



(19)
 Bundesrepublik Deutschland
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2007 034 990 A1** 2008.06.12

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 034 990.6**
 (22) Anmeldetag: **26.07.2007**
 (43) Offenlegungstag: **12.06.2008**

(51) Int. Cl.⁸: **A61N 1/05 (2006.01)**
A61N 1/36 (2006.01)
A61B 5/0408 (2006.01)

(66) Innere Priorität:
10 2006 054 620.2 17.11.2006
10 2007 030 678.6 02.07.2007

(72) Erfinder:
Geistert, Wolfgang, Dr., 79618 Rheinfelden, DE

(71) Anmelder:
Biotronik CRM Patent AG, Baar, CH

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht zu ziehende Druckschriften:
US 69 93 373 B2
US2005/02 22 658 A1

(74) Vertreter:
Lindner-Vogt, K., Dipl.-Phys., Pat.-Anw., 70499 Stuttgart

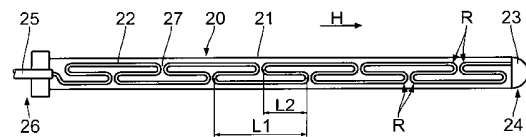
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Rechercheantrag gemäß § 43 Abs. 1 Satz 1 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Elektrodenkatheter zu Interventionszwecken**

(57) Zusammenfassung: Ein Elektrodenkatheter zu Interventionszwecken, wie Herzschrittmacher-, Neurostimulations-, ICD-Elektroden- oder EP-Katheter, umfasst
 - einen langgestreckten Elektrodenkatheterkörper (21) mit einem distalen Ende (24) und einem proximalen Ende (26),

- mindestens einen Elektrodenpol (23) im Bereich des distalen Endes (24) des Elektrodenkörpers (20), und
 - mindestens eine im Elektrodenkörper (21) in einer Hauptrichtung (H) von proximal nach distal isoliert verlaufende Zuleitung (22) zu dem mindestens einen Elektrodenpol (23), wobei zur Insensitivierung des Elektrodenkatheters gegen die Einstrahlung eines elektromagnetischen Feldes einer Störfrequenz mit einer bestimmten Wellenlänge (λ) die Zuleitung (22) mindestens zweimal derart ihre Verlaufsrichtung wechselt, dass sie mindestens einmal entgegen der Hauptrichtung (H) verläuft und dass der Abstand (L1, L2) zwischen zwei Richtungswechseln (R) kürzer als die halbe Wellenlänge ($\lambda/2$) der Störfrequenz ist.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft einen Elektrodenkatheter zu Interventionszwecken, wie Herzschrittmacher-, Neurostimulations-, ICD-Elektroden- oder EP-Katheter, gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1. Unter dem Begriff „Elektrodenkatheter“ sollen dabei alle Arten von langgestreckten Implantaten verstanden werden, die mindestens einen im langgestreckten Körper des Implantats eingeschlossenen und dort mindestens einen vom den Patienten umgebenden Medium weitgehend isoliert verlaufenden Draht umfassen, welcher in der Nähe des distalen Endes in direktem oder indirektem elektrischen Kontakt zum umgebenden Medium (z.B. Körpergewebe) steht. Neben den obengenannten Arten können z.B. noch elektrophysiologische Diagnostikkatheter, Ablationskatheter und Schrittmacherelektroden genannt werden.

[0002] Derartige Elektrodenkatheter weisen bekanntermaßen einen lang gestreckten Körper mit einem distalen und einem proximalen Ende auf. Im Bereich des distalen Endes ist mindestens ein Elektrodenpol vorgesehen, welcher typischerweise der Abgabe von Interventionspulsen oder der Wahrnehmung von Herz-, Nerven- oder Hirnsignalen dient. Dieser Elektrodenpol ist beispielsweise als direkt am distalen Ende angeordneter Tip-Elektrodenpol, als mit Abstand davon platzierter Ringpol oder als Schockelektrode ausgelegt. Die darüber abgegebenen Interventionspulse sind beispielsweise die Schrittmacherpulse eines Herzschrittmachers bzw. Neurostimulators, ein Hochspannungspuls im Falle eines Defibrillators oder ein Ablationsenergiepuls im Falle eines Ablationsgerätes.

