



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 601 19 002 T2 2006.11.23**

(12)

## Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 127 551 B1**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 18/00 (2006.01)**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **601 19 002.5**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **01 102 843.8**

(96) Europäischer Anmeldetag: **13.02.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **29.08.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **26.04.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **23.11.2006**

(30) Unionspriorität:

**504640            16.02.2000    US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**DE, ES, FR, GB, IE, IT**

(73) Patentinhaber:

**Sherwood Services AG, Schaffhausen, CH**

(72) Erfinder:

**Cunningham, James S., Boulder, CO 80304, US;  
Romero, Paul R., Loveland, CO 80537, US**

(74) Vertreter:

**HOFFMANN & EITLE, 81925 München**

(54) Bezeichnung: **Elektrochirurgische Vorrichtung mit angereichertem Inertgas**

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

## 1. Technisches Gebiet

**[0001]** Die vorliegende Offenbarung bezieht sich im Allgemeinen auf eine Vorrichtung zum thermischen Behandeln von Gewebe und genauer auf eine inertgasverstärkte elektrochirurgische Vorrichtung zum Bereitstellen elektrochirurgischer Energie. Als ein Beispiel einer solchen Vorrichtung siehe US-A-5,306,238, in der eine Elektrode innerhalb einer Düse in der Längsrichtung von einer eingebetteten Position, wenn sie nicht arbeitet, zu einer distal vorgeschobenen Position, wenn sie aktiv ist, verschiebbar ist.

## 2. Beschreibung des Standes der Technik

**[0002]** Elektrochirurgische Vorrichtungen mit Inertgasverstärkung sind effektiv zum Schneiden, Koagulieren, Austrocknen und/oder Fulgurieren von Blut oder Gewebe eines Patienten. Diese Vorrichtungen erzeugen ein Gasplasma, das ionisiert und dazu in der Lage ist, elektrische Energie zum Gewebe und den Körperflüiden zu leiten. Das Plasma leitet die Energie durch das Bereitstellen eines Pfades geringen elektrischen Widerstands. Ein Inertgas, das typischerweise in dieser Art verwendet wird, ist Argon, es kann jedoch ebenso ein anderes Inertgas verwendet werden. Ein Strom ionisierten Argons, was ein farbloses, geruchloses, inaktives Gas ist, leitet die elektrische Energie zum Gewebe oder zu den Körperflüssigkeiten, während es effektiv ungewünschte Ablagerungen von einem Behandlungsgebiet fortbläst.

**[0003]** Elektrochirurgische Vorrichtungen mit Inertgasverstärkung, welche während elektrochirurgischer Prozeduren verwendet werden, verwenden häufig elektrochirurgische Stifte zum Übertragen einer elektrischen Ladung auf das Gewebe und/oder auf Körperflüssigkeiten. Typischerweise ist eine Gasröhre von dem Stift umfasst um das Inertgas von einer Inertgasquelle zu dem Stift zu leiten. Ein Abschnitt der Gasröhre leitet das Gas zum Übertragen der elektrischen Ladung von dem Stift.

**[0004]** US-Patent Nr. 5,061,768 offenbart einen inertgaselektrochirurgischen Stift, der zum Leiten des Gases mit einem Inline-Gasfilter verbunden ist. Andere Stifte verwenden eine Abdeckung zum Leiten des Gases, wobei der Stift in eingebettetem Eingriff mit der Abdeckung steht. US-Patent Nr. 5,836,944 offenbart einen elektrochirurgischen Stift mit einer entfernbaren Abdeckung.

**[0005]** Die oben genannten Vorrichtungen können das Inertgas in und/oder um den elektrochirurgischen Stift herum herauslecken lassen. Weiterhin erlauben

viele dieser Vorrichtungen die Einstellung der Elektrode zum Zugang zu abgelegenen Gebieten nicht, ohne die resultierenden, oben diskutierten, Gasleckagen.

**[0006]** Andere Vorrichtungen sind bekannt, wobei eine Elektrode und eine Gasröhre innerhalb des elektrochirurgischen Stiftes umfasst sind und darin durch Klebstoff und/oder einen Schweißherstellungsprozess zusammengesetzt sind, um eine Dichtung um die Gasröhre und die Elektrode herum zu erzeugen. Dieser Typ des Zusammenbaus verhindert Leckagen, aber vergrößert nachteilig die Kosten der Herstellung. Weiterhin kann ein Zusammenbruch der Klebstoff- und/oder Schweißverbindung den elektrochirurgischen Stift für die Elektrochirurgie ineffizient werden lassen.

**[0007]** Daher besteht eine Notwendigkeit für eine elektrochirurgische Vorrichtung mit Inertgasverstärkung darin, eine effektive Abdichtung um die Gasröhre und die Elektrode herum beim Zusammensetzen der elektrochirurgischen Vorrichtung bereit zu stellen, ohne zur Ausformung der Dichtung zusätzliche Herstellungsprozesse zu benötigen. Weiterhin wäre es wünschenswert, wenn die elektrochirurgische Vorrichtung eine Ausrichtung der Elektrode bereitstellen würde, ohne die Integrität der Dichtung zu verschlechtern.

## ZUSAMMENFASSUNG

**[0008]** Entsprechend ist eine elektrochirurgische Vorrichtung mit Inertgasverstärkung offenbart, die im nachfolgenden Anspruch 1 definiert ist und eine effektive Dichtung um die Gasröhre und die Elektrode herum beim Zusammensetzen der elektrochirurgischen Vorrichtung bereitstellt, ohne dass zusätzliche Herstellungsschritte benötigt werden, um die Dichtung auszuformen. Weiterhin stellt die elektrochirurgische Vorrichtung eine Ausrichtung der Elektrode bereit, ohne die Integrität der Dichtung zu beeinträchtigen.

**[0009]** In einem Ausführungsbeispiel ist eine Mehrzahl von Gaten neben einem distalen Abschnitt des Gehäuses ausgeformt. Die Gate können im Wesentlichen orthogonal zu einer Längsachse, die durch das Gehäuse definiert ist, orientiert sein. Eine Elektrodenanordnung weist zumindest einen Abschnitt derer auf, der innerhalb des Gehäuses angeordnet ist. Ein Halteelement hat zumindest einen Abschnitt derer, der innerhalb des Gehäuses und um zumindest einen Abschnitt der Elektrodenanordnung herum angeordnet ist. Die Gate des Gehäuses sind mit dem Halteelement in Eingriff bringbar, so dass eine Dichtung zwischen ihnen ausgeformt ist. Bevorzugt wird eine flüssigkeitsdichte Dichtung durch eine Formpassung zwischen dem Gehäuse und dem Halteelement geformt. Das Halteelement kann neben einem distalen

Abschnitt des Gehäuses gehalten werden.

**[0010]** Das Gehäuse umfasst einen ersten Abschnitt und einen zweiten Abschnitt, die zwischen sich eine Kavität definieren. Die ersten und zweiten Abschnitte formen bevorzugt miteinander verriegelnde Hälften aus. Das Gehäuse kann eine erste Öffnung neben einem distalen Abschnitt des Gehäuses, und eine zweite Öffnung neben einem proximalen Abschnitt des Gehäuses umfassen. Das Gehäuse ist länglich und bevorzugt röhrenförmig.

**[0011]** Alternativ können Rippen an einer inneren Oberfläche des Gehäuses geformt werden. Die Rippen können im Wesentlichen orthogonal zu einer Längsachse des Gehäuses orientiert sein. Die ersten und die zweiten Abschnitte können Rippen umfassen. Ein elektrischer Federkontakt ist innerhalb des Gehäuses angeordnet und so konfiguriert, dass er mit den Rippen kooperiert, um eine elektrische Kommunikation mit der Elektrodenanordnung zu ermöglichen.

**[0012]** In einem alternativen Ausführungsbeispiel sind keilförmige Ausstülpungen an einer äußeren Oberfläche des Gehäuses angeordnet. Die Elektrodenanordnung umfasst eine Ausrichtungsanordnung, die koaxial um eine äußere Oberfläche der Elektrodenanordnung herum angeordnet ist, umfassend ein Halselement, das in die Keilausstülpungen des Gehäuses zum inkrementellen Ausrichten eines Bewegungsbetrages der Elektrodenanordnung relativ zum Gehäuse eingreift. Die Ausrichtungsanordnung erleichtert die Steuerung des elektrisch geladenen Stromes von Inertgas, der aus der elektrochirurgischen Vorrichtung herausfließt.

**[0013]** In einem anderen alternativen Ausführungsbeispiel umfasst die Elektrodenanordnung eine längliche röhrenförmige Elektrode, die zum Hindurchtreten von Inertgas um eine darin definierte Kavität herum und durch diese hindurch konfiguriert ist. Die Elektrode ist innerhalb einer Kavität des Gehäuses bewegbar angeordnet. Ein distaler Bereich der Elektrode kann durch die erste Öffnung des Gehäuses hindurch erstreckbar sein.

**[0014]** Ein Inertgasaktivator kann an dem Gehäuse in Kommunikation mit einer Inertgasquelle gehalten sein. Ein Energiequellenaktivator kann in dem Gehäuse montiert sein und in elektrischer Kommunikation mit einer RF Energiequelle stehen. Der elektrische Federkontakt steht in elektrischer Kommunikation mit der RF Energiequelle.

**[0015]** In noch einem weiteren Ausführungsbeispiel umfasst das Halteelement eine Abdeckung und einen Anbringungsabschnitt. Zumindest ein Abschnitt der Abdeckung ist von dem Gehäuse aus erstreckbar. Zumindest ein Abschnitt der Elektrodenanord-

nung ist durch die Abdeckung hindurch erstreckbar. Der Anbringungsabschnitt kann eine Kavität in Kommunikation mit der Inertgasquelle umfassen. Die Abdeckung ist so konfiguriert, dass sie den Anbringungsabschnitt aufnehmen kann. Die Inertgasquelle steht wünschenswert in Kommunikation mit der Elektrodenanordnung und dem Halteelement. Die Dichtung umfasst bevorzugt eine O-Ringdichtung, die den Anbringungsabschnitt aufnehmen kann. Die Inertgasquelle steht wünschenswert in Kommunikation mit der Elektrodenanordnung und dem Halteelement. Die Dichtung umfasst bevorzugt eine O-Ringdichtung, die um die Abdeckung herum ausgeformt ist. Zumindest ein Abschnitt des Halteelementes ist aus Silikon oder einem ähnlichen wärmeresistenten Material hergestellt, das für die Elektrochirurgie geeignet ist.

#### KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

**[0016]** Unterschiedliche Ausführungsbeispiele der vorliegenden Offenbarung sind hierin unter Bezugnahme auf die Zeichnungen beschrieben, in denen:

**[0017]** [Fig. 1](#) eine perspektivische Ansicht eines Ausführungsbeispiels einer elektrochirurgischen Vorrichtung mit Inertgasverstärkung gemäß der vorliegenden Erfindung zeigt;

**[0018]** [Fig. 2](#) eine Seitenansicht der Vorrichtung ist, die in [Fig. 1](#) gezeigt ist, bei der eine linke Hälfte eines Gehäuses entfernt ist;

**[0019]** [Fig. 3](#) eine Seitenansicht der linken Hälfte des Gehäuses ist, das in [Fig. 1](#) gezeigt ist;

**[0020]** [Fig. 4](#) eine vergrößerte, fortgeschnittene Ansicht eines distalen Endes der linken Hälfte ist, die in [Fig. 3](#) gezeigt ist;

**[0021]** [Fig. 5](#) eine Seitenansicht einer rechten Hälfte des Gehäuses ist, das in [Fig. 1](#) gezeigt ist;

**[0022]** [Fig. 6](#) eine vergrößerte perspektivische Ansicht einer Abdeckung eines Halteelements ist, das in [Fig. 1](#) gezeigt ist;

**[0023]** [Fig. 7](#) eine Seitenschnittansicht der Abdeckung ist, die in [Fig. 6](#) gezeigt ist;

**[0024]** [Fig. 8](#) eine vergrößerte perspektivische Ansicht eines Anbringungsabschnitts des Halteelements ist, das in [Fig. 1](#) gezeigt ist;

**[0025]** [Fig. 9](#) eine Seitenquerschnittsansicht in einer Teildraufsicht des Anbringungsabschnitts ist, der in [Fig. 8](#) gezeigt ist;

**[0026]** [Fig. 10](#) eine vergrößerte perspektivische Ansicht einer Elektrodenanordnung ist, die in [Fig. 2](#) ge-

zeigt ist;

[0027] [Fig. 11](#) eine Seitenansicht in einer Teilschnittansicht der Elektrodenanordnung ist, die in [Fig. 10](#) gezeigt ist;

[0028] [Fig. 12](#) eine perspektivische Explosionsansicht der Vorrichtung ist, die in [Fig. 1](#) gezeigt ist; und

[0029] [Fig. 13](#) eine vergrößerte perspektivische Ansicht eines elektrischen Federkontakts ist, wie er in der hervorgehobenen Detailfläche der [Fig. 12](#) gezeigt ist.

#### DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER BEISPIELHAFTEN AUSFÜHRUNGSBEISPIELE

[0030] Die Ausführungsbeispiele der Vorrichtung, die hierin offenbart sind, werden bezüglich der Prozeduren zum thermischen Behandeln von Gewebe und der damit verbundenen Instrumentierung diskutiert. Es wird erwogen, dass die vorliegende Vorrichtung Anwendung sowohl in offenen als auch minimalinvasiven Prozeduren Anwendung findet, umfassend endoskopische und laparoskopische Prozeduren, wobei ein Zugang zum Operationsort durch eine Kanüle, einen kleinen Einschnitt oder eine natürlich auftretende Öffnung erreicht wird.

[0031] In der folgenden Diskussion bezieht sich der Begriff proximal, wie es üblich ist, auf den Abschnitt der Struktur, die näher zum Bediener liegt und der Begriff distal wird sich auf den Abschnitt beziehen, der weiter weg vom Bediener liegt.

[0032] In Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung unter detaillierter Bezugnahme auf die Zeichnungen, in denen gleiche Referenzzeichen gleiche oder ähnliche Komponenten durchgehend in den unterschiedlichen Ansichten bezeichnen, zeigt [Fig. 1](#) ein Ausführungsbeispiel einer elektrochirurgischen Vorrichtung mit Inertgasverstärkung in Übereinstimmung mit den Prinzipien der vorliegenden Erfindung. Die elektrochirurgische Vorrichtung mit Inertgasverstärkung **10** umfasst ein Gehäuse **12**, das darin eingeformte Grate **14** aufweist, die sich von einer der inneren Oberflächen hervorstrecken. Ein Halteelement **18** ist ebenso umfasst, von dem ein Abschnitt innerhalb des Gehäuses **12** angeordnet ist. Die elektrochirurgische Vorrichtung **10** kann zusammengesetzt werden, um eine Dichtung um eine Elektrode und eine Gasröhre herum auszuformen, wie nachfolgend diskutiert wird, ohne die Notwendigkeit zusätzlicher Herstellungsprozesse zur Herstellung der Dichtung. Die elektrochirurgische Vorrichtung, die hierin beschrieben ist, umfasst eine elektrochirurgische Instrumentierung des Stifftyps, die mit einer RF Energiequelle verbunden ist. Es wird erwogen, dass die elektrochirurgische Vorrichtung ebenso dazu geeignet ist mit anderen chirurgischen Vorrichtungen

verwendet zu werden, wie beispielsweise ferngesteuerte chirurgische Einheiten oder Robotertyp-chirurgische Einheiten, Laser-chirurgische Einheiten etc.

[0033] Bezug nehmend auf [Fig. 2](#) weist eine Elektrodenanordnung **16** einen Abschnitt auf, der innerhalb des Gehäuses **12** angeordnet ist. Das Halteelement **18** ist um einen distalen Abschnitt der Elektrodenanordnung **16** herum angeordnet. Grate **14** des Gehäuses **12** sind mit dem Halteelement **18** in Eingriff bringbar, so dass dadurch eine fluiddichte Abdichtung geformt wird. Das Halteelement **18** formt eine fluiddichte Abdichtung mit der Elektrode durch einen Presssitz aus, der eine Ausrichtung der Elektrodenanordnung **16** erlaubt. Das Halteelement **18** formt ebenso eine flüssigkeitsdichte Abdichtung um die Gasröhrenanordnung herum aus, die nachfolgend diskutiert ist.

[0034] Die oben genannten Dichtungen der elektrochirurgischen Vorrichtung **10** sind, wie detaillierter nachfolgend diskutiert, bevorzugt geformt und halten die Komponenten der elektrochirurgischen Vorrichtung **10** ohne die Notwendigkeit zusätzlicher Herstellungsprozesse, wie beispielsweise Schweißen, Kleben, Klebstoffe, etc. Die Dichtungen, die durch das in Eingriffbringen der Abschnitte der Vorrichtung **10** erzeugt werden, sind durch Presssitz geformt. Der Presssitz umfasst in Eingriff gebrachten Kontakt der Abschnitte, der Fluidleckagen verhindert, wie nachfolgend diskutiert werden wird. Es wird erwogen, dass ein dichtender Eingriff alternativ einen Reibschluss, Druckschluss etc. umfassen kann.

[0035] Das Gehäuse **12** ist länglich und kann aus Materialien hergestellt werden, die für die Elektrochirurgie geeignet sind, so wie zum Beispiel Aluminium, rostfreier Stahl und/oder Polymere. Das Gehäuse **12** kann aus einem sterilisierbaren Material hergestellt sein und kann wegwerfbar sein. In dem Falle, dass ein metallisches Material für die Konstruktion verwendet wird, sollten diese Abschnitte des Gehäuses **12** so gut wie notwendig von den darin angeordneten elektrischen Komponenten isoliert sein, um eine potentielle Verletzung eines Benutzers oder eine Fehlfunktion der Vorrichtung zu verhindern.

[0036] Bezug nehmend auf [Fig. 3-Fig. 5](#) weist das Gehäuse **12** einen ersten Abschnitt **20** und einen zweiten Abschnitt **22** auf, die zwischen sich eine Kavität **24** definieren. Der erste Abschnitt **20** umfasst eine linke Sektion des Gehäuses **12**. Der zweite Abschnitt **22** umfasst eine rechte Sektion des Gehäuses **12**. Das Gehäuse **12** ist im Wesentlichen röhrenförmig zum Aufnehmen der Komponenten der elektrochirurgischen Vorrichtung **10**. Die Abschnitte **20** und **22** sind im Wesentlichen rechteckig. Es wird erwogen, dass das Gehäuse **12** und Abschnitte dessen alternativ für unterschiedliche chirurgische Anwendungen

gen oder deren besondere Präferenz eines Bedieners konfiguriert sind. Es wird weiterhin erwogen, dass Abschnitte des Gehäuses **12** monolithisch unter Verwendung bekannter Herstellungstechniken ausgeformt sind.

**[0037]** Der erste Abschnitt **20** und der zweite Abschnitt **22** umfassen miteinander verriegelnde Hälften. Der erste Abschnitt **20** umfasst eine zurückgesetzte Begrenzung **26** ([Fig. 3](#)), die aufgenommen wird und kooperativ in Eingriff steht mit einer angehobenen Begrenzung **28** ([Fig. 5](#)) des zweiten Abschnitts **22**. Die zurückgesetzte Begrenzung **26** ist um den Umfang des ersten Abschnitts **20** herum ausgeformt. Die angehobene Begrenzung **28** ist ähnlich und korrespondierend um den Umfang des zweiten Abschnitts **22** herum ausgeformt. Die Begrenzungen **26** und **28** verriegeln miteinander, um das Gehäuse **12** und die Komponenten, die darin angeordnet sind, in einer verriegelten Beziehung miteinander zu halten. Es wird erwogen, dass die Begrenzungen als Schnappsitz, Drucksitz, Reibungssitz etc. vorgesehen sind. Es wird weiterhin erwogen, dass die Begrenzungen eingreifen mit und gehalten werden durch externen Druck, Laschenmechanismen etc. Es ist vorstellbar, dass die Begrenzungen nur einen Abschnitt des Umfangs der jeweiligen Abschnitte umfassen.

**[0038]** Bezug nehmend auf [Fig. 4](#), die ein distales Ende des ersten Abschnitts **20** zeigt, umfasst das Gehäuse **12** eine erste Öffnung **30** neben einem distalen Abschnitt **32** dessen. Die erste Öffnung **30** ist an dem Gehäuse **12** so positioniert, dass sie einem Zieloperationsort gegenüber liegt. Es wird erwogen, dass die erste Öffnung **30** ebenso seitlich an einem der oder an beiden Abschnitten **20** und **22** ausgeformt sein kann. Die erste Öffnung **30** wird durch das Zusammensetzen des ersten Abschnitts **20** und des zweiten Abschnitts **22** ausgeformt und steht in Kommunikation mit der Kavität **24** des Gehäuses **12**. Es wird erwogen, dass die erste Öffnung **30** auch nach dem Zusammenbau ausgeformt werden kann, wie beispielsweise durch eine Lochstanze, einen Bohrer, etc. Die erste Öffnung **30** ist kreisförmig und zum Aufnehmen und Anordnen des Halteelements **18** darin konfiguriert. Es wird erwogen, dass die erste Öffnung **30** alternativ konfiguriert ist, zum Beispiel rechteckig, elliptisch, etc.

