



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 41 26 363 B4 2004.11.04**

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **P 41 26 363.4**
 (22) Anmeldetag: **06.08.1991**
 (43) Offenlegungstag: **11.02.1993**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **04.11.2004**

(51) Int Cl.7: **A61N 1/37**
A61N 1/05, A61N 1/362

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden.

(71) Patentinhaber:
Biotronik GmbH & Co. KG, 12359 Berlin, DE

(74) Vertreter:
Eisenführ, Speiser & Partner, 10178 Berlin

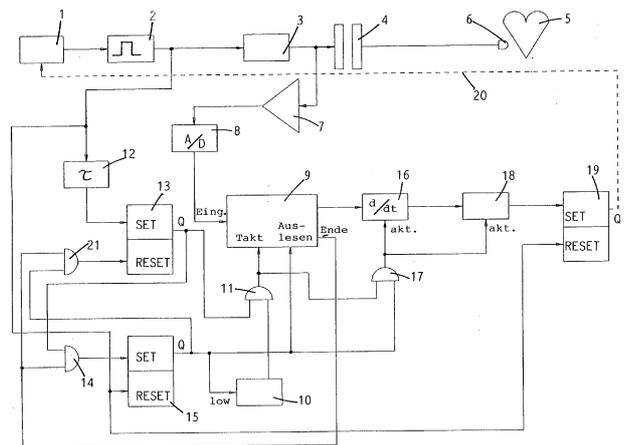
(72) Erfinder:
**Bolz, Armin, Dr., 91052 Erlangen, DE; Schaldach,
 Max, Prof. Dr.-Ing., 91054 Erlangen, DE**

DE 33 22 900 A1
DE 33 00 694 A1
DE 33 00 672 A1
DE 33 00 668 A1
DE 32 26 345 A1
US 48 27 934
US 47 84 160
US 47 76 338
US 40 00 461
EP 04 29 025 A2
EP 01 26 981 A1
EP 00 57 877
SU 16 44 974
SU 8 65 300
SU 2 85 126
SU 2 84 244

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
 gezogene Druckschriften:
DE 32 33 718 C2
DE 26 13 052 C3
DE 41 12 936 A1
DE 37 32 699 A1
DE 34 47 892 A1
DE 34 38 221 A1

(54) Bezeichnung: **Herzschrittmacher mit Mitteln zur Effektivitätserkennung**

(57) Hauptanspruch: Herzschrittmacher mit Mitteln zur Effektivitätserkennung, die einen Eingangsverstärker umfassen, der mit einer Stimulationselektrode verbunden und ausgebildet ist, innerhalb eines vorgegebenen Zeitfensters nach Abgabe eines Stimulationsimpulses über die Stimulationselektrode ein eine Aktivität des Herzens in Reaktion auf den Stimulationsimpuls anzeigendes Signal aufzunehmen, und ein Differenzierglied derart ausgebildet ist, das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal aufzunehmen und zu differenzieren und ein differenziertes Ausgangssignal abzugeben, das für die Effektivitätserkennung ein Maß für die Herzaktivität bildet, wobei der Beginn des Zeitfensters nach dem Abklingen eines Überschingers des Eingangsverstärkers auf einem Zeitpunkt gelegen ist, zu dem die Steigung und/oder Amplitude des Eingangssignals ohne ein Vorhandensein eines die Aktivität des Herzens anzeigenden Signals kleiner ist als der Schwellwert für das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft einen Herzschrittmacher. Bei den bekannten Herzschrittmachern mit Mitteln zur Effektivitätserkennung, bei dem innerhalb eines vorgegebenen Zeitfensters nach Abgabe des Stimulationsimpulses der Eingangsverstärker zur Aufnahme eines eine Aktivität des Herzens anzeigenden Signals über die Stimulationselektrode angesteuert wird, bestehen Schwierigkeiten bei der Erkennung des die Aktivität des Herzens anzeigenden Signals, da dieses sich nur verhältnismäßig wenig vom umgebenden Signalpegel unterscheidet.

[0002] Dazu kommt, daß durch den Stimulationsimpuls der Eingangsverstärker des Schrittmachers für die Aufnahme von Signalen aus dem Herzen durch den Stimulationsimpuls selbst für einen Zeitraum übersteuert ist und daher erst die Entladung des Koppelkondensators abgewartet werden muß. Darüber hinaus ist das aufzunehmende Signal noch durch die sich an der Elektrode einstellende Polarisationsspannung verfälscht.

