



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 698 03 349 T2** 2007.02.08

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 908 152 B1**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 17/32** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **698 03 349.3**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **98 308 236.3**

(96) Europäischer Anmeldetag: **09.10.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **14.04.1999**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **02.01.2002**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **08.02.2007**

(30) Unionspriorität:
949133 **10.10.1997** **US**

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

(73) Patentinhaber:
Ethicon Endo-Surgery, Inc., Cincinnati, Ohio, US

(72) Erfinder:
**Whipple, Gary, South Attleboro, Massachusetts
02703, US**

(74) Vertreter:
BOEHMERT & BOEHMERT, 28209 Bremen

(54) Bezeichnung: **Ultraschallkoagulationsvorrichtung mit Greifer und Kraftbegrenzungsmechanismus dafür**

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

Technisches Fachgebiet

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich im allgemeinen auf chirurgische Ultraschallvorrichtungen und im besonderen auf eine chirurgische Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung zum Koagulieren und/oder zum Schneiden von Gewebe, die einen Klemm-Mechanismus mit einer Anordnung enthält, die verhindert, daß der Mechanismus das Gewebe, das durch denselben erfaßt wird, mit einer unangemessen starken Klemmkraft beaufschlagt.

Hintergrund der Erfindung

[0002] Die Anwendung von chirurgischen Ultraschallinstrumenten bei chirurgischen Eingriffen findet eine zunehmend größere Verbreitung auf Grund der einzigartigen Leistungsmerkmale solcher Instrumente. Je nach deren spezieller Ausführung und den Funktionsparametern kann man chirurgische Ultraschallinstrumente im wesentlichen gleichzeitig zum Schneiden von Gewebe und zur Hämostase bei der Koagulation einsetzen, was in wünschenswerter Weise das Trauma für den Patienten minimiert. Der Schneidvorgang wird typischerweise durch den End-Manipulator am distalen Ende des Instrumentes ausgeführt, wobei durch den End-Manipulator Ultraschallenergie auf das mit ihm in Kontakt kommende Gewebe übertragen wird. Ultraschallinstrumente dieser Art können sowohl für die offene Chirurgie als auch für laparoskopische oder endoskopische chirurgische Eingriffe eingerichtet sein.

[0003] Es sind chirurgische Ultraschallinstrumente entwickelt worden, die einen Klemm-Mechanismus enthalten, der dazu dient, das Gewebe gegen den End-Manipulator des Instrumentes zu drücken, um Ultraschallenergie in das Gewebe des Patienten einzukoppeln. Eine solche Anordnung (die gelegentlich auch als Ultraschall-"Transektor" bezeichnet wird) wird in dem U.S.-Patent Nr. 5.322.055 offenbart, wobei die Offenbarung dieses US-Patentes den Oberbegriff der angefügten Ansprüche 1 und 5 bildet.

[0004] Ein wichtiger Konstruktionsparameter bei den Ultraschall-Klemm-Koagulatoren oder bei ähnlichen Instrumenten liegt dabei darin, die Vorrichtungen so auszuführen, daß das Beaufschlagen mit einer übermäßigen Kraft zum Klemmen vermieden wird bei gleichzeitiger Aufrechterhaltung einer guten tastsensorischen Rückkopplung an den Benutzer des Instrumentes. Einige Konstruktionen nach dem Stand der Technik sehen keine besonderen Vorrichtungen zur Begrenzung der Klemmkraft vor, wobei die Kräfte in typischer Weise allein durch die Verbiegbarkeit der Bauteile begrenzt werden, weiterhin durch starre Bewegungsbegrenzer an dem der Krafteingabe dienenden Hebel der Konstruktion, durch die

spezifischen mechanischen Vorteile bei der konstruktiven Ausführung der jeweiligen Vorrichtungen und durch die durch die Hand des Anwenders aufgebraachte Kraft. Die Erfahrungen haben gezeigt, daß es wichtig ist, eine gleichförmige Klemmkraft in den Ultraschallinstrumenten aufzubringen, um bei gleichzeitigem Aufrechterhalten einer guten tastsensorischen Rückkopplung einen maximalen Gewebeeffekt zu erzeugen, ohne dabei das System zu überlasten.

[0005] Technisch verwertbare Ausführungsformen der in dem oben aufgeführten Patent offenbarten Klemmvorrichtung enthalten ein längliches drahtähnliches Bauteil, das zum Zwecke der Bewegungsübertragung von dem Betätigungshebel der Vorrichtung zum schwenkbaren Klemmarm des Klemm-Mechanismus hin- und herbewegt werden kann. Es wurde festgestellt, daß diese Anordnung die wesentliche Eigenschaft besitzt, die von dem Griff zum Klemm-Mechanismus übertragenen Kräfte zu begrenzen. Aller Wahrscheinlichkeit nach unterliegt das drahtähnliche Bauteil über einen beträchtlichen Abschnitt seiner Längsausdehnung keiner räumlichen Einschränkung und, auf Grund des Federungsvermögens des drahtähnlichen Bauteils und der ihm zugeordneten Elemente und Verbindungen, bewirkt die Vorrichtung tatsächlich eine Begrenzung der Kraftübertragung vom Griff zum zugeordneten Klemmarm. Im besonderen ist es wahrscheinlich, daß das drahtähnliche Bauteil unter Kompressionsdruck steht, wenn es zum Schließen des zugeordneten Klemmarmes betätigt wird. Wenn das drahtähnliche Bauteil mit einer übermäßigen Kraft beaufschlagt wird, dann wird es vermutlich wie eine Säule ausgelenkt, um die von ihm übertragenen Klemmkraft zu begrenzen.

[0006] Es ist sicher einzusehen, daß der unterschiedlich starke Händedruck der jeweiligen Benutzer einer Ultraschall-Klemmvorrichtung zu beträchtlichen Schwankungen bei der maximalen Klemmkraft, mit der das Gewebe am End-Manipulator beaufschlagt wird, führen kann. Dabei kann eine übermäßige Klemmkraft eine Überlastung des Ultraschallsystems verursachen, was in unerwünschter Weise die akustische Bewegung des Systems dämpft und die Wirkung auf das Gewebe reduziert. Wenn ein Klemm-Mechanismus mit geringem mechanischen Vorschub versehen ist, um dadurch die Klemmkraft zu begrenzen, kann es sein, daß einige Benutzer während des Einsatzes des Gerätes schnell ermüden und Mühe haben, den Betätigungshebel mit der erforderlichen Kraft zu beaufschlagen, um die notwendige Klemmkraft am End-Manipulator zu erzeugen. Wenn die Klemmkraft unzureichend ist, dann wird das Greifvermögen des Instrumentes in unerwünschter Weise eingeschränkt, und der erwünschte Gewebeeffekt kann nicht erzielt werden.

[0007] Einige der bisherigen aus relativ steifen

Komponenten bestehenden Ultraschall-Klemmkonstruktionen weisen zwar die gewünschte tastsensorische Rückkopplung auf, sind aber nicht für eine Begrenzung der Klemmkräfte ausgelegt. Dagegen sind andere Vorrichtungen aus solchen Komponenten aufgebaut, die in Reaktion auf das Beaufschlagen mit einer Klemmkraft sich verbiegen können, was wie eine Begrenzung der Klemmkraft wirkt, jedoch nicht die gewünschte tastsensorische Rückkopplung an den Benutzer liefert, weil sich daraus ergibt, daß der Griff des Instrumentes sich "schwammig" anfühlt. Solche Anordnungen sind gewöhnlich nicht so konstruiert, daß sie anzeigen, wenn die maximal beaufschlagbare Klemmkraft anliegt. So kann also in der Folge ein Benutzer immer weiter gegen einen Bewegungsbegrenzer des Betätigungshebels eine Kraft aufwenden, ohne zu merken, daß keine zusätzliche Klemmkraft erzeugt wird, sondern es hat nur zur Folge, daß der Benutzer ermüdet.

[0008] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung zu schaffen, die einen Klemm-Mechanismus mit Kraftbegrenzer aufweist, der zur Begrenzung der dabei aufgewendeten Klemmkräfte dient, wobei gleichzeitig die erforderliche gute tastsensorische Rückkopplung an den Benutzer gegeben ist.

Kurze Beschreibung der Erfindung

[0009] Die vorliegende Erfindung schafft eine chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung gemäß den hier beigefügten Ansprüchen 1 und 5.

[0010] Eine entsprechend der vorliegenden Erfindung ausgeführte chirurgische Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung ist so gestaltet, daß sie selektives Schneiden, Koagulieren und Klemmen von Gewebe während eines chirurgischen Eingriffes ermöglicht. Um die Kraft, mit der das Gewebe durch den Klemm-Mechanismus beaufschlagt wird, bei gleichzeitigem Aufrechterhalten einer guten tastsensorischen Rückkopplung an den Benutzer im erforderlichen Maße zu begrenzen, enthält der Klemm-Mechanismus der Vorrichtung eine kraftbegrenzende Anordnung, die eine vorgespannte Feder einschließt. Diese vorgespannte Feder bewirkt, daß der Funktionsmechanismus den erforderlichen "steifen" und festen Eindruck liefert, woraus sich eine gute tastsensorische Rückkopplung und Kontrolle der Klemmkräfte ergibt. Falls der Benutzer den Funktionsmechanismus mit übermäßiger Kraft beaufschlagt, können sich die Komponenten des Funktionsmechanismus relativ zueinander und gegen die vorgespannte Feder bewegen. Vorzugsweise ist wenigstens ein Bewegungsbegrenzer zur Begrenzung der Bewegung des Betätigungshebels vorgesehen, und zwar vor einem vorherbestimmten Maß von Relativbewegung (entgegen der vorgespannten Feder) der Komponenten des Funktionsmechanismus.

[0011] Entsprechend der dargestellten Ausführungsform umfaßt die vorliegende Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung ein Gehäuse und ein äußeres Rohrgehäuse, dessen proximales Ende drehbar mit dem Gehäuse verbunden ist. Ein inneres, vorzugsweise röhrenförmiges Betätigungselement ist hin- und herbeweglich im äußeren Rohrgehäuse angeordnet und kann mit diesem relativ zum Gehäuse der Vorrichtung gedreht werden. Ein Ultraschall-Wellenleiter ist in dem äußeren Rohrgehäuse angeordnet und umfaßt einen End-Manipulator, der sich in distaler Richtung von dem distalen Ende des äußeren Rohrgehäuses erstreckt.

[0012] Mittels eines Klemm-Mechanismus, der einen schwenkbar am distalen Ende des äußeren Rohrgehäuses der Vorrichtung gelagerten Klemmarm enthält, wird das Klemmen des Gewebes gegen den End-Manipulator erreicht. Die Schwenkbewegung des Klemmarmes relativ zum End-Manipulator bewirkt, daß das Gewebe zwischen diesen geklemmt wird. Der Klemmarm ist funktionell mit dem Betätigungselement verbunden, so daß der Klemmarm durch die Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes relativ zum End-Manipulator geschwenkt wird.

[0013] Ein Betätigungshebel ist schwenkbar am Gehäuse gelagert, wobei die Vorrichtung einen Klemm-Antriebsmechanismus aufweist, der den Betätigungshebel funktionell mit dem Betätigungselement verbindet. Mittels dieser Einrichtung bewegt die Schwenkbewegung des Betätigungshebels das Betätigungselement hin und her, wodurch der Klemmarm mit einer Schwenkbewegung beaufschlagt wird.

[0014] Der Klemm-Antriebsmechanismus enthält einen mit dem Betätigungselement verbundenen Antriebsbund und eine funktionell mit dem Betätigungshebel verbundene Antriebsgabel, die an dem Antriebsbund angreift. Die von dem Betätigungshebel auf den Klemmarm durch das Betätigungselement übertragene Kraft wird durch Anbringen einer vorgespannten Feder begrenzt, die den Betätigungshebel und die Antriebsgabel funktionell miteinander verbindet. Im besonderen definiert eines von den beiden Elementen, nämlich der Betätigungshebel bzw. die Antriebsgabel, ein Federgehäuse und das jeweils andere einen Federschlitz, der angrenzend an das Federgehäuse positioniert ist. Eine vorgespannte Feder wird in dem Federgehäuse eingeschlossen gehalten und ist in dem Federschlitz derart positioniert, daß dadurch die Kraft vom Betätigungshebel auf die Antriebsgabel übertragen und begrenzt wird. In der bevorzugten konstruktiven Ausbildung sind die Antriebsgabel und der Betätigungshebel schwenkbar um einen und an einem gemeinsamen am Gehäuse angebrachten Zapfen gelagert, wobei die Antriebsgabel eine Schwenkbewegung relativ zum Betätigungs-

hebel ausführt und diese Bewegung gegen die vorgespannte Feder gerichtet ist.

[0015] Durch diese Anordnung wird die funktionelle Verbindung aus Antriebsgabel und Betätigungshebel durch die Feder vorgespannt, wobei diese Komponenten, nämlich Antriebsgabel und Betätigungshebel, gewöhnlich als eine Einheit um den gemeinsamen Zapfen am Gehäuse schwenkbar sind. Wenn jedoch der Benutzer den Betätigungshebel mit einer übermäßigen Kraft beaufschlagt, wird die auf den Klemmarm übertragene Kraft durch die Relativbewegung des Betätigungshebels in bezug auf die Antriebsgabel gegen die vorgespannte Feder begrenzt.

