PCT WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales Büro

INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation 4 :		(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 89/ 04192
A61N 1/365, 1/368	A1	(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 18. Mai 1989 (18.05.89)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE88/00723

(22) Internationales Anmeldedatum: 14. November 1988 (14.11.88)

(31) Prioritätsaktenzeichen: P 37 39 091.0

(32) Prioritätsdatum: 13. November 1987 (13.11.87)

(33) Prioritätsland: DE

(71) Anmelder *(für alle Bestimmungsstaaten ausser US)*: BIOTRONIK MESS- UND THERAPIEGERÄTE GMBH & CO. [DE/DE]; Ingenieurbüro Berlin, Woermannkehre 1, D-1000 Berlin 47 (DE).

(72) Erfinder; und
(75) Erfinder/Anmelder *(nur für US)* : SCHALDACH, Max [DE/DE]; Turnstr. 5, D-8520 Erlangen (DE).

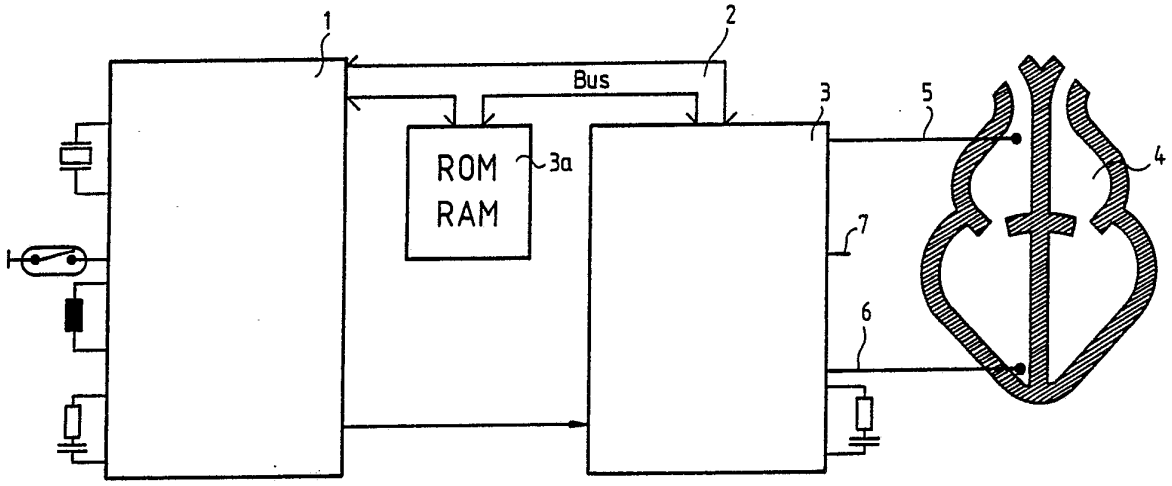
(74) Anwalt: CHRISTIANSEN, Henning; Pacelliallee 43/45, D-1000 Berlin 33 (DE).

(81) Bestimmungsstaaten: AT (europäisches Patent), BE (europäisches Patent), CH (europäisches Patent), DE (europäisches Patent), FR (europäisches Patent), GB (europäisches Patent), IT (europäisches Patent), JP, LU (europäisches Patent), NL (europäisches Patent), SE (europäisches Patent), US.

Veröffentlicht
Mit internationalem Recherchenbericht.

(54) Title: CARDIAC PACEMAKER

(54) Bezeichnung: HERZSCHRITTMACHER



(57) Abstract.

In an implantable cardiac pacemaker with several inputs for signal reception and switching means connected to these inputs for signal processing, analog signals obtained through signal receivers from external and/or internal sources are consecutively transmitted on a common signal transmission path inside and/or outside the cardiac pacemaker housing.

(57) Zusammenfassung

Implantierbarer Herzschrittmacher mit mehreren Eingängen zur Signalaufnahme und mit diesen Eingängen verbundene Schaltmittel zur Signalverarbeitung, wobei von externen Quellen und/oder von internen Quellen über Signalaufnehmer erhaltene analoge Signale auf einem gemeinsamen Signalübertragungsweg innerhalb und/oder außerhalb des Herzschrittmachergehäuses zeitlich sequentiell übertragen werden.

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Code, die zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	**FR**	Frankreich	**MR**	Mauritanien
AU	Australien	**GA**	Gabun	**MW**	Malawi
BB	Barbados	**GB**	Vereinigtes Königreich	**NL**	Niederlande
BE	Belgien	**HU**	Ungarn	**NO**	Norwegen
BG	Bulgarien	**IT**	Italien	**RO**	Rumänien
BJ	Benin	**JP**	Japan	**SD**	Sudan
BR	Brasilien	**KP**	Demokratische Volksrepublik Korea	**SE**	Schweden
CF	Zentrale Afrikanische Republik	**KR**	Republik Korea	**SN**	Senegal
CG	Kongo	**LI**	Liechtenstein	**SU**	Soviet Union
CH	Schweiz	**LK**	Sri Lanka	**TD**	Tschad
CM	Kamerun	**LU**	Luxemburg	**TG**	Togo
DE	Deutschland, Bundesrepublik	**MC**	Monaco	**US**	Vereinigte Staaten von Amerika
DK	Dänemark	**MG**	Madagaskar		
FI	Finnland	**ML**	Mali		

Herzschrittmacher

B e s c h r e i b u n g

Die Erfindung betrifft einen Herzschrittmacher der im Oberbegriff des Anspruchs 1 angegebenen Art.

Bei neuzeitlichen Herzschrittmachern werden eine Reihe von Eingangssignalen verarbeitet, die an getrennten Leitungen

anfallen. Diese Signale müssen jeweils entsprechend dem Signalpegel in der Amplitude heraufgesetzt und gegebenenfalls gefiltert oder zwischengespeichert werden. Dazu sind bei den bekannten Schrittmachern getrennte Eingangsverstärker notwendig, welche in konventionneller Ausführung ein beträchtliches Bauvolumen erfordern, das der geforderten Verkleinerung der Außenmasse von implantierbaren Herzschrittmachern entgegensteht. Auch in integrierter Ausführung ist die durch mehrere Vorverstärker und Filter belegte Fläche auf einem Siliziumchip beträchtlich. Dazu kommt, daß die Schaltungen in Analogausführung im Vergleich zu digitalen Schaltungen recht aufwendig sind und eine Vielzahl von integrierten Bauelementen erfordern, die den zusätzlichen Aufwand für jeden Verarbeitungskanal beträchtlich werden lassen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Schaltung für einen Herzschrittmacher anzugeben, die trotz einer erhöhten Zahl von Eingangskanälen nur eine Vergrößerung des Aufwands erfordert, die geringfügig über den für einen einzigen Kanal zutreffenden Maßnahmen liegt.

Diese Aufgabe wird durch die im kennzeichnenden Teil des Anspruchs 1 angeführten Maßnahmen gelöst.

Der Erfindung beruht auf der Erkenntnis, daß die bei der Signalverarbeitung im Herzen auszuwertenden Signale hinsichtlich der zu berücksichtigenden zeitlichen Änderungen eine weitaus geringere Übertragungsbandbreite benötigen als übliche Vertärkerschaltungen bieten.

Durch die zeitlich überlagerte Betriebsweise können in ein und demselben Übertragungskanal sämtliche oder nahezu sämtliche für das Betriebsverhalten eines Herzschrittmachers relevanten Signale verarbeitet werden.

Besonders vorteilhaft dabei ist, daß gleichzeitig mit der sequentiellen Umschaltung zwischen Signalquellen, Übertragungsweg und Ausgangsanschlüssen auch die Übertragungseigenschaften des Übertragungswegs durch Umschaltung von Verstärkungsfaktoren und/oder Filtereigenschaften insbesondere mittels entsprechend synchron umschaltbarer Kapazitäten umschaltbar sind. Hierbei fügen sich die Umschaltungen in die sequentiellen Taktzeiten ein, so daß bei ein Umschaltvorgang eines Signalwegs darin besteht, daß im Verlauf der wiederkehrenden Taktsequenz unterschiedliche Signalwege periodisch eingeschaltet werden. Daneben können aber auch Signale für unterschiedliche Betriebsweisen innerhalb einer wiederkehrenden Taktsequenz übertragen werden, so daß die Signale für diese Betriebsweisen hinsichtlich der Signalverarbeitung quasi "gleichzeitig" verarbeitet werden können, wobei erst in einer nachfolgenden Stufe dasjenige Signal ausgewählt wird, welches das beste Ergebnis bietet.

Der Übertragungsweg kann gleichzeitig für Signalformungs- und Regelzwecke eingesetzt werden, wobei die Eigenschaften des Übertragungswegs auch geregelt verändert werden können, wobei eine Rückkopplung in der Weise erfolgt, daß die Eigenschaften der Leitung in Abhängigkeit von den über diese übertragenen Daten veränderbar sind, wobei in vorteilhafter Weiterbildung der Übertragungsweg selbst bzw.

ein zeitsequentieller Teil desselben auch die Regelstrecke bilden kann.

Damit ergibt sich eine optimierte Verstärkerkonfiguration für implantierbare Herzschrittmacher. Die Konfiguration erfordert minimale externe passive Komponenten und eine minimale Anzahl von IC-Schaltungen, um einen Multiplex-Zweikammerbetrieb einschließlich atrialer und ventrikulärer endokardialer EKG-Überwachung und Signalaufnahme zu gewährleisten. Außerdem ist die bipolare und unipolare Betriebsweise programmierbar sowie das Austasten des Eingangs und programmierbare Empfindlichkeit (Verstärkung). Auf dem Chip ist eine mehrpolige Multiplex-Bandpaß-EKG-Filterschaltung vorgesehen, um R-Wellen und P-Wellen-Signale zu erfassen.

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:

Figur 1 ein prinzipielles Blockschaltbild eines Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Herzschrittmachers,

Figuren 2a und 2b ein detaillierteres Blockschaltbild entsprechend demjenigen gemäß Figur 1,

Figur 3 ein Detailschaltbild des Multiplex-Übertragungswege enthaltenden Verarbeitungsteils gemäß Figur 2b,

Figuren 4 bis 6 Einzelheiten von Schaltungen des Multiplex-Verarbeitungsteils gemäß Figur 3 sowie

Figur 7 ein entsprechendes Zeitdiagramm.

Bei dem in Figur 1 dargestellten Blockdiagramm ist eine Controller-Einheit 1 über einen Bus 2 verbunden mit einer Analog-Einheit 3. An den Bus 2 angeschlossen ist weiterhin ein Speicher 3a, bestehend aus ROM- und RAM-Speicherbereichen. In den Analogteil 3 sind die Verbindungsleitungen zum Herzen 4 angeschlossen sowie weitere Sensoren für im Körper des Patienten abzuleitende Parameter. Im dargestellten Ausführungsbeispiel sind eine Vorhof-Elektrode 5, eine Kammerelektrode 6 und ein weiterer Sensoreingang 7 dargestellt. Die Controller-Einheit 1 und die Analog-Einheit 3 sind mit weiteren Baugruppen beschaltet, welche in den nachfolgenden Blockschaltbildern näher beschrieben sind. Die in Figur 1 dargestellten Baugruppen sind zusammen mit einem Energieversorgungsteil in ein implantierbares Gehäuse hermetisch eingeschlossen und mit Anschlüssen für die externen Elektroden bzw. Sensoren versehen.

