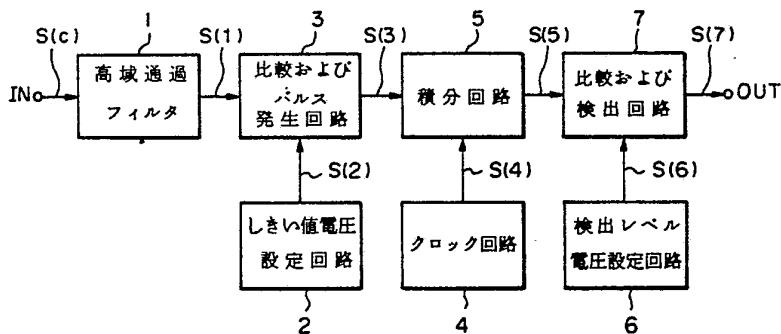




特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類 ⁴ A61B 5/04	A1	(II) 国際公開番号 (43) 国際公開日 1986年4月10日 (10. 04. 86)	WO 86/01993
<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP85/00538 (22) 国際出願日 1985年9月27日 (27. 09. 85) (31) 優先権主張番号 特願昭59-201897 (32) 優先日 1984年9月28日 (28. 09. 84) (33) 優先権主張国 JP</p> <p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 株式会社 アドバンス開発研究所 (KABUSHIKI KAISHA ADVANCE KAIHATSU KENKYUJO) [JP/JP] 〒103 東京都中央区日本橋小舟町5番7号 Tokyo, (JP)</p> <p>(72) 発明者 ; および (73) 発明者 / 出願人 (米国についてのみ) 佐々木 実 (SASAKI, Minoru) [JP/JP] 〒240 神奈川県横浜市保土ヶ谷区明神台9-105 Kanagawa, (JP)</p> <p>(74) 代理人 弁理士 青木 朗 ,外 (AOKI, Akira et al.) 〒105 東京都港区虎ノ門1丁目8番10号 静光虎ノ門ビル 青和特許法律事務所 Tokyo, (JP)</p>		<p>(81) 指定国 AU, DE (欧洲特許), FR (欧洲特許), GB (欧洲特許), IT (欧洲特許), NL (欧洲特許), US. 添付公開書類 国際調査報告書</p>	
<p>(54) Title: ARTIFACT DETECTOR IN THE MEASUREMENT OF LIVING BODY SIGNALS (54) 発明の名称 生体信号計測におけるアーティファクト検出装置</p> <pre> graph LR INo[INo] --> HPF[high-pass filter] HPF -- S(c) --> CGC[comparator and pulse generator circuit] CGC -- S(1) --> IC[integrating circuit] IC -- S(3) --> CC[clock circuit] CC -- S(4) --> TVSC[threshold voltage setting circuit] TVSC -- S(2) --> CSVOL[circuit for setting voltage of detected level] CSVOL -- S(6) --> CDD[comparator and detector circuit] IC -- S(5) --> CDD CDD -- S(7) --> OUT[OUT] </pre> <p>(57) Abstract</p> <p>A device for detecting high-frequency artifact contained in the signals of electrocardiogram. High-frequency components having amplitudes greater than a predetermined value are extracted with a predetermined frequency at a predetermined time interval of electrocardiogram signals that are input, and are transformed into pulses. The pulses are then counted and are compared with a predetermined value, in order to detect the presence of high-frequency artifact maintaining a high precision. This device is used being connected to, for example, an electrocardiograph, an electrocardiogram analyzer and the like, and correctly discriminates between the high-frequency artifact and abnormal waveforms of electrocardiogram.</p>			



(57) 要約

心電図信号に含まれる高周波アーチファクトを検出する装置であって、入力された心電図信号の所定時間間隔における所定の周波数でかつ所定の振幅値以上の高周波成分を抽出してそれをパルス化し、このパルスを計数して予め決められた所定値と比較することにより高周波アーチファクトの存在を高精度に検出するようにしたものが開示される。この装置は、例えば心電計、心電図解析装置等に接続して用いられ、異常心電図波形と高周波アーチファクトとの識別を正確に行うことができる。

