



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
19.12.2018 Patentblatt 2018/51

(51) Int Cl.:
A61N 1/05 (2006.01) **A61B 17/34 (2006.01)**
A61B 17/00 (2006.01)

(21) Anmeldenummer: **18182577.9**

(22) Anmeldetag: **14.02.2014**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR

(30) Priorität: **14.02.2013 US 201361764592 P**
02.07.2013 DE 202013102904 U

(62) Dokumentnummer(n) der früheren Anmeldung(en) nach Art. 76 EPÜ:
14155191.1 / 2 767 306

(71) Anmelder: **Possover, Marc, Prof. Dr.**
6032 Hagendorn (CH)

(72) Erfinder: **Possover, Marc, Prof. Dr.**
6032 Hagendorn (CH)

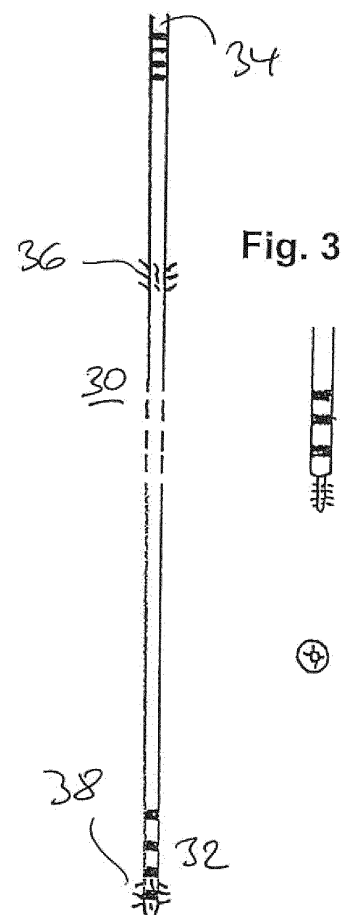
(74) Vertreter: **Patentanwälte Behrmann Wagner PartG mbB**
Maggistraße 5
Hegau-Tower (10. OG)
78224 Singen (DE)

Bemerkungen:

Diese Anmeldung ist am 10.07.2018 als Teilanmeldung zu der unter INID-Code 62 erwähnten Anmeldung eingereicht worden.

(54) **ELEKTRODENDRAHT UND SYSTEM ZUR IMPLANTATION EINES SOLCHEN ELEKTRODENDRAHTS**

(57) Die Erfindung betrifft ein Elektrodendraht, mit einem langgestreckten, mindestens einen Innenleiter sowie einen diesen umhüllenden Mantel aufweisenden Leitungsabschnitt (30), einem einends des Leitungsabschnitts zum kontaktierenden Zusammenwirken mit einem Nerv eines menschlichen Beckeninnenbereichs ausgebildeten, ein- oder mehrpoligen Nervenkontaktabschnitt (32), der eine mit dem Innenleiter verbundene mantelseitige Kontaktfläche aufweist, und einem anderenends des Leitungsabschnitts zum elektrischen Kontaktieren des mindestens einen Innenleiters mit einer Peripherievorrichtung ausgebildeten Anschlussabschnitt, wobei insbesondere dem Nervenkontaktabschnitt benachbarte mantelseitig vorgesehene Widerhaken- und/oder Verriegelungsmittel (36), die ein bidirektionales Gleiten des Elektrodendrahts in einer Hülse gestatten und in einem in einen menschlichen Beckeninnenbereich ohne oder bei entfernter Hülse implantierten Zustand ein Gleiten des Elektrodendrahts in einer Richtung des Anschlussabschnitts gegenüber dem Gleiten in einer entgegengesetzten Richtung des Nervenkontaktabschnitts sperren oder behindern.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung einen Elektrodendraht, der insbesondere zum Zusammenwirken mit einem chirurgischen Applikationswerkzeug durch Einführen in die Hülse dieses Applikationswerkzeugs ausgebildet ist, sowie ein System bestehend aus dem chirurgischen Applikationswerkzeug und dem Elektrodendraht.

[0002] Ferner umfasst die vorliegende Offenbarung eine Beschreibung eines entsprechenden Applikationswerkzeugs zum Einsatz in dem erfindungsgemäßen System.

[0003] Aus dem Stand der Technik sind Methoden sowie Werkzeuge zur Implantation von Elektroden in den menschlichen Körper allgemein bekannt. In diesem allgemeinen Kontext ist es dabei insbesondere als bekannt vorauszusetzen, Elektrodendrähte, also langgestreckte, drahtförmige Leiter mit einends ansitzender Kontaktfläche und andererseits einem Anschluss für eine Signalerzeugungsquelle an oder in unmittelbarer Nähe eines Nerven im menschlichen Körper zu implantieren, um mittels der Signalerzeugungsquelle erzeugte elektrische Signale zur Stimulation von Nerven bzw. Nervenenden an diese anzulegen.

[0004] So hat der Anmelder, bekannt unter der Kennzeichnung LION, eine laparoskopische Operationstechnologie entwickelt, mit welcher in therapeutisch besonders wirksamer Weise Elektrodendrähte in einen Beckeninnenbereich bzw. Beckenboden eines Patienten implantiert werden können, um dort die Stimulationssignale den pelvinen Nerven, insbesondere den Nervenenden bzw. Nervenwurzeln stimulatив zuzuführen. Für die Durchführung dieser Technologie ist es bekannt, ein Endoskop zu verwenden, wobei ein am Endoskopleiter vorgesehener Arbeitskanal als Schacht dazu dient, unter visueller Kontrolle mittels des Endoskops den vorgesehenen Elektrodendraht (bei geeignet an die Implantationsposition geführtem Endoskopkopf und geeignet chirurgisch aufbereiteter Implantationsposition am Nerv bzw. der pelvinen Nervenwurzel) zu implantieren.

[0005] Allerdings ist eine derartige, als gattungsbildend vorausgesetzte Technologie kompliziert in Handhabung und Durchführung: Nicht nur sind beträchtliche Erfordernisse an die operativen Kenntnisse bzw. das chirurgische Vermögen der befassten Bedienperson am Endoskop zu stellen, auch ist die durch die bekannte Technologie bedingte, im Wesentlichen parallele Ausrichtung zwischen optischer Betrachtungsachse einerseits (der visuellen Kontrolle bzw. Kontrollierbarkeit durch das Endoskop) und der Zuführung des Elektrodendrahtes durch den endoskopischen Arbeitsschacht andererseits ungünstig für eine exakte Ausrichtung und Positionierung gerade des kritischen Nervenkontaktabschnitts am Ende des Elektrodendrahts. Mit anderen Worten, eine einfache und positionierungssichere Handhabung des Elektrodendrahts am Implantationsort im menschlichen Beckeninnenbereich unter optischer Kontrolle des Endoskops ist gerade bei orthogonal verlau-

fenden Geometrien erschwert, was die Anforderungen an den Operateur weiter erhöht.

[0006] Ein weiteres Problem bei dieser aus dem Stand der Technik bekannten Vorrichtung besteht darin, dass bei über den Arbeitskanal eines Endoskops implantierter Drahtelektrode diese (nach einem Entfernen des Endoskops, wodurch die Elektrode dann am Implantationsort belassen ist) die Drahtelektrode mit ihrem dem Nervenkontaktabschnitt entgegengesetzten Anschlussabschnitt aus dem für das Endoskop benutzten Körperzugang - typischerweise im Bauchbereich liegend, etwa dem Nabel - herausragt. Um diesen Anschlussabschnitt des Elektrodendrahtes dann mit einer Signalerzeugungsquelle (welche typischerweise ebenfalls unter der Haut des Patienten implantiert wird) zu verbinden, ist ein Verlegen bzw. operatives Verbringen des anschlussseitigen Endes des Elektrodendrahtes im oberflächlichen Körperbereich notwendig, was einen Operationsaufwand zusätzlich erhöht und eine weitere potentielle Belastung des Patienten bringt.

