



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 61 143 A1** 2005.03.24

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 61 143.6**

(22) Anmeldetag: **16.12.2003**

(43) Offenlegungstag: **24.03.2005**

(51) Int Cl.7: **A61N 1/368**

G01R 27/08, A61B 5/05, A61N 1/362

(66) Innere Priorität:

103 40 894.0 01.09.2003

(71) Anmelder:

Biotronik GmbH & Co. KG, 12359 Berlin, DE

(74) Vertreter:

Eisenführ, Speiser & Partner, 10178 Berlin

(72) Erfinder:

**Czygan, Gerald, Dr.-Ing., 91054 Buckenhof, DE;
Lippert, Michael, Dr., 91522 Ansbach, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht zu
ziehende Druckschriften:

US2001/00 12 953 A1

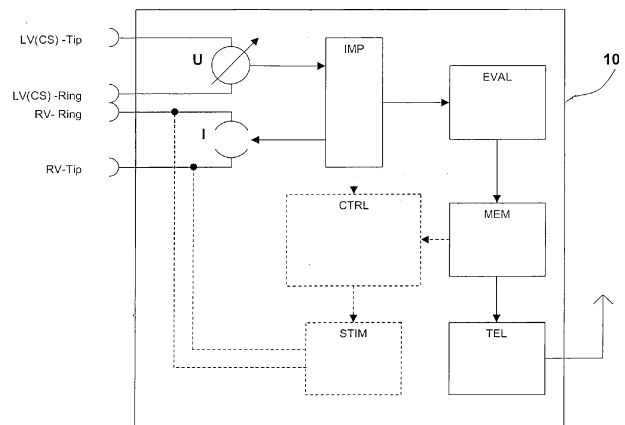
US 51 54 171 A

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

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

(54) Bezeichnung: **Intrakardiale Impedanzmessenordnung**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Implantat mit Elektrodenleitungsanschlüssen zum Anschluss intrakardialer und/oder epikardialer Elektrodenleitungen, wobei die Elektrodenleitungsanschlüsse zusammen wenigstens drei elektrische Kontakte aufweisen, von denen wenigstens einer einer rechtsventrikulären Elektrode und ein anderer einer linksventrikulären Elektrode zugeordnet ist, mit einer Impedanzbestimmungseinheit (MIP), die eine Strom- oder Spannungsquelle (I) und eine Messeinrichtung (U) für eine entsprechende Spannungs- bzw. Strommessung aufweist, die derart mit den elektrischen Kontakten und gegebenenfalls einer Gehäuseelektrode des Implantats verbunden sind, dass sich eine tri- oder quadropolare Impedanzmessenordnung ergibt, die ausschließlich ventrikuläre Elektroden und darüber hinaus gegebenenfalls die Gehäuseelektrode umfasst, wobei die Impedanzmessenordnung Impedanzmesswerte liefert und mit einer Auswerteeinheit (EVAL) verbunden ist und die Auswerteeinheit (EVAL) ausgebildet ist, ein Minimum der Impedanzmesswerte innerhalb eines ersten (relativ zu einem ventrikulären Ereignis definierten) Zeitfensters als enddiastolische Impedanz (EDZ) und ein Maximum der Impedanzmesswerte innerhalb eines zweiten Zeitfensters als endsystolische Impedanz (ESZ) zu ermitteln.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Implantat mit Elektrodenleitungsanschlüssen zum Anschluss intrakardialer und/oder epikardialer Elektrodenleitungen, wobei die Elektrodenleitungsanschlüsse zusammen wenigstens drei elektrische Kontakte aufweisen, von denen wenigstens einer einer rechtsventrikulären Elektrode und ein anderer einer linksventrikulären Elektrode zugeordnet ist. Das Implantat weist eine Impedanzmesseinheit auf, die eine Strom- oder Spannungsquelle und eine Messeinrichtung für eine entsprechende Spannungs- bzw. Strommessung aufweist, die derart mit den elektrischen Kontakten und gegebenenfalls einer Gehäuseelektrode des Implantats verbunden sind, dass sich eine tri- oder quadrupolare Impedanzmessenanordnung ergibt.

Stand der Technik

[0002] Derartige Implantate sind als Herzschrittmacher beispielsweise aus der WO 00/78391 oder der US 2001/0012953 grundsätzlich bekannt.

Aufgabenstellung

[0003] Dennoch besteht nach wie vor ein Bedürfnis nach einem Implantat, welches eine verbesserte Erfassung und Nutzung von Impedanzwerten ermöglicht.

[0004] Erfindungsgemäß wird dies mit einem Implantat der Eingangs genannten Art erreicht, bei dem die Impedanzmessenanordnung ausschließlich ventrikuläre Elektroden und darüber hinaus gegebenenfalls die Gehäuseelektrode umfassen, wobei die Impedanzmessenanordnung Impedanzmesswerte liefert und mit einer Auswerteeinheit verbunden ist und die Auswerteeinheit ausgebildet ist, ein Minimum der Impedanzmesswerte innerhalb eines ersten (relativ zu einem ventrikulären Ereignis definierten) Zeitfensters als enddiastolische Impedanz (EDZ) und ein Maximum der Impedanzmesswerte innerhalb eines zweiten Zeitfensters als endsystolische Impedanz (ESZ) zu ermitteln.

[0005] Ein derartiges Implantat erlaubt es in vorteilhafter Weise, mittels Impedanzmessung hämodynamische Größen wie beispielsweise das Schlagvolumen zu ermitteln.

[0006] Hämodynamische Größen werden augenblicklich mit Hilfe von Echokardiographie, über Thoraximpedanzkardiographie, mit Hilfe von Thermodilutionskathetern oder mit invasiven Druckmessungen während elektrophysiologischer Untersuchungen ermittelt. Diese Verfahren verlangen einen hohen klinischen Aufwand. Zu Forschungszwecken werden gelegentlich Schrittmacher implantiert, die ventrikuläre Druckmessungen mit Hilfe eines Sensors durchfüh-

ren, der in eine Stimulationselektrodenleitung integriert ist. Dies bedeutet, dass spezielle Elektrodenleitungen für ein derartiges Gerät erforderlich sind.

[0007] Hämodynamische Größen des Blutkreislaufs insbesondere das Schlagvolumen (SV), das enddiastolische Volumen (EDV), das endsystolische Volumen (ESV) oder die Kontraktilität des Herzens sowie die Abmessungen des Ventrikels liefern wichtige Informationen über den Zustand des kardiovaskulären Systems. Die Elektrotherapie des Herzens mit Hilfe von Implantaten kann durch einen Sensor, der hämodynamische und geometrische Größen erfasst, verbessert werden.

[0008] Kontinuierliches Überwachen von Patienten kann erzielt werden, indem hämodynamische oder geometrische Daten zum Zwecke des Homemonitorings telemetrisch übermittelt werden. Insbesondere für Patienten, die an einem Herzversagen leiden, ist die Beobachtung des hämodynamischen Zustands wesentlich, insbesondere die Beobachtung des Fortschreitens (oder der Besserung) der Erkrankung oder die Überwachung des Patientenzustands im Rahmen einer Resynchronisations- oder einer Medikamententherapie.

