



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 60 2005 006 364 T2** 2009.06.04

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 666 086 B1**

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

(21) Deutsches Aktenzeichen: **60 2005 006 364.1**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **05 257 492.8**

(96) Europäischer Anmeldetag: **06.12.2005**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **07.06.2006**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **30.04.2008**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **04.06.2009**

(30) Unionspriorität:

5929 06.12.2004 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

CH, DE, FR, IE, IT, LI

(73) Patentinhaber:

Pacesetter, Inc., Sylmar, Calif., US

(72) Erfinder:

**Kroll, Mark W., Orono, MN 55391, US; Jenney,
Christopher R., Valencia, CA 91354, US; Levine,
Paul A., Santa Clarita, CA 91321, US**

(74) Vertreter:

**advotec. Patent- und Rechtsanwälte, 80538
München**

(54) Bezeichnung: **Stimulations-Lead-Elektrode mit automatischem Capturing**

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

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich im Allgemeinen auf elektromedizinische Vorrichtungen und insbesondere auf implantierbare transvenöse Lead-Elektroden bzw. Elektroden zum elektrischen Stimulieren des Herzgewebes und zum Messen der dadurch erzeugten, elektrischen Potentiale.

[0002] In den Körper implantierbare, transvenöse Lead-Elektroden bzw. Elektroden können die elektrische Verbindung zwischen einer implantierbaren medizinischen Vorrichtung, wie beispielsweise einem Herzschrittmacher und/oder einer ICD und dem zu stimulierenden Herzgewebe bilden. Solche Systeme können ein Schrittmachersystem mit automatischem Capturing beinhalten, wie beispielsweise das Auto-Capture™ Herzschrittmachersystem, das von St. Jude Medical Inc. hergestellt wird, welches neben anderen Funktionen Reizschwellen-Verfolgungsalgorithmen einschließlich dynamischer „Schlag-um-Schlag“ Capture-Bestätigung einschließt, um eine Erfassung zu allen Zeiten sicherzustellen. Bei der Herzstimulation ist die „Reizschwelle“ definiert als minimale elektrische Energie oder Strom zur Veranlassung einer Herzmuskeldepolarisation. Die Capture-Reizschwelle kann als minimale Impulsamplitude (Spannung oder Strom), Impulsdauer, Ladung, Energie oder Stromdichte bezeichnet werden, die zu beständigem Capturing führt. Im klinischen Bereich ist die Reizschwelle gewöhnlich definiert durch einstellbare oder programmierbare Parameter der Impulsamplitude (Spannung) oder der Impulsdauer (Millisekunden) oder einer Kombination aus beiden. Folglich ist die Capture-Reizschwelle die niedrigste Spannung und/oder Impulsdauer, die in einer beständigen elektrischen Aktivierung oder Depolarisation der Herzkammer resultiert, an die der Stimulationsimpuls angelegt wird. Dem Capturing folgt eine mechanische Kontraktion der Depolarisationskammer. Bei dem AutoCapture™ Stimulationssystem wird jeder stimulierte Herzschlag auf die Anwesenheit einer evozierten Antwort (das Signal, welches aus der elektrischen Aktivierung des Herzmuskels durch den Schrittmacher resultiert) überwacht, und wenn es keinen Anhaltspunkt für ein Capture gibt, wird ein höherer Ausgabe-Backup-Impuls geliefert, um effektives Capturing sicherzustellen. Es werden regelmäßig Stimulations-Reizschwellen gemessen, um das Ausgabeenergieniveauanfordernis zu messen, und das Ausgabeniveau des Schrittmachers wird so reguliert, dass es knapp über der gemessenen Reizschwelle festgelegt wird, was das geringste Energieniveau sicherstellt, welches für ein Capture erforderlich ist, wodurch die Langlebigkeit der Vorrichtung optimiert wird. Wenn die Reizschwelle so ansteigt, dass sie die automatisch festgelegte Abgabe übersteigt, werden Backup-Impulse geliefert und das System wird die Capture-Reizschwelle neu beurteilen und die Ababeeinstellung automatisch erneut

programmieren. Bei Abwesenheit solch eines Verfolgungs- und kontinuierlichen Capture-Verifikationsalgorithmus, muss der Arzt eine Sicherheitsmarge programmieren, von beispielsweise zwei oder drei mal der gemessenen Capture-Reizschwelle, um den Patienten im Falle verändernder Energieerfordernisse aufgrund metabolischer Verschiebungen, Fortschritt der Erkrankung usw. zu schützen, die zwischen geplanten Büroauswertungen auftreten können. Wenn die Capture-Reizschwelle sehr stabil ist, resultiert dies in einem Energieverlust und beschleunigt eine Batterieerschöpfung. Wenn die Capture-Reizschwelle einen übermäßigen Anstieg erfährt, kann es sein, dass der Patient nicht geschützt ist und Symptome erfährt, die mit dem Verlust des Capture zusammenhängen.

[0003] Gegenwärtig wird automatische Capture-Stimulation durch Verwendung unipolarer Stimulation oder Spitzen-Stimulation (Spitzenelektrode-zu-Impulsgenerator Fall) und bipolaren Messens zwischen Spitzen- und Ringelektroden verwirklicht. Bipolares Stimulieren wird typischerweise vermieden, weil in diesem Modus eine Tendenz der Ringelektrode besteht, zuerst zu stimulieren, d. h. es besteht eine Tendenz anodisch von der Ringelektrode und im Originalalgorithmus zu stimulieren. Dies war für das implantierte System schwierig zu erfassen. Dies resultiert in einer von der Spitzenstimulation völlig unterschiedlichen Morphologie und Polarität. Deshalb wurde bipolares Stimulieren typischerweise nicht für automatisches Capture-Stimulieren verwendet, wenn nicht unipolares Messen verwendet wird. Unipolares Messen wirft jedoch eine Menge an Problemen auf, einschließlich dem Messen von physiologisch unpassenden Signalen, wie beispielsweise Myopotentialen, d. h. elektrischen Signalen, die ihren Ursprung in Skelettmuskeln in näherer Umgebung zu dem implantierten Impulsgenerator haben und als Herzdepolarisationen interpretiert werden können, die in unpassendem Hemmen oder Auslösen eines Stimulationsimpulses resultieren können. Zusätzlich kann unipolares Stimulieren (um bipolares Messen zu erlauben) mit ICD problematisch sein kompromittierend seine Fähigkeit, die Niederamplitudensignale zu erkennen, die mit der ventrikulären Fibrillation zusammenhängen.

[0004] [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) zeigen ein Beispiel eines herkömmlichen, bipolaren, transvenösen Stimulations-, -mess- und Defibrillationssystems **10** mit einer Lead-Elektrode **12** und einer implantierbaren medizinischen Vorrichtung (IMD) **14**, die einen Schrittmacher/ICD aufweisen kann. Die Lead-Elektrode **12** enthält einen Lead-Elektroden-Körper **16**, der sich entlang einer zentralen Längsachse **17** erstreckt und ein proximales Ende **18** sowie einen distalen Endabschnitt **20** aufweist. Das proximale Ende **18** des Lead-Elektroden-Körpers **16** umfasst eine Verbindungsbaugruppe **22** zum Verbinden des Lead-Elek-

troden-Körpers mit der IMD 14.

[0005] Der distale Endabschnitt 20 des Lead-Elektroden-Körpers 16 trägt eine Spitzenelektrode 24 und eine Ringelektrode 26 proximal der Spitzenelektrode. Die Spitzen- und Ringelektrode sind an der Verbindungsbaugruppe 22 mittels elektrischer Leitungen, die innerhalb des Lead-Elektroden-Körpers 16 eingeschlossen sind, jeweils an entsprechende Anschlusskontakte 28 und 30 gekoppelt. Der distale Endabschnitt 20 des Lead-Elektroden-Körpers 16 trägt auch eine herzfrequenzkorrigierende und/oder defibrillierende Elektrode 32, die mittels einer Leitung innerhalb des Lead-Elektroden-Körpers 16 elektrisch mit einem Anschlusskontakt 34 verbunden ist.