[0003] Im Elektrodenkörper verläuft eine isolierte Zuleitung zu diesem Elektrodenpol. Ferner weisen solche Elektrodenkatheter meist weitere, allgemein so zu bezeichnende Elektrodenpole auf, über welche die Zuleitung mit Gewebe in elektrischen Kontakt treten kann. Als Beispiele sind ein Ring-Elektrodenpol einer bipolaren Elektrode oder eines EP-Katheters zu nennen. Ferner ist eine die mindestens eine Zuleitung umgebende Elektrodenummantelung im Elektrodenkörper zur Isolation der Zuleitung vorgesehen.

[0004] In den letzten Jahren haben nun Magnetresonanz-Diagnosegeräte wegen ihrer patientenschonenden, nicht-invasiven und völlig schmerz- sowie nebenwirkungsfreien Untersuchungsmethodik erheblich an Bedeutung gewonnen. Übliche Elektrodenkatheter zeigen dabei die Problematik, dass derartige Elektrodenkatheter das Gewebe in Magnetresonanz-Diagnosegeräten unter dem Einfluss der davon generierten elektromagnetischen Strahlung aufgrund elektromagnetischer Induktion und der Abgabe der induzierten Energie im Bereich ihrer Kontaktfläche(n) zum Gewebe stark erwärmen. Der Grund hier-

für liegt insbesondere in den massiven, metallischen Zuleitungen zu den Elektrodenpolen, die als Antenne wirken und bei denen aufgrund ihrer Isolierung die durch Hochfrequenz-(HF)-Felder induzierten Antennenströme nur an den Elektrodenpolen, die die elektrische Grenzfläche zum Gewebe bilden, in den Körper-elektrolyten abgeleitet werden. Die erwähnten HF-Felder arbeiten beispielsweise in einem Arbeitsfrequenzbereich von 64 MHz bei einem 1,5-Tesla-MR-Tomographen. Da eine extrem starke Erhitzung des Gewebes in der Nähe der Elektrodenpole auftreten kann, ist Trägern von kardiologischen und neurologischen Interventionsgeräten, wie Herzschrittmachern, Neurostimulatoren oder Defibrillatoren, der Zugang zu Magnetresonanz-Diagnosegeräten in aller Regel versperrt. Ebenso wenig sind elektrophysiologische Untersuchungen und Interventionen, wie z.B. Ablationen, in MR-Geräten möglich.

[0005] Um die gefährliche Erwärmung der Körperzellen zu verhindern bzw. zu minimieren, muss der maximale Antennenstrom limitiert bzw. reduziert werden. Bekannte Lösungen schlagen hierzu diskrete Bauelemente vor, welche als Bandsperre oder als Tiefpassfilter wirken und so für die interessierenden Frequenzen den Längsstrom der Antenne limitieren anders ausgedrückt den Längswiderstand der Antenne erhöhen. Andere Lösungen schlagen Kondensatoren vor, die parallel zur Isolation geschaltet sind und so den Antennenstrom ableiten.

[0006] Hierzu seien beispielsweise die US 6,944,489, die US 2003/0144720, die US 2003/0144721, die US 2005/0288751 A1 (und die im Wesentlichen gleichlautenden, gleichzeitig veröffentlichten Parallel-Schriften US 2005/0288752 A1, US 2005/0288754 A1 und US 2005/0288756 A1) angeführt.