**[0039]** Die erste Öffnung **30** umfasst einen ringförmigen Ringabschnitt **34**, der eine fluiddichte Abdichtung mit dem Halteelement **18** ausformt. Bezug nehmend auf die [Fig. 2](#) und [Fig. 12](#) ist der Abschnitt **36** des Gehäuses **12** neben der ersten Öffnung **30** flexibel und elastisch, so dass beim Einsetzen des Halteelements **18** innerhalb der ersten Öffnung **30** der ringförmige Ringabschnitt **34** dazu gebracht wird, sich nach außen zu stülpen. Eine Dichtung ist zwischen dem Halteelement **18** und dem ringförmigen

Ringabschnitt **34** ausgeformt aufgrund der Formpassung, die darin durch das Einsetzen des Halteelements **18** erzeugt wird, und durch die Elastizität des Abschnitts **36**. Die ausgeformte Dichtung verhindert vorzugsweise ein Herauslecken von Gas um das Halteelement **18** herum und auf die Außenseite des Gehäuses **12**. Es wird erwogen, dass die erste Öffnung **30** alternative Konfigurationen aufweist, korrespondierend zu der Gestaltung des Halteelements **18**. Es wird weiterhin erwogen, dass der Freiheitsgrad des Abschnitts **36** für die besondere chirurgische Anwendung gemäß den Konstruktionsmaterialien des Gehäuses **12** und/oder seiner Konfiguration verändert werden kann.

**[0040]** Der erste Abschnitt **20** und der zweite Abschnitt **22** umfassen eine Mehrzahl von Gerten **14**, die neben dem distalen Abschnitt **32** des Gehäuses **12** ausgeformt sind. Die Gerte **14** sind im Wesentlichen senkrecht zu einer Längsachse A orientiert, die durch das Gehäuse **12** definiert ist ([Fig. 2–Fig. 5](#)). Es wird erwogen, dass eine einzige oder mehrere der Gerte an dem Gehäuse **12** ausgeformt sind. Es wird weiter erwogen, dass die Gerte **14** in unterschiedlichen Winkelorientierungen relativ zu der Längsachse A ausgeformt sind, abhängig von dem gewünschten Dichtungseingriff und/oder der Konfiguration und Orientierung des Halteelements **18** innerhalb des Gehäuses **12**.

**[0041]** Die Gerte **14** sind monolithisch mit dem Gehäuse **12** mittels bekannter Herstellungstechniken ausgeformt. Es wird erwogen, dass die Gerte **14** innerhalb des Gehäuses **12** integral verbunden sind durch, wie zum Beispiel, einen Einsatz etc. Die Kanten **14** erstrecken sich in die Kavität **24** des Gehäuses **12** hinein. Das Gehäuse **12**, danebenliegende Gerte **14** sind flexibel und elastisch, so dass beim Zusammensetzen des Gehäuses **12** mit dem Halteelement **18** die Gerte **14** dazu gebracht werden, sich elastisch um das Halteelement **18** herum zu verbiegen.

**[0042]** Eine fluiddichte O-Ring Dichtung ist zwischen den Gerten **14** und einer äußeren Oberfläche des Halteelements **18** aufgrund des Presssitzes ausgeformt, der erzeugt wird durch das Zusammenbauen des Gehäuses **12** und korrespondierend damit des Halteelements **18** mit den Gerten **14**. Die Gerte **14** formen zusammen mit der Kavität **24** eine röhrenförmige Konfiguration zum Aufnehmen des Halteelements **18** aus. Es wird erwogen, dass die Gerte **14** alternative Konfigurationen ausformen korrespondierend zu der Konfiguration des Halteelements **18**. Die O-Ringdichtung ist vorteilhaft so ausgeformt, dass sie ein Herauslecken von Gas um das Halteelement **18** herum und um die Komponenten der elektrochirurgischen Vorrichtung **10**, die darin aufgenommen ist, verhindert. Es wird erwogen, dass die Flexibilität der Gerte **14** für die besondere chirurgische Anwen-

ding gemäß der Konstruktionsmaterialien des Gehäuses **12** und/oder seiner Konfiguration der danebenliegenden Grate **14** verändert werden kann.

**[0043]** Das Halteelement **18** umfasst eine Abdeckung **38** und einen Anbringungsabschnitt **40**. Die Komponenten des Halteelements **18** sind aus Silikon hergestellt. Es wird erwogen, dass andere Materialien, die solche Wärmewiderstandscharakteristika haben, dass sie zum Beispiel eine Schorfbildung reduzieren, und die für elektrochirurgische Anwendungen geeignet sind, alternativ verwendet werden können.

**[0044]** Bezug nehmend auf [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#) ist eine äußere Oberfläche **44** der Abdeckung **38** konfiguriert zum in Eingriffbringen mit dem ringförmigen Ringabschnitt **34** der ersten Öffnung **30**, um die fluiddichte Abdichtung auszubilden, wie oben unter Bezugnahme auf [Fig. 4](#) diskutiert. Die Abdeckung **38** hat eine kaminförmige Konfiguration und umfasst einen länglichen Abschnitt **48** und einen Verbindungsabschnitt **50**. Der längliche Abschnitt **48** ist durch die erste Öffnung **30** des Gehäuses **12** erstreckbar. Der längliche Abschnitt **48** definiert eine innere Kavität **52**, wodurch ein distaler Abschnitt der Elektrodenanordnung **16** angeordnet ist.

**[0045]** Die Abdeckung **38** ist monolithisch durch bekannte Herstellungstechniken ausgeformt und die innere Kavität **52** des länglichen Abschnitts **48** ist teleskopisch für das Hindurchtreten von Gas dadurch konfiguriert, wodurch elektrochirurgische Energie durch den elektrisch geladenen Strom von Inertgas geliefert wird, wenn die Elektrodenanordnung **16** aktiviert ist. Der Verbindungsabschnitt **50** der Abdeckung **38** ist im Wesentlichen röhrenförmig und durch den Anbringungsabschnitt **40** in einem fluiddichten Dichtungseingriff aufgenommen, wie in [Fig. 2](#) und [Fig. 12](#) gezeigt. Der fluiddichte Dichtungseingriff kann durch Presssitz, Reibschluss etc. ausgeformt sein. Es wird erwogen, dass die Abdeckung **38** und der Anbringungsabschnitt **40** des Halteelements **18** monolithisch durch bekannte Herstellungstechniken geformt sind. Gas wird durch den Verbindungsabschnitt **50** gespeist und durch den länglichen Abschnitt **48** um die Elektrodenanordnung **16** herum zugeführt.

**[0046]** Bezug nehmend auf [Fig. 8](#) und [Fig. 9](#) ist eine äußere Oberfläche **46** des Anbringungsabschnitts **40** dazu konfiguriert, in Grate **14** einzugreifen, um die fluiddichte Dichtung auszuformen, wie oben unter Bezugnahme auf [Fig. 4](#) diskutiert. Ein Anbringungsabschnitt **40** umfasst einen Einschlussabschnitt **54** und einen Verbindungsabschnitt **56**. Der Einschlussabschnitt **54** definiert eine innere Oberfläche **58**, die mit dem Verbindungsabschnitt **50** der Abdeckung **38** eingreift. Der Einschlussabschnitt **54** umfasst aufnehmenbar die Abdeckung **38** in einem fluiddichten Dichtungseingriff, um Gasaustritt zu verhindern, wie

oben unter Bezugnahme auf [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#) diskutiert, und eine Verbindung mit einer angemessenen Inertgasquelle zu vereinfachen, wie nachfolgend diskutiert.

**[0047]** Der Einschlussabschnitt **54** definiert eine Öffnung **60**, wodurch darin ein Abschnitt der Elektrodenanordnung **16** aufgenommen ist und in einem fluiddichten Dichtungseingriff steht, der nachfolgend unter Bezugnahme auf die [Fig. 10](#) und [Fig. 11](#) diskutiert wird. Die Öffnung **60** ist im Wesentlichen mit der Kavität **52** der Abdeckung **38** zur angemessenen Ausrichtung der Elektrodenanordnung **16** innerhalb des Halteelements **18** ausgerichtet.

**[0048]** Der Verbindungsabschnitt **56** erstreckt sich proximal innerhalb des Gehäuses **12** von dem Einschlussabschnitt **54** aus. Der Verbindungsabschnitt **56** umfasst eine äußere Oberfläche **62**, die mit einem Gasverbinder **64a** der Gasröhrenanordnung **64** eingreift, wie in [Fig. 2](#) und [Fig. 12](#) gezeigt, um damit eine fluiddichte Dichtung auszuformen. Die fluiddichte Dichtung kann durch Presssitz, Reibschluss, etc. ausgeformt sein. Es wird erwogen, dass der Verbindungsabschnitt **56** monolithisch mit dem Gasverbinder **64a** durch bekannte Herstellungstechniken ausgeformt ist. Die fluiddichte Dichtung erleichtert die Kommunikation einer Kavität **66**, die durch den Verbindungsabschnitt **56** definiert ist, und der Gasröhrenanordnung **64**.

**[0049]** Die Gasröhrenanordnung **64** erstreckt sich von einem Verbindungsabschnitt **56** zu einem proximalen Abschnitt **65** des Gehäuses **12**. Die Gasröhrenanordnung **64** erstreckt sich durch das Gehäuse **12** und durch eine zweite Öffnung **67**, die neben dem proximalen Abschnitt **65** definiert ist. Die zweite Öffnung **67** ist durch Zusammensetzen des ersten Abschnitts und des zweiten Abschnitts **22** ausgeformt und steht in Kommunikation mit der Kavität **24** des Gehäuses **12**. Es wird erwogen, dass die zweite Öffnung **67** auch nach dem Zusammenbau ausgeformt wird, zum Beispiel durch eine Lochstanze, einen Bohrer, etc. Die zweite Öffnung **67** ist ringförmig ausgebildet und zur Aufnahme und Entsorgung von Abschnitten der Elektrodenanordnung **16** und der Gasröhrenanordnung **64** konfiguriert. Es wird erwogen, dass die zweite Öffnung **67** alternativ zum Aufnehmen der Abschnitte der elektrochirurgischen Vorrichtung **12**, die darin gelagert ist, konfiguriert ist. Die Gasröhrenanordnung **64** steht in Kommunikation mit einer Inertgasquelle **69**.

