



(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **100 28 413.2**  
(22) Anmeldetag: **08.06.2000**  
(43) Offenlegungstag: **20.09.2001**  
(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **25.06.2015**

(51) Int Cl.: **A61B 18/12 (2006.01)**

Innerhalb von neun 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:  
**100 12 282.5**      **14.03.2000**

(73) Patentinhaber:  
**Maslanka, Herbert, 78532 Tuttlingen, DE**

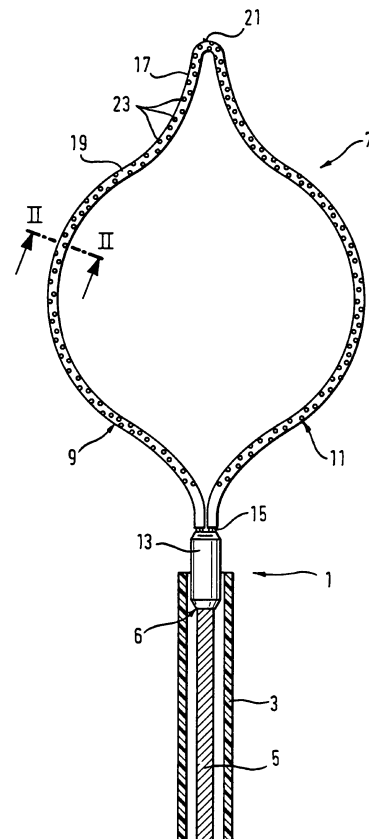
(74) Vertreter:  
**Patentanwälte Weickmann & Weickmann, 81679 München, DE**

(72) Erfinder:  
**gleich Patentinhaber**

(56) Ermittelter Stand der Technik:  
**siehe Folgeseiten**

(54) Bezeichnung: **Elektrochirurgisches Instrument mit reduzierter Elektrodenfläche**

(57) Hauptanspruch: Elektrochirurgisches Instrument, umfassend eine mit einem patientennahen Ende einer Elektrodenzuleitung (5) verbundene Elektrode in Form von einer in einen Tubus (3) zumindest partiell einziehbaren Schlinge (7) mit einem stromführenden Elektrodenkern (15) und einer den Elektrodenkern (15) partiell abdeckenden Isolierummantelung (19), dadurch gekennzeichnet, dass in zumindest einem Teilbereich (21) der Elektrode ein Abschnitt der eine freie Elektrodenfläche (17) des Elektrodenkerns (15) reduzierenden Isolierummantelung (19) eine Vielzahl von Öffnungen (23, 23') enthält, dass die Öffnungen (23, 23') entweder als durch Verformen des Elektrodenkerns (15) in dessen Isolierummantelung (19) erzeugte Risse (23') oder als durch Auftragen von Tröpfchen zu einer nicht flächig geschlossenen Isoliermaterialschicht erzeugte Öffnungen (23, 23') ausgebildet sind, und dass der Elektrodenkern (15) als Drahtseillitze ausgebildet ist und die Isolierummantelung (19) zur Verankerung in Konturrillen (29) der Drahtseillitze hineinreicht.



(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE	32 20 940	C2
DE	00002132808	B2
DE	28 08 546	A1
DE	40 17 626	A1
DE	198 49 974	A1
DE	199 41 105	A1
DE	94 90 477	U1
DE	691 30 670	T2
US	5 318 564	A
US	5 078 716	A

## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein elektrochirurgisches Instrument, umfassend eine mit einem patientennahen Ende einer Elektrodenzuleitung verbundene Elektrode mit einem Strom führenden Elektrodenkern und einer den Elektrodenkern partiell abdeckenden Isolierummantelung.

