



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

(10) **DE 10 2004 055 671 B4 2010.01.07**

(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 055 671.7**  
 (22) Anmeldetag: **18.11.2004**  
 (43) Offenlegungstag: **23.02.2006**  
 (45) Veröffentlichungstag  
 der Patenterteilung: **07.01.2010**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 18/14 (2006.01)**

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(66) Innere Priorität:  
**10 2004 039 052.5 11.08.2004**

(73) Patentinhaber:  
**Erbe Elektromedizin GmbH, 72072 Tübingen, DE**

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

(72) Erfinder:  
**Hafner, Dieter, 72072 Tübingen, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
 gezogene Druckschriften:

<b>US</b>	<b>2004/00 06 340</b>	<b>A1</b>
<b>US</b>	<b>2003/01 09 876</b>	<b>A1</b>
<b>US</b>	<b>62 73 887</b>	<b>B1</b>
<b>US</b>	<b>58 91 142</b>	
<b>US</b>	<b>54 43 463</b>	
<b>WO</b>	<b>97/17 033</b>	<b>A2</b>

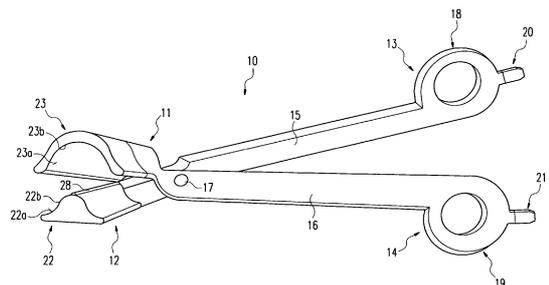
(54) Bezeichnung: **Elektrochirurgisches Instrument**

(57) Hauptanspruch: Elektrochirurgisches Instrument mit

- zwei gelenkig miteinander verbundenen Branchen (15, 16), die entsprechend einem Schneid- oder Klemmwerkzeug betätigbar sind,
- einander gegenüberliegenden Elektrodenteilen (22, 23) mit Koagulationsflächen (22a, 23a) an distalen Enden (11, 12) der Branchen (15, 16) zum Fassen von einem Gefäß oder Gewebe (40) und zum Durchleiten eines Koagulationsstromes durch das Gefäß oder Gewebe (40) zu dessen Koagulation,
- Stromzuführungseinrichtungen (20, 21) zum Zuführen des Koagulationsstromes zu den Elektrodenteilen (22, 23) von einem HF-Generator,

wobei

mindestens ein Elektrodenteil (22, 23) mindestens einen Durchlassbereich (22d, 23d) für ein Schneidinstrument (30) zum Durchführen eines Schneidvorgangs aufweist, so dass mindestens ein Abschnitt des Durchlassbereichs (22d, 23d) als Führungsspalt (24) für das Schneidinstrument (30) vorgesehen und dieses an dem eingeklemmten Gewebe (40) ansetzbar ist und wobei eine der Koagulationsflächen (22a) mindestens in einem ersten mittleren Abschnitt konvex, die ihr gegenüberliegende Koagulationsfläche (23a) mindestens in einem zweiten mittleren...



**Beschreibung**

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein elektrochirurgisches Instrument nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1.

**[0002]** Elektrochirurgische Instrumente werden seit vielen Jahren in der Hochfrequenz-Chirurgie eingesetzt, um biologisches Gewebe insbesondere zu koagulieren, aber auch zu schneiden. Bei einer Koagulation wird ein hochfrequenter Strom durch das zu behandelnde Gewebe geleitet, so dass sich dieses aufgrund Eiweißkoagulation und Dehydratation verändert. Das Gewebe zieht sich dabei derart zusammen, dass die Gefäße verschlossen und Blutungen gestillt werden. Nach erfolgter Koagulation ist das Gewebe beispielsweise mittels eines mechanisch arbeitenden Schneidinstrumentes durchtrennbar.

**[0003]** Elektrochirurgische Vorgänge sind sowohl monopolar als auch bipolar durchführbar. Bei der monopolaren Technik weist das elektrochirurgische Instrument nur eine einzige Stromzuführung auf, das zu behandelnde Gewebe (bzw. ein Patient) ist demgemäß auf das andere Potential zu legen. Immer mehr an Bedeutung gewinnen jedoch bipolare Instrumente, die mit zwei voneinander elektrisch isolierten Abschnitten ausgebildet sind. Der Stromweg zwischen den Elektrodenanteilen ist damit kalkulierbar und verläuft nicht weite Strecken durch den Körper des Patienten. Damit reduziert sich die Beeinflussung von beispielsweise Herzschrittmachern oder sonstigen Geräten, die während der Operation an dem Patienten angeschlossen sind.

**[0004]** Bipolare Koagulationsinstrumente weisen im Wesentlichen zwei gelenkig miteinander verbundene Branchen auf, an deren proximalen Enden Griffeinrichtungen zur Handhabung der Branchen vorgesehen sind. An distalen Enden der Branchen befinden sich Elektrodenanteile mit Koagulationsflächen zum Fassen von Gewebe und zum Durchleiten des Koagulationsstromes durch das Gewebe. Der von einem HF-Generator gelieferte HF-Strom wird dazu über Stromzuführungseinrichtungen zu den Elektrodenanteilen des bipolaren Instruments geleitet.

**[0005]** Problematisch bei herkömmlichen elektrochirurgischen Instrumenten ist es jedoch, dass das einmal zwischen den Elektrodenanteilen gefasste Gewebe leicht abgleitet bzw. abrutscht. Dies ist insbesondere dann mit Komplikationen verbunden, wenn das Operationsgebiet für den Chirurgen schlecht einsehbar ist, z. B. bei endoskopischen Eingriffen oder bei stark blutenden Gewebeabschnitten, und ein erneutes Aufgreifen des Gewebes Schwierigkeiten bereitet.

**[0006]** Insofern werden handelsübliche Instrumente häufig mit strukturierten Elektrodenanteilen, d. h. mit

strukturierten Koagulationsflächen ausgebildet, um das Gewebe sicher zwischen den Koagulationsflächen der Elektrodenanteile zu arretieren. Die Elektrodenanteile weisen dazu beispielsweise wellenförmige Koagulationsflächen auf.

**[0007]** US 5,443,463 zeigt ein elektrochirurgisches Instrument mit zwei gelenkig miteinander verbundenen Branchen, die entsprechend einem Klemmwerkzeug betätigbar sind. An den Branchen sind sich gegenüberliegende Elektrodenanteile mit Koagulationsflächen zum Fassen von einem Gefäß oder Gewebe und zum Durchleiten eines Koagulationsstromes durch das Gefäß oder Gewebe zu dessen Koagulation angeordnet. Die Elektrodenanteile stehen dabei vorsprungartig aus den Branchen hervor. Zudem umfasst wenigstens ein Elektrodenanteil wenigstens einen Durchlassbereich für ein Schneidinstrument zum Durchführen eines Schneidvorganges.

**[0008]** Trotz der hier hervorstehend ausgebildeten Elektrodenanteile hat sich jedoch gezeigt, dass ein sicheres Fassen zu behandelnder Gefäße oder Gewebe nicht immer möglich ist.

**[0009]** Die Strukturierung der Koagulationsflächen ist zudem mit vielen Nachteilen verbunden. Bereits die Herstellung derartiger Koagulationsflächen bedarf eines hohen Fertigungsaufwandes. Zudem fördert die Strukturierung ein Anhaften von Gewebe an den Flächen während des Eingriffs, so dass auch ein Wiederaufbereiten nur mit hohem Aufwand durchführbar ist. Die komplizierte Geometrie erschwert außerdem ein Nacharbeiten der Koagulationsflächen.

