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

(10) **DE 696 33 614 T2** 2005.11.10

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 813 390 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **696 33 614.6**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US96/02954**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **96 908 645.3**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 96/027338**
(86) PCT-Anmeldetag: **05.03.1996**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **12.09.1996**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **29.12.1997**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **13.10.2004**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **10.11.2005**

(51) Int Cl.[7]: **A61B 18/14**

(30) Unionspriorität:

399421	**07.03.1995**	**US**
593148	**21.02.1996**	**US**

(73) Patentinhaber:
Enable Medical Corp., West Chester, Ohio, US

(74) Vertreter:
Meissner, Bolte & Partner GbR, 80538 München

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB, IT

(72) Erfinder:
HOOVEN, D., Michael, Cincinnati, US

(54) Bezeichnung: **Bipolare elektrochirurgische Schere**

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

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf elektrochirurgische Scheren und im Spezielleren auf zweipolige elektrochirurgische Scheren, die zur Hämostase von Gewebe beitragen sollen, wenn es mit der Schere geschnitten wird.

VERWANDTE ANMELDUNGEN

[0002] Diese Anmeldung ist eine Teilweiterverfolgung der Anmeldung mit der laufenden Nr. 399,421, die am 7. März 1995 eingereicht wurde.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0003] Bei vielen chirurgischen Eingriffen werden für gewöhnlich chirurgische Scheren benutzt, um Gewebe zu schneiden, das vaskularisiert ist, d. h. Blutgefäße enthält. Die sich daraus ergebende auftretende Blutung ist nicht nur vom Standpunkt des Blutverlusts her von Belang, vielmehr kann das Blut den Blick auf das Operationsfeld oder die Operationsstelle trüben. Die Kontrolle einer solchen Blutung verlangte in der Vergangenheit dem Chirurgen bei vielen chirurgischen Eingriffen viel Zeit und Aufmerksamkeit ab.

[0004] In den letzten Jahren wurden Anstrengungen unternommen, Scheren zu entwickeln, die Hochfrequenzenergie (HF-Energie) derart einsetzen, dass das Gewebe erwärmt wird, wenn es geschnitten wird, um eine sofortige Hämostase zu fördern. Frühe Bemühungen bei solchen elektrochirurgischen Scheren setzten monopolaren HF-Strom ein, wobei die Scheren eine Elektrode darstellten und der Patient, um den Stromkreis zu schließen, auf der anderen Elektrode lag, welche typischerweise in Form einer Matte war. Strom floss im Allgemeinen aufgrund einer Spannung, die durch eine HF-Stromversorgung an die Elektroden angelegt wurde, zwischen den Elektroden durch den Patienten.

[0005] Einpolige Anwendungen wiesen jedoch gewisse Nachteile auf. Eine versehentliche Berührung zwischen der Schere und anderem Gewebe konnte zu ungewolltem Gewebeschaden führen. Zusätzlich konnte der Stromfluss durch den Körper des Patienten unbestimmte bzw. nicht vorhersagbare Wege mit möglicherweise ungewolltem Schaden an anderem Gewebe nehmen. Vor noch kürzerer Zeit wurden Anstrengungen unternommen, zweipolige elektrochirurgische Scheren zu entwickeln, um die Nachteile bei monopolaren Scheren zu überwinden. Insbesondere wurden Anstrengungen unternommen, Scheren zu entwickeln, bei denen eine Klinge eine Elektrode und die andere Klinge die andere Elektrode umfasst, so dass Strom zwischen den Klingen fließt, wenn sie das gewünschte Gewebe schneiden.

[0006] Beispiele jüngster Anstrengungen, zweipolige Scheren zu entwickeln, sind in den US-Patenten Nr. 5,324,289 und 5,330,471 zu finden. Diese Patente offenbaren zweipolige Scheren, bei denen eine Klinge der Scheren eine Elektrode und die andere Klinge die andere Elektrode aufweist, so dass Strom zwischen den Klingen fließt, wenn diese sich während des Schneidens einander annähern. In diesen Patenten sind verschiedene Arten von zweipoligen Scheren offenbart, aber typischerweise ist eine Schicht Isoliermateriai auf mindestens einer Scherfläche einer der Klingen vorgesehen, und der Gelenkzapfen bzw. die Gelenkbefestigung, welcher/welche die Klingen aneinander anlenkt, ist elektrisch isoliert, so dass die elektrisch aktiven Teile der Scherenklingen während des Betriebs des Instruments keinen Kontakt miteinander haben. Bei dem wie in diesen Patenten gezeigten Aufbau fließt der elektrische Strom zwischen den Klingen an einem Punkt genau vor der Stelle, wo sich die Scherflächen tatsächlich berühren. Der Stromfluss zwischen den Klingen verursacht eine Erwärmung des Gewebes und fördert eine lokale Koagulation und Hämostase während des Schneidvorgangs.

[0007] Im US-Patent 5,352,222 sind zweipolige Scheren aufgezeigt, bei denen jede Klinge der Scheren ein schichtweise aufgebautes Gefüge einer metallischen Scherfläche, eines metallischen Klingenträgers und einer Zwischenschicht aus Isoliermaterial ist. Der Klingenträger einer Klinge wirkt als eine Elektrode, und der Klingenträger der anderen Klinge wirkt als die andere Elektrode, so dass dann elektrische Energie zwischen den Klingenunterlagen fließt, wenn sich die Klingen über dem zu schneidenden Gewebe schließen. Ein Kurzschluss zwischen den Scherflächen wird aufgrund der Isolierschicht zwischen der metallischen Scherfläche und dem Klingenträger verhindert. Dieser Scherenaufbau ist angeblich wirtschaftlicher herzustellen als die in den US-Patenten Nr. 5,324,289 und 5,330,471 offenbarte Klingenstruktur. Weil jedoch die Scherfläche ein separates Teil ist, das am Klingenträger befestigt ist, ist im Patent 5,352,222 ein hochfester und hochpräziser Epoxid-Verbindungsprozess notwendig, damit die Scherfläche trotz der Scherkräfte, die bei wiederholtem Schneiden auf sie wirken, am Klingenträger befestigt bleibt.

[0008] Was die vorstehenden Patente gemeinsam haben, ist, dass jede Klinge eine der Elektroden bildet, die an eine zweipolige HF-Energiequelle angeschlossen ist, so dass der einzige Strom, der fließt, derjenige zwischen den Klingen ist, wenn sie sich schließen. Obwohl davon ausgegangen wird, dass die in den vorstehend erwähnten Patenten beschriebenen zweipoligen Scheren ein Fortschritt über die monopolaren Scheren aus dem Stand der Technik darstellen, machen sie es typischerweise notwendig, dass die elektrisch aktiven Teile der Klingen voneln-

ander isoliert werden müssen, was darauf hinausläuft, dass Konstruktion und Materialien des Klingenbetätigungsmechanismus kompliziert werden.

[0009] Da insbesondere nur eine der Schneidkanten dieser zweipoligen Scheren als Elektrode wirkt, müssen die Klingen elektrisch voneinander isoliert sein. Darüber hinaus ist bei gegenwärtigen zweipoligen Scheren mindestens eine der Scherflächen aus einem inaktiven Material. Dies führt dazu, dass die Wirksamkeit dieser zweipoligen Scheren stark von dem Winkel zwischen der Schneidebene und der Ebene des Gewebes abhängt. Wenn im Spezielleren gegenwärtige zweipolige Scheren so abgewinkelt sind, dass die Außenfläche jeder Elektrode das Gewebe berührt, ist die Koagulation optimiert. Sind die Scheren aber so abgewinkelt, dass die Innenflächen jeder Klinge das Gewebe berührt, besteht eine nur minimale Berührung mit der äußeren Elektrode, welche durch den Isolierstoff auf der Scherfläche abgeschirmt wird, was sich auf die Koagulation nachteilig auswirkt.

[0010] Noch ein weiteres Problem, das sich aus dem asymmetrischen Aufbau der Klingen gegenwärtiger zweipoliger Scheren ergibt, besteht darin, dass die Hämostase auf der Seite der Klinge in größerem Ausmaß auftritt, die der Isolierfläche entgegengesetzt ist. Weil nur eine Scherfläche bei den Scheren ein Isolator ist, ergibt sich eine asymmetrische Koagulation, was ein signifikantes Problem sein kann, wenn der Arzt nur eine Seite der Schere sieht.

[0011] Dazu kommt noch, dass die Impedanz bei gegenwärtigen zweipoligen Scheren hoch ist, weil der Stromfluss nur entlang eines einzigen Pfads stattfindet. Systeme mit hoher Impedanz führen zu einer Anzahl technischer und klinischer Probleme. Erstens haben HF-Generatoren typischerweise eine niedrige Impedanz (d. h. die Quellenimpedanz liegt typischerweise in der Größenordnung von 100 Ohm). Liegt die Impedanz des Scherensystems deutlich über der Quellenimpedanz des Generators, verringert sich der Leistungsausgang signifikant, was die Fähigkeit der Scheren, Blut zu koagulieren, negativ beeinflusst. Zusätzlich halten bestimmte hochentwickelte Generatoren eine konstante Spannung bei einer bestimmten Leistungseinstellung. Wird die Spannung auf einem konstanten Pegel gehalten, reduziert die hohe Impedanz gegenwärtiger zweipoliger Scheren den Stromfluss stark.

[0012] Der Stromfluss in gegenwärtigen zweipoligen Scheren verliert sich auch mit zunehmendem Klingenabstand schnell. Das Ergebnis ist, dass eine Koagulation dann typischerweise nur am oder in der Nähe des Scheitelpunkts der Klingen auftritt. In der Folge kann dickes Gefäßgewebe nicht hämostatisch durchschnitten werden, weil das Gewebe nicht am Scheitelpunkt der Schere geschnitten wird, sondern an einem Punkt deutlich vor dem Scheitelpunkt.

[0013] Dementsprechend geht die Entwicklungsarbeit weiter, um zweipolige Scheren bereitzustellen, die leicht zu verwenden, wirtschaftlicher herzustellen, vielseitig und/oder wirksam bei der Förderung von Hämostase beim Schneiden verschiedener Gewebe sind, einschließlich insbesondere der Gewebe, die stark von Gefäßen durchzogen und/oder dick sind.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0014] Die Erfindung ist in den beigefügten Ansprüchen dargelegt.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0015] Fig. 1 ist eine perspektivische Ansicht einer elektrochirurgischen Schere, welche die vorliegende Erfindung verkörpert.

[0016] Fig. 2 ist eine vergrößerte Ansicht des distalen Endes der elektrochirurgischen Schere von Fig. 1 teilweise im Querschnitt, welche eine Einrichtung zum Befestigen und Bewegen der Klingen zwischen offenen und geschlossenen Positionen darstellt, wobei die Klingen in einer offenen Position gezeigt sind.

[0017] Fig. 3 ist eine Längsquerschnittsansicht des distalen Endes der elektrochirurgischen Schere von Fig. 2 entlang der Linie 3-3 von Fig. 2, wobei die Klingen in einer geschlossenen Position gezeigt sind.

[0018] Die Fig. 4a–Fig. 4c sind vertikale Querschnittansichten einer Ausführungsform von Scherenklingen, welche die vorliegende Erfindung einsetzen, entlang der Linie 4-4 von Fig. 3, und welche die Positionen der Klingen zeigen, wenn sie sich in Fig. 4a von einer offenen Position in Berührung mit dem zu schneidenden Gewebe in Fig. 4b in eine Zwischenposition, genau nachdem das Gewebe geschnitten wurde, und in Fig. 4c in eine vollständig geschlossene Position bewegen.

