(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 35 139 T2** 2007.10.31

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 079 745 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 35 139.1**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US99/09542**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 920 247.6**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1999/056650**
(86) PCT-Anmeldetag: **30.04.1999**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **11.11.1999**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **07.03.2001**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **14.02.2007**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **31.10.2007**

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

(30) Unionspriorität:
71689 **01.05.1998** **US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, SE

(73) Patentinhaber:
Perfect Surgical Techniques, Inc., Palo Alto, Calif., US

(72) Erfinder:
NEZHAT, Camran, Woodside, CA 94062, US

(74) Vertreter:
Schwabe, Sandmair, Marx, 81677 München

(54) Bezeichnung: **BIPOLARE CHIRURGISCHE INSTRUMENTE MIT FOKUSSIERTEM ELEKTRISCHEN FELD**

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

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

Beschreibung

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich im Allgemeinen auf medizinische Vorrichtungen. Insbesondere bezieht sich die vorliegende Erfindung auf die Struktur von bipolaren Zangen und anderen Instrumenten zum Koagulieren, Schneiden und Nekrotisieren von Gewebe.

[0002] Die Elektrochirurgie bezieht sich allgemein auf eine Klasse von medizinischen Eingriffen, die auf der Anwendung von elektrischer Hochfrequenzenergie, gewöhnlich Radiofrequenzenergie, auf Patientengewebe beruhen, um eine Anzahl von möglichen Effekten zu erzielen, wie z. B. Schneiden, Koagulation, Hyperthermie, Nekrose und dergleichen. Bipolare elektrochirurgische Vorrichtungen beruhen auf dem Kontaktieren von Elektroden mit verschiedener Polarität in unmittelbarer Nähe zueinander mit oder in Gewebe. Bipolare Zangen **100** (**Fig.** 1 und 2) wurden beispielsweise zum Schneiden und Koagulieren von Gewebe verwendet, wobei die gegenüberliegenden Klauen **102** und **104** der Zangen mit verschiedenen Polen einer elektrochirurgischen Leistungsversorgung verbunden werden. Der elektrischre Hochfrequenzstrom fließt folglich von einer Klaue zur anderen durch das dazwischen vorhandene Gewebe. Die Verwendung solcher bipolaren Zangen ist für eine Anzahl von Zwecken wirksam und insofern vorteilhaft, als ihre Wirkung im Allgemeinen auf das zwischen den Klauen gehaltene Gewebe begrenzt ist. Eine Erhitzung ist jedoch nicht vollständig auf solches zwischenliegendes Gewebe begrenzt und in einigen Fällen kann eine Erhitzung von benachbarten Geweben problematisch sein. Eine solche Erhitzung geschieht, da der Strom nicht nur zwischen den Klauen, sondern auch seitlich nach außen fließt, wie durch Flusslinien in **Fig. 1B** gezeigt.

[0003] Verschiedene Verbesserungen an bipolaren Zangen wurden vorgeschlagen. Die Anordnung von Stiften oder anderen Gewebeeindringelementen an der (den) mit dem Gewebe in Eingriff stehenden Oberfläche(n) einer oder beider Klauen wurde beispielsweise für eine Vielfalt von Zwecken vorgeschlagen. Ungeachtet des beabsichtigten Zwecks kann die Anordnung von Gewebeeindringelementen an der (den) Klaue(n) geringfügig die Stromdichte fokussieren und die Erhitzung von benachbarten Geweben etwas verringern. Solche früheren Konstruktionen, die Gewebeeindringelemente verwenden, verursachen jedoch immer noch eine ungewollte Erhitzung von benachbarten Geweben unter zumindest bestimmten Umständen.

[0004] Ein zweites Problem bei herkömmlichen bipolaren Zangen ist die begrenzte Leistungsabgabe. Bei herkömmlichen Zangen können Klauen mit einer Länge von etwa 20 mm und einer Breite von etwa 5 mm gewöhnlich nur 25 W Strom liefern, ohne eine Verbrennung des Gewebes zu verursachen. Die Verbrennung erhöht den elektrischen Widerstand durch das Gewebe erheblich und kann zu einer vorzeitigen Beendung der Behandlung führen. Mit einem solchen niedrigen Leistungspegel kann die Zeit zum vollständigen Koagulieren des Gewebes übermäßig sein.

[0005] Daher wäre es erwünscht, wenn noch weiter verbesserte bipolare Zangen und andere elektrochirurgische Vorrichtungskonstruktionen geschaffen würden. Insbesondere wäre es erwünscht, bipolare Zangen zu schaffen, die einen sehr hohen Grad an fokussierter Erhitzung schaffen, d. h. eine Erhitzung von Gewebe zwischen den Klauen bei minimierter Erhitzung von Gewebe benachbart zu den Klauen schaffen. Ferner wäre es erwünscht, bipolare Zangen zu schaffen, die hohe Stromflüsse und -dichten zum behandelten Gewebe liefern können, ohne das Gewebe zu verbrennen und den Stromfluss zu beenden. Solche Vorrichtungskonstruktionen sollten relativ einfach und leicht herzustellen sein. Die Vorrichtungen sollten mit herkömmlichen elektrochirurgischen Leistungsversorgungen kompatibel sein und in einer breiten Vielfalt von Eingriffen, einschließlich Schneiden, Koagulation und Nekrose, verwendbar sein, wo die lokalisierte und spezifische Erhitzung von Patientengeweben erwünscht ist. Zumindest einige dieser Aufgaben werden von der nachstehend beschriebenen Erfindung erfüllt.

[0006] WO-A-96/16605 offenbart verschiedene elektrische Konfigurationen für ein bipolares chirurgisches Schneidwerkzeug mit mehreren Elektroden, die einem Gewebeeinwirkungsteil zugeordnet sind. Das Werkzeug kann ferner Mittel zum Entfalten von chirurgischen Klammern umfassen.

[0007] EP 0 797 959 offenbart bipolare elektrochirurgische Scheren, die Scheroberflächen mit mehreren Elektrodenbereichen umfassen, die mit mehreren Isolationsbereichen durchsetzt sind, um Gewebe zu kauterisieren, bevor das Gewebe geschnitten wird.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0008] Ein Aspekt der Erfindung schafft ein bipolares chirurgisches Instrument mit:
einem Schaft mit einem proximalen Ende und einem distalen Ende;
einem Paar von gegenüberliegenden Klauen am distalen Ende des Schafts;
einem ersten Elektrodenorgan an einer der Klauen;
einem zweiten Elektrodenorgan an einer der Klauen, wobei das erste und das zweite Elektrodenorgan elektrisch voneinander isoliert sind; und
einem Betätigungsmechanismus zum Bewegen der Klauen zwischen einer geöffneten und einer geschlossenen Konfiguration,

wobei die Elektrodenorgane parallel zueinander und seitlich voneinander beabstandet liegen, wenn die Klauen geschlossen sind, zumindest eines der Elektrodenorgane mehrere Gewebeeindringelemente umfasst, die in Richtung der gegenüberliegenden Klaue vorstehen, und die Gewebeeindringelemente in eine und aus einer Oberfläche der Klaue, an der sie montiert sind, hin und her beweglich sind.

[0009] Verbesserte bipolare chirurgische Instrumente werden auch hierin beschrieben, wie z. B. Zangen, Greifer oder dergleichen, die ein Paar von gegenüberliegenden Klauen am distalen Ende eines Schafts umfassen. Eine einzigartige Elektrodenkonfiguration kann an einer oder beiden der Klauen vorgesehen sein, die verbesserte Stromfokussierungseigenschaften und eine verringerte Erhitzung von benachbarten Geweben schafft. Insbesondere sind Elektrodenorgane an einer oder beiden der Klauen seitlich voneinander beabstandet, wenn die Klauen geschlossen sind, so dass ein Strom von einer Elektrode zur anderen mit einem minimalen Stromfluss außerhalb des zwischen den Elektroden definierten Bereichs fließt. Wahlweise kann ein Paar von Elektroden an jeder Klaue vorgesehen sein, wobei sich eine positive und eine negative Elektrode an einer Klaue und eine positive und eine negative Elektrode an der anderen Klaue befinden, wobei die zwei positiven Elektroden und die zwei negativen Elektroden aufeinander ausgerichtet sind, wenn die Klauen geschlossen sind, um den gewünschten fokussierten Stromfluss zu definieren.

[0010] Mindestens eines der Elektrodenorgane umfasst Gewebeeindringelemente. Gewöhnlich ist eine erste Linie von elektrisch gekoppelten Gewebeeindringelementen an einem ersten Elektrodenorgan vorgesehen und eine zweite Linie von elektrisch gekoppelten Gewebeeindringelementen ist an einem zweiten Elektrodenorgan vorgesehen. Dritte und vierte Linien von elektrisch gekoppelten Gewebeeindringelementen sind vorzugsweise vorgesehen, wenn dritte und vierte Elektrodenorgane am Instrument vorgesehen sind. Die erste und die zweite Linie (und wahlweise die dritte und die vierte Linie) von Gewebeeindringelementen sind elektrisch voneinander isoliert, um eine Erregung in bipolarer Weise zu ermöglichen, d. h. jede Linie von elektrisch gekoppelten Gewebeeindringelementen kann separat mit dem entgegengesetzten Pol einer herkömmlichen elektrochirurgischen Leistungsversorgung verbunden werden. Der Schaft enthält oder umfasst einen Betätigungsmechanismus zum Bewegen der Klauen zwischen geöffneten und geschlossenen Konfigurationen, wobei die Linien von Gewebeeindringelementen parallel zueinander und beabstandet voneinander liegen, wenn die Klauen geschlossen sind. In dieser Weise können die Klauen an einer Zielgewebestruktur wie z. B. einem Eileiter, einer Arterie, einer Vene und dergleichen, geschlossen werden, um die Linien von Elementen in das Gewebe eindringen zu lassen. Indem dann elektrische Hochfrequenzenergie an die Linien in einer bipolaren Weise angelegt wird, wird der Stromfluss innerhalb denjenigen Abschnitt des Gewebes fokussiert, der zwischen den benachbarten Linien liegt, mit minimaler Erhitzung von Gewebe außerhalb der parallelen Linien. Gewöhnlich, aber nicht notwendigerweise sind die Linien beide gerade. Alternativ könnten die Linien nicht linear, z. B. gekrümmt, serpentinenförmig, zickzackförmig oder dergleichen, sein, solange die Muster ähnlich sind und der seitliche Abstand zwischen benachbarten Punkten auf den Linien im Wesentlichen konstant bleibt. Vorzugsweise liegt der Abstand zwischen den benachbarten Linien von Gewebeeindringelementen im Bereich von 0,5 mm bis 10 mm, bevorzugter 2 mm bis 5 mm.

[0011] Mindestens einige der Gewebeeindringelemente an dem (den) Elektrodenorgan(en) können relativ zu einer Oberfläche der Klaue, an der sie montiert sind, zurückziehbar sein. Gewöhnlich sind die Gewebeeindringelemente so angeordnet, dass sie sich in und aus einer oder beiden der Klauen hin und her bewegen, so dass die Klauen über entgegengesetzte Oberflächen eines Zielgewebebereichs oder einer Zielgewebemasse mit zurückgezogenen Elementen geklemmt werden können und die Elemente dann in das Gewebe eindringen, während das Gewebe geklemmt bleibt. In einigen Fällen definieren Linien von sich hin und her bewegenden Gewebeeindringelementen mindestens zwei und manchmal alle der Elektrodenorgane. In anderen Fällen bilden sie nur eines der Elektrodenorgane und/oder sie werden zusammen mit einer oder mehreren länglichen Oberflächenelektroden kombiniert, die mit dem Gewebe in Eingriff kommen, aber nicht in dieses eindringen.