**[0010]** Auch die US 2004/0006340 A1 zeigt ein bipolares elektrochirurgisches Instrument mit zwei gelenkig miteinander verbundenen Branchen, die als Schneidwerkzeug betätigbar sind. An den Branchen befinden sich zwei gegenüberliegende Elektrodenanteile, die über Stromzuführungseinrichtungen einen HF-Strom zugeführt bekommen und dazu dienen, das Gewebe zu koagulieren. Ein Elektrodenanteil ist hierbei konvex, das andere Elektrodenanteil konkav gekrümmt, wobei beide Elektrodenanteile denselben Krümmungsradius aufweisen. Auch hier hat sich jedoch gezeigt, dass keine zufriedenstellende Arretierung des gefassten Gewebes gewährleistet ist.

**[0011]** Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein elektrochirurgisches Instrument zum Koagulieren der eingangs genannten Art dahin gehend weiterzubilden, dass ein zu behandelndes Gefäß oder Gewebe sicher zwischen Elektrodenanteilen arretierbar und dabei das Instrument, insbesondere Koagulationsflächen des Instruments, einfach herstellbar und wiederaufbereitbar sind.

**[0012]** Diese Aufgabe wird durch ein elektrochirurgisches Instrument nach Patentanspruch 1 gelöst.

**[0013]** Insbesondere wird die Aufgabe durch ein elektrochirurgisches Instrument gelöst, das zwei gelenkig miteinander verbundene Branchen umfasst, die entsprechend einem Schneid- oder Klemmwerkzeug betätigbar sind. Ferner umfasst das Instrument einander gegenüberliegende Elektrodenteile mit Koagulationsflächen an distalen Enden der Branchen zum Fassen von einem Gefäß oder Gewebe und zum Durchleiten eines Koagulationsstromes durch das Gefäß oder Gewebe zu dessen Koagulation, sowie Stromzuführungseinrichtungen zum Zuführen des Koagulationsstromes zu den Elektrodenteilen von einem HF-Generator.

**[0014]** Mindestens ein Elektrodenteil weist mindestens einen Durchlassbereich für ein Schneidinstrument zum Durchführen eines Schneidvorgangs auf, so dass mindestens ein Abschnitt des Durchlassbereichs als Führungsspalt für das Schneidinstrument vorgesehen und dieses an dem eingeklemmten Gewebe ansetzbar ist. Der Führungsspalt ermöglicht einen präzisen Schnitt an dem Gewebe, insbesondere bei mechanisch zu bedienenden Schneidinstrumenten.

**[0015]** Eine der Koagulationsflächen ist mindestens in einem ersten mittleren Abschnitt konvex, die ihr gegenüberliegende Koagulationsfläche ist mindestens in einem zweiten mittleren Abschnitt konkav gekrümmt, wobei ein Krümmungsradius der konkav gekrümmten Koagulationsfläche mindestens in dem zweiten mittleren Abschnitt größer ist als ein Krümmungsradius der konvex gekrümmten Koagulationsfläche in dem ersten mittleren Abschnitt und wobei die Krümmungen um Längsachsen der distalen Enden derart verlaufen, dass das zwischen den distalen Enden gehaltene und senkrecht zu den Längsachsen verlaufende Gefäß oder Gewebe mit zu dem ersten und zweiten mittleren Abschnitt hin steigender Pressung gehalten wird.

**[0016]** Die Begriffe „konvex“ und „konkav“ sind in diesem Zusammenhang nicht nur als im Bogen gerundet zu verstehen. Vielmehr ist mit den Termini jede Art von Erhabenheit bzw. Einbuchtung zu verstehen, also z. B. auch eine dachförmige Erhabenheit und dementsprechend eine V-förmige Einbuchtung.

**[0017]** Ein wesentlicher Punkt der Erfindung liegt darin, dass durch die unterschiedlich gekrümmte Ausgestaltung der Koagulationsflächen eine Berührung der Koagulationsflächen mathematisch betrachtet nur an deren Scheitellinien erfolgen kann. Das heißt, zwischen den Koagulationsflächen ist ein Bereich maximaler Nähe ausgebildet, der sich symmetrisch um die Scheitellinien der Koagulationsflächen erstreckt. In diesem Bereich wird das Gewebe bei zusammengeführten Branchen aufgrund der erhöhten Pressung gegenüber übrigen Koagulationsbereichen besonders stark zusammengedrückt und damit si-

cher zwischen den Elektrodenteilen arretiert.

**[0018]** Vorteilhafterweise sind die oben beschriebenen Probleme bei herkömmlichen elektrochirurgischen Instrumenten mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung beseitigt, da die einfache, glatte Geometrie einfach herstellbar ist, einem Anhaften von Gewebe während des Eingriffs entgegenwirkt und leicht wiederaufbereitet und nachbearbeitet werden kann. Zudem wird an den Bereichen hoher Pressung, also hohen Drucks, bedingt durch die hohe Klemmkraft ein sicheres Verschließen des Gefäßes oder Gewebes erreicht.

**[0019]** In einer ersten vorteilhaften Ausführungsform ist an mindestens einer der Koagulationsflächen im mittleren Abschnitt ein Isolationsabschnitt ausgebildet, so dass ein direkter elektrischer Kontakt zwischen den Koagulationsflächen vermeidbar ist. Aufgrund wärmeleitender Eigenschaften des Isolationsabschnittes wird auch an diesem eine Koagulation des Gewebes gewährleistet.

**[0020]** In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist der Isolationsabschnitt derart an der mindestens einen Koagulationsfläche ausgebildet, dass er über diese hervorsteht. In diesem Falle dient der Isolationsabschnitt nicht nur der Isolation, sondern auch dazu, das zu behandelnde Gewebe mehrfach zu knicken und so eine verbesserte Arretierung des Gewebes zwischen den distalen Enden des elektrochirurgischen Instruments zu erreichen. Zudem wird die Pressung an dem Isolationsabschnitt weiter erhöht.

**[0021]** Vorzugsweise ist der Isolationsabschnitt aus mehreren Teilabschnitten ausgebildet. Dies ermöglicht eine besonders sichere Arretierung des Gewebes zwischen den Elektrodenteilen, weil das Gewebe mehrfach an Kanten der Teilabschnitte des Isolationsabschnittes geknickt wird.

**[0022]** In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist der Isolationsabschnitt derart an der mindestens einen Koagulationsfläche ausgebildet, dass er sich durchgängig entlang einer Scheitellinie der Koagulationsfläche erstreckt und im Wesentlichen bündig mit dieser abschließt. Dies ist deshalb möglich, weil der Isolationsabschnitt an dem jeweiligen mittleren Abschnitt der entsprechenden Koagulationsfläche vorzusehen ist und so bei einem Zusammenführen der Branchen die gegenüberliegende Koagulationsfläche zuerst und ausschließlich erreicht. Vorteilhafterweise ist der Isolationsabschnitt bei dieser Ausführungsform geschützt in dem jeweiligen Elektrodenteil und somit sicher vor Verschleiß untergebracht.

**[0023]** Eine erfindungsgemäße Lösung sieht vor, den Isolationsabschnitt aus Keramik oder Diamant auszubilden. Vorteilhafterweise weisen Keramik und Diamant u. a. eine hohe Korrosionsbeständigkeit und

eine hohe Verschleißfestigkeit gegenüber mechanischer Belastung auf.

