(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 602 23 146 T2** 2008.07.31

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 409 075 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **602 23 146.9**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US02/23294**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **02 756 583.7**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2003/008037**
(86) PCT-Anmeldetag: **10.07.2002**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **30.01.2003**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **21.04.2004**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **24.10.2007**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **31.07.2008**

(51) Int Cl.[8]: ***A61N 1/372*** (2006.01)

(30) Unionspriorität:
907308 17.07.2001 US

(73) Patentinhaber:
Meditronic, Inc., Minneapolis, Minn., US

(74) Vertreter:
Hössle Kudlek & Partner, Patentanwälte, 70173 Stuttgart

(84) Benannte Vertragsstaaten:
CH, DE, FR, LI, NL, SE

(72) Erfinder:
THOMPSON, David L., Andover, MN 55304, US; GOEDEKE, Steven D., Forest Lake, MN 55025, US; HAUBRICH, Gordon J., Champlin, MN 55316, US; COBIAN, Ryan, New Brighton, MN 55112, US; BONDE, Eric, Victoria, MN 55386, US; SOMMER, John L., Coon Rapids, MN 55448, US; WERDER, Jonathan C., Corcoran, MN 55374, US; NERISON, Nels, Wyoming, MN 55092, US; BLAHA, Eric V., Hudson, WI 24016, US

(54) Bezeichnung: **AUTOMATISCHE ERKENNUNG UND KONFIGURATION IMPLANTIERBARER MEDIZINISCHER LEITUNGEN**

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

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf implantierbare medizinische Vorrichtungen; und insbesondere auf ein Verfahren und auf eine Vorrichtung zum automatischen Identifizieren mehrerer Leitungen und ihrer richtigen Verbindung mit einer implantierbaren medizinischen Vorrichtung wie etwa einem Herzschrittmacher oder einem Kardioverter/Defibrillator.

Stand der Technik

[0002] Eine implantierbare, innerhalb eines Gefäßes liegende Leitungsbaueinheit wird häufig in den Körper eines Patienten implantiert, um eine elektrische Stimulation für das Herz zu liefern. Solche Leitungsbaueinheiten können einen oder mehrere elektrische Leiter enthalten, die so beschaffen sind, dass sie geeignet mit einer Elektroenergiequelle verbunden sind, die ein Herzschrittmacher oder ein Kardioverter/Defibrillator sein kann. Der elektrische Leiter enthält wiederum eine Elektrodenspitze, die mit dem endokardialen oder epikardialen Gewebe des Herzens in Eingriff gelangt, um Stimulations- und Abtastfähigkeiten bereitzustellen. Die Leitungsbaueinheit kann durch ein Körpergefäß wie etwa durch eine Vene intravenös in eine oder mehrere Herzkammern eingeführt werden oder kann alternativ an der Epikardoberfläche des Herzens befestigt werden. Der Leiter ist durch ein biokompatibles und biologisch stabiles Isoliermaterial gegenüber Körperfluiden abgedichtet.

[0003] In einer typischen Leitungsbaueinheit ist die Elektrodenspitze fest an der endothelialen Deckschicht oder an der epikardialen Oberfläche des Herzens untergebracht und dauerhaft daran befestigt. Diese Leitungsbaueinheiten werden als eine endokardiale bzw. als eine epikardiale Leitung bezeichnet. Einige Beispiele herkömmlicher endokardialer und epikardialer Leitungen sind im US-Patent Nr. 3.348.548 an Chardack, im US-Patent Nr. 3.754.555 an Schmitt, im US-Patent Nr. 3.814.104 an Irnich u. a., im US-Patent Nr. 3.844.292 an Bolduc, im US-Patent Nr. 3.974.834 an Kane, im US-Patent Nr. 5.246.014 an Williams und im US-Patent Nr. 5.397.343 an Smits zu finden. Eine repräsentative Defibrillationsleitung ist im US-Patent Nr. 6.178.355 an Williams beschrieben.

[0004] Mit der zunehmenden Verwendung von Mehrkammer-Herzschrittmachern und -Defibrillatoren wie etwa jenen, die biatriale oder biventrikuläre Herzstimulationsfähigkeiten bereitstellen, sind mehrere Leitungen erforderlich, um verschiedenen Orten im Herz eine elektrische Stimulation zuzuführen. Mit der Verwendung mehrerer Leitungen, die in einem oder in mehreren kleinen Gefäßen des Körpers positioniert sind, ist es noch wichtiger geworden, die Leitungs- und Leitungsverbindergröße zu minimieren. Während die Leitungen kleiner werden, wird es zunehmend schwierig, Leitungen mit einer geeigneten Identifizierung einschließlich Herstelleridentifizierungs- und/oder Leitungsmodell- und Seriennummern zu kennzeichnen. Dies kann es für einen Arzt erschweren zu bestimmen, welche Leitung während einer Implantationsprozedur in eine gegebene Mündung einer implantierbaren medizinischen Vorrichtung (IMD) eingeführt werden muss.

[0005] Eine Lösung zur Bereitstellung von Markierungsinformationen in Leitungssystemen ist im US-Patent Nr. 5.824.030 an Yang beschrieben. Dieses Patent offenbart eine transvenöse Single-Pass-Leitung für die atriale Abtastung und Herzstimulation, für die ventrikuläre Abtastung und Herzstimulation sowie für die ventrikuläre und atriale Defibrillation. An der Leitung sind visuelle Indikatoren vorgesehen, um zu identifizieren, welche der mehreren distalen Elektrodenpaare verwendet werden.

[0006] Eine weitere Lösung zum richtigen Konfigurieren der Leitungen einer IMD ist im US-Patent 5.374.279 an Duffin offenbart. Der beschriebene medizinische elektrische Impulsgenerator enthält eine schaltbare Verbinderbaueinheit. Die Verbinderbaueinheit ist mit Verbinderbohrungen versehen, die jeweils so beschaffen sind, dass sie eine medizinische Elektroleitung aufnehmen. Die elektrischen Verbinder, die sich in den Bohrungen befinden, sind so beschaffen, dass die Verbindung der Impulsgenerator-Schaltungsanordnung und die Konfiguration der Elektroden an den Leitungen und/oder am Gehäuse der Vorrichtung mittels Verbinderstiften geändert werden können.

[0007] Ein nochmals weiteres Verfahren zum Befestigen mehrerer Elektrodenleitungen an einer IMD ist im US-Patent Nr. 4.628.934 an Pohndorf beschrieben. Das '934-er Patent beschreibt eine elektronische Elektrodenschaltschaltung, die die Anzahl der zum Anschließen an die Herzstimulations-Leitungselektroden benötigten Durchführungen von einem Herzschrittmachergehäuse zu einem Herzschrittmacherhals minimal macht. Diese Durchführungen können durch den Arzt zur Zeit der Anfangsimplantation oder zu irgendeiner Zeit danach wahlweise mit einer gewünschten Elektrode verbunden werden. Die elektronische Verbindung zu einer Durchleitung kann für eine einzelne Elektrode oder für ein Elektrodenpaar vorgesehen sein oder alternativ können die Elektroden durch eine Schaltungsanordnung in dem Herzschrittmacher elektronisch abgetastet werden. Die Elektrodenschaltschaltung kann sich in dem Herzschrittmacherhals, in einem Adapter zwischen dem

Herzschrittmacherhals und einer Mehrelektrodenleitung oder in einer Mehrelektrodenleitung befinden.

[0008] Ein weiteres Verfahren zum automatischen Konfigurieren der mehreren Leitungen einer IMD ist im US-Patent Nr. 6.085.118 an Hirschberg beschrieben. Das '118-er Patent beschreibt einen implantierbaren Herzstimulator mit wenigstens zwei Anschlüssen. Jeder Anschluss kann mit einer implantierbaren Elektrode verbunden werden, um einem Herz Stimulationsimpulse zuzuführen und/oder um Herzaktivitätssignale abzutasten. Außerdem besitzt der Stimulator einen Schalter und eine Steuereinheit, die den Schalter betätigt, sodass einer oder beide Anschlüsse mit dem Impulsgenerator verbunden werden können. Die Steuereinheit identifiziert in Reaktion auf ein zur Zeit der Implantation empfangenes Signal einen Positionsstatus für wenigstens eine der Elektroden. Obgleich die Steuereinheit ein Signal von einer Elektrode zum Konfigurieren des Schalters verwenden kann, können vorzeitig abgetastete Ereignisse, Artefakte und/oder EMI veranlassen, dass die Steuereinheit das System falsch konfiguriert.

[0009] Ein weiteres Identifizierungssystem, das einen passiven Transponder enthält, der mit einem Binärwert codiert werden kann, der bis zu vierundsechzig Bits lang sein kann, ist im US-Patent Nr. 5.300.120 an Knapp beschrieben. Dieser Wert kann mit einer elektromagnetischen Handvorrichtung gelesen werden, die sich außerhalb des Körpers und in der Nähe des Transponders befindet. Die codierten Informationen können die Patientendemographie, Implantationsdaten und Herstellerinformationen enthalten.

[0010] Ein weiterer ähnlicher Mechanismus für die Fernüberwachung von Vorrichtungsdaten ist im US-Patent Nr. 5.626.630 an Markowitz beschrieben. Das offenbarte Telemetriesystem enthält eine Fernüberwachungsstation, einen Zwischenverstärker, der außen von einem Patienten getragen wird, und einen quasipassiven Transponder, der an einer in dem Patienten implantierten Vorrichtung befestigt ist. Die Fernüberwachungsstation kommuniziert mit dem Zwischenverstärker, um eine Abfrageroutine zwischen dem Zwischenverstärker und dem Transponder zu beginnen, um Patientenbedingungsinformationen aus der implantierten Vorrichtung zu extrahieren. Wenn der Zwischenverstärker die Bedingungsinformationen empfängt, leitet er sie an die Fernüberwachungsstation weiter. Das offenbarte System identifiziert nicht automatisch Leitungen, kalibriert keine leitungsbasierten Sensoren und konfiguriert nicht automatisch Leitungen und/oder Sensoren zu einer IMD.

[0011] Das US-Patent Nr. 5.833.603 an Kovacs beschreibt ein weiteres System zum Abtasten eines oder mehrerer physiologischer Signale in einem lebenden Körper zum Messen optischer, mechanischer, chemischer und/oder elektrochemischer Eigenschaften. Das System enthält einen Transponder zum drahtlosen Übertragen von Daten, die den abgetasteten Parameterwerten entsprechen, an einen entfernten Leser. Die offenbarten Ausführungsformen nutzen Temperatursensoren, Verformungssensoren, Drucksensoren, Magnetsensoren, Beschleunigungssensoren, Sensoren für ionisierende Strahlung, Schallwellensensoren, chemische Sensoren und Photosensoren. Das offenbarte System enthält keine Einrichtung zum automatischen Identifizieren oder Konfigurieren von Leitungen oder zum Kalibrieren der leitungsbasierten Sensoren.

[0012] Ein weiterer Mechanismus zum Identifizieren von Informationen in Bezug auf die Konfiguration einer IMD ist im US-Patent Nr. 5.423.334 an Jordan offenbart. Das offenbarte System schafft ein Charakterisierungsetikett für die Befestigung an der IMD. Die Etikettschaltungsanordnung wird wahlweise geladen, um Daten zu speichern, die die IMD beschreiben, und kann von einer Sonde, die sich außerhalb des Körpers befindet, gelesen werden. Das System speichert keine Leitungsidentifizierungs- oder Leitungskonfigurationsinformationen.

[0013] Ein nochmals weiteres System zum Speichern und Übertragen von Vorrichtungsinformationen ist im US-Patent Nr. 5.252.962 an Urbas beschrieben. Die offenbarte Vorrichtung enthält einen Sensor zur Verwendung beim Übertragen eines Parameters wie etwa der Temperatur von einem lebenden Körper an eine Vorrichtung, die sich außerhalb des Körpers befindet. Die IMD enthält einen programmierbaren Speicher zum Speichern von Anwender-ID-Daten.

[0014] WO 98/43700 beschreibt ein System implantierbarer Vorrichtungen zum Überwachen und/oder Beeinflussen von Körperparametern.

[0015] Obgleich die obigen Veröffentlichungen verschiedene Verbesserungen im Gebiet bzw. bezüglich des Standes der Technik lehren, behandeln sie nicht das Problem des Identifizierens und Konfigurierens mehrerer Leitungen und/oder anderer implantierbarer Vorrichtungen zur Verwendung mit einer IMD.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0016] Es ist eine Hauptaufgabe der vorliegenden Erfindung, eine verbesserte Schnittstelle zwischen herkömmlichen Leitungssystemen und IMDs zu schaffen.

