



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 28 439 T2 2006.08.03**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 135 078 B1**

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

(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 28 439.2**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US99/28553**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 964 055.0**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2000/032130**

(86) PCT-Anmeldetag: **01.12.1999**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **08.06.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **26.09.2001**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **16.11.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **03.08.2006**

(30) Unionspriorität:
203922 02.12.1998 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE**

(73) Patentinhaber:
C.R. Bard, Inc., Murray Hill, N.J., US

(72) Erfinder:
GIBSON, A., Charles, Malden, US

(74) Vertreter:
HOFFMANN & EITLE, 81925 München

(54) Bezeichnung: **INTERNER MECHANISMUS ZUM VERSETZEN EINER VERSCHIEBBAREN ELEKTRODE**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

Gebiet der Erfindung

[0001] Diese Erfindung bezieht sich auf medizinische Vorrichtungen zur Durchführung von Diagnosen, Kartierungen, Ablationen und anderen Verfahren, und insbesondere auf eine medizinische Vorrichtung, die eine verschiebbare Elektrode, die verschiebbar an der Vorrichtung befestigt ist und relativ zu der Vorrichtung beweglich ist, aufweist.

Hintergrund der Erfindung

[0002] Herzrhythmusstörungen, gewöhnlich bekannt als unregelmäßige Herzschläge oder rasende Herzen, sind das Ergebnis verschiedener Fehler im Herzen selbst. Ein derartiger Defekt ist ein untypischer Strang einer Muskelfaser im Herzen, der eine krankhafte Kurzschluss-Leitung für sich durch das Herzgewebe bewegend elektrische Impulse bereitstellt. Diese zusätzliche Leitung veranlasst die elektrischen Impulse, die sich normalerweise von der oberen zu der unteren Herzkammer bewegen, oft zu der oberen Kammer zurückgeführt zu werden, wodurch das Herz dazu veranlasst wird, unregelmäßig zu schlagen und daher ineffizient Blut zu pumpen.

[0003] Ein anderer bekannter Typ von Herzrhythmusstörungen ist die ventrikuläre Tachykardie (VT), die eine Komplikation als Folge eines Herzinfarkts oder einer temporären Reduzierung der Blutversorgung eines Bereichs des Herzmuskels darstellen kann. VT wird oft durch eine winzige Läsion, typischerweise in der Größenordnung von einem bis zwei Millimetern verursacht, die nahe der inneren Oberfläche der Herzkammer lokalisiert ist. Diese Läsion wird oft als „aktive Stellen bezeichnet, da sie nicht gemäß der Abfolge des übrigen Herzmuskels „schießt“. Die VT verursacht eine Veränderung der normalen Herzrhythmus-Kontraktion, wodurch die Herzfunktion beeinträchtigt wird. Ein typisches Symptom sind schnelle, ineffiziente Herzschläge.

[0004] Nicht-chirurgische Verfahren, wie die Handhabung von Arzneimitteln, werden bei Behandlung von Herzrhythmusstörungen bevorzugt. Jedoch sind einige Rhythmusstörungen mit Arzneimitteln nicht behandelbar. So ist beispielsweise eine Arzneimitteltherapie zur Behandlung einer VT typischerweise nur bei 30 bis 50 Prozent der Patienten erfolgreich. Aufgrund dieser geringen Erfolgsrate besteht eine andere herkömmliche Behandlungsmaßnahme darin, ein chirurgisches Behandlungsverfahren durchzuführen. Gemäß diesen Behandlungsverfahren werden in dem Herzen verschiedene Einschnitte vorgenommen, um Leitungswege zu blockieren und so durch Aufteilung des Herzvorhof-Bereichs diesen für einen Vielfach-Wiedereintritt von kleinen Wellen empfänglich zu machen, mit dem Bestreben, die Rhythmus-

störungen zu beseitigen. Alternativ kann ein automatischer, implantierbarer Kardioverter/Defibrillator (AICD) chirurgisch in den Patienten implantiert werden, wie in US-Patent Nr. 4,817,608 von Shapland et al. beschrieben. Obwohl diese chirurgischen Behandlungsverfahren heilend sein können, sind sie mit einer erhöhten Morbidität und erhöhten Mortalitätsraten verbunden und sind extrem teuer. Selbst die Verwendung eines AICDs erfordert einen umfangreichen chirurgischen Eingriff. Ferner können Patienten in fortgeschrittenem Alter oder kranke Patienten eine derartige invasive Operation oft nicht vertragen.

[0005] Es wurden minimal invasive Techniken entwickelt, die dazu verwendet werden, Herzbereiche zu lokalisieren, die für Herzrhythmusstörungen verantwortlich sind, und auch um die Kurzschluss-Funktion dieser Bereiche zu deaktivieren. Gemäß diesen Techniken werden elektrische Energieschläge auf einen Abschnitt des Herzgewebes aufgebracht, um das Gewebe zu ablatieren und Narben zu erzeugen, welche die Wiedereintritt-Leitungswege unterbrechen. Die zu ablatierenden Bereiche werden gewöhnlich zunächst durch endokardiale Kartierungstechniken bestimmt. Die Kartierung schließt typischerweise die perkutane Einführung eines Diagnose-Katheters in den Patienten mit ein, wobei der Diagnose-Katheter eine oder mehrere Elektroden aufweist und der Diagnose-Katheter durch ein Blutgefäß (z.B. die Oberschenkel-Vene oder die Aorta) und in eine endokardiale Stelle (z.B. den Vorhof oder den Ventrikel des Herzens) geführt wird, und wobei eine Tachykardie induziert wird, so dass eine stetige, zeitgleiche Aufnahme an jeder der einzelnen verschiedenen endokardialen Positionen mit einem Vielkanal-Aufnahmegerät vorgenommen werden kann. Wenn ein Tachykardie-Feld lokalisiert ist, wie in der Elektrokardiogramm-Aufnahme angezeigt, wird es mittels eines Röntgenbilds markiert, so dass Herzrhythmusstörungen an der lokalisierten Stelle ablatiert werden können. Ein Ablationskatheter mit einer oder mehreren Elektroden kann dann dem an die Elektrode angrenzenden Gewebe elektrische Energie zuführen, um eine Läsion in dem Gewebe zu bilden. Eine oder mehrere geeignet positionierte Läsionen bilden einen nekrotischen Gewebebereich, um die durch das Tachykardie-Feld verursachte Störung zu deaktivieren.