**[0024]** Eine zwischen den Elektroden einen Kurzschluss verhindernde Einrichtung kann beispielsweise auch an den Branchen vorgesehen sein. Ist an diesen z. B. ein Abstandshalter angeordnet, können die Branchen nicht vollständig zusammengeführt werden, ein Abstand zwischen den Elektrodenanteilen bleibt bestehen.

**[0025]** Bei einer Ausgestaltung der Elektrodenanteile mit gekrümmten Koagulationsflächen, wie oben beschrieben, bilden die Elektrodenanteile Spannbereiche aus, so dass das Gewebe durch die Spannbereiche in Richtung deren Endbereiche gezogen, d. h. gestreckt wird. Das unter Spannung stehende Gewebe ist dann mittels des mechanisch arbeitenden Schneidinstrumentes leichter zu schneiden, weil sich Fasern des Gewebes quer zu einer Schneidrichtung ausrichten und das Gewebe dabei dünner wird. Damit ist eine an dem vorgespannten Gewebe zu dessen vollständiger Durchtrennung aufzubringende Kraft erheblich reduziert und einer mechanischen Belastung des Schneidinstrumentes, insbesondere einem Verschleiß von Schneidabschnitten wird entgegengewirkt. Auch ist der Schneidvorgang durch den Operateur leichter zu bewerkstelligen und das Instrument einfacher zu handhaben. Gleichzeitig ist das zu behandelnde Gewebe aufgrund der unterschiedlichen Krümmungsradien der Elektrodenanteile bzw. der Spannbereiche insbesondere nahe einem Schneidbereich sicher zwischen den Spannbereichen arretiert.

**[0026]** Vorzugsweise teilt der Durchlassbereich die jeweiligen Elektrodenanteile in mindestens zwei Bereiche, so dass die Elektrodenanteile jeweils sich gegenüberliegende, parallel zueinander angeordnete Teilungsflächen aufweisen. Damit ist der Durchlassbereich über seinen gesamten Bereich als Führungsspalt nutzbar. Diese Art Führungsspalt ermöglicht einen äußerst präzisen Schnitt, weil das Schneidinstrument, insbesondere ein mechanisch zu bedienendes, besonders präzise führbar ist.

**[0027]** In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, dass der Durchlassbereich die jeweiligen Elektrodenanteile in mindestens zwei Bereiche teilt, so dass die Elektrodenanteile jeweils sich gegenüberliegende, sich in Richtung der Koagulationsflächen verjüngend zueinander angeordnete Teilungsflächen aufweisen. Da sich die Teilungsflächen der entsprechenden Elektrodenanteile zu dem Schneidbereich an dem Gewebe hin annähern, ist dort weiterhin eine präzise Führung des Schneidinstrumentes gewährleistet. Der sich vom Schneidbereich weg gerichtete und aufgespreizte Teil des Durchlassbereichs eignet sich in besonderem Maße für eine Wiederaufbereitung, also Reinigung des Instruments

nach erfolgtem Eingriff oder auch für das nachträgliche Aufbringen einer Beschichtung der Teilungsflächen mit einer beispielsweise verschleißresistenten Keramik, da durch die Ausgestaltung des Durchlassbereichs eine verbesserte Zugänglichkeit gewährleistet ist.

**[0028]** Vorzugsweise sind die Durchlassbereiche an den gegenüberliegenden Elektrodenanteilen vorgesehen, wobei diese bei zusammengeführten Branchen im Wesentlichen fluchtend aneinander grenzen. Ist nur ein Durchlassbereich an einem Elektrodenanteil ausgebildet, so eignet sich dieser insbesondere dafür, das Gewebe beispielsweise mittels eines chirurgischen Messers zu durchtrennen, wobei das Gewebe auf dem gegenüberliegenden Elektrodenanteil vollständig, in gespanntem Zustand, aufliegt. Sind an beiden Elektrodenanteilen Durchlassbereiche vorgesehen, so ist beispielsweise eine chirurgische Schere an dem koagulierten Gewebe ansetzbar und dieses auf einfache Weise zu durchtrennen. Zur Ausführung eines gut kalkulierbaren Schnittes sind die Durchlassbereiche vorzugsweise in den mittleren Abschnitten der Elektrodenanteile angeordnet.

**[0029]** In einer bevorzugten Ausführungsform ist das Schneidinstrument mit dem elektrochirurgischen Instrument verbunden ausgebildet. Beispielsweise befindet sich das Schneidinstrument innerhalb einer der Branchen und kann bei Bedarf in eine Schneidposition gebracht werden. Damit ist ein Instrumentenwechsel vermeidbar, so dass ein Operationsverlauf nicht unterbrochen werden muss.

**[0030]** Bei in das Koagulationsinstrument integrierten Schneidinstrument sind vorzugsweise beide Elektrodenanteile mit dem Durchlassbereich ausgebildet, damit das Schneidinstrument das Gewebe ungehindert erreichen kann.

**[0031]** Ist das Schneidinstrument nicht integrativ mit dem elektrochirurgischen Instrument ausgebildet, so ist der Führungsspalt derart auszulegen, dass ein von außen kommendes Schneidinstrument bei hinreichend genauer Führung an dem vorgespannten Gewebe ansetzbar ist.

**[0032]** Eine vorteilhafte Ausführungsform sieht vor, dass das Schneidinstrument mechanisch und/oder elektrisch betätigbar ist. So kann beispielsweise eine an einem Schaft ausgebildete Klinge an dem elektrochirurgischen Instrument vorgesehen sein, die während der Koagulation in der Branche untergebracht ist und für den Schneidvorgang an das Gewebe herangeführt wird. Das Positionieren der Klinge oder eines sonstigen Schneidinstrumentes und auch ein Vorschub können hierbei selbsttätig erfolgen oder auch von dem Chirurgen mechanisch durchgeführt werden.

**[0033]** Eine erfindungsgemäße Lösung sieht vor, dass das Schneidinstrument zum Schneiden mittels eines HF-Stromes ausgebildet und mit einer Steuerungseinheit verbunden ist, so dass der Schneidstrom in Abhängigkeit von Operationsphasen zuführbar ist. Der Operateur kann dann den Schneidvorgang derart steuern, dass dieser selbsttätig und optimiert abläuft.

**[0034]** Eine erfindungsgemäße Lösung sieht vor, dass an dem einen Elektrodenteil und/oder an dem gegenüberliegenden Elektrodenteil ein einen durch die Krümmungen bewirkten Spanneffekt an dem Gewebe unterstützendes Oberflächenprofil ausgebildet ist. Das Profil ist vorzugsweise an Endbereichen der jeweiligen Elektrodenteile ausgebildet und bewegt das Gewebe zusätzlich in einer durch die Elektrodenteile definierten Zugrichtung bzw. verhindert ein Zurückweichen des Gewebes entgegen dieser Zugrichtung.

**[0035]** Vorzugsweise ist das den Spanneffekt unterstützende Oberflächenprofil als Sägezahnprofil ausgebildet. Zähne des Profils können beispielsweise so angeordnet sein, dass sie während des Zusammenführens der Branchen immer weiter in das Gewebe greifen und dieses in Zugrichtung mitnehmen. Damit wird die Spannung im Gewebe deutlich erhöht. Es ist allerdings darauf zu achten, dass durch das Profil eine Verletzung des Gewebes vermieden wird, so dass die Zähne vorzugsweise als abgerundete Noppen ausgebildet sind.