[0016] In dem dargestellten Ausführungsbeispiel definiert die Antriebsgabel das Federgehäuse des Mechanismus, wobei der Betätigungshebel vorzugsweise ein gabelförmiges Teil enthält, das ein Paar von Federflanschen aufweist, wobei jeder der Flansche einen auf den entsprechend gegenüberliegenden Seiten des Federgehäuses liegenden Federschlitze umschließt. Die vorgespannte Feder besteht vorzugsweise aus einer in dem Federgehäuse als auch in den Federschlitzen des Paares von Federflanschen angeordneten Schraubendruckfeder. Die dargestellte Konstruktion ermöglicht eine Schwenkbewegung des Betätigungshebels relativ zur Antriebsgabel in beiden Richtungen gegen die Schraubendfeder.

[0017] Die Klemmvorrichtung umfaßt vorzugsweise einen Bewegungsbegrenzer, an dem der Betätigungshebel vor einem vorher bestimmten Bewegungsgrad des Betätigungshebels relativ zur Antriebsgabel angreifen kann. Durch diese bevorzugte Anordnung liegt der Betätigungshebel an dem Bewegungsbegrenzer an und verhindert auf diese Weise, daß der Klemm-Mechanismus vor dem vollständigen Zusammendrücken der Schraubendfeder der kraftbegrenzenden Anordnung mit weiterer Klemmkraft beaufschlagt wird.

[0018] Weitere Merkmale und Vorteile der Erfindung werden anhand der folgenden ausführlichen Beschreibung unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen und die hinzugefügten Ansprüche ohne weiteres deutlich.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0019] [Fig. 1](#) ist eine perspektivische Darstellung eines chirurgischen Ultraschallsystems, das eine Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung enthält, welche die Prinzipien der vorliegenden Erfindung verkörpert,

[0020] [Fig. 2](#) ist eine vergrößerte perspektivische Darstellung eines Teiles eines Klemm-Mechanismus der in [Fig. 1](#) dargestellten Koagulationsklemmvorrichtung,

[0021] [Fig. 3](#) ist eine Darstellung einer Ausführungsform des Klemm-Koagulators entsprechend der vorliegenden Erfindung als Seitenansicht, teilweise freigelegt, in funktioneller Verbindung mit einer Ultraschall-Antriebseinheit des in [Fig. 1](#) dargestellten chirurgischen Systems,

[0022] [Fig. 4](#) ist eine Ausführungsform einer chirurgischen Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung in Explosivdarstellung entsprechend der vorliegenden Erfindung,

[0023] [Fig. 5](#) ist eine vergrößerte, fragmentarische Darstellung des vorliegenden Klemm-Koagulators, die dessen Klemm-Antriebsmechanismus mit dem zugehörigen Rastmechanismus zeigt,

[0024] [Fig. 6](#) ist eine weitere Ansicht, die den Klemm-Antriebsmechanismus mit dem zugehörigen Rastmechanismus des vorliegenden Klemm-Koagulators schematisch darstellt,

[0025] [Fig. 7](#) ist eine schematische Darstellung des Rastmechanismus entsprechend der vorliegenden Erfindung,

[0026] [Fig. 8](#) ist eine perspektivische Darstellung eines Antriebsbundes des Klemm-Mechanismus des vorliegenden Klemm-Koagulators.

[0027] [Fig. 9](#) bis [Fig. 11](#) sind schematische Darstellungen, welche die kraftbegrenzende Anordnung des Klemm-Mechanismus gemäß der vorliegenden Erfindung zeigen.

Ausführliche Beschreibung

[0028] Obwohl die vorliegende Erfindung viele mögliche Ausführungsformen zuläßt, wird in den Zeichnungen ein gegenwärtig bevorzugtes Ausführungsbeispiel dargestellt und im folgenden beschrieben, wobei es als selbstverständlich betrachtet wird, daß die vorliegende Offenbarung lediglich als eine Veranschaulichung der Erfindung anzusehen ist, und es ist nicht beabsichtigt, die Erfindung auf die besonders dargestellte Ausführungsform zu beschränken.

[0029] Die vorliegende Erfindung richtet sich im besonderen auf eine verbesserte Vorrichtung eines chirurgischen Klemm-Koagulators, der so eingerichtet ist, daß er das Schneiden, Koagulieren und/oder das Klemmen von Gewebe während eines chirurgischen Eingriffes bewirken kann. Die vorliegende Vorrichtung kann ohne Probleme für den Einsatz sowohl für Eingriffe in der offenen Chirurgie als auch für laparoskopische oder endoskopische Eingriffe eingerichtet werden. Der selektive Einsatz von Ultraschallenergie erleichtert deren vielseitige Verwendung. Wenn die Ultraschallkomponenten der Vorrichtung nicht aktiviert sind, kann das Gewebe ohne weiteren Aufwand

ergriffen und in der gewünschten Weise manipuliert werden, ohne in das Gewebe einzuschneiden oder es zu beschädigen. Wenn die Ultraschallkomponenten im aktiven Zustand sind, kann man mit der Vorrichtung das Gewebe zum Einkoppeln von Ultraschallenergie fassen, um eine Gewebekoagulation durchzuführen, wobei eine Beaufschlagung mit einem erhöhten Druck ein effizientes Schneiden des Gewebes und Koagulieren bewirkt. Wenn erforderlich, kann die Beaufschlagung des Gewebes mit Ultraschallenergie erfolgen, ohne daß der Klemm-Mechanismus der Vorrichtung zum Einsatz kommt, und zwar indem die Ultraschall-"Klinge" oder der End-Manipulator der Vorrichtung entsprechend manipuliert wird.

[0030] Wie aus der folgenden Beschreibung deutlich wird, ist der vorliegende Klemm-Koagulator wegen seiner unkomplizierten Bauweise besonders für eine einmalige Verwendung geeignet. Was dies betrifft, ist vorgesehen, daß die Vorrichtung in Verbindung mit einer Ultraschall-Antriebseinheit eines chirurgischen Systems zum Einsatz gelangt, wobei die Ultraschallenergie der Antriebseinheit den erforderlichen Ultraschall-Antrieb für den vorliegenden Klemm-Koagulator liefert. Es ist leicht einzusehen, daß eine Ausführungsform des Klemm-Koagulators nach den Prinzipien der vorliegenden Erfindung auch für eine Mehrfachbenutzung eingerichtet werden kann und daß der Klemm-Koagulator unlösbarer Bestandteil einer zugehörigen Ultraschall-Antriebseinheit ist. Jedoch wird gegenwärtig die lösbare Verbindung des vorliegenden Klemm-Koagulators mit einer zugehörigen Ultraschall-Antriebseinheit wegen des Einsatzes des Gerätes an einem einzigen Patienten der Vorzug gegeben.

[0031] In [Fig. 1](#) und [Fig. 3](#) wird zuerst eine gegenwärtig bevorzugte Ausführungsform eines chirurgischen Systems dargestellt, das durchgängig mit **10** bezeichnet wird, welches eine Klemm-Koagulatorvorrichtung enthält, die nach den Prinzipien der vorliegenden Erfindung ausgeführt ist. Vorteilhafte Ausgestaltungen des Ultraschallerzeugers und der zugeordneten Ultraschall-Antriebseinheit des chirurgischen Systems **10** werden zuerst beschrieben, danach folgt eine detaillierte Beschreibung der chirurgischen Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung, einschließlich eines nach den Prinzipien der vorliegenden Erfindung ausgeführten Klemm-Mechanismus, der für eine schrittweise Rotationsbewegung ausgelegt ist.

[0032] Das chirurgische System **10** umfaßt einen Ultraschallerzeuger **30** und ein zugehöriges chirurgisches Ultraschallinstrument. Das chirurgische Instrument enthält eine Ultraschall-Antriebseinheit, mit **50** bezeichnet, und ein nach den Prinzipien der vorliegenden Erfindung ausgeführtes Ultraschall-Klemm-Koagulatorgerät **120**. Wie dann weiter

beschrieben wird, bilden ein Ultraschallwandler der Antriebseinheit **50** und ein Ultraschallwellenleiter des Klemm-Koagulators **120** zusammen eine Akustikeinheit für das vorliegende chirurgische System, wobei die Akustikeinheit die Ultraschallenergie für den jeweiligen chirurgischen Eingriff liefert, wenn diese durch den Generator **30** mit Strom versorgt wird. Es muß hier festgestellt werden, daß bei einigen Anwendungen die Ultraschall-Antriebseinheit **50** als "Handstückeinheit" bezeichnet wird, weil das chirurgische Instrument des chirurgischen Systems derart ausgebildet ist, daß der Chirurg die Ultraschall-Antriebseinheit **50** während verschiedener Eingriffe und Operationen ergreift und manipuliert. Das nach den Prinzipien der vorliegenden Erfindung ausgeführte Klemm-Koagulatorgerät **120** enthält vorzugsweise eine scherenähnliche Griffanordnung, die, abgesehen von der Manipulation durch die Ultraschall-Antriebseinheit **50**, das Positionieren und das Manipulieren der Instrumente erleichtert.

[0033] Der Generator **30** des chirurgischen Systems sendet durch das Kabel **32** ein elektrisches Signal von ausgewählter Amplitude/Auslenkung, Frequenz und Phase, die durch ein Steuersystem des Generators **30** bestimmt werden. Wie weiter beschrieben wird, bewirkt das Signal ein Ausdehnen und Zusammenziehen eines oder mehrerer piezoelektrischer/n Elemente(s) der Akustikeinheit des chirurgischen Instrumentes, wodurch die elektrische Energie in mechanische Bewegung umgewandelt wird. Die mechanische Bewegung erzeugt Longitudinalwellen von Ultraschallenergie, die sich durch die Akustikeinheit als stehende Schallwelle fortpflanzt, wobei die Akustikeinheit mit einer ausgewählten Frequenz und Amplitude/Auslenkung schwingt. Ein am distalen Ende des Wellenleiters der Akustikeinheit angeordneter End-Manipulator wird so plaziert, daß er sich in Kontakt mit dem Gewebe des Patienten befindet, um die Ultraschallenergie auf dieses zu übertragen. Wie weiter unten beschrieben werden wird, setzt man vorzugsweise ein chirurgisches Werkzeug ein, zum Beispiel einen Klemmbacken- oder Klemm-Mechanismus, um das Gewebe gegen den End-Manipulator zu pressen.

[0034] Durch die Ankopplung des End-Manipulators an das Gewebe wird als Ergebnis der Reibung, der akustischen Absorption und der Viskositätsverluste in dem Gewebe Wärmeenergie oder Wärme erzeugt. Die Hitze ist ausreichend, um Protein-Wasserstoff Bindungen aufzubrechen, was zur Folge hat, daß die stark strukturierten Proteine (das heißt, Kollagen und Muskelproteine) denaturiert werden (das heißt, sie in eine niedere Aufbauform zu überführen). Mit dem Denaturieren der Proteine bildet sich ein klebriges Koagulat, so daß durch dieses kleine Blutgefäße versiegelt oder koaguliert werden. Eine tiefere Koagulation von größeren Blutgefäßen wird dadurch erreicht, indem man den Effekt länger wirken läßt.

[0035] Die Übertragung von Ultraschallenergie auf das Gewebe verursacht weitere Effekte einschließlich eines mechanischen Zerreißen, Schneidens, Aushöhlens, Auseinanderreißen von Zellen und Emulsionierens. Die erreichbare Größe der Einschnitte sowie der erreichbare Grad von Koagulation variiert mit der Amplitude bzw. Auslenkung des End-Manipulators, den Schwingungsfrequenzen, der Größe des durch den Benutzer beaufschlagten Druckes, der Schärfe des End-Manipulators und der Kopplung zwischen End-Manipulator und Gewebe.

[0036] Wie in [Fig. 1](#) gezeigt wird, umfaßt der Ultraschallerzeuger **30** ein mit dem Generator **30** integrales Steuersystem, einen Netzschalter **34** und eine Triggereinrichtung **36**. Der Netzschalter **34** regelt die Zuführung von elektrischem Strom zum Generator **30**, wenn dieser durch die Triggereinrichtung **36** eingeschaltet ist, dann liefert der Generator **30** die Energie, um die Akustikeinheit des chirurgischen Systems **10** mit einer vorherbestimmten Frequenz und den End-Manipulator mit einem vorherbestimmten Pegel der Auslenkung zu fahren. Der Generator **30** fährt oder erregt die Akustikeinheit mit bzw. zu einer geeigneten Resonanzfrequenz.

[0037] Wenn der Generator **30** über die Triggereinrichtung **36** aktiviert wird, liegt an dem Wandlerstapel oder der Wandlereinheit **40** der Akustikeinheit kontinuierlich vom Generator **30** gelieferte elektrische Energie an. Ein Phasenregelkreis im Steuersystem des Generators **30** überwacht die Rückkopplung von der Akustikeinheit. Der Phasenregelkreis stellt die Frequenz der vom Generator **30** gelieferten elektrischen Energie ein, um die Resonanzfrequenz der ausgewählten longitudinalen Schwingungsform der Akustikeinheit, einschließlich der Gewebelast, anzupassen. Außerdem hält eine zweite Rückkopplungsschleife den an die Akustikeinheit abgegebenen elektrischen Strom auf einem vorgewählten konstanten Pegel, um eine im wesentlichen konstante Amplitude am End-Manipulator der Akustikeinheit zu erreichen.

[0038] Das an die Akustikeinheit eingegebene elektrische Signal bewirkt, daß das distale Ende des Wellenleiters, das heißt, der End-Manipulator in einem Bereich von, zum Beispiel 20 kHz bis 250 kHz, vorzugsweise in dem Bereich von 54 kHz bis 56 kHz, und am vorteilhaftesten bei ungefähr 55,5 kHz in longitudinaler Richtung schwingt. Die Schwingungsauslenkungen am End-Manipulator können, zum Beispiel durch Steuerung der Amplitude des durch den Generator **30** in die Wandlereinheit **40** der Akustikeinheit eingegebenen elektrischen Signals geregelt werden.

