



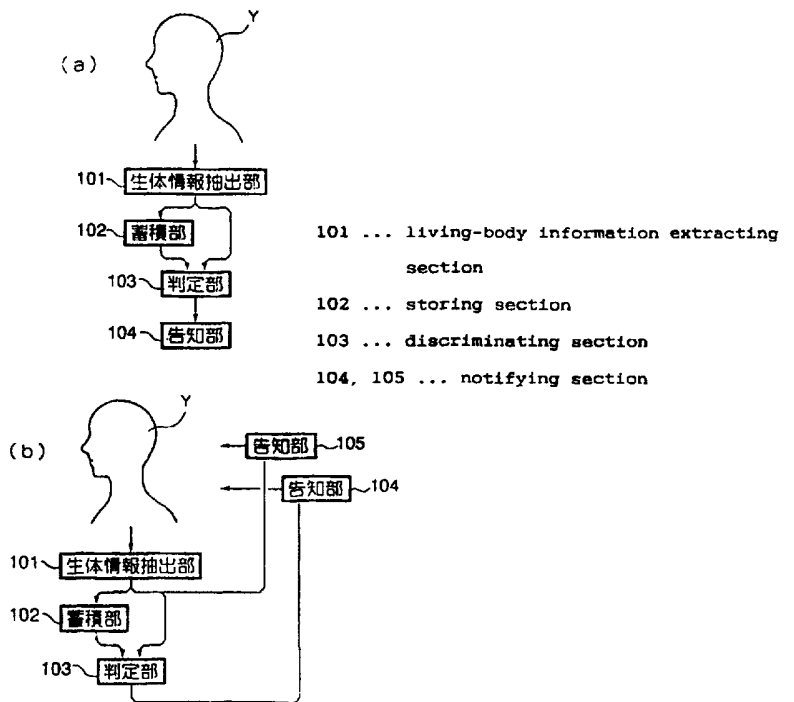
<p>(51) 国際特許分類6 A61M 21/00</p>	<p>A1</p>	<p>(11) 国際公開番号 WO98/01177</p> <p>(43) 国際公開日 1998年1月15日(15.01.98)</p>
<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP97/02278</p> <p>(22) 国際出願日 1997年7月2日(02.07.97)</p> <p>(30) 優先権データ 特願平8/179640 1996年7月9日(09.07.96) JP 特願平8/181027 1996年7月10日(10.07.96) JP 特願平9/159052 1997年6月16日(16.06.97) JP</p> <p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) セイコーエプソン株式会社 (SEIKO EPSON CORPORATION)[JP/JP] 〒163 東京都新宿区西新宿二丁目4番1号 Tokyo, (JP)</p> <p>(72) 発明者 ; および (75) 発明者 / 出願人 (米国についてののみ) 天野和彦 (AMANO, Kazuhiko)[JP/JP] 〒392 長野県諏訪市大和三丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内 Nagano, (JP) 上馬場和夫 (UEBABA, Kazuo)[JP/JP] 〒225 神奈川県横浜市青葉区荏田北三丁目19番3号 Kanagawa, (JP) 石山 仁 (ISHIYAMA, Hitoshi)[JP/JP] 〒302 茨城県取手市取手三丁目3番18号 Ibaraki, (JP)</p>	<p>(74) 代理人 弁理士 川崎研二, 外 (KAWASAKI, Kenji et al.) 〒103 東京都中央区日本橋三丁目2番16号 八重洲マシヤビル5階 朝日特許事務所 Tokyo, (JP)</p> <p>(81) 指定国 CN, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).</p> <p>添付公開書類 国際調査報告書</p>	

(54) Title: RELAX GUIDING DEVICE AND BIOFEEDBACK GUIDING DEVICE

(54) 発明の名称 リラックス指導装置およびバイオフィードバック指導装置

(57) Abstract

In order to make the user (Y) of a relax guiding device himself to quickly and easily confirm his relaxed state, the device is provided with a living-body information extracting section (101) which extracts indexes indicating the state of the living body of the user (Y), a storing section (102) which stores extracted indexes, a discriminating section (103) which discriminates whether the user (Y) is improved toward a relaxed state from the indexes by analyzing change in stored indexes with time, and a notifying section (104) which notifies the user (Y) that the living body of the user (Y) has shifted to the relaxed state when the discriminated result is affirmative.



(57) 要約

ユーザー自身がリラックス状態を迅速かつ容易に確認するため、ユーザー Y から、その生体状態を示す指標を抽出する生体情報抽出部 (101) と、抽出された指標を蓄積する蓄積部 (102) と、蓄積された指標の時間的推移を解析して、当該指標によりユーザーが、リラックスを示す方向へと改善されているか否かを判定する判定部 (103) と、この判定結果が肯定的であれば、当該生体がリラックス状態に移行している旨を告知する告知部 (104) とを備える。

参考情報

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第一頁に記載されたPCT加盟国を特定するために使用されるコード

AL	アルバニア	ES	スペイン	LR	リベリア	SG	シンガポール
AM	アルメニア	FI	フィンランド	LS	レソト	SI	スロヴェニア
AT	オーストリア	FR	フランス	LT	リトアニア	SK	スロヴァキア共和国
AU	オーストラリア	GA	ガボン	LU	ルクセンブルグ	SL	シエラレオネ
AZ	アゼルバイジャン	GB	英国	LV	ラトヴィア	SN	セネガル
BA	ボスニア・エルツェゴビナ	GE	グルジア	MC	モナコ	SZ	スワジランド
BB	バルバドス	GH	ガーナ	MD	モルドヴァ共和国	TD	チャード
BE	ベルギー	GM	ガンビア	MG	マダガスカル	TG	トーゴ
BF	ブルキナ・ファソ	GN	ギニア	MK	マケドニア旧ユーゴス ラヴィア共和国	TJ	タジキスタン
BG	ブルガリア	GR	ギリシャ	ML	マリ	TM	トルクメニスタン
BJ	ベナン	HU	ハンガリー	MN	モンゴル	TR	トルコ
BR	ブラジル	ID	インドネシア	MR	モリタニア	TT	トリニダード・トバゴ
BY	ベラルーシ	IE	アイルランド	MW	マラウイ	UA	ウクライナ
CA	カナダ	IL	イスラエル	MX	メキシコ	UG	ウガンダ
CF	中央アフリカ共和国	IS	アイスランド	NE	ニジェール	US	米国
CG	コンゴ	IT	イタリア	NL	オランダ	UZ	ウズベキスタン
CH	スイス	JP	日本	NO	ノルウェー	VN	ヴェトナム
CI	コート・ジボアール	KE	ケニア	NZ	ニュージーランド	YU	ユーゴスラビア
CM	カメルーン	KG	キルギスタン	PL	ポーランド	ZW	ジンバブエ
CN	中国	KP	朝鮮民主主義人民共和国	PT	ポルトガル		
CU	キューバ	KR	大韓民国	RO	ルーマニア		
CZ	チェッコ共和国	KZ	カザフスタン	RU	ロシア連邦		
DE	ドイツ	LC	セントルシア	SD	スーダン		
DK	デンマーク	LI	リヒテンシュタイン	SE	スウェーデン		
EE	エストニア	LK	スリランカ				

## 明 細 書

### リラックス指導装置およびバイオフィードバック指導装置

#### 技 術 分 野

本発明は、リラックス訓練を行なう際に適切な指導内容を得ることが可能なリラックス指導装置と、その訓練をバイオフィードバックをかけて行なう際に適切な指導内容を得ることが可能なバイオフィードバック指導装置とに関する。

#### 技 術 背 景

従来より、自律神経失調症の薬理治療として、精神安定剤や、自律神経調整剤、ビタミン剤（B<sub>1</sub>、B<sub>12</sub>）などを患者へ処方することが行なわれてきたが、近年、自律訓練法と呼ばれる治療法が自律神経失調症を含む様々な病気の治療等に用いられている（自律訓練法については、例えば、文献「自律訓練法の実際、佐々木雄二 著、創元社刊」や、文献「講座サイコセラピー、3 自律訓練法、佐々木雄二 編著、日本文化科学社」参照）。

この自律訓練法は、1930年以前にドイツで開発された技法で、弛緩（心身のリラックス）や催眠状態と深く関わりのある訓練法であって、上述した種々の病気の治療に用いられるほか、学校の授業の一環として集中力を図る目的や、産業界における社員教育など、広く利用されている。また、臨床への応用の成果として、心臓神経症や、自律神経失調症、過敏性腸症候群、過換気症候群など、各器官の心身症や不安神経症などの疾病の治療に有用とされている。

こうした自律訓練法は、手足の重感、手足の温感、心臓調整、呼吸、腹部温感、前額の冷涼感と呼ばれる6種類の訓練からなり、これら訓練を段階的に行なうことで弛緩した低い覚醒状態へと移行させていく。一例として、手足の温感の訓練は、「手や足が温かい」といった言葉を声に出さずに繰り返し唱える、という訓練方法をとる。

そして、これらの訓練によって、上述した疾病の治療に効果があるほか、次のような様々な効用がある。例えば、蓄積された疲労の回復、自己統制力が増して衝動的行動が少なくなるという効用や、仕事や勉強の能率が上がる、身体的な痛みや精神的な苦痛が緩和される、訓練の開始時から患者自らが訓練法を学習するために内省力が付き自己向上性が増す、精神の集中が図れるようになる、自律神経活動の過剰な昂進を抑制する、自己暗示法などと呼ばれるストレス管理訓練への導入に利用できる、患者自身が随時1～2分の短い時間で訓練を実施できる、何時でも何処でも実施できるなどの様々な効用がある。また、温感の訓練においては抗ストレス効果があって、ストレスによる症状を軽減することもできる。

一方、これとは別に、バイオフィードバックと呼ばれる生理現象を利用した治療法なども従来から利用されている（例えば、文献「臨床家のためのバイオフィードバック方法、平井 久 監訳、医学書院」参照）。この治療法は、普段はあまり意識していない筋肉の緊張や、皮膚温、脈拍といった各種の生体情報を被験者（ユーザー）に知らせて身体反応を制御しようとするものである。例えば、筋肉の緊張を用いた治療では、筋電図などにより検出した筋活動を音響信号へ変換し、これをユーザーに聴取させることで治療を行なうものである。

こうしたバイオフィードバックによれば、上述した自律訓練法からは得られない以下のような効用がある。すなわち、筋電図波動の増減など現在の身体の状態を治療者、指導者などがリアルタイムに知ることができる、といった効用や、生理的指標を測定しているために学習効果を判定しやすい、ユーザー自身が考えているよりも効果が上がっている場合に、これを知らせることで意欲の向上が期待できる、課題がわかりやすい、ユーザーが無理をしない状態（受動的集中と言う）を体験しやすくなる、などの効用がある。

ここで、バイオフィードバックを適用した技術としては、例えば、特開平4-200440号公報に記載のものがある。この公報記載の技術は、生体情報の目標値を設定する一方、ユーザーから測定した生体情報と設定された目標値とを比較して、この比較結果を報知し、さらにこの比較結果の推移も表示する、というものである。くわえて、この公報記載の技術は、今回測定した生体情報の最高値を次回の測定時の目標値に設定することを選択することが可能となっている。

また、バイオフィードバックを適用した他の装置としては、特開昭59-232380号公報に記載のものがある。この技術は、複数のユーザーに対する訓練の統率することと、当該グループ全体の進捗を把握することとを可能とすべく、複数のユーザーから第1および第2の特定周波数成分の脈波を抽出し、第1の特定周波数成分に対しては訓練者（指導者）の制御に応じて、各ユーザーに共通に告知し、第2の特定周波数成分に対しては当該ユーザーに独立に告知するとしている。

しかしながら、上述した従来の自律訓練法では、現時点における身体の状態が容易には判明しないため、例えば手足の温感訓練を実施した場合、実際に手指が温まってきて訓練が功を奏しているのかを判断できない、という欠点があった。すなわち、ユーザーは、現時点における自身の生体状態がどうなっているのかを定量的に判断することが全くできない、という欠点があった。

したがって、ユーザーが考えているよりも訓練の効果が奏していたとしても、その事実を告知することによる訓練意欲の向上、訓練からの脱落の防止といったことを期待することはできなかった。また、いつも緊張の高いユーザーに受動的集中の概念を伝えるのが難しい、訓練に長期間を要する、訓練の段階を進める際に、前段階での筋弛緩がうまく習得されていないことがある、などの欠点も有している。

さらに、バイオフィードバック全般において、患者やユーザーが機械に依存しやすい、といった欠点や、生理反応がどうしても前面に出るため、弛緩するための認知的な戦略がとりにくくなる、不安状態が非常に強い患者に対しては、不安反応である自律神経系活動に対して筋弛緩が効果を発揮しない場合があるなどの欠点が挙げられる。

また、特開平4-200440号公報に記載の技術においては、現時点における生体情報と設定された目標値との比較結果、並びに、その比較結果の推移は報知されるものの、当該比較結果は目標値の設定次第である。すなわち、この目標値は、本来一人一人で全く異なるものであるが、設定する際の目安が何ら提供されないために、比較結果の意味においては疑問を持たざるを得ない。例えば、この公報記載の技術において、目標値を低めに設定すると、総じて、訓練の効果が

発揮されていると報知されるであろうし、反対に、目標値を高め設定すると、総じて、訓練の効果が発揮されていないと報知されるであろう。仮に、この公報に記載されているように、今回測定した生体情報の最高値を次回の測定時の目標値に設定することを選択したとしても、次回の測定時における訓練の効果が今回測定時よりも向上しているか否かを判断できるのみであり、現時点における生体状態がどうなっているのか、さらにどういう方向に移行しているのかについては判断することができない。

したがって、この点において、この公報記載の技術は、上述した従来の自律訓練法と同じ欠点を有していた。

一方、特開昭59-232380号公報記載の技術では、現時点におけるユーザーの身体的状態を告知するのみであり、それがどうなっているのかについては、指導者の判断に委ねられ、ユーザーは知る由もない。

したがって、この公報記載の技術も、上述した従来の自律訓練法と同じ欠点を有していた。

以上述べたことから判るように、従来は、ユーザーがリラックスするために色々努力をしても、果たして本当にリラックスした状態になったのか否かを、さらに、現時点におけるユーザーの状態がどうなっているのかをユーザー自身が確認することができなかった。同様な問題がバイオフィードバックを用いた場合においても発生する。

## 発 明 の 開 示

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、リラックス状態を迅速かつ容易に確認するとともに、リラックス訓練を行なう際に適切な指導内容を得ることが可能なリラックス指導装置を第1の目的とする。

また、本発明は、バイオフィードバックを用いて訓練を行なう場合に、その効果を迅速かつ容易に確認するとともに、その訓練のため適切な指導内容を得ることが可能なバイオフィードバック指導装置を提供することを第2の目的とする。

上記第1の目的を達成するため、本発明にあつては、生体から少なくとも2以

上の異なる時点において抽出された当該生体状態を示す指標に基づき、当該生体のリラックス状態を判定する第1の判定手段と、第1の判定手段によって判定されたリラックス状態に対応して指導内容を告知する第1の告知手段とを具備することを第1の特徴としている。

また、上記第2の目的を達成するため、本発明にあつては、生体状態を示す指標を当該生体から抽出する抽出手段と、前記抽出手段によって抽出された指標に基づく告知を行なう第3の告知手段と、2以上の異なる時点において前記抽出手段により抽出された指標に基づき、当該生体の状態を判定する第2の判定手段と、第2の判定手段によって判定された生体の状態に対応して指導内容を告知する第4の告知手段とを備え、当該生体は、前記第3の告知手段によって告知された指標で示される生体の状態を制御することを第2の特徴としている。

上記第1の特徴によれば、リラックス状態に移行するための指導内容を、その状態に応じて適切に得ることが可能となる。

また、上記第2の特徴によれば、バイオフィードバックを用いた自律訓練を行なう場合に、その指導内容を、その状態に応じて適切に得ることが可能となる。

#### 図面の簡単な説明

図1(a)は、本発明の第1実施形態にかかるリラックス指導装置の機能構成を示すブロック図であり、(b)は本発明の第1実施形態にかかるリラックス指導装置の機能構成を示すブロック図である。

図2は、本発明の第1実施形態にかかるリラックス指導装置の電氣的構成を示すブロック図である。

図3は、心電図とRR間隔との関係を示す図である。

図4は、心電図と脈波波形との関係を示す図である。

図5(a)は、RR間隔変動と該変動を構成する周波数成分との関係を示す図であり、(b)は、RR間隔変動のスペクトル分析した結果を示す図である。

図6は、同装置を腕時計と組み合わせ、脈波センサを指の付け根に取り付けた態様の図である。

図7は、同装置を腕時計と組み合わせ、脈波センサを指尖部に取り付けた態様の図である。

図8は、同装置を腕時計と組み合わせ、脈波センサを橈骨動脈部に接触させる態様の図である。

図9は、同装置を腕時計と組み合わせ、脈波センサを腕時計の表面に設けた態様の図である。

図10(a)は、同装置が組み込まれた腕時計を示す図であり、(b)は、当該装置と光通信を行なう外部機器を示す図である。

図11は、同装置および外部機器における送信部の構成を示すブロック図である。

図12は、訓練を実施することにより、リラックス状態が進んでRR50が変化する様子を表わしたグラフである。

図13は、同装置における表示装置の一例を示す図である。

図14は、同装置における表示装置の一例を示す図である。

図15は、同装置における表示装置の一例を示す図である。

図16は、指標の変化率について、目標値と実測値とをアナログ時計に表示させた一例を示す図である。

図17は、指標の変化率について、目標値と実測値の比較結果をアナログ時計に表示させた一例を示す図である。

図18は、脈波を測定する際の望ましい態様を示す図であって、(a)は座位の場合の態様であり、(b)は立位の場合の態様である。

図19は、脈波波形の振幅値を、生体情報を示す指標として用いるための構成である。

図20は、同構成のレベル判定部にかかる有効ビット数、シフト指示量、ゲインコントロール量の関係を示す図である。

図21は、集中定数モデルを用いて循環動態パラメータを求めるための構成を示す図である。

図22(a)は、人体の動脈系をシミュレートした四要素集中定数モデルの構成を示す回路図であり、(b)は、同じく五要素集中定数モデルの構成を示す回



路図である。

図 23 は、中枢部血管抵抗  $R_c$  と歪率  $d$  との相関関係を示す図である。

図 24 は、末梢部血管抵抗  $R_p$  と歪率  $d$  との相関関係を示す図である。

図 25 は、血液による慣性  $L$  と歪率  $d$  との相関関係を示す図である。

図 26 は、コンプライアンス  $C$  と歪率  $d$  との相関関係を示す図である。

図 27 は、1 拍分の脈波波形と、その形状を特徴付ける波形パラメータとの対応を示す図である。

図 28 は、パラメータ抽出部の構成を示すブロック図である。

図 29 は、同パラメータ抽出部における波形パラメータに記憶された脈波波形を例示する図である。

図 30 は、同パラメータ抽出部におけるピーク情報メモリの記憶内容を示す図である。

図 31 は、周波数解析部の構成を示すブロック図である。

図 32 は、波形の引き渡しタイミングを示す図である。

図 33 は、パラメータ抽出部の動作を示すタイミングチャートである。

図 34 は、周波数解析部における高速再生部の動作を説明するための図である。

図 35 は、高速再生部の動作を説明するための図である。

図 36 は、高速再生部および正弦波発生器の動作を説明するための図である。

図 37 は、脈波波形をウェーブレット変換するための構成を示すブロック図である。

図 38 は、ウェーブレット変換部の構成を示すブロック図である。

図 39 は、同ウェーブレット変換部における波形整形部の構成を示すブロック図である。

図 40 (a) ~ (e) は、それぞれ同ウェーブレット変換部の動作を示すタイミングチャートである。

図 41 は、1 拍分の脈波から得られる脈波解析データを示す図である。

図 42 は、同装置をネックレス型とした場合の外観構成を示す図である。

図 43 は、同装置を眼鏡型とした場合の外観構成を示す図である。

図 44 は、同装置をポケットカードとした場合の外観構成を示す図である。

図45(a)は、同装置を万歩計型とした場合の外観構成を示す図であり、(b)はそれが取り付けられた状態を示す図である。

### 発明を実施するための最良な形態

以下、本発明による実施の形態について図面を参照して説明する。

#### <1：第1実施形態>

まず、本発明の第1実施形態にかかるリラックス指導装置について説明する。

図1(a)は、その機能構成を示す概略図である。

図において、生体情報抽出部101は、ユーザーYの生体状態を示す指標を、当該ユーザーYから抽出するものである。蓄積部102は、抽出された指標を時系列的に蓄積するものである。判定部103は、蓄積部102においてされた現時点によりも前に抽出された指標と、生体情報抽出部102により抽出された現時点の指標とを比較して、後者が前者よりもリラックス方向に改善されているか否かを判定するものである。告知部104は、その判定結果やリラックス度を告知するものである。

#### <1-1：生体状態を示す指標の抽出>

次に、実施形態の詳細について説明する前に、生体状態を示す指標について説明する。本実施形態では、説明の便宜上、指標として、LF、HF、LF/HF、RR50などの脈波波形のゆらぎ(変化)を用いるが、本発明をこれらに限定する趣旨ではない。なお、他の指標については後述することとする。

まず、心電図において、ある心拍のR波と次の心拍のR波との時間間隔は、一般にRR間隔と呼ばれており、人体における自律神経機能、すなわち、生体状態を示す指標となる数値である。図3は、心電図における心拍と、これら心拍の波形から得られるRR間隔とを図示したものである。同図からも見て取れるように、心電図の測定結果の解析からRR間隔が時間の推移とともに変動することがわかる。

一方、橈骨動脈部などの末梢部で測定される血圧の変動は、収縮期血圧および拡張期血圧における一拍毎の変動として定義され、心電図におけるRR間隔の変動と対応している。図4は、心電図と血圧との関係を示したものである。この図からわかるように、一拍毎の収縮期および拡張期の血圧は、各RR間隔における動脈圧の最大値および該最大値の直前に見られる極小値として測定される。

これら心拍変動あるいは血圧変動のスペクトル分析を行なうと、これらの変動が複数の周波数の波から構成されていることがわかっている。これらの波は以下に示す3種類の変動成分に区分される。

- ・呼吸に一致した変動であるHF (High Frequency) 成分
- ・10秒前後の周期で変動するLF (Low Frequency) 成分
- ・測定限界よりも低い周波数で変動するトレンド (Trend)

これら成分を得るには、まず、測定した脈波の各々について、隣接する脈波と脈波との間のRR間隔を求めて、得られたRR間隔の離散値を適当な方法により補間するとともに、補間後の曲線にFFT (高速フーリエ変換) 処理を施してスペクトル分析を行なうと、上記変動成分を周波数軸上のピークとして取り出すことが可能となる。図5(a)は、測定した脈波の間隔の変動波形、および、該変動波形を上記3つの周波数成分に分解した場合の各変動成分の波形を示している。また図5(b)は、同図(a)に示した脈波間隔の変動波形に対するスペクトル分析の結果である。

この図からわかるように、0.07Hz付近、0.25Hz付近の2つの周波数においてピークが見られ、前者がLF成分であり、後者がHF成分である。なお、トレンドの成分は測定限界以下であるため図からは読み取れない。

ここで、LF成分は交感神経の活動に関係しており、本成分の振幅が大きいほど緊張の傾向にある。一方、HF成分は副交感神経の活動に関係しており、本成分の振幅が大きいほどリラックスの傾向にある。

また、LF成分およびHF成分の振幅値には個人差があるので、これを考慮した場合、LF成分とHF成分との振幅比である「LF/HF」も生体状態の推定に有用と考えられる。そして、上述したLF成分とHF成分との特質から、LF/HFの値が大きいほど緊張の傾向にあり、LF/HFの値が小さいほどリラッ

クスの傾向にあることが導かれる。

一方、RR50とは、所定時間（例えば1分間）の脈波の測定において、連続する2拍のRR間隔の絶対値が50ミリ秒以上変動した個数で定義される。このRR50の値が大きいほど人体の状態はリラックスした状態にあり、RR50の値が小さいほど緊張の状態にある。ここで、RR50のレベルは、日中の活動時にあつては1分間当たり10回以下であり、また睡眠時にあつては1分間当たり30回程度になる。また、RR50とリラックス状態との関係であるが、リラックスとなったか否かのしきい値はRR50が概ね1分間当たり15回と考えて良く、RR50の値がこれ以上であればリラックスした状態と言って良い。

なお、厳密に言うと、RR50の「R」は心拍のR波を意味するものであり、これに対応するのは脈波のピークである。したがって、RR50は、本来的にPP50とでも呼ぶべきであろうが、以下では、一般的な名称であるRR50を用いて説明することとする。

#### <1-2：第1実施形態の具体的構成>

次に、図1(a)にかかる機能構成を具体化する構成について説明する。図2は、その構成を示すブロック図である。

この図において、CPU（中央処理装置）1は、同装置内の各部を制御するための中核的な役割を果たす回路であつて、図1(a)における生体情報抽出部101および判定部103に相当する。なお、CPU1の詳細な機能に関しては後述する動作の項にて説明する。

ROM（リードオンリーメモリ）2には、CPU1が実行する制御プログラムや各種の制御データなどが格納されているほか、ユーザーに対して音声で案内をする際に使用する音声メッセージの雛形が幾つか格納されている。

RAM（ランダムアクセスメモリ）3には、後述するように、脈波信号波形や、リラックスの度合いを表わす指標、当該指標を測定した時刻などが記憶されるほか、当該指標が時間とともに増加する傾向にあることを各指標測定時点で検出した回数を計数するカウンタとしても用いられ、さらに、CPU1が演算を行なう際の作業領域としても用いられる。このため、RAM3は、図1(a)における

蓄積部 102 に相当する。

操作部 4 は、ユーザーによるボタンの操作に対応した指示を行なうためのものであり、ボタンの操作を検出して、操作されたボタンの種類を割込信号とともにバスへ送出する。なお、ボタンの具体的な機能については後述する。

脈波センサ 5 は、例えば、ユーザーの手の指に装着された光学式のセンサである。この脈波センサ 5 の機械的構造は、例えば、後述する図 6 などに示すように、フォトトランジスタ等を用いた光センサと発光ダイオードとから構成したものなどが考えられる。こうした構成によれば、発光ダイオードから放射された光が、指尖部等の血管を介して反射され、光センサにて受光されて光電変換された結果、脈波検出信号が得られるものである。なお、信号対雑音 (SN) 比を考慮した場合、発光ダイオードには青色光の発光ダイオードを用いると良い。

A/D (アナログ/デジタル) 変換器 6 は、脈波センサ 5 が検出した脈波信号をサンプリングしてデジタル信号へ変換し、これをバスへ出力する。

音源 7 は、スピーカなどから構成されて、ユーザーに対し聴覚による種々の告知を行なうものである。なお、告知の態様は、後述するように種々の態様が考えられるので、音源 7 は、その意味において告知手段の一例に過ぎない。

音源制御部 8 は、音源 7 を駆動することによって、CPU 1 が ROM 2 から読み出した音声メッセージや所定のアラーム音などを発生させるための駆動回路である。表示装置 10 は、CPU 1 が作成する表示情報をもとに各種のメッセージやグラフなどを表示する機器である。このため、音源 7 および表示装置 10 が図 1 (a) における告知部 104 に相当する。なお、表示制御回路 11 は、CPU 1 から表示情報を受け取って表示装置 10 に適したフォーマットへ変換するなどして、表示装置 10 の表示を制御するものである。

