



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag: **04.12.2002 Patentblatt 2002/49**  
 (51) Int Cl.<sup>7</sup>: **A61B 5/00, A61N 1/372, A61B 5/0452, A61B 5/0468**  
 (21) Anmeldenummer: **02010671.2**  
 (22) Anmeldetag: **13.05.2002**

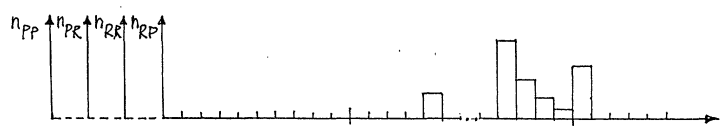
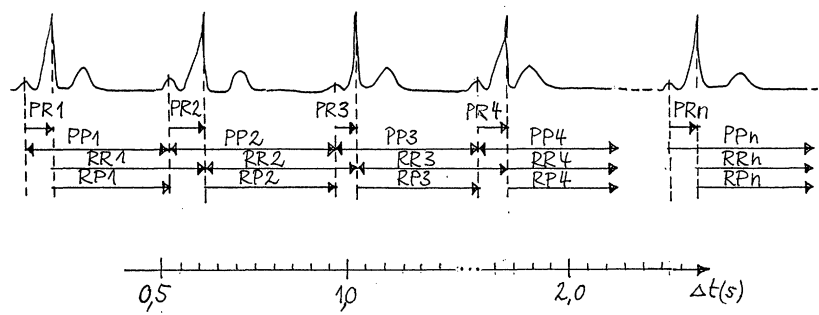
(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC NL PT SE TR**  
 Benannte Erstreckungsstaaten:  
**AL LT LV MK RO SI**  
 (30) Priorität: **22.05.2001 US 862082**  
 (71) Anmelder: **BIOTRONIK Mess- und Therapiegeräte GmbH & Co Ingenieurbüro Berlin 12359 Berlin (DE)**

(72) Erfinder: **Shekhar, Mringank Vancouver, WA 98662 (US)**  
 (74) Vertreter: **Heinze, Ekkehard, Dipl.-Phys. Dr. et al Meissner, Bolte & Partner Postfach 86 06 24 D-81633 München (DE)**

(54) **Verfahren und Speichervorrichtung zur Speicherung von Herzrhythmusinformation**

(57) Verfahren zur Speicherung von aus einer zeitlichen Abfolge einer Vielzahl einzelner Herzereignisse mindestens eines bestimmten Typs bestehender Herzrhythmusinformation, insbesondere einer Folge von Zeitintervallen zwischen Kammerund/oder Vorhofereignissen, wobei ein Zeitintervall-Kontinuum der Zeitabstände zwischen den Ereignissen in Zeitabschnitte mit vorbestimmter Länge unterteilt wird, die jeweils eine eindeutige Kennzeichnung, insbesondere Nummer, erhalten, jedes bei einer Erfassung des Herzrhythmus erfas-

ste Zeitintervall als eine Registrierung mit der Kennzeichnung des Zeitabschnittes versehen wird, in den es fällt, die Anzahl der aus einer vorbestimmten Gesamtzahl von erfassten Zeitintervallen oder während einer vorbestimmten Zeitdauer auf jede Kennzeichnung entfallenden Registrierungen ermittelt wird und die Kennzeichnungen, denen aus der vorbestimmten Anzahl von Zeitintervallen oder während der vorbestimmten Zeitdauer wenigstens eine Registrierung zugeordnet wurde, jeweils zusammen mit der Anzahl der Registrierungen gespeichert werden.



MPP	(14):3   ...   (21):10   (22):5   (23):2   (24):1   (25):7
MPR	...
MRR	...
MRP	...

Fig.1

EP 1 262 143 A1

**Beschreibung**

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Speicherung von Herzrhythmusinformation nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, eine Herzrhythmus-Speichervorrichtung nach dem Oberbegriff des Anspruchs 8 sowie ein implantierbares Stimulationsgerät, in dem ein solches Verfahren bzw. eine solche Speichervorrichtung implementiert ist.

**[0002]** Die möglichst präzise Erfassung von Herzrhythmusinformationen über hinreichend lange Zeiträume und möglichst in unterschiedlichen physischen und psychischen Situationen eines Patienten ist für den Kardiologen - wie seit langem bekannt ist - ein unverzichtbares Diagnosehilfsmittel. Speziell die Verfolgung zeitlicher Entwicklungen in den Intervallen zwischen Vorhofereignissen (der sogenannten PP-Intervalle) sowie zwischen Kammeraktionen (speziell der sogenannten RR-Intervalle) sowie der zeitlichen Abstände zwischen aufeinanderfolgenden Vorhof- und Kammeraktionen (der PR-Intervalle) bzw. zwischen Kammer- und Vorhofaktionen (der RP-Intervalle) erlaubt wertvolle Rückschlüsse auf spezifische Herzrhythmusstörungen.

**[0003]** Während in der ambulanten und klinischen Praxis des Kardiologen die Erfassung und Aufzeichnung der Herzrhythmusinformationen mittels hochauflösender EKG-Geräte in der Regel möglichst detailreich erfolgt, um dem Arzt neben den oben erwähnten Zeitintervallen wertvolle Kurvenform-Informationen der Herzsignale zu liefern, muss für bestimmte wichtige Einsatzfälle die an einem Patienten über einen bestimmten Zeitraum erfasste Herzrhythmusinformation mit möglichst geringem Aufwand an Verarbeitungsleistung und Speicherkapazität verarbeitet und gespeichert werden. Diese Anforderung besteht insbesondere bei implantierten Herztherapiegeräten, die in Form von Herzschrittmachern zur Behandlung von bradykarden und/oder tachykarden Herzrhythmusstörungen sowie automatischen Defibrillatoren bzw. Kardioverttern oder auch als kombinierte Schrittmacher/Kardioverter oder implantierte Medikamentendosierpumpen bereits seit längerem bekannt und im praktischen Einsatz sind.