[0006] Fig. 2 zeigt in schematischer Form die herkömmliche Ringelektrode 26, die von dem distalen Endabschnitt 20 des Lead-Elektroden-Körpers 16 getragen wird, der in Fig. 1 dargestellt ist. Die Ringelektrode 26 hat jeweils proximale und distale Kanten 40 und 42 und eine äußere zylindrische Oberfläche 44 mit einem Radius R. Die Ringelektrode 26 hat eine Gesamtlänge L, die sich in der Längsrichtung der Lead-Elektrode erstreckt und entlang der gesamten Länge der Elektrode eine gleichmäßige Dicke T. Die Ringelektrode 26 ist hinsichtlich einer Querebene 46 symmetrisch, die gleich weit von der proximalen und distalen Kante 40 und 42 entfernt ist. Eine elektrische Leitung 48 mit einem distalen Ende 50, das in herkömmlicher Manier mit der Ringelektrode verbunden ist, verbindet die Elektrode auf der Verbindungsbaugruppe 22 mit dem Anschlusskontakt 30. Beispielsweise kann die herkömmliche Ringelektrode aus Fig. 2 eine Länge L von 1,0 cm, einen Radius R von 0,15 cm und eine Dicke T von 0,1 mm haben.

[0007] Fig. 3, die eine graphische Darstellung der Stromdichte (in Ampere pro cm^2) als eine Funktion der Strecke entlang der Länge der Ringelektrode 26 zeigt, veranschaulicht das Problem der herkömmlichen Ringelektrode, das zu anodischem Ringstimulieren führt. Die graphische Darstellung der Stromdichte aus Fig. 3 (die aus einem Lösen der Feldgleichungen erlangt wird) basiert auf einer 1,0 cm langen Ringelektrode, wobei die horizontale oder X-Achse der Distanz vom Zentrum (0) der Elektrode zu ihren Enden ($-L/2$ und $+L/2$) entspricht und die vertikale oder Y-Achse der Stromdichte in Ampere pro cm^2 entspricht. Es ist ersichtlich, dass die Stromdichte einen im Wesentlichen konstanten, niedrigen Wert im Zentrumsabschnitt des Rings einnimmt, aber an jeder der Kanten schnell zu einem unendlichen Wert ansteigt. Diese extrem hohe Stromdichte entlang jeder Kante des Rings resultiert typischerweise in anodischer Ringstimulation, wenn der Ring in Kontakt oder andersweitig in elektrischer Verbindung mit biologisch lebendem Gewebe ist. Die hohen Stromdichten an den Kanten der Ringelektrode, auch bekannt als „Kanteneffekte“ oder „Hot Spots“, können neben an-

odischem Ringstimulieren auch Blutgerinnung sowie Beschädigung von gesundem Gewebe verursachen, welches das anvisierte Gewebe umgibt. Die grundsätzliche Kennlinie der Stromdichte gegenüber der Länge aus der graphischen Darstellung, die in Fig. 3 dargestellt ist, trifft auch auf große und kleine Ringelektroden zu.

[0008] US-Patent Nr. 5314459 offenbart eine Elektrode, welche drei diskrete Segmente aufweist, dessen mittleres eine niedrigere Impedanz als die zwei äußeren aufweist.

[0009] Die Erfindung ist in Anspruch 1 definiert. Vorzugsweise ist eine Spitzenelektrode am distalen Endpunkt des distalen Endabschnitts des Lead-Elektroden-Körpers angeordnet, wobei die Spitzenelektrode elektrisch an einen ersten Anschlusskontakt an einer Verbindungsbaugruppe gekoppelt ist, die an das proximale Ende des Lead-Elektroden-Körpers angebracht ist. Vorzugsweise, ist die Ringelektrode entlang des distalen Endabschnitts des Lead-Elektroden-Körpers proximal zur Spitzenelektrode angeordnet, wobei die Ringelektrode elektrisch an einen zweiten Anschlusskontakt an der Verbindungsbaugruppe gekoppelt ist, wobei die Ringelektrode distale und proximale Enden aufweist.

[0010] Vorzugsweise weist ein implantierbares Herzstimulationssystem einen Impulsgenerator und eine bipolare Stimulationselektrode auf, wie bereits beschrieben.

[0011] Vorzugsweise weist ein Verfahren zum Herstellen einer elektrisch leitfähigen Ringelektrode für eine Stimulations-Lead-Elektrode das Ausbilden, benachbart zu jedem der gegenüberliegenden Enden der Ringelektrode, eines Bereichs auf, mit einem elektrischen Widerstand, der größer ist als der des Abschnitts der Ringelektrode zwischen diesen Bereichen.

[0012] Die Verringerung der Stromdichte an den Enden höheren Widerstands oder Endbereichen der Ringelektrode erhöht den Betrag des Stroms, der zur Ringelektrode geliefert werden muss, damit sie anodisch stimuliert, wodurch „Hot Spots“ eliminiert werden und die Tendenz unterdrückt wird anodisch zu stimulieren.

[0013] Die Erfindung kann auf verschiedene Arten in die Praxis umgesetzt werden und einige Ausführungsbeispiele werden nun beispielhaft unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben, wobei:

[0014] Fig. 1 eine Seitenansicht einer herkömmlichen bipolaren transvenösen Stimulations- und Defibrillationselektrode ist;

[0015] **Fig. 2** eine Seitenansicht, teilweise im Querschnitt, eines Abschnittes der Lead-Elektrode aus **Fig. 1** ist, die Details einer Ringelektrode darstellt, die von der Lead-Elektrode getragen werden;

[0016] **Fig. 3** eine graphische Darstellung einer elektrischen Stromdichte als eine Funktion der Strecke entlang der Länge der herkömmlichen Ringelektrode ist, die in **Fig. 2** dargestellt ist;

[0017] **Fig. 4** eine Seitenansicht einer bipolaren transvenösen Stimulations- und Defibrillationselektrode gemäß einem spezifischen, beispielhaften Ausführungsbeispiel der Erfindung ist;

[0018] **Fig. 5** eine Seitenansicht im Querschnitt, einer Mess-Ringelektrode ist, die von der Lead-Elektrode aus **Fig. 4** getragen werden kann, zusammen mit zugehörigen graphischen Darstellungen des Oberflächenwiderstands und der Stromdichte als eine Funktion der Strecke entlang der Länge der Elektrode;

[0019] **Fig. 6** eine Seitenansicht im Querschnitt einer alternativen Form einer Mess-Ringelektrode ist, die von der Lead-Elektrode aus **Fig. 4** getragen werden kann;

[0020] **Fig. 7** eine Seitenansicht im Querschnitt von einer anderen Form der dargestellten Mess-Ringelektrode ist, die von der Elektrode aus **Fig. 4** getragen werden kann; und

[0021] **Fig. 8** eine Seitenansicht einer multipolaren, transvenösen Stimulations- und Defibrillations-Lead-Elektrode gemäß einem alternativen Ausführungsbeispiel der Erfindung ist.

[0022] Obwohl die Erfindung im Zusammenhang mit implantierbaren Herzstimulations- und -mess-Lead-Elektroden beschrieben wird, ist jenen, die mit dem Stand der Technik vertraut sind, ersichtlich, dass die hier beschriebene Erfindung eine breitere Anwendung hat und bei einer breiten Vielfalt implantierbarer medizinischer Lead-Elektroden zum Stimulieren ausgewählten Körpergewebes und zum Messen der elektrischen Aktivität solch eines Körpergewebes anwendbar ist. Des Weiteren ist ersichtlich, obwohl die Erfindung hier im Zusammenhang einer Ringmesselektrode beschrieben wird, dass die Erfindung in einem breiten Bereich von Elektroden anwendbar ist, einschließlich, ohne darauf beschränkt zu sein, Stimulations- und/oder Messelektroden und herzthythmuskorrigierenden/defibrillierenden Elektroden, ob um einen Lead-Elektroden-Körper gewickelt oder anderweitig aufgebaut.

