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

(10) **DE 696 27 300 T2** 2004.04.29

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 796 130 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **696 27 300.4**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US96/14724**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **96 930 870.9**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 97/011747**
(86) PCT-Anmeldetag: **13.09.1996**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **03.04.1997**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **24.09.1997**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **09.04.2003**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **29.04.2004**

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

(30) Unionspriorität:
536597 **29.09.1995** **US**

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

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

(74) Vertreter:
Hössle & Kudlek, 80469 München

(72) Erfinder:
HESS, F., Michael, Minneapolis, US; MARKOWITZ, Toby, H., Roseville, US

(54) Bezeichnung: **HERZSCHRITTMACHER ZUR BESTIMMUNG EINER TACHYARRHYTHMIE AUF DER BASIS EINER BLOCKIERTEN 2:1 DETEKTION**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Diese Erfindung betrifft im allgemeinen implantierbare Impulsgeneratoren, die verwendet werden, um eine Stimulation zum Stimulieren bzw. Schrittmachen des Herzens eines Patienten auszuführen, und insbesondere solche, die eine atrielle Tachykardie detektieren und entweder in einen Antitachy-Stimulationsmodus oder in einen anderen Modus umschalten (als Modusumschalten bezeichnet), nachdem Hinweise auf eine atrielle Tachykardie oder atrielle Tachyarrhythmien entdeckt wurden.

[0002] Ansprechend bzw. in Reaktion auf diese Hinweise kann ein Schrittmacher in einer Anzahl verschiedener Arten arbeiten, und es ist nicht der Zweck dieser Erfindung, diese Ansprechweisen detailliert anzugeben. Vielmehr ist diese Erfindung dafür vorgesehen, falsche Ansprechweisen zu verhindern oder zu verringern, und sie lehrt weiterhin, wie das Verpassen wahrer Bestimmungen von Tachyarrhythmien unter Umständen, unter denen möglicherweise eine 2 : 1-Erfassung auftritt, vermieden werden kann.

[0003] Ein Verfahren zum Ansprechen auf Hinweise auf eine Tachykardie ignoriert im allgemeinen die hohen natürlichen atriellen Raten und schaltet zu einer ventrikulären Stimulation um, wie in US-A-5 144 949 (Olson) beschrieben ist. Dies ist ein Typ eines Modusumschaltens. Andere Systeme verwenden alternative Operationen im Antitachy-Modus, wie jene, die in US-A-4 587 970 (Holley u. a.) beschrieben sind, wobei eine Umkehrstimulation verwendet wird, um zu versuchen, die Tachykardie zu unterbrechen und auszusetzen. Ein recht detaillierter Hintergrund zur Schrittmachertechnologie zum Modusumschalten kann US-A-4 562 841 (Brockway u. a.) entnommen werden.

[0004] Das Modusumschalten hatte verschiedene Definitionen und Zwecke auf dem Fachgebiet der Schrittmacher oder der Stimulations- und Impulsgeneratoren. Beispiele, abgesehen von jenen, die vorstehend erwähnt wurden, schließen US-A-5 284 491 (Sutton u. a.), US-A-4 856 523 (Sholder u. a.) und US-A-4 363 325 (Roline u. a.) ein. Diese verwenden eine Sensorrate oder eine langfristige oder sich ändernde atrielle Rate zum Bestimmen, wann für die bestimmten Probleme, auf die sich diese Patente richten, ein Modusumschalten ausgeführt werden soll. Dies sind im allgemeinen Erfindungen, die auf Probleme ansprechen, die wegen oder während einer ratenadaptiven Stimulation auftreten. Das Modusumschalten kann am besten als der Vorgang beschrieben werden, bei dem der Schrittmacher in einen Modus übergeht, der die atrielle Rate nicht verfolgt (also den Ventrikel nicht synchron mit der atriellen Rate stimuliert). Eine andere Art, dies auszudrücken besteht darin, daß in einem Modus-geschalteten Zustand die ventrikuläre Stimulation nicht mit der natürlichen atriellen Aktivität synchronisiert ist.

[0005] Verfahren und Merkmale zum Modusumschalten sind in der am 19. November 1994 veröffentlichten Ausgabe des Magazins PAGE (Band 17; Teil II) in dem Artikel "A New Automode Switch Algorithm for Supraventricular Tachycardias" von Levine u. a. auf den Seiten 1895–9 beschrieben. (Weitere Artikel für Vorrichtungen mit automatischer Modusumschaltung wurden auch in der gleichen Ausgabe von PAGE auf den Seiten 1900 (Den Dulk), 1908 (Ovsyshcher) und 1913 (Provenier) veröffentlicht.)

[0006] Ratenadaptive Schrittmacher, die dem physiologischen Bedarf eines Patienten folgen, waren einige Zeit verfügbar. Ein neueres Beispiel ist in US-A-5 271 395 (Wahlstrand u. a.) dargestellt. In US-A-4 856 524 (Baker, Jr.) wird ein AV-Intervallzeitgeber statt eines Aktivitätssensors (wie in US-A-5 052 388 von Sivula u. a.) oder einer geringen Ventilation (wie in US-A-5 271 395 von Wahlstrand) zum Bestimmen der geeigneten Stimulationsrate verwendet.

[0007] Die Schrittmachertechnologie gibt es seit etwa 30 Jahren. Die Technologie zum Implantieren solcher hermetisch gedichteter elektrischer Impulsgeneratoren (gewöhnlich mit Batterien zur Leistungsversorgung), die auf die Stimulationsanforderungen eines Patienten ansprechen, sind in vielerlei Hinsichten wohlbekannt, und sie werden hier nicht eingehend beschrieben. Vielmehr sollte der Leser auf in dieser Anmeldung zitierte Beschreibungen, die auf dem Fachgebiet verfügbar sind, und auf andere leicht verfügbare Literatur Bezug nehmen.

[0008] Wenn der Schrittmacher dafür ausgelegt ist, nach Tachy-Bedingungen (also ein Modusumschalten) zu suchen und auf diese anzusprechen, bewirkt das Vorhandensein von Fernfeld-R-Zacken bzw. -Wellen (FFRWs) ein falsches positives Modusumschalten. (AFFRW ist als atrielles Erfassen ventrikulärer Depolarisationen definiert).

[0009] Ansprechend auf das Problem einer falschen positiven Tachy-Detektion hat der implantierbare Impulsgenerator (PG) häufig bevor, während und nachdem der falsche Indikator ein Modusumschalten bewirkt hat, bei der programmierten unteren Rate oder in der Nähe von dieser stimuliert. Gewöhnlich wurde dieses Ansprechen als Modusumschaltepisode bezeichnet. Diese Episodendauern waren im allgemeinen kurz (weniger als eine Minute), und sie enden, wenn die FFRW-Erfassung beendet wird. Die AP-VP-AR- und AP-AR-VS-Zeitsequenzen (wobei das AP-AR-Intervall in bezug auf die Größe des Intervalls AR-AP lang ist), die über mehrere Stimulationszyklen anhielten, wurden im allgemeinen als für die falsche positive Tachy-Detektion verantwortlich gehalten, und es wurde demgemäß angenommen, daß sie diese Modusumschaltepisoden bewirken. (Definitionen: AP = atrielle Stimulation, VP = ventrikuläre Stimulation, VS = ventrikuläre Erfassung und AR = atrielle Refraktärerfassung). Weil ein Schrittmacher diese Ereignisse durch eine intrakardiale elektrische Leitung (intrakardiale elektrische Leitungen) erfaßt, wird angenommen, daß diese Muster das Ergebnis einer Fernfeld-R-Zacken-Erfassung sein können. Testergebnisse unter Verwendung von Markerkanal-

informationen, die diese Merkmale aufweisen (wie in US-A-4 374 382, Markowitz u. a. erteilt, beschrieben ist), sind in ausgegebenen Streifendiagrammen verfügbar.

[0010] Das Dokument EP-A-0 718 009 stellt den Stand der Technik im Sinne von Artikel 54(3) EPÜ für die angegebenen EPÜ-Vertragsstaaten DE und FR dar. Im Dokument EP-A-0 718 009 ist ein Schrittmacher zur Herzstimulation mit Mitteln zum Bestimmen, ob ein langer PVAB die Erfassung jedes zweiten atriellen Herzschlags blockiert (als "blockierte 2 : 1-Erfassung" bezeichnet), offenbart, wobei die Mittel zum Bestimmen aufweisen: Mittel zum Bestimmen von Werten für A-A-Intervalle auf der Grundlage erfaßter atrieller Depolarisationssignale, Berechnungsmittel zum Bestimmen (a), ob eine blockierte 2 : 1-Erfassung eine Möglichkeit ist, durch Bestimmen, ob das A-A-Intervall kleiner als etwa das Zweifache der Summe von AV plus PVAB ist, oder zum Bestimmen (b), ob das A-A-Intervall kleiner als ein programmiertes Tachy-Intervall ist und, falls a oder b wahr ist, zum Erzeugen eines Signals für ein Mittel zum Einstellen von Schrittmacherparametern, so daß ein Suchzyklus eingeleitet wird, um zu bestimmen, ob während der möglichen blockierten 2 : 1-Erfassung tatsächlich eine Tachykardie auftritt.