[0009] Erfindungsgemäß umfasst die intrakardiale Impedanzmessvorrichtung ein elektrotherapeutisches Implantat, beispielsweise einen implantierbaren Schrittmacher oder Kardioverter/Defibrillator, der eine Messeinrichtung zum Bestimmen einer intrakardialen Impedanz oder eines intrakardialen Impedanzverlaufs (Impedanzsignals) aufweist. Die Elektroden des Implantats sind vorzugsweise in drei oder vier Kammern des Herzens angeordnet, so dass die Anordnung auch für die Mehrkammerstimulation und/oder Defibrillation geeignet ist. Zumindest eine bipolare Elektrode sollte geeignet sein im rechten Ventrikel (RV) angeordnet zu werden und eine zweite bipolare Elektrode in der Nähe des linken Ventrikels (LV), und zwar entweder durch Anordnung in einer vom Koronarsinus abzweigenden Lateralvene oder am Epikard. Die linksventrikuläre Elektrode ist somit eine Koronarsinus-Elektrode oder eine epikardiale Elektrode.

[0010] Das erste und das zweite Zeitfenster sind vorzugsweise kürzer als ein jeweiliges Herzzyklus-Intervall und relativ zu einem ventrikulären Ereignis in einem Herzzyklus orientiert. Zwei gleichermaßen vorteilhafte Varianten sind hierbei bevorzugt: In einer ersten Variante beginnt ein erstes Zeitfenster zu einem ersten Anfangszeitpunkt (X1) vor dem jeweiligen ventrikulären Ereignis und endet zu einem ersten Endzeitpunkt (X2) nach diesem ventrikulären Ereignis, während ein zweites Zeitintervall zu einem zweiten Anfangszeitpunkt (Y1) nach jenem ventrikulären Ereignis beginnt und zu einem zweiten Endzeitpunkt (Y2) nach dem ventrikulären Ereignis endet. In

einer alternativen Variante kann der erste Anfangszeitpunkt (X1) auch nach dem jeweiligen ventrikulären Ereignis liegen. Als Bezugszeitpunkt für den zweiten Anfangszeitpunkt (Y1) und den zweiten Endzeitpunkt (Y2) kann auch ein nachfolgendes ventrikuläres Ereignis gewählt werden.

[0011] Die Auswerteeinheit ist vorzugsweise ausgebildet, aus einer Differenz der enddiastolischen Impedanz (EDZ) und der endsystolischen Impedanz (ESZ) eine ein Schlagvolumen repräsentierende Schlagimpedanz (SZ) zu ermitteln.

[0012] Alternativ oder zusätzlich ist die Auswerteeinheit ausgebildet, aus der Schlagimpedanz (SZ) und der enddiastolischen Impedanz (EDZ) eine einen Auswurfanteil ($EF = \text{Ejektionsfraktion}$) repräsentierende EF-Größe zu ermitteln. Anstelle der enddiastolischen Impedanz EDZ und der endsystolischen Impedanz ESZ können auch deren Kehrwerte ausgewertet werden, nämlich die enddiastolische Leitfähigkeit EDC ($EDC = 1/EDZ$) und die endsystolische Leitfähigkeit ESC ($ESC = 1/ESZ$). Der Auswurfanteil $EF = SV/EDV$ ist dann annähernd proportional zu $(EDC-ESC)/EDC$.

[0013] Ebenso ist eine Ausführungsvariante vorteilhaft realisierbar, bei der die Auswerteeinheit ausgebildet ist, ein sich aus einem zeitlichen Verlauf der Impedanzmesswerte ergebendes Impedanzsignal zu bestimmen und aus der ersten oder zweiten Ableitung des Impedanzsignals eine eine Kontraktilität eines Herzens repräsentierende Kontraktilitätsgröße zu ermitteln.

[0014] Die zuletzt genannten drei hämodynamischen Größen sind für den Arzt besonders interessant. Grundsätzlich ist jede Art von Implantat vorteilhaft, mit dem sich interessante hämodynamische Größen mittels Impedanzmessung ermitteln lassen.

[0015] Das Implantat weist vorzugsweise einen Speicher für einen oder mehrere der Werte für die Schlagimpedanz, die EF-Größe oder die Kontraktilität auf. In diesem Zusammenhang ist die Auswerteeinheit vorzugsweise ausgebildet, die Werte für die Schlagimpedanz, die enddiastolische Impedanz (EDZ), die EF-Größe und/oder die Kontraktilität zu regelmäßig wiederkehrenden Speicherzeitpunkten zu speichern.

[0016] Besonders interessant ist es, wenn die Auswerteeinheit ausgebildet ist, für einen Zeitraum zwischen zwei aufeinander folgenden Speicherzeitpunkten Mittelwerte für die Schlagimpedanz, die enddiastolische Impedanz (EDZ), die EF-Größe und/oder die Kontraktilität zu bilden und einen oder mehrere dieser Mittelwerte zu speichern.

[0017] Darüber hinaus ist die Auswerteeinheit vor-

zugsweise dazu ausgebildet, aus der zeitlichen Entwicklung der Schlagimpedanz, der enddiastolischen Impedanz (EDZ), der EF-Größe oder der Kontraktilität einen jeweiligen Trendwert für einen oder mehrere dieser Größen zu ermitteln. Auch diese Trendwerte werden vorzugsweise zu einem jeweiligen Speicherzeitpunkt durch die Auswerteeinheit in dem Speicher gespeichert.

[0018] Außerdem weist das Implantat vorzugsweise eine Telemetrieinheit auf, die wenigstens einen Telemetriesender umfasst und mit dem Speicher verbunden sowie ausgestaltet ist, auf eine Abfrage hin oder zu regelmäßigen Sendezeitpunkten Werte für Schlagimpedanz, enddiastolische Impedanz (EDZ), EF-Größe, Kontraktilität oder einen oder mehrere Mittel- oder Trendwerte an ein externes Gerät zu senden.

[0019] Im Übrigen weist das Implantat vorzugsweise alle bekannte und vorteilhaften Merkmale eines Herzschrittmachers, Cardioverters und/oder Defibrillators auf. Zu diesen Merkmalen zählt insbesondere wenigstens eine ventrikuläre oder eine atriale Stimulationseinheit sowie eine Steuereinheit, mit der sich Stimulationsgrößen wie beispielsweise die Stimulationsimpulsstärke, eine Stimulationsfrequenz oder ähnlichen einstellen lassen. Ein derartiges Implantat ist vorzugsweise als ratenvariabler Herzschrittmacher ausgebildet, der einen Sensor für den physiologischen Bedarf eines Patienten aufweist, mit dessen Hilfe die Stimulationsrate an den physiologischen Bedarf eines Patienten durch das Implantat automatisch anzupassen ist.

[0020] Weitere bevorzugte Ausführungsvarianten ergeben sich beispielsweise aus der nachfolgenden Beschreibung bevorzugter Ausführungsbeispiele.