[0023] **Fig. 4** zeigt ein transvenöses Stimulations-, Mess- und Defibrillationssystem **60** gemäß einem bestimmten Ausführungsbeispiel der Erfindung mit ei-

ner Lead-Elektrode **62** und einer implantierbaren medizinischen Vorrichtung (IMD) **64**, die einen Schrittmacher/ICD aufweisen kann. Die Elektrode **62** enthält einen Lead-Elektroden-Körper **66** mit einem proximalen Ende **68** und einem distalen Endabschnitt **70**. Das proximale Ende **68** des Lead-Elektroden-Körpers **66** enthält eine koaxiale Verbindungsbaugruppe **72**, die mit einem Standard kompatibel sein kann, wie beispielsweise dem vorgeschlagenen IS-4 Standard, um den Lead-Elektroden-Körper **66** mit der IMD **64** zu verbinden. Im Beispiel, welches in **Fig. 4** dargestellt ist, enthält die Verbindungsbaugruppe **72** einen rohrförmigen Stiftanschlusskontakt **74** und zwei ringförmige Anschlusskontakte **76** und **78**, die entlang des distalen Endabschnitts des Lead-Elektroden-Körpers elektrisch an Elektroden gekoppelt sind. Die Verbindungsbaugruppe **72** ist innerhalb einer Aufnahmebuchse (nicht dargestellt) in der IMD **64** aufgenommen, die elektrische Anschlüsse enthält, die so positioniert sind, dass sie mit den Anschlusskontakten **74**, **76** und **78** an der Verbindungsbaugruppe in Eingriff kommen. Wie aus dem Stand der Technik gut bekannt ist, kann die Verbindungsbaugruppe **72** mit beabstandeten Dichtungssätzen **80** versehen sein, um einen Eintritt von Körperfluiden in die Aufnahmebuchse zu verhindern. Gemäß Standardimplantationstechniken, wird ein Stylet oder ein Führungsdraht (nicht dargestellt) in ein Lumen des Lead-Elektroden-Körpers durch den rohrförmigen Stiftanschlusskontakt **74** eingefügt, um den distalen Endabschnitt des Lead-Elektroden-Körpers **66** während der Implantation zu liefern und zu steuern.

[0024] Der Lead-Elektroden-Körper **66** erstreckt sich entlang einer zentralen Längsachse **82** und weist vorzugsweise ein(e) rohrförmige(s) Hülle oder Gehäuse **84** auf, welche(s) aus einem isolierenden, biologisch verträglichen, biologisch stabilen Polymer, beispielsweise Silikonkautschuk, Polyurethan oder einem anderen geeigneten Polymer hergestellt ist und eine äußere Oberfläche **86** aufweist. Obwohl beabsichtigt ist, dass verschiedene isolierende Gehäusematerialien von der Erfindung umfasst sind, wird oft Silikonkautschuk aufgrund seiner Flexibilität und Langzeitbiostabilität bevorzugt.

[0025] Der distale Endabschnitt **70** des Lead-Elektroden-Körpers **66** kann eine oder mehrere Elektroden tragen, deren Aufbauten, Funktionen und Anordnung entlang der Länge des distalen Endabschnitts durch die angezeigte Stimulationstherapie, der Eigenheiten der Anatomie des Patienten, usw. vorgeschrieben wird. Der Lead-Elektroden-Körper **66** veranschaulicht nur ein Beispiel verschiedener Kombinationen von Stimulations- und/oder Messelektroden, die verwendet werden können. Der distale Endabschnitt **70** des Lead-Elektroden-Körpers trägt eine Spitzenelektrode **90** und eine Ringelektrode **92** proximal zur Spitzenelektrode. Die Spitzen- und Rin-

gelektrode **90** und **92** sind auf der Verbindungsbau-
gruppe **72** mittels elektrischer Leitungen (nicht darge-
stellt) innerhalb des Gehäuses **84** jeweils an entspre-
chende Anschlusskontakte **74** und **76** gekoppelt. Der
distale Endabschnitt des Lead-Elektroden-Körpers
trägt auch eine herzhrythmuskorrigierende und/oder
defibrillierende Elektrode **94**, die mittels einer separa-
ten elektrischen Leitung (nicht dargestellt) innerhalb
des Gehäuses mit dem Anschlusskontakt **78** elek-
trisch verbunden ist.

[0026] Auf die herkömmliche Weise, kann der dista-
le Endabschnitt **70** des Lead-Elektroden-Körpers **66**
passive Befestigungsmittel **96** beinhalten, die die
Form von hervorstehenden Zacken annehmen kön-
nen, um den Lead-Elektroden-Körper innerhalb einer
Kammer des Herzens zu verankern.

[0027] Alternativ oder zusätzlich dazu können die
passiven Fixierungs- oder Verankerungsmittel einen
oder mehrere vorgeformte Höcker, Spiralen, S-förmige
Biegungen oder andere Aufbauten aufweisen, die
im distalen Endabschnitt **70** des Lead-Elektro-
den-Körpers ausgebildet sind, wo die Lead-Elektrode
dazu vorgesehen ist, links im Herzen platziert zu wer-
den und zwar innerhalb eines Gefäßes des Koronar-
sinusbereichs. Die Befestigungsmittel können auch
einen aktiven Fixierungsmechanismus, wie beispiels-
weise eine Spirale aufweisen. Es ist jenen, die mit
dem Stand der Technik vertraut sind, ersichtlich, dass
jede Kombination der vorhergehenden Fixierungs-
oder Verankerungsmittel verwendet werden kann.

[0028] Natürlich können auch andere Elektrodenan-
ordnungen entsprechend aus dem Stand der Technik
bekannter Lead-Elektroden-Konstruktionen verwen-
det werden. Beispielsweise kann eine alternative
Elektrodenanordnung zusätzliche Ringstimulations-
und/oder Messelektroden enthalten (siehe beispiels-
weise [Fig. 8](#) und die zugehörige Beschreibung nach-
folgend) sowie zusätzliche herzhrythmuskorrigieren-
de und/oder defibrillierende Spulen, die entlang der
distalen Enden des Lead-Elektroden-Körpers beab-
standet sind. Daher wird hervorgehoben, dass [Fig. 4](#)
nur veranschaulichend ist; der distale Endabschnitt
70 des Lead-Elektroden-Körpers **66** kann beispiels-
weise nur herzhrythmuskorrigierende/defibrillierende
Elektroden oder eine Kombination aus Stimulations-,
Mess- und herzhrythmuskorrigierenden/defibrillieren-
den Elektroden tragen. Die defibrillierenden Elektro-
den haben vorzugsweise, wie dargestellt, einen Spu-
lenaufbau und können zur größeren Lead-Elektro-
den-Flexibilität beabstandete, relativ kurze Spulen
aufweisen; alternativ können diese Elektroden aus
einem elektrisch leitfähigen Polymer hergestellt sein.

[0029] [Fig. 5](#) zeigt die Ringelektrode **92** detaillierter,
zusammen mit zugehörigen graphischen Darstellun-
gen des Oberflächenwiderstands in $\text{Ohm}\cdot\text{cm}^2$ und
der Stromdichte in Ampere pro cm^2 als eine Funktion

der Strecke entlang der Länge der Elektrode unter
Verwendung des Zentrums der Elektrode, welches in
der querverlaufenden Zentralebene **100** liegt, als Ur-
sprung (0). Die Ringelektrode **92** hat einen Haupt-
ringkörper **102** mit einer äußeren Zylinderfläche **104**
und jeweiligen gegenüberliegenden distalen und pro-
ximalen Enden **106** und **108**. Beispielsweise
kann der Ringelektrodenkörper **102** eine Länge L von
1,0 cm, einen Radius von 0,15 cm und eine Dicke T
von 0,1 mm haben. Der Elektrodenkörper **102** kann
beispielsweise aus einer MP35N-Legierung, einer
Platin/Iridium-Legierung, Edelstahl oder Titan herge-
stellt sein, vorzugsweise mit einem Mittel, wie bei-
spielsweise Titannitrid, Iridiumoxid, Platinschwarz
oder dergleichen beschichtet.