タイマー 12 は、通常の計時機能を有し、その出力はデータの計測にあたっての計測時刻として用いられるが、これに加え、CPU 1 が予め設定した時刻に達した時点あるいは CPU 1 が予め設定した時間が経過した時点で、バスを介して CPU 1 へ、割込信号を送出するものである。その際、いずれの設定による割り込みであるかも報告されるようになっている。

加速度センサ 13 は、ユーザーの身体の動きを捉える体動検出センサであり、

ユーザーの身体が動いているか否かを確認する目的で用いられる。

A/D変換器14は、加速度センサ13が出力するアナログ信号をデジタル信号へ変換し、これをバスへ出力するものである。

I/Oインターフェイス部15は、装置の外部に設けられたパーソナルコンピュータ等の外部機器との間で各種情報を授受するための通信手段であり、後述するように、LEDやフォトトランジスタに接続されている。なお、これらの情報としては、装置側で測定した種々の測定結果や、外部機器から装置側へ与えられる自律訓練の目標値などである。また、これら情報の詳細については後述するものとし、パーソナルコンピュータとの接続形態の一具体例についても後述することとする。

### <1-3：第1実施形態の外観構成>

次に、本実施形態にかかるリラックス指導装置の外観構成について説明する。本装置は、ユーザーの生態情報を継続的に測定する必要があるため、携帯機器や装身具など、ユーザーが日常的に装着して苦にならない構成が望ましい。このような構成としては種々ものが考えられるが、ここでは、図6～図9に示すように腕時計の機能の一部として組み込んだ例を取り上げて、他の形態については、後述することとする。なお、これらの図において、図2と同一の構成要素には同一の符号が付してある。

まず、図6は、本装置を腕時計に組み込んだ第1の態様を示す図である。同図において、ボタン21、22は、腕時計20の本体の側面にそれぞれ設けられており、図2における操作部4の一部を構成する。

このうち、ボタン21は、ユーザーがリラックス状態の測定開始/終了を指示するためのものであり、ボタン21を押下する度に測定開始、測定終了の指示が切り替わる。また、ボタン22は、本装置が有する各種のモードを切り替えるためのものである。ここで、モードの一例としては、上述したように、I/Oインターフェイス部15を介し、外部機器に対して各種の測定結果を送受信するための通信モードなどがある。

一方、ケーブル25は腕時計20内部に設けられた脈波センサ5とA/D変換

器 6 との間を電氣的に接続する。

次に、図 7 は、本装置を腕時計に組み込んだ第 2 の態様を示す図である。この態様は、同図に示すように、脈波センサ 5 を指尖部に取り付けて指尖容積脈波を測定するようにしたものである。なお、指尖容積脈波を検出するための手段としては、上述した光学的手段によるもの以外にも、例えば圧脈波センサなどが考えられる。

また、図 8 は、本装置を腕時計に組み込んだ第 3 の態様を示す図である。この態様は、同図に示すように、脈波センサ 5 を腕時計 20 の表面に形成したものである。この態様では、表示装置 10 の 6 時方向に発光ダイオード 28 とフォトトランジスタ 29 とからなる脈波センサ 5 が設けられており、これら発光ダイオード 28 とフォトトランジスタ 29 は、いずれもその頭部だけが腕時計外部に現れるように埋め込まれている。

なお、この第 3 の態様では、発光ダイオード 28 から放射された光がフォトトランジスタ 29 で直接的に受光されないように、発光ダイオード 28 とフォトトランジスタ 29 との間に、間仕切り 30 が設けられている。ここで、この態様における脈波の測定原理は第 1 の態様や第 2 の態様のそれと同じである。ただし、本態様では測定にあたって、腕時計を装着していない手の指の先端が、発光ダイオード 28 とフォトトランジスタ 29 との双方に、覆い被さるように載せられる点に留意する必要がある。

さらに、図 9 は、本装置を腕時計に組み込んだ第 4 の態様を示す図である。この態様は、同図に示すように、橈骨動脈部で脈波を検出するものである。この態様において、脈波センサ 5 は、歪ゲージ等を用いた圧力式のものにより構成される。この脈波センサ 5 は、取り付け具 26 の表面に取り付けられており、この取り付け具 26 自体は時計バンド 27 に摺動自在に装着される。このように構成において、ユーザーが腕時計 20 を手首に装着すると、脈波センサ 5 が適度な圧力で橈骨動脈部に押し当てられて、脈波センサ 5 の両端に設けられた端子（図示略）から橈骨動脈波形を示す脈波信号が得られる。この脈波信号は、時計バンド 27 に埋め込まれた信号線（図示略）を介して、腕時計 20 の本体に内蔵された A/D 変換器 6 へ送られることとなる。

このように、本装置を腕時計に組み込んだ態様だけでも種々のものが考えられるが、本装置の腕時計以外の形態については、後述することとする。

#### <1-4：外部機器の構成>

次に、本実施形態にかかるリラックス指導装置と、情報の授受を行なう外部機器について図10を参照して概説する。外部機器は、同図(b)に示すように、機器本体50、ディスプレイ51、キーボード52、プリンタ53などから構成されており、以下の点を除いて、通常のパーソナルコンピュータと同じものである。

すなわち、機器本体50は、光信号によるデータを送受信するための図示しない送信制御部および受信制御部を内蔵しており、これら送信制御部と受信制御部は、それぞれ光信号を送信するためのLED54と光信号を受信するためのフォトトランジスタ55とを有している。これらLED54、フォトトランジスタ55は、いずれも近赤外線用のもの（例えば中心波長が940nmのもの）が用いられ、可視光を遮断するための可視光カット用のフィルタ56を介し、機器本体50の前面に設けられた光通信用の通信窓57から光通信を行なう。

一方、本実施形態にかかるリラックス指導装置である腕時計20には、同図(a)に示すように、その6時方向に外部機器と通信するための通信コネクタ58が着脱自在に取り付けられている。ここで、外部機器と通信しない場合には、通信コネクタ58を取り外して、略同一形状のコネクタカバー（図示略）を装着するようになっている。そして、この通信コネクタ58には、パーソナルコンピュータ側と同様に、LED59とフォトトランジスタ60と図示しない光通信用のインターフェイス回路とが組み込まれており、これらが図2のI/Oインターフェイス部15を構成している。

ところで、上述したような光通信を行なう場合には、いずれの機器が情報を発信したかどうかを識別できないと、本来は他の機器が受け取るべき情報を誤って受信してしまうことが起こりうる。そこで、図示しない光通信用のインターフェイス回路とパーソナルコンピュータ内部に設けられた光インターフェイス部とは、それぞれ情報を送信あるいは受信するにあたって、いずれの装置が情報を発



信したかを示す識別情報が用いられる。そのため、図 11 に示すような送信部 70 が、図示しない光通信のインターフェイス回路とパーソナルコンピュータ内部とに設けられている。

この図において、図示されたバスには、CPU 1 あるいはパーソナルコンピュータ内部のマイクロプロセッサから送出された各種の通信情報が載せられる。また、同図において、A/D変換器 71 は、バスから送出された情報を所定時間間隔でサンプリングしてデジタル信号へ変換する。識別番号記憶部 72 は、光信号がいずれの装置から送出されたものかを識別するための識別番号を記憶しており、情報が装置外部へ送出される場合に、この識別番号が当該情報とともに光信号に載せられる。ここで、各機器の識別番号記憶部 72 に記憶される識別番号は、出荷時の設定等によって互いに異なった番号が付与されるので、腕時計本体、パーソナルコンピュータ等を含め、全ての機器にユニークな番号が付与されるような設定がなされる。

また、制御部 73 は、送信部 70 内の各部を制御するための回路である。送信部 74 は、光信号を送出する LED 75 を駆動するための駆動回路を内蔵しており、LED 75 を駆動することによって、制御部 73 が作成した送信データを光信号へ変換して外部へ送出する。

なお、実際の所、装置と外部機器との間は有線で接続しても良いし、無線や上述した光通信などでワイヤレスに通信するように構成しても良い。

#### < 1-5 : 第 1 実施形態の動作 >

次に、上記構成によるリラックス指導装置の動作を説明する。

まず、装置の電源が投入されると、脈波センサ 5 が脈波の取り込みを開始し、得られた脈波信号が A/D変換器 6 でデジタル信号へ変換され、その脈波信号がバスへ出力されるようになる。

その後、ユーザーが腕時計 20 に設けられたボタン 21 を押下すると、本装置においてリラックス状態を判定するための測定が開始されるが、これと並行して、ユーザーはリラックスした状態になるような「リラックス訓練」を自律訓練として実施する。

ここで、リラックス訓練として最も簡単な方法としては、そのままの姿勢で目を閉じて安静にすることであるが、これ以外にも、以下に示すような方法が考えられる。

第1に、なるべく一人になれる場所へ移動したのち、無理のない楽な姿勢であって、しかもなるべく動かなくて済むような姿勢をとって静かに目を閉じるものである。その際、目を閉じている間に、身に付けている装身具や腕時計が気になるようであれば外してしまっても良い。また、リラックス訓練の効果をいっそう高めるためには、椅子に座ったりベッドに寝るなどすることが望ましい。

第2に、第1の方法で効果がないようであれば、目を閉じたまま、声に出さないようにして、予め決めておいたキーワードを唱え続けることが考えられる。唱えるキーワードには肯定的な意味を有するものが好ましいことから、「幸せ」、「平和」、「愛情」、「優しさ」などをイメージするものでも良いが、好きな物、気に入った数、好意を抱いている人の名前、好きな詩の一節、あるいは、お経の一節などであっても良い。さらに、キーワードの長さは呼吸の長さに合ったものが望ましく、概ね3～4音で構成されるものが良いと言える。

第3に、 $\alpha$ 波音楽や、クラシック、バロック、1/f揺らぎの音楽などを聴くことが考えられ、その際、ボディーソニックなどを併用するのも好ましい。

第4に、リラックスするのに適した色を見ることが考えられる。そのような色には、暖色系よりも寒色系が望ましく、空色や、青緑色、緑色、黄緑色などの色が好ましいとされる。

第5に、リラックスを助長する香りを嗅ぐことが考えられ、これには、サンダルウッドや、ローズ、カモミール、ローズマリーなどの香りが好ましいとされる。なお、これらの香りを持つ精油を吐出する機構を設けて、直接、精油をユーザーに噴霧するようにしても良い。

第6に、1/f揺らぎの成分を持つ絵画や模様などを見るようにすることも考えられる。

他方、ユーザーが腕時計20のボタン21を押すと、操作部4がこのボタン押下を検出して、CPU1へ割り込みを報告する。この報告によってCPU1は、測定開始を認識し、所定時間間隔で割り込みを発生させるようにタイマー12を

設定するとともに、一定の時間が経過した時点においても別の割り込みを発生させるように設定する。ここで、前者の時間は、生体状態を示す指標を測定する時間の間隔である。これに対し、後者の時間は測定を打ち切るまでの時間であって、ユーザーがリラックスするように努力しても十分リラックスした状態にならない場合にその旨をユーザーへ告知するまでの時間であって、本実施形態では3～5分程度に設定している。

次に、所定時間間隔でタイマー12から割り込みが報告されると、CPU1は、脈波信号をある期間だけRAM3へ蓄積した後、蓄積された脈波信号をもとに、生態情報を示す各指標を算出する。すなわち、まず、CPU1は、脈波の波形から極大点を抽出するために、脈波波形に対して時間微分をとり、時間微分値がゼロの時刻を求めて波形が極点をとる時刻をすべて求める。次いで、各時刻の極点が極大・極小のいずれであるのかを、該極点の近傍の波形の傾斜（すなわち時間微分値）から決定する。たとえば、ある極点に対して該極点よりも以前の所定時間分について波形の傾斜の移動平均を算出し、この移動平均が正であれば該極点は極大であり、負であれば極小であることがわかる。

次に、CPU1は、抽出した極大点の各々について該極大点の直前に存在する極小点を求める。そして、極大点および極小点における脈波の振幅をRAM3から読み出して両者の振幅差を求め、この差が所定値以上であれば該極大点の時刻を脈波のピークとする。そして、取り込んだ全ての脈波波形に対してこのピークの検出処理を実行した後、隣接する2つのピークの時刻をもとに両者の時間間隔（心拍におけるRR間隔に相当する脈波間隔）を計算する。

そして、CPU1は、得られた脈波間隔から隣接する脈波間隔の時間差を順次求め、その各々につき該時間差が50ミリ秒を越えるかどうかを調べて、これに該当する個数をRR50とする。

なお、生体情報を示す指標として、LF成分、HF成分を用いる場合にあっては、得られた脈波間隔の値が時間軸上で離散的であるため、隣接するRR間隔の間を補間して、図5(a)に示すような曲線を得る。次いで、補間後の曲線に対してFFT処理を施して、図5(b)に示すようなスペクトルを得て、脈波波形に対して実施したのと同様に、ピーク判別を適用して、このスペクトルにおける

極大値と該極大値とに対応する各周波数を求めて、低い周波数領域で得られた極大値をL F成分、高い周波数領域で得られた極大値をH F成分とするとともに、これらの各成分の振幅を求めて両者の振幅比L F / H Fを算出するものとする。

以上のようにして各指標が算出されるが、生体のリラックス状態を判定するには、必ずしもこれら全ての指標が必要となるものではない。そこで、以下では指標としてR R 5 0を用いて説明することとする。

まず、C P U 1は算出したR R 5 0の値を、タイマー1 2から読み取った現時点の測定時刻と対応付けてR A M 3へ格納する。さらに、今、格納したR R 5 0が、ボタン2 1が押下されてから最初に得られたR R 5 0でなければ、C P U 1は、直前の測定時点において算出したR R 5 0に対して、現時点のR R 5 0が増加しているか（つまり、よりリラックスした状態へと移行しているか）を比較し、もしそうであればこの旨をユーザーへ告知するようにする。もっとも、このときユーザーはリラックスするために目を閉じているので、告知を行なうには、視覚以外の手段に訴える必要がある。そこで、C P U 1は、例えば、リラックス訓練を邪魔しないようなメロディーの音楽を音源7を介し流すようにする。

くわえて、C P U 1は、ユーザーの状態が十分リラックスした状態になったかの判定を行なう。このような判定を行なう理由は、リラックスの状態には一定の限界があるものと考えられるからである。すなわち、一旦、ユーザーが十分リラックスした状態になると、それ以上はリラックスの状態が改善されなくなり、R R 5 0の値の変化は飽和した状態になるためである。逆に言えば、こうした飽和状態になれば、十分リラックスした状態に到達したと言って良い。

ここで、図1 2は、R R 5 0の値が訓練を実施することで増加し、遂には飽和状態となる様子を示したものである。このグラフは、6 0人程度の被験者を対象に行なった実験結果に基づいており、図中、横軸は訓練開始時点からの経過時間、縦軸は1分間当たりのR R 5 0の値である。同図によれば、訓練開始から1分3 0秒程度が経過した時点でR R 5 0の値が1 5 [回/分]に達しており、この辺りからリラックスした状態になっていると考えられる。また、訓練時間が4分程度経過した辺りでR R 5 0が飽和していることが見て取れる。

さて、この飽和状態を検出するため、C P U 1は、R R 5 0の各測定時点にお

いて、前回測定時に比べて今回測定時のRR50の値が大きくなっていけば、RAM3に設けたカウンタを「+1」するとともに、新たなカウンタ値が所定値を越えているかどうかを調べる。これは、ユーザーの状態が測定開始時点から殆ど改善されていないにも拘らず、RR50の値が変化しなくなったからと言う理由だけでリラックスしたものと誤判断してしまうのを避けるためである。そこでCPU1は、カウンタ値が所定値以下である場合は、次に述べるRR50の飽和状態のチェックを行なわないようにし、再びタイマー12から所定時間間隔の割り込みが報告されるのを待ち合わせる。

一方、カウンタの値が所定値を越えていけば、CPU1は、RAM3から過去所定期間に算出されたRR50の値を読み出し、RR50の値の変動が所定範囲内に収まっているかどうかを調べる。

なお、ここでいう所定値とは、リラックス状態と判断するためのしきい値であり、用いる指標に応じて設定すべきである。例えば、指標としてRR50を用いるのであれば、上述したように、そのしきい値は15 [回/分] である。また、ここでいう所定範囲とは、指標が飽和状態にあるか否かの判断するための基準となるものであり、同様に、指標に応じて設定すべきであるが、測定誤差を考慮すると、過去の算出値に対する今回の算出値の変動が-10%~+10%以内であれば飽和状態にあると考える良い。

このような変動の判定において、いまだ所定範囲内になければ、これはユーザーのリラックス状態が十分でないことを意味しているから、カウンタの値が所定値を越えていない場合と同様に、再びタイマー12から割り込みが入るのを待ち合わせる。このように、上記の場合も含め、リラックス状態が十分でなければ、上述した動作が繰り返し行なわれることになる。

これに対し、RR50の値が所定範囲内に収まっていれば、十分リラックスした状態にあるものとしてその旨をユーザーへ告知する。ここで、この場合においてもユーザーは目を閉じていると考えられるから、リラックス状態に移行している旨を示すメロディーとは、異なるメロディーの音楽を流すなどして、この旨をユーザーへ知らせるようにする。これと並行して、CPU1はタイマー12の設定を解除して測定を終了させる。

その後、ユーザーがボタン21を押下すると、CPU1は、いま実施した測定によってどの程度リラックスの度合いが改善したのかを定量化し、これをリラックス度としてユーザーへ告知する。

このリラックス度の算定方法としては、例えば、次のようなものが考えられる。すなわち、日常における指標の値に対して、いま算出した指標がどの程度変化しているかの「変動率」に基づくものである。そのために、過去所定期間において、各測定の測定開始時点のそれぞれにおいてRR50を求めておき、これをRAM3において、測定中に算出されるRR50の格納領域とは別領域へ蓄積しておく。そして、これら過去所定期間に蓄積したRR50の平均値を算出して、これを当該ユーザーの日常のRR50とする。そしてここでは、この平均値に対して、いま実施した測定の最後に得られたRR50の値が何倍になっているかを、「リラックス度」と考える。そのためにユーザーは、常日頃、測定を行なうようにすることが望ましい。

もっとも、この倍率そのものを、単に図13に示すような棒グラフや、図14に示すような円グラフなどを表示装置10により告知してもユーザーには直感的にわかりにくい。そこで、リラックス度の倍率を図15に示すようにグレード付けして告知することとする。すなわち、倍率Gが1.0倍未満であれば一律にグレードを「0」、1.0以上1.2倍未満であればグレードを「1」、1.2以上1.4倍未満であればグレードを「2」、1.4以上1.6倍未満であればグレードを「3」、1.6倍以上であれば一律にグレードを「4」とする。したがって、グレードの値が大きいほどリラックスした状態にあるものと言える。そしてまた、このようなグレードに対応したフェイスチャートを表示装置10により告知すれば、リラックス度を、ユーザーが直感的に知ることが可能となる。

さらに、倍率あるいはグレードの値に対応する内容を告知しても良い。例えば、グレードの値が「0」であれば、「リラックス度が改善されていません」の旨の内容を告知し、グレードの値が「1」であれば、「リラックス度が多少改善されています」の旨の内容を告知し、グレードの値が「2」であれば、「リラックス度が改善されています」の旨の内容を告知し、グレードの値が「3」であれば、「リラックス度が良く改善されています」の旨の内容を告知し、グレードの値が

「4」であれば、「リラックス度が大変良く改善されています」の旨の内容を告知しても良い。

このような告知により今回の訓練の効果を、測定終了後、直ちに確認することができるので、ユーザーに対し訓練の興味を抱かせるとともに、それによる訓練意欲の助長にも寄与することが可能となる。

なお、図15におけるグレード付けは単なる一例に過ぎないのはいままでもない。

また、訓練効果の評価方法としては、次のようなものを想定している。すなわち、予め設定された目標値に対して、いま算出した指標の「変動率」がどの程度であったのかに基づくものである。そのため、RAM3には、外部機器（図10(b)参照）やボタン21、22などにより設定された目標値がセットされる。ここで、外部機器により設定される場合には、キーボード52で入力された目標値の設定情報がLED54を介して近赤外光で外部へ放出され、腕時計20側のフォトランジスタ60を介して、図2のI/Oインターフェイス部15へ送られ、これを、CPU1は、RAM3へ格納する。また、ボタン21、22により設定される場合、CPU1は、操作部4により指示された値をRAM3に直接的に格納する。

そして、測定が終了した場合、CPU1は、求めた変動率と予め設定された目標値とを比較し、その比較結果に応じた告知を行なう。この比較結果には、種々の態様が考えられるが、例えば、変動率の目標値に対する倍率を、図15に示すようにグレート付けして、その値に応じた内容の告知を行なう構成とするのが望ましい。ここで、倍率が1.0倍未満であれば、それは、今回の変動率が目標値に達していないことを意味するので、「目標値に達しませんでした」旨の内容を告知して、ユーザーに対し、さらに訓練努力を促すようにする。

このような告知により、今回の訓練効果を目標値に対して定量的に評価することが可能となる。なお、この場合でも、図15におけるグレード付けは単なる一例に過ぎないのはいままでもない。

他方、設定してあった打ち切り時間が経過し、タイマー12から割り込みが入った場合は、ユーザーがこれ以上、リラックス訓練を継続させても、十分リラッ

クスした状態になることは期待できない状況になっていると考えられる。そこでCPU1は、測定を打ち切る旨をユーザーへ告知した後、タイマー12の設定を解除して自動的に測定を終了させる。このような告知を受けた場合、ユーザーはしばらく時間をおいてから再び測定を行なうようにする。

以上のように、ユーザーは、リラックス訓練を実施する過程で、リラックス状態に移行していればその旨の告知を受けられるとともに、リラックス状態に到達したか、あるいは、リラックス状態となる見込みがなければ、その旨の告知を迅速に受けられることが可能になる。

ここで、上述した変動率は、日常における指標の値、あるいは、予め設定された目標値に対して、いま算出した指標がどの程度変化しているかを示すものであったが、今回測定中に算出されている指標の値が、今回測定開始前に算出された指標の値に対して、どの程度変化しているかを示すものであっても良い。これを用いれば、測定中においてリラックス度の変化をリアルタイムに確認することが可能となる。

この場合、リラックスの度合いだけを告知する構成でも良いが、リラックスの度合いを改善させるための具体的な指導内容も併せて告知する構成が望ましい。例えば、リラックスの度合いが改善されないのであれば、ユーザーに対して、深呼吸数の回数を現時点よりも少なくさせる旨や、そのタイミングなどを具体的に告知する構成が考えられる。その際、告知する深呼吸の回数を、倍率あるいはグレードの値に対応させれば、測定中においてリラックス度の度合いを所望の大きさへと改善させることも容易となる。この際、ユーザーの呼吸数を測定する必要があるが、前述したようにHF成分が呼吸に対応しているから、その周波数を特定することにより呼吸数が求められる。例えば、図5(b)に示す例にあっては、HF成分が「0.25Hz」であるから、1分あたりの呼吸数は「15回」と求められる。そして、求めた呼吸数よりも少ない回数の深呼吸を実行するように告知して、ユーザーのリラックス度の進行を促す構成とするのである。

以上の述べた告知は、腕時計に組み込まれた本装置の音源7や表示装置10により行なわれることとなるが、必要なデータをI/Oインターフェイス部15を介して図10に示す外部機器に送信して、外部機器側でリラックス度の判断を行



なう構成としても良い。

外部機器側でリラックス度の判断を行なう場合、ユーザーは、腕時計 20 に設けられたボタン 22 を用いて、装置をデータ転送のためのモードに設定する。すると、CPU 1 は、測定時間と対応付けて RAM 3 に格納された RR 50 の値を読み出して、逐次、I/O インターフェイス部 15 へ送出する。これにより、測定時間と対応付けられた RR 50 の値が光信号へ変換されて通信コネクタ 58 に取り付けられた LED 59 から送出され、通信窓 57 およびフォトトランジスタ 55 を介して、外部機器のパーソナルコンピュータ側へ転送される。すると、パーソナルコンピュータに内蔵のマイクロプロセッサ等が、内蔵の RAM やハードディスク等に測定結果を蓄積する。したがって、医師等の指導者がパーソナルコンピュータを操作することにより、ユーザーのリラックス度の経過を、客観的に把握できることとなり、さらに、そのリラックス度に応じた指導内容が得られる。外部機器側でリラックス度の判断を行なう場合において、リラックス度からそれに対応する指導内容を判断する主体は、外部機器であるパーソナルコンピュータであっても良いし、それを操作する医師等の指導者であっても良い。

くわえて、外部機器側でリラックス度の判断を行なう場合、外部機器側で判断されたリラックス度に応じた指導内容を、腕時計側に送信してユーザに告知する構成としても良い。このような構成は、腕時計に組み込まれた本装置と外部機器との距離が離れている場合に有用である。なお、本装置が、外部機器から指導内容を直接受信する構成でも良いし、リラックス度に応じた制御情報を受信して、その制御情報にしたがって指導内容を告知する構成であっても良い。

## < 2 : 第 2 実施形態 >

次に、本発明の第 2 実施形態かかるバイオフィードバック指導装置について説明する。

上述した第 1 実施形態は、ユーザーがリラックスした状態となった時点でこれをユーザーへ告知することに主眼を置いたものであった。一方、この第 2 実施形態は、これを一歩進めたものであって、リラックスのための訓練を実施している間において、現時点における指標とともに、その指標によりどの程度リラックス

してきているかをユーザーへ告知して、生体状態が向上してきていることをユーザー自身が意識することで、より短時間でより一層深いリラククス状態となるようにするものである。

これを実現するため、本実施形態では、自律訓練と呼ばれる訓練をユーザーが行なうことを前提としている。そこでまず、本実施形態にかかるバイオフィードバック指導装置が前提とする自律訓練の概要について簡単に説明しておく。

一般に、人間の自律神経系の状態は、末梢部の脈波の変化などに顕著に現れるものとされている。そこで、末梢部における脈波を連続的に計測して、ユーザーに対し、脈波の揺らぎから得られるリラククスの度合いとともに、現時点における指標の値を告知する。一方、これに対応して、ユーザーは、自身がよりリラククスできるような環境を作ったり、よりリラククスするような暗示をかける。そうすることで、これが自律神経に作用し、結果的に一層リラククスした状態へと改善されていく。このような生体ループが先に触れたバイオフィードバックであって、こうしたバイオフィードバックが有効であることは、前述のように既に実証されており、臨床においても治療の一環として利用されている。

図1 (b) は、第2実施形態にかかるバイオフィードバック指導装置の機能構成を示すブロック図であり、この図と図1 (a) にかかる第1実施形態との相違点は、生体情報抽出部101により抽出された指標をユーザーYに告知する告知部105を備える点である。そして、ユーザーYは、告知部104により告知された判定結果やリラククス度とともに、告知部105により告知される現時点における指標の値にしたがって自律訓練を行なうこととなる。

#### <2-1：第2実施形態の具体的構成>

さて、本実施形態にかかるバイオフィードバック指導装置の構成は、図1 (b) をみても判るように、図1 (a) に対して告知部105を実質的に付加したのみである。また、告知部104および105は、図2における音源7および表示装置10で共有可能である。このため、本実施形態にかかるバイオフィードバック指導装置の構成は、第1実施形態のリラククス指導装置と略同一となって、CPUが実行する処理が異なるだけである。