**[0050]** Bezug nehmend auf [Fig. 10](#)–[Fig. 12](#) umfasst die Elektrodenanordnung **16** eine Elektrode **68** und eine Einstellungsanordnung **70**. Die Elektrode **68** ist länglich und röhrenförmig und ist aus einem elektrisch leitenden Material hergestellt, wie zum Beispiel aus Wolfram, rostfreiem Stahl, etc., das für elektrochirurgische Anwendungen geeignet ist. Die Elektrode **68**

ist für das Hindurchtreten von Inertgas durch diese hindurch und durch eine Kavität **72**, die darin definiert ist, konfiguriert.

**[0051]** Die Elektrode **68** ist innerhalb der Kavität **24** des Gehäuses **12** bewegbar angeordnet. Ein distaler Abschnitt **74** der Elektrode **68** ist durch das Halteelement **18** zur Kommunikation mit der Gasröhrenanordnung **64** aufgenommen. Der distale Abschnitt **74** ist durch das Halteelement **18** aufgenommen und formt eine fluiddichte Dichtung mit dem Halteelement **18** durch eine Formpassung aus, die dazwischen ausgebildet ist.

**[0052]** Die Elektrode **68** greift in die Öffnung **60** ([Fig. 8](#) und [Fig. 9](#)) des Anbringungsabschnitts **40** ein, um dadurch die fluiddichte Dichtung auszuformen. Die Elektrode **68** umfasst ein aufgebogenes Ende **76**, das pressgepasst auf oder „hereingesteckt“ in den Anbringungsabschnitt **40** ist, um die Formpassung mit der Öffnung **60** und einer äußeren Oberfläche des Schafts der Elektrode **68** auszuformen. Es wird dadurch verhindert, dass Gas in das Gehäuse **12** hereinleckt und die Elektrodeneinstellung, unter Verwendung der Einstellungsanordnung **70**, die nachfolgend diskutiert ist, wird vereinfacht um den elektrisch geladenen Strom elektrochirurgischer Energie, die zugeliefert wird, einfacher zu steuern.

**[0053]** Der distale Abschnitt **74** der Elektrode **68** ist innerhalb des Halteelements **18** angeordnet. Die Elektrode **68** umfasst Schlitze **78**, die das Hindurchtreten von Gas durch die Elektrode hindurch und um diese herum erleichtern. Wenn Gas von der Gasröhrenanordnung **64** innerhalb des Anbringungsabschnitts **40** zugeführt wird, wird es durch das Halteelement **18** hindurch geleitet. Inertgas fließt durch die Schlitze **78** und um die mit Energie versetzte Elektrode **68** herum, um elektrochirurgische Energie über den elektrisch geladenen Strom von Inertgas durch die Abdeckung **38** hindurch an einen chirurgischen Zielort zu liefern.

**[0054]** Die Einstellungsanordnung **70** der Elektrodenanordnung **16** greift in das Gehäuse **12** zum inkrementellen Einstellen eines Bewegungsbetrages der Elektrode **68** relativ zum Gehäuse **12** ein. Die Einstellungsanordnung **70** hat einen Schaftabschnitt **71**, der koaxial um den Schaft der Elektrode **68** herum angeordnet ist. Die Einstellungsanordnung **70** wird aus einem polymeren Material unter Verwendung bekannter Herstellungstechniken geformt. Es wird erwogen, dass andere Materialien verwendet werden können, so wie zum Beispiel Aluminium, Stahl, etc.

**[0055]** Die Einstellungsanordnung **70** ist an der Elektrode **68** durch einen Kleber oder ähnliches montiert. Es wird erwogen, dass der Schaftabschnitt **71** an der Elektrode ebenso durch Reibschluss etc.

montiert werden kann. Aufgrund des Zusammensetzens der Elektrode **68** und des Schaftabschnitts **71** bewirkt eine Bewegung der Einstellungsanordnung **70** eine korrespondierende Bewegung der Elektrode **68**. Ein Eingreifen der Einstellungsanordnung **70** mit dem Gehäuse **12** resultiert in einer gleichmäßigen linearen Betätigung der Elektrode **68** zum Einstellen deren Tiefe und der Steuerung des Stroms der elektrochirurgischen Energie, die an einen chirurgischen Zielort geliefert wird, wie nachfolgend diskutiert werden wird.

**[0056]** Die Einstellungsanordnung **70** umfasst ein Halselement **80**, das sich von einem Schaftabschnitt **71** aus erstreckt und ein Hebeelement **82**, das mit diesem verbunden ist. Das Hebeelement **82** umfasst einen Knopf **84**, der zum aufwärts und abwärts Betätigen eines Kerbenendes **86** des Hebeelementes **82** herunterdrückbar ist, um mit dem Gehäuse **12** zum inkrementellen Einstellen der Elektrode **68** einzugreifen. Das Hebeelement **82** ist relativ zu dem Halselement **80** verschwenkbar. Die Verschwenkbewegung wird erleichtert durch eine flexible und elastische Verbindung **81**. Ein Verschwenken des Hebeelementes kann ebenso durch ein Scharnier, eine Halterung, etc. vereinfacht werden.

**[0057]** Bezug nehmend auf die [Fig. 2](#) ist ein Kerbenende **86** so konfiguriert, dass es mit Keilausstülpungen **88**, die durch das Gehäuse **12** definiert sind, eingreift. Die Tiefe der Elektrode **68** innerhalb des Halteelements **18** wird durch den Manipulationsknopf **84** eingestellt, um das Kerbenende **86** außer Eingriff mit den Keilausstülpungen **88** zu bringen. Während der Knopf **84** kontinuierlich herabgedrückt wird, wird die Einstellungsanordnung **70** so betätigt, dass sich das Halselement **80** entlang der Achse A innerhalb eines Schlitzes **83** des Gehäuses **12** linear hin und her bewegt. Die Manipulation der Einstellungsanordnung **70** ruft eine damit korrespondierende Bewegung der Elektrode **68** innerhalb des Gehäuses **12** entlang der Achse A hervor, zum Einstellen der gewünschten Tiefe der Elektrode **68** innerhalb des Halteelements **18** gemäß der besonderen chirurgischen Anwendung oder den Vorlieben des Benutzers. Die Einstellung der Tiefe der Elektrode **68** erlaubt es dem Benutzer, den Strom elektrochirurgischer Energie, der durch die Abdeckung **38** hindurchgeliefert wird, einzustellen und zu steuern. Der mit Energie versehene Strom von Inertgas kann gesteuert werden, um die Intensität, Dicke etc. des Stromes zu steuern.

**[0058]** Sobald eine gewünschte Tiefe der Elektrode **68** innerhalb des Halteelements **18** erreicht ist, wird der Knopf **84** losgelassen, was das Kerbenende **86** dazu bringt, sich relativ zu dem Halselement **80** um das Gelenk **81** herum zu verschwenken und mit dem Gehäuse **12** zwischen den nebeneinander liegenden Keilvorsprüngen **88** in Eingriff zu kommen. Die Elektrode **68** bleibt in der gewünschten Tiefe aufgrund

des Eingriffs des Kerbenendes **86** zwischen den besonderen Keilvorsprüngen **88** fixiert. Es wird erwogen, dass das Kerbenende **86** zum Einstellen der Elektrode **68** durch einen Reibschluss in eine flache Oberfläche an dem Gehäuse **12** eingreift, um die Positionierung der Elektrode **68** aufrechtzuerhalten. Weitere Einstellungen der Tiefe der Elektrode **68** können durch weitere Betätigungen der Einstellungsanordnung **70** gemäß den Erfordernissen einer besonderen chirurgischen Anwendung und/oder den Vorlieben des Benutzers durchgeführt werden.

[0059] Bezug nehmend auf [Fig. 5](#) umfasst der zweite Abschnitt **22** des Gehäuses **12** Rippen **90** und **91**, die auf einer dessen inneren Oberflächen **92** ausgeformt sind und die sich in die Kavität **24** hereinstrecken. Bezug nehmend auf die [Fig. 12](#) und [Fig. 13](#) sind die Rippen **90** und **91** so konfiguriert, dass sie mit einem elektrischen Federkontakt **94**, der innerhalb des Gehäuses **12** angeordnet ist, eingreifen und ihn halten. Die Rippen **90** und **91** sind monolithisch mit dem Gehäuse **12** ausgeformt und im Wesentlichen senkrecht zueinander orientiert, um das Halten des elektrischen Federkontakts **94** zu vereinfachen. Es wird erwogen, dass die Rippen integral mit dem Gehäuse verbunden sein können. Es wird weiterhin erwogen, dass eine einzelne Rippe oder eine Mehrzahl von Rippen dazu verwendet werden kann, den elektrischen Federkontakt zu halten.

[0060] Ein erstes Ende **94a** des elektrischen Federkontakts **94** ist an den Rippen **90** montiert. Ein zweites Ende **94b** wird durch die Rippen **91** aufgenommen und gehalten. Ein Kontaktabschnitt **94c** des elektrischen Federkontakts **94** ist so konfiguriert, dass er in die Elektrodenanordnung **16** eingreift. Der Kontaktabschnitt **94c** erstreckt sich flexibel von dem Kontakt **94** aus, so dass die Elektrode **68** beim Eingreifen mit der Elektrodenanordnung **16** in elektrische Kommunikation mit einer RF Energiequelle gebracht wird, wie nachfolgend diskutiert.

[0061] Der Kontaktabschnitt **94c** umfasst einen elastischen Arm, der sich von einem Körperabschnitt **94d** eines elektrischen Federkontakts **94** aus erstreckt. Der Kontaktabschnitt **94c** umfasst einen Isolationsabschnitt **94e**, der direkt an dem Körperabschnitt **94d** und einem Leitungsabschnitt **94f** angebracht ist, der sich von dem Isolationsabschnitt **94e** aus erstreckt, der elastisch mit dem Körperbereich **94d** in Eingriff bringbar ist. Der Isolierabschnitt **94e** bleibt zwischen der Elektrode **68** und der RF Energiequelle ein offener Schaltkreis, obwohl die Elektrode **68** in Eingriff mit dem Kontaktabschnitt **94c** stehen kann.