[0019] Die Fig. 5a–Fig. 5c sind vertikale Querschnittsansichten einer weiteren Ausführungsform von Scherenklingen, welche die vorliegende Erfindung einsetzen, welche die Positionen der Klingen zeigen, wenn sie sich in Fig. 5a von einer offenen Position in Berührung mit dem zu schneidenden Gewebe in Fig. 5b zu einer Zwischenposition, genau nachdem das Gewebe geschnitten wurde, und in Fig. 5c zu einer vollständig geschlossenen Position bewegen.

[0020] Die Fig. 6a–Fig. 6c sind vertikale Querschnittsansichten einer weiteren Ausführungsform von Scherenklingen, welche die vorliegende Erfindung einsetzen, welche die Positionen der Klingen zeigen, wenn sie sich in Fig. 6a von einer offenen Po-

sition in Berührung mit dem zu schneidenden Gewebe in Fig. 6b zu einer Zwischenposition, genau nachdem das Gewebe geschnitten wurde, und in Fig. 6c zu einer vollständig geschlossenen Position bewegen.

[0021] Die Fig. 7a–Fig. 7c sind vertikale Querschnittsansichten einer weiteren Ausführungsform von Scherenklingen, welche die vorliegende Erfindung einsetzen, welche die Positionen der Klingen zeigen, wenn sie sich in Fig. 7a von einer offenen Position in Berührung mit dem zu schneidenden Gewebe in Fig. 7b zu einer Zwischenposition, genau nachdem das Gewebe geschnitten wurde, und in Fig. 7c zu einer vollständig geschlossenen Position bewegen.

[0022] Fig. 8 ist eine vertikale Querschnittsansicht einer der Scherenklingen von **Fig.** 6, welche zeigt, wie eine einzelne Klinge dazu verwendet werden kann, Hämostase in Gewebe zu fördern.

[0023] Die Fig. 9a–Fig. 9c sind vertikale Querschnittsansichten der Scherenklingen von **Fig.** 5, welche die Positionen der Klingen während eines stumpfen Dissektionseingriffs zeigen, wenn sie sich in Fig. 9a aus einer geschlossenen Position, in Fig. 9b zu einer Zwischenposition und in Fig. 9c in eine offene Position bewegen.

[0024] Fig. 10 ist eine perspektivische Ansicht des distalen Endes einer weiteren Ausführungsform von Scherenklingen, welche die vorliegende Erfindung einsetzen.

[0025] Fig. 11 ist eine perspektivische Ansicht des distalen Endes einer weiteren Ausführungsform von Scherenklingen, welche die vorliegende Erfindung einsetzen.

[0026] Fig. 12 ist ein Teilquerschnitt einer Scherenklinge nach der vorliegenden Erfindung und zeigt das Verhältnis zwischen dem Winkel der Scherfläche und der gewebekontaktierenden Fläche und der Breite der Elektroden.

[0027] Die Fig. 13a–c und Fig. 14a–c stellen eine weitere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar, wobei die Fig. 13a und Fig. 14a Draufsichten auf Scherenklingen sind, die zusammen ein Klingenpaar bilden; die Fig. 13b und Fig. 14b Ansichten der Scherenklingen der Fig. 13a und Fig. 14a mit Blick von oben auf die gewebekontaktierenden Flächen der Klingen sind; und die Fig. 13c und Fig. 14c Querschnittsansichten der Klingen der Fig. 13a und Fig. 14a entlang der Linien 13c–13c bzw. 14c-14c sind.

AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0028] Mit Bezug auf Fig. 1 wird die vorliegende Erfindung allgemein durch eine elektrochirurgische Schere, allgemein mit **10** bezeichnet, verkörpert, die ein Paar Scherenklingen **12** aufweist, die für eine Schwenkbewegung zwischen einer offenen und einer geschlossenen Position verbunden sind. Die vorliegende Erfindung ist auf keinen bestimmten Typ oder keine bestimmte Ausführung chirurgischer Scheren beschränkt und kann im Wesentlichen bei jeder Schere verwendet werden, die ein Paar beweglicher Klingen aufweist. Die besondere Schere **10**, die in Fig. 1 gezeigt ist, ist von der Art von Scheren, die für gewöhnlich in der sogenannten minimalinvasiven Chirurgie verwendet werden, bei der die Scherenklingen durch ein Trokar geringen Durchmessers in die Körperhöhle eines Patienten eingeführt werden.

[0029] Bei der Schere **10** befinden sich die Scherenklingen am distalen Ende eines länglichen rohrförmigen Schafts **14**. Wie in den Fig. 2 und Fig. 3 gezeigt ist, sind die Klingen **12** durch einen Drehzapfen **16** angelenkt befestigt, welcher die Klingen auch am distalen Ende des Schafts **14** befestigt. Ein Paar Verbindungsglieder **18** verbinden die proximalen Enden der Klingen mit einem Betätigungsstab **20**, der sich durch den Schaft erstreckt. Eine Axialbewegung des Betätigungsstabs, welche durch einen Handgriff **22** (Fig. 1) in einer standardmäßigen und hinlänglich bekannten Weise gesteuert wird, schließt oder öffnet die Klingen.

[0030] Alternativ können die proximalen Enden der Klingen **12** mit Schlitzen versehen und der Betätigungsstab **20** mit einem Stift verbunden sein, der so in den Schlitzen gleitet, dass die Axialbewegung des Betätigungsstabs die Klingen öffnet und schließt. Beispiele von Scheren, die einen ähnlichen aber in gewisser Weise komplizierteren Aufbau haben als bei der vorliegenden Erfindung notwendig ist, sind in den US-Patenten Nr. 5,330,471 und 5,352,222 beschrieben, welche hier durch Bezugnahme mit aufgenommen werden.

[0031] Nach der vorliegenden Erfindung umfasst, wie in Fig. 3 und den **Fig.** 4 bis 7 gezeigt ist, mindestens eine Klinge und vorzugsweise jede Klinge der Schere ein inneres leitfähiges Klingenelement **24**, welches eine erste Elektrode bildet, eine Zwischenschicht aus Isoliermaterial **26** und ein äußeres leitfähiges Klingenelement **28**, welches ein zweite Elektrode bildet. Das innere Klingenelement **24** umfasst ein distales gekrümmtes (oder, falls gewünscht, gerades) Klingensegment **30**, das sich allgemein vom Drehzapfen **16** erstreckt, und ein proximales Befestigungssegment **32**, das typischerweise im Ende des Schafts **14** aufgenommen ist und den Drehzapfen **16** und Verbindungsglieder **18** aufnimmt. Mit Bezug auf

Fig. 4a hat jede Klinge eine Schneidkante **34**, eine Scherfläche **36** und eine gewebekontaktierende Fläche bzw. Kante **38**, die sich entlang der Schneidkante erstreckt und mit dem Gewebe **40** in Kontakt kommt, wenn sich die Klingen schließen.

[0032] Das innere Klingenelement **24** ist vorzugsweise aus Metall wie rostfreiem Stahl oder einem anderen geeigneten Material, das eine hohe Festigkeit hat und eine scharfe Schneidkante für wiederholten Gebrauch behalten kann. Wie am besten in den **Fig.** 4 bis 7 zu sehen ist, bildet die Innenfläche des inneren Klingenelements **24** die Schneidkante **34** und die Scherfläche **36** jeder Klinge. Eine Vorderfläche **42** des inneren Klingenelements erstreckt sich entlang der Schneidkante und der gewebekontaktierenden Fläche über im Wesentlichen die gesamte Länge des Klingeneegments **30**.

[0033] Isoliermaterial **26** trennt das innere Klingenelement **24** vom äußeren Klingenelement **28**. Das Isoliermaterial kann aus jedem geeigneten Material bestehen, das genügend Widerstandsfähigkeit hat, um die inneren und äußeren Klingenelemente elektrisch zu isolieren. Vorzugsweise besitzt das Isoliermaterial **26** auch eine ausreichende Verbindungskraft, um die inneren und äußeren Klingenelemente miteinander zu verbinden. Weil das äußere Klingenelement **28** keine Scherfläche oder Schneidkante umfasst, sind die Kräfte, die auf das äußere Klingenelement wirken, begrenzt, und die Verbindung muss nicht so stark sein wie diejenige, die beispielsweise im US-Patent Nr. 5,352,222 eingesetzt wird. Da auch der Isolator nicht wie im US-Patent Nr. 5,330,471 eine Schneidkante umfasst, braucht das Isoliermaterial kein hartes Material wie Keramik zu sein. Man geht davon aus, dass eine relativ dünne Isolierlage oder -schicht, die etwa die Dicke eines gewöhnlichen Elektroisolierbands hat, für eine ausreichende Isolierung zwischen den inneren und äußeren Klingenelementen sorgt. Der Abstand zwischen den inneren und äußeren Klingenelementen beträgt an der gewebekontaktierenden Fläche vorzugsweise zwischen 0,002 und 0,050 Zoll. Gewöhnliche Klebstoffe oder Materialien, die sich eignen, an Metall in medizinischen Anwendungen zu haften, sollten genügen, um die inneren und äußeren Klingenelemente miteinander zu verbinden. Alternativ können Epoxidmaterialien wie AF125 der Firma 3M, wie sie im US-Patent Nr. 5,352,222 im Einzelnen beschrieben sind, verwendet werden, um die Isolierschicht bereitzustellen. Auch ein Emailmaterial wie Electroscience Labs 9996 kann als hoch dielektrisches Isoliermaterial verwendet werden.

[0034] Das äußere Klingenelement **28** ist vorzugsweise eine dünne Metallplatte oder ein dünner Metallstreifen aus beispielsweise rostfreiem Stahl oder Aluminium. Die Vorderkante **44** des äußeren Klingenelements **28** erstreckt sich entlang der gewebekontaktierenden Fläche **38** im Allgemeinen parallel und beabstandet zur Vorderfläche **42** des inneren Klingenelements **24**. Wie in Fig. 3 in einem Längsquerschnitt gezeigt ist, erstrecken sich das Isoliermaterial **26** und das äußere Klingenelement **28** vorzugsweise entlang der gesamten Länge des Klingensegments **30**, einschließlich um das am entferntest gelegene Ende des Klingensegments.

[0035] Die Scheren der vorliegenden Erfindung sind vorzugsweise zum Anschluss an eine Spannungsquelle wie den zweipoligen Anschlüssen eines im Handel erhältlichen HF-Stromgenerators gedacht. Der zweipolige HF-Generator kann an Anschlüssen **46** und **48**, die sich nahe am Handgriff **22** befinden, an die Scheren der vorliegenden Erfindung angeschlossen werden. Der Anschluss **46** ist an einem isolierten Leiter **50** befestigt, der sich durch den Schaft **14** erstreckt, und ist jeweils an das distale Ende der äußeren Klingenelemente **28** jeder Klinge angeschlossen. Der andere Anschluss **48** ist mit dem Betätigungsstab **20** und dem Schaft **14** in elektrischem Kontakt, welche wiederum über die Gelenkverbindung **18** und den Drehzapfen **16** jeweils mit den inneren Klingenelementen **24** jeder Klinge in elektrischem Kontakt sind. Dementsprechend sind die inneren Klingenelemente jeder Klinge am selben Anschluss der Spannungsquelle angeschlossen und haben deshalb dieselbe Polarität. Ein standardmäßiges Isoliermaterial wie ein Kunststoffschrumpfschlauch wirkt als Abdeckung **45** entlang der Außenfläche des Schafts **14**, und schützt umgebendes Gewebe, indem er ein unbeabsichtigten Leiten von Elektrizität zu und von der Fläche des Schafts verhindert. Alternativ könnte der Schaft als Leiter für die äußeren Klingenelemente wirken, und der Verbindungsstab könnte vom Schaft mit einer Isolierbeschichtung isoliert sein und als Leiter für die inneren Klingenelemente wirken.