[0021] In einer bevorzugten Ausführungsform weist das Implantat eine Auswerteeinheit auf, die zum Bestimmen der Änderungen des linksventrikulären Durchmessers ausgebildet ist. Optional kann die Auswerteeinheit auch ausgebildet sein, hämodynamische Größen anderer Herzkammern via Impedanzmessung zu ermitteln. Ein wichtiger Vorteil der Erfindung ist es, dass die intrakardiale Impedanzmessanordnung für die Impedanzmessung lediglich übliche Stimulations- oder Defibrillationselektrodenleitungen benötigt.

[0022] Es hat sich herausgestellt, dass eine quadrupolare Impedanzmessanordnung mit zwei Elektroden im rechten Ventrikel zur Stromeinspeisung und zwei weiteren Elektroden im Koronarsinus, die dem linken Ventrikel zugeordnet sind, für die Messung einer aus dem eingespeisten Strom resultierenden Spannung besonders vorteilhaft und störunanfällig ist. Dementsprechend ist ein Implantat besonders bevorzugt, welches eine quadrupolare Impedanz-

messanordnung aufweist, die für den Anschluss an zwei rechtsventrikuläre Elektroden zur Stromeinspeisung und zwei linksventrikuläre, in einer vom Koronarsinus abzweigenden Lateralvene angeordnete Elektroden zur Messung der aus dem eingespeisten Strom resultierenden Spannung ausgebildet ist

Ausführungsbeispiel

[0023] Die Erfindung soll nun anhand von Ausführungsbeispielen mit Hilfe der beigefügten Figuren näher erläutert werden. Von den Figuren zeigt:

[0024] **Fig. 1a** und **1b**: zwei schematische Darstellungen zwei sehr ähnlicher bevorzugter Ausführungsvarianten eines Implantats;

[0025] **Fig. 2a** und **2b**: zwei bevorzugte Messkonfigurationen für die Bestimmung des linken Ventrikels

[0026] **Fig. 3**: eine alternative Impedanzmesskonfiguration für den linken Ventrikel

[0027] **Fig. 4**: eine weitere Alternative einer Impedanzmessanordnung für den linken Ventrikel

[0028] **Fig. 5**: ein intrakardiales Elektrokardiogramm, eine Darstellung des Ventrikelvolumens sowie eine Darstellung der daraus resultierenden Impedanz in zeitlicher Zuordnung zueinander;

[0029] **Fig. 6**: ein Beispiel für ein gemessenes Impedanzsignal.

[0030] Die **Fig. 1a** und **1b** zeigen in schematischer Darstellung ein Implantat **10** bzw. **10'** mit einer Impedanzmessanordnung, die eine Stromquelle **1** und eine Spannungsmesseinheit **U** sowie Impedanzbestimmungseinheit **IMP** aufweist.

[0031] Die Spannungsmesseinheit **U** ist bei der Ausführungsvariante in **Fig. 1a** mit einer in einer vom Koronarsinus abzweigenden Lateralvene angeordneten, linksventrikulären Spitzenelektrode sowie einer ebenfalls in einer vom Koronarsinus abzweigenden Lateralvene angeordneten, linksventrikulären Ringelektrode verbunden. Die Stromeinspeisungseinheit **I** ist mit einer rechtsventrikuläre Tip- und mit einer rechtsventrikulären Ringelektroden – oder genauer gesagt mit Kontakten für den Anschluss dieser Elektroden – verbunden.

[0032] In der Ausführungsvariante gemäß **Fig. 1b** ist die Spannungsmesseinheit **U** auf einerseits wie bei **Fig. 1a** mit linksventrikulären Tip-Elektrode und abweichend von **Fig. 1a** andererseits mit dem Implantatsgehäuse als vierter Elektrode verbunden.

[0033] Die Impedanzbestimmungseinheit **IMP** ist für die Impedanzbestimmung sowohl mit der Stromein-

speisungseinheit **I** als auch mit der Spannungsmesseinheit **U** verbunden. Der jeweils ermittelte Impedanzwert wird seitens der Impedanzbestimmungseinheit **IMP** an eine Auswerteeinheit **EVAL** weitergegeben. Die Auswerteeinheit **EVAL** bestimmt auf die nachfolgend beschriebene Art und Weise aus den von der Impedanzbestimmungseinheit **IMP** ermittelten Werten eine enddiastolische Impedanz **EDZ** und eine endsystolische Impedanz **ESZ**.

[0034] Außerdem leitet die Auswerteeinheit **EVAL** aus diesen Werten eine Schlagimpedanz **SZ** als Differenz aus endsystolischer Impedanz und enddiastolischer Impedanz ($SZ = ESZ - EDZ$) ab. Dies geschieht in Verbindung mit einem Plausibilitätscheck, währenddessen geprüft wird, ob die enddiastolische Impedanz (**EDZ**) kleiner ist als die endsystolische Impedanz (**ESZ**).

[0035] Weitere von der Auswerteeinheit **EVAL** ermittelte Werte sind für jeden Herzzyklus einen Auswurfanteil (Ejection Fraction = **EF**), der aus der Schlagimpedanz und der enddiastolischen Impedanz ($EF \sim SZ \cdot EDZ$, da $EF = SV/EDV$ und $SV \sim SZ$ sowie $EDV \sim 1/EDZ$) oder der enddiastolischen Leitfähigkeit (**EDC**) und der endsystolischen Leitfähigkeit (**ESC**) zu bilden ist, sowie eine eine Kontraktilität eines Herzens repräsentierende Kontraktilitätsgröße. All diese Werte werden von der Auswerteeinheit **EVAL** in einem Speicher **MEM** gespeichert, und zwar vorzugsweise zu regelmäßig wiederkehrenden Speicherzeitpunkten.

[0036] Die Auswerteeinheit **EVAL** ist weiterhin dazu ausgebildet, Mittelwerte für die Schlagimpedanz, die **EF**-Größe oder die Kontraktilität für einen jeweiligen zwischen zwei Speicherzeitpunkten liegenden Zeitraum zu bilden und diese Mittelwerte ebenfalls in dem Speicher zu speichern.

[0037] Weiterhin ist die Auswerteeinheit **EVAL** ausgebildet, Trends für die von der Auswerteeinheit **EVAL** ermittelten Größen zu bestimmen und entsprechende Trendwerte in dem Speicher **MEM** zu speichern.

[0038] Der Speicher **MEM** ist ausgangsseitig mit einer Telemetrieinheit **TEL** verbunden, die so ausgebildet ist, dass die in dem Speicher jeweils gespeicherten Werte zu einem regelmäßig wiederkehrenden Sendezeitpunkt von der Telemetrieinheit mittels einer der Telemetrieinheit zugeordneten Sendeeinheit derart ausgesandt werden, dass die entsprechenden Werte von einem externen Gerät empfangen und beispielsweise an ein Servicecenter, einen Arzt oder dergleichen weitergeleitet werden können.

[0039] Gestrichelt eingezeichnet sind Beispiele für übliche Bestandteile eines derartigen Implantates nämlich eine Steuereinheit **CTRL**, die mit der Impe-

danzbestimmungseinheit IMP verbunden ist und eine Stimulationseinheit SDIM steuert. Im dargestellten Beispiel ist die Stimulationseinheit SDIM eine rechtsventrikuläre Stimulationseinheit und somit mit dem Anschluss für die rechtsventrikuläre Ring- und die rechtsventrikuläre Tipelektrode verbunden.