[0062] Um den Schaltkreis zwischen der Elektrode **68** und der Energiequelle zu schließen, wird ein Druck auf das Gehäuse **12** ausgeübt, wobei die Rippen **90** und **91** dazu gebracht werden, den elektri-

schon Federkontakt **94** eingreifend zu kontaktieren. Korrespondierend greift der elektrische Federkontakt **94** mit der Elektrode **68** ein, was einen leitenden Abschnitt **94f** dazu bringt, den Körperabschnitt **94d** eingreifend zu kontaktieren, was seinerseits den Schaltkreis schließt und eine elektrische Kommunikation zwischen der Elektrode **68** und der RF Energiequelle über den Energiequellenaktivator **96** ausbildet.

[0063] Bezug nehmend auf [Fig. 2](#) und [Fig. 12](#) umfasst der Energiequellenaktivator **96** eine Schalteranordnung **98** und steht in Kommunikation mit einer Schaltkreisanordnung **100**. Die Schalteranordnung **98** umfasst einen Handschalter **102**, der an einer äußeren Oberfläche eines Gehäuses **12** montiert ist. Der Handschalter **102** verschwenkt sich um einen Verschwenkstift **104** zum Aktivieren einer RF Energiequelle **106**, die über die Schaltkreisanordnung **100** in elektrischer Kommunikation mit dem Energiequellenaktivator **96** steht. Der Energiequellenaktivator **96** steht in Kommunikation mit dem elektrischen Federkontakt **94**, wie oben diskutiert. Wenn die Rippen **90** zusammengedrückt werden, steht die Schalteranordnung **98** in elektrischer Kommunikation mit der Elektrode **68** zum Zuführen von RF Energie von der RF Energiequelle **106** zu der Elektrode **68**.

[0064] Ein distaler Abschnitt **108** des Handschalters **102** wird gedrückt, um eine erste Spezifikation zum Schneiden zu aktivieren, bei der ein Abschnitt des Gehäuses **12** neben dem distalen Abschnitt **108** mit „CUT“ geeignet markiert ist. Alternativ wird ein proximaler Abschnitt **110** des Handschalters **102** herabgedrückt, um eine zweite Spezifikation zum Koagulieren zu aktivieren, bei der ein Abschnitt des Gehäuses **12** neben dem proximalen Abschnitt **110** mit „COAG“ geeignet markiert ist. Der Handschalter **102** aktiviert alternativ beide Typen der RF Energie.

[0065] Die Handschalteranordnung **98** steht über eine Verdrahtung **112** der Schaltkreisanordnung **100** in elektrischer Verbindung mit der RF Energiequelle **106**. Die Verdrahtung **112** stellt eine elektrische Verbindung zur RF Energiequelle **106** bereit, die für elektrochirurgische Anwendungen geeignet ist, wie es den Fachleuten bekannt ist. Die Schaltkreisanordnung **100** umfasst weiterhin und/oder ist verbunden mit einem geeigneten Digitalcomputer oder Mikroprozessor, der die geeigneten vorprogrammierten Elektroniken und Software aufweist, die für dessen Betrieb benötigt sind, wie es im Stand der Technik bekannt ist. Die besonderen elektronischen Elemente, die verwendet werden können, können im Lichte der hier gegebenen Beschreibung von einem Fachmann bereits zusammengesetzt und betrieben werden, daher wird weitere detaillierte Erklärung der spezifischen Elektroniken und der Programmierung hier nicht gegeben. Die Schaltkreisanordnung kann so konfiguriert sein, dass sie die chirurgischen Bedingungen bezüglich der elektrochirurgischen Vorrich-

tung **10** überwacht und steuert, zum Liefern des Stromes elektrochirurgischer Energie zu einem chirurgischen Zielort über den elektrisch geladenen Inertgasstrom.

**[0066]** Ein Inertgasaktivator **114** umfasst einen Handschalter **116** und steht in Kommunikation mit der Schaltkreisanordnung **100**. Der Handschalter **116** ist an einer äußeren Oberfläche des Gehäuses **12** neben dem Handschalter **102** der Schalteranordnung **98** montiert. Der Handschalter **116** umfasst eine Klappe **118**. Die Klappe **118** ist an einer Schiene **120** zur verschiebbaren linearen Bewegung sowohl in der proximalen als auch der distalen Richtung der Achse **A** montiert. Die Schiene **120** verschwenkt um einen Stift **121**, der es der Schiene **120** in Kooperation mit der Abdeckung **118** erlaubt, ein Liefern von Inertgas von einer Inertgasquelle **69** und durch die Gasröhrenanordnung **64** zu aktivieren oder zu verhindern. Es wird erwohnen, dass der Energiequellenaktivator **96** die Zufuhr der RF Energie von einer RF Energiequelle **106** aktiviert, um ein Schneiden oder Koagulieren an einem chirurgischen Zielort mit oder ohne Inertgasunterstützung der elektrochirurgischen Vorrichtung **10** während der Elektrochirurgie durchzuführen.

**[0067]** Das Abdeckung **118** wird verschiebbar in einem distalen Abschnitt **122** des Handschalters **116** bedient, um das Zuführen von Inertgas aus einer Inertgasquelle **69** zu aktivieren, wodurch ein Abschnitt des Gehäuses **12** neben dem distalen Abschnitt **122** mit „Ar“ geeignet markiert ist. In der distalen Position kommuniziert die Kappe **118** mit einem Abschnitt der Schaltkreisanordnung **100**, die ein Aktivierungssignal an eine Inertgasquelle **69** sendet. Alternativ wird die Klappe **118** in einem proximalen Abschnitt **124** des Handschalters **116** verschiebbar bedient, um ein Zuführen von Inertgas von der Inertgasquelle **69** zu verhindern, wodurch ein Abschnitt des Gehäuses **12** neben dem proximalen Abschnitt **124** geeignet markiert ist. In der Position kommuniziert die Klappe **118** mit einem Abschnitt der Schaltkreisanordnung **100**, die ein Verhinderungssignal zu der Inertgasquelle **69** sendet. Der Handschalter **116** aktiviert und verhindert alternativ das Zuführen von Inertgas von Inertgasquelle **69**.

**[0068]** Der Inertgasaktivator **114** steuert elektronisch das Zuführen von Inertgas von der Inertgasquelle **69** durch eine Schaltkreisanordnung **100**. Die Schaltkreisanordnung **100** umfasst und/oder ist verbunden mit einem Digitalcomputer oder Mikroprozessor, wie oben diskutiert. Die Schaltkreisanordnung **100** steuert und überwacht die Zufuhr von Inertgas in Übereinstimmung mit dem Inertgasaktivator **114**, wie es den Fachleuten im Lichte der hier gegebenen Beschreibung bekannt ist.

**[0069]** Im Betrieb wird die elektrochirurgische Vorrichtung mit Inertgasverstärkung **10** im Lichte der hier

gegebenen Beschreibung zusammengesetzt, um fluiddichte Abdichtungen zwischen dem Halteelement **18** und dem Gehäuse **12**, und dem Halteelement **18** und der Elektrodenanordnung **16** auszuformen. Die elektrochirurgische Vorrichtung **10** ist angemessen mit der RF Energiequelle **106** und der Inertgasquelle **69** verbunden. Während der Elektrochirurgie wird die elektrochirurgische Vorrichtung **10** angemessen gemäß der jeweiligen speziellen Anwendung sterilisiert.

**[0070]** Die elektrochirurgische Vorrichtung **10** wird so bedient, dass die Abdeckung **38** neben einem chirurgischen Zielort positioniert wird. Die Elektrode **68** wird auf eine gewünschte Tiefe eingestellt, um den mit Energie versehenen Strom von Inertgas über die Einstellungsanordnung **70** zu steuern, wie oben diskutiert, gemäß der besonderen chirurgischen Anwendung oder der Vorliebe des Benutzers. Der Energiequellenaktivator **96** wird zum Schneiden oder zum Koagulieren manipuliert, wie oben diskutiert. Der Inertgasaktivator **114** wird in Übereinstimmung mit dem Energiequellenaktivator **96** manipuliert, um einen mit Energie versehenen Strom von Inertgas zu dem chirurgischen Zielort zu liefern. Es wird erwohnen, dass die elektrochirurgische Vorrichtung **10** ein Schneiden und Koagulieren mit oder ohne Inertgasverstärkung durchführt.

### Patentansprüche

1. Elektrochirurgische Vorrichtung mit Inertgasverstärkung umfassend:  
 ein längliches Gehäuse, das einen ersten Bereich und einen zweiten Bereich umfasst, die aneinander entlang der Länge des Gehäuses zur Ausbildung einer Gehäusekavität dazwischen anliegen, wobei die ersten und zweiten Gehäusebereiche zumindest einen darin eingeformten Grat definieren, wobei der oder jeder Grat des ersten Bereichs mit einem korrespondierenden Grat des zweiten Bereichs zusammenhängt, so dass die jeweiligen Grate miteinander zusammenhängend sind und eine geschlossene Schleife ausbilden,  
 eine längliche Elektrodenanordnung, deren zumindest einer Bereich innerhalb des Gehäuses angeordnet ist, und  
 ein Halteelement, das eine äußere Oberfläche aufweist und wobei zumindest ein Abschnitt dessen innerhalb des Gehäuses und über zumindest einem Bereich der Elektrodenanordnung angeordnet ist, wobei der oder jeder der geschlossenen Schleifenrate des Gehäuses mit der äußeren Oberfläche des Halteelementes in Eingriff bringbar sind, so dass dazwischen eine Abdichtung ausgeformt ist, wobei das Halteelement das Inertgas zu der Elektrodenanordnung leitet und die Elektrodenanordnung innerhalb des Halteelementes in der Längsrichtung zur Einstellung der Tiefe der Elektrode relativ zu dem Gehäuse verschiebbar ist.

2. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei der zumindest eine Grat als eine Mehrzahl von Graten ausgebildet ist, die nahe einem distalen Bereich des Gehäuses eingeformt sind.

3. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, wobei der zumindest eine Grat als Rippen ausgebildet ist, die auf einer inneren Oberfläche des Gehäuses eingeformt sind.