[0036] Die **Fig.** 4 bis 7 zeigen verschieden Klingengestaltungen im Querschnitt, wie sich die Klingen über einem abzutrennenden Gewebe schließen. Zuerst mit Bezug auf **Fig.** 4 stellt Fig. 4a die Klingen dar, wie sie geschlossen werden und zuerst mit dem abzutrennenden Gewebe **40** in Kontakt kommen. Jede Klinge hat eine Scherfläche **36** und eine Schneidkante **34**. Jede Klinge umfasst auch eine innenliegende oder nach vorn gerichtete gewebekontaktierende Kantenfläche **38**. Das innere Klingenelement **24** bildet die Schneidkante und Scherfläche jeder Klinge. Die innere Klinge umfasst auch die Vorderkante oder -fläche **42**, die sich entlang der Schneidkante im Wesentlichen über die gesamte Schneidlänge der Klinge erstreckt. Die Außenfläche und die hintere Kante des inneren Klingenelements sind mit Isoliermaterial **26** bedeckt. Das Isoliermaterial **26** erstreckt sich auch über die hintere Kante des inneren Klingenelements **24** hinaus, um eine überhängende Lippe **52** aus Isoliermaterial zu bilden. Die-

se überhängende Lippe ist in etwa genauso breit oder etwas breiter als die vordere Kante **42** des inneren Klingenelements.

[0037] Das äußere Klingenelement **28** erstreckt sich entlang der gewebekontaktierenden Kantenfläche **38** der Klinge über im Wesentlichen die gesamte Länge des Klingensegments **30** und liegt, wie im Querschnitt zu sehen ist, nur über einem Teil der Außenfläche des inneren Klingenelements **24**.

[0038] Wie durch die Pfeile in Fig. 4a dargestellt ist, wird davon ausgegangen, dass, wenn die gewebekontaktierende Kante oder Fläche **38** jeder Klinge mit dem zu schneidenden Gewebe **40** in Kontakt kommt, Strom durch das Gewebe zwischen dem inneren Klingenelement **24** und dem äußeren Klingenelement **28** fließt und, wenn sich die Klingen einander nähern, Strom durch das Gewebe zwischen dem äußeren Klingenelement **28** und dem inneren Klingenelement **24** gegenüberliegender Klingen fließt. Man geht davon aus, dass der Stromfluss am Anfangspunkt des Gewebekontakts im Wesentlichen zwischen den inneren und äußeren Klingenelementen derselben Klinge entlang der gewebekontaktierenden Kante stattfindet. Wenn die Klingen damit beginnen, das Gewebe zu schneiden, und der Abstand zwischen den Klingen abnimmt, nimmt der Stromfluss zwischen gegenüberliegenden Elektroden gegenüberliegender Klingen zu.

[0039] Fig. 4b zeigt die Klingen in einer Stellung, bei der das Gewebe durchtrennt wurde und die Klingen nicht vollständig geschlossen sind. Es ist klar, dass der Strom in dieser Stellung im Wesentlichen zwischen den inneren und äußeren Klingenelementen derselbe Klinge entlang der gewebekontaktierenden Kante oder Fläche **38** fließt und auch zwischen dem äußeren Klingenelement **28** und der Scherfläche **36** des inneren Klingenelements **24** der anderen Klinge fließen kann. Das Ausmaß des Stromflusses durch das Gewebe kann in dieser Situation je nach Gewebetyp, Gewebeposition, Gewebedicke und dem Ausmaß schwanken, welcher mechanischen Spannung das Gewebe unterliegt.

[0040] Fig. 4c zeigt die Klingen in einer vollständig geschlossenen Position. In dieser Position bedeckt die überhängende Lippe **52** aus Isoliermaterial die Vorderkante **42** des inneren Klingenelements **24** der ihr zugewandten Klinge, schließt die inneren Klingenelemente **24** im Wesentlichen ganz ein, isoliert sie vor Gewebekontakt und verhindert, dass Strom hindurchfließt.

[0041] Die Fig. 5a bis Fig. 5c zeigen eine alternative Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, bei der jede der Klingen entsprechend eine Schneidkante **34**, Scherfläche **36** und gewebekontaktierende Kante oder Fläche **38** aufweist, um mit Gewebe in Kontakt zu kommen, wenn sich die Klingen schließen. Zusätzlich umfasst in dieser Ausführungsform jede der Klingen eine rückwärtige Kante oder Fläche **54**, die von der gewebekontaktierenden Kante oder Fläche **38** versetzt oder ihr entgegengesetzt ist, und welche dazu verwendet werden kann, Gewebe in den Situationen zu kauterisieren, in denen es wünschenswert ist, Gewebe mit den rückwärtigen Flächen der Klingen zu kauterisieren.

[0042] Genauer gesagt umfasst jede Klinge, wie in Fig. 5a gezeigt ist, das innere Klingenelement **24**, Isoliermaterial **26** nur über der Außenfläche des inneren Klingenelements **24**, und ein äußeres Klingenelement **28**, welches vollständig über der Außenfläche des inneren Klingenelements liegt. Es ist klar, dass bei diesem Aufbau, wenn die gewebekontaktierende Kante jeder Klinge mit dem Gewebe **40**, um zu schneiden, in Kontakt kommt, Strom zwischen den Flächen **42** und **44** der inneren und äußeren Elemente derselben Klinge und zwischen der inneren Klingenfläche **42** und der äußeren Klingenfläche **44** gegenüberliegender Klingen fließt. Wenn die Klingen in eine geschlossene Position bewegt werden, wie in Fig. 5b gezeigt ist, geht man davon aus, dass Strom zwischen der äußeren Klingenfläche **44** und der inneren Klingenfläche **42** derselben Klinge und zwischen dem inneren Klingenelement und dem äußeren Klingenelement gegenüberliegender Klingen fließt. Sind die Klingen wie in Fig. 5c gezeigt vollständig geschlossen, liegen die vorderen und rückwärtigen Flächen **38** und **54** der inneren und äußeren Elektrode jeder Klinge frei, und Strom kann zwischen den Elektroden jeder Klinge weiterfließen, wenn sie mit Gewebe in Kontakt sind.

[0043] Die rückwärtige Kante jeder Klinge hat in **Fig.** 5 denselben Aufbau wie die Innen- oder Vorderkante der Klinge, wobei sich gewebekontaktierende Flächen **42'** und **44'** entlang der rückwärtigen Fläche **54** erstrecken, und kann deshalb dazu verwendet werden, beim Abtrennen von Gewebe und der Förderung der Hämostase von Gewebe beizutragen, das in einem Eingriff wie stumpfer Dissektion von den Außenseite der Klingen berührt wird. Die Fig. 9a bis Fig. 9c stellen die Verwendung der Schere von **Fig.** 5 in einem Eingriff wie stumpfer Dissektion dar. Bei einer wie in **Fig.** 9 dargestellten stumpfen Dissektion handelt es sich darum, dass die Schere in einer geschlossenen oder halbgeschlossenen Position in das Gewebe eingeführt und dann geöffnet wird, um das Gewebe zu spreizen. Solch ein Spreizvorgang kann zu Blutungen aus Blutgefäßen führen, die während des Eingriffs reißen. Nach der vorliegenden Erfindung kann die Schere von **Fig.** 5 nicht nur zur Förderung von Hämostase während normalen Schneidens verwendet werden, sondern auch, um Hämostase während stumpfer Dissektion o. dgl. zu fördern.

[0044] Fig. 9a zeigt die Scherenklingen von **Fig.** 5

in einer geschlossenen oder nahezu geschlossenen Stellung in das Gewebe **40** eingeführt. In dieser Position fließt Strom durch das Gewebe zwischen den Flächen **42** und **44** derselben Klinge an der innenseitigen gewebekontaktierenden Fläche und zwischen den Flächen **42'** und **44'** derselben Klinge an den rückseitigen gewebekontaktierenden Flächen. Wenn die Klingen zu einer Zwischenposition bewegt werden, sind die Innenflächen nicht länger in engem Kontakt mit dem Gewebe, und der Stromfluss zwischen den inneren und äußeren Klingenelementen nimmt ab oder hört auf. In Kontakt mit den Flächen **42'** und **44'** fließt Strom weiter durch das Gewebe und fördert die Hämostase im Gewebe, wenn sich die Schere spreizt. Dieser Stromfluss und die Hämostase gehen weiter, wenn sich die Schere, wie in Fig. 9c gezeigt, vollständig öffnet.

[0045] **Fig.** 6 zeigt eine weiteer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, bei der das innere Klingenelement **24** im Wesentlichen dieselbe Form hat wie die in **Fig.** 4 gezeigte, wobei die Isolierschicht **26** denselben Abschnitt des inneren Klingenelements bedeckt wie in **Fig.** 4 gezeigt ist. In **Fig.** 6 erstreckt sich das äußere Klingenelement **28** vollständig im selben Maße um das innere Klingenelement wie sich die Isolierschicht **26** um das Material erstreckt. Der Stromfluss zwischen den inneren und äußeren Elementen der Klingen ist in **Fig.** 6 im Wesentlichen der gleiche wie für **Fig.** 4 beschrieben. Entsprechend werden auch die inneren Klingenelemente **24**, wenn die Klingen vollständig geschlossen sind, vollständig vom Isoliermaterial **26** eingeschlossen und ein Stromfluss zwischen den inneren und äußeren Klingenelementen wirksam verhindert. In dieser Konfiguration könnte die äußere Elektrode als einpolige Elektrode verwendet werden, wenn die Schere geschlossen ist.

[0046] Die Fig. 7a bis Fig. 7c zeigen noch eine weitere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ähnlich derjenigen von **Fig.** 6. In dieser Ausführungsform verjüngt sich das innere Klingenelement **24** jedoch zu einem Punkt an der gewebekontaktierenden Kante oder Fläche. Es wird davon ausgegangen, dass in dieser Ausführungsform der Höchstbetrag des Stromflusses zwischen dem äußeren Klingenelement einer Klinge und dem inneren Klingenelement der anderen Klinge auftritt, wenn die Klingen Gewebe zertrennen. Es wäre festzuhalten, dass, je breiter die Fläche **42** des inneren Klingenelements ist, umso mehr Strom zwischen den Elektroden (inneren und äußeren Elementen) derselben Klinge fließt, und je schmäler die Fläche **42** ist, um so mehr Strom zwischen den Elektroden (inneren und äußeren Elementen) gegenüberliegender Klingen fließt. Falls die Breite der Fläche **42** die für zweipolige Energie typische Strompfadlänge überschreitet (d. h. größer als ca. 0,050 Zoll in der Breite ist), dann tritt der Großteil des Stromflusses zwischen den Elektroden (inneren und äußeren Elementen) derselben Klinge auf.

[0047] Schließlich stellt Fig. 8 noch dar, wie die vordere oder gewebekontaktierende Fläche einer einzelnen Klinge, die die vorliegende Erfindung verkörpert, unabhängig vom Gewebe, das abgetrennt wird, zur Förderung von Hämostase verwendet werden kann.

[0048] Die Fig. 10 und Fig. 11 zeigen zwei unterschiedliche Verfahren zum Aufbauen der Elektroden und der Isolierschicht einer Klinge nach der Erfindung. Die Bauteile, welche die innere und äußere Elektrode **24** und **28** und die Isolierschicht **26** bilden, werden übereinander angeordnet und auf einem Substrat befestigt, das die Schneidklinge **12** bildet. Der Aufbau dieser Scheren, bei denen die Mantelfläche der äußeren Elektrode **28** minimiert ist, reduziert die Wahrscheinlichkeit kapazitativen Kriechverlusts des Stroms zwischen den inneren und äußeren Elektroden jeder Klinge.