[0011] Gemäß der vorliegenden Erfindung ist ein Schrittmacher zur Herzstimulation mit Mitteln zum Bestimmen, ob ein langer PVAB das Erfassen jedes zweiten atriellen Herzschlags blockiert (als "blockierte 2 : 1-Erfassung" bezeichnet) vorgesehen, wobei die Mittel zum Bestimmen aufweisen:

[0012] Mittel zum Bestimmen von Werten für A-A-Intervalle auf der Grundlage erfaßter atrieller Depolarisationssignale,

[0013] Berechnungsmittel zum Bestimmen (a), ob eine blockierte 2 : 1-Erfassung eine Möglichkeit ist, durch Bestimmen, ob das A-A-Intervall kleiner oder gleich dem Zweifachen der Summe von AV zuzüglich PVAB ist, und zum Bestimmen (b), ob die Hälfte des A-A-Intervalls kleiner ist als ein programmiertes Tachy-Intervall, und, falls a und b wahr sind, zum Erzeugen eines Signals für ein Mittel zum Einstellen von Schrittmacherparametern, so daß ein Suchzyklus eingeleitet wird, um zu bestimmen, ob während der möglichen blockierten 2 : 1-Erfassung tatsächlich eine Tachykardie auftritt.

[0014] Unsere Algorithmen verwenden vorzugsweise eine Zeitvariable, die zweckmäßigerweise als mittleres atrielles Intervall (oder MAI oder durchschnittliches atrielles Intervall AAI) bezeichnet werden kann und die darstellt, was die Schrittmachervorrichtung oder der "Schrittmacher" als das wahre atrielle Intervall ansieht. Unser AAI soll auch beim kürzesten A-A-Intervall konvergieren (wenn Lang-Kurz-Intervallmuster auftreten). Es ist wahrscheinlich, daß dieser AAI/MAI-Algorithmus beim kurzen AP-AR-Intervall (vorstehend beschrieben) konvergiert und auf diese Weise diese Sequenzen selbst bei Nichtvorhandensein einer tatsächlichen atriellen Tachykardie als eine atrielle Tachykardie identifiziert. Diese Algorithmen können auf jeden Schrittmacher angewendet werden, der eine falsche Detektion einer Tachykardie oder eines atriellen Flatterns aufweist, eine bevorzugte Ausführungsform besteht jedoch in ihrer Anwendung auf das MAI im Schrittmacher Thera™ von Medtronic.

[0015] Auch andere Einstellungen können am modernen Schrittmacher vorgenommen werden, welche in bezug auf hier angegebene alternative bevorzugte Ausführungsformen beschrieben werden.

[0016] Bevorzugte Ausführungsformen werden nun in näheren Einzelheiten nur beispielhaft mit Bezug auf die anliegende Zeichnung beschrieben.

[0017] **Fig.** 1 ist ein Markerkanaldiagramm, in dem ein Beispiel eines Zeitablaufszenarios angegeben ist, das eine falsche positive Tachy-Detektion und ein Modusumschalten bewirken kann.

[0018] **Fig.** 2 ist ein Blockdiagramm eines implantierbaren Impulsgenerators (IPGs oder "Schrittmachers") des zusammen mit dieser Erfindung verwendbaren Typs.

[0019] Die **Fig.** 3–5 sind Markerkanaldiagramme.

[0020] Die **Fig.** 6 und 7 sind kombinierte EKG- und Markerkanalgraphen.

[0021] Die **Fig.** 8 und 9 sind Flußdiagramme.

[0022] Es sind alternative Verfahren zum Verhindern einer falschen positiven atriellen Tachykardiedetektion (also einer Detektion einer nicht vorhandenen Tachykardie oder eines nicht vorhandenen Flatterns) verfügbar. Mindestens ein Verfahren erstreckt sich auf PVARP oder PVAB oder bewirkt auf andere Weise, daß der Schrittmacher das Erfassen von Fernfeld-R-Zacken (FFRWs) oder das Ansprechen auf diese vermeidet.

[0023] Jede korrigierende Tätigkeit zum Vermeiden einer falschen positiven Tachy-Detektion, die AS-Ereignisse ignoriert, riskiert, daß sie Hinweise auf wahre Tachyarrhythmien verpaßt. Diese Erfindung umfaßt daher Operationen zum Vermeiden auch dieser Schwierigkeit, hauptsächlich durch Erfassen und Verwenden möglicher FFRW-Ereignisse auf der Grundlage von Überprüfungskriterien, die vorzugsweise in Software im IPG implementiert sind. Der Algorithmus bestimmt zuerst, ob es möglich ist, daß ein 2 : 1-Erfassen auftritt und daß es im Bereich erwarteter atrieller Tachyarrhythmien liegt (also im "Tachy"-Bereich). Es wird eine Suchroutine auf der Grundlage der Verlängerung der PVARP verwendet. Falls ein atrielles Tachy-Ereignis gefunden wird, reagiert die Vorrichtung vorzugsweise durch eine Modusumschaltung. Falls ausreichende Zuverlässigkeitskriterien eingerichtet wurden, kann die Suche vorzugsweise abgebrochen oder abgeschwächt werden.

[0024] Zuerst folgt eine Beschreibung eines Schrittmachersystems.

[0025] **Fig.** 2 ist ein Blockschaltplan, der eine mögliche Form eines Schrittmachers **10** zeigt, der in der Lage ist, die vorliegende Erfindung auszuführen.

Wenngleich die vorliegende Erfindung in Zusammenhang mit einer Mikroprozessor-basierten Architektur beschrieben ist, ist zu verstehen, daß sie auch in einer anderen Technologie, wie einer digitalen logikbasierten, kundenspezifisch integrierten Schaltungsarchitektur (IC-Architektur), Analogschaltungen usw. implementiert werden könnte, falls dies erwünscht ist. Es sei auch bemerkt, daß die vorliegende Erfindung in Kardiovertern, Defibrillatoren und dergleichen verwirklicht werden kann.

[0026] Bevorzugte Ausführungsformen verwenden zwei Leitungen, nämlich **14** und **15**. Die Leitung **14** weist eine Elektrode **24** auf, die sich in der Nähe ihres distalen Endes befindet, das innerhalb des rechten Ventrikels **16** positioniert ist. Die Elektrode **24** ist durch einen Leiter **14** über einen Eingangskondensator **26** mit dem Knoten **28** und mit den Ein-/Ausgangsanschlüssen einer Ein-/Ausgabeschaltung **30** gekoppelt. Die Leitung **15** hat eine distale Elektrode, die innerhalb des rechten Atriums **17** positioniert ist. Die Elektrode **22** ist durch einen Eingangskondensator **75** mit einem Knoten **76** und mit den Ein-/Ausgangsanschlüssen der Ein-/Ausgabeschaltung **30** gekoppelt.

[0027] Die Ein-/Ausgabeschaltung **30** enthält die wirksamen Ein- und Ausgangs-Analogschaltungen für digitale Steuer- und Zeitgeberschaltungen zur Detektion vom Herzen abgeleiteter elektrischer Signale in der Art des Herzelektrogramms (EGM oder EKG). Sie empfängt auch die Ausgabe von Sensoren (nicht dargestellt, die jedoch an die Leitungen **14** und **15** angeschlossen werden können), und sie ist der Teil, der durch Software-implementierte Algorithmen in einer Mikrocomputerschaltung **32** gesteuert Stimulationsimpulse an das Herz anlegt.

[0028] Die Mikrocomputerschaltung **32** weist eine auf der Platine vorhandene Schaltung **34** und eine außerhalb der Platine vorhandene Schaltung **36** auf. Die auf der Platine vorhandene Schaltung **34** weist einen Mikroprozessor **38**, einen Systemtaktgeber **40**, einen auf der Platine vorhandenen RAM **42** und einen auf der Platine vorhandenen ROM **44** auf. Die außerhalb der Platine vorhandene Schaltung **36** weist eine außerhalb der Platine vorhandene RAM/ROM-Einheit **46** auf. Die Mikrocomputerschaltung **32** ist durch einen Datenkommunikationsbus **48** mit einer digitalen Steuer-/Zeitgeberschaltung **50** gekoppelt. Die Mikrocomputerschaltung **32** kann aus kundenspezifischen IC-Vorrichtungen bestehen, die durch Standard-RAM/ROM-Komponenten erweitert sind.

[0029] Fachleute werden verstehen, daß die in **Fig.** 2 dargestellten elektrischen Komponenten durch eine geeignete, Implantationsqualität aufweisende Batteriespannungsquelle (nicht dargestellt) gespeist werden.

[0030] Eine Antenne **52** ist zur Aufwärts-/Abwärtstelemetrie durch eine Funkfrequenz-(RF)-Sender-/Empfängerschaltung (RF-TX/RX) **54** mit der Ein-/Ausgabeschaltung **30** verbunden. Die Fernübertragung analoger und digitaler Daten zwischen der Antenne **52** und einer externen Vorrichtung, wie einer externen Programmiereinrichtung (nicht dargestellt) wird gemäß der bevorzugten Ausführungsform durch Mittel erreicht, die im wesentlichen denjenigen entsprechen, die im am 7. Juli 1992 erteilten US-Patent US-A-5 127 404 mit dem Titel "Telemetry Format for Implantable Medical Device" beschrieben sind. Ein Reed-Schalter **51** ist an die Ein-/Ausgabeschaltung **30** angeschlossen, um eine Patientennachsorge durch Deaktivieren des Meßverstärkers **146** und Aktivieren von Telemetrie- und Programmierfunktionen zu ermöglichen, wie auf dem Fachgebiet wohlbekannt ist.