## < 2 - 2 : 第 2 実施形態の動作 >

そこで以下、この構成によるバイオフィードバック指導装置の動作を説明する。まず、自律訓練を実施するにあたって、各訓練における訓練時間の上限値と訓練の目標値（RR50の変化率；詳細は後述）とが設定される。ここで、本実施形態にあつては、医師等の指導者が外部機器から設定することとする。すなわち、指導者がキーボード52（図10（b）参照）から上限値設定用のコマンドおよび目標値設定用のコマンドをそれぞれ指示すると、外部機器であるパーソナルコンピュータに内蔵のマイクロプロセッサが腕時計20に対して設定情報を送出する。すると、これらの情報はLED54を介して近赤外光で外部へ放出され、腕時計20側のフォトトランジスタ60を介して、図2のI/Oインターフェイス部15へ送られる。そしてCPU1は、送られてきた情報を取り込んでRAM3へ格納する。

なお、この上限値や目標値の設定は、外部機器によらず、装置本体のスイッチ21、22を操作して設定することとしても良い。

次いで、ユーザーがボタン21を押下すると、これをCPU1は自律訓練の開始であるものと検出し、タイマー12へ所定時間間隔で割り込みを発生させるように設定を行なう。さらにCPU1は、上記の訓練時間の上限値に相当する時間後においても、上記割り込みとは別の割り込みが発生するようにタイマー12を設定する。

一方、ボタン21を押下したユーザーは、リラックスした状態となるように意識したり、暗示をかけるなどの自律訓練を開始する。

他方、装置本体の電源が投入された時点からは、脈波センサ5が検出した脈波信号がA/D変換器6を介して出力されている。そこで、タイマー12から所定時間間隔の割り込みが報告されると、CPU1は、A/D変換器6から読み出した脈波信号をRAM3へ取り込み、第1実施形態と同様の手順に従って、RR50を算出し、これを測定時刻と一緒にRAM3へ格納する。次いでCPU1は、得られたRR50の値をユーザーへ知らせるために、ROM2から読み出したメッセージ情報の雛形とRR50の値をもとに音声メッセージを作成し、これを音源制御部8へ送出する。これにより、現時点において生体情報を示すRR50の

値が音声で音源7からユーザーに対して告知される。

すると、ユーザーは、聞こえてきたRR50の値をさらに大きくするように意識する。これによりバイオフィードバックが掛かり、これが功を奏するとユーザー自身の状態が改善され、結果的に脈波間隔の揺らぎが大きくなってRR50の値が次第に増大してゆく。

これに対し、バイオフィードバックの効果が無いと、ユーザーの状態は以前のものままであるか、あるいは、緊張側へ悪化することになって、RR50の値は変わらないか、あるいは、減少することになる。したがって、ユーザーは音源7から流れてくるRR50の値の増減を聴取することで、自身のリラックス状態の具合をリアルタイムに確認しつつ、これを自律訓練の目標とすることができる。

一方、CPU1は各測定時点において、少なくとも前回の測定時点を含む過去所定期間に測定されたRR50の値と現時点におけるRR50の値とを用いてその変化の傾きを算出し、現時点において全身弛緩の方向にあるのかそうでないのかを判断し、その判断結果を聴取させる。

そして以後、CPU1は、先にタイマー12に設定した所定時間間隔毎に、上述したRR50の告知処理を繰り返して実施し、ユーザーは告知に従って自律訓練を継続する。ここで、これら処理の繰り返し中に、訓練時間の上限値に相当する時間が経過したことでタイマー12から割り込みが報告される場合がある。これは、自律訓練がうまくいっていないためであって、これ以上自律訓練を継続してみてもほとんど効果が上がらないことを意味している。そこで、CPU1は自律訓練を打ち切る旨の告知を行なうようにし、これに応じて、ユーザーもいま実施している自律訓練を中止する。

また、上記のように自律訓練の成果が上がらない場合、CPU1は、訓練の効果が出るようにユーザーに対して所定の処方を行なうようにする。こうした処方の一例として、第1実施形態で詳述した各種のリラックス訓練をユーザーに実践させることが考えられる。もっとも、このようにリラックス訓練を単独で実施しただけでは、本実施形態のようにバイオフィードバックによる自律訓練法のように、その効果を知ることはできない。そこで、こうした処方を行なった後、ユーザーは上述した同様の手順に従って、バイオフィードバックによる自律訓練を

再開して、その処方の効果を確認する。

一方、以上のような訓練打ち切りの告知がない場合、その後、訓練を終了させる目的でユーザーがボタン21を再び押すと、これを検知したCPU1が訓練終了を認識して上述した処理を終了させる。

次いでCPU1は、いま実施した自律訓練によるRR50の変化率を算出する処理に入る。すなわち、CPU1はRAM3に格納された情報のうち、訓練開始直後のものと訓練終了直前のものについて、それぞれRR50の値と測定時刻とを取り出す。そして、測定の開始時刻と終了時刻とから正味の訓練時間を算出するとともに、次式に従って指標（ここではRR50）の変化率を求め、これをRAM3へ格納する。

指標（RR50）の変化率＝

$$(\text{訓練終了時の指標} - \text{訓練開始時の指標}) \div \text{訓練時間}$$

この変化率を算出することにより、バイオフィードバックの効果を定量化することができる。すなわち、この変化率は単位時間あたりに指標（したがってリラックス状態）がどの程度変化したかを表わしており、この値が大きいほど短期間によりリラックスした状態に到達したことになり、バイオフィードバックによる効果が出ていることになる。

以上の処理に加え、CPU1は自律訓練の効果をユーザーに提示するためのグレード付けを第1実施形態と同様の手順により行ない、グレードとして「0」が算出されたのであれば、上述したように、ユーザーに対して各種の処方を行なって、リラックスした後に自律訓練を再度やり直すようにユーザーへ告知する。

他方、CPU1は、RR50の変化率を各訓練の終了時点において測定時刻と関連づけてRAM3へ蓄積してゆく。また同時に、RR50の変化率が時間経過とともに推移していく様子（トレンド）をグラフ化して表示装置10に表示させる。これにより、上述した自律訓練を毎日積み重ねることでRR50が上昇していけば、訓練が身を結んでいることがわかる。また、その上昇の程度を見れば、いかに短時間でリラックス状態が改善するようになったかを端的に知ることができる。これとは逆に、RR50の変化率が横ばいであったり下がって来ていけば、自律訓練の効果が芳しくないことも知ることができる。

また、こうしたトレンドの情報などのデータはパーソナルコンピュータ等の外部機器へ転送することができる。そのためには、ユーザーが腕時計 20 に設けられたボタン 22 を用いて、装置をデータ転送のためのモードに設定する。すると CPU 1 は、RAM 3 に蓄積されているトレンドの情報を読み出して、逐次、I/O インターフェイス部 15 へ送出する。これにより、トレンドの情報が光信号へ変換されて通信コネクタ 58 に取り付けられた LED 59 から送出され、通信窓 57 およびフォトランジスタ 55 を介して、外部機器のパーソナルコンピュータ側へ転送される。すると、パーソナルコンピュータに内蔵のマイクロプロセッサ等が、内蔵の RAM やハードディスク等に測定結果を蓄積する。そして、以上により、医師等の指導者がパーソナルコンピュータを操作して自律訓練の実施経過を把握できるようになり、生活処方の一環としての自律訓練における目標設定を行なうことができる。

ところで、毎日、自律訓練を繰り返し実施すると、訓練を継続しても RR 50 の変化率に変化が見られなくなり、一種の飽和状態となる。こうした状態は一つの到達目標に達した状態と言えるので、これを検出するために、CPU 1 は自律訓練の開始前に予め設定された目標値と RR 50 の変化率の実測値とを各訓練の終了時点において比較する。その結果、実測値が目標値を上回っていれば、所期の到達目標に達したものとみなして、「自律訓練の効果が十分に出ています。今の状態を維持して下さい」などといった告知をユーザーに対して行なう。

なお、ユーザーの身体が動いている場合、RR 50 の変化率の測定結果には、バイオフィードバックによる変化分に加えて、運動負荷による変化分が含まれることになる。そこで、運動負荷による影響を脈拍数の変化から推し量るようにする。そのために、予めユーザーに運動負荷をかけて、体動のピッチと脈拍数との間の相関関係を測定しておく。

一方、自律訓練の実施中は、加速度センサ 13 の出力振幅を調べ、所定値以上の出力振幅が得られる時間周期から体動のピッチを算出する。加えて、A/D 変換器 6 から読み取った脈波波形を RAM 3 に蓄積し、蓄積された脈波波形を拍単位に分割して体動検出時における脈拍数を算出する。そして、測定した脈拍数と上記の体動のピッチと脈拍数との関係から、自律訓練による脈拍数の変化分を算

出し、これを参考にして告知の結果を是正すれば良い。

他方、ユーザーが自律訓練を実施している間、CPU1はA/D変換器14を介して加速度センサ13の出力を読み取り、その値が所定値（例えば、0.1G）を越えるか否かを判別して、ユーザーの体動検出結果を「体動有」／「体動無」といった形で聴取させるようにする。

ここで、体動の有無をもう少し具体的に説明すると、例えば腕を振っているような場合には体動有の状態である。したがって、運動中は勿論のこと、散歩や部屋の中を歩く程度であっても体動有と言える。体動無の状態で自律訓練を実施するには以下のようにすることが望ましいと考えられる。例えばユーザーが屋内に居るのであれば、机と椅子のある部屋へ移動して、図18(a)に示すように椅子に腰掛けて、腕時計を装着した方の手を机の上に置き、手を動かさないように注意しながら自律訓練を行なう。

もっとも、本来はこのようにするのが理想ではあるが、ユーザーが屋外にいる場合などはそうもいかないこともある。そうした場合、運動の最中であれば、まずは運動を中断させて呼吸を整え、散歩中であれば一旦歩行を止めて立ち止まる。次いで、図18(b)に示すような姿勢をとって、腕時計を装着した腕を動かさないようにしながら、反対側の手で腕時計のボタンの押下などの必要な操作を行ないながら自律訓練を行なう。

ちなみに、装置の形態が後述するネックレスや眼鏡などであれば、脈波センサ5を取り付ける態様において、椅子に座っても良いし、立ち止まったままでも良いから、とにかく身体をできる限り動かさないようにじっとするのが望ましい。

このような第2実施形態によれば、告知された生体のリラックスの度合いを示す指標に基づいて、ユーザーがバイオフィードバックによる自律訓練を実施する一方、これにより生じた指標の変化の度合いを評価してその結果をユーザーへ告知するようにしたので、ユーザーはバイオフィードバックによる自律訓練の効果が出ているのかが簡単に分かるという効果が得られる。また、バイオフィードバックによる自律訓練を医師等の専門家が付き添っていないなくとも、ユーザーが一人で評価できるという効果も得られる。

### < 3 : 生体状態を示す指標の他の例 >

上記各実施形態では、生体状態を示す指標としてRR50を用い、この変化の度合いにより、リラックス状態を判定したが、HF成分を用いても同様である。また、LF成分と振幅比LF/HFとに関しては、リラックスするに従ってこれらの値が小さくなる以外は、RR50やHF成分と同様である。したがって、例えば自律訓練にあたって、ユーザーは、LF成分や振幅比LF/HFが、より小さくなるように意識すれば良い。

さらに、上記各実施形態では脈波波形のゆらぎから得られる指標を、生体状態を示す指標として用いることとしたが、これに限られるものでないことは勿論である。そこで、生体状態を示す指標について、これら以外の例について述べる。

#### < 3-1 : 末梢部における血流状態（脈波波形の振幅） >

一般に、人間の自律神経系の状態は、末梢部の血流状態の変化などに顕著に現れるものとされている。一方、体温は血管内を流れる血液の搬出量で制御されていることから、血流量が多くなれば、それだけ体温は上昇するものと言える。

このため、末梢部における血流変化を連続的に計測し、得られた計測結果を見ながら、ユーザー自身がよりリラックスできるような環境を作ったり、指先等の末梢部の体温が上がるように暗示をかけるなどすることにより、ユーザの自律神経が作用して末梢部の体温の上昇につながり、血流状態が改善される、と考えられる。

ところで、末梢部における血流の状態を知るには、次のような方法が一例として考えられる。すなわち、第1あるいは第2実施形態における脈波センサ5等を用いて、該センサを構成するLED（発光ダイオード）から血液中に存在する赤血球に光が放射されると、特定の波長の光が赤血球中のヘモグロビンに吸収される一方、吸収されなかった光は反射されて戻ってくる。その反射された光を脈波センサを構成する受光素子が受光すれば、この反射光の光量（すなわち、脈波センサが検出する脈波波形信号）と血流量とは相関することになる。したがって、得られる脈波波形の振幅の変化を見ることで、末梢部における血流状態の相対的な変化を検出することができる、と考えられる。



このため、生体情報を示す指標として、脈波波形の振幅を用いる構成は、実質的に、図2に示す第1実施形態と同一で済む。ただし、脈波波形の振幅変化を検出するだけの構成で足りるので、CPU1が実行する処理の負担はRR50を用いる場合と比較して減少する。

さらに、脈波波形の振幅変化の検出に特化させて、図19に示すような構成としても良い。この図において、図2に示す構成と相違する点は、脈波センサ5の後段に位置するA/D変換器6を、増幅器1901、レベル判定部1902およびゲイン制御部1903に置換した点にある。そこで、以下、この点について説明する。

図19において、レベル判定部1902は、CPU1からの指示を契機として、増幅器1901の出力信号に対してA/D変換処理を施し、変換後のデジタル信号（すなわち、脈波波形信号）を所定時間にわたって蓄積する。そのため、レベル判定部1902は、内部に図示しないメモリーを内蔵している。これに続き、レベル判定部1903は、蓄積された脈波波形信号の中から最大の信号値を求めて当該測定時点における「脈波の振幅」を算出した後、この脈波の振幅値を2進数へ変換した場合における「有効ビット長」を算出する。このことからわかるように、脈波の振幅値が大きいほど有効ビット長も大きくなる。なお、図におけるレベル判定部1902は、取り込んだアナログ信号を7ビットで量子化しており、有効ビット長は図20に示すように1ビット～7ビットのいずれかになるが、本発明がこれに限られるものでないことは勿論である。

さらに、レベル判定部1902は、算出した有効ビット長に基づいて、図20に示す「シフト指示量」および「ゲインコントロール量」を算出する。ここで、シフト指示量は、脈波信号の有効ビット長が小さい場合に、当該脈波信号の値を左へシフトして有効ビット長がフルスケール（7ビット）とするのに必要なビット数である。したがって、シフト指示量は固定値「7」から有効ビット長を減算することで算出される。一方、ゲインコントロール量は、上記の左シフトに対応した倍率であって、同図から明らかなように、シフト指示量について2の累乗を取ることで算出される。

なお、上述した脈波波形の振幅、有効ビット長、シフト指示量、ゲインコント

ロール量は、いずれもバス上に読み出すことが可能であるため、CPU1は随時これらのデータをバスから取り込むことが可能である。ここで、脈波振幅の真の値は、レベル判定部1902が算出した脈波の振幅とゲインコントロール量（シフト指示量）を加味したものであって、前者の値を後者の値で除したものになる。

また、レベル判定部1902は、上述したシフト指示量やゲインコントロール指示量の算出処理を、脈波信号取り込みの最初の時点だけで行なうようにしており、次の取り込み時点までは、これら諸量がレベル判定部1902の内部に保持されてバスへ読み出される。さらに、電源投入直後でのこれら諸量の値は、ゲインコントロール量が「1」倍となるように設定され、これはレベル判定部1902が脈波信号の取り込みを開始する場合においても同様である。

なお、ゲイン制御部1903は、レベル判定部1902から出力されるゲインコントロール量に従って増幅器1901の増幅率を制御するものである。

このような構成において、脈波センサ5が脈波の取り込みを開始すると、得られた脈波信号が増幅器1901で増幅されて、レベル判定部1902へ入力される。ただし、上述したように電源投入直後は増幅器1901の増幅率が「1」に設定されている。

レベル判定部1902は、増幅器1901が出力するアナログ信号をデジタル値に変換した後に、内蔵のメモリへ順次書き込んでいく。レベル判定部1902は、この書き込み処理を所定時間に亙って実施することで脈波波形を蓄積する。次いで、レベル判定部1902は、蓄積された脈波波形の中から信号値が最大のものを抽出し、これを脈波の振幅として算出するとともに、脈波の振幅の有効ビット長を決定する。ここで、有効ビット長として2ビットが算出されたものと仮定すると、レベル判定部1902によりシフト指示量として5ビット、ゲインコントロール量として32倍がそれぞれ算出される。これにより、ゲイン制御部1903が増幅器1901の増幅率を32倍に変更して、以後は、レベル判定部1902内のA/D変換器においてフルスケールに近い値が増幅器1901から出力されることとなる。

一方、CPU1は、レベル判定部1902が算出した脈波波形の振幅とシフト指示量とをバスから読み出し、これらの値をタイマー12から読みだした時刻と

一緒にRAM 3へ格納する一方、シフト指示量のビット数である「5」を表示制御部11へ送出し、シフト指示量の値を表示装置10に表示させる。すなわち、シフト指示量のビット数を、脈波波形の振幅変化としてユーザーに告知するのである。

そして、CPU1が、脈波波形の振幅変化を、第1実施形態における変動率や、第2実施形態における変化率と同様に処理して求めることで、生体情報を示す指標として脈波波形の振幅を用いた場合でも、リラククス度やバイオフィードバックによる自律訓練の効果を確認することが可能となる。

### <3-2: 循環動態パラメータ>

上述したように、末梢部での血流量変化と脈波波形とは密接な関係を有するため、末梢部を含む循環系の状態が判れば、脈波波形の変化もある程度推定できる。ここで、循環系の状態を知るには、血管の粘性抵抗やコンプライアンスのような循環動態パラメータの測定が必要となっており、大動脈起始部と切痕部における圧力波形や血流量を測定しなければならない。これには、大動脈にカテーテルを挿入して直接測定する方法をとるか、あるいは、超音波エコーなどで間接的に測定する方法をとるか、いずれかを採ることになるが、前者の方法では侵襲的となり、後者の方法では熟練が必要となり、さらに、両者とも装置が大がかりになる、といった問題があった。

そこで、本発明者らは、動脈系の挙動をシミュレートした電氣的モデルにより、循環動態パラメータを近似的に算出する方法を提案している（特開平6-205747号：発明の名称「脈波解析装置」や、PCT/JP96/03211：発明の名称「生体状態測定装置」）。

この電氣的モデルについては、図22(a)に示すような四要素集中定数モデルや、同図(b)に示すような五要素集中定数モデルがある。特に、後者の五要素集中定数モデルについては、人体の循環系の挙動を決定する要因のうち、四要素集中定数モデルで採用される中枢部での血液による慣性、中枢部での血液粘性による血管抵抗（粘性抵抗）、末梢部での血管のコンプライアンス（粘弾性）、末梢部での血管抵抗（粘性抵抗）の4つのパラメータに対し、さらに、大動脈コ

ンプライアンスを追加して、これらのパラメータを電気回路としてモデリングしたものである。

以下、集中定数モデルを構成する各素子と各パラメータとの対応関係を記す。

静電容量  $C_1$  : 大動脈コンプライアンス [ $\text{cm}^5/\text{dyn}$ ]

電気抵抗  $R_1$  : 動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗 [ $\text{dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^5$ ]

インダクタンス  $L_1$  : 動脈系中枢部での血液による慣性 [ $\text{dyn}\cdot\text{s}^2/\text{cm}^5$ ]

静電容量  $C_2$  : 動脈系末梢部での血管コンプライアンス [ $\text{cm}^5/\text{dyn}$ ]

電気抵抗  $R_2$  : 動脈系末梢部での血液粘性による血管抵抗 [ $\text{dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^5$ ]

ここで、集中定数モデルに流れる電流  $i_1$ 、 $i_2$ 、 $i_3$ 、 $i_4$  は、各々対応する各部を流れる血流 [ $\text{cm}^3/\text{s}$ ] に相当する。なかでも、電流  $i_1$  は大動脈血流に相当し、電流  $i_4$  は左心室から拍出される血流に相当している。また、入力電圧  $e$  は左心室圧 [ $\text{dyn}/\text{cm}^2$ ] に相当し、電圧  $v_1$  は大動脈起始部での圧力 [ $\text{dyn}/\text{cm}^2$ ] に相当する。さらに、静電容量  $C_2$  の端子電圧は  $v_2$  は橈骨動脈部での圧力 [ $\text{dyn}/\text{cm}^2$ ] に相当する。くわえて、ダイオード  $D$  は、大動脈弁に相当するものであって、心臓の収縮期に相当する期間においてオン（弁が開いた状態）となる一方、拡張期に相当する期間においてオフ（弁が閉じた状態）となる。

以降、これらの技術の詳細については上記出願に譲るが、端的に言えば、図 2 1 における 1 回拍出量測定器 2 1 0 1 により測定された 1 回拍出量に基づいて、被験者の大動脈起始部の圧力波に対応する電気信号を集中定数モデルに与えたとき、その応答波形が脈波検出装置 2 1 0 2 により検出された橈骨動脈波形と一致するように、各素子の値を定める技術であり、図 2 における構成に対し、1 回拍出量測定器 2 1 0 1 に相当する構成を付加すれば、CPU 1 により処理可能である。

ここで、動脈系末梢部での血管コンプライアンスや、血液粘性による血管抵抗は、上述した末梢部での血流量と密接に関係すると考えられるから、静電容量  $C_2$  や、電気抵抗  $R_2$  を、生体情報を示す指標として、その変化を CPU 1 が求めることで、リラクセス度やバイオフィードバックによる自律訓練の効果を確認することが可能となる。さらに、バイオフィードバックによる自律訓練時にあっては、これら循環動態パラメータを求めて告知する構成としても良い。

### < 3-2-1 : 脈波波形の歪み率 >

図 2 1 に示す構成によって、循環動態パラメータの各値を算出する場合、ユーザーにとっては、橈骨動脈波形と 1 回拍出量との双方を検出する必要があるので、煩わしさが伴うといった問題がある。そこで、橈骨動脈波形の形状によって大動脈圧が変化するという現象に着目して、波形の形状を歪率で代表させて循環動態パラメータを導出することとする。

この場合、CPU 1 は、橈骨動脈波形の 1 拍分の平均波形を求めた後、FFT 処理を実行してフーリエ解析を行なう。そして、解析の結果として得られた周波数スペクトルから、基本波の振幅  $A_1$ 、第 2 高調波の振幅  $A_2$ 、第 3 高調波の振幅  $A_3$ 、……、第  $n$  高調波の振幅  $A_n$  をそれぞれ求める。なお、 $n$  は自然数であり、高調波の振幅により適宜決定するものとする。そして、CPU 1 は、これらの振幅値をもとにして、次式で定義される歪率  $d$  を算出する。

$$\text{歪率 } d = \frac{\sqrt{A_2^2 + A_3^2 + \dots + A_n^2}}{A_1}$$

次に、CPU 1 は、得られた歪率  $d$  から循環動態パラメータを推定する。ここで、推定にあたっては、橈骨動脈波形の歪率  $d$  と循環動態パラメータの各値との間に相関関係があるとの前提に基づいて行なう。すなわち、予め多数のユーザーについて歪率  $d$  と循環動態パラメータとを測定して、これらの関係式を導出しておく。ここで、歪率  $d$  と循環動態パラメータ  $R_c$ 、 $R_p$ 、 $L$ 、 $C$  の測定結果との相関関係の一例を、図 2 3 ~ 図 2 6 に示す。なお、大動脈コンプライアンス  $C_c$  に関しては図示しないが、他の 4 つのパラメータと同様に関係式を求めることができる。そして、CPU 1 は、算出した歪率  $d$  から、対応する関係式を用いて循環動態パラメータ  $R_c$ 、 $R_p$ 、 $L$ 、 $C$ 、 $C_c$  を計算する。

このように構成することで、図 2 1 における 1 回拍出量測定器 2 1 0 1 の構成を不要とすることが可能となる。

### < 3-3 : 脈波波形の相違 >

末梢部を含む循環系の状態を知るため、上述した循環動態パラメータのほか、脈波波形のそのものに注目することも考えられる。そこで、脈波波形の形状を特

定する波形パラメータの値から、当該ユーザーのリラックス度やバイオフィードバックによる自律訓練の効果を確認することについて検討してみる。ここで、脈波波形の形状について検討する場合、その時間領域について着目する方法と、その周波数領域する場合との2通りが考えられる。そこで以下、これらの2通りの場合についてそれぞれ検討してみる。

### <3-3-1：時間領域について>

まず、脈波波形の時間領域についての解析結果を用いて、リラックス度等の効果を確認することについて検討してみる。一般的に、1拍分の脈波波形は、図27に示すような形状をしている。同図における縦軸は血圧値、横軸は時間である。このような脈波波形の形状を特定する波形パラメータとして以下に述べるものを定義する。

- ①1拍に対応した脈波が立ち上がったから（以下、この立ち上がり時刻を脈波開始時刻という）次の拍に対応した脈波が立ち上がりを開始するまでの時間  $t$ 。
- ②脈波内に順次現れる極大点  $P_1$ 、極小点  $P_2$ 、極大点  $P_3$ 、極小点  $P_4$  および極大点  $P_5$  の血圧値  $y_1 \sim y_5$ 。
- ③脈波開始時刻以後、上記各点  $P_1 \sim P_5$  が現れるまでの経過時間  $t_1 \sim t_5$ 。

これらの波形パラメータを算出するために、上記極大点および極小点について、これら各点に関連した「ピーク情報」と呼ばれる情報を抽出する。以下に述べる波形抽出記憶部は、取り込んだ脈波波形からこのピーク情報を抽出するものである。なお、ピーク情報の詳細については、その内容が波形抽出記憶部の構成、動作に関連するため、回路の構成を説明した時点で説明する。

#### <3-3-1-1：波形抽出記憶部の構成>

以下、波形抽出記憶部の構成について図28を参照して説明するが、ここでは、波形抽出記憶部180がマイクロコンピュータ181によって制御されることを想定する。なお、この構成は、ハードウェア的に実行されるが、かかる機能構成を、図2における構成によってソフトウェア的に等価的に実行することとしても良い。

さて、図28において、182はA/D変換器であり、脈波センサ5から出力される脈波信号を一定周期のサンプリングクロック $\phi$ に従ってデジタル信号に変換して出力する。183はローパスフィルタであり、A/D変換器182から順次出力されるデジタル信号に対し、所定のカットオフ周波数以上の成分を除去する処理を施して、その結果を波形値Wとして順次出力する。

184はRAMによって構成される波形メモリであり、ローパスフィルタ183を介して供給される波形値Wを順次記憶する。191は波形値アドレスカウンタであり、マイクロコンピュータ181から波形採取指示STARTが出力されている期間、サンプリングクロック $\phi$ をカウントし、そのカウント結果を波形値Wを書き込むべき波形値アドレスADR1として出力する。この波形値アドレスADR1はマイクロコンピュータ181により監視される。192はセクタであり、マイクロコンピュータ181からセレクト信号S1が出力されていない場合、波形値アドレスカウンタ191が出力する波形値アドレスADR1を選択して波形メモリ184のアドレス入力端へ供給する。一方、マイクロコンピュータ181からセレクト信号S1が出力されている場合、マイクロコンピュータ181が出力する読み出しアドレスADR4を選択して波形メモリ184のアドレス入力端へ供給する。

201は微分回路であり、ローパスフィルタ183から順次出力される波形値Wの時間微分を演算して出力する。202は零クロス検出回路であり、波形値Wが極大値または極小値となることにより波形値Wの時間微分が0となった場合に零クロス検出パルスZを出力する。さらに詳述すると、零クロス検出回路202は、図29に例示する脈波の波形においてピーク点P1、P2、…、を検出するために設けられた回路であり、これらのピーク点に対応した波形値Wが入力された場合に零クロス検出パルスZを出力する。