**[0002]** Ein derartiges elektrochirurgisches Instrument, das auch als hochfrequenzchirurgische, monopolar angeschlossene Elektrode bezeichnet werden kann, in Form einer Schlingenelektrode, ist aus der deutschen Auslegeschrift DE 21 32 808 B2 bekannt und findet häufig als Zusatzeinrichtung für Endoskope Verwendung, um Wucherungen, beispielsweise Magen- und Darmpolypen, abzutragen. Dies geschieht, indem die Wucherungen durch Einziehen der über die Elektrodenzuleitung an eine Stromquelle angeschlossenen Schlingenelektrode durch Elektrotomie abgetrennt werden.

**[0003]** Der bekannte Schlingenelektroden-Typ weist zwei Schlingenabschnitte auf, die an der Elektroden spitze integral ineinander übergehen. Am Bereich der Elektroden spitze ist eine halbkreisförmige Biegung vorgesehen, die das Aufspreizen der Schlingenabschnitte beim Ausschieben aus dem Tubus sowie das Einziehen in den Tubus gewährleistet.

**[0004]** Aus der deutschen Offenlegungsschrift DE 28 08 546 A1 ist ein mit Hochfrequenzenergie betriebenes elektrochirurgisches Instrument bekannt, das zum Schneiden von Strukturen in menschlichen Körperhöhlräumen verwendet wird. Dieses Instrument umfasst ein Metallkabel, das aus einem bogenförmigen Betätigungsdraht und einem sich gerade erstreckenden Schneiddraht besteht. An dem Betätigungsdraht ist eine Isolierummantelung vorgesehen, die beim Schneidevorgang verhindert, dass benachbartes Gewebe verletzt oder aus Versehen geschnitten wird.

**[0005]** Im Falle etwa einer Schlingenelektrode reicht zum Erhitzen des Gewebes die von der Energiequelle zur Verfügung gestellte Stromstärke häufig nicht aus, um einen sauberen, blutungsfreien Koagulationsschnitt mit der Schlingenelektrode durchzuführen. Der Abtrennungsvorgang wird vielmehr dadurch abgeschlossen, dass die abzutrennende Wucherung durch das Einziehen der Schlingenelektrode in den Tubus und folglich durch die mit der Verringerung der von der Schlingenelektrode aufgespannten Fläche einhergehende Kneifwirkung des Schlingenabschnitts abgerupft wird. Bei der Verwendung stärkerer Energiequellen sind insofern Grenzen gesetzt, als die erhöhte elektrische Energie unter Umständen bei dem zu behandelnden Patienten zu Unannehmlichkeiten bis hin zu gesundheitlichen Schäden führen kann. Ferner stehen einer Verwendung stärkerer

Energiequellen wirtschaftliche Aspekte hinsichtlich der Herstellung des elektrochirurgischen Instruments entgegen.

**[0006]** Bei herkömmlichen Schlingenelektroden der vorstehend erläuterten Art ist der Schlingendraht vollständig unisoliert. Im Gebrauch kann dies zu unbeabsichtigten Gewebeerletzungen führen. Darüber hinaus ändert sich beim Einziehen der Schlingenelektrode in deren zugehörigen Tubus die verfügbare freie Elektrodenfläche mit der Folge, dass sich die Schneid- und Koagulationswirkung der Schlingenelektrode während des Einziehens ändert. Aus US 5 078 716 A oder DE 32 20 940 C2 ist eine Schlingenelektrode bekannt, bei der zur Vermeidung der vorstehenden Nachteile der Elektroden draht der Elektroden schlinge bis auf zwei Schlingenabschnitte nahe dem tubusfernen Ende der Schlingenelektrode mit Isoliermaterial ummantelt ist.

**[0007]** Aus DE 94 90 477 U1 ist es ferner bei einer stabförmigen Elektrochirurgieelektrode bekannt, den Elektrodenstab bis auf seine Spitze mit Isoliermaterial zu ummanteln und in der Umfangsfläche der Isolierummantelung eine Vielzahl Öffnungen vorzusehen, die die Oberfläche des Elektrodenstabs freilegen.