情報としての用途のみ

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第1頁にPCT加盟国を同定するために使用されるコード

AT オーストリア	FR フランス	ML マリー
AU オーストラリア	GA ガボン	MR モーリタニア
BB パルバドス	GB イギリス	MW マラウイ
BE ベルギー	HU ハンガリー	NL オランダ
BR ブラジル	IT イタリー	NO ノルウェー
BG ブルガリア	JP 日本	RO ルーマニア
CF 中央アフリカ共和国	KP 朝鮮民主主義人民共和国	SD スーダン
CG コンゴー	KR 大韓民国	SE スウェーデン
CH スイス	LI リヒテンシュタイン	SN セネガル
CM カメルーン	LK スリランカ	SU ソビエト連邦
DE 西ドイツ	LU ルクセンブルグ	TD チャード
DK デンマーク	MC モナコ	TG トーゴ
FI フィンランド	MG マダガスカル	US 米国

明細書

生体信号計測におけるアーチファクト検出装置

技術分野

5 本発明は生体信号計測におけるアーチファクト検出装置に
関し、特に、心電図信号に含まれる比較的高い周波数の雑音
(高周波アーチファクト) を本来の心電図信号から弁別し、
その高周波アーチファクトの存在を高精度に検出する装置に
関する。本発明による装置は、例えば心電図自動解析装置に
10 おける高周波アーチファクト除去回路や、不整脈認識装置に
おける誤認識防止のための認識停止装置などに接続して用い
られる。

背景技術

15 一般に、心電図は、心臓疾患の診断に用いられ、心臓の収縮に伴なう活動電位の変化が手足や胸部に取り着けられた電極の間の電位差として記録される。第1図には一般的な心電図波形が示されるが、実際に記録して得られる心電図波形には、筋電や電極の動き等に起因して発生する第2図に示されるような高周波アーチファクトA.F.が現われる場合が多い。
20 このような高周波アーチファクトは、長時間心電計を身体に装着して日常生活を行いながら心電図の記録を行う長時間心電図記録においては特に、頻繁に発生する。

従来の心臓疾患の診断方法としては、熟練した検査技師が
25 心電図波形を目視検査し、例えば高周波成分を有する部分R

(以下R波と称する)がほぼ一定の周期で生起しているか否かを判断し、その目視判断に基づいて心臓疾患の有無を判定している。

しかしながら、振幅レベルの低い高周波アーチファクトが
5 含まれている時は異常心電図波形および正常な心電図波形と
高周波アーチファクトとの間の目視による識別は比較的容易
であるが、高周波アーチファクトの振幅レベルが該異常心電
10 図波形の振幅レベルに近似している時は両者の間の目視によ
る正確な識別は困難なものとなり、それによって高周波ア
15 チファクトを異常心電図波形と誤認識する場合が生じるとい
う問題があり、特に自動解析装置等、電気的に心電図波形を
認識する装置においてはその識別が不可能であった。

なお、従来形のアーチファクト検出装置は例えば特開昭55
-86444号、米国特許第3905364号に記載されている。

15

発明の開示

本発明の目的は、入力された心電図信号から高周波アーチ
20 ファクトの存在を高精度に検出し、異常心電図波形を認識す
る際に該異常心電図波形と高周波アーチファクトとの識別を
正確に行うことを可能にするアーチファクト検出装置を提供
することにある。

本発明によれば、入力された心電図信号から高周波成分を
抽出するフィルタ、該高周波成分の振幅電圧を予め設定され
た第1の所定値と比較し、該振幅電圧が第1の所定値を越え
25 た時パルスを発生する比較およびパルス発生手段、所定時間

間隔における該比較およびパルス発生手段からのパルスを計数するパルス計数手段、および、該パルス計数手段から出力された値を予め設定された第2の所定値と比較し、この比較結果に基づきアーチファクトの検出を行う比較および検出手段、を具備することを特徴とするアーチファクト検出装置が提供される。

本発明によるアーチファクト検出装置は、心電図信号の任意の一定時間間に存在する高周波成分（例えば100Hz以上）の出現数に基づいて高周波アーチファクトを検出するようにしたものである。第3図には本発明の装置によるアーチファクト検出の原理を説明するための図が示される。第3図(1)において心電図信号の1周期を1(sec)とし、高周波成分を計数する時間間隔を100(msec)とした場合、心電図信号が高周波成分を有する部分はQ波、R波、S波であるが、このQ波とS波の間は約60(msec)の時間間隔であるため、心電図波形から得られる高周波成分の計数値は“3”となる。一方、第3図(2)に示されるような異常心電図信号すなわちブロック波形が現われた場合には、心電図信号が高周波成分を有する部分はQ波、R波、A波、B波、S波の5箇所であるため、心電図波形から得られる高周波成分の計数値は“5”となる。第3図(3)には高周波アーチファクトの一例が示されており、この高周波アーチファクトは100(msec)の時間間隔において9箇の高周波成分を有する部分を持っているので、この場合、心電図波形から得られる高周波成分の計数値は“9”となる。従って、高周波アーチファクトを検出するための判別数を少