[0007] Die US 2006/0009819 A1 offenbart einen Herzschrittmacher mit einer lang gestreckten Elektrode, die mit einem Pulsgenerator-Konnektor verbunden ist. Dabei ist ein passiver Verlustschaltkreis vorgesehen, der elektrisch zwischen einem distalen Abschnitt der Elektrodenzuleitung und einer demgegenüber Hochfrequenz-geerdeten Oberfläche geschaltet ist. Der passive Verlustschaltkreis weist eine Hochfrequenz-Impedanz auf, die etwa gleich einer charakteristischen Impedanz der Elektrode in ihrem Implantationszustand im Körper ist. Dadurch wird an den Klemmen des Verlustschaltkreises die Reflexion einfallender Wellen minimiert und deren Energie gezielt hier dissipiert. Der passive Verlustschaltkreis wirkt weiterhin als Tiefpass-Filter, wodurch die Elektrode im Normalbetrieb des Herzschrittmachers funktionsfähig ist.

[0008] Nachteil der bekannten Lösungen ist, dass diskrete Bauelemente die Herstellung verkomplizieren und damit teuer machen. Außerdem reduzieren

solche diskreten Bauelemente die Zuverlässigkeit und Langzeitstabilität von Elektrodenkathetern, was insbesondere dann nachteilig ist, wenn diese als Langzeitimplantate vorgesehen sind. Und schließlich erfordern diskrete Bauelemente, wie Induktivitäten und Widerstände, eine gewisse Baugröße, wenn sie für Hochstromanwendungen, wie Defibrillation und HF-Ablation vorgesehen sind. Dies steht im Widerspruch zu den Bestrebungen, ein Implantat besonders klein und schlank zu gestalten.

[0009] Ausgehend von der geschilderten Problematik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, Elektrodenkatheter so auszubilden, dass sie konstruktiv einfach gestaltet und preiswert herstellbar sowie in Strahlungsfeldern von Magnetresonanz-Diagnosegeräten ohne relevantes Risiko für den Träger platzierbar sind. Insbesondere sollen diskrete Bauelemente zur Lösung der Problematik vermieden und die Eigenschaften der Elektrode hinsichtlich ihrer Antennencharakteristik auf andere Art so beeinflusst werden, dass es nicht zu Stromkonzentrationen und entsprechend nicht zu übermäßigen Erwärmungen an Elektrodenpolen und insbesondere nicht um die Spitze des Elektrodenkatheters herum kommen kann. Der geschaffene Elektrodenkatheter soll so auch für Hochstromanwendungen (ICD, Ablation) geeignet sein.

[0010] Diese Aufgabe wird laut Kennzeichnungsteil des Patentanspruches 1 dadurch gelöst, dass die im Körper des Elektrodenkatheters verlaufende mindestens eine Zuleitung mindestens zweimal derart ihre Verlaufsrichtung wechselt, dass sie mindestens einmal entgegen der Hauptrichtung verläuft und dass der Abstand zwischen zwei Richtungswechseln kürzer als die halbe Wellenlänge ($\lambda/2$) der Störfrequenz ist.

[0011] Durch diese Auslegung findet im Hinblick auf die gestellte Aufgabe eine Insensitivierung des Elektrodenkatheters gegen die Einstrahlung eines elektromagnetischen Feldes einer Störfrequenz mit einer bestimmten Wellenlänge statt, ohne dass der Elektrodenkatheter gesonderter diskreter Bauelemente bedürfte.

[0012] Der physikalische Hintergrund der Erfindung stellt sich wie folgt dar:

Ein langgestreckter, elektrischer Leiter wird bei einer bestimmten Frequenz f zu einer schlechten Antenne, wenn er eine Länge aufweist, die kleiner ist als die Hälfte, besser jedoch ein Viertel der Wellenlänge λ bei dieser Frequenz. Die Wellenlänge hängt dabei gemäß folgender Formel von dem umgebenden Material – insbesondere von dessen Dielektrizität (Permittivität) ϵ und Permeabilität μ – ab, in dem sich der Leiter befindet:

$$\lambda = \frac{1}{f \times \sqrt{\mu\epsilon}}$$

[0013] Die Dielektrizität (Permittivität) ϵ setzt sich dabei aus der Naturkonstante ϵ_0 ($8,854 \dots \cdot 10^{-12}$ As/Vm) und der relativen Dielektrizität (Permittivität) ϵ_R zusammen ($\epsilon = \epsilon_0 \times \epsilon_R$). Die Permeabilität μ ergibt sich aus der Naturkonstante μ_0 ($1,2566 \dots \cdot 10^{-6}$ kg·m/A²s²) und der relativen Permeabilität μ_R ($\mu = \mu_0 \times \mu_R$).