[0031] Eine Kristalloszillatorschaltung **56**, typischerweise ein kristallgesteuerter Oszillator mit 32768 Hz, liefert der digitalen Steuer-/Zeitgeberschaltung **50** Haupt-Zeittaktsignale. Die meisten Zeitperioden hängen davon ab, daß ein Takt, von einem Programm gesteuert, ein- oder ausschaltet, und die Länge der Zeitsteuerung wird im allgemeinen mit Bezug auf eine Anzahl von Taktzyklen festgelegt. Eine Vref-/Vorspannungsschaltung **58** erzeugt eine stabile Spannungsreferenz und Vorspannungsströme für die Analogschaltungen der Ein-/Ausgabeschaltung **30**. Eine ADC-/Multiplexerschaltung (ADC/MUX) **60** digitalisiert analoge Signale und Spannungen zum Bereitstellen einer Telemetrie- und Austauschzeitangabe- oder Lebensdauerendefunktion (EOL). Eine Einschaltrücksetzschaltung (POR) **62** initialisiert den Schrittmacher **10** während des Hochfahrens mit programmierten Werten und setzt die Programmwerte nach der Detektion eines Batterie-Schwach-Zustands oder transient, bei Vorhandensein bestimmter unerwünschter Bedingungen, wie beispielsweise einer unannehmbar hohen elektromagnetischen Interferenz (EMI), zurück.

[0032] Die Betriebsbefehle zum Steuern des in **Fig.** 2 dargestellten Zeitablaufs des Schrittmachers sind durch den Bus **48** mit der digitalen Steuer-/Zeitgeberschaltung **50** gekoppelt, worin digitale Zeitgeber das Gesamtescapeintervall des Schrittmachers sowie verschiedene Refraktär(PVARP)-, Austast-(PVAB)- und andere Zeitfenster zum Steuern des Betriebs der Peripheriekomponenten innerhalb der Ein-/Ausgabeschaltung **50** festlegen. Für diese Erfindung können sie auch atrielle Intervallwerte, AV-Intervalle usw. aufweisen.

[0033] Die digitale Steuer-/Zeitgeberschaltung **50** ist mit Meßverstärkern (SENSE) **64** und **67** und mit Elektrogrammverstärkern (EGM-Verstärkern) **66** und **73** gekoppelt, um verstärkte und verarbeitete Signale, die von der Elektrode **24** über die Leitung **14** und den Kondensator **26** aufgenommen wurden, zu empfangen, und um verstärkte und verarbeitete Signale zu empfangen, die von der Elektrode **22** über die Leitung **15** und den Kondensator **75** aufgenommen wurden, welche die elektrische Aktivität des Ventrikels **16** bzw. des Atriums **17** des Patienten darstellen. In ähnlicher Weise erzeugen die Meßverstärker **64** und **67**

Leseereignissignale zum Zurücksetzen des Escapeintervall-Zeitgebers innerhalb der Schaltung **50**. Das vom EGM-Verstärker **66** entwickelte Elektrogrammsignal wird zu den Gelegenheiten verwendet, in denen die implantierte Vorrichtung von der externen Programmiereinrichtung bzw. vom externen Transceiver (nicht dargestellt) abgefragt wird, um durch Aufwärtstelemetrie eine Darstellung des analogen Elektrogramms der elektrischen Herzaktivität des Patienten zu senden, wie im Thompson u. a. erteilten US-Patent US-A-4 556 063 mit dem Titel "Telemetry System for a Medical Device" beschrieben ist.

[0034] Ausgangsimpulsgeneratoren **68** und **71** liefern die Stimulationsimpulse über Ausgangskondensatoren **74** und **77** und die Leitungen **14** und **15** ansprechend auf stimulierte Auslösesignale, die jedesmal dann, wenn das Escapeintervall abläuft, von der digitalen Steuer-/Zeitgeberschaltung **50** entwickelt werden, oder wenn ein von außen gesendeter Stimulationsbefehl empfangen worden ist, oder ansprechend auf andere gespeicherte Befehle, wie auf dem Gebiet der Schrittmacher wohlbekannt ist, zum Herz **11** des Patienten.

[0035] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist der Schrittmacher **10** in der Lage, in verschiedenen nicht ratenabhängigen Modi, welche DDD, DDI, VVI, VOO und VVT einschließen, sowie in entsprechenden ratenabhängigen Modi DDDR, DDIR, VVIR, VOOR und VVTR, zu arbeiten. Weiterhin kann der Schrittmacher **10** programmierbar so konfiguriert werden, daß er seine Rate nur ansprechend auf eine gewählte Sensorausgabe oder ansprechend auf beide Sensorausgaben, falls dies gewünscht ist, ändert. Viele andere Merkmale und Funktionen von Schrittmachern können aufgenommen werden, ohne über den Schutzumfang dieser Erfindung hinauszugehen.

[0036] Einige Hintergrundinformationen zu Markerkanälen und dazu, wie Schrittmacher Informationen hinsichtlich A-A-Intervallen halten, sind auch erforderlich.

[0037] Mit Bezug auf **Fig.** 1 sei bemerkt, daß, wenngleich eine Anzahl von Algorithmen verwendet werden könnte, um das durchschnittliche atrielle Intervall zu bestimmen, diejenigen, die wir verwenden, zu einer in einer sich wiederholenden Sequenz erfolgenden Konvergenz zum kürzesten atriellen Intervallwert tendieren. (Dies kann durch Untersuchen des nachstehend erörterten AAI-Algorithmus erkannt werden.) Diese Konvergenz zum kürzesten Zeitintervall AA ist die Art, in der das Modusumschalten im allgemeinen ausgelöst wird. (Wir nehmen an, daß dies der "wahre" A-A-Wert ist und nennen diesen aktualisierten atriellen Intervallwert zweckmäßigerweise entweder das durchschnittliche atrielle Intervall (AAI) oder das mittlere atrielle Intervall (MAI).) Diese A-A-Intervallzeitwerte sind gewöhnlich erheblich kürzer als Intervalle von einer atriellen Stimulation zur anderen, wie in **Fig.** 1 leicht ersichtlich ist. Hierbei ist ein Markerkanaldiagramm **20** mit atriellen Stimulationsindikatoren **3**/**3a**, atriellen Refraktärereignisindikatoren **4**/**4a** und ventrikulären Stimulationsindikatoren **5**/**5a** dargestellt. Die Pfeile **13** (für AP-AR-Intervalle) und **15** (für AR-AP-Intervalle) geben die wahrscheinlichen Zeitdifferenzen zwischen einem atriellen Ereignis zum anderen für diesen Patienten an. Zum Größenbezug ist ein Indikatormaßstab **2** im Diagramm aus **Fig.** 1 aufgenommen.

[0038] Die **Fig.** 3 und 4 zeigen Fälle, in denen eine falsche Tachy-Detektion auftreten könnte, wie in diesen Markerkanaldiagrammen dargestellt ist (als Linien oder Graphen **81** und **82** dargestellt). Die atriellen Stimulations-, atriellen Refraktär- und ventrikulären Stimulationsereignisse sind einfach mit AP, AR bzw. VP angegeben. In **Fig.** 3 kann ein erfaßtes Ereignis in einer postventrikulären atriellen Refraktärperiode (PVARP **88**) (hier als AR dargestellt) entweder auf Fernfeld-R-Zacken (FFRWs), eine T-Zacken-Erfassung, eine retrograde Leitung, Skelettmuskelaktivitätsartefakte oder eine andere Erfassung, die während PVARP auftritt, oder eine falsche atrielle Erfassung infolge einer Polarisation nach einem Stimulationsimpuls auftreten. (Zu heuristischen Zwecken ist eine PVAB-Periode **89** auch innerhalb des PVARP **88** in **Fig.** 3 dargestellt.) In einem zweiten Fall (**Fig.** 4) ist eine Erfassung während des atrioventrikulären Intervalls (AV-Intervalls) dargestellt. Dies kann auf eine ventrikuläre Fusionsstimulation, einen Verlust einer atriellen Mitnahme, einen Verbindungsrhythmus oder eine andere atrielle Erfassung während des AV-Intervalls zurückzuführen sein, wodurch der Tachy-Detektionsalgorithmus überlistet werden kann, indem nahegelegt wird, daß das wahre atrielle Intervall sehr kurz ist.

[0039] Die Erfassung von Fernfeld-R-Zacken kann in Fällen auftreten, die von einem AP-AR-AP-Rhythmus verschieden sind. Es ist auch möglich, eine Fernfeld-R-Zacke nach einem Sinusrhythmus zu bekommen, wodurch eine AS-VP-AR-Markerkanalserie erzeugt wird. Wenngleich es im allgemeinen angenommen werden kann, daß das Markerkanaldiagramm aus **Fig.** 3 geeignet bezeichnete Markersignale aufweist, können diese inkorrekt sein. Beispielsweise kann eine Fernfeld-R-Zacke oder ein anderes Signal wie etwas anderes aussehen. Falls dies der Fall ist, bezeichnet der Markerkanalgenerator es falsch, wodurch angegeben wird, daß der Schrittmacher falsch reagieren kann.

[0040] Es gibt bei anderen Impulsgeneratoren möglicherweise keine Markerkanalreferenz, die Vorrichtung kann Signale jedoch nichtsdestoweniger fehlinterpretieren. Der Markerkanal wird in dieser Beschreibung verwendet, weil er viel leichter lesbar ist als Streifendiagramme und weil er angibt, wie der Schrittmacher die erfaßten Signale, die er vom Herzen und seiner Umgebung empfängt, interpretiert.

Bewertung von "AAI" oder "MAI" (eine vom Schrittmacher gespeicherte und aktualisierte Variable)

[0041] Der aktuelle Wert des durchschnittlichen atriellen Intervalls wird von einer in **Fig.** 2 dargestellten Mikrocomputerschaltung normalerweise nach jedem atriellen Intervall, das in einem natürlichen (atriellen, nichtstimulierten) Ereignis endet, und jenen Intervallen zwischen zwei atriellen stimulierten Ereignissen eingestellt.