203はピークアドレスカウンタであり、マイクロコンピュータ181から波形採取指示STARTが出力されている期間、零クロス検出パルスZをカウントし、そのカウント結果をピークアドレスADR2として出力する。

204は移動平均算出回路であり、現時点までに微分回路201から出力された過去所定個数分の波形値Wの時間微分値の平均値を算出し、その結果を現時点

に至るまでの脈波の傾斜を表す傾斜情報SLPとして出力する。

205は次に述べるピーク情報を記憶するために設けられたピーク情報メモリである。ここで、以下にピーク情報の詳細について説明する。すなわち、図30に示すピーク情報の内容の詳細は以下に列挙する通りである。

①波形値アドレスADR1

ローパスフィルタ183から出力される波形値Wが極大値または極小値となった時点で波形値アドレスカウンタ191から出力されている書き込みアドレスである。換言すれば、極大値または極小値に相当する波形値Wの波形メモリ184における書き込みアドレスである。

②ピーク種別B/T

上記波形値アドレスADR1に書き込まれた波形値Wが極大値T(Top)であるか極小値B(Bottom)であるかを示す情報である。

③波形値W

上記極大値または極小値に相当する波形値である。

④ストローク情報STRK

直前のピーク値から当該ピーク値に至るまでの波形値の変化分である。

⑤傾斜情報SLP

当該ピーク値に至るまでの過去所定個数分の波形値の時間微分の平均値である。

<3-3-1-2: 波形抽出記憶部の動作>

次に、マイクロコンピュータ181の制御における波形抽出記憶部180の動作について、いくつかに分けて説明する。

<3-3-1-2-1: 波形およびそのピーク情報の採取>

マイクロコンピュータ181により波形採取指示STARTが出力されると、波形値アドレスカウンタ191およびピークアドレスカウンタ203のリセットが解除される。

この結果、波形値アドレスカウンタ191によりサンプリングクロックφのカウントが開始され、そのカウント値が波形値アドレスADR1としてセクタ1



92を介して波形メモリ184に供給される。そして、人体から検出された脈波信号がA/D変換器182に入力され、サンプリングクロック $\phi$ に従ってデジタル信号に順次変換され、ローパスフィルタ183を介し波形値Wとして順次出力される。このようにして出力された波形値Wは、波形メモリ184に順次供給され、その時点において波形値アドレスADR1によって指定される記憶領域に書込まれる。以上の動作により、図29に例示する橈骨動脈波形に対応した一連の波形値Wが波形メモリ184に蓄積される。

一方、上記動作と並行して、ピーク情報の検出およびピーク情報メモリ205への書込みが、以下に説明するようにして行なわれる。

まず、ローパスフィルタ183から出力される波形値Wの時間微分が微分回路201によって演算され、この時間微分が零クロス検出回路202および移動平均算出回路204に入力される。移動平均算出回路204は、このようにして波形値Wの時間微分値が供給される毎に過去所定個数の時間微分値の平均値（すなわち、移動平均値）を演算し、演算結果を傾斜情報SLPとして出力する。ここで、波形値Wが上昇中もしくは上昇を終えて極大状態となっている場合は傾斜情報SLPとして正の値が出力され、下降中もしくは下降を終えて極小状態となっている場合は傾斜情報SLPとして負の値が出力される。

そして、例えば図29に示す極大点P1に対応した波形値Wがローパスフィルタ183から出力されると、時間微分として0が微分回路201から出力され、零クロス検出回路202から零クロス検出パルスZが出力される。

この結果、マイクロコンピュータ181により、その時点における波形値アドレスカウンタ191のカウント値である波形アドレスADR1、波形値W、ピークアドレスカウンタのカウント値であるピークアドレスADR2（この場合、ADR2=0）および傾斜情報SLPが取り込まれる。また、零クロス検出パルスZが出力されることによってピークアドレスカウンタ203のカウント値ADR2が1になる。

一方、マイクロコンピュータ181は、取り込んだ傾斜情報SLPの符号に基づいてピーク種別B/Tを作成する。この場合のように極大値P1の波形値Wが出力されている時にはその時点において正の傾斜情報が出力されているので、マ

マイクロコンピュータ181はピーク情報B/Tの値を極大値に対応したものとす。そしてマイクロコンピュータ181は、ピークアドレスカウンタ203から取り込んだピークアドレスADR2（この場合、ADR2=0）をそのまま書込アドレスADR3として指定し、波形値W、この波形値Wに対応した波形アドレスADR1、ピーク種別B/T、傾斜情報SLPを第1回目のピーク情報としてピーク情報メモリ205に書き込む。なお、第1回目のピーク情報の書き込みの場合は、直前のピーク情報がないためストローク情報STRKの作成および書き込みは行なわれない。

その後、図29に示す極小点P2に対応した波形値Wがローパスフィルタ183から出力されると、上述と同様に零クロス検出パルスZが出力され、書込アドレスADR1、波形値W、ピークアドレスADR2(=1)、傾斜情報SLP(<0)がマイクロコンピュータ181により取り込まれる。

そして、上記と同様、マイクロコンピュータ181により、傾斜情報SLPに基づいてピーク種別B/T（この場合、“B”）が決定される。また、マイクロコンピュータ181によりピークアドレスADR2よりも1だけ小さいアドレスが読み出しアドレスADR3としてピーク情報メモリ205に供給され、第1回目に書き込まれた波形値Wが読み出される。そして、マイクロコンピュータ181により、ローパスフィルタ183から今回取り込んだ波形値Wとピーク情報メモリ205から読み出した第1回目の波形値Wとの差分が演算され、ストローク情報STRKが求められる。このようにして求められたピーク種別B/T、ストローク情報STRKが他の情報、すなわち波形値アドレスADR1、波形値W、傾斜情報SLP、と共に第2回目のピーク情報としてピーク情報メモリ205のピークアドレスADR3=1に対応した記憶領域に書き込まれる。以後、ピーク点P3、P4、…、が検出された場合も同様の動作が行なわれる。

そして所定時間が経過すると、マイクロコンピュータ181により波形採取指示STARTの出力が停止され、波形値Wおよびピーク情報の採取が終了する。

<3-3-1-2-2：脈波波形の分割>

ピーク情報メモリ205に記憶された各種情報のうち、波形パラメータの採取を行なう1拍分の波形に対応した情報を特定するための処理がマイクロコンピュ

ータ181により行なわれる。

まず、ピーク情報メモリ205から各ピーク点P1、P2、…、に対応した傾斜情報SLPおよびストローク情報STRKが順次読み出される。次いで、各ストローク情報STRKの中から正の傾斜に対応したストローク情報（すなわち、対応する傾斜情報SLPが正の値となっているもの）が選択され、これらのストローク情報の中からさらに値の大きなもの上位所定個数が選択される。そして、選択されたストローク情報STRKの中から中央値に相当するものが選択され、波形パラメータの抽出を行なうべき1拍分の脈波の立ち上がり部（例えば図29において符号STRKMによって示した立ち上がり部）のストローク情報が求められる。そして、当該ストローク情報のピークアドレスよりも1だけ前のピークアドレス（すなわち、波形パラメータの抽出を行なうべき1拍分の脈波の開始点P6のピークアドレス）が求められる。

#### <3-3-1-2-3：波形パラメータの抽出>

マイクロコンピュータ181は、ピーク情報メモリ205に記憶された上記1拍分の脈波に対応した各ピーク情報を参照して各波形パラメータを算出する。この処理は例えば次のようにして求められる。

##### ①血圧値 $y_1 \sim y_5$

ピーク点P7～P11に対応する波形値をそれぞれ $y_1 \sim y_5$ とする。

##### ②時間 $t_1$

ピーク点P7に対応する波形アドレスからピーク点P6に対応する波形アドレスを差し引き、その結果に対してサンプリングクロック $\phi$ の周期を乗じて $t_1$ を算出する。

##### ③時間 $t_2 \sim t_6$

上記 $t_1$ と同様、対応する各ピーク点間の波形アドレス差に基づいて演算する。

以上のようにして得られた各波形パラメータは、マイクロコンピュータ181内部のバッファメモリに蓄積される。そして、これらの波形パラメータに基づき、CPU1が、生体情報を示す指標として、その変化を求めることで、リラクセス度やバイオフィードバックによる自律訓練の効果を確認することが可能となる。

例えば、隣接する脈波のピーク点 P 1 の間隔は、前述した R R 間隔そのものであるから、上述した F F T 処理によらずに R R 5 0 を求めることができ、リラククス度の効果を確認することができる。

### < 3 - 3 - 2 : 周波数領域について >

次に、脈波波形の周波数領域についての解析結果を用いて、リラククス度等の効果を確認することについて検討してみる。ここでは、脈波波形を周波数解析することによって得られる周波数スペクトル、より詳しく言うと、周波数スペクトルの振幅および位相が脈波の特徴情報として有用であると考えられる。

一般的な波形の周波数解析手法としては、上述したように F F T 処理などがあり、この種の周波数解析技術を用いて脈波の周波数解析を行なうことがまず考えられる。もっとも、脈波の波形を構成する個々の 1 波 1 波は同じ形状ではなく時々刻々変化する上に各波の波長も一定ではない。そこで F F T 処理を用いる場合には、このようなカオス的な振舞をする脈波を、非常に周期の長い波形と見なして F F T 処理を行なう手法が用いられる。

ところで、F F T 処理を用いると、脈波のスペクトルを詳細に求められるが演算量が大きくなる傾向がある。そこで、時々刻々と発生する脈波のスペクトルを迅速に求めるような用途のため、本発明者らは、次に説明する周波数解析部を開発した。この周波数解析部は、脈波波形の周波数解析を行ない、得られるスペクトルの振幅、位相を抽出するためのスペクトル検出回路であって、上述したマイクロコンピュータ 1 8 1 の制御の下で、前述した波形抽出記憶部 1 8 0 と連動して高速に脈波スペクトルを検出する。

### < 3 - 3 - 2 - 1 : 周波数解析部の構成 >

以下、周波数解析部の構成について図 3 1 を参照して説明するが、ここでは、波形抽出記憶部 1 8 0 がマイクロコンピュータ 1 8 1 によって制御されることを想定する。なお、この構成も、ハードウェア的に実行されるが、かかる機能構成を、図 2 における構成によってソフトウェア的に等価的に実行することとしても良い。

さて、図31は、周波数解析部210の詳細を示すブロック図である。この周波数解析部210は、マイクロコンピュータ181を介し脈波の波形値WDを拍単位で受け取り、この受け取った波形値WDを繰り返し高速再生し、各拍毎に周波数解析を行なって、脈波を構成するスペクトルを演算する。また、周波数解析部210は、最初は脈波の基本スペクトルを、次いで第2調波スペクトルを、...、という具合に脈波を構成する各スペクトルを時分割で演算する。

マイクロコンピュータ181は、周波数解析部210に1拍分の脈波の最初の波形値WDを出力する際、同期信号SYNCおよびその拍に含まれる波形値WDの個数Nを出力するとともに、セレクト信号S2を切り換える。また、マイクロコンピュータ181は、1拍分の波形値WDを出力している間、各波形値WDの引き渡しに同期して0~N-1まで変化する書込みアドレスADR5を順次出力する。

バッファメモリ211および212は、このようにしてマイクロコンピュータ181から出力される波形値WDを蓄積するために設けられたメモリである。

分配器213は、マイクロコンピュータ181を介して供給される脈波の波形値WDをバッファメモリ211または212のうちセレクト信号S2により指定された方へ出力する。

セクタ214は、バッファメモリ211またはバッファメモリ212のうちセレクト信号S2により指定されたバッファメモリを選択し、そのバッファメモリから読み出される波形値WHを後述する高速再生部220へ出力する。

セクタ215およびセクタ216は、書込みアドレスADR5または高速再生部220が発生する読み出しアドレスADR6（後述）をセレクト信号S2に従って選択し、バッファメモリ211およびバッファメモリ212へ各々供給する。

以上説明した分配器213、セクタ214~216がセレクト信号S2に基づいて切り換え制御されることにより、バッファメモリ211にデータ書込みが行なわれている間はバッファメモリ212からデータが読み出されて高速再生部220へ供給され、バッファメモリ212にデータ書込みが行なわれている間はバッファメモリ211からデータが読み出されて高速再生部220へ供給される。

高速再生部 220 は、バッファメモリ 211 およびバッファメモリ 212 から各拍に対応した波形値を読み出す手段であり、読み出しアドレス ADR6 を 0 ~ N-1 (ただし、N は読み出すべき波形値の個数) の範囲で変化させて出力する。さらに詳述すると、この高速再生部 220 は、ある拍に対応した各波形値 WD が一方のバッファメモリに書き込まれている期間、上記読み出しアドレス ADR6 を発生し、その拍の前の拍に対応した全波形値 WD を他方のバッファメモリから複数回に亘って繰り返し読み出す。その際、1 拍に対応した全波形値 WD は、常に一定の期間内に全てが読み出されるように読み出しアドレス ADR6 の発生が制御される。1 拍相当の全波形値を読み出す期間は、検出しようとするスペクトルの次数に対応して切り換えられ、基本波スペクトルを検出する際には T、第 2 調波スペクトルの場合は 2 T、第 3 調波スペクトルの場合は 3 T、...、というように切り換えられる。また、高速再生部 220 は補間器を内蔵しており、バッファメモリ 211 またはバッファメモリ 212 から読み出した波形値 WH を補間し、所定のサンプリング周波数  $m/T$  ( $m$  は所定の整数) の波形値として出力する。

正弦波発生器 221 は、周波数可変の波形発生器であり、マイクロコンピュータ 181 による制御の下、検出すべきスペクトルの次数に対応し、周期が T、2 T、3 T、4 T、5 T、6 T の各正弦波を順次出力する。

バンドパスフィルタ 222 は、通過帯域の中心周波数が所定値  $1/T$  であるバンドパスフィルタである。

スペクトル検出部 223 は、バンドパスフィルタ 222 の出力信号レベルに基づいて脈波の各スペクトルの振幅  $H_1 \sim H_6$  を検出すると共にバンドパスフィルタ 222 の出力信号の位相と正弦波発生器 221 が出力する正弦波の位相の差に基づいて各スペクトルの位相  $\theta_1 \sim \theta_6$  を検出する。

### < 3-3-2-2 : 周波数解析部の動作 >

上述したように、周波数解析部 210 は、波形抽出記憶部 180 と連動して高速に脈波のスペクトルを検出するものである。そこで、以下では、マイクロコンピュータ 181 および波形抽出記憶部 180 の動作を交えて説明することとする。

### <3-3-2-2-1: 波形の分割>

波形抽出記憶部180の動作(3-3-1-2章)で詳述したように、マイクロコンピュータ181により波形採取指示STARTが出力されると、波形およびそのピーク情報の採取が行なわれ、波形抽出記憶部180内部の波形メモリ184とピーク情報メモリ205にそれぞれ記憶される。

そして、極小点P2に対応してストローク情報が作成された時点において、ピーク情報内のストローク情報STRKが所定値以上の場合、具体的には脈波の立ち上がり部(例えば図29におけるSTRKM)に相当するとみなしてよい程度の大きなストロークである場合、マイクロコンピュータ181は、さらに、そのストロークの始点である極小値の波形アドレス(例えば図29においてはSTRKMの始点P6)をピーク情報メモリ205から読み出して、当該マイクロコンピュータ181に内蔵されたシフトレジスタへ書き込む。以後、ピーク点P3、P4、…、が検出された場合も同様の動作が行なわれる。

### <3-3-2-2-2: 波形の引き渡し>

以上の動作と並行し、マイクロコンピュータ181は、波形抽出記憶部180内の波形メモリ184から波形値を順次読み出し、波形データWDとして周波数解析部210へ引き渡す。一方、図33に示すように、セレクト信号S1はクロックφに同期して切り換えられ、また、これに同期して波形メモリ184は書き込みモード/読み出しモードのモード切り換えが行なわれる。

ところで、図32において、ある拍に対応した1拍分の脈波Wnの波形値が波形メモリ184に入力される場合、まず、その拍に対応した脈波の最初の極小値が入力された時点で零クロス検出パルスZが発生され、その波形値アドレスADR1=A<sub>0</sub>がピーク情報メモリ205に書き込まれる(図33参照)。その後、極大値(アドレスA1)が波形抽出記憶部180内に入力されると、再び零クロス検出パルスZが発生され(図33参照)、この極大値と直前の極小値(アドレスA<sub>0</sub>)との間のストロークが所定値以上である場合は、極小値のアドレスA<sub>0</sub>がマイクロコンピュータ181内のシフトレジスタに書き込まれる。このようにして書き込まれた波形アドレスは、その後、2拍相当遅れてシフトレジスタから出

力され、周波数解析部 210 に引き渡すべき 1 拍分の波形値 WD の開始アドレスとしてマイクロコンピュータ 181 に取り込まれる。すなわち、図 32 において、ある拍に対応した脈波  $W_n$  の極大値のアドレス  $W_n$  がシフトレジスタに書き込まれると、それ以前に同シフトレジスタに書き込まれた 2 拍前の脈波  $W_{n-2}$  の開始アドレス（最初の極小値のアドレス）がシフトレジスタから出力され、マイクロコンピュータ 181 により検知される。

この時点で、マイクロコンピュータ 181 は上記シフトレジスタの内容を参照し、脈波  $W_{n-2}$  の最初の極小値の波形アドレスからその次の脈波  $W_{n-1}$  の最初の極小値の波形アドレスに致るまでの差分、すなわち、1 拍分の脈波  $W_{n-1}$  に含まれる波形値の個数  $N$  を求め、同期信号 SYNC と共に周波数解析部 210 へ出力する。また、同期信号 SYNC に同期してセレクト信号 S2 が切り換えられ、分配器 213、セクタ 214～216 の内部接続状態が例えば図 31 において実線によって示した状態とされる。

そして、マイクロコンピュータ 181 は、読み出しアドレス ADR4 を脈波  $W_{n-2}$  の最初の極小値の波形アドレスから順次増加させ、セクタ 192 を介して波形メモリ 184 へ供給する。ここで、読み出しアドレス ADR4 は書き込みアドレス ADR1 よりも速い速度（例えば 2 倍の速度）で変化させる。これは、脈波  $W_n$  の次の拍の脈波  $W_{n+1}$  の極大値が波形抽出記憶部 180 に入力される前に脈波  $W_{n-1}$  の前の脈波  $W_{n-2}$  に対応した全波形値が読み出されるようにするためである。このようにして脈波  $W_n$  の波形メモリ 184 への蓄積と並行し、マイクロコンピュータ 181 によりその 2 拍前の脈波  $W_{n-2}$  の波形値 WD が波形メモリ 184 から読み出されて周波数解析部 210 へ引き渡され、分配器 213 を介してバッファメモリ 211 へ順次供給される。このようにして波形値 WD がバッファメモリ 211 へ順次供給されるのに同期し、書き込みアドレス ADR5 が 0～ $N-1$  まで順次増加され、この書き込みアドレス ADR5 はセクタ 215 を介しバッファメモリ 211 へ供給される。この結果、バッファメモリ 211 のアドレス 0～ $N-1$  の各記憶領域に脈波  $W_{n-2}$  に対応した各波形値 WD が蓄積される。



### <3-3-2-2-3 : 高速再生>

上記動作と並行して、高速再生部220によって読み出しアドレスADR6が出力され、セクタ216を介しバッファメモリ212へ供給される。この結果、脈波 $W_{n-2}$ の1拍前の脈波 $W_{n-3}$ に対応した各波形値WDが、バッファメモリ212から読み出され、セクタ214を介して高速再生部220へ取り込まれる。

ここで、バッファメモリ212内の脈波 $W_{n-3}$ に対応した各波形値WDは、バッファメモリ211内に脈波 $W_{n-2}$ に対応した各波形値が蓄積されるよりも高速度で複数回に亙って繰り返し読み出される。その際、脈波 $W_{n-3}$ に対応した波形値WDは、一定の期間T内に全てが読み出されるように読出しアドレスADR6の増加速度が制御される。すなわち、高速再生部220は、バッファメモリ212から読み出すべき波形値WDの個数が図34に例示するように大きな値N1である場合には高速度で読み出しアドレスADR6を増加させ、逆に図35に例示するように小さな値N2である場合には低速度で読み出しアドレスADR6を増加させ、一定期間T内に読み出しアドレスADR6が0~N1-1または0~N2-1の区間を変化するようにする。そして、このようにして順次読み出される波形値WDは、高速再生部220内において補間演算が施され、一定のサンプリング周波数 $m/T$ の波形値となってバンドパスフィルタ222へ供給される。

### <3-3-2-2-4 : スペクトル検出>

バンドパスフィルタ222は、受け取った波形値による時系列データのうち周波数が $1/T$ である信号を選択して通過させ、スペクトル検出部223に供給する。

一方、正弦波発生器221は、図36に示すように周期がTである正弦波を発生してスペクトル検出部223へ供給する。スペクトル検出部223は、バンドパスフィルタ222の出力信号レベルを数波に亙って検出し、その代表値を脈波 $W_{n-3}$ の基本波スペクトルの振幅 $H_1$ として出力するとともに、バンドパスフィルタ222の出力信号の位相と正弦波発生器221から出力される正弦波の位相

との位相差を数波に亙って検出し、その代表値を脈波 $W_{n-3}$ の基本波スペクトルの位相 $\theta_1$ として出力する。各代表値は、例えば基本波スペクトルを出力する直前での各波に対応した出力信号レベルおよび位相差の移動平均値を算出する。

次に、高速再生部220は、一定期間 $2T$ 内に脈波 $W_{n-3}$ の全ての波形値が読み出されるように読み出しアドレスADR6の増加速度を上記基本波スペクトルの検出の場合の $1/2$ にし、脈波 $W_{n-3}$ に対応した波形値WHを繰り返し読み出し、バンドパスフィルタ222へ供給する（図36参照）。そして、波形値WHからなる時系列データのうち周波数が $1/T$ の信号、すなわち、脈波 $W_{n-3}$ の第2調波に対応した信号がバンドパスフィルタ222を通過してスペクトル検出部223に供給される。この結果、スペクトル検出部223により脈波 $W_{n-3}$ の第2調波スペクトルの振幅 $H_2$ が検出されて出力される。一方、正弦波発生器221は、周期が $2T$ である正弦波を発生してスペクトル検出部223へ供給する（図36参照）。この結果、スペクトル検出部223により脈波 $W_{n-3}$ の基本波スペクトルの位相 $\theta_2$ が出力される。

以後、読み出しアドレスADR6の増加速度が基本波スペクトルの場合の $1/3$ 、 $1/4$ 、 $1/5$ 、 $1/6$ と順次切り換えられると共に、これに合せて正弦波発生器221により発生する正弦波の周期が $3T$ 、 $4T$ 、 $5T$ 、 $6T$ と順次切り換えられて、上記と同様の動作により3次～6次までの高調波スペクトルの振幅 $H_3 \sim H_6$ および位相 $\theta_3 \sim \theta_6$ がスペクトル検出部223から出力される。このようにして求められた脈波 $W_{n-3}$ の各スペクトルはマイクロコンピュータ181に取り込まれる。そして、マイクロコンピュータ181により脈波 $W_{n-3}$ に対応した波形値WDの個数 $N$ とクロック $\phi$ の周期 $\tau$ を用いて基本波の周波数 $f = 1 / (N\tau)$ が演算され、上記スペクトルと共に出力される。

その後、脈波 $W_n$ よりも1拍後の脈波 $W_{n+1}$ が立ち上がり、最初の極大値が波形抽出記憶部180内に入力されると、マイクロコンピュータ181により同期信号SYNCが発生されると共に脈波 $W_{n-2}$ に含まれる波形値WDの個数 $N$ が出力される。また、セレクト信号S2が反転され、分配器213、セクタ214～216の内部接続状態が図31において破線によって示した状態とされる。そして、脈波 $W_{n+1}$ の波形メモリ184への蓄積と並行し、マイクロコンピュ

ータ181によりその2拍前の脈波 $W_{n-1}$ の波形値WDが波形メモリ184から読み出されて周波数解析部210へ引き渡され、分配器213を介してバッファメモリ212へ順次供給される。

この動作と並行し、高速再生部220により脈波 $W_{n-1}$ の1拍前の脈波 $W_{n-2}$ に対応した各波形値WDがバッファメモリ211から読み出され、高速再生部220により補間されて波形値WHとして出力される。そして、この脈波 $W_{n-2}$ に対応した波形値WHに対し脈波 $W_{n-3}$ と同様な処理が施され、そのスペクトルが求められる。

以後、順次到来する各脈波について上記と同様な処理が行なわれ、各脈波のスペクトルが連続して求められる。すなわち、個々の拍に対応したパラメータである振幅 $H_1 \sim H_n$ および位相 $\theta_1 \sim \theta_n$ が求められる。このうち位相 $\theta_n$ は、生体の体調変化を良く示すことが知られているため、CPU1が、生体情報を示す指標として、その変化を求めることで、リラククス度やバイオフィードバックによる自律訓練の効果を確認することが可能となる。

#### <3-4: ウェーブレット変換>

また、上述した実施形態にあつては、脈波センサ5による脈波波形をFFT処理して脈波波形の変化を求めていたが、脈波波形の処理については、FFT処理に限られない。例えば、脈波波形をウェーブレット変換して得られた各周波数領域毎の脈波解析データを用いて、脈波波形の変化を求めることも可能である。

そこで、以下、脈波センサ5による脈波波形をウェーブレット変換する構成について説明する。この構成は、図1における生体情報抽出部101を、図37に示す構成に置換することで実現される。

図において、ウェーブレット変換部700は、脈波センサ5から出力される脈波信号MHに対して周知のウェーブレット変換を施して、脈波解析データMKDを生成するものである。

一般に、信号を時間と周波数との両面から同時に捉える時間周波数解析において、ウェーブレットは、信号の部分を切り出す単位となる。ウェーブレット変換は、この単位で切り出した信号各部の大きさを表している。ウェーブレット変換

を定義するために基底関数として、時間的にも周波数的にも局在化した関数  $\psi(x)$  をマザー・ウェーブレットとして導入する。ここで、関数  $f(x)$  のマザー・ウェーブレット  $\psi(x)$  によるウェーブレット変換は、次のように定義される。

$$(W_{\psi}f)(b,a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) dx \quad \dots\dots (1)$$

式(1)において、 $b$ は、マザー・ウェーブレット  $\psi(x)$  をトランスレート(平行移動)する際に用いるパラメータであり、一方、 $a$ はスケール(伸縮)する際のパラメータである。したがって、式(1)においてウェーブレット  $\psi((x-b)/a)$  は、マザー・ウェーブレット  $\psi(x)$  を  $b$ だけ平行移動し、 $a$ だけ伸縮したものである。この場合、スケールパラメータ  $a$  に対応してマザー・ウェーブレット  $\psi(x)$  の幅は伸長されるので、 $1/a$ は周波数に対応するものとなる。なお、ウェーブレット変換部700の詳細な構成については後述する。

次に、周波数補正部800は、脈波解析データMKDに対して周波数補正を行なう。上記式(1)には周波数に対応する「 $1/a^{1/2}$ 」の項があるが、異なる周波数領域間でデータを比較する場合に、この項の影響を補正する必要がある。周波数補正部800は、このために設けられたものであり、ウェーブレットデータWDに係数  $a^{1/2}$  を乗算して、脈波補正データMKD'を生成する。これにより、対応する各周波数に基づいて、周波数当たりのパワー密度が一定になるように補正を施すことができる。

#### <3-4-1: ウェーブレット変換部>

次に、ウェーブレット変換部700の詳細構成について、図38を参照して説明する。

脈波センサ5による脈波波形MHは、波形整形部710とA/D変換器720とに供給される。このうち波形整形部710は、脈波波形MHに同期した制御信号CSとクロックCKとを生成するものである。ここで、波形整形部710のブロック図を図39に示す。図において、リングングフィルタ711は、中心周波数を2.2Hz、通過帯域を0.8Hz~3.5HzとするQ値が高いフィルタ