[0007] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, ein System zu schaffen, mit welchen die medizinisch-therapeutisch bewährte und überaus nutzbringende Implantation von Drahtelektroden insbesondere im Beckeninnenbereich bzw. Beckenbodenbereich des menschlichen Körpers vereinfacht werden kann, damit auch weniger geübten Bedienpersonen zugänglich ist, gleichzeitig die zuverlässige, positionssichere Implantation von Nervenkontaktabschnitten an pelvinen Nerven bzw. Nervenwurzeln auch bei geometrisch winklig zu einer endoskopischen Beobachtungsrichtung verlaufenden Nerven geometrien zuverlässig gestattet. Gleichzeitig ist eine Vorrichtung bzw. ein System zu schaffen, wodurch minimalinvasiv, mit geringem traumatischem bzw. Verletzungsrisiko am Implantationsort bzw. bei der Zuführung zum Implantationsort eine zuverlässige und präzise Elektrodenimplantation erfolgen kann. Schließlich ist das Problem zu lösen, eine einfachere Verleg- und Kontaktierbarkeit des Elektrodendrahtes am dem Nervenkontaktabschnitt entgegengesetzten Ende zu bewirken, insbesondere den Elektrodendraht bereits so vorzusehen, dass dieser an seinem Anschlussabschnitt mit geringem Aufwand, kontaktsicher und ohne die Notwendigkeit komplexer intrakorporaler Verlegevorgänge mit einem Signalerzeuger (welcher weiter bevorzugt ebenfalls implantiert sein soll) kontaktiert werden kann.

[0008] Die Aufgabe wird durch den Elektrodendraht mit den Merkmalen des unabhängigen Anspruchs 1 sowie das System nach dem unabhängigen Anspruch 6 gelöst. Dabei ist es im Rahmen der Erfindung bevorzugt, synergistisch den Elektrodendraht zur Verwendung im erfindungsgemäßen chirurgischen Applikationswerkzeug vorzusehen, es wird aber auch unabhängiger Schutz für diesen Elektrodendraht mit seinen Ausbildungen beanstandet. Vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sind in den jeweiligen Unteransprüchen beschreiben, wobei unabhängig davon auch gegenseitige Rückbezüge auf die weiteren unabhängigen Ansprüche gel-

ten sollen.

[0009] Das im System zum Einsatz kommende chirurgische Applikationswerkzeug ermöglicht eine Kombination aus Dorn und darüber gesteckter bzw. geführter Hülse das Erreichen der gewünschten Implantationsposition im Beckeninnenbereich, indem von extrakorporal das Werkzeug durch den unteren Bauchbereich des Patienten und dann entlang des Beckeninneren (genauer: Der Beckeninnenwand) bis zu den Beckennerven geführt wird. Damit ermöglicht es die vorliegende Erfindung, im in den Körper eingeführten Zustand des Applikationswerkzeugs und nach dem Entfernen des Dorns (d.h. bei verbleibender und durch den Hülse-Innenraum eine Führung für den nunmehr von extrakorporal einzusetzenden Elektrodendraht vorgesehenen Hülse) sämtliche relevanten Beckennerven bzw. deren im Beckeninneren gelegene Wurzeln zu erreichen. Zu denen gehören die relativ oberflächigen Nerven, etwa den Plexus lumbalis, Nervus femoralis, Nervus ilio-inguinalis, Nervus genito-femoralis, Nervus cutaneo-femoralis lateralis oder Nervus ilio-hypogastricus. Gleichermaßen lassen sich durch das erfindungsgemäße Applikationswerkzeug auch die tieferliegenden pelvinen Nerven erreichen, wie den Plexus sacralis, den Ischias-Nerv, den Nervus femoralis, die Nervi splanchnici pelvini, den Nervus pudendus oder den Nervus des levator ani, die plexi hypogastrici superiore und inferiore.

[0010] Um das Applikationswerkzeug, ausgehend von einem (etwa im unteren linksseitigen Bauchbereich des Patienten zu bildenden Eintritt) retroperitoneal entlang der Wand der Bauchdecke führen zu können, weist das Applikationswerkzeug im Bereich des Schaftabschnitts zumindest ein bogenförmig gekrümmtes Segment auf, welches insbesondere an die Krümmung des Pelvis angepasst sein kann; auf diese Weise ist in besonders günstiger Weise eine Implantation des Elektrodendrahts an den Ischias-Nerv, den Nervus obturatorius oder den Nervus pudendus (bzw. deren Wurzeln im Beckenboden) vereinfacht; insbesondere kann auf diese Weise die Platzierung des (in der Hülse zu führenden) Elektrodendrahts mit dessen Nervenkontaktabschnitt an den tiefliegenden Sakralwurzeln, medial der iliakalen Gefäße, erfolgen.

[0011] Zu diesem Zweck ist es im Rahmen der Erfindung vorgesehen, das mindestens eine bogenförmige Segment des Werkzeugs mit einem Bogen-Biegeradius im Bereich zwischen 15 cm und 70 cm, insbesondere zwischen 20 cm und 40 cm, zu versehen, um insoweit die verschiedenen anatomischen Gegebenheiten (etwa bei Patienten mit entsprechend verschiedener Beckeninnengeometrie) berücksichtigen zu können.

[0012] Ergänzend und im Rahmen einer bevorzugten Weiterbildung des Applikationswerkzeugs sind zudem der Dorn (und damit die darauf lösbar geführte Hülse) plastisch biegsam, so dass eine Bedienperson ggf. zusätzliche Anpassungen vornehmen kann. Die zudem im Rahmen der Erfindung vorgesehene bogenförmige Ausgestaltung des Schaftabschnitts schließt zusätzlich ein,

auch mehrere Bögen oder verschiedene Abschnitte mit verschiedenen Biegeradien, insbesondere auch einer S-Bogenform, vorzusehen.

[0013] Im Rahmen bevorzugter Weiterbildungen des Applikationswerkzeugs liegt es zudem, den bogenförmig ausgebildeten Abschnitt nicht mit einem konstanten Biegeradius (also kreisbogenförmig) auszugestalten, sondern den Biegeradius entlang des Bogenabschnitts zu verändern, wobei es hier besonders bevorzugt ist, den Biegeradius in Richtung auf die Eingriffsspitze zu verlängern, mit anderen Worten, die Krümmung in Richtung auf die Eingriffsspitze (graduell) flacher auszugestalten, was sich wiederum positiv auf die Einführ- und Handhabbarkeit des Werkzeugs in den besonderen anatomischen Verhältnissen im Beckeninnenbereich auswirkt.

[0014] Einer derartigen Anpassung an die anatomisch-geometrischen Verhältnisse im Beckeninnenraum dienen ebenfalls die weiterbildungsgemäß vorgesehenen graden Segmente des Dorns, welche vorteilhaft entweder griffseitig dem bogenförmigen Segment benachbart, ergänzend oder alternativ in Richtung auf die Eingriffsspitze dem bogenförmigen Segment benachbart vorgesehen sein können, um insoweit für den Einführungs- und Bewegungs- bzw. Manipulationsprozess bis hin zum Implantationsort eine bestmögliche Anpassung zu erhalten.