[0039] Wie oben festgestellt wurde, kann der Benutzer über die Triggereinrichtung **36** des Generators **30** diesen einschalten, so daß die Akustikeinheit kontinuierlich mit elektrischer Energie versorgt werden

kann. Die Triggereinrichtung **36** besitzt vorzugsweise einen Fußschalter, der über ein Kabel oder eine Schnur mit dem Generator **30** lösbar verbunden oder an diesem befestigt ist. Es ist aber auch möglich, die Triggereinrichtung als Handschalter auszuführen, der in der Ultraschall-Antriebseinheit **50** eingebaut ist, so daß auf diese Weise der Generator **30** durch den Benutzer aktiviert werden kann.

[0040] Der Generator **30** besitzt weiterhin eine Stromleitung **38**, die mit einem Elektrochirurgiegerät oder mit einer Steckdose verbunden werden kann. Es muß auch in Betracht gezogen werden, daß der Generator **30** auch durch eine Gleichstromquelle, zum Beispiel durch eine Batterie gespeist werden kann. Der Generator **30** kann jeder geeignete Generator sein, wie zum Beispiel das Modell Nr. GENO1, das bei Ethicon Endo-Surgery, Inc. erhältlich ist.

[0041] In [Fig. 1](#) und [Fig. 3](#) umfaßt die Ultraschall-Antriebseinheit **50** des chirurgischen Instrumentes ein zusammengesetztes Gehäuse **52**, das so konstruiert ist, daß es die Schwingungen der Akustikeinheit nicht auf den Benutzer überträgt. Das Gehäuse **52** der Antriebseinheit kann eine derartige Form aufweisen, daß ein Halten durch den Benutzer in herkömmlicher Weise möglich ist, es ist aber auch daran gedacht, daß der vorliegende Klemm-Koagulator **120** im Prinzip mittels einer durch das Gehäuse des Gerätes gegebenen scherenförmigen Anordnung ergriffen und manipuliert werden kann, wie noch beschrieben werden wird. Das Gehäuse **52** wird zwar als ein zusammengesetztes dargestellt, es kann aber auch aus einem einzelnen Bauteil oder einem einheitlichen Bauteil bestehen.

[0042] Das Gehäuse **52** der Ultraschall-Antriebseinheit **50** umfaßt im allgemeinen ein proximales Ende, ein distales Ende und einen sich darin in Längsrichtung erstreckenden Hohlraum. Das distale Ende des Gehäuses **52** enthält eine Öffnung **60**, die so eingerichtet ist, daß sich durch diese die Akustikeinheit des chirurgischen Systems **10** erstrecken kann. Das proximale Ende des Gehäuses **52** ist durch das Kabel **32** mit dem Generator **30** verbunden. Das Kabel **32** enthält vorzugsweise Belüftungsrohre oder Luftkanäle **62**, welche das Zuführen von Luft in das Gehäuse **52** der Ultraschall-Antriebseinheit **50** ermöglichen, um die Wandlereinheit **40** der Akustikeinheit zu kühlen. Das Gehäuse **52** der Ultraschall-Antriebseinheit **50** ist vorzugsweise aus einem dauerhaften Kunststoff gefertigt, wie zum Beispiel Ultem[®]. Es kann auch eine Vielzahl von alternativen Stoffen in Betracht gezogen werden, aus denen das Gehäuse **52** gefertigt werden kann, einschließlich anderer Kunststoffe [das heißt, Flüssigkristallpolymere (LCP), Nylon oder Polycarbonate]. Eine geeignete Ultraschall-Antriebseinheit **50** ist das Modell Nr. HP050, das bei Ethicon Endo-Surgery, Inc. erhältlich ist. Die Akustikeinheit des chirurgischen Instrumentes enthält im allgemeinen einen

ersten akustischen Bereich und einen zweiten akustischen Bereich. Der erste akustische Bereich enthält vorzugsweise die Ultraschall-Antriebseinheit **50**, und der zweite akustische Bereich (in Form eines Wellenleiters und End-Manipulators, wie noch beschrieben werden wird) enthält die Ultraschallklemmkochagulatorvorrichtung. Das distale Ende des ersten akustischen Bereichs ist funktionell mit dem proximalen Ende des zweiten akustischen Bereiches vorzugsweise über eine Schraubverbindung gekoppelt.

[0043] Wie in [Fig. 3](#) dargestellt wird, enthält der erste akustische Bereich einen Wandlerstapel oder eine Wandlereinheit **40** und eine Halterungsvorrichtung **84**, und der zweite akustische Bereich ein Übertragungsteil oder Arbeitsteil, das hier im weiteren als Wellenleiter mit einem End-Manipulator bezeichnet wird.

[0044] Die Bestandteile der Akustikeinheit sind vorzugsweise akustisch aufeinander derart abgestimmt, daß die Baulänge jedes Teiles ein ganzzahliges Vielfaches der halben Wellenlänge ($n\lambda/2$) beträgt, wobei die Wellenlänge λ die Wellenlänge einer ausgewählten oder longitudinalen Betriebsschwingungsfrequenz f_0 der Akustikeinheit und n eine nicht-negative ganze Zahl bezeichnet. Es kann auch jede geeignete Anordnung von akustischen Elementen als Bauteil der Akustikeinheit in Betracht gezogen werden.

[0045] Die Wandlereinheit **40** der Akustikeinheit wandelt die elektrischen Signale vom Generator **30** in mechanische Energie, was eine Längsschwingungsbewegung des End-Manipulators bei Ultraschallfrequenzen zur Folge hat. Wenn der Akustikeinheit Energie zugeführt wird, erzeugt die Akustikeinheit eine Schwingbewegungen ausführende stehende Welle. Die Auslenkungen dieser Schwingbewegungen an irgendeinem Punkt entlang der Akustikeinheit hängt von dem Ort entlang der Akustikeinheit ab, an dem die Schwingbewegung gemessen wird. Ein Minimum oder ein Nulldurchgang der Schwingbewegungen ausführenden stehenden Welle wird im allgemeinen als Knoten bezeichnet (das heißt, wo die Bewegung gewöhnlich minimal ist), und ein Absolutwertmaximum oder ein Scheitelwert in der stehenden Welle wird im allgemeinen als Anti-Knoten bezeichnet. Die Entfernung zwischen dem Anti-Knoten und dem dazu nächsten Knoten beträgt eine viertel Wellenlänge ($\lambda/4$).

[0046] Wie in [Fig. 3](#) dargestellt wird, enthält die Wandlereinheit **40** der Akustikeinheit, die auch unter der Bezeichnung "Langevin Stapel" bekannt ist, im allgemeinen einen Wandlerbereich **90**, einen ersten Resonator **92** und einen zweiten Resonator **94**. Die Wandlereinheit ist vorzugsweise ein ganzzahliges Vielfaches der halben Systemwellenlängen ($n\lambda/2$) bezogen auf die Länge. Es ist selbstverständlich, daß die vorliegende Erfindung aber auch so ausgeführt

sein kann, daß sie eine Wandlereinheit enthält, die aus magnetostriktiven, elektromagnetischen oder elektrostatischen Wandlern besteht.

[0047] Das distale Ende des ersten Resonators **92** ist mit dem proximalen Ende des Wandlerbereiches **90** verbunden und das proximale Ende des zweiten Resonators **94** ist mit dem distalen Ende des Wandlerbereiches **90** verbunden. Der erste Resonator **92** und der zweite Resonator **94** sind vorzugsweise aus Titan, Aluminium, Stahl oder einem anderen geeigneten Material gefertigt, besonders vorteilhaft ist es, den ersten Resonator **92** aus rostfreiem 303-Stahl und den zweiten Resonator **94** aus 7075-T651 Aluminium zu fertigen. Der erste Resonator **92** und der zweite Resonator **94** weisen eine Länge auf, die durch eine Anzahl von Variablen bestimmt wird, einschließlich der Länge des Wandlerbereiches **90**, der Schallgeschwindigkeit des in den Resonatoren **92** und **94** verwendeten Materials und der gewünschten Grundfrequenz f_0 der Wandlereinheit **40**. Der zweite Resonator **94** kann innen vom proximalen Ende hin zum distalen Ende konisch verlaufen, um als Geschwindigkeitswandler zu arbeiten und um die Auslenkungen der Ultraschallschwingungen zu verstärken.

[0048] Der Wandlerbereich **90** der Wandlereinheit **40** umfaßt vorzugsweise einen piezoelektrischen Abschnitt aus abwechselnd positiven Elektroden **96** und negativen Elektroden **98**, wobei die piezoelektrischen Elemente **100** alternierend zwischen den Elektroden **96** und **98** angeordnet sind. Die piezoelektrischen Elemente **100** können aus jedem geeigneten Material gefertigt sein, wie zum Beispiel, aus Blei-Zirkonat-Titanat, Blei-Meta-Niobat, Blei-Titanat oder anderen piezoelektrischen Stoffen. Eine durchgehende Bohrung verläuft mittig durch die positive Elektrode **96**, die negative Elektrode **98** und die piezoelektrischen Elemente **100**. Die positiven Elektroden **96** und die negativen Elektroden **98** sind elektrisch mit den Leitungen **102** bzw. **104** verbunden. Diese Leitungen **102** und **104** übertragen das elektrische Signal vom Generator **30** zu den Elektroden **96** und **98**.

[0049] Wie in [Fig. 3](#) dargestellt, werden die piezoelektrischen Elemente **100** durch einen Bolzen **106** zwischen dem ersten Resonator **92** und dem zweiten Resonator **94** unter Druck gehalten. Der Bolzen **106** besteht vorzugsweise aus einem Kopf, einem Schaft und einem mit Gewinde versehenen distalen Ende. Der Bolzen **106** ist vom proximalen Ende des ersten Resonators **92** her durch die Bohrungen des ersten Resonators **92**, der Elektroden **96** und **98** und den piezoelektrischen Elementen **100** gesteckt. Das mit Gewinde versehene distale Ende des Bolzen **106** wird in eine mit Gewinde versehene Bohrung in dem proximalen Ende des zweiten Resonators **94** eingeschraubt. Der Bolzen kann aus Titan, Aluminium, Stahl oder einem anderen geeigneten Material gefert-

tigt sein, vorzugsweise aus Ti-6Al-4V Titan, und besonders vorteilhaft ist es, wenn er aus niedrig legiertem Stahl des Typs 4037 gefertigt ist.

[0050] Durch ein elektrisches Signal von dem Generator **30** werden die piezoelektrischen Elemente **100** erregt und erzeugen in der Akustikeinheit eine akustische stehende Welle. Das elektrische Signal bewirkt, daß sich ein elektromagnetisches Feld über den piezoelektrischen Elementen **100** aufbaut, was wiederum bewirkt, daß sich die piezoelektrischen Elemente **100** entlang der Achse des Spannungsgeländes kontinuierlich ausdehnen und zusammenziehen, wodurch sich hochfrequente Longitudinalwellen mit Ultraschallenergie aufbauen.

[0051] Durch die Akustikeinheit wird diese Ultraschallenergie auf den End-Manipulator übertragen.

[0052] Die Halterungsvorrichtung **84** der Akustikeinheit weist ein proximales Ende und ein distales Ende auf und hat vorzugsweise eine Länge, die im wesentlichen gleich dem Ganzzahligen der halben Systemwellenlängen ist. Das proximale Ende der Halterungsvorrichtung **84** ist vorzugsweise axial ausgerichtet und mit dem distalen Ende des zweiten Resonators **94** durch eine mit Innengewinde versehene Verbindung in der Nähe eines Antiknotens gekoppelt. (Entsprechend dieser Offenbarung definiert sich der Begriff "nahe" als "genau an" oder "sehr nahe bei".) Es ist ebenfalls als Möglichkeit in Betracht zu ziehen, die Halterungsvorrichtung **84** durch geeignete Mittel an dem zweiten Resonator **94** zu befestigen und den zweiten Resonator **94** und die Halterungsvorrichtung **84** als ein einziges oder gemeinsames Bauteil auszuführen.

[0053] Die Halterungsvorrichtung **84** ist mit dem Gehäuse **52** der Ultraschall-Antriebseinheit **50** in der Nähe eines Knotens verbunden. Die Halterungsvorrichtung **84** enthält vorzugsweise einen als integralen Bestandteil auf ihrem Umfang angebrachten Befestigungsflansch **108**.

[0054] Dieser Befestigungsflansch **108** ist vorzugsweise in einer in dem Umfang des Gehäuses **52** der Ultraschall-Antriebseinheit **50** eingearbeiteten Ringnut **110** vorgesehen, um die Halterungsvorrichtung **84** an das Gehäuse **52** zu koppeln. Ein elastisches Teil oder Material **112**, wie zum Beispiel ein Paar Dichtungsringe aus Silikonkautschuk, die über Abstandshalter angebracht werden, kann zwischen der Ringnut **110** des Gehäuses **52** und dem Flansch **108**, der ein integrales Teil der Halterungsvorrichtung **84** ist, plaziert werden, um ein Übertragen der Ultraschallschwingungen von der Halterungsvorrichtung **84** auf das Gehäuse **52** zu reduzieren oder zu verhindern.