**[0036]** Das Profil ist vorteilhafterweise derart ausgestaltet, dass das Gewebe bei einem leichten Öffnen der Branchen durch das Profil in seiner gespannten Position gehalten wird. Das Profil fungiert demgemäß als eine Anordnung von Widerhaken.

**[0037]** In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist der oder jeder Isolationsabschnitt als das den Spanneffekt unterstützende Oberflächenprofil ausgebildet. Damit wird auf einfachste Weise sowohl der Kurzschluss zwischen den Elektrodenteilen vermieden, als auch das Spannen des Gewebes verstärkt.

**[0038]** Elektrochirurgische Instrumente dieser Art können beispielsweise für den Einsatz am eröffneten Körper ausgebildet sein. Das Prinzip der gekrümmt ausgebildeten Elektrodenteile ist jedoch auch für in der Endoskopie eingesetzte Instrumente anwendbar. Die an den Branchen befestigten Elektrodenteile und ggf. das Schneidinstrument sind dann beispielsweise über einen an einem Schaft befestigten Handgriff zu betätigen oder aber es ist eine Steuerungseinheit vorgesehen, so dass eine Betätigung der Elektrodenteile und/oder des Schneidinstruments über diese gesteuert wird. So ist das elektrochirurgische Instrument vorzugsweise als laparoskopisches Instrument ausgebildet.

**[0039]** Weitere Ausführungsformen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen.

**[0040]** Nachfolgend wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen beschrieben, die anhand der Abbildungen näher erläutert werden. Hierbei zeigen

**[0041]** [Fig. 1](#) ein perspektivisch dargestelltes elektrochirurgisches Instrument mit einer erfindungsgemäßen Elektrodenanordnung in einer ersten bevorzugten Ausführungsform;

**[0042]** [Fig. 2](#) ein perspektivisch dargestelltes elektrochirurgisches Instrument mit einer erfindungsgemäßen Elektrodenanordnung in einer zweiten bevorzugten Ausführungsform;

**[0043]** [Fig. 3](#) die schematisch im Schnitt dargestellte Elektrodenanordnung in Vorderansicht gemäß der ersten bevorzugten Ausführungsform aus [Fig. 1](#);

**[0044]** [Fig. 4](#) eine schematisch im Schnitt dargestellte Elektrodenanordnung in Vorderansicht gemäß einer dritten bevorzugten Ausführungsform;

**[0045]** [Fig. 5](#) eine schematisch im Schnitt dargestellte Elektrodenanordnung in Vorderansicht gemäß einer vierten bevorzugten Ausführungsform;

**[0046]** [Fig. 6](#) eine schematisch im Schnitt dargestellte Elektrodenanordnung in Vorderansicht gemäß einer fünften bevorzugten Ausführungsform.

**[0047]** In der nachfolgenden Beschreibung werden für gleiche und gleich wirkende Teile dieselben Bezugsziffern verwendet.

**[0048]** [Fig. 1](#) zeigt ein perspektivisch dargestelltes elektrochirurgisches Instrument **10** mit einer erfindungsgemäßen Elektrodenanordnung in einer ersten bevorzugten Ausführungsform. [Fig. 3](#) zeigt die Elektrodenanordnung der ersten bevorzugten Ausführungsform in einer Vorderansicht im Schnitt. Das Instrument **10** ist für einen Eingriff am eröffneten Körper ausgebildet. In der Abbildung sind mit den Bezugsziffern **15** und **16** zwei Branchen des elektrochirurgischen Instruments **10** bezeichnet. Die beiden Branchen **15**, **16** sind über eine Achse **17** miteinander verbunden und um diese verschwenkbar. Sie weisen mit Elektrodenteilen **22**, **23** versehene distale Enden **11**, **12** auf, wobei sich die Elektrodenteile **22**, **23** einander gegenüberliegen. Mit Hilfe der Elektrodenteile **22**, **23**, die Koagulationsflächen **22a**, **23a** aufweisen, lässt sich beispielsweise ein Gefäß oder Gewebe **40** fassen und durch Zuleitung von hochfrequentem Strom koagulieren. Ferner sind Griffteile **18**, **19** vorgesehen, die an jeweilige proximale Enden **13**, **14** der Branchen **15**, **16** anschließen. Die proximalen Enden **13**, **14** der Branchen **15**, **16** enden jeweils in einem Stromanschlusselement bzw. einer Stromzuführungsein-

richtung **20**, **21** zum Anschließen des elektrochirurgischen Instruments **10** an einen (nicht dargestellten) HF-Generator, der eine HF-Spannung erzeugt, so dass der HF-Strom beispielsweise durch in dem Instrument **10** laufende elektrische Leitungen (nicht gezeigt) den Elektrodenanteilen **22**, **23** zugeführt werden kann.

**[0049]** Das elektrochirurgische Instrument **10** ist derart ausgebildet, dass sich ein Elektrodenanteil **23** bei Zusammenführung der Branchen **15**, **16** über das andere Elektrodenanteil **22** stülpt, d. h., dieses abdeckt. Wie aus der Abbildung ersichtlich, sind die Elektrodenanteile **22**, **23** gekrümmt ausgebildet. Dabei weist ein Elektrodenanteil **22** in einem ersten mittleren Abschnitt eine konvexe Krümmung **22b** auf und das Elektrodenanteil **23**, das dem konvexen Elektrodenanteil gegenüberliegt, weist in einem zweiten mittleren Abschnitt eine konkave Krümmung **23b** auf. Ein Krümmungsradius der konkav gekrümmten Koagulationsfläche ist größer als ein Krümmungsradius der konvex gekrümmten Koagulationsfläche. Die Krümmungen **22b**, **23b** verlaufen um Längsachsen der distalen Enden **11**, **12** derart, dass das zwischen den distalen Enden **11**, **12** gehaltene und senkrecht zu den Längsachsen verlaufende Gefäß oder Gewebe **40** mit zu dem ersten und zweiten mittleren Abschnitt hin steigender Pressung gehalten wird.

**[0050]** Aufgrund der gekrümmten Ausgestaltung der Koagulationsflächen **22a**, **23a** bzw. der Elektrodenanteile **22**, **23** kann eine Berührung der Koagulationsflächen **22a**, **23a** mathematisch betrachtet nur an deren Scheitellinien erfolgen. Das heißt, zwischen den Koagulationsflächen **22a**, **23a** ist ein Bereich maximaler Nähe ausgebildet, der sich symmetrisch um die Scheitellinien der Koagulationsflächen **22a**, **23a** erstreckt. In diesem Bereich wird das Gewebe **40** bei zusammengeführten Branchen **15**, **16** aufgrund der erhöhten Pressung gegenüber übrigen Koagulationsbereichen besonders stark zusammengedrückt und damit sicher zwischen den Elektrodenanteilen **22**, **23** arretiert.

**[0051]** Die einfache, glatte Geometrie der Koagulationsflächen **22a**, **23a** ist einfach und kostengünstig herstellbar. Auch wird einem Anhaften von Geweberesten während der Operation entgegengewirkt, so dass die Flächen bei einer Wiederaufbereitung leichter zu reinigen sind. Ein etwaiges Nachbearbeiten der Koagulationsflächen **22a**, **23a** lässt sich aufgrund der einfachen Geometrie leicht bewerkstelligen. Zudem wird an den Bereichen hoher Pressung, also hohen Drucks, bedingt durch die hohe Klemmkraft ein sicheres Verschließen des Gefäßes oder Gewebes **40** erreicht.

