



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 698 14 282 T2 2004.03.18**

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 908 150 B1**

(51) Int Cl.⁷: **A61B 17/32**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **698 14 282.9**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **98 308 230.6**

(96) Europäischer Anmeldetag: **09.10.1998**

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

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **07.05.2003**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **18.03.2004**

(30) Unionspriorität:

948911 10.10.1997 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, ES, FR, GB, IT, NL

(73) Patentinhaber:

Ethicon Endo-Surgery, Inc., Cincinnati, Ohio, US

(72) Erfinder:

Witt, David Allen, Loveland, Ohio 45140, US;

Bishop, Gregory D., West Chester, Ohio 45069, US

(74) Vertreter:

BOEHMERT & BOEHMERT, 80336 München

(54) Bezeichnung: **Ultraschallwellen Koagulationsklemme mit zwei verschiedenen Umdrehungsmöglichkeiten**

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

Kurze Beschreibung der Erfindung

Fachgebiet

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich ganz allgemein auf chirurgische Ultraschallvorrichtungen und im besonderen auf eine chirurgische Ultraschall-KlemmkoagulatorVorrichtung zum Koagulieren und/oder zum Schneiden von Gewebe, die einen Kupplungsmechanismus enthält, der das Drehpositionieren eines Ultraschall-End-Manipulators in bezug auf einen zugehörigen Klemmarm ermöglicht, wobei der End-Manipulator, der Klemmarm und die zugehörige Ultraschall-Antriebseinheit danach in bezug auf ein Gehäuse der Vorrichtung selektiv und in indexierter Art und Weise drehbar positioniert werden können.

Hintergrund der Erfindung

[0002] Chirurgische Ultraschallinstrumente finden auf Grund der einzigartigen Leistungsmerkmale solcher Instrumente eine zunehmend breitere Anwendung bei chirurgischen Eingriffen. Je nach deren speziellen Konstruktionsausführung 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 einen am distalen Ende des Instrumentes befindlichen Endmanipulator ausgeführt, wobei durch den Endmanipulator Ultraschallenergie auf das mit ihm in Kontakt kommende Gewebe übertragen wird. Ultraschallinstrumente dieser Art können für den Einsatz in der offenen Chirurgie oder 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 Endmanipulator des Instrumentes zu drücken, um Ultraschallenergie in das Gewebe des Patienten einzukoppeln. Eine solche Anordnung (die gelegentlich auch als Ultraschalltransektor bezeichnet wird) wird in dem US-Patent Nr. 5.322.055 offenbart. Jedoch enthalten die typischen Konstruktionen einen Klemm-Mechanismus, der sich in einer festen Ausrichtung relativ zum Griff oder dem Handteil des Instrumentes befindet. Bei derartigen Instrumenten mußte der Chirurg typischerweise das ganze Instrument körperlich drehen, um die Drehausrichtung des Klemm-Mechanismus zu verändern. Das kann hinsichtlich einer bequemen Benutzung des Instrumentes nachteilig sein. Außerdem weisen die herkömmlichen Ultraschallvorrichtungen zum Schneiden oder Koagulieren von Gewebe gewöhnlich nur eine einzelne Schneidefläche auf. Deshalb ist es nötig, daß der Chirurg für verschiedene Schneid- und Koagulationsanwendungen die Instrumente wechseln muß.

[0004] In Anbetracht des oben Genannten sieht die vorliegende Erfindung eine chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung vor, wie in Anspruch 1 beansprucht, bestehend aus: einem Gehäuse, einer an das Gehäuse gekoppelten äußeren Hülse, wobei die äußere Hülse an ihrem distalen Ende einen Klemmarm aufweist, weiterhin in der äußeren Hülse ein hin- und herbewegliches Betätigungselement zum Schwenken des Klemmarmes, einen in der äußeren Hülse positionierten Ultraschall-Wellenleiter, wobei der Wellenleiter einen End-Manipulator aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß die äußere Hülse drehbar an das Gehäuse gekoppelt ist, und dadurch, daß die Vorrichtung einen an den Wellenleiter gekoppelten Kupplungsmechanismus enthält, wobei der Kupplungsmechanismus eine erste Drehposition derart aufweist, daß die Drehung des Kupplungsmechanismus eine Drehung der äußeren Hülse und des End-Manipulators relativ zum Gehäuse bewirkt, und eine zweite Drehposition derart aufweist, daß die Drehung des Kupplungsmechanismus eine Drehung des End-Manipulators relativ zur äußeren Hülse bewirkt.

[0005] In einer Ausführungsform der Erfindung ist eine chirurgische Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung vorgesehen, die selektives Schneiden, Koagulieren und Klemmen von Gewebe während eines chirurgischen Eingriffes ermöglicht. Um einen bequemen und effektiven Einsatz der Vorrichtung zu unterstützen, kann ein Klemm-Mechanismus selektiv drehbar in Bezug auf das Gehäuse der Klemmkoagulatorvorrichtung positioniert werden, um auf diese Weise dem Chirurgen ein selektives Positionieren des Klemm-Mechanismus, wie es die Situation erfordert, ohne ein Drehen des Gehäuses durchführen zu müssen, zu ermöglichen. Der Klemm-Mechanismus und ein End-Manipulator können gemeinsam gedreht werden, um eine besondere Endmanipulator-Konfiguration in Ausrichtung zu dem Klemm-Mechanismus zu halten.

[0006] Die chirurgische Klemmkoagulatorvorrichtung enthält einen Kupplungsmechanismus, der eine Drehpositionierung des End-Manipulators in Bezug auf den Klemm-Mechanismus zuläßt, um zu ermöglichen, daß verschiedene Endmanipulator-Konfigurationen zu dem Klemm-Mechanismus für das gewünschte Schneiden und Koagulieren von Gewebe ausgerichtet werden können. Danach können der End-Manipulator, der Klemm-Mechanismus und die dazugehörige Ultraschall-Antriebseinheit als Einheit gedreht werden unter effizientem und bequemen Einsatz der Klemmkoagulatorvorrichtung, unterstützt durch das Vorhandensein eines Rastmechanismus, der dazu dient, eine indexierte Drehpositionierung des Klemm-Mechanismus und des End-Manipulators relativ zum Gehäuse zu ermöglichen.

[0007] Gemäß der dargestellten Ausführungsform umfaßt die vorliegende Ultraschall-Klemmkoagula-

torvorrichtung ein Gehäuse mit vorzugsweise einem Griffteil. Die Vorrichtung umfaßt weiterhin ein langgestrecktes Teil (das für die endoskopische Benutzung eingerichtet sein kann), das eine äußere Rohrhülse aufweist, deren proximales Ende drehbar an das Gehäuse angelenkt ist, und ein distales Ende, das in dem Bereich, in dem das Schneiden, Koagulieren und/oder das Klemmen des Gewebes durchgeführt wird, positioniert werden kann. In der bevorzugten Ausführungsform ist ein Drehknopf auf der äußeren Rohrhülse zur Ausführung einer indexierten Drehbewegung der äußeren Rohrhülse in Bezug auf das Gehäuse der Vorrichtung angebracht.

[0008] Ein Betätigungselement ist hin- und herbeweglich in der äußeren Rohrhülse angeordnet und ist mit dieser funktionell verbunden, um mit dieser relativ zum Gehäuse Drehbewegungen auszuführen. Die Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes bewirkt die erforderliche Tätigkeit des Klemmechanismus der Klemmkoagulatorvorrichtung, die am distalen Ende der äußeren Hülse vorgesehen ist.

[0009] Ein Ultraschall-Wellenleiter ist in der äußeren Rohrhülse angeordnet und erstreckt sich der Länge nach in dieser. Der Ultraschall-Wellenleiter umfaßt einen Endmanipulator am distalen Ende, wobei sich der Endmanipulator in distaler Richtung aus dem distalen Ende der äußeren Rohrhülse erstreckt. Der Endmanipulator, der gelegentlich als "Klinge" bezeichnet wird, wird durch einen Wandler einer zugehörigen Ultraschallantriebseinheit mit Ultraschall angetrieben, so daß die longitudinalen Ultraschallschwingungen des Endmanipulators das gewünschte Schneiden und Koagulieren des Gewebes bewirken. Der Wellenleiter kann mit der äußeren Rohrhülse verbunden werden, um gemeinsam gedreht zu werden, wobei die Antriebseinheit ebenfalls vorzugsweise angekoppelt ist, um mit den vorgenannten Teilen gedreht zu werden. Der Wellenleiter ebenso wie die Antriebseinheit können ebenfalls in Bezug auf die äußere Rohrhülse und den Klemm-Mechanismus gedreht werden.

[0010] Der Klemmechanismus der Klemmkoagulatorvorrichtung umfaßt einen Klemmarm, der schwenkbar am distalen Ende der äußeren Rohrhülse gelagert ist, um Schwenkbewegungen relativ zum Endmanipulator auszuführen. Das Gewebe wird zwischen dem Klemmarm und dem Endmanipulator geklemmt, wodurch das Gewebe ultraschallmäßig mit dem Endmanipulator gekoppelt ist (wenn Energie anliegt), oder es wird dadurch das Ergreifen und Klemmen des Gewebes ermöglicht, wenn keine Ultraschallenergie durch den Wellenleiter an den Endmanipulator übertragen wird. Der Klemmarm ist funktionell mit dem hinund herbewegbaren Betätigungselement der Klemmkoagulatorvorrichtung verbunden, so daß der Klemmarm durch die Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes relativ zum Endmanipulator geschwenkt wird.

[0011] Ein schwenkbar am Gehäuse der Vorrichtung angebrachter Betätigungshebel ermöglicht das

selektive Betätigen des Klemmechanismus. In der bevorzugten Ausführungsform sind der Betätigungshebel und das zugeordnete Griffteil des Gehäuses in einer scherenartigen Konfiguration ausgeführt, wodurch der Betätigungshebel bequem durch den Daumen des Benutzers bewegt werden kann. Der Betätigungshebel und das hin- und herbewegbare Betätigungselement sind durch einen Antriebsbund miteinander verbunden, so daß die Schwenkbewegung des Betätigungshebels das Betätigungselement hin- und herbewegt, um den Klemmarm der Klemmkoagulatorvorrichtung zu schwenken.

[0012] Die Klemmkoagulatorvorrichtung enthält auch einen Rastmechanismus, der die indexierte Drehbewegung der äußeren Hülse (und vorzugsweise des Wellenleiters mit der zugehörigen Antriebseinheit) relativ zum Gehäuse ermöglicht. Als Besonderheit ist ein Kupplungsmechanismus vorgesehen, der es ermöglicht, daß der Wellenleiter selektive Drehbewegungen in Bezug auf das Gehäuse und die äußere Hülse ausführen kann, wenn der Kupplungsmechanismus nicht im Eingriff mit dem Drehknopf ist. Der Kupplungsmechanismus wirkt gemeinsam mit dem Drehknopf, so daß eine gewählte Endmanipulator-Konfiguration in Ausrichtung mit dem Klemmelement gehalten wird. Der Wellenleiter und der End-Manipulator, ebenso wie die zugehörige Ultraschall-Antriebseinheit, können dann als Einheit mit dem Klemm-Mechanismus relativ zum Gehäuse der Vorrichtung gedreht werden.