[0006] Herkömmliche Katheterablations-Techniken verwenden Katheter mit einer einzelnen Elektrode, die an ihrer Spitze in Form eines einzelnen elektrischen Pols ausgebildet ist. Der andere elektrische Pol wird gewöhnlich durch eine Gegenelektrode, die sich in Kontakt mit einem externen Körperteil des Patienten befindet, bereitgestellt, um eine kapazitive Kopplung der Ablations-Energiequelle (DC, Laser, RF, usw.) zu bilden. Es sind andere Ablationskatheter bekannt, bei denen mehrere Elektroden bereitgestellt werden. Die WO 97/42893 offenbart die technischen

Merkmale des Oberbegriffs (des Abschnitts vor dem kennzeichnenden Teil) der unabhängigen Ansprüche. Die WO 97/42893 offenbart einen Ablationskatheter mit einer verschiebbaren Elektrode, die verschiebbar auf einem Schaft befestigt ist. Die verschiebbare Elektrode ist mittels eines Leiters, der in einer Oberflächen-Nut oder einem Oberflächen-Kanal auf dem Schaft angeordnet ist, mit einem Elektrodenverschiebungsmechanismus verbunden.

[0007] Die Ablation wird durch Zuführen von elektrischer Energie zu den Katheter-Elektroden durchgeführt, sobald sich die Elektroden in Kontakt zu dem Herzgewebe befinden. Die Energie kann beispielsweise in der Form von RF, DC, Ultraschall, Mikrowellen, oder Laserstrahlung bereitgestellt sein. Wenn die RF-Energie zwischen der distalen Spitze eines Standard-Elektroden-Katheters und einer Gegenelektrode zugeführt wird, befindet sich dort ein lokalisierter RF-Heizeffekt. Dieser bildet eine genau definierte, diskrete Läsion, die etwas größer ist als die Spitzenelektrode (d.h. der „Zerstörungsbereich“ der Elektrode) und verursacht auch eine Temperaturerhöhung des mit der Elektrode in Kontakt stehenden Gewebes.

[0008] Oft, um Herzrhythmusstörungen, wie Vorhofflattern und Vorhofflimmern, zu bewältigen, ist es notwendig eine lange, durchgehende Läsion (d.h. eine geradlinige Läsion) zu bilden. Ein herkömmliches Ablationsverfahren zur Bildung dieser geradlinigen Läsionen wird gewöhnlich als „Zieh“-Verfahren bezeichnet, bei dem ein Ablations-Katheter, der eine oder mehrere Ablations-Elektroden trägt, derart bedient wird, dass er durch ein Blutgefäß eines Patienten und zu der erwünschten Stelle innerhalb des Herzens des Patienten bewegt wird. Eine oder mehrere dieser Elektroden werden derart bedient, dass sie sich in Kontakt zu dem Herzgewebe befinden. Die Ablationsenergie wird dann der Elektrode bzw. den Elektroden zugeführt, wodurch sie veranlasst werden, das angrenzende Gewebe aufzuheizen und zu vernarben, um eine Läsion zu bilden, die typischerweise etwas größer ist als der Oberflächenbereich der Elektrode, welcher das Gewebe berührt (der Zerstörungsbereich der Elektrode). Nachdem die Elektrode das angrenzende Gewebe ablatiert hat, bewegt der Kliniker dann manuell den Katheter um ein ausgewähltes Maß durch Ziehen an dem Katheterschaft, so dass die Elektrode bzw. die Elektroden dann ausgerichtet sind und unterschiedliches Gewebe berühren, und wobei die Ablationsenergie wieder der Elektrode bzw. den Elektroden zugeführt wird, um das Gewebe zu ablatieren. Durch Fortführung dieses Verfahrens beabsichtigt der Kliniker eine durchgehende, geradlinige Läsion zu bilden, um eine aberrierende Bahn zu blockieren.

[0009] Jedoch weist dieses Verfahren des Ziehens des Katheterschafts eine Anzahl von Nachteilen auf.

Beispielsweise, sobald der Abschnitt des Katheterschafts, der die Ablations-Elektrode trägt, einen guten Gewebekontakt herstellt, ist es unerwünscht, den Katheterschaft zu bewegen, aufgrund des Risikos, den Gewebekontakt zu verlieren.

[0010] Andere beabsichtigten dieses Problem unter Verwendung einer relativ langen, zylindrischen Elektrode, die auf dem Katheterschaft befestigt ist, zu bewältigen. Die lange Elektrode kann längere Läsionen bilden, ohne dass es erforderlich ist, dass die Elektrode (und somit der Katheterschaft) bewegt wird. Jedoch bringt die Verwendung von langen Elektroden wesentliche Nachteile mit sich, wobei ein Nachteil darin besteht, dass eine längliche Elektrode die Biegsamkeit des Katheters vermindert, derart, dass der Katheter nicht dazu geeignet ist, aufgrund des Begräbigungseffekts der Elektrode(n) eine erwünschte Kurve anzunehmen.

[0011] Demnach ist es ersichtlich, dass ein fortwährender Bedarf für eine Vorrichtung zur Durchführung von Ablationen besteht, welche die Bildung von geradlinigen Läsionen ermöglicht. Zusätzlich besteht Bedarf für eine Vorrichtung, die es nicht erforderlich macht, dass der Chirurg manuell an dem Katheterschaft zieht, um eine geradlinige Läsion zu bilden. Die vorliegende Erfindung behandelt diese Erfordernisse.

Zusammenfassung der Erfindung

[0012] Gemäß einem Aspekt der Erfindung, ist eine Elektrode verschiebbar auf einem rohrförmigen Element, wie einem Katheterschaft befestigt. Ein Elektrodenverschiebungsmechanismus erstreckt sich innerhalb des Katheterschafts durch den Katheterschaft und greift durch einen in der Katheterschaftswand ausgebildeten, in Längsrichtung verlaufenden Schlitz in die Elektrode ein. Der Mechanismus ist betriebsmäßig dazu ausgebildet, die Elektrode relativ zu dem Katheterschaft zu verschieben. Auf diese Weise kann der Katheter derart bedient werden, dass er zu der Kontaktstelle mit dem Gewebe des Patientenherzens bewegt wird, und der Mechanismus wird betätigt, um die Elektrode in Längsrichtung relativ zu dem Katheterschaft und somit relativ zu dem Herzgewebe zu verschieben. Daher kann die Elektrode verwendet werden, um geradlinige Läsionen zu bilden oder kann für die Kartierung und andere diagnostische Anwendungen bewegt werden, wobei die Beweglichkeit der Elektrode dem Kliniker ermöglicht, dynamisch den Zwischenraum zwischen der beweglichen Elektrode und einer anderen befestigten Elektrode, die an dem Katheterschaft oder anderswo befestigt ist, einzustellen, all diese ohne das Erfordernis der Bewegung des Katheterschafts selbst.

[0013] Obwohl die Erfindung dahingehend beschrieben wurde, dass sie eine verschiebbare Elek-

trode aufweist, ist es ersichtlich, dass die Erfindung mehrere verschiebbare Elektroden aufweisen kann, die von einem oder mehreren Elektrodenverschiebungsmechanismen angetrieben werden.