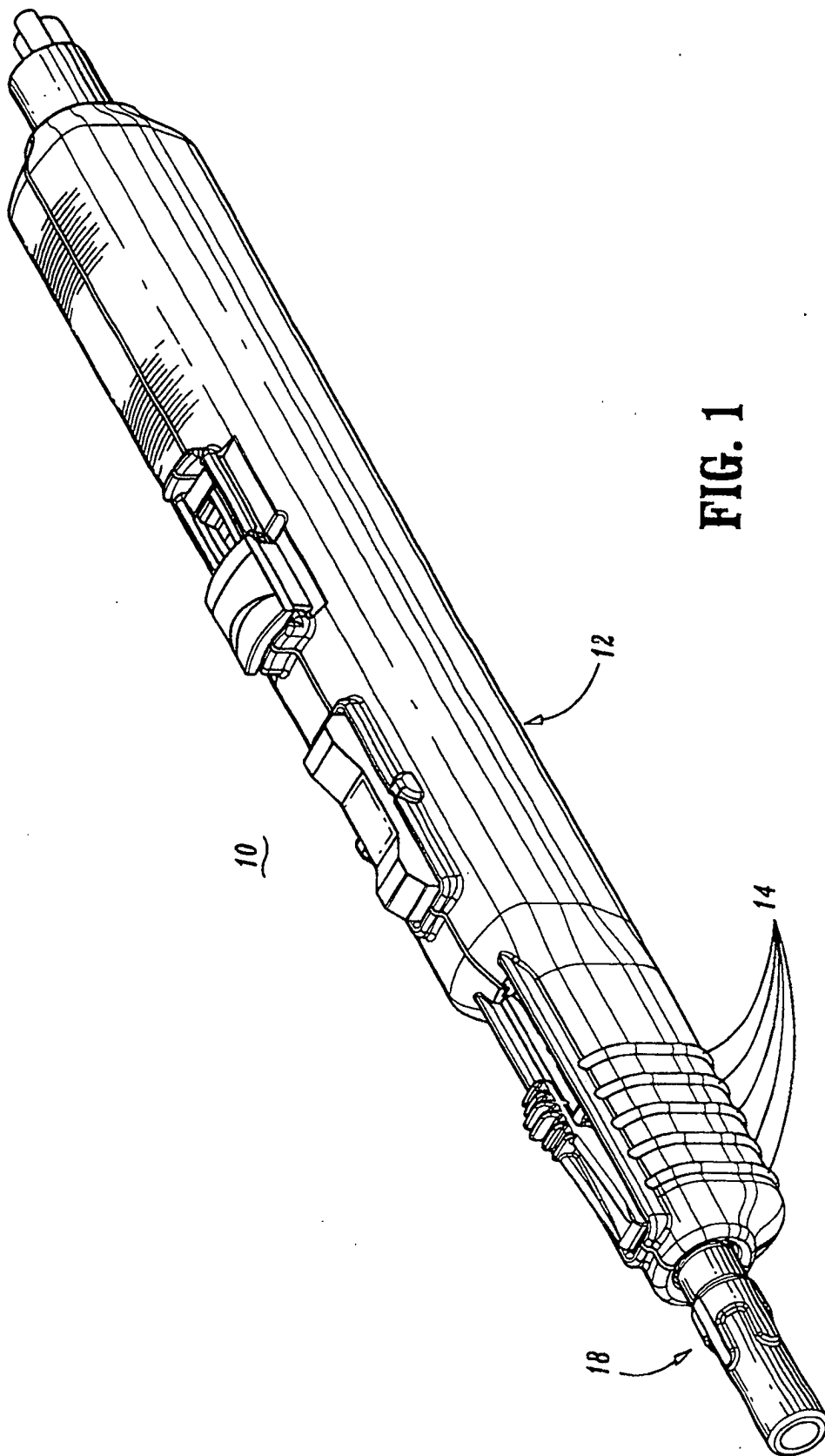
4. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, weiterhin umfassend Keilvorsprünge, die an einer äußeren Oberfläche des Gehäuses angeordnet sind, wobei die Elektrodenanordnung eine Einstellanordnung umfasst, die koaxial über einer äußeren Oberfläche der Elektrodenanordnung angeordnet ist, umfassend ein Halselement, das in die Keilvorsprünge des Gehäuses zum inkrementellen Einstellen eines Betrags der Bewegung der Elektrodenanordnung relativ zu dem Gehäuse eingreift.

5. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, weiterhin umfassend einen Inertgasaktivator, der an dem Gehäuse befestigt ist und der in Kommunikation mit einer Intergasquelle steht.

6. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, weiterhin umfassend einen Energiequellenaktivator, der an dem Gehäuse befestigt ist und der in elektrischer Kommunikation mit einer RF-Energiequelle steht.

7. Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche, wobei das Halteelement eine Abdeckung und einen Befestigungsbereich umfasst.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen



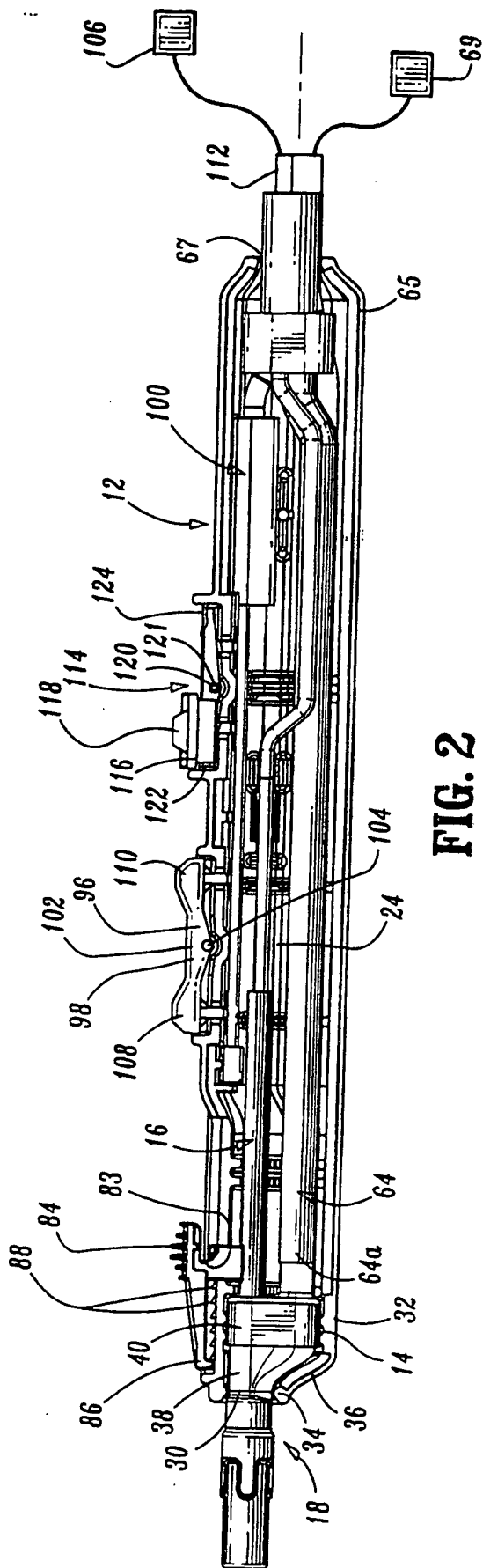


FIG. 2

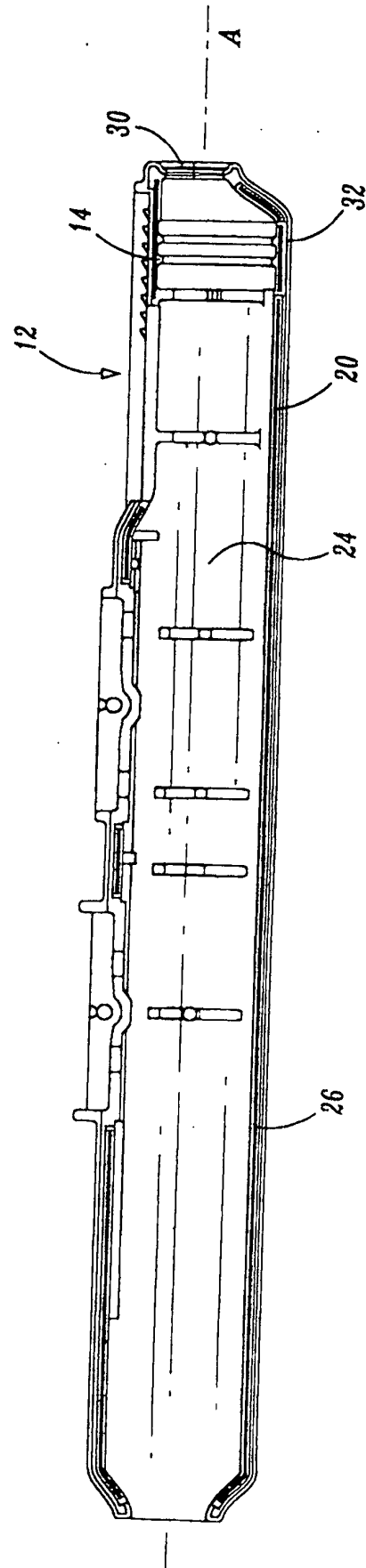
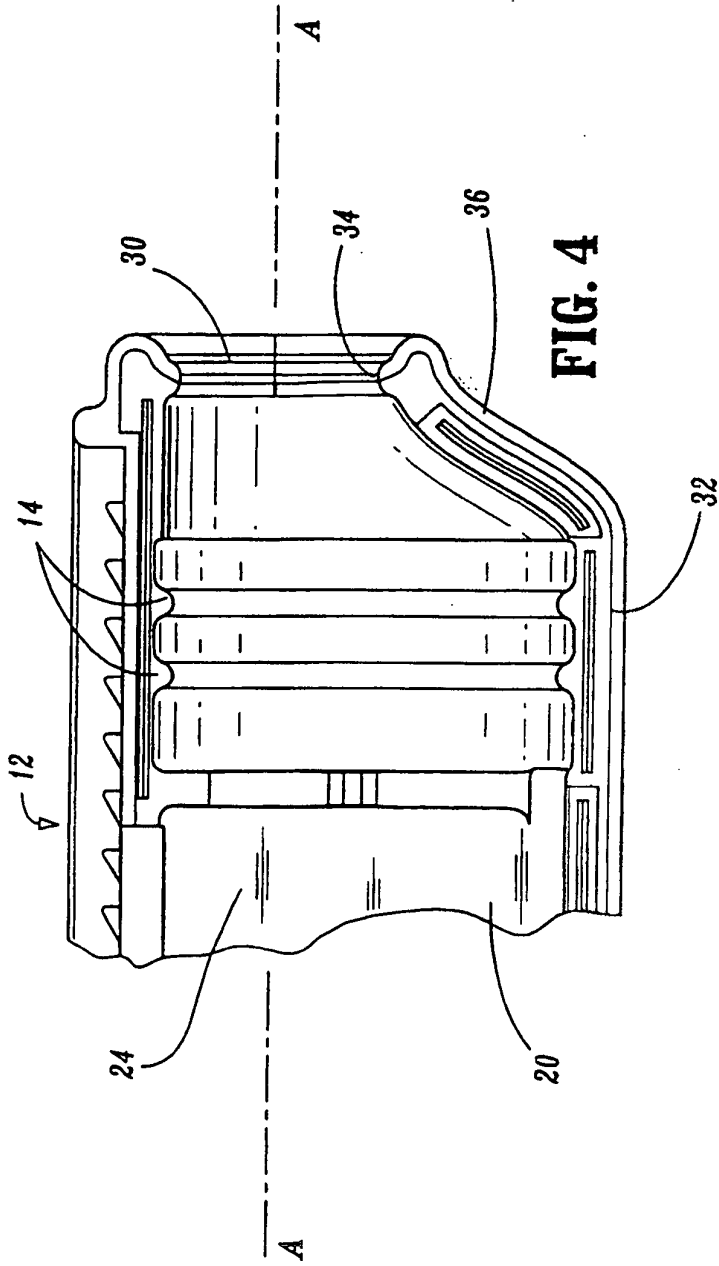
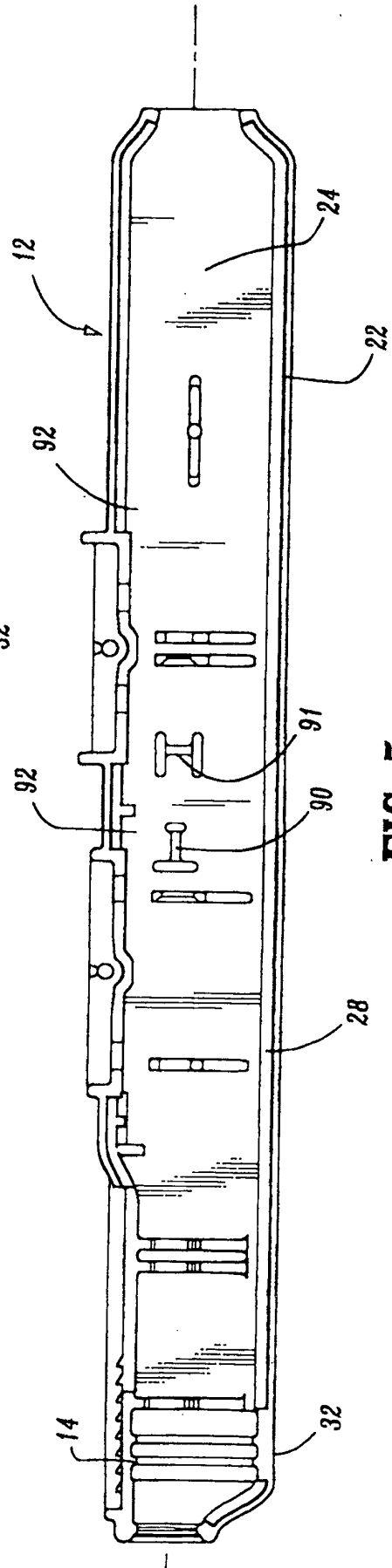