である。脈波波形の基本波成分は、 $0.8\text{ Hz} \sim 3.5\text{ Hz}$ の範囲内にあるのが通常であるから、脈波波形MHがリングフィルタ711を通過すると、その基本波成分が抽出される。例えば、図40(a)に示す脈波波形MHがリングフィルタ711を通過すると、図40(b)に示す正弦波が得られる。

次に、ゼロクロス検出回路712は、コンパレータ等から構成され、リングフィルタ101の出力信号とグランドレベルを比較して矩形波を生成する。この矩形波は、心拍に同期したものとなる。例えば、リングフィルタ712の出力信号が図40(b)に示すものであるならば、ゼロクロス検出回路712の出力信号は図40(c)に示すものとなる。

比較部713、ループフィルタ714、電圧制御発振回路715、および、分周回路716は、一種のPLLを構成する。比較部713の一方の入力にゼロクロス検出回路712の出力信号が、その他方の入力に分周回路716の出力信号が、それぞれ供給されると、比較部713は、両者の位相差に応じた誤差信号を出力する。誤差信号がループフィルタ714を介して電圧制御発振回路715に供給されると、電圧制御発振回路715はクロックCKを出力する。そして、クロックCKは分周回路716で $1/8$ 分周され、比較部713の他方の入力にフィードバックされる。この場合、クロックCKの周波数は、図40(d)に示すように、ゼロクロス検出回路712の出力信号の周波数と比較して8倍の周波数となる。この後、クロックCKは、分周回路717で $1/2$ 分周され、図40(e)に示す制御信号CSとして出力される。

説明を再び図38に戻す。脈波波形MHは、A/D変換器720によってデジタル信号に変換され、この後、第1のメモリ730と第2のメモリ740に格納される。ここで、第1のメモリ730のライトイネーブル端子には制御信号CSが直接供給される一方、第2のメモリ740のライトイネーブル端子にはインバータ750によって反転された制御信号CSが供給されるようになっている。このため、第1、第2のメモリ730、740は、脈波波形MHをクロック周期単位で交互に格納することとなる。

また、マルチプレクサ760は、第1、第2のメモリ730、740から交互に読み出される脈波データMDを選択して基底関数展開部Wに出力する。こうし

て、脈波データMDは、第1のメモリ730の書込期間に第2のメモリ740から脈波データMDを読み出される一方、第1のメモリ730の読出期間に第2のメモリ740に書き込まれることとなる。

次に、基底関数展開部Wは、上記式(1)の演算処理を行なう構成であって、上記クロックCKが供給されて、クロック周期で演算処理が行なわれるようになっている。基底関数展開部Wは、マザー・ウエーブレット $\psi(x)$ を記憶する基底関数記憶部W1、スケールパラメータaを変換するスケール変換部W2、バッファメモリW3、トランスレートを行なう平行移動部W4、および、乗算部W5からなる。なお、基底関数記憶部W1に記憶するマザー・ウエーブレット $\psi(x)$ としては、ガボールウエーブレットの他、メキシカンハット、Haarウエーブレット、Meyerウエーブレット、Shannonウエーブレット等が適用できる。

まず、基底関数記憶部W1からマザー・ウエーブレット $\psi(x)$ が読み出されると、スケール変換部W2はスケールパラメータaの変換を行なう。ここで、スケールパラメータaは周期に対応するものであるから、aが大きくなると、マザー・ウエーブレット $\psi(x)$ は時間軸上で伸長される。この場合、基底関数記憶部W1に記憶されるマザー・ウエーブレット $\psi(x)$ のデータ量は一定であるので、aが大きくなると単位時間当たりのデータ量が減少してしまう。そこで、スケール変換部W2は、これを補うように補間処理を行なうとともに、aが小さくなると間引き処理を実行して、関数 $\psi(x/a)$ を生成する。このデータはバッファメモリW3に一旦格納される。

次に、平行移動部W4は、バッファメモリW3からトランスレートパラメータbに応じたタイミングで関数 $\psi(x/a)$ を読み出すことにより、関数 $\psi(x/a)$ の平行移動を行なって、関数 $\psi(x-b/a)$ を生成する。

乗算部W4は、変数 $1/a^{1/2}$ 、関数 $\psi(x-b/a)$ および脈波データMDを乗算して心拍単位でウエーブレット変換を行ない、脈波解析データMKDを生成する。この例において、脈波解析データMKDは、0Hz~0.5Hz、0.5Hz~1.0Hz、1.0Hz~1.5Hz、1.5Hz~2.0Hz、2.0Hz~2.5Hz、2.5Hz~3.0Hz、3.0Hz~3.5Hz、3.5

Hz～4.0Hzといった8つの周波数領域に分割されて出力される。また、基底関数展開部Wは、上述したようにクロック周期で演算処理を行ない、クロック周波数は脈波波形MHの基本波周波数の8倍になるように設定されるので、1回の心拍で生成される脈波解析データMKDは、図41に示すようにデータM11～M88となる。

この脈波解析データMKDは、周波数補正部800によって補正されて、脈波補正データMKD'、すなわち、生体状態を示す指標として、図1における蓄積部102および判定部103に供給される。

なお、図38～図41のウェーブレット変換に関する構成は、あくまでも一例であって、生体情報を示す指標として何を用いるべきかによって、その構成を定めるべきである。例えば、脈波波形の振幅値等であれば、図示の構成で良いが、RR50のように時間軸が関与する場合であれば、波形整形部710にて拍のタイミングを求めることなく、一定の間隔でウェーブレット変換を実行し、データM18が現われる間隔を求める構成であれば良い。この場合、データM18としたのは、脈波波形においては1拍毎に急峻に立ち上がり、その立ち上がり部分においては、高域周波数成分を示すデータが大きくなって、特定しやすいためである。

#### <4：形態における他の例>

次に、本装置の形態について、他の例について説明する。

##### <4-1：ネックレス型>

一方、腕時計以外の携帯機器としても様々なものが考えられ、例えば、図42に示すように、ネックレス等のアクセサリと組み合わせることが考えられる。この図において、31はセンサパッドであってスポンジ状の緩衝材などで構成される。このセンサパッド31の中には、脈波センサ5が皮膚面に接触するように取り付けられ、ネックレスを首にかけると、脈波センサ5が首の後ろ側の皮膚に接触して脈波を測定することができる。また、同図中、ブローチに似た中空部を有するケース32には装置の主要部が組み込まれている。さらに、脈波センサ5とケース32はそれぞれ鎖33に取り付けられており、この鎖33の中に埋め込

まれたリード線（図示略）を介して電氣的に接続されている。

#### <4-2：眼鏡型>

また、腕時計以外の携帯機器の他の例として、図43に示すように、眼鏡と組み合わせることが考えられる。この態様では、装置本体が眼鏡のフレームの蔓41に取り付けられており、本体は、さらにケース42aとケース42bに分かれ、蔓41内部に埋め込まれたリード線を介して接続されている。なお、このリード線は蔓41に沿って這わせるようにしても良い。

ケース42aにおいて、そのレンズ43側の側面の全面には液晶パネル44が取り付けられ、さらに該側面の一端には鏡45が所定の角度で固定されている。これに加え、ケース42aには光源（図示略）を含む液晶パネル44の駆動回路が組み込まれており、この光源から発射された光が液晶パネル44を介して鏡45で反射されて眼鏡のレンズ43に投射される。したがって、この態様ではレンズ43が図2の表示装置10に相当する。

また、ケース42bには装置の主要部が組み込まれている。さらに、脈波センサ5は、パッド46に内蔵されており、これらパッド46で耳朶を挟むことにより脈波センサを耳へ固定するようになっている。

#### <4-3：カード型>

また、他の形態例として、図44に示すようなカード型が考えられる。このカード型装置は、例えば、ユーザーの左胸ポケットに収容されるものである。この態様において脈波センサ5は、例えば図6に示す腕時計型と同様に、ユーザーの左手人指し指の根元から第2指関節までの間に装着され、ケーブル31を介して、ケースに内蔵されたA/D変換器6と電氣的に接続される。

#### <4-4：万歩計型>

さらに、他の形態例として、図45(a)に示すような万歩計型が考えられる。この万歩計の装置本体は、同図(b)に示すように、ユーザーの腰ベルトに取り付けられるものである。この万歩計の装置本体は、同図(b)に示すように、ユ



ユーザーの腰ベルトに取り付けられるものである。この形態における脈波センサ5は、カード型と同様に、ユーザーの左手人差し指の根元から第2指関節までの間に装着される。この際、装置本体と脈波センサとを結ぶケーブル33については、ユーザーの運動を妨げないように、上着に縫い込むなどの対策を施すのが望ましい。

#### <5：告知の他の例>

上述した第1あるいは第2実施形態にあつては、生体情報を示す指標をユーザーに告知するには、音源7による聴覚に訴えるものであった。しかしながら、ユーザーへの告知手法としては上述したもの以外にも種々考えられる。

まず、これらの告知は、基本的にユーザーが目を閉じた状態でなされるものであるから、視覚以外の感覚に訴える必要がある。

そこで、聴覚に訴える方法として、音源7を用いて、上述したそれぞれの告知内容を音声に変換してユーザーへ聴取させる方法がある。例えば、指標であるRR50や、グレードであれば数字などをそのまま音声で読み上げれば良く、体動の状態であれば、体動が所定値以上である場合にその旨を音声で知らせるようにしても良い。また、これらの告知内容に予め対応透けられた音楽の曲目を聴取させる構成でも良い。

他方、嗅覚に訴える方法として、本装置に香料等の吐出機構を設けるようにして、それぞれの告知内容に応じて噴霧する香料の種類を変える方法がある。

最後に、触覚に訴える方法としては、偏心荷重を回転させて振動を伝える振動アラームなどを用いて、告知の内容に応じて振動の強弱や、振動の周波数を変化させることが考えられる。

なお、a) 指標が上向いていることの告知、b) 十分リラックスした状態となったことの告知、c) 測定の打ち切りの告知は、いずれもユーザーの自律訓練中になされるものであるから、a) の告知を聴覚に訴える告知としてb) の告知を嗅覚に訴える告知とするか、あるいは、いずれの告知についても聴覚に訴えるようにする場合などは、a) ~ c) の告知にそれぞれ対応させて曲目、チャイム、ブープ音を使い分けるなどしても良い。

## < 6 : 変形例 >

本発明は、上述した第 1、第 2 実施形態や、生体情報を示す種々の指標、装置の形態のほか、以下の変形が可能である。

### < 6 - 1 : 脈波センサ、加速度センサ >

脈波センサ 5 については、携帯機器や装身具などと組み合わせられるようなものであれば、どのようなものでも良く、光学式のほか、圧力式、押圧式などの各種形態が考えられる。また、脈波センサ 5 の装着場所も特にその制限はなく、携帯機器と組み合わせるのであれば、いかなる形態であっても良い。

同様に、加速度センサ 13 は、実際の所、人体のいかなる部位に装着するようにしても良い。

### < 6 - 2 : 目標値の設定 >

上述した第 1、第 2 実施形態にあつては、訓練時間の上限値や訓練の目標値は、外部機器側から設定するようにしたが、これに限られるものではなく、例えば、医師等の指導者の指示（処方箋）に従って、ユーザー自身が操作部 4 の操作によって設定するようにしても良い。

### < 6 - 3 : アナログの表示装置 >

自律訓練が終了して、ユーザーが目を開けた後において、生体情報を示す指標の変化率に関し、目標値と実測値とをアナログ時計などに表示するようにしても良い。

すなわち、図 16 に示すように、時針 1601、分針 1602、秒針 1603 を用いることとし、例えば、時針 1601 に、生体情報を示す指標の変化率についての目標値を割り当て、分針 1602 に、その実測値を割り当てるようにすれば良い。図示した場合には、指標の変化率が大きくなるにつれて、針を時計方向に駆動するようにする。図の例にあつては、時針 1601 が分針 1602 よりも 6 時側にあるので、実測値がまだ目標値に達していないことを示している。なお、時針 1601、分針 1602、秒針 1603 以外に別の指針を設けるように構成

しても良い。

一方、目標値と実測値との関係が分かれば良いのであれば、その関係を針を1本だけ用いて示すように構成しても良い。この構成例を図17に示す。この図に示すように、表示面1604には、指標の目標値と実測値との差分を示す小針1605が設けられている。この表示面1604の12時の位置が目標値に相当し、小針1605が実測値を示している。すなわち、この小針1605の位置によって、目標値を基準とした場合の実測値が示される。したがって、実測値と目標値とが一致していれば、小針1605は12時のところに位置し、実測値が目標値を上回っていれば、小針1605は例えば1時のところに位置することになり、さらに、実測値が目標値を下回っていれば、小針1605は例えば11時のところに位置することになる。

なお、小針1605の移動がこれとは逆でも問題ないことは言うまでもない。また、この例において、時針1601、分針1602、秒針1603は、単に時間を表示するのみに用いられる。

## 請求の範囲

1. 生体から少なくとも2以上の異なる時点において抽出された当該生体状態を示す指標に基づき、当該生体のリラックス状態を判定する第1の判定手段と、  
第1の判定手段によって判定されたリラックス状態に対応して指導内容を告知する第1の告知手段と  
を具備することを特徴とするリラックス指導装置。
2. 前記第1の判定手段は、抽出された指標がリラックスを示す方向へと改善されているか否かを判定し、  
前記第1の告知手段は、前記第1の判定手段による判定結果が肯定的であれば、当該生体がリラックス状態に移行している旨を告知することを特徴とする請求項1記載のリラックス指導装置。
3. 前記第1の判定手段は、抽出された指標がリラックスを示す方向へと改善され、かつ、その後に前記指標の変化が所定範囲内に収束したか否かを判定し、  
前記第1の告知手段は、前記第1の判定手段による判定結果が肯定的であれば、当該生体がリラックス状態にある旨を告知することを特徴とする請求項1記載のリラックス指導装置。
4. 予め設定された時間を経過しても、前記第1の判定手段による判定結果が否定的であれば、前記第1の告知手段は、当該生体がリラックス状態となる見込みがない旨を告知することを特徴とする請求項3記載のリラックス指導装置。
5. 請求項1記載のリラックス指導装置において、  
前記抽出手段により抽出された指標についての変化の度合いを算出する算出手段を備え、  
前記第1の判定手段は、前記算出手段により算出された度合いにより当該生体のリラックス状態を判定することを特徴とするリラックス指導装置。
6. 前記第1の判定手段は、前記算出手段により算出された度合いの大きさに対応して、当該生体のリラックス状態を複数段階で判定し、  
前記第1の告知手段は、複数の指導内容を告知可能であって、前記第1の判定手段によって判定されたリラックス状態の段階に対応する一の指導内容を

告知することを特徴とする請求項 5 記載のリラックス指導装置。

7. 請求項 5 記載のリラックス指導装置において、

目標値を予め記憶する目標値記憶手段と、

前記算出手段により算出される度合いと、前記目標値記憶手段に記憶された目標値とを比較する比較手段と、

前記比較手段による比較結果に応じた指導内容を告知する第 2 の告知手段と

を備えることを特徴とするリラックス指導装置。

8. 前記第 2 の告知手段は、

前記算出手段により算出された度合いが、前記目標値記憶手段に記憶された目標値に達しなければ、リラックスを促すための指導内容を告知することを特徴とする請求項 7 記載のリラックス指導装置。

9. 請求項 7 記載のリラックス指導装置において、

外部機器にて設定された情報を受信する受信手段と、

前記受信手段により受信された情報を、目標値として前記目標値記憶手段に記憶させる目標値設定手段と

を備えることを特徴とするリラックス指導装置。

10. 請求項 1 記載のリラックス指導装置において、

生体状態を示す指標を当該生体から抽出する抽出手段を備えることを特徴とするリラックス指導装置。

11. 請求項 10 記載のリラックス指導装置において、

前記抽出手段により抽出された指標を時間経過とともに記憶する第 1 の記憶手段を備え、

前記第 1 の判定手段は、前記第 1 の記憶手段によって抽出された指標を用いて、当該生体のリラックス状態を判定することを特徴とするリラックス指導装置。

12. 請求項 10 記載のリラックス指導装置において、

前記抽出手段により抽出された指標を時間経過とともに記憶する第 1 の記憶手段と、

前記第 1 の記憶手段によって抽出された指標を送信する送信手段と  
を備えることを特徴とするリラックス指導装置。

1 3. 生体状態を示す指標を当該生体から抽出する抽出手段と、

前記抽出手段によって抽出された指標に基づく告知を行なう第 3 の告知手段と、

2 以上の異なる時点において前記抽出手段により抽出された指標に基づき、  
当該生体の状態を判定する第 2 の判定手段と、

第 2 の判定手段によって判定された生体の状態に対応して指導内容を告知  
する第 4 の告知手段とを備え、

当該生体は、前記第 3 の告知手段によって告知された指標で示される生体の  
状態を制御することを特徴とするバイオフィードバック指導装置。

1 4. 請求項 1 3 記載のバイオフィードバック指導装置において、

前記抽出手段により抽出された指標についての変化の度合いを算出する算  
出手段を備え、

前記第 2 の判定手段は、前記算出手段により算出された度合いにより当該生  
体の状態を判定することを特徴とするバイオフィードバック指導装置。

1 5. 前記第 2 の判定手段は、前記算出手段により算出された度合いの大きさに  
対応して、当該生体の状態を複数段階で判定し、

前記第 4 の告知手段は、複数の指導内容を告知可能であって、前記第 2 の判  
定手段によって判定された状態の段階に対応する一の指導内容を告知するこ  
とを特徴とする請求項 1 4 記載のバイオフィードバック指導装置。

1 6. 請求項 1 4 記載のバイオフィードバック指導装置において、

目標値を予め記憶する目標値記憶手段と、

前記算出手段により算出される度合いと、前記目標値記憶手段に記憶された  
目標値とを比較する比較手段と、

前記比較手段による比較結果に応じた指導内容を告知する第 5 の告知手段  
と

を備えることを特徴とするバイオフィードバック指導装置。

1 7. 前記第 5 の告知手段は、

前記算出手段により算出された度合いが、前記目標値記憶手段に記憶された目標値に達しなければ、目標値に達するための指導内容を告知することを特徴とする請求項16記載のバイオフィードバック指導装置。

18. 請求項16記載のバイオフィードバック指導装置において、

外部機器にて設定された情報を受信する受信手段と、

前記受信手段により受信された情報を、目標値として前記目標値記憶手段に記憶させる目標値設定手段と

を備えることを特徴とするバイオフィードバック指導装置。

19. 請求項14記載のバイオフィードバック指導装置において、

前記算出手段により算出された度合いを順次記憶する第2の記憶手段と、

前記第2の記憶手段に記憶された度合いの時間的推移を告知する第6の告知手段と

を備えることを特徴とするバイオフィードバック指導装置。

20. 請求項13記載のバイオフィードバック指導装置において、

前記抽出手段により抽出された指標を時間経過とともに記憶する第1の記憶手段と、

前記第1の記憶手段によって抽出された指標を送信する送信手段と

を備えることを特徴とするバイオフィードバック指導装置。

21. 請求項13～20いずれか記載のバイオフィードバック指導装置において、

当該生体の体動を検出する体動検出手段と、

前記体動検出手段による体動の検出結果を告知する第7の告知手段と

を備えることを特徴とするバイオフィードバック指導装置。

22. 請求項1～19いずれか記載の装置において、

当該生体から脈波波形を検出する脈波検出手段と、

前記脈波検出手段により検出された脈波波形について、互いに隣接する脈波の時間間隔の変動に対してスペクトル分析を行なう分析手段と

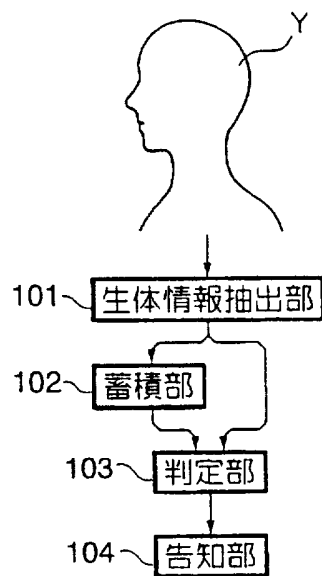
を備え、前記分析手段により得られたスペクトル成分の振幅値もしくはそれら2以上の比を、生体情報を示す指標として用いることを特徴とするリラックス指導装置またはバイオフィードバック指導装置。

23. 請求項1～19いずれか記載の装置において、  
当該生体から脈波波形を検出する脈波検出手段を備え、  
前記脈波検出手段により検出された脈波波形において互いに隣接する脈波の時間差が所定値以上となる個数を、生体情報を示す指標として用いることを特徴とするリラックス指導装置またはバイオフィードバック指導装置。
24. 請求項1～19いずれか記載の装置において、  
当該生体から脈波波形を検出する脈波検出手段を備え、  
前記脈波検出手段により検出された脈波波形の振幅値を、生体情報を示す指標として用いることを特徴とするリラックス指導装置またはバイオフィードバック指導装置。
25. 請求項1～19いずれかの一記載の装置において、  
当該生体から脈波波形を検出する脈波検出手段を備え、  
前記脈波検出手段により検出された1拍分の脈波波形の相違を、生体情報を示す指標として用いることを特徴とするリラックス指導装置またはバイオフィードバック指導装置。



図 1

(a)



(b)