[0014] Bei einer veranschaulichenden Ausführungsform ist die vorliegende Erfindung auf eine medizinische Vorrichtung gerichtet, mit einem länglichen, rohrförmigen Schaft, der einen darin ausgebildeten, in Längsrichtung verlaufenden Schlitz besitzt, einer verschiebbar auf dem Schaft über dem Schlitz befestigten Elektrode, und einem Elektrodenverschiebungsmechanismus, der sich zur Verbindung mit der Elektrode durch den Schaft und den Schlitz erstreckt, und betriebsmäßig dazu ausgebildet ist, die Elektrode relativ zu dem Schaft zu verschieben.

[0015] Bei einer anderen veranschaulichenden Ausführungsform ist die Erfindung auf einen Katheter für die Durchführung einer medizinischen Prozedur gerichtet, umfassend: einen länglichen, rohrförmigen Schaft, der einen darin an einer vorgegebenen Stelle ausgebildeten, in Längsrichtung verlaufenden Schaft besitzt, wobei der Schaft mindestens ein inneres Lumen darin bildet und wobei sich der Schaft in das Lumen erstreckt; eine verschiebbar in Ausrichtung mit zumindest einen Abschnitt des Schlitz auf dem Schaft befestigte Elektrode; und einen Elektrodenverschiebungsmechanismus, der sich zur Verbindung mit der Elektrode durch das Lumen und den Schlitz erstreckt, wobei der Elektrodenverschiebungsmechanismus betriebsmäßig dazu ausgebildet ist, die Elektrode relativ zu dem Schaft zu verschieben.

Beschreibung der Zeichnungen

[0016] Andere Objekte, Merkmale und Vorteile der oben in der Zusammenfassung der Erfindung beschriebenen Erfindung werden aus der folgenden, detaillierten Beschreibung von bevorzugten Ausführungsformen, die nur der Veranschaulichung dienen, unter Hinzuziehung der beigefügten Zeichnungen klarer verständlich, in denen:

[0017] [Fig. 1](#) eine perspektivische Ansicht einer medizinischen Vorrichtung ist, an der eine verschiebbare Vorrichtung gehalten ist, und die eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung veranschaulicht;

[0018] [Fig. 2](#) eine geteilte Seitenansicht in vergrößertem Maßstab der verschiebbaren, in der medizinischen Vorrichtung von [Fig. 1](#) enthaltenen Elektrode ist;

[0019] [Fig. 3](#) eine Schnittansicht entlang der Linie 3-3 aus [Fig. 2](#) in Blickrichtung der Pfeile ist;

[0020] [Fig. 4](#) eine Schnittansicht entlang der Linie

4-4 aus [Fig. 2](#) in Blickrichtung der Pfeile ist; und

[0021] [Fig. 5](#) eine perspektivische Ansicht einer anderen veranschaulichenden Ausführungsform der medizinischen Vorrichtung der vorliegenden Erfindung ist.

Detaillierte Beschreibung bevorzugter Ausführungsformen

[0022] Bezugnehmend nun auf die Zeichnungen, und insbesondere auf die [Fig. 1](#), ist dort eine medizinische Vorrichtung **10** gemäß einer veranschaulichenden Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dargestellt.

[0023] Bei einer veranschaulichenden Ausführungsform weist die medizinische Vorrichtung **10** eine verschiebbare Elektrode **12** auf, die verschiebbar an dem länglichen Katheterschaft **14** der Vorrichtung **10** befestigt ist und welche wahlweise relative zu dem Katheterschaft entweder in distaler oder proximaler Richtung entlang des Katheterschafts **14** beweglich ist. Ein Elektrodenverschiebungsmechanismus, allgemein mit **16** gekennzeichnet, ist mit der verschiebbaren Elektrode **12** verbunden und ist betriebsmäßig dazu ausgebildet, die Elektrode, und daher auch die medizinische Vorrichtung **10**, relativ zu dem Katheterschaft **14** zu bewegen.

[0024] Daher, beispielsweise bei einer Ablationsprozedur, kann die Vorrichtung **10** derart bedient werden, dass sie durch die Blutgefäße eines Patienten bewegt wird bis die Elektrode **12** an der erwünschten Stelle angeordnet ist, beispielsweise in Kontakt zu einer „aktiven Stelle“ in dem Herzen. Ablationsenergie wird der Elektrode zugeführt, um das angrenzende Gewebe zu zerstören. Der Kliniker bedient dann den Elektrodenverschiebungsmechanismus **16**, um die Elektrode **12** relativ zu dem Schaft um eine gewählte Distanz zu bewegen, und der Elektrode wird wieder Ablationsenergie zugeführt, um das Gewebe zu ablatieren. Die Prozedur wird ein oder mehrere Male wiederholt, um eine durchgehende, geradlinige Läsion zu bilden.

[0025] Bezugnehmend auf [Fig. 1](#) ist die medizinische Vorrichtung **10** in einer veranschaulichenden Ausführungsform in der Form eines Katheters, beispielsweise eines Ablationskatheters, Kartierungs-Katheters oder eines anderen Diagnose-Katheters, ausgebildet. Es ist ersichtlich, dass die medizinische Vorrichtung **10** der vorliegenden Erfindung viele unterschiedliche Formen annehmen kann, derart, dass jede medizinische Vorrichtung ein in den Körper eines Patienten einzuführendes Einführelement aufweist. In der veranschaulichenden Ausführungsform weist der Katheter den Katheterschaft **14** auf, der vorzugsweise ein herkömmlicher, flexibler Schaft ist, der derart bedient werden kann, dass er

durch die Blutgefäße eines Patienten und zu einer wichtigen Stelle innerhalb des Patientenkörpers bewegt wird. Der Katheterschaft bildet mindestens ein inneres Lumen **22** ([Fig. 3](#)), welches so groß ist, dass es einen Abschnitt des Elektrodenverschiebungsmechanismus **16** verschiebbar darin aufnehmen kann.

[0026] Bei einer bevorzugten Ausführungsform bildet der Katheterschaft eine Vielzahl von inneren Lumina **22** für die Durchführung unterschiedlicher Komponenten durch entsprechende Lumina, wie unten detaillierter beschrieben.

[0027] Bei einer Ausführungsform weist der Katheter einen Steuergriff **24** zur Bedienung des Elektrodenverschiebungsmechanismus **16** ([Fig. 1](#)) auf. Der Kathetergriff kann unterschiedliche Formen annehmen. Eine geeignete Form eines Steuergriffs ist in [Fig. 1](#) dargestellt und ist in US-Patent Nummer 5,462,527 von Stevens-Wright detaillierter offenbart. In Kürze ausgeführt, weist der Steuergriff einen Schiebebetätiger **26** auf, der sich in Längsrichtung entlang des Steuergriffs in einem in Längsrichtung verlaufenden Schlitz (nicht dargestellt), der in dem Griff ausgebildet ist, hin- und herbewegt. Jedes Ende des Schlitzes bildet einen Anschlag, der den Umfang der Hin- und Herbewegung des Schiebebetätigers begrenzt. Der Schiebebetätiger ist mit dem Elektrodenverschiebungsmechanismus **16** verbunden und daher wird eine Bewegung des Schiebebetätigers in eine Bewegung des Elektrodenverschiebungsmechanismus und folglich der Elektrode **12** umgesetzt, wie unten detaillierter beschrieben. Eine andere geeignete Form des Steuergriffs ist US-Patent Nummer 5,611,777 von Bowden et al. offenbart, der in [Fig. 5](#) dargestellt ist.