**[0052]** An der Scheitellinie des konvex gekrümmten Elektrodenanteils **22** ist an der Koagulationsfläche **22a** ein durchgehender Isolationsabschnitt **28** angeord-

net. Der Isolationsabschnitt **28** verhindert zuverlässig eine vollständige Kontaktierung der Koagulationsflächen **22a**, **23a** und damit einen Kurzschluss. Zudem verstärkt der Isolationsabschnitt **28** die Pressung an dem Gewebe **40**. Da das Gewebe **40** an dem Isolationsabschnitt **28** zusätzlich geknickt wird, kann hier eine noch weiter verbesserte Arretierung des Gewebes **40** erreicht werden.

**[0053]** Alternativ wäre es möglich, den Isolationsabschnitt derart an der Koagulationsfläche **22a** auszubilden, dass er sich ebenfalls durchgängig entlang der Scheitellinie der Koagulationsfläche **22a** erstreckt, im Wesentlichen aber bündig mit dieser abschließt. Der Isolationsabschnitt ist dann in die Koagulationsfläche **22a** eingelegt. Dies ist deshalb möglich, weil der Isolationsabschnitt an dem ersten mittleren Abschnitt der Koagulationsfläche **22a** vorgesehen wäre und so bei einem Zusammenführen der Branchen **15**, **16** die gegenüberliegende Koagulationsfläche **23a** zuerst und ausschließlich erreichen würde. Vorteilhafterweise wäre der Isolationsabschnitt bei dieser Ausführungsform geschützt in dem entsprechenden Elektrodenanteil **22** und somit sicher vor Verschleiß untergebracht.

**[0054]** Vorzugsweise ist der Isolationsabschnitt **28** aus Keramik oder Diamant ausgebildet. Beide Materialien weisen u. a. eine hohe Korrosionsbeständigkeit und eine hohe Verschleißfestigkeit gegenüber mechanischer Belastung auf.

**[0055]** [Fig. 2](#) zeigt ein perspektivisch dargestelltes elektrochirurgisches Instrument **10** mit einer erfindungsgemäßen Elektrodenanordnung in einer zweiten bevorzugten Ausführungsform. Das Instrument ist im Prinzip ähnlich dem in [Fig. 1](#) gezeigten aufgebaut, weist aber geteilte Elektrodenanteile **22**, **23** auf.

**[0056]** Die Elektrodenanteile **22**, **23** weisen Durchlassbereiche **22d**, **23d** auf, die einen Führungsspalt **24** für ein Schneidinstrument **30** ausbilden. An einem eingeklemmten Gewebe ist demgemäß das Schneidinstrument **30** zum Durchführen eines Schneidvorgangs ansetzbar.

**[0057]** Durch die gekrümmten Elektrodenanteile **22**, **23** wird das Gewebe in Richtung von Endbereichen der Elektrodenanteile **22**, **23** gezogen, d. h. in einer Zugrichtung gestreckt. Die Elektrodenanteile **22**, **23** bilden demgemäß Spannbereiche **22c**, **23c** aus. Damit lässt sich das Gewebe leichter schneiden, da sich Fasern des Gewebes quer zu einer Schneidrichtung ausrichten und das Gewebe dabei dünner wird. Bei einem Schließen von Branchen **15**, **16** ist das Gewebe dann zwischen den Branchen **15**, **16** in gespanntem Zustand fixiert. In diesem Ausführungsbeispiel sind die Elektrodenanteile **22**, **23** im Wesentlichen vollständig als Spannbereiche **22c**, **23c** ausgebildet. Alternativ ist es möglich, dass nur Abschnitte der Elektrodenanteile

le **22**, **23** Spannbereiche ausbilden.

**[0058]** Der Führungsspalt **24** ermöglicht einen präzisen Schnitt an dem Gewebe, weil das Schneidinstrument **30** entlang dem Führungsspalt **24** geführt wird. Dies ist insbesondere dann vorteilhaft, wenn das Schneidinstrument mechanisch bedient wird. Gleichzeitig verhindern die Spannbereiche **22c**, **23c**, dass das Gewebe in den Führungsspalt **24** eindringt, da das Gewebe aufgrund der Spannung von und aus diesem weggezogen wird.

**[0059]** Da beide Spannbereiche **22c**, **23c** Durchlassbereiche **22d**, **23d** aufweisen, sind diese fluchtend aneinander angeordnet. Nur so lässt sich eine präzise Führung des Schneidinstrumentes **30** gewährleisten.

**[0060]** Wie in diesem Ausführungsbeispiel gezeigt, teilen die Durchlassbereiche **22d**, **23d** die jeweiligen Elektrodenteile **22**, **23** in mindestens zwei Bereiche, so dass die Elektrodenteile **22**, **23** jeweils sich gegenüberliegende, parallel zueinander angeordnete Teilungsflächen **22e**, **22e'** bzw. **23e**, **23e'** aufweisen. Damit sind die Durchlassbereiche **22d**, **23d** über ihre gesamte Länge als Führungsspalt **24** nutzbar. Diese Art Führungsspalt **24** ermöglicht einen äußerst präzisen Schnitt, weil das Schneidinstrument **30** besonders präzise führbar ist, insbesondere, wenn es mechanisch bedient wird.

**[0061]** Alternativ wäre es möglich, nur einen Durchlassbereich an einem Elektrodenteil auszubilden, so dass das Gewebe beispielsweise mittels eines chirurgischen Messers durchtrennbar ist. Dabei liegt das Gewebe auf dem gegenüberliegenden Elektrodenteil vollständig, in gespanntem Zustand, auf.

**[0062]** Das Schneidinstrument **30** weist eine Klinge **31** an einem Schaft auf und ist während einer Koagulationsphase innerhalb der Branche **15** untergebracht. Für den Schneidvorgang lässt sich das Schneidinstrument **30** an dem bereits koagulierten Gewebe positionieren und zum Durchtrennen des Gewebes mit einer definierten Vorschubgeschwindigkeit bewegen. Dies geschieht in diesem Ausführungsbeispiel beispielsweise durch eine das Schneidinstrument **30** ansteuernde (nicht gezeigte) Steuerungseinheit, die durch einen Fingerschalter **32** aktivierbar ist. Da das Schneidinstrument **30** in dem elektrochirurgischen Instrument **10** integriert ausgebildet ist, ist ein Instrumentenwechsel und damit eine Unterbrechung eines Operationsverlaufs vermeidbar.

**[0063]** Alternativ ist es möglich, das Schneidinstrument mechanisch durch den Anwender zu betätigen. Der Chirurg kann dann die Klinge **31** bei Bedarf durch die Branche **15** an und durch das Gewebe schieben.

**[0064]** Ist an dem elektrochirurgischen Instrument

keine Vorrichtung zum Schneiden des Gewebes vorgesehen, so ist der Führungsspalt **24** derart auszugestalten, dass ein von außen kommendes Schneidinstrument, z. B. eine chirurgische Schere, bei hinreichend genauer Führung an dem vorgespannten Gewebe ansetzbar ist.

**[0065]** In der praktischen Anwendung ist an dem elektrochirurgischen Instrument **10** ein Abstandshalter (nicht gezeigt) oder dergleichen zwischen den Elektrodenteilen **22**, **23** einen Abstand haltende Vorrichtung ausgebildet, damit ein unmittelbarer Kontakt der Koagulationsflächen **22a**, **23a** der Elektrodenteile **22**, **23** und damit ein Kurzschluss vermeidbar ist. Der Abstandshalter kann beispielsweise an einer der Branchen **15**, **16** ausgebildet sein.