[0042] Es gibt zahlreiche Arten zum Einstellen des AAIs. Diese fallen in drei Kategorien. 1) Ignorieren bestimmter individueller Herzerfassungsereignisse, die während Austastperioden auftreten, 2) Ignorieren anderer individueller Ereignisse, die wegen des Signaltyps oder des Zeitpunkts des empfangenen Signals nicht in Frage kommen, und 3) ein Satz von Verfahren durch Manipulation des zum Bestimmen und Aktualisieren des AAIs verwendeten Algorithmus selbst. Wenngleich viele Funktionen eines Schrittmachers von der Berechnung abhängen können, die zum Beurteilen einer solchen AAI-Variable verwendet wird, besteht ihre klarste Indikation im Bestimmen, ob eine Tachykardie vorhanden ist. Im allgemeinen gilt AAI = F(N), so daß der als durchschnittliches atrielles Intervall bezeichnete Wert eine Funktion von "N" ist, wobei N ein kontinuierlich aktualisierter Wert ist, der vom Bestimmen atrieller erfaßter Ereignisse und der Zeit zwischen einem atriellen erfaßten Ereignis und dem nächsten abhängt.

[0043] Demgemäß kann der Wert von AAI verschoben werden, indem bestimmte atrielle Ereignisse ignoriert werden, die im allgemeinen zu dicht bei einem vorhergehenden Ereignis auftreten, eine zu kleine Amplitude haben oder zu lang nach einem vorhergehenden Ereignis auftreten. Beim Auftreten eines gültigen A-A-Ereignisintervalls wird der Wert dieses Zeitraums zwischen dem Auftreten des ersten Ereignisses und des zweiten Ereignisses zum Erhöhen oder Verringern des Werts von AAI verwendet. Dies kann direkt oder indirekt erfolgen, und verschiedene algorithmische Filter und Beschränkungen können dieser additiven oder subtraktiven Funktion hinzugefügt werden, was für den Leser mit durchschnittlichen Kenntnissen auf diesen Fachgebieten verständlich sein wird.

[0044] Eine Hauptaufgabe dieses Patents besteht darin, einen Wert für das geeignete A-A-Intervall zu bestimmen, um zu beurteilen, ob ein Tachyarrhythmieereignis auftritt oder nicht. In einer Sinusverfolgungssituation, in der jedes atrielle Ereignis ein erfaßtes (natürliches) Ereignis ist, wird beispielsweise jedes A-A-Intervall beim Einstellen von AAI verwendet. In einer Situation einer konkurrierenden Stimulation, in der die atrielle Stimulation eng mit der natürlichen atriellen Aktivität gekoppelt ist, sollte das Intervall zwischen einer refraktären Erfassung und einer Stimulation nicht verwendet werden, weil es möglicherweise die zugrundeliegende intrinsische bzw. natürliche Aktivität nicht wirklich wiedergibt.

[0045] Abhängig vom Entwicklungsgrad des Schrittmachers oder der implantierten Impulsgeneratorvorrichtung kann die interne Aufzeichnung des AAI an mehreren Orten aufrechterhalten werden, und es können, falls gewünscht, mehrere verschiedene Werte verwendet werden, wobei jeweils einer jedem speziellen Zweck dient.

[0046] Gemäß der gegenwärtig bevorzugten Ausführungsform ist das Aktualisieren des AAIs ein "vorgespannter Delta-Vorgang". Jede Einstellung modifiziert das AAI um einen festen Betrag. Falls das für eine Aktualisierung des AAIs verwendete gemessene A-A-Intervall kleiner oder gleich dem aktuellen AAI ist, wird das AAI um einen als "DELTADEC" bezeichneten festen Betrag verringert. Falls das für eine Aktualisierung des AAIs verwendete A-A-Intervall größer als das aktuelle AAI ist, wird das AAI um einen anderen festen Betrag "DELTAINC" erhöht. DELTADEC und DELTAINC gehören zu den programmierbaren Werten, die von einem Arzt ausgewählt und modifiziert oder manipuliert werden können. Diese Werteänderung wird unter Verwendung der Telemetrieprogrammierfähigkeiten des Impulsgenerators erreicht, um bestimmte Speicherstellen in der Vorrichtung zu modifizieren. Diese Telemetrie und Kommunikation ist auf dem Fachgebiet wohlbekannte Praxis.

[0047] Für jede gegebene Aktualisierung kann das gemäß der bevorzugten Ausführungsform verwendete AAI nie um mehr als die DELTADEC- oder DELTAINC-Werte geändert werden. Gemäß der gegenwärtig bevorzugten Implementierung der Erfindung ist DELTADEC größer als DELTAINC. Dies führt zu einem Ratenglättungsmuster, das schnell ansteigende atrielle Raten schneller als abnehmende atrielle Raten verfolgt.

[0048] Ein Ergebnis des schrittweisen Inkrementierens und Dekrementierens des AAIs besteht darin, daß es möglich ist, daß das AAI über die natürliche atrielle Rate hinausschießt. Falls beispielsweise angenommen wird, daß (1) ein aktueller AAI-Wert 600 ms (Millisekunden) ist, (2) der programmierte DELTADEC-Wert 24 ms ist, (3) der programmierte DELTAINC-Wert 8 ms ist, und (3) eine atrielle Erfassung 550 ms nach einer vorhergehenden atriellen Erfassung (also einem gemessenen atriellen Intervall von 550 ms) auftritt, führt dies zu einem aktualisierten AAI-Wert von 576 ms (600–24). Falls (4) das nächste natürliche atrielle Ereignis 560 ms nach demjenigen auftritt, bei dem das AAI zu 576 ms aktualisiert wurde, zieht die nächste AAI-Aktualisierung wiederum ein Dekrementieren des aktuellen AAIs um 24 ms nach sich. Diese Einstellung führt jedoch zu einem AAI von 552 ms, das etwas kleiner ist als das gerade gemessene natürliche A-A-Intervall (560 ms). Falls das nächste natürliche atrielle Ereignis 560 ms vom letzten entfernt ist, wird DELTAINC zu 552 ms addiert, wodurch ein neues AAI von 560 ms erzielt wird.

[0049] Einstellen von AAI/MAI zum Ausschließen bestimmter Sequenzen

[0050] **Fig.** 5 ist ein Markerkanaldiagramm **85**, in

dem zwei PVABs (postventrikuläre atrielle Austastperioden) als Bezugszahlen **86** und **87** dargestellt sind und in dem auch eine ausgetastete atrielle Refraktärerfassung **88** dargestellt ist. Beginnend auf der linken Seite, wird die AP-AS-(bei **88** ausgetastet)-RR-Sequenz als ein von AP bis AS gemessenes A-A-Intervall interpretiert, weil das Signal vom FFRW-Typ bei **88** ignoriert wird. Im Fall einer langen PVAB (postventrikulären atriellen Austastperiode) entsprechend PVAB **86** liegt das nächste atrielle Markerkanalereignis demgemäß weiter außen, und es wird ein langes A-A-Intervall zum Aktualisieren des MAIs verwendet. Wenn PVAB verkürzt wird, weil es nach einem atriellen Erfassungsereignis (keinem Stimulationsereignis) auftritt, wie bei PVAB **87**, ist das AR- oder FFRW-Ereignis das nächste vom Tachy-Detektionsalgorithmus berücksichtigte Ereignis. Mit anderen Worten verkürzt das AS-AR-Intervall das MAI/AAI (weil es sich um einen kurzen Zeitraum handelt), und falls es kurz genug ist, gibt die MAI-Größe eine Tachy-Bedingung an und bewirkt ein Modusumschalten. Auf diese Weise wird das AAI/MAI durch die geänderte Länge des PVABs automatisch eingestellt. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform gibt es zwei mögliche PVAB-Längen, nämlich eine in der Nähe von 200 ms und die kurze um 150 ms.

FFRW-Erfassung

[0051] Falls die Vorrichtung FFRWs erfassen kann, ist eine Alternative zum Vermeiden einer falschen Tachy-Detektion verfügbar, wobei selektiv nur einige der FFRWs beim Bestimmen der Größe des atriellen Intervalls (A-A-Intervalls) nicht berücksichtigt werden. Hierzu wird angenommen, daß der Meßverstärker der atriellen Leitung während des Zeitraums im PVARP, der PVAB nicht überlappt, "eingeschaltet" bleibt. Durch Bestimmen, ob das während dieses "Sensoreinschaltzeitraums" gefundene bestimmte erfaßte Ereignis gezählt werden sollte oder nicht, kann es verwendet werden, um die Wertedarstellung des Schrittmachers für das A-A-Intervall, das MAI/AAI oder das "wahre A-A-Intervall" einzustellen.