[0028] Der Steuergriff **24** ist mit einer Vielzahl von Anschlusselementen **23** verbunden, die an geeignete Stromversorgungen (nicht dargestellt) angeschlossen sind, um der verschiebbaren Elektrode **12** und einer Diagnoseeinrichtung (nicht dargestellt) Ablationsenergie zur Verfügung zu stellen, und um von den Katheter Elektroden erzeugte Messsignale zu übertragen, wie aus dem Stand der Technik wohl bekannt und detaillierter unten beschrieben.

[0029] Die medizinische Vorrichtung **10** der vorliegenden Erfindung ist auch vorzugsweise ein lenkbarer Katheter, und folglich weist der Steuergriff auch vorzugsweise ein drehbares Einstellrad **25** auf, das drehbar an dem Steuergriff **24** befestigt ist, und welches von einem Anwender gedreht werden kann, um das distale Ende des Katheters abzulenken, wie von Fachleuten wohl bekannt und wie detaillierter in US-Patent Nummer 5,462,527 beschrieben. Wie Fachleuten wohl bekannt, befindet sich das Einstellrad in Eingriff mit einem oder mehreren Zug-Drähten **29** ([Fig. 4](#)), die sich in ein oder mehrere Lumina **22** in dem Katheterschaft **14** erstrecken und mit dem dista-

len Ende des Katheters an einer abseits der Achse befindlichen Stelle verbunden sind, wobei die auf einen oder mehrere der Zug-Drähte aufbrachte Spannung den distalen Abschnitt des Katheters dazu veranlasst, sich in eine vorgegebene Richtung bzw. in vorgegebene Richtungen zu biegen. Das Einstellrad kann entlang seines Umfangs gerändelt sein oder mit aufrechten Rippen **35** ausgebildet sein, um die Bedienung des Einstellrads mittels der Finger eines Anwenders zu ermöglichen. Bei einer veranschaulichenden Ausführungsform weist der Elektrodenverschiebungsmechanismus **16** ein relativ steifes Verschiebungselement **30** in Form eines Bolzens auf, das ein erstes, proximales Ende aufweist, das fest mit dem Schiebetätiger **26** in dem Steuergriff **24** verbunden ist. Der Bolzen kann in der Form eines Schafts, eines steifen Drahts, eines Kanülenrohrs oder dergleichen vorgesehen sein und erstreckt sich distal von dem Schiebetätiger durch den Griff **24**, durch eines der Lumina **22**, und erstreckt sich dann seitlich in bezug auf den Katheterschaft und in einen Eingriff mit der inneren Oberfläche der verschiebbaren Elektrode **12**.

[0030] Der Katheterschaft **14** weist vorzugsweise einen in Längsrichtung verlaufenden Schlitz **32** auf, der an einer vorgegebenen Stelle auf dem Katheterschaft ausgebildet ist. Der Schlitz erstreckt sich vorzugsweise in eines der Lumina **22**, um eine Öffnung von dem Lumen zu der äußeren Oberfläche des Katheterschafts **14** zu bilden. Ein Abschnitt des Bolzens **30** erstreckt sich durch den Schlitz **32** für den Eingriff mit der inneren Oberfläche der verschiebbaren Elektrode **12** ([Fig. 3](#)). Der Schlitz kann mit unterschiedlichen Abmessungen gestaltet sein, um der Elektrode **12** zu ermöglichen, sich um unterschiedliche Distanzen entlang des Katheterschafts **14** zu bewegen. Vorzugsweise weist der Schlitz eine Länge zwischen ca. einem und ca. acht Zentimetern auf, kann jedoch selbstverständlich jede geeignete Länge aufweisen, in Abhängigkeit von den Abmessungen des Steuergriffs **24**. Die Schlitzgestaltung kann auch dazu dienen, den Bluteintritt in das Lumen **22**, das den Bolzen **30** aufnimmt, zu begrenzen. Insbesondere, wie in [Fig. 4](#) dargestellt, kann der Schlitz mit einem im Allgemeinen V-förmigen Querschnitt gebildet sein, um die Öffnung zwischen dem Schlitz und dem Lumen zu minimieren.

[0031] Bei einer Ausführungsform weist der Bolzen **30** einen länglichen, proximalen Abschnitt **34**, der in dem Steuergriff **24** angeordnet ist, einen konisch ausgebildeten, zylindrischen distalen Abschnitt **36**, der sich durch den Katheterschaft **14** erstreckt, und einen Übergangs-Abschnitt **38**, der sich distal und lateral nach außen durch den Katheterschaft **14** erstreckt, auf, und ferner einen Kontakt-Abschnitt **40**, dessen Größe für die verschiebbare Aufnahme in dem Schlitz **32** ausgebildet ist und der mit der inneren Oberfläche der verschiebbaren Elektrode **12** verbun-

den werden kann. Der abgewinkelte Abschnitt **38** erstreckt sich in den in Längsrichtung verlaufenden Schlitz **32**, und der Kontakt-Abschnitt **40** bewegt sich in Längsrichtung innerhalb des Schlitzes hin und her.

[0032] Der distale Abschnitt **36** ist vorzugsweise mit einem kleineren Querschnitts-Durchmesser als der proximale Abschnitt **34** gebildet, um die Biegsamkeit der Spitze aufrechtzuerhalten, indem es als starres Mittel zur Hemmung einer übermäßigen Elektrodenbewegung wirkt.

[0033] Der Bolzen **30** kann aus einem elektrisch leitenden Material gebildet sein, derart, dass er nicht nur dazu dient, die bewegliche Elektrode **12** zu verschieben, sondern auch elektrischen Strom zu der Elektrode hinleiten oder von dieser weggleiten kann, wie entweder im Falle eines Ablationskatheters oder eines Messkatheters. Alternativ kann der Bolzen eine innere Durchgangsführung aufweisen, durch die sich ein oder mehrere Leiter bis zu der Elektrode **12** erstrecken. In jedem Fall ist der Bolzen vorzugsweise mit einer Schutz-Umhüllung umgeben, die mit einer hämokompatiblen Beschichtung behandelt ist.