[0015] Weiterbildend ist das Applikationswerkzeug, insbesondere am Außenmantel der Hülse, glatt ausgestaltet, so dass beim Einführen und Bewegen des Applikationswerkzeugs im Körper keine Reibung mit umliegendem Gewebe bzw. eine minimierte Gefahr von Verletzungen benachbarter Strukturen existiert. Auch bewirkt eine glatte homogene Gestaltung der äußeren Mantelfläche des Applikationswerkzeugs, insbesondere der darauf beim Einbringen aufsitzenden Hülse, eine vereinfachte Dreh- bzw. Rotierbarkeit des Applikators durch die Bauchdecke beim Einführen bzw. nach dem Einführen und nachfolgendem Positionieren des Werkzeugs bis zum nervennahen Implantationsort.

[0016] Wiederum vorteilhaft im Rahmen von Weiterbildungen weist das Applikationswerkzeug eingriffsseitig des Dorns eine (weiter bevorzugt austausch- bzw. lösbare) Eingriffsspitze auf, welche im Rahmen einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung abgerundet bzw. stumpf-konusförmig ausgestaltet ist, um beim Einführen eine Verletzung von Nerven bzw. Gefäßen (gleichermaßen auch beim Hindurchtreten durch die Bauchdecke) zu vermeiden, gleiches gilt für das Platzieren der Eingriffsspitze am Implantationsort für den Elektrodendraht. Wiederum bevorzugt im Rahmen der Erfindung ist es, eine derartige abgerundete oder konisch-stumpf zulaufende Spitze (weiter bevorzugt schraubbar) auszutauschen gegen ein spitz zulaufendes Eingriffsspitzenelement am eingriffsseitigen Ende des Dorns; eine derartige Konfiguration der Erfindung wird dann vorteilhaft genutzt werden können, um im Bauchdeckenbereich (unterhalb der Haut) eine Platzierung und Verlegung weiterbildungsgemäß vorgesehener Verbindungs-Kabelmittel zu

ermöglichen; diese Verbindungs-Kabelmittel (als elektrisches Verbindungskabel zwischen dem Anschlussabschnitt des Elektrodendrahts und einem vorteilhaft ebenfalls im Bauchdeckenbereich zu implantierenden Signalerzeuger) ermöglichen es vorteilhaft, diesen Signalerzeuger (etwa realisiert in der Art einer Schrittmacher-Elektronik) entfernt vom Bauchdeckeneintritt für das erfindungsgemäße Applikationswerkzeug zu platzieren, mit dem weiterbildungsgemäßen Vorteil, mögliche Infektionsgefahr zu vermindern.

[0017] Im Rahmen einer bevorzugten Weiterbildung des Applikationswerkzeugs liegt es ferner, den Griffabschnitt des Dorns (über welchen sich üblicherweise die erfindungsgemäße Hülse nicht erstreckt) zur Vereinfachung der Einführ- und Manipulierbarkeit in den/im Körper gebogen bzw. gewinkelt auszugestalten, da auf diese Weise, weiter bevorzugt ohne eine separate Baugruppe außerhalb des Dorns, dieser sowohl entlang seiner Erstreckungsrichtung einführbar ist, als auch nach dem Einführen, durch extrakorporale Manipulation am Griffabschnitt, geeignet gedreht, bzw., in der Art einer Schwenk-Drehbewegung, entlang der Beckeninnenwand zum Implantationsort geführt werden kann.

[0018] Die dem Dorn zur Realisierung des Applikationswerkzeugs vorgesehene Hülse ist zunächst erfindungsgemäß vorteilhaft so ausgestaltet, dass diese einerseits (während des erfindungsgemäßen Einbringens des Werkzeugs in den Körper und an den Implantationsort) auf dem Dorn sitzt, in der eingesetzten Position dann jedoch das Wieder-Herausführen des Dorns gestattet, ohne dass sich wesentlich die Position (und Form) der Hülse verändert. Diese bietet damit dann durch ihren (nach Entfernen des Dorns freien) Hülsen-Innenraum eine Führung für das nachfolgende Einbringen des Elektrodendrahts an, wobei dieser Elektrodendraht automatisch und ohne die Notwendigkeit weiterer komplexer Manipulation durch das endseitige Einführen in die Hülse an seine Implantation am Nerv gebracht werden kann.

[0019] Vorteilhaft und weiterbildend ist damit diese Hülse aus einem (plastisch) deformierbaren Material, etwa einem Kunststoff- und/oder Metallmaterial hergestellt, um sich geeignet an die bogenförmige Ausgestaltung des Dorn-Schaftabschnitts anpassen zu können, wobei, nach dem Entfernen des Dorns, die vorteilhafte Biegesteifigkeit der Hülse nach dem Entfernen des Dorns die Hülsenform im Körper beibehält.

[0020] Eine besonders bevorzugte Ausführungsform des Applikationswerkzeugs sieht zudem vor, die Hülse aus einem (zumindest abschnittsweise) transparenten oder teiltransparenten Material so auszugestalten, dass, etwa mittels endoskopischer Überwachung, beim Einführen des Elektrodendrahts dessen Progression durch die Hülse bis zum Implantationsort verfolgt werden kann.

[0021] Wie auch die vorteilhaft runde bzw. stumpfe Ausgestaltung der Eingriffsspitze des Dorns ist entsprechend auch das eingriffsseitige (distale) Ende der Hülse geeignet gerundet bzw. stumpf ausgebildet, wieder mit dem Vorteil, etwaige Verletzungen oder Rupturen an Ge-

weben, Nerven oder Gefäßen zu verhindern bzw. zu minimieren.

[0022] Der erfindungsgemäß eingesetzte Elektrodendraht kann zum einen als gängige, ansonsten als aus dem Stand der Technik bekannt vorauszusetzende Drahtelektrode realisiert sein, welche in üblicher Weise am distalen Ende einen ein- oder mehrpoligen Nervenkontaktabschnitt aufweist, welcher (entsprechend ein- oder mehrpolige) mantelseitige Kontaktflächen ausbildet, welche geeignete litzentartige und voneinander isolierte Innenleiter des (typischerweise aus einem biegsamen Kunststoffmaterial realisierten) Leitungsdrahtes bzw. Leitungsabschnitts kontaktieren. Wiederum in gattungsgemäß bekannter Weise sind diese litzentartigen Innenleiter, weiter bevorzugt über standardisierte Verbinder bzw. Schnittstellen, elektrisch und mechanisch kontaktierbar mit einem Signalerzeuger, welcher in ansonsten bekannter Weise die mantelseitigen Kontaktflächen mit elektrischen Stimulationsimpulsen für die zu behandelnden Nerven versieht.

[0023] Erfindungsgemäß (und im Rahmen der Erfindung auch als Schutz beansprucht außerhalb des erfindungsgemäßen Systems mit dem chirurgischen Applikationswerk) weist nunmehr dieser Elektrodendraht mantelseitig vorgesehene Widerhaken- und/oder Verriegelungsmittel auf, welche erfindungsgemäß bevorzugt im Bereich des Nervenkontaktabschnitts vorgesehen werden und so ausgestaltet sind, dass einerseits, während des Einfügens und Bewegens durch die Hülse, ein leichtes bidirektionales Gleiten entlang des Hülsen-Innenraums ermöglicht ist. Sobald jedoch distalendseitig der Elektrodendraht mit seinem Nervenkontaktabschnitt aus der Hülse austritt, greifen die dort bevorzugt ausgebildeten Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel in umgebendes Gewebe und sorgen dort in der Art eines Widerhakens für ein (zumindest im Hinblick auf einen erhöhten notwendigen Kraftaufwand für ein Zurückziehen) Verriegeln am Implantations- bzw. Eingriffsort.

