



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 698 39 259 T2** 2009.03.26

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 954 352 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **698 39 259.0**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US98/01362**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **98 908 443.9**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1998/032486**

(86) PCT-Anmeldetag: **23.01.1998**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **30.07.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **10.11.1999**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **19.03.2008**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **26.03.2009**

(51) Int Cl.⁸: **A61N 1/04 (2006.01)**
A61N 1/05 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
787308 24.01.1997 US

(73) Patentinhaber:
Cardiac Pacemakers, Inc., St. Paul, Minn., US

(74) Vertreter:
Andrae Flach Haug, 83022 Rosenheim

(84) Benannte Vertragsstaaten:
BE, DE, ES, FR, GB, IT, LU, NL

(72) Erfinder:
CHASTAIN, Stuart R., Shoreview, MN 55126, US;
WESTLUND, Randall W., Minneapolis, MN 55407,
US; TOCKMAN, Bruce A., Scandia, MN 55073, US

(54) Bezeichnung: **ANORDNUNG VON LEITUNGEN ZUM HERZEN**

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

ALLGEMEINER STAND DER TECHNIK

I. GEBIET DER ERFINDUNG

[0001] Diese Erfindung betrifft Herzleitungen, die in der Kombination mit einer Vorrichtung zum Herzrhythmus-Management, beispielsweise Herzschrittmachern oder Defibrillatoren, für die Überwachung und die Kontrolle des Herzrhythmus verwendet werden. Diese Erfindung ist vor allem besonders auf Leitungskonfigurationen gerichtet, welche für die Implantierung in die Koronarvenen von der linken Herzseite angepasst sind.

II. Diskussion des Standes der Technik

[0002] Wie in der US-Patentschrift Nr. 4,928,688 an Morton M. Mower, datiert vom 29. Mai 1990, erklärt wurde, bewirken unter normalen Verhältnissen die Impulse von dem Sinuatrial-(SA-)Knoten die Kontraktion von den Vorhöfen und wandern dann weiter zu dem Atrioventrikular-(AV-)Knoten. Der AV-Knoten sendet dann einen zweiten Nervenimpuls aus, der die Kontraktion von den Herzkammern bewirkt. In gesunden Personen geschieht dies auf eine koordinierte Art und Weise, um das Blut durch den Körper zirkulieren zu lassen. Viele Patienten leiden jedoch unter Krankheitsbedingungen, welche die Weiterleitung der Nervenimpulse von dem SA-Knoten zu dem AV-Knoten und von dort zu den Ventrikeln inhibieren. In solchen Fällen kontrahieren die Herzkammern nicht in einer koordinierten Art und Weise und der hämodynamische Wirkungsgrad des Herzens ist vermindert. Dies hat tief greifende, nachteilige Auswirkungen auf die Gesundheit und das Wohlbefinden des Patienten. In leichten Fällen ist die Lebensqualität umfangreich verringert. Bedeutend schwerere Fälle können zum Tod führen.

[0003] Die US-Patentschrift Nr. 4,928,688 an Mower beschreibt ein Verfahren zur Verbesserung des hämodynamischen Wirkungsgrades von einem kranken Herzen. Das Verfahren, das in dieser Patentschrift vorgeschlagen wird, ist das Positionieren von Elektroden sowohl in den rechten und den linken Ventrikel, das Überwachen der Herzsignale, die in dem rechten und linken Ventrikel entspringen, das Analysieren dieser Signale und ihrer Abwesenheit in einem Regelkreis und das Abgeben von stimulierenden Impulsen an einen oder an beide Ventrikel innerhalb eines Zeitintervalls, das konzipiert ist, den hämodynamischen Wirkungsgrad des Herzens zu verbessern.

[0004] Andere haben die Vorteile des Implantierens von Leitungen sowohl in den rechten als den linken Ventrikel diskutiert, um es hierdurch zu ermöglichen, dass ein krankes Herz wirksamer defibrilliert werden

kann. Siehe, zum Beispiel, die US-Patentschrift Nr. 4,932,407 an Williams; die US-Patentschrift Nr. 5,099,838 an Bardy und die US-Patentschriften Nr. 5,348,021, 5,433,729 und 5,350,404, alle an Adams et al. Jedes dieser Patente beschreibt das Einführen einer Leitung durch den rechten Vorhof und den Koronarsinus in eine von den Koronarvenen. Keines dieser Patente diskutiert jedoch die Schwierigkeiten, die vorkommen, wenn auf diese Weise verfahren wird.