[0055] Die Halterungsvorrichtung **84** wird vorzugs-

weise in einer vorher festgelegten axialen Lage durch eine Vielzahl von Stiften **114**, vorzugsweise durch vier, gesichert. Die Stifte **114** sind in Längsrichtung und um neunzig (90) Grad relativ zueinander beabstandet um den Außenumfang der Halterungsvorrichtung **84** angebracht. Die Stifte **114** sind mit dem Gehäuse **52** der Ultraschall-Antriebseinheit **50** verbunden und werden durch Kerben in dem Akustikbefestigungsflansch **108** der Halterungsvorrichtung **84** angebracht. Die Stifte **114** werden vorzugsweise aus rostfreiem Stahl gefertigt.

[0056] Die Halterungsvorrichtung **84** ist vorzugsweise so ausgeführt, daß sie die Auslenkungen der Ultraschallschwingungen, die durch die Akustikeinheit auf das distale Ende des End-Manipulators übertragen werden, verstärkt. In einer bevorzugten Ausführungsform umfaßt die Halterungsvorrichtung **84** einen konisch verlaufenden Festkörperhornstrahler. Wenn die Ultraschallenergie durch die Halterungsvorrichtung **84** übertragen wird, erfährt die Geschwindigkeit der durch die Halterungsvorrichtung **84** übertragenen Schallwelle eine Verstärkung. Es wird jede geeignete Form für die Ausführung der Halterungsvorrichtung **84** in Betracht gezogen, wie zum Beispiel ein stufenförmiges Horn, ein konisches Horn, ein Horn mit Exponentialverlauf ein kontinuierlich zunehmendes Horn oder dergleichen mehr. Wie in [Fig. 3](#) gezeigt wird, ist die Halterungsvorrichtung **84** vorzugsweise akustisch mit dem zweiten akustischen Bereich der Ultraschallklemmkoagulatorvorrichtung **120** gekoppelt. Das distale Ende der Halterungsvorrichtung **84** ist über eine mit Innengewinde versehene Verbindung in der Nähe eines Antiknotens vorzugsweise an das proximale Ende des zweiten akustischen Bereiches gekoppelt, aber es sind auch alternative Kopplungsanordnungen einsetzbar.

[0057] In [Fig. 4](#) wird an Hand eines bevorzugten Ausführungsbeispiels eine Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung **120** des chirurgischen Systems **10** in einer Explosivdarstellung gezeigt. Das proximale Ende der Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung **120** nimmt das distale Ende der Ultraschall-Antriebseinheit **50** auf und wird an diesem befestigt, indem die Antriebseinheit in das Gehäuse des Gerätes eingesetzt wird, wie in [Fig. 3](#) dargestellt wird. Die Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung **120** wird vorzugsweise als ganzes Bauteil an der Ultraschall-Antriebseinheit **50** befestigt oder von dieser entfernt. Die Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung **120** kann nach einmaliger Benutzung weggeworfen werden.

[0058] Die Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung **120** umfaßt vorzugsweise eine Griffereinheit oder ein Gehäuse **130**, das vorzugsweise aus aneinander passenden Gehäuseteilen **131**, **132** besteht, und ein langgestrecktes oder endoskopisches Teil **150**. Wenn das vorliegende Gerät für eine endoskopische Anwendung ausgeführt ist, dann kann die Konstruktion

so dimensioniert sein, daß das Teil **150** einen Außendurchmesser von ungefähr 5,5 mm besitzt. Das langgestreckte Teil **150** der Ultraschall-Klemm-Koagulatorvorrichtung **120** erstreckt sich rechtwinklig vom Gehäuse **130** der Vorrichtung. Das langgestreckte Teil **150** kann selektiv in bezug auf das Gehäuse **130** gedreht werden, wie weiter unten noch beschrieben wird. Das langgestreckte Teil **150** umfaßt vorzugsweise eine äußere/s röhrenförmige/s Bauteil oder Hülse **160**, ein inneres röhrenförmiges Betätigungselement **170** und den zweiten Akustikbereich der Akustikeinheit in Form eines Wellenleiters **180** mit dem End-Manipulator **180'**. Wie noch beschrieben werden wird, werden die äußere Hülse **160**, das Betätigungselement **170** und der Wellenleiter **180** vorzugsweise so miteinander verbunden, daß sie als eine Einheit (zusammen mit der Ultraschall-Antriebseinheit **50**) eine schrittweise Drehbewegung in bezug auf das Gehäuse **130** ausführen.

[0059] Wie in [Fig. 4](#) gezeigt wird, ist das proximale Ende des Wellenleiters **180** des zweiten Akustikbereiches vorzugsweise lösbar mit der Halterungsvorrichtung **84** der Ultraschall-Antriebseinheit **50** in der Nähe eines Antiknotens verbunden, wie oben bereits beschrieben wurde. Der Wellenleiter **180** hat vorzugsweise eine Länge von im wesentlichen gleich dem ganzzahligen Vielfachen einer halben Systemwellenlänge ($n\lambda/2$). Der Wellenleiter **180** besteht vorzugsweise aus einem festen Kernschaft, der aus einem Material gefertigt ist, in dem sich in effizienter Weise Ultraschallenergie fortpflanzen kann, so, wie zum Beispiel, Titanlegierungen (das heißt, Ti-6Al-4V) oder eine Aluminiumlegierung. Es wird auch die Möglichkeit in Betracht gezogen, daß der Wellenleiter **180** alternativ aus jedem anderen geeigneten Material gefertigt werden kann.

[0060] Der Wellenleiter ist vorzugsweise halbflexibel. Es ist aber auch möglich, daß der Wellenleiter alternativ im wesentlichen starr sein kann oder aus einem flexiblen Draht besteht. Der Wellenleiter kann so ausgeführt sein, daß er die durch den Wellenleiter zum End-Manipulator übertragenen mechanischen Schwingungen verstärkt, wie es in dem Fachgebiet bekannt ist. Der Wellenleiter kann weiterhin Eigenschaften aufweisen, welche das Anwachsen der Längsschwingungen entlang dem Wellenleiter steuern, und Eigenschaften, die den Wellenleiter auf die Resonanzfrequenz des Systems abstimmen.

[0061] Selbstverständlich kann der Wellenleiter **180** jede geeignete Querschnittsdimension besitzen. So kann der Wellenleiter beispielsweise einen im wesentlichen gleichförmigen Querschnitt aufweisen oder er kann an verschiedenen Abschnitten konisch verlaufen oder aber auch über seine ganze Länge konisch sein.

[0062] Wie in [Fig. 4](#) dargestellt wird, besitzt der

Wellenleiter **180** einen ersten Abschnitt **182**, einen zweiten Abschnitt **184** und einen dritten Abschnitt **186**. Der erste Abschnitt **182** des Wellenleiters erstreckt sich distal vom proximalen Ende des Wellenleiters und weist eine im wesentlichen kontinuierliche Querschnittsdimension auf.

[0063] Der erste Abschnitt **182** besitzt vorzugsweise im wesentlichen eine radiale Bohrung oder Öffnung **188**, die sich im wesentlichen senkrecht zur Achse des Wellenleiters **180** diametral hindurch erstreckt. Die Öffnung **188** ist vorzugsweise an einem Knoten angeordnet, kann aber auch anderer Stelle angeordnet werden. Es ist selbstverständlich, daß die Öffnung **188** jede geeignete Tiefe aufweisen und jede geeignete Form annehmen kann. Die Öffnung ist so gestaltet, daß sie einen Verbindungsstift aufnehmen kann, der den Wellenleiter **180**, das röhrenförmige Betätigungselement **170** und die röhrenförmige äußere Hülse **160** verbindet, so daß diese gemeinsam eine schrittweise Drehbewegung relativ zum Gehäuse **130** der Vorrichtung durchführen.

[0064] Der zweite Abschnitt **184** des Wellenleiters **180** erstreckt sich in distaler Richtung vom ersten Abschnitt **182**. Der zweite Abschnitt **184** weist vorzugsweise ebenfalls einen im wesentlichen kontinuierlichen Querschnitt auf. Der Durchmesser des zweiten Abschnittes **184** ist kleiner als der Durchmesser des ersten Abschnittes **182** und größer als der Durchmesser des dritten Abschnittes **186**. Wenn die Ultraschallenergie vom ersten Abschnitt **182** des Wellenleiters **180** in den zweiten Abschnitt **184** übertritt, dann führt die Verengung des zweiten Abschnittes **184** dazu, daß die Amplitude der den Abschnitt durchlaufenden Ultraschallenergie sich vergrößert.

[0065] Der dritte Abschnitt **186** erstreckt sich distal vom distalen Ende des zweiten Abschnittes **184**. Der dritte Abschnitt **186** weist vorzugsweise ebenfalls einen im wesentlichen kontinuierlichen Querschnitt auf. Der dritte Abschnitt **186** kann ebenfalls kleine Veränderungen des Durchmessers über seine Länge enthalten. Wenn die Ultraschallenergie vom zweiten Abschnitt **184** des Wellenleiters **180** in den dritten Abschnitt **186** übergeht, dann führt die Verengung des dritten Abschnittes **186** dazu, daß die Amplitude der den Abschnitt durchlaufenden Ultraschallenergie sich vergrößert.

[0066] Der dritte Abschnitt **186** kann eine Vielzahl von auf seinem Außenumfang ausgebildeten (nicht dargestellten) Nuten oder Kerben aufweisen. Die Nuten können an dem Knoten des Wellenleiters **180** angeordnet sein und dienen als Justieranzeige bei der Installation eines (nicht dargestellten) Dämpfungsmantels und, während der Fertigung, für die Aufnahme von stabilisierenden Silikonringen oder für eine elastische Lagerung. Eine Dichtung ist vorzugsweise an dem äußersten distalen Knoten in der größtmög-

chen Nähe zum End-Manipulator **180'** vorgesehen, um den Eintritt von Gewebe, Blut und anderen Stoffen in den Bereich zwischen dem Wellenleiter und dem Betätigungselement **170** zu vermindern.

[0067] Der End-Manipulator **180'** des Wellenleiters **180** ist vorzugsweise ein integraler Bestandteil des letzteren, und sie sind als eine Einheit ausgebildet. In einer anderen Ausführung kann der End-Manipulator durch eine mit Gewinde versehene Verbindung oder durch eine Schweißverbindung angeschlossen sein. Das distale Ende des End-Manipulators ist in der Nähe eines Antiknotens vorgesehen, um die Akustikeinheit auf eine bevorzugte Resonanzfrequenz f_0 abzustimmen, wenn die Akustikeinheit nicht durch Gewebe belastet ist. Das distale Ende des End-Manipulators ist so ausgeführt, daß es sich in Längsrichtung in einem Bereich von, zum Beispiel, annähernd 10 µm bis 500 µm von Spitze zu Spitze, vorzugsweise in einem Bereich von ungefähr 10 µm bis 100 µm bei einer vorherbestimmten Schwingungsfrequenz f_0 bewegt, wenn die Wandlereinheit erregt wird.

[0068] Entsprechend der dargestellten Ausführungsform ist der End-Manipulator **180'**, der gelegentlich als Klinge bezeichnet wird, vorzugsweise zylindrisch, um mit dem zugeordneten Klemm-Mechanismus des vorliegenden Klemm-Koagulator zusammenwirken zu können. Wie in dem Fachgebiet bekannt ist, kann der End-Manipulator in geeigneter Weise oberflächenbehandelt werden.

[0069] Es wird jetzt im besonderen auf die [Fig. 2](#) Bezug genommen. In dieser wird der Klemmmechanismus der vorliegenden Klemm-Koagulatorvorrichtung **120** dargestellt, der so ausgeführt ist, daß er mit den End-Manipulator **180'** des Wellenleiters **180** zusammenwirken kann. Der Klemm-Mechanismus umfaßt einen Schwenkbewegungen durchführenden Klemmarm **190**, der über sein distales Ende an dem distalen Ende der äußeren röhrenförmigen Hülse **160** angelenkt ist. Eine Klemmauflage **192**, die vorzugsweise aus Teflon oder einem anderen geeigneten Material von geringer Reibung bestehen kann, ist auf der Oberfläche des Klemmarms zum Zusammenwirken mit dem End-Manipulator **180'** aufgebracht, wobei die Schwenkbewegung des Klemmarmes die Klemmauflage im wesentlichen parallel zu und in Kontakt mit dem End-Manipulator **180'** positioniert. Durch diese Konstruktion wird das zu klemmende Gewebe zwischen der Klemmauflage **192** und dem End-Manipulator **180'** geklemmt. Wie dargestellt wird, ist die Klemmauflage **192** vorzugsweise mit einer sägezahnähnlichen Ausbildung versehen, um die Greifwirkung auf das Gewebe im Zusammenwirken mit dem End-Manipulator **180'** zu steigern.

[0070] Am Klemmarm **190** ist wenigstens ein Hebelteil **193**, vorzugsweise ein Paar von Hebelteilen **193** am proximalen Ende des Klemmarmes vorgese-

hen, um die Schwenkbewegung des Klemmarmes relativ zum End-Manipulator zu bewirken. Die Hebelteile sind auf den entsprechenden gegenüberliegenden Seiten des Wellenleiters **180** und des End-Manipulators **180'** angebracht und sind funktionell mit einem Antriebsteil **194** des hin- und herbewegbaren Betätigungselementes **170** verbunden. Die Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes relativ zu der äußeren röhrenförmigen Hülse **160** und zum Wellenleiter **180** bewirkt durch diese eine Schwenkbewegung des Klemmarmes relativ zum End-Manipulator. Die Hebelteile **193** können in einem Paar von durch das Antriebsteil **194** definierten Öffnungen entsprechend positioniert werden oder auf andere geeignete Weise mechanisch mit diesen verbunden werden, wobei die Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes durch das Antriebsteil **194** und das Hebelteil **193** derart wirkt, daß der Klemmarm geschwenkt wird.

