



(10) **DE 11 2009 005 425 T5** 2012.12.06

(12)

Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2011/071482**
in deutscher Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2 IntPatÜG)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2009 005 425.0**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US2009/067001**
(86) PCT-Anmeldetag: **07.12.2009**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **16.06.2011**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **06.12.2012**

(51) Int Cl.: **A61B 18/14** (2012.01)

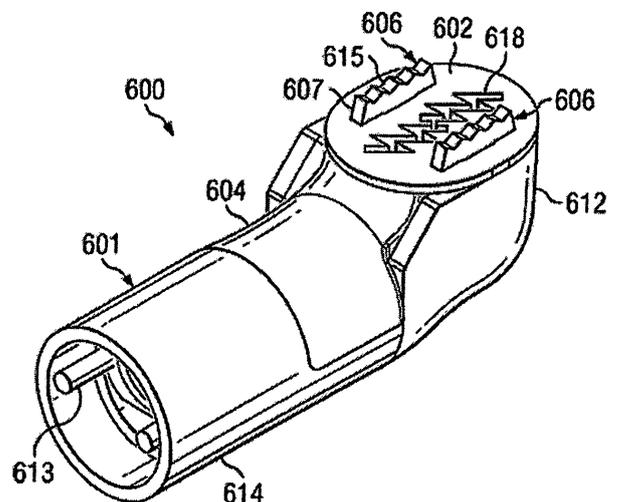
(71) Anmelder:
ArthroCare Corporation, Austin, Tex., US

(72) Erfinder:
**Bigley, Robert, Redwood City, Calif., US; Dahla,
Robert H., Sunnyvale, Calif., US; Marion, Duane
W., Santa Clara, Calif., US; Woloszko, Jean,
Austin, Tex., US**

(74) Vertreter:
**Bosch Jehle Patentanwalts-gesellschaft mbH,
80639, München, DE**

(54) Bezeichnung: **Einzelapertur-Elektrodenanordnung**

(57) Zusammenfassung: Systeme und Verfahren zum Sichern einer aktiven Elektrode nach Art einer Abschirmung an der Distalspitze einer elektrochirurgischen Vorrichtung, die verwendet wird, um selektiv elektrische Energie an eine Zielposition in oder auf dem Körper eines Patienten anzulegen. Eine Sicherungselektrode wird durch die Schirmelektrode angeordnet und mechanisch mit einem isolierenden Trägerkörper verbunden und stellt auch eine elektrische Verbindung und einen mechanischen Eingriff mit der Schirmelektrode her. Die elektrochirurgische Vorrichtung und das diesbezügliche Verfahren werden zum Resektieren, Schneiden, Teilabladieren, Absaugen oder anderweitigen Entfernen von Gewebe von einem Zielort und zum Abladieren des Gewebes vor Ort bereitgestellt. Die vorliegenden Verfahren und Systeme sind insbesondere nützlich zum Entfernen von Gewebe in Gelenken, z. B. Synovialgewebe, Menisken, Gelenknorpel und dergleichen.



BeschreibungKREUZVERWEIS AUF
VERWANDTE ANMELDUNGEN

[0001] Die vorliegende Anmeldung ist eine Teilfortsetzung der US-Anmeldung Nr. 12/190,752, eingereicht am 13. August 2008 unter dem Titel „Systems and Methods for Screen Electrode Securement“, die hiermit zur Bezugnahme übernommen wird.

GEBIET DER ERFINDUNG

[0002] Die vorliegende Erfindung betrifft im Allgemeinen das Gebiet der Elektrochirurgie und genauer gesagt Geräte und Verfahren zum Anlegen einer Hochfrequenzspannung, um Gewebe zu abblättern. Genauer gesagt betrifft die vorliegende Erfindung Geräte und Verfahren zum Sichern einer im Wesentlichen flachen aktiven Elektrode nach Art einer Abschirmung an der distalen Spitze des Schafts eines elektrochirurgischen Instruments.

ALLGEMEINER STAND DER TECHNIK

[0003] Herkömmliche elektrochirurgische Verfahren werden weitläufig verwendet, da sie im Allgemeinen eine Hämostase erreichen und die Patientenblutung reduzieren, die mit in Gewebe einschneidenden Operationen verbunden ist, wobei sie gleichzeitig die Sicht der Behandlungsfläche für den Chirurgen verbessern. Viele der elektrochirurgischen Vorrichtungen, die in der Elektrochirurgie verwendet werden, verwenden eine aktive Elektrode nach Art einer Abschirmung, die typischerweise aus einem Bogen von leitfähigem Material ausgeschnitten oder geätzt wird. Diese elektrochirurgischen Vorrichtungen und Eingriffe leiden jedoch unter einer Reihe von Nachteilen. Zum Beispiel benötigen aktive Elektroden nach Art einer Abschirmung typischerweise ein Verfahren zum Sichern an einem Isolierkörper und ferner an der Distalspitze der Vorrichtung selber. Sollte die Schirmelektrode nicht richtig an dem Isolierkörper gesichert sein, kann dies zu einer unangemessenen Funktion der Vorrichtung und möglichem Schaden für den Patienten während des elektrochirurgischen Eingriffs führen.

[0004] Frühere Versuche, die aktive Schirmelektrode an dem Isolierkörper zu sichern, umfassten mechanische, thermische und chemische Mittel oder diverse Kombinationen derselben. Es wurden zahlreiche mechanische Sicherungsformen verwendet, während Klebstoffe als chemische Verbindungsform verwendet wurden, und das Verschweißen der Abschirmung ein thermisches Verbindungsverfahren bereitstellen kann. Zu diesen mechanischen Verbindungsverfahren kann auch die Verwendung von Kunststoff oder nicht wiederherstellbaren Verformungen der Materialien, die zur Sicherung verwendet

werden, gehören. Jedoch auch in Kombination mit anderen Verbindungsverfahren stellen die oben aufgeführten Verfahren zur Befestigung nur kaum wirksame Lösungen bereit, die typischerweise über längere Verwendungszeiträume in Frage gestellt werden.

[0005] Entsprechend sind Vorrichtungen und Verfahren, welche die Sicherung flacher aktiver Schirmelektroden an dem Isolierkörper eines elektrochirurgischen Instruments ermöglichen und dabei elektrische Verbindungen durch den Isolierkörper aufrechterhalten, erwünscht. Insbesondere sind mechanische Verfahren zum Bereitstellen einer angemessenen und haltbaren Sicherung einer elektrisch angeschlossenen aktiven Schirmelektrode an dem Isolierkörper an der Distalspitze einer elektrochirurgischen Vorrichtung, die dabei verbesserte elektrochirurgische Betriebsparameter bereitstellen, erwünscht.

KURZDARSTELLUNG DER ERFINDUNG

[0006] Die vorliegende Erfindung stellt Systeme, Geräte und Verfahren zum mechanischen Sichern einer aktiven Elektrode nach Art einer Abschirmung an dem Isolierkörper an der Distalspitze einer elektrochirurgischen Vorrichtung bereit. Insbesondere werden Verfahren und Geräte zum zuverlässigen Sichern der Schirmelektrode über längere Verwendungszeiträume hinweg bereitgestellt. Ferner sind die Verfahren und Systeme der vorliegenden Erfindung besonders nützlich zum Bereitstellen erweiterter und verbesserter elektrochirurgischer Betriebsparameter.

[0007] Nach einem Aspekt der Erfindung umfasst das Sicherungsverfahren das Einfügen einer Sicherungselektrode durch einen Kanal oder Schlitz sowohl in der Schirmelektrode als auch in dem Isolierkörper. Bei einer Konfiguration, bei der die Schirmelektrode von dem Isolierkörper getragen wird, funktioniert die Sicherungselektrode, um die Schirmelektrode mechanisch mit dem Isolierkörper zu koppeln, und funktioniert auch, um die Schirmelektrode mit einer hochfrequenten Stromversorgung über elektrische Verbindungsteile zu koppeln. Die Sicherungselektrode kann durch verlängerte Schenkelteile gekennzeichnet sein, die an einem Ende Laschen aufweisen, die in den Kanal in dem Isolierkörper einrasten oder eingreifen, wodurch sie eine Axialbewegung der Sicherungselektrode verhindern. Somit stellt die Sicherungselektrode ein mechanisches Verfahren zum Verbinden der Schirmelektrode mit dem Isolierkörper bereit, während sie auch einen elektrischen Anschluss bereitstellt, um RF-Energie durch den Isolierkörper an die Schirmelektrode zu übertragen.

[0008] Eine andere Konfiguration der elektrochirurgischen Vorrichtung gemäß der vorliegenden Offen-

barung umfasst eine aktive Schirmelektrode, durch die mindestens zwei zweiseitige Kanäle gehen. Es werden mindestens zwei zweiseitige Sicherungselektroden bereitgestellt und jeweils durch die Kanäle der Schirmelektrode eingefügt. Zudem umfasst die Vorrichtung einen Isolierträger, der mindestens zwei zweiseitige Kanäle aufweist, die gegenüber den Schirmelektrodenkanälen entsprechend positioniert sind. Die zweiseitigen Sicherungselektroden werden durch den Träger und die Schirmelektrodenkanäle eingefügt und können symmetrisch orientiert sein, um dadurch das Erstellen einer Zone für die RF-Ablation zwischen den beiden Sicherungselektroden zu ermöglichen. Ferner weisen die zweiseitigen Schirmelektroden jeweils einen Schenkelabschnitt mit einer Lasche an einem Ende auf, wobei die Lasche in eine verriegelte Position innerhalb des Trägers gleitet, um die Schirmelektrode an Ort und Stelle zu halten.

[0009] Bei bestimmten Konfigurationen können die Sicherungselektroden durch ein Sägezahnmuster auf einer oberen Oberfläche gekennzeichnet sein. Zusätzlich können die Sicherungselektroden in Form einer Klammer oder Brücke gebildet sein, wodurch sie die Erstellung einer anderen Zone zur RF-Ablation in einem Raum zwischen der Klammersicherungselektrode und der Schirmelektrode ermöglichen. Die hinzugefügten Kanten, die bei diesen Konfigurationen an der Sicherungselektrode gebildet werden, können zu erhöhter Stromdichte führen und somit die Bildung verbesserter Zonen zur RF-Ablation fördern.

[0010] Bei noch einer anderen Konfiguration umfasst die aktive Elektrode eine leitfähige Abschirmung, die eine einzige Apertur aufweist und über dem Isolierkörper an der Distalspitze einer elektrochirurgischen Vorrichtung mit Bezug auf die distale Öffnung eines Absauglumens positioniert ist. Bei der repräsentativen Ausführungsform wird die Schirmelektrode von dem Isolierträger getragen, so dass die einzige Apertur auf der Abschirmung auf die Öffnung des Absauglumens ausgerichtet ist, wodurch sie das Absaugen von unerwünschtem Gewebe und Nebenprodukten der Elektrochirurgie vom Zielort ermöglicht. Zudem können die Abschirmung und die distale Öffnung des Absauglumens auf einer lateralen Seite des Instruments angebracht sein (d. h. um 90 Grad von der Instrumentenachse abgewendet).

[0011] Bei offenen Eingriffen kann das System ferner ein Fluidabgabeelement umfassen, um ein elektrisch leitfähiges Fluid an die aktive(n) Elektrode(n) und den Zielort abzugeben. Das Fluidabgabeelement kann sich auf dem Instrument befinden, z. B. ein Fluidlumen oder eine Fluidröhre, oder es kann Teil eines getrennten Instruments sein.

[0012] Alternativ kann ein elektrisch leitfähiges Gel oder Spray, wie etwa ein salzhaltiger Elektrolyt oder ein anderes leitfähiges Gel, auf das Gewebe aufge-

tragen werden. Zudem ist bei arthroskopischen Eingriffen der Zielort typischerweise bereits in ein leitfähiges Spülmittel, d. h. Salzlösung, eingetaucht. Bei diesen Ausführungsformen können die Geräte eventuell kein Fluidabgabeelement aufweisen. Bei beiden Ausführungsformen stellt das elektrisch leitfähige Fluid bevorzugt einen Stromflussweg zwischen dem oder den aktiven Elektrodenanschlüssen und der oder den Rücklaufelektroden bereit. Bei einem Ausführungsbeispiel befindet sich eine Rücklaufelektrode auf dem Instrument und ist ausreichend von dem oder den aktiven Elektrodenanschlüssen beabstandet, um im Wesentlichen einen Kurzschluss dazwischen zu vermeiden oder zu minimieren und die Rücklaufelektrode vom Gewebe am Zielort zu isolieren.

[0013] Bei einem anderen Aspekt der Erfindung umfasst ein Verfahren das Positionieren einer oder mehrerer aktiver Elektroden (die eine aktive Schirmelektrode und Sicherungselektrode umfassen können) an dem Zielort im Körper eines Patienten und das Anlegen einer Absaugkraft an eine Gewebestruktur, um die Gewebestruktur zu der oder den aktiven Elektroden zu ziehen. Dann wird eine Hochfrequenzspannung zwischen der oder den aktiven Elektroden und einer oder mehreren Rücklaufelektroden angelegt, um die Gewebestruktur zu abladien. Typischerweise umfasst die Gewebestruktur ein biegsames oder elastisches Bindegewebe, wie etwa Synovialgewebe. Diese Art von Gewebe ist typischerweise mit herkömmlichen mechanischen und elektrochirurgischen Techniken schwer zu entfernen, weil sich das Gewebe von dem Instrument entfernt und/oder die drehbare Schneidspitze des mechanischen Shavers oder Mikrowundausschneiders verstopft. Die vorliegende Erfindung hingegen zieht das elastische Gewebe in Richtung auf die aktiven Elektroden und abladiert dann dieses Gewebe mit den oben beschriebenen Mechanismen.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0014] Es zeigen:

[0015] [Fig. 1](#) eine perspektivische Ansicht eines elektrochirurgischen Systems, das eine Stromversorgung und eine elektrochirurgische Sonde umfasst;

[0016] [Fig. 2](#) eine perspektivische Ansicht eines anderen elektrochirurgischen Systems, das eine Stromversorgung, eine elektrochirurgische Sonde und eine Versorgung mit elektrisch leitfähigem Fluid zur Abgabe des Fluids an den Zielort umfasst;

[0017] [Fig. 3](#) eine Seitenansicht einer elektrochirurgischen Sonde zum Abladieren und Entfernen von Gewebe;

[0018] **Fig. 4** eine Querschnittsansicht der elektrochirurgischen Sonde aus **Fig. 3**;

[0019] **Fig. 5** eine Detailansicht, welche die Ablation von Gewebe abbildet;

[0020] **Fig. 6** eine vergrößerte Detailansicht des distalen Endabschnitts einer Ausführungsform der Sonde aus **Fig. 3**;

[0021] **Fig. 7A** und **Fig. 7B** Detailansichten der Sicherungselektrode und der Schirmelektrode, die in der elektrochirurgischen Sonde aus **Fig. 6** verwendet werden;

[0022] **Fig. 8** eine auseinandergezogene Ansicht des distalen Endabschnitts der Sonde aus **Fig. 6**;

[0023] **Fig. 9** eine perspektivische Ansicht des distalen Endabschnitts der Sonde aus **Fig. 6**;

[0024] **Fig. 10** eine perspektivische Ansicht der Sicherungselektroden und der Schirmelektrode;

[0025] **Fig. 11A** eine perspektivische Ansicht einer Einzelapertur-Schirmelektrode auf dem distalen Endabschnitt einer elektrochirurgischen Sonde gemäß mindestens einigen Ausführungsformen;

[0026] **Fig. 11B** eine perspektivische Ansicht einer Schirmelektrode mit kreisförmiger Apertur; und

[0027] **Fig. 12A** bis H Schirmelektroden mit Absaugaperturen gemäß mindestens einigen Ausführungsformen.

AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0028] Die vorliegende Erfindung stellt Systeme und Verfahren zum selektiven Anlegen elektrischer Energie an eine Zielposition in oder auf dem Körper eines Patienten bereit. Die vorliegende Erfindung ist insbesondere nützlich bei Eingriffen, bei denen der Gewebeort mit einem elektrisch leitfähigen Fluid überflutet wird oder darin eingetaucht ist, wie etwa bei einer arthroskopischen Operation eines Knies, einer Schulter, eines Fußgelenks, einer Hüfte, eines Ellbogens, einer Hand oder eines Fußes. Bei anderen Eingriffen kann die vorliegende Erfindung für Kollagenschrumpfung, Ablation und/oder Hämostase bei Eingriffen zum Behandeln von Zielgewebe alleine oder kombiniert mit der volumetrischen Entfernung von Gewebe nützlich sein. Genauer gesagt stellen die hier beschriebenen Ausführungsformen elektrochirurgische Vorrichtungen bereit, die durch eine im Wesentlichen flache aktive Schirmelektrode gekennzeichnet sind, die an der Distalspitze der Vorrichtung angeordnet ist. Zudem umfassen die vorliegenden Ausführungsformen Geräte und Verfahren zum

mechanischen Sichern der Schirmelektrode an dem Isolierkörper, der sich an der Distalspitze der Vorrichtung befindet. Derartige Verfahren zum mechanischen Sichern der Schirmelektrode können den Betriebszeitraum der elektrochirurgischen Vorrichtung verlängern, indem sie ein sichereres Verfahren zur Anbringung bereitstellen.

[0029] Bevor die vorliegende Erfindung ausführlich beschrieben wird, versteht es sich, dass diese Erfindung nicht auf bestimmte hier dargelegte Varianten beschränkt ist, da diverse Änderungen oder Modifikationen an der beschriebenen Erfindung vorgenommen werden können und Äquivalente eingesetzt werden können, ohne Geist und Umfang der Erfindung zu verlassen. Wie es für den Fachmann nach dem Durchlesen der vorliegenden Offenbarung ersichtlich sein wird, weist jede der einzelnen hier beschriebenen und abgebildeten Ausführungsformen diskrete Bauteile und Merkmale auf, die ohne Weiteres von den Merkmalen jeder der mehreren anderen Ausführungsformen getrennt oder damit kombiniert werden können, ohne Umfang oder Geist der vorliegenden Erfindung zu verlassen. Zudem können zahlreiche Modifikationen vorgenommen werden, um eine bestimmte Situation, ein bestimmtes Material, eine bestimmte Stoffzusammensetzung, einen bestimmten Prozess, einen oder mehrere bestimmte Prozessvorgänge oder Prozessschritte dem oder den Ziel(en), dem Geist oder dem Umfang der vorliegenden Erfindung anzupassen. Alle derartigen Modifikationen sind dazu gedacht, in den Umfang der hier formulierten Ansprüche zu fallen.

[0030] Die hier erwähnten Verfahren können in jeder beliebigen Reihenfolge der erwähnten Ereignisse, die logisch möglich ist, sowie in der erwähnten Reihenfolge der Ereignisse ausgeführt werden. Ferner versteht es sich, dass, wenn ein Wertebereich bereitgestellt wird, jeder vorkommende Wert zwischen der oberen und unteren Grenze dieses Bereichs und jedem anderen angegebenen oder vorkommenden Wert in diesem angegebenen Bereich in der Erfindung inbegriffen ist. Es wird ebenfalls in Betracht gezogen, dass alle optionalen Merkmale der beschriebenen erfindungsgemäßen Varianten unabhängig oder in Kombination mit einem oder mehreren der hier beschriebenen Merkmale dargelegt und beansprucht werden können.

[0031] Alle hier erwähnten bestehenden Inhalte (z. B. Veröffentlichungen, Patente, Patentanmeldungen und Hardware) werden hiermit in vollem Umfang zur Bezugnahme übernommen, außer falls die Inhalte sich mit der vorliegenden Erfindung in Konflikt befinden (in diesem Fall ist die vorliegende Erfindung vorrangig). Die referenzierten Elemente werden allein für ihre Offenbarung vor dem Einreichungstag der vorliegenden Anmeldung bereitgestellt. Nichts hierin ist als Zugeständnis auszulegen, dass die vorliegende

Erfindung nicht dazu berechtigt ist, derartige Inhalte kraft einer vorhergehenden Erfindung vorwegzunehmen.

[0032] Eine Bezugnahme auf ein einzelnes Element umfasst die Möglichkeit, dass mehrere der gleichen Elemente vorhanden sind. Genauer gesagt umfassen die Einzahlformen „einer“, „eine“, „ein“ und „der“, „die“, „das“ wie sie hier und in den beigefügten Ansprüchen verwendet werden, Mehrzahlbezugnahmen, falls der Zusammenhang nicht eindeutig Anderes bestimmt. Es ist ferner zu beachten, dass die Ansprüche aufgesetzt werden können, um ein beliebiges optionales Element auszuschließen. Somit ist diese Angabe dazu gedacht, als vorrangige Grundlage zur Verwendung solch ausschließlicher Ausdrücke wie „einzig“, „nur“ und dergleichen in Verbindung mit dem Vortrag von Anspruchselementen oder zur Verwendung einer „negativen“ Einschränkung zu dienen. Schließlich versteht es sich auch, dass, falls nicht anderweitig definiert, alle hier verwendeten technischen und wissenschaftlichen Begriffe die gleiche Bedeutung haben, wie sie gewöhnlich von einem Fachmann auf dem Gebiet, zu dem die Erfindung gehört, verstanden wird.

[0033] Die elektrochirurgische Vorrichtung der vorliegenden Ausführungsformen kann wie oben beschrieben viele verschiedene Konfigurationen aufweisen. Mindestens eine Variante der hier beschriebenen Ausführungsformen verwendet jedoch eine Behandlungsvorrichtung, welche die Coblation®-Technologie verwendet.

[0034] Wie zuvor erwähnt, hat der Rechtsnachfolger der vorliegenden Erfindung die Coblation®-Technologie entwickelt. Die Coblation®-Technologie umfasst die Anwendung eines hochfrequenten Spannungsunterschieds zwischen einer oder mehreren aktiven Elektroden und einer oder mehreren Rücklaufelektroden, um hohe elektrische Feldstärken in der Nähe des Zielgewebes zu entwickeln. Die hohen elektrischen Feldstärken können erzeugt werden, indem eine Hochfrequenzspannung angelegt wird, die ausreicht, um ein elektrisch leitfähiges Fluid über mindestens einen Teil der aktiven Elektrode(n) in dem Bereich zwischen der Spitze der aktiven Elektrode(n) und dem Zielgewebe verdunsten zu lassen. Das elektrisch leitfähige Fluid kann eine Flüssigkeit oder ein Gas, wie etwa eine isotonische Kochsalzlösung, Blut, ein extrazelluläres oder intrazelluläres Fluid, das an den Zielort abgegeben wird oder sich bereits dort befindet, oder ein zähflüssiges Fluid, wie etwa ein Gel, das am Zielort aufgetragen wird, sein.

[0035] Wenn das leitfähige Fluid genug erwärmt ist, damit die Atome schneller von der Oberfläche verdunsten als sie wieder kondensieren, bildet sich ein Gas. Wenn das Gas genug erwärmt ist, damit die Atome zusammenstoßen, was dabei eine Freisetzung

von Elektronen verursacht, bildet sich ein ionisiertes Gas oder Plasma (der so genannte „vierte Aggregatzustand“). Allgemein gesehen können Plasmen durch das Erwärmen eines Gases und das Ionisieren des Gases gebildet werden, indem ein elektrischer Strom dadurch hindurch geschickt wird oder indem Radiowellen in das Gas gestrahlt werden. Diese Verfahren der Plasmabildung ergeben Energie, um Elektronen direkt in das Plasma freizugeben, und Elektronen/Atom-Zusammenstöße setzen dann weitere Elektronen frei, und der Prozess erfolgt kaskadierend, bis der gewünschte Ionisationsgrad erreicht ist. Eine weiterführende Beschreibung von Plasma ist in der Veröffentlichung „Plasma Physics“, von R. J. Goldston und P. H. Rutherford von Plasma Physics Laboratory of Princeton University (1995) zu finden, deren gesamte Offenbarung hiermit zur Bezugnahme übernommen wird.

[0036] In dem Maße, wie die Dichte der Plasma- oder Dampfschicht gering genug wird (d. h. weniger als ungefähr 1020 Atome/cm³ für wässrige Lösungen), nimmt die mittlere freie Weglänge der Elektronen zu, um es anschließend injizierten Elektronen zu ermöglichen, eine Stoßionisation innerhalb der Dampfschicht zu verursachen. Sobald die Ionen in der Plasmaschicht eine ausreichende Energie aufweisen, werden sie in Richtung auf das Zielgewebe beschleunigt. Die von den energiegeladenen Elektronen abgegebene Energie (z. B. 3,5 eV bis 5 eV) kann anschließend ein Molekül beschleunigen und seine Bindungen brechen, wodurch ein Molekül in freie Radikale aufgelöst wird, die sich dann zu endgültigen gasförmigen oder flüssigen Spezies kombinieren. Oft transportieren die Elektronen den elektrischen Strom oder absorbieren die Radiowellen und sind daher heißer als die Ionen. Somit transportieren die Elektronen, die von dem Gewebe weg in Richtung auf die Rücklaufelektrode transportiert werden, den größten Teil der Plasmawärme, wodurch es den Ionen ermöglicht wird, die Gewebemoleküle auf im Wesentlichen nicht-thermische Art und Weise aufzubrechen.

[0037] Mittels dieser molekularen Auflösung (anstelle einer Wärmeverdunstung oder Karbonisation) wird die Zielgewebestruktur volumetrisch durch molekularen Zerfall größerer organischer Moleküle in kleinere Moleküle und/oder Atome, wie etwa Wasserstoff, Sauerstoff, Kohlenoxide, Kohlenwasserstoffe und Stickstoffverbindungen, entfernt. Dieser molekulare Zerfall entfernt die Gewebestruktur vollständig, im Gegensatz zu einem Dehydratisieren des Gewebematerials durch Entfernen von Flüssigkeit in den Zellen des Gewebes und von extrazellulären Fluiden, wie es typischerweise bei einer elektrochirurgischen Austrocknung und Verdunstung der Fall ist. Eine ausführlichere Beschreibung dieser Phänomene ist in dem gemeinsam übertragenen US-Patent Nr. 5,

697,882 zu finden, dessen vollständige Offenbarung hiermit zur Bezugnahme übernommen wird.

[0038] Bei einigen Anwendungen der Coblation®-Technologie wird hochfrequente (RF) elektrische Energie in einem Umfeld aus einem elektrisch leitfähigen Medium angewendet, um eine Gewebestruktur zusammenschrumpfen zu lassen oder zu entfernen (d. h. herauszuschneiden, abzuschneiden oder zu abladieren) und die durchgeschnittenen Gefäße in dem Bereich des Zielgewebes zu versiegeln. Die Coblation®-Technologie ist auch zum Versiegeln größerer Arteriengefäße, z. B. mit einem Durchmesser von ungefähr 1 mm, nützlich. Bei derartigen Anwendungen wird eine hochfrequente Energieversorgung bereitgestellt, die einen Ablationsmodus, bei dem eine erste Spannung an eine aktive Elektrode angelegt wird, die ausreicht, um eine molekulare Auflösung oder einen Zerfall des Gewebes zu bewirken, und einen Koagulationsmodus, bei dem eine zweite, niedrigere Spannung an eine aktive Elektrode angelegt wird (entweder dieselbe oder eine andere Elektrode), die ausreicht, um abgetrennte Gefäße innerhalb des Gewebes zu erwärmen, zusammenschrumpfen zu lassen und/oder eine Blutstillung derselben zu erreichen, aufweist.

[0039] Die Energiemenge, die von der Coblation®-Vorrichtung erzeugt wird, kann geändert werden, indem man diverse Faktoren anpasst, wie etwa: die Anzahl aktiver Elektroden; die Größe und den Abstand der Elektroden; die Elektrodenoberfläche; Unebenheiten und scharfe Kanten auf den Elektrodenflächen; die Elektrodenmaterialien; die angelegte Spannung und Energie; die Strombegrenzungsmittel, wie etwa Spulen; die elektrische Leitfähigkeit des Fluids in Kontakt mit den Elektroden; die Dichte des Fluids; und andere Faktoren. Entsprechend können diese Faktoren manipuliert werden, um den Energiepegel der erregten Elektronen zu steuern. Da verschiedene Gewebestrukturen verschiedene Molekülbindungen aufweisen, kann die Coblation®-Vorrichtung konfiguriert werden, um Energie zu produzieren, die ausreicht, um die Molekülbindungen eines bestimmten Gewebes zu brechen, aber nicht ausreicht, um die Molekülbindungen eines anderen Gewebes zu brechen. Fettgewebe (z. B. Depotfett) weist z. B. doppelte Bindungen auf, die zum Zerbrechen einen Energiepegel benötigen, der im Wesentlichen höher ist als 4 eV bis 5 eV (typischerweise ungefähr 8 eV). Dementsprechend abladiert oder entfernt die Coblation®-Technologie im Allgemeinen ein derartiges Fettgewebe nicht; sie kann jedoch verwendet werden, um Zellen wirksam zu abladieren, um den inneren Fettgehalt in flüssiger Form freizusetzen. Die Faktoren können natürlich geändert werden, so dass diese Doppelbindungen auch ähnlich wie die Einzelbindungen gebrochen werden können (z. B. indem die Spannung erhöht wird oder indem die Elektrodenkonfiguration geändert wird, um die Stromdichte an den Elektroden-

spitzen zu erhöhen). Eine weiterführende Beschreibung dieser Phänomene ist in den gemeinsam übertragenen US-Patenten Nr. 6,355,032, 6,149,120 und 6,296,136 zu finden, deren vollständige Offenbarungen hiermit zur Bezugnahme übernommen werden.

[0040] Die aktive(n) Elektrode(n) einer Coblation®-Vorrichtung können in oder von einem anorganischen Isolationsträger getragen werden, der in der Nähe des Distalendes des Instrumentenschafts positioniert ist. Die Rücklaufelektrode kann sich auf dem Instrumentenschaft, auf einem anderen Instrument oder außen am Patienten (d. h. als Dispersionspad) befinden. Das Proximalende des Instruments bzw. der Instrumente umfasst die geeigneten elektrischen Anschlüsse, um die Rücklaufelektrode(n) und die aktive (n) Elektrode(n) mit einer hochfrequenten Stromversorgung, wie etwa einem elektrochirurgischen Generator, zu koppeln.

[0041] Eine weitere Diskussion der Anwendungen und Vorrichtungen, welche die Coblation®-Technologie verwenden, ist nachstehend zu finden. Die ausgegebenen US-Patente 6,296,638 und 7,241,293, die beide zur Bezugnahme übernommen werden. Die anhängige US-Anmeldung 11/612,995, eingereicht am 19.12.2006, die zur Bezugnahme übernommen wird.

