt, der zu der ersten Seite weist. Ein Leiter umfasst die zweite Elektrode, und der Leiter ist um nur einen Abschnitt des Umfangs des länglichen Schaftes angeordnet. Eine Isolierungsschicht ist über mindestens einem Abschnitt des Leiters angeordnet, wobei die Isolierungsschicht ein Fenster umfasst, das den freigelegten Abschnitt der zweiten Elektrode definiert. Der Leiter umfasst eine Klemme. Ein leitendes Rohr ist elektrisch an die erste Elektrode gekoppelt; eine erste Isolierungsschicht ist über mindestens einem Abschnitt des leitenden Rohrs angeordnet; und eine zweite Isolierungsschicht ist über mindestens einem Abschnitt der Klemme angeordnet. Die erste Isolierungsschicht und die zweite Isolierungsschicht umfassen jeweils Teflon™.

[0010] Der Schaft definiert ein Lumen. Die Vorrichtung umfasst einen distalen Abschnitt und definiert an dem distalen Abschnitt eine Lumenöffnung, wobei die Lumenöffnung mit dem Lumen in Verbindung steht und konfiguriert ist, um ein Ansaugen bereitzustellen. Ein Oberflächenbereich des freigelegten Abschnitts der zweiten Elektrode beträgt mindestens ungefähr das Sechsfache eines Oberflächenbereichs der ersten Elektrode. Die erste Elektrode umfasst eine Oberfläche, die zum Schaben von Gewebe konfiguriert ist. Die erste Elektrode ist in einer Aschbecher-Konfiguration konfiguriert und die Oberfläche umfasst eine Kante in der Aschbecher-Konfiguration.

[0011] Der längliche Schaft definiert eine Längsachse und umfasst einen distalen Abschnitt, und die erste Elektrode ist an den distalen Abschnitt des Schaftes gekoppelt und konfiguriert, um Gewebe entlang der Längsachse geradeaus zu kontaktieren. Der längliche Schaft umfasst einen distalen Abschnitt, der verformbar ist, um einem Benutzer das Biegen des Schaftes zu ermöglichen. Die erste Elektrode ist zum Abtragen von Gewebe konfiguriert. Der gesamte freigelegte Abschnitt der zweiten Elektrode ist proximal von der ersten Elektrode mit Abstand angeordnet.

[0012] Das Durchführen von Operationen mit der Vorrichtung der Erfindung umfasst das Anwenden elektrischer Energie auf eine erste Elektrode einer bipolaren chirurgischen Vorrichtung, um Elektrochirurgie an einem Zielgewebe durchzuführen, wobei die erste Elektrode auf einem länglichen Schaft der bipolaren Vorrichtung angeordnet ist. Die bipolare Vorrichtung umfasst eine zweite Elektrode, die einen freigelegten Abschnitt aufweist, der um nur einen Teil eines Umfangs des länglichen Schaftes angeordnet ist. Das Durchführen von Operationen umfasst außerdem das Bereitstellen einer isolierten Oberfläche, die sich entlang einer ganzen Seite des Schaftes longitudinal erstreckt, so dass an die isolierte Oberfläche anliegendes Nichtziel-Gewebe während der Anwendung elektrischer Energie auf Zielgewebe abgeschirmt wird.

[0013] Die Verwendung der Vorrichtung der Erfindung kann des Weiteren eines oder mehrere der folgenden Merkmale umfassen.

[0014] Das Bereitstellen der isolierten Oberfläche umfasst das Bereitstellen einer thermisch und elektrisch isolierten Oberfläche. Die Vorrichtung umfasst eine Biegung an einem distalen Abschnitt des Schaftes proximal zu der ersten Elektrode, und das Bereitstellen der isolierten Oberfläche umfasst das Bereitstellen einer Oberfläche, die sich distal auf dem Schaft nur bis zu der Biegung erstreckt. Das Anwenden elektrischer Energie zur Durchführung von Elektrochirurgie umfasst das Abtragen des Zielgewebes. Flüssigkeit wird durch den Schaft angesogen. Das Zielgewebe wird unter Verwendung einer Oberfläche auf der ersten Elektrode geschabt. Die bipolare chirurgische Vorrichtung wird in einen Körper so eingeführt, dass die erste Elektrode an das Zielgewebe anliegt. Das Bereitstellen der isolierten Oberfläche umfasst das Verwenden einer Vorrichtung, die eine zweite Elektrode umfasst, wobei die zweite Elektrode an den Schaft gekoppelt ist, elektrisch von der ersten Elektrode isoliert, und einen freigelegten Abschnitt umfasst, der um nur einen Teil eines Umfangs des länglichen Schaftes angeordnet ist, und wobei der freigelegte Abschnitt einen Abschnitt umfasst, der proximal von der ersten Elektrode mit Abstand angeordnet ist.

[0015] Gemäß einer anderen bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst eine chirurgische Vorrichtung ein an den Schaft gekoppeltes isolierendes Element zum Bereitstellen einer isolierten Oberfläche, die sich entlang einer ganzen Seite des Schaftes longitudinal erstreckt, so dass an die isolierte Oberfläche anliegendes Nichtziel-Gewebe während der Anwendung elektrischer Energie auf Zielgewebe abgeschirmt wird.

[0016] Ausführungsformen können des Weiteren eines oder mehrere der folgenden Merkmale umfas-

sen.

[0017] Der Mechanismus umfasst einen Leiter, der an den Schaft gekoppelt und von der ersten Elektrode elektrisch isoliert ist, wobei der Leiter nur um einen Teil des Umfangs des länglichen Schaftes angeordnet ist und einen Abschnitt umfasst, welcher konfiguriert ist, um als eine zweite Elektrode zu dienen. Der Mechanismus zum Bereitstellen der isolierten Oberfläche umfasst einen Mechanismus zum Bereitstellen einer thermisch und elektrisch isolierten Oberfläche.

[0018] Gemäß einer anderen bevorzugten Ausführungsform umfasst eine chirurgische Vorrichtung einen länglichen Schaft, der eine erste Seite umfasst; eine erste Elektrode, die an den Schaft gekoppelt ist und in Richtung der ersten Seite zur Seite weist und die einen freigelegten Abschnitt umfasst, der nicht um einen ganzen Umfang des länglichen Schaftes angeordnet ist; und eine zweite Elektrode, die an den Schaft gekoppelt ist, die von der ersten Elektrode elektrisch isoliert ist, die in Richtung der ersten Seite zur Seite weist und die einen freigelegten Abschnitt umfasst, der nicht um einen ganzen Umfang des länglichen Schaftes angeordnet ist.

[0019] Ausführungsformen dieses Aspektes können das folgende Merkmal umfassen. Die zur Seite weisende erste Elektrode und die zur Seite weisende zweite Elektrode weisen in dieselbe Richtung auf der ersten Seite.

[0020] Diese und andere Merkmale werden besser gewürdigt und verstanden, wenn sie im Zusammenhang mit der folgenden Beschreibung und den beigefügten Zeichnungen betrachtet werden. Während die folgende Beschreibung bestimmte Implementierungen und zahlreiche spezifische Einzelheiten daraus angibt, sollte es sich jedoch verstehen, dass sie nur zur Veranschaulichung gegeben wird und nicht zur Einschränkung. Viele Änderungen und Abwandlungen können vorgenommen werden, und derartige Änderungen und Abwandlungen liegen in dem Bereich der Patentansprüche.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0021] [Fig. 1](#) ist eine Seitenansicht einer elektrochirurgischen Vorrichtung.

[0022] [Fig. 2](#) ist eine perspektivische Ansicht eines distalen Abschnitts der elektrochirurgischen Vorrichtung aus [Fig. 1](#).

[0023] [Fig. 3](#) ist eine Seitenansicht des in [Fig. 2](#) gezeigten distalen Abschnitts.

[0024] [Fig. 4](#) ist eine Draufsicht des in [Fig. 2](#) gezeigten distalen Abschnitts.

[0025] [Fig. 5](#) ist eine Querschnittsansicht entlang der Linie 5-5 in [Fig. 4](#).

[0026] [Fig. 6](#) ist eine perspektivische Ansicht eines Rücklaufeletroden-Klemmenzusammenbaus der elektrochirurgischen Vorrichtung aus [Fig. 1](#).

[0027] [Fig. 7](#) ist eine Unteransicht des Rücklaufeletroden-Klemmenzusammenbaus aus [Fig. 6](#).

[0028] [Fig. 8](#) ist eine distale Endansicht des Rücklaufeletroden-Klemmenzusammenbaus aus [Fig. 6](#).

[0029] [Fig. 9](#) ist eine Querschnittsansicht entlang der Linie 9-9 in [Fig. 5](#).

[0030] [Fig. 10](#) ist eine Seitenansicht, die die Verwendung der elektrochirurgischen Vorrichtung aus [Fig. 1](#) veranschaulicht.

[0031] [Fig. 11](#) ist eine longitudinale Querschnittsansicht eines distalen Abschnitts einer zweiten Ausführungsform einer elektrochirurgischen Vorrichtung.

[0032] [Fig. 12](#) ist eine longitudinale Querschnittsansicht eines distalen Abschnitts einer dritten Ausführungsform einer elektrochirurgischen Vorrichtung.

[0033] [Fig. 13](#) ist eine longitudinale Querschnittsansicht eines distalen Abschnitts einer vierten Ausführungsform einer elektrochirurgischen Vorrichtung.

[0034] [Fig. 14](#) ist eine longitudinale Querschnittsansicht eines distalen Abschnitts einer fünften Ausführungsform einer elektrochirurgischen Vorrichtung.

Detaillierte Beschreibung

[0035] Unter Bezug auf [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) umfasst eine chirurgische Vorrichtung **400** einen länglichen Schaft **410**, eine aktive Elektrode **520**, die an ein Ende **525** eines distalen Abschnitts **415** des Schaftes **410** gekoppelt ist, und eine Rücklaufeletrode **540**, die proximal von der aktiven Elektrode **520** und elektrisch von der aktiven Elektrode **520** isoliert an den distalen Abschnitt **415** des Schaftes **410** gekoppelt ist. Ein freigelegter Abschnitt der Rücklaufeletrode **540** ist um nur einen Teil des Umfangs des länglichen Schaftes **410** angeordnet, so dass die Rücklaufeletrode **540** nur auf einer Seite **417** (einer Oberseite) des Schaftes **410** befindlich ist. Auf einer gegenüberliegenden Seite **419** des Schaftes **410** gibt es eine thermisch und elektrisch isolierte Oberfläche (einen „kühlen Rücken“), die so wirkt, dass sie Gewebe während der elektrochirurgischen Verwendung der Vorrichtung abschirmt.

[0036] Die elektrochirurgische Vorrichtung **400** umfasst einen Handgriff **405**, der an einer Sogröhre **425** und einem Stromkabel **430** angeschlossen werden

kann. Das Stromkabel **430** trägt sowohl den aktiven als auch den Rücklaufleistungsdrähte zu und von einem elektrochirurgischen Generator (nicht gezeigt). Das Stromkabel **430** weist einen Leistungsverbinder **435** zum Anschließen des Kabels **430** an einer kooperierenden Struktur auf dem elektrochirurgischen Generator auf. Die Sogröhre **425** weist einen Sogverbinder **440** zum Verbinden der Sogröhre **425** mit einem kooperierenden standardmäßigen Sogaufnahmehalter auf, wobei sich eine negative Ansaugquelle innerhalb eines Operationssaals befindet. Die Menge des durch die Röhre **425** angewendeten Sogs wird durch eine Rollklammer **445**, die über dem Sogverbinder **440** angewendet wird, gesteuert. Sogsteuerung kann zum Beispiel auch durch eine Reihe von offenen Durchlässen auf dem Handgriff **405** oder einen fingeraktivierten Schalter auf dem Handgriff **405** erreicht werden.

[0037] Die zusammengebaute Länge des Handgriffs **405** und des Schaftes **410** kann zum Beispiel zwischen 127 und 381 Millimeter (mm) betragen, wobei die tatsächliche Länge abhängig von zum Beispiel der Größe und der Lage der Operationsstelle ausgewählt wird. Die Länge des Schaftes **410** kann zum Beispiel zwischen 76 und 254 mm betragen.