[0005] Bedeutende Gesundheitsvorteile werden durch das Positionieren einer Elektrode in einem Zweig von der großen Herzvene erreicht. Eine auf diese Art positionierte Leitung kann anschließend verwendet werden, um den linken Ventrikel zu stimulieren. Während es möglich wäre, die Elektrode innerhalb des linken Ventrikels zu positionieren, so kann dadurch allerdings die Wahrscheinlichkeit für die Entstehung von Blutgerinnseln gefördert werden. Falls ein derartiges Blutgerinnsel in Richtung des Gehirns freigesetzt wird, könnte die Situation lebensbedrohlich werden. Die traditionellen Leitungen sind jedoch für eine Implantation in der Koronarvene nicht gut geeignet. Traditionelle Leitungen neigen dazu, zu groß zu sein, sie weisen tendenziell eine Art von Fixierungs-Vorrichtung auf (wie beispielsweise Zacken oder eine Schraube), die verändert werden müsste, um die Leitung in den Sinus vorzuschieben oder sie benötigen zum Positionieren ein Stilett, das nicht anpassungsfähig genug ist, um die Koronargefäße zu überwinden.

[0006] Eine Vorrichtung, die beabsichtigt, derartige Schwierigkeiten zu behandeln, die mit der Implantation von Leitungen verbunden sind, ist in der US-Patentschrift Nr. 5,304,218, erteilt an Clifton A. Alferness am 19. April 1994, beschrieben. Die Vorrichtung, die in dieser Patentschrift offenbart ist, schließt eine Leitung ein, welche eine Elektrode aufweist. Die Elektrode weist ein Führungsmittel auf, das verschiebbar mit einem Führungsdraht in Eingriff steht. Die Elektrode wird implantiert durch Einführen des Führungsdrahtes entlang des gewünschten Weges, wobei das Führungsmittel mit dem Führungsdraht in Eingriff steht, Vorschieben der Leitung entlang des Führungsdrahtes, bis die Elektrode sich an der Implantationsstelle befindet, und Zurückziehen des Führungsdrahtes aus dem Führungsmittel, nachdem die Elektrode an der Implantationsstelle implantiert worden ist.

[0007] Eine Begutachtung von den Spezifikationen und der Zeichnungen der US-Patentschrift Nr. 5,304,218 und ein Verständnis von der Anatomie und der Physiologie des Herzens demonstriert mehrere Probleme von dieser Herangehensweise. Erstens, der Pfad, auf dem die Leitung eingeführt werden muss, ist sehr eingeschränkt. Der erhöhte Umfang von dem distalen Ende, angesichts der Gegenwart

der Führungsschiene, kann es schwieriger machen, eine derartige Leitung entlang des gewünschten Pfades vorzuschieben, um sie an dem Herzmuskelgewebe von dem linken Ventrikel zu positionieren. Zweitens, die Richtung des Blutflusses durch die Venen führt dazu, dass die dort implantierten Elektroden aus den Venen herausgepresst werden. Dieses Problem wird wahrscheinlich durch die Zunahme in der Querschnittsfläche von dem distalen Ende angesichts des Vorhandenseins der Führungsschiene verschlimmert. Drittens, der Querschnitt von dem distalen Ende von einer Leitung, welche in eine Koronarvene implantiert wird, sollte so klein wie möglich hergestellt werden, um die Okklusion einzuschränken und dem Blut zu ermöglichen, so frei wie möglich durch die Blutgefäße zu fließen, wenn die Leitung an ihrem Platz ist, und um Beschädigungen an den Gefäßen und/oder dem Herzmuskel einzuschränken.

[0008] Die US-Patentschrift Nr. 5,476,498 offenbart eine Koronarsinus-Leitung, die einen langgestreckten, elastischen Leitungskörper, ein leitendes Element, das an eine Elektrode zur Aussendung von stimulierenden Impulsen gekoppelt ist und ein zentrales Lumen umfasst, wobei die Leitung durch Hineingleiten von einem Führungsdraht oder Stilet in das Lumen implantiert werden kann.

KURZDARSTELLUNG DER ERFINDUNG

[0009] Die vorliegende Erfindung stellt eine intravenöse Leitung nach Anspruch 1 bereit. Hierin ist eine verbesserte Leitung zur Implantation von einer Elektrode in einer Koronarvene auf der linken Herzseite beschrieben. Die Leitung schließt einen langgestreckten, elastischen Leitungskörper ein, der aus einem elektrisch isolierenden Material hergestellt ist. Der Leitungskörper weist ein proximales Ende und ein distales Ende auf. Ein Lumen erstreckt sich durch den Leitungskörper von dem proximalen Ende in Richtung auf das distale Ende. Das Lumen kann sich den gesamten Weg bis hin zu dem distalen Ende derart erstrecken, dass das distale Ende eine Öffnung aufweist. Die Leitung enthält ebenfalls ein leitendes Element, das sich durch den Leitungskörper von dem proximalen Ende in Richtung auf das distale Ende erstreckt. Eine Elektrode ist in der Nähe des distalen Endes von dem leitfähigen Element elektrisch angeschlossen. Zusätzliche Lumen, Elektroden und leitfähige Elemente können innerhalb oder an dem Leitungskörper eingearbeitet sein.