**[0008]** Schließlich wird in der nachveröffentlichten, jedoch prioritätsälteren deutschen Offenlegungsschrift DE 199 41 105 A1 vorgeschlagen, den Elektroden draht einer Schlingenelektrode mit einer Isolierummantelung zu versehen, in die während des Gebrauchs der beim Schneiden mittels hochfrequenten Stroms entstehende Lichtbogen Löcher brennt, die durch isolierte Bereiche voneinander getrennt sind. Die durch die Löcher bestimmte freie Elektrodenfläche ist verglichen mit der Gesamtfläche des Elektroden drahts sehr klein.

**[0009]** Es ist Aufgabe der Erfindung, ein elektrochirurgisches Instrument in Form einer hinreichend mechanisch stabilen Schlingenelektrode zu schaffen, die auch bei geringer Stromstärke einen Koagulationsvorgang auf eine für den Patienten schonende Weise ermöglicht.

**[0010]** Diese Aufgabe wird durch die in Anspruch 1 angegebenen Merkmale gelöst.

**[0011]** Hierdurch erhält man eine Elektrode, deren freie wirksame Oberfläche durch die perforierte Isolierummantelung reduziert ist. Durch diese konstruktive Maßnahme konzentriert sich der Stromfluss auf die von den Öffnungen frei gelassenen Flächenanteile der Elektrode. Auch bei relativ geringer Stromstärke ist die an den Öffnungen erreichbare Stromdichte hoch genug, um eine ausreichende Koagulation des behandelten Gewebes zu gewährleisten.

**[0012]** Eine über die Fläche des jeweiligen Elektrodenbereichs verteilte Anordnung der Öffnungen sorgt für eine ausreichende Gesamtgröße der wirksamen Elektrodenfläche. Mit der Konzentration der von der Energiequelle abgebbaren Stromstärke auf die durch die Isolierung begrenzte wirksame Elektrodenfläche reichen die üblicherweise ausgelegten Energiequellen für einen komplikationsfreien chirurgischen Eingriff aus.

**[0013]** Die bevorzugte Anwendung liegt bei monopolar zu betreibenden Elektroden, bei denen die Elektrode den einen Pol bildet und der Körper des Patienten den anderen. Der Elektrodenkern kann auch zum bipolaren Betrieb in zwei oder mehrere unterschiedlich gepolte Abschnitte unterteilt sein.

**[0014]** Die Isolierummantelung wird auf den Elektrodenkern gespritzt, gesputtert, lackiert, extrudiert oder durch Tauchen aufgetragen.

**[0015]** Es besteht die Möglichkeit, den Elektrodenkern zunächst geschlossenflächig mit aushärtendem oder härtbarem Isoliermaterial zu beschichten und dann die Elektroden so zu verformen, dass die Isolierummantelung Risse bekommt. Dieses Verfahren ist besonders wirtschaftlich.

**[0016]** Ferner besteht die Möglichkeit, die Öffnungen einer nicht geschlossenen Isoliermaterialschicht durch Aufsprühen oder Aufspucken von Tröpfchen zu bilden, was den Arbeitsaufwand bei der Herstellung sehr gering hält.

**[0017]** Die Isolierummantelung kann aus Lacken, Polyamiden, Polyimiden oder einem Fluorkunststoff gebildet sein, insbesondere aus FEP, ETFE, ETCFE, PCTFE, PEEK, bevorzugt MFA, PFA oder einem Gemisch aus zumindest zweier dieser Materialien.

**[0018]** Insbesondere in Bereichen, an denen die Isolierummantelung die Elektrodenumfangfläche der Schlingenelektrode nur teilweise umgibt, ist ein Verankerungsmittel zum festen Positionieren der Positionierummantelung vorgesehen. Das Verankerungsmittel ist dadurch realisiert, dass zumindest diejenige Elektrodenfläche der Schlingenelektrode, auf welche die Isolierummantelung aufgebracht wird, mit Vertiefungen versehen ist. Derartige Vertiefungen stehen bei der Verwendung von einem Drahtseil mit Litzenaufbau für die Schlingenelektrode zur Verfügung, wobei die an der Außenseite des Drahtseils liegenden, durch zwei benachbarte Litzen gebildete Rillen die Verankerungsvertiefungen bilden.