[0038] Der distale Abschnitt **415** weist eine Biegung **527** von neunzig Grad auf, so dass das Ende **525** und die aktive Elektrode **520** für den Zugang zu einem spezifischen Körperbau zur Seite weisen. Unterschiedliche Konfigurationen, wie etwa zum Beispiel zur Seite weisende Konfigurationen mit Biegungen von zum Beispiel sechzig Grad, fünfundvierzig Grad oder dreißig Grad, oder eine Konfiguration mit einem geraden Schaft sind möglich, um Zugang zu einem unterschiedlichen Körperbau innerhalb eines Körpers bereitzustellen.

[0039] Die aktive Elektrode **520** weist eine konkave Oberfläche **512** auf, die wie eine flache Schüssel mit einer Kante **536** geformt ist. In der Oberfläche **512** befindet sich eine Folge von vier Aussparungen **532**, die die Elektrode **520** mit einer Aschbecher-Konfiguration versehen. Die Aussparungen **532** sind an vier Punkten entlang der Kante **536** im Abstand von ungefähr neunzig Grad voneinander angeordnet, weisen eine Breite auf, die sich in einer radialen Richtung von einem Maximum an der Kante **536** zu einem Minimum in ungefähr der halben radialen Entfernung zu der Mitte der Oberfläche **512** verjüngt. Die Aussparungen **532** definieren zusätzliche Kanten **538** auf jeder Seite von jeder Aussparung **532**, und die Oberfläche der Aussparungen **532** ist im Allgemeinen konkav. Ein Abschnitt **580** der Oberfläche **512** (siehe [Fig. 4](#)), der von der minimalen Breite der Aussparungen **532** radial nach innen liegt, kann flach sein. Die Kante **536** sowie die Kanten **538** stellen eine starke Fokussierung des elektrischen Stroms bereit, das heißt, eine hohe Stromdichte, und die Aussparungen

532 erhöhen die Stromdichte an der Kante **536** weiter. Die Kante **536** sowie die Kanten **538** stellen ebenfalls eine mechanische Schneidefläche bereit. Die Aussparungen **532** reduzieren außerdem das Anammeln von Gewebe auf der Elektrode **520** während des Gebrauchs, was das elektrochirurgische Leistungsvermögen der Elektrode **520** erhöht.

[0040] Die aktive Elektrode **520** definiert eine Ansaugöffnung **530** für die Entfernung von Flüssigkeiten und partikelförmiger Materie von der Operationsstelle nahe der aktiven Elektrode **520**. Eine nicht saugende Sonde kann ebenfalls konstruiert werden, indem die Ansaugöffnung **530** abgedichtet wird, um eine massive aktive Elektrode zu bilden. Die Entscheidung zur Verwendung einer saugenden oder nicht saugenden Sonde hängt von der bestimmten Operationsstelle und dem vom Arzt durchzuführenden Eingriff ab.

[0041] Der Schaft **410** wird größtenteils von einer äußeren Isolierungsschicht **510** abgedeckt, die elektrischen und thermischen Schutz bereitstellt. Die Rücklaufelektrode **540** wird durch einen Rücklaufelektrodendurchlass **550** in der äußeren Isolierungsschicht **510** freigelegt. Der Rücklaufelektrodendurchlass **550** ist aus der äußeren Isolierungsschicht **510** ausgespart, so dass der Durchlass **550** ebenfalls zur Seite weist, in dieselbe Richtung wie das Ende **525** und die aktive Elektrode **520**.

[0042] Die Rücklaufelektrode **540** ist proximal von der aktiven Elektrode **520** entlang dem Schaft **410** mit Abstand angeordnet. Das Verhältnis des Bereichs des freigelegten Abschnitts der Rücklaufelektrode **540** zu dem Bereich der aktiven Elektrode **520** beträgt ungefähr 8:1 und stellt eine höhere Stromdichte an der aktiven Elektrode **520** als an der Rücklaufelektrode **540** bereit. Das Verhältnis kann in einer Spannbreite von zum Beispiel 2:1 bis 10:1 variieren, abhängig von der Anwendung, zum Beispiel. Die Elektrode **520** und der freigelegte Abschnitt der Rücklaufelektrode **540** sind durch eine Entfernung von etwa 2,5 mm getrennt. In einer anderen Ausführungsform kann die Trennentfernung in einer Spannbreite von zum Beispiel etwa 2 mm bis 10 mm variieren, abhängig von der Anwendung, zum Beispiel.

[0043] Der Schaft **410** umfasst eine innere Isolierungsschicht **560**, die eine Peripherie **570** der aktiven Elektrode **520** umgibt und sich unterhalb der Rücklaufelektrode **540** proximal erstreckt. Die Kante **536** der aktiven Elektrode **520** steht an der inneren Isolierungsschicht **560** vorbei vor (siehe [Fig. 2](#)). Infolgedessen umgeben zwei Schichten der Isolierung den distalen Abschnitt **415**, um eine elektrische und thermische Isolierung bereitzustellen, wie mit Bezug auf [Fig. 5](#) weiter erläutert wird.

[0044] Unter Bezug auf [Fig. 3](#) wird RF-Energie, die von der aktiven Elektrode **520** fließt, durch das Ge-

webe unter Behandlung auf den freigelegten Abschnitt der Rücklaufelektrode **540** gerichtet, und thermische Energie, die von einem RF-Strompfad P erzeugt wird, wird vor allem zwischen der aktiven Elektrode **520** und dem freigelegten Abschnitt der Rücklaufelektrode **540** auf der Oberseite **417** und nicht auf der Unterseite **419** konzentriert (siehe [Fig. 1](#)). Da sich der freigelegte Abschnitt der Rücklaufelektrode **540** nur entlang einem Abschnitt des Umfangs des Schaftes **410** erstreckt, werden ein Rückenabschnitt (oder Unterabschnitt) **610** des Schaftes **410** und jedes Gewebe oder jede Struktur, das/die an den Rückenabschnitt **610** anliegt, von jeglichen direkten thermischen Effekten, die durch den RF-Strompfad P zwischen der aktiven Elektrode **520** und der Rücklaufelektrode **540** bewirkt werden, abgeschirmt. Das Abschirmen von Gewebe kann zum Beispiel die Verhinderung des Auftretens irgendeines Gewebeeffekts in dem Gewebe umfassen.

[0045] Unter Bezug auf [Fig. 4](#) werden der freigelegte Abschnitt der Rücklaufelektrode **540** und der Rücklaufelektrodendurchlass **550** mit einer ovalen Form abgebildet, obwohl der Rücklaufelektrodendurchlass **550** eine Vielfalt von Formen aufweisen kann, wie zum Beispiel oval oder quadratisch, abhängig von der Größe der Sonde und der Konfiguration der aktiven Elektrode **520**.

[0046] Unter Bezug auf [Fig. 5](#) umfasst der Schaft **410** ein elektrisch leitendes Rohr **810**, das physikalisch und elektrisch an die aktive Elektrode **520** gekoppelt ist. Das Rohr **810** ist zum Beispiel ein Hyporohrschaft aus Edelstahl oder einem anderen biokompatiblen und elektrisch leitenden Material wie etwa Wolfram, Nickel oder beliebige Legierungen, und die Kopplung zwischen dem Rohr **810** und der aktiven Elektrode **520** wird zum Beispiel durch Laserschweißen geschaffen. Da das Rohr **810** leitend ist, wird Leistung durch das Rohr **810** zu der aktiven Elektrode **520** übertragen.

[0047] Das Rohr **810** definiert ein internes Soglumen **820**, das mit der Ansaugöffnung **530** und dem Sogrohr **425** ([Fig. 1](#)) zum Ansaugen von Flüssigkeiten und Gewebe in Verbindung steht. Eine innere Oberfläche **825** des Rohres **810** ist mit einer Sogauskleidung **830** ausgekleidet, die eine thermische Isolierung bereitstellt, so dass das Rohr **810** trotz des Durchlaufens heißer Flüssigkeiten und abgetragenen Gewebes durch das Lumen **820** kühl bleibt. Die Auskleidung **830** kann zum Beispiel ein Einsatz oder eine Beschichtung wie etwa ein Polyolefin oder eine Kunststoffauskleidung sein, der/die hohe Temperaturen aushalten kann. Die Vorrichtung **400** stellt einen integrierten Entwurf bereit, der von der Operationsumwelt abgedichtet und steril und verlässlich ist, da das Eindringen von Flüssigkeiten keine Punkte innerhalb der Vorrichtung **400** kurzschießt.

[0048] Die innere Isolierungsschicht **560** deckt das Rohr **810** ab und stellt dem Rohr **810** eine elektrische und thermische Isolierung bereit. Zwischen der inneren Isolierungsschicht **560** und der äußeren Isolierungsschicht **510** befindet sich ein Leiter **840** (siehe auch [Fig. 6](#)). Der freigelegte Abschnitt des Leiters **840**, der von dem Durchlass **550** definiert wird, bildet den freigelegten Abschnitt der Rücklaufelektrode **540**. Die innere Isolierungsschicht **560** stellt somit eine elektrische Isolierung zwischen dem Rohr **810** und dem Leiter **840** bereit. Die äußere Isolierungsschicht **510** kontaktiert die innere Isolierungsschicht **560** entlang Abschnitten des Schaftes **410**, an denen die innere Isolierungsschicht **560** nicht durch den Leiter **840** abgedeckt wird. Die innere Isolierungsschicht **560** und/oder die äußere Isolierungsschicht **510** können zum Beispiel ein Schrumpfröhrenmaterial sein, das elektrisch und thermisch isoliert.

[0049] Unter Bezug auf [Fig. 6](#) umfasst der Leiter **840** eine leitende Klemme **910** und einen Rücklaufstreifen **920**. Die Klemme **910** ist in eine zylindrische Form vorgebogen, um über die innere Isolierungsschicht **560** zu passen. Der Durchlass **550** legt einen Abschnitt der Klemme **910** frei, der die Rücklaufelektrode **540** definiert. Die Klemme **910** kann über der inneren Isolierungsschicht **560** zusammengebaut werden, indem zum Beispiel die Klemme **910** über die innere Isolierungsschicht **560** geschoben wird. In einigen Implementierungen kann die Klemme **910** während des Zusammenbaus des Weiteren zwischen die Isolierungsschichten **510** und **560** gleiten. Die Klemme **910** kann auch zusammengebaut werden, indem die Klemme **910** zum Beispiel auf die innere Isolierungsschicht **560** schnappen gelassen wird, mit oder ohne die Verwendung eines Werkzeugs, um die Gefahr einer Beschädigung der inneren Isolierungsschicht **560** zu minimieren.

[0050] Die Klemme **910** und der Rücklaufstreifen **920** sind aus einem einzelnen Stück Metall gebildet und stellen einen integralen Entwurf dar, obwohl andere Implementierungen nicht integral zu sein brauchen. Bei nicht integralen Implementierungen können die Klemme **910** und der Streifen **920** zum Beispiel durch Falzen, Hartlöten, Löten, Schweißen oder mechanisches Anschließen, indem zum Beispiel eine Federklemme verwendet wird, gekoppelt sein. RF-Rücklaufstrom fließt entlang dem Streifen **920** zurück zu dem elektrochirurgischen Generator. Der Rücklaufstreifen **920** ist ein flaches Stück Metall, obwohl andere Implementierungen andere Strukturen verwendet können, wie zum Beispiel einen Draht. Es sollte klar sein, dass der Schaft **410** keinerlei Drähte umfasst. Des Weiteren kann sich der Rücklaufstreifen **920** innerhalb einer isolierten Rille befinden, die sich in dem Rohr **810** oder einem anderen Abschnitt des Schaftes **410** befindet. Eine derartige Rille kann in dem Schaft **410** eingebettet sein, so dass das Querschnittprofil des Schaftes **410** rund bleibt.