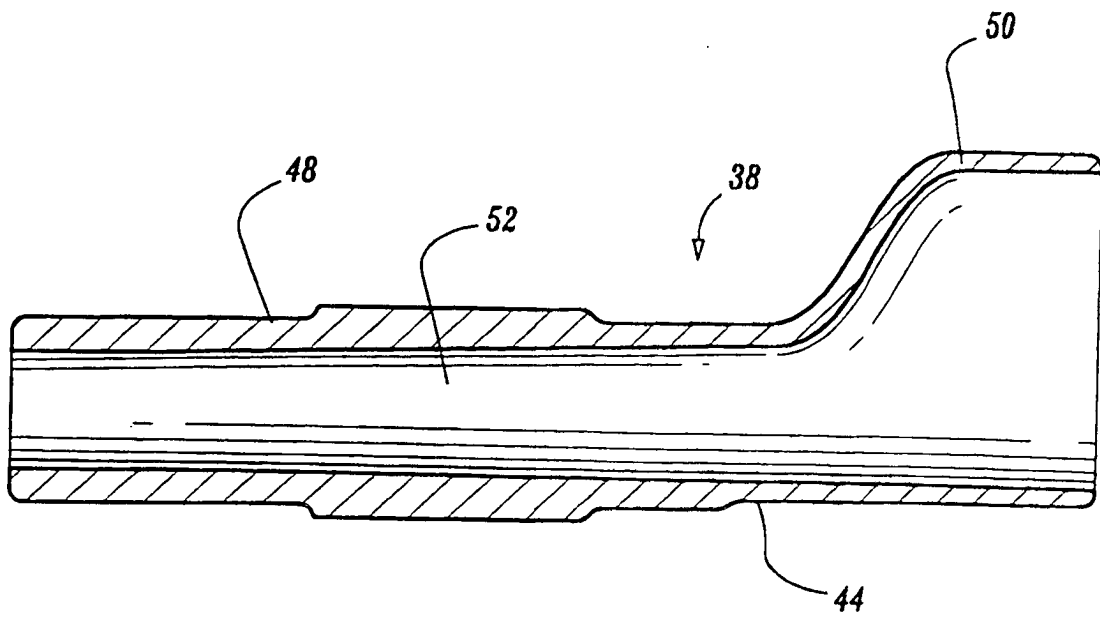
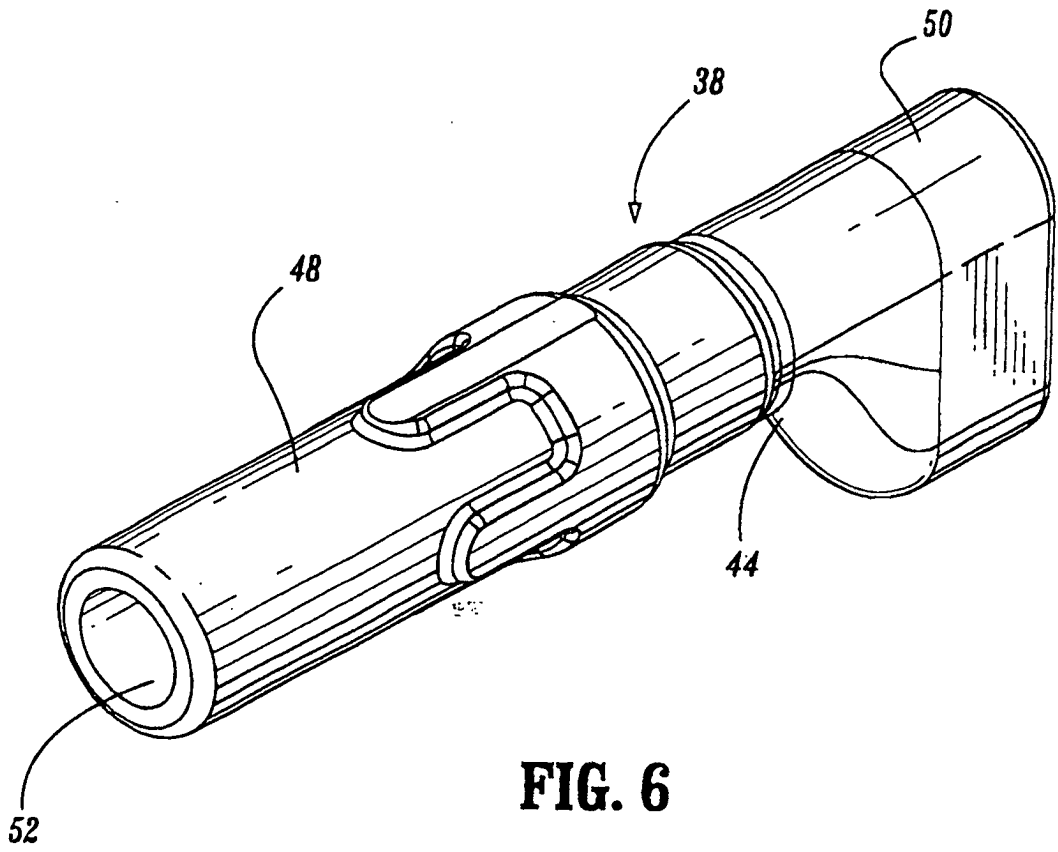
FIG. 3