**[0004]** Hoch entwickelte Geräte dieser Art sind nämlich mit einem Fühler oder mehreren Fühlern zur Aufnahme diagnostisch relevanter Herzrhythmusinformationen im Körper des Patienten und zugehörigen Signalaufbereitungs- und -verarbeitungsstufen sowie einer Auswertungs- und Steuereinheit ausgestattet, die gemäß einem im Gerät gespeicherten Algorithmus aus einer Menge vorprogrammierter Betriebsparameter bzw. Therapievarianten und Therapiegrößen in Abhängigkeit von der erfassten Herzrhythmusinformation eine Auswahl trifft. Hierzu zählen insbesondere auch Stimulationsgeräte, die in Abhängigkeit vom erfassten Herzrhythmuszustand des Patienten automatisch aktiviert oder aus einer Betriebsart in eine andere umgeschaltet werden. So erfolgt bei bestimmten Typen automatischer implantierbarer Defibrillatoren und Antitachykardie-Schrittmacher eine laufende Erfassung der Zeitintervalle zwischen Vorhof- und/oder Kammeraktionen über einen hinreichend langen Zeitraum, um lebensbedrohende Beschleunigungen des Herzrhythmus bereits im Ansatz erkennen und mit einer geeigneten Stimulationstherapie darauf reagieren zu können.

**[0005]** Um die erwähnten lebensbedrohenden Zustände (insbesondere Vorhof- oder Kammerflimmern) bei den verschiedenen bekannten Krankheitsbildern, bei denen die erwähnten automatischen Herzrhythmus-Korrekturgeräte eingesetzt werden, zuverlässig erfassen zu können, muss die Erfassung und Speicherung sich über einen beträchtlichen Zeitraum bzw. eine beträchtliche Anzahl von Herzaktionen erstrecken.

**[0006]** Selbst wenn nur die Zeitintervalle zwischen P- und/oder R-Zacken des Herzsignals erfasst und gespeichert werden und auf die Erfassung, Verarbeitung und Speicherung von Signalforminformation völlig verzichtet wird, wird hierfür eine erhebliche Prozessor- und Speicherkapazität im implantierten Gerät benötigt. Dies ist weniger im Hinblick auf die Kosten der Prozessoren und Speicherbausteine - die natürlich bei erhöhtem Kapazitätsbedarf ebenfalls ansteigen - bedeutsam, sondern viel stärker mit Blick auf den Stromverbrauch und damit die Reduzierung der Batterielebensdauer. Trotz erheblichen Fortschritte in der Primärzellentechnologie und entsprechender Steigerungen der Kapazität der bei implantierten Geräten eingesetzten Lithiumzellen führt bei bekannten Schrittmachern der Energieverbrauch für die Verarbeitung und Speicherung der Zeitintervalle zwischen Herzaktionen zu einer wesentlichen Reduzierung der Batterie- und damit Gerätelebensdauer.

**[0007]** In der Vergangenheit sind mehrfach Vorschläge für Komprimierungsverfahren unterbreitet worden, die speziell zur Vorverarbeitung von Elektrokardiogramminformation vor der Verarbeitung bzw. Speicherung oder allgemein zur Signalkomprimierung für implantierbare, batteriebetriebene Geräte vorgesehen sind.

**[0008]** So wird in der EP 0 263 599 A2 eine EKG-Datenkompression derart vorgeschlagen, dass eine Zeitmarke jedesmal dann gespeichert wird, wenn die Amplitude des EKG-Eingangssignals sich gegenüber dem letzten Aufzeichnungszeitpunkt um einen bestimmten Betrag geändert hat. Zusätzlich wird eine Kennzeichnung gespeichert, wenn das Vorzeichen des Anstieges des EKG-Signals sich ändert.

**[0009]** In der EP 0 526 973 B1 wird die Mittelwertbildung für Herzsignale durch kombinierten Einsatz einer zeitlichen Datenkompression und einer Abtastkorrelation beschrieben.

**[0010]** In der US 5,724,032 werden ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Komprimierung und Anzeige der Herzrate im Rahmen einer fetalen Herzrhythmusüberwachung beschrieben. Dieser Lösung liegt das Prinzip der "maximalen absoluten Differenz" zugrunde, d.h. die in einem bestimmten Intervall erfassten Daten werden mit einem Startwert verglichen, und der Wert mit der höchsten absoluten Differenz bezüglich des Startwertes wird als Repräsentation der in dem Intervall erfassten Daten gewählt und gespeichert. Dieses Verfahren zielt auf eine weitgehende Erhaltung

hochfrequenter Signalkomponenten ab, die im Rahmen der klinischen Diagnose von Wert sind.

**[0011]** In der EP 0 540 144 B1 werden ein Verfahren und ein Gerät zur EKG-Datenkompression beschrieben, bei denen die RR-Zeitintervalle zwischen aufeinanderfolgenden Kammeraktionen zusammen mit zu bestimmten Zwischen-Zeitpunkten gewonnenen Abtastwerten gespeichert werden. Hierdurch wird eine Rekonstruktion der Form der R-Zacken ermöglicht.

**[0012]** Aus der DE 196 09 411 C2 der Anmelderin sind ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Speicherung von Signalen in einen implantierbaren medizinischen Gerät, insbesondere zur komprimierten Speicherung von EKG-Signalforninformation, bekannt. Hierbei wird der zeitliche Signalverlauf in vorgegebenen Zeitabständen abgetastet und eine Teilmenge der Abtastpunkte gespeichert, welche anhand eines Auswahlkriteriums - speziell der ersten Ableitung des zeitlichen Signalverlaufs nach der Zeit - ausgewählt wird.

**[0013]** Aus der EP 0 884 851 A2 sind ein System und ein Verfahren zur Datenkompression und zum nichtlinearen Sampling für implantierbare, batteriebetriebene Geräte bekannt, welche auch für einen implantierbaren Schrittmacher vorgesehen sind. Das Verfahren beruht im wesentlichen auf der Erzeugung eines zeitvariablen Schwellwertsignals, mit dem das physiologische (analoge) Signal mit bestimmten Taktintervallen verglichen wird. Hierdurch wird ein nicht-lineares Sampling bewirkt, und die dabei gewonnenen Daten werden schließlich einer weiteren Kompression unterzogen.