[0012] Die Linien von Gewebeeindringelementen können sich an derselben Klaue oder an verschiedenen Klauen befinden. Wenn die Linien an derselben Klaue liegen, ist es erforderlich, eine Isolation bereitzustellen, so dass jede Linie von der anderen elektrisch isoliert ist, während die mehreren Gewebeeindringelemente in einer individuellen Linie elektrisch gekoppelt bleiben. Elektrische Leiter sind innerhalb des Schafts vorgesehen, um eine Befestigung jeder Linie an Verbindungen mit entgegengesetzter Polarität an einer elektrochirurgische Leistungsvorrichtung zu ermöglichen. Wenn sie an verschiedenen Klauen vorliegen, können die Linien von Gewebeeindringelementen voneinander isoliert werden, indem eine geeignete elektrische Isolation zwischen den Klauen und/oder an einem oder beiden Enden der Gewebeeindringelemente aufrechterhalten wird.

[0013] Die Gewebeeindringelemente können eine breite Vielfalt von verschiedenen Konfigurationen aufweisen. Am üblichsten liegen sie in Form eines Stifts oder einer anderen stabartigen Gewebeeindrin-

gelektrode mit gewöhnlich einem geschärften distalen Ende vor, um die Eindringung in das Gewebe zu erleichtern. Alternativ könnte ein geeigneter Schneidstrom an die Elektroden angelegt werden, um die Gewebeeindringung zu erleichtern, während die Klauen geschlossen sind. Jede Linie von Gewebeeindringelementen kann 2 bis 50 einzelne Elemente, gewöhnlich 6 bis 10, enthalten. Die Elemente können sich über eine Länge an der (den) Klaue(n) im Bereich von 1 mm bis 10 mm, gewöhnlich 2 mm bis 5 mm, erstrecken, wobei der Abstand zwischen einzelnen Elementen im Bereich von 0,5 mm bis 3 mm, gewöhnlich 0,5 mm bis 2 mm liegt. Die Höhe der Gewebeeindringelemente (entsprechend der Tiefe der Gewebeeindringung) liegt gewöhnlich im Bereich von 1 mm bis 10 mm, vorzugsweise 2 mm bis 5 mm, während der Durchmesser der Elemente typischerweise 0,1 mm bis 10 mm, gewöhnlich 0,5 mm bis 0,5 mm beträgt.

[0014] Wahlweise kann eine oder können beide der Klauen perforiert oder anderweitig mit Durchlässen versehen sein, um die Freigabe von Dampf zu ermöglichen, der ein Nebenprodukt der Gewebeerhitzung ist. Ein Mechanismus wird an dem Schaft zum Betätigen der Klauen, d. h. Öffnen und Schließen der Klauen, geschaffen, so dass sie Gewebe dazwischen ergreifen können. Beispielhafte Betätigungsmechanismen umfassen Scheren, Nockenmechanismen, lineare/Schwenkaktoren und dergleichen.

[0015] In mehreren speziellen Ausführungsformen umfasst das bipolare chirurgische Instrument einen Schaft und ein Paar von gegenüberliegenden Klauen, wie im Allgemeinen vorstehend beschrieben. Mindestens zwei seitlich beabstandete längliche Oberflächenelektroden sind an den Klauen angeordnet (entweder an derselben Klaue oder an gegenüberliegenden Oberflächen der zwei Klauen). Mindestens eine erste Linie von Gewebeeindringelementen ist an mindestens einer der Klauen angeordnet, so dass die Linie von Elektroden so angeordnet ist, dass sie zwischen den zwei Oberflächenelektroden liegt, wenn die Klauen geschlossen sind. Vorzugsweise ist die Linie von Gewebeeindringelektroden relativ zur Oberfläche der Klaue, in der sie montiert ist, zurückziehbar oder hin und her bewegbar. Gewöhnlich bewegen sich die Gewebeeindringelemente in die und aus der Klaue selbst hin und her. Alternativ kann eine Oberfläche der Klaue so beschaffen sein, dass sie sich nach oben und nach unten über den Gewebeeindringelementen (typischerweise in Form von Stiften, Nadeln oder selbsteindringenden Stäben) bewegt, um die Elemente zu bedecken und freizulegen. Zusätzlich zum Schutz der Gewebeeindringelemente und zur Erleichterung des Ergreifens von Gewebe (ohne dass die Gewebeeindringelemente stören, wenn sie zurückgezogen werden), hat die Hin- und Herbewegung der Elemente den zusätzlichen Vorteil der Reinigung der Gewebeeindringelemente während der Verwendung. Häufig können verbranntes Gewebe, koaguliertes Blut und/oder andere Trümmer die Gewebeeindringelemente verschmutzen, was ihre Fähigkeit verringert, die elektrische Hochfrequenzenergie wirksam zum Gewebe zu liefern. Die Hin- und Herbewegung der Elemente innerhalb der Struktur des Instruments schert gewöhnlich Trümmer von den Oberflächen der Gewebeeindringelemente (Elektroden), um den Oberflächenwiderstand und die Impedanz zu verringern. Wahlweise kann das Instrument mindestens eine zweite Linie von Gewebeeindringelementen an einer oder beiden der Klauen umfassen. Gewöhnlich befinden sich die erste und die zweite Linie der Gewebeeindringelemente an derselben Klaue und sind zwischen den zwei seitlich beabstandeten länglichen Oberflächenelektroden beabstandet. In dieser Weise definieren die Oberflächenelektroden äußere seitliche Kanten zu dem Bereich, der behandelt und nekrotisiert wird. Da diese äußeren Elektroden nicht in Gewebe eindringen, haben sie weniger Tendenz, ein Bluten nach der Behandlung zu verursachen. Es wurde festgestellt, dass die Eindringung der Gewebeeindringelemente in größere Blutgefäße zu einer Blutung führen kann, selbst wenn die Stelle durch die Vorrichtung kauterisiert und nekrotisiert wird. Durch Definieren der äußeren Kante des behandelten Bereichs mit nicht eindringenden Elektroden oder anderen Elementen wird das Risiko für eine Blutung wesentlich vermindert.

[0016] Ein Messer, eine Klinge oder eine andere Gewebeschneidstruktur kann am Instrument angeordnet sein, um entlang der Linie zwischen der ersten und der zweiten Linie von Gewebeeindringelementen zu schneiden. In dieser Weise können die Klauen an das Gewebe geklemmt werden, die Gewebeeindringelemente in das Gewebe eindringen lassen, das Gewebe elektrochirurgisch behandelt werden und das Gewebe dann zwischen den zwei nekrotisierten Gewebebereichen geschnitten werden. Durch Definieren des äußeren Bereichs der Gewebenekrose mit den nicht eindringenden Elektrodenelementen wird das Risiko für eine Blutung erheblich verringert.

[0017] Verfahren zur Verwendung der hierin beschriebenen Instrumente beruhen auf dem Ergreifen von Gewebe zwischen einer ersten Klaue und einer zweiten Klaue. Eine Hochfrequenzenergie wird dann zwischen einer ersten Linie von Gewebeeindringelementen an einer der Klauen und einer zweiten Linie von Gewebeeindringelementen an derselben oder einer anderen Klaue angelegt. Die Gewebeeindringelementlinien sind parallel und voneinander beabstandet, im Allgemeinen wie vorstehend beschrieben. Die Hochfrequenzenergie wird vorzugsweise an das Gewebe mit einem Pegel und für eine Zeit angelegt, die ausreichen, um im Wesentlichen das ganze Gewebe zwischen den Linien zu nekrotisieren, ohne eine wesentliche Beschädigung am anderen Gewebe zu verursachen, d. h. Gewebe außerhalb der Linien. Typischerweise wird die Hochfrequenzenergie mit einer

Frequenz im Bereich von 100 kHz bis 2 MHz, vorzugsweise 400 kHz bis 500 kHz angelegt. Die Energie wird mit einer Leistung von 25 W bis 250 W, vorzugsweise 50 W bis 150 W, und für eine Zeit im Bereich von 5 Sekunden bis 5 Minuten, gewöhnlich 10 Sekunden bis 1 Minute angelegt.

[0018] Insbesondere kann bei der Verwendung der hierin beschriebenen Vorrichtung ein Gewebebereich mit mindestens zwei seitlich beabstandeten länglichen Oberflächenelektroden kontaktiert werden. Mindestens eine erste Linie von Gewebeeindringelementen wird durch eine Oberfläche des Gewebebereichs, der zwischen den seitlich beabstandeten Oberflächenelektroden liegt, eindringen lassen. Bipolare elektrische Hochfrequenzenergie wird dann zwischen den Oberflächenelektroden (in einer Mehrzahl) und den Gewebeeindringelementen (in der anderen Mehrzahl) angelegt, um Gewebe innerhalb der durch die seitlich beabstandeten Oberflächenelektroden definierten Grenzbereiche zu behandeln und gewöhnlich zu nekrotisieren. Wahlweise wird mindestens eine zweite Linie von Gewebeeindringelementen durch die Gewebeoberfläche eindringen lassen und in derselben Mehrzahl wie die erste Linie von Gewebeeindringelementen erregt. Die Kontaktierungs- und Eindringschritte können nacheinander oder gleichzeitig durchgeführt werden, wobei sie vorzugsweise nacheinander durchgeführt werden, so dass das Gewebe zuerst erfasst werden kann, bevor die Gewebeeindringelemente in dieses eindringen.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0019] Fig. 1A und Fig. 1B stellen die Verwendung von herkömmlichen bipolaren Zangen zum Koagulieren einer röhrenförmigen Struktur im Körper dar.

[0020] Fig. 2A-Fig. 2F stellen mehrere alternative Elektrodenkonfigurationen dar.

[0021] Fig. 3A ist eine perspektivische Ansicht eines Paars von betätigbaren Klauen, die zwei Linien von elektrisch gekoppelten Gewebeeindringelementen tragen.

[0022] Fig. 3B ist eine Seitenaufrissansicht der Klauen von **Fig.** 1, die mit geschlossenen Klauen gezeigt ist.

[0023] Fig. 3C ist eine Querschnittsansicht entlang der Linie 3-3 von **Fig.** 2.

[0024] Fig. 4 ist eine alternative Querschnittsansicht eines Paars von Klauen.

[0025] Fig. 5 stellt einen Betätigungsmechanismus vom Scherentyp dar, der bei den Klauen von **Fig.** 1 verwendet werden kann.

[0026] Fig. 6 stellt ein Paar von elastisch montierten Klauen dar, die mit einer Nockenoberfläche geöffnet und geschlossen werden können, wobei die Klauen Gewebeeindringelemente beinhalten.

[0027] Fig. 7 stellt einen alternativen Klauenbetätigungsmechanismus dar.

[0028] Fig. 8 stellt die Verwendung der Klauen von **Fig.** 1 beim Behandeln von Gewebe gemäß dem offenbarten Verfahren dar.

[0029] Fig. 9A-Fig. 9F stellen mehrere alternative sich hin und her bewegende Elektrodenkonfigurationen gemäß der vorliegenden Erfindung dar.

[0030] Fig. 10A-Fig. 10C stellen ein beispielhaftes bipolares chirurgisches Instrument dar, das gemäß den Prinzipien der vorliegenden Erfindung konstruiert ist und sich hin und her bewegende Elektrodenlinien verwendet.

[0031] Fig. 11 ist eine alternative Ansicht der Vorrichtung von Fig. 10A-10G.

[0032] Fig. 12A und Fig. 12B stellen die relativen Positionen der verschiedenen Elektrodenstrukturen in der Vorrichtung von Fig. 10A-Fig. 10C dar.

[0033] Fig. 13 ist eine Ansicht der Vorrichtung von Fig. 10A-Fig. 10C in auseinandergezogener Anordnung.