[0003] Um diese Auswirkungen zu verringern wurde bisher versucht mit einem dem Stimulationsimpuls nachfolgenden Gegenimpuls die Wiedereinstellung des Spannungsgleichgewichts zu beschleunigen und somit die negative Auswirkung des Stimulationsimpulses auf die Signalaufnahme im Herzen zu kompensieren.

[0004] Nachteilig ist dabei, daß auch dieser Gegenimpuls wieder zeitlich veränderliche Nachwirkungen hat, welche wiederum das aufzunehmende Signal verfälschen.

[0005] US 4776338 beschreibt einen Herzschrittmacher, bei dem eine Erformung eines in Reaktion auf eine Stimulation folgenden Atemfrequenzsignals zur Anpassung einer optimalen Stimulationsrate dient.

Aufgabenstellung

[0006] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, bei einem Herzschrittmacher der eingangs genannten Gattung die Effektivitätserkennung zu verbessern.

[0007] Diese Aufgabe wird mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

[0008] Die Erfindung beruht auf der Erkenntnis, daß – wenn die Wiedereinstellung des Spannungsgleichgewichts nach einem Stimulationsimpuls im wesentlichen ungestört verläuft, so daß nicht zusätzliche dynamische, eine starke zusätzliche zeitliche Änderung des Elektrodenpotentials hervorrufende Vorgänge (wie ein Gegenimpuls) ausgelöst wird – das eine er-

folgreiche Stimulation anzeigende Herzaktivitätssignal (EKG) am besten aufgrund seiner eignen zeitlichen Änderung erkannt werden kann, in der Weise, daß das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal einem Differenzglied zugeführt wird und das differenzierte Ausgangssignal ein Maß für die Herzaktivität bildet.

[0009] Herzaktivitätssignal bildet. Auf diese Weise wird dieses Signal aufgrund des Überschreitens einer vorgegebenen Mindeststeigung sicher aus dem Grundpegel herausgefiltert und zutreffend erkannt. Insbesondere ist die Schwelle dabei so gewählt, daß das Zeitfenster nach dem Abklingen eines Überschwingens des Eingangsverstärkers zu einem Zeitpunkt beginnt, zu dem die Steigung und/oder die Amplitude des Eingangssignals ohne vorhandenes die Aktivität des Herzens anzeigenden Signals kleiner ist als der Schwellwert für das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal. Damit kann eine Aktivitätserkennung schnell und sicher erfolgen.

[0010] Bei einer vorteilhaften Weiterbildung ist unterbunden, daß zwischen dem Stimulationsimpuls und dem Zeitfenster überhaupt eine Polaritätsumkehr des Ausgangssignals des Schrittmachers erfolgt. Besonders günstig ist es weiterhin, wenn das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal in einem digitalen Schieberegister zwischengespeichert wird, so daß das Auslesen mit gegenüber dem Einlesevorgang verringerter Taktgeschwindigkeit erfolgen kann.

[0011] Weiterhin wird das Ausgangssignal des Differenzglieds bevorzugt einem Maximalwertdetektor, mit Schwellwertstufe zugeführt, wobei das Ausgangssignal der Schwellwertstufe bei Überschreitung eines vorgegebenen Schwellwertes ein

[0012] Der erfindungsgemäße Herzschrittmacher ist bevorzugt innerhalb eines Schrittmachersystems verwendbar, welches eine Stimulationselektrode verwendet mit einer porösen Oberflächenbeschichtung, deren aktive Oberfläche wesentlich größer ist als die sich aus der geometrischen Grundform der Elektrode ergebende Oberfläche. Wenn hierbei die Oberflächenbeschichtung aus einem inerten Material, d.h. einem Material ohne bzw. mit einer nur sehr geringen Oxidationsneigung besteht, wobei das Material der Oberflächenbeschichtung aus einem inertem Element, einer inertem chemischen Verbindung und/oder einer inertem Legierung gebildet ist, kann die Effektivitätserkennung ohne Gegenimpuls über den gesamten Implantationszeitraum des Schrittmachers langfristig aufrechterhalten werden.

[0013] Als inertes Material ist bevorzugt ein Nitrid, Carbid oder Carbonnitrid oder aber ein reines Element bzw. eine Legierung aus der Gruppe Gold, Silber, Iridium, Platin oder Kohlenstoff vorgesehen.