**[0014]** Aus I. Provaznik, J. Kozumplik, "Wavelet transform in electrocardiography - data compression" Int. J. Med. Inf. 45 (1997), 111, ist ein bildgebendes Diagnoseverfahren auf der Basis des Prinzips des Run-Length Encoding bekannt, welches auf der Zerlegung des EKG-Signals in einen Satz von Basisfunktionen beruht, welche die Zeit-Frequenz-Domäne vollständig abdecken. Dieses Verfahren ist ebenso wie weitere ähnliche Verfahren für die EKG-Verarbeitung und -Aufzeichnung im ambulanten und klinischen Bereich vorgesehen.

**[0015]** Aus der US 5,709,216 ist es bekannt, mittels eines Verfahrens der variablen Auflösung eine Datenreduktion der in einem implantierbaren medizinischen Gerät erfassten Messwerte zu realisieren, um den Speicherbedarf zu verringern. Hierbei werden beispielsweise Herzaktionsintervalle als physiologische Daten in einen digitalen Wert umgewandelt, wobei die digitale Darstellung in Bereiche unterteilt wird und einzelnen Teilbereiche verschiedene Auflösungsgrade zugeordnet werden.

**[0016]** Aus der US 5,819,740 sind ein System und ein Verfahren zur Kompression digitalisierter Signale in implantierbaren, batteriegespeisten Geräten vorgesehen, mit denen insbesondere eine effiziente telemetrische Übertragung zu einem externen Empfänger gesichert werden soll. Bei dieser Lösung wird das Verfahren des Bestimmens eines Delta oder einer Differenz zwischen aufeinander folgenden Signalproben genutzt, wobei der größte von mehreren bestimmten Delta-Werten und der zu seiner Speicherung erforderliche Speicherbedarf ermittelt und schließlich diese Bit-Zahl und der hiermit kodierte Delta-Wert abgespeichert werden.

**[0017]** Der Erfindung liegt die Aufgabe der Bereitstellung eines verbesserten, einfach und kostengünstig zu implementierenden Verfahrens bzw. einer verbesserten Speichervorrichtung der gattungsgemäßen Art zugrunde, die eine Speicherung von Herzrhythmusinformation mit deutlich verringertem Aufwand an Speicherkapazität und Stromverbrauch ohne wesentlichen Informationsverlust erlauben.

**[0018]** Diese Aufgabe wird hinsichtlich ihres Verfahrensaspektes durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1 und hinsichtlich ihres Vorrichtungsaspektes durch eine Speichervorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 8 gelöst.

**[0019]** Die Erfindung schließt den grundlegenden Gedanken ein, anstelle jedes einzelnen erfassten Zeitintervalls zwischen bestimmten Herzaktionen - also aller einer in einem bestimmten Zeitraum erfassten RR- oder PP- oder PR- oder RP-Intervallen - die Häufigkeit zu speichern, mit der bestimmte Zeitintervall-Werte auftreten. Es ist einsehbar, dass sich hierdurch insbesondere bei weitgehender zeitlicher Konstanz des Herzrhythmus hohe Komprimierungseffekte erzielen lassen. Dieser Vorteil kommt besonders dann zum Tragen, wenn es um die Erfassung und sinnvolle Auswertung verfrühter Vorhof- oder Kammeraktionen (PAC bzw. PVC) innerhalb eines stimulierten, also "starren", Herzrhythmus geht.

**[0020]** Die Erfindung schließt weiterhin den Gedanken ein, dass - entgegen der dem Fachmann geläufigen Sicht - der mit dieser Datenkompression verbundene Informationsverlust für die Verwendung der Herzrhythmusinformation unkritisch ist. Dies trifft für den eben erwähnten Anwendungsfall der Überwachung verfrühter Kontraktionen zwischen stimulierten Herzaktionen in guter Näherung zu.

**[0021]** Schließlich gehört zur Erfindung der Gedanke, die erwähnten Zeitintervalle gemäß einer vorgegebenen "Rasterung" der Zeitachse zu erfassen bzw. (sofern sie mit höherer Auflösung erfasst wurden) die erfassten Werte einem solchen Raster zuzuordnen. Durch die Wahl der zeitlichen Auflösung des Rasters lässt sich die Kompressionsrate bezüglich des erforderlichen Informationsgehaltes der Herzrhythmusinformation für eine bestimmte Gerätefunktion (z. B. Auslösen einer Antitachykardie-Stimulierung oder einer Kardioversion) weiter optimieren.

**[0022]** Zur im wesentlichen gleichzeitigen (komprimierten) Speicherung verschiedener Klassen von Zeitintervallen, die für die Auswertung im implantierbaren Gerät voneinander unterschieden werden müssen, wird in einer bevorzugten Ausführung des Verfahrens jeweils eindeutig eine Klassen-Kennzeichnung vergeben. Es erhalten also - vereinfacht

gesagt - die Zeitintervalle zwischen aufeinanderfolgenden Kammeraktionen eine Kennzeichnung "RR", die zwischen aufeinanderfolgenden Vorhofaktionen eine Kennzeichnung "PP", die Zeitabstände zwischen einer Vorhof- und einer danach erfolgenden Kammeraktion jeweils die Kennzeichnung "PR" und die Intervalle zwischen einer Kammer- und einer danach auftretenden Vorhofaktion die Kennzeichen "RP". (Es versteht sich, dass in der praktischen Ausführung als Kennzeichnung Zahlenwerte in binärer Darstellung verwendet werden.) Bei der erfindungsgemäßen Abspeicherung der den Abschnitten des gewählten Zeitrasters zugeordneten Messwerten wird dann jeweils die Klassen-Kennzeichnung mitgeführt, und die Zählung der auf die Abschnitte des Zeitrasters entfallenden Registrierungen und die Speicherung der Zählwerte erfolgt separat für die jeweiligen Klassen.