[0034] Fig. 14A-Fig. 14C stellen die Verwendung der Vorrichtung von Fig. 10A-Fig. 10C bei der Anwendung von elektrischer Hochfrequenzenergie auf Gewebe dar.

BESCHREIBUNG DER SPEZIELLEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0035] Gemäß der vorliegenden Erfindung umfassen bipolare chirurgische Instrumente mindestens zwei und bis zu vier oder mehr seitlich beabstandete Elektrodenorgane, die an einem Paar von betätigbaren Klauen angeordnet sind. Durch korrektes Positionieren der Elektrodenorgane relativ zueinander kann Hochfrequenzenergie, die an Gewebe angelegt wird, das zwischen den Klauen angeordnet ist, in einen gut definierten Bereich zwischen den Elektrodenorganen fokussiert werden. Im Gegensatz zu Vorrichtungen des Standes der Technik, bei denen Elektroden mit entgegengesetzter Polarität im Allgemeinen mit direkt entgegengesetzten Gewebeoberflächen in Eingriff gebracht werden, ermöglicht die Vorrichtung, dass mindestens eine positive Elektrode und mindestens eine negative Elektrode an und/oder in seitlich beabstandeten Stellen an entgegengesetzten Gewebeoberflächen angeordnet werden. Gemäß der Erfindung sind die Elektroden in die und aus den Klauen

hin und her bewegbar.

[0036] Die Elektrodenorgane können in einer breiten Vielfalt von Mustern und Konstruktionen konfiguriert werden, von denen einige in Fig. 2A-Fig. 2E dargestellt sind. Am einfachsten kann eine Klaue **200** ein erstes Elektrodenorgan **202** tragen, das von einem zweiten Elektrodenorgan **204** seitlich beabstandet ist, wobei die Elektrodenorgane mit entgegengesetzten Polen einer Leistungsversorgung verbunden werden können. Eine gegenüberliegende Klaue **206** kann von Elektroden jeglicher Art frei sein. Die Klauen **200** und **206** sind betätigbar, wie nachstehend genauer beschrieben, so dass das Gewebe zwischen zwei gegenüberliegenden Gewebeeingriffsoberflächen **208** und **210** ergriffen werden kann. Wenn Gewebe zwischen den Klauen **200** und **206** ergriffen wird, wird der Stromfluss im Allgemeinen zwischen die Elektrodenorgane **202** und **204** begrenzt.

[0037] Obwohl die Elektrodenorgankonfiguration von Fig. 2A funktional ist, kann das Stromflussmuster zwischen den Elektroden verbessert werden, indem ein erstes Elektrodenorgan **214** an einer ersten Klaue **216** und ein zweites Elektrodenorgan **218** an einer zweiten Klaue **220** vorhanden ist, wie in Fig. 2B dargestellt. Wie bei der Konfiguration von Fig. 2A begrenzen die Elektrodenorgane **214** und **218** von Fig. 2B im Allgemeinen den Stromfluss, so dass er sich nicht signifikant zu Gewebe außerhalb der seitlichen Grenzen der Klauen **216** und **220** erstreckt. Durch Anordnen der Elektrodenorgane **214** und **218** an gegenüberliegenden Klauen kann ein verbesserter Stromfluss durch das Gewebe erreicht werden.

[0038] Eine weitere alternative verbesserte Konfiguration der Elektrodenorgane ist in Fig. 2C dargestellt. Das erste Elektrodenorgan **230** und das zweite Elektrodenorgan **232** sind jeweils an einer ersten Klaue **234** in einer Weise ähnlich zur Ausführungsform von Fig. 2A getragen. Die Elektrodenorgane **230** und **232** umfassen jedoch jeweils eine Linie von Gewebeeindringelementen daran. Die Elektrodenorgane **202** und **204** in Fig. 2A sind im Allgemeinen lineare Elektroden mit einer Breite und Länge innerhalb der vorstehend dargelegten Bereiche. Solche Elektroden bilden einen flachen Kontakt oder eine flache Grenzfläche mit dem Gewebe, das zwischen den Klauen **200** und **206** in Eingriff steht. Durch Vorsehen von Gewebeeindringelementen **236** und **238**, wie in Fig. 2C dargestellt, werden zwei Vorteile erreicht. Erstens kann die gesamte Elektrodenfläche in Kontakt mit dem Gewebe erheblich verbessert werden, typischerweise von zweifach auf 10-fach oder größer. Durch Ausdehnen der Elektroden-"Grenzen" in das Gewebe wird überdies die Fähigkeit, einen gleichmäßigen Stromfluss innerhalb des Gewebes zu erreichen, verbessert und die Eingrenzung dieses Stromflusses in den Zielbereich wird auch verbessert. Die Vorrichtung von Fig. 2C umfasst eine gegenüberliegende Klaue **240**, die von Elektroden frei ist.

[0039] Eine geringfügig modifizierte Konfiguration für Gewebeeindringelemente **242** und **244** ist in Fig. 2D dargestellt. Anstatt beide Linien von Gewebeeindringelementen **242** und **244** an einer einzelnen Klaue zu tragen, ist die erste Linie **242** an einer oberen Klaue **246** getragen und die zweite Linie **244** ist an einer unteren Klaue **248** getragen. Die Vorteile hinsichtlich der vergrößerten Elektrodenfläche und der Stromflusseinschränkung sind jedoch im Allgemeinen zu den mit der Vorrichtung von Fig. 2C erreichten vergleichbar.

[0040] Noch eine weitere Alternative für die Elektrodenorgankonfiguration ist in Fig. 2E dargestellt. Klauen **250** und **252** tragen jeweils Paare von seitlich beabstandeten Organen **254**, **256**, **258** und **260**. Die Elektrodenorgane können zur Verbindung mit einer Leistungsversorgung so ausgelegt sein, dass seitlich beabstandete Paare von Elektroden eine entgegengesetzte Polarität aufweisen, wenn das Instrument gespeist wird. Die Elektroden **254** und **258** können beispielsweise eine erste Polarität aufweisen, während die Elektroden **256** und **260** eine zweite Polarität aufweisen können. Alternativ, jedoch weniger bevorzugt können die Elektroden **254** und **260** eine erste Polarität aufweisen, während die Elektroden **258** und **256** eine zweite Polarität aufweisen können. Die letztere Konfiguration ist im Allgemeinen beim Einschränken des Stromflusses weniger wirksam als die erstere Konfiguration, da Paare von entgegengesetzt erregten Elektroden direkt einander gegenüberliegen, wenn das Instrument mit Gewebe in Eingriff gebracht wird.

[0041] Noch eine weitere Elektrodenkonfiguration ist in Fig. 2F dargestellt. Dort trägt jede Klaue **270** und **272** ein Paar von Elektrodenorganen **274**, **276**, **278**, **280**. Jedes der Elektrodenorgane trägt wiederum eine Linie von Gewebeeindringelementen **282**, **284**, **286**, **288**. Die Gewebeeindringelemente sind so angeordnet, dass ihre distalen Spitzen miteinander in Eingriff kommen, wenn die Klauen **270** und **272** aufeinander geschlossen werden. Gegenüberliegende Paare von Elektrodenorganen **274**/**278** und **276**/**280** weisen dieselbe Polarität auf, d. h. die seitlich beabstandeten Paare weisen eine entgegengesetzte Polarität auf. In vielen Weisen ist die Funktionsweise der Vorrichtung von Fig. 2F dieselbe wie jene von sowohl Fig. 2C als auch Fig. 2D. Die Vorrichtung von Fig. 2F kann auch modifiziert werden, indem die gegenüberliegenden Eindringelemente **282**/**286** und **284**/**288** so axial beabstandet werden, dass die Elemente vollständig zur gegenüberliegenden Klaue **270** oder **272** eindringen. Eine Vielfalt von anderen Elektrodenmodifikationen und -anordnungen sind möglich und wären einem Fachmann klar.

[0042] Mit Bezug nun auf Fig. 3A-Fig. 3C wird ein

erstes beispielhaftes Paar von Klauen **10** und **12**, die zum Ergreifen von Gewebe und Anlegen von Hochfrequenzenergie gemäß den hierin offenbarten Verfahren verwendet werden können, beschrieben. Die Klauen **10** und **12** sind in einer Weise betätigbar oder hin und her bewegbar, die für Zangen, Greifer und andere ähnliche Arten von medizinischen Vorrichtungen herkömmlich sind. Spezielle Schaftkonstruktionen, die für eine solche Betätigung sorgen, werden nachstehend in Verbindung mit Fig. 5-Fig. 7 beschrieben.

[0043] Eine erste Linie **20** mit sieben Gewebeeindringstiften **22** ist auf einer Seite der unteren Klaue **10** angeordnet und eine zweite Linie **30** von Gewebeeindringstiften **32** ist auf der anderen Seite der unteren Klaue angeordnet. Die erste Linie **20** von Stiften **22** ist durch einen elektrisch leitenden Streifen **24** elektrisch gekoppelt, an dem die Stifte befestigt sind. Ebenso ist ein zweiter elektrisch leitender Streifen **34** auf der anderen Seite der Klaue angeordnet und koppelt die zweite Linie **30** von Stiften **32** elektrisch. Jeder der elektrisch leitenden Streifen **24** und **32** ist an Leitern (nicht dargestellt) befestigt, die sich proximal den Schaft der Vorrichtung hinab erstrecken und die für eine elektrische Anbringung der Linien **20** und **30** an einer herkömmlichen elektrochirurgischen Leistungsversorgung sorgen.

[0044] Die elektrisch leitenden Streifen **24** und **34** sind elektrisch voneinander isoliert. Die Streifen **24** und **34** können beispielsweise in ein Isolationsmaterial wie z. B. Keramik, Kunststoff oder dergleichen eingebettet sein. Alternativ kann eine Isolationsschicht um die Streifen **24** ausgebildet sein, so dass sie elektrisch von der unteren Klaue **10** isoliert sind. Die obere Klaue **12** kann auch aus einer Keramik oder einem anderen elektrisch isolierenden Material ausgebildet sein, um sicherzustellen, dass die Stifte **22** und **32** nicht durch den Kontakt mit der oberen Klaue kurzgeschlossen werden. Die Stifte **22** und **32** und Streifen **24** und **34** werden aus einem elektrisch leitenden Material, typischerweise einem Metall, wie z. B. Edelstahl, Gold, Silber oder dergleichen, ausgebildet. Die Abmessungen, die Anzahl, der Abstand und andere Eigenschaften der Stifte **22** und **32** liegen innerhalb der vorstehend dargelegten Bereiche. Obwohl sie in einer geraden Linie gezeigt sind, könnten die Stifte **22** und **32** auch in den anderen vorstehend dargelegten Mustern angeordnet sein.

[0045] Die Vorrichtung von Fig. 3A-Fig. 3C zeigt beide Linien **20** und **30** von Gewebeeindringelementen **22** und **32** mit derselben Klaue verbunden. Die Linien von Gewebeeindringelementen können mit gegenüberliegenden Klauen verbunden sein, wie in Fig. 4 gezeigt. Dort ist eine erste Linie von Stiften **40** innerhalb eines leitenden Streifens **44** in einer unteren Klaue **46** montiert, während eine zweite Linie von Gewebeeindringelementen **50** in einem elektrisch leitenden Streifen **54** in einer oberen Klaue **56** montiert ist. Die einzelnen Gewebeeindringelemente **40** und **50** sind somit innerhalb jeder Linie miteinander gekoppelt, aber die zwei Linien sind elektrisch isoliert, so dass das Ergebnis ein Paar von elektrisch isolierten Linien von Gewebeeindringelementen wie bei der ersten Vorrichtung ist.