[0017] Es ist eine weitere Aufgabe, ein System und ein Verfahren zum automatischen Identifizieren von Leitungen und zum Ermöglichen der richtigen Verbindung der identifizierten Leitungen mit einer IMD zu schaffen.

[0018] Es ist eine weitere Aufgabe, ein System und ein Verfahren zum automatischen Empfangen von Sensorkalibrierungsinformationen für leitungsbasierte Sensoren zu schaffen.

[0019] Es ist eine abermals weitere Aufgabe, ein System und ein Verfahren zum automatischen Kalibrieren leitungsbasierter Sensoren zu schaffen.

[0020] Es ist eine weitere Aufgabe, eine IMD zu schaffen, die die Verbindungen zwischen einer oder mehreren Leitungen und jeweiligen IMD-Mündungen automatisch konfiguriert.

[0021] Es ist eine zusätzliche Aufgabe, einen Verbinderblock zum elektrischen und mechanischen Anschließen mehrerer Leitungen oder Sensoren an eine Elektroenergiequelle wie etwa an einen Herzschrittmacher, an einen Defibrillator oder an einen Neurostimulator zu schaffen.

[0022] Es ist eine abermals weitere Aufgabe, ein System zur Verwendung mit einer IMD zu schaffen, das zulässt, dass eine zusätzliche Komponente der IMD zur Systemkonfiguration automatisch identifiziert wird.

[0023] Es ist eine weitere Aufgabe, ein System zur Verwendung mit einer IMD zu schaffen, das Patientendaten speichert, die zur Verwendung bei der Ausführung einer Diagnose und Therapie an einen zentralen Ort übertragen werden können.

[0024] Das vorliegende System und das vorliegende Verfahren lösen diese und weitere Aufgaben durch die Schaffung eines Systems zur Verwendung mit einer aktiven IMD (im Folgenden "IMD") wie etwa einer Herzstimulationsvorrichtung oder einer anderen externen Vorrichtung. Das System kann automatisch eine oder mehrere zusätzliche implantierbare medizinische Vorrichtungen wie etwa Leitungen, die der IMD zugeordnet werden können, identifizieren. In einer Ausführungsform enthält die Erfindung eine erste Kommunikationsschaltung, die an einer Leitung befestigt oder in sie integriert ist. Die Kommunikationsschaltung speichert Daten wie etwa Modell- und Seriennummern, technische Informationen und Kalibrierungsdaten. Zur Zeit der Implantation oder zu einer späteren Zeit können durch die erste Kommunikationsschaltung gespeicherte Informationen zu einer zweiten Kommunikationsschaltung übertragen werden, die gegenüber der Leitung extern ist. Die zweite Kommunikationsschaltung kann in der IMD, in einer externen Programmiereinrichtung, in einer persönlichen Datenmanagementeinheit (PDM-Einheit) oder in irgendeiner anderen Einheit, die sich in einer vorgegebenen Reichweite der ersten Kommunikationsschaltung befindet, wie etwa in einem Personal Digital Assistant (PDA) liegen. Diese übertragenen Daten können sowohl zur Angabe des Vorhandenseins der Leitung als auch zum Identifizieren des Leitungstyps verwendet werden. Diese Informationen können z. B. verwendet werden, um den Verbinderblock der IMD automatisch zum richtigen Anschließen an die Leitung zu konfigurieren. Ferner können die Daten zum automatischen Einstellen von Verstärkungsfaktoren oder einer anderen der Leitung zugeordneten Schaltungsanordnung verwendet werden. Die Daten können in einen Patientendatensatz in einer externen Programmiereinrichtung eingegeben werden oder können zur Verwendung durch Gesundheitsfürsorgeanbieter an einen zentralen Speicherort übertragen werden, wenn eine der IMD zugeordnete Diagnose und Therapie ausgeführt werden.

[0025] In einer weiten Ausführungsform enthalten die durch die erste Kommunikationsschaltung gelieferten Daten Identifizierungs- und Kalibrierungsinformationen, die zusätzliche Komponenten des Systems betreffen. Zum Beispiel können physiologische Sensoren, die an den Leitungen getragen werden, identifiziert werden, sodass die IMD eine interne Schaltungsanordnung zum Empfangen der physiologischen Signale freigeben und kalibrieren kann. Dies ermöglicht, dass bestimmte Funktionen in der IMD automatisch nur dann freigegeben werden, wenn eine Komponente in dem System vorhanden ist, sodass anderenfalls Leistung gespart werden kann. Unter Verwendung einer Kommunikationsschaltung gemäß der vorliegenden Erfindung können irgendwelche weiteren Komponenten einer IMD identifiziert und kalibriert werden. Diese können implantierbare Vorrichtungen wie etwa Steckantennen, Elektroden, die wahlweise an das IMD-Gehäuse angeschlossen werden können, und irgendwelche weiteren Typen von Komponenten, die wahlweise zu dem System hinzugefügt werden können, enthalten.

[0026] Gemäß einem Aspekt des Systems kann die erste Kommunikationsschaltung ein passiv mit Leistung versorgter HF-Transponder sein. Der Transponder empfängt Leistung von einer externen Quelle. Um die erste Kommunikationsschaltung mit Leistung zu versorgen, kann Ultraschall-, Licht- und elektromagnetische Leistung verwendet werden. In einer weiteren Ausführungsform kann die erste Kommunikationsschaltung, etwa über die Leiter einer Leitung, Leistung von ihrer Wirtseinheit empfangen. Gemäß einem weiteren Aspekt des Systems kann die erste Kommunikationsschaltung einen Empfänger sowie einen Sender zum Empfangen von Datensignalen von einer externen Quelle enthalten. Dies ermöglicht, dass die erste Kommunikationsschaltung zur Zeit der Komponentenherstellung mit Identifizierungs-, Kalibrierungs- und anderen Daten programmiert wird.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNG

[0027] Fig. 1 ist eine schematische Ansicht einer implantierbaren medizinischen Vorrichtung (IMD), die

in einen Körper implantiert ist.

[0028] Fig. 2 ist eine seitliche Schnittansicht einer beispielhaften Inline-Verbinderbaueinheit längs der Linie 2-2 aus Fig. 1.

[0029] Fig. 3 ist eine perspektivische Seitenansicht einer Ausführungsform eines passiven Transponders aus Fig. 2.

[0030] Fig. 4 ist eine perspektivische Seitenansicht, die einen abgedichteten Transponder veranschaulicht, der an eine Leitung angeschlossen ist.

[0031] Fig. 5 ist ein Systemblockschaltplan einer Ausführungsform einer IMD, die die vorliegende Erfindung nutzen kann.

[0032] Fig. 6 ist ein Blockschaltplan, der ausführlicher beispielhafte Komponenten der Transponder- und der Sender/Empfänger-Schaltung aus Fig. 5 veranschaulicht.

[0033] Fig. 7 ist ein Systemblockschaltplan, der zusätzliche Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung veranschaulicht.

[0034] Fig. 8 ist ein Stromlaufplan, der einen Transponder veranschaulicht, der an die Therapieabgabe-Energiequelle einer IMD angeschlossen ist.

BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0035] Fig. 1 ist eine schematische Ansicht einer in einen Körper implantierten implantierbaren medizinischen Vorrichtung (IMD) **12**. Die Leitungen **14** und **15** sind unter Verwendung einer oder mehrerer Durchführungen an die Verbinderbaueinheit **20** der IMD **12** angeschlossen gezeigt. Die IMD **12**, die in der Nähe eines menschlichen Herzens **16** oder an einem anderen Ort in dem Körper implantiert sein kann, kann ein Herzschrittmacher, ein Kardioverter/Defibrillator, eine Arzneimittelzufuhrvorrichtung, ein Gehirnstimulator, ein Magenstimulator, eine Nervenstimulator oder irgendeine andere implantierbare Vorrichtung sein. Zum Beispiel kann die implantierbare medizinische Vorrichtung **12** ein implantierbarer Herzschrittmacher wie etwa der sein, der im US-Patent Nr. 5.158.078 an Bennett u. a., im US-Patent Nr. 5.312.453 an Shelton u. a. oder im US-Patent Nr. 5.144.949 an Olson u. a. beschrieben ist. Alternativ kann die IMD **12** ein Herzschrittmacher-Kardioverter-Defibrillator (PCD) sein wie etwa jene, die im US-Patent Nr. 5.545.186 an Olson u. a., im US-Patent Nr. 5.354.316 an Keimel, im US-Patent Nr. 5.314.430 an Bardy, im US-Patent Nr. 5.131.388 an Pless oder im US-Patent Nr. 4.821.723 an Baker u. a. beschrieben sind. Als ein abermals weiteres Beispiel kann die IMD **12** ein implantierbarer Neurostimulator oder Muskelstimulator sein wie etwa jene, die im US-Patent Nr. 5.199.428 an Obel u. a., im US-Patent Nr. 5.207.218 an Carpentier u. a. oder im US-Patent Nr. 5.330.507 an Schwartz offenbart sind. Außerdem kann die IMD eine implantierbare Überwachungsvorrichtung sein wie etwa jene, die im US-Patent Nr. 5.331.966 an Bennett u. a. offenbart ist.

[0036] Fig. 2 ist eine Seitenschnittansicht einer beispielhaften Inline-Verbinderbaueinheit **20** entlang der Linie 2-2 aus Fig. 1. Die Verbinderbaueinheit ist an ein proximales Ende einer Leitung **14** angeschlossen gezeigt. Die Verbinderbaueinheit **20** nutzt einen "stellschraubenlosen" Leitungshalter und ein abgestuftes Lumen **202**, das einen Verbinderstift aufnimmt, der an dem proximalen Ende der Leitung **14** angebracht ist. Der Verbinderstift enthält zwei leitende Verbinderoberflächen **208** und **210** und zwei isolierende Bereiche **212** und **214**. Die isolierenden Bereiche **212** und **214** sind jeweils mit mehreren Dichtungsringen zwei leitende Verbinderoberflächen **208** und **210** und zwei isolierende Bereiche **212** und **214**. Die isolierenden Bereiche **212** und **214** sind jeweils mit mehreren Dichtungsringen **218** und **220** versehen, um das Lumen **202** gegen Fluideintritt abzudichten und zwischen den leitenden Bereichen **208** und **210** eine Abdichtung zu schaffen. Die leitenden Bereiche **208** können die Form eines zylindrischen Metallstifts annehmen. Der leitende Bereich **210** ist als ein Metallzylinder veranschaulicht.

[0037] Die Verbinderbaueinheit **20** ist in das Außengehäuse **222** der IMD **12** eingebaut gezeigt. Die Verbindung zwischen dem implantierbaren Herzschrittmacher und der Leitung **14** erfolgt mittels Federelementen **224** und **226**, die in leitenden Klemmhülsen **228** bzw. **230** angebracht sind. Die Klemmhülsen **228** und **230** sind Metallzylinder mit zentralen Bohrungen und zugeordneten inneren Umfangsnuten, die die Federelemente **224** und **226** halten. Wenn die Federelemente **224** und **226** eingeführt sind, schaffen sie eine elektrische Kopplung. Die Klemmhülsen **228** und **230** sind mittel der Drähte **236** und **238** an die Durchführungsdrähte **232** bzw. **234** angeschlossen.

[0038] Das proximale Ende der Leitung **14** ist mit einem zylindrischen Kunststoffelelement **240** versehen gezeigt, das eine Umfangsnut **242** enthält, die zu einem biegsamen Flachleiteranschlusshalter **244** passt, der an dem distalen Ende der Verbinderbaueinheit **20** vorgesehen ist. In der gezeigten Ausführungsform ist der Leitungshalter **244** einteilig mit dem Verbindermodul **20** gegossen, obgleich der Halter ebenfalls getrennt hergestellt werden kann. Den biegbaren Leitungshalter **244** umgibt eine isolierende Haube bzw. Boot-Komponente **246**, die wiederum von einem Faden **248** umgeben ist, der als eine Verriegelung wirkt, die die Ausdehnung des biegsamen Balkenhalters **244** verhindert, um die Leitung **14** in der Verbinderbaueinheit **20** zu halten.