[0049] Wie in den Fig. 12 und 13 gezeigt ist, sind die Klingen noch nicht geschärft, sondern sind so ausgelegt, dass sie mit einem „negativen" Schleifwinkel versehen sind, d. h. die Schneidkante der Klinge neigt sich mit einem stumpfen Winkel im Hinblick auf die Scherfläche nach oben und davon weg. Ein „positiver" Schleifwinkel (d. h. einer, der im Hinblick auf die Scherfläche eine Schneidkante mit einem spitzen Winkel bildet) wäre nötig, wenn die Klingen in der entgegengesetzten Richtung gekrümmt wären, und die Bestandteile, welche die Elektroden und die Isolierschicht bilden, wären auf der entgegengesetzten Seite der Klinge angebracht (und bildeten ein Spiegelbild zu der in den Fig. 10 und Fig. 11 gezeigten Konfiguration).

[0050] Nun ist mit Bezug auf Fig. 12 ein Beispiel einer Klinge nach der vorliegenden Erfindung mit einem „negativen" Schleifwinkel von 15° zu sehen. Ein mögliches Verfahren zur Herstellung einer solchen Klinge besteht darin, ein thermisches Spritzverfahren einzusetzen, um einen Isolator **26** wie Keramik oder die Oberfläche der inneren leitfähigen Klinge **24** abzuscheiden. Dann wird ein Leiter wie Aluminium oder rostfreier Stahl über der Keramik **26** abgeschieden, um das äußere leitfähige Klingenelement bereitzustellen.

[0051] Wie in Fig. 12 zu sehen ist, neigt sich die oberste Kante des Klingenelements von der Scherfläche **36** mit einem Winkel von 30° weg, die Dicke der Keramikschicht beträgt 0,004 Zoll und die Dicke der äußeren leitfähigen Schicht 0,010 Zoll. Die Breite der Elektroden und Isolierschicht entlang der Schneidkante hängt von der Tiefe des Schliffs ab. Wie in Fig. 12 gezeigt ist, besitzt die innere leitfähige Klinge eine Breite von 0,005 Zoll entlang ihrer Schneidkante, die Isolierschicht eine Breite von

0,005 Zoll, und die äußere Elektrode eine Breite von 0,010 Zoll. Wenn Dicken von 0,004 Zoll bis 0,020 Zoll für jede Schicht verwendet werden, können zufriedenstellende Elektroden/Isolatorkonfigurationen wie die in Fig. 12 gezeigten erzielt werden, indem die Klingenschneiden mit einem „negativen" Winkel von ca. 15° bis 30° geschliffen werden.

[0052] Ein Schärfen der Scherenklingen wird typischerweise dadurch erzielt, dass die Klingen mit einer flachen Schleifscheibe geschliffen werden. Wird eine Schleifkante geschliffen, sind die freiliegenden Flächen des inneren leitfähigen Klingenelements, das Isoliermaterial und das äußere leitfähige Klingenelement vorzugsweise nach dem Schärfen der Kante über ihre gesamte Länge gleich breit, so dass ein gleichmäßiger Stromfluss entlang der Länge jeder Klinge zwischen ihrem inneren und äußeren Klingenelement aufrechterhalten werden kann. Darüber hinaus wird die Schneidkante vorzugsweise mit einem anderen als zur Scherfläche der Klinge senkrechten Winkel geschärft, um einen guten Elektrodenkontakt mit dem Gewebe sicherzustellen, das geschnitten wird. Sind die Klingen wie in Fig. 3 gezeigt gekrümmt, kann ein Schärfen der Schneidkante auf die gewünschte Weise äußerst schwierig sein und typischerweise eine genaue Einstellung der Höhe und/oder des Winkels der Schleifscheibe im Hinblick auf die Klinge nötig machen. Die Mehrfacheinstellungen des Winkels und/oder der Höhe der Schleifscheibe, um die gewünschte Schneidkante zu erzielen, kann folglich ein anspruchsvoller und zeitaufwändiger Prozess sein.

[0053] Somit sind die gekrümmten Klingen der elektrochirurgischen Scheren, um bei einem weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung zu bleiben, darüber hinaus so gestaltet, dass sie zu einer gleichförmigen Kante geschliffen werden können und gleichzeitig eine konstante Höhe und einen konstanten Winkel der Schleifscheibe hinsichtlich der Klinge beibehalten. Dies wird dadurch bewerkstelligt, dass eine Schneidkante und gewebekontaktierende Fläche einer der Klingen mit einem „konvexen" Radius oder einer „konvexen" Krümmung versehen wird, während die Schneidkante und gewebekontaktierende Fläche der anderen Klinge mit einem „konkaven" Radius oder einer „konkaven" Krümmung versehen wird.

[0054] Nunmehr mit Bezug auf die Fig. 13a und Fig. 14a ist ein Paar zusammenwirkender Scherenklingen **12** zu sehen. Wie vorstehend beschrieben, umfasst jede Klinge **12** ein inneres leitfähiges Klingenelement **24**, welches eine Schneidkante **34** und eine Scherfläche **36** aufweist. Ein Isoliermaterial **26** trennt das innere leitfähige Klingenelement **24** vom äußeren leitfähigen Klingenelement **28**. In den Fig. 13b und Fig. 14b ist eine Draufsicht der Schneidkante zu sehen, welche dieselben Elemente zeigt.

[0055] Wie in den Fig. 13b und Fig. 14b zu sehen ist, ist die Scherfläche **36** jeder Klinge **12** in einer zur Ebene der Zeichnung im Wesentlichen senkrechten Krümmung ausgebildet. Zudem ist auch die Schneidkante jeder Klinge **12** gekrümmt. Eine Klinge **12** ist so gekrümmt, dass sie einen konvexen Bogen bildet (in Fig. 13a als „konvexer Radius" bezeichnet), während die komplementäre Klinge **12** eine Schneidkante hat, die so gekrümmt ist, dass sie einen konkaven Bogen bildet (in Fig. 14a als „konkaver Radius" bezeichnet). Der zusätzliche Radius in der Schneidkante führt zu einer Schneidkante, die mittels einer flachen Schleifscheibe geschliffen werden kann, die auf eine feststehende Höhe über der Klinge eingestellt werden kann.

[0056] Wie zu erkennen ist, hängen der konvexe und konkave Radius, mit denen die Schneidkanten versehen sind, von der Krümmung der Klingen ab, und der eigentliche Radius kann entweder mathematisch oder empirisch bestimmt werden. Wie in den Fig. 13c und Fig. 14c gezeigt ist, kann die Schneidkante so vorgesehen werden, dass die flache Seite der Schleifscheibe in einer Ebene gehalten wird (als „Schleifebene" bezeichnet) und die Klingen in einem Winkel dazu befestigt werden (als „Schleifwinkel" bezeichnet). In der Folge können mehrere anstelle von wie ehedem einzelnen Klingen gleichzeitig in einer Halterung geschliffen werden, und der Verschleiß der Schleifscheibe kann leicht ausgeglichen werden, indem einfach die Schleifscheibenhöhe über der Klinge eingestellt wird.

[0057] Sowohl die „aufgebaute" Elektrode (Fig. 10, Fig. 11) als auch der „negative" Schleifwinkel (Fig. 12 bis 14) sind Verfahren, um eine Konfiguration zu erzielen, bei der die gewebekontaktierende Fläche und die Elektrode bezüglich der Schneidkante erhöht sind. Dies ist insofern vorteilhaft, als während des Schneidens von Gewebe dieses vor dem Schneiden zusammengedrückt wird. Die ‚Koaptation' von Gewebe ist ein bekanntes Verfahren, das beim Verschließen von Blutgefäßen mit zweipoliger Kauterisation eingesetzt wird und die Koagulations- und Verschließleistung der Scheren verbessern kann. Eine Erhöhung der Elektrode reduziert auch die positionsbedingte Empfindlichkeit des Instruments, da ein Gewebekontakt mit beiden Elektroden auch bei großen Winkeln stattfindet.

[0058] Die Erfindung, so wie sie dargestellt ist, eignet sich zum Einsatz sowohl bei minimalinvasiven chirurgischen Eingriffen (z. B. die in den Fig. 1 bis Fig. 3 und Fig. 10 dargestellten Scheren) oder offenen chirurgischen Eingriffen (z. B. die in Fig. 11 dargestellten Scheren). Solche offenen Eingriffe, die sich besonders für den Einsatz der Scheren von Fig. 11 eignen, umfassen Laparotomien oder chirurgische Schnitte der Bauchdecke. Bei solchen Eingriffen können die erfindungsgemäßen Scheren vorteil-

haft zur Kontrolle der Blutung eingesetzt werden. Beispielsweise können die erfindungsgemäßen Scheren dazu verwendet werden, kleine bis mäßig große Gefäße mit einer einzigen Bewegung zu schneiden und kauterisieren, wobei die Scheren mit einem Fußpedal betätigt werden. Solche offenen Scheren können auch für Nadelpunkt- und Zonenkoagulation verwendet werden (wobei die Spitze der Schere auf den zu koagulierenden Bereich gesetzt wird), oder zum „Vorverschließen" größerer Gefäße vor dem Schneiden (indem das Gewebe und die Gefäße zwischen die Klingen der Scheren eingebracht und die Scheren vor dem Schneiden aktiviert werden, um das Gewebe zu koagulieren).

[0059] Wie nun problemlos zu erkennen ist, fallen der vorliegenden Erfindung gegenüber den herkömmlichen zweipoligen Scheren viele Vorteile zu. Als Erstes macht es die vorliegende Erfindung nicht erforderlich, dass die Scherenklingen elektrisch voneinander isoliert werden. Die Klingen müssen nämlich in elektrischem Kontakt stehen, weil die Gegenflächen die Elektrode mit derselben Polarität umfassen (d. h. sowohl die Scherflächen als auch die Flächen jeder Klinge wirken als Elektroden). Da die Scherflächen HF-Energie leiten, findet eine Kauterisierung direkt an der Stelle jeder Scherkante statt, wenn die Scheren Gewebe durchschneiden.

[0060] Darüber hinaus findet im Gegensatz zu herkömmlichen zweipoligen Scheren ein Stromfluss zwischen vier Elektrodenpaaren statt, weil jede der Klingen ein Paar zweipoliger Elektroden umfasst. Die vorliegende Erfindung lässt zwei Strompfade zwischen dem Klingenpaar zu und lässt Strom zwischen den Elektrodenpaaren auf jeder Klinge fließen. Demzufolge ist die Impedanz zwischen den Elektrodenpaaren an denselben Klingen wegen des geringen Abstands der Elektroden auf jeder Klinge deutlich niedriger als zwischen gegenüberliegenden Klingen.

[0061] Die einzigartige Elektrodenkonfiguration der vorliegenden Erfindung ermöglicht auch eine hämostatische Durchtrennung sowohl von sehr dünnem als auch dickem Gefäßgewebe, weil die Kauterisierung entlang der gesamten Länge jeder Klinge, wenn das Gewebe geschnitten wird, weit vor dem Scheitelpunkt der Klingen stattfindet.

[0062] Aufgrund der einzigartigen Elektrodenkonfiguration der vorliegenden Erfindung sind die inneren und äußeren Elektroden jeder Klinge darüber hinaus so positioniert, dass eine Drehung der Scherenklingen immer zu einem Kontakt zwischen zumindest einem äußeren und inneren Elektrodenpaar führt, wodurch die positionsbedingte Empfindlichkeit minimiert und veranlasst wird, dass die Koagulation auf beiden Seiten der Schere gleichmäßig auftritt.

[0063] Obwohl die mehreren Figuren verschiedene alternative Bauweisen für die Klingen der vorliegenden Erfindung darstellen, ist die vorliegende Erfindung nicht auf diese besonderen Versionen beschränkt, und es wird vorweggenommen, dass auch andere Klingengestaltungen verwendet werden können, welche die vorliegende Erfindung verkörpern und von dem speziellen, in den Figuren gezeigten Aufbau abweichen.