[0051] Die Klemme **910** weist Kanten **930** auf, die einen Schlitz **940** definieren, so dass die Klemme **910** kein vollständiger Zylinder ist. Demgemäß erstreckt sich die Klemme **910** nur um einen Abschnitt des Umfangs des Schaftes **410**, wenn die Klemme **910** über der inneren Isolierungsschicht **560** angeordnet ist. Im Zusammenbau wird die Klemme **910** auf dem Schaft **410** positioniert, so dass der Schlitz **940** auf der Unterseite **419** des Schaftes **410** befindlich ist. Aufgrund der schmalen Breite des Rücklaufstreifens **920** erstreckt sich der Rücklaufstrompfad im Betrieb im Allgemeinen nicht in die Abschnitte der Klemme **910**, die nicht zwischen dem Abschnitt, der den freigelegten Abschnitt der Rücklaufeletrode **540** bildet, und dem Streifen **920** liegen. Infolge der Richtung des Rücklaufstrompfads ist der Rückenabschnitt **610** (der eine größere Umfangsausdehnung aufweisen kann als der des Schlitzes **940**) im Allgemeinen frei von jeglicher thermischer Energie, die direkt von dem Rücklaufstrompfad erzeugt wird. Aufgrund der begrenzten Umfangsausdehnung der Klemme **910** erstreckt sich des Weiteren jegliche thermische Leitung innerhalb der Klemme **910**, weg von dem Rücklaufstrompfad, nicht den ganzen Weg herum um die Unterseite **419** des Schaftes **410**.

[0052] Demgemäß ist der Rückenabschnitt **610** im Wesentlichen nicht thermisch und schützt Nichtziel-Strukturen und Gewebe, die an den Rückenabschnitt **610** anliegen, vor thermischer Beschädigung. Infolgedessen kann der Rückenabschnitt **610** an thermisch empfindliche Strukturen angelehnt werden, während eine Behandlung mit hohen Temperaturen, wie zum Beispiel Schneiden oder Abtragung, an der aktiven Elektrode **520** auf der gegenüberliegenden Seite des Schaftes **410** stattfindet. Der thermische Schutz führt zu einer sichereren Anwendung der RF-Energie.

[0053] Unter Bezug auf [Fig. 7](#) weist die Klemme **910** eine Länge **L1** von zum Beispiel ungefähr 50 mm auf, und der Rücklaufstreifen **920** weist eine Breite **L2** von zum Beispiel ungefähr 5 mm auf. Diese Abmessungen sind für den Betrieb nicht kritisch und können abhängig von zum Beispiel der Größe des freigelegten Abschnitts der Rücklaufeletrode und der Menge des Stroms variieren. Zum Beispiel kann **L1** in einer Anwendung von etwa 10 mm bis zu der vollen Länge des Schaftes variieren, und **L2** kann von etwa 1 mm bis zu dem vollen Umfang des Schaftes variieren.

[0054] Unter Bezug auf [Fig. 8](#) beträgt die Klemme **910** etwa drei Viertel eines vollständigen Zylinders, das heißt, der Schlitz **940** erstreckt sich über einen Bogen α von etwa neunzig Grad. Diese Größen sind nicht kritisch und können abhängig von zum Beispiel der Lage des Gewebes, das der Operation unterzogen wird, variieren. Zum Beispiel kann α in einer Anwendung von etwa 0 Grad bis etwa 270 Grad variieren.

[0055] Unter Bezug auf [Fig. 9](#) isoliert eine innere Isolierungsschicht **560** das Rohr **810** von dem Leiter **840**, wodurch ein Kurzschluss zwischen dem Rohr **810** und dem Leiter **840** verhindert wird. Auf dem Teil des Rückenabschnitts **610** der Vorrichtung **400**, an dem die Klemme **910** die äußere Isolierungsschicht **560** nicht umzirkelt, wird von der äußeren Isolierungsschicht **510** und der inneren Isolierungsschicht **560** eine Doppelschicht von Isolierung gebildet. Dies stellt einen elektrisch und thermisch isolierten „kühlen Rücken“ bereit, an dem minimale elektrische und thermische Effekte auftreten. Wie zuvorstehend erläutert, kann sich ein kühler Rücken auch zu Abschnitten des Rückenabschnitts **610** erstrecken, die die Klemme **910** überlagern, die aber keine merkliche thermische Wärzung aufweisen. Bei einer derartigen Anordnung kann die Vorrichtung **400** in das Innere eines schmalen Gelenkraums und gegen thermisch empfindliches Gewebe platziert und dort verwendet werden, und derartiges thermisch empfindliches Nichtziel-Gewebe, das sich gegenüber der aktiven Elektrode **520** und dem freigelegten Abschnitt der Rücklaufeletrode **540** befindet, ist vor thermischer Verletzung geschützt.

[0056] Die doppelte Isolierung hat außerdem den Vorteil, dass sie gegen einen Kurzschluss aufgrund von Ablösung schützt, was bei elektrochirurgischen Sonden mit hoher Energie und hoher Wärme häufig ist. „Ablösung“ bezieht sich auf eine Situation, in der sich ein Teil der Isolierung an dem distalen Abschnitt ablöst und dadurch darunter liegendes leitendes Material freilegen kann. Bei zwei Schichten der Isolierung **560** und **510** tritt kein Kurzschluss auf, es sei denn, beide Schichten **560** und **510** lösen sich ab oder werden anderweitig beschädigt.

[0057] Der Durchlass **550** ist in der äußeren Isolierungsschicht **510** so definiert, dass er sich um mehr als 180 Grad um den Umfang der Schicht **510** erstreckt, zum Beispiel um 210 Grad. Der Durchlass **550** kann sich im Umfang über verschiedene Winkel erstrecken, abhängig zum Beispiel von dem gewünschten Oberflächenbereich des freigelegten Abschnitts der Rücklaufeletrode **540**.

[0058] Unter Bezug auf [Fig. 10](#) kontaktieren die Kanten **536** der aktiven Elektrode **520** bei Gebrauch zur Behandlung von Körpergewebe **1310** Gewebe physikalisch an einer Gewebebehandlungsstelle **1320**, wodurch mechanische und elektrische Behandlungseffekte bereitgestellt werden. Wenn ein Chirurg auf die aktive Elektrode **520** Leistung anwendet, fließt ein RF-Strom von der aktiven Elektrode **520** durch das Gewebe **1320** entlang den RF-Stromdurchflusslinien **1330**. Wenn der freigelegte Abschnitt der Rücklaufeletrode **540** groß ist, kann der freigelegte Abschnitt der Rücklaufeletrode **540** dann Gewebe kontaktieren, ohne das Gewebe negativ zu beeinflussen.

[0059] Während der Anwendung von Energie werden Gewebefragmente **1340** und Blasen **1350**, die von den durch die RF-Energie in Salzlösung erzeugten hohen Temperaturen erschaffen werden, nahe der Vorrichtung **400** frei schwimmend. Diese Fragmente **1340** und Blasen **1350** können durch die Ansaugöffnung **530** und das Soglumen **820** von der Operationsstelle entfernt werden. Alternativ dazu kann eine separate Sogsonde verwendet werden.

[0060] Die aktive Elektrode **520** kann unterschiedliche Konfigurationen zum Kontaktieren von Gewebe aufweisen. Die Kanten **536** können für verschiedene Schabeanwendungen zusätzlich zu elektrochirurgischen Anwendungen zur mechanischen Gewebebehandlung oder -entfernung gebildet sein. Die aktive Elektrode **520** kann ausgeformt oder gepresst sein, um jede beliebige Form zu bilden, die Gewebe mechanisch beeinflussen kann. Beispiele der Elektrodenkonfigurationen umfassen zum Beispiel ein Kleeblatt und ein Kreuzfeuer, wie in dem US-Patent Nummer 6,461,357 abgebildet. Andere isolierende Strukturen, wie zum Beispiel ein isolierender Kragen, können verwendet werden, um die aktive Elektrode **520** weiter von der Rücklaufelektrode **540** zu isolieren. Die Rücklaufelektrode **540** kann aus einem Abschnitt des Rohrs **810** unter Verwendung passender isolierender Regionen auf dem Rohr **810** gebildet sein, um die beiden Elektroden **520** und **540** elektrisch zu isolieren.

[0061] Unter Bezug auf [Fig. 11](#) weist die elektrochirurgische Vorrichtung **1500** eine nach vorne weisende aktive Elektrode **520** auf, statt an dem distalen Abschnitt gebogen zu sein. Die Vorrichtung **1500** ist ansonsten wie oben mit Bezug auf die Vorrichtung **400** beschrieben. Die Vorrichtung **1500** kann zum Beispiel für genaues hämostatisches Schneiden und Abtragen von Weichgewebe in einer zweckmäßigen Vorrichtung verwendet werden, die als Meißel beschrieben werden kann.

[0062] Unter Bezug auf [Fig. 12](#) umfasst eine elektrochirurgische Vorrichtung **1600**, die mit einer nach vorne weisenden aktiven Elektrode **520** gezeigt ist, ein Netz **1610** der aktiven Elektrode, das die aktive Elektrode **520** abdeckt, und ein Netz **1620** der Rücklaufelektrode, das den freigelegten Abschnitt der Rücklaufelektrode **540** abdeckt. Die Netze **1610** und **1620** sind leitend und liegen in Kontakt mit der aktiven Elektrode **520** bzw. der Rücklaufelektrode **540**. Die Netze **1610** und **1620** bilden somit einen Teil der aktiven Elektrode **520** bzw. des freigelegten Abschnitts der Rücklaufelektrode **540**. Die Verwendung eines Netzes stellt zusätzliche Kanten (Drahtleiter) für elektrochirurgische Anwendungen und mechanisches Schaben bereit, und stellt gleichfalls zusätzlichen Oberflächenbereich bereit. Die Netze **1610** und **1620** können über einem Isolator angeordnet sein, in welchem Fall die Netze **1610** und **1620** die Gesamt-

heit der aktiven Elektrode **520** bzw. der Rücklaufelektrode **540** ausmachen. Die Netze können über den Elektroden in der zur Seite weisenden Ausführungsform von [Fig. 1](#) oder an ihrer Stelle verwendet werden. Netze, Gitter oder Drahtelektroden zum Beispiel, die unterschiedliche Konfigurationen aufweisen, können abhängig von zum Beispiel der Anwendung und den gewünschten Eigenschaften der Elektrode verwendet werden.

[0063] Die Konfiguration des Sondenschafes ermöglicht es dem Chirurgen, in der Operationsumgebung einen besseren Zugang und eine gezieltere Kontrolle zu haben. Die elektrochirurgische Sonde aus [Fig. 4](#) ist zum Beispiel besonders geeignet, um in einer arthroskopischen Akromioplastik verwendet zu werden, bei der das Ligamentum coracoacromiale geschnitten und assoziierte Sehnen entfernt werden. Der rechte Winkel der Energieanwendungsspitze ermöglicht es dem Chirurgen, Zielgewebe von der Unterseite des Akromions zu schaben. Verschiedene andere Konfigurationen und Geometrien der Energieanwendungsspitze, wie zum Beispiel in [Fig. 11](#) und [Fig. 12](#) gezeigt, ermöglichen es dem Chirurgen, eine Vielfalt arthroskopischer Eingriffe durchzuführen, um zu verschiedenen Gelenkgeometrien innerhalb des Körpers Zugang zu erhalten.

[0064] Unter Bezugnahme auf [Fig. 13](#) ist ein Schaft **1710** eine alternative Implementierung des Schaftes **410**. Der Schaft **1710** weist einen Durchmesser an einem distalen Abschnitt **1712** auf, der kleiner als der Durchmesser des Schaftes **410** an dem distalen Abschnitt **415** ist. Demgemäß wird der Schaft **1710** vorteilhaft verwendet, um Chirurgie in kleinen Operationsumgebungen wie etwa Kleingelenkanwendungen durchzuführen, wie unten besprochen. Der Schaft **1710** passt jedoch genau wie der Schaft **410** mit dem Handgriff **405** zusammen, und somit weist der Schaft **1710** an einem Punkt **1770**, an dem der Schaft **1710** mit dem Handgriff **405** zusammenpasst, einen gleichen Durchmesser wie den des Schaftes **410** auf. Der Schaft **1710** erreicht den kleineren Durchmesser an dem distalen Abschnitt **1712**, indem der Durchmesser des Schaftes **1710** von einem Maximum an dem Handgriff **405** zu einem Minimum an dem distalen Abschnitt **1712** verringert wird. Die Verringerung des Durchmessers wird erreicht, indem drei konzentrische Rohre **1765**, **1755** und **1715** von abnehmenden Durchmessern wie unten erläutert verwendet werden.