くとも“6”に設定することにより、第3図(3)に示されるような高周波アーチファクトを心電図波形から弁別することができる。

この時の判別数は前述の第1の所定値に相当するものであり、この第1の所定値は好適には、正常な心電図信号または異常心電図信号における高周波成分を有する部分を検出するための電圧値に設定される。この第1の所定値は、心電図に存在する区分点中、高周波成分を有する点Q，R，Sのそれぞれに対応する電圧レベルのうち少くとも1つの電圧レベルを検出し得る電圧値であって、異常心電図波形の認識に必要な区分点の抽出に影響を与えない程度の振幅電圧値を有する高周波アーチファクトを検出し得る電圧値であり、また、フィルタを通過した心電図信号のT波が比較的大きい振幅を有する場合を考慮した振幅電圧の最大値である。

一方、第2の所定値は好適には、フィルタを通過した心電図信号と第1の所定値との比較に基づき所定時間間隔において発生されたパルス列のうち、最大数のパルス列の最終パルスに対応してパルス計数手段から出力された値と該最終パルスの1つ前のパルスに対応してパルス計数手段から出力された値の間に設定されている。

すなわち、本発明においては、心電図信号の所定時間間隔における所定の周波数以上の高周波成分を検出して計数を行ない、この計数值と予め定めたしきい値とを比較することにより高周波アーチファクトを高精度に検出している。

図面の簡単な説明

第1図は心電図波形を示す図、

第2図は高周波アーチファクトを伴なった心電図波形を示す図、

5 第3図は本発明のアーチファクト検出装置によるアーチファクト検出の原理を説明するための図、

第4図は本発明の一実施例を示すブロック図、

第5図は第4図に示される装置の各部の信号波形図、
である。

10

発明を実施するための最良の形態

第4図に本発明によるアーチファクト検出装置の一実施例が示され、第5図には第4図に示される装置の各部の信号波形が示される。

15 第4図において1は高域通過フィルタである。この高域通過フィルタ1は心電図信号から高周波成分のみを抽出する手段として設けられたものである。3は比較およびパルス発生回路である。この比較およびパルス発生回路3は、正常な心電図のR波と心室性期外収縮などの異常心電図によって変形したR波と正常な心電図のR波に近似する振幅および周波数成分を有する高周波アーチファクトとをパルス化する回路であって、しきい値電圧設定回路2からの出力信号S(2)（しきい値電圧E₀）と高域通過フィルタ1の出力信号S(1)電圧とを比較し、出力信号S(1)電圧がしきい値電圧E₀を越えた時にパルスを発生して出力する回路である。比較およびパルス

20

25

27

発生回路 3 の具体的な回路としてシュミット回路が考えられる。しきい値電圧設定回路 2 において設定されるしきい値電圧 E_s は、心電図に存在する区分点中、高周波成分を有する点 Q, R, S のそれぞれに対応する電圧レベルのうち少くとも 1 つの電圧レベルを検出し得る電圧値であって、異常心電図波形の認識に必要な区分点の抽出に影響を与えない程度の振幅電圧値を有する高周波アーチファクトを検出し得る電圧値に設定され、さらに、フィルタを通過した心電図信号の T 波が比較的大きい振幅を有する場合を考慮した振幅電圧の最大値に設定されている。5 は積分回路である。この積分回路 5 は、比較およびパルス発生回路 3 を介して得られた高周波パルスを積分する回路である。4 はクロック回路である。このクロック回路 4 は所定時間間隔 t_0 のパルス $S(4)$ を出力し、積分回路 5 の積分出力をリセットするためのものである。6 は検出レベル電圧設定回路である。この検出レベル電圧設定回路 6 では、検出レベル電圧 E_1 が設定される。この検出レベル電圧 E_1 は、例えば第 5 図(4)におけるパルスの所定時間間隔 t_0 を $100(\text{msec})$ とした時、積分回路 5 に入力されるパルス列の 5 番目のパルスに対応する積分出力電圧と 6 番目のパルスに対応する積分出力電圧の間に設定されている。7 は比較および検出回路であって、積分回路 5 の出力信号 $S(5)$ 電圧と検出レベル電圧設定回路 6 の出力信号 $S(6)$ (検出レベル電圧 E_1) とを比較し、出力信号 $S(5)$ 電圧が検出レベル電圧 E_1 を越えた時にアーチファクト検出信号 $S(7)$ としてパルスを出力端子 OUT に出力するためのものである。