[0014] Für Körpergewebe, welches hauptsächlich aus Wasser (μ_R ca. 80) besteht, kommt man so bei einer für 1,5 Tesla-MR-Geräte typischen Frequenz von 64 MHz auf eine Wellenlänge λ von ca. 52 cm. $\lambda/4$ beträgt also etwa 13 cm.

[0015] In einem erfindungsgemäßen Elektrodenkatheter wird also die Zuleitung in kleine Abschnitte eingeteilt, die jeweils kürzer als die halbe, vorzugsweise als ein Viertel der Wellenlänge der Störstrahlung ist, gegen die der Elektrodenkatheter insensitiv gemacht werden soll.

[0016] Je nach Grad der geforderten Insensitivität können sich diese Richtungswechsel über die gesamte Länge des Elektrodenkatheters oder auch nur über eine Teillänge erstrecken. Die größte Insensitivität wird erreicht, wenn sich die Richtungswechsel über die gesamte Länge des Elektrodenkatheters erstrecken.

[0017] Nun ist es nicht so, dass in kurzen, also kleiner als $\lambda/4$ langen Antennen, die sich in einem elektromagnetischen Feld befinden, gar keine Spannung induziert wird. Deshalb ist es von Vorteil, wenn die Länge der einzelnen Schenkel so bemessen wird, dass sich die in den einzelnen Schenkeln induzierten Ströme durch ihre Phasenverschiebung gerade aufheben. Dazu müssen diese doch eine gewisse Länge aufweisen. Die Strecke zwischen zwei Richtungswechseln soll daher zwar einerseits kürzer als $\lambda/2$, aber andererseits nicht kürzer als $\lambda/16$ der Wellenlänge der Störfrequenz sein, bei der der Elektrodenkatheter insensitiv sein soll.

[0018] Als vorteilhaft hat sich eine Konstruktion erwiesen, bei der die langen Schenkel der durch die Richtungswechsel geschaffenen Abschnitte der Zuleitung eine Länge aufweisen, die etwa $\lambda/4$ entspricht und bei der die kurzen Schenkel eine Länge aufweisen, die etwa $\lambda/8$ entspricht. Werden die Schenkel kürzer als diese Werte, so heben sich die induzierten Spannungen zunehmend weniger ideal auf, die Dämpfungswirkung der Anordnung verschlechtert sich und die an den Enden des Elektrodenkatheters austretenden Ströme werden wieder größer als bei der genannten Idealkonstruktion.

[0019] Gemäß weiteren bevorzugten Ausführungs-

formen kann die Zuleitung zur Realisierung der Richtungswechsel mäanderförmig oder schlaufenförmig, vorzugsweise zusätzlich verdrillt oder gewandelt gelegt sein. Die Zuleitung selbst ist grundsätzlich durch jedweden elektrischen Leiter realisierbar, also beispielsweise als Draht, Litze, Wendel oder gedruckte Schaltung auf einem entsprechend konfigurierten Substrat.