[0039] Ferner enthält das proximale Ende der Leitung **14** eine erste bzw. eine zweite Kommunikationsschaltung, die in dieser Ausführungsform ein passiver Transponder **262** sind, der so beschaffen ist, dass er mit dem Sender/Empfänger **260** kommuniziert. Diese Kommunikation kann durch HF-Übertragungen ermöglicht werden, wie sie im Wesentlichen in den US-Patenten Nr. 4.730.188, 5.041.826 und 5.166.678 an Milheiser, im US-Patent Nr. 5.025.550 an Zirbes oder in den US-Patenten Nr. 5.223.851 und 5.281.855 an Hadden beschrieben sind. Wie in den vorstehenden Patenten angemerkt ist, enthalten diese passiven Transponder einen Energiekoppler zum drahtlosen Koppeln von elektromagnetischer Energie, Ultraschall- oder Lichtenergie, die z. B. durch eine entfernte Energiequelle geliefert wird. In einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird die Energiequelle durch den Sender/Empfänger **260** bereitgestellt. Die Energie kann ebenfalls durch eine andere Schaltung in der IMD geliefert werden. Ferner enthält der passive Transponder **262** eine Kommunikationsschaltung, die durch die von der entfernten Energiequelle empfangene Energie mit Energie versorgt wird und die so beschaffen ist, dass sie ein Signal überträgt, das Identifizierungsdaten angibt, die in dem Transponder gespeichert sind. Dies wird im Folgenden weiter beschrieben.

[0040] Weiter sei angemerkt, dass die in Fig. 2 gezeigte Verbinderbaueinheit **20** nur beispielhaft ist und dass viele weitere Typen von Verbinderbaueinheiten und Leitungsverbindertypen einschließlich Inline-Leitungsverbindern oder verzweigten Leitungsverbindern und Leitungsverbinderbaueinheitskonfigurationen genutzt werden können.

[0041] Fig. 3 ist eine perspektivische Seitenansicht einer Ausführungsform des passiven Transponders **262** aus Fig. 2. Der Transponder enthält eine Drahtspulenantenne **106**, die einen Spulenkörper **108** umgibt. Diese Antenne kann unter Verwendung eines RLC-abgestimmten Resonanzkreises, der einen Kondensator **105** enthält, auf die Frequenz des Trägersignals abgestimmt werden, um eine effizientere Signalübertragung zu ermöglichen. Die Mitte des Spulenkörpers **108** enthält ein Lumen **109** zur Aufnahme einer Leitung. An dem Spulenkörper **108** kann eine integrierte Schaltung **102** angebracht sein, die eine HF-Empfänger/Sender-Schaltungsanordnung enthält. Eine hermetische Zylinderabdeckung (in Fig. 3 nicht gezeigt) dichtet den Transponder **262** in einer im US-Patent Nr. 5.782.891 an Donders beschriebenen Weise ab. Weiter veranschaulicht Fig. 3 ein Oberflächenschallwellen-(SAW-)Filter **104**, um von der HF-Empfänger/Sender-Schaltungsanordnung gesendete Signale in einer im Folgenden weiter beschriebenen Weise zu filtern.

[0042] Fig. 4 ist eine perspektivische Seitenansicht, die einen abgedichteten Transponder **262** veranschaulicht, der an die Leitung **14** angeschlossen ist. Der abgedichtete Transponder **262** kann unter einer Verbinderhülse (in Fig. 4 nicht gezeigt) eingeführt und mit einem medizinischen Haftmittel aufgefüllt sein. Es wird angemerkt, dass der Transponder aus Fig. 3 auf viele weitere Arten an die Leitung angeschlossen sein kann. Zum Beispiel kann der Transponder in einer weiteren Ausführungsform vollständig in den Leitungskörper integriert sein, anstatt als eine getrennte Komponente vorgesehen zu sein.

[0043] Fig. 5 ist ein Systemblockschaltplan einer Ausführungsform einer IMD, die die vorliegende Erfindung nutzen kann. Die IMD **300** ist mit einer Eingangs/Ausgangs-Schaltung **320** zum Abtasten physiologischer Signale und/oder zum Liefern einer elektrischen Stimulation an einen Patienten versehen. Falls die IMD **300** ein Herzschrittmacher ist, kann die Eingangs/Ausgangs-Schaltungsanordnung **320** alle Grundsynchronisationsfunktionen, -stimulationsfunktionen und -abtastfunktionen einer DDD oder DDDR einer kommerziell verfügbaren Herzschrittmachervorrichtung bereitstellen.

[0044] Die Eingangs/Ausgangs-Schaltung **320** stellt die Steuerfunktionen der IMD bereit. Zum Beispiel erzeugt die digitale Steuereinheit/der digitale Zeitgeber **330**, die/der ein Taktsignal von der Quarzoszillatorschaltung **338** empfängt, die geeigneten Synchronisations- und Steuersequenzen für den Rest der IMD. Die Batterie **318** liefert Leistung für alle Komponenten der IMD und die Einschaltrücksetzschaltung **336** definiert eine Anfangsbetriebsbedingung und setzt außerdem in Reaktion auf die Erfassung einer Batterie-leer-Bedingung den Betriebszustand der Vorrichtung zurück. Die Referenzbetriebsartschaltung **326** erzeugt stabile Spannungs- und Stromreferenzen für die Analogschaltungen in der Eingangs/Ausgangs-Schaltung **320**.

[0045] Außerdem veranschaulicht Fig. 5 die an die IMD **300** angeschlossenen Leitungen **14** und **15**. Ferner können zusätzliche Leitungen/Katheder wie etwa die beispielhafte Leitung **26** in den Körper implantiert sein, um in einer im Folgenden diskutierten Weise Signale abzutasten und/oder eine elektrische Stimulation oder Arzneimitteltherapie zu liefern.

[0046] Eine oder mehrere dieser Leitungen können eine oder mehrere Elektroden tragen. Die Leitung **14**, die eine atriale Bipolar-Herzstimulationsleitung sein kann, ist in der Weise gezeigt, dass sie zwei Elektroden **19** und **21** trägt, die im rechten Vorhof des Herzens **16** positioniert sind. Die Elektroden **19** und **21** können auf eine im Gebiet bekannte Weise sowohl zum Abtasten als auch zur Herzstimulation des Vorhofs verwendet werden. Ähnlich repräsentiert die Leitung **15** eine ventrikuläre Bipolarleitung, die zwei Elektroden **23** und **25** tragen kann, die in die rechte Herzkammer des Herzens **16** implantiert sind. Wie

oben in Verbindung mit der atrialen Leitung **14** diskutiert wurde, können die Elektroden **23** und **25** verwendet werden, um die Herzkammer auf eine im Gebiet gut bekannte Weise abzutasten und zu stimulieren.

[0047] Außer den Elektroden können an einer oder an mehreren der Leitungen auch ein Typ oder mehrere Typen von Sensoren irgendeines im Gebiet bekannten Typs zum Abtasten physiologischer Signale getragen werden. Zum Beispiel können Sensoren zum Messen der Sauerstoffsättigung, der Druckänderung dP/dT, der Temperatur, des Atemzeitvolumens oder der Atemfrequenz vorgesehen sein. Beispielhafte Sensorsysteme sind im US-Patent Nr. 5.154.170 an Bennett u. a., im US-Patent Nr. 5.144.524 an Reuter, im US-Patent Nr. 5.271.395 an Wahlstrand und im US-Patent Nr. 4.485.813 an Anderson beschrieben.

[0048] Analogsignale, die durch irgendeinen der Sensoren und/oder durch irgendeine der Elektroden abgetastet werden, können an einen programmierbaren elektronischen Schalter wie etwa an die im Folgenden weiter beschriebene Auswahlschaltung **361** geliefert werden. Die ausgewählten Signale werden an Abtastverstärker **360** geliefert. Der Verstärkungsfaktor der Abtastverstärker **360** kann über eine Steuereinheits-/Zeitgeberschaltung **330** über eine Verstärkungsfaktor/Energiesteuerung **348** gesteuert werden. Die verstärkten Analogsignale werden durch die Steuereinheits-/Zeitgeberschaltung empfangen und an einen Analog/Digital-Umsetzer (ADC) und an eine Multiplexerschaltung **328** geliefert. Der ADC digitalisiert die Analogsignale, sodass die Signale gespeichert und/oder an eine externe Vorrichtung wie etwa an eine Programmiereinrichtung übertragen werden können.

[0049] Die Übertragung von Signalen an eine externe Vorrichtung wird über eine HF-Sender/Empfänger-Schaltung **332** und über eine Telemetrieantenne **334** ausgeführt. Die HF-Sender/Empfänger-Schaltung **332** demoduliert empfangene Abwärtsstreckentelemetrieübermittlungen und sendet Aufwärtsstreckentelemetriedaten. Eine beispielhafte Schaltung zum Demodulieren und Decodieren einer Abwärtsstreckentelemetrie kann der entsprechen, die im US-Patent Nr. 4.556.063 offenbart ist, während die Aufwärtsstreckentelemetriefunktionen gemäß den US-Patenten Nr. 5.127.404 und 4.374.382 bereitgestellt werden können. Die Aufwärtsstreckentelemetriefähigkeiten enthalten üblicherweise die Fähigkeit zum Senden gespeicherter digitaler Informationen sowie physiologischer Signale, die in Echtzeit abgetastet werden, wie sie in dem '404-er Patent beschrieben sind. Wie in dem angeführten '382-er Patent offenbart ist, kann sie ebenfalls Kennzeichnungssignale senden, die das Auftreten abgetasteter und stimulierter Depolarisationen in dem Vorhof und in der Herzkammer angeben.

[0050] Ferner enthält die IMD **300** eine Mikrocomputerschaltung **302**. Diese Schaltung steuert über den Daten- und Steuerbus **306** die Betriebsfunktionen der digitalen Steuereinheits-/Zeitgeberschaltung **330**, indem sie z. B. spezifiziert, welche Synchronisationsintervalle für die Ausführung der Herzstimulations- und Abtastfunktionen genutzt werden. Der Mikrocomputer **302** kann einen Mikroprozessor **304** und einen zugeordneten Systemtaktgeber **308** und einen Onboard-Prozessor-RAM und -ROM **310** bzw. **312** enthalten. Außerdem kann die Mikrocomputerschaltung **302** eine zusätzliche Speichereinheit wie etwa eine RAM/ROM-Schaltung **314** enthalten, um zusätzliche Speicherkapazität bereitzustellen. Der Mikroprozessor **304** kann unterbrechungsangesteuert sein, wobei er normalerweise in einer Betriebsart mit verringertem Leistungsverbrauch arbeitet und in Reaktion auf definierte Unterbrechungsereignisse, die abgetastete physiologische Signale enthalten können, aufgeweckt wird.

[0051] Außer der Schnittstelle zum Mikrocomputer **302** enthält die Steuereinheit/der Zeitgeber **330** ferner direkte oder indirekte Schnittstellen mit einer Batterie **318**, einem Aktivitätssensor **30**, einer Telemetrieantenne **334** und verschiedenen Durchführungen (in Fig. 5 nicht gezeigt) zu den in der oben diskutierten Verbinderbaueinheit **20** enthaltenen Leitungsverbinderelementen. Um in Reaktion auf abgetastete physische Aktivität elektrische Druckwellensignale zu erzeugen, kann ein Aktivitätssensor **30** mit piezoelektrischem Kristall kann vorgesehen sein. Das erzeugte Signal wird durch die Aktivitätsschaltung **322** verarbeitet, die wiederum ein Aktivitätssignal **324** an die digitale Steuereinheits-/Zeitgeberschaltung **330** liefert. Die Aktivitätsschaltung **322** und der zugeordnete Aktivitätssensor **30** können der Schaltung und dem Sensor entsprechen, die im US-Patent Nr. 5.052.388 an Sivula u. a. offenbart sind.