[0024] Genauer gesagt und gemäß bevorzugter Weiterbildung sind diese Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel als Spreizvorrichtung schuppenartig bzw. blatt- bzw. flügelartig vom Mantel geneigt zur radialen Richtung (insbesondere flach) abstehend ausgebildet, so dass ein Gleiten bzw. Bewegen auch im Gewebe entlang einer Einführungs- und Vorschubrichtung (d.h. in der Richtung des Nervenkontaktabschnitts) ermöglicht ist, ein Zurückziehen bzw. Gleiten jedoch in der Gegenrichtung, d.h. in der Richtung des Anschlussabschnitts, zu einer Aufspreizung der Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel und mithin zu der gewünschten Sperr- bzw. Verriegelungswirkung führt.

[0025] In der konkreten Ausgestaltung ist diese Sperr- bzw. Verriegelungswirkung so ausgestaltet, dass, bei erhöhtem Krafteinsatz, nach wie vor ein Zurück- bzw. Herausziehen ermöglicht ist (und ohne dass signifikante Verletzungen bzw. Beschädigungen von Gewebe bzw. Gefäßen zu befürchten sind), allerdings ist der Kraftaufwand für ein derartiges Zurückbewegen erhöht, was die

vorteilhafte Wirkung hat, dass nicht nur während des Implantationsprozesses ein unbeabsichtigtes Herausziehen des Elektrodrahtes erschwert ist, auch führen Relativbewegungen im Körper zwischen den Gewebeabschnitten entlang der Elektrode nicht zu Rückzieh- bzw. Rückholbewegungen; diese werden vielmehr wirksam von den erfindungsgemäßen Widerhaken- bzw. Verriegelungsmitteln verhindert.

[0026] Eine weitere bevorzugte Weiterbildung des erfindungsgemäßen Elektrodrahts sieht zudem vor, dass dieser Draht mantelseitig, bevorzugt außerhalb der erfindungsgemäßen Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel, mit einer (durchgehenden, punktuellen oder abschnittsweisen) visuell ablesbaren oder abtastbaren Markierung versehen ist, welche es auch bei lediglich einem freigelegten Abschnitt dieses Elektrodrahtes ermöglicht festzustellen, an welchem Ende bzw. auf welcher Seite eines betrachteten Leitungsstücks der Nervenkontaktabschnitt liegt; eine derartige vorteilhafte Weiterbildung hat den Vorteil, dass im Wege von weiteren Maßnahmen an einem implantierten Elektrodraht keine versehentliche Extraktion erfolgt, wenn ein befasster Operateur (ohne die vollständige Elektrode freigelegt zu haben) nicht den Nervenkontaktabschnitt bzw. dessen Relativlage erkennen kann.

[0027] Das erfindungsgemäße System bringt das erfindungsgemäß chirurgische Applikationswerkzeug zusammen mit dem erfindungsgemäßen Elektrodraht, wobei weiterbildungsgemäß zusätzlich dieses System noch um die vorstehend beschriebene Verlängerungskabelmittel und/oder die Signalerzeugungsmittel ergänzt werden kann, so dass mit der vorliegenden Erfindung in umfassender Weise die Erzeugnisse bereitstehen, mit welchen die nutzbringende Implantation von Elektroden zur Stimulation von Nerven im Beckeninnenbereich vereinfacht und damit einer größeren Zielgruppe nutzbringend zugänglich gemacht werden kann.

[0028] Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung bevorzugter Ausführungsbeispiele sowie anhand der Zeichnungen; diese zeigen in:

Fig. 1: eine Seitendarstellung des erfindungsgemäßen Dorns als Komponente des chirurgischen Applikationswerkzeugs gemäß einer ersten Ausführungsform;

Fig. 2: eine Schemadarstellung der zusammen mit dem Dorn der Fig. 1 zu verwendenden Hülse;

Fig. 3: eine Schemadarstellung des zusammengeführten Applikationswerkzeugs aus Dorn und Hülse gemäß dem ersten Ausführungsbeispiel der Fig. 1, 2;

Fig. 4: eine Schemaansicht des erfindungsgemäßen Elektrodrahts gemäß einer weiteren Aus-

führungsform, insbesondere zur Verwendung mit dem Ausführungsbeispiel der Fig. 1 bis 3 und zwei verschiedene Varianten zur Ausbildung der erfindungsgemäßen Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel;

Fig. 5: eine Detailansicht der Eingriffsspitze des Applikationswerkzeugs der Fig. 1, 2 im montierten Zustand und

Fig. 6: ein Überblickschaubild zum Verdeutlichen einer typischen Verbrauchs- bzw. Benutzungsverpackung für das erfindungsgemäße System zur chirurgischen Implantation eines Elektrodrahts in einem Beckeninnenbereich eines menschlichen Körpers.

[0029] Die Fig. 1 und 2 beschreiben mit einem Ausführungsbeispiel des Dorns 10 (Fig. 1) bzw. der Hülse (Fig. 2) die wesentlichen Komponenten des chirurgischen Applikationswerkzeugs in der gezeigten Ausführungsform. Der Dorn ist, wie die Fig. 1 zeigt, realisiert als langgestreckt-gebogenes, aus einem zylindrischen Metallmaterial geformtes Werkzeug 10, welches einends einen gebogenen Griffabschnitt 12 (Segment A) und andererseits eine (abnehmbare) Eingriffsspitze 14 ausbildet, die endseitig eines geraden End- bzw. Eingriffssegments 16 (Segment 4) ausgebildet ist. Zwischen dem Griffabschnitt 12, für welchen das Dornmetall eines Außendurchmessers von 2 mm bis 5 mm, insbesondere 2,5 mm bis 3,5 mm, in der gezeigten Weise zu einer Schlaufe als Griffabschnitt für den extrakorporalen Zugriff gebogen ist, und dem Eingriffssegment 16 ist zunächst ein gerades Segment 18 mit einer Länge von ca. 5 cm, ein sich im Radius erweiterndes bogenförmiges Segment 20 vorgesehen, welches dann in das endseitige (distale) gerade Segment 16 übergeht. Ein Biegeradius des gebogenen Segments 30 bewegt sich zwischen ca. 40 cm und ca. 80 cm in Richtung auf das distale Ende.

[0030] Die Fig. 2 verdeutlicht die erfindungsgemäße Hülse 23, welche, realisiert aus einem biegesteifen, transparenten Kunststoffmaterial, mit einer Wandstärke von 2mm, auf die Segmente 18, 20, 16 des Dorns 10 aufschiebbar ist und, abgestützt von einem Widerlagerabschnitt 22, durch Angreifen an den Griffabschnitt 12 und Einführen in eine geeignet im Bauchdeckenbereich vorgesehene Körperöffnung in den Körper, entlang der Beckeninnenwand und bis zum Beckenboden bzw. den dort vorgesehenen pelvinen Nerven bzw. Nervenwurzeln gebracht werden kann; in einem Implantationszustand würde die Spitze 14 dann den konkreten Bereich im Beckeninneren markieren, an welchem die (später einzusetzende) Drahtelektrode mit ihrem Nervenkontaktabschnitt platziert werden kann.

[0031] Wie die Fig. 2 verdeutlicht, ist der schlauchartig langgestreckte Schaftbereich 24 der Hülse 23 in Richtung auf das distale Ende 26 konisch zulaufend ausgebildet, wobei in bevorzugter Ausführungsform, vgl. die

Spitzendarstellung der Fig. 4 im montierten Zustand der Hülse auf dem Dorn 10, ein spitz zulaufender Konus der Hülse 23 bevorzugt stufenlos einen konischen Verlauf der Eingriffsspitze 14 fortsetzt, so dass insoweit in dieser Einführungskonfiguration für das Werkzeug keine Gewebe- oder Gefäßbeschädigungen beim Einführen zu befürchten sind.