**[0023]** Es versteht sich jedoch, dass das Verfahren für bestimmte Typen implantierbarer Herzrhythmus-Korrekturgeräte, z.B. Antibradykadie-Schrittmacher oder auch bestimmte Defibrillatoren, auf die Erfassung eines einzigen Typs von Herzereignissen und somit einer einzigen Klasse von Zeitintervallen ausgelegt sein kann, womit dann eine klassenbezogen separate Zählung und Speicherung verzichtbar ist. Dies vereinfacht die Signalverarbeitung und -speicherung und verringert damit den Strombedarf hierfür weiter, allerdings um den Preis eines geringeren Informationsgehaltes der gespeicherten Daten.

**[0024]** Die Ausführung des Verfahrens erfolgt, wie oben bereits angedeutet, bevorzugt durch eine kombinierte Zeitabschnitts-Diskriminierung der gemessenen Intervallwerte bezüglich der vorbestimmten Zeitabschnitte des Zeitrasters und Inkrementierung eines Zählers, welcher demjenigen Abschnitt des Zeitrasters zugeordnet ist, in dem der Intervall-Messwert durch die Diskriminierung eingeordnet wurde. Der Begriff "Zeitraster" besagt bereits, dass die Einteilung des Zeitkontinuums der Herzereignisse in vorbestimmte Abschnitte bevorzugt mit festen Stufen erfolgt. Ein Teil eines entsprechenden Zeitrasters kann beispielsweise Intervalllängen von ..., 901 - 904 ms, 905 - 908 ms, 909 - 1002 ms, ... als Zeitabschnitte umfassen, ist also mit einem Rastermaß von 4 ms gebildet. Es versteht sich, dass auch andere Rastermaße - die den Toleranzbereich der Bewertung von Intervallen als übereinstimmende Intervalle festlegen - verwendet werden können; bevorzugt sind aus derzeitiger Sicht Stufen im Bereich zwischen 2 ms und 20 ms.

**[0025]** Aus derzeitiger Sicht ist eine Verfahrensführung von besonderem praktischen Vorteil, bei der Paare von RP- und PR-Intervallen jeweils gemeinsam registriert und paarweise gespeichert werden, wobei die Klassenkennzeichnungen einzeln mitgeführt werden oder eine gesonderte Kennzeichnung für das Paar vergeben wird. Dieses Vorgehen ist sinnvoll für die Erfassung der oben erwähnten PVC bzw. PAC im Rahmen eines stimulierten Herzrhythmus.

**[0026]** Gemäß den oben skizzierten Verfahrensaspekten weist eine geeignete Speichervorrichtung (in einer weiten Auslegung dieses Begriffs) Zeitintervall-Diskriminiermittel zur Zuordnung der erfassten Zeitintervalle zu Abschnitten des Zeitrasters, Registrierungszähler zur Ermittlung der den Zeitabschnitten jeweils im Speicherzeitraum zugeordneten Registrierungen und Speicherabschnitte zur Ablage der Anzahl der Registrierungen auf. Zur Festlegung des Registrierungs-Zeitbereiches ist ein Zeitgeber vorgegeben. Dieser wirkt mit einer Speichersteuerung zweckmäßiger Weise derart zusammen, dass die den einzelnen Zeitabschnitten zugeordneten, gespeicherten Zählwerte in Anlehnung an das bekannte FIFO-Speicherprinzip gehandhabt werden.

**[0027]** Es ist also bei fortlaufender Aktualisierung des Speicherstandes jeweils der älteste gespeicherte Zeitintervallwert zu streichen, d. h. der Zählerstand in demjenigen Speicherbereich um 1 zu dekrementieren, in den dieser Intervallwert eingeflossen war. Die Realisierung entsprechender Speichersteuerungen liegt im Bereich fachmännischen Handels und wird daher hier nicht weiter beschrieben.

**[0028]** Die Ausführung der Erfindung kann weitgehend softwaremäßig erfolgen, so dass die im vorangehenden Abschnitt erwähnten Funktionseinheiten nicht als Hardware-Komponenten zu verstehen sind. So kann der Gesamt-Speicherinhalt als Datenwort bzw. Datenstring in einem hardwareseitig unstrukturierten Speicher abgelegt sein, wobei die bestimmten Abschnitten des Zeitrasters zugeordneten Zählwerte durch Bitgruppen an bestimmten Positionen des Datenstrings repräsentiert sind.

**[0029]** Die Erfassung der Herzereignisse als solche, d.h., die Extraktion der P- bzw. R-Zacken aus dem analogen Herzsignal, ist dem Fachmann bekannt und nicht Gegenstand der Erfindung, so dass hier auch darauf nicht näher eingegangen wird. Auch die Erfassung des zeitlichen Abstandes zwischen diesen Herzereignissen - also der hier in Rede stehenden Zeitintervalle - liegt im Rahmen fachmännischen Handelns und bedarf daher hier keiner Beschreibung.

**[0030]** Vorteile und Zweckmäßigkeit der Erfindung ergeben sich im übrigen aus den Unteransprüchen sowie der nachfolgenden Beschreibung eines bevorzugten Ausführungsbeispiels anhand der Figuren. Von diesen zeigen:

Figur 1 eine grafische Darstellung zur Illustration einer bevorzugten Ausführung des vorgeschlagenen Verfahrens und

Figur 2 eine schematische Darstellung von für die Ausführung der Erfindung wesentlichen Komponenten einer bevorzugten Speichervorrichtung.

**[0031]** Im oberen Teil von Fig. 1 ist (stark vereinfacht) der zeitliche Verlauf eines Herzsignals über einen längeren, mehrere Herzschläge umfassenden Zeitraum dargestellt. Unterhalb der Skizze des analogen Herzsignals sind die für

den Herzrhythmus charakteristischen Intervalle angegeben, nämlich

- (a) die Zeitintervalle zwischen zwei aufeinanderfolgenden Vorhofaktionen (auch als Vorhofintervalle bezeichnet; PP 1...PPm),
- (b) die Zeitintervalle zwischen aufeinanderfolgenden Kammeraktionen (auch als Kammerintervalle bezeichnet; RR1...RRn),
- (c) die Zeitintervalle zwischen einer Vorhofaktion und einer darauf folgenden Kammeraktion (auch als Vorhof-Kammer-Intervalle bezeichnet; PR1...PRm) und
- (d) die Zeitintervalle zwischen Kammeraktionen und darauffolgenden Vorhofaktionen (auch als Kammer-Vorhof-Intervalle bezeichnet; RP1...RPn).