[0052] Außerdem enthält die IMD **300** eine Ausgangsverstärkerschaltung **340**, um über eine oder mehrere Elektroden **23** und **25** an der Leitung **15** sowie über eine oder mehrere Elektroden **19** und **21**, die sich an der Leitung **14** befinden, eine elektrische Stimulation an das Herz **16** zu liefern. Um die Erzeugung eines ventrikulären Herzstimulations- oder V-PACE-Impulses auszulösen, erzeugt die digitale Steuereinheits-/Zeitgeberschaltung **330** auf der V-TRIG-Leitung **342** ein Auslösersignal. Ähnlich erzeugt die digitale Steuereinheits-/Zeitgeberschaltung **330** auf einer A-TRIG-Leitung **344** einen Auslöseimpuls, um eine atriale Herzstimulation oder einen A-PACE-Impuls auszulösen. Die A-PACE- und V-PACE-Impulsenergien können in Bezug auf Impulsbreite und/oder Amplitude durch die Verstärkungsfaktor-/Energiesteuerung **348** gesteuert werden, die von der digitalen Zeitgeber-/Steuereinheitsschaltung **330** ein Schrittmacherenergiebefehlssignal empfängt. Die Synchronisation der Herzstimulations-

signale kann auf der Grundlage programmierbarer Ratenreaktionsmerkmale gesteuert werden, die, wie im Gebiet bekannt ist, einen oder mehrere gemessene physiologische Parameter betrachten. Die digitale Steuereinheits-/Zeitgeberschaltung **330** definiert die Stimulations- oder Austrittsintervalle, die zum Stimulieren des Vorhofs und der Herzkammer unter Verwendung irgendeines der im Gebiet bekannten Abtast- und Synchronisationsmechanismen verwendet werden. Die durch die Ausgangsverstärkerschaltung erzeugten Signale können an einen programmierbaren Schalter wie etwa an die Auswahlschaltung **341** geliefert werden, die durch die Steuereinheit/den Zeitgeber **330** auf eine im Folgenden zu diskutierende Weise programmiert wird.

[0053] In der vorliegenden Ausführungsform ist die Steuereinheits-/Zeitgeberschaltung ferner an einen Sender/Empfänger **380** angeschlossen gezeigt, der wiederum über eine Verbindung **386** an eine HF-Antenne **260** angeschlossen ist. Diese Antenne sendet Energie an den an der Leitung **14** getragenen passiven Transponder **262**. Die Energie, die z. B. Licht, elektromagnetisch oder Ultraschall sein kann, wird dazu verwendet, die Leistungsschaltungsanordnung im passiven Transponder **262** so mit Leistung zu versorgen, dass der Transponder eine Datenübertragungsoperation zu dem Sender/Empfänger **380** beginnt. Diese übertragenen Daten können Leitungs- und Sensoridentifizierungsinformationen enthalten, die durch den Transponder gespeichert sind und die von der IMD **12** auf eine im Folgenden weiter diskutierte Weise zum Konfigurieren des Systems verwendet werden.

[0054] In einer Ausführungsform decodiert der Sender/Empfänger **380** Daten, die von dem Transponder **262** empfangen werden, und liefert diese Daten zur nachfolgenden Speicherung in der RAM/ROM-Einheit **314** an die digitale Steuereinheits-/Zeitgeberschaltung **330**. Außerdem können die Daten über die Antenne **334** zu einer externen Programmiereinrichtung **420** (in Fig. 5 nicht gezeigt) gesendet werden. Die digitale Steuereinheits-/Zeitgeberschaltung **330** kann nach Erfassung einer Leitungsimplantation über die Antenne **260** eine Abfrage des Transponders beginnen. Die Leitungsimplantationserfassung kann wie in den US-Patenten Nr. 5.534.018 und 6.016.447 an Wahlstrand bzw. Juran beschrieben ausgeführt werden.

[0055] Obgleich Fig. 5 die Sender/Empfänger-Schaltung **380** als eine im Vergleich zum Sender/Empfänger **332** getrennte Schaltung veranschaulicht, wird angemerkt, dass die zwei Schaltungen als eine einzelne Schaltung enthalten sein können, die sowohl die Fähigkeit zum Senden und Empfangen von Daten zu/von einer Außenvorrichtung als auch zum weiteren Empfangen und/oder Senden von Daten von einem oder von mehreren Transpondern wie etwa von dem Transponder **262** bereitstellt.

[0056] Fig. 6 ist ein Blockschaltplan, der beispielhafte Komponenten des Transponders **262** und der Sender/Empfänger-Schaltungsanordnung **380** aus Fig. 5 ausführlicher veranschaulicht. Der Sender/Empfänger **380** enthält eine Energiequelle **390**, die, wie durch die Leitung **391** dargestellt ist, eine induktive Schaltung oder ein fotoelektrischer oder piezoelektrischer Wandler zum Erzeugen elektromagnetischer, Ultraschall- oder Lichtenergie sein kann. Diese Energie wird vom Energiekoppler **392** aufgenommen, der die Strom- und Spannungspegel erzeugt, die benötigt werden, um den Rest des Transponders **262** mit Leistung zu versorgen. Der Transponder enthält eine Steuerschaltung **393**, die an eine nichtflüchtige Speichervorrichtung **394** angeschlossen ist. Die nichtflüchtige Speichervorrichtung kann eine Schaltvorrichtung oder irgendein anderer Typ einer im Gebiet bekannten nichtflüchtigen Speichervorrichtung einschließlich eines Nur-Lese-Speichers (ROM) sein. In der Speichervorrichtung **394** können einer oder mehrere Datenwerte, die den Vorrichtungstyp, technische Informationen der Vorrichtung und/oder Vorrichtungskonfigurationsinformationen angeben, gespeichert sein und durch die Steuerschaltung **393** gelesen werden. Die Steuerschaltung **393** liefert diese Informationen an den Sender/Empfänger **395**, der die Daten über eine HF oder über einen anderen Kommunikationstyp an den Sender/Empfänger **396** sendet. Diese Sendung ist durch die Linie **397** angegeben.

[0057] Ferner enthält der Sender/Empfänger **380** einen Sender/Empfänger **396**, der ein ummoduliertes Trägersignal an den Sender/Empfänger **395** liefern kann. Der Sender/Empfänger **395** besitzt einen abgestimmten Resonanzkreis, wie er oben diskutiert wurde, für die Resonanz bei der Frequenz des Trägersignals, um ein Signal mit der Trägerfrequenz erneut zu senden. Außerdem enthält der Sender/Empfänger **395** eine Einrichtung, um dem erneut gesendeten Signal durch Modulieren des Trägers oder von Harmonischen des Trägers ein Informationssignal zu überlagern, um die durch die Speichervorrichtung **394** gespeicherten Informationen zu widerspiegeln. Es wird angemerkt, dass das durch den Sender/Empfänger **396** gelieferte Signal in einer alternativen Ausführungsform sowohl als die Energiequelle als auch als das Trägersignal verwendet wird, sodass die Energiequelle **390** nicht notwendig ist.

[0058] In einer Ausführungsform der Erfindung kann der Sender/Empfänger **395** zum Herstellungszeitpunkt mit Informationen von einer externen Sender/Empfänger-Schaltung programmiert werden. Diese Informationen können Modell- und Seriennummern, Losnummern, Ablaufdaten, elektrische Eigenschaften, Kennzeichnungsänderungen, Vorsichtsmaßnahmen, Produktionsleistungsergebnisse,

Rückrufinformationen und Versandinformationen wie etwa Fracht-IDs und dergleichen enthalten. Ferner könnte der Transponder so programmiert werden, dass er beabsichtigte Therapieinformationen, Angaben für die Verwendung und Kalibrierungsparameter speichert. Je nachdem, was die Kapazität der Speichervorrichtung zulässt, können alle zugeordneten technischen Handbücher oder Abschnitte davon in den Transponder heruntergeladen werden.

[0059] Falls der Transponder in der oben diskutierten Weise Daten von einer externen Vorrichtung empfangen kann, können in der IMD gespeicherte Daten in die Speichervorrichtung **394** geladen werden. Zum Beispiel kann die Speichervorrichtung **394** die Therapieeinstellungen und/oder irgendwelche programmierbaren Parameter, die dazu verwendet werden, die IMD für einen spezifischen Patienten zu kalibrieren, speichern. Diese gespeicherten Einstellungen und Parameter könnten daraufhin nach einer Ersatzprozedur, während der der Patient eine neue IMD empfängt, automatisch vom Transponder **362** heraufgeladen werden. Da zum Konfigurieren der neu implantierten Vorrichtung kein manueller Eingriff erforderlich ist, spart dies Zeit. Weitere Informationen einschließlich allgemeiner Patienteninformationen und der Gesundheitshistorie sowie Informationen, die Arzneimitteltherapien zugeordnet sind, die mit der durch die IMD gelieferten Therapie abgestimmt oder nicht abgestimmt sein können, können gleichfalls zum Transponder **362** heruntergeladen werden. In einer Ausführungsform kann ein Arzt Informationen wie etwa Schwellenwerte, Leitungs- und andere Impedanzwerte und/oder zusätzliche Operations- und Diagnoseinformationen, die entweder zur Zeit der Implantation oder während nachfolgender Patientenbesuche bestimmt werden, speichern.

[0060] Nunmehr zurückkehrend zu Fig. 5, wird die Verwendung der Leitungsidentifizierungs- und Leitungskonfigurationsinformationen weiter diskutiert. Durch die Eingabe/Ausgabe-Schaltung **320** können in der oben diskutierten Weise Informationen von einem oder von mehreren Transpondern wie etwa von dem Transponder **262** erhalten werden. Diese Informationen können im Speicher der IMD wie etwa im Speicher in der Mikrocomputerschaltung **302** gespeichert werden. Außerdem können die Daten zur Speicherung mit Patientendatensatzdaten zu einer externen Vorrichtung übertragen werden. Diese Informationen können durch eine Mikrocomputerschaltung **302** oder durch einen externen Prozessor analysiert werden, um die IMD automatisch zu konfigurieren. Zum Beispiel können diese Daten durch den Prozessor verwendet werden, um die Verstärkungsfaktor/Energie-Steuerschaltung **348** in der Weise einzustellen, dass die Verstärkungsfaktoren der Ausgangsverstärkerschaltung **340** und der Abtastverstärker **360** gesteuert werden. Die Einstellungen können auf dem Typ der Leitungen und Sensoren beruhen, die in dem System erfasst werden. Gemäß einem Aspekt des Systems können nicht verwendete Funktionen in der IMD in eine leistungsarme Betriebsart versetzt werden, um Batterieleistung zu sparen, falls eine bestimmte Leitung oder ein bestimmter Sensor nicht vorhanden ist.

[0061] Die Fähigkeit, den einem abgetasteten Signal zugeordneten Verstärkungsfaktor einzustellen, ist aus mehreren Gründen wichtig. Physiologische Sensoren wie etwa Druck-, Temperatur-, Sauerstoffsättigungs- oder irgendwelche der anderen im Gebiet bekannten Sensortypen zur Messung physiologischer Parameter haben häufig Betriebsparameter, die stark schwanken. Dies ist ein Ergebnis veränderlicher Bedingungen, die während des Herstellungsprozesses auftreten, sowie von Unterschieden, die während der Herstellung verwendeten Materialien zugeordnet sind. Somit können verschiedene Sensoren des gleichen Typs erheblich verschiedene Skalenfaktoren, Versätze und Verstärkungsfaktoren aufweisen. Eine Möglichkeit zum Kompensieren dieser Streuung umfasst das Ausführen einer Prüfung zum Zeitpunkt der Implantation. Ein Arzt kann den Sensorbetrieb prüfen und den Sensor kalibrieren, um die veränderlichen Faktoren zu berücksichtigen. Ein System und ein Verfahren zum Ausführen dieses Kalibrierungstyps sind im US-Patent Nr. 5.919.221 beschrieben. Allerdings kann dieser Kalibrierungsprozedurtyp zeitaufwändig und fehleranfällig sein.

[0062] Gemäß der vorliegenden Erfindung können Sensoren zum Zeitpunkt der Herstellung geprüft werden, um spezifische Betriebsparameter zu bestimmen. Diese Parameter können daraufhin in der Transponderspeichervorrichtung **394** gespeichert werden, die an der Sensorleitung oder an dem Sensor selbst getragen werden kann. Diese Parameter können in der oben diskutierten Weise zur Verwendung beim automatischen Einstellen von Sensorverstärkungsfaktoren, um die Sensordifferenzen zu berücksichtigen, zu einer IMD übertragen werden und können ferner verwendet werden, um die den Sensoren zugeordneten IMD-Funktionen einzustellen und zu kalibrieren. Zum Beispiel könnte die Sensorausgabe kalibriert werden, falls ein aktiver Sensor genutzt wird. Diese Parameter können ebenfalls von einem Datenverarbeitungssystem wie etwa von einem Mikrocomputer **302** verwendet werden, um digitale Werte einzustellen, die von den gemessenen Sensorsignalen abgeleitet werden. Dies beseitigt die Notwendigkeit eines menschlichen Eingriffs.