[0042] Bei einem Beispiel einer Coblation®-Vorrichtung zur Verwendung mit den hier offenbarten Ausführungsformen ist die Rücklaufelektrode der Vorrichtung typischerweise proximal zu der bzw. den aktiven Elektrode(n) um einen passenden Abstand entfernt, um einen elektrischen Kurzschluss zwischen den aktiven und den Rücklaufelektroden in Gegenwart eines elektrisch leitfähigen Fluids zu vermeiden. In vielen Fällen ist der Distalrand der freiliegenden Oberfläche der Rücklaufelektrode um ungefähr 0,5 mm bis 25 mm von dem Proximalrand der ausgesetzten Oberfläche der aktiven Elektrode(n), bevorzugt um ungefähr 1,0 mm bis 5,0 mm, entfernt. Natürlich kann sich dieser Abstand mit verschiedenen Spannungsbereichen, leitfähigen Fluiden und je nach der Nähe der Gewebestrukturen zu den aktiven und Rücklaufelektroden ändern. Die Rücklaufelektrode weist typischerweise eine freiliegende Länge im Bereich von ungefähr 1 mm bis 20 mm auf.

[0043] Eine Coblation®-Behandlungsvorrichtung zur Verwendung gemäß der vorliegenden Beschreibungen kann eine einzelne aktive Elektrode oder eine Gruppe von aktiven Elektroden, die um die distale Oberfläche eines Katheters oder einer Sonde herum angeordnet sind, verwenden. Bei der letztgenannten Ausführungsform umfasst die Elektrodengruppe üblicherweise eine Vielzahl von unabhängig strombegrenzten und/oder energiegesteuerten aktiven Elektroden, um elektrische Energie selektiv an das Zielgewebe anzulegen und dabei das unerwünschte An-

legen von elektrischer Energie, die sich aus Energieverlust in umgebende elektrisch leitfähige Fluide, wie etwa Blut, normale Kochsalzlösung und dergleichen, ergibt, an das umgebende Gewebe und das Umfeld einzuschränken. Die aktiven Elektroden können unabhängig strombegrenzt werden, indem man die Anschlussklemmen voneinander isoliert und jede Anschlussklemme an eine getrennte Energiequelle anschließt, die von den anderen aktiven Elektroden isoliert ist. Alternativ können die aktiven Elektroden entweder an den proximalen oder an den distalen Enden des Katheters aneinander angeschlossen werden, um einen einzelnen Draht zu bilden, der mit einer Energiequelle gekoppelt ist.

[0044] Bei einigen Konfigurationen kann jede einzelne aktive Elektrode in der Elektrodengruppe von allen anderen aktiven Elektroden in der Gruppe innerhalb des Instruments elektrisch isoliert sein und ist an eine Energiequelle, die von jeder der anderen aktiven Elektroden in der Gruppe isoliert ist, oder an Schaltungen, die den Stromfluss zu der aktiven Elektrode begrenzen oder unterbrechen, wenn Material mit geringem spezifischem Widerstand (z. B. Blut, ein elektrisch leitfähiges salinisches Spülmittel oder ein elektrisch leitfähiges Gel) einen Pfad mit niedrigerer Impedanz zwischen der Rücklaufelektrode und der einzelnen aktiven Elektrode verursacht, angeschlossen. Die isolierten Energiequellen für jede einzelne aktive Elektrode können getrennte Energieversorgungsschaltungen sein, die interne Impedanzcharakteristiken aufweisen, welche die Energie für die dazugehörige aktive Elektrode begrenzen, wenn ein niederohmiger Rücklaufpfad vorgefunden wird. Beispielfähig kann die isolierte Energiequelle eine benutzerwählbare konstante Stromquelle sein. Bei dieser Ausführungsform ergeben Pfade mit niedrigerer Impedanz automatisch Erwärmungspegel mit geringerem spezifischem Widerstand, da die Erwärmung proportional zum Quadrat des Betriebsstroms mal der Impedanz ist. Alternativ kann eine einzelne Energiequelle an jede der aktiven Elektroden durch unabhängig zu betätigende Schalter oder durch unabhängige Strombegrenzungselemente, wie etwa Spulen, Kondensatoren, Widerstände und/oder Kombinationen davon, angeschlossen werden. Die Strombegrenzungselemente können in dem Instrument, den Verbindungsstellen, dem Kabel, dem Steuergerät oder an dem leitfähigen Pfad von dem Steuergerät zu der Distalspitze des Instruments bereitgestellt werden. Alternativ kann/können der Widerstand und/oder die Kapazität auf der Oberfläche der aktiven Elektroden (auf Grund von Oxidschichten, die ausgewählte aktive Elektroden bilden (z. B. eine Titan- oder Widerstandsbeschichtung auf der Metalloberfläche, wie etwa Platin), erfolgen.

[0045] Die Coblation®-Vorrichtung ist nicht auf elektrisch isolierte aktive Elektroden oder auch nur auf eine Vielzahl von aktiven Elektroden beschränkt. Z. B.

kann die Gruppe aktiver Elektroden an eine einzelne Zuleitung angeschlossen sein, die sich durch den Katheterschaft bis zu einer Energiequelle mit Hochfrequenzstrom erstreckt.

[0046] Der Spannungsunterschied, der zwischen der bzw. den Rücklaufelektrode(n) und der bzw. den aktiven Elektrode(n) angelegt wird, liegt auf Hoch- bzw. Radiofrequenz, typischerweise zwischen ungefähr 5 kHz und 20 MHz, üblicherweise zwischen ungefähr 30 kHz und 2,5 MHz, bevorzugt zwischen ungefähr 50 kHz und 500 kHz, oft bei weniger als 350 kHz und oft zwischen ungefähr 100 kHz und 200 kHz. Bei bestimmten Anwendungen hat die Anmelderin herausgefunden, dass eine Frequenz von ungefähr 100 kHz nützlich ist, weil die Gewebeimpedanz auf dieser Frequenz viel größer ist. Bei anderen Anwendungen, wie etwa bei Eingriffen in oder an Herz oder Kopf und Nacken, können höhere Frequenzen wünschenswert sein (z. B. 400 bis 600 kHz), um einen niederfrequenten Stromfluss in das Herz oder die Nerven von Kopf und Nacken zu minimieren.

[0047] Die angelegte RMS-(Effektiv-)Spannung liegt üblicherweise im Bereich von ungefähr 5 Volt bis 1000 Volt, bevorzugt in dem Bereich von ungefähr 10 Volt bis 500 Volt, oft zwischen ungefähr 150 Volt bis 400 Volt, je nach Größe der aktiven Elektrode, Betriebsfrequenz und Betriebsmodus des betreffenden Eingriffs oder des gewünschten Effekts auf das Gewebe (d. h. Kontraktion, Koagulation, Schnitt oder Ablation).

[0048] Typischerweise liegt die Spitze-Spitze-Spannung für die Ablation oder das Schneiden mit einer Rechteckwellenform im Bereich von 10 Volt bis 2000 Volt, und bevorzugt im Bereich von 100 Volt bis 1800 Volt, und weiter bevorzugt im Bereich von ungefähr 300 Volt bis 1500 Volt, oft im Bereich von ungefähr 300 Volt bis 800 Volt von Spitze zu Spitze (auch hier je nach Elektrodengröße, Anzahl der Elektroden, Betriebsfrequenz und Betriebsmodus). Niedrigere Spitze-Spitze-Spannungen werden für Gewebekoagulation, thermische Gewebeerwärmung oder Kollagenkontraktion verwendet und liegen typischerweise im Bereich von 50 bis 1500, bevorzugt von 100 bis 1000 und weiter bevorzugt von 120 bis 400 Volt von Spitze zu Spitze (auch hier werden diese Werte unter Verwendung einer Rechteckwellenform berechnet). Höhere Spitze-Spitze-Spannungen, z. B. von mehr als ungefähr 800 Volt von Spitze zu Spitze, können für die Ablation härterer Substanzen, wie etwa Knochen, wünschenswert sein, in Abhängigkeit von anderen Faktoren, wie etwa den Elektrodengeometrien und der Zusammensetzung des leitfähigen Fluids.

[0049] Wie oben besprochen, wird die Spannung üblicherweise in einer Reihe von Spannungsimpulsen oder in einem Wechselstrom mit zeitvariabler Spannungsamplitude mit einer ausreichend hohen Fre-

quenz (z. B. von ungefähr 5 kHz bis 20 MHz) zugeführt, so dass die Spannung tatsächlich durchgehend angelegt wird (z. B. im Vergleich mit Laser, die geringe Nekrosertiefen beanspruchen und im Allgemeinen bei ungefähr 10 Hz bis 20 Hz gepulst werden). Zudem liegt die relative Einschaltdauer (d. h. die kumulierte Zeit in einem beliebigen Ein-Sekunden-Intervall, während dessen Energie angelegt wird) bei ungefähr 50% für die vorliegende Erfindung, im Vergleich zu Impulslasern, die typischerweise eine relative Einschaltdauer von ungefähr 0,0001% aufweisen.

[0050] Die bevorzugte Energiequelle der vorliegenden Erfindung gibt einen Hochfrequenzstrom ab, der auswählbar ist, um durchschnittliche Energiepegel zu erzeugen, die von mehreren Milliwatt bis zu mehreren Dutzend Watt pro Elektrode reichen, je nach dem Volumen des behandelten Zielgewebes und/oder der zulässigen Höchsttemperatur, die für die Instrumentenspitze ausgewählt wird. Die Energiequelle ermöglicht es dem Benutzer, den Spannungspegel je nach den spezifischen Anforderungen eines bestimmten neurochirurgischen Eingriffs, einer Herzoperation, einer arthroskopischen Operation, eines dermatologischen Eingriffs, von ophthalmologischen Eingriffen, offenen Operationen oder anderen endoskopischen Operationseingriffen auszuwählen. Für Herzeingriffe und eventuell für die Neurochirurgie kann die Energiequelle über ein zusätzliches Filter verfügen, um Leckspannungen auf Frequenzen unterhalb von 100 kHz, insbesondere Frequenzen um 60 kHz, zu filtern. Alternativ kann eine Energiequelle, die eine höhere Betriebsfrequenz aufweist, z. B. 300 kHz bis 600 kHz, bei bestimmten Eingriffen verwendet werden, bei denen niederfrequente Streuströme problematisch sein können. Eine Beschreibung einer geeigneten Energiequelle ist in den gemeinsam übertragenen US-Patenten Nr. 6,142,992 und 6,235,020 zu finden, wobei die gesamte Offenbarung der beiden Patente hier zur allgemeinen Bezugnahme übernommen wird.

[0051] Die Energiequelle kann strombegrenzt oder anderweitig gesteuert sein, so dass kein unerwünschtes Erwärmen des Zielgewebes oder des umgebenden (nicht Ziel-)Gewebes erfolgt. Bei einer derzeit bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung werden strombegrenzende Spulen mit jeder unabhängigen aktiven Elektrode in Reihe geschaltet, wobei die Induktivität der Spule im Bereich von 10 μH bis 50.000 μH liegt, je nach den elektrischen Eigenschaften des Zielgewebes, der gewünschten Gewebeerwärmungsrate und der Betriebsfrequenz. Alternativ können Kondensator/Spulen-(LC)Schaltungsstrukturen verwendet werden, wie sie zuvor in dem US-Patent Nr. 5,697,909 beschrieben wurden, dessen gesamte Offenbarung hiermit zur Bezugnahme übernommen wird. Zusätzlich können strombegrenzende Widerstände ausgewählt werden. Bevorzugt haben diese Widerstände einen großen positiven Temperaturwiderstandscoef-

fizienten, so dass, wenn der Strompegel anfängt, für eine beliebige einzelne aktive Elektrode in Kontakt mit einem Medium mit geringem Widerstand (z. B. einem salinischen Spülmittel oder Blut) anzusteigen, der Widerstandswert des strombegrenzenden Widerstands wesentlich zunimmt, wodurch die Energieabgabe von der aktiven Elektrode in das Medium mit geringem Widerstand (z. B. einem salinischen Spülmittel oder Blut) minimiert wird.

[0052] Mit Bezug auf [Fig. 1](#) wird nun ein beispielhaftes elektrochirurgisches System zur Resektion, Ablation, Koagulation und/oder Kontraktion von Gewebe ausführlich beschrieben. Wie gezeigt, umfassen bestimmte Ausführungsformen des elektrochirurgischen Systems im Allgemeinen eine elektrochirurgische Sonde **20**, die an eine Stromversorgung **10** angeschlossen ist, um eine Hochfrequenzspannung für eine oder mehrere Elektrodenanschlüsse an der Sonde **20** bereitzustellen. Die Sonde **20** umfasst ein Steckverbindergehäuse **44** an ihrem proximalen Ende, das abnehmbar an eine Sondenbuchse **32** eines Sondenkabels **22** anschließbar ist. Der proximale Abschnitt des Kabels **22** weist einen Steckverbinder **34** auf, um die Sonde **20** mit der Stromversorgung **10** an die Buchse **36** anzuschließen. Die Stromversorgung **10** weist eine bedienersteuerbare Spannungspegel-einstellung **38**, um den angelegten Spannungspegel zu ändern, der auf einer Spannungspegelanzeige **40** zu sehen ist. Die Stromversorgung **10** umfasst auch ein oder mehrere Fußpedale **24** und ein Kabel **26**, das abnehmbar mit einer Buchse **30** mit einem Kabelsteckverbinder **28** gekoppelt ist. Das Fußpedal **24** kann auch ein zweites Fußpedal (nicht gezeigt), um den an die Elektrodenanschlüsse **42** angelegten Energiepegel auf Distanz einzustellen, und ein drittes Pedal (ebenfalls nicht gezeigt), um zwischen einem Ablationsmodus und einem Koagulationsmodus umzuschalten, umfassen.

[0053] Nun mit Bezug auf [Fig. 2](#) wird ein beispielhaftes elektrochirurgisches System **211** zur Behandlung von Gewebe in „trockenen Operationsfeldern“ ausführlich beschrieben. Natürlich kann das System **211** auch in einem „feuchten Operationsfeld“, d. h. der Zielort ist in ein elektrisch leitfähiges Fluid eingetaucht, verwendet werden. Dieses System ist jedoch bei „trockenen Operationsfeldern“, bei denen das Fluid bevorzugt durch die elektrochirurgische Sonde an den Zielort abgegeben wird, besonders nützlich. Wie gezeigt, umfasst das elektrochirurgische System **211** im Allgemeinen einen elektrochirurgischen Handgriff oder eine Sonde **210**, der bzw. die an eine Stromversorgung **228**, um eine Hochfrequenzspannung für einen Zielort bereitzustellen, und an eine Fluidquelle **221**, um der Sonde **210** elektrisch leitfähiges Fluid **250** zuzuführen, angeschlossen ist. Das System **211** kann auch eine Vakuumquelle (nicht gezeigt) zum Koppeln mit einem Absauglumen, das in der Sonde **210** (nicht gezeigt) angeordnet ist, über eine Verbin-

dungsröhre (nicht gezeigt) an der Sonde **210** zum Absaugen des Zielortes, wie es nachstehend ausführlicher besprochen wird, umfassen.