**[0032]** Unterhalb dieses Teiles von Fig. 1 ist eine Zeitskala mit relevanten Zeitabschnitten gezeigt, in die diese charakteristischen Zeitintervalle des Herzsignals typischerweise fallen. Hier kann jeder Zeitabschnitt um einen Skalenstrich der Zeitachse zentriert sein, also beispielsweise von 925 ms bis 975 ms reichen oder aber sich zwischen zwei Skalenstrichen erstrecken, also beispielsweise von 900 ms bis 950 ms reichen. Im dargestellten Beispiel (bei dem die Rasterung der Zeitachse gegenüber den üblicherweise bestehenden praktischen Anforderungen etwas zu grob ist) wurde von einer äquidistanten Einteilung der Zeitachse ausgegangen. Die Zeitachse kann aber auch in Abschnitte ungleicher Längen unterteilt werden. Dies wäre z.B. sinnvoll, um den Herzrhythmus in Frequenzabschnitte mit gleicher Breite zu unterteilen - denn hier würde die Kehrwertbildung zwangsweise zu einer ungleichmäßigen Rasterung der Zeitachse führen.

**[0033]** Unterhalb der gerastert dargestellten Zeitachse ist symbolisch mit vier nebeneinandergestellten Ordinaten und einer gemeinsamen Abszisse dargestellt, dass den Zeitabschnitten jeweils - und zwar für jede Klasse von Zeitintervallen separat - die (als Ordinate aufgetragene) Anzahl der zum jeweiligen Zeitabschnitt gehörenden Registrierungen in Auswertung des Herzsignalverlauf zugeordnet ist. Die dargestellte Häufigkeitsverteilung ist rein willkürlich gewählt.

**[0034]** Ganz unten ist - wiederum symbolisch - dargestellt, wie in getrennten Speicherbereichen MPP, MPR, MRR und MRP die bei der Bestimmung der Zeitintervalle belegten Zeitabschnitte jeweils mit der Anzahl der dazugehörigen Registrierungen gespeichert sind. Diese Speicherinhalte stellen die für die Diagnosefunktion eines implantierbaren Herzrhythmus-Korrekturgerätes relevante Datenbasis dar. Sie wird gemäß einem vorprogrammierten Auswertungsalgorithmus fortlaufend zur Gewinnung eines Steuersignals für dieses Gerät benutzt, welches insbesondere ein Verharren im Bereitschaftszustand bzw. die Aktivierung einer Elektrostimulations-Therapie im Falle einer als bedrohlich einzustufenden Verteilung der relevanten Zeitintervalle steuert.

**[0035]** In Fig. 2 ist als im Zusammenhang mit der Erfindung wesentliche Komponente eines implantierbaren Herzschrittmachers 1 eine Zeitintervall-Speichervorrichtung 3 in ihrer funktionellen Struktur und Ihrem Zusammenwirken mit Ein- und Ausgang ausgangsseitig benachbarten Komponenten des Schrittmachers dargestellt. Dessen Aufbau wird im übrigen als bekannt vorausgesetzt und daher weder in der Figur gezeigt noch erläutert.

**[0036]** Der Herzschrittmacher 1 ist über eine Elektrodenleitung 5 mit einer Vorhofelektrode 7a und einer Kammerelektrode 7b verbunden und empfängt von dort ein Herzsignal, welches in einer Verstärkerstufe 9 mittels Filter- und Verstärkerstufen aufbereitet und einer Zeitintervall-Bestimmungsstufe 11 zugeführt wird, welche mit einem Zeitgeber 13 in Verbindung steht. In der Zeitintervall-Bestimmungsstufe 11 werden aus dem (analogen) aufbereiteten Eingangssignal mittels an sich bekannter Verfahren der Signalanalyse die oben erwähnten relevanten Zeitintervalle des Herzrhythmus, also das PP-, RR-, PR- und RP-Intervall, mit einer durch die Genauigkeit des Zeitgebers 13 bestimmten Genauigkeit ermittelt. (In der Praxis wird die hier skizzierte Anordnung mehrkanalig aufgebaut sein-auch ein solcher Aufbau ist aber bekannt und betrifft im übrigen nicht die Erfindung, so dass eine genaue Erläuterung hier verzichtbar ist.) Die Zeitintervall-Bestimmungsstufe 11 gibt über vier Ausgänge die erfassten PP-, RR-, PR- und RP-Intervalle getrennt aus.

**[0037]** Die Ausgänge der Zeitintervall-Bestimmungsstufe 11 sind mit jeweils einem Eingang einer Zeitintervall-Diskriminatorstufe 15 verbunden, welche über einen Steuereingang mit einem programmierbaren Zeitrasterpeicher 17 in Verbindung steht. In diesem ist ein Zeitraster (gemäß dem zweiten Teilbild von oben in Fig. 1) vor Klassifizierung der gemessenen Zeitintervalle gespeichert, welches in der Zeitintervall-Diskriminatorstufe 15 angewandt wird. Die Zeitintervall-Diskriminatorstufe 15 hat für jeden "Kanal", d.h. jeweils mit einem Eingang verbundenen Verarbeitungsbereich, eine Vielzahl von Ausgängen, die jeweils einem der vorprogrammierten Zeitabschnitte zugeordnet sind. Bei Registrierung eines in den entsprechenden Zeitabschnittes fallenden Zeitintervalls wird am entsprechenden Ausgang ein Signal ausgegeben, welches einen dort angeschlossenen Zähler 19 inkrementiert. Die Zähler 19 sind mit einem Speicherabschnitt 21i eines Zeitabschnittsspeichers 21 verbunden, der vier Speicherbereiche 21a, 21b, 21c, 21d zur separaten Speicherung der Häufigkeitsverteilung der PP-, RR-, PR und RP-Intervalle aufweist.