[0014] Hierbei kann dann die Elektrode auch ohne weiteres anodisch betrieben sein, wobei die anodisch betriebene Elektrode die Referenzelektrode in einem bipolaren System oder eine Elektrode eines Systems bildet, welches eine Impedanzmessung im Herzen vornimmt.

[0015] Die Werkstoffe der bekannten Elektroden und insbesondere Titan, Vanadium, Zirkon und Niob neigen zu teilweise extremer Oxidation, wobei diese hohe Oxidationsneigung bei Kontakt zu wässrigen Elektrolyten dazu führt, daß sich an der Elektrodenoberfläche eine dünne, isolierende bzw. halbleitende Oxidschicht bildet, die eine der Helmholtzkapazität C_H in Serie geschaltete Kapazität C_{ox} darstellt und so zur langsamen Verringerung der Gesamtkapazität und damit zur entsprechenden Erhöhung der jeweils erforderlichen Stimulationsenergie führt. Bei der durch den Gegenimpuls bedingten anodischen Polung werden OH^- -Ionen in den Festkörper gezogen und führen dort zur Vergrößerung der Oxidschichtdicke. Dies hat eine weitere Verringerung der Phasengrenzkapazität und damit eine weitere Erhöhung der Elektrodenimpedanz zur Folge. Die anodischen Pulse, die bei der Effektivitätserkennung bei dem üblichen Ladungsintegrationsverfahren als aktive Gegenpulse erforderlich sind, bewirken daher, daß die Effektivitätserkennung mit den bekannten Elektroden nicht oder nur bei einer erhöhten Energiemenge durchführbar ist.

[0016] Damit ist den herkömmlichen beschichteten porösen Elektroden wegen ihrer großen relativen Oberfläche zunächst grundsätzlich eine Stimulation mit gutem Erfolg bei niedriger Energie möglich. Es wurde nun erkannt, daß durch die Oxidationsneigung die Helmholtzkapazität verkleinert wird, was zu einer Erhöhung der Elektrodenimpedanz führt. Die damit hervorgerufene Beeinflussung der Elektroden-eigenschaften im Laufe der Implantationszeit ist deshalb so schwerwiegend, weil die Verschlechterung der Elektroden-eigenschaften Auswirkungen hat, welche ihrerseits dazu beitragen, daß die Stimulationseigenschaften zusätzlich ungünstig beeinflusst werden. So ist bei einer sich verschlechternden Elektrode eine höhere Impulsenergie notwendig, so daß zur Effektivitätserkennung auch ein Gegenimpuls mit größerer Energie notwendig ist, der seinerseits wieder zur Verschlechterung der Elektroden-eigenschaften beiträgt. Da die Impulsenergie und die zur Effektivitätserkennung notwendigen Gegenimpulse auf Werte eingestellt sind, welche über die gesamte Implantationsdauer des Schrittmachers Gültigkeit haben müssen, beruht die Verschlechterung der Betriebsbedingungen im Endeffekt im wesentlichen auf Maßnahmen, welche den verschlechterten Betriebsbedingungen eigentlich entgegenwirken sollen.

[0017] Die langzeitstabile, bioverträgliche Oberflächenbeschichtung der erfindungsgemäßen Stimulati-

onselektrode besteht aus einem Material, dessen Oxidationsneigung sehr gering ist, wobei sie vorzugsweise unter Verwendung eines inerten Materials, also eines Nitrides, Carbides, Carbonitrides oder aber eines reinen Elementes bzw. bestimmter Legierungen aus der Gruppe Gold, Silber, Platin, Iridium oder Kohlenstoff vakuumtechnisch auf die Elektrode aufgetragen wird. Wegen der fraktalen räumlichen Geometrie einer derart aufgetragenen Oberflächenschicht ist deren aktive Oberfläche sehr groß, so daß die zur Stimulation erforderliche Energiemenge gering gehalten werden kann.

[0018] Das Nachpotential einer Stimulationselektrode aus Titan, die mittels der reaktiven Kathodenzerstäubung eine gesputterte Iridiumschiicht aufweist, ist bis um das sechsfache (von ca. 600 auf ca. 100 mV) kleiner als das Nachpotential einer blanken Stimulationselektrode aus Titan. Wegen dieser signifikanten Verringerung des Nachpotentials ist die Erkennung des intrakardialen EKGs nicht nur auf herkömmliche Weise mit einem Verstärker und einer Triggerreinrichtung möglich, sondern es kann eine funktionsfähige Effektivitätserkennung angewandt werden, die ohne Gegenimpuls auskommt.