[0032] Die Fig. 4, insoweit diese Einführungskonfiguration beschreibend, verdeutlicht, dass das elastische Hülsenmaterial 24 der Hülse 23 dem (segmentweise) geraden bzw. bogenförmigen Verlauf des Dorns folgt und insoweit eine einfach handhabbare und positionierbare Werkzeugkonfiguration vorliegt. Gleichmaßen ist der Werkstoff für den Hülsenmantel 24 so ausgestaltet, dass dieser nicht nur mantelseitig glatt ist (insoweit wiederum günstig für ein reibungs- und rüptionfreies Gleiten bzw. Fortbewegen bei der Werkzeugeinführung und -bewegung im Körper), auch ist das Material derart biegesteif ausgestaltet, dass die Dornform (Fig. 1 bzw. Fig. 4) selbst dann erhalten bleibt, wenn nach dem Erreichen des Implantationsortes durch die Eingriffsspitze 14 der Dorn 10 durch Herausziehen entfernt wird und die Hülse 23 in diesem Betriebs- bzw. Operationsstadium im Körper verbleibt (typischerweise sind die Geometrien so gewählt, dass im dem Segment 18 entsprechenden Längenabschnitt der Hülse diese aus dem Körper heraustritt und in einem dem distalen Bereich 26 entgegengesetzten Öffnungsbereich 28 nach entferntem Dorn 10 eine Einführungsöffnung für einen Elektrodendraht 30 (Fig. 3) anbietet).

[0033] Konkret im Gebrauch würde dieser Elektrodendraht einer typischen Länge zwischen 50 cm und 70 cm dann mit seinem distalen Nervenkontaktabschnitt 32 (die Fig. 3 zeigt insoweit zwei Varianten, 32 sowie, gesondert vergrößert herausgehoben, die alternative Ausgestaltung 32') in die Hülse 24 eingeschoben und im hohlzylindrischen Hülseninnenraum 25 geführt. Bevorzugt unter visuell-optischer Kontrolle eines geeignet über einen separaten Körpereingang an den Implantationsort gebrachtes Endoskops wird in der Bedienung des erfindungsgemäßen Systems der Elektrodendraht mit dem distalen Ende 32 bzw. 32' soweit vorgeschoben, bis er aus dem distalen Hülsenende 26 heraustritt; die Hülse hat im günstigen Fall ihre Position, in welche sie durch den Dorn 10 gebracht wurde, nicht verändert, so dass dann der Nervenkontaktabschnitt 32 bzw. 32' bereits an der vorgesehen Nervenkontaktposition (Implantationsposition) am gewünschten Nerv liegt. Ggf. hat der Operateur die Möglichkeit, durch geringe manuelle Betätigung der Hülse 23 vom extrakorporalen Hülsenende 28 aus Feinjustagen am Eingriffsort unter endoskopischer Kontrolle vorzunehmen.

[0034] Die einen Außendurchmesser von ca. 1,8 mm aufweisende und im gezeigten Ausführungsbeispiel 4-polig (Bezugszeichen 32) bzw. 3-polig (Bezugszeichen 32') ausgestaltete Mehrpol-Elektrode ist an einem dem distalen Ende 32 entgegengesetzten Anschlussabschnitt 34 in ansonsten bekannter Weise durch Periphe-

rielektronik (etwa eine Herzschrittmacherelektronik) o.dgl. implantierbaren elektrischen Impulsgeber) mechanisch und elektrisch kontaktierbar, wobei die jeweiligen, in der Fig. 3 distal gezeigten mantelseitigen Kontaktflächen über geeignete Lizenstrukturen im Inneren der Drahtelektrode geführt und im Endbereich 34 kontaktierbar sind.

[0035] Zusätzlich weist der erfindungsgemäße Elektrodendraht 30 Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel in Form von mantelseitig ansitzenden, radial in Richtung auf das proximale Ende 34 gerichteten Flügeln 36 auf, welche, um den Umfang des Manteldrahtes herum verteilt, so angeordnet bzw. (bevorzugt einstückig) befestigt sind, dass diese während des Verschiebens (Gleitens) im Hülsen-Innenraum 25 nah am Elektrodenmantel anliegen und insoweit einen einfachen, kraftarmen Vorschub ermöglichen, jedoch in einem freigelegten Zustand im Körper (insbesondere nach dem Entfernen der Hülse 23) nach dem die Elektrode 30 platziert ist, durch radiales Aufweiten (Spreizen) und/oder in der Art einer Widerhakenstruktur eine Sperrwirkung gegen Zugkräfte am Draht entfalten, welche in Richtung des proximalen Endes 34 gerichtet sind. Mit anderen Worten, die sich flügelartig entfaltenden Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel 36 sorgen erfindungsgemäß vorteilhaft für eine Verankerung der Drahtelektrode 30 im Körper, so dass insbesondere Körperbewegungen oder aber eine unbeabsichtigte Zugwirkung auf die Elektrode 30 keine unbeabsichtigte Verschiebung oder gar Extraktion der Elektrode von ihrem Eingriffsort bewirken.

[0036] Denselben Zweck verfolgen am distalen Eingriffsende vorgesehene, analog flügelartig ausgebildete Widerhakenabschnitte 38 bzw. 38' (bei einem, in der Variante am distalen Ende 32' schmaleren Spitzenverlauf der Elektrode, insoweit in diesem Spitzenbereich ausgebildeten Widerhaken 38'), so dass zusätzlich und bereits ab dem Zeitpunkt des Heraustretens der Elektrode 30 aus dem distalen Ende der Hülse 26 eine gewisse Sperrwirkung bzw. Sicherung gegen unbeabsichtigtes Zurückziehen geboten ist. Gerade die distalen Verankerungen (Widerhakenmittel) 38 bzw. 38' bewirken dann auch vorteilhaft, das nach dem vollständigen Einschieben der Elektrode 30 erfolgenden manuellen Herausziehen der Hülse 23 nicht etwa ein Mitnehmen des Drahtes erfolgt, dieser verbleibt in seiner gewünschten implantierten Position, behält seinen (wiederum durch die vorbestimmte Krümmung der Hülse bzw. dem Dorn) vorbestimmten Implantations-Verlauf und ist im Idealfall vollständig unbeeinträchtigt von der Entfernung der Hülse 23, so dass am Ende dieses Bedienungsschrittes des erfindungsgemäßen chirurgischen Applikationswerkzeugs die Drahtelektrode 30 als alleinige implantierte Baugruppe im Körper verbleibt.

[0037] Im weiteren Betrieb würde nunmehr über das kontaktseitige, proximale Ende 34 der implantierten Elektrode 30 entweder zunächst ein Elektroden-Funktionstest (über extrakorporal angeschlossene Signalerzeugungsmittel und entsprechende Beobachtung der

Nervenreaktion) erfolgen, oder es würde bereits, unmittelbar an das Ende 34 anschließbar oder mittels eines zusätzlich möglichen Verbindungsdrahtes 42 (Fig. 6) vorsehbar, der (nicht gezeigte) Impulsgeber geeignet konnektiert und dann seinerseits unter der Haut des Patienten geeignet platziert werden; die weiterbildungsge-
 5 gemäß vorteilhafte Verlängerung 42, in Verbindung mit einer (erneuten) Verwendung des chirurgischen Applikationswerkzeugs bestehend aus Dorn 10 und Hülse 23 zum Verlegen des Verlängerungsdrahtes 42 aus der Endposition des Drahtendes 34 in eine andere Körper-
 10 position ermöglicht größere Flexibilität in der Implantation, zusätzlich erfährt der betroffene Patient an der für die Einführung des Applikationswerkzeugs notwendigen Öffnung eine geringere Belastung bzw. Infektionsgefahr durch den zu implantierenden Signalgenerator. Im Idealfall kann diese Körperöffnung vollständig verschlossen werden und ohne weitere Belastung (mit Ausnahme dann der Verbindung zwischen den Leitungen 30, 42) ausheilen.