[0065] Der Schaft **1710** umfasst ein leitendes inneres Rohr **1715**, das ein Lumen **1720** definiert, eine innere Sogauskleidung **1725**, eine innere Isolierungsschicht **1730**, einen Leiter **1735**, der eine Rücklaufelektrode **1740** bildet, und eine äußere Isolierungsschicht **1745** mit einer Aussparung **1750**, die einen freigelegten Abschnitt der Rücklaufelektrode **1740** definiert.

[0066] Der Schaft **1710** umfasst außerdem ein leitendes mittleres Rohr **1755**, das mit dem inneren Rohr **1715** konzentrisch ist. Die Rohre **1715** und **1755** sind an einem Punkt **1760** zusammen gefalzt, um das innere Rohr **1715** an dem mittleren Rohr **1755** zu sichern. Der Schaft **1710** umfasst des Weiteren ein leitendes äußeres Rohr **1765**, das sowohl mit dem inneren Rohr **1715** als auch mit dem mittleren Rohr **1755** an einem Punkt **1770** konzentrisch und mit diesen gefalzt ist, um das äußere Rohr **1765** sowohl an dem mittleren Rohr **1755** als auch an dem inneren Rohr **1715** zu sichern. Das äußere Rohr **1765** weist den gleichen Durchmesser wie das Rohr **810** aus [Fig. 5](#) auf, und der Handgriff **405** nimmt das äußere Rohr **1765** auf und passt mit ihm zusammen, auf eine ähnliche Art und Weise wie die Art, in der der Handgriff **405** das Rohr **810** aufnimmt und mit ihm zusammenpasst. Das innere Rohr **1715**, das mittlere Rohr **1755** und das äußere Rohr **1765** können jeweils zum Beispiel ein Hyporohr sein. Allerdings brauchen die Rohre **1755** und **1765** nicht leitend zu sein. Das Falzen kann zum Beispiel unter Verwendung einer Vierpunktfalze verwendet werden.

[0067] An einem distalen Ende **1780** des Schaftes **1710** ist eine kuppelförmige aktive Elektrode **1790** angeschlossen, die eine Ansaugöffnung **1792** in Verbindung mit dem Lumen **1720** definiert. Die Elektrode **1790** umfasst eine zylindrische Seitenwand **1794**, die eine Bohrung **1796** definiert, welche das innere Rohr **1715** aufnimmt. Das innere Rohr **1715** ist nahe einem Unterabschnitt **1798** der Seitenwand **1794** und typischerweise auf der Außenseite der Seitenwand **1794** lasergeschweißt. Die Isolierungsschichten **1730** und **1745** sind auf der Außenseite der Seitenwand **1794** positioniert. Die Elektrode **1790** empfängt zum Durchführen von Abtragung oder anderen elektrochirurgischen Eingriffen elektrische Leistung von einem Generator durch das innere Rohr **1715**.

[0068] Wie oben erläutert, wird der Schaft **1710** vorteilhafterweise verwendet, um Chirurgie in kleinen Operationsumgebungen durchzuführen. Der Schaft **1710** weist an dem distalen Ende **1780** einen Durchmesser „d“ von ungefähr 2 mm und eine Länge „L“ von ungefähr 100 mm auf. Diese Werte können mit dem typischen Wert von ungefähr 3,5 mm und 150 mm für die in [Fig. 5](#) gezeigte Implementierung verglichen werden. Demgemäß wird der Handgriff **405** mit Vorrichtungen verwendet, die Elektroden von verschiedenen Größen aufweisen und an verschiedenen Punkten eines Körpers verwendet werden sollen. Der Schaft **1710** kann von einem Chirurgen zum Durchführen von Elektrochirurgie an zum Beispiel einem Handgelenk bevorzugt werden, wohingegen die Implementierung von [Fig. 5](#) von einem Chirurgen zum Durchführen einer Elektrochirurgie an einem Knie bevorzugt werden kann.

[0069] Das mittlere Rohr **1755** erstreckt sich typi-

scherweise nur einen Teil der Entfernung (L) zwischen dem Handgriff **405** und der Elektrode **1790**. Die Länge dieser Ausdehnung beeinflusst zum Beispiel die Flexibilität und die Steifheit des Schaftes **1710** und kann abhängig von zum Beispiel der Anwendung und dem Vorzug eines Chirurgen variieren. In bestimmten Ausführungsformen erstreckt sich das mittlere Rohr zum Beispiel über ungefähr ein Drittel oder zwei Drittel der Entfernung L.

[0070] Die Ansaugöffnung **1792** ist elektrisch leitend und kann Gewebe, das innerhalb der Ansaugöffnung feststeckt, elektrisch beeinflussen (zum Beispiel abtragen), so dass ein Verstopfen der Ansaugöffnung **1792** verhindert wird. Des Weiteren weist die Ansaugöffnung **1792** einen Durchmesser auf, der weniger als der Durchmesser des Lumens **1720** beträgt, um ein Verstopfen des Lumens **1720** zu verhindern. Die Vorrichtung **400** aus [Fig. 1](#) verfügt über die gleichen Eigenschaften.

[0071] Unter Bezug auf [Fig. 14](#) umfasst eine elektrochirurgische Vorrichtung **1900** eine kuppelförmige aktive Elektrode **1910**, die keine Ansaugöffnung aufweist. Eine aktive Elektrode **1910** ist durch Laserschweißen nahe einem Unterabschnitt **1920** der Elektrode **1910** an ein Rohr **1915** gekoppelt. Das Rohr **1915** ist massiv, obwohl ein hohles Rohr ebenfalls verwendet werden kann.

[0072] Elektrochirurgische Vorrichtungen können verformbar oder vorgebogen sein, um einen angemessenen Zugang und eine angemessene Kontrolle innerhalb der Operationsumgebung zu ermöglichen. Verformbare Sondenspitzen, insbesondere massive Sondenspitzen, wie zum Beispiel das Rohr **1915**, können von dem Chirurgen oder einem anderen Benutzer als zum Beispiel gerade, abgewinkelt oder gekrümmt konfiguriert werden, um einen optimalen Zugang zu einem spezifischen Körperbau und einer spezifischen Symptomatik zu finden. Die beschriebenen Spitzentwürfe geben taktile Rückmeldung von zum Beispiel den Kanten oder anderen Schaboberflächen und bieten eine verbesserte Gewebevisualisierung, indem sie zum Beispiel Blasenbildung oder Verkohlung reduzieren.

[0073] Wie oben besprochen, ist der Rücklaufelektrodendurchlass **550** aus der äußeren Isolierungsschicht **510** ausgespart, so dass der Durchlass **550** ebenfalls zur Seite weist, in derselben Richtung wie das Ende **525** und die aktive Elektrode **520**. Die freigelegten Abschnitte der aktiven Elektrode und der Rücklaufelektrode können in derselben Richtung zur Seite weisen, wie in der Vorrichtung **400**, oder alternativ dazu können die freigelegten Abschnitte der Elektroden in unterschiedlichen Richtungen zur Seite weisen. Freigelegte Abschnitte von Elektroden, die in unterschiedliche Richtungen zur Seite weisen, können im Umfang durch einen Winkel getrennt sein, der

zum Beispiel recht klein ist, so dass die freigelegten Abschnitte beider Elektroden in die im Allgemeinen gleiche Richtung weisen oder zumindest zu derselben Seite des Schaftes weisen (zum Beispiel der Oberseite **417**). Des Weiteren kann es für freigelegte Abschnitte von Elektroden, die insgesamt gesehen in unterschiedliche Richtungen weisen, Abschnitte auf jeder Elektrode geben, die in dieselbe Richtung weisen. Es sollte klar sein, dass verschiedene Konfigurationen, in denen die freigelegten Abschnitte der Elektroden insgesamt gesehen nicht in die gleiche Richtung weisen, immer noch einen kühlen Rücken bereitstellen können.

[0074] Materialien für die aktive Elektrode und die Rücklaufelektrode umfassen zum Beispiel Titan, Wolfram, Platin oder Legierungen auf der Basis von Nickel. Andere biologisch kompatible Metalle und Legierungen, die im Allgemeinen in sterilen elektrochirurgischen Vorrichtungen verwendet werden, können ebenfalls für die Elektroden verwendet werden. Der Schaft der Vorrichtung **400** kann zum Beispiel aus Edelstahl, Titan, Platin oder Wolfram sein, und der Handgriff kann zum Beispiel aus Acrylnitril-Butadien-Styrol-Kunststoff („ABS-Kunststoff“) oder anderen vergleichbaren Materialien gefertigt sein.

[0075] Die verschiedenen beschriebenen Rohre können neben der zylindrischen auch andere Formen aufweisen, wie zum Beispiel oval oder rechteckig, und sie können einen Durchmesser oder eine andere Größe aufweisen, der/die mit der distalen Lage variiert, wie etwa zum Beispiel in einem sich verjüngenden zylindrischen Rohr bereitgestellt ist. Verschiedene andere Konfigurationen sind ebenfalls möglich. Zum Beispiel kann ein isolierendes Rohr als eine „innere Isolierungsschicht“ mit einer inneren leitenden Beschichtung (oder einer Teilbeschichtung, wie zum Beispiel einer Leiste) verwendet werden, die als Mechanismus zum Koppeln der RF-Leistung an eine aktive Elektrode dient, und einer äußeren leitenden Beschichtung (oder Leiste, zum Beispiel), die als eine Rücklaufelektrode (zum Beispiel Rücklaufelektrode **540**) und/oder einen Rücklaufleiter (zum Beispiel Rücklaufstreifen **920**) dient. Andere Abweichungen werden ebenfalls bedacht, wie zum Beispiel ein isolierendes Rohr, das als die „Lumenauskleidung“ dient, wobei zum Beispiel leitende und isolierende Beschichtungen auf die äußere Oberfläche des isolierenden Rohrs aufgetragen sind.

[0076] Die innere Isolierungsschicht **560** oder die äußere Isolierungsschicht **510** kann zum Beispiel ein Polytetrafluorethylen-Material („PTFE“-Material) sein und kann außerdem Polyamid, Kunststoff oder Polyolefin umfassen, die elektrische Isolierung bereitstellen. Die Schichten **510** und/oder **560** können aus Wärmeschrumpfröhren, die derartige Materialien umfassen, gefertigt sein, und die Wärmeschrumpfröhre ermöglicht einen schnellen und leichten Herstel-

lungsprozess, zusammen mit Dauerhaftigkeit und vereinfachten Sterilisierungsanforderungen. In einer Implementierung ist die Vorrichtung **400** für eine Einmalverwendung entworfen und wird nach einer einzigen Operation weggeworfen.

[0077] Die von der Vorrichtung **400** erbrachte Leistung beträgt zum Beispiel bis zu 200 Watt. Die typische Betriebsleistung beträgt zum Beispiel 120 Watt für Abtragung und 50 Watt für Koagulation. Für die Vorrichtung von [Fig. 13](#) beträgt die typische Betriebsleistung zum Beispiel 80 Watt für Abtragung und 40 Watt für Koagulation. Die maximale Ausgangsspannung des Generators, der die Vorrichtungen mit Leistung versorgt, beträgt zum Beispiel 320 V im quadratischen Mittel, was einer Spitze-Spitze-Spannung von ungefähr 1000 V entspricht. Die Ausgangsfrequenz des Generators beträgt sinusförmig zum Beispiel 460 kHz, und der Ausgang kann unmoduliert sein, d. h. einen Arbeitszyklus von 100% aufweisen. Die RF-Leistung kann zum Beispiel unter Verwendung eines Fußpedals kontrolliert werden. In dem Handgriff **405** können ebenfalls RF-Kontrollen bereitgestellt sein.