このアーチファクト検出信号 $S(7)$ は所望の用途に用いることができ、例えば、心電図自動解析装置における高周波アーチファクト除去回路や、あるいは不整脈認識装置における誤認識防止のための認識停止装置に供給することができる。例 5 えば高周波アーチファクト除去回路の場合には、比較および検出回路 7 からのアーチファクト検出信号に基づき、心電図波形の高周波アーチファクトが発生している当該波形部分を自動的に除去し、高周波アーチファクトが除かれた心電図波形を得る。

10 次に、上記のように構成されたアーチファクト検出装置の作用について説明する。入力端子 IN に印加された第 5 図(1)に示される心電図信号 $S(0)$ は高域通過フィルタ 1 に入り、低周波成分が除去され、第 5 図(2)に示される心電図信号 $S(1)$ となる。この心電図信号 $S(1)$ は比較およびパルス発生回路 3 に 15 入力され、しきい値電圧設定回路 2 からのしきい値電圧 E_0 とレベル比較された後、しきい値電圧 E_0 を越えた心電図信号のみが第 5 図(3)に示されるように单一振幅でかつ単一パルス幅の高周波パルス $S(3)$ に変換される。この比較およびパルス発生回路 3 で得られた高周波パルスは積分回路 5 に入力されて積分されることになるが、第 5 図(4)に示されるクロック回路 4 の出力パルス $S(4)$ によって積分回路 5 がリセットするので積分回路 5 の出力信号 $S(5)$ は第 5 図(5)に示されるような波形となる。積分回路 5 の出力信号 $S(5)$ は比較および検出回路 7 に入力され、あらかじめ設定されている検出レベル電圧 20 E_1 と比較される。この比較により、積分回路 5 の出力信号

25

S (5) 電圧が検出レベル電圧 E_1 を越えた時は、比較および検出回路 7 の出力として、出力端子 OUT に第 5 図(6)に示されるようなアーチファクト検出信号 S (7) が得られる。このアーチファクト検出信号 S (7) は前述したように所望の用途に用いる
5 ことができる。

なお、心電図を生体から検出する場合には少くとも標準で 1 2 誘導が行なわれており、これら標準 1 2 誘導は各誘導によってその波形が異なり、正の方向に R 波が生じる誘導と負の方向に R 波が生じる誘導がある。誘導によって波形が異なる現象は異常心電図波形についても例外ではなく、正の方向に R 波が生じる誘導と負の方向に R 波が生じる誘導がある。
10 従って、上述した実施例においては比較およびパルス発生回路に入力されるしきい値電圧 E_1 が正の場合についてのみ記述されているが、負の方向に R 波が生じる誘導を考慮した場合、しきい値電圧を負の方向に設定したり、あるいは正負両方向に設定することは可能である。このようなしきい値電圧の変更は、構成される各素子の値を変更すれば容易に実施できるものである。

逆に、しきい値電圧が正の方向のみに設定されている場合には、比較およびパルス発生回路への心電図信号の入力時にインバータを用いて、入力信号の負の方向に生じる心電図波形を正の方向に逆転させる、いわゆる絶対値的な波形を生成すればよい。この絶対値的な波形は、一般に心電図解析装置に用いられているものであり、周知である。

25 また、上述した絶対値的な波形を入力する場合、正常な心

電図の Q 波、 S 波が同時に高周波パルスとして検出される可能性がある場合、 Q 波、 S 波が比較的大きい振幅を有するような誘導の場合等においては、正常な心電図波形および異常心電図波形による高周波パルスの数が前述した高周波パルスの個数のしきい値 “ 6 ” を越える場合もあり得るので、これを防止するために、比較およびパルス発生回路に入力されるしきい値電圧 E_0 の設定変更と共に、比較および検出回路に入力される検出レベル電圧 E_1 の設定変更も併せて行われる。