[0046] Mit Bezug nun auf Fig. 5-Fig. 7 kann die vorliegende Erfindung auf theoretisch einem beliebigen Klauenbetätigungsmechanismus einer Art, die in medizinischen Vorrichtungen verwendet wird, beruhen. Der Mechanismus kann beispielsweise ein einfacher Scherenmechanismus sein, wie in Fig. 5 gezeigt, wobei die Klauen **10** und **12** schwenkbar mit Betätigungshebeln **60** und **62** verbunden sind. Das Öffnen und Schließen der Hebel **60** und **62** öffnet und schließt die Klauen in einer herkömmlichen Weise.

[0047] Die Klauen **10'** und **12'** können auch innerhalb einer hohlen Röhre **70** mit Nockenoberflächen **72** montiert sein, die an ihrem distalen Ende ausgebildet sind. Die Klauen **10'** und **12'** sind elastisch an einem Stab **74** montiert, so dass die Klauen relativ zu den Nockenoberflächen **72** axial parallel verschoben werden können, um die Klauen in Fig. 6 zu öffnen (wie in einer durchgezogenen Linie gezeigt) und die Klauen zu schließen (wie in einer gestrichelten Linie gezeigt).

[0048] Als dritte übliche Alternative können die Klauen **10"** und **12"** am distalen Ende eines röhrenförmigen Aktors **80** ausgebildet sein. Die Klaue **10"**, die von Gewebeeindringelementen frei ist, ist am Ende der Röhre **80** einteilig ausgebildet. Die bewegliche Klaue **10"** mit den Gewebeeindringelementen ist an einem Stab **74** oder Seil **82**, der/das sich zu einem proximalen Ende der Vorrichtung (nicht dargestellt) erstreckt, schwenkbar befestigt und wird durch diesen/dieses betätigt.

[0049] Die Anordnungen von Fig. 6 und Fig. 7 können durch herkömmliche proximale Anordnungen (nicht dargestellt), wie z. B. Aktoren mit drei Ringen, Pistolengriffe oder irgendeinen anderen Aktor, der eine lineare Bewegung des Stabes **74** oder Seils **82** ermöglicht, manuell betätigt werden. Die Vorrichtungen von Fig. 6 und Fig. 7 wären für laparoskopische, thorakoskopische, arthroskopische oder andere Eingriffe besonders nützlich, bei denen sie durch Kanülen mit schmalem Durchmesser, typischerweise mit Schaftdurchmessern unter 12 mm, typischer unter 10 mm und manchmal 5 mm oder kleiner, eingeführt werden sollen.

[0050] Mit Bezug nun auf Fig. 8 wird die Verwendung der Klauen **10** und **12** von **Fig.** 1-3 zum Behandeln von Gewebe T dargestellt. Die Klauen **10** und **12** werden betätigt, um eine Gewebestruktur, wie z. B. eine Arterie, eine Vene, einen Eileiter, ein Band oder

eine andere röhrenförmige oder längliche Struktur, dazwischen zu ergreifen. Die Gewebeeindringelemente **22** und **32** durchbohren das Gewebe T und dringen in dieses ein, um einen Bereich R dazwischen zu erzeugen. Die elektrisch leitenden Streifen **24** und **34** sind an einer externen Leistungsversorgung PS so angebracht, dass sie mit entgegengesetzten Polaritäten erregt werden können. Geeignete Leistungsversorgungen sind von kommerziellen Lieferanten erhältlich, wie z. B. Valleylab, Aspen und Bovie. Die Leistungsversorgungen können mit herkömmlichen sinusförmigen oder nicht sinusförmigen Wellenformen arbeiten und können mit festen oder gesteuerten Leistungspegeln arbeiten, wobei die Spannung, der Strom oder beide ausgewählt werden können. Wenn sie mit den vorstehend beschriebenen Leistungspegeln, Frequenzen und Dauern erregt werden, empfängt der Gewebebereich R zwischen den Linien von Eindringelementen **22** und **32** einen hohen Energiefluss, der eine Erhitzung, Koagulation und wahlweise Nekrose des Gewebes bewirkt. Die Erhitzung von benachbarten Geweben außerhalb dieses Bereichs R ist minimal.

[0051] Mit Bezug nun auf Fig. 9A-Fig. 9F werden weitere Elektrodenkonfigurationen beschrieben. Insbesondere können zumindest einige der Elektrodenstrukturen eine Linie von Gewebeeindringelementen, gewöhnlich in Kombination mit nicht eindringenden Oberflächenelektroden, umfassen oder aus diesen bestehen. Vorzugsweise ist ein Paar von seitlich beabstandeten länglichen Oberflächenelektroden (nicht eindringenden Elektroden) **100** und **102** auf entgegengesetzten Seiten einer Linie von sich hin und her bewegenden Gewebeeindringelementen **104** angeordnet, wie in Fig. 9A dargestellt. Fig. 9A ist eine Querschnittsansicht, in der nur ein einziges Gewebeeindringelement dargestellt ist. Es ist zu erkennen, dass mehrere Elemente in einer Linie die Länge der Klaue **106** hinab gebildet sind. Ebenso erstrecken sich die länglichen Elektroden **100** und **102** entlang der Länge der Klaue. Eine obere Klaue **108** ist vorgesehen, um ein Gewebeklemmen zu ermöglichen, und ein Kanal **110** ist in der oberen Klaue gebildet, um sich auf die Eindringung der Elemente **104** einzustellen, wie in einer gestrichelten Linie gezeigt. Fig. 9B stellt ein Instrument ähnlich dem in Fig. 9A gezeigten dar, außer dass zwei Linien **104a** und **104b** von Gewebeeindringelementen, die zwischen den länglichen Oberflächenelektroden **100** und **102** angeordnet sind, vorhanden sind. Die Konfiguration des in Fig. 9C gezeigten Instruments ist auch ähnlich zu jener von Fig. 9A, außer dass die länglichen Oberflächenelektroden **100a** und **100b** zur oberen Klauenstruktur **108** bewegt wurden. **Fig.** 9 stellt noch eine weitere Konfiguration dar, bei der sich eine erste längliche Oberflächenelektrode **100a** an der oberen Klauenstruktur **108** befindet und sich eine zweite längliche Oberflächenelektrode **102** an der unteren Klauenstruktur **106** befindet. Fig. 9E und Fig. 9F stellen Instrumentkonfigurationen mit einem Paar von Gewebeeindringelementlinien dar. In Fig. 9E sind die Linien **104a** und **104b** in der unteren Klauenstruktur **106** angeordnet, während die länglichen Oberflächenelektroden **100a** und **100b** in der oberen Klauenstruktur **108** liegen. Fig. 9F stellt eine Konfiguration dar, bei der eine erste längliche Oberflächenelektrode und eine zweite Linie **104b** von Gewebeeindringelementen in der unteren Klauenstruktur **106** liegen, während eine zweite längliche Oberflächenelektrode **100b** und eine erste Linie **104c** von Gewebeeindringelementen in der oberen Klauenstruktur **108** liegen.

[0052] Wie aus dem Obigen zu sehen ist, können die relativen Positionen von sich hin und her bewegenden (und sich nicht hin und her bewegenden) Gewebeeindringelementen und länglichen Oberflächenelektroden (nicht eindringenden Elektroden) breit variieren. Außerdem können die Zahlen von Elementen, die an irgendeinem chirurgischen Instrument vorgesehen sind, auch variieren. Zumindest ist mindestens eine Linie von Gewebeeindringelementen und eine andere Elektrodenstruktur, die entweder in das Gewebe eindringt oder nicht in das Gewebe eindringt, vorhanden. Die zwei Elektrodenstrukturen sind länglich, d. h. weisen eine minimale Längenabmessung von mindestens 1 mm auf, wobei sie gewöhnlicher im Bereich von 5 mm bis 25 mm liegen. In den dargestellten Ausführungsformen sind die Elektrodenstrukturen als im Allgemeinen linear gezeigt. Andere Konfigurationen sind ebenfalls möglich, wie z. B. konzentrisch, nicht linear, serpentinenförmig oder dergleichen. Der seitliche Abstand zwischen parallelen Elektrodenlinien bleibt jedoch im Allgemeinen konstant, wobei er typischerweise im Bereich von 0,5 mm bis 10 mm, gewöhnlicher von 1 mm bis 5 mm liegt. Die Abmessungen der Gewebeeindringelemente wurden vorstehend dargelegt. Die länglichen Oberflächenelektroden weisen typischerweise Breiten im Bereich von 0,1 mm bis 5 mm, vorzugsweise 0,5 mm bis 3 mm auf. Obwohl die Oberflächenelektroden als flach dargestellt sind, ist es auch möglich, dass sie unregelmäßige Oberflächen aufweisen würden, möglicherweise um den elektrischen Kontakt zu verbessern. Die Oberflächenunregelmäßigkeiten sollten jedoch derart sein, dass wenig oder keine Gewebeeindringung besteht, da es ein Zweck der äußeren Oberflächenelektrodenstrukturen ist, die Kanten des behandelten Gewebes abzudichten und eine mögliche Blutung zu vermeiden, die durch die Einführung der Gewebeeindringelemente verursacht werden könnte.

[0053] Mit Bezug nun auf Fig. 10A-Fig. 10C, Fig. 11, Fig. 12A, Fig. 12B und Fig. 13 wird ein bipolares chirurgisches Instrument **200** mit einer Anordnung von Oberflächenelektroden **202** und **204** und Gewebeeindringelektroden und Linien **206** und **206** von Gewebeeindringelektroden dargestellt. Die Lini-

en **206** und **208** von Gewebeeindringelektroden sind in einem elektrisch leitenden Einsatz **210** (Fig. 13) montiert, der wiederum in einem Hohlraum **212** im Instrumentengehäuse **214** montiert ist. Der Einsatz **210** kann sich innerhalb des Hohlraums **212** frei hin und her bewegen und ist an einem Stab **220** mit einem Knopf **222** und einem Paar von Stiften **224** montiert. Der Stab **220** ist in einem Kanal **230** im Boden des Einsatzes **210** aufgenommen und die Stifte **224** erstrecken sich durch ein Paar von geneigten Schlitzen **232** im Einsatz nach außen und dann durch Schlitze **234** in der Seite des Gehäuses **214**. In dieser Weise kann die axiale Bewegung des Stabes **220** (durch Ziehen oder Schieben am Knopf **222** bewirkt) bewirken, dass der Einsatz **210** innerhalb des Hohlraums **212** ansteigt oder sich absenkt. Dies bewirkt wiederum, dass sich die Gewebeeindringelektroden **206** und **208** zwischen einer abgesenkten Konfiguration (Fig. 10A) und einer angehobenen Konfiguration (Fig. 10B) hin und her bewegen.

[0054] Die länglichen Oberflächenelektroden **202** und **204** sind in einer elektrisch isolierenden Platte **240** aufgenommen, die über dem Hohlraum **212** im Gehäuse **214** montiert ist. Die Platte **240** besitzt ein Paar von Schlitzen **242** und **244** zum Aufnehmen der Elektroden **202** bzw. **204**. Außerdem besitzt die Platte **240** mehrere Löcher **246** entlang der Linien, die nach innen von den Schlitzen **242** bzw. **244** beabstandet sind. Außerdem ist ein Kanal **248** entlang der Mittellinie der Platte **240** ausgebildet, um eine Schneidklinge **250** aufzunehmen, wie am besten in Fig. 10c zu sehen.