[0040] Zur Impedanzmessung injiziert die Impedanzmesseinheit einen unterschweligen Strom zwischen zwei Elektroden der an das Implantat angeschlossenen Elektrodenleitungen und/oder das Implantatsgehäuse. Der Strom hat die Form biphasischer Impulse mit konstanter Amplitude. Der durch den Strom hervorgerufene Spannungsabfall (die Spannung) wird über ein anderes Elektrodenpaar der zur Verfügung stehenden Elektroden gemessen. Die gemessene Spannung ist proportional zur Impedanz des Gewebes, welches sich im Messbereich befindet. In einer alternativen Ausführungsvariante können die strominjizierenden Elektroden und die Elektroden zur Spannungsmessung dieselben Elektroden sein.

[0041] Die gemessene Spannung wird zunächst verstärkt und mittels einer programmierbaren Filteranordnung gefiltert, bevor sie analog/digital gewandelt wird. Der programmierbare Filter kann ein Tiefpassfilter sein, ein Hochpassfilter oder ein Bandpassfilter. In dem nachfolgend beschriebenen Ausführungsbeispiel ist der Filter ein Tiefpassfilter. Die Messelektrodenanordnung ist wie zuvor erläutert vorzugsweise quadrupolar, um insbesondere Durchmesseränderungen des Ventrikels mittels Impedanzmessung zu erfassen. Dementsprechend wird der Strom über zwei Elektroden injiziert und die Spannung über zwei andere, von den strominjizierenden Elektroden verschiedene Elektroden gemessen.

[0042] Von den verschiedenen möglichen Konfigurationen sind zwei Konfigurationen für die Messung im linken Ventrikel besonders bevorzugt:

1. Der Strom für die Impedanzmessung wird zwischen einer rechtsventrikulären Spitzelektrode und einer rechtsventrikulären Ringelektrode eingespeist. Die daraus resultierende Spannung wird zwischen einer linksventrikulären Tipelektrode und einer linksventrikulären Ringelektrode gemessen. Die linksventrikulären Elektroden können sich dabei in einer vom Koronarsinus abzweigenden Lateralvene befinden oder epikardial angeordnet sein. (**Fig. 2a**)
2. Alternativ ist eine Stromeinspeisung ebenfalls über die rechtsventrikuläre Spitzelektrode und die rechtsventrikuläre Ringelektrode vorgesehen, jedoch die Spannungsmessung zwischen einer linksventrikulären Spitzelektrode und dem Implantatsgehäuse. (**Fig. 2b**)

[0043] Das Impedanzsignal, das mit diesen Konfigurationen gemessen wird, hängt kubisch vom Ab-

stand zwischen den beiden Elektrodenleitungen ab. Für ein Dipolfeld in einem homogenen Medium gilt: $1/Z \approx d^3$, wobei Z die Impedanz ist und d der Abstand zwischen den Elektrodenleitungen. Dementsprechend ist der Kehrwert der Impedanz ein indirektes Maß für das linksventrikuläre Volumen, weil das linksventrikuläre Volumen annähernd proportional zur dritten Potenz des linksventrikulären Durchmessers ist. Dem liegt die Annahmezgrunde, dass der Abstand a der beiden einen Elektroden eines stromeinspeisenden Dipols zueinander sehr viel kleiner ist, als der Abstand d der spannungsmessenden Elektrode(n) von dem stromeinspeisenden Dipol.

[0044] Zwei alternative Elektrodenkonfigurationen umfassen:

3. Eine Stromeinspeisung zwischen rechtsventrikulärer Ringelektrode und linksventrikulärer Ringelektrode und eine Spannungsmessung zwischen rechtsventrikulärer Spitzelektrode und linksventrikulärer Spitzelektrode (**Fig. 3**); oder
4. Stromeinspeisung zwischen rechtsventrikulärer Ringelektrode und Implantatsgehäuse sowie Spannungsmessung zwischen rechtsventrikulärer Spitzelektrode und linksventrikulärer Spitzelektrode (**Fig. 4**).

[0045] Bei diesen Anordnungen entspricht der Kehrwert der Impedanz dem Abstand zwischen den Elektrodenleitungen, falls – wie in den Konfigurationen **3** und **4** vorgesehen – a sehr viel kleiner ist als d .

[0046] Die zuvor genannten Konfigurationen **2** (**Fig. 2b**) und **4** (**Fig. 4**) bieten sich dann an, wenn nur eine unipolare linksventrikuläre Elektrodenleitung zur Verfügung steht.

[0047] Die Auswertung des Impedanzsignals erfolgt durch die Auswerteeinheit im Implantat, die mit der Messeinheit verbunden ist. Die Auswerteeinheit ist ausgebildet, aus dem gemessenen Impedanzsignal Parameter abzuleiten, insbesondere den zeitlichen Verlauf der Impedanz $Z f(t)$ der vom enddiastolischen und endsystolischen Durchmesser des Ventrikels abhängt und damit vom enddiastolischen Volumen (EDV), vom endsystolischen Volumen (ESV) und vom Schlagvolumen (SV) der entsprechenden Kammer. Die Auswertung gilt Relativwerten dieser Größen und nicht deren Absolutwerten.

[0048] Der der Bestimmung des relativen Volumens zu Grunde liegende, allgemeine Gedanke fußt auf den Unterschieden in den Abständen zwischen rechtsventrikulärer und linksventrikulärer Elektrodenleitungen während eines Kontraktionszykluses. Der Ventrikel dehnt sich während der Diastole aus und erreicht seine maximalen Durchmesser am Ende dieser Phase. Dementsprechend ist die Impedanz am Ende der Diastole minimal, weil die Distanz zwischen den beiden Elektrodenleitungen maximal ist. Die

enddiastolische Impedanz wird im folgenden auch mit EDZ bezeichnet. Auf der anderen Seite ist die Impedanz am Ende der Systole maximal, weil der Abstand zwischen den Elektrodenleitungen wegen der Kontraktion des Ventrikels minimal ist. Die dementsprechende endsystolische Impedanz wird im folgenden auch als ESZ bezeichnet. Als Schlagimpedanz SZ wird die Differenz zwischen endsystolischer Impedanz und enddiastolischer Impedanz bezeichnet: $SZ = ESZ - EDZ$. Die Schlagimpedanz SZ ist proportional zum Schlagvolumen SV des Ventrikels. Außerdem tragen die verschiedenen Leitfähigkeiten des Blutes und des umgebenden Myokards zur Änderung des Impedanzsignals bei. Die Leitfähigkeit des Blutes ist etwa um den Faktor 1,5 bis 2 höher als die Leitfähigkeit des Myokards. Die Blutmenge im Messbereich ist während der enddiastolischen Phase maximal und während der endsystolischen Phase minimal. Dieser Effekt trägt zu den Impedanzänderungen bei, die durch den alternierenden ventrikulären Durchmesser verursacht sind.