[0054] Wie gezeigt, umfasst die Sonde **210** im Allgemeinen einen proximalen Griff **219** und einen länglichen Schaft **218**, der eine Gruppe **212** von Elektrodenanschlüssen **258** an seinem distalen Ende aufweist. Ein Anschlusskabel **234** weist einen Steckverbinder **226** auf, um die Elektrodenanschlüsse **258** mit der Stromversorgung **228** elektrisch zu koppeln. Die Elektrodenanschlüsse **258** sind elektrisch voneinander isoliert, und jede der Anschlussklemmen **258** ist an ein aktives oder passives Steuernetzwerk innerhalb der Stromversorgung **228** anhand von einer Vielzahl von individuell isolierten Leitern (nicht gezeigt) angeschlossen. Eine Fluidzufuhröhre **215** ist an eine Fluidröhre **214** der Sonde **210** angeschlossen, um den Zielort mit elektrisch leitfähigem Fluid **250** zu versorgen.

[0055] Ähnlich wie die obige in [Fig. 1](#) gezeigte Ausführungsform weist die Stromversorgung **228** eine bedienersteuerbare Spannungseinstellung **230** auf, um den angelegten Spannungspegel zu ändern, der auf einer Spannungspegelanzeige **232** zu sehen ist. Die Stromversorgung **228** umfasst auch erste, zweite und dritte Fußpedale **237**, **238**, **239** und ein Kabel **236**, das abnehmbar mit der Stromversorgung **228** gekoppelt ist. Die Fußpedale **237**, **238**, **239** ermöglichen es dem Chirurgen, den Energiepegel, der an die Elektrodenanschlüsse **258** angelegt wird, auf Distanz einzustellen. Bei einem Ausführungsbeispiel wird das erste Fußpedal **237** verwendet, um die Stromversorgung in den „Ablationsmodus“ zu versetzen, und das zweite Fußpedal **238** versetzt die Stromversorgung **228** in den „Koagulationsmodus“. Das dritte Fußpedal **239** ermöglicht es dem Benutzer, den Spannungspegel innerhalb des „Ablationsmodus“ zu ändern. Im Ablationsmodus wird eine ausreichende Spannung an die Elektrodenanschlüsse angelegt, um die erforderlichen Bedingungen für eine molekulare Auflösung des Gewebes zu erfüllen (d. h. Verdunsten eines Teils des elektrisch leitfähigen Fluids, Ionisieren geladener Teilchen in der Dampfschicht und Beschleunigen dieser geladenen Teilchen gegen das Gewebe). Wie zuvor besprochen, variiert der benötigte Spannungspegel zur Ablation je nach Anzahl, Größe, Form und Beabstandung der Elektroden, der Entfernung, über die sich die Elektroden von dem Träger aus erstrecken, usw. Wenn der Chirurg die Stromversorgung in den „Ablationsmodus“ versetzt, kann man die Spannungseinstellung **230** oder das dritte Fußpedal **239** verwenden, um den Spannungspegel einzustellen, um das Ausmaß oder die Stärke der Ablation einzustellen.

[0056] Es versteht sich, dass Spannung und Modalität der Stromversorgung durch andere Eingaberichtungen gesteuert werden können. Die Anmelde-

rin hat jedoch festgestellt, dass Fußpedale ein praktisches Verfahren zum Steuern der Stromversorgung sind, während die Sonde bei einem chirurgischen Eingriff gehandhabt wird.

[0057] Im Koagulationsmodus legt die Stromversorgung **228** eine Spannung an die Elektrodenanschlüsse (oder die Koagulationselektrode) an, die niedrig genug ist, um ein Verdunsten des elektrisch leitfähigen Fluids und eine molekulare Auflösung des Gewebes zu vermeiden. Der Chirurg kann die Stromversorgung zwischen Ablationsmodus und Koagulationsmodus automatisch umschalten, indem er abwechselnd jeweils auf die Fußpedale **237**, **238** tritt. Dies ermöglicht es dem Chirurgen, sich vor Ort schnell zwischen Koagulation und Ablation zu bewegen, ohne seine Konzentration vom Operationsfeld nehmen zu müssen oder ohne einen Assistenten bitten zu müssen, die Stromversorgung umzuschalten. Während der Chirurg beispielsweise dabei ist, Weichgewebe im Ablationsmodus zu formen, versiegelt die Sonde typischerweise gleichzeitig kleine durchgetrennte Gefäße in dem Gewebe und/oder koaguliert diese. Größere Gefäße oder Gefäße mit hohen Fluidrücken (z. B. arterielle Gefäße) können im Ablationsmodus jedoch nicht versiegelt werden. Entsprechend kann der Chirurg einfach auf das Fußpedal **238** treten, wodurch der Spannungspegel automatisch unter den Schwellenpegel für die Ablation gesenkt wird, und genug Druck an das durchgetrennte Gefäß lange genug anlegen, um das Gefäß zu versiegeln und/oder zu koagulieren. Nachdem dies beendet wurde, kann der Chirurg schnell in den Ablationsmodus zurückkehren, indem er auf das Fußpedal **237** tritt.

[0058] Nun mit Bezug auf [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) wird eine beispielhafte elektrochirurgische Sonde **300** abgebildet, die eine aktive Schirmelektrode **302** umfasst. Die Sonde **300** kann einen länglichen Schaft **304**, der biegsam oder unbiegsam sein kann, einen Griff **306**, der mit einem proximalen Ende des Schafts **304** gekoppelt ist, und einen Elektrodenträger **308**, der mit dem distalen Ende des Schafts **304** gekoppelt ist, umfassen. Die Sonde **300** umfasst ferner eine aktive Schirmelektrode **302** und eine Sicherungselektrode **303**. Die Rücklaufelektrode **310** ist proximal von der Schirmelektrode **302** beabstandet und stellt ein Verfahren bereit, um den Strompfad zwischen Schirmelektrode **302** und Sicherungselektrode **303** zu schließen. Wie gezeigt, umfasst die Rücklaufelektrode **310** bevorzugt einen ringförmigen freiliegenden Bereich des Schafts **304**, der leicht proximal von dem Isolierträger **308** liegt, typischerweise bei ungefähr 0,5 bis 10 mm und mehr, bevorzugt bei ungefähr 1 bis 10 mm. Die Sicherungselektrode **303** und die Rücklaufelektrode **310** sind jeweils mit den entsprechenden Steckverbindern **328** gekoppelt, die in dem Griff **306** angeordnet sind (wie in [Fig. 4](#) abgebildet) und sich bis zu dem proximalen Ende der Sonde **300** erstrecken, wo die Steckverbinder **328** güns-

tigerweise elektrisch an eine Stromversorgung angeschlossen sind (z. B. an die Stromversorgung **10** in **Fig. 1** oder die Stromversorgung **228** in **Fig. 2**). Wie in **Fig. 4** gezeigt, definiert der Griff **306** einen inneren Hohlraum **326**, der die elektrischen Steckverbinder **328** aufnimmt, und stellt eine geeignete Schnittstelle zum Anschluss an ein elektrisches Anschlusskabel bereit (z. B. das Kabel **22** in **Fig. 1** oder das Kabel **234** in **Fig. 2**).

[0059] Weiter mit Bezug auf **Fig. 3** und **Fig. 4** sind bei bestimmten Ausführungsformen die Schirmelektrode **302**, die Sicherungselektrode **303** und der Isolierträger **308** derart konfiguriert, dass die Schirmelektrode **302** und die Sicherungselektrode **303** auf einer lateralen Seite des Schafts **304** angeordnet sind (z. B. 90 Grad zur Schaftachse), damit der Arzt auf das Gewebe zugreifen kann, das im Verhältnis zur Achse des Anschlusses oder der arthroskopischen Öffnung in den Gelenkspalt, in den der Schaft **304** beim Eingriff eindringt, versetzt ist. Dazu kann die Sonde **300** eine elektrisch isolierende Kappe **320** umfassen, die mit dem distalen Ende des Schafts **304** verbunden ist und eine laterale Öffnung **322** aufweist, um den Träger **308**, die Schirmelektrode **302** und die Sicherungselektrode **303** aufzunehmen.

[0060] Der Schaft **304** umfasst bevorzugt ein elektrisch leitfähiges Material, gewöhnlich Metall, das aus der Gruppe ausgewählt wird, die aus Wolfram, Edelstahllegierungen, Platin oder seinen Legierungen, Titan oder seinen Legierungen, Molybdän oder seinen Legierungen und Nickel oder seinen Legierungen besteht. Der Schaft **304** kann einen elektrisch isolierenden Mantel **309**, der typischerweise als eine oder mehrere elektrisch isolierende Hüllen oder Beschichtungen gebildet ist, wie etwa Polytetrafluorethylen, Polyimid und dergleichen, umfassen. Das Bereitstellen des elektrisch isolierenden Mantels über dem Schaft verhindert einen direkten elektrischen Kontakt zwischen diesen Metallelementen und einer beliebigen angrenzenden Körperstruktur oder dem Chirurgen. Ein derartiger direkter elektrischer Kontakt zwischen einer Körperstruktur und einer freiliegenden Elektrode könnte an dem eine Nekrose verursachenden Kontaktpunkt zu unerwünschter Erhitzung und Nekrose der Struktur führen.

[0061] Die Sonde **300** umfasst ferner eine Absaugverbindungsröhre **314** zum Koppeln mit einer Vakuumquelle und ein inneres Absauglumen **312** (**Fig. 4**), um überschüssige Fluide, Gewebefragmente und/oder Ablationsprodukte (z. B. Blasen) vom Zielort abzusaugen. Bevorzugt sind die Verbindungsröhre **314** und das Absauglumen **312** fluidisch verbunden, wodurch sie die Möglichkeit bereitstellen, einen Absaugdruck in dem Lumen **312** aufzubauen, der es dem Chirurgen ermöglicht, loses Gewebe, z. B. Synovialgewebe, in Richtung auf die Schirmelektrode **302** anzuziehen. Typischerweise ist die Vakuumquelle eine

standardmäßige Krankenhauspumpe, die einen Absaugdruck für die Verbindungsröhre **314** und das Lumen **312** bereitstellt. Wie in **Fig. 3** und **Fig. 4** gezeigt, erstreckt sich das interne Absauglumen **312**, das bevorzugt PEEK-Schläuche umfasst, von der Verbindungsröhre **314** in dem Griff **306** durch den Schaft **304** bis zu einer axialen Öffnung **316** in dem Träger **308** durch den Träger **308** bis zu einer lateralen Öffnung **318** in dem Träger **308**. Die laterale Öffnung **318** ist neben der Schirmelektrode **302** positioniert, die ferner einen Absauganschluss (nicht gezeigt) aufweist, der auf der Oberfläche der Schirmelektrode **302** angeordnet ist und fluidisch an die laterale Öffnung **318** angeschlossen ist, um ein Absaugen durch diese hindurch zu ermöglichen, wie es nachstehend ausführlicher besprochen wird.

[0062] **Fig. 5** bildet repräsentativ das Entfernen von Zielgewebe unter Verwendung einer Ausführungsform der elektrochirurgischen Sonde **50** gemäß der vorliegenden Offenbarung ausführlicher ab. Wie gezeigt, ist die Hochfrequenzspannung ausreichend, um das elektrisch leitfähige Fluid (nicht gezeigt) zwischen dem Zielgewebe **502** und dem oder den aktiven Elektrodenanschlüssen **504** in eine ionisierte Dampfschicht **512** oder ein Plasma umzuwandeln. Als Ergebnis des angelegten Spannungsunterschieds zwischen dem oder den Elektrodenanschlüssen **504** und dem Zielgewebe **502** (d. h. des Spannungsgradienten über die Plasmaschicht **512**) werden die geladenen Teilchen **515** in dem Plasma beschleunigt. Bei ausreichend großen Spannungsunterschieden nehmen diese geladenen Teilchen **515** genug Energie auf, um eine Auflösung der molekularen Bindungen in den Gewebestrukturen in Kontakt mit dem Plasmafeld zu verursachen. Diese molekulare Auflösung geht mit dem volumetrischen Entfernen (d. h. der ablativen Sublimation) von Gewebe und der Produktion von niedermolekularen Gasen **514**, wie etwa Sauerstoff, Stickstoff, Wasserstoff und Methan einher. Die kurze Reichweite der beschleunigten geladenen Teilchen **515** in dem Gewebe beschränkt den molekularen Auflösungsprozess auf die Oberflächenschicht, um Schaden und Nekrose an dem darunterliegenden Gewebe **520** zu minimieren.

[0063] Während des Prozesses werden die Gase **514** durch eine Absaugöffnung und ein Absauglumen bis zu einer (nicht gezeigten) Vakuumquelle abgesaugt. Zudem werden überschüssiges elektrisch leitfähiges Fluid und andere Fluide (z. B. Blut) vom Zielort **500** abgesaugt, um dem Chirurgen die Sicht zu erleichtern. Während der Ablation des Gewebes ist die Restwärme, die von den Stromflussleitungen **510** (typischerweise weniger als 150°C) zwischen den Elektrodenanschlüssen **504** und der Rücklaufelektrode **511** erzeugt wird, normalerweise ausreichend, um eventuell durchtrennte Blutgefäße am Eingriffsort zu versiegeln. Andernfalls kann der Chirurg die (nicht gezeigte) Stromversorgung auf einen Koagulations-

modus schalten, indem er die Spannung auf einen Pegel unter der Schwelle für die Fluidverdunstung senkt, wie oben besprochen. Diese gleichzeitige Hämostase führt zu geringeren Blutungen und erleichtert die Fähigkeit des Chirurgen, den Eingriff durchzuführen. Sobald die Blockade entfernt wurde, werden Belüftung und Ablauf wiederhergestellt, damit die Nebenhöhlen heilen und zu ihrer normalen Aufgabe zurückkehren können.

[0064] Nun mit Bezug auf [Fig. 6](#) wird der distale Endabschnitt einer bevorzugten Ausführungsform einer elektrochirurgischen Sonde gemäß der vorliegenden Offenbarung gezeigt. Die elektrochirurgische Sonde **600** umfasst eine aktive Schirmelektrode **602**, die auf dem Isolierträger **604** montiert ist, der an einem distalen Ende des länglichen Schafts **601** angeordnet ist. Die Sonde **600** umfasst auch eine elektrisch isolierende Kappe **612**, die am Ende des Schafts **601** gekoppelt ist und konfiguriert ist, um die Schirmelektrode **602** und den Träger **604** aufzunehmen. Bei bevorzugten Ausführungsformen erstreckt sich die Sicherungselektrode **606** durch die Schirmelektrode **602** und den Träger **604**, um die Schirmelektrode **602** an dem Träger **604** und der elektrisch isolierenden Kappe **612** mechanisch zu sichern. Bei einigen Konfigurationen können die Sicherungselektroden **606** durch einen Kopf **607**, einen Schenkel **608** und eine Lasche **610** gekennzeichnet sein. Bevorzugt berührt der Kopf **607** die obere Oberfläche der Schirmelektrode **602** oder rastet in diese ein, wodurch er ein elektrisches Mittel für die Übertragung von RF-Energie zwischen der Sicherungselektrode **606** und der Schirmelektrode **602** bereitstellt. Der Träger **604** kann durch einen Kanal **609** und einen Schlitz **611** gekennzeichnet sein, wobei der Kanal **609** im Verhältnis zu der Achse des Schafts **601** rechtwinklig orientiert ist, und der Schlitz **611** im Verhältnis zu der Achse des Schafts **601** axial orientiert ist. Ein Draht **613** erstreckt sich proximal von Schlitz **611** aus und ist elektrisch an die elektrischen Steckverbinder angeschlossen, die im Griff der Sonde angeordnet sind (wie zuvor besprochen). Die Rücklaufelektrode **614** ist proximal von der Schirmelektrode **602** beabstandet. Wie zuvor besprochen, sind bei dieser Ausführungsform die Schirmelektrode **602** und der Träger **604** derart konfiguriert, dass die Schirmelektrode **602** auf der lateralen Seite des Schafts **601** positioniert ist (z. B. 90 Grad zur Schaftachse), damit der Arzt auf das Gewebe zugreifen kann, das im Verhältnis zur Achse des Anschlusses oder der arthroskopischen Öffnung in dem Gelenkspalt, in den der Schaft **601** bei dem Eingriff eindringt, versetzt ist.