**[0066]** Die in [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) gezeigten elektrochirurgische Instrumente **10** sind, wie bereits oben erwähnt, für den Einsatz am eröffneten Körper ausgebildet. Das Prinzip der mit den Spannbereichen **22c**, **23c** und den unterschiedlichen Krümmungsradien ausgebildeten Elektrodenteilen **22**, **23** ist ebenso für die Endoskopie anzuwenden. Die an den Branchen befestigten Elektrodenteile und ggf. das Schneidinstrument sind dann beispielsweise über einen an einem Schaft befestigten Handgriff zu betätigen oder aber es ist eine Steuerungseinheit vorgesehen, so dass eine Betätigung der Elektrodenteile und/oder des Schneidinstrumentes über diese gesteuert wird.

**[0067]** [Fig. 4](#) bis [Fig. 6](#) zeigen jeweils eine stark vergrößerte Vorderansicht einer Elektrodenanordnung im Schnitt in einer dritten, vierten und fünften Ausführungsform. Die Elektrodenteile **22**, **23** entsprechen im Wesentlichen der Ausgestaltung der in [Fig. 2](#) gezeigten. Auch weisen diese als Führungsspalt **24** für ein Schneidinstrument dienende Durchlassbereiche **22d**, **23d** wie in [Fig. 2](#) beschrieben auf. Bei diesen Ausführungsformen ist jeweils, wie bereits bei [Fig. 1](#) beschrieben, das Elektrodenteil **22** in einem ersten mittleren Abschnitt konvex gekrümmt, während das gegenüberliegende Elektrodenteil **23** in einem zweiten mittleren Abschnitt eine konkave Krümmung aufweist. Ein Krümmungsradius der konkav gekrümmten Koagulationsfläche ist größer als ein Krümmungsradius der konvex gekrümmten Koagulationsfläche. Die Krümmungen **22b**, **23b** verlaufen um Längsachsen der distalen Enden derart, dass ein zwischen den distalen Enden gehaltenes und senkrecht zu den Längsachsen verlaufendes Gefäß oder Gewebe **40** mit zu dem ersten und zweiten mittleren Abschnitt hin steigender Pressung gehalten wird. Aufgrund der Krümmungen **22b**, **23b** sind die Elektrodenteile **22**, **23** bei diesen Ausführungsformen als Spannbereiche **22c**, **23c** ausgebildet. Das Gewebe **40** wird aufgrund der Spannbereiche **22c**, **23c** zu Endbereichen der Elektrodenteile **22**, **23** hin in einer Zugrichtung **Z** gestreckt. Damit richten sich Fasern des Gewebes **40** quer zu einer Schneidrichtung aus,

so dass das Gewebe **40** leichter geschnitten werden kann, während es gleichzeitig sicher in den unterschiedlich gekrümmten Elektrodenteilen **22**, **23** fixiert ist.

**[0068]** **Fig. 4** zeigt die Elektrodenanordnung gemäß der dritten bevorzugten Ausführungsform. Diese unterscheidet sich im Wesentlichen von der in **Fig. 2** gezeigten Elektrodenanordnung nur dadurch, dass ein aus zwei Teilabschnitten **28a**, **28a'** ausgebildeter, hervorstehender Isolationsabschnitt **28** unmittelbar benachbart einem Durchlassbereich **22d** an dem durch den Durchlassbereich **22d** in zwei Bereiche aufgeteilten, konvex ausgebildeten Elektrodenteil **22** vorgesehen ist. Vorzugsweise verlaufen die Teilabschnitte **28a**, **28a'** des Isolationsabschnitts **28** parallel einer Scheitellinie des Elektrodenteils **22**. Damit wird ein Kurzschluss zwischen den Elektrodenteilen **22**, **23** bei einem Zusammenführen derselben verhindert. Die Teilabschnitte **28a**, **28a'** des Isolationsabschnittes **28** unterstützen einerseits die Spannwirkung des Spannbereichs **22** und ermöglichen andererseits eine Knickung des eingespannten Gewebes **40**. Damit ist dessen zuverlässige Arretierung zwischen den Elektrodenteilen **22**, **23** gewährleistet.

**[0069]** **Fig. 5** zeigt ebenfalls eine Elektrodenanordnung gemäß einer vierten bevorzugten Ausführungsform. Auch hier sind die Elektrodenteile **22**, **23** im Schnitt in Vorderansicht dargestellt. Die Elektrodenteile **22**, **23** weisen Durchlassbereiche auf, die von den in **Fig. 2** gezeigten verschieden sind. Die Durchlassbereiche **22d**, **23d** teilen die jeweiligen Elektrodenteile **22**, **23** in zwei Bereiche derart, dass die Elektrodenteile **22**, **23** jeweils sich gegenüberliegende, sich in Richtung zu Koagulationsflächen **22a**, **23a** hin verjüngend zueinander angeordnete Teilungsflächen **22e**, **22e'** bzw. **23e**, **23e'** aufweisen. Da sich die Teilungsflächen **22e**, **22e'**, **23e**, **23e'** der entsprechenden Elektrodenteile **22**, **23** zu einem Schneidbereich **25** hin annähern, ist dort weiterhin eine präzise Führung eines Schneidinstruments gewährleistet. Der sich vom Schneidbereich **25** weg gerichtete Teil der Durchlassbereiche **22d**, **23d** eignet sich in besonderem Maße für eine Wiederaufbereitung, also Reinigung des Instruments nach erfolgtem Eingriff oder auch für das nachträgliche Aufbringen einer Beschichtung der Teilungsflächen **22e**, **22e'**, **23e**, **23e'** mit einer beispielsweise verschleißresistenten Keramik, da durch die Ausgestaltung der Durchlassbereiche **22d**, **23d** eine verbesserte Zugänglichkeit gewährleistet ist.

**[0070]** Auch die in **Fig. 6** gezeigte Elektrodenanordnung ist im Wesentlichen in **Fig. 2** beschrieben. Das mit einer konkaven Krümmung **23b** ausgebildete Elektrodenteil **23** weist an Endbereichen ein sägezahnartiges Profil **27**, **27'** auf. Die Zähne, können beispielsweise so angeordnet sein, dass sie während einem Zusammenführen der Branchen immer weiter in

das Gewebe **40** greifen und dieses in einer Zugrichtung **Z** mitnehmen. Damit wird die Spannung im Gewebe **40** deutlich erhöht. Es ist allerdings darauf zu achten, dass durch das Profil **27**, **27'** eine Verletzung des Gewebes **40** vermieden wird, so dass die Zähne vorzugsweise als Noppen ausgebildet sind.

**[0071]** Vorzugsweise sind die Noppen derart angeordnet, dass das Gewebe **40** bei einem leichten Öffnen der Branchen durch das Profil **27**, **27'** in seiner gespannten Position gehalten wird. Das Profil **27**, **27'** fungiert demgemäß als eine Anordnung von Widerhaken.

**[0072]** Vorteilhafterweise kann ein zwischen den Elektrodenflächen angeordneter Isolationsabschnitt als ein einen Spanneffekt der Spannbereiche unterstützendes Oberflächenprofil ausgebildet sein. Damit wird auf einfachste Weise sowohl die Vermeidung des Kurzschlusses zwischen den Elektrodenteilen vermieden, als auch das Spannen des Gewebes verstärkt.