[0013] Um die gewünschte indexierte Drehbewegung des Klemm-Mechanismus zu erreichen, umfaßt der Rastmechanismus wenigstens eine unter Federvorspannung stehende Raste im Gehäuse der Vorrichtung, wobei der Drehknopf eine Rastaufnahmefläche definiert, an welcher die Raste anliegt und mit dieser zusammen wirkt, um eine indexierte Drehung des Klemmelementes zu erreichen, und damit eine indexierte Drehung der äußeren Hülse in Bezug auf das Gehäuse der Vorrichtung. Die Rastaufnahmefläche des Drehknopfes definiert vorzugsweise eine Vielzahl von auf dem Umfang radial zueinander beabstandeter Vertiefungen, um die unter Federvorspannung stehende Raste am Gehäuse aufzunehmen.

[0014] Weitere Merkmale und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden anhand der folgenden ausführlichen Beschreibung unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen und Ansprüche ohne weiteres deutlich.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0015] **Fig. 1** ist eine perspektivische Darstellung eines chirurgischen Ultraschallsystems, das eine Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung enthält.

[0016] **Fig. 2** ist eine vergrößerte perspektivische Darstellung eines Teiles eines Klemm-Mechanismus der in **Fig. 1** dargestellten Klemmkoagulatorvorrichtung.

tung.

[0017] **Fig. 3** ist eine Darstellung der Klemmkoagulatorvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung als seitlicher Aufriß, teilweise im Schnitt, in funktionaler Verbindung mit einer Ultraschall-Antriebseinheit des in **Fig. 1** dargestellten chirurgischen Systems.

[0018] **Fig. 4** ist eine vergrößerte fragmentarische Darstellung der vorliegenden Klemmkoagulatorvorrichtung, wobei sich der Klemm-Mechanismus in geöffneter Position befindet.

[0019] **Fig. 5** ist eine vergrößerte fragmentarische Darstellung der vorliegenden Klemmkoagulatorvorrichtung, wobei sich der Klemm-Mechanismus in geschlossener Position befindet.

[0020] **Fig. 6** ist eine vergrößerte fragmentarische Darstellung der vorliegenden Klemmkoagulatorvorrichtung, welche die Drehbewegung des End-Manipulators relativ zum Klemm-Mechanismus zeigt.

[0021] **Fig. 7** ist eine Schnittdarstellung des End-Manipulators entlang der Schnittlinie 4a in **Fig. 6**, welche weiterhin die Bewegung des End-Manipulators darstellt.

[0022] **Fig. 8** ist eine vergrößerte schematische Darstellung, die einen Antriebsbund, einen Drehknopf und den Kupplungsmechanismus der vorliegenden Klemmkoagulatorvorrichtung zeigt.

[0023] **Fig. 9** ist eine vergrößerte fragmentarische Darstellung einer weiteren Ausführungsform der Klemmkoagulatorvorrichtung.

[0024] **Fig. 10** ist eine vergrößerte schematische Darstellung, die einen Antriebsbund, einen Drehknopf und einen Kupplungsmechanismus der Klemmkoagulatorvorrichtung vor. **Fig. 9** zeigt.

Ausführliche Beschreibung

[0025] 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 nicht darauf abzielt, die Erfindung auf die besonders dargestellte Ausführungsform zu beschränken.

[0026] Die vorliegende Erfindung richtet sich im besonderen auf eine verbesserte Vorrichtung eines chirurgischen Ultraschall-Klemmkoagulators, 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 bei Eingriffen in der offenen Chirurgie als auch bei laparoskopischen oder endoskopischen Eingriffen eingerichtet werden. Wie aus der folgenden Beschreibung deutlich wird, ist die vorliegende Klemmkoagulatorvorrichtung wegen ihrer unkomplizierten Bauweise besonders für eine einmalige Verwendung geeignet. Wegen dieser Beschaffenheit ist vorgesehen, daß die Vorrichtung in Verbindung mit

einer Ultraschallantriebseinheit eines chirurgischen Systems zum Einsatz gelangt, wobei die von der Antriebseinheit gelieferte Ultraschallenergie die gewünschte Antriebsleistung für die Klemmkoagulatorvorrichtung liefert. Es ist leicht einzusehen, daß eine Klemmkoagulatorvorrichtung auch für eine Mehrfachbenutzung eingerichtet werden und unlösbarer Bestandteil einer zugeordneten Ultraschallantriebseinheit sein kann. Jedoch wird gegenwärtig die lösbare Verbindung der vorliegenden Klemmkoagulatorvorrichtung mit einer zugehörigen Ultraschallantriebseinheit für den Einsatz des Gerätes an einem einzigen Patienten der Vorzug gegeben.

[0027] In den **Fig. 1** und **3** wird eine gegenwärtig bevorzugte Ausführungsform eines chirurgischen Systems dargestellt, das durchgängig mit **10** bezeichnet wird, welches eine Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung enthält, die nach den Prinzipien der vorliegenden Erfindung ausgeführt ist. Vorteilhafte Ausgestaltungen des Ultraschallgenerators und der zugehörigen Ultraschallantriebseinheit des chirurgischen Systems **10** werden zuerst beschrieben, danach folgt eine detaillierte Beschreibung der chirurgischen Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung einschließlich eines Klemm-Mechanismus, der für eine indexierte Rotationsbewegung ausgelegt ist, und eines End-Manipulators, der für Drehbewegungen in bezug auf den Klemm-Mechanismus konfiguriert ist.

[0028] Das chirurgische System **10** umfaßt einen Ultraschallgenerator **30** und ein zugehöriges chirurgisches Ultraschallinstrument. Das chirurgische Instrument enthält eine Ultraschallantriebseinheit, die mit **50** bezeichnet ist, und ein Ultraschall-Klemmkoagulatorgerät **120**, das die Prinzipien der vorliegenden Erfindung verkörpert. Wie dann weiter beschrieben werden wird, bilden ein Ultraschallwandler und die Halterungsvorrichtung der Antriebseinheit **50** und ein Ultraschallwellenleiter der Klemmkoagulatorvorrichtung **120** 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. Man wird feststellen, daß bei einigen Anwendungen die Ultraschallantriebseinheit **50** als "Handstückeinheit" bezeichnet wird, weil das chirurgische Instrument des chirurgischen Systems **10** derart ausgebildet ist, daß der Chirurg die Ultraschallantriebseinheit **50** während verschiedener Eingriffe und Operationen ergreift und manipuliert. Wie in **Fig. 1** dargestellt wird, enthält das Klemmkoagulatorgerät **120** des chirurgischen Systems vorzugsweise eine scherenähnliche Griffanordnung, die, abgesehen von der Manipulation der Ultraschallantriebseinheit **50**, das Positionieren und das Manipulieren des Instrumentes erleichtert.

[0029] 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 im weiteren

noch beschrieben werden 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, um die Akustikeinheit mit einer ausgewählten Frequenz und Amplitude/Auslenkung schwingen zu lassen. Ein am distalen Ende des Wellenleiters der Akustikeinheit angeordneter Endmanipulator wird so plaziert, daß er sich in Kontakt mit dem Gewebe des Patienten befindet, um die Ultraschallenergie auf dieses zu übertagen. Wie weiter unten noch beschrieben werden wird, setzt man vorzugsweise ein chirurgisches Werkzeug ein, zum Beispiel einen Klemmbacken- oder Klemm-Mechanismus, um das Gewebe gegen den Endmanipulator zu pressen.

[0030] Durch die Ankopplung des Endmanipulators an das Gewebe wird als Ergebnis der Reibung, der akustischen Absorption und der Viskositätsverluste in dem Gewebe Wärmeenergie oder Hitze 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 koagulierte werden. Eine tiefere Koagulation von größeren Blutgefäßen wird dadurch erreicht, indem man den Effekt länger wirken läßt.

[0031] Die Übertragung von Ultraschallenergie auf das Gewebe verursacht weitere Effekte einschließlich eines mechanischen Zeneißens, Schneidens, Aushöhlens, Auseinandeneißens von Zellen und der Emulsionsbildung. Die erreichbare Größe der Inzisionen sowie der erreichbare Grad von Koagulation variiert mit der Auslenkung des Endmanipulators, den Schwingungsfrequenzen, der Stärke des durch den Benutzer beaufschlagten Druckes, der Schärfe des Endmanipulators und der Kopplung zwischen Endmanipulator und Gewebe.

[0032] Wie in **Fig. 1** gezeigt wird, umfaßt der Generator **30** ein Steuersystem, das fest mit dem Generator **30** verbunden ist, einen Netzschalter **34** und eine Triggereinrichtung **36**. Der Netzschalter **34** regelt die Zuführung von elektrischem Strom zum Generator **30**, und wenn dieser durch die Triggereinrichtung **36** aktiviert ist, dann liefert der Generator **30** die Energie, um die Akustikeinheit des chirurgischen Systems **10** mit einer vorherbestimmten Frequenz und den Endmanipulator mit einem vorherbestimmten Pegel der Auslenkung zu fahren. Der Generator **30** kann die Akustikeinheit mit bzw. zu jeder geeigneten Resonanzfrequenz der Akustikeinheit fahren bzw. erregen.

[0033] Wenn der Generator **30** über die Triggerein-

richtung **36** unter Strom gesetzt wird, liegt kontinuierlich die vom Generator **30** gelieferte elektrische Energie an dem Wandlerstapel oder der Wandlereinheit **40** der Akustikeinheit an, wie in **Fig. 3** gezeigt wird. 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, unter Einschluß der Gewebelast, anzupassen. Außerdem hält eine zweite Rückkopplungsschleife in dem Steuersystem den an die Akustikeinheit abgegebenen elektrischen Strom auf einem vorgewählten konstanten Pegel, um eine im wesentlichen konstante Auslenkung am Endmanipulator der Akustikeinheit zu erreichen.

[0034] Das an die Akustikeinheit gegebene elektrische Signal bewirkt, daß das distale Ende des Endmanipulators in einem Bereich von, zum Beispiel, ungefähr 20 kHz bis 250 kHz und vorzugsweise in dem Bereich von ungefähr 54 kHz bis 56 kHz, und am vorteilhaftesten bei ungefähr 55,5 kHz in longitudinaler Richtung schwingt bzw. vibriert. Die Auslenkungen der Vibrationen am Endmanipulator können zum Beispiel durch Steuerung der Amplitude des durch den Generator **30** in die Wandlereinheit **40** der Akustikeinheit eingegebenen elektrischen Signals geregelt werden.