[0019] Durch die Verringerung der erforderlichen Stimulationsenergie über die Lebensdauer des Implantats kann auf sonst erforderliche Reserven verzichtet und in vorteilhafter Weise die Betriebszeit des Implantates entscheidend vergrößert bzw. die Gehäusegröße entscheidend verkleinert werden.

[0020] Zur erfolgreichen Stimulation ist eine bestimmte Ladung Q erforderlich. Der dazu notwendige Strom lädt auch die Helmholtzkapazität C_H auf, weshalb nach dem Stimulus eine Spannung, das sogenannte Nachpotential, über dem Kondensator meßbar ist. Da bei konstanter Ladung die an einem Kondensator abfallende Spannung invers proportional zur Kapazität ist, wird auch das Nachpotential durch eine hohe Helmholtzkapazität C_H , die durch die große aktive Oberfläche der Stimulationselektrode erzielt wird, herabgesetzt und seine zeitliche Änderung verringert. Da die inerte Oberflächenschicht der Stimulationselektrode keine bzw. nur eine sehr geringe Oxidationsneigung aufweist, kann – falls trotzdem unter bestimmten Bedingungen gewünscht – die Elektrode anodisch betrieben werden, ohne daß sich eine Oxidschicht bildet und/oder deren Schichtdicke d sich vergrößert, so daß die Helmholtzkapazität C_H stets auf einem hohen Wert gehalten werden kann, wobei das durch die Elektrode verursachte Nachpotential wie erwünscht gering gehalten wird und somit für die Optimierung des Stimulationsverhaltens durch eine sichere Effektivitätserkennung gesorgt wird.

Ausführungsbeispiel

[0021] Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung

sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet bzw. werden nachstehend zusammen mit der Beschreibung der bevorzugten Ausführung der Erfindung anhand der Figuren näher dargestellt. Es zeigen:

[0022] Fig. 1 ein Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Schaltung zur Verbesserung der Effektivitätserkennung,

[0023] Fig. 2a der zeitliche Verlauf der an der im Herzen verankerten Stimulationselektrode meßbaren Spannung,

[0024] Fig. 2b der zeitliche Verlauf des Eingangssignals des Differentiators der erfindungsgemäßen Schaltung,

[0025] Fig. 2c der zeitliche Verlauf des differenzierten Ausgangssignals der erfindungsgemäßen Schaltung,

[0026] Fig. 3 ein Ausführungsbeispiel einer Stimulationselektrode in schematischer Darstellung in Seitenansicht sowie

[0027] Fig. 4 eine vergrößerte Darstellung des Details IV der Fig. 3 im Schnitt.

[0028] Bei dem in Fig. 1 dargestellten Ausführungsbeispiel einer Schaltung zur Verbesserung der Effektivitätserkennung stellt der Block 1 eine übliche Schaltung zur Schrittmachersteuerung dar, durch die die Zeitpunkte der an das Herz abzugebenden Stimulationsimpulse bestimmt werden. Eine der Schaltung 1 nachgeschaltete Impulsformerstufe 2 erzeugt Impulse vorgegebener Zeitdauer, welche einer Impulsausgangsstufe 3 zugeführt werden und über einen Koppelkondensator 4 einer im Herzen 5 verankerten Elektrode 6 zugeleitet werden. Das Stimulationssignal verändert die elektrochemischen Verhältnisse im Herzen 5, so daß die durch den Stimulationsimpuls ausgelöste Herzreaktion und deren elektrische Auswirkungen bei herkömmlichen Schaltungen weitgehend durch den Stimulationsimpuls überdeckt waren. Des weiteren ist auch der Koppelkondensator sowie die elektrolytische Doppelschicht der Elektrode (Helmholtzkondensator) 6 aufgeladen (Nachpotential), so daß das EKG vom Herzen 5 nur mit Schwierigkeiten aufgenommen werden konnte.

[0029] Bei der vorliegenden Schaltung wird nun das Herzsignal über einen Verstärker 7 an der dem Herzen abgewandten Seite des Ausgangskondensators 4 aufgenommen und einem Analog-Digital-Wandler 8 zugeführt. Die digitalisierten Ausgangssignale gelangen zu einer Sample&Hold-Schaltung in Form einer Schieberegisters 9, das durch einen Taktgenerator 10 über ein UND-Gatter 11 getaktet die im Herzen nach dem Stimulationsimpuls aufgenommenen Signale in digitalisierter Form für einen Fensterzeitraum

speichert. Die Signalspeicherung wird durch das Ausgangssignal der Impulsformerstufe 2 selbst ausgelöst, wobei nach einer Verzögerung um eine Zeitdauer τ durch ein Verzögerungsglied 12 ein Flip-Flop 13 über seinen Setzeingang gesetzt wird, welches seinerseits über den weiteren Eingang des UND-Gatters 11 die vom Taktgeber 10 ausgehenden Taktsignale zum Schieberegister 9 gelangen läßt. Das Flip-Flop 13 bleibt dabei für einen vollständigen Ein- und Auslesevorgang des Schieberegisters 9 gesetzt.