**[0038]** Ausgangsseitig ist der Zeitabschnittsspeicher 21 mit dem Eingang einer Herzrhythmus-Auswertungsstufe 23 verbunden, in der gemäß einem vorprogrammierten Auswertungsalgorithmus und gegebenenfalls unter Zuhilfenahme

weiterer Parameter die ermittelte und gespeicherte Verteilung der relevanten Zeitintervalle des Herzrhythmus des Patienten ausgewertet wird. Die Herzrhythmus-Auswertungsstufe 23 ist schließlich mit einer Stimulationssteuerstufe 25 verbunden, welche einen Stimulationsimpulserzeuger 27 gemäß einer ebenfalls vorprogrammierten Reizimpulstherapie zur Ausgabe von Reizimpulsen über die Elektrodenleitung 5 an die Vorhofelektrode 7a und/oder die Kammerelektrode 7b ansteuert. Die Abhängigkeit bestimmter Stimulationstherapien von einer bestimmten Verteilung der relevanten Zeitintervalle des Herzrhythmus ist nicht Gegenstand der Erfindung; hierzu gibt es umfangreichen Stand der Technik, der dem Fachmann bekannt ist und bei der Ausführung der Erfindung angewandt werden kann.

[0039] Die Ausführung der Erfindung ist nicht auf die oben hervorgehobenen Aspekte und das - lediglich im Sinne einer schematischen Darstellung - erläuterte Ausführungsbeispiel beschränkt, sondern ebenso in einer Vielzahl von Abwandlungen möglich, die im Rahmen fachgemäßen Handelns liegen.

Bezugszeichenliste

[0040]

1	Herzschrittmacher
3	Intervall-Speichervorrichtung
5	Elektrodenleitung
7a	Vorhofelektrode
7b	Kammerelektrode
9	Eingangsverstärker
11	Zeitintervall-Bestimmungsstufe
13	Zeitgeber
15	Zeitintervall-Diskriminatorstufe
17	Zeitrasterspeicher
19	Zähler
21	Zeitabschnittsspeicher
21a, 21b, 21c, 21d	Speicherbereich
21i	Speicherabschnitt
23	Herzrhythmus-Auswertungsstufe
25	Stimulationssteuerstufe
27	Stimulationsimpulserzeuger

**Patentansprüche**

1. Verfahren zur Speicherung von aus einer zeitlichen Abfolge einer Vielzahl einzelner Herzereignisse mindestens eines bestimmten Typs bestehender Herzrhythmusinformation, insbesondere einer Folge von Zeitintervallen zwischen Kammer- und/oder Vorhofereignissen,

**dadurch gekennzeichnet, dass**

- ein Zeitintervall-Kontinuum der Zeitabstände zwischen den Ereignissen in Zeitabschnitte mit vorbestimmter Länge unterteilt wird, die jeweils eine eindeutige Kennzeichnung, insbesondere Nummer, erhalten,
- jedes bei einer Erfassung des Herzrhythmus erfasste Zeitintervall als eine Registrierung mit der Kennzeichnung des Zeitabschnittes versehen wird, in den es fällt,
- die Anzahl der aus einer vorbestimmten Gesamtzahl von erfassten Zeitintervallen oder während einer vorbestimmten Zeitdauer auf jede Kennzeichnung entfallenden Registrierungen ermittelt wird und
- die Kennzeichnungen, denen aus der vorbestimmten Anzahl von Zeitintervallen oder während der vorbestimmten Zeitdauer wenigstens eine Registrierung zugeordnet wurde, jeweils zusammen mit der Anzahl der Registrierungen gespeichert werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**

- mehreren Klassen von Zeitintervallen, insbesondere den verschiedenen Zeitintervallen zwischen Kammer- und Vorhofereignissen, jeweils eindeutig eine Klassen-Kennzeichnung zugeordnet wird,
- zusammen mit der Kennzeichnung des Zeitabschnittes, in den ein jeweiliges Zeitintervall fällt, die Klassen-Kennzeichnung gespeichert wird und

## EP 1 262 143 A1

- die Zählung der auf die Zeitabschnitte entfallenden Registrierungen sowie die Speicherung der Anzahl klassenbezogen erfolgt.

5 3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**

- für Kammer- bzw. Vorhofereignisse als relevante Typen von Herzereignissen RR-Intervalle zwischen zwei aufeinanderfolgenden Kammerereignissen und/oder PP-Intervalle zwischen zwei aufeinanderfolgenden Vorhofereignissen und/oder PR-Intervalle zwischen aufeinanderfolgenden Vorhof- und Kammerereignissen und/oder RP-Intervalle zwischen Kammer- und Vorhofereignissen erfasst und
- die zugeordneten Kennzeichnungen der entsprechenden Zeitabschnitte, insbesondere für verschiedene Klassen von Zeitintervallen klassenbezogen, gespeichert werden.

15 4. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche,  
**dadurch gekennzeichnet, dass** die Ermittlung der Anzahl der zu einem Zeitabschnitt gehörenden Registrierungen, aufbauend auf einer Typ-Zuordnung eines neu erfassten Herzereignisses,

- die Errechnung des Zeitabstandes zu einem früher erfassten Herzereignis gleichen oder anderen Typs,
- eine Zeitabschnitts-Diskriminierung bezüglich der vorbestimmten Zeitabschnitte sowie
- die Inkrementierung eines Zählers einschließt, der dem im Ergebnis der Diskriminierung als gültig erkannten Zeitabschnitt zugeordnet ist.

25 5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**

RP- und PR-Intervalle zwischen aufeinanderfolgenden Vorhof- und Kammerereignissen bzw. Kammer- und Vorhofereignissen jeweils paarweise erfasst und die zugeordneten Kennzeichnungen dieser Zeitabschnitte klassenbezogen paarweise oder zusammengefasst zu einer gemeinsamen Kennzeichnung des Paares gespeichert werden.

30 6. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**

die Unterteilung in Zeitabschnitte in gleichen Stufen erfolgt, die zwischen 2 ms und 20 ms, insbesondere zu 4 ms, vorbestimmt werden.

35 7. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche,  
**dadurch gekennzeichnet, dass**

natürliche und stimulierte Herzereignisse ein und demselben Registrierungs- und Speicherungsablauf unterzogen werden.