[0055] Das Gehäuse **214** bildet eine untere Klauenstruktur und eine gelenkig gelagerte Hebelanordnung **260** bildet die obere Klauenstruktur. Der Hebel **260** umfasst einen Abdeckabschnitt **262** und einen Hebelarmabschnitt **264**. Ein Zentrums- oder Drehpunktabschnitt **266** ist zwischen Haltern **270** befestigt, die an der Oberseite des Gehäuses **214** ausgebildet sind. In dieser Weise kann der Abdeckabschnitt **262** zwischen einer offenen Konfiguration (Fig. 10A) und einer geschlossenen Konfiguration (Fig. 14B und Fig. 14C) bewegt werden, indem der Hebelarmabschnitt **264** angehoben und abgesenkt wird. Die Unterseite des Abdeckabschnitts **262** ist in Fig. 11 am besten dargestellt. Die Unterseite umfasst ein Paar von oberen Oberflächenelektroden **280** und **282**, einen Aussparungskanal **284** zum Aufnehmen der Schneidklinge **250** und Aussparungslöcher **286** zum Aufnehmen der oberen Spitzen der Gewebeeindringelektroden, wenn sie angehoben werden.

[0056] Die Schneidklinge **250** ist an einem Vorderende einer länglichen Klingenstruktur **252** mit eine Paar von Knöpfen **254** an ihrem entgegengesetzten oder proximalen Ende ausgebildet. Der Körperabschnitt **252** der Klinge ist in einem Schlitz **258** in einem Griffabschnitt **15** des Gehäuses **14** aufgenommen. Die Knöpfe erstrecken sich an einem Verbindungsschaft durch einen Schlitz **17** im Griff **15** heraus. Folglich kann die Klinge axial vorgeschoben und zurückgezogen werden, indem der Knopf **254** von einer zurückgezogenen Konfiguration (Fig. 10A und Fig. 10B) in eine vorgeschobene Konfiguration (Fig. 10C) bewegt wird. Der Knopf ist im Kanal **248** angeordnet, so dass er durch Gewebe verläuft und dieses durchschneidet, welches vorher durch Anlegen von Hochfrequenzenergie durch die Elektrodenstrukturen nekrotisiert wurde, wie nachstehend beschrieben.

[0057] Mit Bezug nun auf Fig. 12A und Fig. 12B wird die Beziehung der verschiedenen Elektrodenstrukturen und des Instruments **200** untereinander beschrieben. Anfänglich ist die Abdeckung **262** offen und die Gewebeeindringelektroden **206** und **208** sind in das Gehäuse **14** zurückgezogen, wie in Fig. 12A gezeigt. Nach dem Positionieren einer Zielgewebestruktur zwischen der offenen Abdeckung **262** und der Platte **240** des Gehäuses **14** (wie in Fig. 14A gezeigt) kann die Abdeckung geschlossen werden, wobei das Gewebe festgehalten wird (wie in Fig. 12B und Fig. 14B gezeigt). Die Gewebeeindringelektroden werden dann durch Ziehen des Knopfs **222** (Fig. 12B und Fig. 14C) angehoben, was bewirkt, dass die Elektroden **206** und **208** in das Gewebe eindringen. Die Oberflächenelektroden **202**, **204**, **280** und **282** drücken im Gegensatz dazu auf entgegengesetzte Seiten des Gewebes, dringen jedoch nicht in das Gewebe ein. Eine elektrische Radiofrequenz- oder andere Hochfrequenzenergie wird dann an das Gewebe angelegt, wobei die Oberflächenelektroden an einem Pol einer geeigneten Leistungsversorgung angebracht sind und die Gewebeeindringelektroden am anderen Pol angebracht sind. Das elektrische Feld wird folglich zwischen einem äußersten Paar von Oberflächenelektroden (**202**/**280** oder **204**/**282**) und der benachbarten Gewebeeindringelektrode (**206** oder **208**) konzentriert. Das Gewebe kann mit allen Vorteilen der Verwendung einer Gewebeeindringelektrode, wie vorstehend beschrieben, vollständig nekrotisiert werden. Nachdem eine angemessene Nekrose erreicht ist, kann die Klinge **252** vorgeschoben werden, um die parallelen Segmente von nekrotisiertem Gewebe, die gebildet wurden, zu durchschneiden.

[0058] Obwohl das Obige eine vollständige Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen der Erfindung ist, können verschiedene Alternativen, Modifikationen und Äquivalente verwendet werden. Daher sollte die obige Beschreibung nicht als Begrenzung des Schutzbereichs der Erfindung, der durch die beigefügten Ansprüche definiert ist, aufgefasst werden.

Patentansprüche

1. Bipolares chirurgisches Instrument, das umfasst:
einen Schaft mit einem proximalen Ende und einem distalen Ende;
ein Paar gegenüberliegender Klauen (**262**, **214**) am distalen Ende des Schafts;
ein erstes Elektrodenorgan (**202**) an einer der Klauen;
ein zweites Elektrodenorgan (**204**) an einer der Klauen, wobei das erste und das zweite Elektrodenorgan voneinander elektrisch isoliert sind; und
einen Betätigungsmechanismus zum Bewegen der Klauen zwischen einer geöffneten und einer geschlossenen Konfiguration, wobei die Elektrodenorgane parallel zueinander liegen und seitlich voneinander beabstandet sind, wenn die Klauen geschlossen sind, wobei wenigstens eines der Elektrodenorgane mehrere Gewebeeindringelemente (**206**, **208**) umfasst, die zu der gegenüberliegenden Klaue vorstehen, und wobei die Gewebeeindringelemente in eine Oberfläche der Klaue, auf der sie angebracht sind, hinein und aus dieser Oberfläche heraus hin und her beweglich sind.

2. Bipolares chirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem die Elektrodenorgane (**202**, **204**) seitlich um eine Strecke im Bereich von 0,5 mm bis 10 mm beabstandet sind.

3. Bipolares chirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem die Elektrodenorgane (**202**, **204**) eine Länge im Bereich von 1 mm bis 50 mm haben.

4. Bipolares chirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem sich die Elektrodenorgane an derselben Klaue (**262**, **214**) befinden.

5. Bipolares chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 1-3, bei dem das erste Elektrodenorgan (**202**) sich an einer Klaue befindet und das zweite Elektrodenelement (**204**) sich an der anderen Klaue befindet.

6. Bipolares chirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem beide Elektrodenorgane (**202**, **204**) mehrere Gewebeeindringelemente (**206**, **208**) umfassen, die zu der gegenüberliegenden Klaue vorstehen.

7. Bipolares chirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem die Gewebeeindringelemente (**206**, **208**) eine Länge im Bereich von 1 mm bis 10 mm und einen Durchmesser im Bereich von 0,1 mm bis 2 mm besitzen.

8. Bipolares chirurgisches Instrument nach Anspruch 7, bei dem das erste und das zweite Elektrodenorgan (**202**, **204**) jeweils 3 bis 50 Eindringelemente (**206**, **208**) umfassen.

9. Bipolares chirurgisches Instrument nach Anspruch 8, bei dem die Gewebeeindringelemente (**202**, **204**) in zwei geraden Linien angeordnet sind, die zueinander parallel sind, wenn die Klauen über Gewebe geschlossen sind.

10. Bipolares chirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, das ferner ein drittes Elektrodenorgan (**256**) umfasst, das auf das erste Elektrodenelement ausgerichtet ist, jedoch an der anderen Klaue angeordnet ist, und ein viertes Elektrodenorgan (**258**) umfasst, das auf ein zweites Elektrodenorgan ausgerichtet ist, jedoch an der anderen Klaue angeordnet ist.

11. Bipolares chirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem wenigstens eine der Klauen perforiert ist, um während seiner Verwendung die Freigabe von Dampf zu ermöglichen.

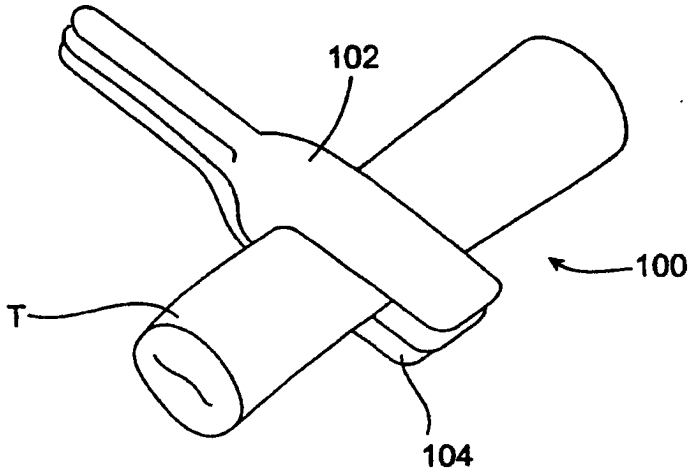
12. Bipolares chirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem der Betätigungsmechanismus Scheren, einen Nockenmechanismus oder einen Linear/Schwenkaktor umfasst.

13. Bipolares chirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, das ferner ein drittes Elektrodenorgan (**100a**) umfasst, das an derselben Klaue wie das erste Elektrodenorgan (**100b**) angeordnet ist, jedoch von dem ersten Elektrodenorgan seitlich beabstandet ist, wobei das zweite Elektrodenorgan an der anderen Klaue angeordnet ist und Gewebeeindringelemente (**104a**, **104b**) umfasst, die so angeordnet sind, dass sie zwischen der ersten und der dritten Elektrode liegen, wenn die Klauen geschlossen sind.

14. Bipolares chirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 1-12, das ferner eine betätigbare Schneidklinge (**250**) umfasst, die so angeordnet ist, dass sie längs einer Linie zwischen dem ersten und dem zweiten Elektrodenorgan schneidet.

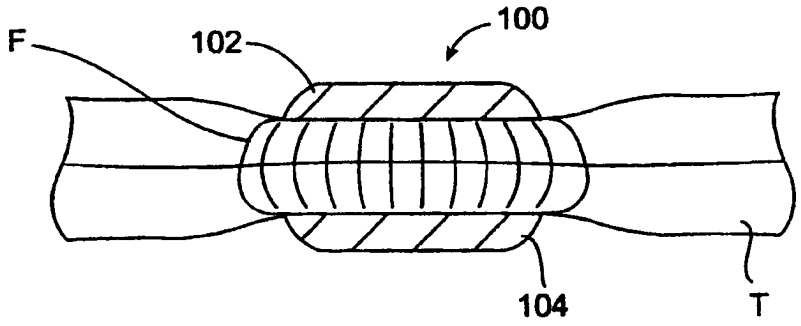
Es folgen 11 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



(Stand der Technik)

FIG. 1A



(Stand der Technik)