[0049] In Fig. 5 ist der ideale Verlauf des Impedanzsignals dargestellt. In der Praxis wird das Signal vom idealen Verlauf abweichen, weil es durch andere Einflüsse gestört wird. Ein Verfahren zur Verarbeitung realer Impedanzsignale zum Extrahieren der relevanten Parameter ist Teil der Erfindung.

[0050] Das Verfahren umfasst die folgenden Auswertungsschritte:

1. Die Messung wird durch ein eindeutiges Signal ausgelöst, welches den Beginn eines Herzzyklus charakterisiert. Ein Herzzyklus beginnt mit einer ventrikulären Kontraktion, d.h. mit einem ventrikulären Event in einem intrakardialen EKG und endet mit dem nächstfolgenden Ereignis. Das auslösende Signal kann entweder direkt aus dem ventrikulären intrakardialen Elektrokardiogramm abgeleitet werden oder alternativ oder zusätzlich durch den Markerkanal des Implantats gewonnen werden. Als ventrikuläres Ereignis oder ventrikulärer Event wird hierbei ein elektrisches Signal verstanden, das mit einer ventrikulären Kontraktion einhergeht oder diese auslöst. Dies kann ein Stimulationsimpuls des Schrittmachers sein oder ein intrinsisches, natürliches Ereignis. Ein solches intrinsisches oder natürliches Ereignis ist bekanntermaßen durch den QRS-Komplex in einem intrakardialen Elektrokardiogramm gegeben.
2. Die Impedanzsignale von n aufeinanderfolgenden Herzzyklen werden ermittelt, um Rauschen und Atmungsartefakte (durch die Respiration bedingte Signalanteile) zu eliminieren.
3. Die enddiastolische Impedanz wird als die minimale Impedanz Z des gemittelten Impedanzsignals innerhalb eines vorgegebenen Zeitfensters bestimmt, welches x_1 ms (ms = Millisekunden) vor dem ventrikulären Ereignis startet und x_2 ms nach dem ventrikulären Ereignis endet. x_1 kann dabei

negativ sein, so dass das Zeitfenster auch nach dem ventrikulären Ereignis starten kann. Die endsystolische Impedanz wird als der Maximalwert der Impedanz Z des gemittelten Impedanzsignals während eines zweiten Zeitfensters zwischen y_1 ms und y_2 ms nach einem ventrikulären Ereignis bestimmt. y_1 und y_2 können negative Werte haben, d.h. dass das Zeitfenster auch relativ zum nächstfolgenden ventrikulären Ereignis bestimmt sein kann.

4. Die Schlagimpedanz SZ wird aus der enddiastolischen Impedanz EDZ und der endsystolischen Impedanz ESZ berechnet. Das Vorzeichen der Schlagimpedanz SZ wird einer Plausibilitätsprüfung unterzogen, d.h. die enddiastolische Impedanz muss kleiner sein als die endsystolische Impedanz. Wenn dies nicht der Fall ist, beispielsweise aufgrund umgekehrter Messpolarität, wird das Vorzeichen berichtigt.

[0051] In Fig. 6 ist ein Beispiel für ein gemessenes Impedanzsignal dargestellt. Auf der Zeitskala entsprechen 0 ms hier dem Punkt 50 ms vor der R-Zacke des rechtsventrikulären intrakardialen Elektrokardiogramms im Falle eines Stimulus. Das erste Maximum tritt nicht am Ende der Systole auf, sondern ist durch andere Einflüsse bedingt. Es sollte daher nicht innerhalb des systolischen Zeitfensters liegen.

[0052] In Fig. 6 sind zwei Beispiele eingezeichnet. Die durchgezogene Linie entspricht dabei dem Ruhezustand eines Patienten und die gestrichelte Linie dem Zustand bei körperlicher Anstrengung. Die körperliche Anstrengung führt zu einem vergrößerten Schlagvolumen und somit zu einer bis auf 12 Ω vergrößerten endsystolischen Impedanz.

[0053] Alternativ zum vorstehenden Verfahren kann das Impedanzsignal auch durch Berechnen der ersten und zweiten Ableitungen ausgewertet werden. Die Maximalwerte (möglicherweise innerhalb eines vorgegebenen Zeitfensters) der Ableitung des Kehrwertes der Impedanz korreliert mit der Kontraktilität des Ventrikels.

[0054] Zur Bestimmung von belastungsinduzierten Änderungen wird die Signalauswertung im Rahmen einer Langzeitüberwachung separat für den Ruhezustand und den Belastungszustand des Patienten durchgeführt. Auf diese Weise können Langzeitänderungen des Schlagvolumens und des enddiastolischen Volumens oder der Kontraktilität im Ruhezustand und zusätzlich Änderungen der Belastbarkeit ermittelt werden. Ruhezustand und Belastungszustand werden mit Hilfe eines Akzelerometers unterschieden, welcher in einer bevorzugten Ausführungsvariante in das Implantat integriert ist. Das Akzelerometer erzeugt ein der Beschleunigung des Akzelerometers entsprechendes Beschleunigungssignal. Wenn das Beschleunigungssignal als Ausgangssig-

nal des Akzelerometers einen vorgegebenen Schwellwert für eine vorgegebene Zeitspanne überschreitet, wird dies als Belastungszustand gewertet. Wenn die Amplitude des Beschleunigungssignals für eine vorgegebene Zeitspanne unterhalb des Schwellwertes verbleibt, wird dies als Ruhezustand des Patienten gewertet.

[0055] Weitere Auswertungen des Signals betreffen Änderungen des enddiastolischen Volumens, des Schlagvolumens, des Ejektionsanteils EF (Ejection fraction) als Quotient aus Schlagvolumen und enddiastolischem Volumen: $EF = SV/EDV$, oder der Kontraktilität können überwacht werden um den hämodynamischen Zustand eines Patienten zu ermitteln, die Wirkung einer Resynchronisationstherapie oder Medikamentenbehandlung zu beobachten oder bestimmte Betriebsparametereinstellungen eines Implantats zu ermitteln und zu optimieren. Zusätzlich kann der linksventrikuläre Durchmesser beobachtet werden, um beispielsweise Änderungen der Ventrikelabmessungen bei Patienten mit dilatierter oder hypertropher Kardiomyopathie zu ermitteln.

[0056] Es sind verschiedene Wege vorgesehen, um den Arzt mit den relevanten Informationen zu versorgen:

1. Homemonitoring:

[0057] Zusammengefasste Impedanzparameter werden mittels einer Homemonitoring-Longstrecken-Telemetrie an ein Servicecenter übermittelt, wo die Daten gespeichert und Trends berechnet werden. Die zusammengefassten Impedanzparameter können beispielsweise Mittelwerte über jeweils 24 h darstellen. Die Datenübertragung kann beispielsweise auf täglicher Basis erfolgen. In dem Servicecenter werden die diagnostischen Daten mit anderen Daten aus dem Implantat kombiniert, zum Beispiel mit der Entwicklung der Herzrate, den Zählerständen verschiedener (Ereignis-) Zähler usw. Die Trends können als Kardio-Reports via Fax oder Internet an einen verantwortlichen Arzt übermittelt und von diesem inspiziert werden. Außerdem können Alarme ausgelöst werden, wenn ein unerwartetes Verhalten der hämodynamischen Werte detektiert wird.