[0052] Lösung für ein überlanges PVAB, das einen Verlust einer gültigen Tachy-Detektion hervorruft Weil eine Tachyarrhythmie im Atrium nicht detektiert werden kann, während der atrielle Meßverstärker abgeschaltet ist, maskiert PVAB, falls er zu lang ist, Indikatoren einer wirklichen Tachykardie. Eine übliche Manifestation ist eine "2 : 1-Erfassung", wobei nur jedes zweite atrielle Ereignis erfaßt wird. Wir bezeichnen dies als "blockierte 2 : 1-Erfassung". Ein Beispiel ist in **Fig.** 6 ersichtlich, worin eine Kombination **53** aus einem Markerkanal **35** und einem EKG-Diagramm **31** zusammen mit einem heuristischen "Herzmarkerdiagramm" **37** dargestellt ist, das in einer Simulation konstruiert werden kann. Die PACs geben den zeitlichen Ort atrieller Kontraktionen des simulierten Herzens an, und die VPs stellen ventrikuläre Stimulationsereignisse dar. PVABs sind die dunklen Kästen (**39**–**39d**), und die restlichen PVARPs sind mit Bezugszahlen **41**–**41d** angegeben. Das Abstandselement **45** im Markerkanaldiagramm **37** gibt die Größe des MAIs oder seiner Entsprechung auf der Grundlage des mutmaßlichen EKGs im Diagramm **31** an. Das atrielle Intervall mit der tatsächlichen Größe ist als Abstandselement **47** dargestellt. Es sei bemerkt, daß die Größe dem Platz zwischen allen PACs im Diagramm **37** entspricht. Die Manipulation des PVABs und der PVARP, die nachstehend beschrieben wird, ergibt das AR-Signal im Markerkanal bei **55**. Andernfalls werden wegen einer atriellen Austastperiode, die so lang ist wie diejenige, die bei der Bezugszahl **39** angegeben ist, diese Signale vom IPG nicht gesehen, weil der atrielle Meßverstärker "ausgetastet" oder abgeschaltet wird.

[0053] Diese Lösung bestimmt, ob es möglich ist, daß der PVAB zu lang ist und eine 2 : 1-Erfassungsbedingung maskiert, in der nur jedes zweite atrielle Ereignis erfaßt wird. **Fig.** 8 ist ein Flußdiagramm, in dem dargestellt ist, wann der IPG eine Suche gemäß der bevorzugten Ausführungsform ausführen soll. Dabei wird zunächst der Wert des momentanen A-A-Intervalls betrachtet und dann bestimmt, ob dieser momentane Wert die zwei nachstehend in den Schritten **82** und **85** beschriebenen Regeln erfüllt. Falls diese beiden Regeln erfüllt sind (Schritte **83** und **84**), erhöht der Prozeßalgorithmus einen Zähler, bis er zeigt, daß beide Regeln achtmal in Folge erfüllt worden sind. Bis dies wahr wird, wartet er auf die nächste Erfassung im Atrium **81** und löst sich wieder aus, behält jedoch den Zähler bei. Das Ändern der Größe oder der Bedarf an einem vollständigen Zähler sind lediglich einige Alternativen zum Bestimmen der Zuverlässigkeit, und es könnten auch andere Kriterien verwendet werden. Wenn die Erfahrung zeigt, daß es einmal während des Algorithmus **80** ausreichend ist, eine Suche in einem bestimmten Patienten einzuleiten, kann dies auch erfolgen. Der Algorithmus **80** löst sich auch selbst jedesmal dann wieder aus, wenn eine der Regeln für eine gegebene atrielle Erfassung nicht erfüllt ist. Er wird unter Verwendung von zwei Regeln angewendet:

[0054] REGEL 1: Falls das A-A-Intervall <= dem Zweifachen der Summe des AV-Intervalls zuzüglich der PVAB-Länge ist, ist es möglich, daß eine 2 : 1-Erfassung auftritt, was andernfalls nicht der Fall ist.

[0055] REGEL 2: Falls Regel 1 erfüllt ist und die Hälfte des A-A-Intervalls kleiner als ein programmiertes "Tachy-Intervall" ist, wird diese mögliche 2 : 1-Erfassung, falls sie existiert, als pathologisch definiert, was andernfalls nicht der Fall ist.

[0056] (Es sei bemerkt, daß diese Regeln auch in einer anderen Reihenfolge angewendet werden können.)

[0057] Der Schrittmacher gemäß der bevorzugten Ausführungsform zählt die Anzahl der Herzschläge, während derer eine mögliche 2 : 1-Erfassung wahr ist, über acht aufeinanderfolgende Herzzyklen. Falls alle acht die Regel nicht erfüllen, wird erneut begon-

nen.

[0058] Sobald acht aufeinanderfolgende Zyklen verstreichen, in denen Regel 1 und Regel 2 erfüllt sind, modifiziert der Schrittmacher seine Zeitparameter zum Prüfen einer tatsächlichen 2 : 1-Erfassung. Hierzu führt er sogenannte "Suchzyklen" aus, während derer drei Parameter folgendermaßen geändert werden sollten. Die PVARP wird so eingestellt (verlängert), daß das nächste erwartete erfaßte atrielle Ereignis in die PVARP gedrängt wird. Der PVAB kann auch so eingestellt werden, daß er kürzer wird. Die nachfolgenden AV-Intervalle werden als Vorsichtsmaßnahme verkürzt, um ein minimales Absinken der ventrikulären Rate während einer fortgesetzten atriellen Verfolgung zu gewährleisten. Weil die Zeit der erwarteten Tachy-Erfassung weiterhin das Eineinhalbfache des gemessenen A-A-Intervalls ist, sollte das Escapeintervall so eingestellt werden, daß es eine atrielle Stimulation gleich nach der erwarteten Tachy-Erfassung abgibt. Die Anwendung dieser atriellen Stimulation auf der Grundlage des Ablaufens eines Escapeintervalls ist in **Fig.** 7 bei **55** ersichtlich. Hierdurch kann das Escapeintervall, falls gewünscht, erhöht oder verringert werden.

[0059] Die Suchroutine ist in **Fig.** 9 als ein Algorithmus **90** dargelegt, der mit einem Einleitungsschritt **91** beginnt, wodurch bewirkt wird, daß die Länge der PVARP erhöht wird **92** und die nachfolgenden AV-Intervalle verkürzt werden **93**. (Eine atrielle Stimulation muß gleich nach jeder erwarteten Tachy-Erfassungszeit ausgeführt werden, wenn diese Erfassung nicht auftritt **94**, um sicher zu sein, daß das Herz synchron oder in der Nähe davon pumpt.) Nach dem Schritt **94** detektiert oder bestimmt der Algorithmus **90**, ob eine AS in der Hälfte der angenommenen Zykluslänge nach AR oder in der Nähe davon aufgetreten ist. Falls dies nicht der Fall ist, wird die Zuverlässigkeit der Bestimmung, daß kein Tachy-Ereignis aufgetreten ist, erhöht **98**, und wenn dieser Wert ausreichend ist, wie in Schritt **100** bestimmt wurde, geht das Programm zu Schritt **101**, wodurch diese Suche beendet wird und zugelassen wird, daß die Notwendigkeit zum Suchen in der Zukunft verringert oder ausgeschlossen wird, falls dies erwünscht ist.

[0060] Falls eine AS aufgetreten ist, als dies erwartet wurde (nach AR), teilt der Algorithmus dies nach Schritt **95** dem ansprechenden Programm im IPG mit, der die weitere Verwendung dieses Suchprogramms einstellen kann sowie das Ansprechen auf den wahrgenommenen Tachy-Zustand vorschreiben kann.

[0061] Demgemäß führt das Ausführen dieses Suchzyklus zu zwei einander ausschließenden Möglichkeiten:

A. Falls eine atrielle Tachykardie existiert, geschieht ein atrielles Ereignis nach dem Ereignis, das nahezu in der Hälfte des erfaßten A-A-Intervalls in PVARP geschoben wurde, oder

B. eine atrielle Stimulation ist das nächste atrielle Ereignis nach der AR.

[0062] Falls gemäß der bevorzugten Ausführungsform die Möglichkeit B auftritt (was bedeutet, daß kein natürlicher Tachy-Impuls aufgetreten ist, als dies erwartet wurde, wenn eine 2 : 1-Erfassung stattgefunden hat), wird der Suchzyklus eine kurze Zeit (vorzugsweise mehrere Herzzyklen) später wiederholt, bis eine angemessene Anzahl wiederholter B-Ereignisse sicherstellt, daß keine Tachykardie auftritt. Künftige Suchen können um eine programmierbare Zeit verzögert werden, die weiter zunehmen kann (falls dies gewünscht ist, um Batterieleistung zu sparen), solange keine Tachy-Impulse vorgefunden werden. Demgemäß wird das Ausmaß des Suchens auf der Grundlage der Male, die kein Tachy-Ereignis gefunden wird, verringert.

[0063] Zum Implementieren dieser Lösung können diese Regeln und ein Einleiten einer Suchsequenz zum Algorithmus hinzugefügt werden, der PVAB auf der Grundlage davon verlängert oder verkürzt, ob ein atrielles Stimulationsereignis oder ein erfaßtes Ereignis aufgetreten ist. Andere Anwendungen dieser Vorrichtung können dem Leser einfallen, der Schutzumfang dieser Erfindung ist jedoch nur durch die folgenden Ansprüche beschränkt.

Patentansprüche

1. Schrittmacher (**10**) zur Herzstimulation mit Mitteln zum Bestimmen, ob eine lange postventrikuläre atrielle Austastperiode (PVAB) die Erfassung jedes zweiten atriellen Herzschlags blockiert, wobei die Mittel zum Bestimmen aufweisen:
Mittel (**30**) zum Bestimmen von Werten für A-A-Intervalle auf der Grundlage erfaßter atrieller Depolarisationssignale,
Berechnungsmittel (**32**) zum Bestimmen, (a) ob eine blockierte 2 : 1-Erfassung eine Möglichkeit ist, indem festgestellt wird, ob das A-A-Intervall kleiner oder gleich dem Zweifachen der Summe von AV zuzüglich der postventrikulären atriellen Austastperiode (PVAB) ist, und zum Bestimmen, (b) ob die Hälfte des A-A-Intervalls kleiner ist als ein programmiertes Tachy-Intervall, und, falls a und b wahr sind, zum Erzeugen eines Signals für ein Mittel zum Einstellen von Schrittmacherparametern, so daß ein Suchzyklus eingeleitet wird, um zu bestimmen, ob während der möglichen blockierten 2 : 1-Erfassung tatsächlich eine Tachykardie auftritt.