[0038] Besonders günstig ist es, wenn die Erfindung in der in Fig. 6 schematisch gezeigten Art mit den benötigten Komponenten in der Art einer einfach zugreifbaren Packung bzw. eines Kitts bereitgestellt wird. Neben den diskutierten Hauptkomponenten Dorn 10 und Hülse 23 zeigt dieses Kitt insoweit auch ein alternatives Eingriffsspitzen-
 25 element 44, welches, austauschbar mittels der Schraubung o.dgl. gegen ein konisch zulaufendes, stumpfes Element 14 (Fig. 5) besonders geeignet ist, in dem fakultativ beschriebenen zweiten Verwendungs- bzw. Behandlungsschritt für das Verlängerungskabel 42 dessen Verlauf (typischerweise nahe der Haut im Bauchbereich) auszuformen.

[0039] Die vorliegende Erfindung ist nicht auf die gezeigten Ausführungsbeispiele beschränkt; so ist es insbesondere möglich und bevorzugt, nicht nur den Dorn bzw. die Hülse geeignet durch Biegen bzw. Formgestaltung an jeweilige orthopädisch-geometrische Bedingungen in einem Beckeninnenbereich eines jeweiligen Patienten anzupassen, auch ermöglicht etwa die Materialwahl für den Dorn ein Nachbiegen bzw. ein zusätzliches Einbringen von im Einzelfall sinnvollen oder vorteilhaften weiteren Deformationen des Werkzeugverlaufs, welcher gemäß der Erfindung insoweit den Einführungs- und Implantationsverlauf für die Drahtelektrode vorgibt.
 45

Patentansprüche

1. Elektrodendraht, mit einem langgestreckten, mindestens einen Innenleiter sowie einen diesen umhüllenden Mantel aufweisenden Leitungsabschnitt (30),
 einem einends des Leitungsabschnitts zum kontaktierenden Zusammenwirken mit einem Nerv eines menschlichen Beckeninnenbereichs ausgebildeten, ein- oder mehrpoligen Nervenkontaktabschnitt (32),
 der eine mit dem Innenleiter verbundene mantelsei-

tige Kontaktfläche aufweist, und einem anderenends des Leitungsabschnitts zum elektrischen Kontaktieren des mindestens einen Innenleiters mit einer Peripherievorrichtung ausgebildeten Anschlussabschnitt,

gekennzeichnet durch insbesondere dem Nervenkontaktabschnitt benachbarte mantelseitig vorgesehene Widerhaken- und/oder Verriegelungsmittel (36), die ein bidirektionales Gleiten des Elektrodendrahts in einer Hülse, insbesondere der Hülse des Applikationswerkzeugs nach einem der Ansprüche 1 bis 8, gestatten

und in einem in einen menschlichen Beckeninnenbereich ohne oder bei entfernter Hülse implantierten Zustand ein Gleiten des Elektrodendrahts in einer Richtung des Anschlussabschnitts gegenüber dem Gleiten in einer entgegengesetzten Richtung des Nervenkontaktabschnitts sperren oder behindern.

2. Elektrodendraht nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel als von dem Mantel schuppenartig und/oder als relativ zur radialen Richtung geneigt vorgesehene Materialabschnitte (36) ausgebildet sind.

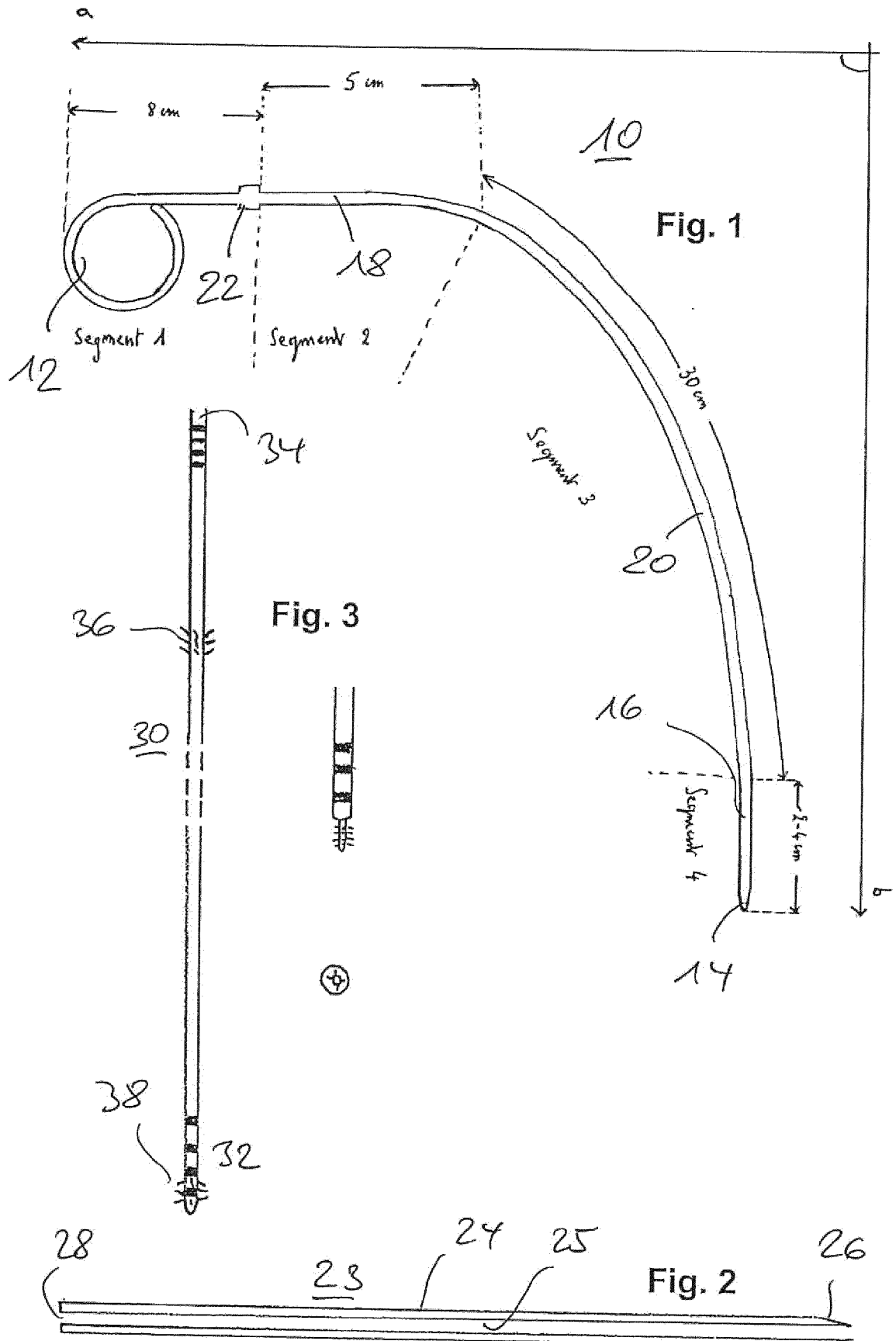
3. Elektrodendraht nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Materialabschnitte flügelartig um den Umfang des Mantels herum und/oder entlang einer Erstreckung des Mantels mehrreihig verteilt und bevorzugt einstückig oder unlösbar ansitzend ausgebildet sind.