[0065] Nun mit Bezug auf [Fig. 7A](#) wird eine Ausführungsform der Sicherungselektrode **606** gezeigt. Die Sicherungselektrode **606** aus einem leitfähigen Material, wie etwa Wolfram, gebildet sein, und Form und Profil der Sicherungselektrode **606** können durch Ätzen, Laserschneiden oder Spritzgießen hergestellt

werden. Bei einigen Konfigurationen kann die Sicherungselektrode **606** durch ein Sägezahnmuster **615** auf der oberen Plasma bildenden Oberfläche der Sicherungselektrode **606** gekennzeichnet sein. Die hinzugefügten Ränder, die an den Sicherungselektroden **606** durch das Sägezahnmuster **615** in dieser Konfiguration gebildet werden, können zu einer erhöhten Stromdichte führen und somit die Bildung verbesserter Zonen zur Plasmabildung und RF-Ablation fördern.

[0066] Nun mit Bezug auf [Fig. 7B](#) umfasst die Schirmelektrode **602** ein leitfähiges Material, wie etwa Wolfram, Titan, Molybdän, Edelstahl, Aluminium, Gold, Kupfer oder dergleichen. Die Schirmelektrode **602** weist normalerweise einen Durchmesser im Bereich von ungefähr 0,5 bis 8 mm, bevorzugt von ungefähr 1 bis 4 mm, und eine Dicke von ungefähr 0,05 bis ungefähr 2,5 mm, bevorzugt ungefähr 0,1 bis 1 mm, auf. Die Schirmelektrode **602** kann viele verschiedene Formen, wie etwa die in [Fig. 7B](#) gezeigte Form, aufweisen. Die Schirmelektrode kann durch diese hindurch Schlitze **616** aufweisen und kann eine Absaugöffnung **618** umfassen, die Größen und Konfigurationen umfasst, die je nach der bestimmten Anwendung variieren können. Die freiliegende Oberfläche der Schirmelektrode **602** ist bevorzugt im Allgemeinen eben, ohne Vorsprünge, die sich von der Oberfläche der Schirmelektrode **602** oder von einem Bereich aus erstrecken, der mit der Absaugöffnung **618** verknüpft ist. Die Absaugöffnung **618** ist typischerweise groß genug, um ablatierte Gewebefragmente in den Absauglumenanschluss **620** durchzulassen (siehe [Fig. 8](#)), deren Durchmesser typischerweise ungefähr 2 bis 30 mil, bevorzugt ungefähr 5 bis 20 mil, beträgt. Bei einigen Anwendungen kann es erwünscht sein, nur das Fluid und die gasförmigen Produkte der Ablation (z. B. Blasen) abzusaugen, so dass die Löcher viel kleiner sein können, z. B. ungefähr weniger als 10 mil, oft weniger als 5 mil. Bei einigen Konfigurationen kann die Absaugöffnung **618** zickzackförmig oder blitzförmig sein.

[0067] Die Absaugöffnung **618** ist bevorzugt nach einem Modell gebildet, wie etwa eine Zickzack- oder Blitzform, die eine vergrößerte Randflächenexposition an der Grenze der Absaugöffnung **618** entlang in Kombination mit einer ausreichenden Öffnungsfläche bietet, damit das abzusaugende Material über den Absauglumenanschluss in das Absauglumen eindringen kann. In Übereinstimmung mit einer beliebigen Variation der ausgewählten Aperturform ist die Absaugöffnung **618** durch einen Öffnungsumfang **619** und eine Öffnungsfläche **620** gekennzeichnet. Der Öffnungsumfang **619** kann die Summe der Länge der freiliegenden Randflächen sein, welche die Absaugöffnung **618** einfassen, und die Öffnungsfläche **620** kann die zweidimensionale Größe des Bereichs sein, der von dem geschlossenen Öffnungsumfang **619** eingefasst ist. Alternativ kann die Öffnungsfläche

che **620** die Gesamtfläche der freiliegenden Oberfläche eines projizierten dreidimensionalen Festkörpers sein, dessen Form derjenigen der Absaugöffnung **618** entspricht. Wie nachstehend ausführlicher besprochen wird, wird es bevorzugt, dass das Verhältnis von Öffnungsumfang **619** zu Öffnungsfläche **620** größer ist als das Verhältnis eines entsprechenden kreisförmigen Öffnungsumfangs zu einer kreisförmigen Öffnungsfläche, wobei die Absaugöffnung in einer im Allgemeinen kreisförmigen Form gebildet ist.

[0068] Nun mit Bezug auf [Fig. 8](#) umfasst der isolierende Elektrodenträger **604** bevorzugt ein anorganisches Material, wie etwa Glas, Keramik, Siliziumnitrid, Aluminiumoxid oder dergleichen, das mit lateralen und axialen Absauglumenumöffnungen **620**, **622** und mit einem oder mehreren lateralen axialen Durchgängen **624** zum Aufnehmen von elektrischen Kabeln **613** gebildet ist. Die Drähte **613** erstrecken sich von den elektrischen Steckverbindern (d. h. den elektrischen Steckverbindern **328** in [Fig. 4](#)) durch den Schaft **601** und die Durchgänge **624** im Träger **604** und enden in der Nähe der Schlitzes **611** und Laschen **610** der Sicherungselektroden **606**. Die Drähte **613** sind elektrisch an die Sicherungselektroden **606** angeschlossen (z. B. durch einen Laserschweißprozess), wodurch sie die Sicherungselektroden **606** und die Schirmelektrode **602** elektrisch mit einer hochfrequenten Stromversorgung koppeln. Mit Bezug auf [Fig. 6](#), [Fig. 7B](#) und [Fig. 8](#) können sich die Schenkel **608** durch die Schlitzes **616** der Schirmelektrode **602** und die Kanäle **609** des Trägers **604** erstrecken, und die Laschen **610** können in die Schlitzes **611** des Trägers **604** eingefügt werden, so dass die Laschen **610** in einen Abschnitt des Trägers **604** eingreifen bzw. einrasten. Die Anordnung der Sicherungselektroden **606**, so dass die Laschen **610** in die Schlitzes **611** eingefügt sind, ergibt ein mechanisches Verfahren zum Zusammenfügen der Sicherungselektroden **606** mit dem Träger **604** und verhindert dadurch, dass sich die Sicherungselektroden **606** im Verhältnis zum Schaft **601** und zum Träger **604** axial bewegen. Zudem führt das Verfahren der mechanischen Sicherung zum Festhalten der Schirmelektrode **602** zwischen den Sicherungselektroden **606** und dem Träger **604**. Ferner, und wie zuvor beschrieben, stellt der Kontakt zwischen den Köpfen **607** der Sicherungselektroden **606** und der Schirmelektrode **602** ein Verfahren bereit, um elektrisch RF-Energie durch den Träger **604** an die Schirmelektrode **602** zu übertragen.

[0069] Bei zusätzlichen Ausführungsformen kann das mechanische Verfahren zum Zusammenfügen passende schraubenförmige Gewinde umfassen, die in den Kanälen **609** des Trägers **604** und jeweils in den Schenkeln **608** der Sicherungselektroden **606** geschnitten sind, wobei die Schenkel **608** der Sicherungselektroden **606** betriebsfähig sind, um gewinde-

mäßig in die Kanäle **609** des Trägers **604** einzugreifen. Zusätzliche Ausführungsformen der vorliegenden Offenbarung können Konfigurationen umfassen, bei denen die Laschen **610** in einer Widerhaken- oder Pfeilspitzenform gebildet sind und in Eingriff mit dem Träger **604** angeordnet sind. Zudem können die Laschen **610** bei zusätzlichen Ausführungsformen vollständig in dem Träger **604** eingeschlossen sein und können ferner an dem Träger **604** mit Epoxidharz befestigt sein.

[0070] Nun mit Bezug auf [Fig. 9](#) und [Fig. 10](#) wird der distale Endabschnitt der repräsentativen Sonde **600** mit mindestens zwei zweiseitigen Sicherungselektroden **606** darauf gezeigt. Bei dieser Konfiguration können die Sicherungselektroden **606** symmetrisch um die mittlere Achse des Schafts **601** herum angeordnet sein, und können dadurch das Erstellen einer Zone zur RF-Ablation oder eine Plasmakammer **1000** zwischen den symmetrisch orientierten zweiseitigen Sicherungselektroden **606** sowie zwischen den Sicherungselektroden **606** und der Schirmelektrode **602** ermöglichen (siehe z. B. [Fig. 10](#)). Das Einbauen von symmetrischen Sicherungselektroden **606** kann das Erstellen einer dreidimensionalen Zone ermöglichen, die durch die Plasmazone **1000** dargestellt ist, um die RF-Ablation durchzuführen.

[0071] Nun mit Bezug auf [Fig. 11A](#) wird eine alternative Schirmelektrodenkonfiguration gemäß mindestens einigen Ausführungsformen gezeigt. Die elektrochirurgische Sonde **1100** umfasst eine aktive Schirmelektrode **1102**, die an dem Isolierträger **1104** montiert ist, der an einem distalen Ende des länglichen Schafts **1101** angeordnet ist. Die Sonde **1100** umfasst auch eine elektrisch isolierende Kappe **1112**, die mit dem Ende des Schafts **1101** gekoppelt ist und konfiguriert ist, um die Schirmelektrode **1102** und den Träger **1104** aufzunehmen. Bei bestimmten Ausführungsformen erstreckt sich mindestens eine Sicherungselektrode **1106** durch die Schirmelektrode **1102** und den Träger **1104**, um die Schirmelektrode **1102** mechanisch an dem Träger **1104** und an der elektrisch isolierenden Kappe **1112** zu sichern. Die Rücklaufelektrode **1114** ist proximal von der Schirmelektrode **1102** beabstandet. Wie zuvor besprochen, sind bei dieser Ausführungsform die Schirmelektrode **1102** und der Träger **1104** derart konfiguriert, dass die Schirmelektrode **1102** auf der lateralen Seite des Schafts **1101** (z. B. 90 Grad zur Schaftachse) positioniert ist, damit der Arzt auf das Gewebe zugreifen kann, das im Verhältnis zur Achse des Anschlusses oder der arthroskopischen Öffnung in einen Gelenkspalt, in den der Schaft **1101** während des Eingriffs eindringt, versetzt ist.

[0072] Bei bestimmten Ausführungsformen kann die Schirmelektrode **1102** ein leitfähiges Material, wie etwa Wolfram, Titan, Molybdän, Edelstahl, Aluminium, Gold, Kupfer oder dergleichen, umfassen. Die Schir-

melektrode **1102** kann viele verschiedene Formen und Größen aufweisen, d. h. die mit den Formen und Größen der Ausführungsform(en) der Schirmelektrode, die hier in [Fig. 7B](#) und [Fig. 9](#) gezeigt werden, vergleichbar sind. Bei der vorliegenden Ausführungsform kann die Schirmelektrode eine Absaugöffnung **1118** (bzw. Absaugapertur **1118**) umfassen, die Größen und Konfigurationen aufweist, die je nach der bestimmten Anwendung variieren können. Die freiliegende Oberfläche der Schirmelektrode **1102** ist im Allgemeinen bevorzugt eben, ohne Vorsprünge, die sich von der Oberfläche der Schirmelektrode **1102** oder von einem Bereich, der mit der Absaugapertur **1118** verknüpft ist, aus erstrecken. Die Absaugapertur **1118** ist typischerweise groß genug, damit abgeladene Gewebefragmente in einen Saug-/Absauglumenanschluss und ein Saug-/Absauglumen (nicht gezeigt), die in den Schaft **1101** der Sonde **1100** integriert sind, hindurchgehen können.

[0073] Bei Konfigurationen gemäß den vorliegenden Ausführungsformen ist die Absaugapertur **1118** bevorzugt mit einem Modell gebildet, das eine größere Exposition der Aperturrandfläche kombiniert mit einer ausreichenden Aperturfläche aufweist, die groß genug ist, damit das anzusaugende Material über den Absauglumenanschluss in das Absauglumen eindringen kann. Beispielsweise kann die Absaugapertur **1118** bevorzugt in Form eines Sterns, eines Asterisks, eines Blitzes oder dergleichen gebildet sein. In Übereinstimmung mit der ausgewählten Größe und Form der Absaugöffnung in der Schirmelektrode **1102** ist die Absaugapertur **1118** gekennzeichnet durch einen Aperturumfang **1119** und eine Aperturfläche **1120**. Bei den Konfigurationen, die gemäß mindestens einigen Ausführungsformen beschrieben werden, kann der Aperturumfang **1119** die Summe der Länge der freiliegenden Randflächen sein, welche die Absaugapertur **1118** einfassen, und die Aperturfläche **1120** kann die zweidimensionale Größe des Bereichs sein, der von dem geschlossenen Aperturumfang **1119** eingefasst ist. Alternativ kann die Aperturfläche **1120** als Gesamtfläche der freiliegenden Oberfläche eines projizierten dreidimensionalen Festkörpers, dessen Form derjenigen der Absaugapertur **1118** entspricht, ausgedrückt sein.

[0074] Um das vorliegende Modell der Schirmelektrodenapertur weiter zu beschreiben, das eine größere Randfläche kombiniert mit ausreichender Fläche bereitstellt, damit abzugsaugende Materialien in das Absauglumen eindringen können, ist in [Fig. 11B](#) zum Vergleich und als Beispiel eine entsprechende und vergleichbare Absaugapertur **1118'** abgebildet, die in Form eines Kreises konfiguriert ist, der einen kreisförmigen Umfang **1119'** aufweist, der einer Aperturfläche **1120'** entspricht. Die Absaugapertur **1118'** kann ferner durch den Radius R definiert sein, so dass die Aperturfläche **1120'** einen Wert von $\pi \cdot R^2$ aufweist, und der kreisförmige Umfang **1119'** einen Wert

von $2\pi \cdot R$ aufweist. Entsprechend kann das Verhältnis des kreisförmigen Umfangs **1119'** zur Aperturfläche **1120'** durch $\frac{2}{R}$ ausgedrückt sein.

[0075] Mit Bezug sowohl auf [Fig. 11A](#) als auch auf [Fig. 11B](#) betrifft die vorliegende Offenbarung Modelle von aktiven Schirmelektroden mit einer einzigen, nicht kreisförmigen Apertur zum Absaugen elektrochirurgischer Nebenprodukte. Um daher ein derartiges Modell einer Schirmelektroden-Absaugapertur mit größerer Exposition der Aperturrandfläche kombiniert mit einer ausreichenden Aperturfläche, die groß genug ist, damit Materialien in das Absauglumen eindringen können, ist die Absaugapertur **1118** bei bevorzugten Ausführungsformen derart konfiguriert, dass der Aperturumfang **1119** einen Wert aufweist, der im Wesentlichen größer ist als ein entsprechender kreisförmiger Umfang **1119'**, wenn die damit verbundene Aperturfläche **1120'** durch eine Kreisform gekennzeichnet ist. Entsprechend wird es bevorzugt, dass die Form der Absaugapertur **1118** derart gekennzeichnet ist, dass das Verhältnis des Aperturumfangs **1119** zur Aperturfläche **1120** mindestens für die Nutzungsdauer der Schirmelektrode **1102** größer als $\frac{2}{R}$ ist, im Vergleich zu einer entsprechenden Absaugapertur **1118'**, die eine im Allgemeinen kreisförmige Form mit einem kreisförmigen Umfang **1119'** mit einem Wert von $2\pi \cdot R$ aufweist und sich auf eine Aperturfläche **1120'** mit einem Wert von $\pi \cdot R^2$ bezieht.