40 8. Herzrhythmus-Speichervorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorangehenden Ansprüche, mit mindestens einem Speicherbereich zur Speicherung der Herzrhythmusinformation und einem Zeitgeber zur Festlegung eines Speicherzeitraumes hierfür,  
**gekennzeichnet durch**

- Zeitintervall-Diskriminiermittel zur Zuordnung von im Speicherzeitraum erfassten Zeitintervallen der Herzrhythmusinformation zu jeweils einem einer Mehrzahl von vorbestimmten, eindeutig gekennzeichneten Zeitabschnitten,
- eine der Mehrzahl der Zeitabschnitte entsprechende Mehrzahl von Registrierungs-Zähler zur Ermittlung der Anzahl der den einzelnen Zeitabschnitten im Speicherzeitraum zugeordneten Registrierungen und
- eine der Mehrzahl der Zeitabschnitte entsprechende Mehrzahl von Speicherabschnitten, die jeweils einem Zeitabschnitt fest zugeordnet und zur Speicherung der Anzahl der Registrierungen ausgebildet sind.

45 9. Herzrhythmus-Speichervorrichtung nach Anspruch 8, **gekennzeichnet durch**

mehrere Gruppen von Speicherbereichen, wobei jede Gruppe eindeutig einer Klasse von Zeitintervallen zugeordnet ist und eine Mehrzahl von Speicherbereichen für jeweils einen vorbestimmten Zeitabschnitt innerhalb der entsprechenden Klasse umfasst.

55 10. Implantierbares Herzstimulationsgerät, insbesondere Schrittmacher und/oder Defibrillator, zur Beeinflussung des

**EP 1 262 143 A1**

Herzrhythmus mittels elektrischer Reizimpulse, mit einer Herzrhythmus-Speichervereinrichtung nach Anspruch 8 oder 9.

5

10

15

20

25

30

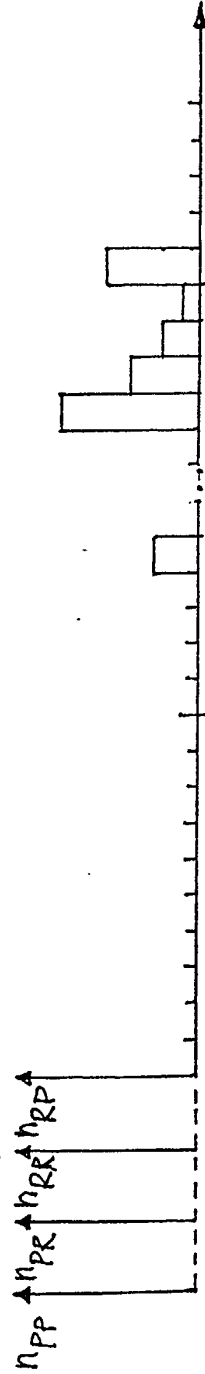
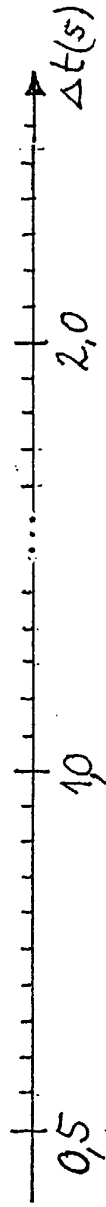
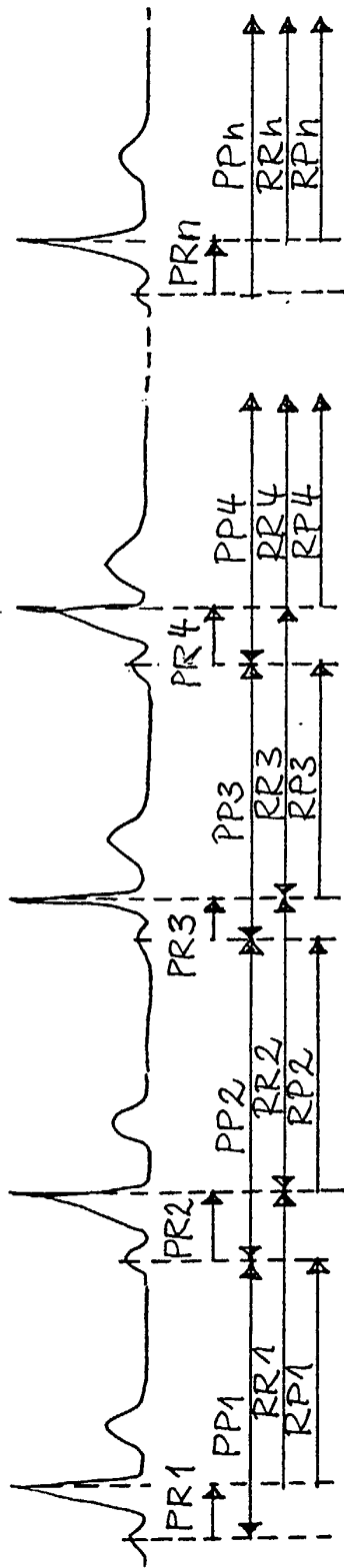
35

40

45

50

55



MPP	(14):3   ...   (21):10   (22):5   (23):2   (24):1   (25):7
MPR	...
MRR	...
MRP	...