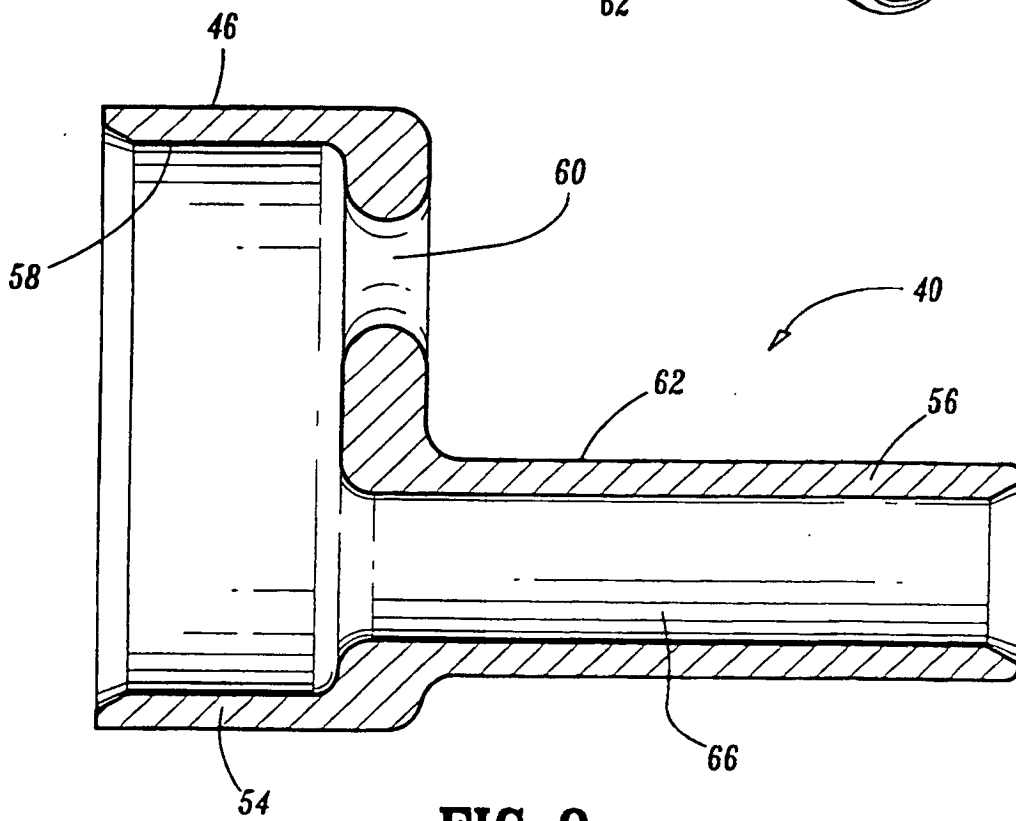
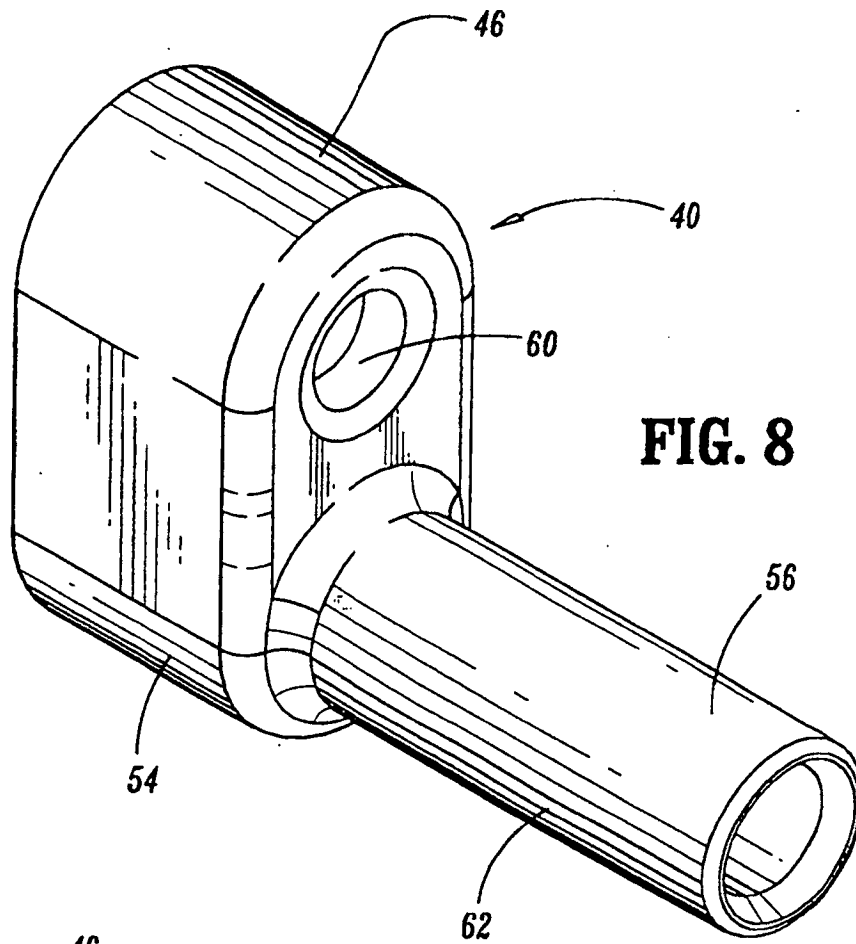


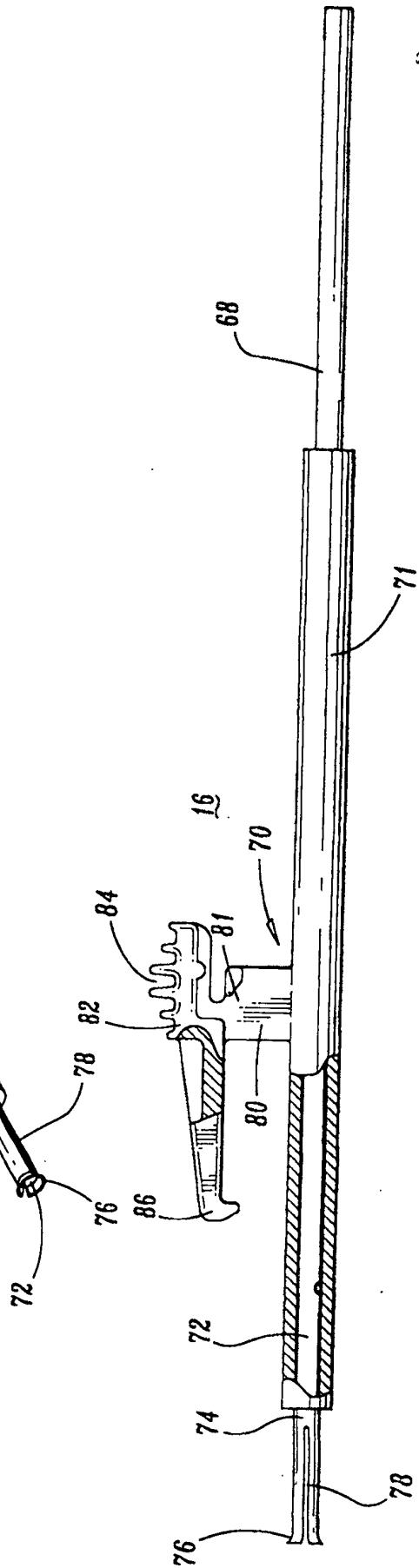
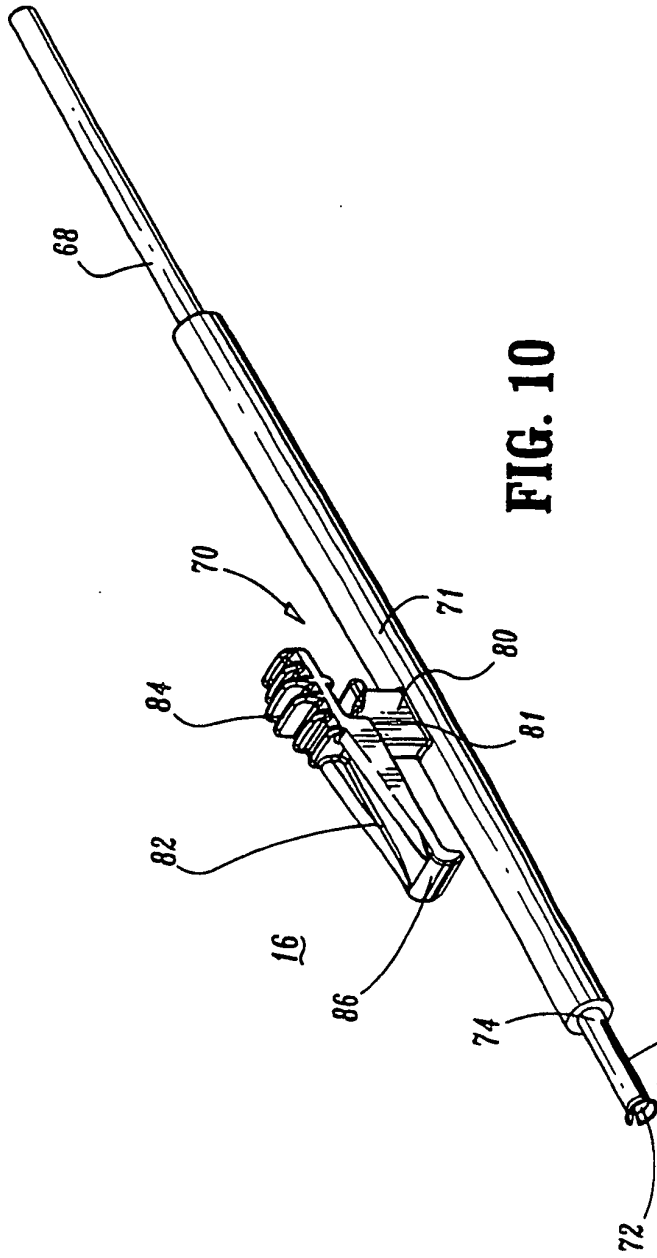
**FIG. 4**



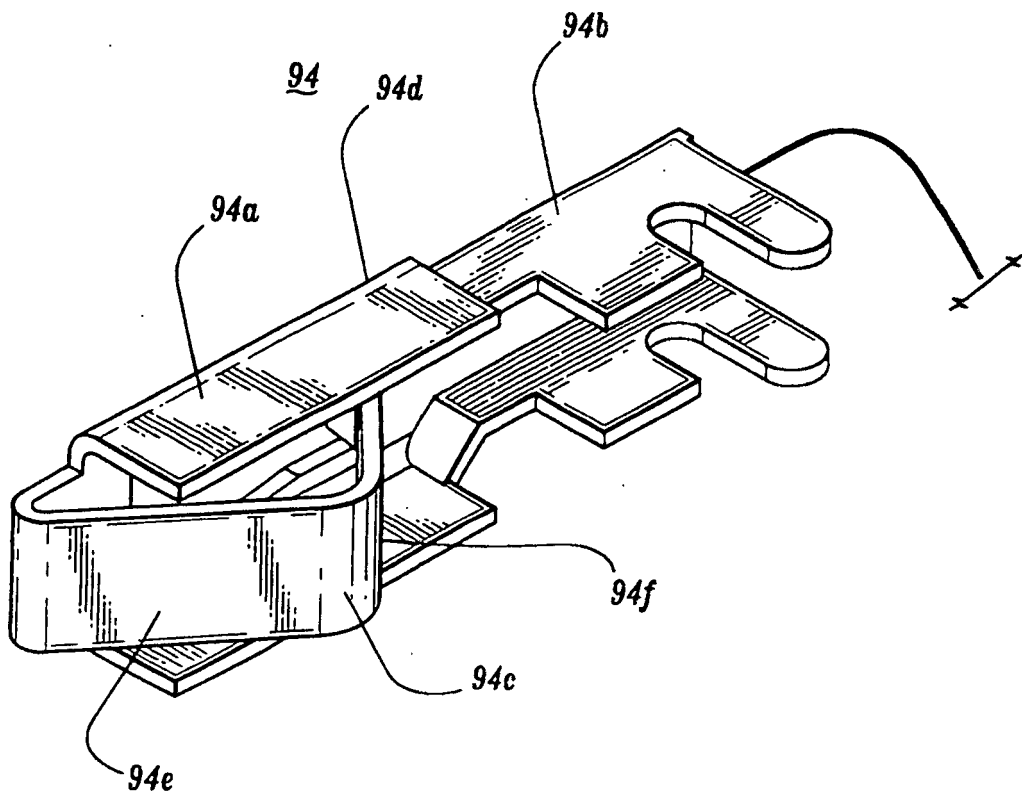
**FIG. 5**











**FIG. 13**