**[0019]** Bevorzugt ist in dem die Öffnungen aufweisenden Bereich der Elektrode die Elektrodenoberfläche durch die Isolierummantelung um ca. 5 bis ca. 95%, bevorzugt mehr als 50%, besonders bevorzugt um ca. 70% bis 80 reduziert. Die Weite der Öff-

nungen, entsprechend dem mittleren Durchmesser, wenn die Öffnungen etwa gleich breit wie lang sind bzw. die Breite langgestreckter spaltförmiger Öffnungen, kann 0,01 bis 0,5 mm betragen, oder das 0,01 bis 50fache, bevorzugt das 1,1 bis 10fache, besonders bevorzugt das 0,5 bis 2fache der mittleren Dicke der Isolierummantelung. Die Schichtdicke der Isolierummantelung beträgt bevorzugt 0,02 bis 0,3 mm, besonders bevorzugt 0,05 bis 0,12 mm.

**[0020]** Um Bereiche von unbedeckten Elektrodenflächen, die nicht für den Koagulationsvorgang der jeweiligen Wucherung vorgesehen sind, auf ein Minimum zu begrenzen, ist es vorteilhaft, die wirksame Elektrodenfläche im Wesentlichen an der Schlingeninnenseite anzuordnen. In diesem Fall bleibt die Schlingenaußenseite im Bereich der wirksamen Elektrodenfläche mit einer Isolierung versehen, wobei in einer besonderen Ausgestaltung des elektrochirurgischen Instruments mehr als die Hälfte der Umfangsfläche der Schlingenelektrode an der wirksamen, begrenzten Elektrodenfläche von der Isolierummantelung umgeben ist.

**[0021]** In einer vorteilhaften Ausgestaltung des elektrochirurgischen Instruments ist jeweils eine wirksame Elektrodenfläche an beiden Schlingenabschnitten insbesondere symmetrisch vorgesehen.

**[0022]** Die Begrenzung der wirksamen Elektrodenfläche der Schlingenelektrode durch eine Isolierummantelung kann sowohl für Schlingenelektroden realisiert werden, deren Schlingenabschnitte an der Elektrodenspitze integral ineinander übergehen, als auch für solche, deren von der Elektrodenzuleitung abgewandten Endbereiche in eine Hülse eingreifen und durch letztere miteinander fest, elektrisch leitend verbunden sind.

**[0023]** Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der Erfindung sind der Beschreibung bevorzugter erfindungsgemäßer Ausführungsformen anhand der beiliegenden Zeichnungen entnehmbar, in denen zeigen:

**[0024]** Fig. 1 eine Querschnittsansicht, die den Schlingenelektroden-seitigen Bereich eines erfindungsgemäßen elektrochirurgischen Instruments schematisch darstellt, mit im Wesentlichen kreisförmigen Öffnungen in der Isolierung;

**[0025]** Fig. 2 eine Querschnittsansicht gemäß Schnittlinie II-II nach Fig. 1;

**[0026]** Fig. 3 schematisch eine Bauvariante des Instruments von Fig. 1 und

**[0027]** Fig. 4 eine Ansicht ähnlich Fig. 1, bei der jedoch die Isolieröffnungen durch Risse gebildet sind.

**[0028]** Der in **Fig. 1** gezeigte Teil eines elektrochirurgischen Instruments **1** umfasst einen flexiblen und außen isolierenden Tubus **3**, der aus Poly-Tetra-Fluor-Äthylen hergestellt ist. Der Tubus **3** kann auch aus einem starren Isoliermaterial gefertigt sein. In dem flexiblen Tubus **3** ist eine flexible Elektrodenzuleitung **5** verschiebbar geführt, die an ihrem patientenfernen Ende mit einer Betätigungseinrichtung (nicht dargestellt) gekoppelt sowie an eine Energiequelle (nicht dargestellt) elektrisch angeschlossen ist. Die Elektrodenzuleitung **5** kann ebenfalls starr ausgeführt sein.