FIG. 1B

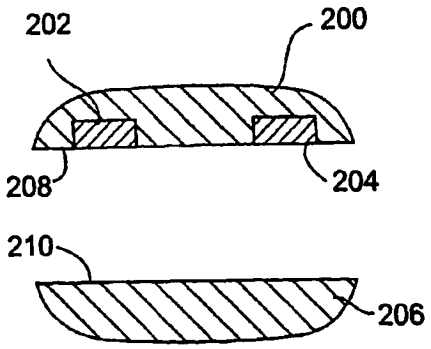


FIG. 2A

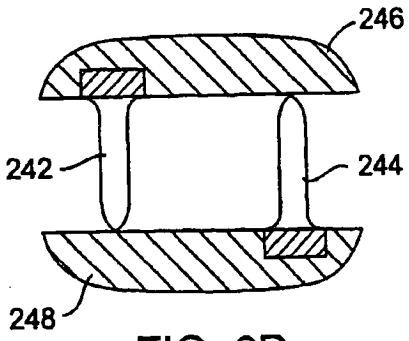


FIG. 2D

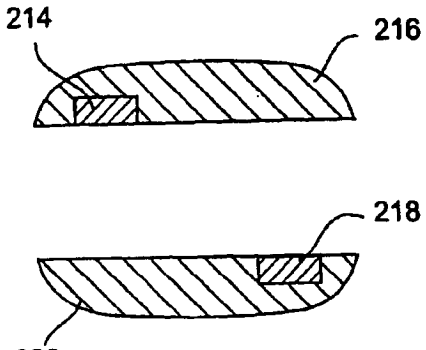


FIG. 2B

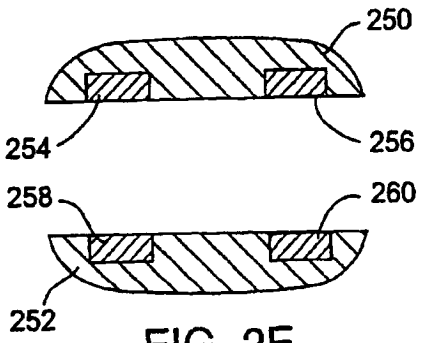


FIG. 2E

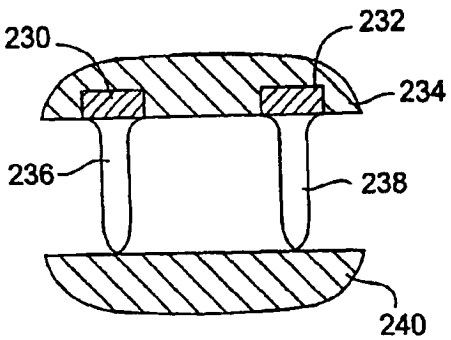


FIG. 2C

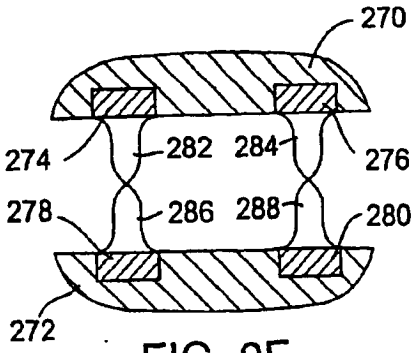


FIG. 2F

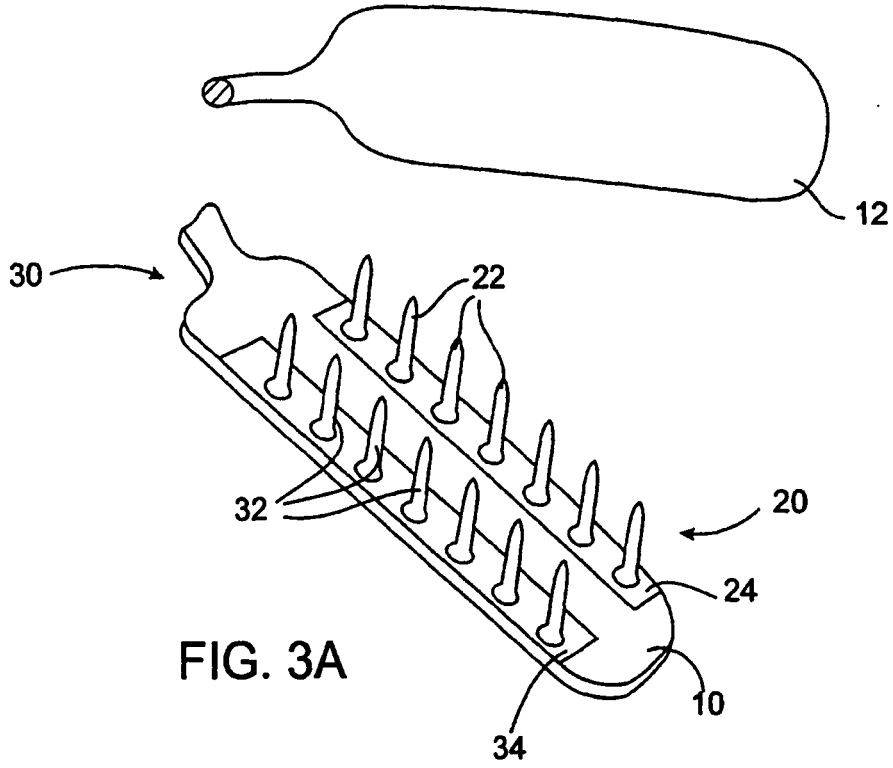


FIG. 3A

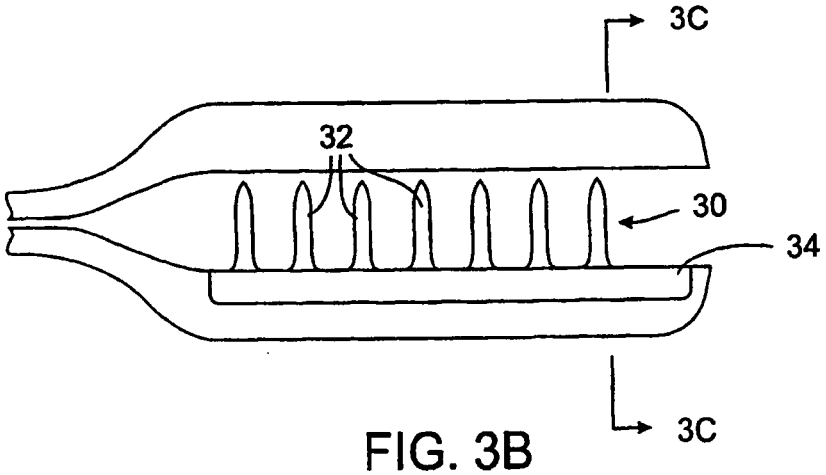


FIG. 3B

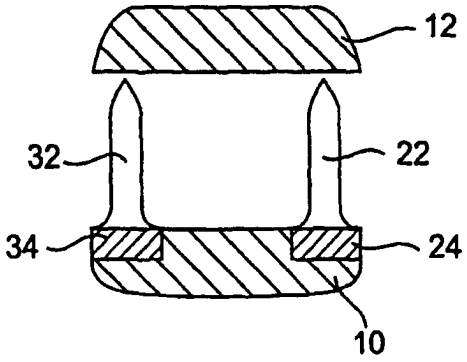


FIG. 3C

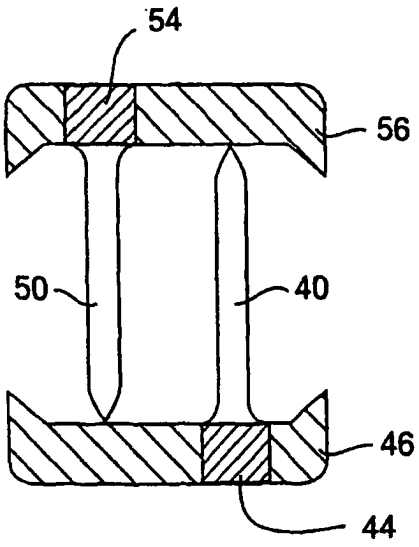


FIG. 4

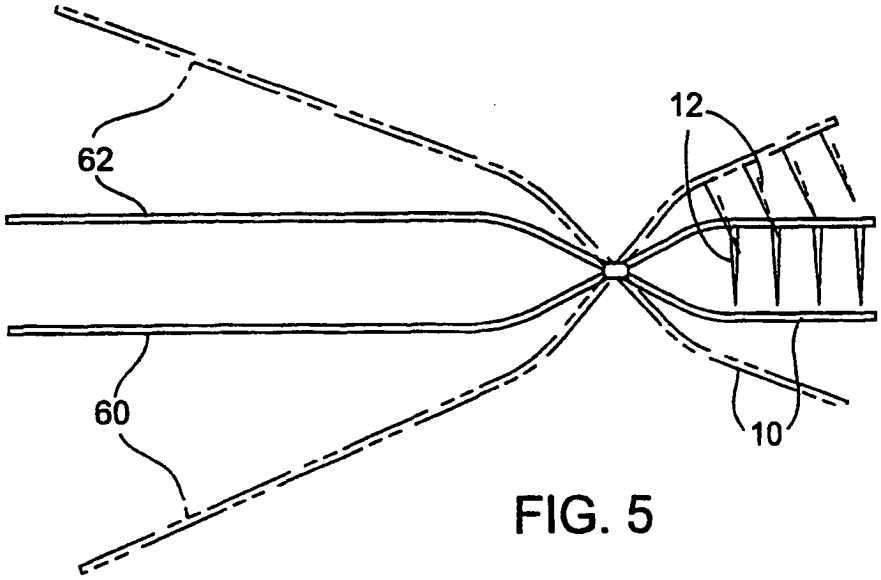