In den im Figur 2a dargestellten Blockschaltbild wird eine CPU 8 von einem quarzstabilisierten Taktgenerator 9 mit dem Systemtakt versehen. Von der CPU aus werden die digitalen Datenverarbeitungsvorgänge gesteuert, wobei die digitalen Daten zwischen den Blöcken über den Bus 2 ausgetauscht werden. Die CPU verweilt in einem Ruhezustand, wenn nicht durch externe Ereignisse oder einen Zeitgeber 9 veranlaßte Interrupts eine Behandlung durch die CPU erfordern. Sämtliche Interrupts werden zentral von einer Interrupt-Verarbeitungseinheit 11 erfaßt und über die Leitung IRQ (Interrupt-Request) der CPU mitgeteilt. Auf diese Weise werden die bekannten Schrittmacherfunktionen reali-

siert, wobei Stimulationsimpulse entweder in vorgegebenem Zeitabstand nach im Herzen aufgenommenen Spontan-Ereignissen oder - bei Ausfall dieser Ereignissen - im vorgegebenen Zeitabstand ausgelöst werden. Die Verknüpfung dieser Ereignisse erfolgt nach einem vorgegebenen Programm, welches in dem in Figur 1 dargestellten Speicher 3 vorgegeben ist. Dieses Programm bildet die Grundlage für die Systemsteuerung und die Übertragung von Daten zwischen den einzelnen Blöcken des Controllers. Dazu gehören weiterhin eine Überwachungsschaltung 12, welche mittels einer RC-Zeitkonstante die Stimulationsereignisse zusätzlich überwacht und eine redundante Schrittmacherschaltung im Analogteil synchronisiert, welche bei Ausfall des Digital-Systems eingreift. Die RC-Zeitkonstante 13 der Überwachungsschaltung 12 ermöglicht eine vom Systemtakt unabhängigen Zeitvergleich.

Ein konventioneller Reed-Schalter 14 ist mit einer Entprellungsschaltung 15 versehen und ermöglicht die bei Herzschrittmachern bekannten Magnetschalter-Funktionen. Weiterhin ist mit dem Bus 2 eine bidirektionale Telemetrieschaltung 16 verbunden, welche über eine Spule 17 mit einer externen Programmiereinheit kommuniziert und sowohl die "Programmierung" der Schrittmacherschaltung in der Weise ermöglicht, daß die systemeigenen Programme, und damit die Betriebsparameter des Schrittmachers, verändert werden, als auch die Übertragung von EKGs und Schrittmacherdaten aus dem Körper des Patienten heraus zuläßt.

In Figur 2b ist der Analogteil des erfindungsgemäßen Schrittmachers dargestellt, wobei verschiedene Analog-Ein-

heiten mit dem Systembus 2 zusammenarbeiten. Zentrale Baugruppe ist dabei eine analoge Multiplex-Verarbeitungseinheit 18, welche gesteuert vom Systembus verschiedene analoge Signale in einem gemeinsamen Kanal überträgt und formt. Die Taktsteuerung erfolgt dabei vom Bus 2, während die analogen Ein- und Ausgangssignale zu den nachfolgend beschriebenen analogen Einheiten gelangen.

Neben den ausschließlich für die Schrittmacherfuntkionen notwendigen Signalen sind zusätzliche Baugruppen zur Überwachung von schrittmacherinternen Funktionen vorgesehen. So können der Batteriestrom 19, die Batteriespannung 20 sowie ein über den Datenbus programmierbarer Spannungsvervielfacher in ihrer Funktion durch periodische Abfrage der Ausgangsdaten überwacht werden. Als weitere innerhalb des Schrittmachers zur Verfügung stehende Größe wird von einer Temperatursensor-Einheit 22 die aktuelle Körpertemperatur des Patienten abgefragt und der Verarbeitungseinheit 18 zugeführt. Hierbei handelt es sich dann um eine Größe, welche als Maß für die körperliche Belastung auf die Schrittmacherrate Einfluß nimmt. Entsprechendes kann auch für die Daten der Energiequelle gelten, wobei es beispielsweise bekannt ist, mit Abfallen der Batteriespannung auf einzelne Leistungsmerkmale des Schrittmachers zu verzichten bzw. die Impulsabgabe ökonomischer zu gestalten. Die Ausgangssignale des analogen Multiplexers gelangen in diesem Fall zu einem Analog-Digital-Converter (ADC) 23. Am Beispiel einer Schleife 24 ist aber auch gezeigt, daß die Analog-Signale den Multiplexer-Verarbeitungsweg mehrfach durchlaufen können, wobei eine "Sample-and-hold"-Schaltung für eine Zwischenspeicherung sorgt, da diese aufein-

anderfolgende Verarbeitung in unterschiedlichen "Verarbeitungsfenstern" erfolgen muß, um eine Rückkopplung zu vermeiden und um beispielsweise sicherzustellen, daß eine unterschiedliche Signalfilterung oder -zwischenspeicherung mittels Zeitkonstanten erfolgen soll.

Auf diese Weise kann beispielsweise die zeitverzögerte Änderung der Herzschlagrate bei Änderungen der Körpertemperatur mit den dabei zu berücksichtigenden Zeitkonstanten in analoger Form auf dem Verarbeitungsweg nachgebildet werden. Durch eine geringe Taktfrequenz für diesen Verarbeitungskanal verlaufen die entsprechenden Ausgleichsvorgänge in den so gebildeten Signalfilterschaltungen entsprechend langsam. Mit der analogen Multiplex-Verarbeitungseinheit steht weiterhin eine zu einem externen Anschluß des Schrittmachers führende Leitung 26 in Verbindung, welche - siehe weiter unten beschrieben - bereits in zeitlich multiplexer Überlagerung eintreffende Daten in den zeitlichen Ablauf der Verarbeitungseinheit 18 einbindet.

Die weiteren mit dem Körper in Verbindung tretenden Ausgangsleitungen, wie die beiden Atrium-Anschlüsse 27 und 28 und die beiden Ventrikel-Anschlüsse 29 und 30 lassen sich durch einen Betriebsarten-Umschalter 31, der über die Bus-Leitung 2 gesetzt werden kann, alternativ in bipolarer oder unipolarer Betriebsweise benutzen. Zusätzlich über den Betriebsarten-Umschalter 31 gelangen von Anschlüssen 32 und 33 zusätzlich im Körper des Patienten aufgenommene Signale in die entsprechende Verarbeitungseinheiten des Schrittmachers, wobei es sich in diesem Fall um Signalein-

gänge handelt, die mit der Elektrodenzuleitung verbunden werden. Die entsprechenden Signalaufnehmer sind dann entsprechend innerhalb der im Herzen anzubringenden Elektrode vorgesehen, wobei die Betriebsarten-Umschaltung in der Baugruppe 31 eine Anpassung an verschiedene Sensoren programmgesteuert über den Bus 2 zuläßt.

In einer weiteren Baugruppe 34, die über den Bus 2 angesprochen werden kann, sind die Eingangs- und Ausgangsstufen für die Herzstimulation und für die Signalaufnahme über die Elekrodenzuleitung vorgesehen. Es sind der Reihe nach die Endstufe (Ausgangsstufe) für die Stimulation des Atriums, der EKG-Verstärker (Sense-Eingang)-Stufe für das Atrium, die Endstufe für den Ventrikel, der EKG-Verstärker für den Ventrikel, eine interne Stromquelle für den Impedanzmessung im Herzen im Falle der Anwendung von Plethysmographie sowie eine Empfängerschaltung für Körperparameter.

Während die Impulsausgangs-Endstufen entweder über die entsprechenden auf dem Bus 2 vorhandenen Daten angesprochen oder aber die entsprechenden Impulse direkt durch ein zusätzliches redundantes Schrittmachersystem 35 ausgelöst werden, das von der Schaltung 12 in Figur 2a synchronisiert wird, geben die Eingangsstufen ihre Signale auf die analoge Multiplex-Verarbeitungseinheit 18 ab. Hier werden sie getaktet, nacheinander in zeitlicher Folge den notwendigen Verarbeitungen unterworfen, wie es anhand der detaillierteren Darstellung in Figur 3 näher beschrieben werden soll.

Das redundante System 35 erhält weiterhin die Eingangssignale der EKG-Verstärker in Atrium und Ventrikel jeweils direkt zugeführt, um beim Ausfall des digitalen Verarbeitungsteils unabhängig stimulierend wirken zu können, wobei als zeitbestimmendes Element ein RC-Zeitkonstante 39 wirkt. Das redundante Schrittmachersystem wird während des Betriebs des digitalen Systems von der Überwachungsschaltung 12 in Figur 2a über den RESET-Eingang synchronisiert, um jederzeit die Stimulation synchron weiterführen zu können.

Die von der Multiplex-Einheit entsprechend verarbeiteten Signale gelangen von der Einheit 18 zu Pegel-Detektoren 36, 37 und 38 für die jeweiligen Eingangssignale aus Atrium, Ventrikel oder sonstigen Körperregionen, wobei die Pegeldetektoren einstufige Analog-digital-Wandler bilden. Die Ausgangssignale dieser Detektoren 36 bis 38 erzeugen Interrupt-Anforderungen bei der Interrupt-Verarbeitungseinheit 11 in Figur 2a.

In Figur 3 ist die erfindungsgemäße optimierte Verstärkerkonfiguration mit Multiplex-Verarbeitung für einen Herzschrittmacher als Blockschaltbild näher dargestellt. Der strichpunktiert umrandete Teil entspricht dem Umfang der Darstellung in Figur 2b mit Ausnahme des dort wiedergegebenen redundanten Schrittmacherteils 35.

Das Blockdiagramm gemäß Figur 3 enthält einen externen Teil mit passiver Beschaltung und einen internen IC-Schaltkreis.

Details der Schaltungsanordnung sind anhand von beispielhaft ausgewählten Baugruppen in den Figuren 4 bis 6 wiedergegeben, während die Werte der Filterkomponenten in Tabelle 1 dargestellt sind. Die zugehörigen Zeitdiagramme finden sich in Figur 7.

Bei den in den Figuren 4 bis 7 näher dargestellten Baugruppen handelt es sich um die atriale und die ventrikuläre Eingangsschaltung 40 bzw. 41, den daran anschließenden Verstärker mit festem Verstärkungsfaktor 42, den folgenden Verstärker mit veränderlichem Verstärkungsfaktor 43, den Filter-Verstärker 44, Detektorschaltung 45 und die Sample&Hold-Schaltung 46. Die Eingänge der jeweils nachfolgend genannten Schaltung sind jeweils mit den Eingängen der vorher genannten Schaltung verbunden mit Ausnahme der Schaltungen 40 und 41, deren Ausgangssignale beide zu der Schaltung 42 gelangen, und der Schaltung 46, deren Eingang ebenfalls mit dem Ausgang der Schaltung 43 verbunden ist.