[0010] Leitungen, die in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung hergestellt wurden, können in einer Anzahl von unterschiedlichen Wegen eingeführt werden. Zum Beispiel kann ein Führungskatheter eingeführt werden und dann die Leitung durch den Führungskatheter hindurchgeführt werden, bis sie sachgerecht positioniert ist. Die Leitung kann mit einer gleitfähigen Beschichtung überzogen werden,

um die Reibung in dem Führungskatheter zu vermindern. Der Führungskatheter kann anschließend zurückgezogen werden. Gleichmaßen kann ein Führungsdraht alleine oder durch einen Führungskatheter zu der Implantationsstelle vorgeschoben werden. Unter Ausnutzung des offenen distalen Lumens kann die Leitung über den Führungsdraht geschoben werden, bis die Elektrode sachgerecht positioniert ist. Der Führungsdraht oder die Führungskatheter können danach zurückgezogen werden. Ebenfalls kann die Leitung vorübergehend an einem Führungskatheter befestigt werden. Das Befestigungsmittel kann so gestaltet sein, dass es durch Körperflüssigkeiten aufgelöst werden kann. Die Leitung wird dann entlang dem Führungskatheter eingesetzt. Nachdem die Elektrode an ihrem Platz ist und das Befestigungsmittel sich aufgelöst hat, kann der Führungskatheter zurückgezogen werden.

[0011] Alternative Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung offerieren weitere Vorteile und Eigenschaften. Zum Beispiel kann die Wand des Lumens mit einem gleitfähigen Beschichtungsmittel oder durch ein Polymer mit einem niedrigen Reibungskoeffizienten beschichtet werden, um die Reibung zwischen einem Führungsdraht und der Wand von dem Lumen zu verringern. Das Lumen kann ebenfalls verwendet werden, um eine separate Elektrode nach dem distalen Ende von dem Leitungskörper einzusetzen. Zusätzliche Lumen können bereitgestellt und der Querschnitt von dem Leitungskörper kann modifiziert werden, um einen Kanal für einen Führungsdraht bereitzustellen. Diese Eigenschaften werden nachfolgend in den Zeichnungen dargestellt und in weiteren Einzelheiten diskutiert.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0012] [Fig. 1](#) ist eine Draufsicht von einer intravenösen Herzleitung, die eine Elektrode in einer Koronarvene positioniert hat.

[0013] [Fig. 2](#) zeigt einen Querschnitt von einem Anteil des distalen Endes von der intravenösen Herzleitung, die in [Fig. 1](#) dargestellt ist.

[0014] [Fig. 3](#) zeigt eine Ansicht eines Längsschnitts von einem Teilbereich des distalen Endes einer intravenösen Herzleitung von der vorliegenden Erfindung mit einem konischen Ende und einer einsetzbaren Elektrode.

[0015] [Fig. 4](#) zeigt eine Längsschnitt-Ansicht von einem Teilbereich des distalen Endes einer intravenösen Herzleitung, welche innerhalb von einem Führungskatheter eingesetzt und daran vorübergehend befestigt ist.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0016] [Fig. 1](#) stellt ein menschliches Herz **1** mit der intravenösen Herzleitung **10** der vorliegenden Erfindung dar, die durch die Obere Hohlvene (Vena cava superior) **2**, den rechten Vorhof **3** und den Koronarsinus **4** in die Große Herzvene **5** derart verläuft, dass eine Oberflächenelektrode **12** an der Leitung **10** in eine Verzweigung von der Koronarvene implantiert wird. Wenn sie, wie dargestellt positioniert wird, kann die Elektrode **12** verwendet werden, um die elektrische Aktivität des Herzens abzutasten oder um einen stimulierenden Impuls an den linken Ventrikel **7** abzugeben, ohne die Notwendigkeit, in der linken Herzkammer positioniert zu sein.

[0017] In [Fig. 2](#) ist die Struktur von der intravenösen Herzleitung, die in [Fig. 1](#) gezeigt ist, detaillierter dargestellt. Wie in [Fig. 2](#) dargestellt, enthält die Leitung **10** einen langgestreckten, elastischen Leitungskörper **14**, der ein proximales Ende **16** und ein distales Ende **18** aufweist. Der Leitungskörper **14** ist aus einem elastischen, elektrisch isolierenden Material hergestellt. Die Außenfläche von dem Leitungskörper **14** wird vorzugsweise behandelt, um eine fibrotische Anlagerung zu verhindern und die Entzündungsreaktion auf die Leitung zu verringern. Eine derartige Behandlung könnte eine Kohlenstoffbeschichtung, eine Einbettung eines Steroids in das Material, eine Steroid-eluierende Manschette oder dergleichen einschließen.

[0018] Der Leitungskörper **14** kapselt ein elastisches, leitendes Element **20** ein, das sich von dem proximalen Ende **16** hin in Richtung auf das distale Ende **18** von dem Leitungskörper **14** erstreckt. Das leitende Element **20** ist in [Fig. 2](#) als eine elastische Drahtspirale dargestellt. Wahlweise könnte das leitende Element **20** in der Form von einem leitenden Draht, einem dünnen Band, mehreren feinen Drähten, die zu einem Kabel geformt sind, oder einem elastischen Schlauch vorliegen, ohne dass damit von der Erfindung abgewichen wird.