[0035] 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 Ultraschallantriebseinheit **50** eingebaut ist, so daß auf diese Weise der Generator **30** durch den jeweiligen Benutzer aktiviert werden kann.

[0036] Der Generator **30** besitzt weiterhin eine elektrische Anschlußleitung **38**, die mit einer chirurgischen Stromversorgungseinheit verbunden oder in eine gewöhnliche elektrische Steckdose eingesteckt werden kann. Ebenfalls kommt in Betracht, daß der Generator **30** auch durch eine Gleichstromquelle, wie zum Beispiel durch eine Batterie gespeist werden kann. Der Generator **30** kann jeder geeignete Generator sein, wie zum Beispiel der Typ Nr. GE-NO **1**, das bei Ethicon Endo-Surgery, Inc. erhältlich ist.

[0037] In den **Fig. 1** und **3** umfaßt die Ultraschallantriebseinheit **50** des chirurgischen Instrumentes ein mehrteiliges 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 die vorliegende Klemmkoagulatorvorrichtung **120** im

Prinzip mittels einer durch das Gehäuse der Klemmkoagulatorvorrichtung gegebenen scherenförmigen Anordnung ergriffen und manipuliert werden kann, wie noch unten beschrieben werden wird. Das Gehäuse **52** wird zwar als ein aus mehreren Teilen bestehendes dargestellt, es kann aber auch aus einem einzelnen oder einem einheitlichen Bauteil bestehen. [0038] Das Gehäuse **52** der Ultraschallantriebseinheit **50** weist ganz allgemein ein proximales Ende, ein distales Ende und einen sich darin in Längsrichtung erstreckenden Hohlraum auf. 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 ein 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 Ultraschallantriebseinheit **50** ermöglichen, um die Wandlereinheit **40** der Akustikeinheit zu kühlen.

[0039] Das Gehäuse **52** der Ultraschallantriebseinheit **50** ist vorzugsweise aus einem festen Kunststoff gefertigt, wie zum Beispiel Ultem®. Es ist auch möglich, daß das Gehäuse **52** alternativ aus verschiedenen Stoffen gefertigt sein kann, einschließlich anderer Kunststoffe [das heißt, Flüssigkristallpolymere (LCP), Nylon oder Polycarbonate]. Eine geeignete Ultraschallantriebseinheit **50** ist der Typ Nr. HP050, das bei Ethicon Endo-Surgery, Inc. erhältlich ist.

[0040] Wie in **Fig. 3** dargestellt wird, enthält die Akustikeinheit den Wandlerstapel oder die Wandlereinheit **40** und eine Halterungsvorrichtung **84**, die vorzugsweise durch die Ultraschall-Antriebseinheit **50** getragen werden, und ein Übertragungsteil oder Arbeitsteil, das hier im weiteren als Wellenleiter mit einem Endmanipulator bezeichnet wird, das durch die Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung getragen wird. Die Bestandteile der Akustikeinheit sind vorzugsweise akustisch aufeinander derart abgestimmt, daß die Baulänge jedes Teiles ein Ganzzahliges der halben Wellenlängen ($n\lambda/2$) beträgt, wobei die Wellenlänge λ die Wellenlänge einer vorher ausgewählten oder longitudinalen Betriebsschwingungsfrequenz f_0 der Akustikeinheit und n jede nicht-negative ganze Zahl bezeichnet. Es ist auch vorgesehen, daß die Akustikeinheit jede geeignete Anordnung von Akustikelementen enthalten kann.

[0041] Die Wandlereinheit **40** der Akustikeinheit wandelt die elektrischen Signale vom Generator **30** in mechanische Energie um, was eine Längsschwingungsbewegung des Endmanipulators bei Ultraschallfrequenzen zur Folge hat. Wenn der Akustikeinheit Energie zugeführt wird, wird durch die Akustikeinheit eine Vibrationsbewegungen ausführende stehende Welle erzeugt. Die Auslenkungen dieser Vibrationsbewegungen an jedem beliebigen Punkt entlang der Akustikeinheit hängt von dem Ort entlang der Akustikeinheit ab, an dem die Vibrationsbewegung gemessen wird. Ein Minimum oder ein Nulldurchgang der die Vibrationsbewegungen ausfüh-

renden 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 Antiknoten bezeichnet. Die Entfernung zwischen einem Antiknoten und dem dazu nächsten Knoten beträgt eine viertel Wellenlänge ($\lambda/4$).

[0042] 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 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.

[0043] 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 Aluminium vom Typ 7075-T651 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.

[0044] 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** zwischen den Elektroden **96** und **98** alternieren. 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 jede der positiven Elektroden **96**, der negativen Elektroden **98** und durch jedes der piezoelektrischen Elemente **100**. Die positiven Elektroden **96** und die negativen Elektroden **98** sind elektrisch mit den Leitungen **102** bzw. **104** verbunden. Die Leitungen **102** und **104** übertragen das elektrische Signal vom Generator **30** zu den Elektroden **96** und **98**.

[0045] Wie in **Fig. 3** dargestellt, werden die piezoe-

lektrischen 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 Gewindeversehene distalen Ende. Der Bolzen **106** wird vom proximalen Ende des ersten Resonators **92** her durch die Bohrungen des ersten Resonators **92**, der Elektroden **96** und **98** und der piezoelektrischen Elemente **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 Stahl, Titan, Aluminium oder einem anderen geeigneten Material gefertigt sein, vorzugsweise aus Ti-6Al-4V Titan, und besonders vorteilhaft ist es, wenn er aus niedrig legiertem Stahl vom Typ **4037** gefertigt ist.

[0046] 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 Spannungsfalles kontinuierlich ausdehnen und zusammenziehen, wodurch sich hochfrequente Longitudinalwellen mit Ultraschallenergie aufbauen. Diese Ultraschallenergie wird durch die Akustikeinheit auf den Endmanipulator übertragen.

[0047] 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 Gewinde versehene Verbindung nahe eines Antiknotens gekoppelt. (Gemäß dieser Offenbarung definiert sich der Begriff "nahe"/"in der Nähe" 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 Einzelbauteil oder als einheitliches Bauteil auszubilden.

[0048] Die Halterungsvorrichtung **84** ist an dem Gehäuse **52** der Ultraschallantriebseinheit **50** in der Nähe eines Knotens angekoppelt. Die Halterungsvorrichtung **84** enthält vorzugsweise einen als integralen Bestandteil auf ihrem Umfang angebrachten Befestigungsflansch **108**. Der Befestigungsflansch **108** ist vorzugsweise in einer in dem Gehäuse **52** der Ultraschallantriebseinheit **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 Ultraschallvibrationen von der Halterungsvorrichtung **84** auf das Gehäuse **52** zu reduzieren oder zu verhindern.

[0049] Die Halterungsvorrichtung **84** wird vorzugsweise 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 Ultraschallantriebseinheit **50** verbunden und werden durch Kerben in dem Flansch **108** der Halterungsvorrichtung **84** angebracht. Die Stifte **114** sind vorzugsweise aus rostfreiem Stahl gefertigt.

[0050] Die Halterungsvorrichtung **84** ist vorzugsweise so ausgeführt, daß sie die Auslenkungen der Ultraschallschwingungen, die durch die Akustikeinheit auf das distale Ende des Endmanipulators übertragen werden, verstärkt. In einer bevorzugten Ausführungsform umfaßt die Halterungsvorrichtung **84** einen konisch verlaufenden Festkörperhornstrahler. So, wie die Ultraschallenergie durch die Halterungsvorrichtung **84** übertragen wird, wird die Geschwindigkeit der durch die Halterungsvorrichtung **84** übertragenen Schallwelle beschleunigt. 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.

[0051] Wie in **Fig. 3** gezeigt wird, ist die Halterungsvorrichtung **84** vorzugsweise akustisch an den Wellenleiter **180** gekoppelt, der durch die Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung **120** getragen wird. Das distale Ende der Halterungsvorrichtung **84** ist über eine Gewindeverbindung in der Nähe eines Antiknotens vorzugsweise an das proximale Ende des Wellenleiters **180** gekoppelt, aber es sind auch alternative Kopplungsanordnungen anwendbar.

[0052] Es wird jetzt auf **Fig. 4** Bezug genommen. Diese zeigt eine vergrößerte fragmentarische Darstellung der Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung **120** des chirurgischen Systems **10**, wobei sich der Klemm-Mechanismus in geöffneter Position befindet. Das proximale Ende der Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung **120** nimmt vorzugsweise das distale Ende der Ultraschallantriebseinheit **50** auf und wird in dieses eingepaßt, indem die Antriebseinheit in das Gehäuse der Klemmkoagulatorvorrichtung eingeführt wird. Die Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung **120** wird vorzugsweise als Einheit an der Ultraschallantriebseinheit **50** befestigt oder von dieser entfernt. Die Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung **120** kann nach einmaliger Benutzung weggeworfen werden.

[0053] Die Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung **120** umfaßt vorzugsweise eine Griffeinheit oder ein

Gehäuse **130**, das vorzugsweise aus aneinander passenden Gehäuseteilen besteht, und ein langgestrecktes bzw. endoskopisches Teil **150**. Das langgestreckte Teil **150** der Ultraschall-Klemmkoagulatorvorrichtung **120** erstreckt sich rechtwinklig vom Gehäuse **130**. Das langgestreckte Teil **150** kann selektiv relativ zu dem Gehäuse **130** gedreht werden, wie weiter unten noch beschrieben werden wird. Wenn die Klemmkoagulatorvorrichtung für eine endoskopische Anwendung eingerichtet ist, dann kann die Konstruktion so dimensioniert sein, daß das endoskopische Teil **150** einen Außendurchmesser von ungefähr 5,5 mm hat.

[0054] Wie in den **Fig. 1, 3 und 4** dargestellt wird, umfaßt das langgestreckte Teil **150** vorzugsweise eine äußere/s röhrenförmige/s Bauteil oder Hülse **160**, ein inneres röhrenförmiges Betätigungselement **170** und den Wellenleiter **180** mit dem Endmanipulator **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 Ultraschallantriebseinheit **50**) eine indexierte Drehbewegung in Bezug auf das Gehäuse **130** ausführen. Der Wellenleiter **180** ist auch so konfiguriert, daß er Drehungen in Bezug auf die äußere Hülse **160** und den Klemm-Mechanismus ausführen kann.

[0055] Wie in, **Fig. 4** gezeigt wird, ist das proximale Ende des Wellenleiters **180** der Akustikeinheit vorzugsweise lösbar mit der Halterungsvorrichtung **84** der Ultraschallantriebseinheit **50** in der Nähe eines Antinknotens verbunden, wie oben bereits beschrieben wurde. Der Wellenleiter **180** hat vorzugsweise eine Länge von im wesentlichen gleich dem Ganzzahli- gen 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, wie zum Beispiel Titanlegierungen (d. h. Ti-6Al-4V) oder eine Aluminiumlegierung. Es wird auch die Möglichkeit in Betracht gezogen, daß der Wellenleiter **180** alternativ auch aus jedem anderen geeigneten Material gefertigt werden kann.