さらに、上述した実施例においては比較およびパルス発生回路から出力されたパルスを計数する手段として積分回路が用いられているが、それに限らず、 2 進数カウンタのような計数回路を用いて順序数による比較を行なうようにしたものでもよい。

さらに、上述した実施例においては、しきい値電圧 E_0 は Q 、 R 、 S 波の高周波振幅電圧が検出され得るように設定され、所定時間間隔 t_0 は Q 、 R 、 S 波の高周波成分を包含するように設定され、検出レベル電圧 E_1 は不整脈の有する高周波成分を考慮した検出レベルに設定されたものについて説明したが、しきい値電圧 E_0 、所定時間間隔 t_0 、および検出レベル電圧 E_1 の値はこれに限定されるものではない。例えば、しきい値電圧 E_0 を R 波の高周波振幅電圧のみが検出され得るような値とし、所定時間間隔 t_0 をより短い間隔に設定し、検出レベル電圧 E_1 を R 波の高周波成分のみを考慮した値に設定することにより、高周波アーチファクトの弁別度を向上させることが可能となる。それにより、診断目的に

10

応じ各々の数値を独立あるいは従属的に適宜選択して実施することができる。

5

請求の範囲

1. 入力された心電図信号から高周波成分を抽出するフィルタ、

該高周波成分の振幅電圧を予め設定された第1の所定値と
5 比較し、該振幅電圧が第1の所定値を越えた時パルスを発生
する比較およびパルス発生手段、

所定時間間隔における該比較およびパルス発生手段からの
パルスを計数するパルス計数手段、および、

10 該パルス計数手段から出力された値を予め設定された第2
の所定値と比較し、この比較結果に基づきアーチファクトの
検出を行う比較および検出手段、

を具備することを特徴とするアーチファクト検出装置。

2. 前記第1の所定値が、正常な心電図信号または異常心
電図信号における高周波成分を有する部分を検出するための
15 電圧値に設定されている、請求の範囲第1項記載の装置。

3. 前記第2の所定値が、前記所定時間間隔において前記
比較およびパルス発生手段から出力されたパルス列のうち、
最大数のパルス列の最終パルスに対応して前記パルス計数手
段から出力された値と該最終パルスの1つ前のパルスに対応
20 して該パルス計数手段から出力された値の間の値に設定され
ている、請求の範囲第1項記載の装置。

[1/5]

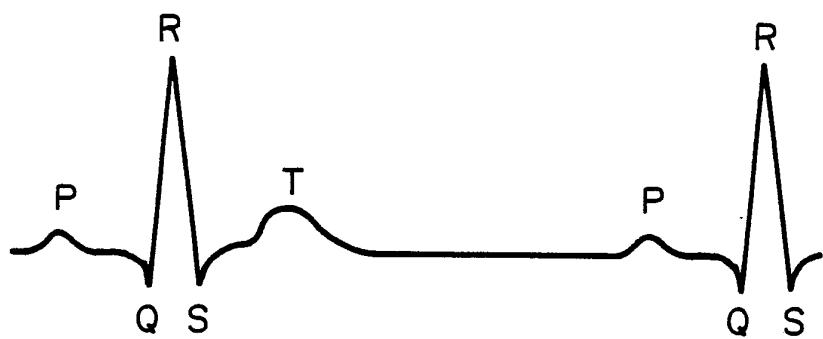
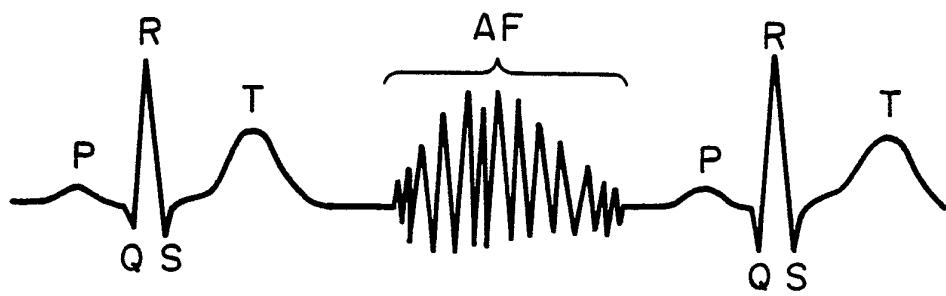
Fig. 1*Fig. 2*