[0078] Um die angemessene Temperatur zum Schneiden von Gewebe beizubehalten, kann der distale Abschnitt der Sonde ebenfalls mit einem thermischen Rückkopplungssystem wie etwa einem Thermoelement ausgestattet sein. In einer Implementierung ist das Thermoelement mit zwei Leitungen verbunden und zwischen die aktive Elektrode und den freigelegten Abschnitt der Rücklaufelektrode platziert, um Rückmeldung über die tatsächliche Temperatur der Spitze bereitzustellen. Andere Arten von Temperaturrückkopplungsschaltungen können ebenfalls verwendet werden. Spezifische Beispiele umfassen Heißleiter und thermische integrierte Schaltungen. Derartige Temperaturrückkopplungsschaltungen führen Informationen über die Sondentemperatur zurück zu dem Generator, um die Leistung zu modulieren, so dass die Energieausgabe und die Temperatur geändert werden.

[0079] Es versteht sich auch, dass die aktive Elektrode zum Beispiel hartgelötet, gefalzt, gelötet, geschweißt oder mechanisch angeschlossen werden kann. Des Weiteren können die aktive und die Rücklaufelektrode zum Beispiel Titan, Wolfram und ihre Legierungen oder Edelstahl umfassen, und die Rücklaufstreifen können zum Beispiel Edelstahl in einer Vielfalt von Zugfestigkeiten, Titan, Kupfer oder beliebige geeignete Legierungen davon umfassen.

[0080] In bestimmten beschriebenen Implementierungen erzeugt die aktive Elektrode Wärme, indem sie RF-Energie an scharfen Kanten konzentriert, was zum Beispiel Schneiden und Abtragen bewirkt, während die Rücklaufelektrode aufgrund des größeren Verhältnisses von freigelegtem Oberflächenbereich

und des Fehlens scharfer Kanten wenig Wärme erzeugt. Diese Entwürfe der distalen Energieanwendungsspitzen und aktiven Elektrode können auch in herkömmlichen monopolaren chirurgischen Systemen verwendet werden, wo sich die Rücklaufelektrode auf dem Körper des Patienten befindet.

[0081] Ein Beispiel involviert eine Sonde, die während eines Eingriffs einer Fissurplastik zur Reparatur des vorderen Kreuzbandes in dem Kniegelenk verwendet wird. Die Sondenkonfiguration, insbesondere die Konfiguration der Energieanwendungsspitze, wird verwendet, um die kondylaren Oberflächen eines Femurs zu entfernen und zu schaben, um die Fossa intercondylica zur Befreiung des vorderen Kreuzbandes vom Aufprall zu vergrößern. Das vordere Kreuzband kann auch unter Verwendung der Sonde geschnitten und entfernt werden, und eine Transplantation des Kniestiegenbandes kann durchgeführt werden.

[0082] Die vorangegangene Beschreibung ist zu Zwecken der Veranschaulichung und Beschreibung dargelegt worden. Sie soll nicht vollständig sein oder die Patentansprüche auf die bestimmten offenbarten Formen einschränken. Dem erfahrenen Fachmann werden Abwandlungen und Veränderungen offensichtlich erscheinen. Zum Beispiel können in Bezug auf die offenbarten Implementierungen, sowie auf andere Implementierungen, monopolare Implementierungen erreicht werden, indem eine zweite Sonde verwendet wird, die unabhängig an den elektrochirurgischen Generator gekoppelt ist, oder alternativ, indem einfach eine zusätzliche Elektrode als Rücklaufelektrode auf dem Körper eines Patienten bereitgestellt wird und die Rücklaufelektrode auf der Sonde nicht aktiviert wird. Diese und verschiedene andere Abwandlungen können an den offenbarten Implementierungen vorgenommen werden. Es ist beabsichtigt, dass der Bereich der Erfindung durch die folgenden Patentansprüche und ihre Äquivalente definiert wird.

Patentansprüche

1. Eine chirurgische Vorrichtung (**400, 1500, 1600, 1900**), die Folgendes beinhaltet:
 einen länglichen Schaft (**410, 1710**), der einen distalen Abschnitt (**415, 1712**) beinhaltet, wobei der längliche Schaft eine Längsachse definiert und eine erste Seite (**417**) beinhaltet, welche sich entlang der Achse longitudinal erstreckt;
 eine erste Elektrode (**520**), die an den distalen Abschnitt des länglichen Schaftes gekoppelt ist und in Richtung einer ersten Seite weist;
 eine zweite Elektrode (**540**), die an den länglichen Schaft gekoppelt und von der ersten Elektrode elektrisch isoliert ist, wobei die zweite Elektrode einen freigelegten Abschnitt umfasst, der um nur einen Teil eines Umfangs des länglichen Schaftes angeordnet

ist und zur ersten Seite weist, und einen Abschnitt umfasst, der proximal von der ersten Elektrode mit Abstand angeordnet ist;
 einen Leiter (**840**), der die zweite Elektrode umfasst, wobei der Leiter um nur einen Abschnitt des Umfangs des länglichen Schaftes angeordnet ist;
 eine Isolierungsschicht (**510, 560, 1730, 1745**), die über mindestens einem Abschnitt des Leiters angeordnet ist, wobei die Isolierungsschicht ein Fenster (**550, 1750**) umfasst, das den freigelegten Abschnitt der zweiten Elektrode definiert; und wobei der Leiter eine Klemme (**910**) beinhaltet.

2. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei die Schicht der Isolierung ebenfalls über mindestens einem designierten Teil des länglichen Schaftes, um den der Leiter nicht angeordnet ist, angeordnet ist, wobei der designierte Teil einen isolierten Bereich bereitstellt, welcher konfiguriert ist, um anliegendes Gewebe während einer Elektrochirurgie abzuschirmen.

3. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 2, wobei die Schicht der Isolierung sowohl thermische als auch elektrische Isolierung bereitstellt.

4. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, die ferner Folgendes beinhaltet:
 ein leitendes Rohr (**810, 1715**), das elektrisch an die erste Elektrode gekoppelt ist;
 eine erste Isolierungsschicht (**510**), die über mindestens einem Abschnitt des leitenden Rohrs angeordnet ist; und
 eine zweite Isolierungsschicht (**560**), die über mindestens einem Abschnitt der Klemme angeordnet ist.

5. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 4, wobei die erste Isolierungsschicht und die zweite Isolierungsschicht jeweils Teflon™ beinhalten.

6. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei:
 der Schaft ein Lumen (**820, 1720**) definiert und die Vorrichtung einen distalen Abschnitt beinhaltet und an dem distalen Abschnitt eine Lumenöffnung definiert, wobei die Lumenöffnung mit dem Lumen in Verbindung steht und konfiguriert ist, um ein Ansaugen bereitzustellen.

7. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei ein Oberflächenbereich des freigelegten Abschnitts der zweiten Elektrode mindestens ungefähr das Sechsfache eines Oberflächenbereichs der ersten Elektrode beträgt.

8. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei die erste Elektrode eine Oberfläche beinhaltet, die zum Schaben von Gewebe konfiguriert ist.

9. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 8,

wobei die erste Elektrode in einer Aschbecher-Konfiguration konfiguriert ist und die Oberfläche eine Kante (536, 538) in der Aschbecher-Konfiguration beinhaltet.

10. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei:

der längliche Schaft eine Längsachse definiert und einen distalen Abschnitt beinhaltet und die erste Elektrode an den distalen Abschnitt des Schaftes gekoppelt und konfiguriert ist, um Gewebe entlang der Längsachse geradeaus zu kontaktieren.

11. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei der längliche Schaft einen distalen Abschnitt beinhaltet, der verformbar ist, um einem Benutzer das Biegen des Schaftes zu ermöglichen.

12. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei die erste Elektrode zum Abtragen von Gewebe konfiguriert ist.

13. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei der gesamte freigelegte Abschnitt der zweiten Elektrode proximal von der ersten Elektrode mit Abstand angeordnet ist.

14. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei:

der Schaft in dem distalen Abschnitt proximal zu der ersten Elektrode eine Biegung (527) umfasst und eine distale Spitze umfasst, und die zur Seite weisende erste Elektrode an der distalen Spitze angeordnet ist.

15. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 1, die weiterhin Folgendes beinhaltet:

ein an den Schaft gekoppeltes Mittel zum Bereitstellen einer isolierten Oberfläche, die sich entlang einer ganzen Seite des Schaftes longitudinal erstreckt, so dass an die isolierte Oberfläche anliegendes Nichtziel-Gewebe während der Anwendung elektrischer Energie auf Zielgewebe abgeschirmt wird.

16. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 15, wobei das Mittel einen Leiter beinhaltet, der an den Schaft gekoppelt und von der ersten Elektrode elektrisch isoliert ist, wobei der Leiter nur um einen Teil des Umfangs des länglichen Schaftes angeordnet ist und einen Abschnitt umfasst, welcher konfiguriert ist, um als eine zweite Elektrode zu dienen.

17. Chirurgische Vorrichtung gemäß Anspruch 15, wobei das Mittel zum Bereitstellen der isolierten Oberfläche ein Mittel zum Bereitstellen einer thermisch und elektrisch isolierten Oberfläche beinhaltet.