**[0029]** Das patientennahe Ende der Elektrodenzuleitung **5** trägt eine zur Tubusachse symmetrische Schlingenelektrode **7** mit zwei sich zwischen dem patientenfernen Ende **6** der Schlingenelektrode **7** und einer der Elektrodenzuleitung **5** fernen Elektroden spitze erstreckenden Schlingenabschnitten **9** und **11**. Über die nicht dargestellte Betätigungseinrichtung und der mit letzterer gekoppelten Elektrodenzuleitung **5** ist die Schlingenelektrode **7** derart relativ zum Tubus **3** verschiebbar, dass sich deren Schlingenabschnitte **9**, **11** zum Umgreifen der zu entfernenden Wucherung des zu behandelnden Patienten (nicht dargestellt) federnd aufspreizen, sobald sie aus dem Tubus **3** ausgeschoben sind, und sie zur Vornahme des Koagulationsvorganges vollständig in den Tubus **3** einziehbar sind.

**[0030]** Im ausgeschobenen Zustand kann die Schlingenelektrode **7** neben der in **Fig. 1** gezeigten Form andere Schlingenformen annehmen. Insbesondere sind eine hexagonale Schlingenform (nicht dargestellt) oder eine zur Längsachse des patientennahen Teils der Elektrodenzuleitung **5** abgewinkelte Schlingenform (nicht dargestellt) zu nennen, die im Schneiden von schwer zugänglichen Wucherungen ihre vorteilhafte Verwendung findet.

**[0031]** Die Schlingenabschnitte **9**, **11** spannen eine plane Schlingenebene auf, wobei die Längsachse des patientennahen Teils der Elektrodenzuleitung **5** in der Schlingenebene liegt. Die Lage der Schlingenebene ändert sich gegenüber dem patientennahen Teil der Elektrodenzuleitung **5** beim Einziehen der Schlingenabschnitte **9**, **11** im Wesentlichen nicht.

**[0032]** Die Schlingenabschnitte **9**, **11** sind am patientenfernen Ende **6** der Elektrodenzuleitung **5** mittels einer Metallmuffe **13** an letztere befestigt und elektrisch gekoppelt. Bei der Ausführungsform der Schlingenelektrode **7** gemäß **Fig. 1** gehen die patientennahen Enden der Schlingenabschnitte **9**, **11** integral ineinander über.

**[0033]** Der Aufbau der Schlingenabschnitte **9**, **11** wird anhand der **Fig. 1** und **Fig. 2** deutlich. Die Schlingenelektrode **7** ist durch ein den elektrischen Strom führendes Drahtseil **15** gebildet, das einen (1 × 4)-Litzenaufbau besitzt. Andere Litzenaufbauten (1 × 7,

3 × 7, 1 × 9) können ebenfalls herangezogen werden. Das Drahtseil **15** ist bis auf eine wirksame Elektrodenfläche **17** vollständig von einer Isolierummantelung **19** (siehe **Fig. 2**) umgeben.

**[0034]** Bei der Schlingenelektrode **7** gemäß **Fig. 1** ist die wirksame Elektrodenfläche, das sind die nach außen freiliegenden Flächenabschnitte **17** des Drahtseils **15**, durch eine Vielzahl über die Schlinge **7** verteilter Öffnungen **23**, **23'** in der Isolierummantelung **19** begrenzt. Die Öffnungen **23**, **23'** sind hier, zumindest im Mittelwert, etwa genauso breit wie lang. Die Verteilungsdichte der Öffnungen **23**, **23'** kann über die gesamte Schlinge **7** gleichmäßig sein oder kann am eigentlichen Schneidbereich der Schlinge, nämlich der Spitze **21**, dichter sein als an den verbleibenden Schlingenabschnitten **9** und **11**. Die Öffnungen **23**, **23'** können auch nur im Bereich der Spitze **21** und/oder vorwiegend an der Schlingeninnenseite vorgesehen sein, während an den restlichen Schlingenbereichen die Isolierung vollständig geschlossen bleibt. In dem die Öffnungen **23**, **23'** enthaltenden Schlingenbereich ist die nach außen weisende Oberfläche des Drahtseils **15** durch die Isolierummantelung zwischen den Öffnungen **23**, **23'** um ca. 50%, bevorzugt 70 bis 80%, reduziert.