[0076] Nun mit Bezug auf [Fig. 12A](#) bis H werden zusätzliche Variationen von Absaugapertur-Konfigurationen beispielhaft und ohne Einschränkung der Inhalte der vorliegenden Ansprüche und Offenbarung gezeigt. Modelle von Absaugaperturformen gemäß mindestens einigen Ausführungsformen können eine beliebige Kombination von Bögen, Winkeln, Vorsprüngen oder dergleichen aufweisen, welche die freiliegenden Randflächen der Absaugapertur und des Aperturumfangs definieren. Es wird bei allen Ausführungsformen bevorzugt, dass die freiliegende Schirmelektrodenfläche im Allgemeinen eben ist, und zwar ohne Vorsprünge, die sich von der Oberfläche der Schirmelektrode oder von einem Bereich, der mit der Absaugapertur verknüpft ist, aus erstrecken. Beispielsweise bildet [Fig. 12A](#) die Schirmelektrode **1202A** ab, deren Absaugapertur **1218A** in Form eines „Blockbuchstaben S“ gebildet ist. Die Absaugapertur **1218A** kann von einem Aperturumfang **1219A** eingefasst sein, der eine Aperturfläche **1220A** definiert. [Fig. 12B](#) bildet die Schirmelektrode **1202B** ab, die eine Absaugapertur **1218B** aufweist, die in Form einer „mehrfachen S-Kurve“ gebildet ist. Die Absaugapertur **1218B** kann von einem Aperturumfang **1219B** eingefasst sein, der eine Aperturfläche **1220B** definiert. [Fig. 12C](#) bildet die Schirmelektrode **1202C** ab, die eine Absaugapertur **1218C** aufweist, die in Form eines „vierspitzigen gebogenen Sterns“ gebildet ist. Die Absaugapertur **1218C** kann von einem Aperturumfang **1219C** eingefasst sein, der eine Aperturfläche

che **1220C** definiert. **Fig. 12D** bildet die Schirmelektrode **1202D** ab, die eine Absaugapertur **1218D** aufweist, die in Form eines „doppelten Asterisken“ gebildet ist. Die Absaugapertur **1218D** kann von einem Aperturumfang **1219D** eingefasst sein, der eine Aperturfläche **1220D** definiert.

[0077] **Fig. 12E** bildet die Schirmelektrode **1202E** ab, die eine Absaugapertur **1218E** aufweist, die in Form eines „vierblättrigen Klebblatts“ gebildet ist. Die Absaugapertur **1218E** kann von einem Aperturumfang **1219E** eingefasst sein, der eine Aperturfläche **1220E** definiert. **Fig. 12F** bildet eine Schirmelektrode **1202F** ab, die eine Absaugapertur **1218F** aufweist, die in Form eines „mehrspeitzigen Sterns“ gebildet ist. Die Absaugapertur **1218F** kann von einem Aperturumfang **1219F** eingefasst sein, der eine Aperturfläche **1220F** definiert. **Fig. 12G** bildet eine Schirmelektrode **1202G** ab, die eine Absaugapertur **1218G** aufweist, die in Form von „zusammengefügt, sich wiederholenden, abwechselnden Bögen“ gebildet ist. Die Absaugapertur **1218G** kann von einem Aperturumfang **1219G** eingefasst sein, der eine Aperturfläche **1220G** definiert. **Fig. 12H** bildet eine Schirmelektrode **1202H** ab, die eine Absaugapertur **1218H** aufweist, die in Form eines „Blockbuchstaben X“ gebildet ist. Die Absaugapertur **1218H** kann von einem Aperturumfang **1219H** eingefasst sein, der eine Aperturfläche **1220H** definiert.

[0078] Es können andere Modifikationen und Varianten an den offenbarten Ausführungsformen vorgenommen werden, ohne die vorliegende Erfindung zu verlassen, wie sie in den nachstehenden Ansprüchen definiert wird. Es versteht sich beispielsweise, dass die Erfindung nicht auf eine Elektrodengruppe beschränkt ist, die eine Vielzahl von Elektrodenanschlüssen umfasst. Die Erfindung könnte eine Vielzahl von Rücklaufelektroden verwenden, z. B. in einer bipolaren Gruppe oder dergleichen. Zudem kann in Abhängigkeit von anderen Bedingungen, wie etwa von der Spitze-Spitze-Spannung, dem Elektroden Durchmesser usw., ein einziger Elektrodenanschluss ausreichen, um Kollagengewebe zusammenzuziehen, Gewebe zu abladieren oder dergleichen.

[0079] Zudem können sich die aktive und die Rücklaufelektrode beide auf einer distalen Gewebebehandlungsfläche nebeneinander befinden. Die aktive und die Rücklaufelektrode können sich in Paaren aus aktiver Elektrode/Rücklaufelektrode befinden, oder eine oder mehrere Rücklaufelektroden können sich auf der Distalspitze zusammen mit einer Vielzahl von elektrisch isolierten Elektrodenanschlüssen befinden. Die proximale Rücklaufelektrode kann bei diesen Ausführungsformen verwendet werden oder nicht. Wenn es beispielsweise erwünscht ist, die Stromflusslinien um die Distalspitze der Sonde herum zu erhalten, ist die proximale Rücklaufelektrode nicht erwünscht.

[0080] Während bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung gezeigt und beschrieben wurden, kann der Fachmann daran Modifikationen vornehmen, ohne den Umfang oder die Lehre darin zu verlassen. Die hier beschriebenen Ausführungsformen sind rein beispielhaft und nicht einschränkend. Da viele unterschiedliche und verschiedene Ausführungsformen im Rahmen der vorliegenden Lehren erstellt werden können, die gleichwertige Strukturen oder Materialien umfassen, die später erdacht werden, und weil viele Modifikationen an der Ausführungsform vorgenommen werden können, die hier gemäß den gesetzlichen Beschreibungsaufgaben ausführlich aufgeführt werden, versteht es sich, dass die hier angegebenen Einzelheiten im beispielhaften und nicht einschränkenden Sinne auszulegen sind.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- US 5697882 [\[0037\]](#)
- US 6355032 [\[0039\]](#)
- US 6149120 [\[0039\]](#)
- US 6296136 [\[0039\]](#)
- US 6296638 [\[0041\]](#)
- US 7241293 [\[0041\]](#)
- US 6142992 [\[0050\]](#)
- US 6235020 [\[0050\]](#)
- US 5697909 [\[0051\]](#)

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- „Plasma Physics“, von R. J. Goldston und P. H. Rutherford von Plasma Physics Laboratory of Princeton University (1995) [\[0035\]](#)

Patentansprüche

1. Elektrochirurgisches Instrument zum Entfernen von Gewebe von einem Zielort in oder auf dem Körper eines Patienten, umfassend:

einen Schaft, wobei der Schaft einen proximalen und einen distalen Endabschnitt aufweist;

eine Elektrodenanordnung, die eine im Wesentlichen flache aktive Schirmelektrode, die an dem distalen Endabschnitt des Schafts positioniert ist, mindestens eine Rücklaufelektrode, die auf dem Schaft positioniert und von der aktiven Elektrode beabstandet ist, und mindestens zwei Sicherungselektroden, die an dem distalen Endabschnitt des Schafts positioniert und elektrisch an die Schirmelektrode angeschlossen sind, umfasst;

einen elektrisch isolierenden Träger, auf dem die Schirmelektrode montiert ist, wobei der Träger in einen Abschnitt der mindestens einen Sicherungselektrode einrastet, um die Schirmelektrode zu sichern; und

wobei die Schirmelektrode eine Apertur umfasst, wobei die Apertur eine Aperturfläche und einen Aperturumfang aufweist und der Aperturumfang im Wesentlichen größer ist als ein entsprechender kreisförmiger Umfang.

2. Instrument nach Anspruch 1, wobei die Apertur eine Sternform umfasst.

3. Instrument nach Anspruch 1, wobei die Apertur eine Asteriskenform umfasst.

4. Instrument nach Anspruch 1, wobei die Apertur eine Blitzform umfasst.

5. Instrument nach Anspruch 1, wobei das Verhältnis des Aperturumfangs zur Aperturfläche größer ist als ein Verhältnis des entsprechenden kreisförmigen Umfangs zu einer entsprechenden kreisförmigen Aperturfläche.

6. Instrument nach Anspruch 1, ferner umfassend ein Absauglumen in dem Schaft, der eine distale Öffnung aufweist, die mit der Schirmelektrode gekoppelt ist, um ein Verstopfen des Lumens zu verhindern, und die mit der Apertur in Fluidkommunikation steht.

7. Instrument nach Anspruch 1, wobei die Schirmelektrode neben eine Gewebestruktur gebracht wird, die in elektrisch leitfähiges Fluid eingetaucht ist, und das elektrisch leitfähige Fluid einen Leitungspfad zwischen der Schirmelektrode und der Rücklaufelektrode schließt.

8. Instrument nach Anspruch 7, wobei eine ausreichend hochfrequente Spannung zwischen der Schirmelektrode und der Rücklaufelektrode angelegt wird, um das leitfähige Fluid in einer dünnen Schicht über mindestens einen Teil der Schirmelektrode zu ver-

dunsten, um die Entladung von Energie aus der Dampfschicht herbeizuführen.

9. Instrument nach Anspruch 8, wobei die Entladung von Energie aus der Dampfschicht ausreicht, um ein Plasma zu bilden.

10. Instrument nach Anspruch 8, wobei die Dampfschicht die Gewebestruktur berührt und in der Lage ist, einen Teil der Gewebestruktur zu abladien.

11. Instrument nach Anspruch 1, ferner umfassend mindestens eine Sicherungselektrode, die an dem distalen Endabschnitt des Schafts positioniert und elektrisch an die Schirmelektrode angeschlossen ist.

12. Elektrochirurgisches Instrument zum Entfernen von Gewebe von einem Zielort in oder auf dem Körper eines Patienten, umfassend:

einen Schaft, wobei der Schaft proximale und distale Endabschnitte umfasst;

eine aktive Elektrode auf dem distalen Endabschnitt;

eine Rücklaufelektrode auf dem Schaft;

einen isolierenden Trägerkörper, der die aktive Elektrode und die Rücklaufelektrode trennt; und

wobei die aktive Elektrode eine Apertur umfasst, wobei die Apertur eine Aperturfläche und einen Aperturumfang aufweist und der Aperturumfang im Wesentlichen größer ist als ein entsprechender kreisförmiger Umfang.

13. Instrument nach Anspruch 12, wobei die Apertur eine Sternform umfasst.

14. Instrument nach Anspruch 12, wobei die Apertur eine Asteriskenform umfasst.

15. Instrument nach Anspruch 12, wobei die Apertur eine Blitzform umfasst.

16. Instrument nach Anspruch 12, wobei das Verhältnis des Aperturumfangs zur Aperturfläche größer ist als ein Verhältnis des entsprechenden kreisförmigen Umfangs zu einer entsprechenden kreisförmigen Aperturfläche.

17. Instrument nach Anspruch 12, ferner umfassend ein Absauglumen in dem Schaft, der eine distale Öffnung aufweist, die mit der Schirmelektrode gekoppelt ist, um ein Verstopfen des Lumens zu verhindern, und die in Fluidkommunikation mit der Apertur steht.

18. Instrument nach Anspruch 12, wobei die Schirmelektrode neben eine Gewebestruktur gebracht wird, die in elektrisch leitfähiges Fluid eingetaucht ist, und das elektrisch leitfähige Fluid einen Leitungspfad zwischen der Schirmelektrode und der Rücklaufelektrode schließt.

19. Instrument nach Anspruch 18, wobei eine ausreichend hochfrequente Spannung zwischen der Schirmelektrode und der Rücklaufelektrode angelegt wird, um das leitfähige Fluid in einer dünnen Schicht über mindestens einen Teil der Schirmelektrode zu verdunsten, um die Entladung von Energie aus der Dampfschicht herbeizuführen.

20. Instrument nach Anspruch 19, wobei die Energieentladung aus der Dampfschicht ausreicht, um ein Plasma zu bilden.

21. Instrument nach Anspruch 19, wobei die Dampfschicht die Gewebestruktur berührt und in der Lage ist, einen Teil der Gewebestruktur zu abladieren.

22. Instrument nach Anspruch 12, ferner umfassend mindestens eine Sicherungselektrode, die mit der aktiven Elektrode gekoppelt ist und die aktive Elektrode an dem Schaft sichert.