2. Trendaufzeichnungen

[0058] Die aus dem Impedanzsignal extrahierten Parameter werden in dem Implantat als Langzeit-trends gespeichert. Diese Trends können beispielsweise anlässlich einer nächstfolgenden Nachsorgeuntersuchung abgefragt und angezeigt werden. Für die abzuspeichernden Trendwerte werden die Impedanzparameter gemittelt, beispielsweise über 24 h, so dass Langzeitänderungen der Hämodynamik zu beobachten sind. Diese Änderungen können beispielsweise aufgrund der Remodellierung in Folge ei-

ner Resynchronisationstherapie auftreten.

3. Online-Signalübertragung

[0059] Die Rohdaten des Impedanzsignals und die extrahierten Parameter werden von einem Implantat zu einem externen Gerät, beispielsweise einem Programmiergerät oder einem anderen Datenaufzeichnungsgerät via Telemetrie online übermittelt. Die Daten werden in Echtzeit angezeigt und von dem externen Gerät gespeichert. Der Arzt kann die hämodynamischen Änderungen in Folge bestimmter Interventionen, wie beispielsweise verschiedener Betriebsparametereinstellungen für einen Herzschrittmacher oder Kardioverter/Defibrillator mittels des externen Gerätes beobachten.

[0060] Die Auswertung des Impedanzsignals kann außerdem die folgenden Schritte umfassen:

1. Parameteroptimierung

[0061] Verschiedene Betriebsparameter des Implantats können durch Bestimmen des hämodynamischen Zustands optimiert werden. Beispiele hierfür sind die AV-Verzögerungszeit, die VV-Verzögerungszeit oder der Stimulationsmodus eines beispielsweise biventrikulären Schrittmachers. Diese Parameteroptimierung kann interaktiv durch einen Arzt während einer Nachsorgeuntersuchung erfolgen oder automatisch durch das Implantat. Ein Beispiel für eine kontinuierliche, automatische Parameteroptimierung ist die Ratenadaption auf Basis des Schlagvolumens oder der Schlagimpedanz.

2. Tachykardiedetektion oder -diskriminierung

[0062] Im Falle eines implantierbaren Kardioverters/Defibrillators ist die hämodynamische Information wesentlich, um eine ventrikuläre Fibrillation zu bestätigen oder eine ventrikuläre Tachykardie zu detektieren. Es ist insbesondere wichtig, hämodynamisch stabile und hämodynamisch instabile ventrikuläre Tachykardien voneinander zu unterscheiden (zu diskriminieren) um eine unnötige Schockabgabe zu vermeiden. Zu diesem Zweck wird eine Tachykardieepisode zusätzlich durch einen hämodynamischen Sensor ermittelt.

Patentansprüche

1. Implantant mit Elektrodenleitungsanschlüssen zum Anschluss intrakardialer und/oder epikardialer Elektrodenleitungen, wobei die Elektrodenleitungsanschlüsse zusammen wenigstens drei elektrische Kontakte aufweisen, von denen wenigstens einer einer rechtsventrikulären Elektrode und ein anderer einer linksventrikulären Elektrode zugeordnet ist, mit einer Impedanzbestimmungseinheit (IMP), die eine Strom- oder Spannungsquelle (I) und eine Messein-

richtung (U) für eine entsprechende Spannungs- bzw. Strommessung aufweist, die derart mit den elektrischen Kontakten und gegebenenfalls einer Gehäuseseelektrode des Implantats verbunden sind, dass sich eine tri- oder quadrupolare Impedanzmessanordnung ergibt, die ausschließlich ventrikuläre Elektroden und darüber hinaus gegebenenfalls die Gehäuseseelektrode umfasst, wobei die Impedanzmessanordnung Impedanzmesswerte liefert und mit einer Auswerteeinheit (EVAL) verbunden ist und die Auswerteeinheit (EVAL) ausgebildet ist, ein Minimum der Impedanzmesswerte innerhalb eines ersten (relativ zu einem ventrikulären Ereignis definierten) Zeitfensters als enddiastolische Impedanz (EDZ) und ein Maximum der Impedanzmesswerte innerhalb eines zweiten Zeitfensters als endsystolische Impedanz (ESZ) zu ermitteln oder eine enddiastolische Leitfähigkeit (EDC) als Kehrwert der enddiastolischen Impedanz (EDZ) und eine endsystolische Leitfähigkeit (ESC) als Kehrwert der endsystolischen Impedanz (ESZ) zu bilden.

2. Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das erste und das zweite Zeitfenster kürzer als ein jeweiliges Herzzyklusintervall und relativ zu einem ventrikulären Ereignis in einem Herzzyklus orientiert sind.

3. Implantat nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass das erste Zeitfenster zu einem ersten Anfangszeitpunkt (x1) vor dem jeweiligen ventrikulären Ereignis beginnt und zu einem ersten Endzeitpunkt (x2) nach diesem ventrikulären Ereignis endet, während das zweite Zeitintervall zu einem zweiten Anfangszeitpunkt (y1) nach jenem ventrikulären Ereignis beginnt und zu einem zweiten Endzeitpunkt (y2) nach dem ventrikulären Ereignis endet.

4. Implantat nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass das ein erster Anfangszeitpunkt (x1) und ein erster Endzeitpunkt (x2) eines ersten Zeitfenster wie auch ein zweiter Anfangszeitpunkt (y1) und ein zweiter Endzeitpunkt (y2) eines zweiten Zeitintervall vor dem ventrikulären Ereignis als Bezugszeitpunkt liegen.

5. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswerteeinheit (EVAL) ausgebildet ist, aus einer Differenz der enddiastolischen Impedanz (EDZ) und der endsystolischen Impedanz (ESZ) eine ein Schlagvolumen repräsentierende Schlagimpedanz (SZ) zu ermitteln.

6. Implantat nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswerteeinheit ausgebildet ist, aus der Schlagimpedanz (SZ) und der enddiastolischen Impedanz (EDZ) eine einen Auswurfanteil (EF) repräsentierende EF-Größe zu ermitteln.

7. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 4,

dadurch gekennzeichnet, dass die Auswerteeinheit zusätzlich ausgebildet ist, ein sich aus einem zeitlichen Verlauf der Impedanzmesswerte ergebendes Impedanzsignal zu bestimmen und aus der ersten oder zweiten Ableitung des Impedanzsignals eine eine Kontraktilität eines Herzens repräsentierende Kontraktilitätsgröße zu ermitteln.

8. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 7, gekennzeichnet durch einen Speicher (MEM) für Werte für die Schlagimpedanz und/oder die EF-Größe und/oder die Kontraktilität und/oder weitere der Impedanz- und Leitfähigkeitswerte aus den vorangehenden Ansprüchen.

9. Implantat nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswerteeinheit (EVAL) ausgebildet ist, Werte für die Schlagimpedanz und/oder die EF-Größe und/oder die Kontraktilität zu regelmäßig wiederkehrenden Speicherzeitpunkten zu speichern.