[0056] Der Wellenleiter ist vorzugsweise im wesentlichen 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 Endmanipulator übertragenen mechanischen Vibrationen verstärkt, wie es in dem Fachgebiet bekannt ist.

[0057] Der Querschnitt des Wellenleiters **180** kann jede geeignete Abmessung besitzen. So kann zum Beispiel der Wellenleiter einen im wesentlichen gleichförmigen Querschnitt aufweisen, oder er kann an verschiedenen Abschnitten konisch sein oder aber auch konisch über seine ganze Länge verlaufen. Der Wellenleiter kann weiterhin Eigenschaften aufweisen, welche das Anwachsen der Längs-

schwingungen entlang dem Wellenleiter steuern, und Eigenschaften, die den Wellenleiter auf die Resonanzfrequenz des Systems abstimmen.

[0058] Wie in **Fig. 4** dargestellt wird, besitzt der Wellenleiter **180** ganz allgemein einen ersten Abschnitt **182**, einen zweiten Abschnitt **184** und einen dritten Abschnitt **186**. Der erste Abschnitt **182** des Wellenleiters erstreckt sich distal vom distalen Ende der Halterungsvorrichtung **84** und weist einen im wesentlichen kontinuierlichen Querschnitt auf.

[0059] Der erste Abschnitt **182** besitzt vorzugsweise wenigstens 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 an anderer Stelle angeordnet sein. Es ist aber auch möglich, 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** mit einem hin- und herbeweglichen Kupplungsmechanismus **220** verbindet oder an diesen koppelt, wie des weiteren unten noch beschrieben werden wird.

[0060] Der zweite Abschnitt **184** des Wellenleiters **180** erstreckt sich distal von dem 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 anwächst.

[0061] Der dritte Abschnitt **186** erstreckt sich distal vom distalen Ende des zweiten Abschnittes **184**. Der dritte Abschnitt **186** weist ebenfalls einen im wesentlichen kontinuierlichen Querschnitt auf. Der dritte Abschnitt **186** kann aber auch kleine Veränderungen des Durchmessers über die 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 anwächst.

[0062] Der dritte Abschnitt **186** kann eine Vielzahl von auf seinem Außenumfang ausgebildeten (nicht dargestellten) Nuten oder Kerben aufweisen. Die Nuten können an den Knoten des Wellenleiters **180** angeordnet sein und dienen als Justieranzeige bei der Installation eines (nicht dargestellten) Dämpfungsmantels und zum Stabilisieren von Silikonringen oder elastischen Lagerungen während der Fertigung. Eine Dichtung ist vorzugsweise an dem äußersten distalen Knoten in der größtmöglichen Nähe zum Endmanipulator **180'** vorgesehen, um den Eintritt von Gewebe, Blut und anderen Stoffen in den Bereich zwischen

dem Wellenleiter und dem Betätigungselement **170** zu vermindern.

[0063] Der Endmanipulator **180'** des Wellenleiters **180** ist vorzugsweise ein integraler Bestandteil des letzteren, und sie sind als eine Einheit ausgebildet. In einer anderen Ausführung kann der Endmanipulator durch eine mit Gewinde versehene Verbindung oder durch eine Schweißverbindung angeschlossen sein. Das distale Ende des Endmanipulators 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 Endmanipulators ist so ausgeführt, daß es sich in Längsrichtung in einem Bereich von, zum Beispiel, annähernd 10 Mikrometer bis 500 Mikrometer von Spitze-zu-Spitze, vorzugsweise in einem Bereich von ungefähr 10 Mikrometer bis ungefähr 100 Mikrometer bei einer vorherbestimmten Vibrationsfrequenz f_0 bewegt, wenn die Wandlereinheit erregt wird.

[0064] Es wird jetzt im besonderen auf die **Fig. 2** eingegangen. In dieser wird der Klemm-Mechanismus der vorliegenden Klemmkoagulatorvorrichtung **120** dargestellt, der so ausgeführt ist, daß er gemeinsam mit dem Endmanipulator **180'** des Wellenleiters **180** funktioniert. Der Klemm-Mechanismus umfaßt einen Schwenkbewegungen durchführenden Klemmarm **190**, der 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 besteht, ist auf der Oberfläche des Klemmmarmes zum Zusammenwirken mit dem Endmanipulator **180'** aufgebracht, wobei die Schwenkbewegung des Klemmmarmes die Klemmauflage im wesentlichen parallel zu und in Kontakt mit dem Endmanipulator **180'** positioniert. Durch diese Konstruktion wird das zu klemmende Gewebe zwischen der Klemmauflage **192** und dem Endmanipulator **180'** gegriffen.

[0065] Wie dargestellt wird, ist die Klemmauflage **192** des Klemm-Mechanismus vorzugsweise mit einer sägezahnähnlichen Ausbildung versehen, um die Greifwirkung auf das Gewebe im Zusammenwirken mit dem Endmanipulator **180'** zu steigern. Es wird auch in Betracht gezogen, daß die Auflage in ihrer Längsausdehnung eine Längsnut (d. h. eine U-förmige oder V-förmige Nut) aufweisen kann, wobei diese zwischen der sägezahnähnlichen Konfiguration eingelassen ist. Wie unten weiter beschrieben wird, kann der End-Manipulator **180'** in Bezug auf den Klemmarm **190** gedreht werden, um eine schmale oder scharfe Kante **191a** oder eine breite Kante **191** des End-Manipulators **180'** zu der Klemmauflage **192** auszurichten.

[0066] Am Klemmarm **190** ist mindestens ein Paar von Hebelabschnitten **193** des Klemmmarmes, vorzugsweise ein Paar von Hebelabschnitten **193** am proximalen Ende des Klemmmarmes vorgesehen, um die Schwenkbewegung des Klemmmarmes **190** relativ

zum Endmanipulator **180'** zu bewirken. Die Hebelabschnitte sind auf den entsprechenden gegenüberliegenden Seiten des Endmanipulators **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 End-Manipulator **180'** bewirkt durch diese eine Schwenkbewegung des Klemmmarmes relativ zum Endmanipulator. Die Hebelabschnitte **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 **170** durch das Antriebsteil **194** und die Hebelteile **193** derart wirkt, daß der Klemmarm geschwenkt wird.

[0067] Es wird jetzt im besonderen auf die **Fig. 3, 4, 5** und **8** Bezug genommen. Die Hin- und Herbewegung des Betätigungselementes **170** wird dadurch bewirkt, daß ein linear beweglicher und drehbar in dem Gehäuse **130** der Klemmkoagulatorvorrichtung **120** gelagerter Betätigungsbund **200** vorgesehen ist. Der Betätigungsbund **200** ist an das proximale Ende des Betätigungselementes **170** durch ein Paar von Verbindungsstiften **202** (siehe **Fig. 4**) gekoppelt, um mit diesem gemeinsam Drehungen auszuführen. Der Betätigungsbund **200** enthält ein Paar von axial voneinander beabstandeter Umfangsflansche **204**, die eine Umfangsnut **206** (siehe **Fig. 5**) definieren.

[0068] Der Betätigungsbund **200** ist funktionell mit dem Betätigungshebel **222** der Klemmkoagulatorvorrichtung **120** verbunden. Der Betätigungshebel umfaßt ein Antriebselement oder einen Triggersteller **230**, das/der mit dem linear bewegbaren Betätigungsbund **200** verbunden ist (siehe **Fig. 5**). Der Betätigungshebel **222** ist (über eine Drehzapfenlagerung **223**) mit dem Gehäuse **130** der Klemmkoagulatorvorrichtung schwenkbar verbunden und wirkt dabei scherenartig mit einem Griffteil **224** des Gehäuses zusammen.

[0069] Das Antriebselement des Betätigungshebels **222** enthält eine Antriebsnase **232**, die in die Umfangsnut **206** des Betätigungsbundes **200** eingreift, um letzteren linear zu bewegen, wenn der Hebel **222** bewegt wird. Wie in **Fig. 5** gezeigt wird, bewegt die Betätigung des Hebels **222** gegen das Griffteil **224** das Antriebselement **230** und den Antriebsbund **200**, um zu bewirken, daß die Verbindungsstifte **202** das Betätigungselement **170** proximal verschieben, wodurch der Klemmarm **190** gegen den End-Manipulator **180'** geschwenkt wird. Wenn der Betätigungshebel **222** weg von dem Griffteil **224** bewegt wird, dann bewegen sich das Antriebselement **230** und der Antriebsbund **200** derart, daß das Betätigungselement **170** vorwärts geschoben wird, um den Klemm-Mechanismus, wie in **Fig. 4** gezeigt wird, zu öffnen.

[0070] Das Antriebselement **230** des Betätigungshebels umfaßt weiterhin ein drehbares Sperrelement **242**, das so eingerichtet ist, daß es in die auf dem

Umfangsflansch **246** (siehe **Fig. 8**) des Kupplungsmechanismus **220** ausgebildeten Kerben **244** hineinpaßt, und ein drehbares Sperrelement **248**, das so eingerichtet ist, daß es in die auf dem Umfangsflansch **252** des Betätigungshebels **200** ausgebildeten Kerben **250** hineinpaßt, die Sperrelemente **242** und **248** verhindern das Drehen des endoskopischen Teiles **150** der Klemmkoagulatorvorrichtung, wenn der Klemmarm, wie in **Fig. 5** gezeigt, sich in einer geschlossenen Position befindet. Wenn der Betätigungshebel **222** weg vom Griffteil bewegt wird, um den Klemm-Mechanismus zu öffnen, dann bewegen sich die Sperrelemente **242** bzw. **248** heraus aus den Kerben **244** und **250**, um die Drehung des End-Manipulators mit dem Klemm-Mechanismus zuzulassen.

[0071] Die funktionelle Verbindung des Antriebselements **230** mit dem Daumeneingriffsbereich des Betätigungshebels **222** wird durch eine Begrenzerfeder **260**, die vorzugsweise aus einer Schraubendruckfeder besteht, gebildet. Die Feder **260** paßt in einen Federschlitz **262**, der durch das Antriebselement **230** definiert wird, das wiederum zwischen einem Paar von Federrückhalteflanschen **264** des Betätigungshebels **222** positioniert ist. Das Antriebselement **230** ist schwenkbar beweglich in bezug auf die Federflansche **264** (um ein Drehzapfenlager **223** des Gehäuses **130**) gegen die Schraubendruckfeder, die sich gegen die Flächen der durch jeden der Federflansche **264** definierten Federschlitz abstützt. Auf diese Weise wird die Kraft, mit der das Betätigungselement **170** beaufschlagt werden kann, durch die Schwenkbewegung des Betätigungshebels **222**, der durch das Antriebselement **230** und den Betätigungsband **200** wirkt, durch die Kraft begrenzt, mit der die Feder **260** sich gegen die Federflansche **264** abstützt. Die Beaufschlagung mit einer übermäßigen Kraft führt zu einer schwenkenden Verschiebung des Antriebselements **230** relativ zu den Federflanschen **264** des Betätigungshebels **222** gegen die Feder **260**. In einer gegenwärtig bevorzugten Ausführungsform ist die Feder **260** derart ausgewählt, daß sie die Klemmkraft am Klemmarm **190** auf ungefähr 2 Pfund begrenzt. Anschläge am Gehäuse **130** begrenzen den Arbeitsweg des Betätigungshebels **222**, um ein übermäßiges Zusammendrücken der Feder **260** zu verhindern.