[0030] Die Ringelektrode **92** ist mit dem Anschluss-
kontakt **76** an der Verbindungsbaugruppe mittels ei-
ner elektrischen Leitung **110** verbunden, welche ein
distales Ende **112** aufweist, welches beispielsweise
mittels Laserschweißen oder Crimpen mit einem zen-
tralen Abschnitt einer Innenfläche **114** des Elektro-
denkörpers **102** verbunden ist. Alternativ kann das
distale Ende **112** der Leitung **110** mit anderen Punk-
ten entlang des Elektrodenkörpers **102** verbunden
sein.

[0031] Erfindungsgemäß ist der elektrische Wider-
stand der Ringelektrode angrenzend zu jedem der
Elektrodenenden **106** und **108** größer als ein Zwi-
schenabschnitt **116** der Elektrode zwischen den En-
den. Insbesondere befindet sich angrenzend zum
distalen Ende **106** der Ringelektrode ein Bereich **118**;
ähnlich befindet sich angrenzend zum proximalen
Ende **108** ein Bereich **120**. Der elektrische Wider-
stand von jedem Endbereich **118** und **120** ist größer
als der des Zwischenabschnitts **116** der im Wesentli-
chen einen freigelegten Abschnitt des Elektrodenkör-
pers **102** aufweist. Dementsprechend verringern die
Endbereiche mit höherem Widerstand den elektri-
schen Strom, der durch sie hindurchströmt. In dem
bestimmten Ausführungsbeispiel der Ringelektrode,
die in [Fig. 5](#) veranschaulicht ist, weisen die Endberei-
che **118** und **120** auf der äußeren Oberfläche **104** des
Elektrodenkörpers **102** jeweils dünne, verjüngte Be-
schichtungen **122** und **124** auf. Beispielsweise, ohne
darauf beschränkt zu sein, kann die Länge jeder der
Beschichtungen **122** und **124** ungefähr 1 mm sein.
Folglich hat die distale Endbeschichtung **122** ein pro-
ximales Ende **126** mit einer Dicke von im Wesentli-
chen Null und ein distales Ende **128**, das vorzugswei-
se in der Querebene des Elektrodenendes **106** liegt
von ungefähr 0,1 mm Dicke; die äußere Oberfläche
130 der Beschichtung **122** kann eine im Wesentli-
chen lineare Variation der Dicke zwischen den Enden
126 und **128** aufweisen, obwohl ersichtlich ist, dass
andere Variationen verwendet werden können. Die
dünnen, verjüngten Beschichtungen **122** und **124** er-
höhen den elektrischen Widerstand der Elektrode hin-
zu den jeweiligen Enden **106** und **108** der Ringelek-

trode. In diesem besonderen Beispiel variiert der Oberflächenwiderstand der Ringelektrode von im Wesentlichen 0 Ohm-cm² an dem proximalen Ende **126** der Beschichtung **122** auf ungefähr 1.000 Ohm-cm² am distalen Ende **128**. Daher ist ein bevorzugter Weg zur Erlangung eines elektrischen Widerstands, der hin zu den Elektrodenenden **106** und **108** ansteigt, eine vergrößerte Dicke eines Beschichtungsmaterials von konstantem Widerstand zu verwenden. Jede der Beschichtungen **122** und **124** kann irgendein Material aufweisen, welches mäßig hohe Niveaus an Oberflächenwiderstand von beispielsweise 100 bis 5000 Ohm-cm² aufweist. Nur beispielhaft kann jede der Beschichtungen Parylen, Gortex, Silikonkautschuk, Polyethylen, PTFE, ePTFE, ETFE, FEP, PVDF, Epoxid, PEEK, Polysulfon oder Polyurethan sein, die leicht mit leitfähigem Füllstoff dotiert ist. Beispielhaft kann der leitfähige Füller Titan, Titannitrid, Ruthenium, Silber, Edelstahl, Iridium, Iridiumoxid, silberbeschichteter Nickel, silberbeschichtetes Glas, Carbon Black, Graphit, Tantal, Palladium, Titan, Platin, Gold, MP35N, Fulleren, Carbon-Nanoröhren, Legierungen aus irgendeinem der vorgenannten Materialien und angemessen bemessene Teilchen der leitfähigen Polymere Polyacetylen, Polypyrrol, Polyanilin, Polythiophen, Fluorophenyl Thiophen, Polyphe-nylen Vinylen, Polyphenylen Sulfid, Polynaphthalin und Polyphenylen sein. Gemäß einer bevorzugten Form der Erfindung kann die Beschichtung eine gemusterte Beschichtung aus Parylen aufweisen, in der mikroskopische Löcher im Parylen zurückgelassen werden. In letzterem Fall kann ein verjüngtes Profil erlangt werden, indem die Größe und Dichte der Löcher in der Parylenbeschichtung nahe der Elektrodenenden **106** und **108** verringert wird.

[0032] Die proximale Beschichtung **124** kann im Wesentlichen das Spiegelbild der distalen Beschichtung **122** sein, die symmetrisch zur querverlaufenden Zentralebene **100** angeordnet ist.

[0033] Die Enden des ringförmigen Körpers **102** an den Enden **106** und **108** können ebenfalls beschichtet sein, dies ist aber nicht erforderlich, weil die ringförmigen Körperenden dazu tendieren, nicht in Kontakt mit dem Herzgewebe zu kommen.

[0034] Die obere graphische Darstellung in [Fig. 5](#) zeigt die Variation des Oberflächenwiderstands mit der Distanz entlang der Strecke der Elektrode vom Zentrum der Elektrode zu jedem der Elektrodenenden **106** und **108**. Der Oberflächenwiderstand in diesem Beispiel steigt von im Wesentlichen 0 Ohm-cm² entlang des Zwischenabschnitts **116** auf ein Maximum von 1.000 Ohm-cm² an den Enden an.

[0035] Die graphische Darstellung der Stromdichte zeigt, dass die Stromdichte relativ konstant ist, mit lokalen Maxima an den Enden und in der Mitte der Ringelektrode. Die dramatische Verringerung der Strom-

dichte an den Enden der Elektrode erhöht den Betrag an Strom, der zur Ringelektrode geliefert werden muss, damit sie anodisch stimuliert, wodurch die Tendenz unterdrückt wird, derart zu stimulieren.

[0036] Ein anderes bestimmtes, beispielhaftes Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung ist in [Fig. 6](#) dargestellt. [Fig. 6](#) zeigt einen Abschnitt des Lead-Elektroden-Körpers einer bipolaren, transvenösen Lead-Elektrode, wie beispielsweise die, welche in [Fig. 4](#) dargestellt ist, aufweisend ein isolierendes, polymeres, rohrförmiges Gehäuse **150**, welches die Ringelektrode **152** trägt, welches gegenüberliegende distale und proximale Enden **154** und **156** aufweist, die jeweils symmetrisch um eine querliegende Zentralebene **153** positioniert sind, wobei die Elektrode **152** des Weiteren einen ringförmigen Hauptkörper **158** aufweist, der eine äußere zylindrische Oberfläche **160** hat. Nur beispielhaft kann der Ringelektrodenkörper **158** eine Länge L von 1,0 cm, einen Radius R von 0,15 cm und eine Dicke T von 0,1 mm haben. Der Elektrodenkörper **158** kann hergestellt werden aus beispielsweise einer MP35N-Legierung, einer Platin/Iridium-Legierung, Edelstahl oder Titan, vorzugsweise mit einem Mittel beschichtet, wie Titannitrid, Iridiumoxid, Platinschwarz oder dergleichen.

[0037] Die Ringelektrode **152** ist mit einem Anschlusskontakt an der Verbindungsbaugruppe der Lead-Elektrode mittels einer elektrischen Leitung **162** verbunden, die ein distales Ende **164** aufweist, das beispielsweise durch Laserschweißen oder durch Crimpen mit einem Zentralabschnitt einer Innenfläche **166** des Elektrodenkörpers **158** elektrisch verbunden ist. Es können auch andere Verbindungspunkte entlang des Elektrodenkörpers **158** verwendet werden.