Es folgen 13 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

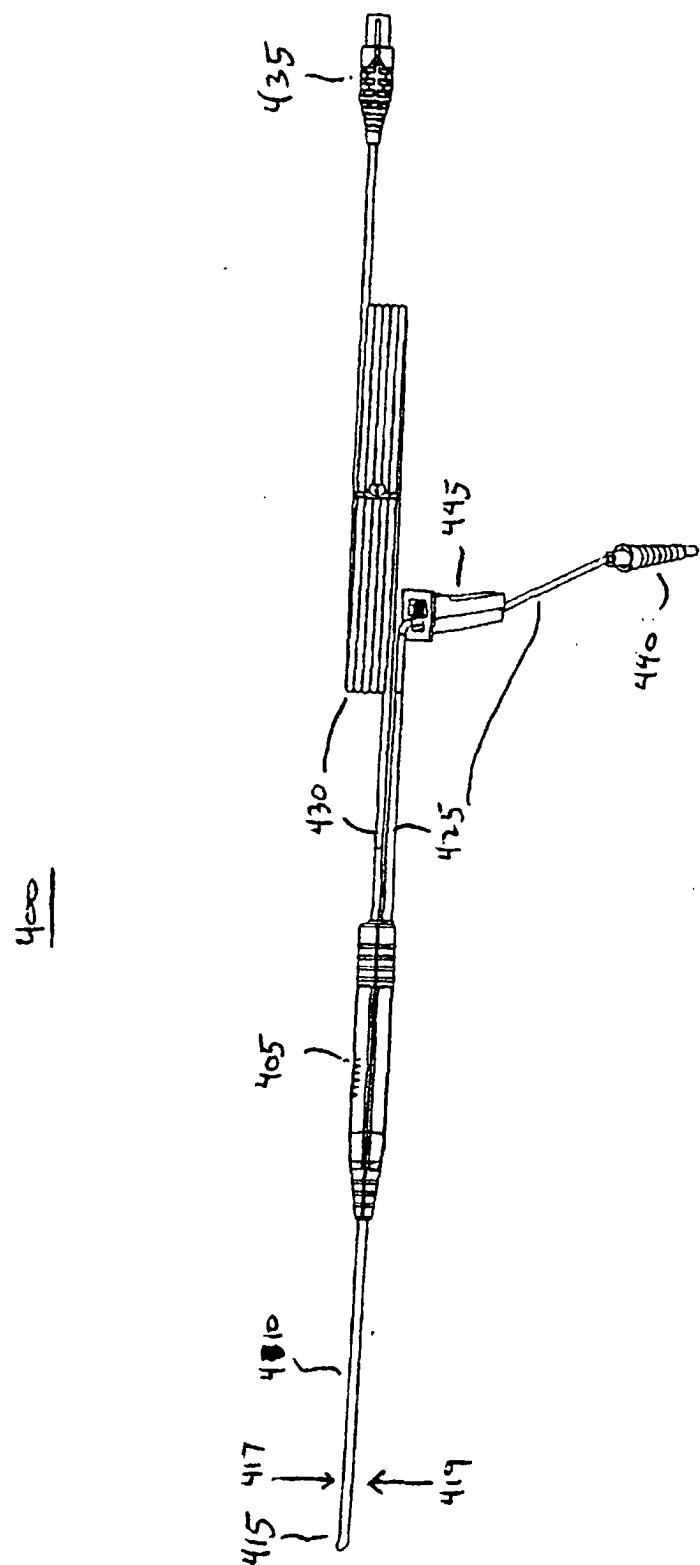


FIG. 1

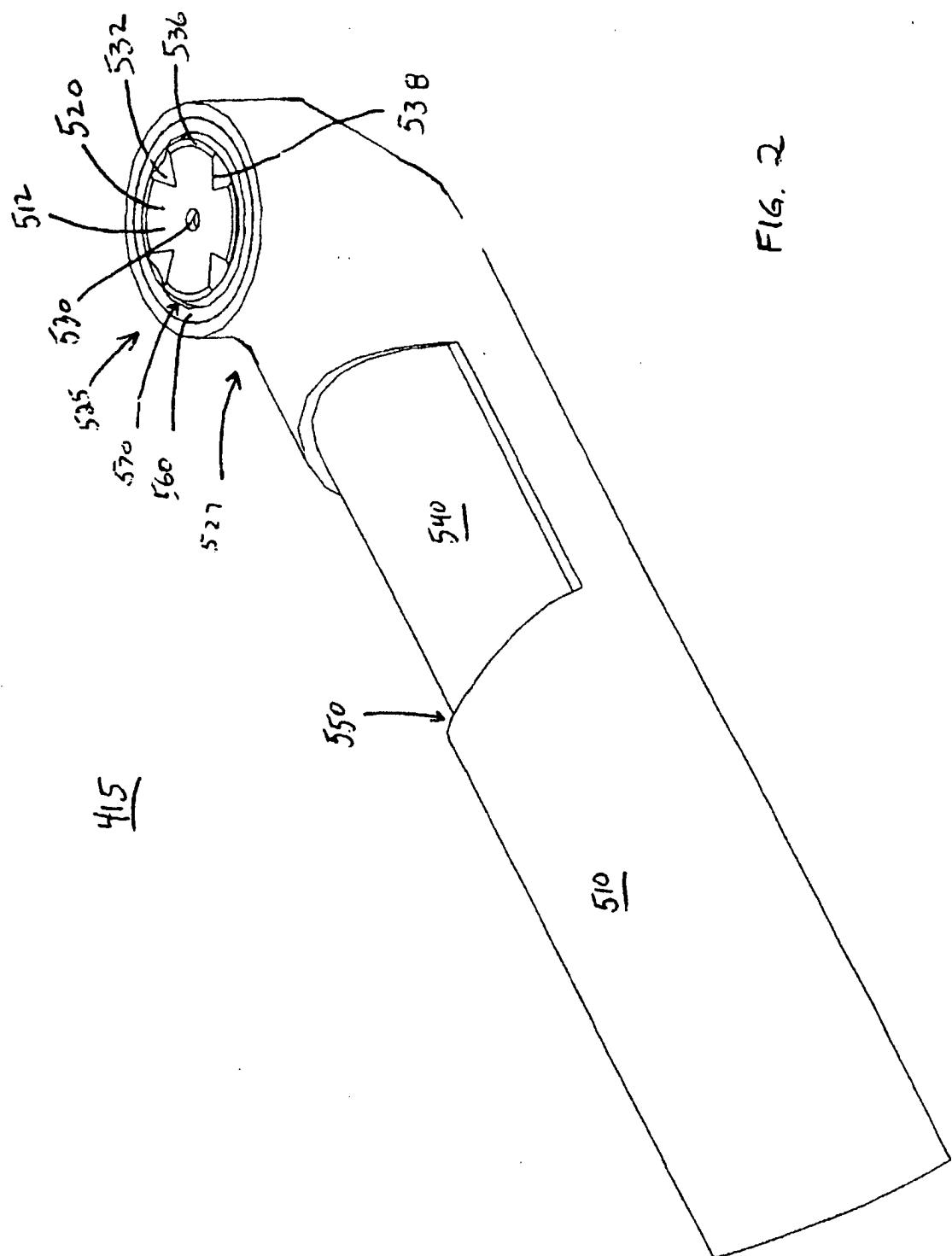


FIG. 2