Patentansprüche

1. Gewebeschneidvorrichtung, Folgendes umfassend:
ein Paar Klingen, die für eine relative Bewegung in einer scherenartigen Wirkung zwischen einer geöffneten und einer geschlossenen Position verbunden sind;
wobei jede der Klingen eine gewebekontaktierende Fläche zum Kontaktieren von Gewebe umfasst, wobei die Kontaktierungsfläche jeder Klinge eine erste und eine zweite voneinander beabstandete Elektrode umfasst, die sich entlang der Fläche erstrecken, wobei die Elektroden zum Anschluss an eine Spannungsquelle mit einem Paar von Anschlüssen mit entgegengesetzter Polarität ausgelegt sind;
wodurch ein Stromfluss zwischen der ersten und der zweiten Elektrode jeder Klinge eine Hämostase im Gewebe hervorruft, das mit der Fläche in Kontakt ist.

2. Gewebeschneidvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die erste Elektrode jeder Klinge zuinnerst angeordnet ist und die zuinnerst angeordneten Elektroden zum Anschluss an denselben Anschluss der Spannungsquelle ausgelegt sind, so dass die zuinnerst angeordneten Elektroden dieselbe Polarität aufweisen.

3. Gewebeschneidvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die ersten und zweiten Elektroden so angeordnet sind, dass Strom zwischen der ersten und der zweiten Elektrode jeder Klinge und zwischen der ersten Elektrode einer Klinge und der zweiten Elektrode der anderen Klinge fließt, wenn die gewebekontaktierenden Flächen während des Schneidens einander nähergebracht werden.

4. Elektrochirurgisches Instrument zum Schneiden und Koagulieren von Gewebe, Folgendes umfassend:
eine Gewebeschneidvorrichtung nach Anspruch 1, wobei eine Elektrode jeder Klinge aus einem leitfähigen Klingenelement besteht.

5. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 4, wobei die Klingenelemente zum Anschluss an denselben Anschluss der Spannungsquelle ausgelegt sind, so dass sie dieselbe Polarität aufweisen.

6. Gewebeschneidvorrichtung nach Anspruch 1, bei der jedes Paar von Klingen darüber hinaus eine

Kante umfasst, die von der gewebekontaktierenden Fläche versetzt ist, wobei sich die ersten und zweiten Elektroden entlang der gewebekontaktierenden Fläche und der versetzten Kante erstrecken.

7. Gewebeschneidvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Elektroden an entgegengesetzte Anschlüsse einer bipolaren HF-Energiequelle anschließbar sind.

8. Gewebeschneidvorrichtung nach Anspruch 1, wobei jede Klinge eine erste Elektrode, eine über der ersten Elektrode aufgebrachte Schicht Isoliermaterial, und eine zweite, über der Schicht Isoliermaterial aufgebrachte Elektrode umfasst, wobei die erste Elektrode, die Schicht Isoliermaterial und die zweite Elektrode mit einem konstanten Kontaktwinkel bezüglich der Klinge geschliffen sind.

9. Gewebeschneidvorrichtung nach Anspruch 1, bei der die erste und die zweite Klinge eine Schneidkante, eine Scherfläche und eine gewebekontaktierende Fläche aufweist, wobei die Schneidkante und zumindest ein Abschnitt der gewebekontaktierenden Fläche der ersten bzw. zweiten Klinge im Wesentlichen koplanar sind und einen stumpfen Winkel im Hinblick auf die Scherfläche bilden, so dass jede gewebekontaktierende Fläche im Hinblick auf ihre Schneidkante erhöht ist.

10. Gewebeschneidvorrichtung nach Anspruch 1, wobei jede der Klingen eine Scherfläche umfasst, wobei die Scherflächen der Klingen in einander zugewandtem Verhältnis stehen, wobei die Scherfläche jeder Klinge eine der Elektroden umfasst und von gleicher Polarität ist.