**[0073]** An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass alle oben beschriebenen Teile für sich alleine gesehen und in jeder Kombination, insbesondere die in den Zeichnungen dargestellten Details als erfindungswesentlich beansprucht werden. Abänderungen hiervon sind dem Fachmann geläufig.

#### Bezugszeichenliste

<b>10</b>	Elektrochirurgisches Instrument
<b>11</b>	Distales Ende
<b>12</b>	Distales Ende
<b>13</b>	Proximales Ende
<b>14</b>	Proximales Ende
<b>15</b>	Branche
<b>16</b>	Branche
<b>17</b>	Achse
<b>18</b>	Griffteil
<b>19</b>	Griffteil
<b>20</b>	Stromanschlusselement, Stromzuführungseinrichtung
<b>21</b>	Stromanschlusselement, Stromzuführungseinrichtung
<b>22</b>	Elektrodenteil
<b>22a</b>	Koagulationsfläche
<b>22b</b>	Konvexe Krümmung
<b>22c</b>	Spannbereich
<b>22d</b>	Durchlassbereich
<b>22e, 22e'</b>	Teilungsfläche
<b>23</b>	Elektrodenteil
<b>23a</b>	Koagulationsfläche
<b>23b</b>	Konkave Krümmung
<b>23c</b>	Spannbereich
<b>23d</b>	Durchlassbereich
<b>23e, 23e'</b>	Teilungsfläche
<b>24</b>	Führungsspalt
<b>25</b>	Schneidbereich

<b>27, 27'</b>	Profil
<b>28</b>	Isolationsabschnitt
<b>28a, 28a'</b>	Teilabschnitt des Isolationsabschnitts
<b>30</b>	Schneidinstrument
<b>31</b>	Klinge
<b>32</b>	Fingerschalter
<b>40</b>	Gewebe, Gefäß
<b>Z</b>	Zugrichtung

### Patentansprüche

1. Elektrochirurgisches Instrument mit

- zwei gelenkig miteinander verbundenen Branchen (**15, 16**), die entsprechend einem Schneid- oder Klemmwerkzeug betätigbar sind,
- einander gegenüberliegenden Elektrodenteilen (**22, 23**) mit Koagulationsflächen (**22a, 23a**) an distalen Enden (**11, 12**) der Branchen (**15, 16**) zum Fassen von einem Gefäß oder Gewebe (**40**) und zum Durchleiten eines Koagulationsstromes durch das Gefäß oder Gewebe (**40**) zu dessen Koagulation,
- Stromzuführungseinrichtungen (**20, 21**) zum Zuführen des Koagulationsstromes zu den Elektrodenteilen (**22, 23**) von einem HF-Generator, wobei

mindestens ein Elektrodenteil (**22, 23**) mindestens einen Durchlassbereich (**22d, 23d**) für ein Schneidinstrument (**30**) zum Durchführen eines Schneidvorgangs aufweist, so dass mindestens ein Abschnitt des Durchlassbereichs (**22d, 23d**) als Führungsspalt (**24**) für das Schneidinstrument (**30**) vorgesehen und dieses an dem eingeklemmten Gewebe (**40**) ansetzbar ist und wobei eine der Koagulationsflächen (**22a**) mindestens in einem ersten mittleren Abschnitt konvex, die ihr gegenüberliegende Koagulationsfläche (**23a**) mindesten in einem zweiten mittleren Abschnitt konkav gekrümmt ist,

**dadurch gekennzeichnet**, dass

ein Krümmungsradius der konkav gekrümmten Koagulationsfläche (**23a**) mindestens in dem zweiten mittleren Abschnitt größer ist als ein Krümmungsradius der konvex gekrümmten Koagulationsfläche (**22a**) in dem ersten mittleren Abschnitt und wobei die Krümmungen (**22b, 23b**) um Längsachsen der distalen Enden (**11, 12**) derart verlaufen, dass das zwischen den distalen Enden (**11, 12**) gehaltene und senkrecht zu den Längsachsen verlaufende Gefäß oder Gewebe (**40**) mit zu dem ersten und zweiten mittleren Abschnitt hin steigender Pressung gehalten wird.

2. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass an mindestens einer der Koagulationsflächen im mittleren Abschnitt ein Isolationsabschnitt (**28**) ausgebildet ist, so dass ein direkter elektrischer Kontakt zwischen den Koagulationsflächen (**22a, 23a**) vermeidbar ist.

3. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Isolati-

onsabschnitt (**28**) derart an der mindestens einen Koagulationsfläche ausgebildet ist, dass er über diese hervorsteht.

4. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Isolationsabschnitt (**28**) aus mehreren Teilabschnitten ausgebildet ist.

5. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Isolationsabschnitt (**28**) derart an der mindestens einen Koagulationsfläche ausgebildet ist, dass er sich durchgängig entlang einer Scheitellinie der Koagulationsfläche (**22a, 23a**) erstreckt und im Wesentlichen bündig mit dieser abschließt.

6. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 2 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Isolationsabschnitt (**28**) aus Keramik oder Diamant ausgebildet ist.

7. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Durchlassbereich (**22d, 23d**) die jeweiligen Elektrodenteile (**22, 23**) in mindestens zwei Bereiche teilt, so dass die Elektrodenteile (**22, 23**) jeweils sich gegenüberliegende, parallel zueinander angeordnete Teilungsflächen (**22e, 22e', 23e, 23e'**) aufweisen.

8. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Durchlassbereich (**22d, 23d**) die jeweiligen Elektrodenteile (**22, 23**) in mindestens zwei Bereiche teilt, so dass die Elektrodenteile (**22, 23**) jeweils sich gegenüberliegende, sich in Richtung der Koagulationsflächen (**22a, 23a**) verjüngend zueinander angeordnete Teilungsflächen (**22e, 22e', 23e, 23e'**) aufweisen.

9. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass Durchlassbereiche (**22d, 23d**) an den gegenüberliegenden Elektrodenteilen (**22, 23**) vorgesehen sind, die bei zusammengeführten Branchen (**15, 16**) im Wesentlichen fluchtend aneinander grenzen.

10. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Schneidinstrument (**30**) mit dem elektrochirurgischen Instrument (**10**) verbunden ausgebildet ist.

11. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Schneidinstrument (**30**) mechanisch und/oder elektrisch betätigbar ist.

12. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Schneidinstrument (**30**) zum Schneiden mittels eines HF-Stromes ausgebildet und mit einer Steuerungseinheit verbunden ist, so dass der Schneidstrom in Abhängigkeit von Operationsphasen zuführbar ist.

13. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an dem einen Elektroden teil und/oder an dem gegenüberliegenden Elektroden teil ein einen durch die Krümmungen (**22b. 23b**) bewirkten Spanneffekt an dem Gewebe (**40**) unterstützendes Oberflächenprofil (**27, 27'**) ausgebildet ist.

14. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass das den Spanneffekt unterstützende Oberflächenprofil (**27, 27'**) als Sägezahnprofil ausgebildet ist.

15. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, dass der oder jeder Isolationsabschnitt (**28**) als das den Spanneffekt unterstützende Oberflächenprofil (**27, 27'**) ausgebildet ist.

16. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Instrument als laparoskopisches Instrument ausgebildet ist.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

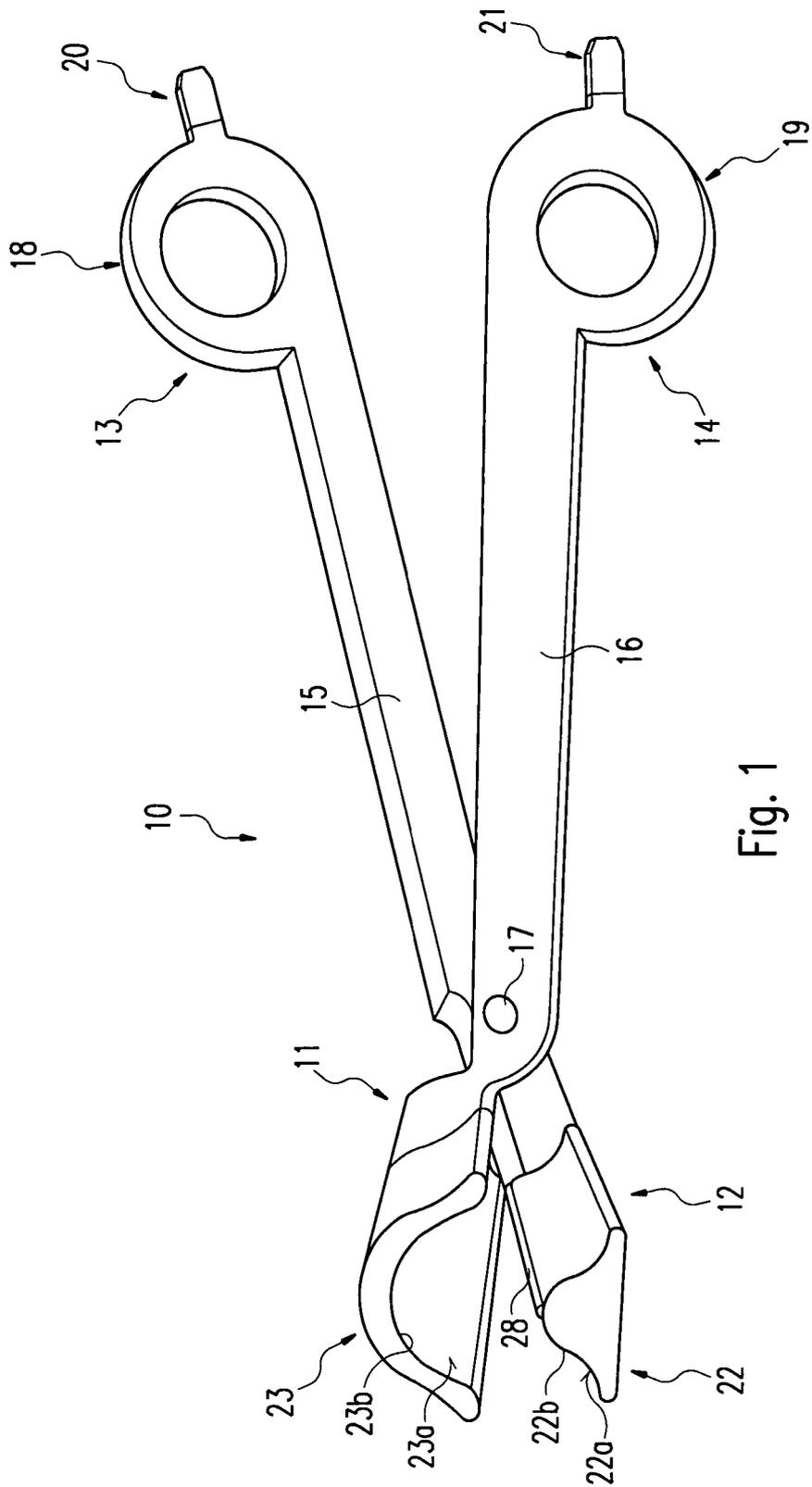


Fig. 1

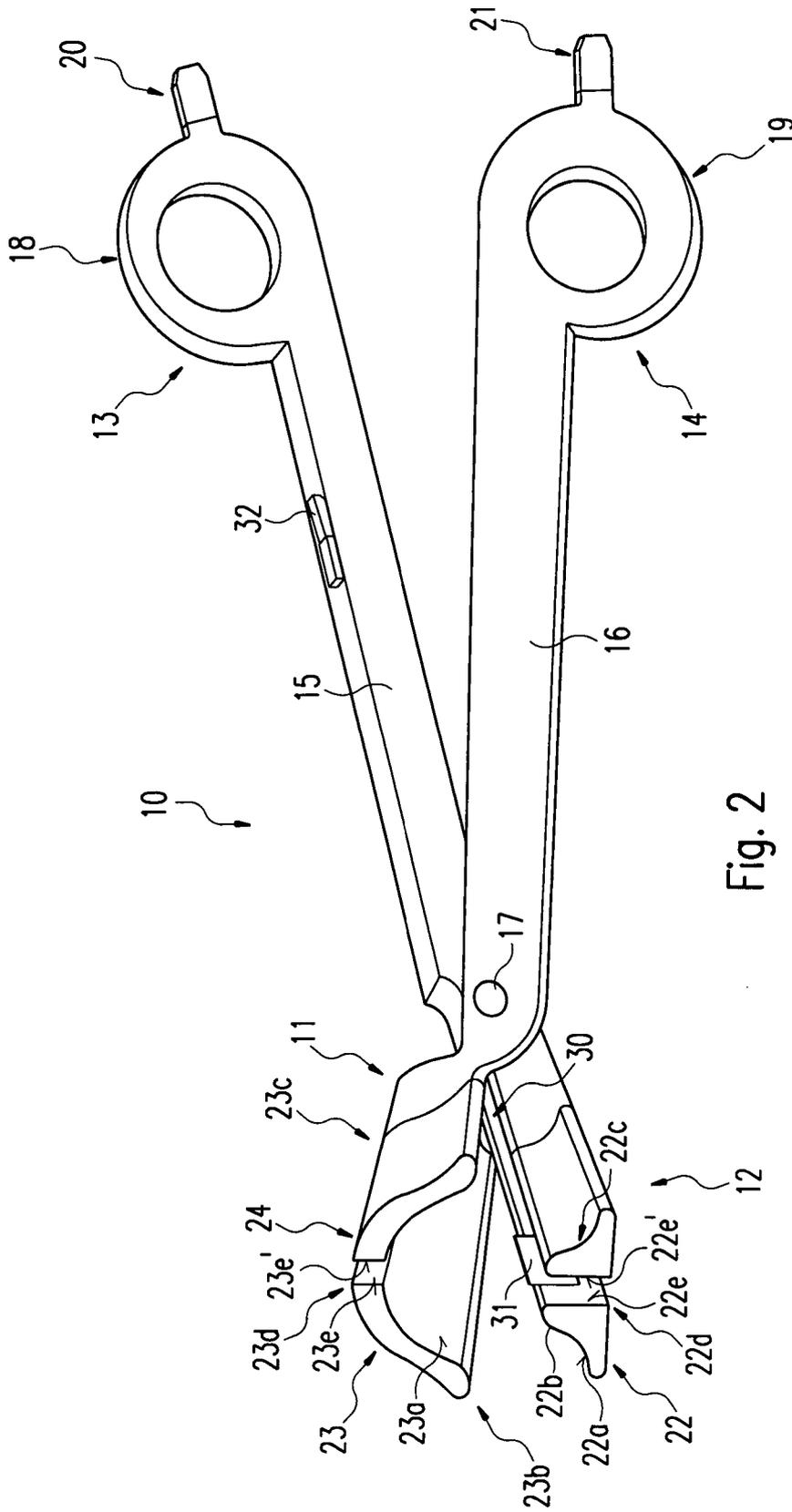


Fig. 2