[0030] Sobald das Schieberegister 9 mit den digitalen Werten beschrieben ist und somit ein Zählzyklus ausgeführt wurde, wird von der Schaltung ein Signal "Ende" ausgegeben, welches über ein weiteres UND-Gatter 14 ein zweites Flip-Flop 15 setzt. Das Setzen des Flip-Flops 15 ist dabei unter Mitwirkung des UND-Gatters 14 nur dann möglich, wenn das Flip-Flop 13 sich bereits im gesetzten Zustand befindet – also Signale vom Herzen innerhalb des Fensterbereiches aufgenommen wurden. Das Setzen des Flip-Flops 15 kennzeichnet den Auslesevorgang des Schieberegisters 9.

[0031] Mit dem Setzen des Flip-Flops 15, welches den Auswertungszeitraum kennzeichnet, wird das Schieberegister 9 weiter getaktet. Das Ausgangssignal des Flip-Flops 15 schaltet aber einerseits über einen Eingang "low" den Taktgenerator 10 auf eine niedrigere Frequenz und aktiviert andererseits den Eingang "Auslesen" des Schieberegisters 9, so daß dieses in den Zustand zum Ausgeben der gespeicherten Daten zur nachfolgenden Schaltung 16 gesetzt wird. Das Auslesen erfolgt dabei nach dem Prinzip "FIFO" entsprechend einer Speicherfolge in der Reihenfolge "first in-first out". Die Schaltung 16 bildet dabei eine digitale Differenzierschaltung, welche entsprechend dem Takt des Schieberegisters 9 über ein weiteres UND-Gatter 17 angesteuert wird und jeweils die Differenz zweier aufeinanderfolgender werte (und damit deren Steigung) ermittelt.

[0032] Das Überschreiten eines vorgegebenen Schwellwertes durch den Maximalwert der durch die Differenzierschaltung 16 ermittelten Steigung wird über einen Diskriminator 18 festgestellt und das entsprechende digitale Ausgangssignal setzt ein weiteres Flip-Flop 19, welches durch das Auffinden eines herzeigenen Signals im EKG auf diese Weise eine erfolgreiche Stimulation festhält. Über eine strichpunktierte Verbindung 20 wird dieser Zustand festgehalten und der Schaltung zur Schrittmachersteuerung 1 übermittelt, welche daraufhin ihren Betriebsparameter entsprechend ändert und die weitere Stimulation unter Berücksichtigung einer ausgeführten erfolgreichen Stimulation vornimmt.

[0033] Das Flip-Flop 19 wird durch den nächsten vom Impulsformer 2 abgegebenen Impuls zurückgesetzt und damit auf die Erkennung des Herzsignals

im nächsten Stimulationszyklus vorbereitet. Gleichzeitig wird damit auch das Flip-Flop **15** zurückgesetzt, so daß beim nächsten Stimulationszyklus wieder mit einem Einschreibvorgang in das Schieberegister **9** begonnen wird. Das Flip-Flop **13**, welches die übergeordnete Kontrolle über den Ein-Auslese-Vorgang des Schieberegisters **9** hat, wurde bereits durch das mit dem Beenden des Auslesevorgangs ausgegebenen Signal "Ende", wenn das Schieberegister wieder einen Durchlaufzyklus beendet hat, über ein weiteres UND-Gatter **21** zurückgesetzt, welches ein entsprechendes Ausgangssignal abgibt, wenn das Flip-Flop **15** ebenfalls gesetzt ist, also bereits das Auslesen stattgefunden hat.

[0034] In den **Fig. 2a** bis **2c** ist der zeitliche Verlauf der Eingangssignale bei einer derartig verbesserten Effektivitätserkennung dargestellt.

[0035] In **Fig. 2a** ist der Verlauf der an der Elektrode **6** meßbaren Spannung wiedergegeben, in **Fig. 2b** ist das Eingangssignal des Differentiators **16** und in **Fig. 2c** das differenzierte Ausgangssignal, mit dessen Hilfe eine EKG-Erkennung durchgeführt werden kann, dargestellt.