Es folgen 11 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

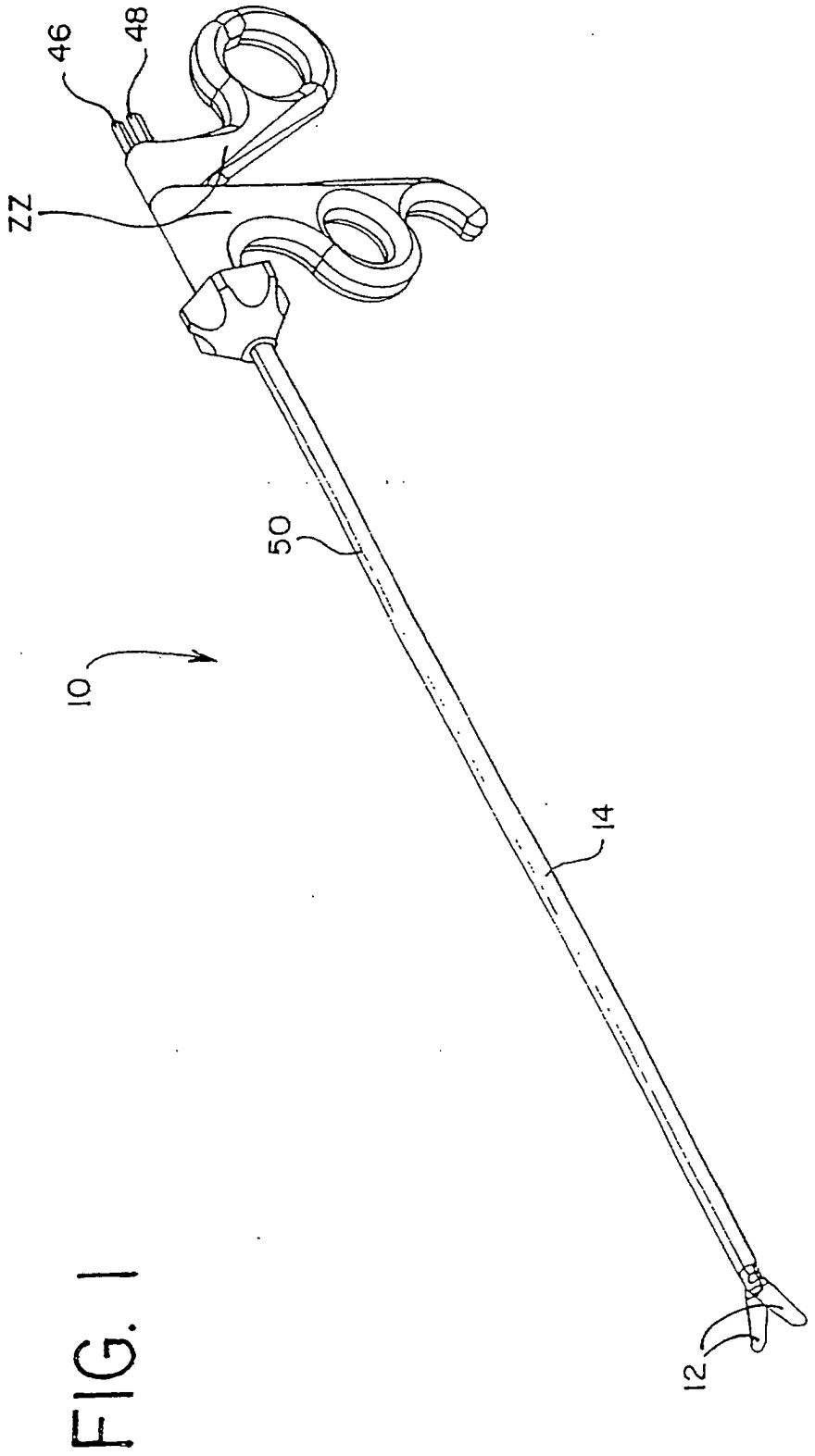


FIG. 1

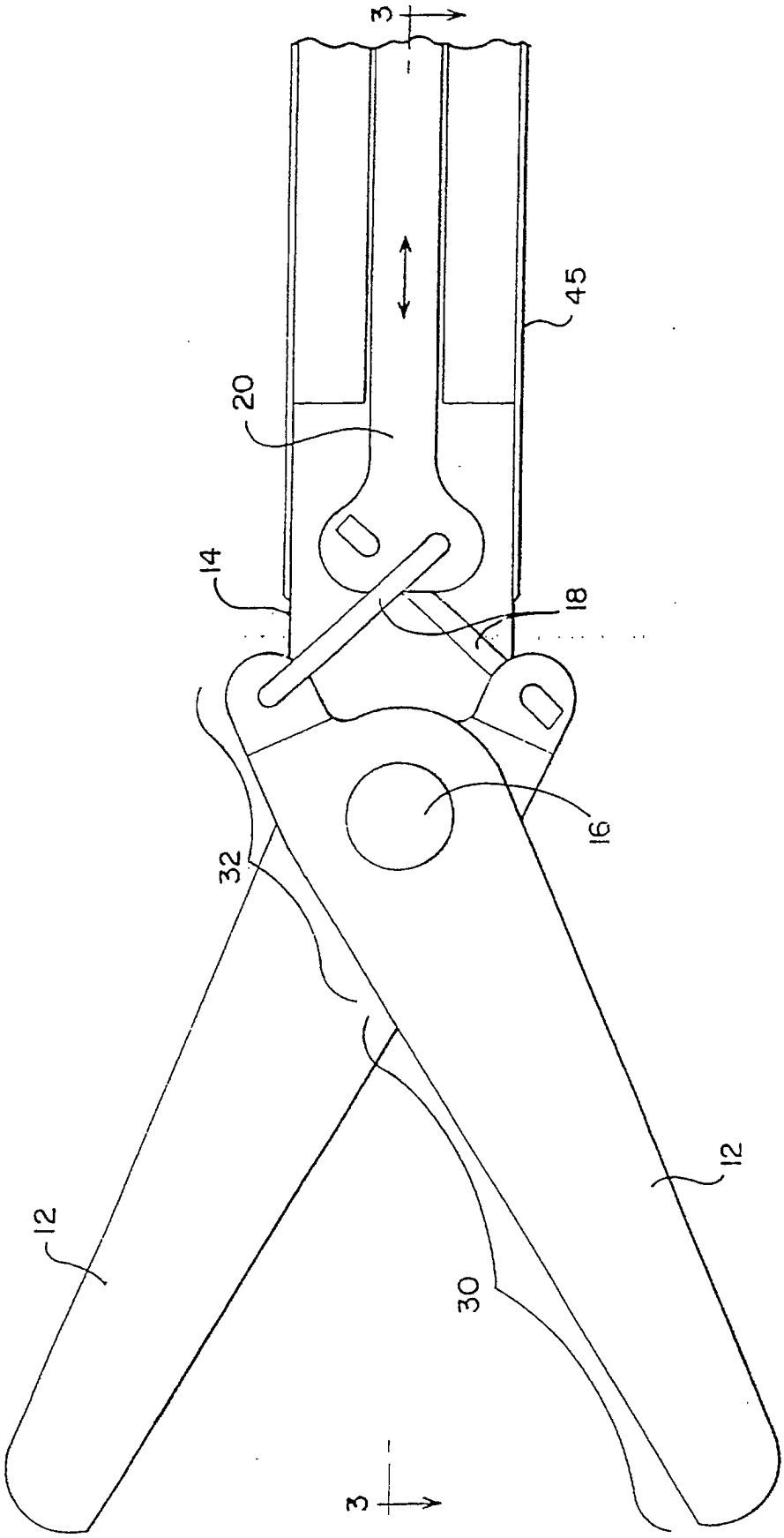


FIG. 2

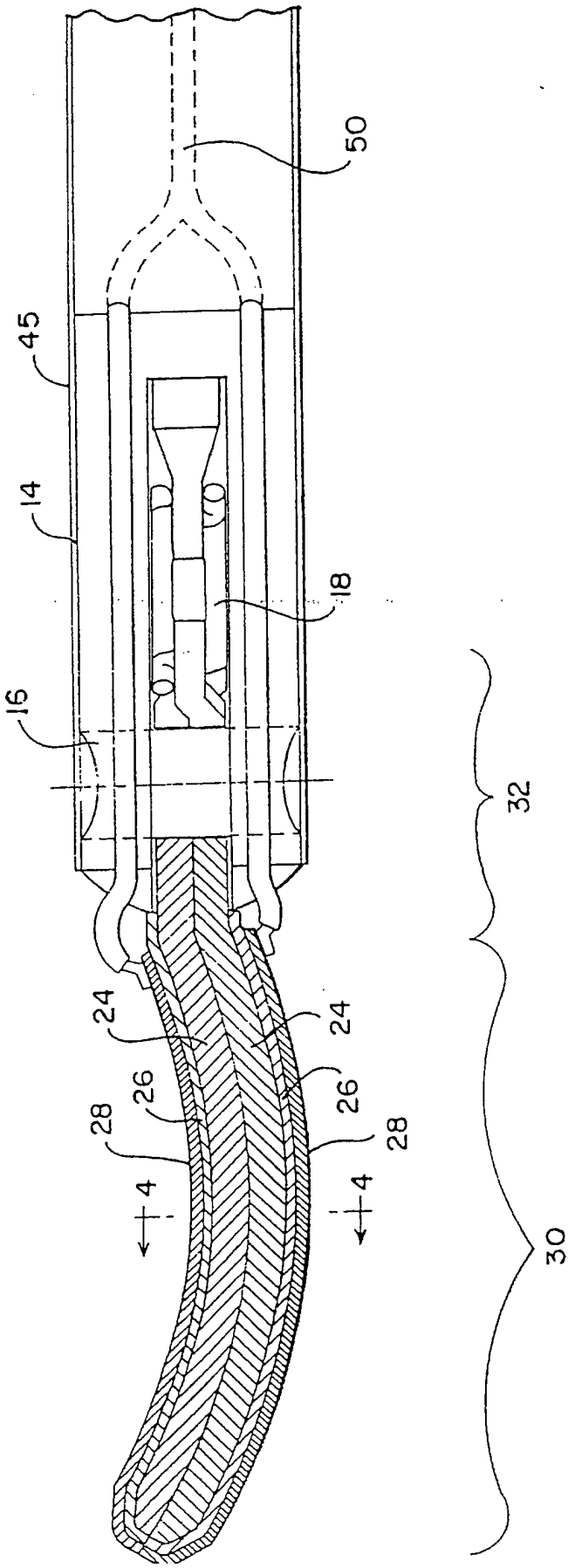


FIG. 3

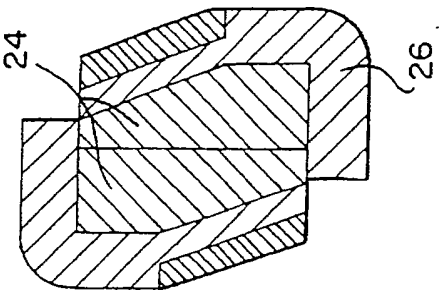


FIG. 4C

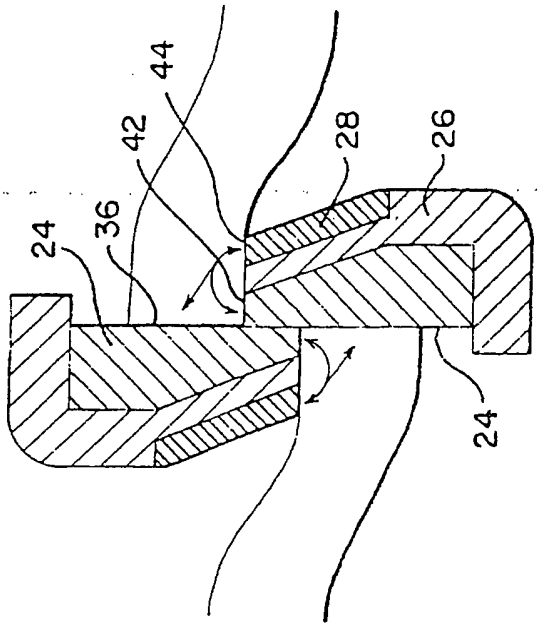


FIG. 4B

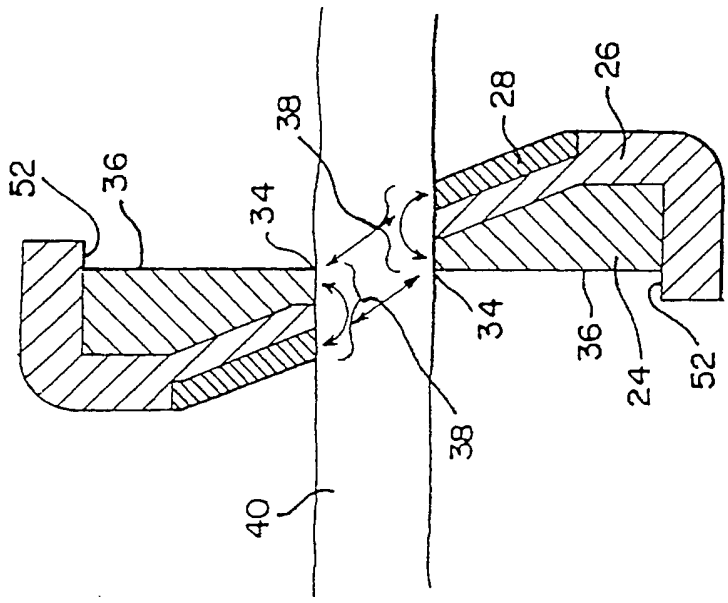


FIG. 4A

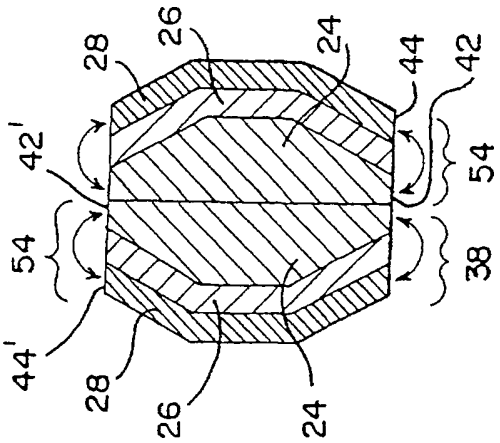


FIG. 5C

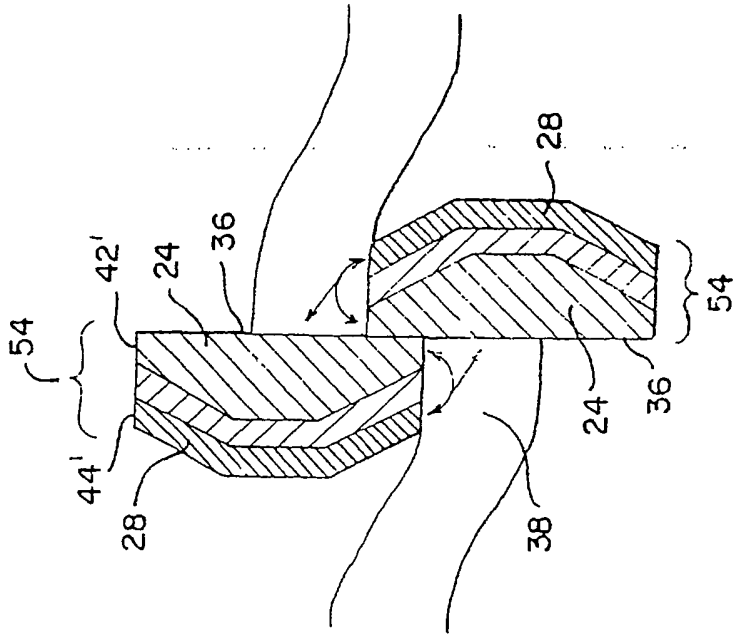


FIG. 5B

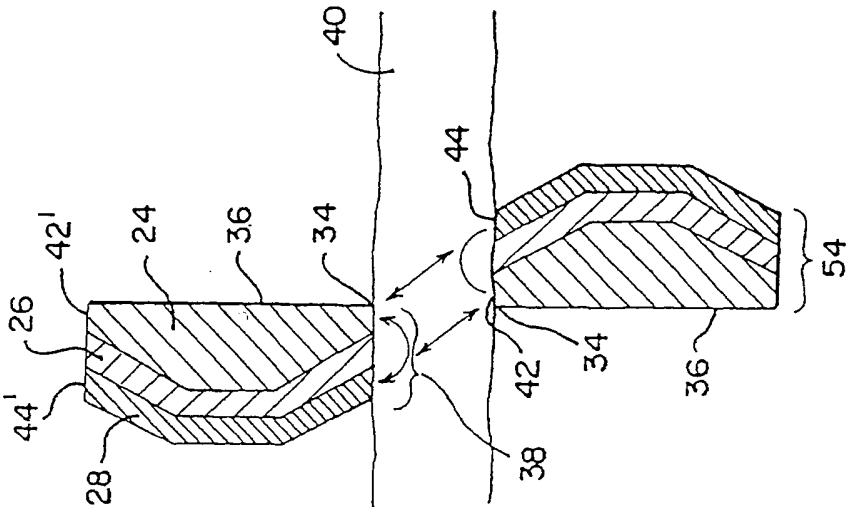