[0038] Erfindungsgemäß ist der elektrische Widerstand der Ringelektrode **152** benachbart zu jedem der Elektrodenenden **154** und **156** größer als der eines Zwischenabschnitts **168** der Elektrode zwischen den Enden. Genauer befindet sich benachbart zum distalen Ende **154** der Ringelektrode ein Bereich **170**; ähnlich befindet sich benachbart zu dem proximalen Ende **156** ein Bereich **172**. Der elektrische Widerstand von jedem der Endbereiche **170** und **172** ist höher als der des Zwischenabschnitts **168** der im Wesentlichen einen freigelegten Abschnitt des Elektrodenkörpers **158** aufweist. Dementsprechend verringern die Endbereiche mit höherem Widerstand, dass elektrischer Strom durch sie hindurchströmt. Unter repräsentativer Verwendung des Endbereichs **170** wird der Endbereich **170** durch Zerspanen, Crimpen, Gesenkschmieden oder sonstigem Freigeben des entsprechenden Endes des Elektrodenkörpers **158** ausgebildet, so dass eine Aufnahme **174** definiert wird, die vorzugsweise in der Dicke von der vollen Dicke des Ringelektrodenkörpers am Ende **154** zu im Wesentlichen null Dicke an einem proximalen Ende

176 variiert. Die Aufnahme **174** ist mit einem Widerstandsmaterial **178**, wie beispielsweise jenen, die vorstehend beschrieben wurden, gefüllt, beispielsweise einem elektrisch leitfähigen Polymer, wie beispielsweise Karbon-dotiertem Silikon, der vorzugsweise so zugeschnitten ist, dass er im Wesentlichen mit der äußeren Oberfläche **160** des Elektrodenkörpers **158** fluchtet. Als Ergebnis der Variation in der Tiefe des elektrisch leitfähigen Polymers als eine Funktion der Distanz entlang der Länge des Polymers, variiert der Oberflächenwiderstand von beispielsweise nahe Null Ohm-cm² am Ende **176** zu beispielsweise mehreren hundert Ohm-cm² am Ende **154** der Elektrode. Die Ringelektrode **152** zeigt eine Stromdichte-Strecke-Kennlinie entlang der Linien derjenigen, die in der graphischen Darstellung der Stromdichte aus [Fig. 5](#) dargestellt ist.

[0039] Beispielhaft und nicht beschränkend kann die Länge jedes Bereichs **170** und **172** beispielsweise von 0,1 mm bis 3 mm reichen, mit einer bevorzugten Länge von 1 mm, mit einer im Wesentlichen linearen Variation der Dicke zwischen den Enden **154** und **176**, obwohl ersichtlich ist, dass auch nicht-lineare Variationen verwendet werden können. Die Füllung **178** variierender Dicke erhöht den elektrischen Widerstand des Bereichs **170** hin zum jeweiligen Ende **154** der Ringelektrode.

[0040] Der proximale Bereich **172** ist vorzugsweise im Wesentlichen das Spiegelbild des distalen Bereichs **170**.

[0041] [Fig. 7](#) zeigt ein anderes bestimmtes beispielhaftes Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung. [Fig. 7](#) zeigt einen Abschnitt des Lead-Elektroden-Körpers einer bipolaren, transvenösen Stimulations-Lead-Elektrode, wie jene aus [Fig. 4](#), mit einem isolierenden Polymergehäuse **180**, die eine Ringelektrode **182** trägt, die entworfen ist, um die Tendenz der Ringelektrode zu verhindern, anodisch zu stimulieren. Genauer hat die Ringelektrode **182**, die vorzugsweise symmetrisch um eine querverlaufende Zentralebene **184** ausgebildet ist, einen ringförmigen Hauptkörper **186** mit einer äußeren zylindrischen Oberfläche **188** und jeweiligen gegenüberliegenden distalen und proximalen Enden **190** und **192**. Nur beispielhaft kann der Ringelektrodenkörper **186** eine Länge L von 1,0 cm, einen Radius R von 0,15 cm und eine Dicke T von 0,1 mm haben. Der Elektrodenkörper **186** kann beispielsweise hergestellt sein aus MP35N-Legierung, einer Platin/Iridium-Legierung, Edelstahl oder Titan, das vorzugsweise mit einem Mittel beschichtet ist, wie beispielsweise Titannitrid, Iridiumoxid, Platinschwarz oder dergleichen.

[0042] Die Ringelektrode **182** ist mit einem Anschlusskontakt auf der Verbindungsbaugruppe der Lead-Elektrode mittels einer elektrischen Leitung **194** verbunden, von der ein distales Ende **196** beispiels-

weise durch Laserschweißen oder durch Crimpen mit einem Zentralabschnitt einer inneren Oberfläche **198** des Elektrodenkörpers **186** elektrisch verbunden ist. Es können auch andere Verbindungspunkte entlang des Elektrodenkörpers verwendet werden.

[0043] Gemäß einem Aspekt der Erfindung ist der elektrische Widerstand der Ringelektrode benachbart zu jedem der Elektrodenenden **190** und **192** größer als der des Zwischenabschnitts **200** der Elektrode zwischen den Enden. Genauer befindet sich benachbart zum distalen Ende **190** der Ringelektrode ein Bereich **202**; ähnlich befindet sich benachbart zu dem proximalen Ende **192** ein Bereich **204**. Der elektrische Widerstand von jedem der Endbereiche **202** und **204** ist größer als der des Zwischenabschnitts **200**, der im Wesentlichen einen freigelegten Abschnitt des Elektrodenkörpers **186** aufweist. Dementsprechend verringern die Endbereiche höheren Widerstands den elektrischen Strom, der durch sie hindurchströmt. In dem bestimmten Ausführungsbeispiel der Ringelektrode, die in [Fig. 7](#) veranschaulicht ist, weisen die Endbereiche **202** und **204** Lagen oder Beschichtungen **206** und **208** auf, die im Wesentlichen eine konstante Dicke haben, die jeweils an der äußeren Oberfläche **188** des Elektrodenkörpers **186** aufgebracht ist. Beispielhaft und nicht beschränkend kann die Länge jeder Beschichtung **206** und **208** ungefähr 1 mm sein und die Dicke jeder der Beschichtungen kann ungefähr 0,2 mm sein. Der Widerstand von jeder der Beschichtungen kann beispielsweise von 0,01 bis 1.000 Ohm-cm² reichen. Das Beschichtungsmaterial kann irgendeines der Materialien aufweisen, die hier bereits beschrieben wurden, beispielsweise ein elektrisch leitfähiges Polymer, wie beispielsweise Silikonkautschuk, der leicht mit Karbon dotiert ist. Im Allgemeinen kann jede der Beschichtungen irgendein Material aufweisen, welches mäßig hohe Niveaus von Widerstand bietet.

[0044] Obwohl sie keine elektrischen Widerstände bereitstellen, die entlang ihrer Längen variieren, funktionieren die Beschichtungen **206** und **208** konstanter Dicke ausreichend gut, um das „Hot Spot“-Problem abzuschwächen, und die Stromdichteveriation ähnelt der graphischen Darstellung, die in [Fig. 5](#) dargestellt ist.

[0045] Die Enden des ringförmigen Körpers **186** an den Enden **190** und **192** können auch beschichtet sein, aber dies ist nicht erforderlich, weil die Enden die Tendenz haben, nicht mit dem Herzgewebe in Kontakt zu kommen.

[0046] [Fig. 8](#) zeigt ein multipolares, transvenöses Stimulations-, Mess- und Defibrillationssystem **220** gemäß einem alternativen Ausführungsbeispiel der Erfindung. Das System **220** weist eine Lead-Elektrode **222** und eine implantierbare medizinische Vorrichtung (IMD) **224** auf, die einen Schrittmacher/ICD auf-

weisen kann. Die Lead-Elektrode **222** enthält einen Lead-Elektroden-Körper **226** mit einem proximalen Ende **228** und einem distalen Endabschnitt **230**. Das proximale Ende **228** des Elektrodenkörpers **226** nimmt eine koaxiale Verbindungsbaugruppe **232** auf, die mit einem Standard, wie beispielsweise dem vorgeschlagenen IS-4 Standard kompatibel sein kann, um den Elektrodenkörper **226** mit der IMD **224** zu verbinden. In dem Beispiel, welches in [Fig. 8](#) dargestellt ist, enthält die Verbindungsbaugruppe **232** einen rohrförmigen Stiftanschlusskontakt **234** und drei ringförmige Anschlusskontakte **236**, **238** und **240**, die elektrisch mit Elektroden entlang dem distalen Endabschnitt des Lead-Elektroden-Körpers gekoppelt sind. Die Verbindungsbaugruppe **232** ist innerhalb einer Aufnahmebuchse (nicht dargestellt) in der IMD **224** aufgenommen, die elektrische Anschlüsse enthält, die so positioniert sind, dass sie mit den Anschlusskontakten **234**, **236**, **238** und **240** auf der Verbindungsbaugruppe in Eingriff kommen. Der Lead-Elektroden-Körper **226** weist vorzugsweise ein(e) rohrförmige(s) Hülle oder Gehäuse **242** auf, die/das aus einem isolierenden, biokompatiblen, biostabilen Polymer hergestellt ist, wie bereits beschrieben.