[0036] Mit der Rückflanke des Stimulationssignals **S** wird nach Ablauf einer vorgegebenen Verzögerungszeit τ für einen Zeitbereich **a** (Zeitfenster), das an der Stimulationselektrode aufgenommene Signal gemäß **Fig. 2a** nach Vorverstärkung in seinem Verlauf zwischengespeichert.

[0037] Das auf diese Weise ausgeblendete und in **Fig. 2** dargestellte Signal, kann dann innerhalb des ausgeblendeten Zeitfensters ein von einer auszulösenden Herzeigenaktivität herrührendes EKG-Signal hin untersucht werden, wobei der Abstand zwischen der Rückflanke des Stimulationssimpulses **S** und dem Beginn des Zeitfensters, in dem die Elektrodenspannung U_{EL} nach dem Stimulus **S** dem Differentiator **16** zugeführt wird, so groß sein nun daß ein eventuelles Überschwingen des Eingangsverstärkers **7** noch abklingen kann.

[0038] Durch die Bildung der, in **Fig. 2c** dargestellten, ersten Ableitung des Zeitsignals gelingt eine zusätzliche Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses, da gerade im Maximum eines kleinen scharfen Impulses sehr große Änderungen der Kurvensteigung auftreten.

[0039] Bei der in **Fig. 3** in schematischer Seitansicht dargestellten Stimulationselektrode **101** handelt es sich um eine unipolare Noppenelektrode mit einem einen zylinderförmigen Grundkörper **102** aus Titan aufweisenden Kopf. Der zylinderförmige Grundkörper **102** weist erfindungsgemäß eine aus einem inerten Material Iridiumnitrid (IrN) bestehende Oberflächenbeschichtung **103** auf, die mittels Kathodenzer-

stäubung auf den zylinderförmigen Grundkörper **102** der Titanelektrode aufgebracht ist. Die Elektrode weist eine gewendelte, elektrisch leitende Zuleitung **104** auf, die mit einer elektrisch isolierenden Ummanntelung **105** aus Silikon versehen ist. In der Zeichnung ist diese Silikonummanntelung transparent wiedergegeben. An die Silikonummanntelung angeformt sind nach rückwärts gerichtete flexible Befestigungselemente **106** und **107**, welche zur Verankerung der Elektrode im Herzen dienen, wobei die Oberfläche des Grundkörpers in Kontakt mit der inneren Herzoberfläche gehalten wird.

[0040] Der Grundkörper **102** ist mittels eines hohlzylindrischen Ansatzes **108** über die Zuleitung **104** geschoben und dort befestigt, wobei dieser Ansatz in der Zeichnung geschnitten dargestellt ist.

[0041] In **Fig. 4** ist ein Ausschnitt (Detail IV in **Fig. 3**) der aktiven Oberfläche vergrößerten wiedergegeben. Wie aus der Darstellung ersichtlich ist, wird durch die (unmaßstäblich vergrößerte) fraktale räumliche Geometrie der im mikroskopischen Bereich stengelartig gewachsenen Beschichtung **103** eine wesentliche Vergrößerung der aktiven Oberfläche erzielt. Die erzielte Oberflächenvergrößerung liegt im Bereich von mehr als tausend.

Patentansprüche

1. Herzschrittmacher mit Mitteln zur Effektivitätserkennung, die einen Eingangsverstärker umfassen, der mit einer Stimulationselektrode verbunden und ausgebildet ist, innerhalb eines vorgegebenen Zeitfensters nach Abgabe eines Stimulationsimpulses über die Stimulationselektrode ein eine Aktivität des Herzens in Reaktion auf den Stimulationsimpuls anzeigendes Signal aufzunehmen, und ein Differenzierglied derart ausgebildet ist, das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal aufzunehmen und zu differenzieren und ein differenziertes Ausgangssignal abzugeben, das für die Effektivitätserkennung ein Maß für die Herzaktivität bildet, wobei der Beginn des Zeitfensters nach dem Abklingen eines Überschwingers des Eingangsverstärkers auf einem Zeitpunkt gelegen ist, zu dem die Steigung und/oder Amplitude des Eingangssignals ohne ein Vorhandensein eines die Aktivität des Herzens anzeigenden Signals kleiner ist als der Schwellwert für das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal.