**[0035]** Ein Vorteil bei der Verwendung von einem Drahtseil **15** mit einem Litzenaufbau zeigt sich hinsichtlich der Verankerung der Isolierummantelung **19**, insbesondere neben den Öffnungen **23**, **23'** in der Isolierummantelung **19**. Die zwischen zwei benachbarten Litzen **25**, **27** liegende Rille **29** wird beim Aufbringen des Isoliermaterials auf das Drahtseil **15** ausgefüllt. Das Isoliermaterial nimmt die Kontur der Rille **29** und demnach die Form eines spitz zulaufenden Dorns an, der mit der Rille **29** des Drahtseils **15** verankernd zusammenwirkt. Ein derartiges Verankerungsmittel verhindert, dass die Isolierummantelung **19** von der Schlingenelektrode **7** vor allem bei deren Einsatz abrutscht und dadurch diejenige Elektrodenfläche frei gelegt wird, die unter Umständen gesundes Gewebe eines Patienten beeinträchtigen könnten.

**[0036]** Die Öffnungen **23**, **23'** können in Draufsicht, zumindest im Mittelwert, im Wesentlichen genauso lang wie breit sein, zum Beispiel etwa kreisförmig oder polygonal, oder sie können auch langgestreckt sein, mit einem mittleren Öffnungsdurchmesser bzw. mittleren Spaltbreite von 0,01 bis 0,5 mm. Die Schichtdicke der Isolierummantelung auf den Drahtseilen **15** außerhalb der Rille **29** beträgt ca. 0,02 bis 0,3 mm. Die Isolierummantelung kann aus Kunststoff aufgespritzt sein, gegebenenfalls anschließend wärmebehandelt (gesintert) bei einer Temperatur von 300 bis 400°C, insbesondere im Falle von PTFE, oder auch durch Tauchbehandlung. Bei nicht flächendeckendem Spritzen bilden die verbleibenden Lücken die Öffnungen **23**, **23'**. Bei flächendeckendem Auftrag der Isolierummantelung **19** sind die Öffnungen **23**, **23'**

nachträglich mechanisch oder mittels eines Lasers eingearbeitet. Bevorzugtes Isoliermaterial sind Fluorkunststoffe, wie FEP, PFA (welches besonders gut spritzfähig und hochklebrig ist), oder PEEK, Polyimide und andere.

**[0037]** Fig. 3 zeigt eine Bauvariante nach Art eines Papillotoms, bei der ein Elektrodraht **7a** zwischen dem freien Ende eines an einem Tubus oder freiem Griff **3a** gehaltenen Bogens **31** gespannt ist.

**[0038]** Fig. 4 zeigt die Spitze **21** einer Schlingenelektrode ähnlich der Fig. 1, jedoch in einer Variante, bei der das Drahtseil **15** vor seiner Verformung mit einem härtbaren Kunststoff oder Lack flächig dicht isolierend beschichtet ist. Nach dem Aushärten der Isolierummantelung wird das Drahtseil **15** verformt, etwa gebogen und gestreckt, wobei in der relativ harten Isolierummantelung Risse **23'** entstehen, welche dann die wirksame Elektrodenfläche definieren. Die Biege- bzw. Verformungsrichtung zur Herstellung der Risse **23'** kann mit der Verformungsrichtung zum Erhalt der betriebsfertigen Elektrodenschlinge übereinstimmen, kann aber auch anders sein, wodurch sich die Richtung und Orientierung der Risse **23'** – zur Schlingeninnenseite bzw. -außenseite hin – steuern zu können, etwa so, dass die Risse **23'** zumindest überwiegend an der Schlingeninnenseite zu liegen kommen.