Ein Speicher/Dekoder 47 erzeugt die Steuersignale für die einzelnen Baugruppen im Multiplexbetrieb aus den auf dem Bus 2 anstehenden Signalen. Die ensprechenden Datenbytes werden in der notwendigen Folge vom digitalen Verarbeitungsteil (Controller) erzeugt. Ein entsprechendes Steuersignal auf dem Bus schaltet jeweils eine der jeweiligen Baugruppe zugeordnete Steuerleitung ein bzw. aus. Ein Zeitschema für die in den Figuren 4 bis 6 dargestellten Baugruppen ist in Figur 7 wiedergegeben. Durch das Programm des Controllers wird der Zeitgeber jeweils für den nächsten Zeitpunkt, zu dem ein entsprechendes Schaltsignal einer der Baugruppen zugeleitet werden soll, gesetzt und

nach Erreichen dieses Zeitpunkts ein Interrupt ausgelöst, der den möglicherweise zwischenzeitlich in den Ruhezustand gesetzten Prozessor (CPU) aktiviert.

In der Schaltung gemäß Figur 3 ist weiterhin die Möglichkeit vorgesehen, die multiplexe Signalübertragung auch bereits auf einer Leitung zu benutzen, die eine Verbindung zumindestens einem externen Meßaufnehmer oder beispielsweise auch der Schrittmacherelektrode bildet.

Eingangsschaltungen 48 und 49, welche im Aufbau den Schaltungen 40 und 41 entsprechen, sind separat vorgesehen und ausgangsseitig mit einem Verstärker mit festem Verstärkungsfaktor 50 verbunden, der dem Verstärker 42 konstruktionsmäßig entspricht. Die Eingänge des Verstärkers 50 werden mit den Eingangsschaltungen 48 und 49 gesteuert durch einen Taktgeber 51 Zyklus verbunden, so daß am Ausgang des Verstärkers 50 die im Pegel heraufgesetzten Signale, wie sie von den Schaltungen 48 und 49 abgegeben werden ausschnittsweise zyklich erscheinen. Die Schaltungen 48 bis 51 sind in in einer Baugruppe zusammengefaßt, welche mit der übrigen Schrittmacherschaltung, die entfernt davon - bevorzugt den außerhalb eines Gehäuses - angeordnet ist und nur mit einer Datenleitung und den Leitungen für die Stromversorgung verbunden ist.

Auf diese Weise können eine Anzahl von externen Meßstellen vorgesehen werden, ohne daß innerhalb des Körpers empfindliche, jeweils eine Vielzahl von Adern enthaltende, Leitungen verlegt werden müssen. In dargestellten Ausführungsbeispiel wird das Eingangssignal für die Eingangs-

schaltung 48 von einer zusätzlichen im Ventrikel angebrachten Elektrode V_Z abgeleitet, welche alle Signalerfassung unabhängig von einer Polarisierung der Stimulationselektrode ermöglicht. Das von der Hilfselektrode V_Z abgeleitete Signal kann auch dazu dienen, die Rückladung eines Ausgangskondensators der Stimulationsschaltung im Ventrikel durch sogenannte "Autoshort-Impulse", welche dem Stimulationsimpuls entgegengerichtet sind, zu überwachen, um auf diese Weise zu ermitteln, wann die Polarisierung der Stimulationselektrode soweit abgeklungen ist, daß sie wieder zur Signalaufnahme - und insbesondere zur Effektivitätserkennung - zur Verfügung steht.

Der Eingang der weiteren Schaltung 49 kann zur Ermittlung von plethysmographischen Daten dienen, welche über die elektrische Widerstandsverteilung in der Herzkammer Aussagen über die ventrikuläre Aktivität ermöglichen.

Die von der Baugruppe 50 sequentiell übertragenen Daten gelangen über die Zuleitung zu einem innerhalb des Schrittmachergehäuses befindlichen Schieberegister 52 und werden nach vollständiger Übertragung einer Datensequenz in eine Sample&hold-Schaltung 53 übertragen. Dieser Übertragungsvorgang wird ausgelöst durch einen Schalter 54, dessen Ausgangssignal die Sample&hold-Schaltung zur Aufnahme neuer Daten aktiviert. Der Schalter seinerseits wird angesteuert von einem Decoder 55, der auf ein zyklisch wiederkehrendes Signal innerhalb des Eingangssignals des Schieberegisters 52 anspricht, wobei dieses Signal das Ende einer Datensequenz anzeigt.

Im hier dargestellten Ausführungsbeispiel weist dieses Signal einen Pegel auf, der über die üblicherweise auftretenden weiteren Signalpegel hinausgeht und liegt an einem Eingang der Schaltung 50 als Signal "++" ständig an.

Infolge der zyklischen Abfrage dieser Eingänge bildet es ein Bezugssignal innerhalb der zyklisch aufeinanderfolgenden Signalproben. Die Decoderschaltung 55 stellt insoweit einen Schwellwertdetektor dar, welcher nur durch dieses in der Signalfolge erscheinende Bezugssignal zum Ansprechen gebracht wird. Die Ausgangssignale der Sample&hold-Schaltung 53 werden durch die Verstärkerschaltung 42 über deren zusätzliche Eingänge entsprechend zyklisch abgefragt, so daß die extern bereits multiplex übertragenenen Signalwerte in die Multiplex-Verarbeitung der Baugruppen 42 bis 46 übernommen werden. Bei dieser Ausführung werden die in ein Multiplexverfahren zum Schrittmacher übertragenen Daten mittels der Schaltungen 52 und 53 wieder in an verschiedenen Leitungen in analoger Form anstehende separate Signale übertragen, um mittels der Schaltung 42 erneut mittels Abtastung in Multiplex-Signale verwandelt zu werden.

Bei einer (gestrichelt dargestellten) Variante werden die durch die Baugruppe 50 gemultiplexten Daten direkt in die Multiplex-Zeitfolge der Baugruppen 42 bis 45 einbezogen. Dazu gelangen die von außerhalb gelegenen Meßwertaufnehmern ermittelten auf eine einzige Leitung gemultiplexten Daten vom Ausgang der Baugruppe 50 über die gestrichelt dargestellte Leitung direkt zu einem Eingang des Verstärkers 42.

Diese Daten sind zeitlich so angeordnet, daß sie nach dem Kennungsignal, welches wieder aus einem Impuls besteht, der eine größere Amplitude aufweist als die übrigen analogen Signalanteile, ein Zeitbereich ohne Signalübertragung erscheint, welcher ausreichend ist, um alle weiteren an Eingang des Verstärkers 42 erscheinenden Signale in zeitsequentieller Folge aufzunehmen.

Dabei werden durch die Programmierung des Systems und den Taktdecoder 47 jeweils bezüglich des Eingangs der Schaltung 42 für eine Anzahl Takte ausschließlich Signale über die Leitung vom Ausgang der Baugruppe 50 aufgenommen - entsprechend der Anzahl der auf dieser Leitung in sequentieller Folge erscheinenden Signale. Nach dem Kennungssignal werden in dem darauffolgenden Zeitfester ohne Signale vom Ausgang der Schaltung 50 die übrigen Eingänge des Verstärkers 42 nacheinander abgefragt, so daß am Aufgang der Schaltung 42 alle Eingangssignale der Schaltung 50 und alle weiteren Eingangssignale der Schaltung 42 in zeitsequentieller Folge erscheinen und nachfolgend in üblicher Weise weiterverarbeitet werden können.

Die nachfolgenden Schaltungen 43 und 44 werden also jeweils - wie für die Verarbeitung des jeweiligen analogen Eingangssignals vorgesehen - umgeschaltet, auch wenn der Eingang der Schaltung 42 für einige Taktsequenzen mit dem Ausgangs der entfernt gelegenen Schaltung 50 verbunden bleibt.

Voraussetzung für diese Betriebsweise ist eine Synchronisation des Taktgebers 51 mit der Taktgabe im Hauptsystem.

Das wird dadurch erreicht, daß der Taktdecoder in diesem Fall nicht - oder nicht ausschließlich - vom Systembus 2 angesteuert wird, sondern von einem separaten Taktgenerator 56, der seinerseits durch ein PLL-System gesteuert wird, welches vom Ausgang des Decoders 55 synchronisiert wird. Der Bezugsimpuls innerhalb der Ausgangssignale der Schaltung 50 sorgt also dafür, daß Taktgenrator 56 phasensynchron mit der von außen zugeführten sequentiellen (multiplexen) Signalfolge übereinstimmt.

Da durch das PLL-System die Phasenlage der Gesamtsequenzen übereinstimmt, lassen sich auch die einzelnen Signalanteile im Multiplex-Signal zeitlich synchron nacheinander erfassen, so daß die Einbindung der vom Ausgang der Schaltung 50 eingehenden sequentiellen Signalanteile in das von der Schaltung 42 erzeugte Zeitschema exakt erfolgen kann.

Die Rückführung von Signalen zur weiteren Verarbeitung vom Ausgang der Multiplexanordnung zurück zu deren Eingang soll am Beispiel des Signals dargestellt werden, welches der Baugruppe (Sample&Hold-Schaltung) 58 zugeführt wird. Dabei soll es sich um das der Körpertemperatur entsprechende Signal handeln, welches von der Schaltung 22 abgegeben wird. Dieses Signal steht am Ausgang der Schaltung 58 zur Verfügung. Die Übertragung dieses Signals innerhalb der Multiplex-Signalfolge erfolgt bevorzugt nur in größeren Zeitabständen, da die Änderungsrate gering ist. Auf diese Weise steht innerhalb des Kanals mehr Zeit für sich schneller ändernde oder weitere Signale zur Verfügung. Häufig ist für die Signalverarbeitung im Schrittmacher aber nicht der Absolutwert der Temperatur, sondern deren

zeitliche Änderung oder auch das Integral dieser Größe erforderlich. Zur entsprechenden analogen Verarbeitung wird das Ausgangssignal der Baugruppe 58 wieder zum Eingang der Baugruppe 42 zurückgeführt und in einem anderen zeitlichgen Fenster erneut unter jeweils sequentieller Einschaltung der betreffenden Zeitkonstanten-(Filter-)glieder ind der Schaltung 44 erneut verarbeitet. Auch diese Verarbeitung kann mit einer geringen Abtastrate erfolgen. Auf diese Weise lassen sich die speziellen Anforderungen der verschiedensten analogen Eingangssignale optimal erfüllen, wobei die gesamte analoge Signalverarbeitung im wesentlichen in einem einzigen Übertragungskanal erfolgen kann.

Unter Bezugnahme auf Figur 4 soll der dort dargestellte externe, diskrete Schaltungsteil näher beschrieben werden. Er besteht aus Eingangskondensatoren C1 und C2, welche Schutz gegen elektromagnetische Einstreuungen gewähren. Je eine Dreifachanordnung von Leistungs-Zenerdioden D1 und D2 bietet Schutz im Falle von Defibrillationen. Anti-Aliasing und Bandbegrenzungsfilter mit Differential-Eingang werden durch Widerstände R1 bis R8 und Kondensatoren C1 bis C10 gebildet. Die Grenzfrequenzen des Eingangsbandes für den Differential-Eingangs-Filter für das Eingangssignal liegen bei 0,5 Hz und 100 Hz.