Fig.1

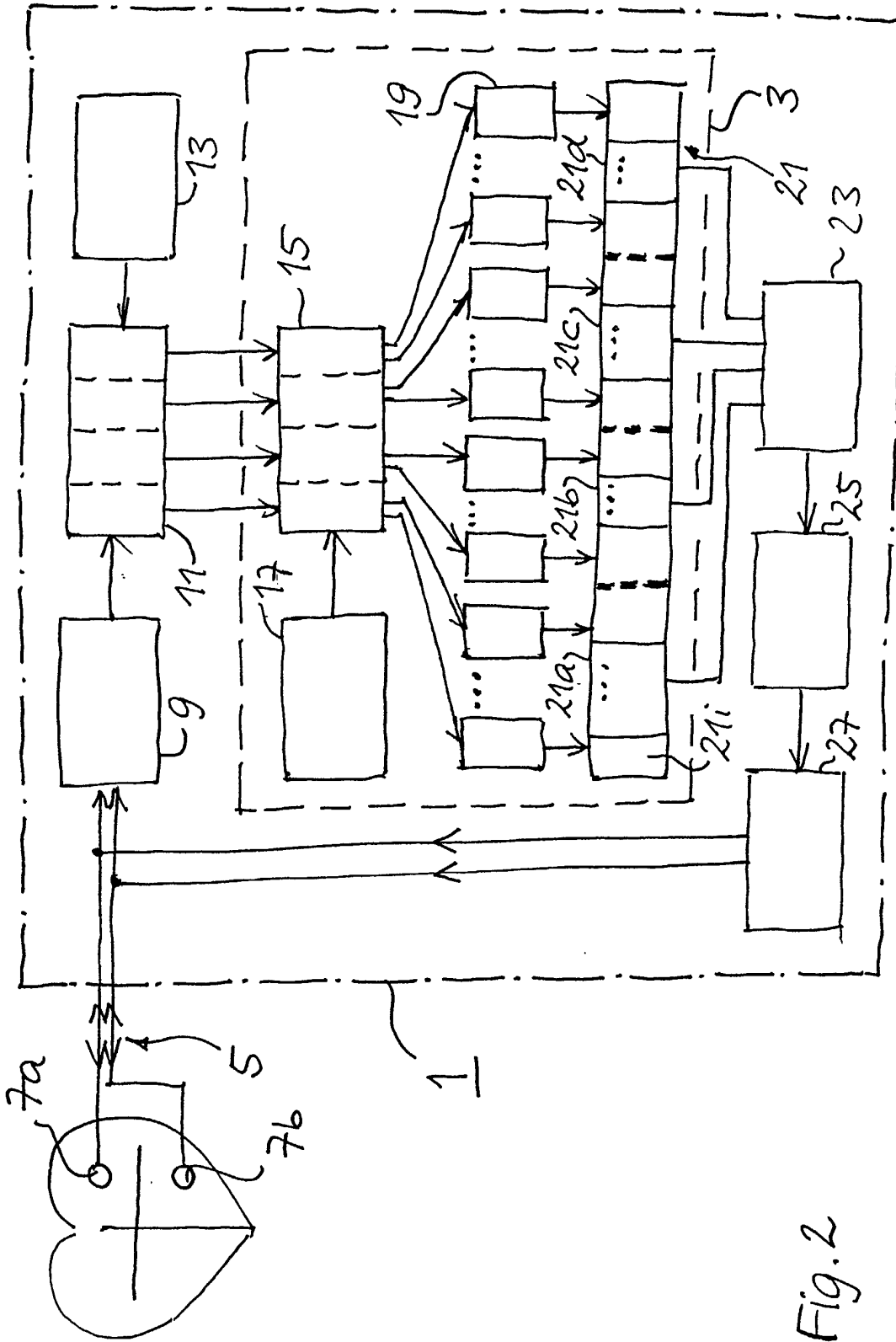


Fig. 2



Europäisches  
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung  
EP 02 01 0671

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.7)
X	DE 18 03 010 A (HITACHI LTD) 22. Januar 1970 (1970-01-22)	1-9	A61B5/00 A61N1/372
Y	* Zusammenfassung * * Seite 3, Zeile 9 - Zeile 25; Abbildung 1A *	10	A61B5/0452 A61B5/0468
Y	DE 196 09 411 A (BIOTRONIK MESS & THERAPIEG) 11. September 1997 (1997-09-11) * Zusammenfassung *	10	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.7)
			A61B A61N
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort <b>MÜNCHEN</b>		Abschlußdatum der Recherche <b>9. September 2002</b>	Prüfer <b>Gaillard, A</b>
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 1503 03 82 (F04C03)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT  
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 02 01 0671

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.  
 Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am  
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

09-09-2002

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument		Datum der Veröffentlichung		Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE 1803010	A	22-01-1970	JP	49044513 B	28-11-1974
			DE	1803010 A1	22-01-1970
			US	3658055 A	25-04-1972
-----					
DE 19609411	A	11-09-1997	DE	19609411 A1	11-09-1997
			EP	0793980 A2	10-09-1997
			US	5836889 A	17-11-1998
-----					

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

专利名称(译)	用于存储心脏信号数据的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">EP1262143A1</a>	公开(公告)日	2002-12-04
申请号	EP2002010671	申请日	2002-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	百多力股份公司		
申请(专利权)人(译)	BIOTRONIK MESS- UND THERAPIEGERÄTE GMBH & CO INGENIEURBÜRO BERLIN		
当前申请(专利权)人(译)	BIOTRONIK GMBH & CO. KG		
[标]发明人	SHEKHAR MRINGANK		
发明人	SHEKHAR, MRINGANK		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/0468 A61N1/372 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0468 A61B5/02405 A61B5/0452 A61B5/7232		
优先权	09/862082 2001-05-22 US		
其他公开文献	EP1262143B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

心脏事件之间的时间距离的时间间隔连续体被细分为预定长度的时间部分，其被分配有单值标记。对应于作为一个记录的心律检测的每个时间间隔被提供有其落入其中的时间部分的标记。访问和存储在预定时间期间属于每个标记的记录的数量。包括以下独立声明：(1) 心律记忆单位；和(2) 植入式心脏刺激装置。

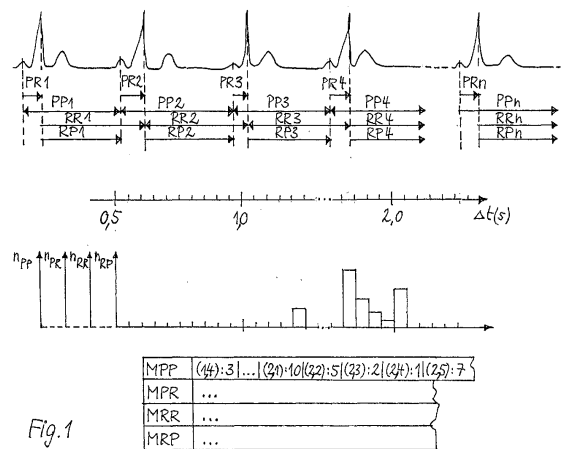


Fig. 1