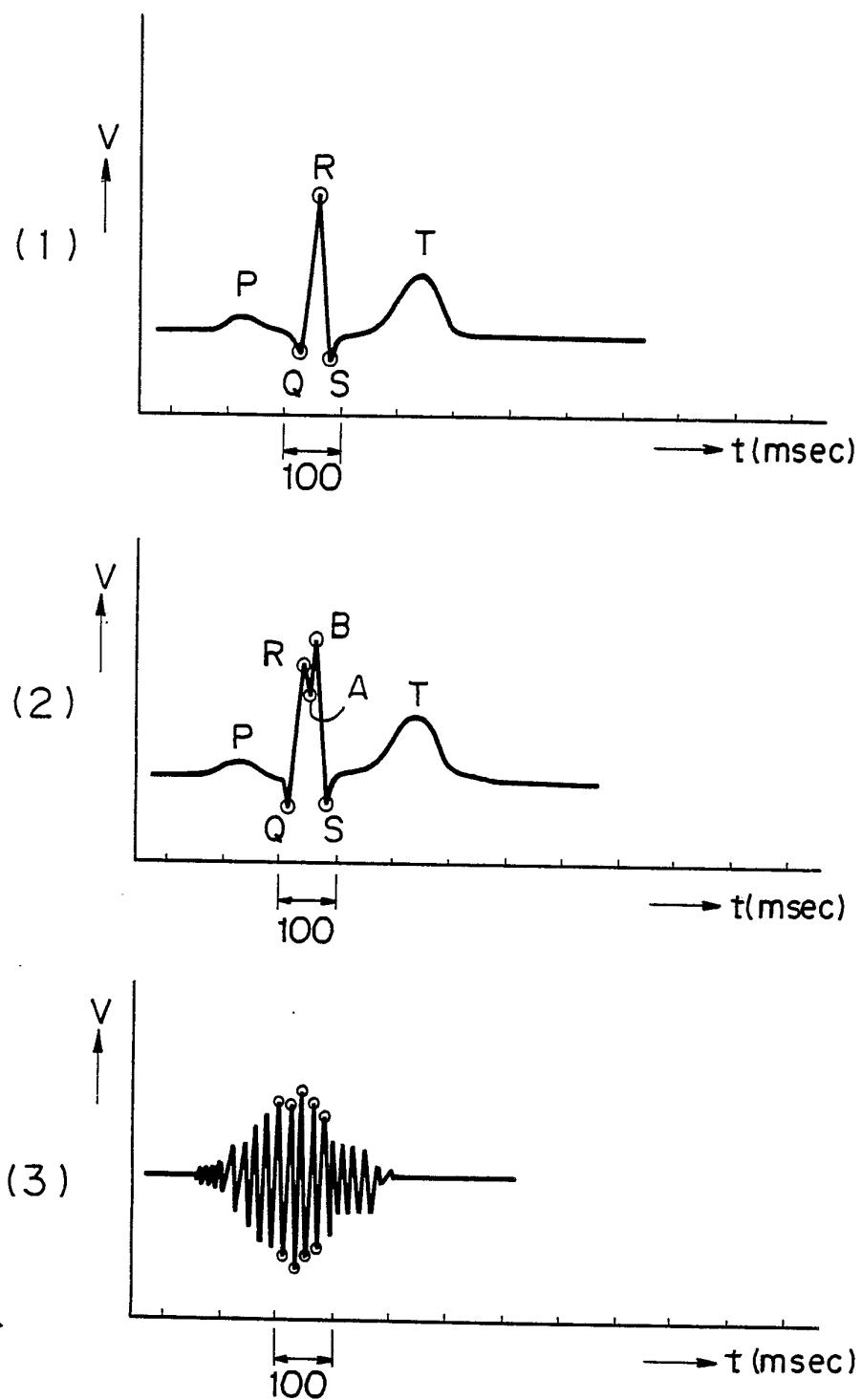
Fig. 3

Fig. 4