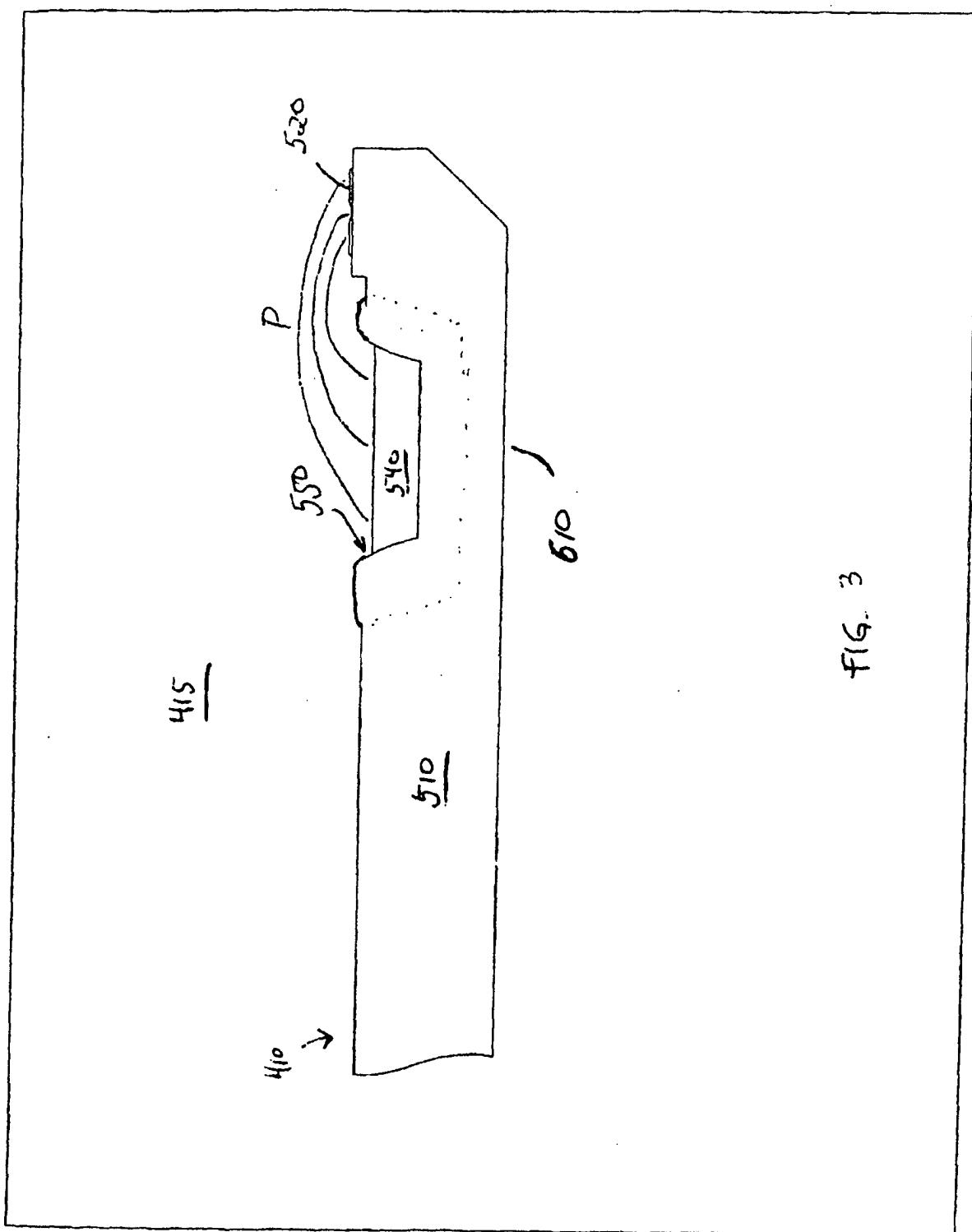
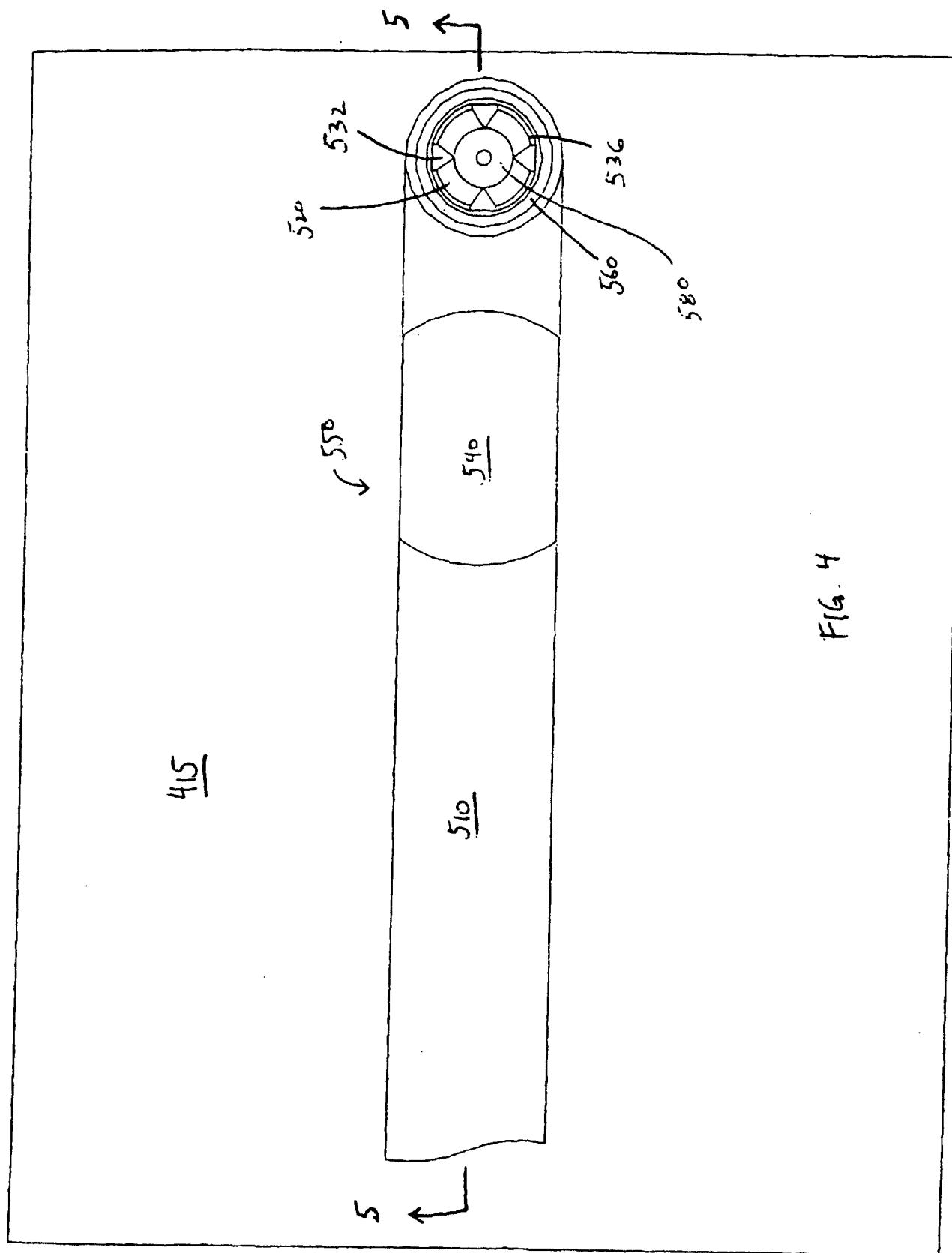
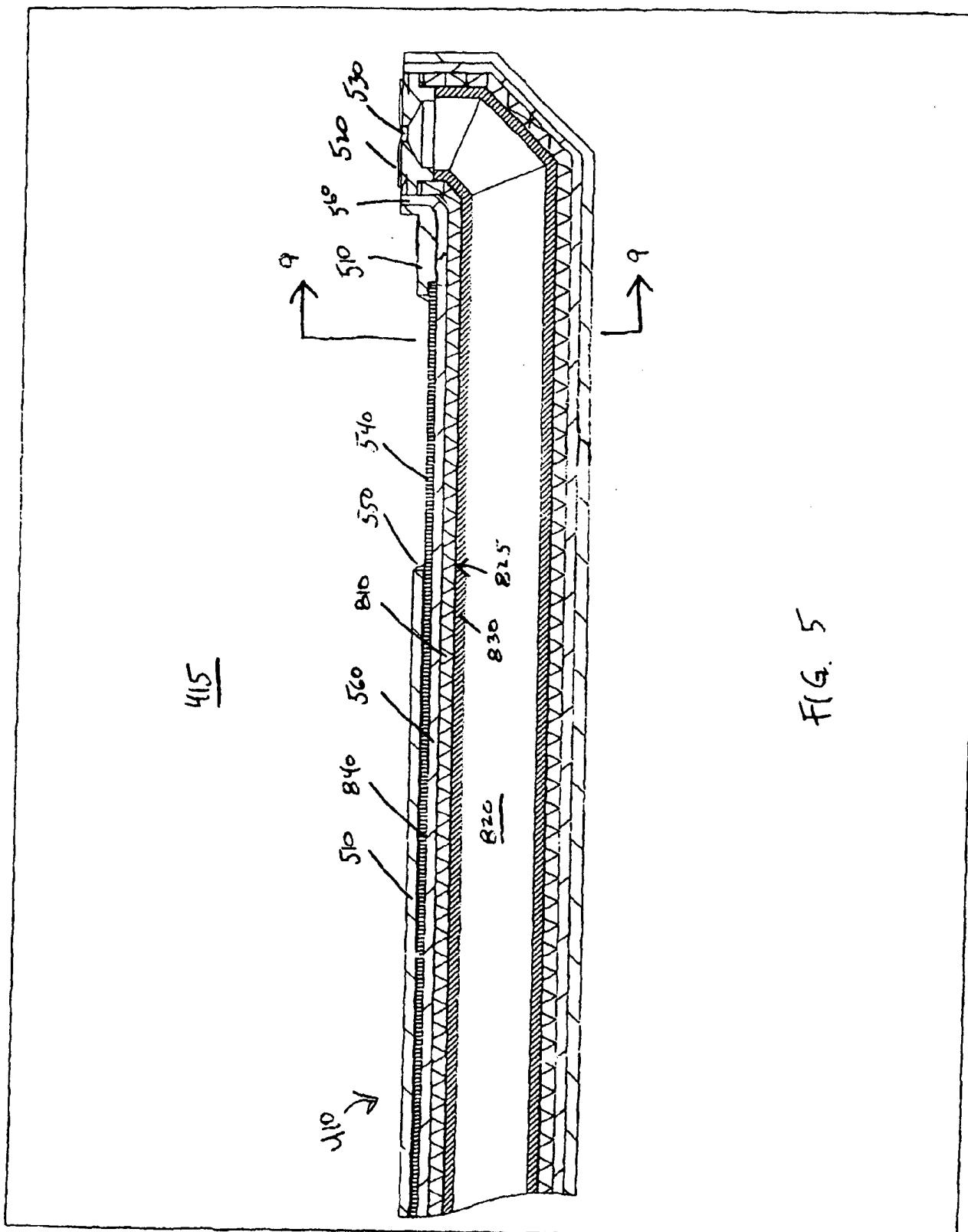
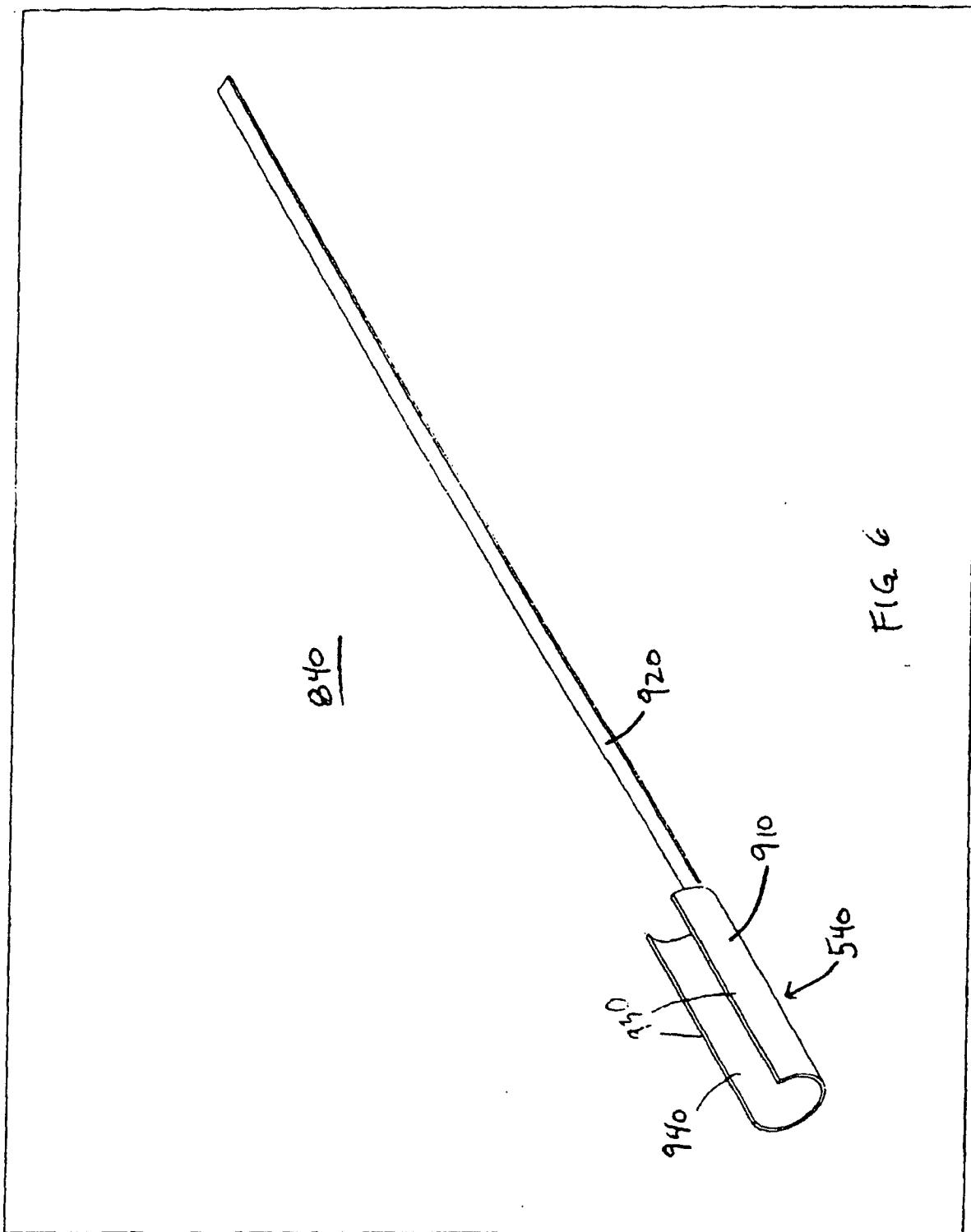