[0047] In dem Ausführungsbeispiel aus [Fig. 8](#), trägt der distale Endabschnitt **230** des Lead-Elektroden-Körpers eine Spitzenelektrode **244** und zwei Ringelektroden **246** und **248** proximal der Spitzenelektrode. Die Spitzen- und Ringelektrode sind jeweils mit entsprechenden Anschlusskontakten **234**, **236** und **238** auf der Verbindungsbaugruppe **232** mittels elektrischer Leitungen (nicht dargestellt) gekoppelt. Der distale Endabschnitt des Lead-Elektroden-Körpers trägt auch eine herzhrythmuskorrigierende und/oder defibrillierende Elektrode **250**, die elektrisch mit dem Anschlusskontakt **240** mittels einer separaten elektrischen Leitung (nicht dargestellt) innerhalb des Gehäuses **242** verbunden ist.

[0048] Auf die herkömmliche Weise kann der distale Endabschnitt des Lead-Elektroden-Körpers **226** passive und/oder aktive Fixierungs- oder Verankerungsmittel **252** von der bereits beschriebenen Art enthalten.

[0049] Es können auch andere Elektrodenanordnungen, die aus dem Stand der Technik bekannten Lead-Elektroden-Konstruktionen entsprechen, verwendet werden. Beispielsweise kann eine alternative Elektrodenanordnung zusätzliche Ringstimulations- und/oder -messelektroden enthalten, sowie zusätzliche herzhrythmuskorrigierende und/oder defibrillierende Spulen, die entlang des distalen Endes des Lead-Elektroden-Körpers voneinander beabstandet sind. Folglich ist [Fig. 8](#) nur veranschaulichend, welche ein Beispiel einer multipolaren Stimulations-Lead-Elektrode beschreibt, die zumindest zwei Ringelektroden aufweist. Gemäß der vorliegenden

Erfindung weist jede der Elektroden **246** und **248** eine Ringelektrode der Art auf, die vorstehend in Verbindung mit den Beispielen aus [Fig. 4](#) bis [Fig. 7](#) beschrieben wurden. Dementsprechend, wie bereits erklärt, kann jede der Ringelektroden **246** und **248** Endbereiche haben, die durch elektrische Widerstände gekennzeichnet sind, die größer als der des Abschnittes der Ringelektrode zwischen den Endbereichen sind, so dass während des Betriebs der Lead-Elektrode **220** die Tendenz dieser Elektroden, anodisch zu stimulieren, im Wesentlichen eliminiert wird.

[0050] Da es erfindungsgemäß keine Kanten der Ringelektrode gibt, an denen sich der elektrische Strom konzentriert, wird die Tendenz, dass anodisches Ringstimulieren auftritt, im Wesentlichen eliminiert. Dementsprechend tritt Stimulieren an der Spitze auf und ein vollbipolares, automatisches Capture-Stimulieren kann realisiert werden.

[0051] Es ist ersichtlich, dass einige Variationen von Lead-Elektroden entsprechend der Lehre der Erfindung sowohl für rechtsseitige als auch linksseitige Herzstimulation und -messen oder einer Kombination daraus ermöglicht werden und die Ringelektroden-aufbauten, die in den verschiedenen Zeichnungen dargestellt sind, nur Beispiele sind und es nicht beabsichtigt ist, dass diese erschöpfend sind.

Patentansprüche

1. Implantierbare Schrittmacherelektrode (**62**) umfassend einen Elektrodenkörper (**66**), der einen proximalen Endabschnitt (**68**) und einen distalen Endabschnitt (**70**) definiert und eine Steckverbinderanordnung (**72**) am proximalen Ende (**68**) aufweist, und eine Ringelektrode (**92**), die am Elektrodenkörper (**66**) angebracht ist, wobei die Ringelektrode (**92**) mit der Steckverbinderanordnung (**72**) elektrisch verbunden ist, wobei die Ringelektrode (**92**) distale (**106**) und proximale (**108**) Enden definiert und wobei der elektrische Widerstand der Ringelektrode (**92**) nahe der Enden (**106**, **108**) größer ist als der im Bereich (**116**) der Ringelektrode (**92**) zwischen den Enden (**106**, **108**), **dadurch gekennzeichnet**, dass die Ringelektrode (**92**) aus einem einzelnen ringförmigen Elektrodenkörper besteht, der einen ringförmigen Endbereich (**118**, **120**) jeweils benachbart zu den Enden (**106**, **108**) der Ringelektrode (**92**) aufweist, und jeder der ringförmigen Endbereiche eine Beschichtung auf der Außenoberfläche des Elektrodenkörpers aufweist.

2. Elektrode nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass sie weiter eine Spitzenelektrode (**90**) am äußersten distalen Ende des distalen Endabschnitts (**70**) des Elektrodenkörpers (**66**) umfasst, wobei die Spitzenelektrode (**90**) elektrisch mit einem ersten Terminalkontakt (**74**) der Steckverbinderan-

ordnung (72), die am proximalen Ende (68) des Elektrodenkörpers (66) angeordnet ist, verbunden ist, wobei die Ringelektrode (92) am distalen Endabschnitt (70) des Elektrodenkörpers (66) proximal der Spitze-nelektrode (90) angeordnet ist und wobei die Ringelektrode (92) elektrisch mit einem zweiten Terminalkontakt (76) der Steckverbinderanordnung (72) verbunden ist.

3. Elektrode nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrode mindestens zwei Ringelektroden aufweist, die am Elektrodenkörper angeordnet sind, wobei jede der mindestens zwei Ringelektroden elektrisch mit einem entsprechenden Terminalkontakt der Steckverbinderanordnung verbunden ist, jede der mindestens zwei Ringelektroden ein distales Ende und ein proximales Ende aufweist und jeder der Endabschnitte einen elektrischen Widerstand aufweist, der größer ist als der des Bereichs der jeweiligen Ringelektrode zwischen den Endbereichen, so dass die Elektrode eine multipolare Schrittmacherelektrode bildet.

4. Elektrode nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der elektrische Widerstand jedes der der Endbereiche an den Enden (202, 204) über die Länge des Bereiches im Wesentlichen konstant ist.

5. Elektrode nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass jeder der Endbereiche sich längs der mindestens einen Ringelektrode (92) von einem inneren Ende des Bereichs nach außen erstreckt und der elektrische Widerstand jedes der Endbereiche (118, 120, 170, 172) von einem inneren Ende des Endbereichs nach außen anwächst.

6. Elektrode nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Schicht an den Enden der mindestens einen Ringelektrode eine zunehmende Dicke eines Beschichtungsmaterials mit einem konstanten elektrischen Widerstand aufweist, wodurch sich der elektrische Widerstand zu den Endbereichen der Elektrode hin erhöht.

7. Elektrode nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die mindestens eine Ringelektrode einen ringförmigen Elektrodenkörper (160) aufweist, der einen Abschnitt geringerer Dicke innerhalb jedes der ringförmigen Endbereiche (170, 172) aufweist, wobei jeder Abschnitt geringere Dicke eine Kammer (174) aufweist, die mit einem elektrisch leitenden Material mit verhältnismäßig hohem elektrischen Widerstand gefüllt ist.

8. Elektrode nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass jede der Beschichtungen eines der folgenden Materialien aufweist: Parylen, Gortex, Silikongummi, Polyäthylen, PTFE, ePTFE, ETFE, FEP, PVDF, Epoxid, PEEK, Po-

lysulphon oder Polyurethan, das geringfügig mit einem leitenden Füllmaterial dotiert ist.