[0072] Ein vorzugsweise auf der äußeren röhrenförmigen Hülse **170** gelagerter Drehknopf **270** erleichtert die Einstellung der Drehposition des länglichen Teiles **150** in bezug auf das Gehäuse **130** der Klemmkoagulatorvorrichtung. Wie in **Fig. 8** gezeigt wird, umfaßt das proximale Ende des Drehknopfes **270** vorzugsweise ein Paar von länglichen gegenüberliegenden Öffnungen oder Schlitzen **272**, wobei diese mit geeigneten Arretierungsmitnehmern **274** am distalen Ende des Kupplungsmechanismus **220** in Eingriff stehen. Der Kupplungsmechanismus **220** steht normalerweise durch ein Federelement **280** unter Vorspannung, um zu erreichen, daß die Arretierungsmitnehmer **274** als Mitnehmer in die sich gegenüber-

liegenden Schlitze **272** des Drehknopfes **270** eingreifen, wie in den **Fig. 4** und **7** gezeigt wird. Das Federelement **280** ist zwischen dem Umfangsflansch **246** des Kupplungsmechanismus **220** und einer Wand des Gehäuses **130** angebracht. Vorzugsweise besteht das Federelement **280** aus einer Schraubendruckfeder. Der Kupplungsmechanismus ist derart ausgelegt, daß er eine Mitnehmerfläche (durch die Mitnehmer **274** gebildet) aufweist, die durch die zugehörigen Schlitze **272** des Knopfes **270** mitgenommen werden.

[0073] Die länglichen Schlitze **272** des Drehknopfes **270** erlauben, daß sich die Verbindungsstifte **202** durch diese erstrecken und eine Linearbewegung der Verbindungsstifte aufnehmen, wenn der Betätigungsband **200** axial relativ zum Wellenleiter **180** bewegt wird. Wenn die länglichen Schlitze **272** des Drehknopfes **270** mit den Arretierungsmitnehmern **274** des Kupplungsmechanismus **220** in Eingriff stehen, dann ermöglicht das Drehen des Drehknopfes **270**, daß das langgestreckte Teil **150**, einschließlich des Klemm-Mechanismus und des End-Manipulators **180'** und des zugehörigen Ultraschallantriebes als Einheit in eine ausgewählte oder gewünschte Winkelposition gedreht wird.

[0074] Der längliche Teil **150** der Klemmkoagulatorvorrichtung **120** kann indexiert gedreht werden, indem ein Rastmechanismus vorgesehen ist, der Bestandteil der Klemmkoagulatorvorrichtung ist. Der Drehknopf **270** enthält einen axialen Flansch **292**, der eine Rastaufnahmefläche definiert. Die Rastaufnahmefläche definiert eine Vielzahl von auf dem Umfang räumlich beabstandeter, die Raste aufnehmender Vertiefungen oder Ausnehmungen **294**, die generell auf dem Umfang des Flansches **292** des Drehknopfes **270** vorgesehen sind. In der dargestellten Ausführungsform werden acht (**8**) Vertiefungen **294** dargestellt. Es wird jedoch in Betracht gezogen, zwölf (**12**) solcher Vertiefungen **294** vorzusehen, so daß auf diese Weise eine indexierte Positionierung des länglichen Teiles **150** der Vorrichtung in 30°-Intervallen relativ zum Gehäuse **130** der Klemmkoagulatorvorrichtung erfolgt.

[0075] Eine indexierte Drehbewegung wird weiterhin dadurch erreicht, daß man wenigstens eine Raste **296** in dem Gehäuse der Klemmkoagulatorvorrichtung vorsieht. Die Raste **296** besteht vorzugsweise aus einer Kugel, die durch ein Federelement **293** (d. h. eine Schraubendruckfeder) gegen den Flansch **292** des Drehknopfes **270** zur Anlage an diesem vorgespannt ist, um so in dessen Vertiefungen einzugreifen. Die Kugel wirkt mit den radialen Vertiefungen, die durch den Drehknopf **270** definiert sind, zusammen, um einem relativen Drehmoment kleiner als ungefähr 5–20 Unzen-Zoll zu widerstehen. Entsprechend wird das langgestreckte Teil **150** der Klemmkoagulatorvorrichtung in jeder gewählten indexierten Drehposition relativ zum Gehäuse **130** gehalten, solange nicht ein Drehmoment anliegt (wie zum Beispiel durch den Drehknopf), das diesen vorher festgelegten Drehmo-

mentenpegel überschreitet.

[0076] Wenn das proximale Ende des Drehknopfes **270** mit dem distalen Ende des Kupplungsmechanismus **220** in Eingriff steht und der Drehknopf **270** gedreht wird, dann werden der End-Manipulator **180'** und der Klemmarm **190** gleichzeitig gedreht. Wenn die Antriebseinheit **50** proximal gezogen wird, um die Feder **280** zusammenzudrücken und um die Mitnehmer **274** des Kupplungsmechanismus **220** aus den länglichen Schlitzen **272** des Drehknopfes **270** zu lösen, wie in **Fig. 6** gezeigt wird, dann kann die Antriebseinheit **50** gewendet werden, um den End-Manipulator **180'** zu drehen, damit dieser eine Kante des End-Manipulators **180'** in Bezug auf den Klemmarm **190** des Klemm-Mechanismus selektiv ausrichtet. Ein Verbindungsstift **299** schließt vorzugsweise den Kupplungsmechanismus **220** an den Wellenleiter **180** an, damit diese gemeinsam relativ zum Gehäuse **130** sich drehen können.

[0077] Wenn die Antriebseinheit **50** um ungefähr einhundertachtzig (180) Grad gedreht ist, dann können die Mitnehmer **274** des Kupplungsmechanismus **220** wieder in die länglichen Schlitze **272** des Drehknopfes **270** eingreifen. Auf diese Weise kann ein Benutzer die Antriebseinheit **50** drehen, um den Wellenleiter **180** mit dem End-Manipulator **180'** (der gelegentlich als Klinge bezeichnet wird) in Bezug auf den Klemm-Mechanismus **220** zu drehen, damit die schmale Kante **191a** oder die breite Kante **191** des End-Manipulators **180''** zu der Auflage auf dem Klemm-Mechanismus ausgerichtet wird. Das gibt dem Chirurgen die Möglichkeit, unterschiedliche Gewebeeffekte zu erzeugen, indem er verschiedene Konfigurationen des End-Manipulators **180'** ausnutzt, ohne daß der End-Manipulator **180''** neu plaziert werden muß oder ohne die Klemmkoagulatorvorrichtung zu wechseln. So koaguliert zum Beispiel die breite Kante **191** des End-Manipulators **180'** stärker, als daß sie schneidet, wohingegen die schmale Fläche **191a** schneller schneidet, aber dennoch eine Koagulation des Gewebes bewirkt. Selbstverständlich kann der End-Manipulator **180'** jede geeignete Zahl von Kanten aufweisen, um Gewebe zu schneiden oder zu koagulieren (d. h. der End-Manipulator hat drei Kanten um 120 Grad zueinander versetzt, vier Kanten um 90 Grad zueinander versetzt etc.). Weiterhin kann der End-Manipulator **180'** jede geeignete Oberflächenbehandlung erfahren, die im Stand der Technik bekannt ist. Nachdem der Kupplungsmechanismus mit dem Drehknopf **270** wieder im Eingriff ist, können der Klemm-Mechanismus der Vorrichtung, der Wellenleiter (einschließlich dem End-Manipulator **180'**) und die zugehörige Ultraschall-Antriebseinheit **50** in Bezug auf das Gehäuse **130** als Einheit gedreht werden. Ein solches Drehen ist vor dem Bewegen des Betätigungshebels **222** möglich, da die Sperrelemente **242** und **248** aus den Kerben **244** (des Kupplungsmechanismus **220**) bzw. den Kerben **250** (des Flansches **252**) gelöst sind. Die Kerben **244** und **250** sind zu den Rastvertiefungen **294** ausgerichtet und stim-

men mit diesen in der Anzahl überein, so daß die Sperrelemente **242** und **248** sich in den Kerben **244** bzw. **250** in jeder indexierten Position des Klemm-Mechanismus und des Wellenleiters befinden.

[0078] Es wird jetzt auf die **Fig. 9** und **10** Bezug genommen. Darin wird eine weitere Ausführungsform des chirurgischen Systems **400** dargestellt. Das chirurgische System **400** entspricht in vieler Hinsicht in Konstruktion und Funktion dem vorher beschriebenen chirurgischen System von **Fig. 1**. Die Komponenten des chirurgischen Systems **400**, die im allgemeinen den Komponenten des chirurgischen Systems **100** von **Fig. 1** entsprechen, werden mit den vierhunderter Zahlen bezeichnet. In dieser alternativen Ausführungsform sind die Arretierungsmitnehmer **472** auf einem Drehknopf **470** vorgesehen, wohingegen die Schlitze **474** zur Aufnahme der Mitnehmer **472** sich auf einem hin- und herbeweglichen Kupplungsmechanismus **420** befinden. Damit ist die mitgenommene Fläche des Kupplungsmechanismus durch Schlitze **494** realisiert.

[0079] Wie in **Fig. 10** gezeigt wird, weist der Drehknopf **470** in **Fig. 10** der Klemmkoagulatorvorrichtung Arretierungsmitnehmer **472** auf, die sich mit den sich gegenüberliegenden Schlitzen **474** des Kupplungsmechanismus **420** verbinden. Wenn die Antriebseinheit gedreht wird, dann dreht sich das langgestreckte Teil und bewirkt, daß sich der End-Manipulator und der Klemmarm zusammen drehen. Wenn die Antriebseinheit rückwärts bewegt wird, dann gleitet der Kupplungsmechanismus **420** rückwärts, wobei er das Federelement **480** zusammendrückt und die Verbindung zwischen den sich gegenüberliegenden Schlitzen **474** mit den Mitnehmern **472** des Knopfes **470** löst. Auf diese Weise kann eine ausgewählte Kante des End-Manipulators in eine gewünschte Arbeitsstellung in Bezug auf den Klemm-Mechanismus gedreht werden.