[0071] Es wird jetzt im besonderen auf die [Fig. 3](#), [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) Bezug genommen. Ein auf dem proximalen Ende des Betätigungselementes **170** zum Ausführen gemeinsamer Drehbewegungen gelagerter Antriebsbund, der generell mit **200** bezeichnet ist, bewirkt die Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes **170**. Zu diesem Zwecke enthält der Antriebsbund ein Paar diametral gegenüberliegende und sich axial erstreckende Arme **202**, von denen jeder eine Antriebsnase **204** besitzt, wobei die Antriebsnasen durch die Arme **202** so ausgerichtet sind, daß sie in entsprechende Öffnungen **206**, die durch das proximale Teil des röhrenförmigen Betätigungselementes **170** bestimmt werden, eingreifen können. Ein Paar Federn **208** (vergleiche [Fig. 8](#)), die diametral in entsprechende Öffnungen **210** in Eingriff gebracht werden können, wobei diese Öffnungen durch das proximale Ende des Betätigungselementes **170** bestimmt werden, bewirken weiterhin die gemeinsame Drehbewegung des Antriebsbundes **200** mit dem Betätigungselement **170**. Eine auf dem Umfang des Betätigungselementes **170** vorgesehene Ringnut **211** dient zur Aufnahme eines Dichtungsringes **211'** ([Fig. 4](#)) zur Anlage an der Innenfläche der Außenhülse **160**.

[0072] Ein Verbindungsstift **212** ermöglicht die Drehbewegung des Betätigungselementes **170** gemeinsam mit der röhrenförmigen äußeren Hülse **160** und dem inneren Wellenleiter **180**, indem der Verbindungsstift sich durch diese Komponenten der Vorrichtung erstreckt. Wie in [Fig. 4](#) dargestellt wird, definiert das röhrenförmige Betätigungselement **170** einen länglichen Schlitz **214**, durch den der Verbindungsstift **212** sich erstreckt, um die Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes relativ zur äußeren röhrenförmigen Hülse und zu dem inneren Wellenleiter zu ermöglichen.

[0073] Ein auf der äußeren röhrenförmigen Hülse

gelagerter Drehknopf **216** ermöglicht die Einstellung der Drehposition des länglichen Teiles **150** in bezug auf das Gehäuse **130** des Klemm-Koagulators. Der Verbindungsstift **212** verbindet den Knopf **216** mit der Hülse **160**, dem Element **170** und dem Wellenleiter **140**, so daß diese als eine Einheit relativ zum Gehäuse **130** drehbar sind. In einer jetzigen Ausführungsform dient der Nabenteil **216'** des Drehknopfes dazu, die äußere Hülse **160**, das Betätigungselement **170** und den Wellenleiter **180** (als Einheit mit dem Drehknopf **216**) an dem Gehäuse **130** drehbar zu lagern.

[0074] Entsprechend der vorliegenden Erfindung ist der Antriebsbund **200** ein Teil des Klemm-Antriebsmechanismus des Gerätes, der die Schwenkbewegung des Klemmarmes **190** durch die Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes **170** bewirkt.

[0075] Der Klemm-Antriebsmechanismus umfaßt weiterhin eine Antriebsgabel **220**, die mit einem Betätigungshebel **222** des Gerätes funktionell verbunden ist, wodurch der Betätigungshebel auf diese Weise mit dem hin- und herbewegbaren Betätigungselement **170** über die Antriebsgabel **220** und den Antriebsbund **200** verbunden ist. Der Betätigungshebel **222** ist schwenkbar an dem Gehäuse **130** des Gerätes (über eine Drehzapfenlagerung **223**) angelenkt und wirkt dabei scherenartig mit einem Griffteil **224** des Gehäuses zusammen. Die Bewegung des Hebels **222** gegen das Griffteil **224** bewegt das Betätigungselement **170** translatorisch proximal und schwenkt auf diese Weise den Klemmarm **190** gegen den End-Manipulator **180'**.

[0076] Die Antriebsgabel **220** ist mit dem Betätigungshebel **222** funktionell verbunden, so daß diese Komponenten als eine Einheit in üblicher Weise schwenkbar um einen gemeinsamen Drehzapfen **223** des Gehäuses **130** bewegt werden können. Entsprechend der vorliegenden Erfindung wird die vom Betätigungselement auf die Antriebsgabel übertragene Kraft durch eine Anordnung begrenzt, die eine Relativbewegung zwischen diesen gegen eine kraftbegrenzende Feder erlaubt. Die kraftbegrenzende Feder, die mit **226** bezeichnet wird, besteht vorzugsweise aus einer Schraubendruckfeder, die so angeordnet ist, daß sie die Antriebsgabel **220** mit dem Betätigungshebel **222** funktionell verbindet. Im besonderen enthält die Antriebsgabel **220** ein Federgehäuse, das einen Federschlitze **228** definiert, in dem die Feder **226** in einem vorgespannten Zustand angeordnet ist. Die funktionelle Verbindung des Betätigungshebels und der Antriebsgabel umfaßt weiterhin wenigstens einen Federrückhalteflansch **230** und vorzugsweise ein Paar Federrückhalteflansche **230**, die auf den entsprechend gegenüberliegenden Seiten des Federgehäuses (und des Federschlitzes **228**) der Antriebsgabel **220** positioniert sind. Der Federschlitze **228** ist folglich zwischen den Federflanschen **238** des gabelförmigen Abschnittes des Betätigungshebels

angeordnet, wobei die vorgespannte Feder **226** in dem Federschlitze **228** zurückgehalten wird, der durch die Antriebsgabel definiert ist und sich seitlich davon erstreckt, um in Öffnungen, die durch die Federflanschen **238** entsprechend gegeben sind, positioniert zu werden. Auf diese Weise ist jeder Federflansch neben dem Federgehäuse der Antriebsgabel **220** positioniert, wobei die in dem Federgehäuse positionierte Feder ebenfalls in jedem durch jeden Federflansch **238** definierten Federschlitze positioniert ist.

[0077] Wie bereits beschrieben, sind die Antriebsgabel **220** und der Betätigungshebel **222** an sich gemeinsam als Einheit in bezug auf eine Schwenkzapfenlagerung **223** am Gehäuse **130** schwenkbar.

[0078] Jedoch ist die vorliegende kraftbegrenzende Anordnung derart ausgeführt, daß die Antriebsgabel **220** in bezug auf die Federflanschen **230** (um die Zapfenlagerung **223**) gegen die Feder **226** geschwenkt werden kann. Diese Anordnung wird dadurch erreicht, daß sich die Federn gegen die Flächen der durch jeden der Federflansche **230** definierten Federschlitze abstützen, wenn die Feder in dem Federgehäuse der Antriebsgabel eingeschlossen gehalten wird. Durch diese Anordnung wird Kraft, mit der das sich hin- und herbewegende Betätigungselement **170** des Gerätes über die durch die Antriebsgabel **220** und den Antriebsbund **200** übertragene Schwenkbewegung des Betätigungshebels **222** beaufschlagt wird, durch die Kraft begrenzt, mit der sich die Feder **226** gegen die Federflanschen **230** abstützt. Das Beaufschlagen mit einer übermäßigen Kraft führt dazu, daß sich die Federflanschen **230** des Betätigungshebels durch eine Schwenkbewegung in bezug auf die Antriebsgabel **220** gegen die Feder **226** verschieben. Wenn die beaufschlagte Kraft eine Vorlastgrenze der Feder **226** überschreitet, dann kann der Betätigungshebel **222** in bezug auf die Antriebsgabel **220** gegen die Feder eine Schwenkbewegung durchführen. Auf diese Weise kann sich der Betätigungshebel unabhängig von der Antriebsgabel in begrenztem Maße bewegen.

[0079] In der vorliegenden bevorzugten Ausführungsform ist die Federkonstante für die Feder **226** so ausgewählt, daß sie zwischen dem Klemmarm **190** und dem End-Manipulator **180'** eine Klemmkraft von vorzugsweise zwischen etwa 1 Pfund und etwa 3,5 Pfund aufbringt, gemessen in der Mitte des Klemmarmes **190**, und besonders vorteilhaft zwischen 2 Pfund und ungefähr 2,5 Pfund. Es leuchtet sicher ein, daß andere Formen des End-Manipulators **180'** und des Klemmarmes **190** andere Arbeitsbereiche hinsichtlich optimaler Klemmkraft festlegen können und daß andere Auslenkungen oder Betriebsfrequenzen auch andere Klemmkraftbereiche erforderlich machen.

[0080] Wie man sieht, kann es erforderlich sein, die

Relativbewegung zwischen der Antriebsgabel **220** und dem Betätigungshebel **222** zu begrenzen, um den vollen Federdruck der Feder **226** zu vermeiden. Zu diesem Zweck enthält das Gehäuse **130** der Vorrichtung vorzugsweise wenigstens einen Bewegungsbegrenzer, der funktionell an dem Betätigungshebel **222** angreift, um auf diese Weise die Relativbewegung zwischen dem Betätigungshebel **222** und der Antriebsgabel **220** zu begrenzen. Wie in den [Fig. 9](#), [Fig. 10](#) und [Fig. 11](#) gezeigt wird, enthält das Gehäuseteil **132** des Gehäuses **130** einen Bewegungsbegrenzer **232**, der sich nach einem vorher festgelegten Grad von Bewegung des Betätigungshebels **222** relativ zur Antriebsgabel **220** an dem Betätigungshebel **222** anlegen kann. Zur Zeit bevorzugt man, daß ein zusätzlicher (nicht bezeichneter) Bewegungsbegrenzer an dem Gehäuse der Vorrichtung angebracht sein sollte, um die Bewegung des Betätigungshebels **222** in bezug auf die Antriebsgabel in Gegenrichtung zu begrenzen, das heißt, in einer Richtung, in welcher der Betätigungshebel **222** weg vom Griffteil **224** bewegt wird.

[0081] Es wird jetzt weiter Bezug auf die [Fig. 9](#), [Fig. 10](#) und [Fig. 11](#) genommen. In diesen Figuren wird die Funktion des vorliegenden kraftbegrenzenden Klemm-Mechanismus dargestellt. Wie in [Fig. 9](#) gezeigt, wird die vorliegende Vorrichtung in einer Ausführung vor dem Betätigen des Klemm-Mechanismus dargestellt. Wie man sehen kann, zeigt eine Abmessung D_1 den Abstand zwischen dem Antriebsbund **220** und dem zugeordneten Drehknopf **216**, der an der Außenseite der röhrenförmigen Hülse **160** angebracht ist.

[0082] [Fig. 10](#) zeigt die Position des Betätigungshebels **222**, nachdem der Klemm-Mechanismus durch einen maximalen Zug bewegt worden ist, aber vor einer Relativbewegung zwischen Betätigungshebel **222** und der Antriebsgabel **220**. Wie man feststellen kann, zeigt die Abmessung D_2 , daß das Betätigungselement **170**, an dem der Antriebsbund **200** befestigt ist, sich relativ zu dem Drehknopf **216** und der äußeren röhrenförmigen Hülse der Vorrichtung zurückbewegt hat (und auf diese Weise der Klemmarm **190** geschlossen wurde). In diesem Zustand der Vorrichtung ist der Betätigungshebel **222** um ein Maß S_1 zu dem Griffteil **224** beabstandet, wobei der Betätigungshebel **222** zum Bewegungsbegrenzer **232** räumlich entfernt ist.

[0083] Nachdem die maximale Verschiebung des Antriebsbundes **200** und des Betätigungselementes **170** in bezug auf den Drehknopf **216** und die äußere röhrenförmige Hülse **160** erreicht ist, das heißt, D_2 , führt die Beaufschlagung des Betätigungshebels **222** mit weiterer Kraft zu einer Schwenkbewegung des Betätigungshebels in bezug auf die Antriebsgabel **220** gegen die Feder **226**. Wie man sieht, hat sich der Betätigungshebel **222** so bewegt, daß der Abstand,

Abmessung S_2 , zum Griffteil **224** verringert wurde, wobei [Fig. 11](#) anzeigt, daß sich der Betätigungshebel in bezug auf die Antriebsgabel **220** bewegt hat. Durch diese Relativbewegung gegen die Feder **226** wird der Antriebsbund **200** und der Betätigungshebel **170** mit einer minimalen zusätzlichen Kraft beaufschlagt.

[0084] [Fig. 11](#) zeigt weiterhin, wie sich der Betätigungshebel **222** an den Bewegungsbegrenzer **232** anlegt. Die Eingabe einer zusätzlichen Kraft in den Betätigungshebel **222** führt nicht dazu, daß sich der Betätigungshebel in bezug auf die Antriebsgabel **220** (gegen die Feder **226**) weiter bewegt. Auf diese Weise wird nur ein vorher festgelegtes Maß an Relativbewegung zwischen dem Betätigungshebel **222** und der Antriebsgabel **220** zugelassen, bevor der Betätigungshebel an dem Bewegungsbegrenzer **232** sich anlegt. Wie bereits festgestellt, wird eine ähnliche Begrenzung hinsichtlich des Maßes der Relativbewegung dadurch erreicht, daß ein weiterer Bewegungsbegrenzer am Gehäuse **130** generell an der Rückseite des Betätigungshebels **222** vorgesehen ist, so daß auf diese Weise die relative Verschiebung der Komponenten begrenzt ist, wenn der Betätigungshebel **222** in der Richtung bewegt wird, die den Klemmarm **190** öffnet.