2. Herzschrittmacher nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen dem Stimulationsimpuls und dem Zeitfenster keine Polaritätsumkehr des Ausgangssignals des Schrittmachers erfolgt.

3. Herzschrittmacher nach einem der Ansprüche 1 oder 2, gekennzeichnet durch ein Schieberegister, das ausgebildet ist, das die Aktivität des Herzens anzeigende Signal zwischenspeichern.

4. Herzschrittmacher nach einem der Ansprüche 1 bis 3, gekennzeichnet durch einen Maximalwertdetektor mit Schwellwertstufe, der mit dem Differenzierglied verbunden und zur Aufnahme des Ausgangssignals des Differenziergliedes ausgebildet ist, wobei das Ausgangssignal der Schwellwertstufe bei Überschreitung eines vorgegebenen Schwellwertes ein Herzaktivitätssignal bildet.

5. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche mit einer Stimulationselektrode mit einer porösen Oberflächenbeschichtung deren aktive Oberfläche wesentlich größer ist als die sich aus der geometrischen Grundform der Elektrode ergebende Oberfläche, dadurch gekennzeichnet, dass die Oberflächenbeschichtung aus einem inerten Material, d. h. einem Material ohne bzw. mit einer nur sehr geringen Oxidationsneigung besteht, wobei das Material der Oberflächenbeschichtung aus einem inerten Element, einer inerten chemischen Verbindung und/oder einer inerten Legierung gebildet ist.

6. Herzschrittmacher nach Anspruch 5 dadurch gekennzeichnet, dass die aktive Oberfläche durch eine, insbesondere fraktale, räumliche Geometrie um einen Faktor von mindestens tausend größer ist als die sich aus der geometrischen Grundform der Elektrode ergebende Oberfläche.

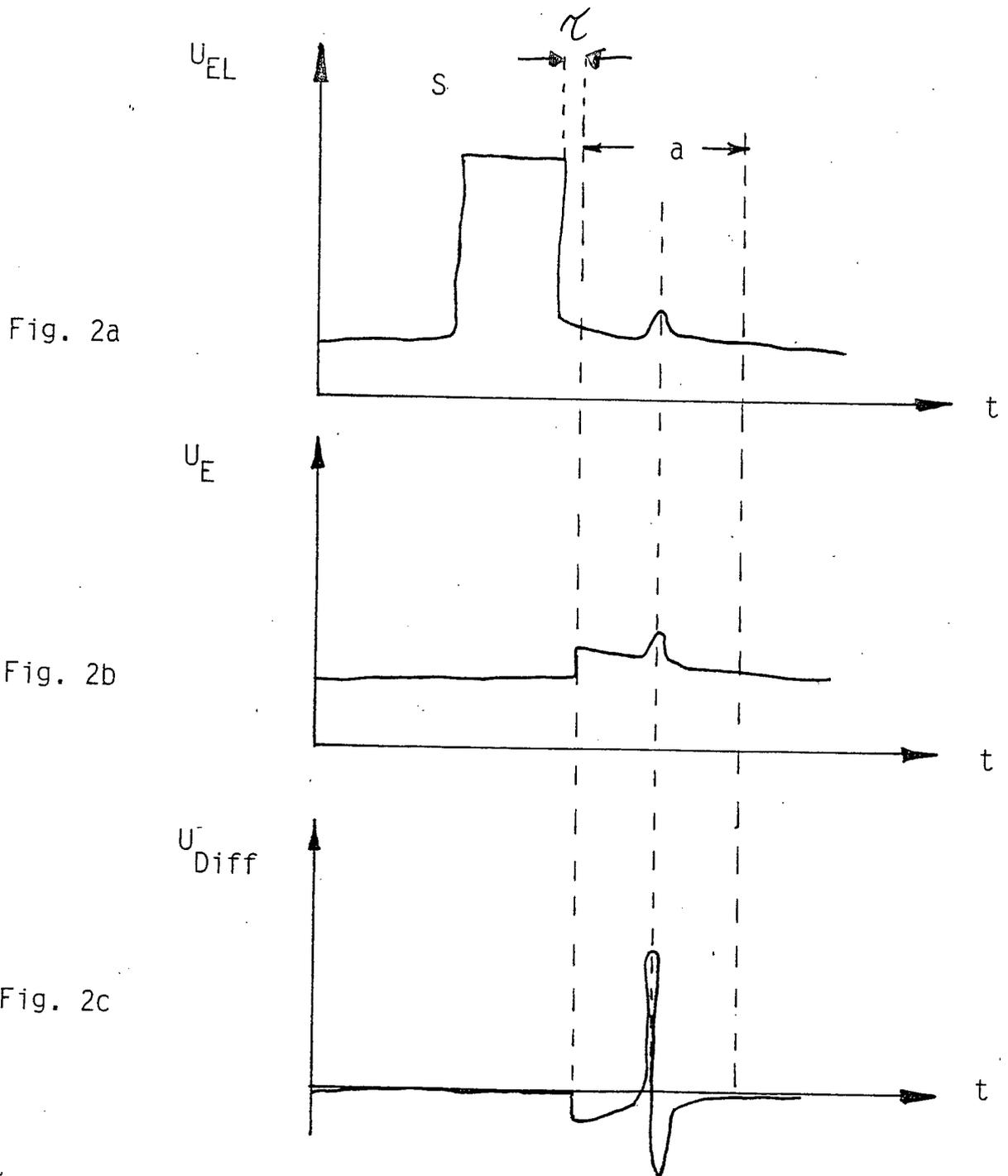
7. Herzschrittmacher nach einem der Ansprüche 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, dass als inertes Material ein Nitrid, Carbid oder Carbonnitrid oder aber ein reines Element bzw. eine Legierung aus der Gruppe Gold, Silber, Platin oder Kohlenstoff vorgesehen ist.