[0063] Die von dem Transponder gewonnenen Informationen können von der Steuereinheit/von dem Zeitgeber **330** ebenfalls weiterverwendet werden, um die Auswahlschaltungen **361** und **341** zu steuern. Zum Beispiel können die an die Abtastverstärker **360** gelieferten Signale durch die Auswahlschaltung **361** anhand der Leitungen und/oder Sensoren ausge-

wählt werden, die von einem bestimmten System verwendet werden. Ähnlich können die Signale, die durch die Ausgangsverstärkerschaltung **340** angesteuert werden, durch die Auswahlschaltung **341** anhand dessen ausgewählt werden, ob eine Leitung oder eine bestimmte Elektrode in dem System verfügbar ist und dazu verwendet wird, eine Therapie für einen gegebenen Patienten zu liefern. Dadurch stellen die Auswahlschaltungen auf der Grundlage der Vorrichtungen, die in dem System abgetastet werden, "Plug-and-Play"-Fähigkeiten für den IMD-Verbinderblock bereit.

[0064] Die durch den Transponder gelieferten Informationen können ferner verwendet werden, um die Konfiguration schaltbarer Schaltungen auszuwählen wie etwa jener, die im US-Patent Nr. 4.665.919 an Mensink beschrieben sind. Die Konfiguration der schaltbaren Schaltungen steuert einen oder mehrere Betriebsparameter der Vorrichtung wie etwa Eingangsverstärkerparameter und Filtereinstellungen und Empfindlichkeit. Diese Konfiguration kann auf der Grundlage des Typs der in dem System verfügbaren Komponenten, wie er durch die in einer oder in mehreren Transponderschaltungen **362** gespeicherten Daten angegeben ist, geändert werden.

[0065] Die Verwendungen der oben diskutierten Konfigurations- und Kalibrierungsdaten sind lediglich beispielhaft, wobei diese Daten selbstverständlich auf viele andere Arten verwendet werden können, um die einer IMD oder einer mit der IMD verwendeten externen Vorrichtung zugeordnete elektronische Schaltungsanordnung zu programmieren oder automatisch zu kalibrieren.

[0066] Fig. 7 ist ein Systemblockschaltplan zusätzlicher Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung. Genauer ist ein doppeltgerichtetes drahtloses Kommunikationssystem zwischen einer Programmiereinrichtung **420**, einer persönlichen Datenmanagementeinheit (PDM-Einheit) **420'** und einer Anzahl implantierbarer medizinischer Vorrichtungen (IMDs), die durch die IMD **410**, durch die IMD **410'** und durch die IMD **410"** repräsentiert sind, gezeigt. Die IMDs werden im Patienten **10** unter die Haut oder unter den Muskel implantiert. Die IMDs werden jeweils in einer im Gebiet bekannten Weise jeweils an Elektroden **418**, **430** und **436** elektrisch angeschlossen. Die IMD **410** kann einen Mikroprozessor für Synchronisations-, Abtast- und Herzstimulationsfunktionen enthalten, der mit wie oben diskutierten voreingestellten programmierten Funktionen vereinbar ist. Ähnlich können die IMDs **410'** und **410"** mikroprozessorgestützt sein, um Synchronisations- und Abtastfunktionen zum Ausführen der klinischen Funktionen, für die sie genutzt werden, bereitzustellen. Zum Beispiel könnte die IMD **410'** über die Elektrode **430** und die IMD **410"** eine Neuralstimulation an das Gehirn liefern und/oder kann sie als ein Arzneimittelzufuhrsystem wirken, das durch die Elektrode **436** gesteuert wird.

[0067] Die verschiedenen Funktionen der IMDs können unter Verwendung drahtloser Telemetrie koordiniert werden. Drahtlose Übertragungsstrecken **442**, **444** und **446** schließen die IMDs **410**, **410'** und **410"** insgesamt so an, dass die Programmiereinrichtung **420** Befehle oder Daten über eine der Telemetrieantennen **428**, **432** und **438** an eine oder an alle IMDs senden kann. Diese Konfiguration stellt ein hochflexibles und wirtschaftliches drahtloses Kommunikationssystem zwischen den IMDs bereit. Ferner stellt die Struktur ein redundantes Kommunikationssystem bereit, das im Fall einer Störung einer oder zweier Antennen **428**, **432** und **438** den Zugriff auf irgendeine von mehreren IMDs ermöglicht.

[0068] Von der Programmiereinrichtung **420** werden über eine externe HF-Telemetrieantenne **424** Programmierbefehle oder Daten an die IMDs **410**, **410'** und **410"** gesendet. Die Telemetrieantenne **424** kann ein HF-Kopf oder ein Äquivalent sein. Die Antenne **424** kann sich an der Programmiereinrichtung **420** außen an der Verkleidung oder an dem Gehäuse befinden. Die Telemetrieantenne **424** ist allgemein ineinanderschiebbar und kann in der Verkleidung der Programmiereinrichtung **420** einstellbar sein. Sowohl die Programmiereinrichtung **420** als auch die PDM-Einheit **420'** können einige Fuß vom Patienten **10** entfernt angeordnet werden und sind immer noch innerhalb der Reichweite für die drahtlose Kommunikation mit den Telemetrieantennen **428**, **432** und **438**.

[0069] In einer Ausführungsform kann durch die Programmiereinrichtung **420** oder durch die PDM-Einheit **420'** ein entferntes webgestütztes Expertendatenzentrum **462** erreicht werden. Dementsprechend wirken die Programmiereinrichtung **420** und die PDM-Einheit **420'** als eine Schnittstelle zwischen den IMDs **410**, **410'** und **410"** und dem Datenzentrum **462**. Eines der vielen kennzeichnenden Elemente der vorliegenden Erfindung enthält die Verwendung verschiedener skalierbarer zuverlässiger und schneller drahtloser Kommunikationssysteme zum doppeltgerichteten Übertragen frequenztreuer digitaler/analoger Daten zwischen Programmiereinrichtung **420** und Datenzentrum **462**.

[0070] Es gibt eine Vielzahl drahtloser Medien, über die Datenübermittlungen zwischen der Programmiereinrichtung **420** oder der PDM-Einheit **420'** und dem Datenzentrum **462** aufgebaut werden könnten. Die Kommunikationsverbindung zwischen der Programmiereinrichtung **420** oder der PDM-Einheit **420'** und dem Datenzentrum **462** könnte ein Modem **460** sein, das sowohl mit der Programmiereinrichtung **420** als auch mit dem Datenzentrum **462** verbunden ist.

[0071] Alternative Datenübertragungssysteme ent-

halten ohne Beschränkungen feststehende Mikrowellen- und/oder HF-Antennen **448**, die drahtlos über eine Welle **450** mit abstimmbarer Frequenz mit der Programmiereinrichtung **420** und über eine drahtlose Übertragungsstrecke **465** mit dem Datenzentrum **462** verbunden sind. Über ähnliche drahtlose Übertragungsstrecken kommunizieren ähnlich die PDM-Einheit **420'**, das mobile Fahrzeug **452** und der Satellit **456** mit dem Datenzentrum **462**. Ferner kommunizieren das mobile System **452** und der Satellit **456** über Wellen **454** bzw. **458** mit abstimmbarer Frequenz drahtlos mit der Programmiereinrichtung **420** oder mit der PDM-Einheit **420'**.

[0072] In einer Ausführungsform kann ein Telnet-System verwendet werden, um drahtlos auf das Datenzentrum **462** zuzugreifen. Telnet emuliert ein Client/Server-Modell und erfordert, dass der Client dedizierte Software zum Zugreifen auf das Datenzentrum **462** ausführt. Das Telnet-Schema kann verschiedene Betriebssysteme einschließlich UNIX, Macintosh und alle Versionen von Windows nutzen.

[0073] Unter Verwendung des in Fig. 6 gezeigten Systems kann ein Betreiber bei der Programmiereinrichtung **420** oder beim Datenzentrum **462** über die Übertragungsstreckenantennen **428**, **432** und **438** einen Fernkontakt mit irgendeiner der implantierten Vorrichtungen beginnen, um den Datenempfang und die Datensendung zu ermöglichen. Zum Beispiel kann ein Betreiber oder ein Kliniker beim Datenzentrum **462** eine Abwärtsstrecke zur Programmiereinrichtung **420** aufbauen, um eine Routinebewertung der Programmiereinrichtung **420** auszuführen. Falls z. B. eine Abwärtsstrecke von der Programmiereinrichtung **420** zur IMD **410** erforderlich ist, wird die Abwärtsstrecke unter Verwendung der Telemetrieantenne **422** beeinflusst. Falls alternativ eine Aufwärtsstrecke vom Patienten **10** zur Programmiereinrichtung **420** begonnen wird, wird die Aufwärtsstrecke über die drahtlose Übertragungsstrecke **426** ausgeführt.

[0074] Jede Antenne von den IMDs kann als Aufwärtsstrecke aller oder einer der IMDs zur Programmiereinrichtung **420** verwendet werden. Zum Beispiel kann die IMD **410"**, die sich auf ein Nervenimplantat **430** bezieht, als Aufwärtsstrecke über die drahtlose Antenne **434** oder über die drahtlose Antenne **343'** von ein, zwei oder mehr beliebigen IMDs zur Programmiereinrichtung **420** realisiert werden. Vorzugsweise sind in der IMD Bluetooth- oder äquivalente Chips enthalten, die so verwendet werden, dass sie in einem Körper funktionieren, und die zu einer niedrigen Stromentnahme führen, um zwischen den IMDs **410**, **410'** und **410"** drahtlose und nahtlose Verbindungen **442**, **444** und **446** bereitzustellen. Das Kommunikationsschema ist so entworfen, dass es breitbandverträglich ist und gleichzeitig mehrere Informationssätze und eine Architektur, die mit verhältnismäßig hoher Geschwindigkeit senden kann, um Daten-, Klang- und Videoabrufdienste bereitzustellen, unterstützen kann.

[0075] Die verschiedenen wie in Fig. 6 gezeigten Kommunikationswege ermöglichen, dass Leitungsidentifizierungs- und Sensorkonfigurationsdaten entweder zur Programmiereinrichtung **420** oder zum Datenzentrum **462** heraufgeladen werden. Genauer kann in dem System aus Fig. 6 in der Programmiereinrichtung **420** ein Sender/Empfänger wie etwa der Sender/Empfänger **380** (Fig. 5) liegen. Dieser Sender/Empfänger kann an einer oder an mehreren der Leitungen vorgesehene Transponder abfragen, um auf ähnliche Weise wie oben beschrieben Leitungstypen, Seriennummern und irgendwelche verfügbaren Sensorkalibrierungswerte zu bestimmen. Die Übertragung von Informationen von den Transpondern kann unter Verwendung der Datenverschlüsselungstechnologie ausgeführt werden, wie sie in der gleichzeitig anhängigen Patentanmeldung mit dem Titel "Method and Apparatus to Secure Data Transfer from Medical Device Systems", lfd. Nr. 09/431.881, eingereicht am 2. November 1999 von Nichols, beschrieben ist. Die Informationen, die während der Abfrage gewonnen werden, können in einen Patientendatensatz entweder in dem Speicher der Programmiereinrichtung **420** oder im Datenzentrum **462** eingegeben und darin gespeichert werden. Ferner können die Informationen genutzt werden, um eine oder mehrere IMD-Funktionen oder -Systeme anhand der Leitungstypen automatisch zu konfigurieren, und/oder können sie ebenfalls verwendet werden, um Sensorschaltungen auf ähnliche Arten wie oben diskutiert zu kalibrieren.

[0076] In einer abermals weiteren Ausführungsform kann ein Sender/Empfänger wie etwa der Sender/Empfänger **380** (Fig. 5) stattdessen in der PDM **420'** liegen. Dieser Sender/Empfänger kann alle mit den verschiedenen IMDs verbundenen Leitungskomponenten abfragen, um Leitungstypen, Seriennummern, irgendwelche Sensorkalibrierungswerte zu bestimmen und um diese Informationen an die Programmiereinrichtung **420** zu übermitteln. Daraufhin kann die Programmiereinrichtung irgendwelche oder alle IMDs programmieren, um die IMD-Konfigurationen richtig zu konfigurieren. Alternativ kann diese Konfigurationsfunktion durch die jeder IMD zugeordnete Verarbeitungsschaltung ausgeführt werden.

[0077] Die vorstehenden Beispiele beschreiben mehrere Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Erkennungs- und Konfigurationssystems und -verfahrens, obgleich im Umfang der vorliegenden Erfindung selbstverständlich Änderungen möglich sind. Zum Beispiel diskutieren die vorstehenden Beispiele ein System, das unter Verwendung einer entfernten Energiequelle und eines Energiekopplers wie in Fig. 6 gezeigt mit Leistung versorgt wird. Allerdings können andere Typen von Leistungssystemen

genutzt werden. In einem Fall ist der Transponder **262** nicht passiv, sondern empfängt stattdessen Leistung durch lose Abkopplung der elektrischen Therapieabgabe einer IMD.