Die interne IC-Schaltung besteht aus einem Operationsverstärker A1 mit Multiplexeingang und fester Verstärkung, einem Multiplex-Verstärker A2 mit programmierbarer Verstärkung und einem mehrpoligen Band Multiplex-Bandpaß-Filterverstärker A3, A4 mit fester Verstärkung, denen Kom-

paratoren A5 bis A10 nachfolgen, welche Signalpegel detektieren, welche feste Schwellwerte überschreiten.

Der Verstärker A1 mit Multiplexeingang ist in Schaltkondensator-Technologie (SC) aufgebaut, wobei die feste Verstärkung durch das Verhältnis der Eingangs- zur Rückkopplungskapazität bestimmt wird. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel beträgt die Eingangskapazität 25 pF und die Rückkopplungskapazität 1 pF entsprechend einer festen Verstärkung von 25.

Der Programmierschalter ermöglicht eine unipolare/bipolare Arbeitsweise. In der Weise, daß die Eingangsverstärkertypologie entweder als unsymmetrischer Verstärker (Schalter offen) oder Differential-Verstärker (Schalter geschlossen) betrieben wird. Die Steuerschaltung für die Phase Φ-F bietet Austastsignale für den Eingang und Schutz vor Stimulationsimpulsen des selben Kanals oder der entfernten Feldern von Stimulationsimpulsen des anderen Kanals, welche an der sensenden Elektrode auftreten. Die Betriebweise des Multiplex-Verstärkers mit geschalteteten Kondensatoren ist abhängig von der Phasenlage von Schaltern bildenden Kondensatoten, welche von einem Taktgenerator mit zeitlich nicht überlappenden Impulsen gesteuert wird. Das Multiplexen der beiden Eingangssignale wird durch das Schalten jeder Eingangsstufe mit einer Hälfte der Abtastrate des Rückkopplungnetzwerkes des Verstärkers mit unsymetrischem Eingang bewirkt. Die Schaltsequenz ist in Figur 7 dargestellt. Während die als Austastschalter wirkenden Kondensatoren das Eingangssignal impulsweise kurzschließen, um in Zeitsegmenten, während der durch Ausgangssignale Stö-

rungen auftreten können kurzschließen, erzeugen die schaltbaren Kondensatoren in Eingangsteil des Verstärkers A1 zeitweise Verindungen zwischen den Signaleingangsleitungen des Verstärkers zu den Eingangsklemmen, wie sie dem bekannten bipolaren bzw. dem unipolaren Betrieb entsprechen.

Der Verstärker A2 mit programmierbarer Verstärkung ist in unsymmetrischer, geschalteter Kondensatortypologie mit einer Verstärkung, welche durch das Verhältnis von Eingangs- und Rückkopplungkapazität festgelegt wird. Bei dem bevorzugten Ausführungbeipiel ist die Eingangskapazität programmierbar in Stufen von 1, 2, 4 und 8 pF. Für den Fall, daß die Rückkopplungkapazität 0,6 pF beträgt, ist die Verstärkung programmierbar von 1,667 bis 25 in Stufen von 1,667. Eine maximale Über-alles-Verstärkung von 625 (25 mal 25) wird bei dem bevorzugten Ausführungsbeipiel von dem Eingangsverstärker und dem programmierbaren Verstärker gemeinsam erreicht. Die Betriebweise des Verstärkers mit geschalteten Kondensatores ist abhängig von der korrekten Phasenlage der Schalter, welche von dem Taktgenerator mit nicht überlappenden Takten gesteuert wird. Die Schaltfolge ist in Figur 7 wiedergegeben. Die geschalteten Kapazitäten wirken entsprechend den Rückkopplungs- und Eingangswiderstäden einer bekannten Operationverstärkerschaltung bei kontinuierlichem Betrieb.

Unter Bezugnahme auf Figur 5 soll das Multiplex-Mehrpol-Bandpaßfilter mit fester Vertärkung näher beschrieben werden. Es ist in geschalteter Kondesatortechnologie hergestellt mit Verstärkungs- und Bandpaßeigenschaften, welche

durch das Verhältnis der Kondensatorelemente in Rückkopplungs- und Eingangsnetzwerk festgelegt werden. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeipiel wird das Ausgangssignal des Verstärkers mit programierbarer Verstärkung nach einem Sample&Hold-Prinzip ermittelt, wobei die breitbandigen atrialen ind ventrikulären EKG-Signale in zwei Gruppen unterteilt werden. Die eine abgetastete Gruppe wird dem Eingang der Filterschaltung zugeführt, während die andere zur Telemetrie-Überwachungs-Einheit gelangt. Die das Übertragungsverhalten bestimmenden Filterglieder entsprechen in ihrem Aufbau den bekannten Filterschaltungen für kontinuierlichen Betrieb, wobei, bedingt durch die geschalteten Kapazitäten der Stromfluß impulsweise erfolgt. Die geschalteten Kapazitäten entsprechen dabei den Widerständen. Frequenzbestimmende Kondensatoren sind in herkömmlicher Weise ausgebildet, so daß diese Kondensatoren nur geladen oder entladen werden, wenn sie über die geschalteten Kapazitäten mit anderen Schaltungspunkten verbunden sind. Diese herkömmlichen Kondensatoren speichern also ihre Ladungen bis sie in der sequentiellen Folge wieder "bedient" werden. Zwischen diesen sequentiellen Taktzeiten ist ihr Zustand unveränderlich also "eingefroren", wenn man einmal von der natürlichen Selbstentladung absieht.

Die abgetasten Breitband-EKG-Eingangssignale werden gehalten und sequentiell gefiltert durch die Filterschaltung und das mehrpolige Rückkopplungnetzwerk, um gefilterte atriale und ventrikuläre EKG-Ausgangssignale zu erhalten. Diese Ausgangssignale werden sowohl dem Telemetrieüberwachungs als auch den Detektorschaltkreisen zugeführt. Die Multiplexfilter werden in unsymmetrischer Verstärker-

Topologie erzeugt, wobei zwei atriale Hochpaß- und ein atrialer Tiefpaß-Bereich vorgesehen ist, sowie zwei ventrikulärer Hochpaß- und ein ventrikulärer Tiefpaß-Bereich. Die sequentielle Phasenschaltung der Schalter wird gesteuert durch einen Taktgenerator mit nichtüberlappenden Impulsen. Die sequentiellen Phasen lagen der Taktsignale des Hochpaß- und Tiefpaß-Filters, erzeugen die gewünschten gefilterten Multiplexausgangssignale. Die Schaltimpulsfolge ist in Figur 7 dargestellt. Die sequentielle Betriebsweise der Schalter und der Hochpaß- bzw. Tiefpaß-Filterbereiche erzeugen gefilterte Ausgangssignale mit +80 db/pro Dekade im tieffrequenten Bereich und -40 db/pro Dekade im hochfrequenten Bereich.

Jede Filterschaltung trägt einen Anteil von 40 db/Dekade bei, so daß jeder Kanal zwei Hochpaß-Netzwerke und ein Tiefpaß-Netzwerk benötigt, um das gewünschte Filterverhalten zu erzeugen.

Die Eckfrequenzen werden durch die Kondensatorverhältnisse innerhalb jeder Filterschaltung festgelegt, wodurch die -3 db Eckfrequenzen zu 40 und 100 für den Vorhof, und mit 20 und 60 Hz für den Ventrikel festgelegt werden.

Die Rückkopplungswege der Filterschaltungen gemäß Figur 5 (obere Blöcke) sind in Figur 6 dargstellt.

Bezüglich der Verbindungswege zwischen den in den Figuren 4 bis 6 dargestellten Bauelemente wird auf die Stromlaufpläne bezuggenommen. Hinsichtlich der Einschaltzeiten der geschalteten Kapazitäten wird auf die entsprechend ge-

kennzeichneten Zeitintervalle und die zugeordneten Bezeichnungen der betreffenden Betriebsfunktionen verwiesen. Es ist ersichtlich, daß einige der schaltbaren Kondensatoren mit jedem zweiten Taktimpuls in der Impulssequenz getaktet - also aktiviert werden -, während andere Kondensatorgruppen alle vier, acht oder zwölf Impulse aktiviert werden. Auf diese Weise lassen sich durch die sequentielle Betriebsweise nachgebildete verzweigte, Signalwege in der Nachbildung erneut verzweigen oder in drei weitere Wege aufteilen (entsprechend der Taktung mit jedem achten oder zwölften Signalimpuls. Werden also beispielsweise die vom Verntrikel und Atrium aufgenommenen Signale abwechselnd über denselben Verstärker- und Filterweg verarbeitet, so lassen sich für Atrium- und Ventrikelsignale noch jeweil unterschiedliche Verstärkungs- oder Filtercharakteristiken einstellen. Die Vielfalt dieser "Auffächerung" von Signalverarbeitungswegen wird durch die erforderliche obere Grenzfrequenz bei der Signalübertragung bestimmt, da höchsten zu übertragenden Frequenzen durch die sequentielle Übertragung beeinträchtigt werden.

Die dargestellten Schaltungen enthalten die Verbindungswege der sequentiell nacheinander aktivierbaren Schaltungskonfigurationen überlagert, wobei die taktweise geschalteten Kondensatoren die Schaltelemente in den Verbindungswegen bilden, welche periodisch nacheinander aktiviert werden. In frequenzbestimmenden Schaltungen, wie Filtern, bilden diese Kapazitäten auch gleichzeitig die frequenzbestimmenden Schaltelemente, da ihre Werte so gewählt sind, daß sie - bezogen auf die Taktzeiten - unterschiedliche dynamische Widerstände bilden.

Die Änderung der Übertragungseigenschaften des multiplexen Übertragungswegs kann auch über den Digitalteil über einen entsprechenden Schaltzustand der jeweiligen geschalteten Kapazitäten in Abhängigkeit von der Auswertung der in den jeweiligen sequentiellen "Kanälen" übertragenen Daten erfolgen.

Auf diese Weise ist eine Amplitudenregelung und auch eine Änderung der Filtereigenschaften in Abhängigkeit von den Signalamplituden auf der Leitung möglich. Die Leitung mit ihren komplexen schaltbaren Übertragungseigenschaften kann dabei auf einem oder mehrenen zeitlichen Übertragungskanälen aufgrund einer für dessen Zeitsequenz programmierten Übertragungsfunktion auch einen "Regler" oder ein sonstiges mit Zeitkonstanten oder Filtereigenschaften behaftetes Glied bilden, wie es sich allgemein mit komplexen Übertragungsfunktionen beschreiben läßt.

Die Erfindung beschränkt sich in ihrer Ausführung nicht auf das vorstehend angegebene bevorzugte Ausführungsbeispiel. Vielmehr ist eine Anzahl von Varianten denkbar, welche von der dargestellten Lösung auch bei grundsätzlich anders gearteten Ausführungen Gebrauch machen.