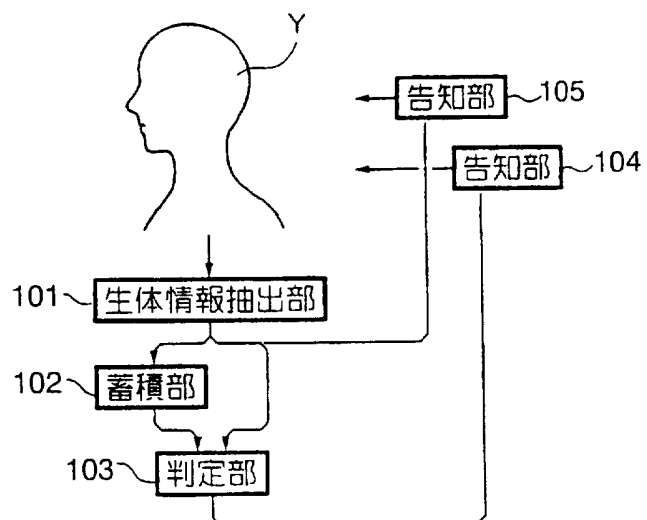


図 2

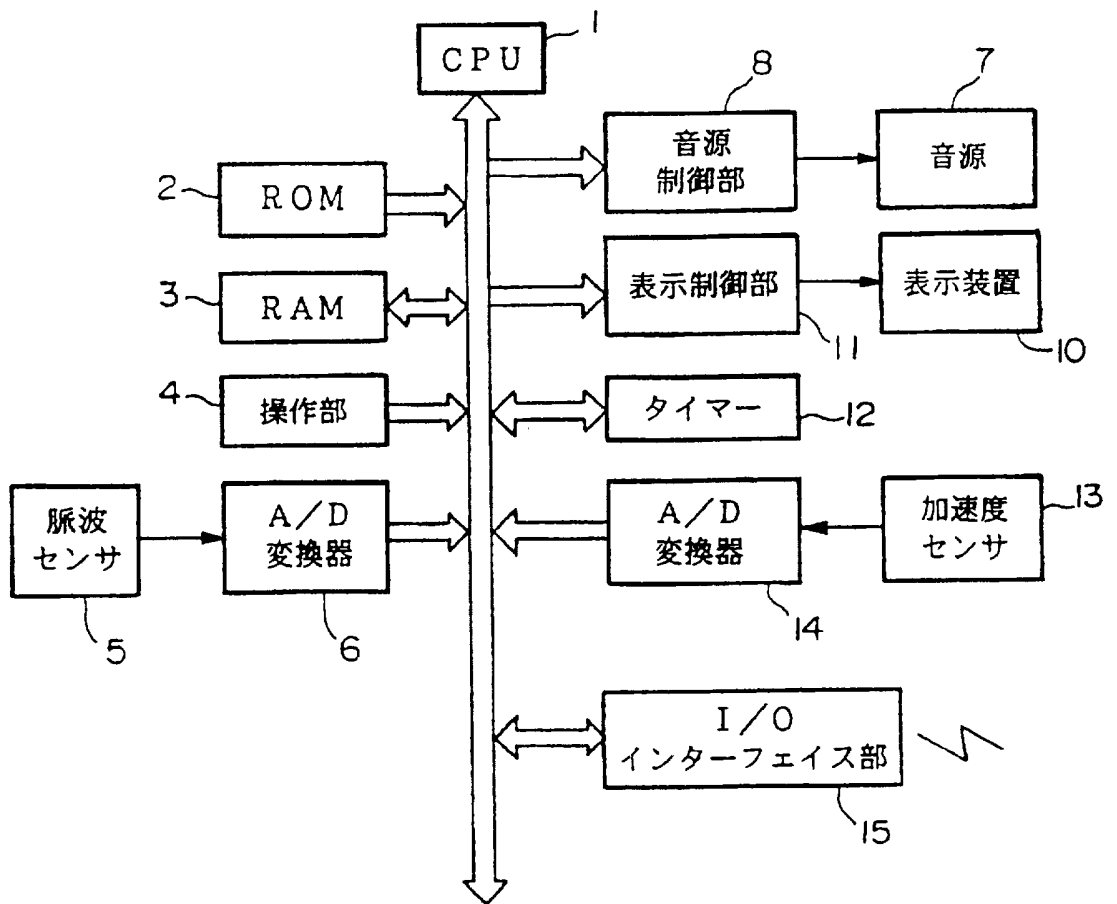


図 3

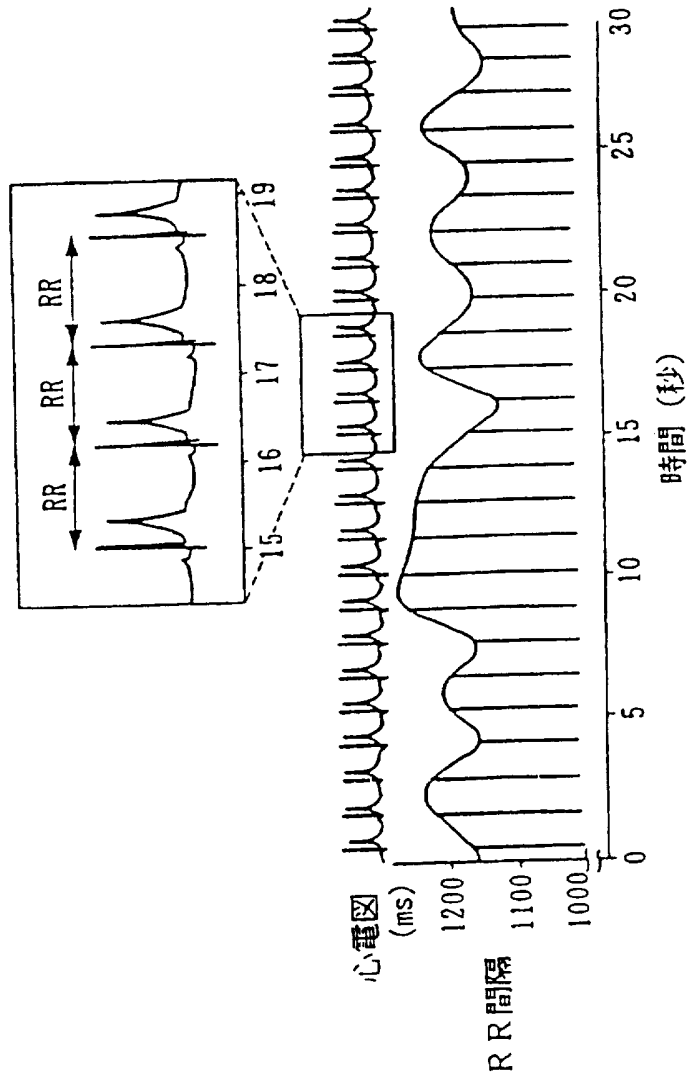


図 4

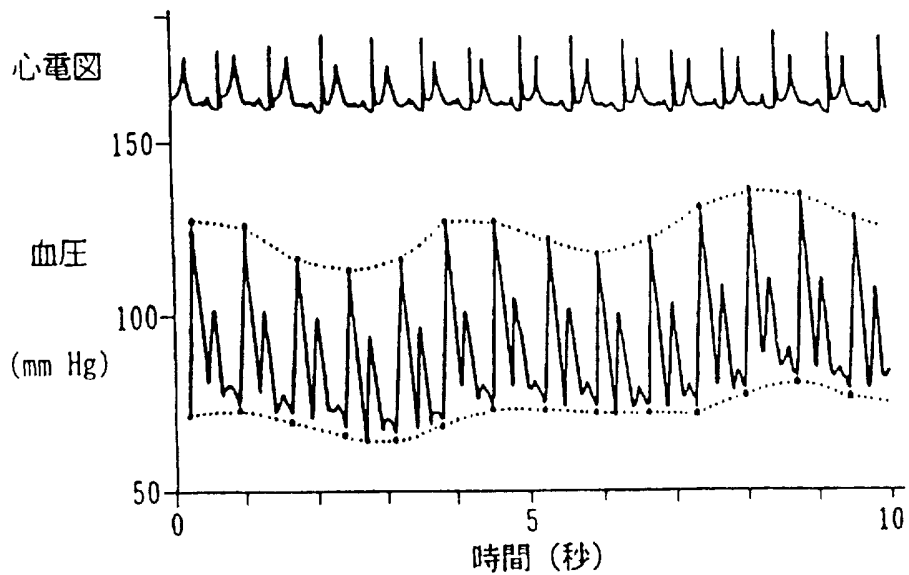


図 5

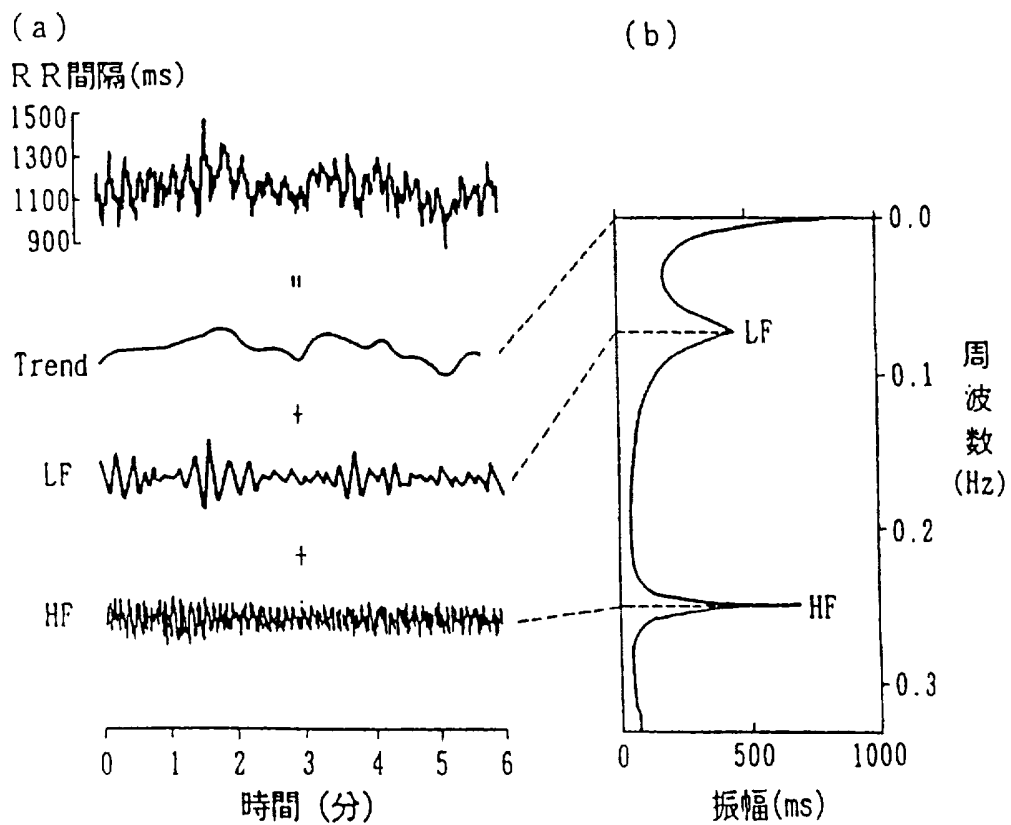


図 6

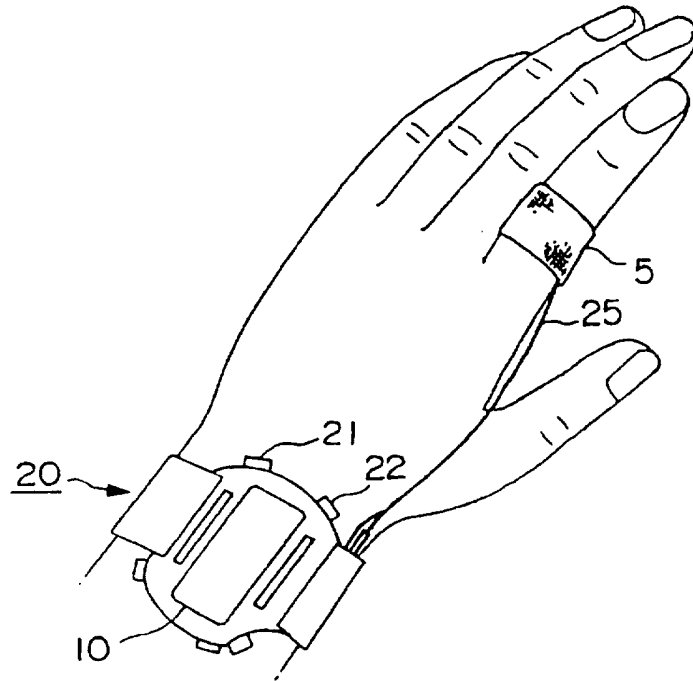


図 7

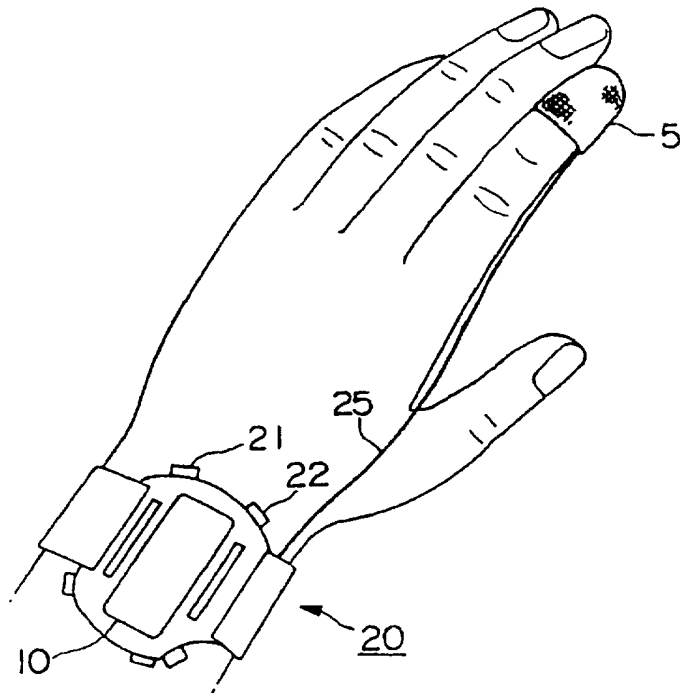


図 8

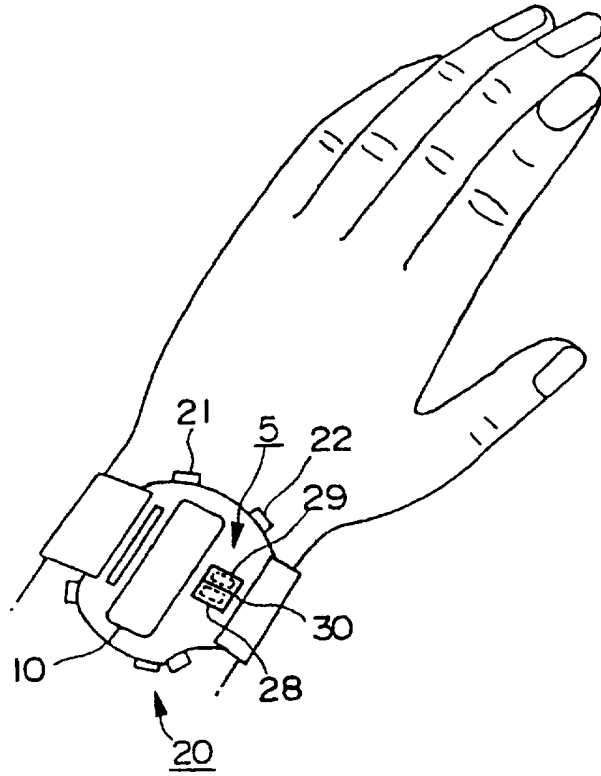


図 9

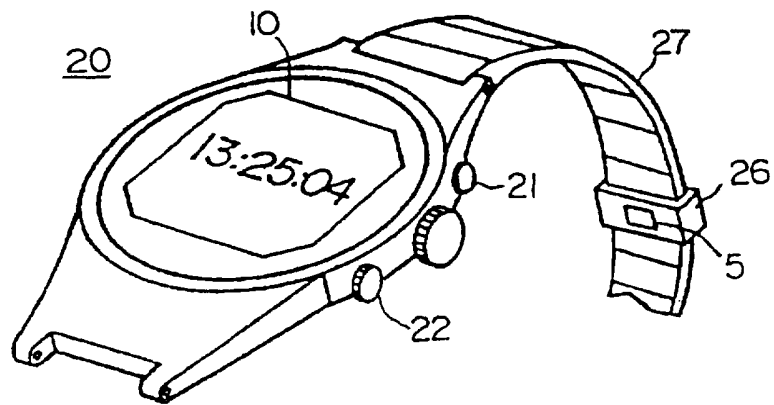


図 10

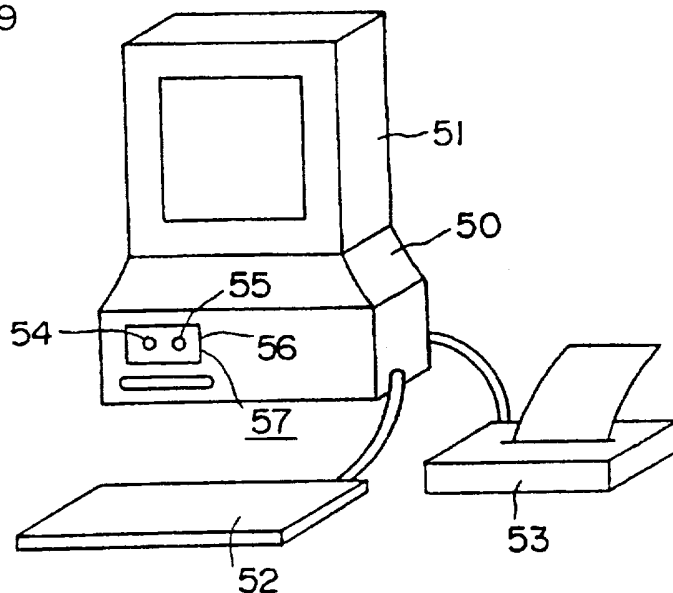
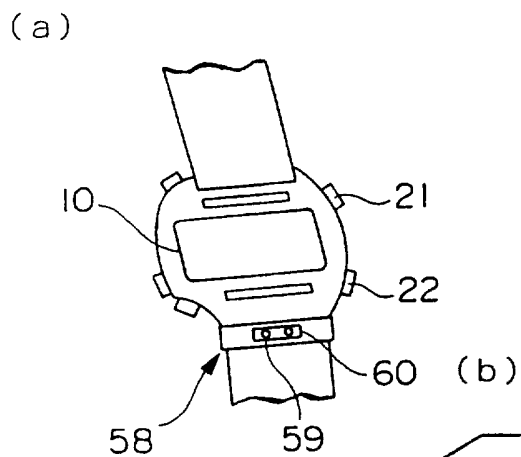


図 11

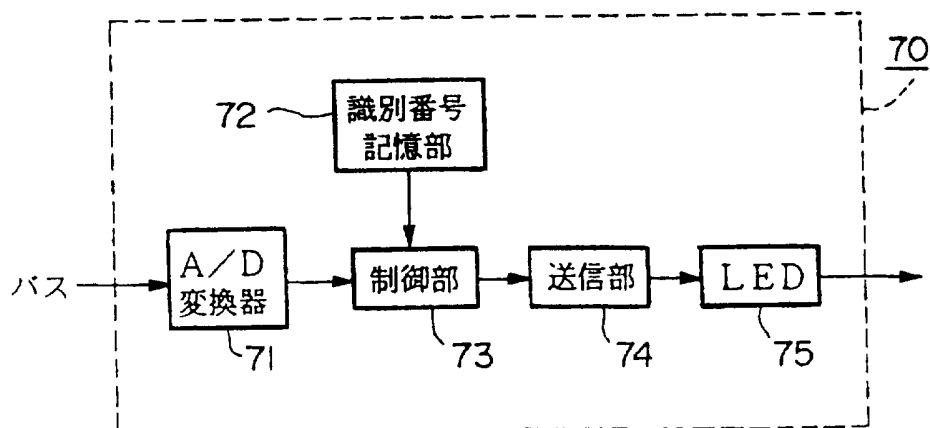


図 12

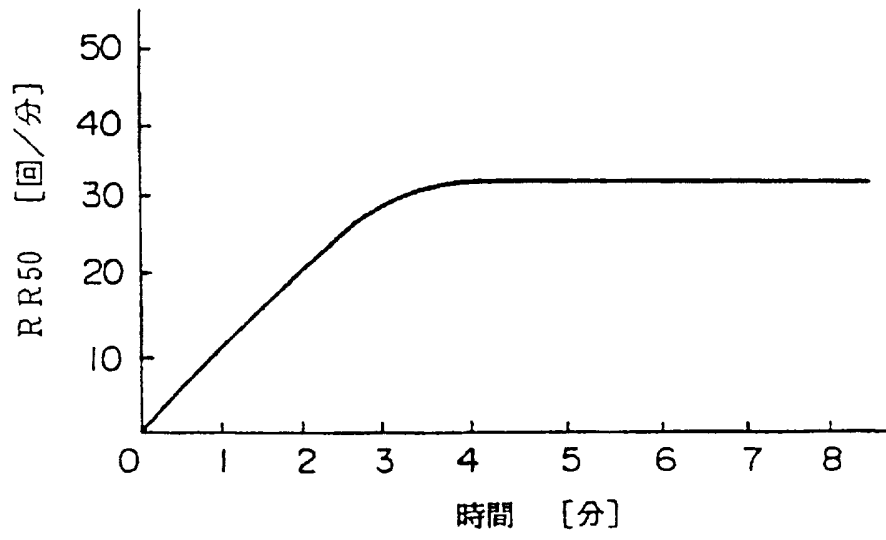


図 13

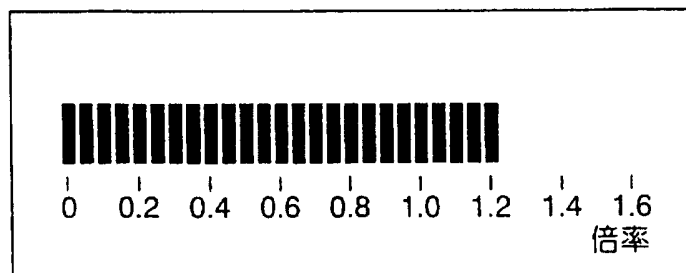




図 14

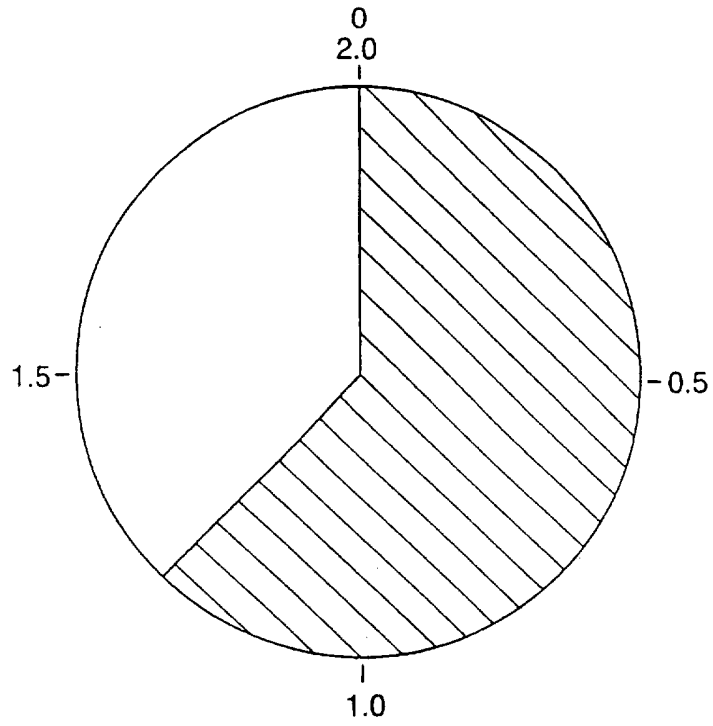


図 15

倍率G	グレード	フェイスチャート
$G < 1.0$	0	
$1.0 \leq G < 1.2$	1	
$1.2 \leq G < 1.4$	2	
$1.4 \leq G < 1.6$	3	
$1.6 \leq G$	4	

図 16

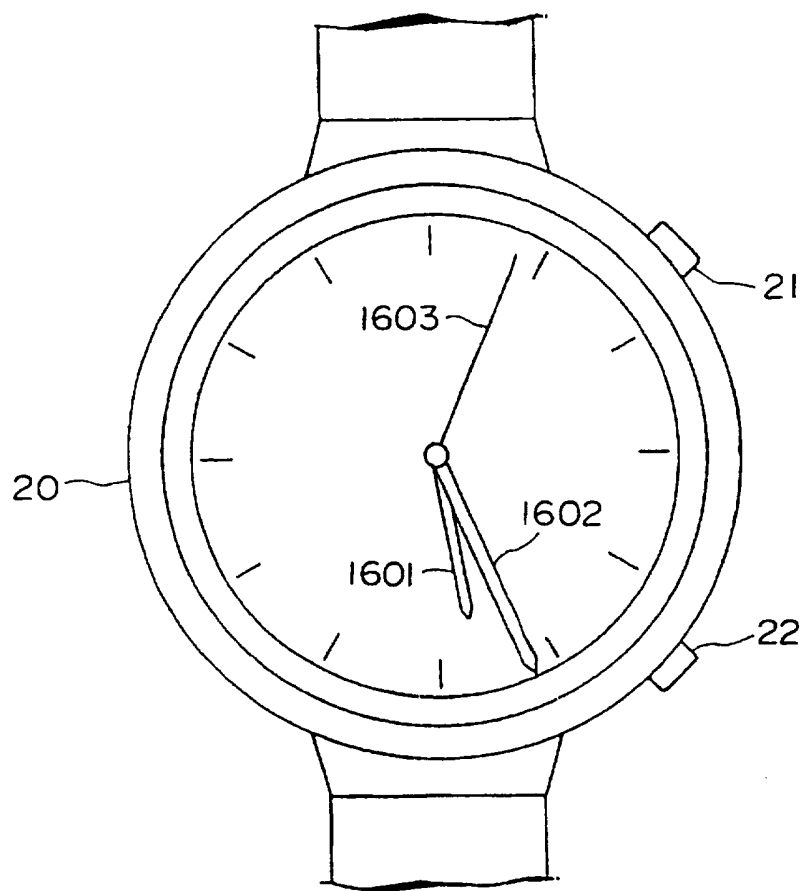


図 17

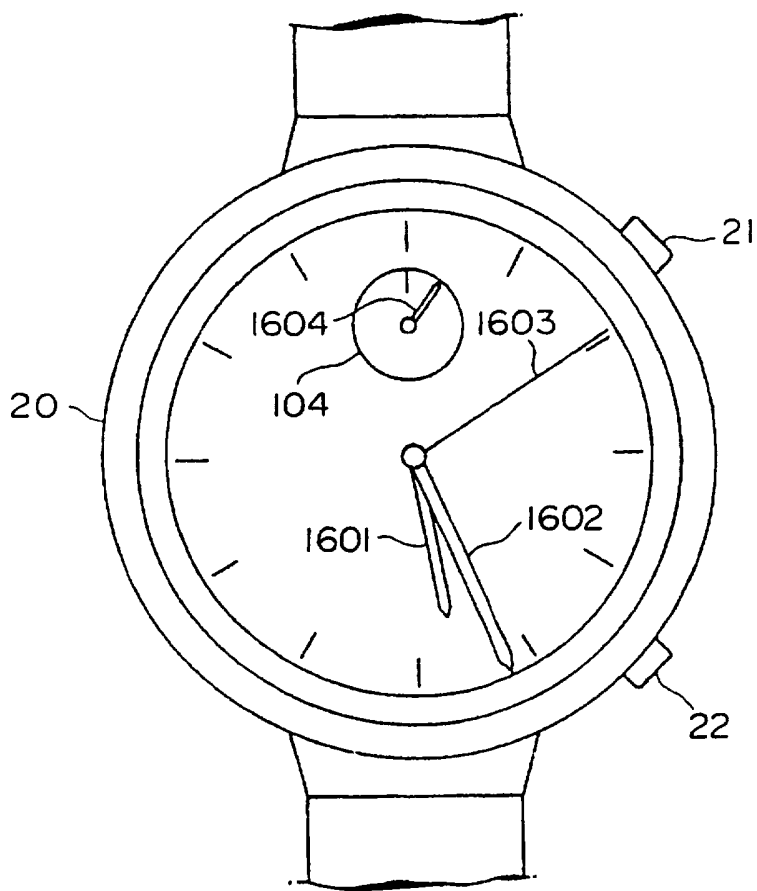
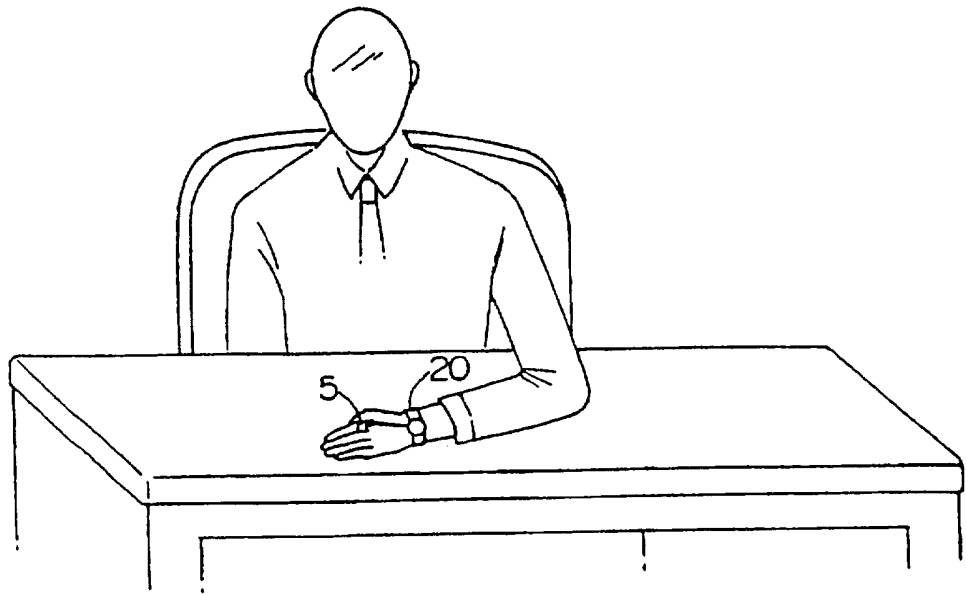


図 18

(a)



(b)

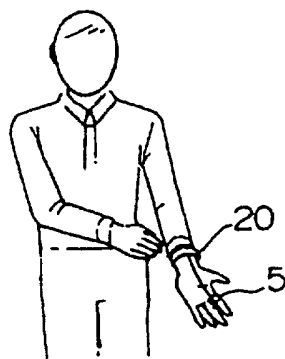


図 19

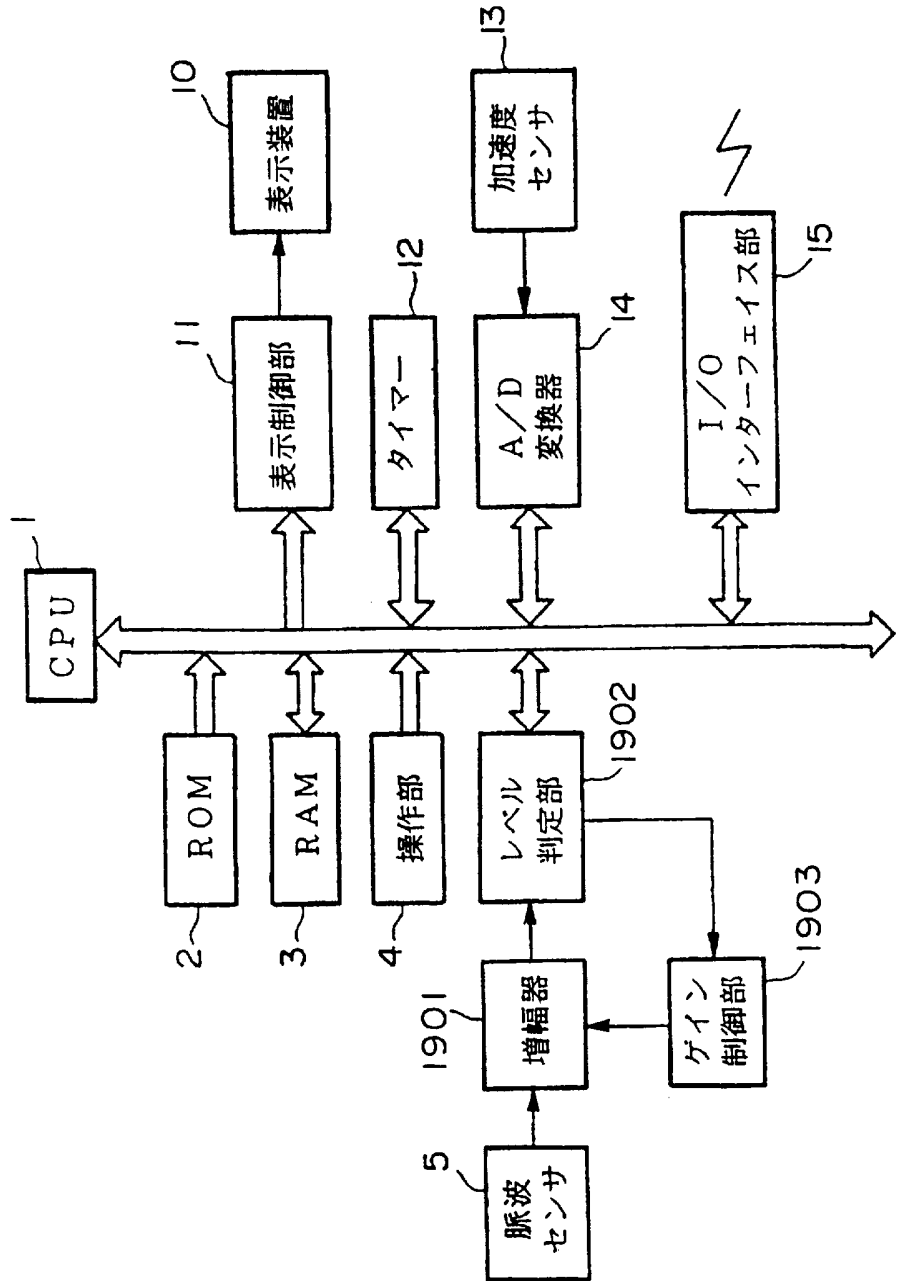


図 20

有効ビット長	シフト指示量	ゲインコントロール量
1ビット	6ビット	64倍
2ビット	5ビット	32倍
3ビット	4ビット	16倍
4ビット	3ビット	8倍
5ビット	2ビット	4倍
6ビット	1ビット	2倍
7ビット	0ビット	1倍