4. Elektrodendraht nach einem der Ansprüche 1 bis 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Elektrodendraht einen Außendurchmesser außerhalb der Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel im Bereich von 0,8 mm bis 3 mm, insbesondere zwischen 1 mm und 1,8 mm, aufweist.

5. Elektrodendraht nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Mantel zumindest abschnittsweise Markierungen für eine Erstreckungsrichtung des Elektrodendrahts, insbesondere außerhalb der Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel, aufweist.

6. System zur chirurgischen Implantation eines Elektrodendrahts in einem Beckeninnenbereich eines menschlichen Körpers, **gekennzeichnet durch** ein chirurgisches Applikationswerkzeug zum Implantieren eines Elektrodendrahts an Nerven in einen Beckeninnenbereich eines menschlichen Körpers mit einem eine Eingriffsspitze (14), einen Schaftabschnitt (18, 20) sowie einen zur extrakorporalen Handhabung ausgebildeten Griffabschnitt (12) aufweisenden Dorn und einer sich zumindest entlang des Schaftab-

- schnitts erstreckenden, auf diesem fñhrbaren und in einem in den Kñrper eingefñhrten Zustand vom Dorn lñsbaren Hñlse (23), die zum Einsetzen und Fñhren des Elektrodendrahts **durch** einen Hñlsen-Innenraum bei entferntem Dorn ausgebildet ist, wobei der Schaftabschnitt zumindest segmentweise bogenfñrmig und bevorzugt plastisch verformbar ausgebildet ist, ein Biegeradius eines bogenfñrmigen Segments des Dorns zwischen 15 cm und 70 cm, insbesondere zwischen 20 cm und 50 cm betrñgt und der Griffabschnitt zum manuellen Drehen und/oder Verschwenken des Schaftabschnitts in dem in den Kñrper eingefñhrten Zustand ausgebildet ist und den Elektrodendraht nach einem der Ansprñche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet** dass die Hñlse eine an einen Außendurchmesser des Elektrodendrahts angepasste Innenweite so aufweist, dass ein **durch** die Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel unbeeintrñchtigtes Gleiten des Elektrodendrahts in der Hñlse erfolgen kann.
7. System nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Elektrodendraht eine Lñnge von 40 cm bis 70 cm und/oder eine grñßere Lñnge als das Applikationswerkzeug nach einem der Ansprñche 1 bis 8 aufweist.
8. System nach Anspruch 6 oder 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Elektrodendraht die Widerhaken- bzw. Verriegelungsmittel an einem Mantelabschnitt aufweist, der einem Ùbergangsbereich des bogenfñrmigen Segments zum Griffabschnitt des Dorns entspricht.
9. System nach einem der Ansprñche 6 bis 8, **gekennzeichnet durch** mit dem Anschlussabschnitt mechanisch und elektrisch verbindbare und implantierbare Verbindungs-Kabelmittel.
10. System nach einem der Ansprñche 6 bis 9, **gekennzeichnet durch** mit dem Anschlussabschnitt und/oder einem zwischengeschalteten Verbindungskabel mechanisch und elektrisch verbindbare, implantierbar ausgebildete Signalerzeugungsmittel.
11. System nach Anspruch 6 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Dorn aus einem Metallmaterial einer Lñnge von 25 cm bis 70 cm, bevorzugt 30 cm bis 60 cm, weiter bevorzugt zwischen 40 cm und 50 cm, realisiert ist.
12. System nach Anspruch 6 bis 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein bevorzugt konstanter Außendurchmesser des Dorns zwischen 2 mm und 6 mm, insbesondere zwischen 3 mm und 5 mm, betrñgt und weiter bevorzugt an eine lichte Innenweite des Hñl-
- sen-Innenraums spielbehaftet angepasst ist.
13. System nach einem der Ansprñche 6 bis 12, **dadurch gekennzeichnet, dass** der eine Krñmmung oder Abwinkelung aufweisende Griffabschnitt in der Ebene des bogenfñrmigen Segments liegt.
14. System nach einem der Ansprñche 6 bis 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Dorn zwischen dem Griffabschnitt und dem mindestens einen bogenfñrmigen Segment ein griffseitiges gerades Segment, bevorzugt einer Lñnge zwischen 3 cm und 7 cm, weiter bevorzugt zwischen 4 cm und 6 cm, aufweist und/oder zwischen der Eingriffsspitze und dem mindestens einen bogenfñrmigen Segment ein eingriffsseitiges gerades Segment aufweist, bevorzugt einer Lñnge zwischen 1 cm und 5 cm, weiter bevorzugt zwischen 2 cm und 4 cm.
15. System nach einem der Ansprñche 6 bis 14, **dadurch gekennzeichnet, dass** das bogenfñrmige Segment eine von einem Kreisbogen verschiedene, sich in Richtung auf die Eingriffsspitze radial vergrñßernde Bogenform und/oder einen S-fñrmigen Bogenverlauf aufweist.
16. System nach einem der Ansprñche 6 bis 15, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Dorn ein lñs- und/oder austauschbares Eingriffsspitzenelement (14) aufweist, insbesondere konisch zulaufend mit einem stumpfen Ende ausgebildet und gegen ein spitz zulaufend ausgebildetes Eingriffsspitzenelement austauschbar realisiert ist.
17. System nach einem der Ansprñche 6 bis 16, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Hñlse aus einem plastisch deformierbaren und/oder biegesteifen Werkstoff und/oder aus einem zumindest abschnittsweise transparenten Werkstoff realisiert ist.