* * * * *

Ansprüche

1. Implantierbarer Herzschrittmacher mit mehreren Eingängen zur Signalaufnahme und mit diesen Eingängen verbundene Schaltmittel zur Signalverarbeitung,

dadurch gekennzeichnet,

daß von externen Quellen und/oder von internen Quellen über Signalaufnehmer erhaltene analoge Signale auf einem gemeinsamen Signalübertragungsweg innerhalb und/oder außerhalb des Herschrittmachergehäuses zeitlich sequentiell übertragen werden.

2. Herzschrittmacher nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß synchron zu der Umschaltung der Verbindungen von den Signalaufnehmern zu dem Signalübertragungsweg einzelne oder mehrere der Signalübertragungseigenschaften verändert werden.

3. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Umschaltung der Verbindungen oder Signalübertragungseigenschaften mittels umschaltbarer Kondensatoren erfolgt.

4. Herzschrittmacher nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Schaltung mit den

umschaltbaren Kondensatoren in integrierter Form aufgebaut ist.

5. Herzschrittmacher nach Anspruch 4, daß bei im Signalübertragungsweg vorgesehenen Filterschaltungen die schaltbaren Kondensatoren die Filtereigenschaften mitbestimmende Kapazitäten bilden.

6. Herzschrittmacher nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß bei im Signalübertragungsweg vorhandenen Verstärkerschaltungen die Verstärkung durch Umschaltung der Eingangs- bzw. Rückopplungskapazität veränderbar ist.

7. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Schaltsignale zur Umschaltung der Signalwege von einem nachgeschalteten digital arbeitenden System erzeugt werden.

8. Herzschrittmacher nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Schaltsignale über einen entsprechenden Decoder über den Datenbus des digital arbeitenden Systems abgeleitet werden.

9. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß

die Anschalthäufigkeit der einzelnen Signalquellen an den Übertragungsweg unterschiedlich und insbesondere veränderbar ist.

10. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß dem Signalübertragungsweg Analog-/Digital-Wandler, insbesondere Schwellwertdetektoren, nachgeschaltet sind, deren Eingänge sequentiell mit dem Signalübertragungsweg verbindbar sind.

11. Herzschrittmacher nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß bei Erreichen eines vorgebenen Signalamplitudenwerts ein Interruptsignal an einen digitalen Prozessor abgegeben wird.

12. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß dem Signalübertragungsweg eine Sample&Hold-Schaltung nachgeschaltet ist, deren Eingang sequentiell mit dem Signalübertragungsweg verbindbar ist.

14. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Signalaufnehmer die atriale und die ventrikuläre Elektrode bilden.

15. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Signalaufnehmer solche für weitere körpereigene Signale bilden, welche unabhängig von elektrischen Signalpotentialen im Herzen aufnehmbar sind, insbesondere Temperatur-, Druck-, Schall-, plethysmographische, photometrische oder mechanische oder chemische Signale.

16. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß im Ventrikel neben der Stimulationselektrode eine weitere Elektrode zur elektrischen Kontaktierung der Herzwand vorgesehen ist.

17. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß Meßwertaufnehmer als Strom- oder Spannungsaufnehmer im Batterie- oder Spannungsvervielfacher-Stromkreis ausgebildet ist.

18. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Ausgang des Übertragungswegs unter Einschluß eines Zwischenspeichers mit seinem Eingang verbindbar ist, wobei die Verbindung des Zwischenspeichers an den Ein- bzw. Ausgang zu unterschiedlichen Zeiten erfolgt.

19. Herzschrittmacher nach Anspruch 18, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß zu mindestens einer der Zeiten der Übertragungsweg eine komplexe Übertragungsfunktion aufweist.

20. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß der Übertragungsweg mit zeitsequentieller (multiplexer) Übertragung eine Leitung zum Schrittmacher außerhalb seines Gehäuses einschließt.

21. Herzschrittmacher nach Anspruch 20, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß die Umschaltrate der Signale auf der Leitung außerhalb des Gehäuses geringer ist als innerhalb und bei gleicher Wiederholungsrate pro übertragenem Signal dem im Inneren des Gehäuses verlaufenden Übertragungsweg weitere Signale innerhalb des oder verbleibenden Zeitfenster zeitsequentiell zugefügt werden.

22. Herzschrittmacher nach Anspruch 20, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , daß außerhalb des Gehäuses ein separater Taktgeber zur Steuerung der wechselweisen Anschaltung der Signalquellen an den Übertragungsweg vorgesehen ist und Bezugsimpulse für die Synchronisation eines innerhalb des Schrittmachers vorgesehenen Umschalters zwischen Übertragungsweg und Signalausgängen auf dem Übertragungsweg selbst ohne zusätzliche Signalader mitübertragen werden.

23. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein redundanter Zeitgeber für Schrittmacherimpulse von der Eingangsseite des Signalübertragungswegs her gesteuert wird.

24. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Umschaltung zwischen bipolarem und unipolarem Elektrodenanschluß mittels schaltbarer Kondensatoren vorgesehen ist.

25. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß Verstärkungs- oder Filtereigenschaften des Übertragungswegs in der Weise digital geregelt werden, insbesondere in der Weise, daß bei Überschreiten vorbestimmter Schwellwerte durch Signale oder Signalanteile an dessen Ausgang Verstärkungsfaktoren verkleinert werden und umgekehrt.

26. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß Austastzeiten bei der Signalübertragung durch die Unterdrückung von Taktsignalen für den betreffenden zeitsequentiellen Verbindungsweg innerhalb der multiplexen Verarbeitung für die Dauer der Austastzeit hervorgerufen werden.

* * * * *

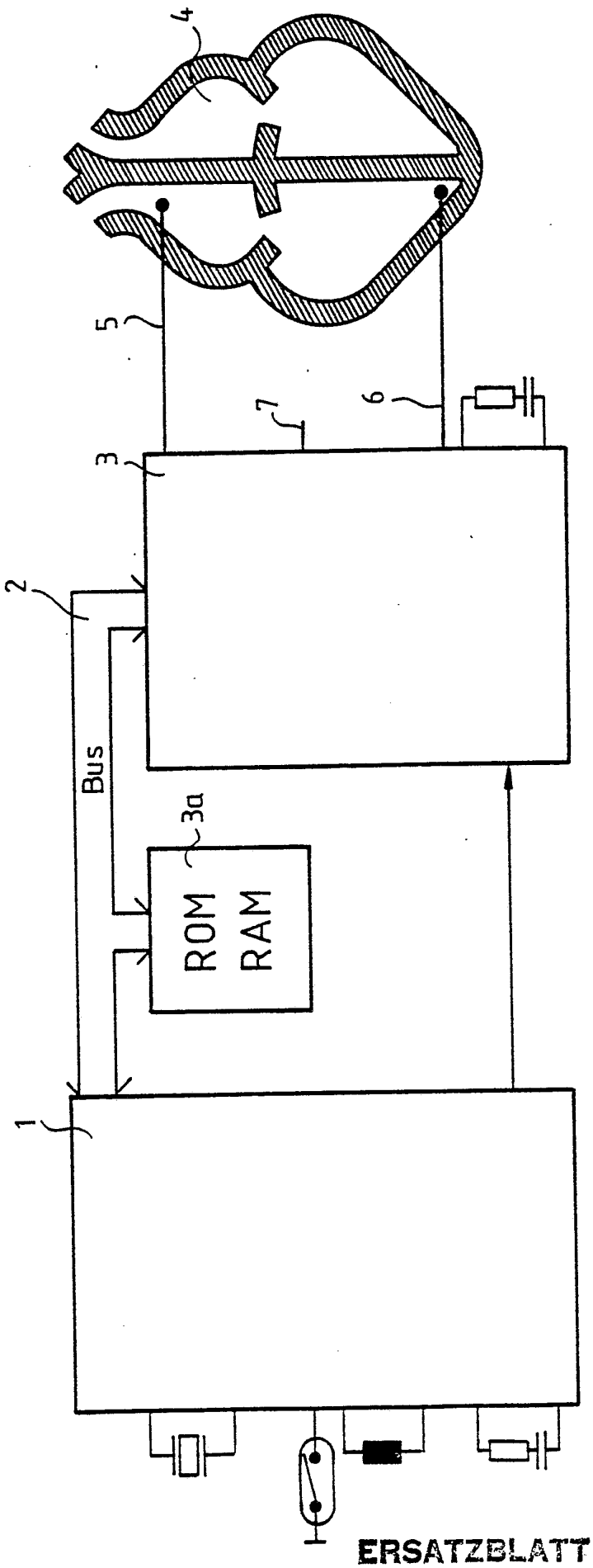


Fig.1

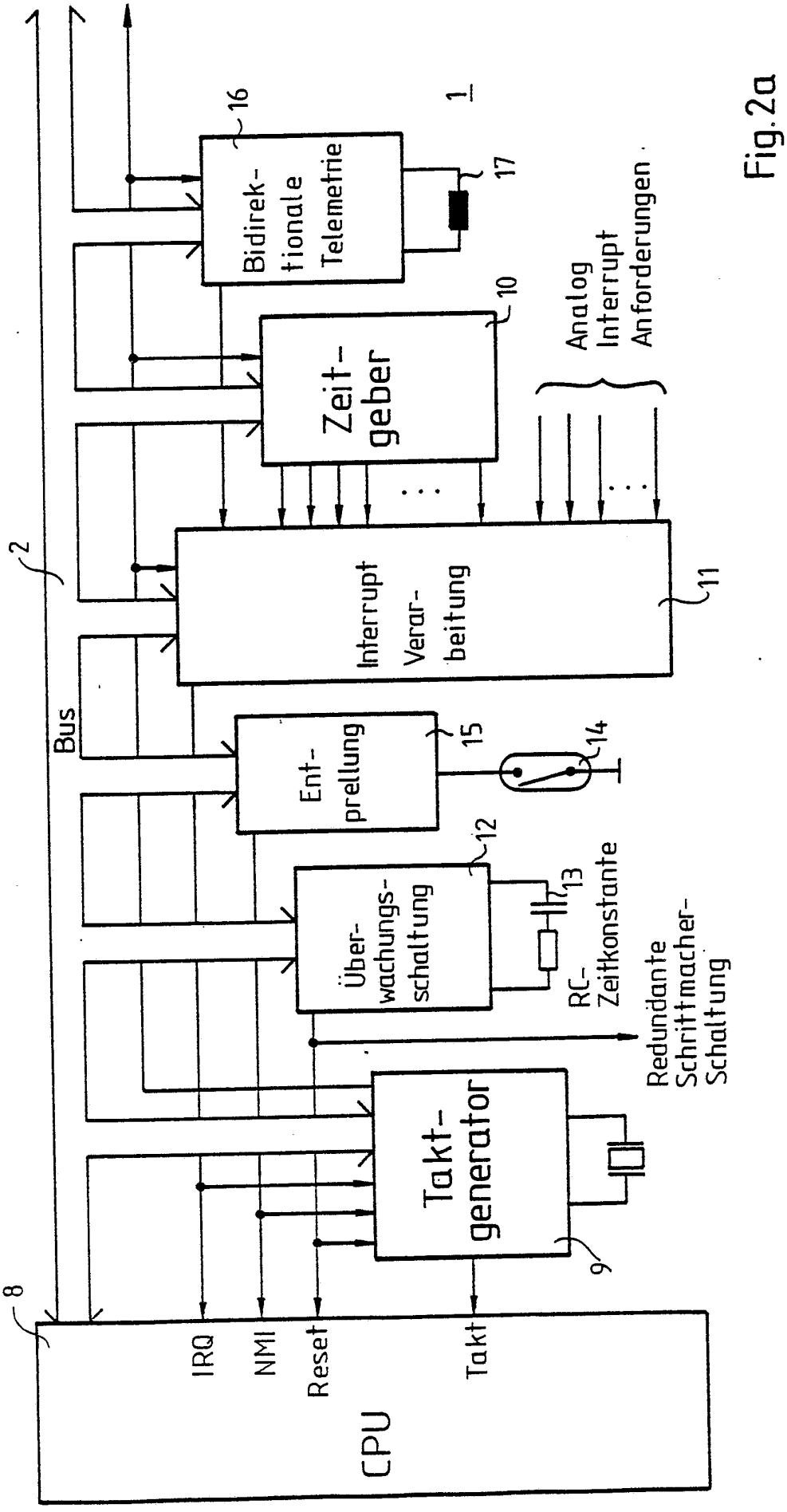

1
2
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
Bidirek-
tionale
Telemetrie
Zeit-
geber
Analog
Interrupt
Anforderungen
Interrupt
Verar-
beitung
Bus
Ent-
prellung
Über-
wachungs-
schaltung
RC-
Zeitkonstante
Redundante
Schrittmacher-
Schaltung
Takt-
generator
IRQ
NMI
Reset
Takt
CPU