図 21

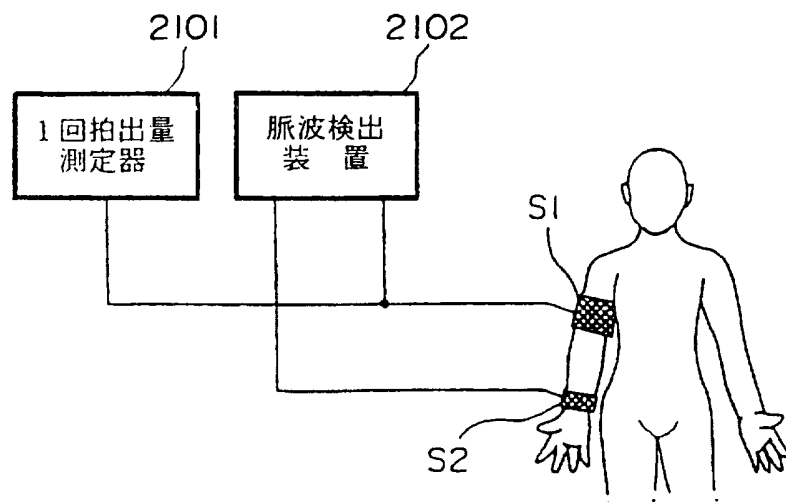
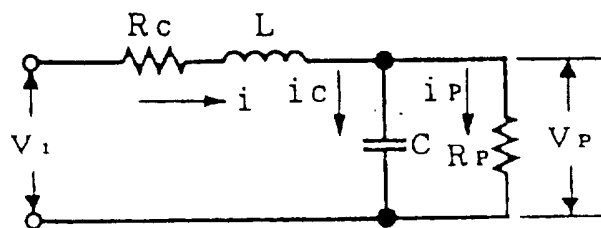


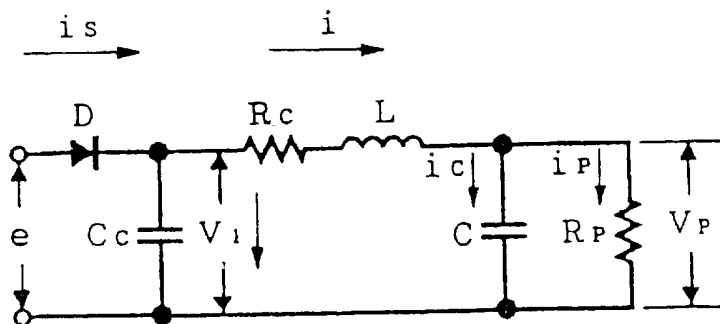
図 22

(a)



$V_1$  : 大動脈圧  
 $V_p$  : 橈骨動脈圧

(b)



$e$  : 左心室圧  
 $V_1$  : 大動脈圧  
 $V_p$  : 橈骨動脈圧

図 23

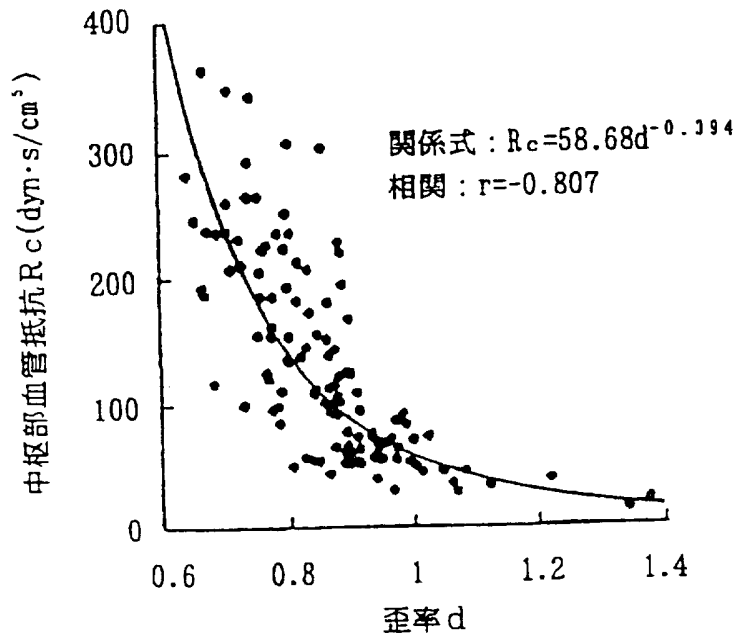


図 24

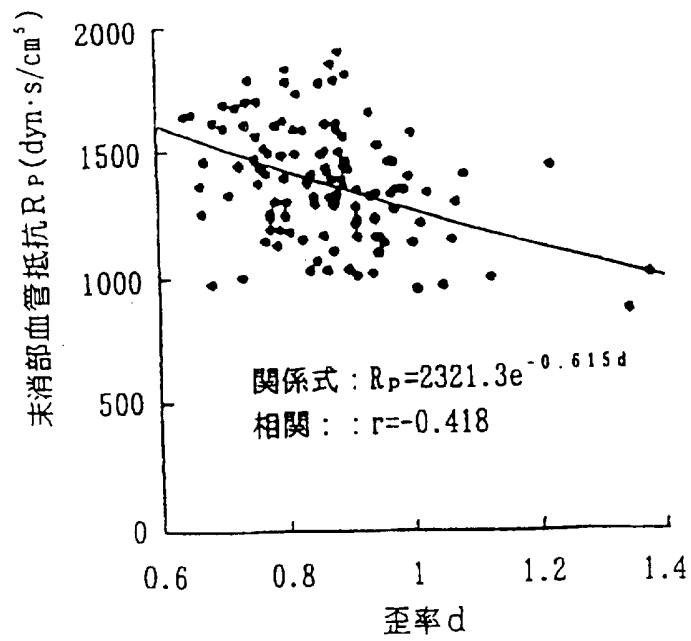




図 25

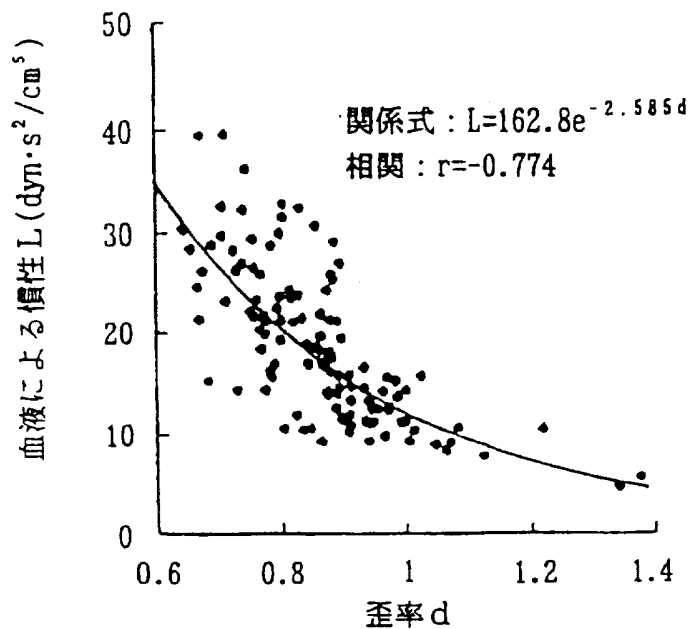


図 26

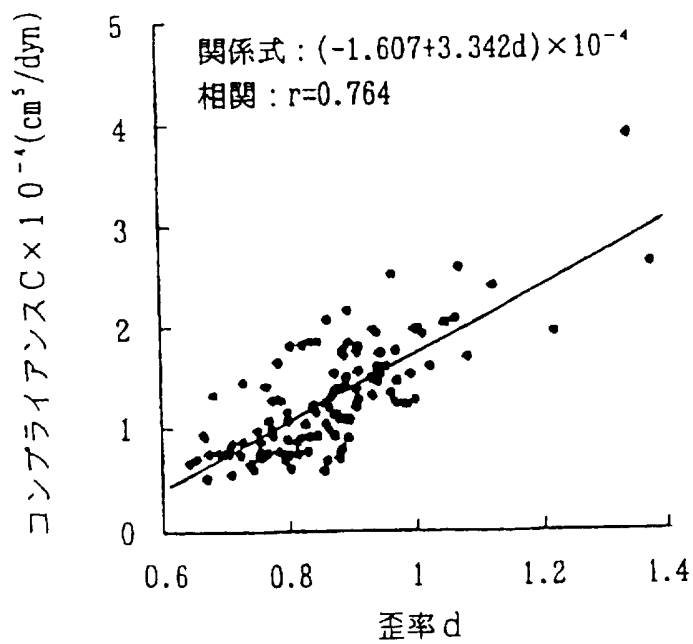


図 27

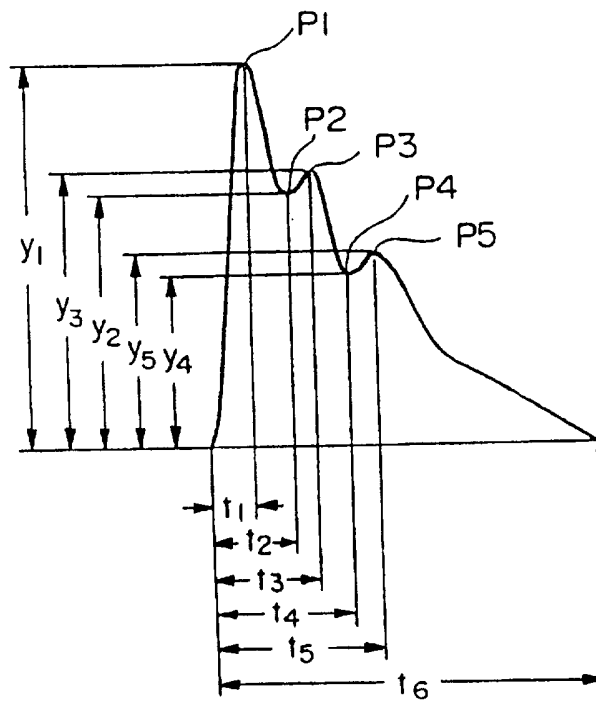


図 28

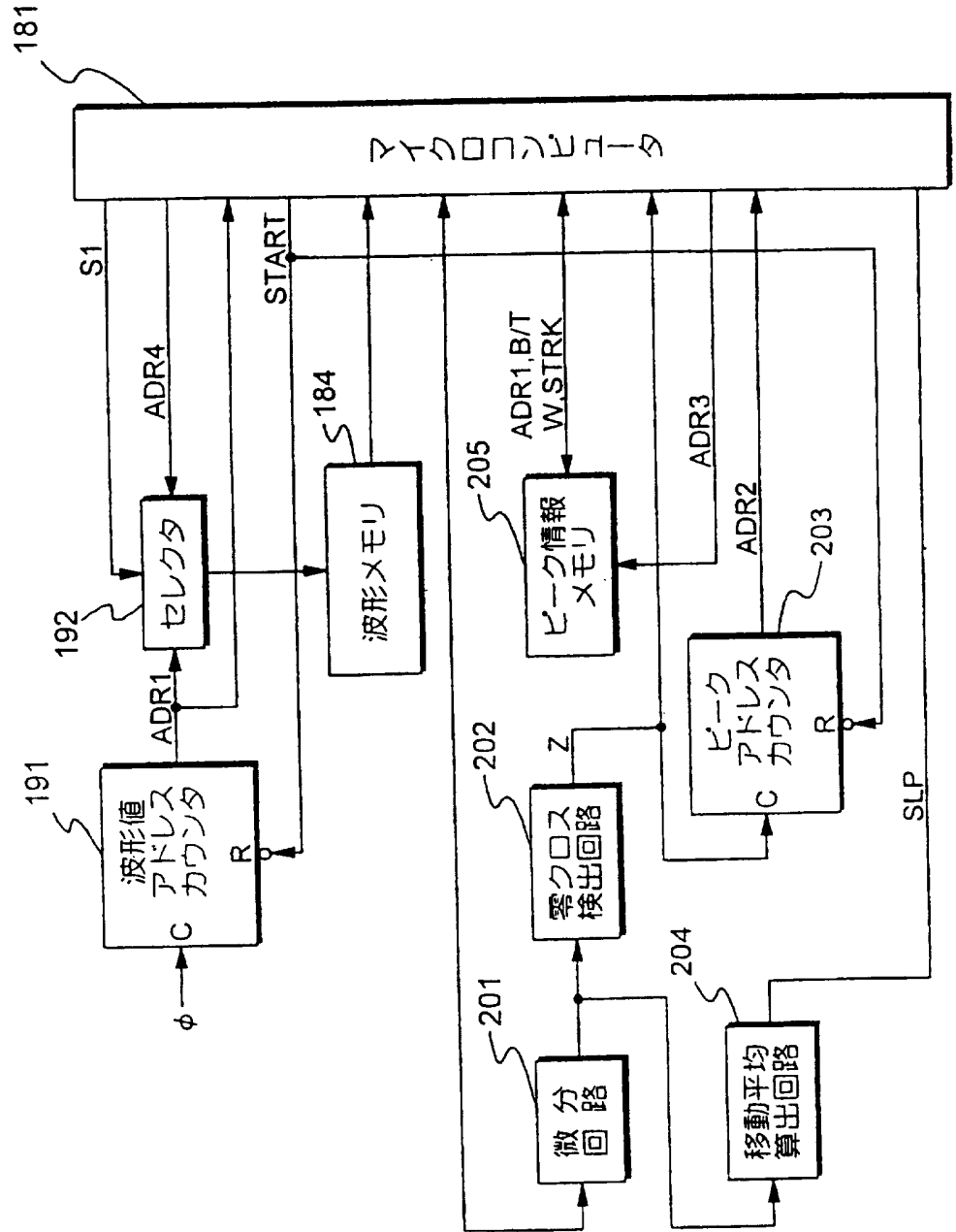


図 29

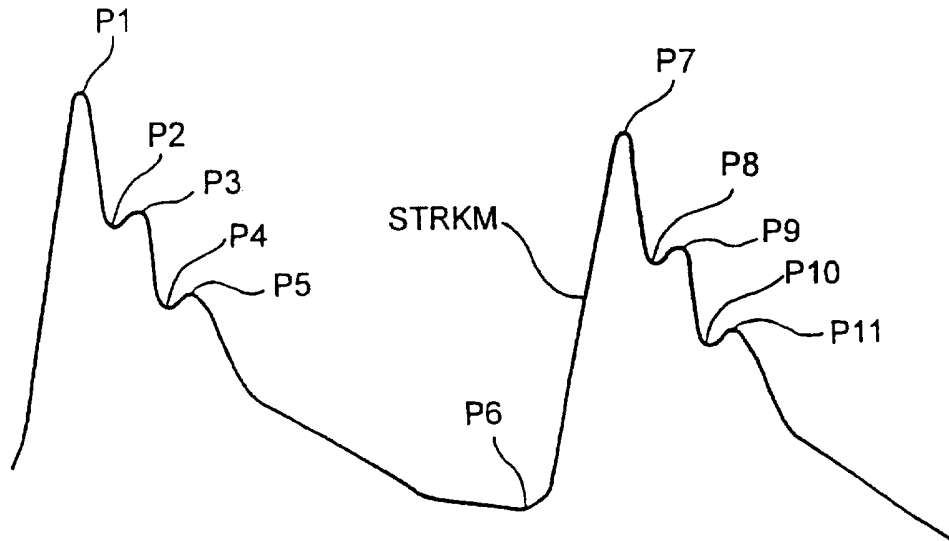


図 30

ピーク 情報	ピークアドレス	ADR3	0	1	2	3	4
	波形値アドレス	ADR1					
	ピーク種別	B/T					
	波形値	W					
	ストローク	STRK					
	傾斜情報	SLP					