[0019] [Fig. 2](#) stellt ebenfalls die Leitung **10** derart dar, dass sie ein zentrales Lumen **22** aufweist, das sich von dem proximalen Ende **16** bis hin zu dem distalen Ende **18** von dem Leitungskörper **14** erstreckt. Es existiert eine Öffnung **24** durch das distale Ende **18** zu dem Lumen **22**. Eine Beschichtung mit einem Material wie beispielsweise Polytetrafluorethylen (Teflon) bildet bevorzugt die Wand **26** von dem Lumen **22**, um seine Gleitfähigkeit zu verbessern. Das Beschichtungsmaterial könnte selbstverständlich auch irgendein anderes Polymer sein, das einen niedrigen Reibungskoeffizienten aufweist.

[0020] Die Elektrode **12**, welche in [Fig. 2](#) dargestellt ist, ist vorzugsweise durch Entfernen eines ringförmigen

Teilbereiches von dem isolierenden Leitungskörper **14** hergestellt worden, um einen Teilbereich des darunter liegenden leitenden Elementes **20** freizulegen. Wenn das leitende Element **20**, wie in [Fig. 2](#) gezeigt, eine Spirale ist, können die Wicklungen beispielsweise durch die Anwendung von Laserenergie schmelzverbunden werden, um die Oberflächenelektrode **12** zu formen. Die Fachleute werden erkennen, dass eine Ringelektrode, die elektrisch an das leitende Element **20** angeschlossen ist, ebenfalls ausreichend wird. Gleichermaßen kann die Position von der Elektrode **12** entlang des Leitungskörpers **14** verändert werden. Bestimmte Vorteile können beispielsweise erreicht werden, wenn die Elektrode **12** sich an der Spitze von der Leitung befindet.

[0021] Das Lumen **22** kann für viele Verwendungen eingesetzt werden. Zum Beispiel kann ein Chirurg einen Führungsdraht durch den Koronarsinus und die Koronarvenen an die sachgemäße Position der Elektrode **12** verschieben. Das freie proximale Ende von dem Führungsdraht, kann anschließend durch die Öffnung **24** in dem distalen Ende **18** eingeführt werden und die Leitung **10** über den Führungsdraht geschoben werden, um die Elektrode **12** zu positionieren. Danach kann der Führungsdraht durch das Lumen **22** zurückgezogen werden. Das Lumen **22** kann ebenfalls für das Einschleiben einer kleinen, separaten Struktur mit einer Elektrode oder einem Sensor verwendet werden, die/der über die Spitze der Leitung hinaus einsetzbar ist. Dies ermöglicht die Trennung von den Elektroden und kann für die bipolare Stimulierung oder für eine Kombination aus Stimulierung und Defibrillation verwendet werden. Gleichermaßen könnte das Lumen für die Injektion von einem Kontrastfluid verwendet werden, um eine fluoroskopische Beobachtung zu unterstützen. Das Lumen kann ebenfalls verwendet werden zum Einsetzen von einem Befestigungsmechanismus, zum Ausbringen von einem Extraktionsmechanismus oder zum Einsetzen von einem Stopfen, um die Öffnung **24** zu verschließen und das Lumen abzudichten.

[0022] In [Fig. 3](#) ist gezeigt, wie die Leitung **10** modifiziert werden kann, um eine Spitze **40** mit einem verringerten Durchmesser bereitzustellen. Der Leitungskörper **14** von der Leitung **10** weist ein distales Ende **18** mit einer Öffnung **24** auf, welche in Verbindung mit dem Lumen **22** steht. In [Fig. 3](#) wird auch dargestellt, wie das Lumen **22** verwendet werden kann, um eine separate Struktur, wie beispielsweise eine miniaturisierte Leitung **42** einzusetzen. Die einsetzbare Leitung **42** weist einen Leitungskörper **44**, eine Elektrode **46** und ein leitendes Element (nicht dargestellt) auf, welches an die Elektrode **46** angeschlossen ist und von der Elektrode **46** zu dem proximalen Ende von dem Leitungskörper **44** verläuft. Der Leitungskörper **44** kann so konstruiert sein, dass er sich aufwickelt, wenn er aus dem Lumen austritt, um die Elektrode **46** in der korrekten Position zu befestigen.