[0085] Damit enthält der Klemm-Mechanismus der vorliegenden Vorrichtung eine kraftbegrenzende Anordnung, die durch die funktionelle Verbindung des Betätigungshebels **222** und der Federgabel **220** durch die Feder **226** geschaffen wird. Die Feder **226** ist vorzugsweise in einer vorgespannten Position in dem Federgehäuse der Antriebsgabel und den zugehörigen Federschlitzen der Federflanschen **238**, so daß sie auf diese Weise unter der Wirkung der Federvorspannung diese Komponenten in üblicher Art verbindet, um eine vergleichsweise "steife" Verbindung zwischen ihnen zu schaffen. Durch diese vergleichsweise "steife" Verbindung wird dem Benutzer eine gute tastsensorische Rückkopplung geboten, wenn der Klemmarm **190** der Vorrichtung durch Manipulation des Betätigungshebels geschwenkt wird. Im Falle, daß der Betätigungshebel mit einer übermäßigen Kraft beaufschlagt wird, erfährt der Betätigungshebel eine Schwenkbewegung in bezug auf die Antriebsgabel **220** gegen die Feder **226**. Wie bereits beschrieben wurde, greift der Betätigungshebel **222** an dem auf dem Gerätegehäuse angeordneten Bewegungsbegrenzer **232** vor dem vollständigen Zusammendrücken der Schraubenfeder an, die vorzugsweise in dem Antriebsmechanismus vorgesehen ist. Besonders eine solche Relativbewegung des Betätigungshebels und der Antriebsgabel und die darauffolgende Anlage an dem Bewegungsbegrenzer ist sehr leicht tastsensorisch von dem Benutzer erkennbar, so daß auf diese Weise signalisiert wird, daß die maximale Klemmkraft erreicht ist.

[0086] Ein Rastmechanismus ist in dem Klemm-An-

triebsmechanismus der Vorrichtung enthalten, wodurch eine schrittweise Drehpositionierung des länglichen Teiles **150** der vorliegenden Klemm-Koagulatorvorrichtung **120** gegeben ist. Speziell der Antriebsbund **200** umfaßt ein Paar axial voneinander beabstandeter Antriebsflansche **232**. Zwischen den Antriebsflanschen **232** ist eine Rastaufnahmefläche vorgesehen, welche eine Vielzahl von auf dem Umfang räumlich beabstandeter Zähne **234** definiert, die wiederum generell auf dem Umfang des Antriebsbundes **200** vorgesehene Vertiefungen zur Aufnahme der Rastzähne festlegen. In einer gegenwärtig bevorzugten Ausführungsform sind zwölf (12) Zähne **234** vorgesehen, so daß auf diese Weise eine schrittweise Positionierung des länglichen Teiles **150** der Vorrichtung in 30°-Intervallen relativ zum Gehäuse **130** der Vorrichtung erfolgen kann.

[0087] Eine schrittweise Drehbewegung kann weiterhin durch wenigstens einen Zahn, vorzugsweise durch ein Paar von diametral gegenüberliegenden Rastzähnen **236** erreicht werden, die auf den jeweiligen freitragenden Jocharmen **238** der Antriebsgabel **220** vorgesehen sind. Durch diese Anordnung werden die Jocharme **238** zwischen den Antriebsflanschen **232** so positioniert, daß sie mit diesen ihnen gegenüberliegenden Flächen in Eingriff stehen und die Rastzähne **236** so vorspannen, daß sie an dem Antriebsbund **200** anliegen. Eine relative schrittweise Bewegung wird auf diese Weise realisiert, wobei die Rastzähne **236** der Jocharme mit den Antriebsflanschen **232** zusammenwirken, um eine Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes **170** zu bewirken. In einer gegenwärtig bevorzugten Ausführungsform ist die Antriebsgabel **220** aus geeigneten polymeren Stoffen geformt, wobei die durch die Jocharme erzeugte Vorspannungskraft auf deren Rastzähne wirkt, indem sie mit den durch den Antriebsbund festgelegten Vertiefungen zusammenwirkt, um ein relatives Drehmoment von weniger als etw 5 Zoll × Pfund bis 20 Zoll × Pfund aufzunehmen. Entsprechend bleibt das langgestreckte Teil **150** der Klemm-Koagulatorvorrichtung in jeder gewählten schrittweisen Drehposition relativ zum Gehäuse **130**, solange nicht ein Drehmoment anliegt (wie beispielsweise durch den Drehknopf **216**), das diesen vorher festgelegten Drehmomentpegel überschreitet. Auf diese Weise ergibt sich ein ratschender schrittweiser Vorgang.

[0088] Die Drehung des langgestreckten Teiles **150** der vorliegenden Klemm-Koagulatorvorrichtung **120** wird vorzugsweise zusammen mit einer relativen Drehbewegung der Ultraschall-Antriebseinheit **50** in bezug auf das Gehäuse **130** der Vorrichtung bewirkt. Um das langgestreckte Teil **150** mit der Ultraschall-Antriebseinheit **50** in einer Ultraschall übertragenden Weise zu verbinden, ist der proximale Teil der äußeren röhrenförmigen Hülse **160** vorzugsweise mit einem Paar von drehbaren Schlüsselflächen **240**

(siehe [Fig. 4](#)) versehen. Durch einen Drehmoment-schlüssel oder dergleichen können die drehbaren Schlüssel mit einem Drehmoment beaufschlagt werden, wodurch der Wellenleiter **180** an die Ultraschall-Antriebseinheit **50** angefügt werden kann. Sowohl die Ultraschall-Antriebseinheit als auch das langgestreckte Teil **150** können auf diese Weise als Einheit durch Betätigung des Drehknopfes **216** relativ zum Gehäuse **130** der Vorrichtung gedreht werden. Das Innere des Gehäuses **130** ist so dimensioniert, daß eine solche relative Drehbewegung der Antriebseinheit **50** ermöglicht wird.

[0089] Damit ist die vorliegende chirurgische Klemm-Koagulatorvorrichtung für eine hocheffiziente und vielseitige Benutzung ausgeführt, wobei die Konstruktion ausreichend unkompliziert und wenig aufwendig in der Gestaltung ist, um eine Benutzung an einem einzigen Patienten zu ermöglichen. Die Komponenten der Vorrichtung können aus Material gefertigt werden, das für chirurgische Anwendungen geeignet ist. Durch die Rasteinrichtung, die sich durch das Zusammenwirken des Antriebsbundes **200** und der Antriebsgabel **220** ergibt, wird die selektive Winkeleinstellung des langgestreckten Teiles **150** der Vorrichtung und der zugehörigen Ultraschall-Antriebseinheit **50** in bezug auf das Gehäuse **130** der Vorrichtung ohne weiteres bewirkt. Die durch die Schwenkbewegung des Betätigungshebels **222** und des mit diesem zusammenwirkenden Griffteiles **224** erzeugte scherenartige Funktionsweise erleichtert eine praktische und wirksame Handhabung und Positionierung der Vorrichtung und den Betrieb des Klemm-Mechanismus am distalen Teil der Vorrichtung, wodurch das Gewebe wirksam gegen den End-Manipulator **180'** gepreßt wird. Die Rasteinrichtung nimmt Drehbewegungen der Ultraschall-Antriebseinheit und der zugehörigen Kabeleinheit in bezug auf das Gehäuse **130** auf, wobei der Widerstand gegen die Drehbewegung durch das Beaufschlagen mit einem ausreichenden Drehmoment über den Drehknopf **216** ohne weiteres und in praktischer Weise überwunden werden kann.

[0090] Aus dem Vorgenannten wird ersichtlich, daß zahlreiche Modifikationen und Veränderungen erzielt werden können, ohne vom Wesen des neuen Konzeptes der vorliegenden Erfindung abzuweichen. Es ist selbstverständlich, daß mit den spezifischen und hier dargestellten Ausführungsbeispielen keine Einschränkung beabsichtigt ist oder aus diesen abgeleitet werden kann. Die Offenbarung zielt darauf, durch die angefügten Ansprüche alle möglichen Modifikationen, wie sie dem Wesen der Erfindung entsprechen, zu erfassen.

Patentansprüche

1. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung (**120**) umfassend:

ein Gehäuse (130);
 ein äußeres Rohrgehäuse (160) mit einem proximalen Ende, das mit dem Gehäuse (130) verbunden ist, sowie mit einem distalen Ende;
 ein inneres Betätigungselement (170), das hin- und herbeweglich im äußeren Rohrgehäuse (160) angeordnet ist;
 einen im äußeren Rohrgehäuse (160) angeordneten Ultraschall-Wellenleiter (180) mit einem End-Manipulator (180'), der sich in distaler Richtung aus dem distalen Ende des äußeren Rohrgehäuses (160) heraus erstreckt;
 einen schwenkbar am distalen Ende des äußeren Rohrgehäuses (160) montierten Klemmarm (190), wobei die Schwenkbewegung in bezug auf den End-Manipulator (180') dazu dient, Gewebe zwischen dem Klemmarm (190) und dem End-Manipulator (180') einzuklemmen und wobei dieser Klemmarm (190) funktionell mit dem Betätigungselement (170) gekoppelt ist, so daß der Klemmarm (190) durch die Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes (170) in bezug auf den End-Manipulator (180') geschwenkt wird;
 einen schwenkbar im Gehäuse (130) gelagerten Abzugshebel (222), wobei ein Klemm-Antriebsmechanismus den Abzugshebel (222) mit dem Betätigungselement (170) verbindet, so daß eine Schwenkbewegung des Abzugshebels (222) das Betätigungselement (170) hin und her bewegt, um den Klemmarm (190) zu schwenken;
dadurch gekennzeichnet, daß der Klemm-Antriebsmechanismus einen auf dem Betätigungselement (170) angebrachten Antriebsbund (200) sowie eine funktionell mit dem Abzugshebel verbundene Antriebsgabel (220) aufweist, welche am Antriebsbund (200) anliegt und
 der Abzugshebel (222) oder die Antriebsgabel (220) ein Federgehäuse und das jeweils andere Element einen in der Nähe des Federgehäuses angeordneten Federschlitz (228) begrenzt, wobei eine Feder (226) im Federgehäuse, das sich im Federschlitz (228) befindet, eingeschlossen gehalten wird, um die Kraft vom Abzugshebel (222) auf die Antriebsgabel (220) zu übertragen und zu begrenzen.

2. Ultraschall-Klemmvorrichtung (120) nach Anspruch 1, bei welcher der Abzugshebel (222) einen gabelförmigen Abschnitt mit einem Paar von Federflanschen (230) aufweist, deren jeder einen der Federschlitz umschließt, wobei das Federgehäuse auf der Antriebsgabel vorgesehen und zwischen dem Paar der Federflansche (230) angeordnet ist.

3. Ultraschall-Klemmvorrichtung (120) nach Anspruch 1 oder 2, bei welcher das Gehäuse (130) mindestens einen Bewegungsbegrenzer (232) aufweist, um die Schwenkbewegung des Abzugshebels (222) relativ zum Gehäuse (130) zu begrenzen.

4. Ultraschall-Klemmvorrichtung (120) nach An-

spruch 1, 2 oder 3, bei welcher die Feder (226) eine Schraubendruckfeder ist.

5. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung (120) umfassend:

ein Gehäuse (130);
 ein äußeres Rohrgehäuse (160) mit einem proximalen Ende, das mit dem Gehäuse (130) verbunden ist, sowie mit einem distalen Ende;
 ein inneres Betätigungselement (170), das hin- und herbeweglich im äußeren Rohrgehäuse (160) angeordnet ist;
 einen im äußeren Rohrgehäuse (160) angeordneten Ultraschall-Wellenleiter (180) mit einem End-Manipulator (180'), der sich in distaler Richtung aus dem distalen Ende des äußeren Rohrgehäuses (160) heraus erstreckt;
 einen schwenkbar am distalen Ende des äußeren Rohrgehäuses (160) angebrachten Klemmarm (190), wobei die Schwenkbewegung in bezug auf den End-Manipulator (180') dazu dient, Gewebe zwischen dem Klemmarm (190) und dem End-Manipulator (180') einzuklemmen und wobei dieser Klemmarm (190) funktionell mit dem Betätigungselement (170) gekoppelt ist, so daß der Klemmarm (190) durch die Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes (170) in bezug auf den End-Manipulator (180') geschwenkt wird;
 einen schwenkbar im Gehäuse (130) auf einem Gehäusezapfen (223) gelagerten Abzugshebel (222), wobei ein Klemm-Antriebsmechanismus den Abzugshebel (222) mit dem Betätigungselement (170) verbindet, so daß eine Schwenkbewegung des Abzugshebels (222) das Betätigungselement (170) hin und her bewegt, um den Klemmarm (190) zu schwenken;
dadurch gekennzeichnet, daß das äußere Rohrgehäuse (160) relativ zum Gehäuse (130) drehbar ist; am äußeren Rohrgehäuse (160) ein Drehknopf (216) angebracht ist, um eine Drehung des äußeren Rohrgehäuses (160) relativ zum Gehäuse (130) zu bewirken und
 das Betätigungselement (170) zusammen mit dem äußeren Rohrgehäuse (160) relativ zum Gehäuse (130) drehbar angeordnet ist;
 der Klemm-Antriebsmechanismus einen Antriebsbund (200), der auf dem Betätigungselement (170) zusammen mit diesem drehbar angebracht ist sowie eine funktionell mit dem Abzugshebel (222) verbundene Antriebsgabel (220) aufweist, welche am Antriebsbund (200) anliegt und eine Relativdrehung diesem gegenüber zuläßt sowie um den Gehäusezapfen (223) schwenkbar ist;
 und die Vorrichtung weiterhin umfaßt:
 eine Kraftbegrenzungsfeder (226), welche die Antriebsgabel (220) und den Abzugshebel (222) funktionell verbindet, um die zwischen beiden durch die Bewegung des Abzugshebels (222) relativ zur Antriebsgabel (220) entgegen der Wirkung der Kraftbegrenzungsfeder (226) übertragene Kraft zu begrenzen-

en und
das Gehäuse (130) einen Bewegungsbegrenzer (232) aufweist, an welchen sich der Abzugshebel (222) nach einer Bewegung vorgegebenen Ausmaßes desselben relativ zur Antriebsgabel (220) anlegt.