Fig.2a

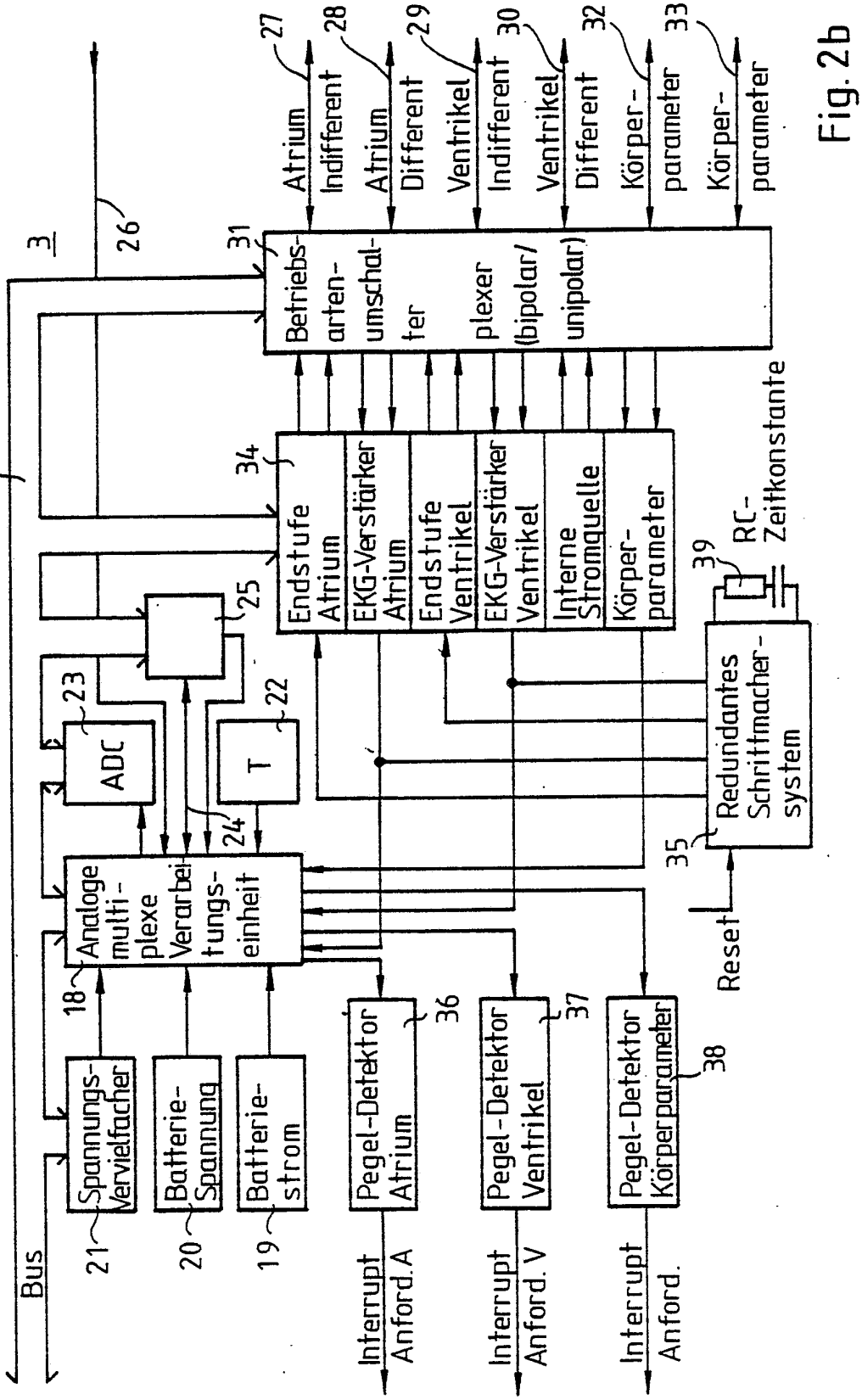

Bus
2
3
26
27
28
29
30
32
33
Atrium Indifferent
Atrium Different
Ventrikel Indifferent
Ventrikel Different
Körper-parameter
Körper-parameter
31
Betriebs-arten-umschal-ter
plexer (bipolar/ unipolar)
34
Endstufe Atrium
EKG-Verstärker Atrium
Endstufe Ventrikel
EKG-Verstärker Ventrikel
Interne Stromquelle
Körper-parameter
39
RC-Zeitkonstante
25
23
ADC
22
T
24
Redundantes Schrittmacher-system
35
Reset
Analoge multi-plexe Verarbei-tungs-einheit
18
21
Spannungs-Vervielfacher
20
Batterie-Spannung
19
Batterie-strom
Pegel-Detektor Atrium
36
Pegel-Detektor Ventrikel
37
Pegel-Detektor Körperparameter
38
Interrupt Anford. A
Interrupt Anford. V
Interrupt Anford.

Fig. 2b

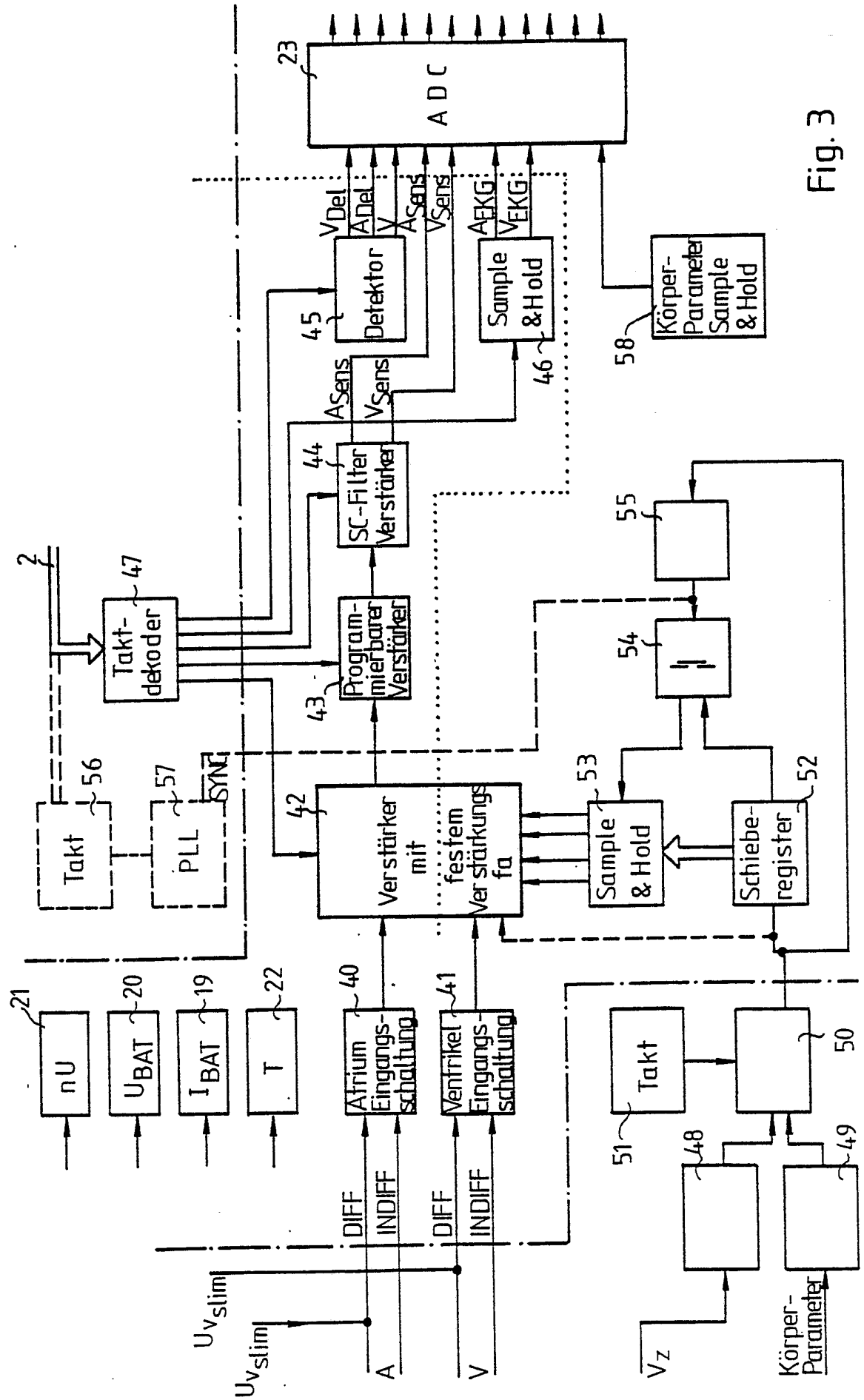

ADC
23
VDel
ADel
V
ASens
VSens
AEKG
VEKG
Detektor
45
Sample &Hold
46
Körper-Parameter Sample &Hold
58
ASens
VSens
SC-Filter Verstärker
44
Takt-dekoder
47
2
Programmierbarer Verstärker
43
55
54
Takt
56
PLL
57
SYNC
Verstärker mit festem Verstärkungsfa
42
Sample & Hold
53
Schiebe-register
52
nU
21
UBAT
20
IBAT
19
T
22
Atrium Eingangs-schaltung
40
Ventrikel Eingangs-schaltung
41
Takt
51
50
48
49
DIFF
INDIFF
DIFF
INDIFF
UVslim
UVslim
A
V
VZ
Körper-Parameter