2. Schrittmacher nach Anspruch 1, wobei das Bestimmen, ob a und b wahr sind, über einen vorgegebenen Zeitraum beurteilt wird, um die Zuverlässigkeit der Möglichkeit vor dem Suchen festzustellen.

3. Schrittmacher nach Anspruch 1, welcher weiter Mittel zum Suchen nach einer blockierten 2 : 1-Erfassung in einem IPG aufweist, mit:
Einstellungsmitteln zum Einstellen von Schrittmacherparametern zum Erreichen eines Suchzyklus durch Verlängern der postventrikulären atriellen Re-

fraktärperiode (PVARP) um zu bestimmen, ob während der möglichen 2 : 1-Erfassung tatsächlich eine Tachykardie auftritt.

4. Schrittmacher nach Anspruch 1, welcher weiter Mittel zum Verkürzen der postventrikulären atriellen Austastperiode (PVAB) aufweist, um auf eine blockierte 2 : 1-Erfassung zu prüfen.

5. Schrittmacher nach Anspruch 3 oder 4, wobei die Mittel zum Einstellen weiterhin Schrittmacherparameter durch Verkürzen von AV-Intervallen nach verlängerten postventrikulären atriellen Refraktärperioden (PVARPs) einstellen.

6. Schrittmacher nach einem der Ansprüche 2 bis 4, welcher weiter Mittel aufweist, um zu bewirken, daß eine atrielle Stimulation gleich nach dem Zeitpunkt auftritt, zu dem eine tachy-atrielle Erfassung erwartet wird, falls eine 2 : 1-Erfassung vorgefunden wurde.

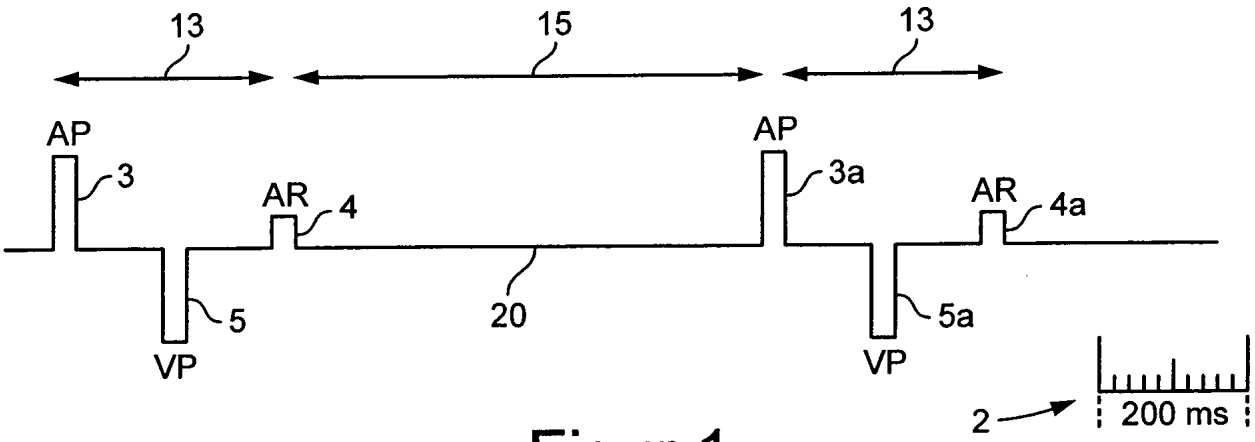
7. Schrittmacher nach einem der Ansprüche 3 bis 6, welcher weiter Mittel zum Bestimmen aufweist, ob eine atrielle Refraktärerfassung (AR) zu einem Zeitpunkt in der Nähe der Hälfte der erwarteten Zykluslänge aufgetreten ist.

8. Schrittmacher nach Anspruch 3 oder 4, welcher weiter Mittel zum Speichern eines Hinweises darauf, daß eine blockierte 2 : 1-Erfassung aufgetreten ist, aufweist.

9. Schrittmacher nach einem der vorhergehenden Ansprüche, welcher weiter Mittel zum Verringern der Frequenz des Suchens in einer Weise, die der Anzahl der Male entspricht, bei denen eine blockierte 2 : 1-Erfassung nicht gefunden wird, aufweist.

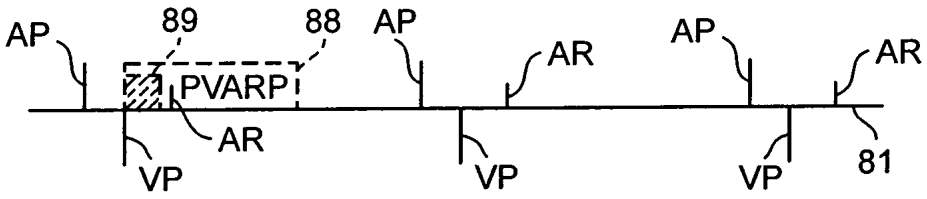
Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