[0020] Der erfindungsgemäße Elektrodenkatheter ist schließlich im Zusammenhang mit seiner Zuleitungsisolation im Hinblick auf eine weitergehende Unempfindlichkeit gegenüber Hochfrequenz-Störfeldern und verbesserte Einsatzfähigkeit in Strahlungsfeldern von Magnetresonanz-Diagnosegeräten optimierbar, indem die Isolation so gestaltet wird, dass sie bei der Störfrequenz eine gute Kopplung der Zuleitung zum umgebenden Körpergewebe gewährleistet. Dazu kann die Isolation sehr dünn sein, was eine kapazitive Kopplung erlaubt, oft aber aus Gründen der mechanischen Widerstandsfähigkeit ausgeschlossen ist. Alternativ oder zusätzlich kann die Isolation der Zuleitung auch aus einem minderisolierenden oder frequenzabhängig isolierendem Material hergestellt werden. Diese Maßnahme ist Gegenstand der älteren Anmeldung DE 10 2007 022 333.3 der Anmelderin. Kurz zusammengefasst wird durch diese Maßnahme die Güte des aus dem Elektrodenkatheter mit dem Körper gebildeten Schwingkreises soweit reduziert, dass einerseits die von der Antenne aufgenommene Energie vermindert wird und dass sich andererseits die Verluste in dem Gesamtgebilde Elektrodenzuleitung/Isolation/Körper so verteilen, dass es zu keiner übermäßigen Stromkonzentration an bestimmten Punkten kommt.

[0021] Weitere Merkmale, Einzelheiten und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung, in der Ausführungsbeispiele anhand der beigefügten Zeichnungen näher erläutert werden. Es zeigen:

[0022] Fig. 1 und Fig. 2 schematische Längsschnitte von erfindungsgemäßen Elektrodenkathetern in zwei unterschiedlichen Ausführungsformen,

[0023] Fig. 3 Detailansichten von Zuleitungen an den Stellen ihrer Richtungswechsel in unterschiedlichen Konfigurationen, und

[0024] Fig. 4 einen schematischen Längsschnitt eines Elektrodenkatheters nach dem Stand der Technik.

[0025] Fig. 4 zeigt schematisch den Stand der Technik in Form eines Längsschnitts durch einen Elektrodenkatheter **10**. Die Zuleitung **12** ist im Wesentlichen gestreckt im Schaft **11** des Elektrodenkatheters **10** untergebracht. Die Zuleitung verbindet den Elektrodenpol **13** am distalen Ende **14** des Elek-

trodenkatheters mit dem die elektrische Verbindung zu einem Gerät herstellenden Konnektor **15** am proximalen Ende **16** des Elektrodenkatheters **10**. Als Gerät werden Therapiegeräte wie beispielsweise implantierbare oder externe Stimulatoren, Herzschrittmacher oder Defibrillatoren angesehen. Denkbar sind aber auch Diagnosegeräte oder Kombinationen aus Therapie- und Diagnosegeräten

[0026] Die Fig. 1 und Fig. 2 geben schematisch verschiedene Ausführungsformen der Anordnung einer Zuleitung **22** im Schaft **21** eines erfindungsgemäßen Elektrodenkatheters **20** wieder. Die Zuleitung verbindet den Elektrodenpol **23** am distalen Ende **24** des Elektrodenkatheters mit dem Konnektor **25** am proximalen Ende **26** des Elektrodenkatheters. In Fig. 1 ist eine mäanderförmige Anordnung dargestellt, in der die Zuleitung **22** mehrfach ihre Verlaufsrichtung in und gegen der Hauptrichtung H des Elektrodenkatheters **20** wechselt. Die damit gebildeten Richtungswechsel R führen folglich zu langen Schenkeln L1 und kurzen Schenkeln L2 in der Zuleitung **22**. Die Länge des langen Schenkels L1 entspricht etwa einem Viertel der Wellenlänge der Störfrequenz, also $\lambda/4$. Die Länge des kurzen Schenkels L2 entspricht etwa $\lambda/8$ der Wellenlänge der Störfrequenz.