8. Herzschrittmacher nach einem der Ansprüche 5 bis 7; dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrode anodisch betrieben ist.

9. Herzschrittmacher nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die anodisch betriebene Elektrode die Referenzelektrode in einem bipolaren System oder eine Elektrode eines Systems bildet, welches eine Impedanzmessung im Herzen vornimmt.

10. Herzschrittmacher nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrode die aktive Oberfläche eines Herzschrittmachergehäuses bildet.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen



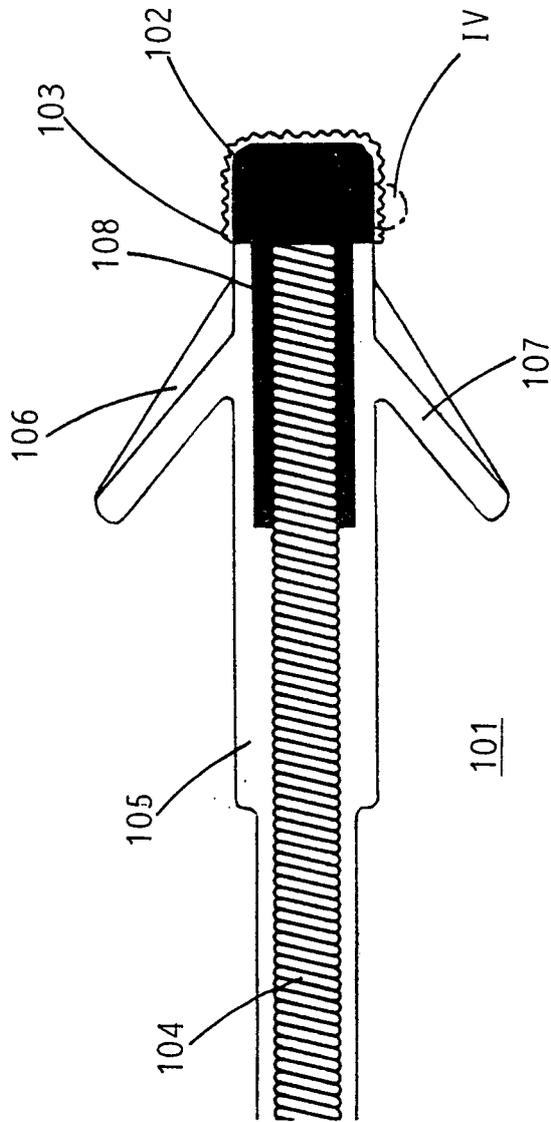


Fig. 3

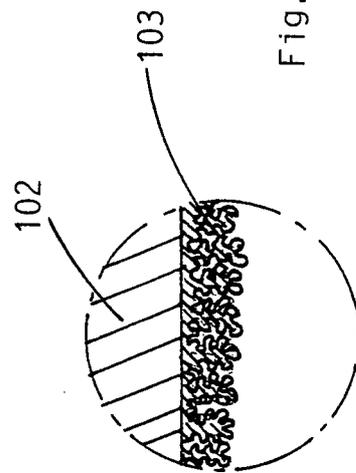


Fig. 4