[0080] Es wird jetzt auf die **Fig. 1** bis **4** Bezug genommen. Die Funktionsweise des chirurgischen Systems wird im folgenden beschrieben. Wenn der Arzt soweit ist, die Klemmkoagulatorvorrichtung **120** einzusetzen, dann befestigt er einfach die Klemmkoagulatorvorrichtung **120** an der Antriebseinheit **50**. Um die Klemmkoagulatorvorrichtung und die Ultraschall-antriebseinheit **50** so miteinander zu verbinden, daß sie den Ultraschall übertragen, ist der proximale Teil der äußeren röhrenförmigen Hülse **160** vorzugsweise mit einem Paar von Schraubenschlüssel-Abflachungen (nicht dargestellt) versehen. Durch einen Drehmomentschlüssel oder dergleichen können die Schraubenschlüssel-Abflachungen mit einem Drehmoment beaufschlagt werden, wodurch der Wellenleiter **180** mit der Halterungsvorrichtung der Ultraschallantriebseinheit **50** verbunden werden kann.

[0081] Der Chirurg kann dann den Drehknopf **270** drehen, um den End-Manipulator **180''** und den Klemm-Mechanismus in einer gewünschten Winkelposition zu justieren. Die Ultraschall-Antriebseinheit

sowie das langgestreckte Teil **150** können auf diese Weise als Einheit relativ zu dem Gehäuse der Vorrichtung durch entsprechende Betätigung des Drehknopfes **270** gedreht werden. Indem der Knopf **270** gedreht wird, gleitet die Kugel des Rastmechanismus über die Vertiefungen des Flansches des Drehknopfes **270** in die angrenzenden Vertiefungen. Im Ergebnis kann der Chirurg den Klemm-Mechanismus und den End-Manipulator in einer gewünschten Ausrichtung positionieren und in dieser Position halten.

[0082] Nachdem die Klemmkoagulatorvorrichtung **120** an die Antriebseinheit **50** angebracht worden ist, kann der Chirurg den End-Manipulator **180'** in Bezug auf den Klemm-Mechanismus drehen, um eine gewünschte Kante des End-Manipulators gegenüber der Klemmauflage des Klemmmarmes zu positionieren. Wenn der Klemmarm in der offenen Position ist, kann der Chirurg die Antriebseinheit **50** zurückziehen, um das Federelement **280** zusammenzudrücken und die Mitnehmer **274** des Kupplungsmechanismus **220** aus den Schlitzen **272** des Drehknopfes **270** zu lösen. Der Chirurg kann dann die Antriebseinheit **50** relativ zum Gehäuse **130** der Klemmkoagulatorvorrichtung drehen, bis die Mitnehmer **274** zurück in die Schlitze **272** durch die Federelemente **280** gelenkt werden, und damit eine ausgewählte Schneidkante so positionieren, daß sie mit dem Klemmarm zusammenwirkt.

[0083] Der Chirurg kann dann das chirurgische Instrument an die Eingriffsstelle bewegen. Der End-Manipulator **180'** kann dann in eine Inzision oder in eine Öffnung im Körper des Patienten eingeführt werden, um Ultraschallenergie in ein ausgewähltes Gewebe einzubringen.

[0084] Der Klemmarm kann dadurch betrieben werden, indem der Betätigungshebel **222** bewegt wird. Wenn der Betätigungshebel **222** gegen den Fingergriff bewegt wird, gleitet der Betätigungsbund **200** gegen das Griffteil, um das Betätigungselement **170** rückwärts zu bewegen, dadurch wird der Klemm-Mechanismus in die geschlossene Position geschwenkt. Die Bewegung des Betätigungshebels **222** in die entgegengesetzte Richtung bewegt den Betätigungsbund **200** so, daß bewirkt wird, daß das Betätigungselement in die entgegengesetzte Richtung, d. h. vorwärts gleitet und so den Klemm-Mechanismus in die geöffnete Position schwenkt. Der Klemm-Mechanismus kann in Bezug auf das Gehäuse gedreht werden und der End-Manipulator kann, wie vom Chirurgen gewünscht, in Bezug auf den Klemm-Mechanismus gedreht werden.

[0085] Damit ist die vorliegende chirurgische Klemmkoagulatorvorrichtung für eine hocheffiziente und vielseitige Benutzung ausgeführt, wobei die Konstruktion ausreichend unkompliziert und sparsam in der Konfiguration ist, um eine Benutzung an nur einem einzigen Patienten zu ermöglichen. Die Komponenten der Vorrichtung können aus Material gefertigt werden, das für chirurgische Anwendungen geeignet ist. Durch die Rasteinrichtung, die durch das Zusam-

menwirken mit dem Drehknopf gegeben ist, wird die selektive Winkleinstellung des langgestreckten Teiles der Vorrichtung und der zugehörigen Ultraschallantriebsseinheit in Bezug auf das Gehäuse **130** der Vorrichtung ohne weiteres bewirkt. Die Rasteinrichtung setzt der Drehbewegung der Ultraschallantriebsseinheit und der zugehörigen Kabeleinheit in Bezug auf das Gehäuse **130** einen Widerstand entgegen, wobei der Widerstand gegen die Drehbewegung durch das Beaufschlagen mit einem ausreichenden Drehmoment über den Drehknopf **216** ohne weiteres und in bequemer Weise überwunden werden kann.

[0086] Der Kupplungsmechanismus ermöglicht das Drehen des End-Manipulators in Bezug auf den Klemmarm, um die gewünschte Kante des End-Manipulators zu der Klemmauflage auszurichten, wobei danach der Klemm-Mechanismus, der Ultraschall-Wellenleiter und die Ultraschall-Antriebseinheit in indexierter Art und Weise in Bezug auf das Gehäuse der Vorrichtung selektiv drehbar positioniert werden kann. Die scherenartige Funktionsweise, die durch den schwenkbaren Betätigungshebel und das mit diesem zusammenwirkende Griffteil gegeben ist, erleichtert eine bequeme und effiziente Handhabung und Positionierung der Vorrichtung und der Tätigkeit des Klemm-Mechanismus am distalen Teil der Vorrichtung, wodurch Gewebe in effizienter Weise gegen den End-Manipulator gepreßt wird.

[0087] Das chirurgische System kann zum Koagulieren und zum Schneiden von Gewebe eingesetzt werden, wenn Ultraschallenergie zugeführt wird, es kann, ohne Beaufschlagung mit Ultraschallenergie, Gewebe greifen, es kann bei geöffneter Klemmeinheit und nicht geklemmtem Gewebe koagulieren/schneiden, Gewebe prüfen oder manipulieren ohne Ultraschallenergie und Gewebe bei geschlossenem Klemm-Mechanismus sezieren.

[0088] Aus dem Vorgenannten wird ersichtlich, daß zahlreiche Modifikationen und Veränderungen erzielt werden können, ohne vom Umfang der vorliegenden Ansprüche abzuweichen. Es ist selbstverständlich, daß eine Einschränkung in Bezug auf die hier dargestellte spezifische Ausführungsform nicht beabsichtigt ist, noch sollte eine solche daraus abgeleitet werden. Die Offenbarung beabsichtigt, durch die beigefügten Ansprüche alle derartigen Modifikationen, wie sie im Umfang der Ansprüche liegen, zu erfassen.

Patentansprüche

1. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung umfassend:
ein Gehäuse (**130**);
eine an das Gehäuse (**130**) gekoppelte Außenhülse (**150**), die an ihrem distalen Ende einen Klemmarm (**190**) aufweist;
ein linear bewegbares Betätigungselement (**170**) in der Außenhülse (**150**) zum Schwenken des Klemmmarmes (**190**);
einen in der Außenhülse (**150**) angeordneten Ultra-

schall-Wellenleiter (180) mit einem End-Manipulator (180'), **dadurch gekennzeichnet**, daß die Außenhülse (150) drehbar an das Gehäuse (130) gekoppelt ist, und dadurch, daß die Vorrichtung umfaßt: einen mit dem Wellenleiter (180) gekoppelten Kupplungsmechanismus (220) mit einer ersten Drehposition derart, daß die Drehung des Kupplungsmechanismus (220) eine Drehung der Außenhülse (150) und des End-Manipulators (180') relativ zum Gehäuse (130), und einer zweiten Drehposition derart, daß die Drehung des Kupplungsmechanismus (220) eine Drehung des End-Manipulators (180') relativ zur Außenhülse (150) bewirkt.

2. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher der Klemmarm (190) durch einen mit dem Gehäuse (130) gekoppelten Betätigungshebel (222) betätigbar ist.

3. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, welche weiterhin einen an der Außenhülse (160) montierten Drehknopf (270) aufweist, um die Drehung der Außenhülse (160) in Bezug auf das Gehäuse (130) zu bewirken.

4. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach Anspruch 3, bei welcher der Kupplungsmechanismus (220) ein distales Ende hat, welches zusammenwirkend in den Drehknopf (270) eingreift, so daß eine Drehbewegung des Drehknopfes (270) eine Drehbewegung des Kupplungsmechanismus (220), des Wellenleiters (180) und des Klemmarmes (190) relativ zum Gehäuse (130) veranlaßt, und der Kupplungsmechanismus (220) aus dem Eingriff im Drehknopf (270) herausbewegbar ist, so daß eine Drehung des Kupplungsmechanismus (270) den End-Manipulator (180') in Bezug auf den Klemmarm (190) dreht.

5. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach Anspruch 4, bei welcher der Kupplungsmechanismus (220) eine angetriebene, gegen den Drehknopf (270) vorgespannte Fläche aufweist und und linear bewegbar ist, um die angetriebene Fläche beim Drehknopf (270) außer Eingriff zu bringen.

6. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der bisherigen Ansprüche, welche weiterhin ein Innen-Betätigungselement (170) umfaßt, das linear bewegbar in der Außenhülse (160) angeordnet ist, um sich zusammen mit dieser in Bezug auf das Gehäuse (130) zu drehen und das funktionell mit dem Klemmarm (190) verbunden ist.

7. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach Anspruch 6, welche weiterhin eine Betätigungsmuffe (200) umfaßt, welche den Betätigungshebel (222) und das Betätigungselement (170) verbindet, so daß eine Schwenkbewegung des Betätigungshebels (222) das Betätigungselement (170) linear bewegt, um den Klemmarm (190) in Bezug auf den

End-Manipulator (180') zu schwenken.

8. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der bisherigen Ansprüche, welche weiterhin einen Rastmechanismus (296) aufweist, um die Drehbewegung der Außenhülse (160) in Bezug auf das Gehäuse (130) schrittweise auszuführen.

9. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach Anspruch 8, bei welcher der Rastmechanismus aus einer Kugel besteht, welche durch eine Feder (293) gegen eine Rastfläche (292) der Vorrichtung vorgespannt ist.

10. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach Anspruch 9, bei welcher die Rastfläche (292) eine Vielzahl von Rastvertiefungen definiert und die Vorrichtung ein Sperrelement (242) aufweist, das in einer Kerbe (244) aus einer Vielzahl solcher Kerben (244) positionierbar ist, wobei diese Kerben (244) den Vertiefungen in der Anzahl entsprechen und zu diesen ausgerichtet sind.

11. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 10, bei welcher die Betätigungsmuffe (200) ein Paar umlaufender Flansche (252) aufweist, die einen umlaufenden Schlitz begrenzen.

12. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach Anspruch 11, bei welcher der Betätigungshebel (222) eine Antriebsnase (232) aufweist, die mit dem umlaufenden Schlitz zusammenwirkt, um die Betätigungsmuffe (200) linear zu bewegen.

13. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 12, bei welcher der Betätigungshebel (222) mindestens ein Sperrelement (242) aufweist und das Sperrelement (242) entweder mit dem Kupplungsmechanismus (220) oder mit der Betätigungsmuffe (200) zusammenwirkt, um eine Bewegung des Wellenleiters (180) zu verhindern, wenn sich der Klemmarm (190) in einer geschlossenen Position befindet.

14. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 13, welche weiterhin mindestens einen Verbindungsstift (202) aufweist, um die Betätigungsmuffe (200) mit dem Betätigungselement (170) zu koppeln.

15. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 14, bei welcher der Drehknopf (270) mindestens einen Schlitz (272) aufweist, welcher derart gestaltet ist, daß er mit mindestens einer Rastflansch (274) des Kupplungsmechanismus (220) zusammenwirken kann.

16. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 15, welche weiter-

hin ein Federelement **(280)** aufweist, um den Kupplungsmechanismus **(220)** gegen das Ende des Drehknopfes **(270)** vorzuspannen.

dem End-Manipulator **(180')** einzuklemmen.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

17. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 16, bei welcher der Kupplungsmechanismus **(220)** durch eine Kraft vom Drehknopf **(270)** gelöst wird, die auf das Kupplungselement in der Ausbreitungsrichtung der Ultraschallschwingung einwirkt.

18. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 17, bei welcher entweder der Kupplungsmechanismus **(220)** oder der Drehknopf **(270)** einen Mitnehmer **(274)** und das jeweils andere Teil eine Öffnung zur Aufnahme des Mitnehmers **(274)** aufweisen.

19. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der bisherigen Ansprüche, welche weiterhin einen Verbindungsstift zur Kopplung des Kupplungsmechanismus **(220)** mit dem Wellenleiter **(180)** aufweist.

20. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der bisherigen Ansprüche, welche weiterhin eine an das Gehäuse **(130)** gekoppelte Ultraschall-Antriebseinheit **(50)** umfaßt, um eine Longitudinalschwingung des End-Manipulators **(180')** zu bewirken.

21. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach Anspruch 20, bei welcher der Kupplungsmechanismus **(220)** beweglich ist, um ihn beim Drehknopf **(270)** außer Eingriff zu bringen, wenn die Antriebseinheit **(50)** in proximaler Richtung bewegt wird, so daß die Drehung der Antriebseinheit **(50)** den Kupplungsmechanismus **(220)** dreht, um den Wellenleiter **(180)** relativ zum Klemmarm **(190)** zu drehen.

22. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der bisherigen Ansprüche, bei welcher weiterhin der End-Manipulator **(180')** mindestens zwei im Abstand voneinander rund um seine Achse verlaufende Umlaufkanten aufweist, wobei diese Achse im allgemeinen parallel zur Längsachse des Ultraschall-Wellenleiters **(180)** verläuft.

23. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der bisherigen Ansprüche, bei welcher sich weiterhin der End-Manipulator **(180')** vom distalen Ende der Außenhülse **(160)** aus in distaler Richtung erstreckt.

24. Chirurgische Ultraschall-Klemmvorrichtung nach einem der bisherigen Ansprüche, bei welcher der Klemmarm **(190)** schwenkbar am distalen Ende der Außenhülse **(160)** angebracht ist, um ihn in bezug auf den End-Manipulator **(180')** zu schwenken und Gewebe zwischen dem Klemmarm **(190)** und

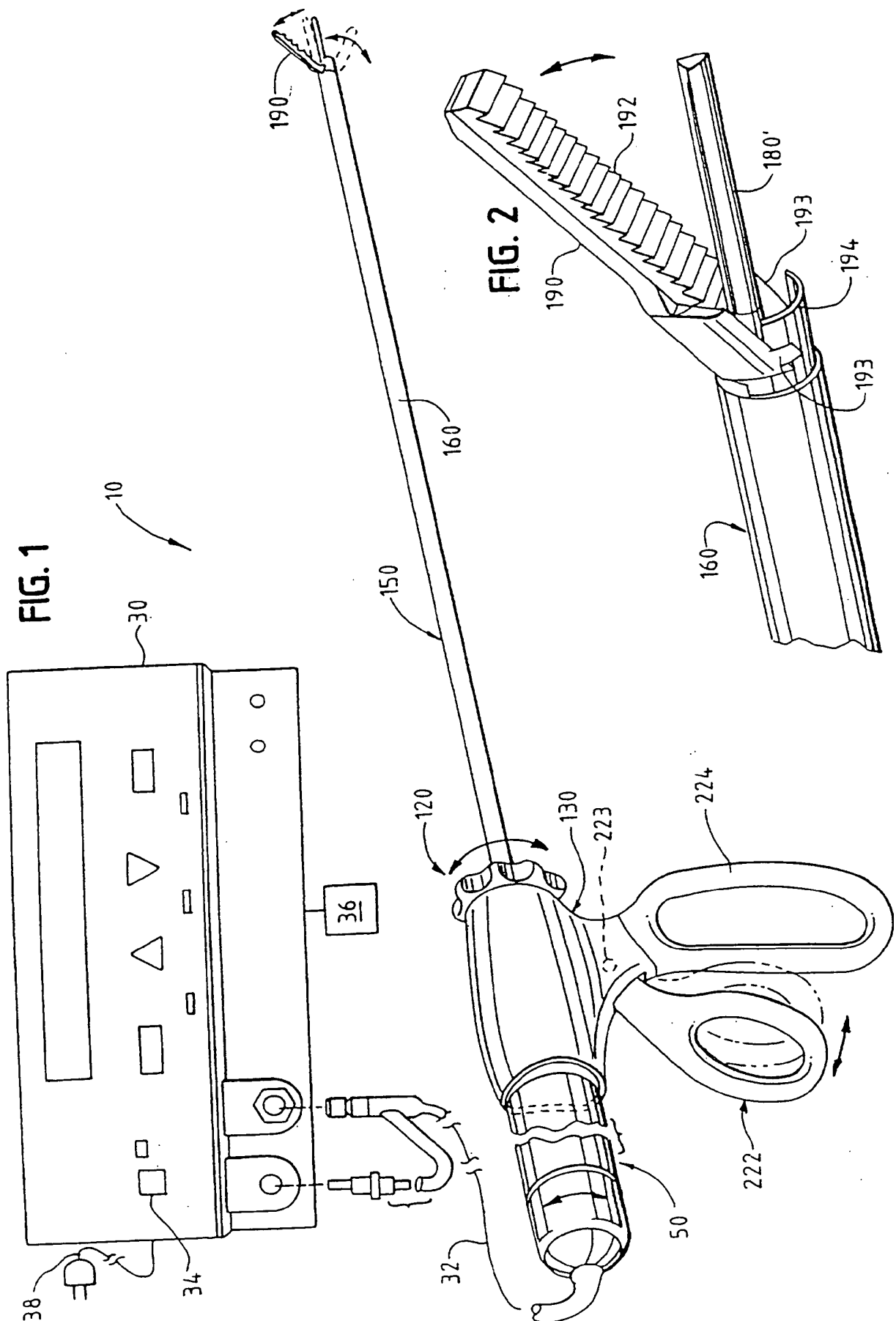
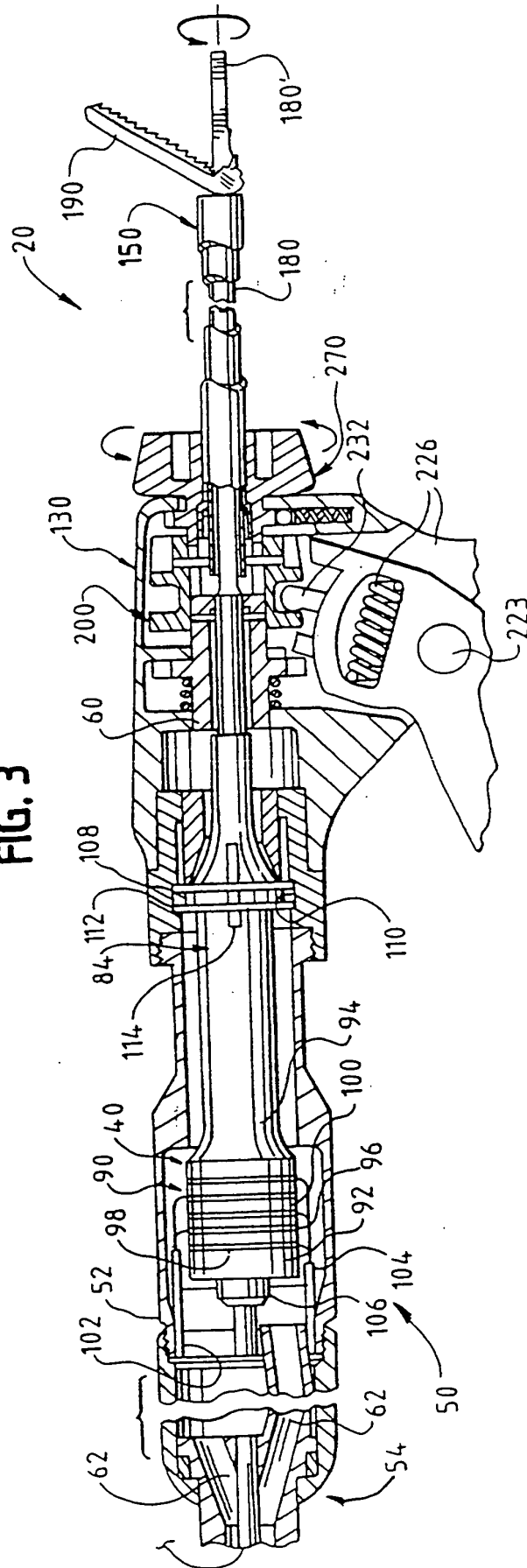
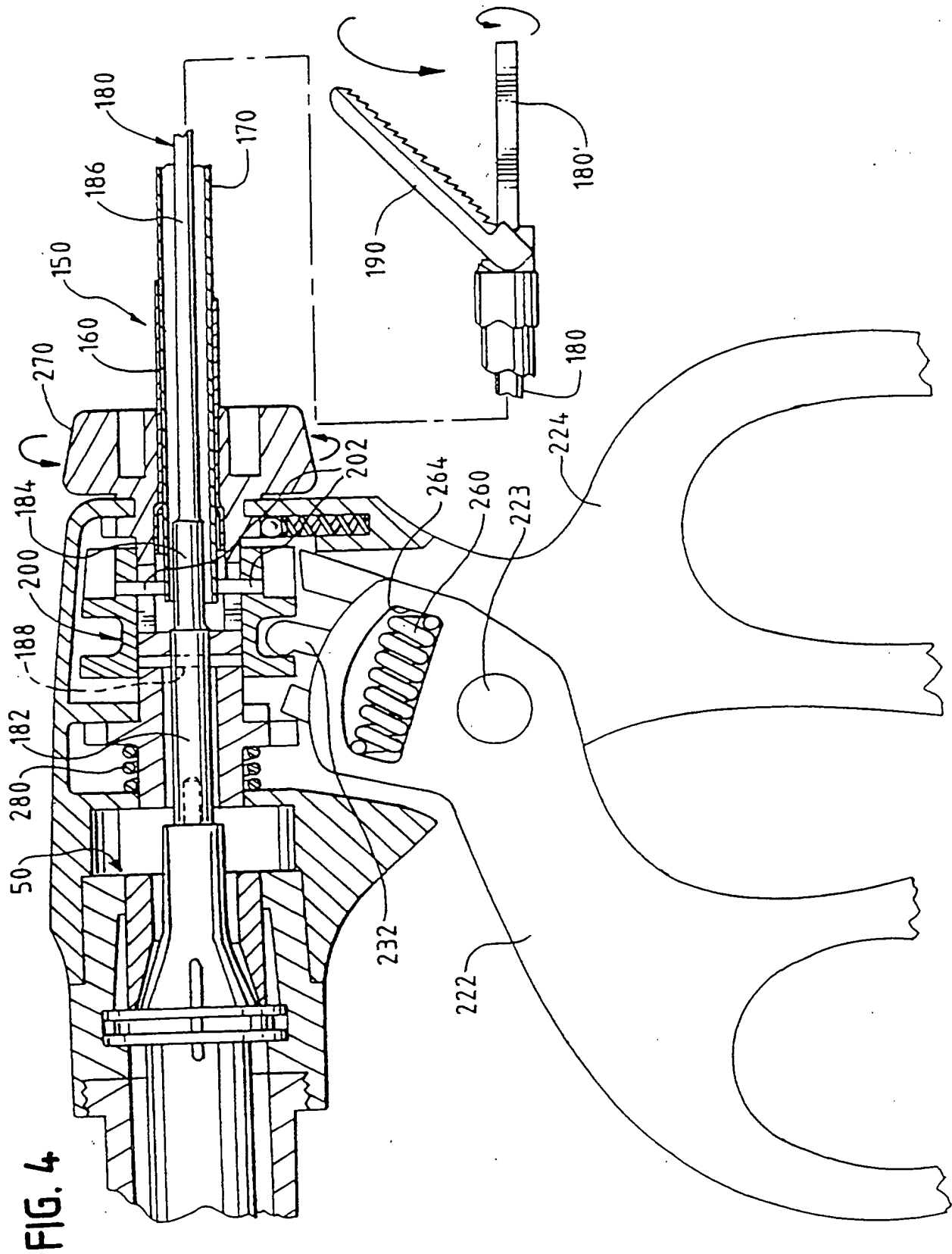