[0027] Für einen Elektrodenkatheter, der für eine Frequenz von 64 MHz insensitiv sein soll, verläuft also die isolierte Zuleitung **22** beispielsweise beginnend von der distalen Spitze 7 cm in proximale Richtung, dann wird die Zuleitung **22** ca. 180° gefaltet und verläuft wieder 6,5 cm in distale Richtung, dann wird die Zuleitung **22** wieder gefaltet und verläuft jetzt 13 cm in proximale Richtung, dann wieder 6,5 cm zurück in distale Richtung, dann wieder 13 cm in proximale Richtung usw., bis die Zuleitung **22** das proximale Ende **25** des Elektrodenkatheters **20** erreicht.

[0028] In Fig. 2 ist eine schlaufenförmige Konfiguration der Zuleitung **22** gezeigt, bei der die einzelnen Schenkel L1 und L2 der Zuleitung **22** durch entsprechende Richtungswechsel R die erkennbare Schlaufenform erhalten. Im Übrigen gelten für die Antennenwirkung der Zuleitung die Ausführungen zu Fig. 1.

[0029] Für beide Varianten gemäß Fig. 1 und Fig. 2 gilt ferner, dass die als Ganzes mit **27** bezifferte Isolation der Zuleitung **22** aus einem frequenzabhängig isolierenden Material besteht, wodurch sich die Güte der Antennenwirkung verschlechtert und der Elektrodenkatheter weniger Störenergie aufnimmt und sich außerdem eine weitere Dissipation und damit Verteilung der in den Elektrodenkatheter durch eine Störfrequenz eingestrahlt Energie einstellt.

[0030] In weiteren, nicht dargestellten Ausführungsformen sind die Schenkel der Zuleitungsmäander bzw. -schlaufen miteinander verdrillt oder die gesamte, wie eben beschrieben gelegte Zuleitung ist zu ei-

ner Wendel geformt.

[0031] Es ist ferner dafür zu sorgen, dass sich die nebeneinander liegenden und sich kreuzenden Schenkel und Spitzen der Zuleitung **22** nicht galvanisch berühren, um einen Kurzschluss zu verhindern. Dies kann dadurch geschehen, dass die Zuleitungen eine individuelle Isolation z.B. aus Lack oder aus einem Polymer (z.B. eine Teflonbeschichtung) erhalten. In einer anderen Ausführungsform verlaufen die Schenkel in verschiedenen Lumen des Katheterschaftes. Die individuelle Isolation der Zuleitung **22** ist in den Figuren nicht dargestellt.

[0032] Die Zuleitung **22** selbst kann zum Beispiel ein Draht, eine Litze aus mehreren Drähten, eine Wendel aus einem oder mehreren Drähten oder eine auf einem Träger aufgebrachte, gedruckte Verdrahtung sein. Die Mäander bzw. Schlaufen können durch entsprechende Führung des Drahtes bzw. der Litze oder durch Verbinden der Enden einzelner, gestreckter oder gewendelter Leiterstücke der Schenkellänge L1 bzw. L2 mittels Löten, Schweißen, Crimpen etc. hergestellt werden.

[0033] Fig. 3 zeigt schematisch mögliche Ausführungsformen der Mäander/Schlaufen-Enden-Konfiguration eines erfindungsgemäßen Elektrodenkatheters **20** im Bereich zweier benachbarter Richtungswechsel R der Zuleitung **22**. In Fig. 3a berühren sich die Spitzen **31**, **32** der Mäander/Schlaufen-Enden. In Fig. 3b berühren sich die Spitzen **31**, **32** der Mäander/Schlaufen-Enden nicht. In Fig. 3c überlappen sich die Spitzen **31**, **32** der Mäander/Schlaufen-Enden, während in Fig. 3d die Spitzen **31**, **32** der Mäander/Schlaufen-Enden ineinander verschlungen sind. In allen Fällen ist jedoch auf die oben erörterte galvanische Trennung zwischen den Windungen der Zuleitung **22** zu achten.