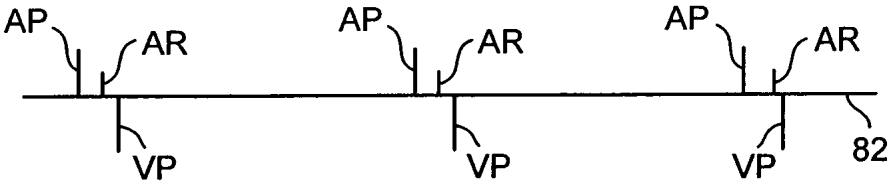


Figur 1

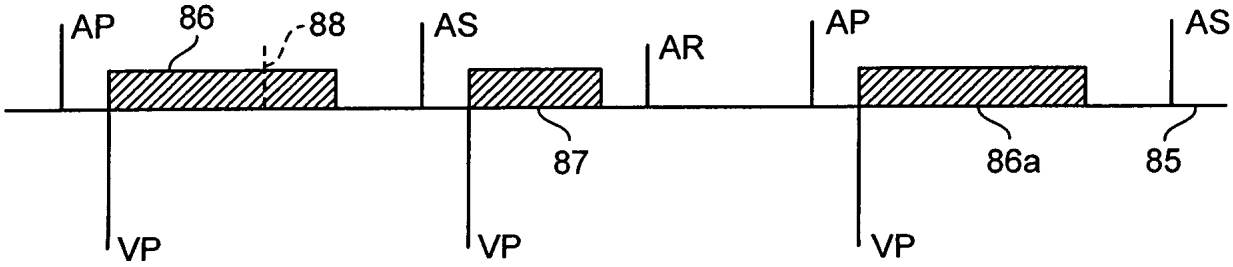
Figur 3

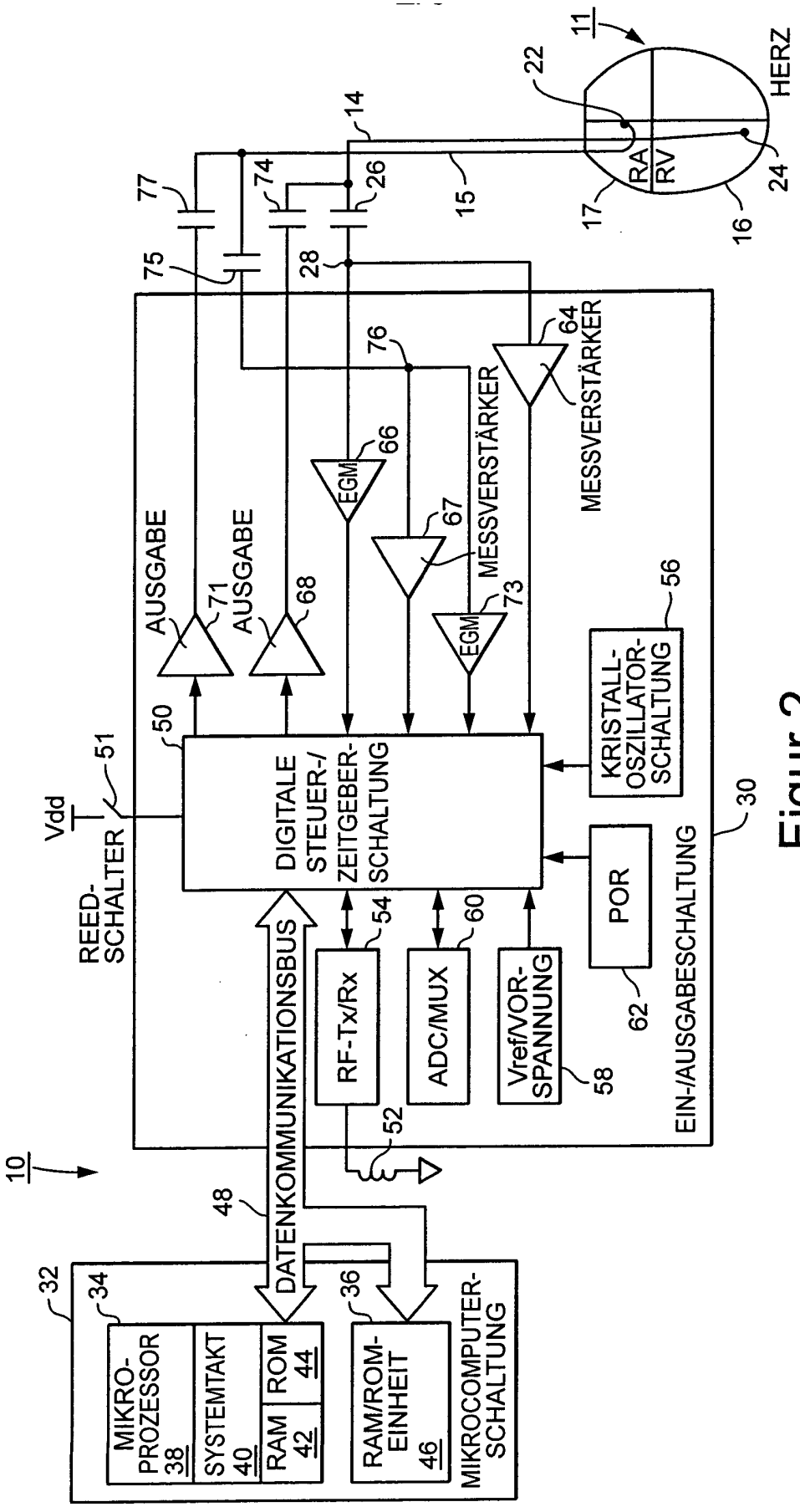


Figur 4

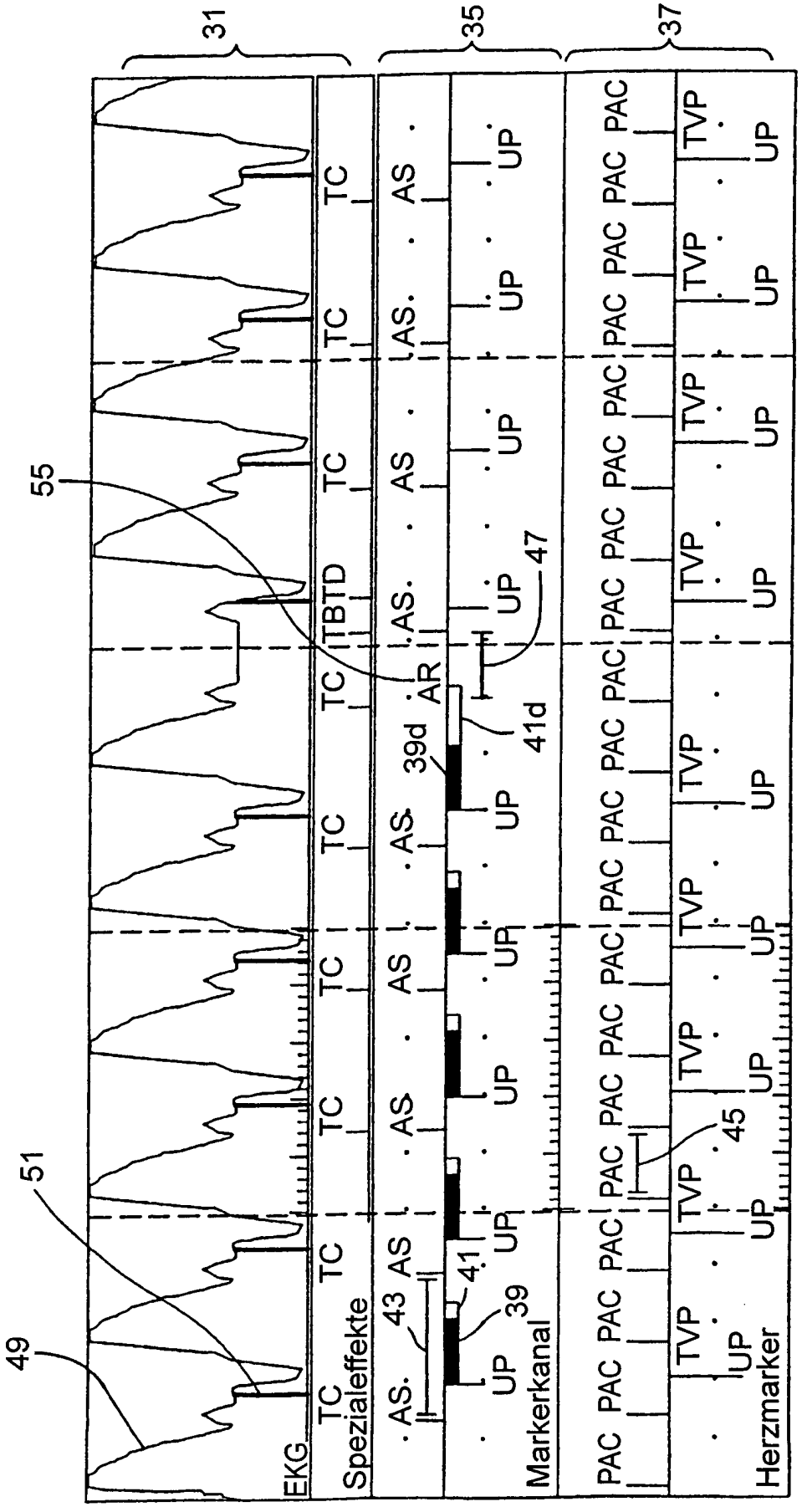


Figur 5

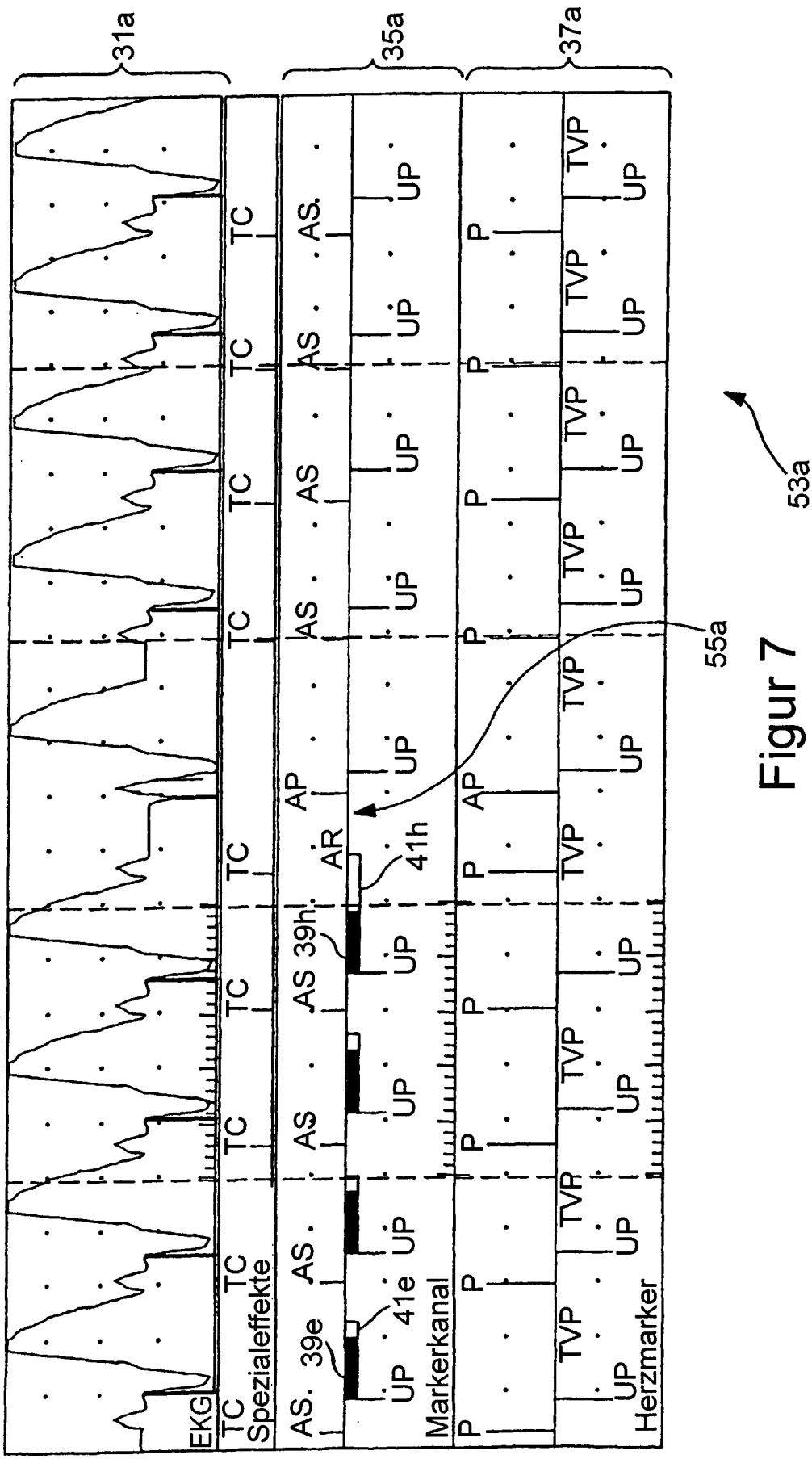



10
11
HERZ
RA
RV
22
24
16
17
15
14
26
74
77
75
28
76
64
MESSVERSTÄRKER
66
EGM
67
MESSVERSTÄRKER
73
EGM
AUSGABE
71
AUSGABE
68
50
51
Vdd
REED-SCHALTER
DIGITALE STEUER-/ ZEITGEBER-SCHALTUNG
KRISTALL-OSZILLATOR-SCHALTUNG
56
POR
62
30
EIN-/AUSGABESCHALTUNG
54
RF-Tx/Rx
60
ADC/MUX
Vref/VOR-SPANNUNG
58
52
48
DATENKOMMUNIKATIONSBUS
32
34
MIKRO-PROZESSOR 38
SYSTEMTAKT 40
RAM 42
ROM 44
36
RAM/ROM-EINHEIT 46
MIKROCOMPUTER-SCHALTUNG