In **Fig. 3** ist ebenfalls eine Ringelektrode **47** dargestellt, die einen Teilbereich von der Spitze **40** umgibt. Die Ringelektrode **47** ist, wenn sie vorhanden ist, elektrisch an das leitende Element **20** angeschlossen. Zusätzliche Elektroden und stromführende Teile können, wie es entsprechend gewünscht wird, für die Abtastung, die Stimulierung oder die Defibrillation hinzugefügt werden. Wie oben beschrieben, kann die Ringelektrode ebenfalls durch Freilegen und mittels Laserschmelzen der Spiralen von dem leitenden Element **20** gebildet werden. Die Elektrode **46** kann mehrpolig sein. Sie kann für die Defibrillation und die Elektrode **47** für die Stimulierung verwendet werden. Wahlweise kann die Elektrode **46** für die Stimulierung und die Elektrode **47** ebenfalls für die Stimulierung verwendet werden. Die Elektroden **47** und **46** können ebenfalls für das Wahrnehmen der elektrischen Aktivität von dem Herzen verwendet werden. Die Elektroden **47** und **46** können zusammen ebenfalls für die bipolare Stimulierung eingesetzt werden. Der Hauptbereich des Leitungskörpers **14** könnte, ohne Einschränkung, einen äußeren Durchmesser in einem Bereich von 0,508 mm bis 2,54 mm (0,020 Inch bis 0,100 Inch) aufweisen. Falls beispielsweise der Hauptbereich von dem Leitungskörper einen äußeren Durchmesser von 1,47 mm (0,058 Inch) aufweist, so könnte der Durchmesser von der Spitze **40** einen äußeren Durchmesser von annähernd 1,17 mm (0,046 Inch) aufweisen und die einsetzbare Leitung **42** könnte einen äußeren Durchmesser von 0,356 mm (0,014 Inch) aufweisen. Wenn er verwendet wird, so kann der Hauptleitungskörper zuerst über einem Führungsdraht positioniert werden. Sobald die Leitung an ihrer Stelle ist, wird der Führungsdraht entfernt und durch eine einsetzbare Struktur ersetzt, die über die Spitze von dem größeren Leitungskörper hinaus vorgeschoben werden kann.

[0023] **Fig. 4** wird bereitgestellt, um bei der Erklärung eines alternativen Verfahrens für das Implantieren einer Elektrode **12** in eine Koronarvene behilflich zu sein. Wie in **Fig. 4** dargestellt, wird die Leitung **10** eingeführt und vorübergehend an der Innenseite von dem Führungskatheter **70**, der für die Platzierung in dem Koronarsinus konstruiert wurde, befestigt. Das Befestigungsmittel **72** kann beispielweise aus einem Material wie Mannitol bestehen, welches sich nach einem kurzfristigen Kontakt mit Blut auflösen wird. Sobald der Führungskatheter **70** zweckentsprechend in seine Position gebracht wurde und das Befestigungsmittel **72** sich aufgelöst hat, kann der Führungskatheter **70** zurückgezogen werden, wobei er die Leitung an der Stelle mit einer Elektrode an einer erwünschten Position zurücklässt. Die Leitung kann anschließend, falls notwendig, unter der Verwendung von einem Stilet und/oder einem Führungsdraht, wie zuvor beschrieben, weiter vorgeschoben werden.

[0024] Während es in keiner der Ansichten gezeigt ist, wird jede Leitung eine oder mehrere Anschluss-

buchsen von der Art, welche auf dem Fachgebiet bekannt sind, an ihrem proximalen Ende für die Verbindung mit dem Stimulierungs- und/oder Defibrillations-Impulsgenerator aufweisen, wodurch die Depolarisationssignale, welche von dem Herz abstammen, wahrgenommen werden können und stimulierende Impulse in Übereinstimmung mit den Kontrollalgorithmen von der Vorrichtung abgegeben werden.

[0025] Die vorhergehende Diskussion beabsichtigt, die unterschiedlichen bevorzugten Ausgestaltungen, welche die Aufgaben von der vorliegenden Erfindung erfüllen, zu veranschaulichen. Es können durch die Fachleute Modifikationen und Abwandlungen vorgenommen werden, ohne dass dadurch von der Erfindung, wie sie durch die anhängenden Ansprüche definiert ist, abgewichen wird.

Patentansprüche

1. Intravenöse Leitung (**10**) zur Verwendung mit einer Vorrichtung zum Herzrhythmus-Management für das Anwenden stimulierender Impulse am Herz, umfassend:

einen langgestreckten, elastischen Leitungskörper (**14**), hergestellt aus einem elektrisch isolierenden Material, der ein proximales Ende (**16**) und ein distales Ende (**18**) aufweist, wobei der Leitungskörper von einer Größe ist, die es ermöglicht, dass das distale Ende durch den rechten Vorhof (**3**) und den Koronarsinus (**4**) in die Koronarvenen vorgeschoben wird, ein Lumen (**22**), welches sich durch den Leitungskörper von dem proximalen Ende (**16**) des Leitungskörpers in Richtung des distalen Endes (**18**) von dem Leitungskörper erstreckt, wobei das Lumen (**22**) eine erste Öffnung durch das proximale Ende von dem Leitungskörper und eine zweite Öffnung (**24**) durch das distale Ende von dem Leitungskörper aufweist, derart, dass ein Führungsdraht durch die erste und die zweite Öffnung (**24**) von dem Lumen (**22**) und nach dem distalen Ende des Leitungskörpers hindurchgeführt werden kann für das Implantieren der Leitung durch Verschieben der Leitung über den Führungsdraht und anschließendem Zurückziehen von dem Führungsdraht aus dem Lumen, ein leitfähiges Element (**20**), welches sich durch den Leitungskörper (**14**) von dem proximalen Ende (**16**) in Richtung auf das distale Ende (**18**) von dem Leitungskörper erstreckt, und eine Elektrode (**12, 47**), die elektrisch an das leitfähige Element gekoppelt und für die Anwendung von stimulierenden Pulsen auf den linken Herzventrikel konfiguriert ist.