[0078] Fig. 8 ist ein Stromlaufplan, der einen an die Therapieabgabe-Energiequelle der IMD **500** angeschlossenen Transponder **498** veranschaulicht. Die IMD **500** ist an eine Leitung angeschlossen gezeigt, die zwei Leiter **504** und **506** enthält. Diese Leiter sind an eine Brückenschaltung angeschlossen, die einen Kondensator **508** enthält. Dieser Kondensator wird durch eines oder mehrere Impulssignale geladen, die durch die IMD **500** z. B. während der Lieferung von Herzstimulationstherapien oder anderen Impulsstimulationstherapien erzeugt werden. Die Impulssignale **509** enthalten eine positive und eine negative Phase, sodass die Spannung am Punkt **510** während eines Abschnitts des Signals stärker positiv als am Punkt **512** ist und dass die Spannungspolarität in einem anderen Abschnitt des Signals umgekehrt ist. Im ersteren Fall fließt der Strom durch die Dioden **514** und **516** und im letzteren Fall fließt der Strom durch die Dioden **518** und **520**. In beiden Fällen wird der Kondensator **510** in der gezeigten Weise geladen.

[0079] In der bevorzugten Ausführungsform wird der Kondensator **510** durch das Auftreten mehrerer Impulssignale bzw. gepulster Signale geladen. Zum Beispiel können zehn oder mehr Pulse bzw. Impulse erforderlich sein, um den Kondensator vollständig zu laden. Die Werte der Widerstände **522** und **524** werden so ausgewählt, dass verhindert wird, dass die Kondensatorschaltung eine übermäßig hohe Last darstellt, die die Therapielieferung der IMD **500** beeinflussen würde. Die Kondensatoren **526** und **528** können bereitgestellt werden, um zu verhindern, dass über die Leiter **504** und **506** ein Gleichspannungs-Versatzspannungspotential vorhanden ist, was die Korrosion irgendwelcher durch die Leitung getragener Elektroden fördern würde. Schließlich wird angemerkt, dass die Kondensatorschaltung nur an einen einzigen Leitungsleiter angeschlossen ist, falls eine einpolige Leitung genutzt wird, wobei die zweite Verbindung, wie durch die Strichlinie **530** angegeben ist, über den IMD- und Transponderbehälter bereitgestellt wird.

[0080] Unter Verwendung der Schaltung aus Fig. 8 kann der Transponder **598** intermittierend betrieben werden, um ein kurzes Bündel modulierter HF-Energie von dem Sender des Transponders zu liefern. Auf ähnliche Weise könnte der Empfänger des Transponders intermittierend mit Leistung versorgt werden, um Informationen von der IMD oder von einer anderen Quelle zu empfangen. Diese Ausführungsform würde die Kommunikation mit längerer Reichweite zulassen, als sie durch die passiv mit Leistung versorgte Ausführungsform bereitgestellt wird.

[0081] Eine weitere Änderung bzw. Modifikation der vorliegenden Erfindung umfasst die Verwendung eines Oberflächenschallwellen-(SAW-)Filters **104** in dem wie in Fig. 3 gezeigten Transponder. Dieser Filtertyp enthält eine SAW-Verzögerungsleitung. Von einer Abfrageeinheit wie etwa von einer Sender/Empfänger-Schaltung **380** aus Fig. 6 wird ein HF-Signal gesendet und von einer in dem Transponder liegenden Antenne, die an die Verzögerungsleitung angeschlossen ist, empfangen. Das Signal wird an die Verzögerungsleitung geliefert, die vorgegebene Diskontinuitäten enthält, die zu Signalreflexionen führen. Die eindeutigen Signalreflexionen, die ein Ergebnis der ausgewählten Konfiguration der Verzögerungsleitung sind, können als eine Signatur übertragen werden, die zur Interpretation an die Abfrageeinheit gesendet werden kann. Diese Signatur kann eine Seriennummer oder irgendeinen anderen Informationstyp codieren.

[0082] Dadurch dient das SAW-Filter als eine nicht flüchtige Speichervorrichtung, die einem fest verdrahteten Schalter nicht unähnlich ist. Dieses Filter kann anstelle oder neben Speichervorrichtungen wie etwa der Speichervorrichtung **394** aus Fig. 6 verwendet werden.

[0083] Gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung werden in einem Transponder **362** einer Komponente gespeicherte Daten durch eine IMD genutzt, um die Schaltungsanordnung in der Komponente zu konfigurieren. Zum Beispiel kann eine Ausführungsform einer Leitung eine Datenschnittstelle zum Anschluss an eine Schnittstelle der IMD enthalten. Anhand von Informationen, die von einem Transponder der Leitung zu der IMD übertragen werden, kann eine Verarbeitungsschaltung wie etwa eine Mikrocomputerschaltung **302** über die Datenschnittstelle Signale übertragen, um die Schaltungsanordnung der Leitung zu konfigurieren. Zum Beispiel kann die Verarbeitungsschaltung Daten in einer programmierbaren Vorrichtung wie etwa in einem durch die Leitung bereitgestellten Register speichern und dadurch die Leitung für den Betrieb mit der IMD konfigurieren.

[0084] Im Umfang der vorliegenden Erfindung sind weitere Änderungen möglich. Obgleich sich die oben beschriebenen Ausführungsformen primär auf einen Transponder beziehen, der an einer Leitung befestigt bzw. vorgesehen oder in eine Leitung integriert ist, kann die Erfindung z. B. nutzbringend verwendet werden, um weitere implantierbare medizinische Vorrichtungen zu identifizieren, die in Verbindung mit der aktiven IMD in dem System verwendet werden können. Zum Beispiel können unter Verwendung eines ähnlichen Mechanismus wie des hier beschrieben Steckantennen oder -elektroden identifiziert und konfiguriert werden, die wahlweise an die aktive IMD angeschlossen werden können. Zusätzliche Komponenten wie etwa Herzklappen oder Stents könnten an

der Oberfläche der Vorrichtung oder in die Vorrichtung integriert ähnliche Transponder zum Speichern von Informationen enthalten, die daraufhin an externe Vorrichtungen übertragen werden können, die sich im Körper oder außerhalb des Körpers befinden. Obgleich besondere Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung offenbart worden sind, sind somit im Umfang der Beschreibung, der Zeichnung, der Zusammenfassung und der beigefügten Ansprüche selbstverständlich viele verschiedene Änderungen möglich und denkbar.

Patentansprüche

1. System zum Konfigurieren einer implantierbaren medizinischen Vorrichtung IMD (**12**, **300**), wobei die IMD mit einer implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**) außerhalb der IMD kommuniziert, wobei das System enthält:
die IMD (**12**, **300**),
die implantierbare medizinische Leitung (**14**, **15**), die so beschaffen ist, dass sie mit der IMD gekoppelt werden kann;
eine erste Kommunikationsschaltung (**262**), die auf der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**) getragen wird, wobei die erste Kommunikationsschaltung (**262**) eine Speicherschaltung (**394**) enthält, um Datensignale zu speichern, die die implantierbare medizinische Leitung beschreiben;
wobei die IMD (**12**, **300**) ferner enthält:
eine zweite Kommunikationsschaltung (**380**) in der Nähe der ersten Kommunikationsschaltung (**262**), um die Datensignale von der ersten Kommunikationsschaltung zu empfangen; und
eine Verarbeitungsschaltung, die so angeschlossen ist, dass sie die Datensignale von der zweiten Kommunikationsschaltung empfängt und Operationen der IMD auf der Grundlage der Datensignale konfiguriert.

2. System nach Anspruch 1, wobei die erste Kommunikationsschaltung ein Transponder (**262**) ist.

3. System nach Anspruch 2, wobei der Transponder ein passiver Transponder ist.

4. System nach Anspruch 1, wobei der Transponder die Speicherschaltung (**394**) enthält, um die Datensignale zu speichern, die die implantierbare medizinische Leitung (**14**, **15**) beschreiben.

5. System nach Anspruch 1, wobei die Speicherschaltung (**394**) eine Schaltung enthält, um eines der Datensignale zu speichern, das Komponentenidentifizierungsinformationen angibt.

6. System nach Anspruch 1, wobei die Speicherschaltung (**394**) eine Schaltung enthält, um eines der Datensignale zu speichern, das technische Daten angibt, die der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**) zugeordnet sind.

7. System nach Anspruch 1, wobei die implantierbare medizinische Leitung (**14**, **15**) einen Sensor zum Erfassen eines physiologischen Parameters enthält und wobei die Speicherschaltung eine Schaltung enthält, um eines der Datensignale zu speichern, das den Sensor beschreibt.

8. System nach Anspruch 1, wobei die Speicherschaltung (**394**) eine Schaltung enthält, um eines der Datensignale zu speichern, das Verbinderinformationen, die der Leitung (**14**, **15**) zugeordnet sind, angibt.

9. System nach Anspruch 1, wobei sich die zweite Kommunikationsschaltung (**380**) in der IMD (**300**) befindet.

10. System nach Anspruch 7, wobei die erste Kommunikationsschaltung (**262**) einen HF-Sender (**395**) enthält.

11. System nach Anspruch 13, wobei die erste Kommunikationsschaltung (**262**) einen HF-Empfänger (**395**) enthält, der von der zweiten Kommunikationsschaltung Informationen empfangen kann.

12. System nach Anspruch 14, wobei die erste Kommunikationsschaltung eine Schaltung enthält, um der Speicherschaltung zu ermöglichen, Informationen zu speichern, die von der zweiten Kommunikationsschaltung (**380**) empfangen werden.

13. System nach Anspruch 1, wobei die erste Kommunikationsschaltung (**262**) ein Oberflächenschallwellen-SAW-Filter enthält.

14. System nach Anspruch 1, wobei die IMD (**12**, **300**) wenigstens eine Verstärkungsschaltung (**340**) enthält und wobei das System ferner eine Verstärkungsfaktor-Einstellschaltung (**348**) enthält, die so angeschlossen ist, dass sie den Verstärkungsfaktor der wenigstens einen Verstärkungsschaltung (**340**) steuert, und wobei die Verarbeitungsschaltung die Verstärkungsfaktor-Einstellschaltung auf der Grundlage der Datensignale konfigurieren kann.

15. System nach Anspruch 1, wobei das System ferner wenigstens eine Auswahlschaltung (**361**) enthält, die mit der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**) gekoppelt ist, und wobei die Verarbeitungsschaltung die Auswahlschaltung konfigurieren kann, um eine Verbindung zwischen der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**) und der IMD (**12**, **300**) auf der Grundlage der Datensignale zu steuern.

16. System nach Anspruch 7, wobei das System ferner eine Schaltung enthält, um der Verarbeitungsschaltung zu erlauben, den wenigstens einen Sensor auf der Grundlage der Datensignale zu kalibrieren.

17. System nach Anspruch 1, wobei die implantierbare medizinischen Leitung (**14**, **15**) eine implantierbare medizinische Vorrichtung IMD ist.

18. System nach Anspruch 17, wobei die Daten, die die implantierbare medizinische Leitung (**14**, **15**) beschreiben, Informationen enthalten, die aus der Gruppe ausgewählt sind, die aus Modell- und Seriennummern, Losnummern, Ablaufdaten, elektrischen Eigenschaften, Kennzeichnungsänderungen, Vorsichtsmaßnahmen, Produktleistungsergebnissen, Rückrufinformationen, Versandinformationen, Fracht-IDs, beabsichtigten Therapieinformationen, Verwendungshinweisen und Kalibrierungsparametern, technischen Handbüchern, Therapieeinstellungen, Schwellenwerten, Therapieeinstellungen und Impedanzwerten besteht.

19. System nach Anspruch 17, wobei die erste Kommunikationsschaltung (**262**) einen passiven Transponder enthält und wobei die zweite Kommunikationsschaltung (**380**) eine Schaltung zum Bereitstellen eines Signals zum Versorgen des passiven Transponders (**262**) mit Leistung enthält.

20. System nach Anspruch 17, wobei die erste Kommunikationsschaltung (**262**) eine Schaltung zum Empfangen von Leistung von der IMD (**300**) enthält.

21. System nach Anspruch 17, wobei die implantierbare medizinische Leitung (**14**, **15**) einen Sensor zum Erfassen eines physiologischen Parameters enthält und wobei die IMD (**12**, **300**) eine Sensoreinrichtung zum Kalibrieren der Operation des Sensors auf der Grundlage der Datensignale enthält.