Fig. 3

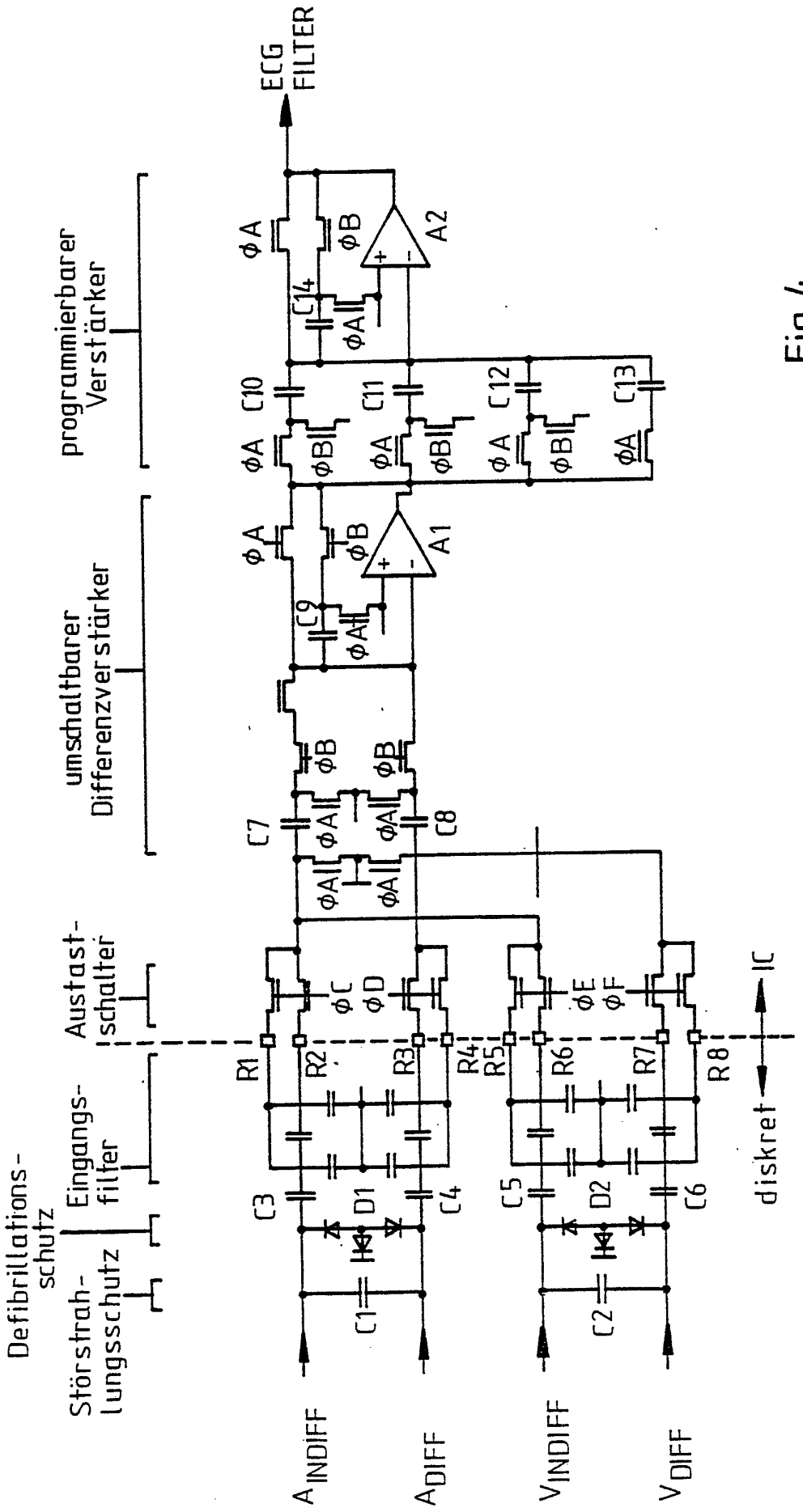
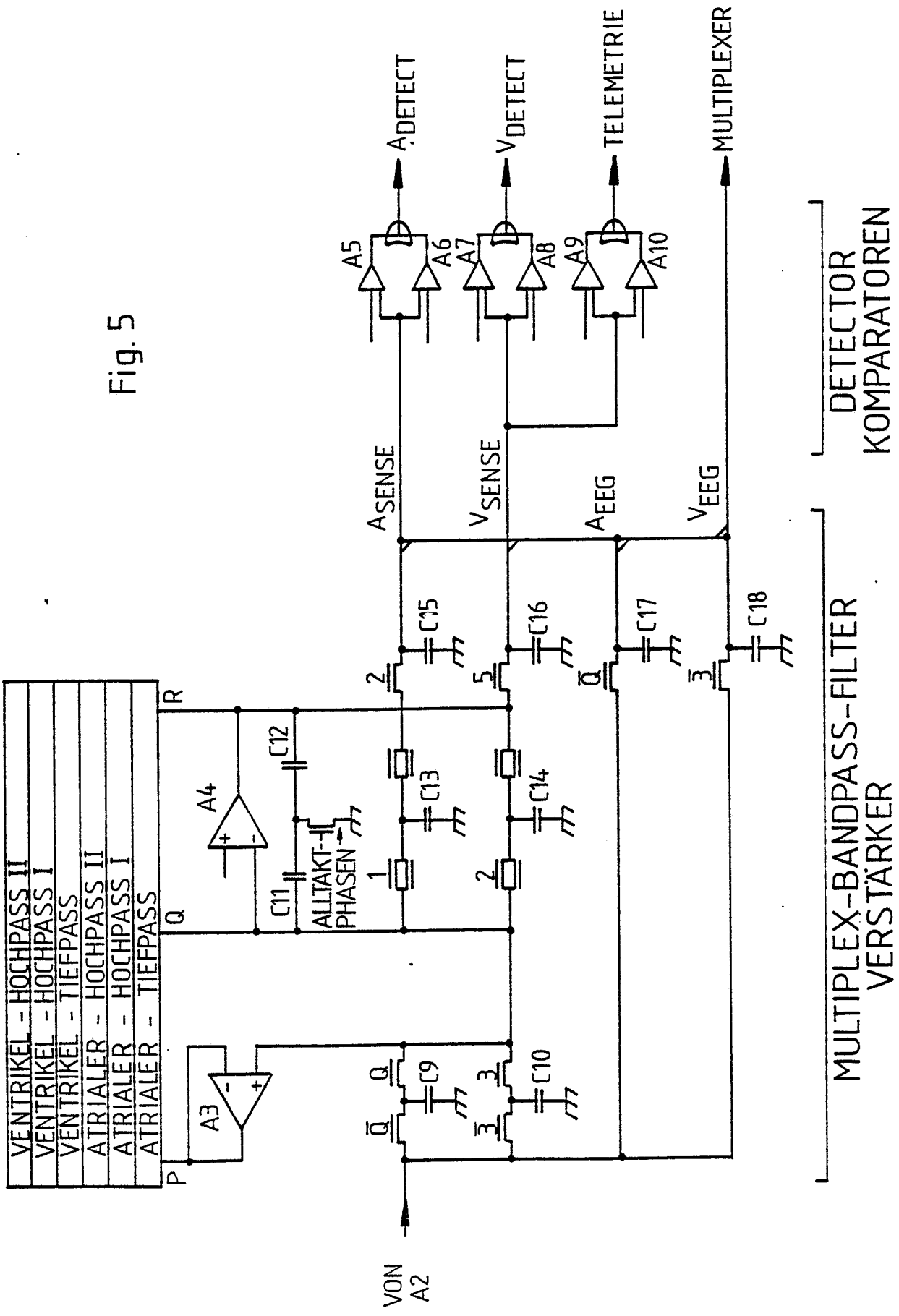

ECG FILTER
programmierbarer Verstärker
umschaltbarer Differenzverstärker
Austast-schalter
Eingangs-filter
Defibrillations-schutz
Störstrah-lungsschutz
A1
A2
C1
C2
C3
C4
C5
C6
C7
C8
C9
C10
C11
C12
C13
C14
D1
D2
R1
R2
R3
R4
R5
R6
R7
R8
ϕA
ϕB
ϕC
ϕD
ϕE
ϕF
IC
diskret
A_{INDIFF}
A_{DIFF}
V_{INDIFF}
V_{DIFF}

Fig. 4

Fig. 5


VENTRIKEL - HOCHPASS II
VENTRIKEL - HOCHPASS I
VENTRIKEL - TIEFPASS
ATRIALER - HOCHPASS II
ATRIALER - HOCHPASS I
ATRIALER - TIEFPASS
R
Q
P
A3
A4
C11
C12
C13
C14
C9
C10
C15
C16
C17
C18
ALLTAKT-PHASEN
VON A2
ASENSE
VSENSE
AEEG
VEEG
A5
A6
A7
A8
A9
A10
ADETECT
VDETECT
TELEMETRIE
MULTIPLEXER
DETECTOR KOMPARATOREN
MULTIPLEX-BANDPASS-FILTER VERSTÄRKER

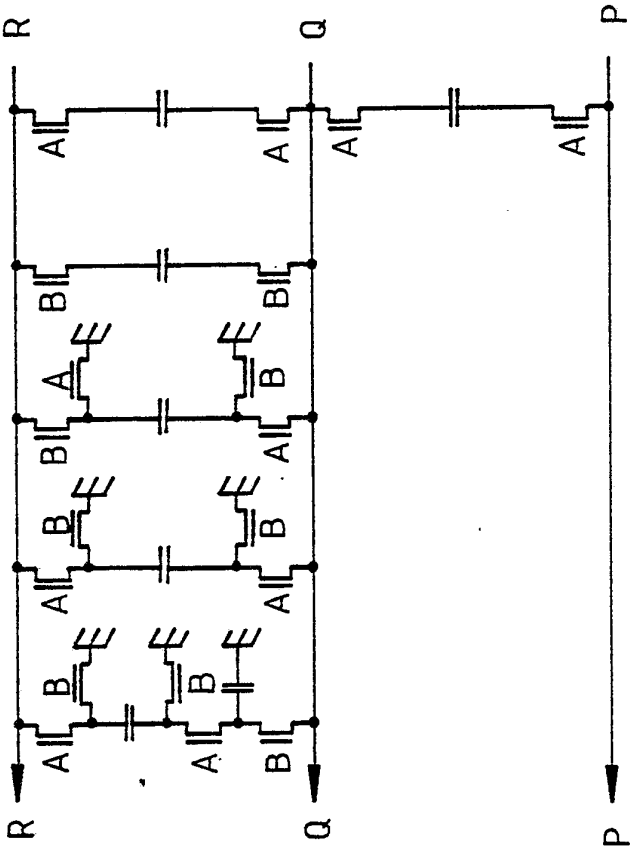
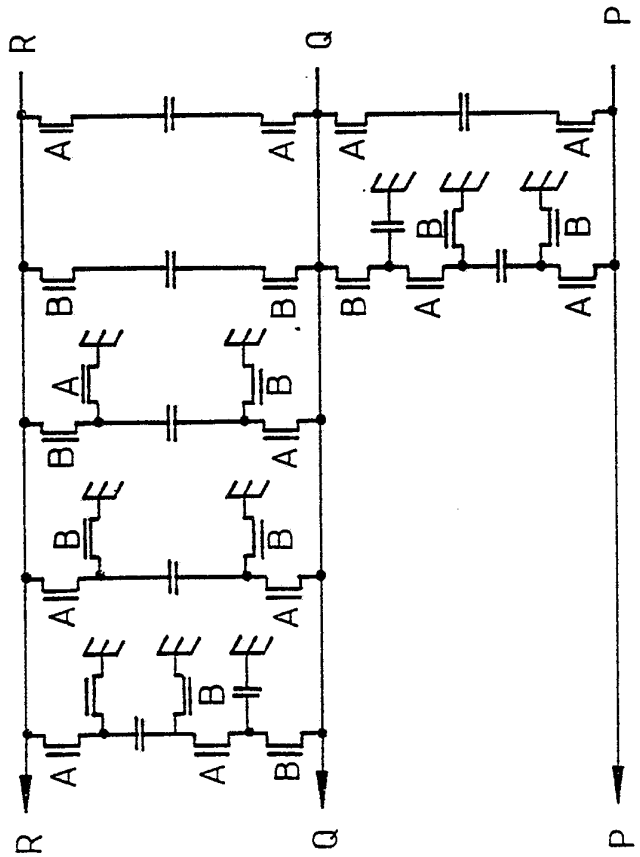