FIG. 5

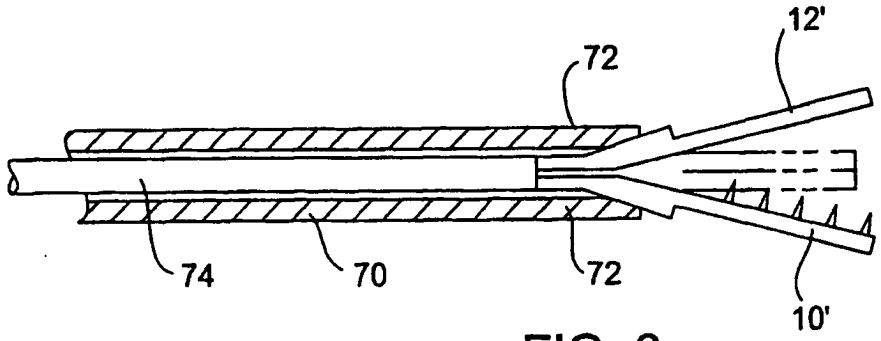


FIG. 6

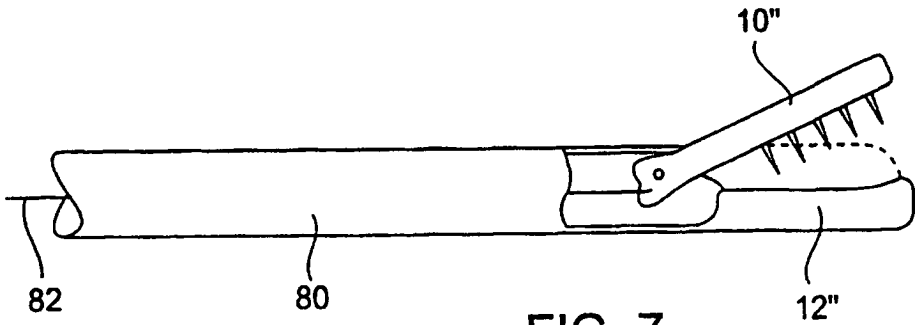


FIG. 7

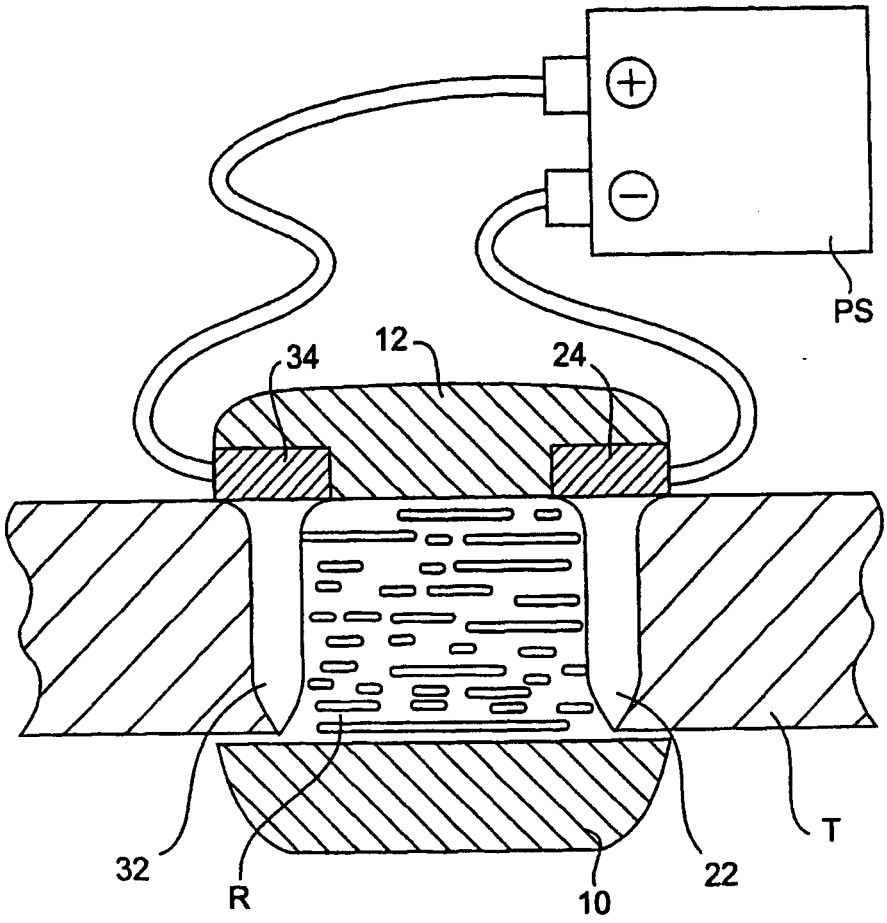


FIG. 8

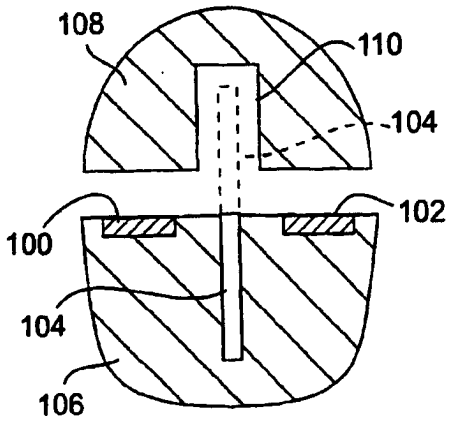


FIG. 9A

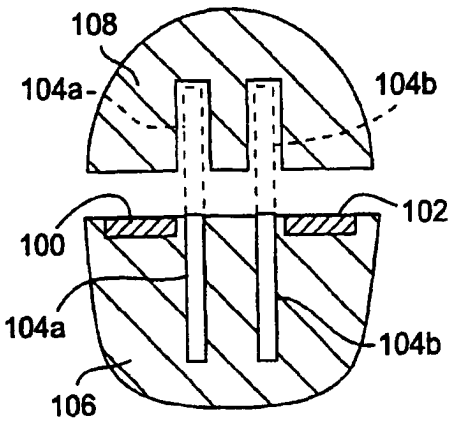


FIG. 9B

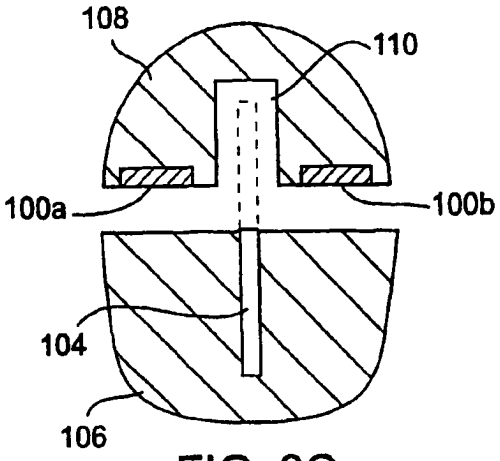


FIG. 9C

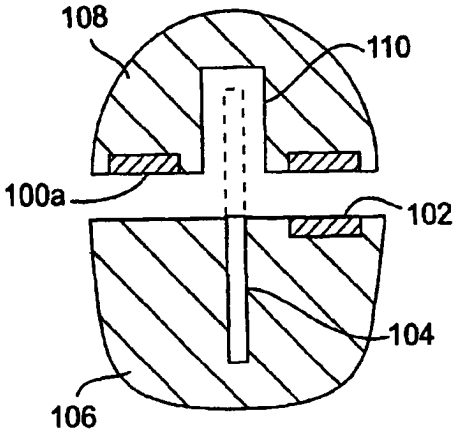


FIG. 9D

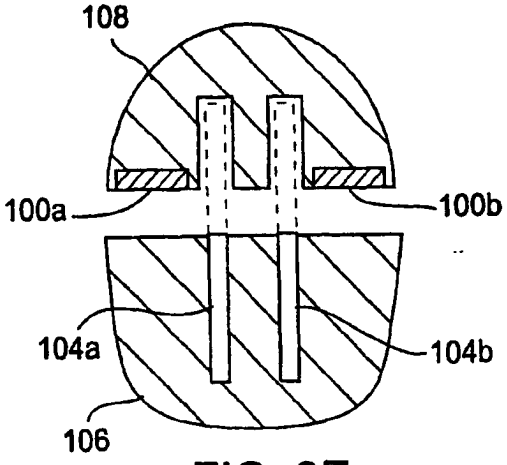


FIG. 9E

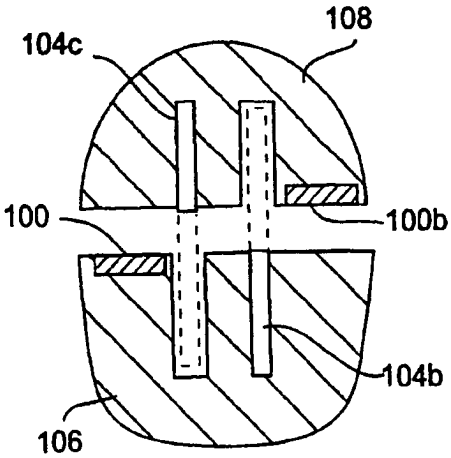


FIG. 9F

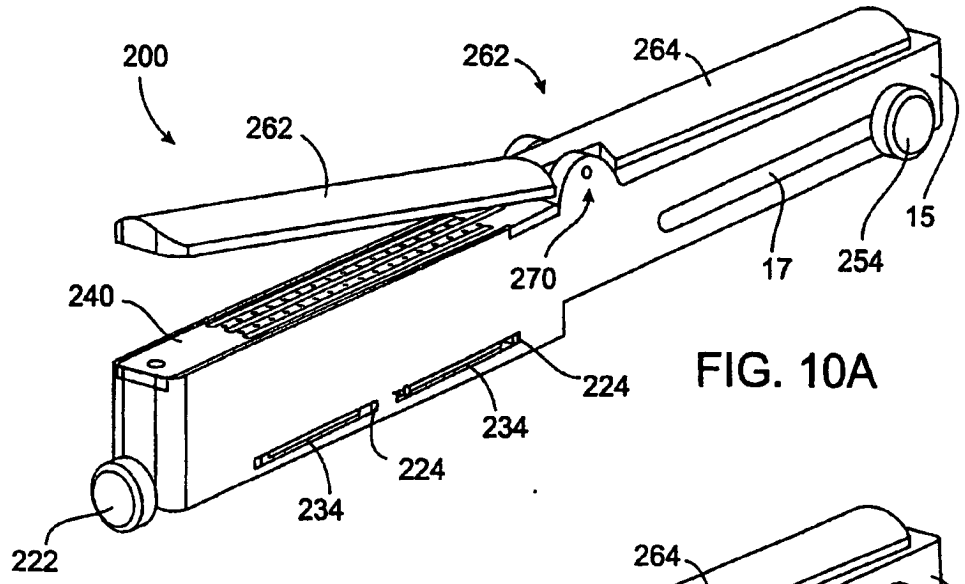


FIG. 10A

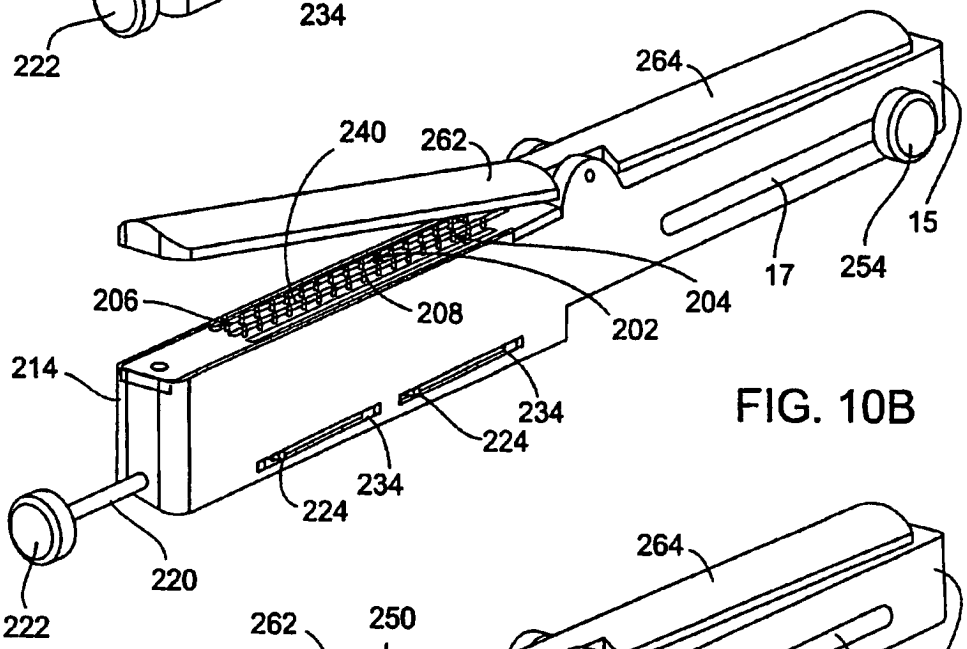