22. System nach Anspruch 17, wobei die implantierbare medizinische Leitung (**14**, **15**) eine Einrichtung zum Bereitstellen einer elektrischen Stimulation des Patienten enthält und wobei die IMD (**12**, **300**) eine Einrichtung zum Kalibrieren der Weise der Abgabe der elektrischen Stimulation auf der Grundlage des Datensignals enthält.

23. System nach Anspruch 17, wobei die IMD (**12**, **300**) mehrere Funktionen ausführen kann, wobei die IMD (**300**) ferner eine Einrichtung zum Sperren bzw. Deaktivieren einer oder mehrerer der Mehrfach-Funktionen auf der Grundlage der Datensignale enthält.

24. System nach Anspruch 17, wobei die erste Kommunikationsschaltung (**262**) einen Empfänger enthält, der Signale von der zweiten Kommunikationsschaltung (**380**) empfangen kann.

25. System nach Anspruch 17, wobei die implantierbare medizinische Leitung (**14**, **15**) ein Oberflächenschallwellen-SAW-Filter enthält.

26. System nach Anspruch 17, wobei die Speichereinrichtung Betriebsparameter speichert, die die IMD (**12**, **300**) beschreiben.

27. System nach Anspruch 17, wobei die IMD (**12**, **300**) schaltbare Schaltungen enthält und wobei die Verarbeitungsschaltung eine Einrichtung zum Konfigurieren der schaltbaren Schaltungen auf der Grundlage der Datensignale enthält.

28. Verfahren zum Konfigurieren eines medizinischen Systems, das die folgenden Schritte umfasst:
a) Speichern von Datensignalen, die eine implantierbare medizinische Leitung (**14**, **15**) beschreiben, in der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**);
b) Vorsehen einer implantierbaren medizinischen Vorrichtung IMD (**300**), die mit der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**) außerhalb der IMD (**300**) kommuniziert;
c) Übertragen der Datensignale von der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**) an die IMD (**300**); und
d) Konfigurieren der IMD (**300**) auf der Grundlage der Datensignale.

29. Verfahren nach Anspruch 28, das umfasst:
e) Bereitstellen einer ersten Kommunikationsschaltung (**262**) in der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**);
f) Bereitstellen einer zweiten Kommunikationsschaltung (**380**) in der Nähe der IMD (**300**); wobei der Schritt c) das Übertragen der Datensignale von der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**) an die IMD (**300**) über die erste (**262**) und die zweite (**300**) Kommunikationsschaltung umfasst.

30. Verfahren nach Anspruch 28, wobei die implantierbare medizinische Leitung (**14**, **15**) wenigstens eine optionale Komponente enthält und wobei der Schritt d) das Konfigurieren der IMD (**300**), um das Vorhandensein der wenigstens einen optionalen Komponente zu erkennen, umfasst.

31. Verfahren nach Anspruch 28, wobei der Schritt d) das Konfigurieren der IMD (**300**) umfasst, um mit Schaltungen, die in der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**) enthalten sind, optimal zu arbeiten.

32. Verfahren nach Anspruch 28, wobei der Schritt d) das Sperren bzw. Deaktivieren einer oder mehrerer Funktionen der IMD (**300**) umfasst.

33. Verfahren nach Anspruch 29, wobei der Schritt c) das Bereitstellen eines Signals für die implantierbare medizinische Leitung (**14**, **15**) zum Versorgen der ersten Kommunikationsschaltung mit Leistung umfasst.

34. Verfahren nach Anspruch 28, wobei der

Schritt a) das Speichern von Datensignalen in der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**), die die Betriebsparameter der IMD (**12**, **300**) angeben, umfasst.

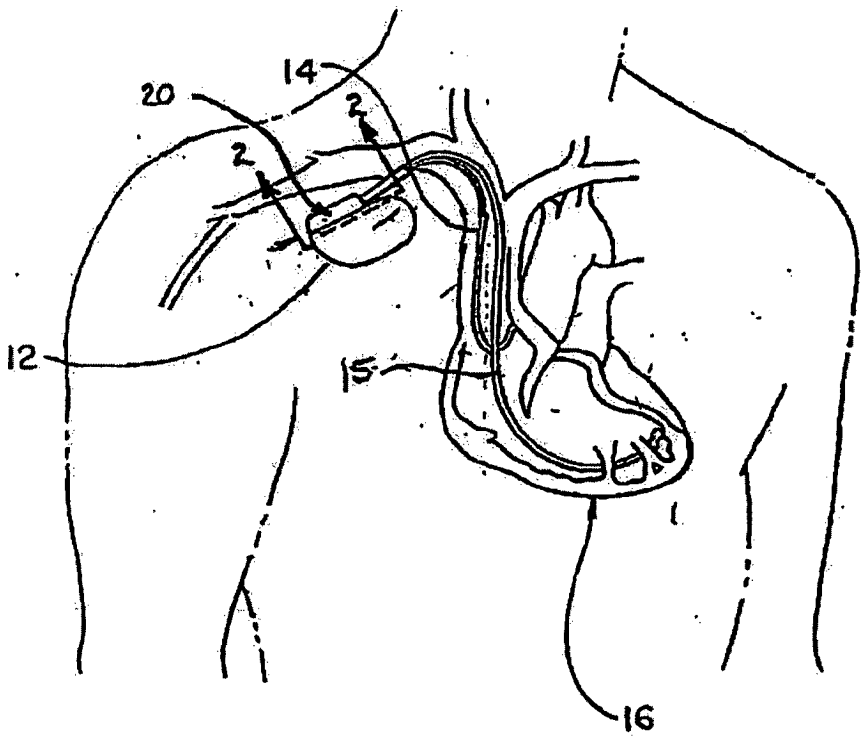
35. Verfahren nach Anspruch 28, wobei der Schritt a) das Speichern von Datensignalen in der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**), die die Betriebsparameter der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**) angeben, umfasst.

36. Verfahren nach Anspruch 28, wobei der Schritt c) das Übertragen der Datensignale von der implantierbaren medizinischen Leitung (**14**, **15**) an eine Programmiereinrichtung umfasst und wobei der Schritt d) das Konfigurieren der IMD (**12**, **300**) über die Programmiereinrichtung umfasst.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig. 1



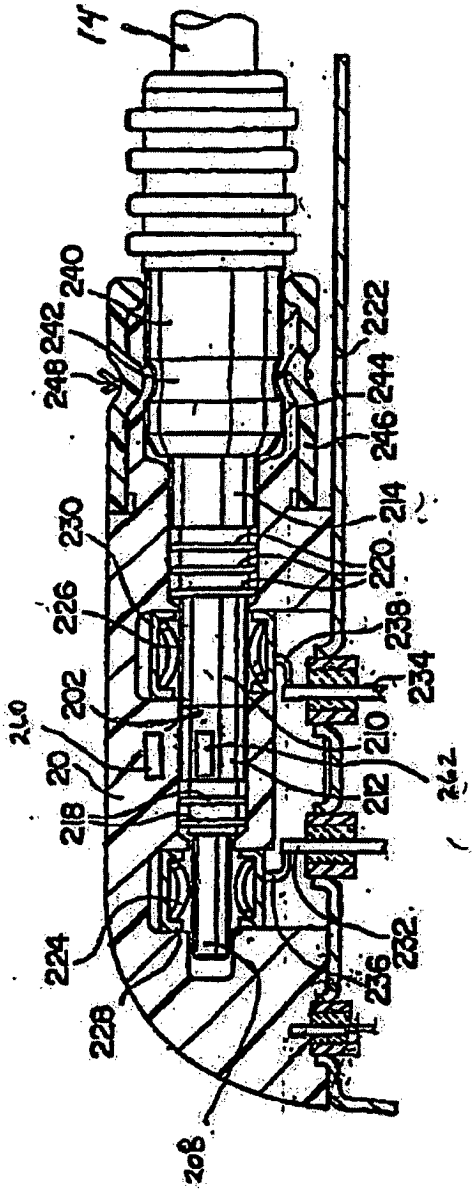

14
240
242
248
222
244
246
214
230
220
226
238
234
202
210
20
212
242
218
224
232
236
228
208