Figur 2

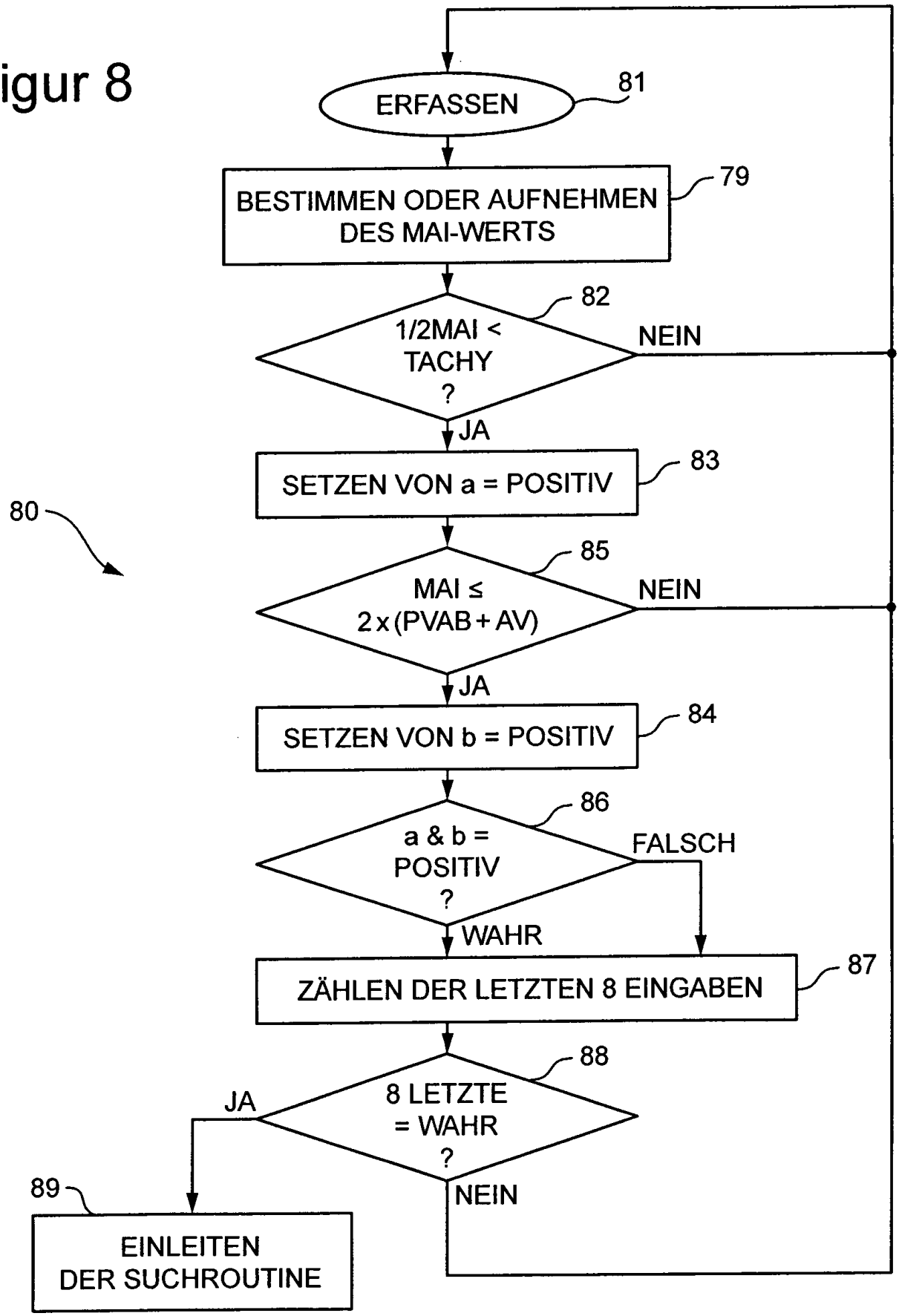

31
35
37
55
51
49
53
EKG
Spezialeffekte
Markerkanal
Herzmarker
TC
TBTD
AS
AR
UP
TVP
PAC
39
39d
41
41d
43
45
47

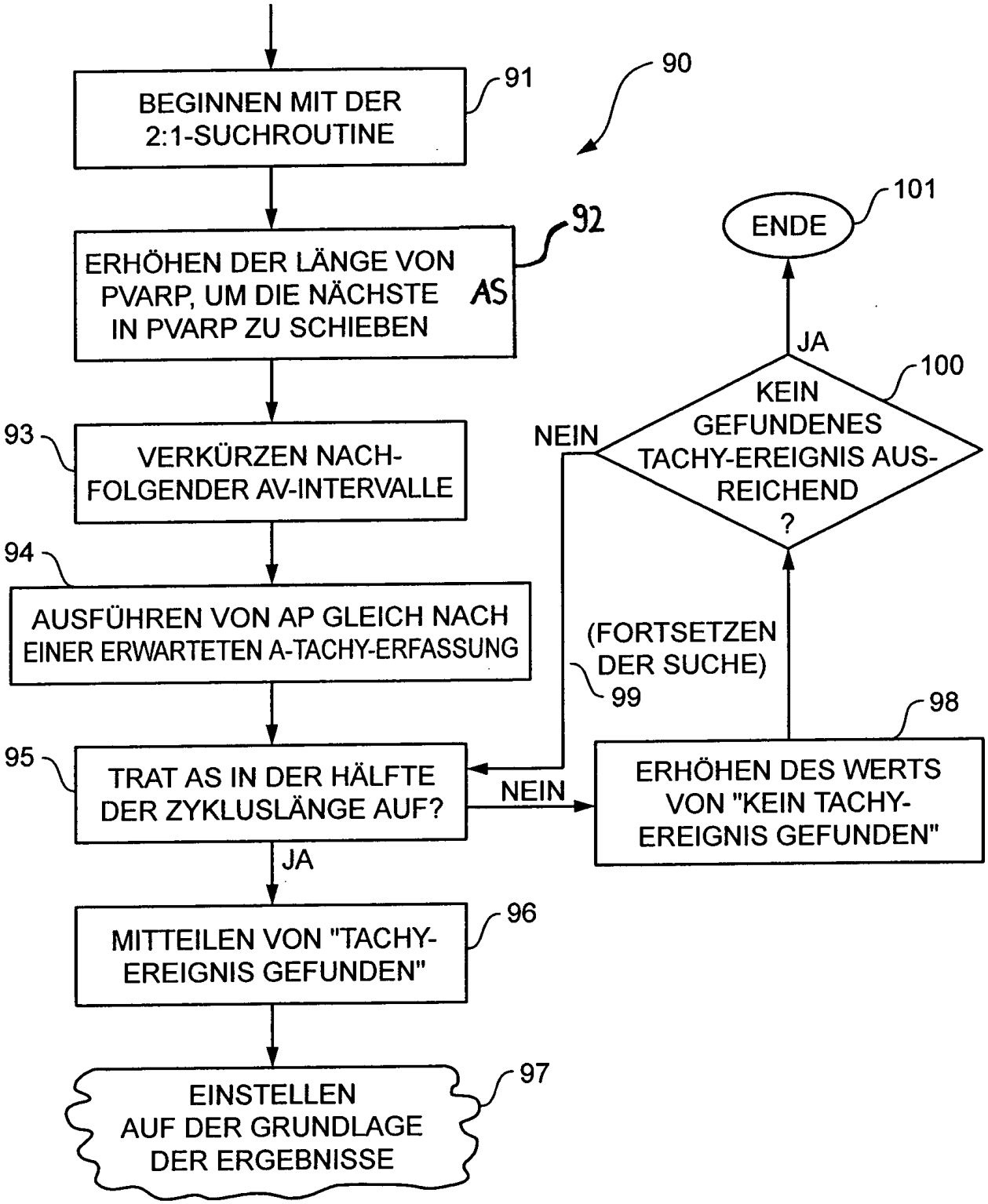
Figur 6


31a
35a
37a
EKG
TC
Spezialeffekte
AS
AP
AR
UP
P
TVP
Markerkanal
Herzmarker
39e
41e
39h
41h
55a
53a

Figur 7

Figur 8


ERFASSEN
81
BESTIMMEN ODER AUFNEHMEN DES MAI-WERTS
79
1/2MAI < TACHY ?
82
NEIN
JA
SETZEN VON a = POSITIV
83
80
MAI ≤ 2 x (PVAB + AV)
85
NEIN
JA
SETZEN VON b = POSITIV
84
a & b = POSITIV ?
86
FALSCH
WAHR
ZÄHLEN DER LETZTEN 8 EINGABEN
87
8 LETZTE = WAHR ?
88
JA
NEIN
89
EINLEITEN DER SUCHROUTINE


BEGINNEN MIT DER 2:1-SUCHROUTINE
91
90
ERHÖHEN DER LÄNGE VON PVARP, UM DIE NÄCHSTE AS IN PVARP ZU SCHIEBEN
92
ENDE
101
JA
KEIN GEFUNDENES TACHY-EREIGNIS AUSREICHEND ?
100
NEIN
93
VERKÜRZEN NACHFOLGENDER AV-INTERVALLE
94
AUSFÜHREN VON AP GLEICH NACH EINER ERWARTETEN A-TACHY-ERFASSUNG
(FORTSETZEN DER SUCHE)
99
98
95
TRAT AS IN DER HÄLFTE DER ZYKLUSLÄNGE AUF?
NEIN
ERHÖHEN DES WERTS VON "KEIN TACHY-EREIGNIS GEFUNDEN"
JA
MITTEILEN VON "TACHY-EREIGNIS GEFUNDEN"
96
EINSTELLEN AUF DER GRUNDLAGE DER ERGEBNISSE
97

Figur 9