図 31

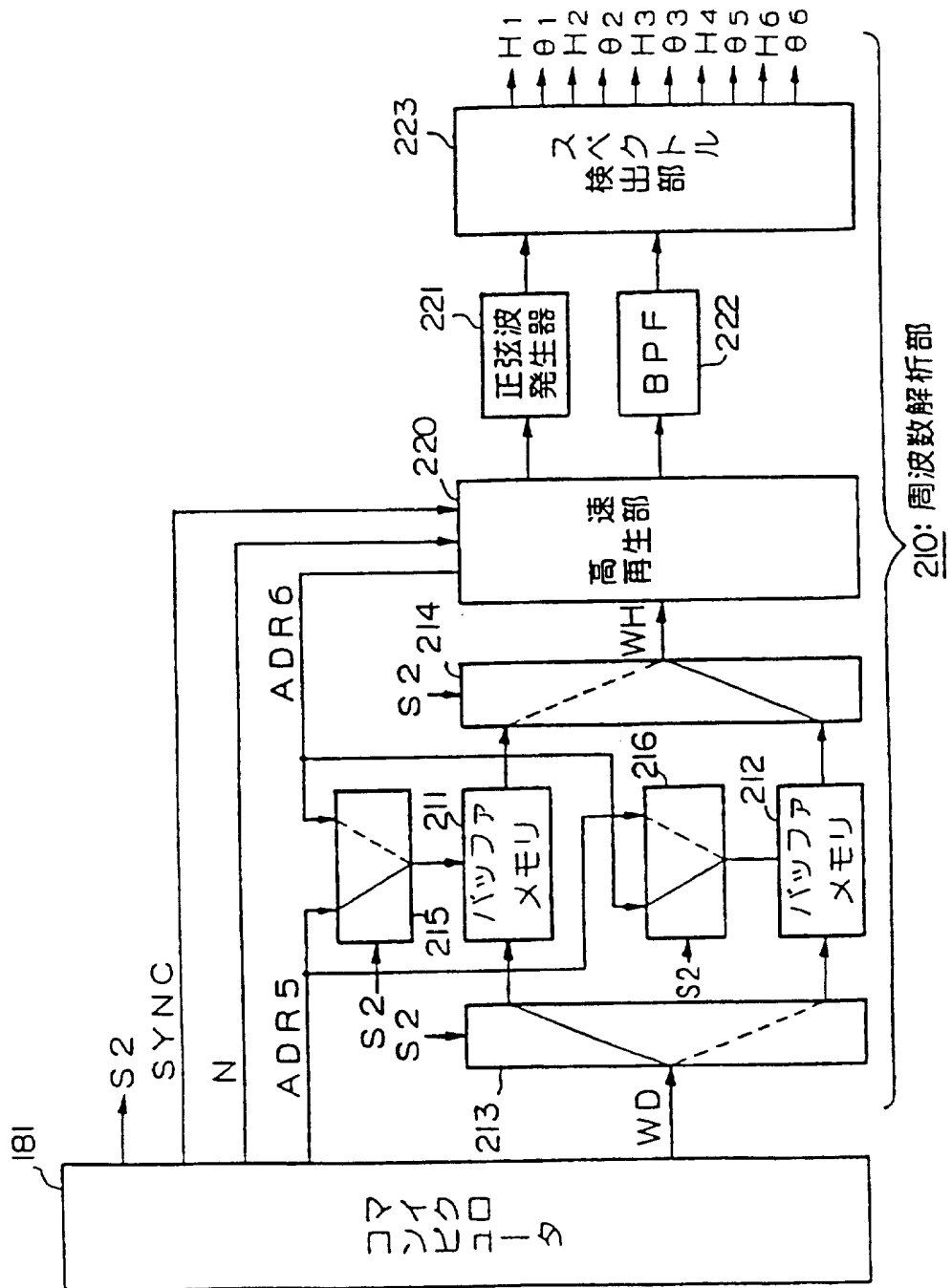


図 32

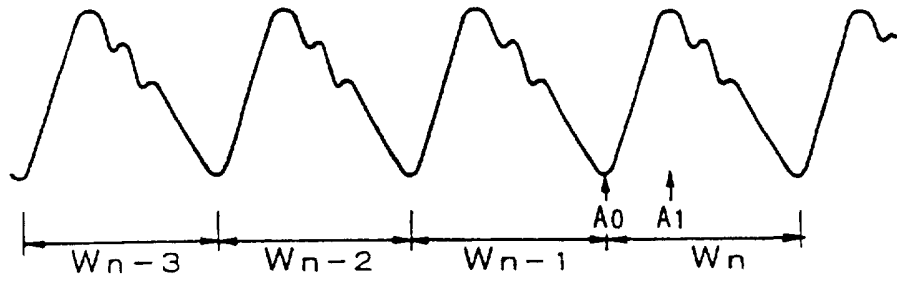


図 33

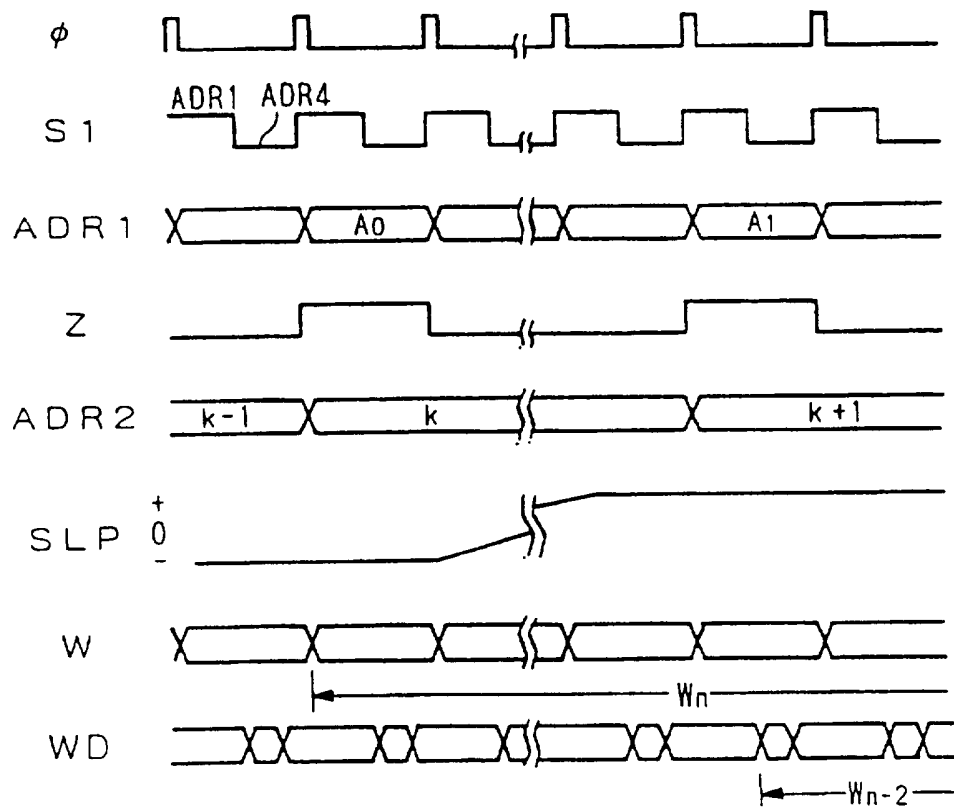


図 34

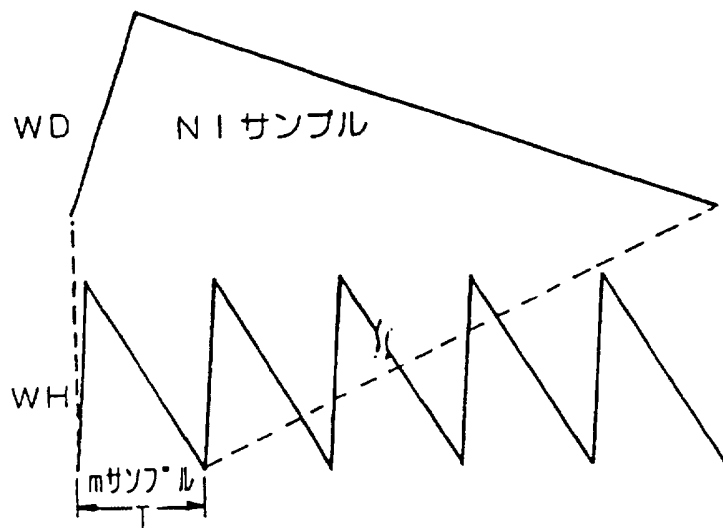


図 35

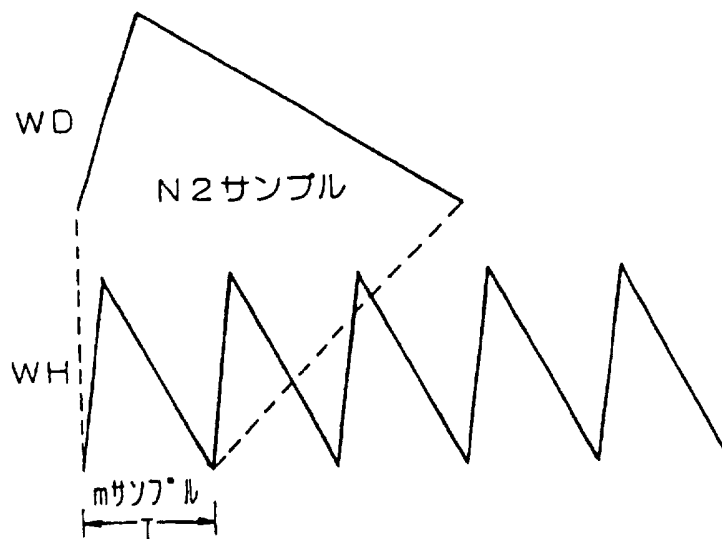


図 36

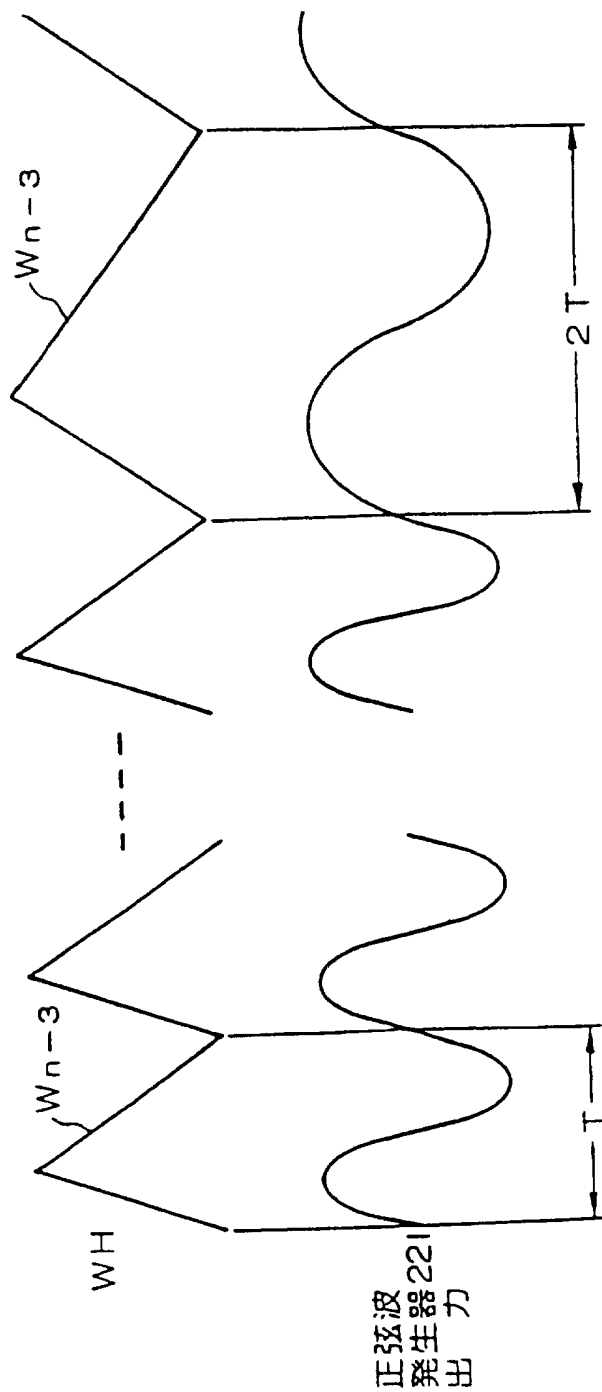




図 37

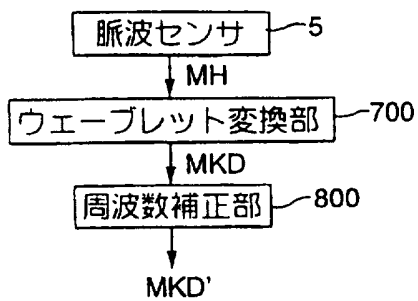


図 38

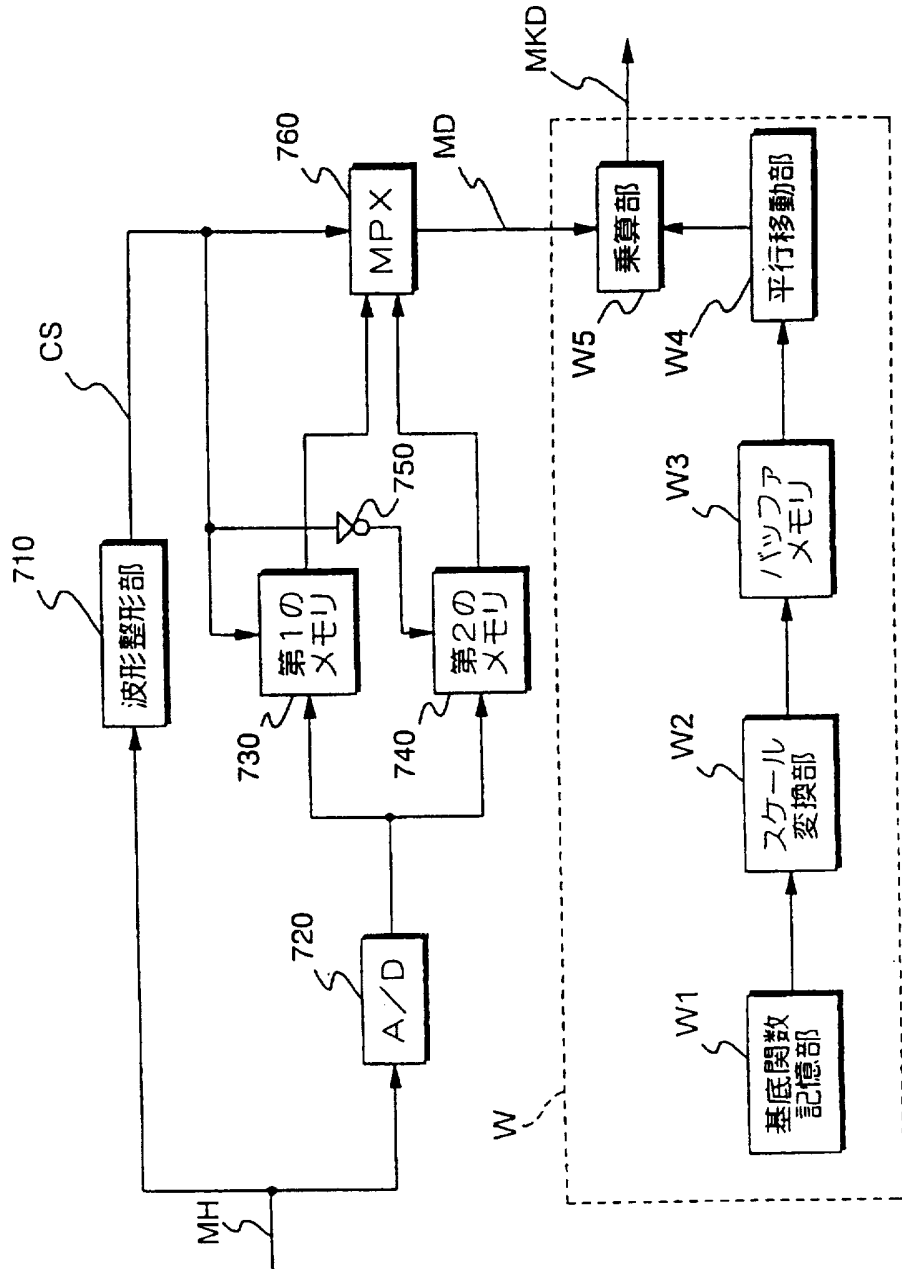


図 39

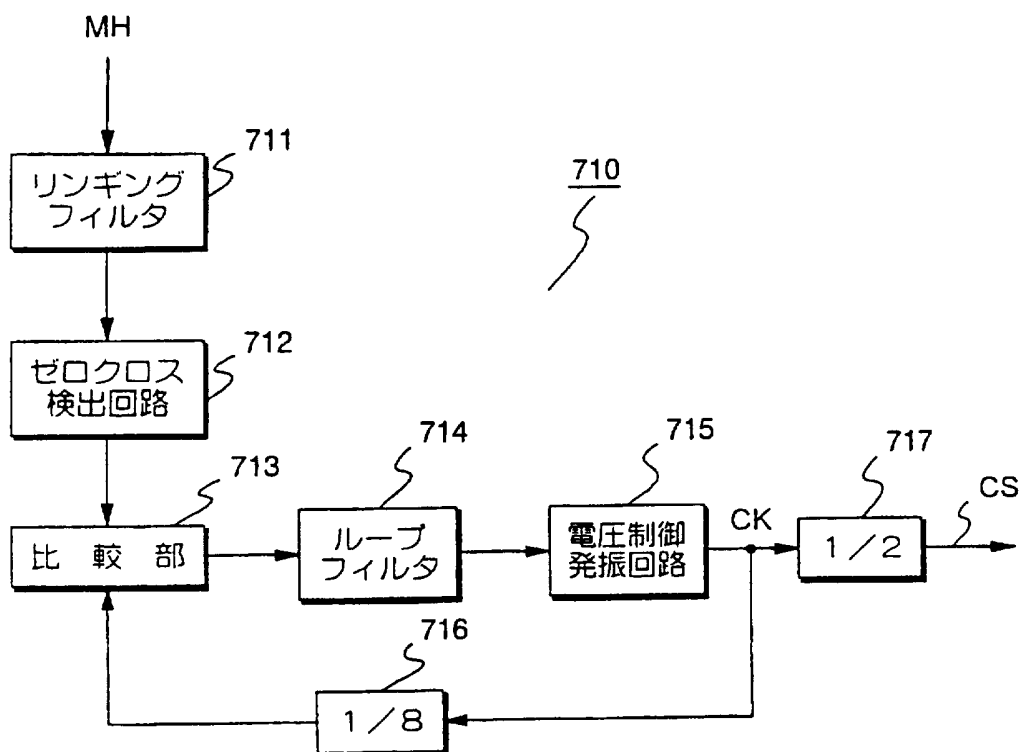


図 40

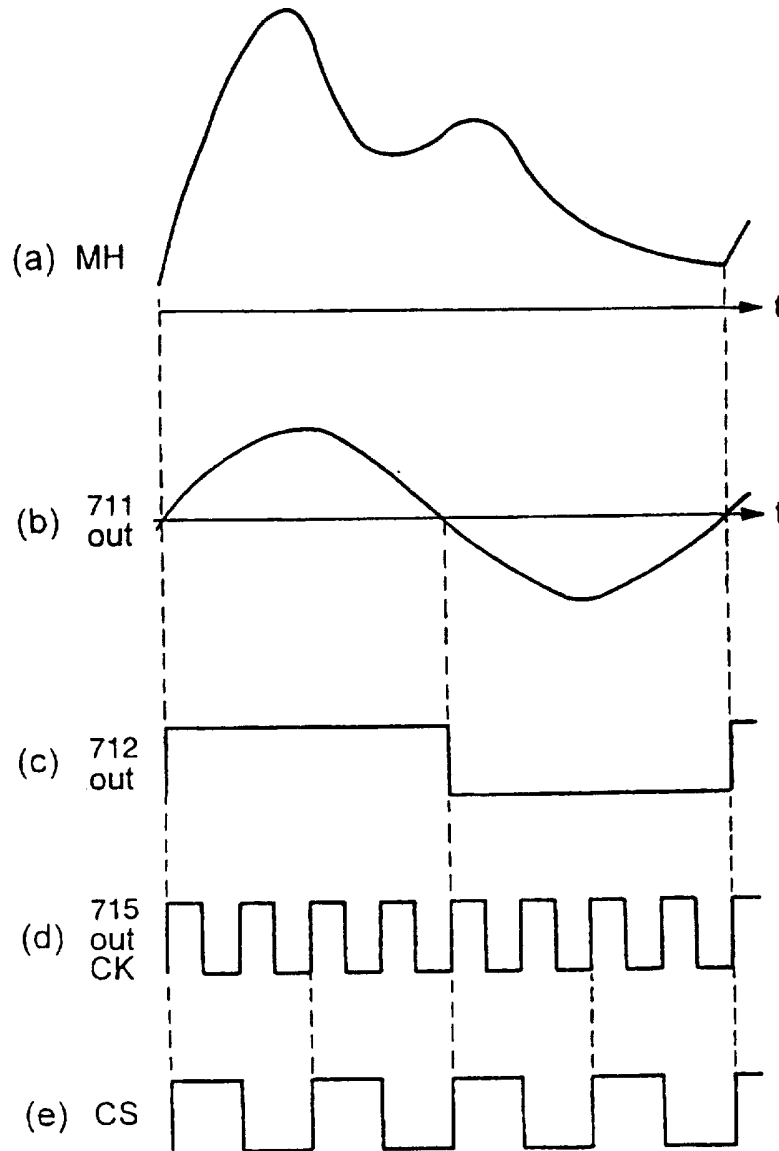


図 41

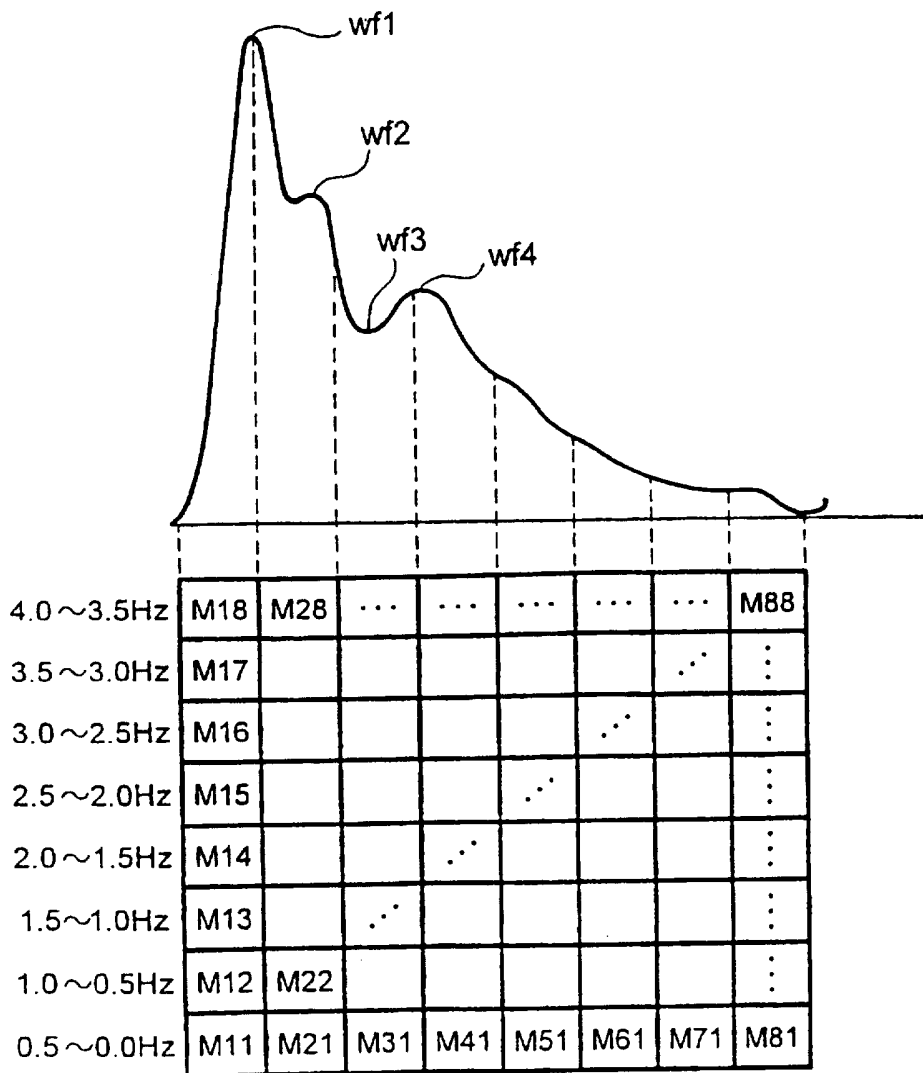


図 42

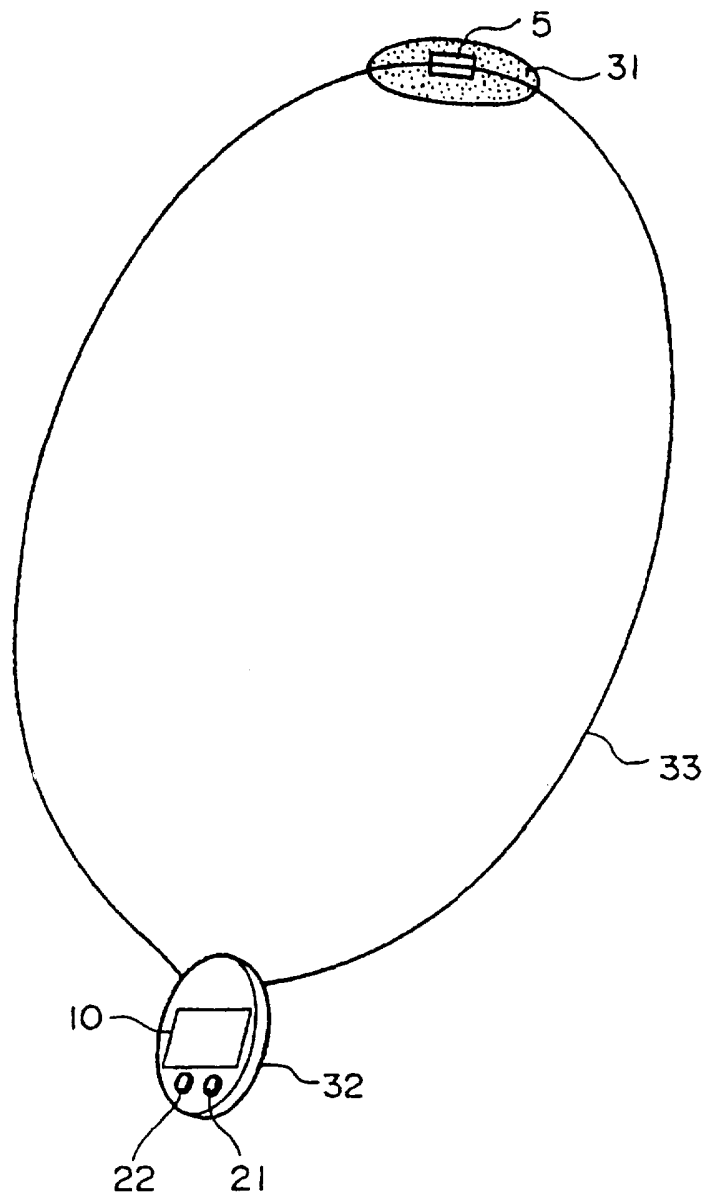


図 43

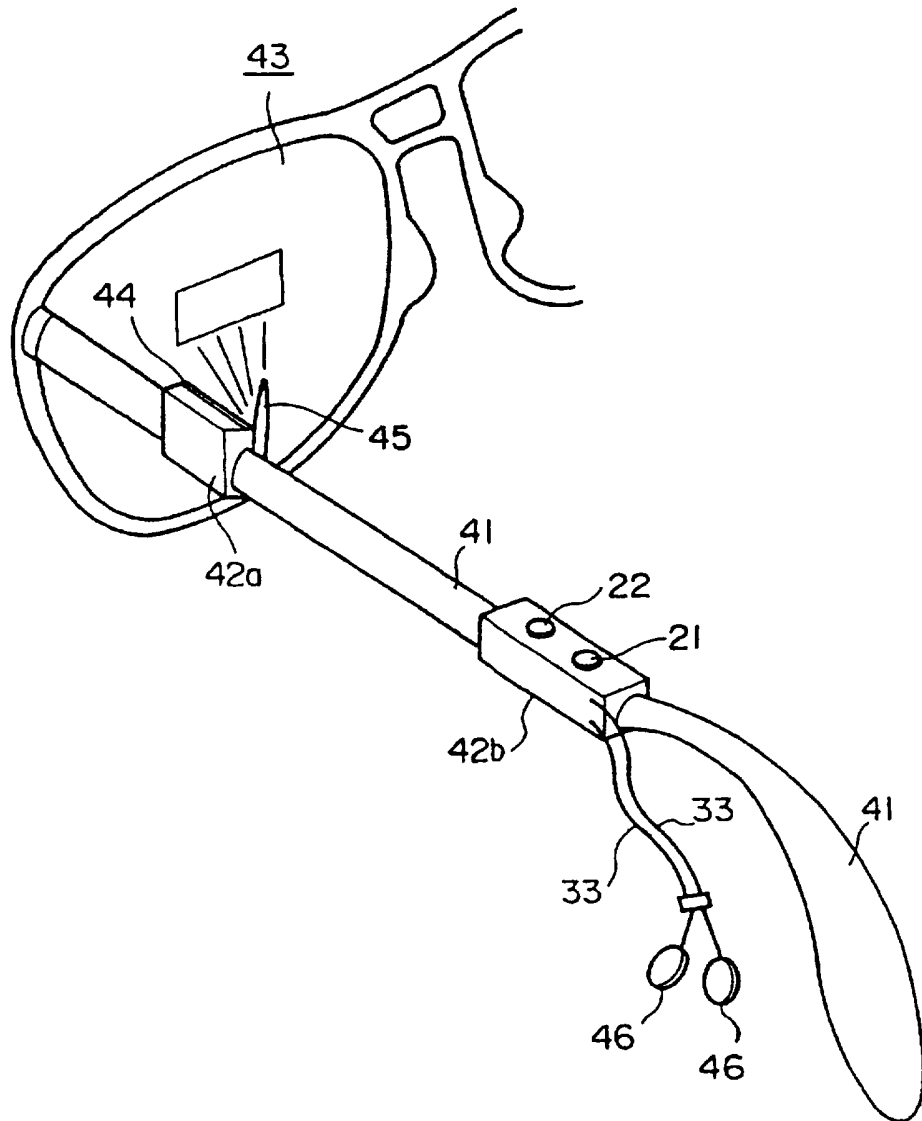


図 44

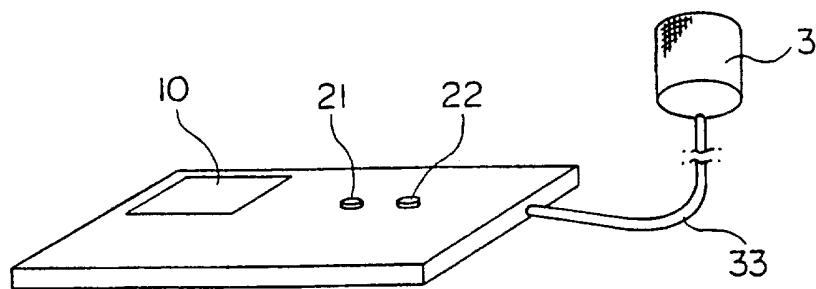
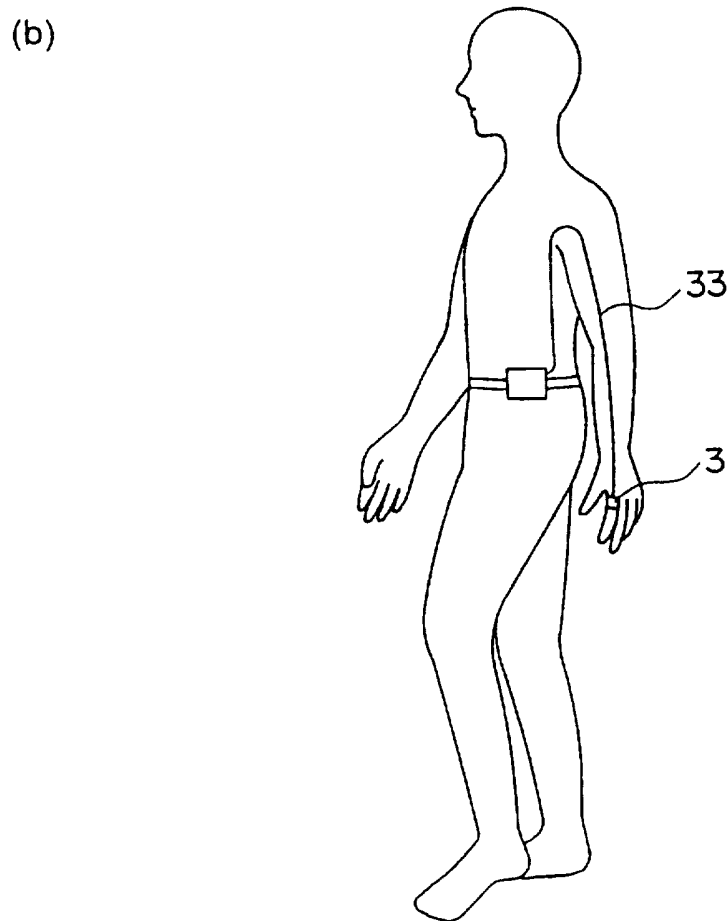
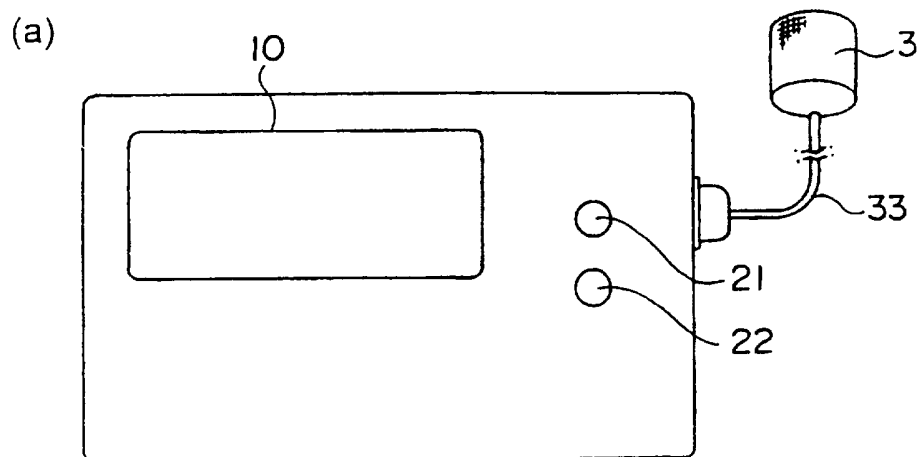


図 45





A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int. Cl. A61M21/00		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int. Cl. A61M21/00		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1926-1997年 日本国公開実用新案公報 1971-1997年 日本国登録実用新案公報 1994-1997年		
国際調査で利用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
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	関連する 請求の範囲の番号
A	J P, 5-293173, A, (オンキョー株式会社) 9. 11月. 1993 (09. 11. 93) (ファミリーなし)	1-25
A	J P, 5-103837, A, (日本電気株式会社) 27. 4月. 1993 (27. 04. 93) (ファミリーなし)	1-25
A	J P, 4-348761, A, (松下電工株式会社) 3. 12月. 1992 (03. 12. 92) (ファミリーなし)	1-25
A	J P, 4-307071, A, (三洋電機株式会社) 29. 10月. 1992 (29. 10. 92) (ファミリーなし)	1-25
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列举されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。
* 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		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日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文献
国際調査を完了した日 27. 08. 97	国際調査報告の発送日 09.09.97	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 稲積 義登	4 C 7507
	電話番号 03-3581-1101 内線 3453	

C (続き). 関連すると認められる文献		
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	関連する 請求の範囲の番号
A	JP, 4-200440, A, (カシオ計算機株式会社) 21. 7月. 1992 (21. 07. 92) (ファミリーなし)	1-25
A	JP, 63-99877, A, (松下電工株式会社) 2. 5月. 1988 (02. 05. 88) (ファミリーなし)	1-25
A	JP, 59-146639, A, (松下電工株式会社) 22. 8月. 1984 (22. 08. 84) (ファミリーなし)	1-25

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP97/02278

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int. C1 <sup>6</sup> A61M21/00 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int. C1 <sup>6</sup> A61M21/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1926 - 1997 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971 - 1997 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994 - 1997		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP, 5-293173, A (Onkyo Corp.), November 9, 1993 (09. 11. 93) (Family: none)	1 - 25
A	JP, 5-103837, A (NEC Corp.), April 27, 1993 (27. 04. 93) (Family: none)	1 - 25
A	JP, 4-348761, A (Matsushita Electric Works, Ltd.), December 3, 1992 (03. 12. 92) (Family: none)	1 - 25
A	JP, 4-307071, A (Sanyo Electric Corp.), October 29, 1992 (29. 10. 92) (Family: none)	1 - 25
A	JP, 4-200440, A (Casio Computer Co., Ltd.), July 21, 1992 (21. 07. 92) (Family: none)	1 - 25
A	JP, 63-99877, A (Matsushita Electric Works, Ltd.), May 2, 1988 (02. 05. 88) (Family: none)	1 - 25
A	J, 59-146639, A (Matsushita Electric Works,	1 - 25
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "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 when the document is taken alone "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		
Date of the actual completion of the international search August 27, 1997 (27. 08. 97)	Date of mailing of the international search report September 9, 1997 (09. 09. 97)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer  Telephone No.	

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP97/02278

**C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
	Ltd.), August 22, 1984 (22. 08. 84) (Family: none)	