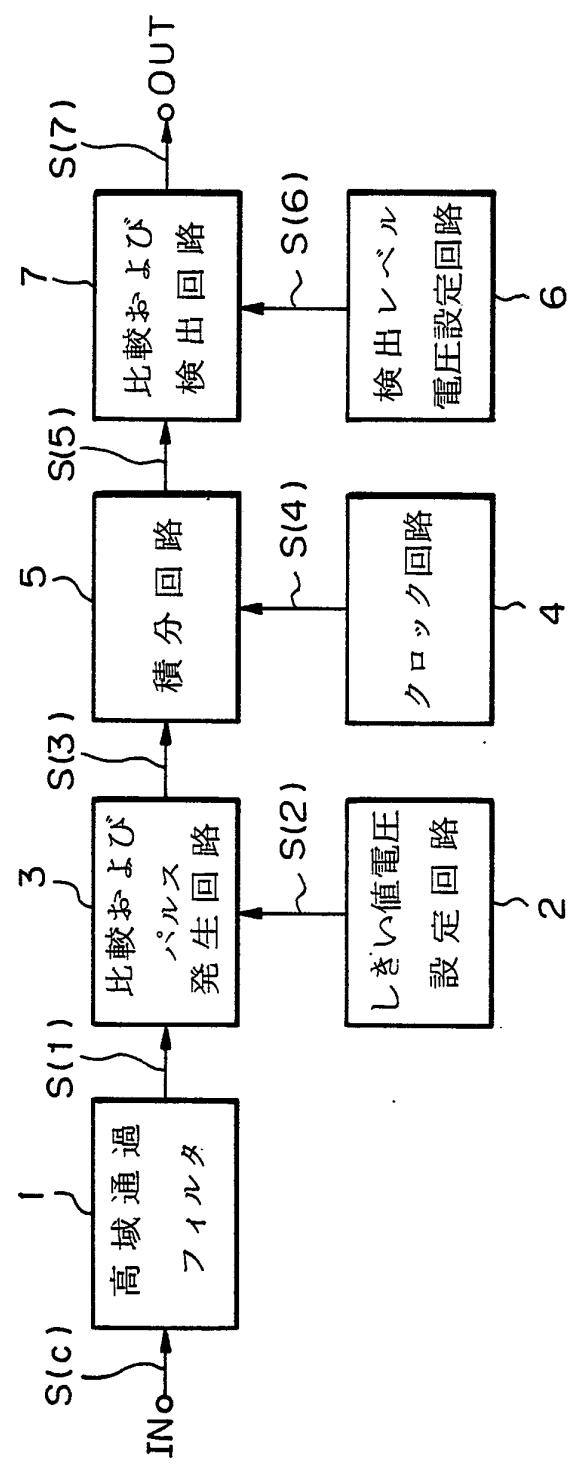
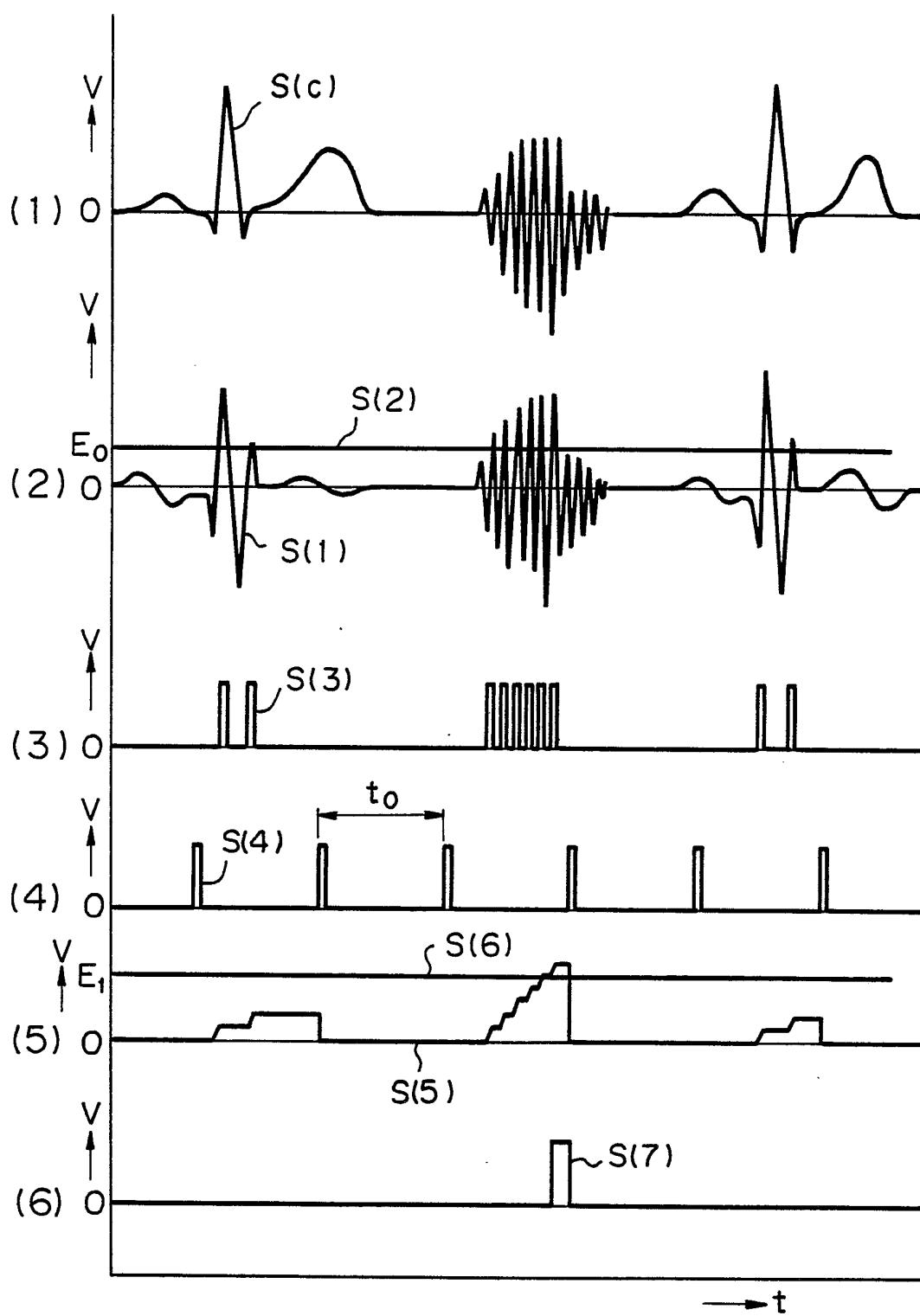