Es folgen 11 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

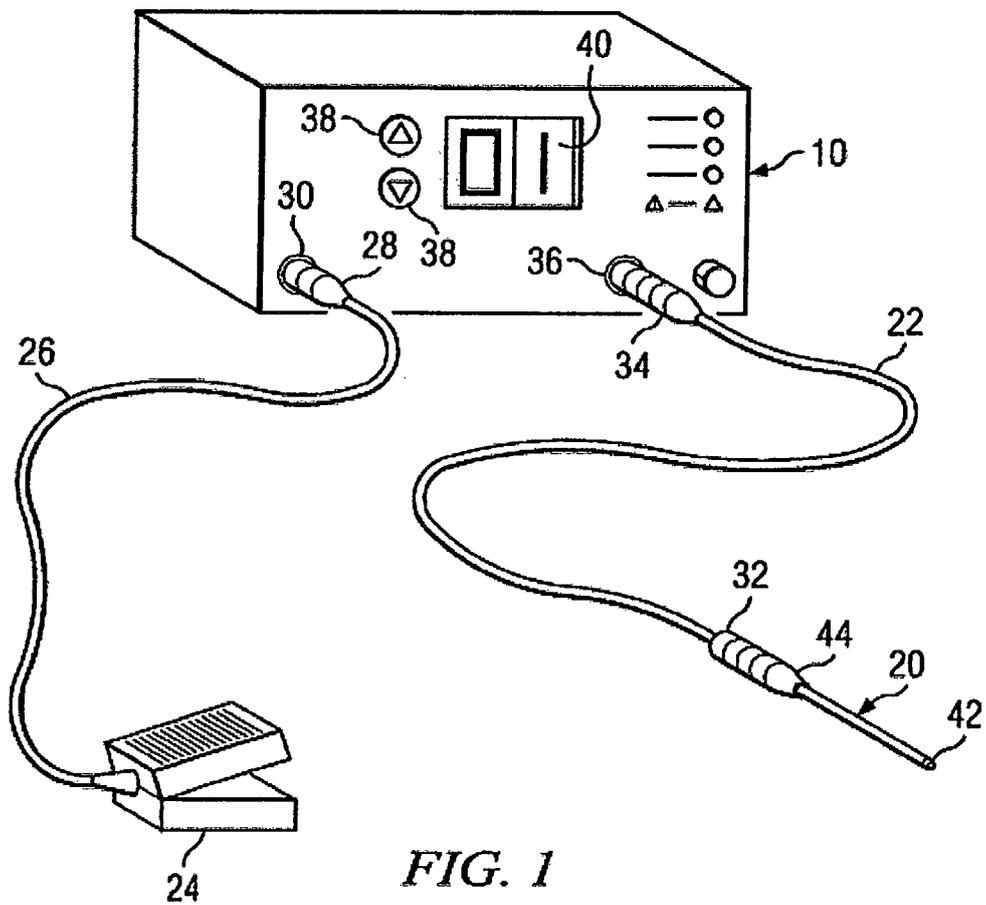
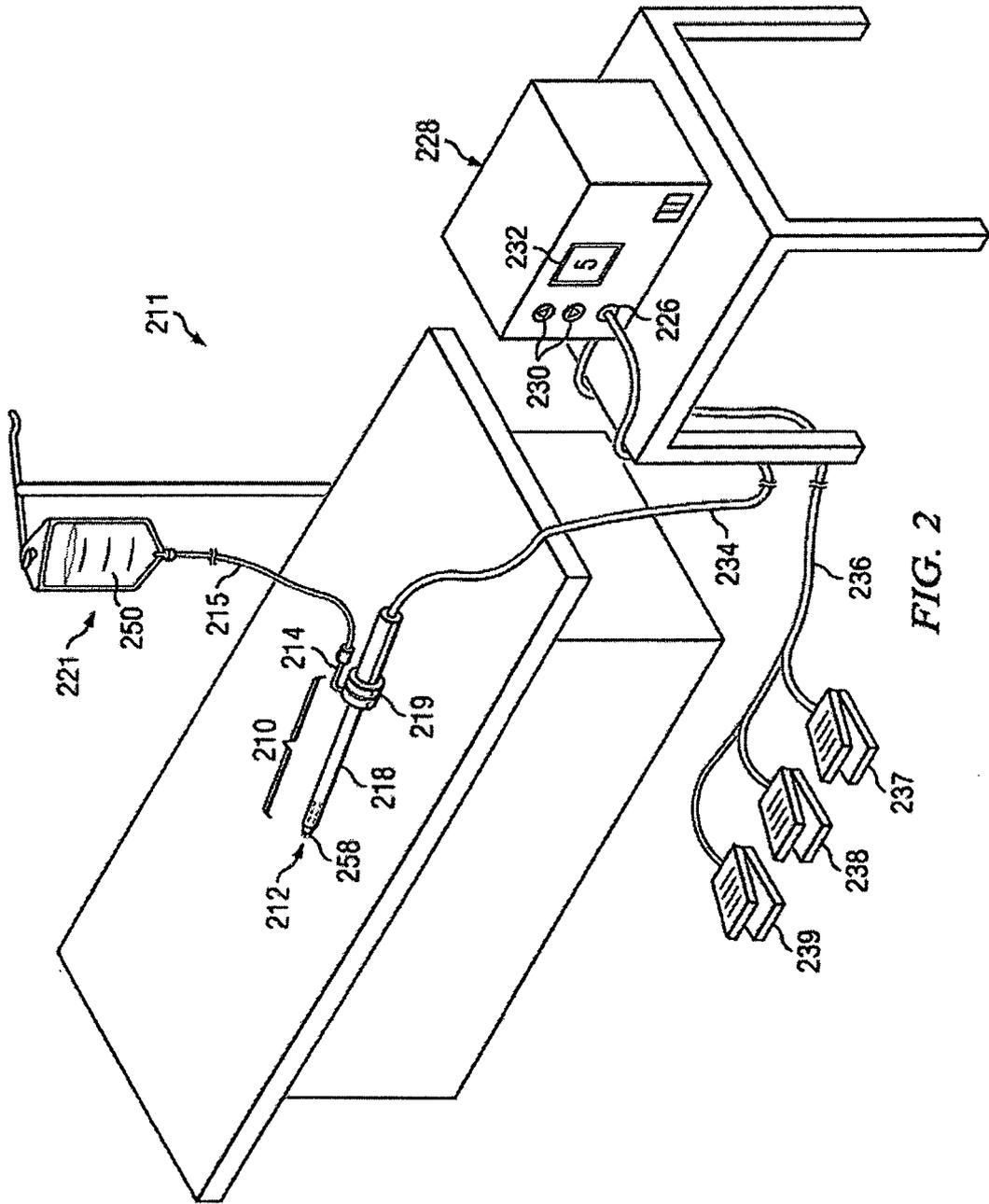
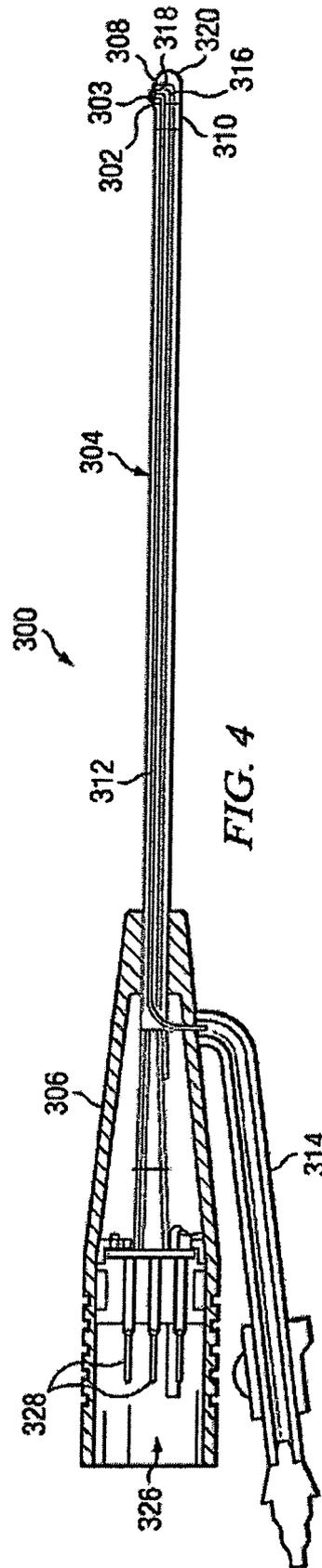
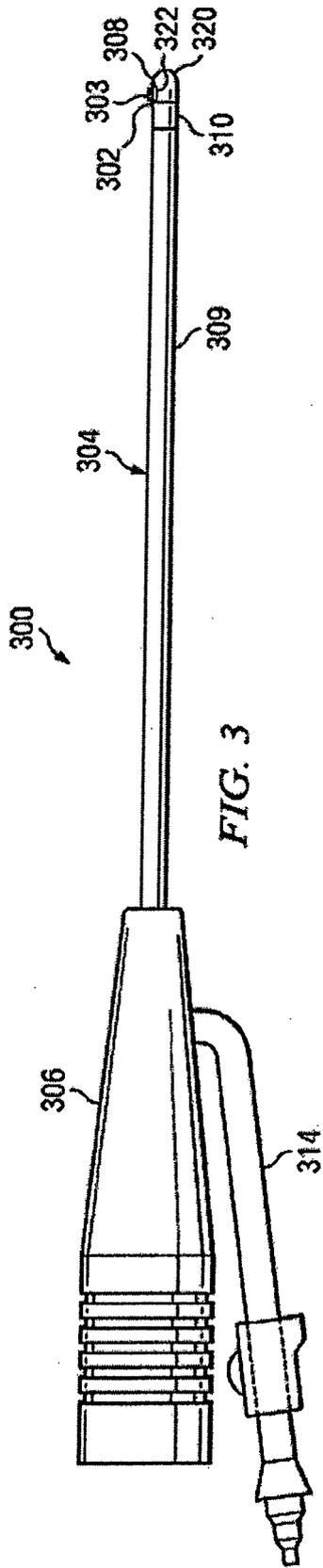