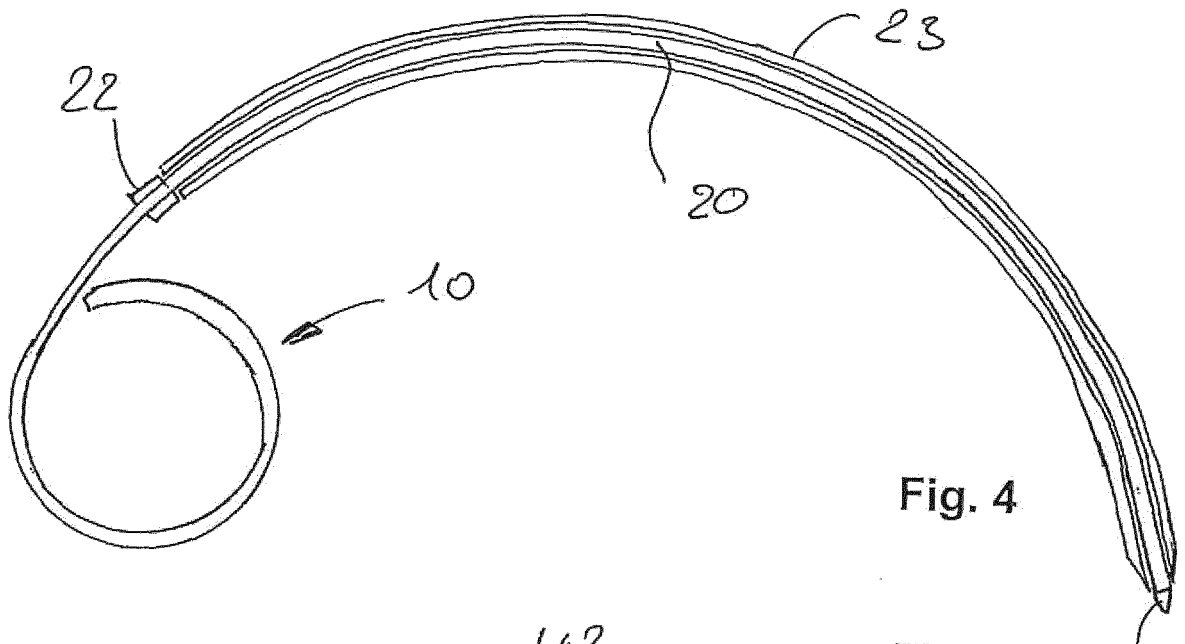


Fig. 4

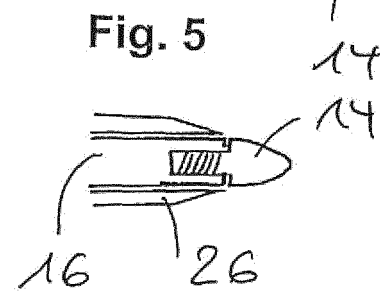


Fig. 5

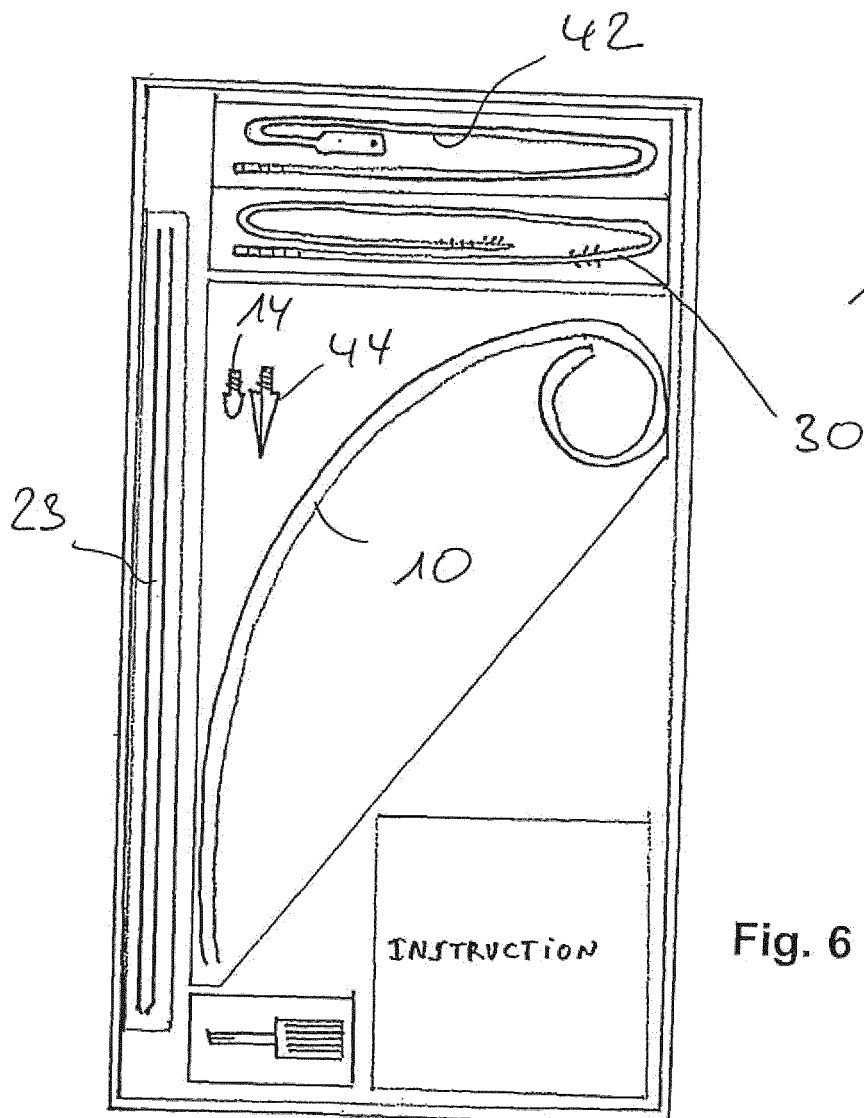


Fig. 6



EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

 Nummer der Anmeldung
EP 18 18 2577

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	US 2008/103576 A1 (GERBER MARTIN T [US]) 1. Mai 2008 (2008-05-01)	1-5	INV. A61N1/05 A61B17/34
Y	* das ganze Dokument *	6-17	

X	US 2008/269763 A1 (BONDE ERIC H [US] ET AL) 30. Oktober 2008 (2008-10-30)	1-5	ADD. A61B17/00
Y	* Abbildungen 3A, 4A, 10, 13A-D * * Absatz [0002] - Absatz [0003] * * Absatz [0058] * * Absatz [0064] * * Absatz [0088] - Absatz [0089] *	6-17	

X	US 2008/183257 A1 (IMRAN MIR A [US] ET AL) 31. Juli 2008 (2008-07-31)	1-5	
	* Abbildungen 1A-B, 2, 17A-20 * * Absätze [0092] - [0095] * * Absätze [0125] - [0127] *		

A	WO 2011/103530 A2 (NORTH RICHARD B [US]) 25. August 2011 (2011-08-25)	6-17	
	* Abbildungen 2, 10 * * Seite 6, Zeile 6 - Zeile 16 * * Seite 18, Zeile 19 - Zeile 4 *		

Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC)
			A61N A61B
1			
Recherchenort		Abschlußdatum der Recherche	Prüfer
Den Haag		12. September 2018	Emirdag, Eda
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE			
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03.92 (P04C03)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 18 18 2577

5 In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.
 Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

12-09-2018

10	Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
15	US 2008103576 A1	01-05-2008	AT	486628 T		15-11-2010
			EP	2086630 A1		12-08-2009
			US	2008103576 A1		01-05-2008
			WO	2008054446 A1		08-05-2008
20	US 2008269763 A1	30-10-2008	EP	2144567 A1		20-01-2010
			US	2008269763 A1		30-10-2008
			WO	2008134194 A1		06-11-2008
25	US 2008183257 A1	31-07-2008	AU	2008210504 A1		07-08-2008
			CA	2676804 A1		07-08-2008
			CN	101678203 A		24-03-2010
			EP	2111253 A2		28-10-2009
			JP	5562648 B2		30-07-2014
			JP	2010516436 A		20-05-2010
			US	2008183257 A1		31-07-2008
			US	2015251004 A1		10-09-2015
30	WO 2011103530 A2	25-08-2011	WO	2008094952 A2		07-08-2008
			EP	2539016 A2		02-01-2013
			US	2013110210 A1		02-05-2013
35			WO	2011103530 A2		25-08-2011
40						
45						
50						
55						

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

专利名称(译)	电极线和用于植入这种电极线的系统		
公开(公告)号	EP3415197A1	公开(公告)日	2018-12-19
申请号	EP2018182577	申请日	2014-02-14
[标]申请(专利权)人(译)	POSSOVER MARC博士教授		
申请(专利权)人(译)	POSSOVER , MARC教授. DR.		
当前申请(专利权)人(译)	POSSOVER , MARC教授. DR.		
[标]发明人	POSSOVER MARC PROF DR		
发明人	POSSOVER, MARC, PROF. DR.		
IPC分类号	A61N1/05 A61B17/34 A61B17/00		
CPC分类号	A61B17/3468 A61B2017/00473 A61B2017/00946 A61B2017/3454 A61N1/0558		
优先权	202013102904 2013-07-02 DE 61/764592 2013-02-14 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该方法涉及腹腔镜形成通过腹部的第一次进入。通过第二入口引入涂抹器组件，其中涂抹器组件设置有柔性导引器套筒和放置在套筒中的弯曲涂抹器工具（10）。操纵弯曲涂抹器工具的近端以将弯曲涂抹器工具的远端定位在识别的暴露神经处。将电极引线穿过敷抹器组件放置到神经。在操作近端期间通过第一次进入腹腔镜观察该工具。以下还包括独立权利要求：（1）用于将电极植入骨盆神经的内腔部分的装置（2）电极组件。