Fig. 5

参照符号の一覧表

- 1 … 高域通過フィルタ、
- 2 … しきい値電圧設定回路、
- 3 … 比較およびパルス発生回路、
- 4 … クロック回路、
- 5 … 積分回路、
- 6 … 検出レベル電圧設定回路、
- 7 … 比較および検出回路、
- A F … 高周波アーチファクト、
- E₀ … しきい値電圧、
- E₁ … 検出レベル電圧、
- t。 … 所定時間間隔。

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/JP85/00538

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (if several classification symbols apply, indicate all) ³		
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC Int.Cl ⁴ A61B 5/04		
II. FIELDS SEARCHED		
Minimum Documentation Searched ⁴		
Classification System	Classification Symbols	
IPC	A61B 5/02, 5/04	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched ⁵		
Jitsuyo Shinan Koho 1955 - 1984 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971 - 1984		
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT¹⁴		
Category [*]	Citation of Document, ¹⁶ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹⁷	Relevant to Claim No. ¹⁸
X	JP, A, 51-90783 (Medi-Science Technology Corp.), 9 August 1976 (09. 08. 76) (Family: none)	1 - 3
<p>* Special categories of cited documents:¹⁶</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"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</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
IV. CERTIFICATION		
Date of the Actual Completion of the International Search ² December 10, 1985 (10.12.85)	Date of Mailing of this International Search Report ² December 16, 1985 (16.12.85)	
International Searching Authority ¹ Japanese Patent Office	Signature of Authorized Officer ²⁰	

国際調査報告

国際出願番号 PC1/JP 85/00538

I. 発明の属する分野の分類

国際特許分類(IPC)

Int. Cl⁴ A61B 5/04

II. 国際調査を行った分野

調査を行った最小限資料

分類体系	分類記号
IPC	A61B 5/02, 5/04

最小限資料以外の資料で調査を行ったもの

日本国実用新案公報 1955-1984年
日本国公開実用新案公報 1971-1984年

III. 関連する技術に関する文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	請求の範囲の番号
X	JP, A, 51-90783 (メディサイエンス・テクノロジー・ コーポレーション), 9. 8月. 1976 (09. 08. 76) (アミリーなし)	1-3

*引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日
 若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献
 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の
 後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日の後に公表された文献であって出願
 と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文
 献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性
 がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリーの文献

IV. 認証

国際調査を完了した日 10.12.85	国際調査報告の発送日 16.12.85
国際調査機関 日本国特許庁 (ISA/JP)	権限のある職員 特許庁審査官 蔡 瑞 浩 407916