10. Implantat nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswerteeinheit (EVAL) ausgebildet ist, für einen Zeitraum zwischen zwei aufeinanderfolgenden Speicherzeitpunkten Mittelwerte für die Schlagimpedanz und/oder die EF-Größe und/oder die Kontraktilität zu bilden und den oder die Mittelwerte zu speichern.

11. Implantat nach einem der Ansprüche 5 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswerteeinheit ausgebildet ist, aus der zeitlichen Entwicklung der Schlagimpedanz und/oder der EF-Größe und/oder der Kontraktilität einen Trendwert für die Schlagimpedanz und/oder die EF-Größe und/oder die Kontraktilität zu ermitteln.

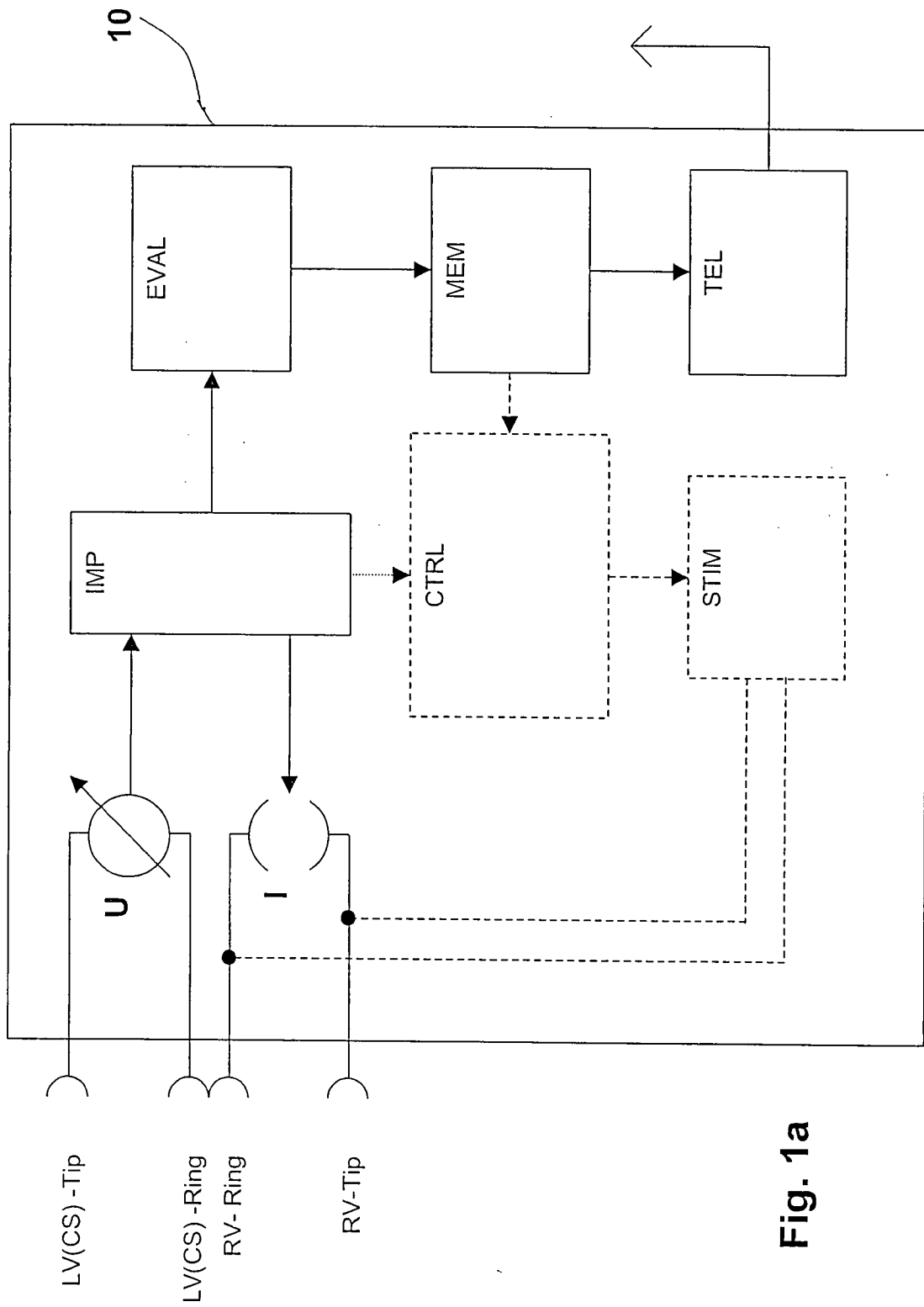
12. Implantat nach Anspruch 10 und Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Auswerteeinheit (EVAL) ausgebildet ist, den oder die Trendwerte zu einem jeweiligen Speicherzeitpunkt in dem Speicher zu speichern.

13. Implantat nach Anspruch 8, gekennzeichnet durch eine Telemetrieinheit (TEL), die wenigstens einen Telemetriesender umfasst und mit dem Speicher verbunden sowie ausgebildet ist, auf eine Abfrage hin oder zu regelmäßigen Sendezeitpunkten Werte für Schlagimpedanz und/oder die EF-Größe und/oder die Kontraktilität und/oder einen oder mehrere Mittel- oder Trendwerte an ein externes Gerät zu senden.

14. Implantat nach einem der Ansprüche 1 und 12, gekennzeichnet durch wenigstens eine Steuer-(CTRL) und eine Stimulationseinheit (STIM), mit der Stimulations-, Kardioversions- und/oder Defibrillationsimpulse zu erzeugen und an wenigstens einen der Elektrodenleitungsanschlüsse abzugeben sind.

15. Implantat nach einem der Ansprüche 1 und 13, gekennzeichnet durch eine quadripolare Impedanzmessanordnung, die für den Anschluss an zwei rechtsventrikuläre Elektroden zur Stromeinspeisung und zwei linksventrikuläre, im Koronarsinus angeordnete Elektroden zur Messung der aus dem eingespeisten Strom resultierenden Spannung ausgebildet ist.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen



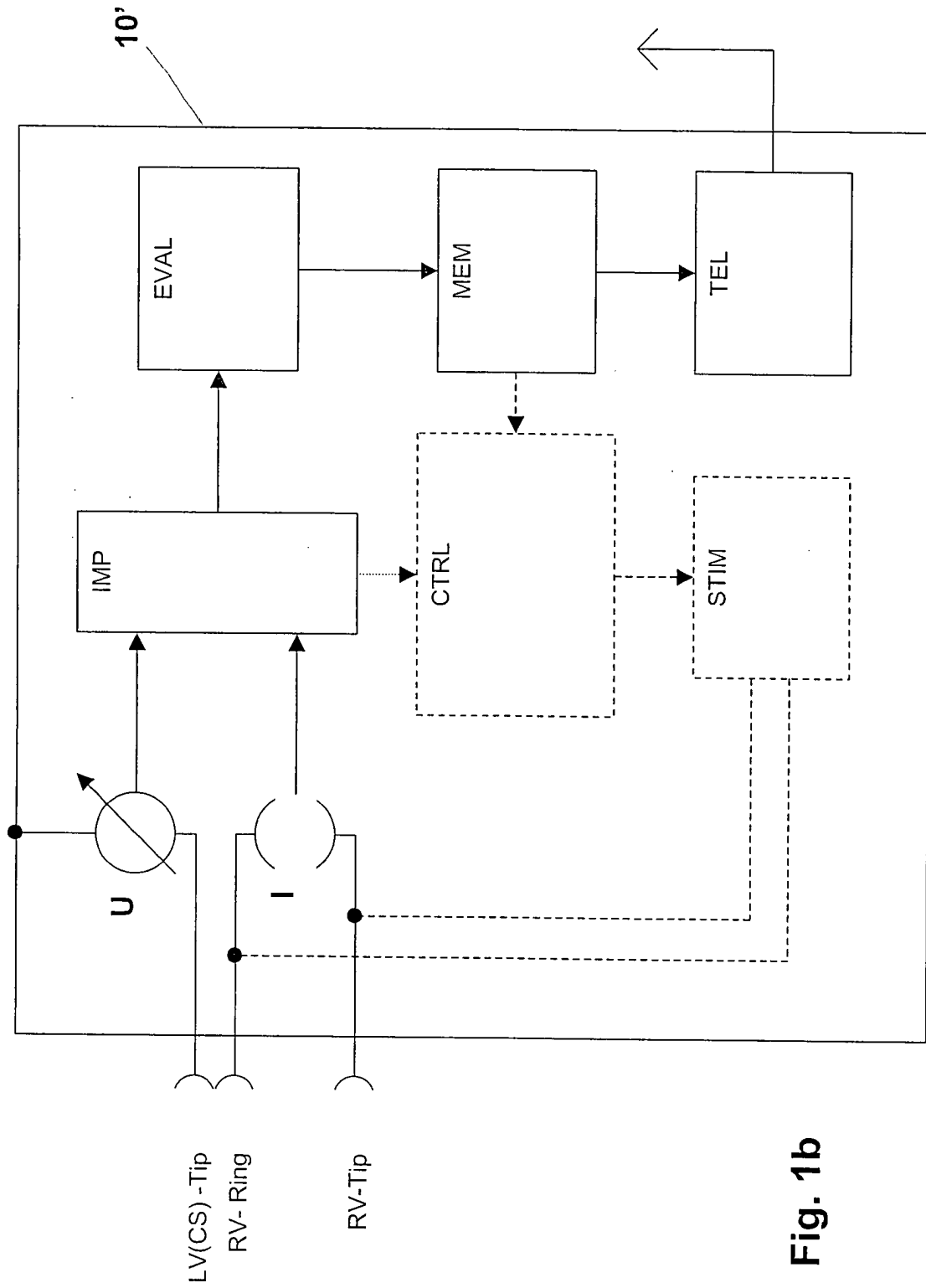


Fig. 1b

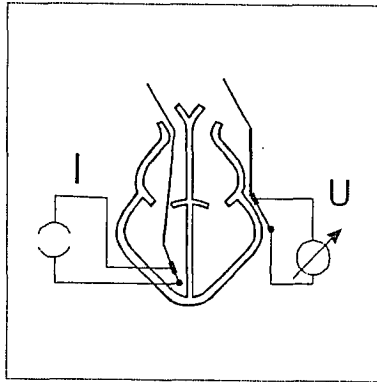


Fig. 2a

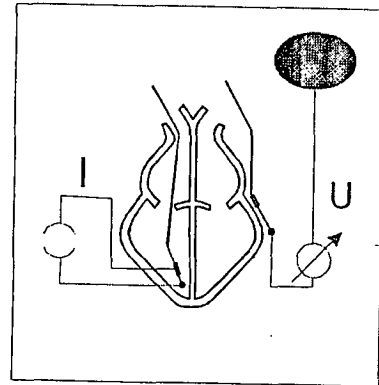


Fig. 2b

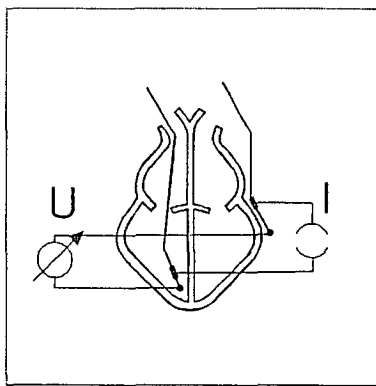


Fig. 3

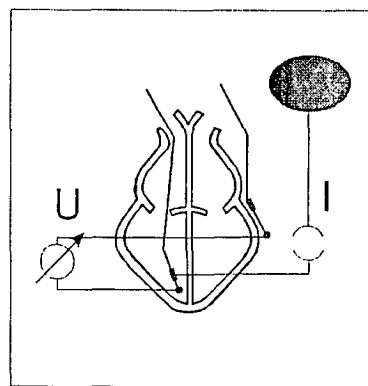


Fig. 4

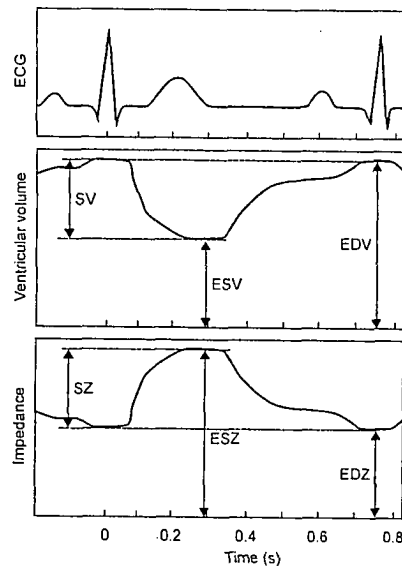


Fig. 5

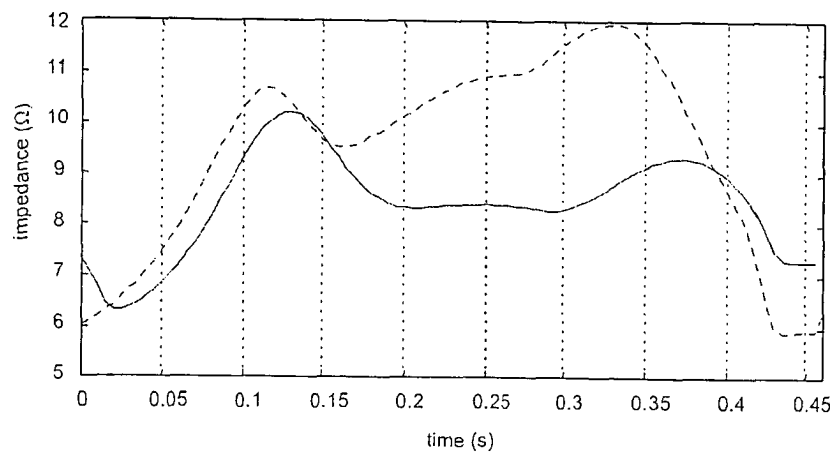


Fig. 6