Patentansprüche

1. Elektrodenkatheter zu Interventionszwecken, wie Herzschrittmacher-, Neurostimulations-, ICD-Elektroden- oder EP-Katheter, umfassend

- einen langgestreckten Elektrodenkatheterkörper (**21**) mit einem distalen Ende (**24**) und einem proximalen Ende (**26**),
- mindestens einen Elektrodenpol (**23**) im Bereich des distalen Endes (**24**) des Elektrodenkörpers (**20**), und
- mindestens eine im Elektrodenkörper (**21**) in einer Haupttrichtung (H) von proximal nach distal isoliert verlaufende Zuleitung (**22**) zu dem mindestens einen Elektrodenpol (**23**),

dadurch gekennzeichnet, dass

- zur Insensitivierung des Elektrodenkatheters gegen die Einstrahlung eines elektromagnetischen Feldes einer Störfrequenz mit einer bestimmten Wellenlänge (λ) die Zuleitung (**22**) mindestens zweimal derart ihre

Verlaufsrichtung wechselt, dass sie mindestens einmal entgegen der Haupttrichtung (H) verläuft und dass der Abstand (L1, L2) zwischen zwei Richtungswechseln (R) kürzer als die halbe Wellenlänge ($\lambda/2$) der Störfrequenz ist.

2. Elektrodenkatheter nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Abstand (L1, L2) zwischen zwei Richtungswechseln (R) maximal einem Viertel ($\lambda/4$) der Wellenlänge (λ) der Störfrequenz entspricht.

3. Elektrodenkatheter nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Abstand (L1, L2) zwischen zwei aufeinanderfolgenden Richtungswechseln (R) der Zuleitung (**22**) größer als ein Sechzehntel ($\lambda/16$) der Wellenlänge (λ) der Störfrequenz ist.

4. Elektrodenkatheter nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Zuleitung (**22**) vielfache Richtungswechsel (R) entlang ihres Verlaufes aufweist.

5. Elektrodenkatheter nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Zuleitung (**22**) durch die vielfachen Richtungswechsel (R) in abwechselnd kurze und lange Schenkel (L1, L2) eingeteilt ist, wobei die Länge der langen Schenkel (L1) etwa einem Viertel ($\lambda/4$) und die Länge der kurzen Schenkel (L2) etwa einem Achtel ($\lambda/8$) der Wellenlänge (λ) der Störfrequenz entspricht.

6. Elektrodenkatheter nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Zuleitung (**22**) in ihrem Verlauf aufgrund der Richtungswechsel (R) mäanderförmig oder schlaufenförmig gelegt ist.

7. Elektrodenkatheter nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Zuleitung (**22**) in ihrem Verlauf zusätzlich verdrillt oder gewandelt ist.

8. Elektrodenkatheter nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Zuleitung (**22**) als Draht, Litze, Wendel oder gedruckte Schaltung ausgeführt ist.

9. Elektrodenkatheter nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Bereich zweier benachbarter Richtungswechsel (R) die Windungen der Zuleitungen (**22**) sich nicht berühren, berühren, überlappen oder ineinander verschlungen sind.

10. Elektrodenkatheter nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Isolation (**27**) der Zuleitung (**22**) aus einem minder- oder frequenzabhängig isolierenden Material besteht.