FIG. 2

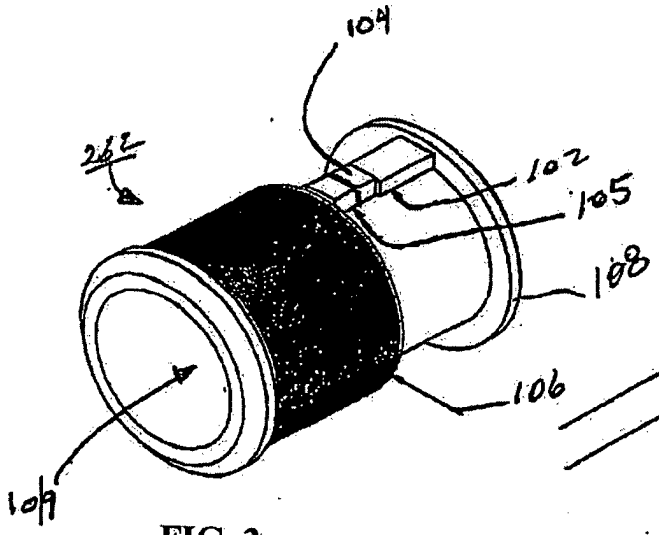


FIG. 3

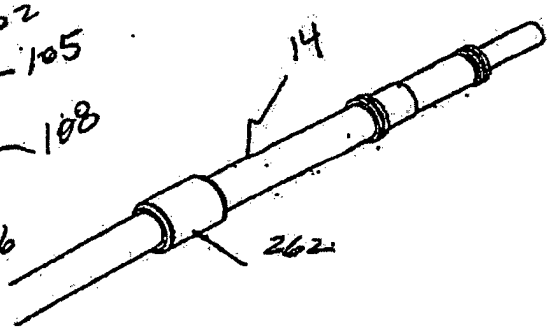


FIG. 4

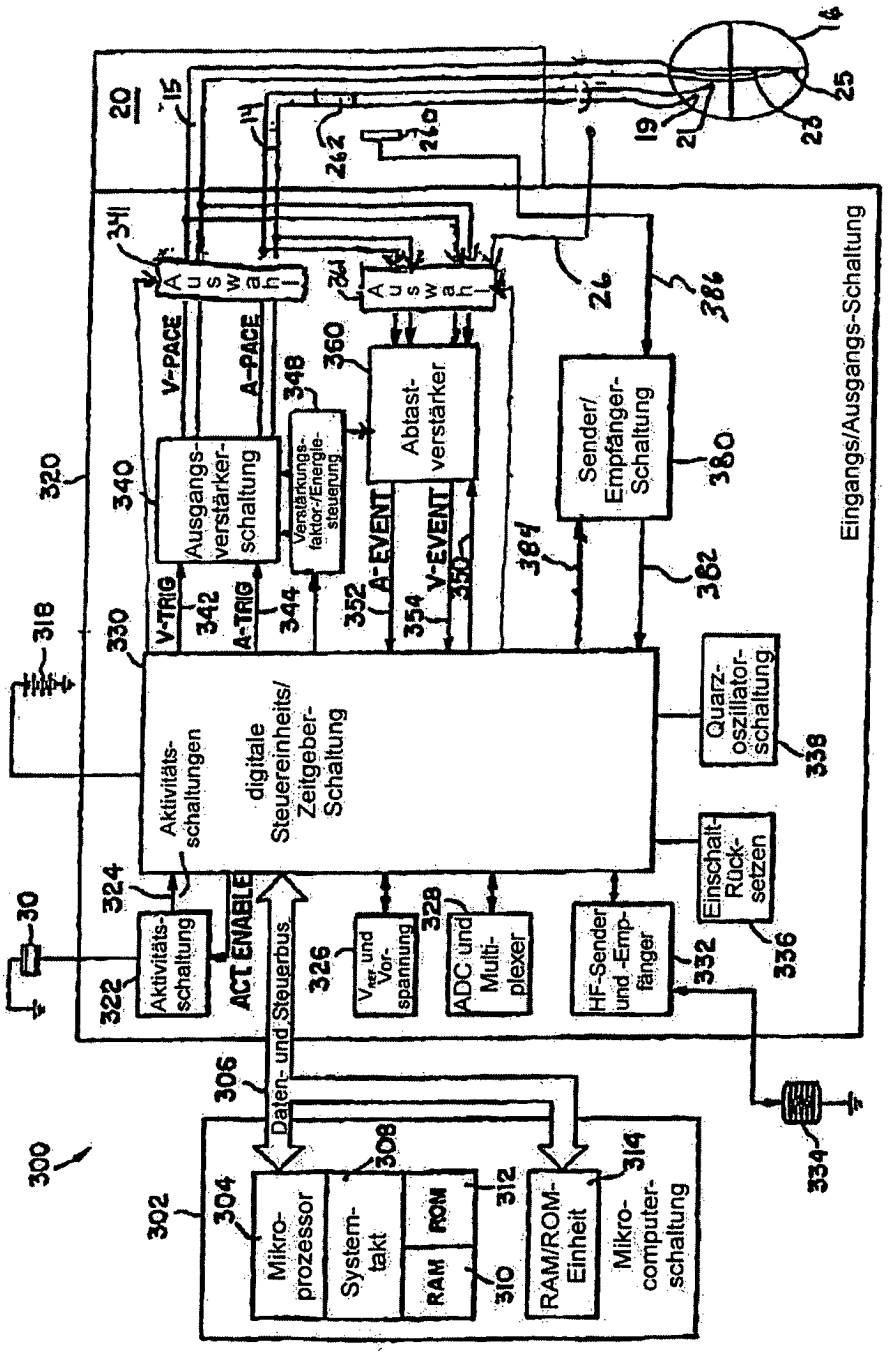

20
Eingangs/Ausgangs-Schaltung
digitale Steuereinheits/ Zeitgeber-Schaltung
Aktivitäts-schaltungen
Ausgangs-verstärker-schaltung
Verstärkungs-faktor-/Energie-steuerung
Abtast-verstärker
Sender/ Empfänger-Schaltung
Quarz-oszillator-schaltung
Einschalt-Rück-setzen
HF-Sender und -Empfänger
ADC und Multi-plexer
Vref und Vor-spannung
Aktivitäts-schaltung
ACT ENABLE
Daten- und Steuerbus
Mikro-prozessor
System-takt
ROM
RAM
RAM/ROM-Einheit
Mikro-computer-schaltung
V-PACE
A-PACE
V-TRIG
A-TRIG
A-EVENT
V-EVENT
Auswahl
Auswahl
300
302
304
306
308
310
312
314
318
320
322
324
326
328
330
332
334
336
338
340
341
342
344
348
350
352
354
360
362
380
384
386

Fig. 5

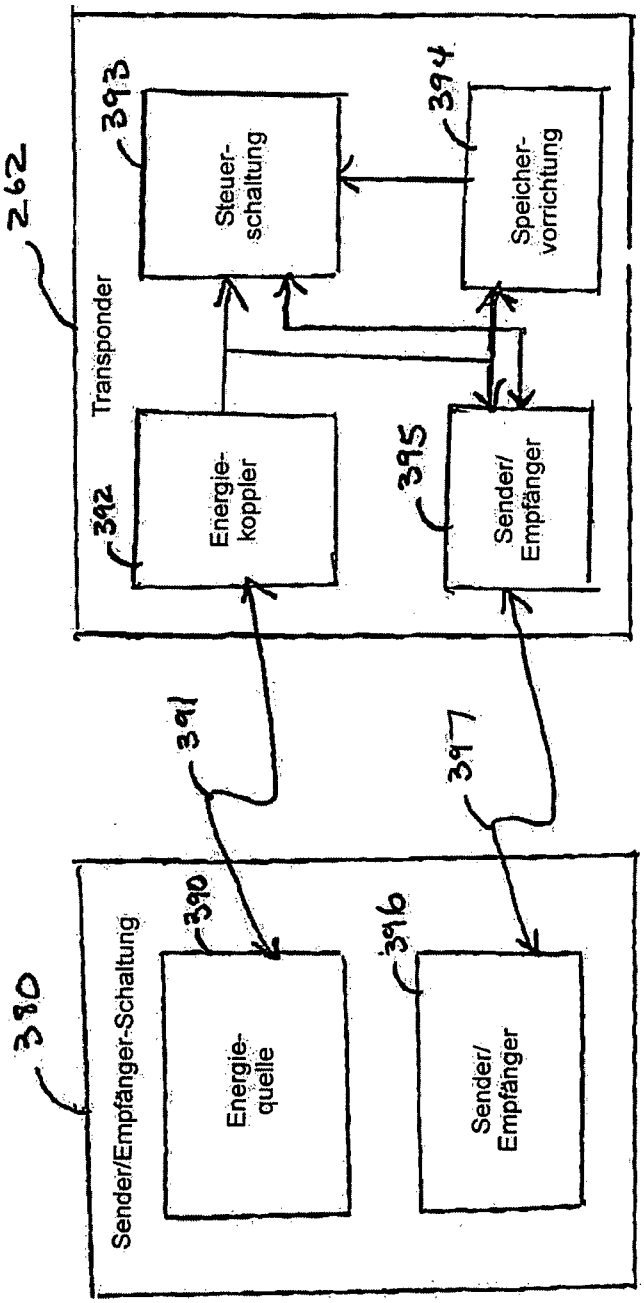

262
Transponder
393
Steuer-schaltung
394
Speicher-vorrichtung
392
Energie-koppler
395
Sender/ Empfänger
391
397
390
Sender/Empfänger-Schaltung
390
Energie-quelle
396
Sender/ Empfänger

Fig. 6

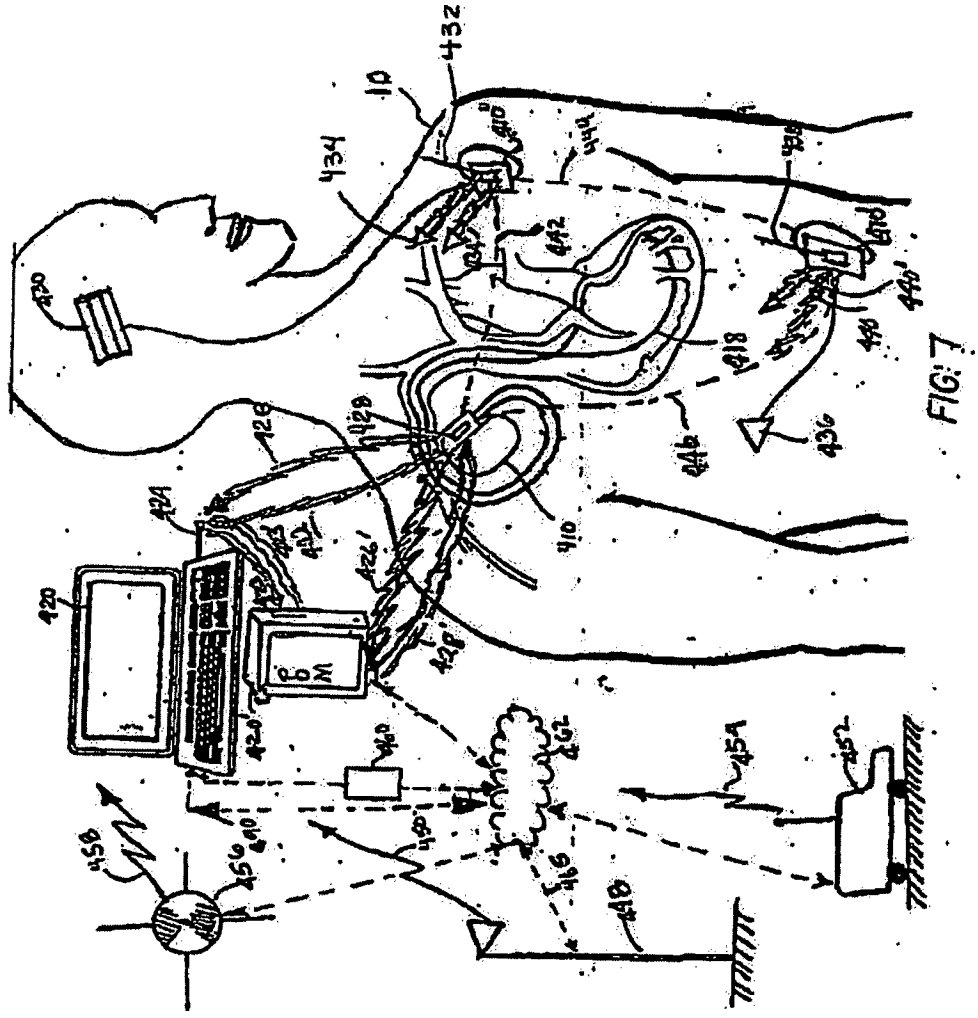


FIG: 7

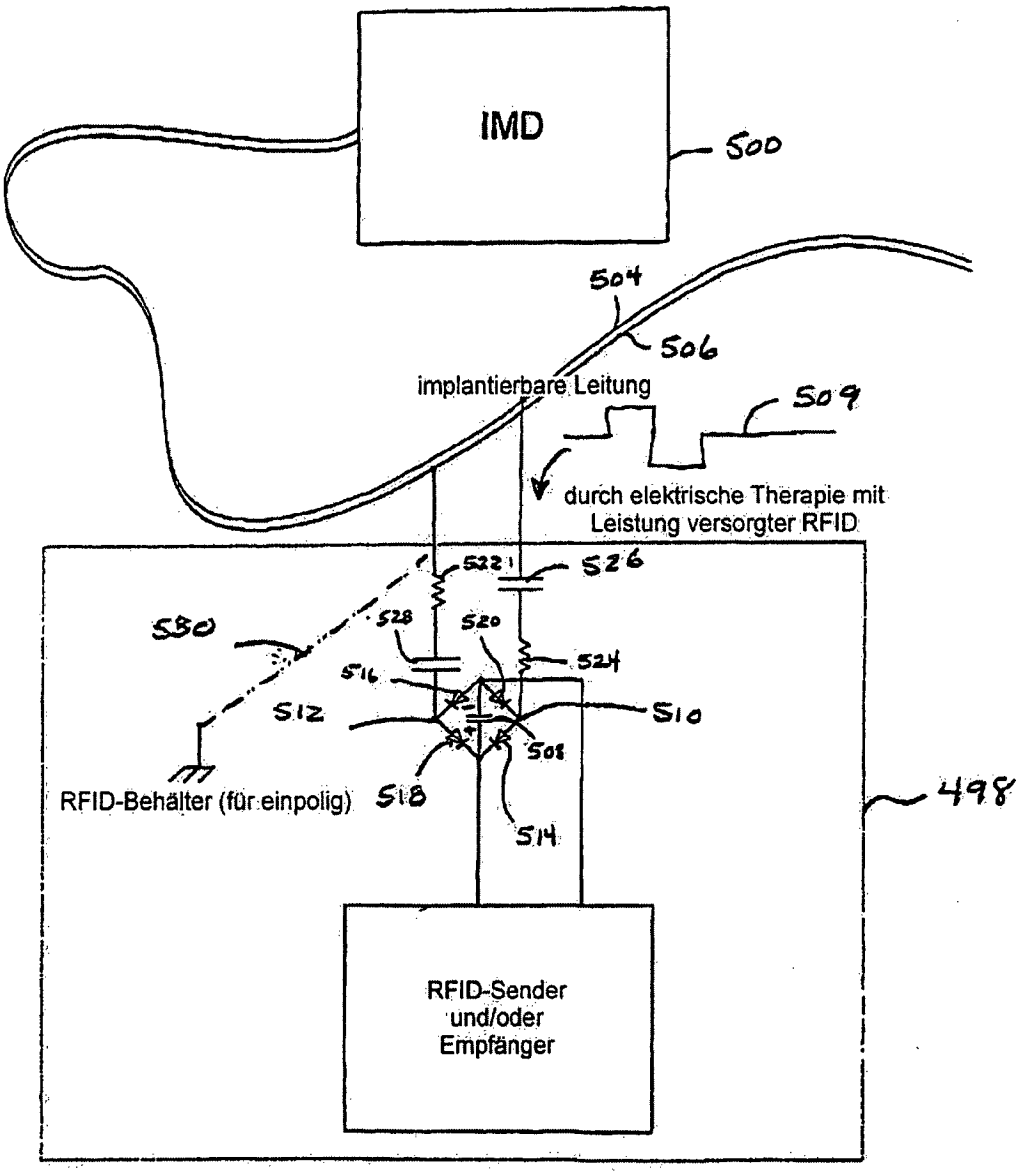

IMD
500
504
506
implantierbare Leitung
509
durch elektrische Therapie mit Leistung versorgter RFID
522
526
530
528
520
524
516
512
510
508
518
514
RFID-Behälter (für einpolig)
498
RFID-Sender und/oder Empfänger

Fig. 8