FIG. 1





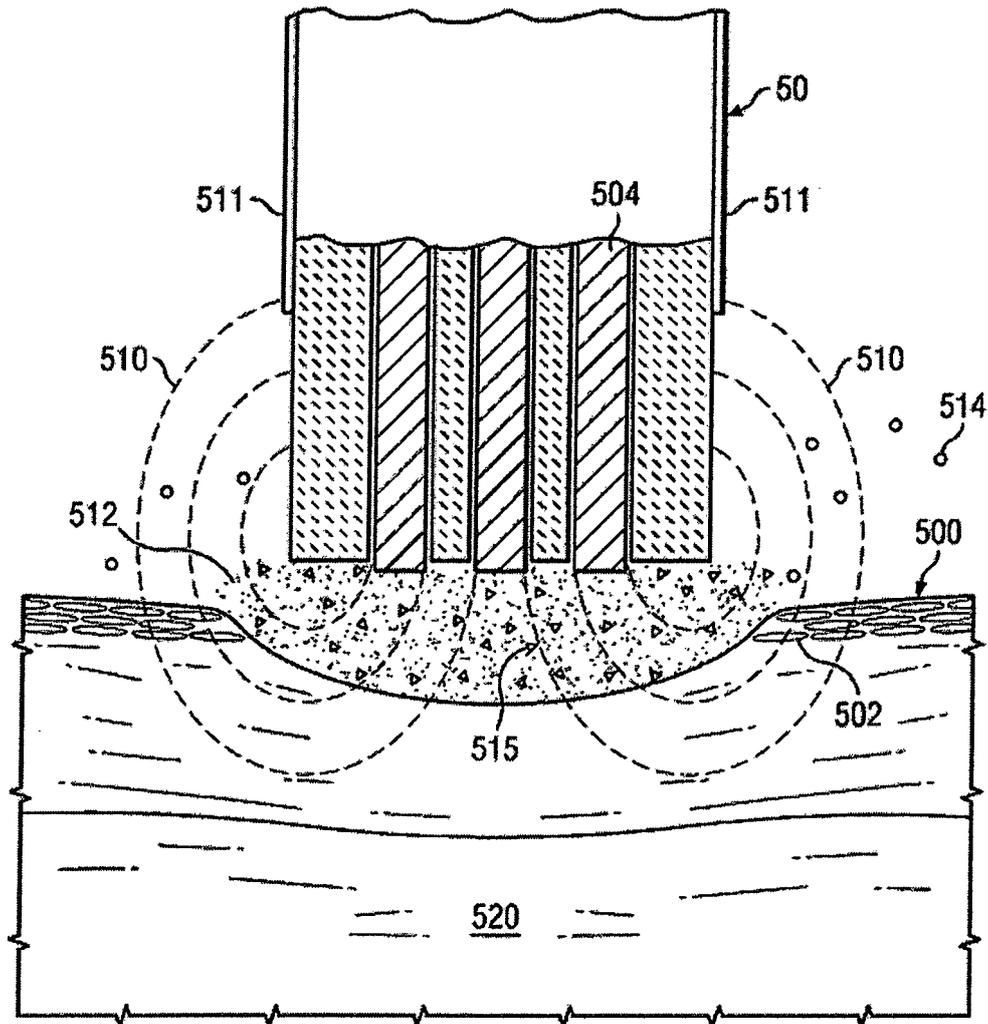
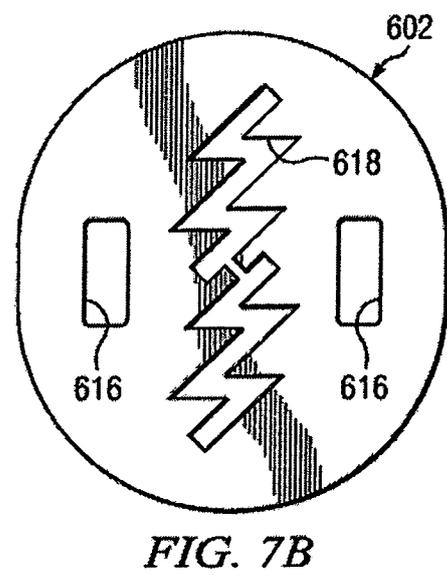
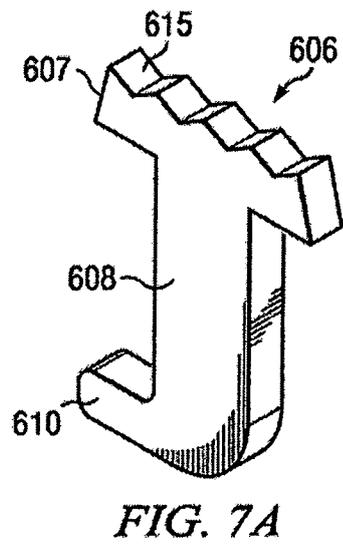
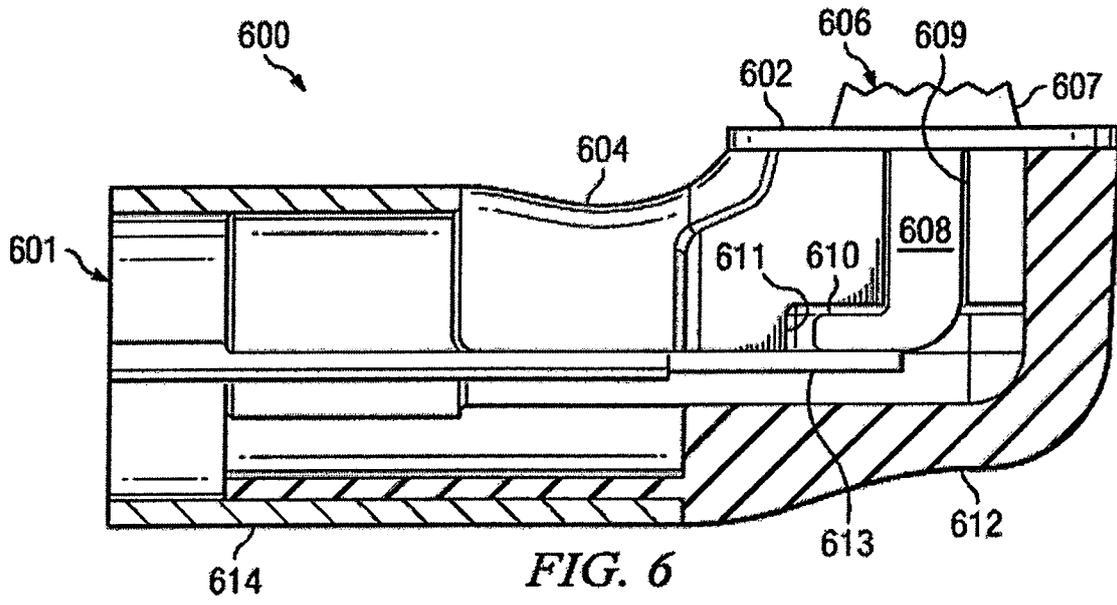
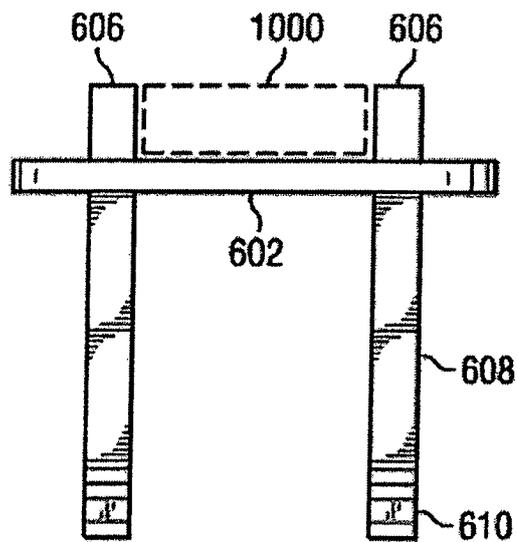
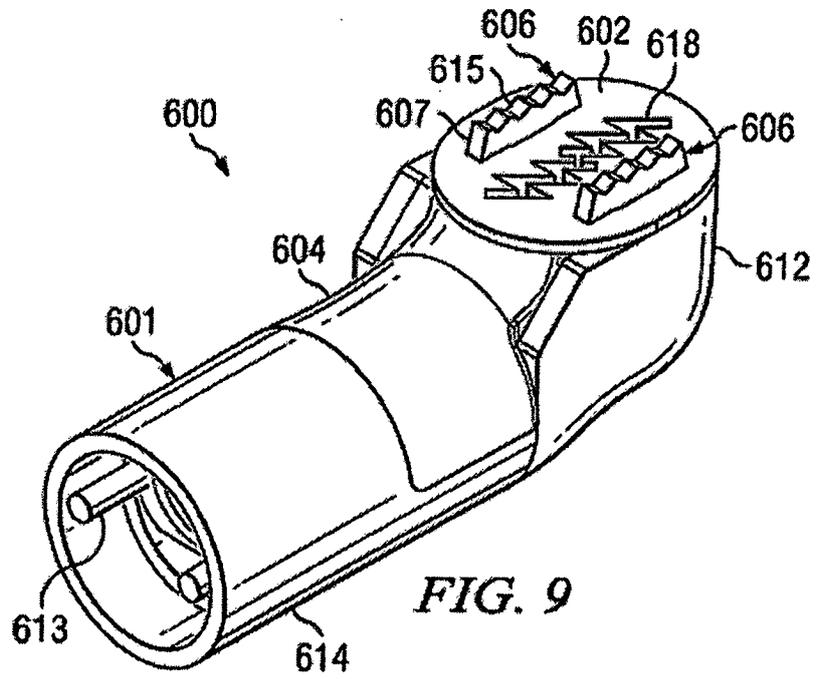
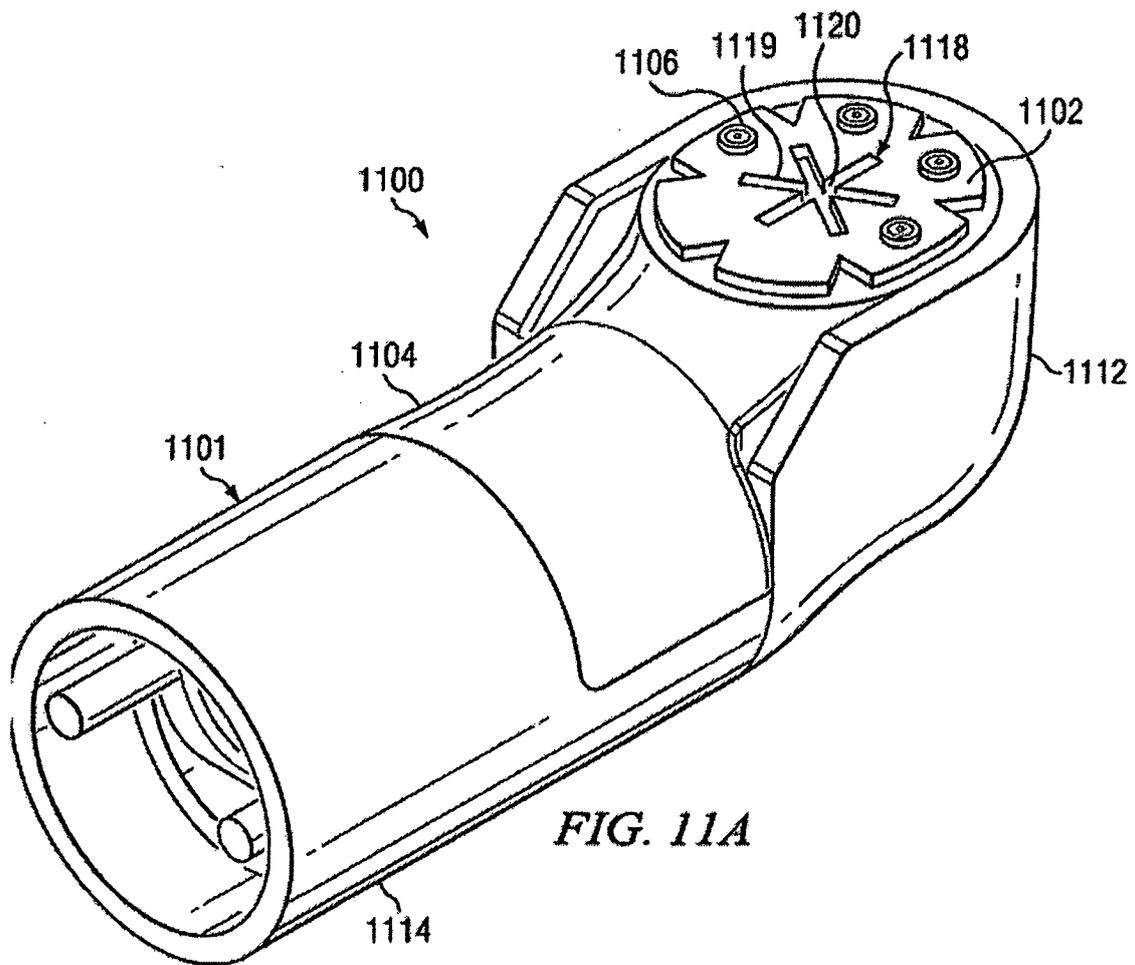
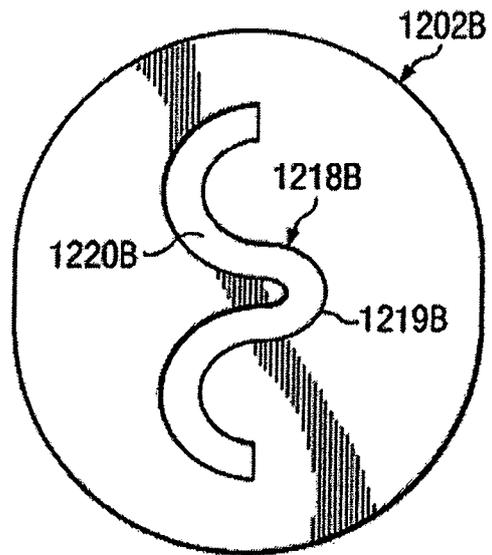
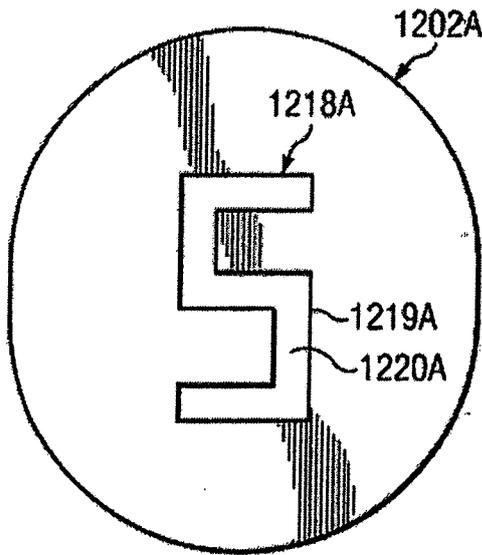
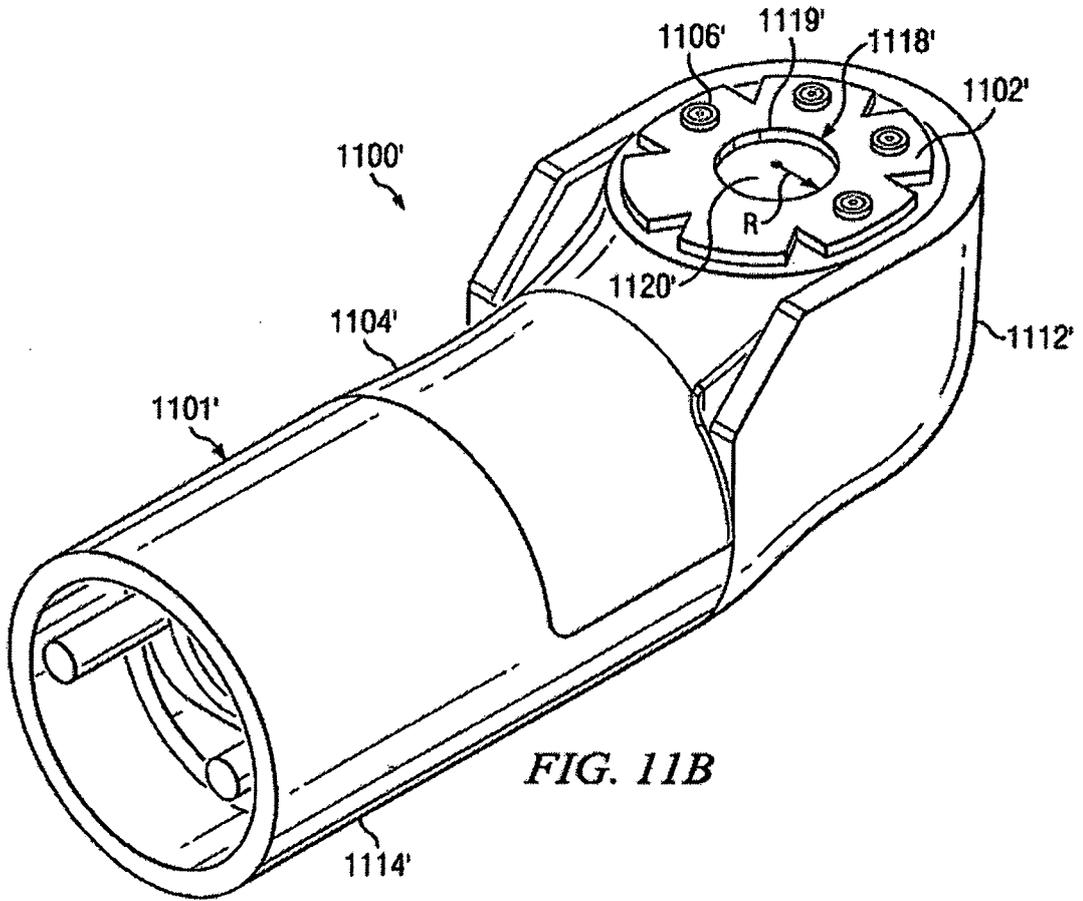


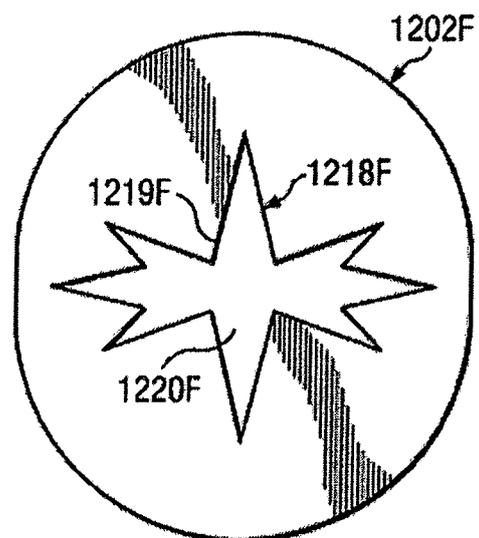
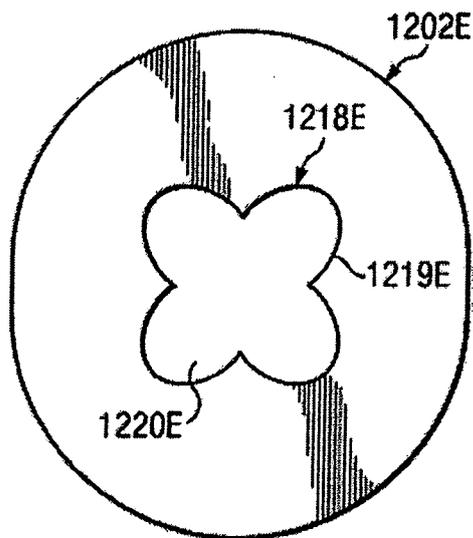
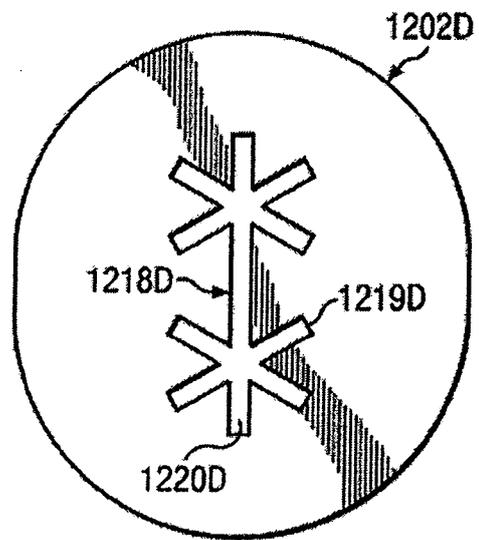
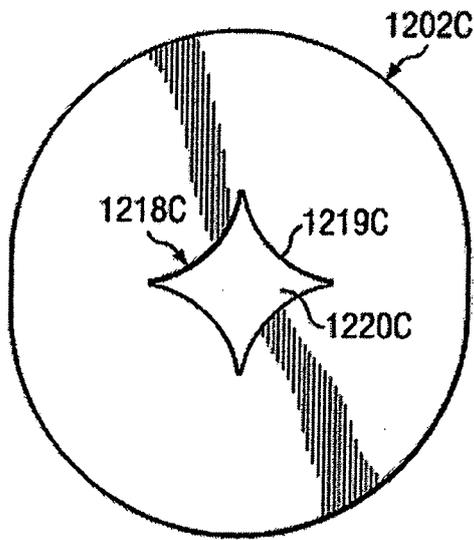
FIG. 5











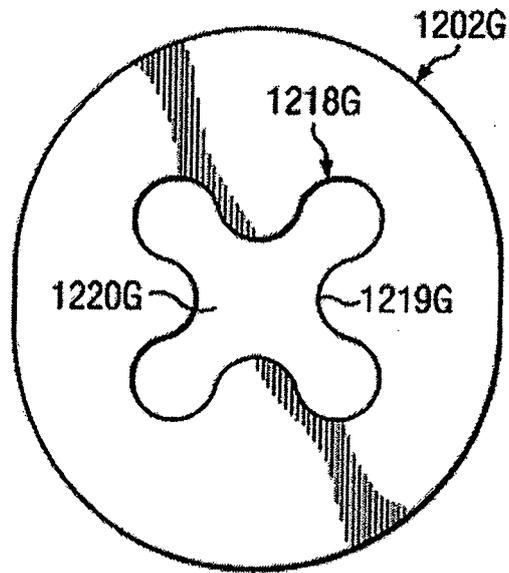


FIG. 12G

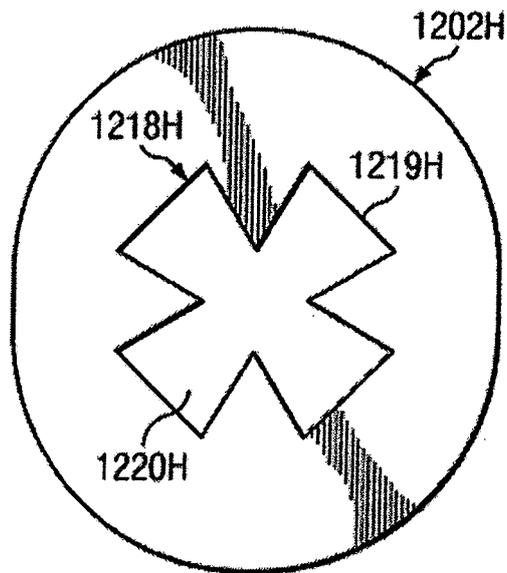


FIG. 12H