FIG. 3







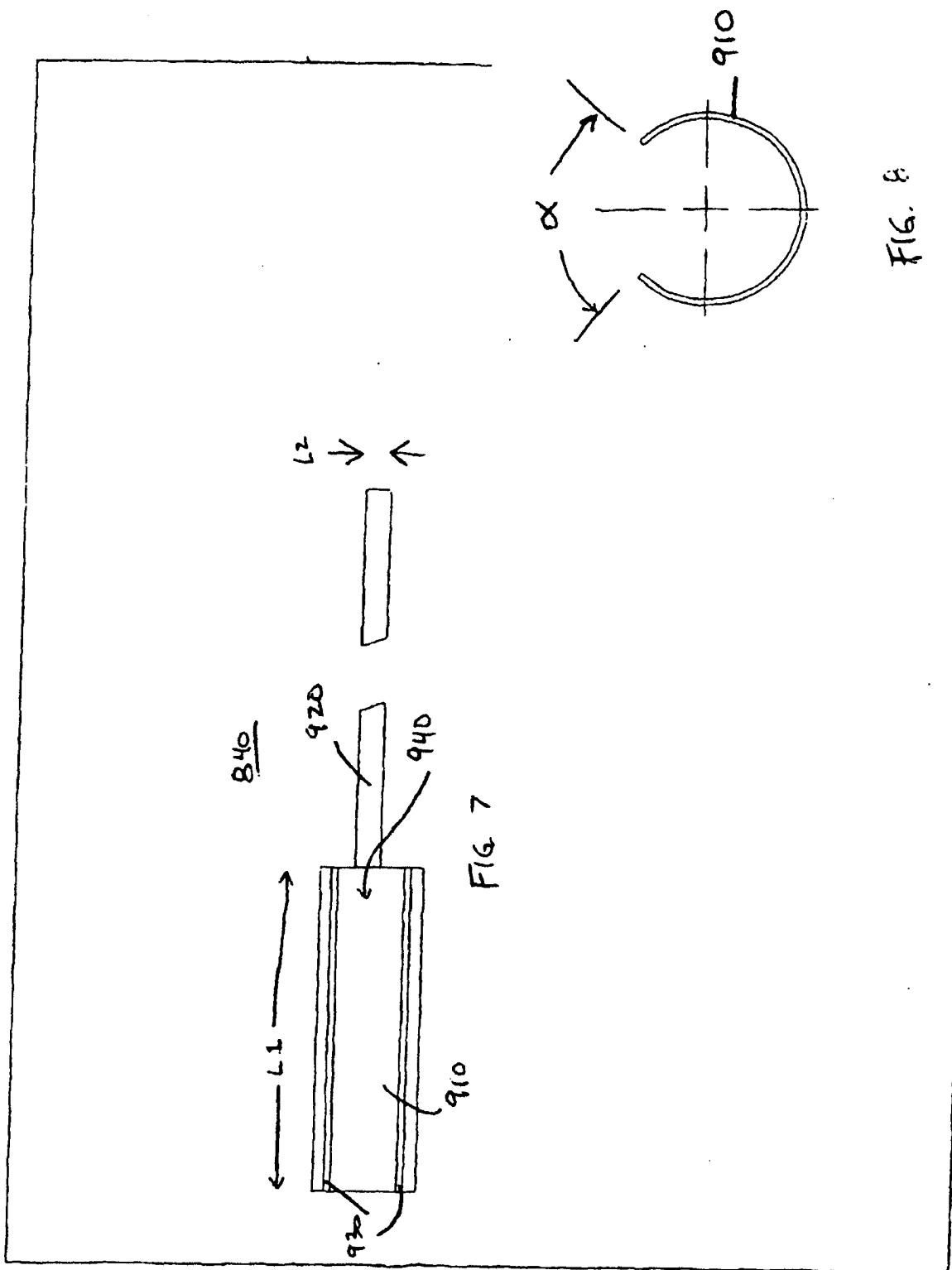


FIG. 8

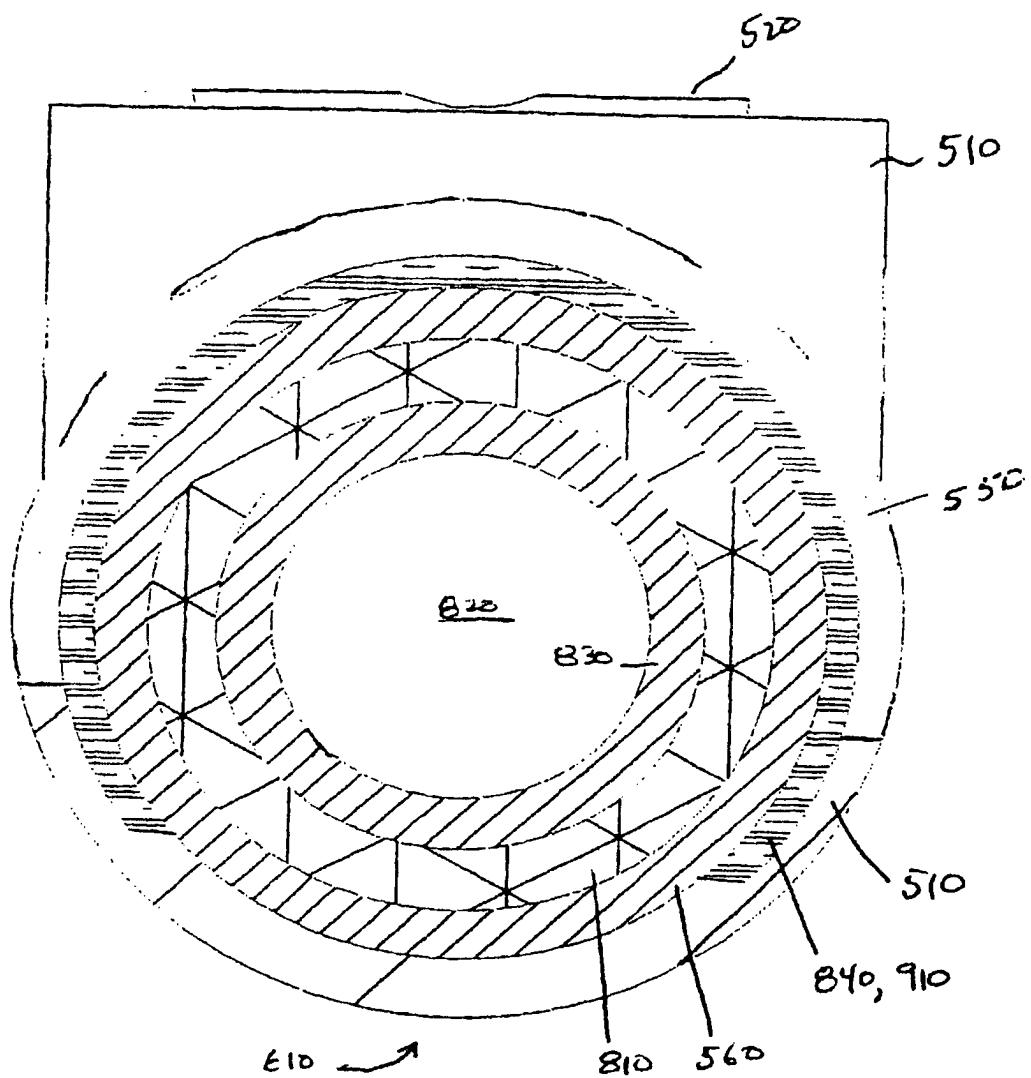
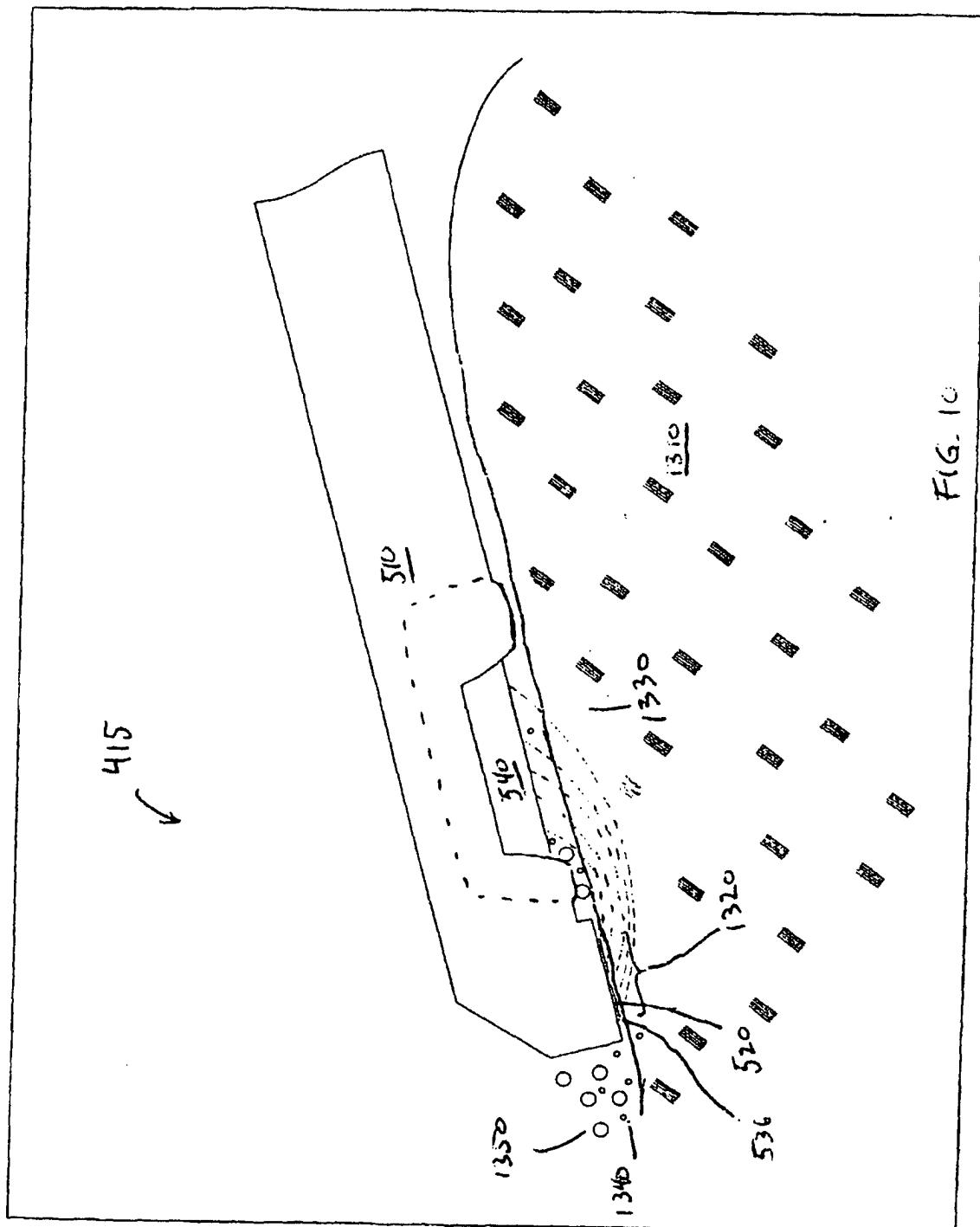
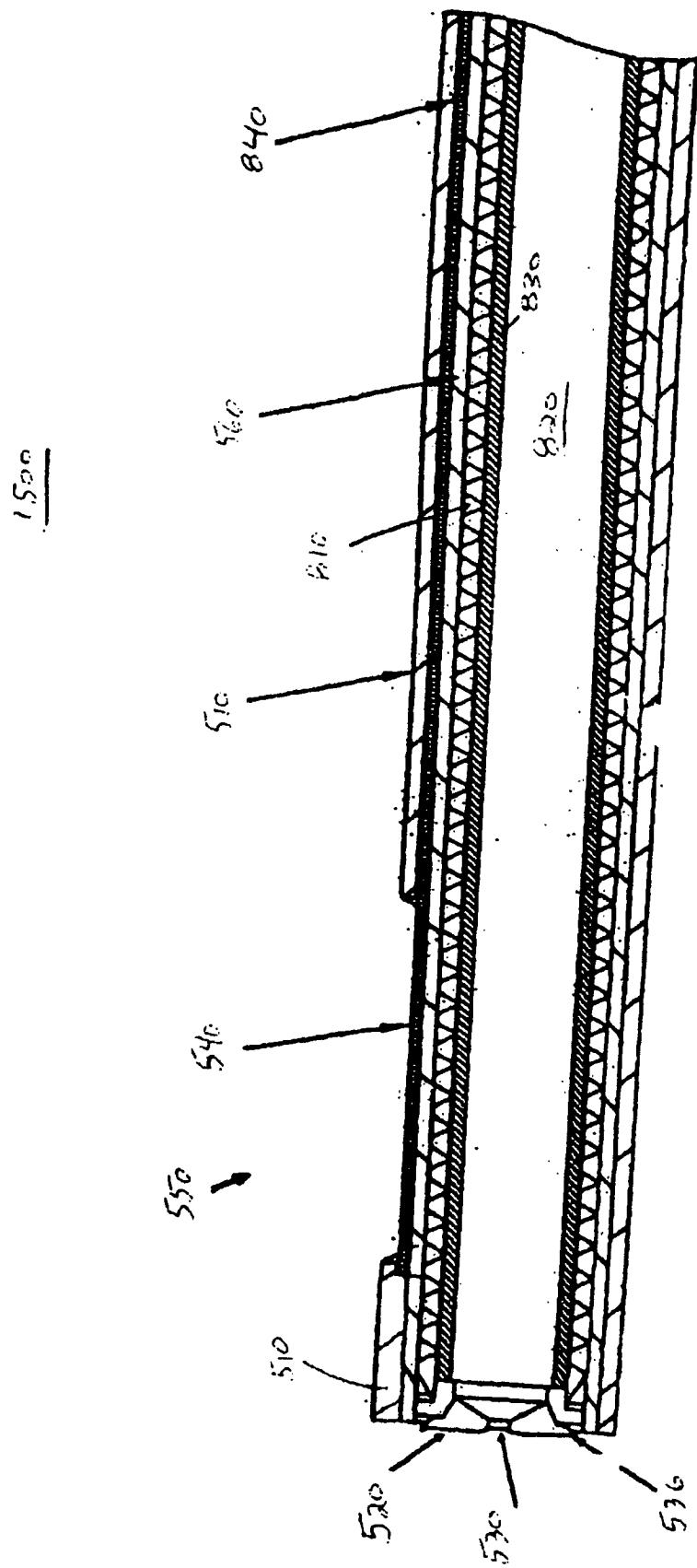


FIG. 9





۱۱

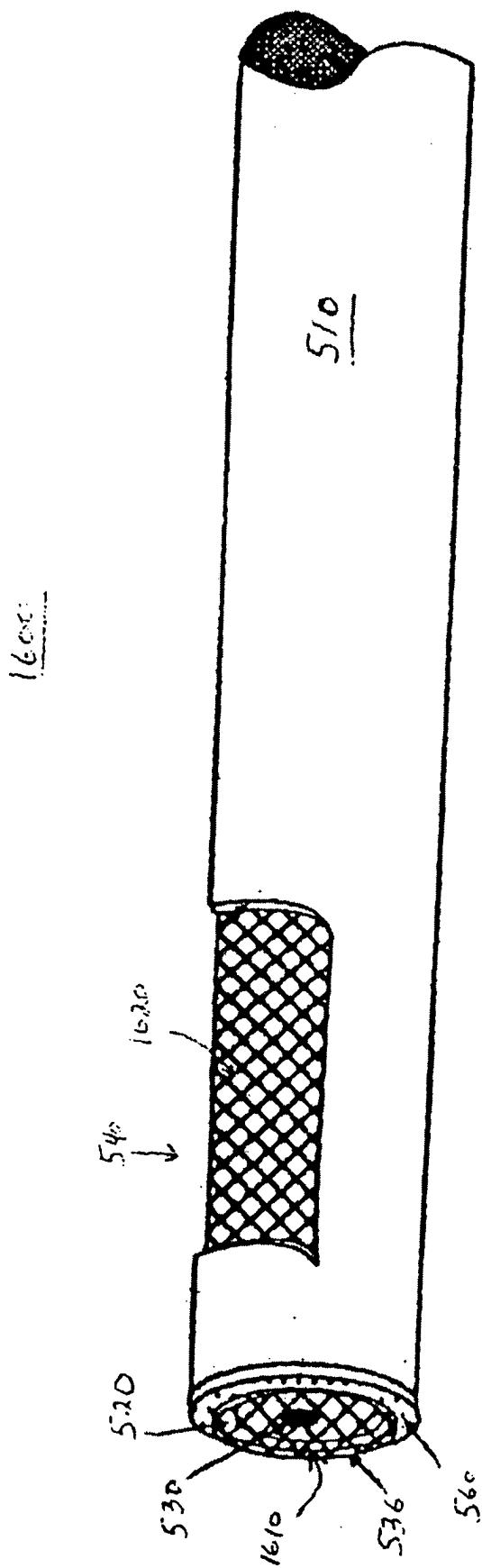


FIG. 12