2. Leitung nach Anspruch 1, wobei das leitfähige Element (**20**) eine spiralförmige Wendel ist, welche das Lumen (**22**) umschließt.

3. Leitung nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Wand von dem Lumen (**22**) mit einem Polymer be-

schichtet ist, das einen niedrigen Reibungskoeffizienten aufweist.

4. Leitung nach Anspruch 3, wobei das Polymer eine Hülse ist, welche die Wandung des Lumens (22) auskleidet.

5. Leitung nach Anspruch 1, ferner umfassend eine separate Konstruktion (42), die durch das Lumen (22) nach der zweiten Öffnung (24) einsetzbar ist.

6. Leitung nach Anspruch 5, wobei die separate Konstruktion (42) eine Elektrode (46) einschließt.

7. Leitung nach Anspruch 1, ferner umfassend einen Verschluss, der das Lumen (22) abdichtet.

8. Leitung nach Anspruch 7, wobei der Verschluss unter Benutzung von dem Lumen (22) eingeführt werden kann.

9. Leitung nach Anspruch 1, wobei das leitfähige Element (20) einen Schlauch aus einem leitfähigen Polymer (26) umfasst.

10. Leitung nach Anspruch 1, wobei die Elektrode (12) durch eine Öffnung in dem Leitungskörper gebildet wird, die einen Anteil des leitfähigen Elementes (20) offenliegend zeigt.

11. Leitung nach Anspruch 1, wobei die Elektrode eine Ringelektrode (47) ist.

12. Leitung nach Anspruch 1, wobei die intravenöse Leitung ferner eine zweite Elektrode umfasst, die im Inneren oder auf dem Leitungskörper eingearbeitet ist.

13. Leitung nach Anspruch 1, ferner umfassend eine separate Konstruktion (42), die durch das Lumen (22) nach der zweiten Öffnung (24) einsetzbar ist, wobei die separate Konstruktion eine zweite Elektrode (46) einschließt.

14. Leitung nach Anspruch 13, wobei die Elektroden (46, 47) für die Verwendung zur bipolaren Stimulation angepasst sind.

15. Leitung nach Anspruch 13, wobei die zweite Elektrode (46) für die Verwendung zur Defibrillation angepasst ist und die andere Elektrode (47) für die Verwendung zur Stimulation angepasst ist.

16. Leitung nach Anspruch 1, wobei das distale Ende (18) von dem langgestreckten, elastischen Leitungskörper (14) eine konische Form und eine abgerundete Spitze besitzt.

17. Leitung nach Anspruch 1, wobei der Lei-

tungskörper (14) mit einem entzündungshemmenden Wirkstoff behandelt ist.

18. Leitung nach Anspruch 17, wobei die Behandlung eine Kohlenstoffbeschichtung umfasst.

19. Leitung nach Anspruch 1, wobei der Leitungskörper eine Steroid-eluierende Manschette einschließt.

20. Leitung nach Anspruch 1, wobei die Elektrode (12) an einem distalen Endteil (18) von der Leitung (10) positioniert ist.

21. Leitung nach Anspruch 1, wobei die Leitung einen Außendurchmesser aufweist, der sich von 0,51 bis 2,54 mm (0,02 bis 0,1 Inch) erstreckt.

22. System zum Implantieren einer intravenösen Leitung (10) in eine Koronarvene zur Verwendung mit einer Vorrichtung zum Herzrhythmus-Management für die Anwendung stimulierender Impulse am Herzen, das die intravenöse Leitung (10) nach einem der Ansprüche 1–21 und einen Führungsdraht zum Erleichtern des Vorschiebens von der intravenösen Leitung in die Koronarvenen umfasst, wobei der Führungsdraht so konfiguriert ist, dass er durch die zweite Öffnung (24) in dem distalen Ende (18) eingeführt wird, um zu ermöglichen, dass die Leitung (10) über den Führungsdraht gleitet, um die Elektrode (12) zu positionieren, wobei der Führungsdraht durch das Lumen (22) zurückgezogen werden kann.