[0034] Der Bolzen **30** ist vorzugsweise mit einer relativ hohen Knickfestigkeit gebildet, um die Elektrode **12** wahlweise distal bzw. proximal anzuordnen. Folglich, wenn der Bolzen durch die Bewegung des Betätigers **26** in einer distalen Richtung komprimiert wird, wird der Bolzen einer Verformung widerstehen und wird die Elektrode **12** zuverlässig entlang des Katheterschafts **14** verschieben.

[0035] Zusätzlich, um einer Verformung zu widerstehen, ist es bevorzugt ein Lumen **22** bereitzustellen, dessen Größe dazu ausgebildet ist, den Bolzen **30** auf eine relativ enge Weise aufzunehmen, wobei noch eine relative Bewegung dazwischen möglich ist, derart, dass die Lumenwände die Vermeidung einer Verformung des Bolzens um irgen% prägnantes Maß unterstützen.

[0036] Die verschiebbare Elektrode **12** ist vorzugsweise eine herkömmliche Ring-Elektrode, die eine geeignet große innere Öffnung für die verschiebbare Erstreckung über dem Katheterschaft **14** aufweist.

[0037] Bei einer Ausführungsform kann der Katheterschaft einen angesetzten Unter-Abschnitt aufweisen, der mit dem in Längsrichtung verlaufenden Schlitz **32** korrespondiert. Die Elektrode kann mit einem vorgegebenen äußeren Durchmesser gebildet sein, so dass sie mit dem Außendurchmesser des vergrößerten Abschnitts des Katheterschafts **14** fluchtet. Alternativ kann die Elektrode **12** mit einem größeren Außendurchmesser als dem Außendurchmesser des Katheterschafts **14** gebildet sein, so dass sie seitlich von dem Katheterschaft **14** nach außen erstreckt, um eine sehr profilierte Elektrode bereitzu-

stellen, die einen Gewebekontakt ermöglicht. Bei einer derartigen Ausführungsform weist die Elektrode **12** eine hinreichende Dicke auf, um zu bewerkstelligen, dass sich ihre äußere Kontakt-Oberfläche von dem Katheterschaft **14** nach außen erstreckt. Folglich berührt die Kontakt-Oberfläche der Elektrode im allgemeinen das Gewebe des Patienten bevor der Katheterschaft **14** das Gewebe berührt, selbst an Stellen, wo das Gewebe eine ungleichmäßige Oberfläche aufweist.

[0038] Obwohl die verschiebbare Elektrode **12** vorzugsweise eine Ring-Elektrode ist, ist es ersichtlich, dass die Elektrode viele unterschiedliche Formen annehmen kann. Beispielsweise kann die Elektrode eine Streifenelektrode sein, die mit dem Bolzen **30** verbunden ist und zu dem Schlitz **32** ausgerichtet ist. Der hierin verwendete Begriff „Ring-Elektrode“ definiert eine Elektrode mit einer zylindrischen inneren Oberfläche für die verschiebbare Erstreckung über einem rohrförmigen Schaft, wie dem Katheterschaft **14**. Die äußere Oberfläche der Ring-Elektrode kann jede geeignete Gestaltung annehmen, in Abhängigkeit von der jeweiligen Einsatzmöglichkeit der Elektrode.

[0039] Vorzugsweise weist die medizinische Vorrichtung **10** eine Spitzenelektrode **50** an dem distalen Ende des Katheters auf, die eine herkömmliche Gestaltung aufweisen kann, und ferner eine oder mehrere zusätzliche Elektroden **52** an voneinander beabstandeten Stellen entlang des Katheterschafts. Die Elektrode(n) können für eine monopolare Ablation, eine bipolare Ablation mit der verschiebbaren Elektrode **12**, Kartierungen und andere von Fachleuten wohl bekannte Funktionen verwendet werden. Typischerweise werden die Elektroden **52** zur Messung, entweder in monopolarer oder bipolarer Konfiguration, verwendet, während die Spitzenelektrode typischerweise verwendet wird, um nachfolgende Brennvorgänge für die Auffüllung irgendwelcher offenen Stellen vorzunehmen, nachdem die verschiebbare Elektrode **12** zur Bildung einer geradlinigen Läsion verwendet wurde. Jedoch sind andere Anwendungen für die verschiedenen Elektroden möglich, wie es Fachleuten wohl bekannt ist. Jede der zusätzlichen Elektroden ist auf dem Katheterschaft **14** befestigt und mit einem entsprechenden leitfähigen Draht **54** verbunden, der sich durch eines der Lumen **22** des Katheters erstreckt. Jede der Elektroden, die für die Verwendung als Ablationselektrode vorgesehen ist, ist vorzugsweise auch mit einem Temperatursensor verbunden (nicht dargestellt), der dem Klinker ermöglicht, die Temperatur der Elektroden zu überwachen, um zu vermeiden, dass das Gewebe übermäßigen Temperaturen ausgesetzt wird, um so ein Verbrennen und Blutgerinnsel zu vermeiden. Die Temperatursensoren können Thermoelemente, Thermistoren, Widerstands behaftete thermische Vorrichtungen („RTD“) oder dergleichen sein. Jeder Tempera-

tursensor weist eine zugehörige leitfähige Leitung (nicht dargestellt) auf, die sich durch eines der Lumen **22** zu einer Signalverarbeitungs-Vorrichtung (nicht dargestellt) erstreckt, die zu Verarbeitung der von den entsprechenden Temperatursensoren erzeugten elektrischen Signale vorgesehen ist.

[0040] Durch Anordnung des Bolzens **30** in der medizinischen Vorrichtung **10** lassen sich etliche Vorteile erzielen. Zunächst wird der Bolzen von einem Kontakt mit dem Gewebe des Patienten ferngehalten.

[0041] Folglich, wenn die verschiebbare Elektrode **12** relativ zu dem Gewebe des Patienten angeordnet wird, reibt der Bolzen nicht an dem Patientengewebe und kann daher nicht an dem Gewebe hängen bleiben. Zusätzlich kann ein steifer Bolzen verwendet werden, ohne den Durchmesser der gesamten Vorrichtung **10** zu vergrößern.

[0042] Im Betrieb wird eine wichtige Stelle durch Anordnung des distalen Abschnitts der medizinischen Vorrichtung **10** in dem Herzen und Messung der elektrischen Signale unter Verwendung einer oder mehrerer der Elektroden **12**, **50** und **52** bestimmt, wobei die Signale über die Anschlusselemente **23** zu einer geeigneten Diagnose-Vorrichtung übertragen werden, oder durch Verwendung eines anderen Katheters mit diagnostischen Fähigkeiten. Sobald die Stelle lokalisiert ist, werden eine oder mehrere der Elektroden zu einer geeigneten Stelle bzw. Stellen bewegt und eine Stromversorgung (nicht dargestellt) wird mit einem der Anschlusselemente **23** verbunden, um ein oder mehrere der Elektroden **12**, **50** und **52** zu bestromen, in einem Modus, umfassend entweder eine konstante Spannung, eine konstante Leistung oder eine konstante Temperatur, wie von Fachleuten wohl bekannt. Die Elektroden können gleichzeitig, sequentiell oder gemäß einigen anderen Modellen bestromt werden. Beispielsweise kann die verschiebbare Elektrode **12** bestromt und relativ zu dem Schaft **14** angeordnet werden, um eine geradlinige Läsion zu bilden, wobei die Spitzenelektrode **50** dann bestromt wird, um irgendwelche nachfolgenden Brennvorgänge durchzuführen, wie es aus dem Stand der Technik wohl bekannt ist.