### Patentansprüche

1. Elektrochirurgisches Instrument, umfassend eine mit einem patientennahen Ende einer Elektrodenzuleitung (**5**) verbundene Elektrode in Form von einer in einen Tubus (**3**) zumindest partiell einziehbaren Schlinge (**7**) mit einem stromführenden Elektrodenkern (**15**) und einer den Elektrodenkern (**15**) partiell abdeckenden Isolierummantelung (**19**), **dadurch gekennzeichnet**, dass in zumindest einem Teilbereich (**21**) der Elektrode ein Abschnitt der eine freie Elektrodenfläche (**17**) des Elektrodenkerns (**15**) reduzierenden Isolierummantelung (**19**) eine Vielzahl von Öffnungen (**23, 23'**) enthält, dass die Öffnungen (**23, 23'**) entweder als durch Verformen des Elektrodenkerns (**15**) in dessen Isolierummantelung (**19**) erzeugte Risse (**23'**) oder als durch Auftragen von Tröpfchen zu einer nicht flächig geschlossenen Isoliermaterialschicht erzeugte Öffnungen (**23, 23'**) ausgebildet sind, und dass der Elektrodenkern (**15**) als Drahtseillitze ausgebildet ist und die Isolierummantelung (**19**) zur Verankerung in Konturrillen (**29**) der Drahtseillitze hineinreicht.

2. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die durch Verformung des Elektrodenkerns (**15**) erzeugten Risse (**23'**)

durch Biegen oder Strecken des Elektrodenkerns erzeugt sind.

3. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Isolierummantelung (**19**) vor dem Verformen des Elektrodenkerns in einem eine Rissbildung gestattenden Maß versprödet ist.

4. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die durch Auftragen von Tröpfchen erzeugten Öffnungen (**23, 23'**) durch Aufsprühen oder Aufspüttern von Tröpfchen erzeugt sind.

5. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass in dem die Öffnungen (**23, 23'**) enthaltenden Teilbereich der Isolierummantelung die freie Elektrodenoberfläche durch die Isolierummantelung (**19**) um mehr als 50% reduziert ist.

6. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass die freie Elektrodenfläche um ca. 70% bis 80% reduziert ist.

7. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Weite der Öffnungen (**23, 23'**) ca. 0,01 bis 0,5 mm beträgt.

8. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Weite der Öffnungen (**23, 23'**) das 1 bis 10fache der Dicke der Isolierummantelung (**19**) beträgt.

9. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Weite der Öffnungen (**23, 23'**) das 0,5 bis 2fache der Dicke der Isolierummantelung (**19**) beträgt.

10. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 8 oder 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Dicke der Isolierummantelung (**19**) 0,02 bis 0,3 mm beträgt.

11. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Dicke der Isolierummantelung (**19**) 0,05 bis 0,12 mm beträgt.

12. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Isolierummantelung (**19**) aus Lack, Polyamiden, Polyimiden oder einem Fluorkunststoff gebildet ist.

13. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Iso-

lierummantelung (19) aus FEP, ETFE, ECTFE, PCTFE, PEEK MFA, PFA oder einem Gemisch aus zumindest zweien dieser Materialien gebildet ist.

14. Elektrochirurgisches instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der die Öffnungen (23, 23') enthaltende Elektrodenbereich an einer patientennahen Spitze (21) der nicht eingezogenen Schlinge (7) liegt.

15. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass der die Öffnungen (23, 23') enthaltende Elektrodenbereich an der Schlingeninnenseite liegt.