9. Elektrode nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass das leitende Füllmaterial ein Material enthält, das aus der folgenden Gruppe stammt: Titan, Titannitrid, Ruthenium, Silber, rostfreier Stahl, Iridium, Iridiumoxid, silber-beschichtetes Nickel, silber-beschichtetes Glas, Ruß, Graphit, Tantal, Palladium, Titan, Platin, Gold, MP35N, Fullerene, Carbon-Nanotubes, Legierungen beliebiger der vorher erwähnten Materialien und Partikel der leitenden Polymere Polyacetylen, Polypyrrol, Polyanilin, Polythiophen, Fluorophenyl Thiophen, Polyphenylen Vinylen, Polyphe-nylen sulfid, Polynaphthalen und Polyphenylen.

10. Elektrode nach einem der Ansprüche 3 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass jede der Beschichtungen eine Länge aufweist, die sich längs des Elektrodenkörpers von einem inneren Ende der Beschichtung bis zu einem äußeren Ende der Beschichtung benachbart zu einem entsprechenden Ende der mindestens zwei Ringelektroden erstreckt, wobei jede der Beschichtungen eine Dicke aufweist, die längs der Beschichtung vom inneren Ende der Beschichtung bis zu ihrem äußeren Ende anwächst.

11. Elektrode nach einem der Ansprüche 3 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass jede der Beschichtungen eine Länge aufweist, die sich längs des Elektrodenkörpers von einem inneren Ende der Beschichtung bis zu einem äußeren Ende der Beschichtung benachbart zu einem entsprechenden Ende der mindestens zwei Ringelektroden erstreckt, wobei jede der Beschichtungen eine Dicke aufweist, die längs der Beschichtung im Wesentlichen konstant ist.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

FIG. 1

STAND DER TECHNIK

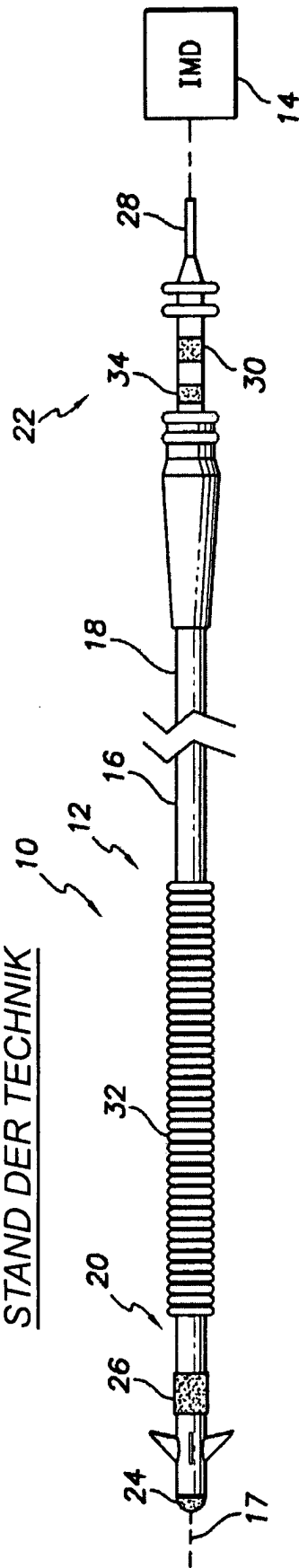
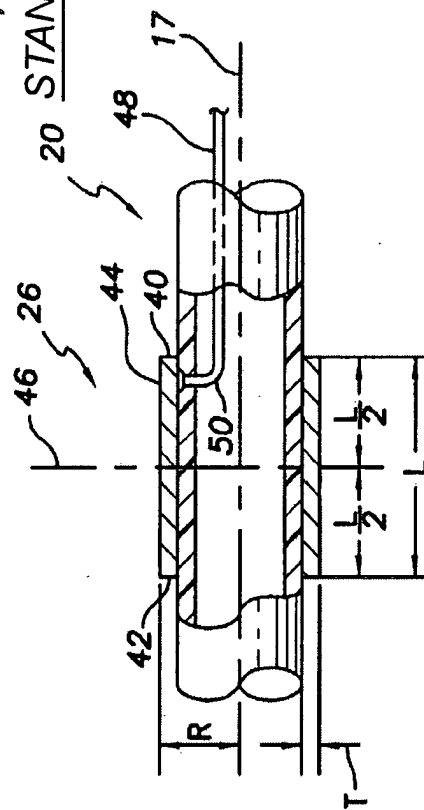


FIG. 2

STAND DER TECHNIK



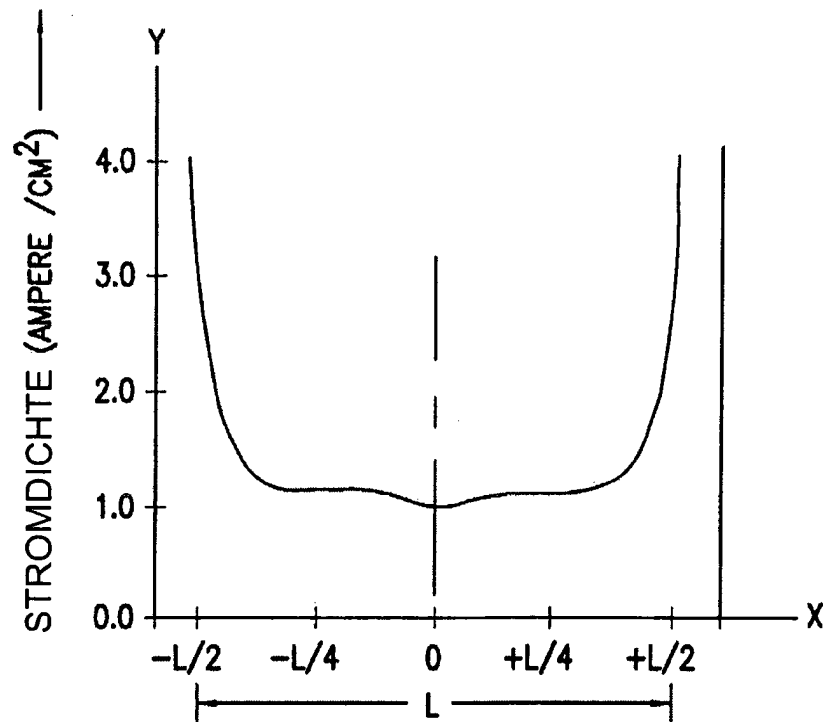
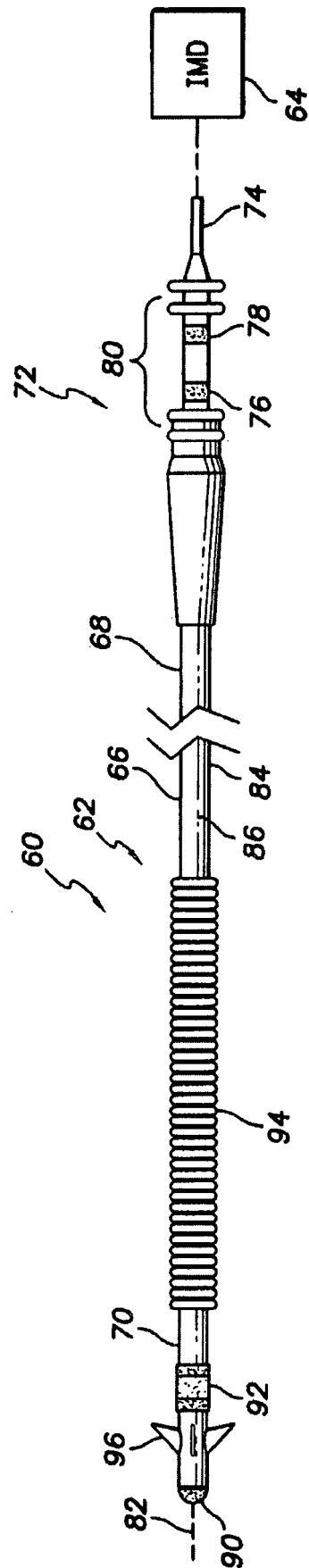