Es folgt ein Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

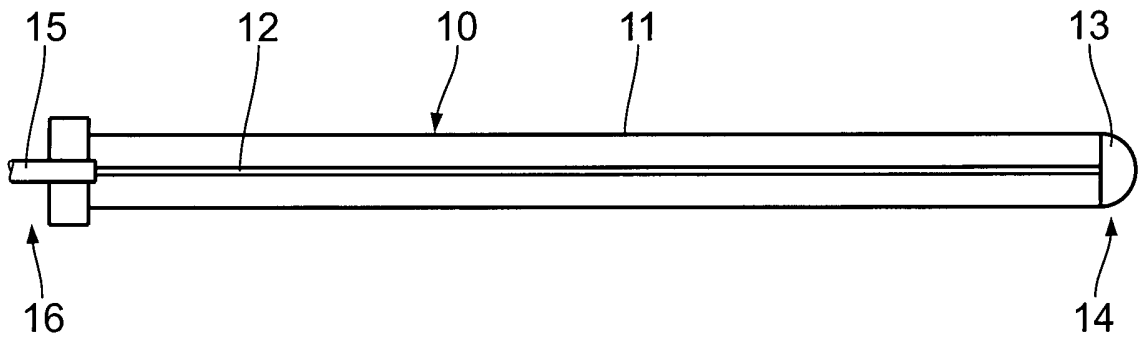


Fig. 4

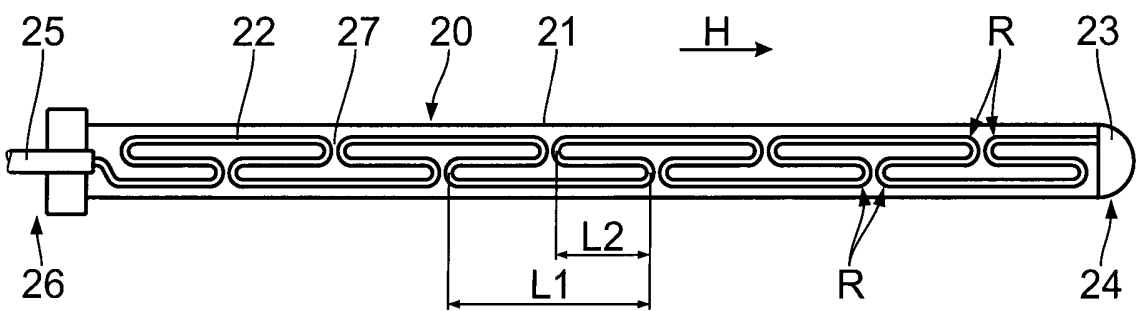


Fig. 1

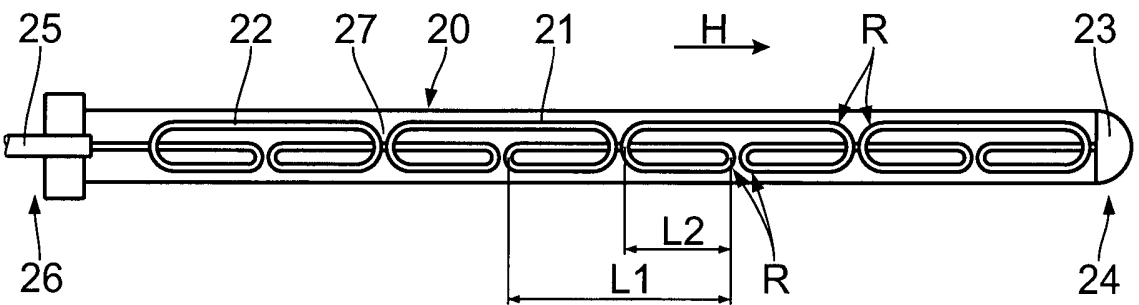


Fig. 2

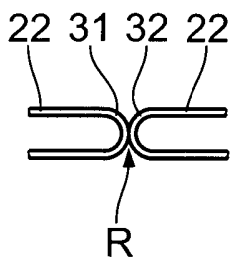


Fig. 3a

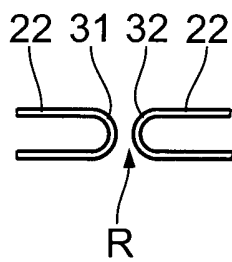


Fig. 3b

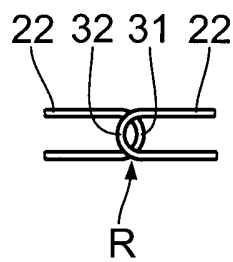


Fig. 3c

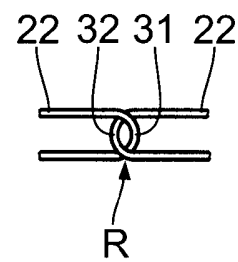


Fig. 3d