6. Ultraschall-Klemmvorrichtung nach Anspruch 5, bei welcher die Antriebsgabel (220) ein Federgehäuse, in welchem die Feder (226) angeordnet ist und der Abzugshebel (222) mindestens einen Federflansch (230) aufweist, der in der Nähe des Federgehäuses angeordnet ist und einen Federschlitz begrenzt, in welchem die Feder (226) ebenfalls angeordnet ist.

7. Ultraschall-Klemmvorrichtung (120) nach Anspruch 6, bei welcher der Abzugshebel (222) einen gabelförmigen Abschnitt mit einem Paar von Federflanschen (230) aufweist, die zu beiden Seiten des Federgehäuses in der Nähe desselben angeordnet sind und die Feder (226) sich im Federschlitz (228) befindet, der durch die beiden Federflansche (230) begrenzt ist.

8. Ultraschall-Klemmvorrichtung (120) nach Anspruch 1, 5, 6 oder 7, bei welcher die Feder (226) eine Schraubendruckfeder ist und der Abzugshebel (222) vor dem vollständigen Zusammendrücken der Druckfeder (226) an den Bewegungsbegrenzer (232) anlegbar ist.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

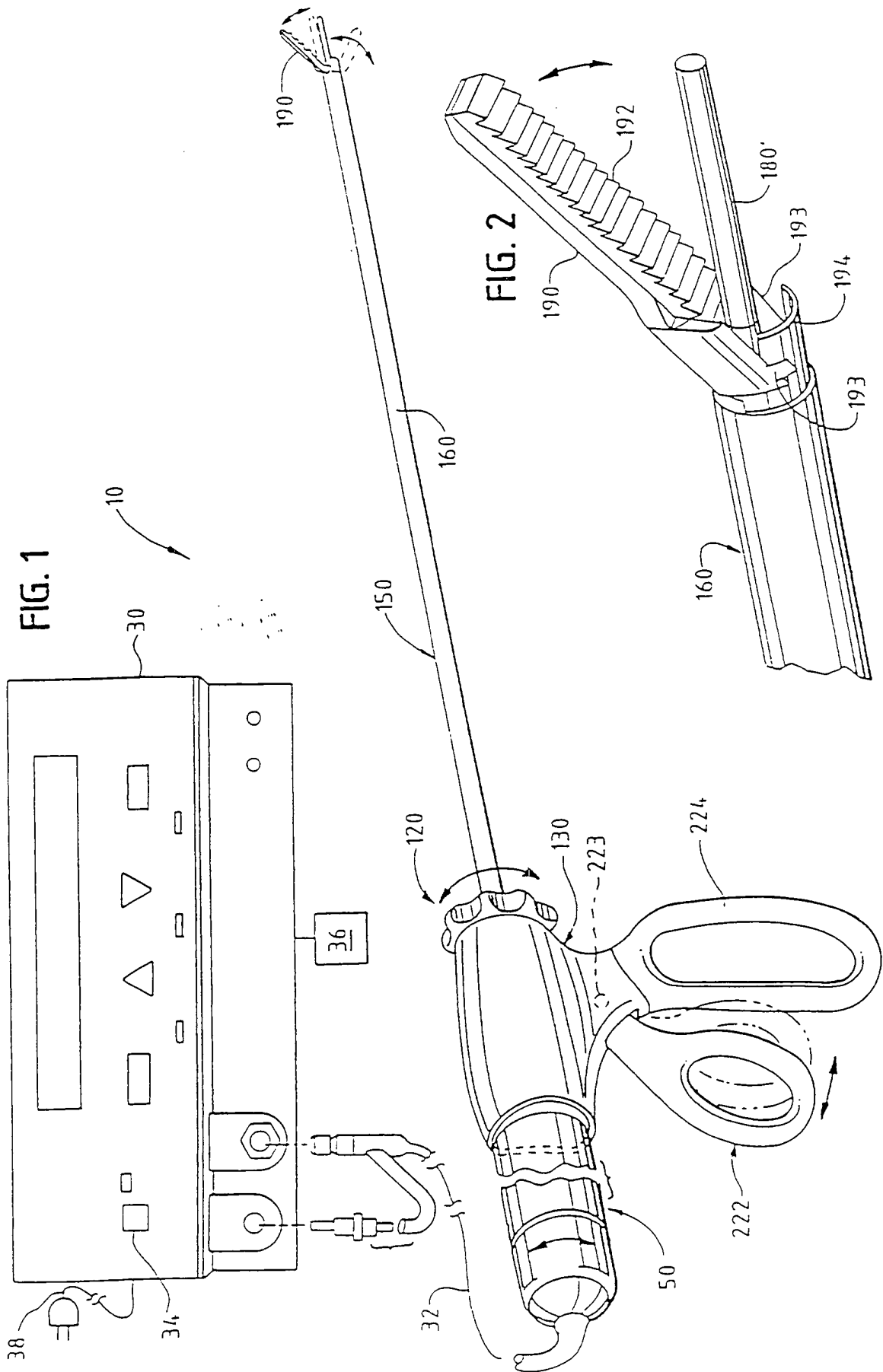
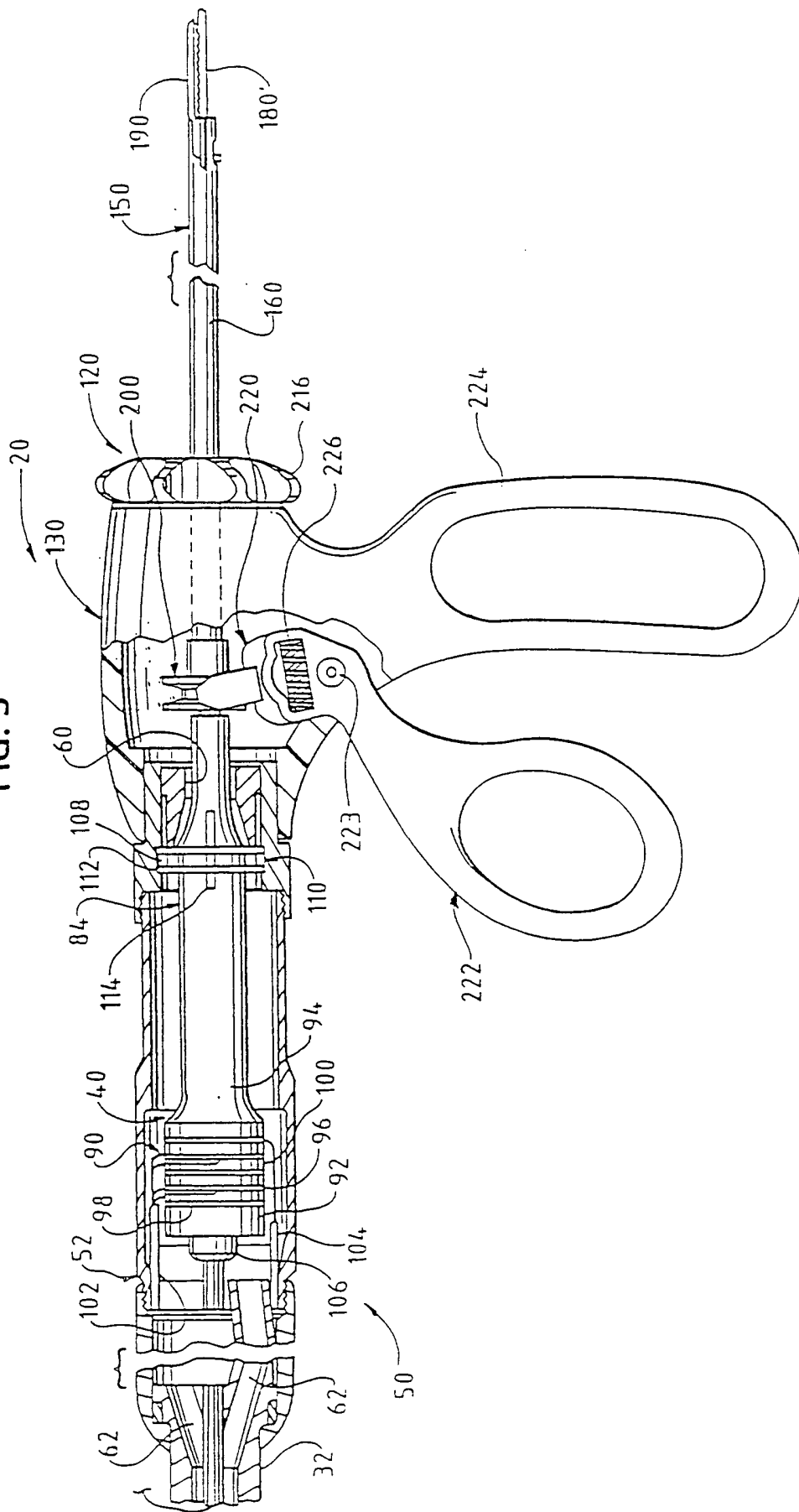
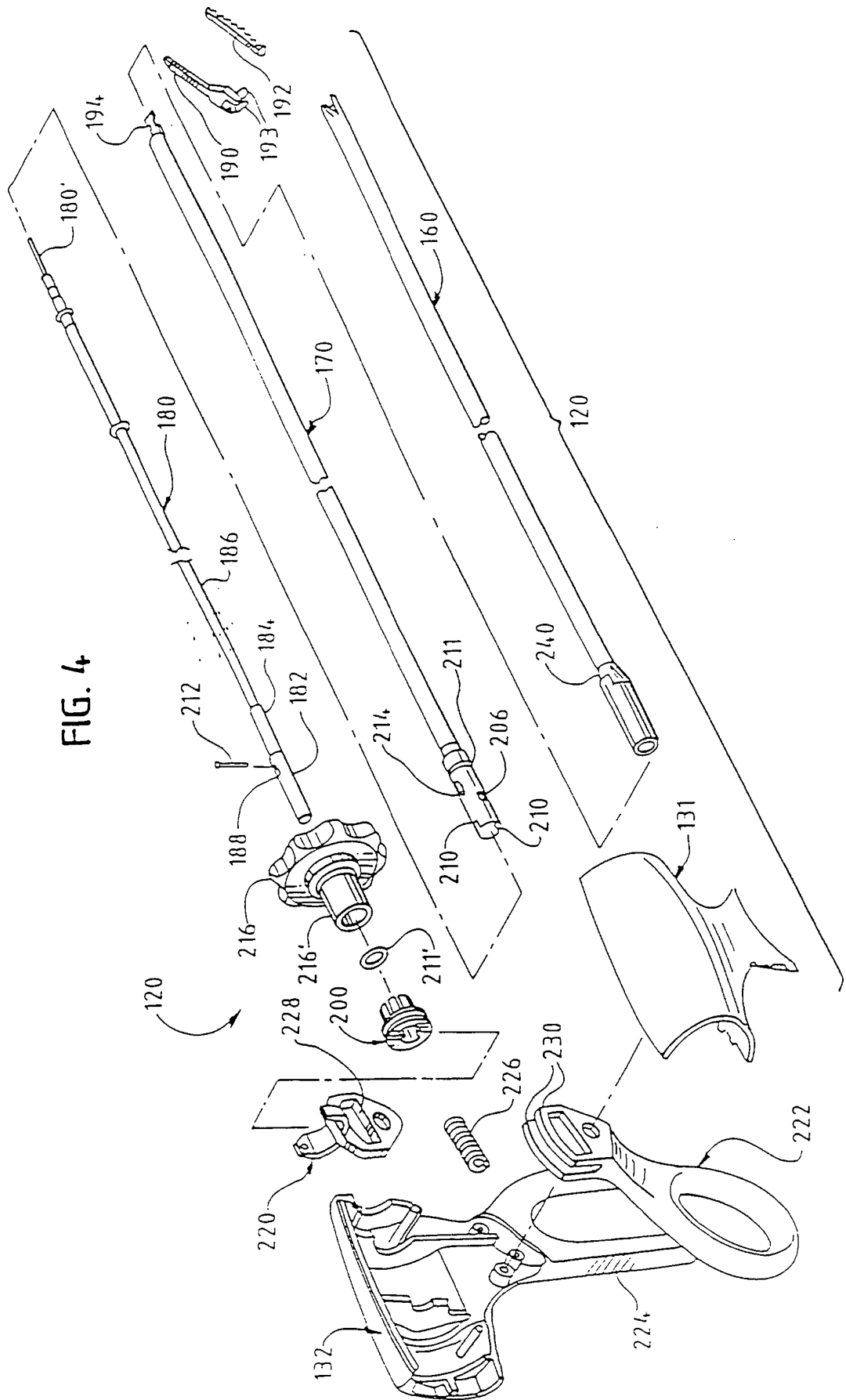