FIG. 3
STAND DER TECHNIK

FIG. 4



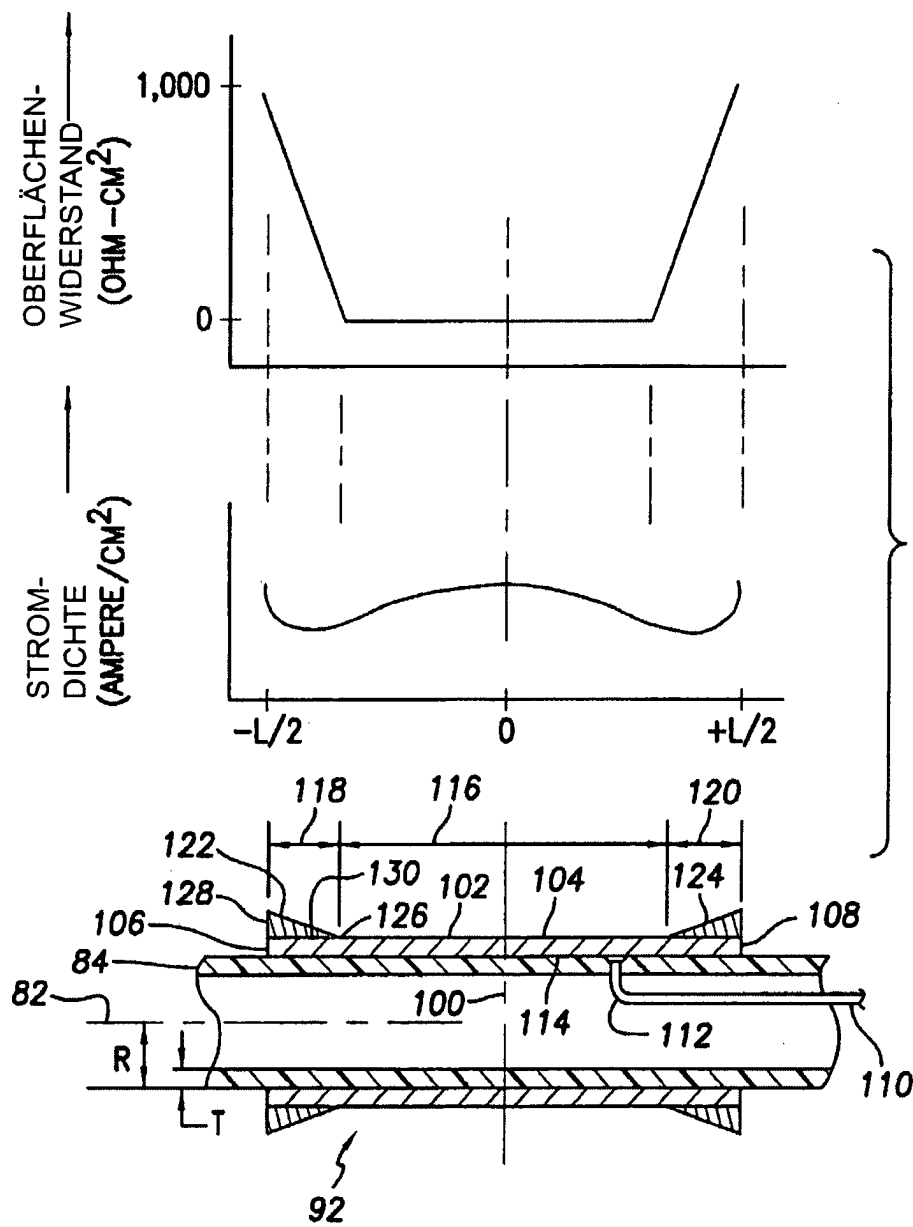


FIG. 5

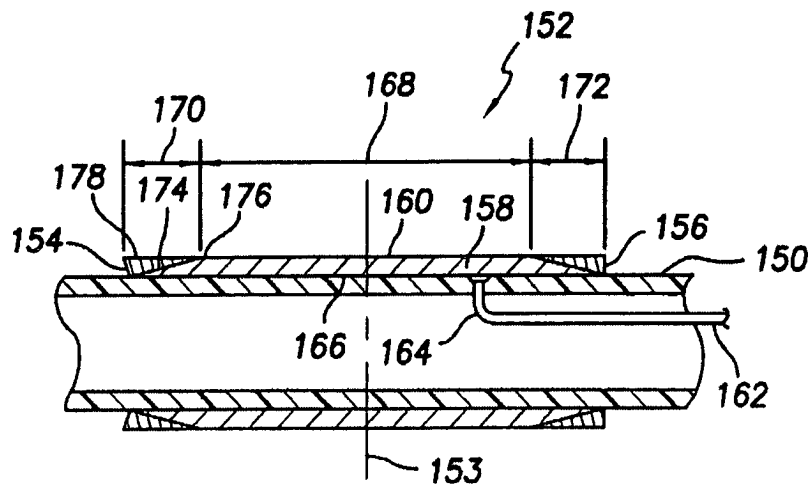


FIG. 6

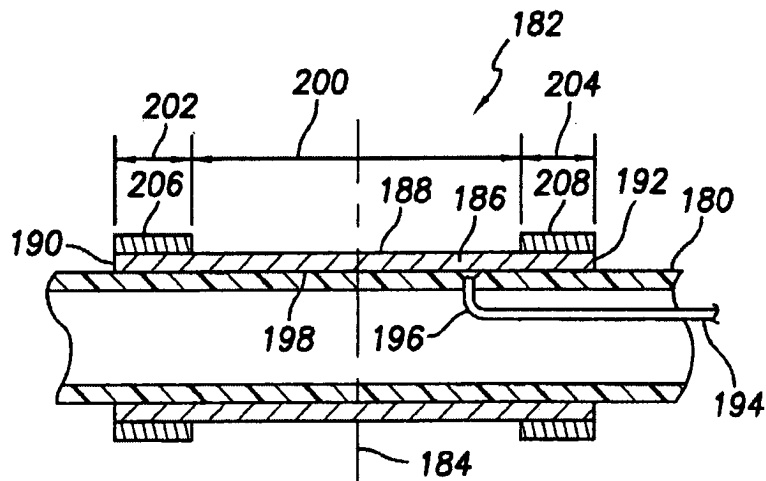


FIG. 7

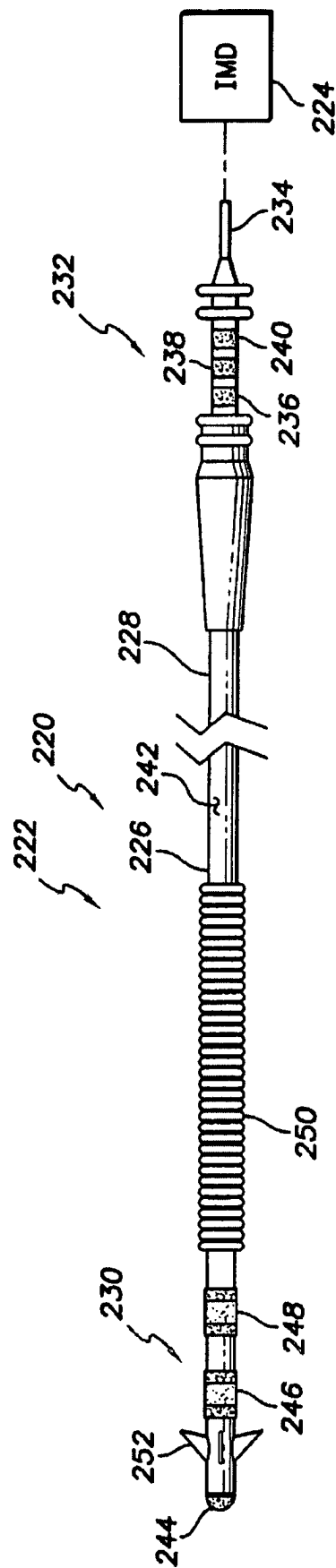


FIG. 8