[0043] Hochfrequenzenergie, typischerweise im Bereich von ca. 250 kHz bis 500 kHz, wird den Elektroden **12**, **50** und **52** zugeführt, um das Gewebe des Patienten zu ablatieren. Die Energie fließt ausgehend von den entsprechenden Elektroden **12**, **50** und **52** durch das Gewebe und dann entweder zu einer der anderen Elektroden (beim bipolaren Modus) oder zu einer Rückleit-Elektrode (nicht dargestellt), die mit der Masse der Stromversorgung verbunden ist, um den Kreislauf zu schließen. Der Stromfluss durch den Kreislauf zu dem Gewebe verursacht eine Aufheizung, die zu einer Zerstörung des Gewebes nahe den Elektroden **12**, **50** und **52** führt. Bei erfolgreicher

Durchführung tritt eine dauerhafte Unterbrechung der Rhythmusstörungen auf und der Patient ist geheilt.

[0044] Um eine Rhythmusstörung zu unterbrechen, muss eine lange, durchgehende Läsion gebildet werden. Die medizinische Vorrichtung **10** der vorliegenden Erfindung ist dazu ausgebildet, die Bildung von durchgehenden Läsionen zu ermöglichen. Der Klinker bedient einfach die medizinische Vorrichtung **10** bis die verschiebbare Elektrode **12** das Gewebe des Patienten berührt und wird an einem Ende der Rhythmusstörung angeordnet. Ablationsenergie, beispielsweise RF-Energie, wird dann der Elektrode **12** zugeführt und die Elektrode bleibt für eine hinreichende Zeitdauer an ihrer Stelle, um das angrenzende Gewebe zu ablatieren. Der Klinker bedient dann den Elektrodenverschiebungsmechanismus **16**, so dass sich die Elektrode um eine gewählte Distanz bewegt. Bei einer Ausführungsform wird dies durch Schieben des Schiebetätigers **26** relativ zu dem Steuergriff **24** erreicht. Sobald eine neue Stelle erreicht ist, wird der Elektrode wieder Ablationsenergie zugeführt, so dass sie das angrenzende Gewebe ablatiert. Diese Prozedur wird ein oder mehrere Male wiederholt, um eine durchgehende Läsion zu bilden, ohne dass es für den Klinker erforderlich ist, den Katheterschaft **14** oder die ganze medizinische Vorrichtung **10** zu bewegen. Anschließend kann die Spitzenelektrode **50**, wie oben beschrieben, für nachfolgende Brennvorgänge verwendet werden.

[0045] Dem Vorstehenden ist für Fachleute zu entnehmen, dass die vorliegende Erfindung eine medizinische Vorrichtung bereitstellt, welche die Bildung von durchgehenden Läsionen ermöglicht, ohne dass eine längliche Elektrode erforderlich ist, welche die Beweglichkeit der medizinischen Vorrichtung einschränkt. Zusätzlich wird durch die medizinische Vorrichtung der vorliegenden Erfindung ein einfach betätigbarer Mechanismus zur Verschiebung einer Elektrode bereitgestellt, um die Bildung von durchgehenden Läsionen zu ermöglichen.

[0046] Nachdem nun die bevorzugten Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung beschrieben worden sind, sollte verstanden werden, dass die oben beschriebene Anordnung und das oben beschriebene System die Prinzipien der vorliegenden Erfindung lediglich veranschaulichen, und dass andere Anordnungen und Systeme von Fachleuten erdacht werden können, ohne den Schutzbereich der Erfindung, wie er unten beansprucht ist, zu verlassen.

Patentansprüche

1. Medizinische Vorrichtung (**10**) mit einem länglichen Schaft (**14**), der einen darin gebildeten, in Längsrichtung verlaufenden Schlitz (**32**) besitzt, mindestens einer Elektrode (**12**), die verschiebbar auf dem Schaft (**14**) in Ausrichtung mit zumindest einem

Abschnitt des Schlitzes befestigt ist; und einem Elektrodenverschiebungsmechanismus (24, 26, 30), der ein Verschiebungselement (30) besitzt, das mit vorbestimmten Abmessungen gebildet ist, bei der der Elektrodenverschiebungsmechanismus (24, 26, 30) betriebsmäßig das Verschiebungselement (30) relativ zu dem Schaft (14) verschiebt und dabei die Elektrode (12) relativ zu dem Schaft (14) verschiebt, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Schaft (14) zumindest ein inneres Lumen (22) bestimmt, wobei der Schlitz (32) sich in das Lumen (22) erstreckt und das Lumen (22) mit vorbestimmten Querschnittsabmessungen gebildet ist, und dass das Verschiebungselement (30) sich durch das Lumen (22) und den Schlitz erstreckt und so mit der Elektrode (12) verbunden ist.

2. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der der Elektrodenverschiebungsmechanismus (24, 26, 30) einen Bolzen (30) aufweist, der sich durch das Lumen (22) und den Schlitz (32) erstreckt, und so mit der Elektrode (12) verbunden ist, und bei der der Bolzen (30) ein längliches Element (36), das sich durch das Lumen (22) erstreckt, ein Zwischensegment (38), das mit dem länglichen Element (36) verbunden ist und sich durch den Schlitz erstreckt, und ein Kontaktsegment (40), das mit dem Zwischensegment und der Elektrode verbunden ist, aufweist.

3. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der die medizinische Vorrichtung ferner einen Griff (24) aufweist, und der Elektrodenverschiebungsmechanismus (24, 26, 30) einen Schiebetätiger (26) aufweist, der verschiebbar in dem Griff (24) befestigt und mit dem Verschiebeelement (30) verbunden ist.

4. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der der Schlitz (32) ungefähr 1 bis ungefähr 8 cm lang ist.

5. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 1, ferner umfassend mindestens eine zusätzliche Elektrode (52), die auf dem Katheterschaft (14) an einer fixierten Stelle befestigt ist.

6. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der die Elektrode (12) eine Ringelektrode aufweist.

7. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der die medizinische Vorrichtung einen Katheter aufweist.

8. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 7, bei der der Katheter einen lenkbaren Katheter aufweist.

9. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 1, ferner umfassend eine Vielzahl von Elektroden, die verschiebbar auf dem Schaft befestigt sind, und bei der der Elektrodenverschiebungsmechanismus mit jeder Elektrode verbunden ist und betriebsmäßig die Elektroden relativ zu dem Schaft verschiebt.

10. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der der Schaft eine Vielzahl von inneren Lumen bestimmt.

11. Katheter zum Durchführen einer medizinischen Prozedur, wobei der Katheter einen länglichen Schaft (14), der einen in Längsrichtung verlaufenden Schlitz (32) besitzt, welcher an einer vorbestimmten Stelle gebildet ist; eine Elektrode (32), die verschiebbar auf dem Schaft (14) in Ausrichtung mit zumindest einem Abschnitt des Schlitzes (32) befestigt ist, und einen Elektrodenverschiebungsmechanismus (24, 26, 30), der ein Verschiebungselement (30) besitzt und betriebsmäßig die Elektrode (12) relativ zu dem Schaft (14) verschiebt, besitzt, dadurch gekennzeichnet, dass der Schaft (14) zumindest ein inneres Lumen (22) bestimmt, wobei der Schlitz (32) sich in das Lumen (22) erstreckt und das Verschiebungselement (30) sich durch das Lumen (22) und den Schlitz (32) erstreckt und so mit der Elektrode (12) verbunden ist.

12. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, bei der der Elektrodenverschiebungsmechanismus (24, 26, 30) einen Bolzen (30) aufweist, der sich durch das Lumen (22) und den Schlitz (32) erstreckt und so mit der Elektrode (12) verbunden ist.

13. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 12, bei der der Bolzen (30) ein längliches Element (36), das sich durch das Lumen (22) erstreckt, ein Zwischensegment (28), das mit dem länglichen Element (36) verbunden ist und sich durch den Schlitz erstreckt, und ein Kontaktsegment (40), das mit dem Zwischensegment und der Elektrode (12) verbunden ist, aufweist.

14. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, bei der die medizinische Vorrichtung ferner einen Griff (24) aufweist, und der Elektrodenverschiebungsmechanismus (24, 26, 30) einen Schiebetätiger (26) aufweist, der verschiebbar in dem Griff (24) befestigt und mit dem Verschiebungselement (30) verbunden ist.

15. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, bei der der Schlitz (32) ungefähr 1 bis ungefähr 8 cm lang ist.

16. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, ferner umfassend zumindest eine zusätzliche Elektrode (52), die auf dem Katheterschaft (14) an einer fixierten Stelle befestigt ist.

17. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, bei der die Elektrode (12) eine Ringelektrode aufweist.

18. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, bei der die medizinische Vorrichtung einen Katheter aufweist.

19. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 18, bei der der Katheter einen lenkbaren Katheter aufweist.

20. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, bei der der Schaft eine Vielzahl von inneren Lumen bestimmt.

21. Medizinische Vorrichtung nach Anspruch 11, ferner umfassend eine Vielzahl von Elektroden, die verschiebbar auf dem Schaft befestigt sind, und bei der der Elektrodenverschiebungsmechanismus mit jeder Elektrode verbunden ist und betriebsmäßig die Elektroden relativ zu dem Schaft verschiebt.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

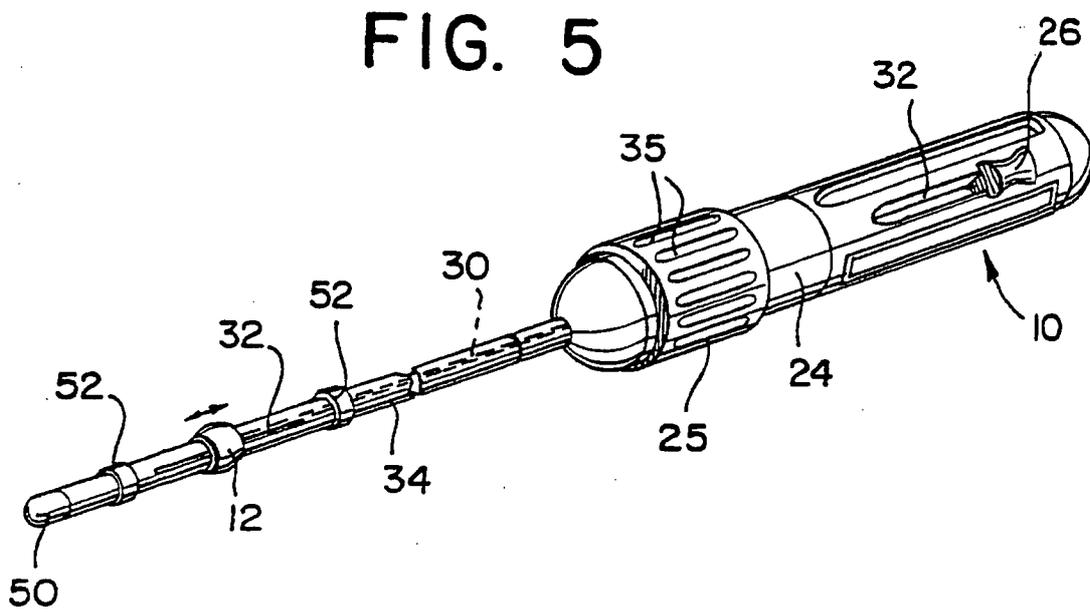
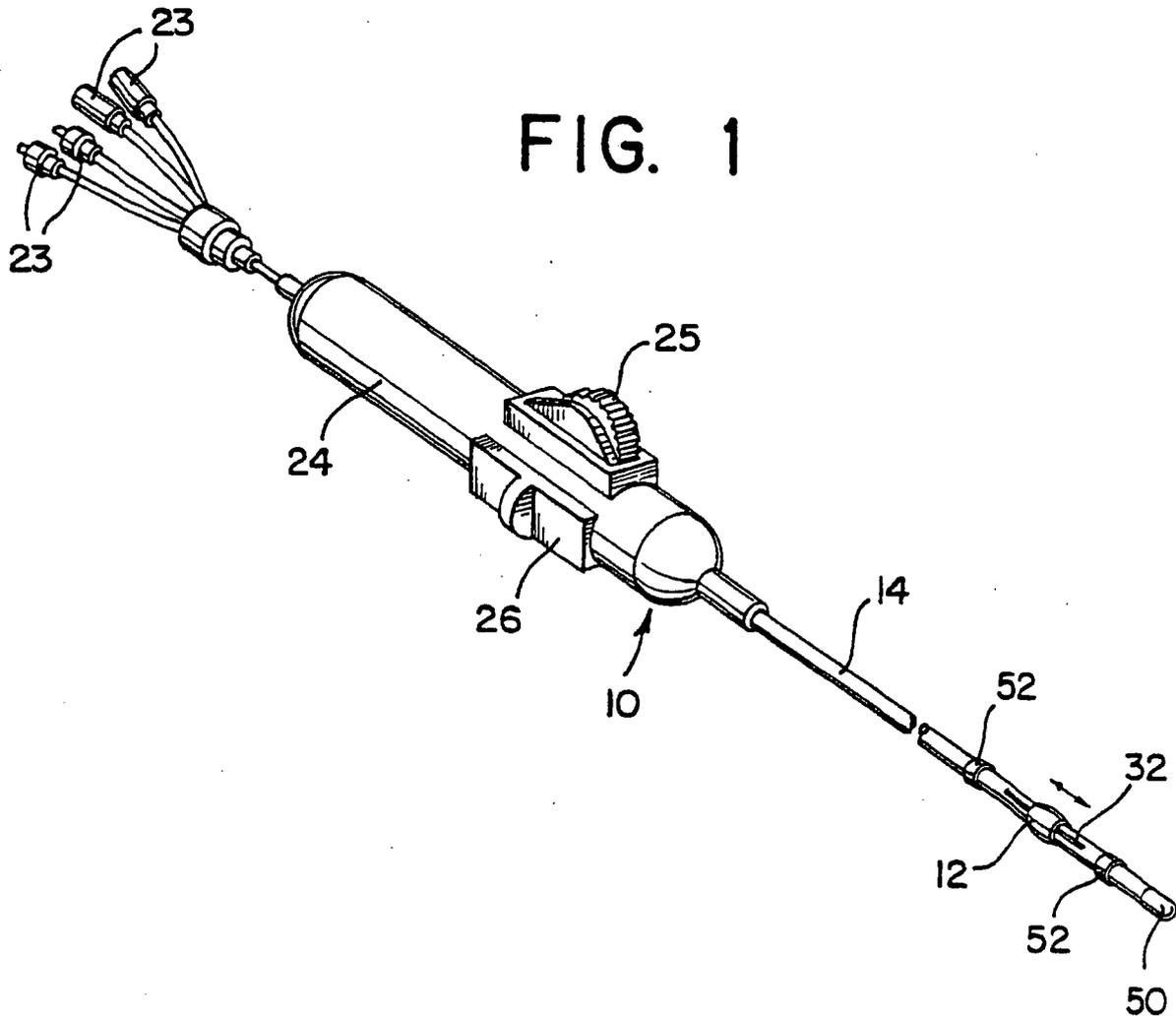