23. System zum Implantieren einer intravenösen Leitung (10) in eine Koronarvene zur Verwendung mit einer Vorrichtung zum Herzrhythmus-Management für die Anwendung stimulierender Impulse am Herzen, das die intravenöse Leitung (10) nach einem der Ansprüche 1–21 und einen Führungskatheter umfasst, der angepasst ist, die intravenöse Leitung während der Implantation zu umschließen und ferner angepasst ist, zurückgezogen zu werden, während die intravenöse Leitung an der Stelle zurückbleibt und wobei die Leitung eingerichtet ist, vorübergehend an der Innenseite des Führungskatheters befestigt zu werden.

24. System nach Anspruch 23, das ferner auflösbare Mittel zur Sicherung der Leitung in dem Führungskatheter umfasst.

25. System nach Anspruch 23 oder 24, das ferner einen Führungsdraht umfasst, der das weitere Vorschieben von der intravenösen Leitung in die Koronarvene erleichtert, nachdem der Führungskatheter zurückgezogen worden ist.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

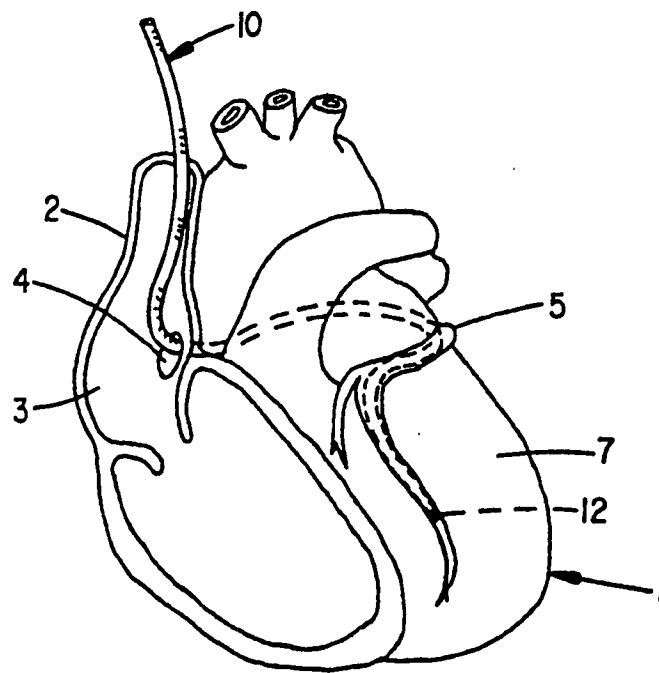


FIG. 1

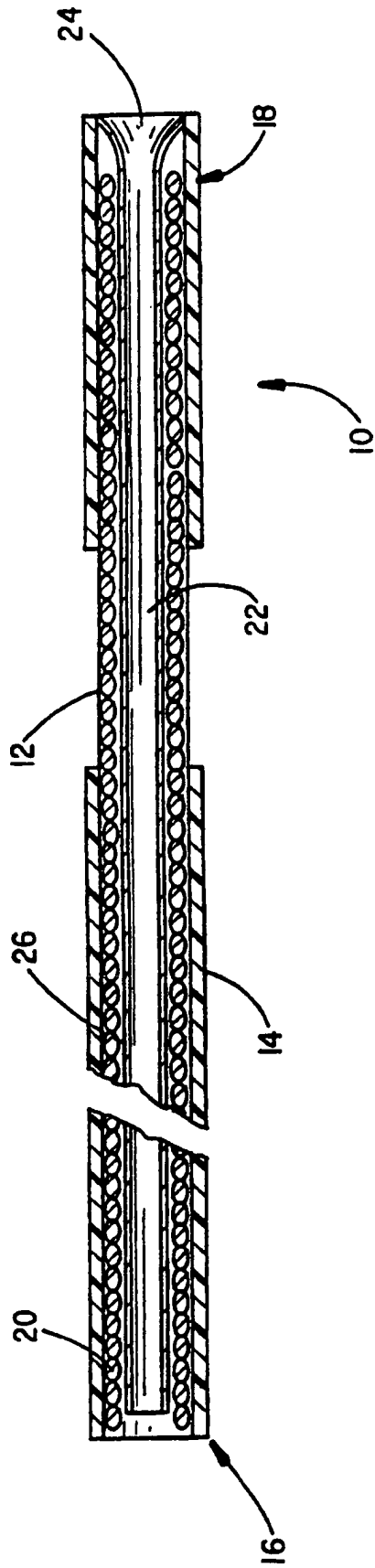


FIG. 2

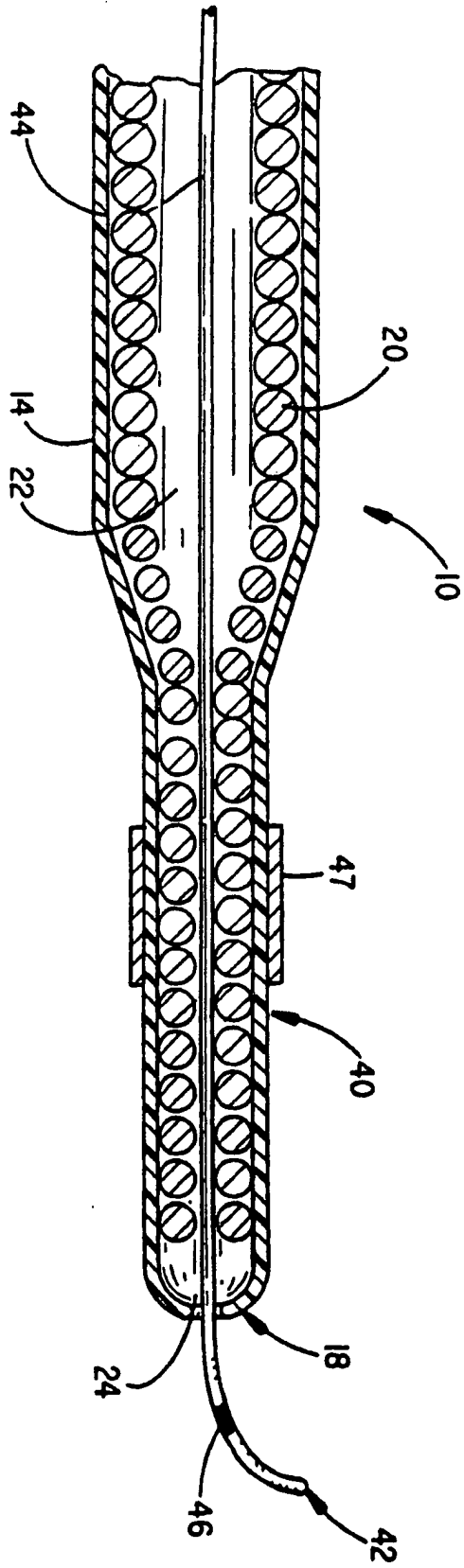


FIG. 3

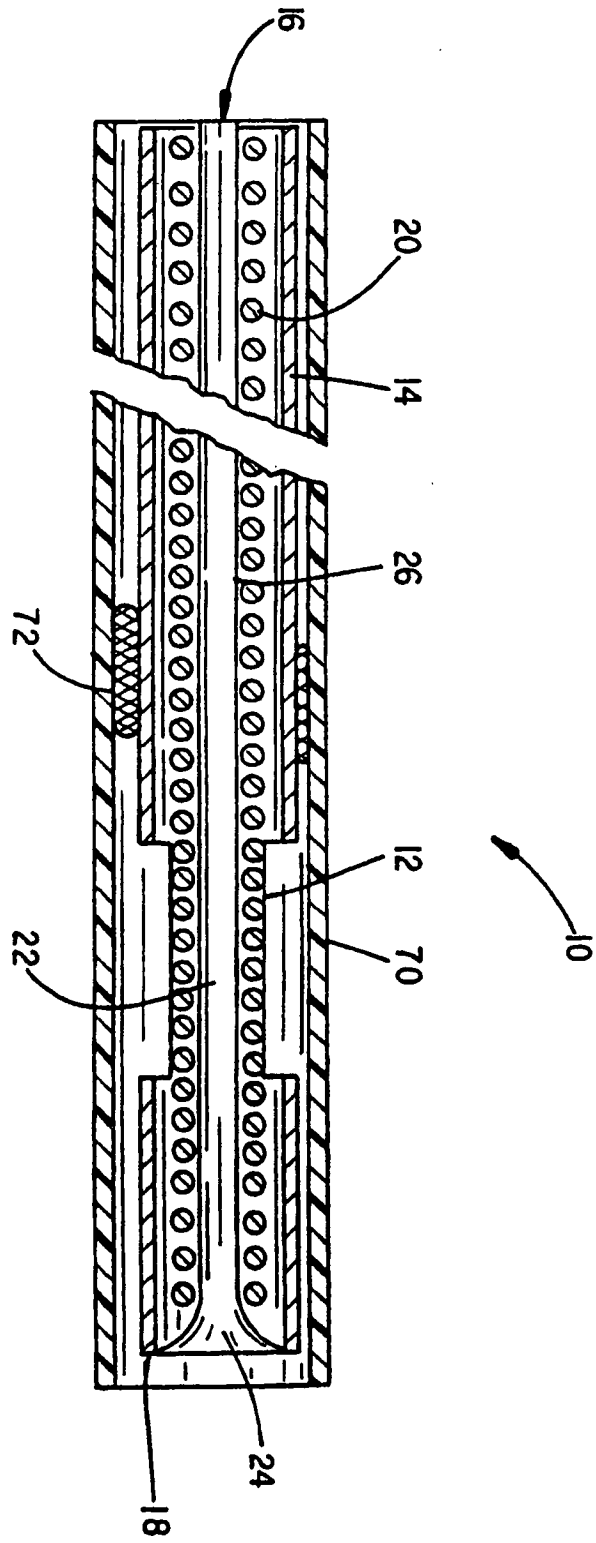


FIG. 4