FIG. 5A

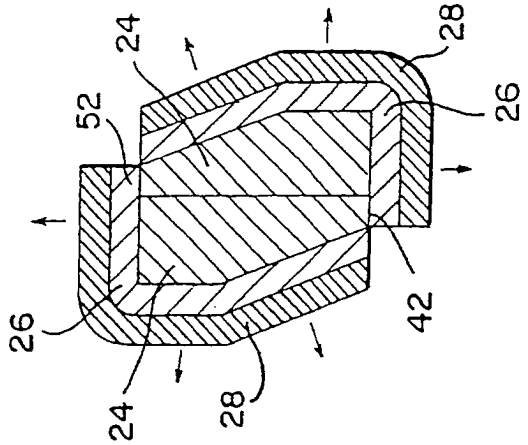


FIG. 6C

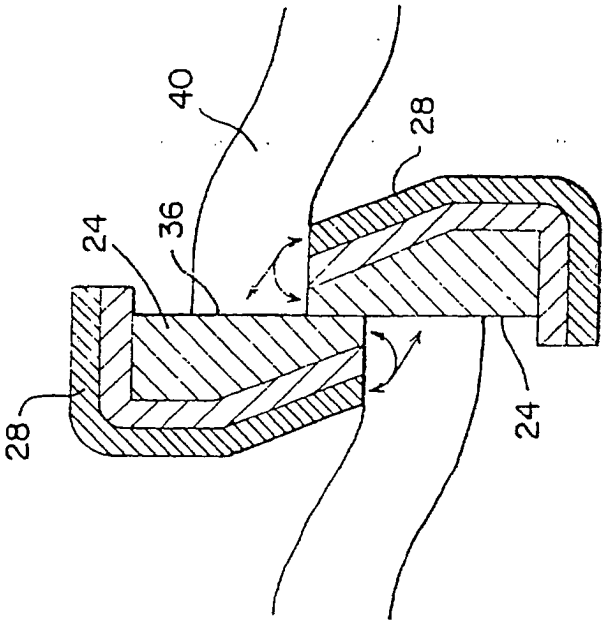


FIG. 6B

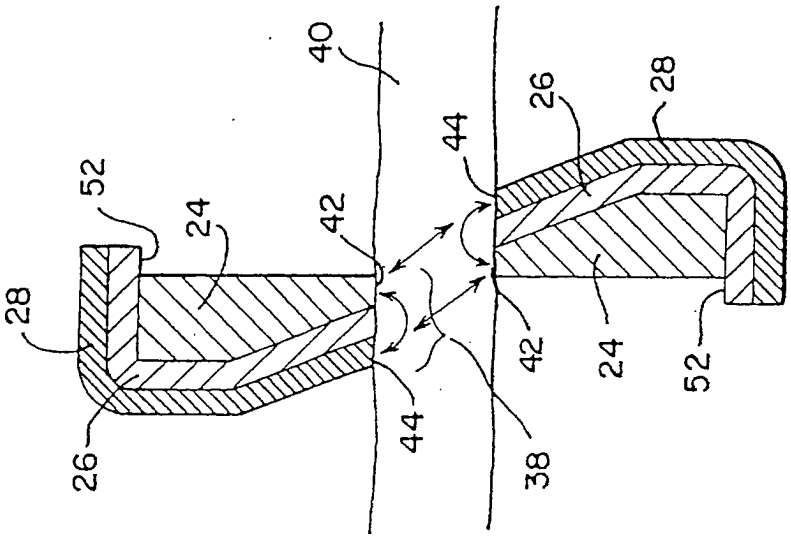


FIG. 6A

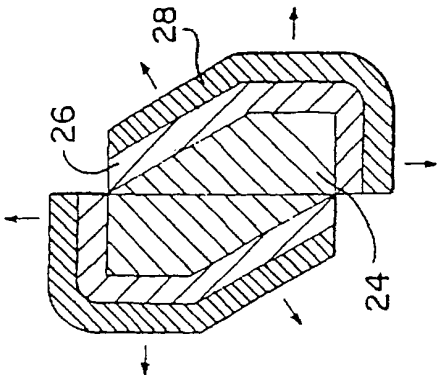


FIG. 7C

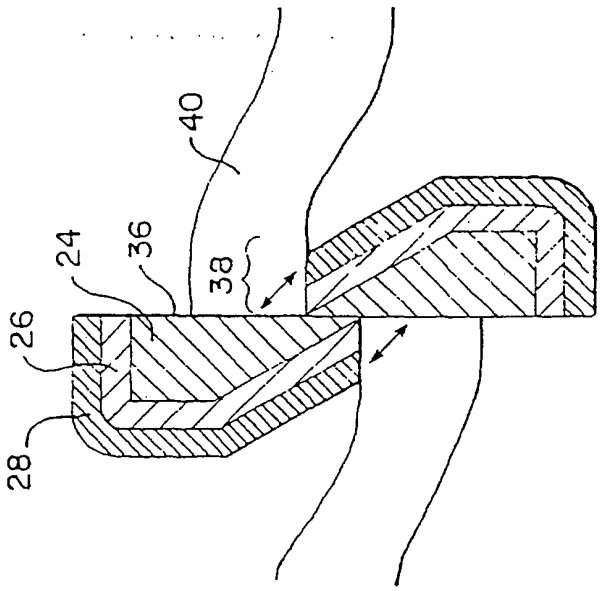


FIG. 7B

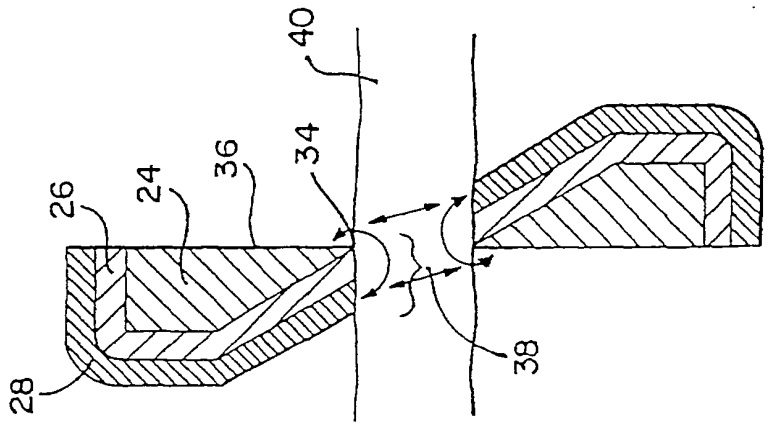


FIG. 7A

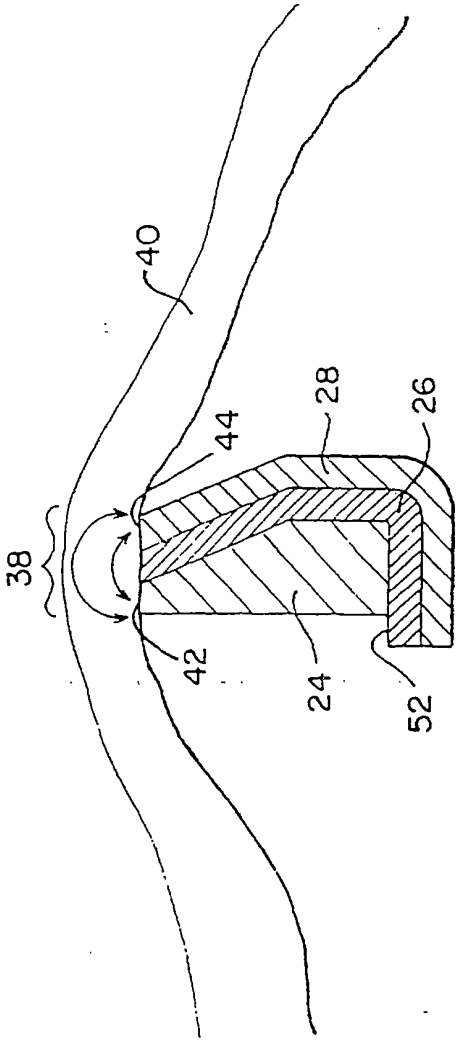


FIG. 8

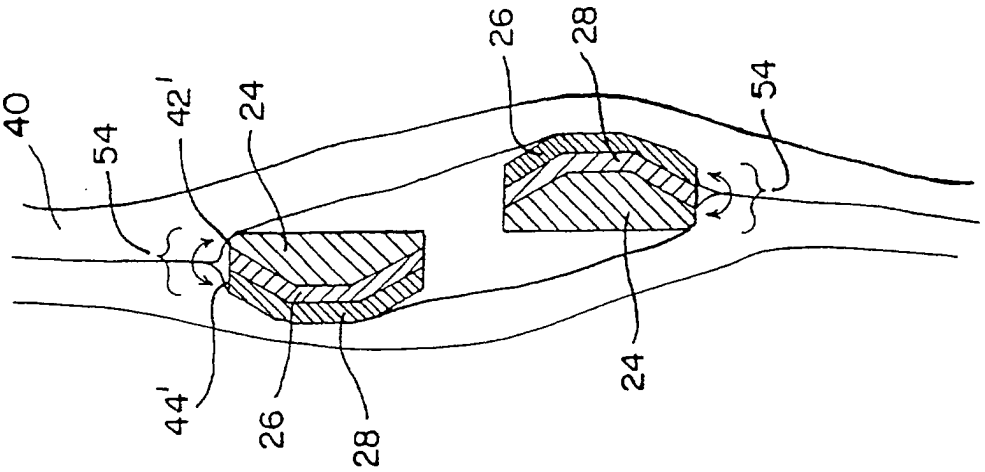


FIG. 9C

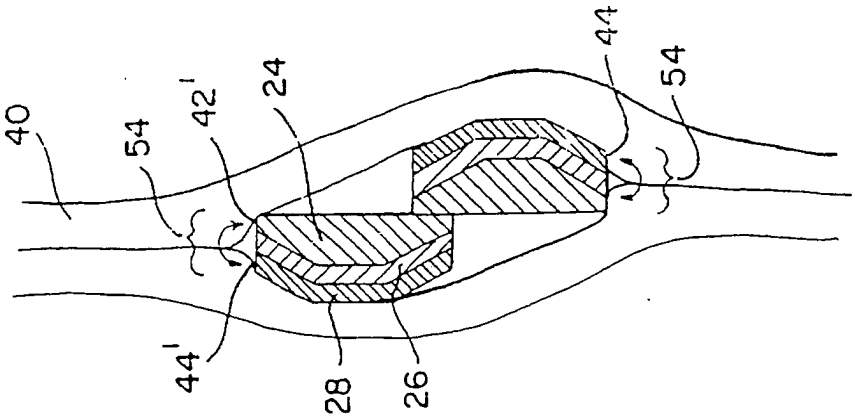


FIG. 9B

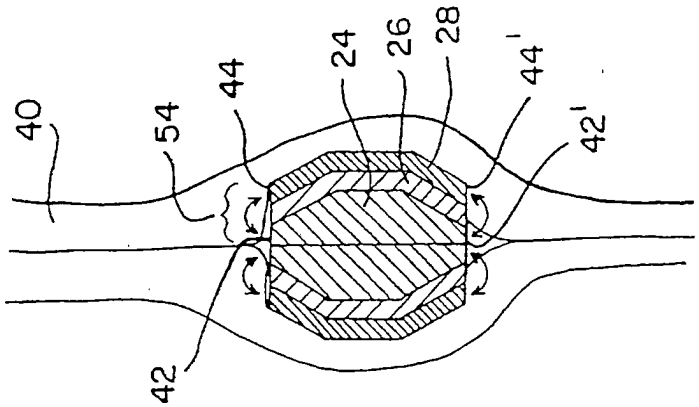