FIG. 3





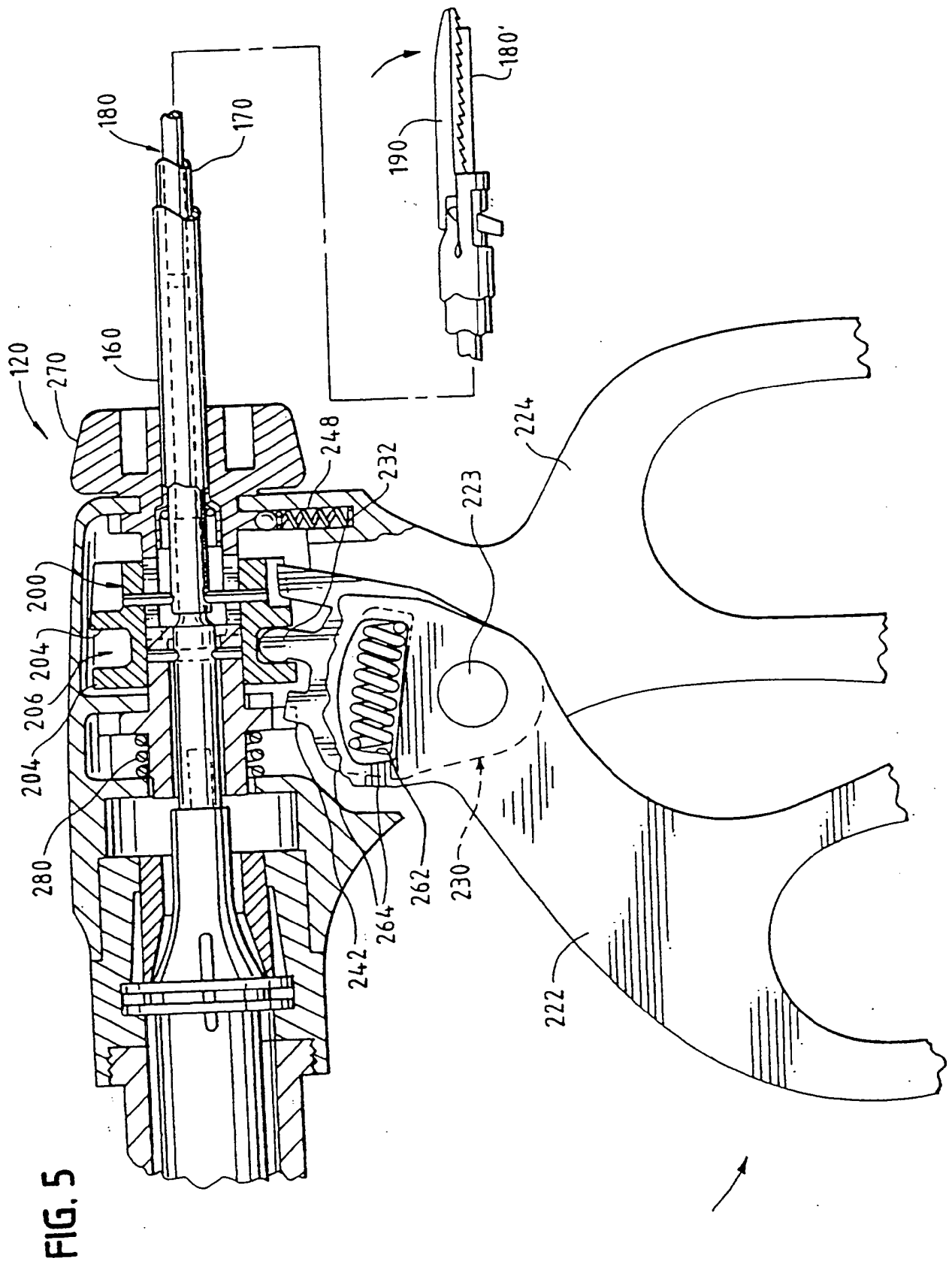


FIG. 6

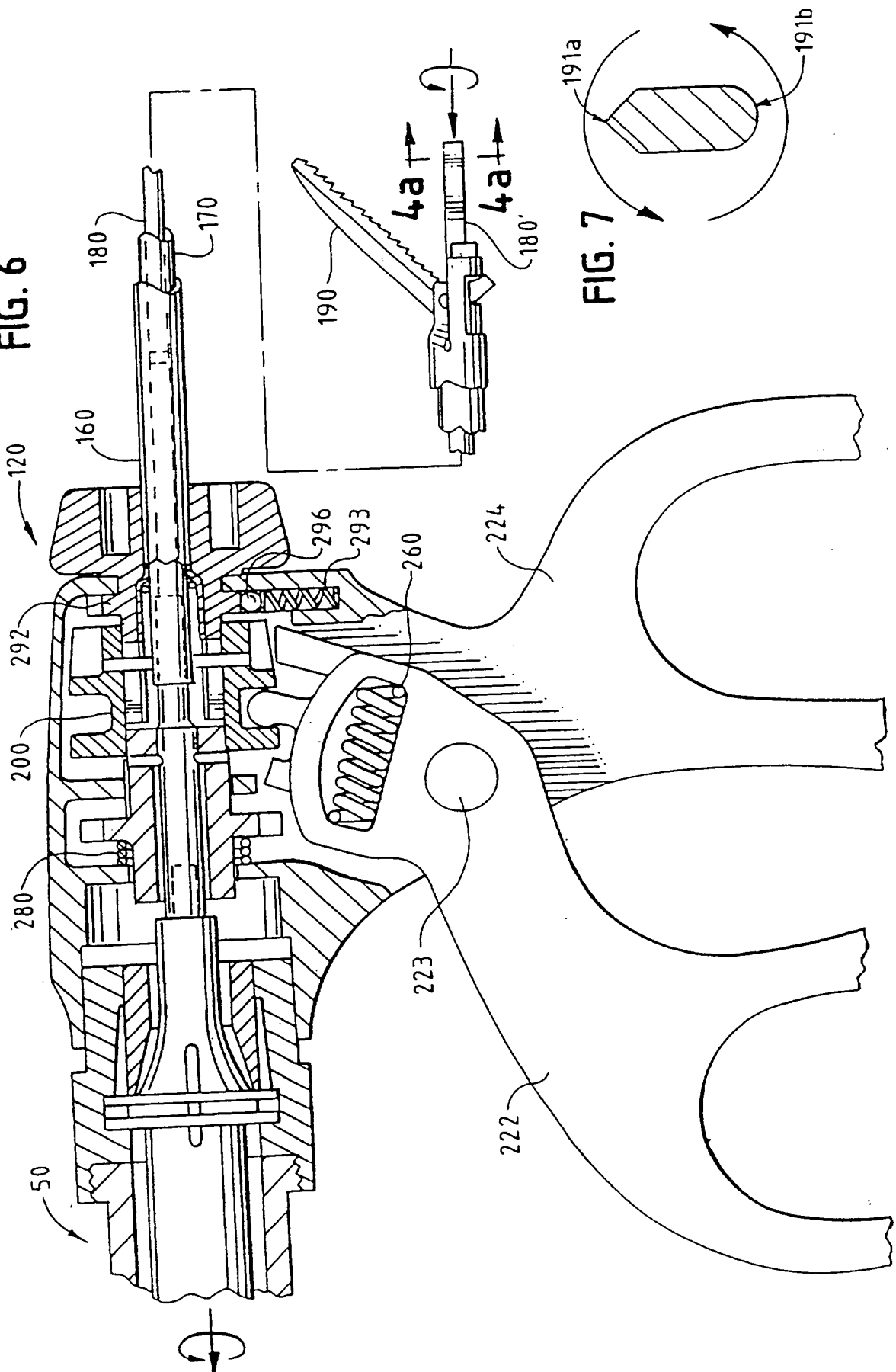


FIG. 7