FIG. 3





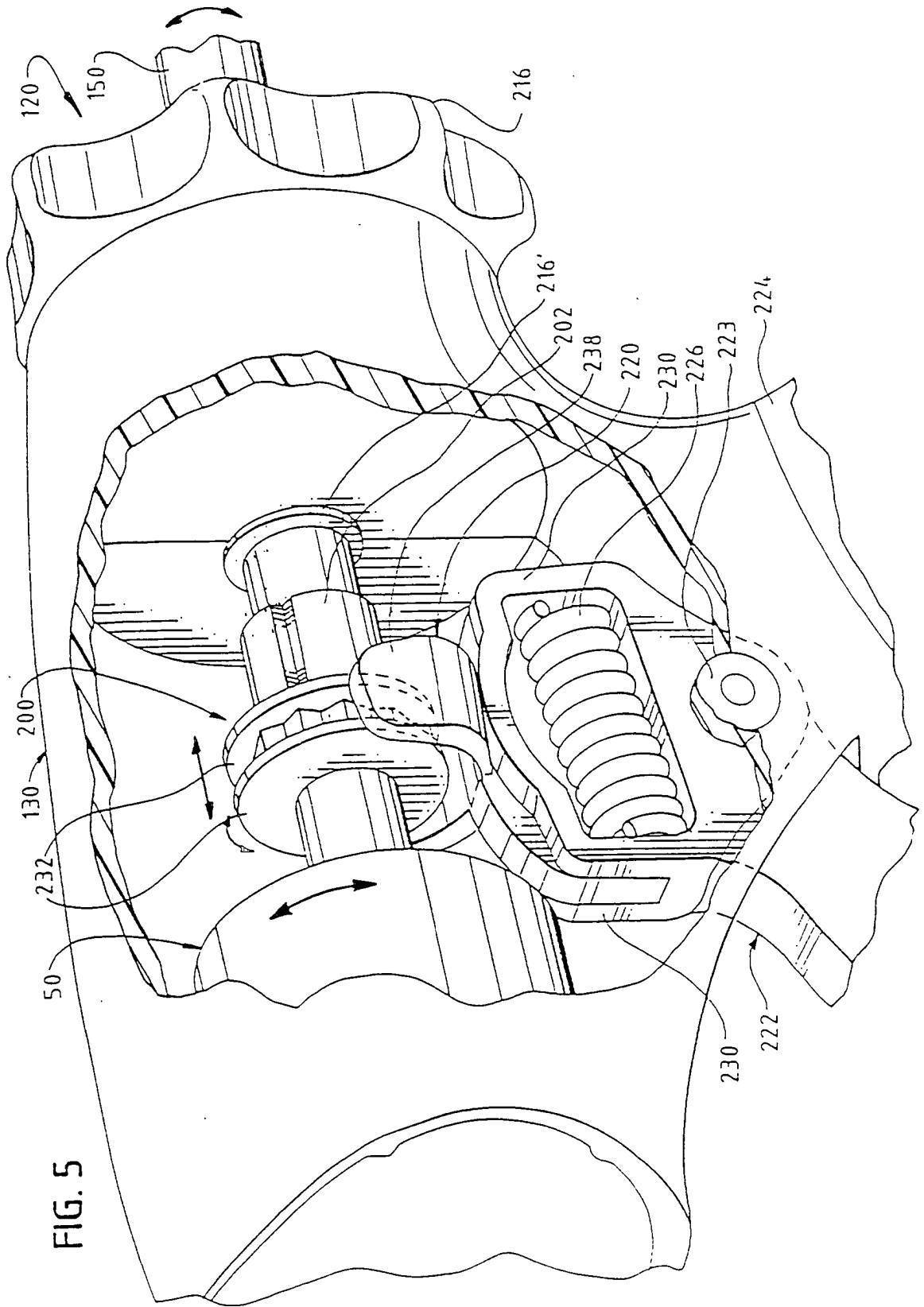


FIG. 6

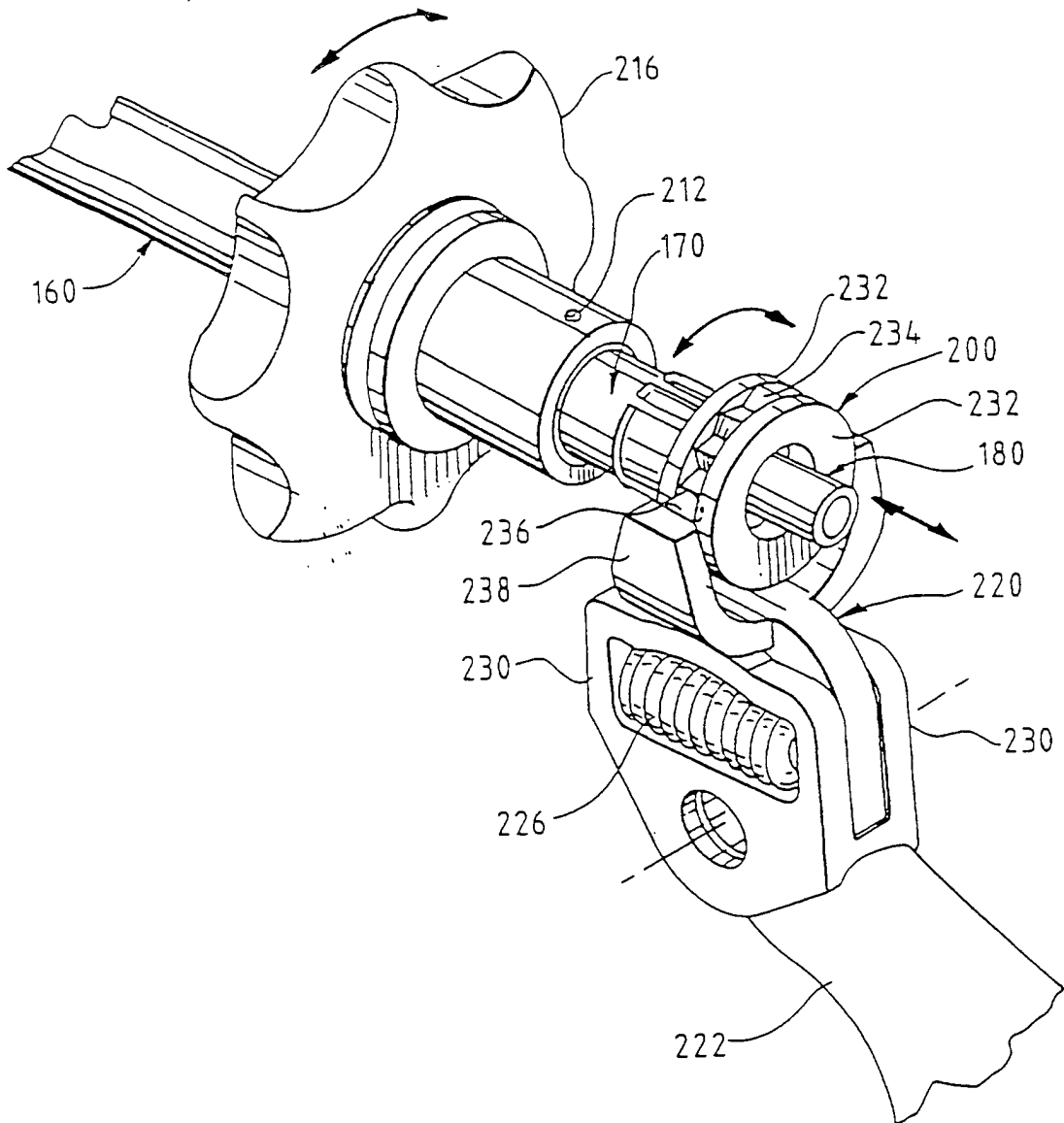


FIG. 7

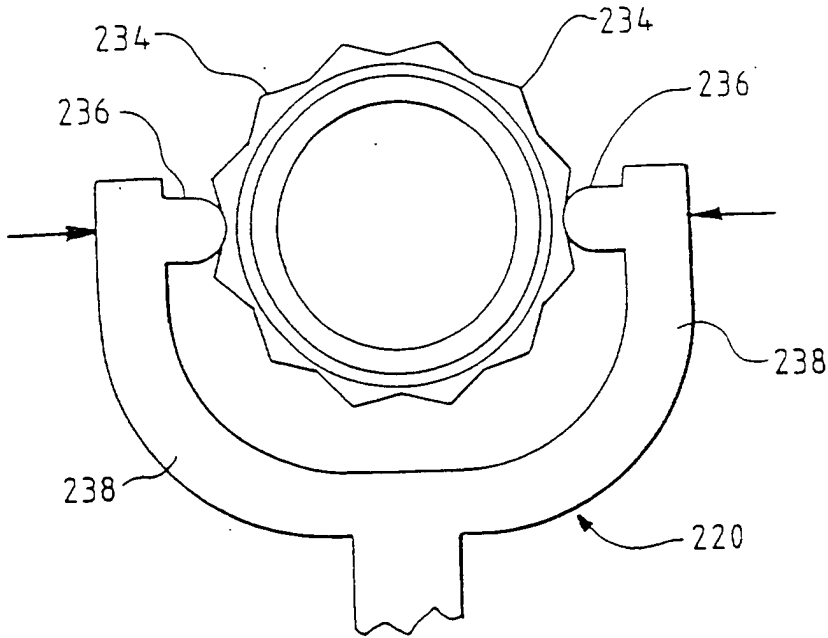


FIG. 8

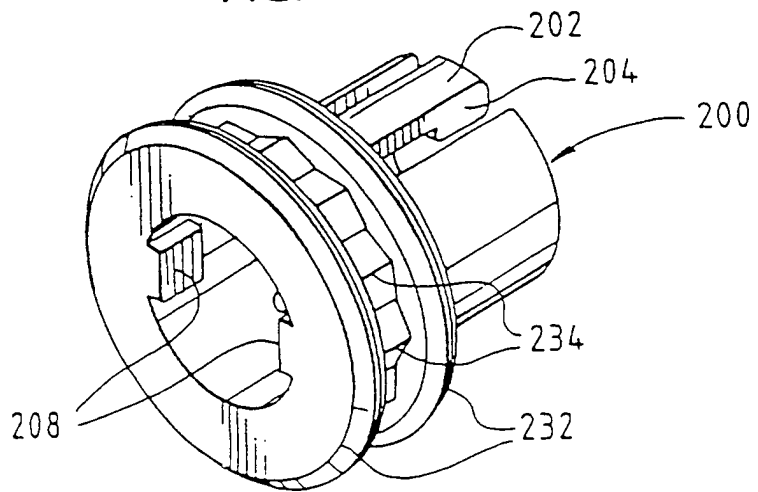


FIG. 9

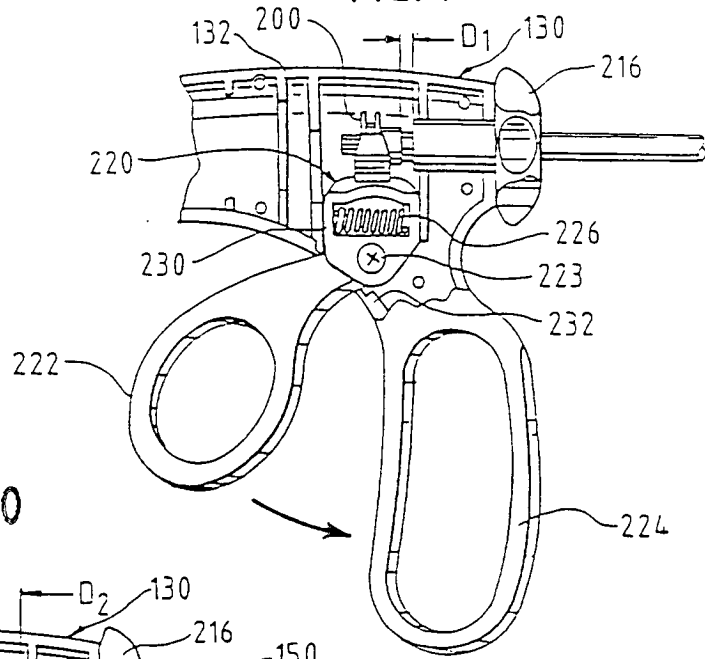


FIG. 10

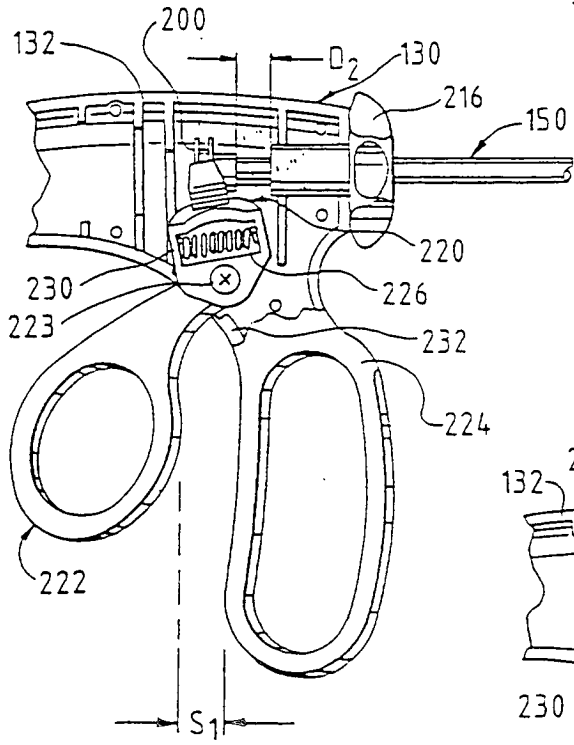


FIG. 11