Fig.6



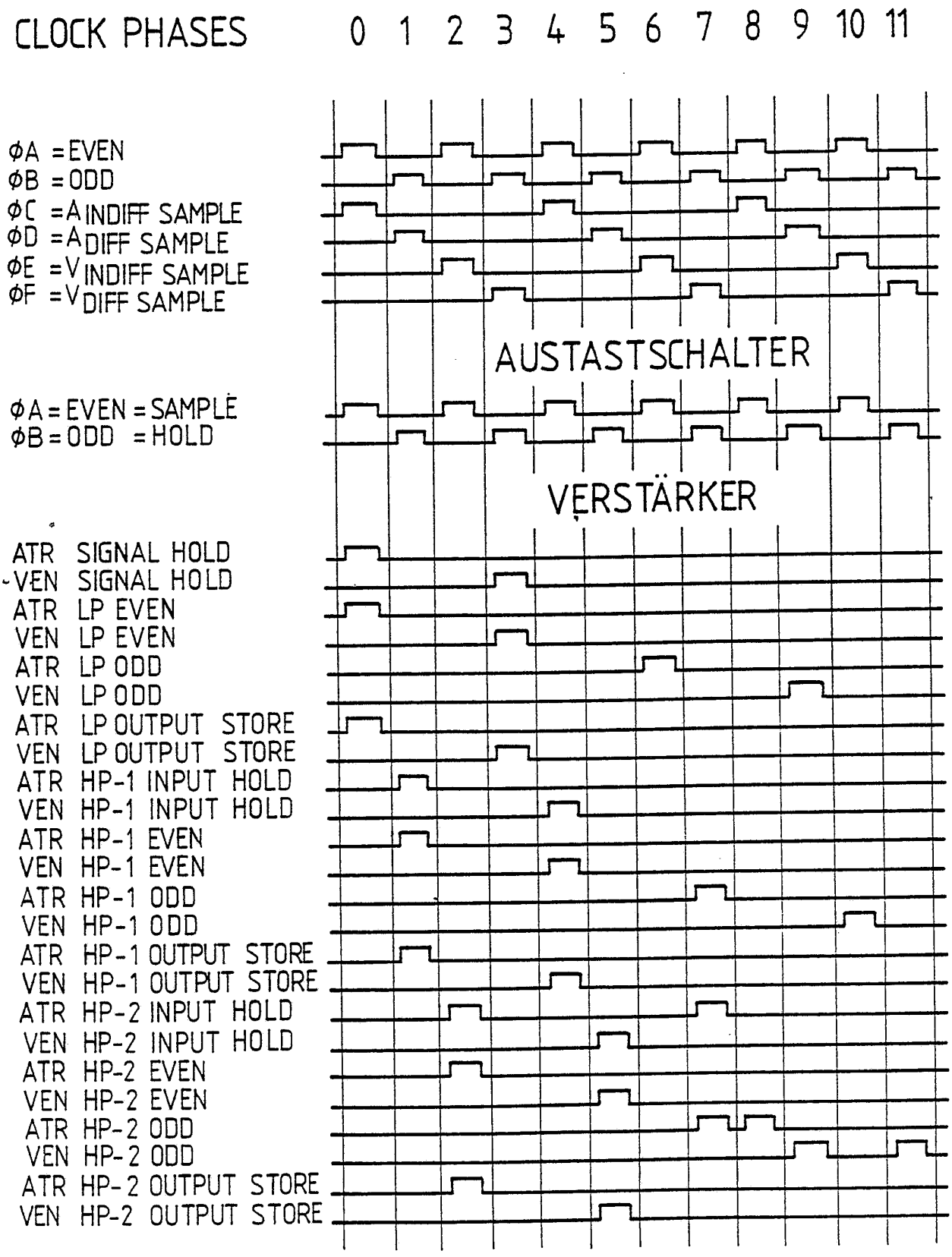

CLOCK PHASES
0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11
ΦA = EVEN
ΦB = ODD
ΦC = A INDIFF SAMPLE
ΦD = A DIFF SAMPLE
ΦE = V INDIFF SAMPLE
ΦF = V DIFF SAMPLE
AUSTASTSCHALTER
ΦA = EVEN = SAMPLE
ΦB = ODD = HOLD
VERSTÄRKER
ATR SIGNAL HOLD
VEN SIGNAL HOLD
ATR LP EVEN
VEN LP EVEN
ATR LP ODD
VEN LP ODD
ATR LP OUTPUT STORE
VEN LP OUTPUT STORE
ATR HP-1 INPUT HOLD
VEN HP-1 INPUT HOLD
ATR HP-1 EVEN
VEN HP-1 EVEN
ATR HP-1 ODD
VEN HP-1 ODD
ATR HP-1 OUTPUT STORE
VEN HP-1 OUTPUT STORE
ATR HP-2 INPUT HOLD
VEN HP-2 INPUT HOLD
ATR HP-2 EVEN
VEN HP-2 EVEN
ATR HP-2 ODD
VEN HP-2 ODD
ATR HP-2 OUTPUT STORE
VEN HP-2 OUTPUT STORE
FILTER

Fig. 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/DE 88/00723

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (if several classification symbols apply, indicate all) [6]

According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC

Int. Cl.[4] A 61 N 1/365; A 61 N 1/368

II. FIELDS SEARCHED

Minimum Documentation Searched [7]

Classification System	Classification Symbols
Int. Cl.[4]	A 61 N

Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched [8]

III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT [9]

Category *	Citation of Document, [11] with indication, where appropriate, of the relevant passages [12]	Relevant to Claim No. [13]
X	GB, A, 2026870 (MEDTRONIC), 13 February 1980, see page 3, lines 11-16; page 4, lines 25-30; page 4, lines 34-40; page 4, lines 45-48, page 4, line 53 - page 5, line 11; page 7, line 63 - page 8, line 48	1,7,10,11, 14-16,20
P,X	EP, A, 0249680 (SIEMENS), 23 December 1987, see the whole document	1,7-9,15, 18,20,22
P,A	EP, A, 0249820 (SIEMENS), 23 December 1987, see the whole document	1,2,12,15

* Special categories of cited documents: [10]

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

IV. CERTIFICATION

Date of the Actual Completion of the International Search	Date of Mailing of this International Search Report
9 February 1989 (09.02.89)	27 February 1989 (27.02.89)
International Searching Authority	**Signature of Authorized Officer**
European Patent Office	

ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT ON INTERNATIONAL PATENT APPLICATION NO. DE 8800723 SA 25257

This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The members are as contained in the European Patent Office EDP file on 22/02/89
The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
GB-A- 2026870	13-02-80	NL-A- 7905649	22-01-80
		FR-A,B 2431296	15-02-80
		DE-A- 2929498	31-01-80
		FR-A,B 2445659	25-07-80
		AU-A- 4898979	24-01-80
		JP-A- 55021990	16-02-80
		GB-A,B 2079610	27-01-82
		SE-A- 7906205	21-01-80
		AU-B- 536053	19-04-84
		AU-A- 3271384	20-12-84
		SE-B- 445176	09-06-86
EP-A- 0249680	23-12-87	JP-A- 63000798	05-01-88
EP-A- 0249820	23-12-87	JP-A- 63011175	18-01-88
		US-A- 4722342	02-02-88

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen PCT/DE 88/00723

I. KLASSIFIKATION DES ANMELDUNGSGEGENSTANDS (bei mehreren Klassifikationssymbolen sind alle anzugeben)[6]

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

Int Cl.[4] A 61 N 1/365; A 61 N 1/368

II. RECHERCHIERTE SACHGEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff[7]

Klassifikationssystem	Klassifikationssymbole
Int. Cl.[4]	A 61 N

Recherchierte nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Sachgebiete fallen[8]

III. EINSCHLÄGIGE VERÖFFENTLICHUNGEN[9]

Art*	Kennzeichnung der Veröffentlichung[11], soweit erforderlich unter Angabe der maßgeblichen Teile[12]	Betr. Anspruch Nr.[13]
X	GB, A, 2026870 (MEDTRONIC) 13. Februar 1980 siehe Seite 3, Zeilen 11-16; Seite 4, Zeilen 25-30; Seite 4, Zeilen 34-40; Seite 4, Zeilen 45-48, Seite 4, Zeile 53 - Seite 5, Zeile 11; Seite 7, Zeile 63 - Seite 8, Zeile 48	1,7,10,11, 14-16,20
P,X	EP, A, 0249680 (SIEMENS) 23. Dezember 1987 siehe das ganze Dokument	1,7-9,15, 18,20,22
P,A	EP, A, 0249820 (SIEMENS) 23. Dezember 1987 siehe das ganze Dokument	1,2,12,15

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen[10]:

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

IV. BESCHEINIGUNG

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
9. Februar 1989	27. 02. 89
Internationale Recherchenbehörde: Europäisches Patentamt	Unterschrift des bevollmächtigten Bediensteten: P.C.G. VAN DER PUTTEN

ANHANG ZUM INTERNATIONALEN RECHERCHENBERICHT ÜBER DIE INTERNATIONALE PATENTANMELDUNG NR. DE 8800723 SA 25257

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten internationalen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.
Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am 22/02/89
Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
GB-A- 2026870	13-02-80	NL-A- 7905649	22-01-80
		FR-A,B 2431296	15-02-80
		DE-A- 2929498	31-01-80
		FR-A,B 2445659	25-07-80
		AU-A- 4898979	24-01-80
		JP-A- 55021990	16-02-80
		GB-A,B 2079610	27-01-82
		SE-A- 7906205	21-01-80
		AU-B- 536053	19-04-84
		AU-A- 3271384	20-12-84
		SE-B- 445176	09-06-86
EP-A- 0249680	23-12-87	JP-A- 63000798	05-01-88
EP-A- 0249820	23-12-87	JP-A- 63011175	18-01-88
		US-A- 4722342	02-02-88

EPO FORM P0473

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