FIG. 2

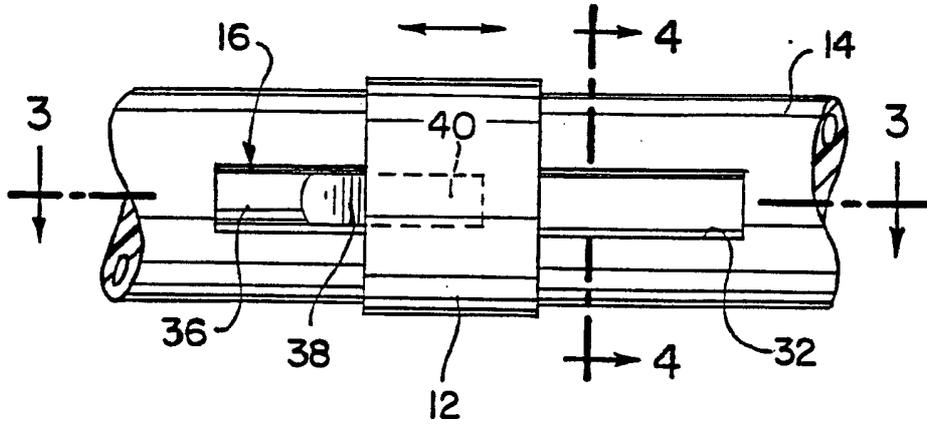


FIG. 3

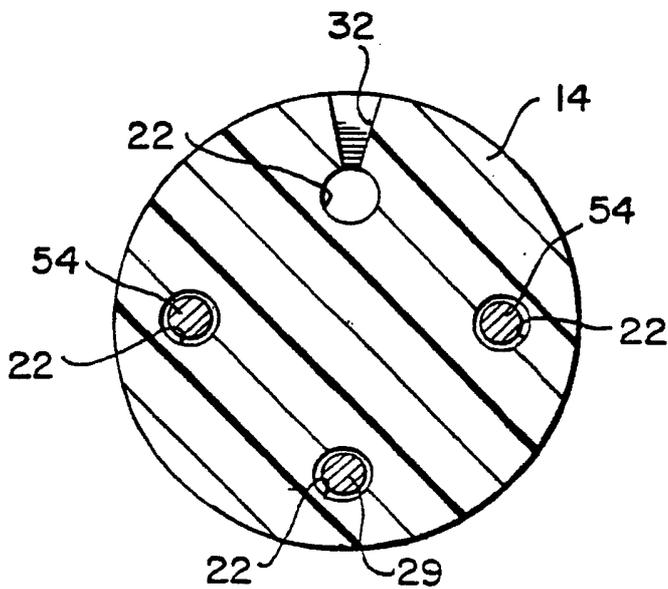
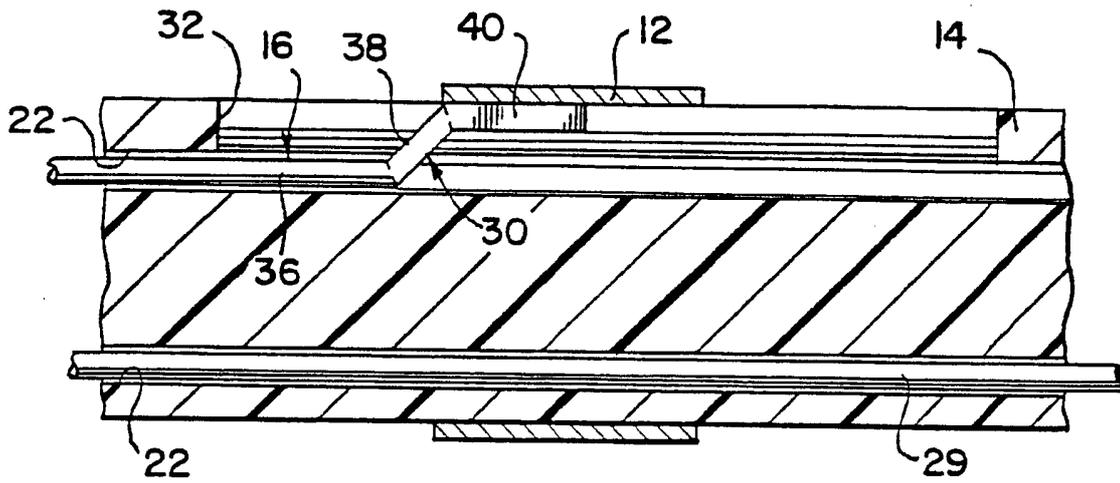


FIG. 4