Es folgt eine Seite Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig. 1

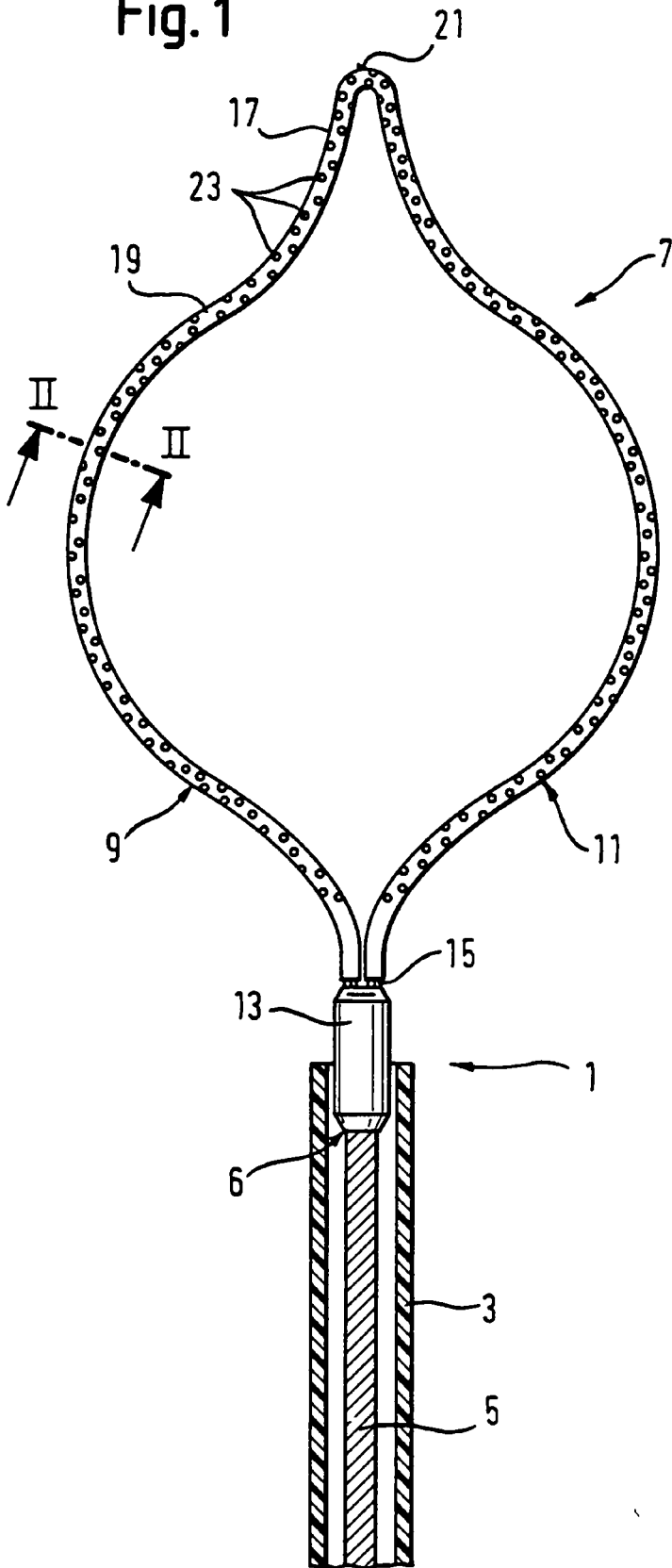


Fig. 4

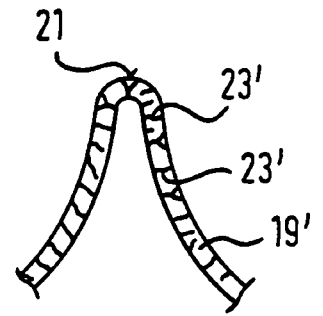


Fig. 2

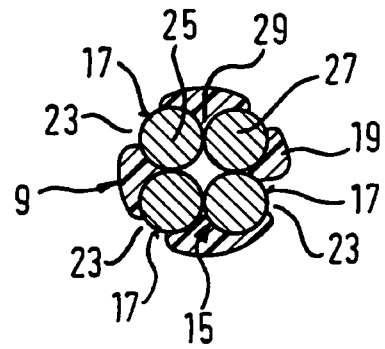


Fig. 3