FIG. 9A

FIG. 10

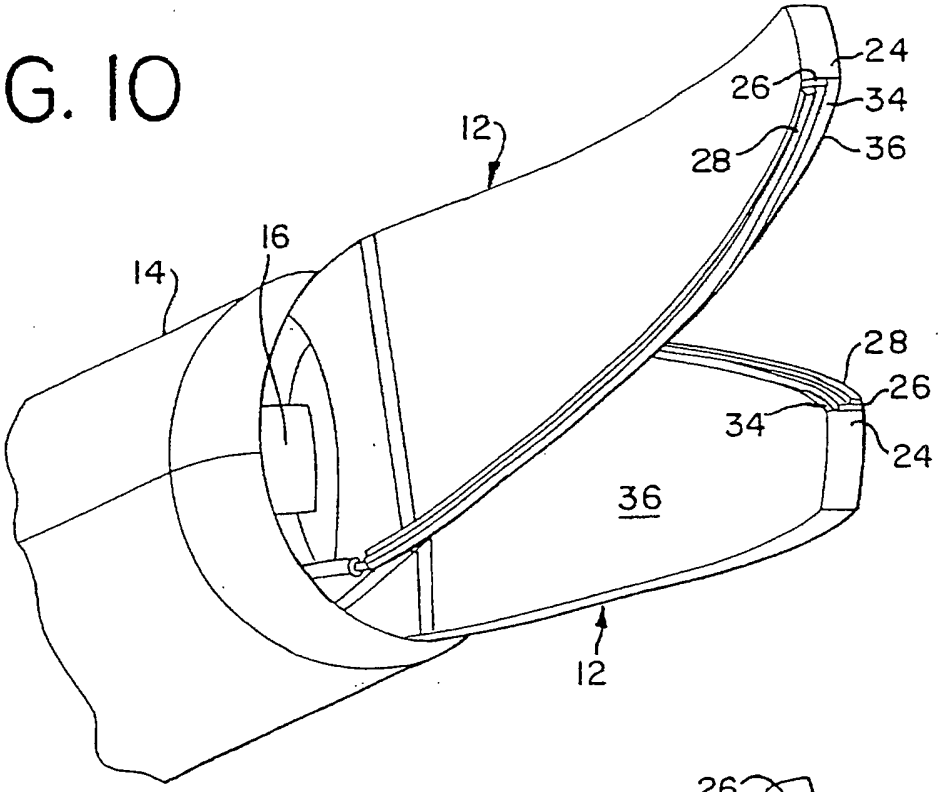
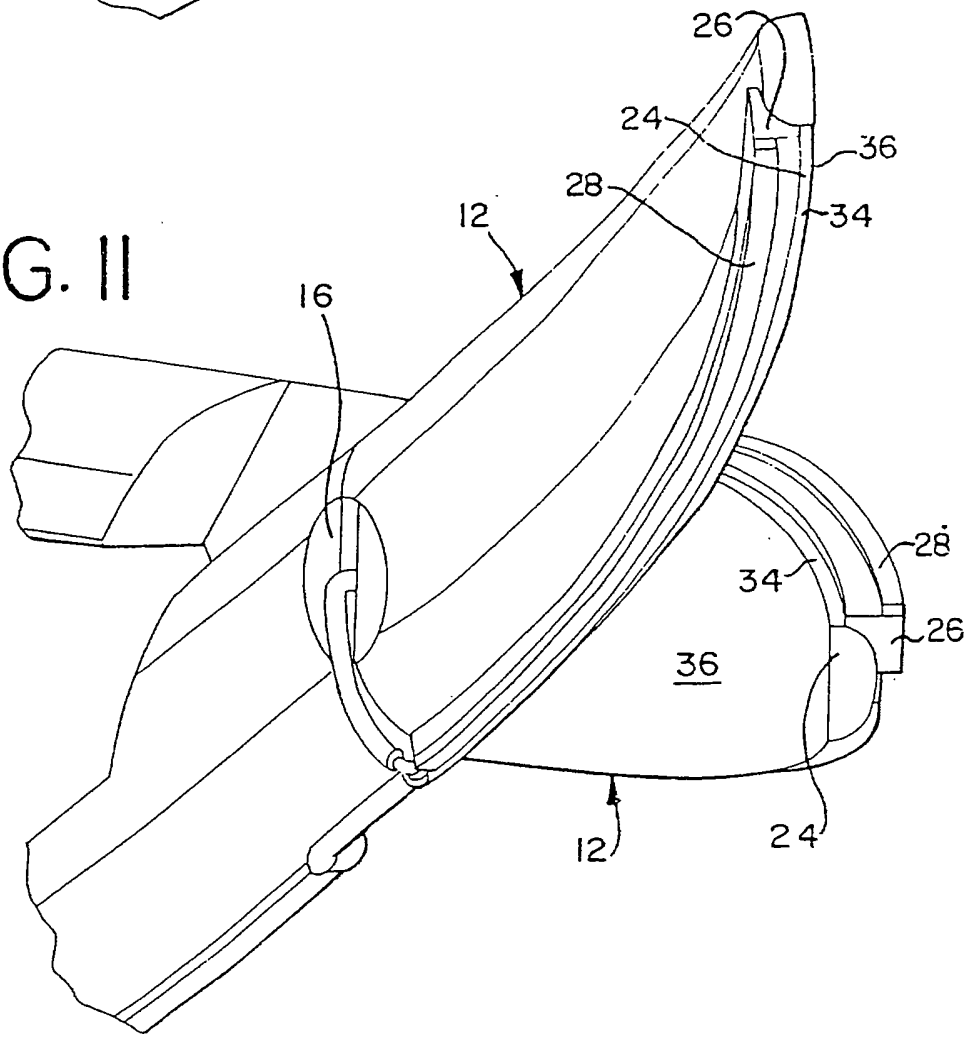

24
26
34
36
28
12
16
14
28
26
34
24
36
12

FIG. 11


26
24
36
28
34
12
16
28
34
26
36
12
24

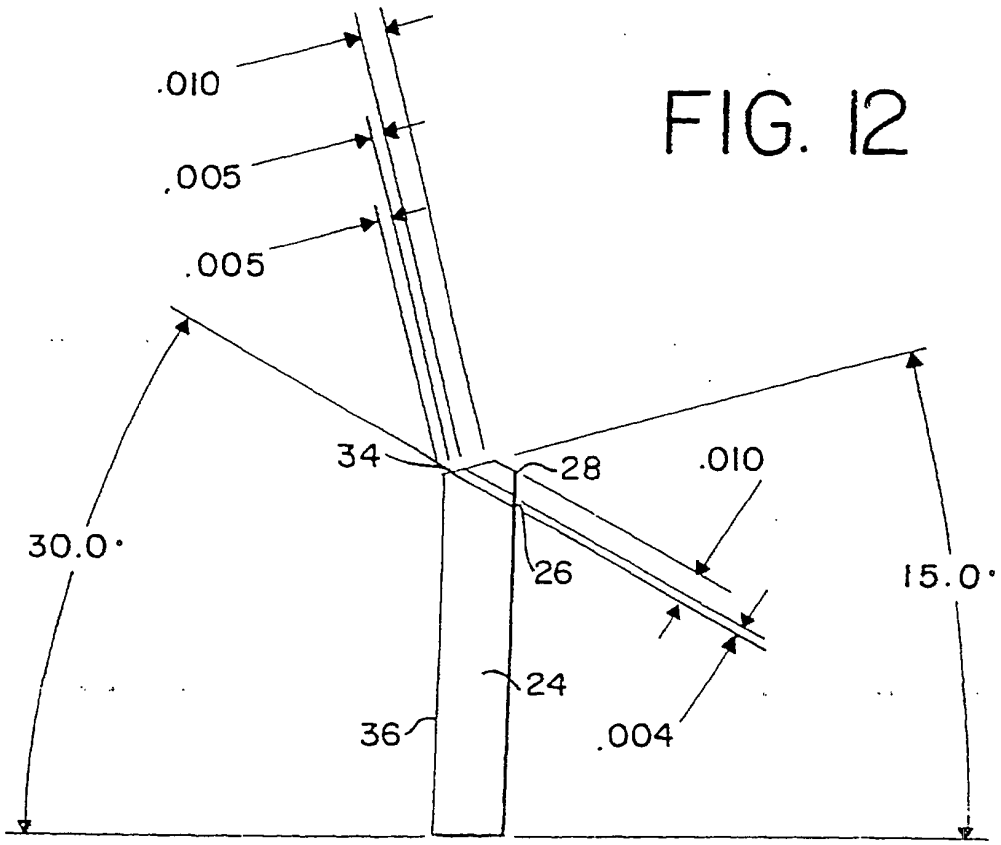


FIG. 12

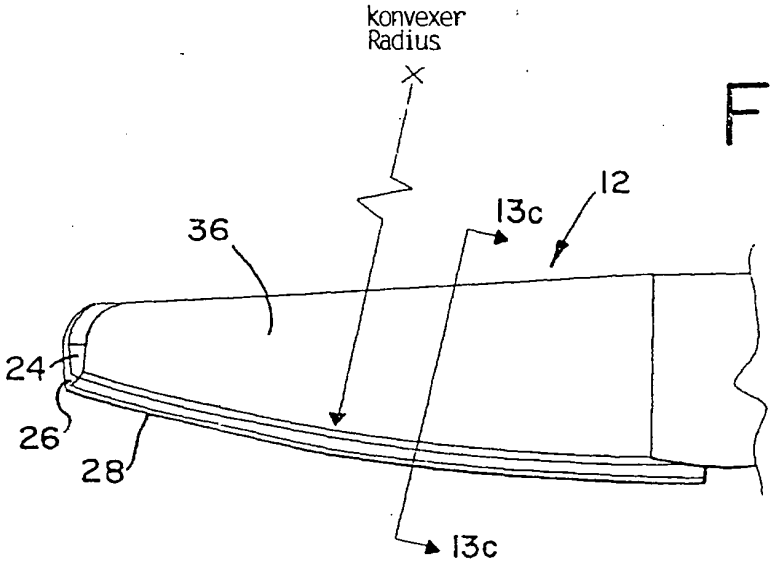
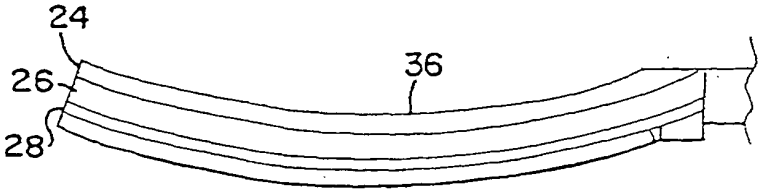


FIG. 13a

FIG. 13c

FIG. 13b



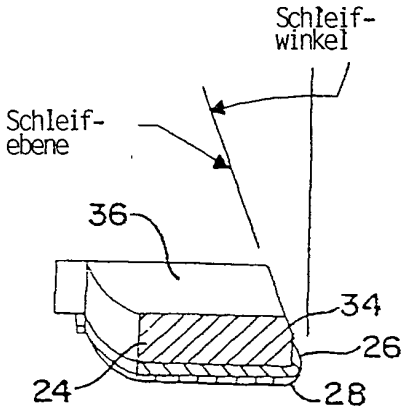


FIG. 14a

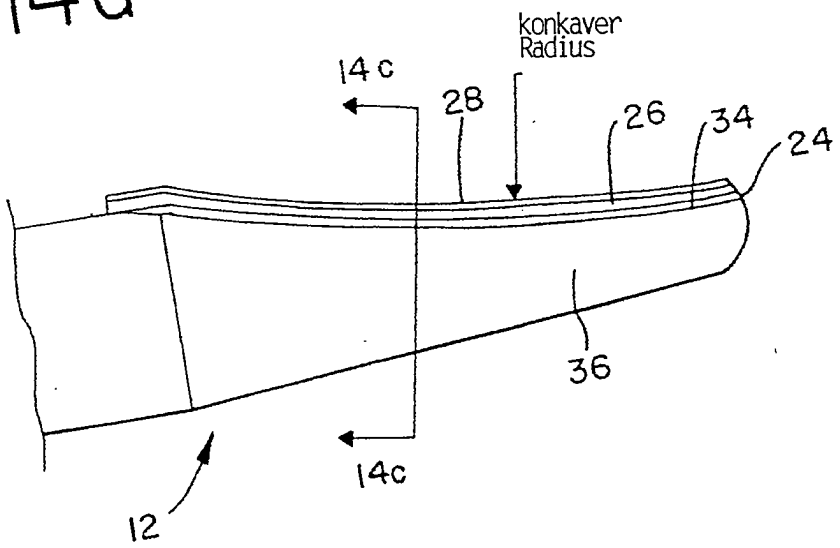


FIG. 14b

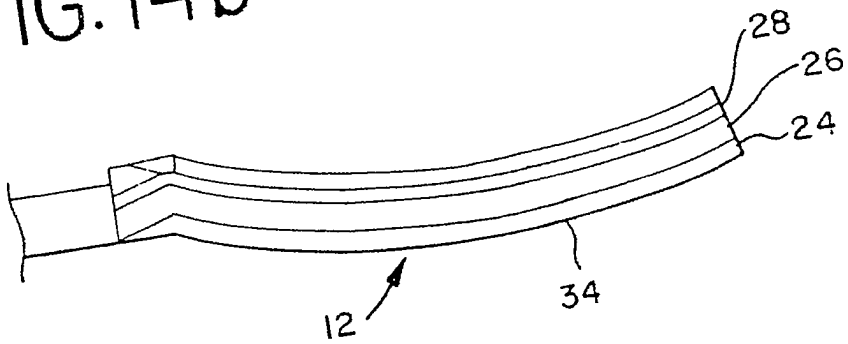


FIG. 14c