FIG. 10B

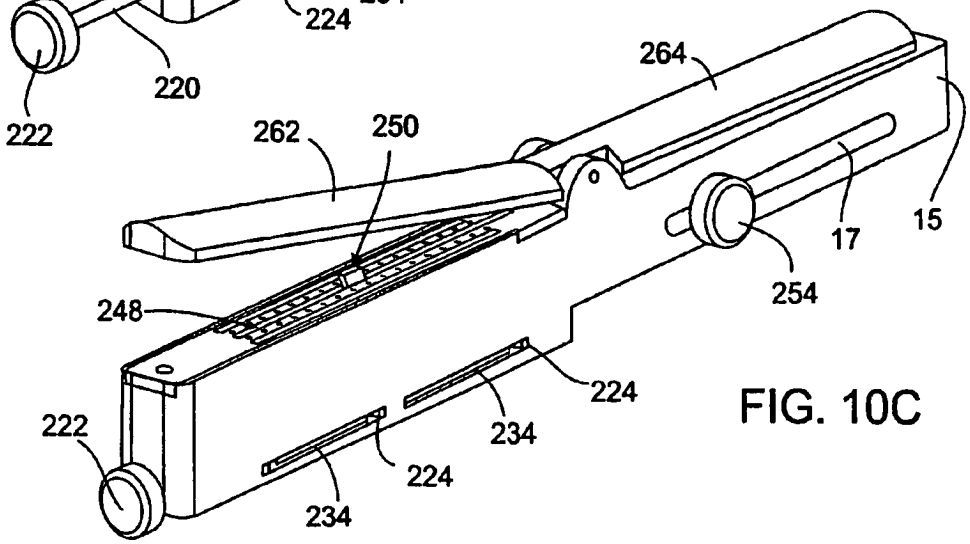


FIG. 10C

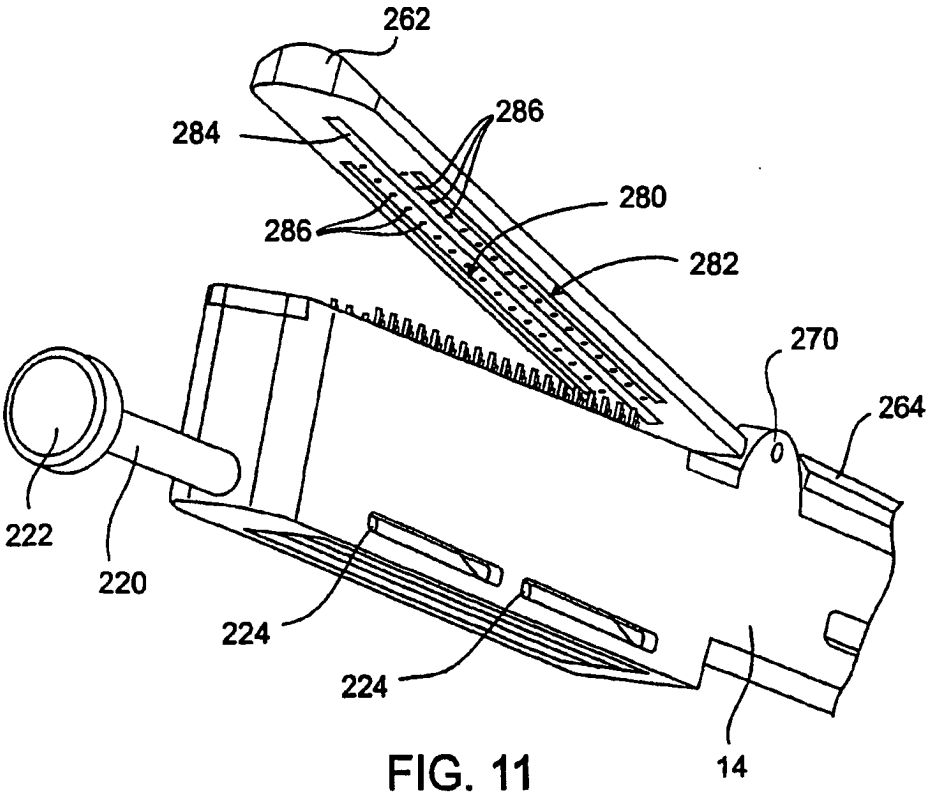


FIG. 11

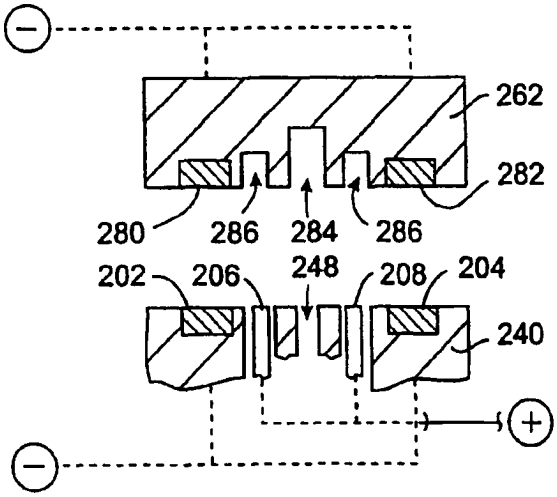


FIG. 12A

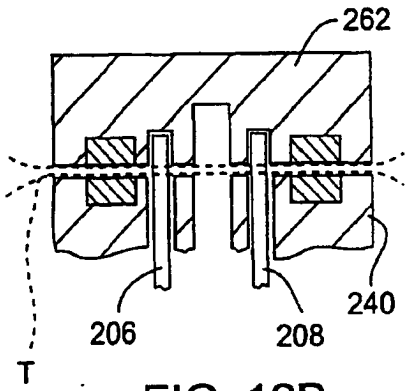


FIG. 12B

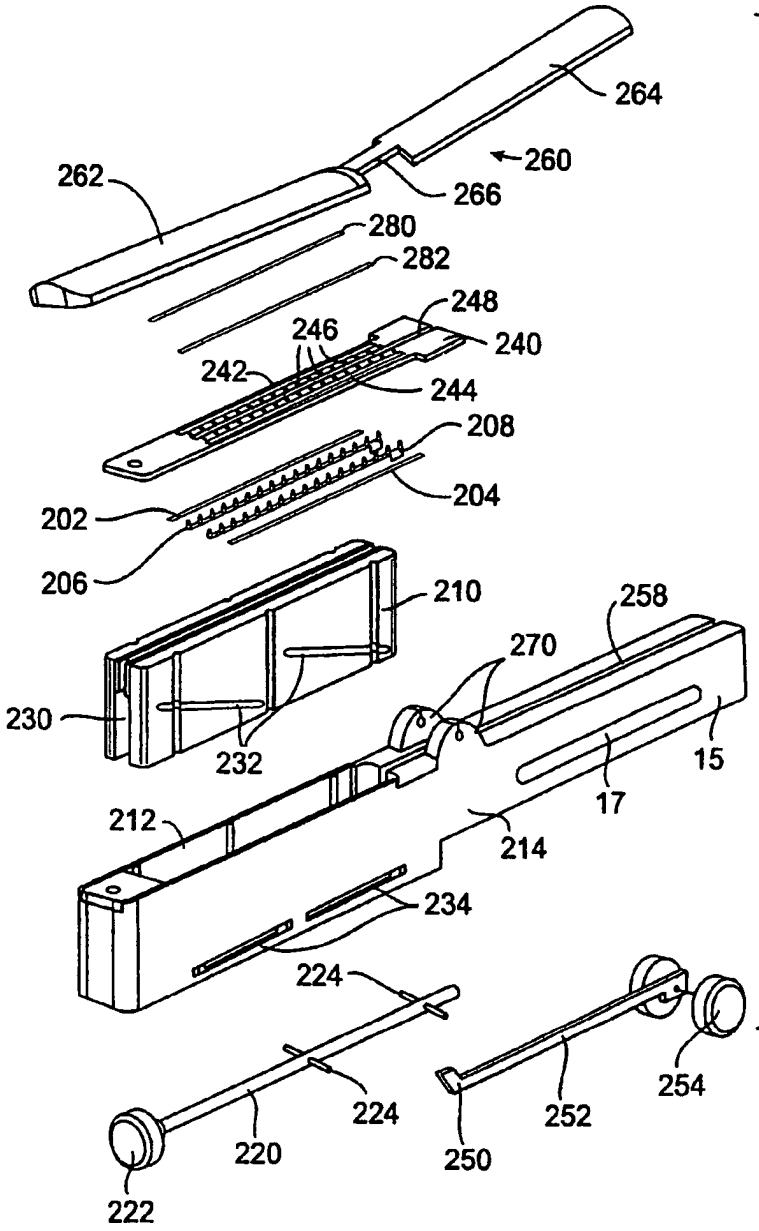

264
260
262
266
280
282
248
246
240
242
244
208
204
202
206
210
258
270
230
232
15
17
212
214
234
224
224
220
222
250
252
254

FIG. 13

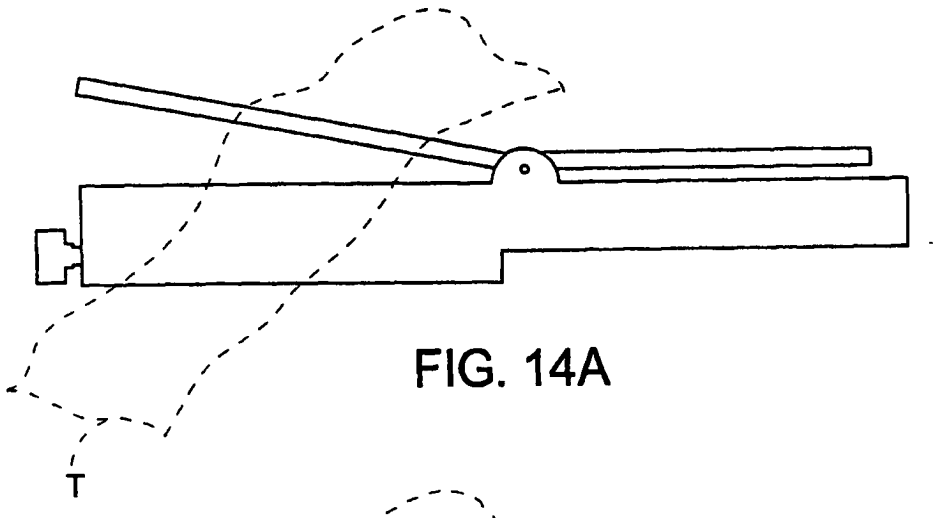


FIG. 14A

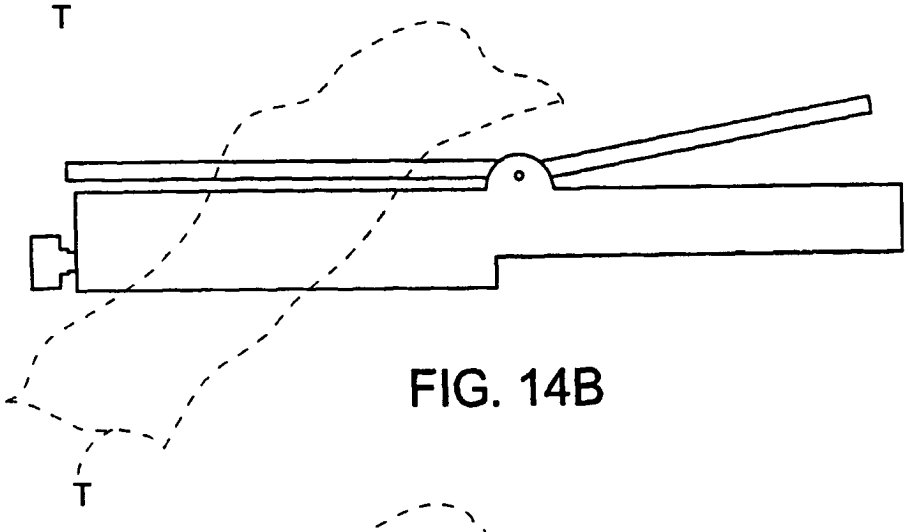


FIG. 14B

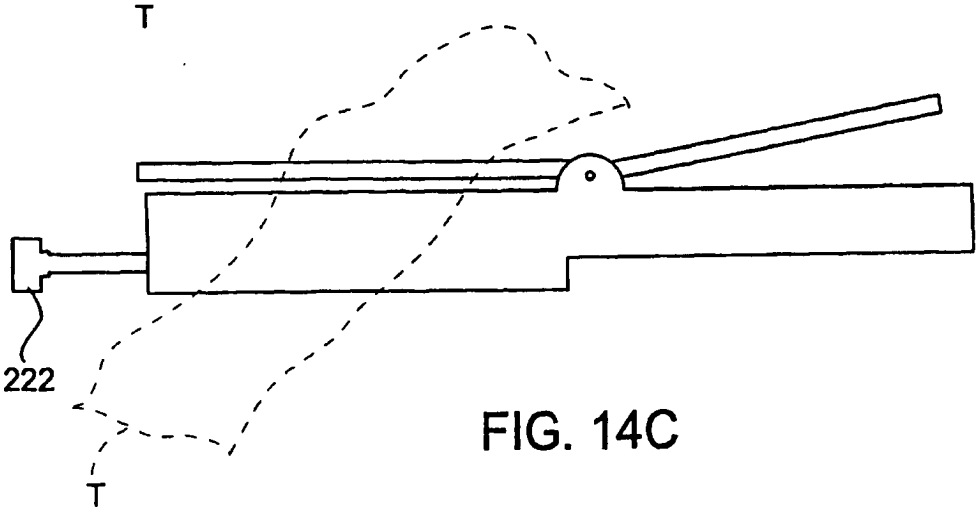


FIG. 14C