

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3858379号  
(P3858379)

(45) 発行日 平成18年12月13日(2006.12.13)

(24) 登録日 平成18年9月29日(2006.9.29)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 5/0245 (2006.01)** A 6 1 B 5/02 3 1 O Z  
**A 6 1 B 5/0205 (2006.01)** A 6 1 B 5/02 C

請求項の数 21 (全 38 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平9-275500                  (22) 出願日 平成9年10月8日(1997.10.8)                  (65) 公開番号 特開平11-113862                  (43) 公開日 平成11年4月27日(1999.4.27)                  審査請求日 平成15年6月24日(2003.6.24)</p>	<p>(73) 特許権者 000002369                  セイコーエプソン株式会社                  東京都新宿区西新宿2丁目4番1号                  (74) 代理人 100098084                  弁理士 川▲崎▼ 研二                  (74) 代理人 100104798                  弁理士 山下 智典                  (72) 発明者 天野 和彦                  長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内                  (72) 発明者 上馬場 和夫                  神奈川県横浜市青葉区荏田北3-19-3                  (72) 発明者 石山 仁                  茨城県取手市取手3-3-18</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心拍出量検出装置および心機能診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、  
 前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、  
 前記体動波形に基づいて前記脈波波形中の体動成分を生成し、前記脈波波形から前記体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段と、  
 前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、  
 前記体動除去脈波波形に基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、  
 前記心臓の駆出期間と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段とを備えたことを特徴とする心拍出量検出装置。

10

【請求項2】

生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、  
 前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、  
 前記体動波形に基づいて前記脈波波形中の体動成分を生成し、前記脈波波形から前記体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段と、  
 前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、  
 前記体動除去脈波波形に基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、  
 前記心臓の駆出期間における前記体動除去脈波波形と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段とを備えたことを特徴とする心拍出量検出装置。

20

**【請求項 3】**

前記体動検出手段によって検出された体動波形に基づいて、前記生体の体動の有無を判定する判定手段を備え、

前記体動除去手段は、前記判定手段の判定結果が体動無しを示す場合には、体動除去動作を停止し、前記体動除去脈波波形の替わりに、前記脈波波形を出力することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の心拍出量検出装置。

**【請求項 4】**

前記心拍数検出手段は、前記心臓の心電波形または前記体動除去脈波波形の周期性に基づいて前記心拍数を求めることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の心拍出量検出装置。

10

**【請求項 5】**

前記心拍数検出手段は、前記心臓の心電波形または前記体動除去脈波波形に周波数解析を施し、当該解析結果に基づいて前記心拍数を求めることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の心拍出量検出装置。

**【請求項 6】**

前記駆出期間検出手段は、前記体動除去脈波波形の各ピークを検出し、最大ピークから第 1 番目または第 2 番目に現れる負のピークと最小ピークを特定することによって前記駆出期間を検出することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか 1 項に記載の心拍出量検出装置。

**【請求項 7】**

生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、  
前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、  
前記体動波形に基づいて前記脈波波形中の体動成分を生成し、前記脈波波形から前記体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段と、  
前記体動除去脈波波形にウェーブレット変換を施して、周波数領域毎に体動を除去した体動除去脈波解析データを生成するウェーブレット変換手段と、  
前記体動除去脈波解析データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、  
前記体動除去脈波解析データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、

20

前記心臓の駆出期間における前記体動除去脈波波形と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段と

30

を備えたことを特徴とする心拍出量検出装置。

**【請求項 8】**

生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、  
前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、  
前記体動波形に基づいて前記脈波波形中の体動成分を生成し、前記脈波波形から前記体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する第 1 の体動除去手段と、  
前記体動除去脈波波形にウェーブレット変換を施して、周波数領域毎に体動を除去した体動除去脈波解析データを生成する第 2 の体動除去手段と、  
対応する各周波数に基づいて、体動除去脈波解析データに周波数当たりのパワーを正規化するように補正を施して補正脈波データを生成する周波数補正手段と、  
前記補正脈波データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、  
前記補正脈波データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、  
前記心臓の駆出期間における前記体動除去脈波波形と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段と

40

を備えたことを特徴とする心拍出量検出装置。

**【請求項 9】**

生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、  
前記脈波波形にウェーブレット変換を施して周波数領域毎に脈波解析データを生成する第 1 のウェーブレット変換手段と、

50

前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、  
 前記体動波形にウェーブレット変換を施して周波数領域毎に体動解析データを生成する第2のウェーブレット変換手段と、  
 前記脈波解析データから前記体動解析データを減算して、体動を除去した体動除去脈波解析データを生成する体動除去手段と、  
 前記体動除去脈波解析データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、  
 前記体動除去脈波解析データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、  
 前記心臓の駆出期間における各周波数領域の前記体動除去脈波解析データを加算した結果と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段と  
 を備えたことを特徴とする心拍出量検出装置。

10

【請求項10】

生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、  
 前記脈波波形にウェーブレット変換を施して周波数領域毎に脈波解析データを生成する第1のウェーブレット変換手段と、  
 対応する各周波数に基づいて、脈波解析データに周波数当たりのパワーを正規化するように補正を施して補正脈波解析データを生成する第1の周波数補正手段と、  
 前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、  
 前記体動波形にウェーブレット変換を施して周波数領域毎に体動解析データを生成する第2のウェーブレット変換手段と、  
 対応する各周波数に基づいて、体動解析データに周波数当たりのパワーを正規化するように補正を施して補正体動解析データを生成する第2の周波数補正手段と、  
 前記補正脈波解析データから前記補正体動解析データを減算して、体動を除去した体動除去脈波解析データを生成する体動除去手段と、  
 前記体動除去脈波解析データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、  
 前記体動除去脈波解析データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、  
 前記心臓の駆出期間における各周波数領域の前記体動除去脈波解析データを加算した結果と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段と  
 を備えたことを特徴とする心拍出量検出装置。

20

30

【請求項11】

前記第1のウェーブレット変換手段と前記第2のウェーブレット変換手段は、同期してウェーブレット変換を行うことを特徴とする請求項9または10に記載の心拍出量検出装置。

【請求項12】

生体の検出部位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って検出された前記脈波波形にウェーブレット変換を施して、周波数領域毎に脈波解析データを生成するウェーブレット変換手段と、  
 前記脈波解析データのうち、予め定められた体動に対応する周波数成分を除去して、体動除去脈波解析データを生成する体動除去手段と、  
 前記体動除去脈波解析データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、  
 前記体動除去脈波解析データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、  
 前記心臓の駆出期間における各周波数領域の前記体動除去脈波解析データを加算した結果と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段と  
 を備えたことを特徴とする心拍出量検出装置。

40

【請求項13】

生体の検出部位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って検出された前記脈波波形にウェーブレット変換を施して、周波数領域毎に脈波解析データを生成するウェーブレット変換手段と、

50

前記脈波解析データのうち、予め定められた体動に対応する周波数成分を除去して、体動除去脈波解析データを生成する体動除去手段と、

対応する各周波数に基づいて、体動除去脈波解析データに周波数当たりのパワーを正規化するように補正を施して補正脈波解析データを生成する周波数補正手段と、

前記補正脈波解析データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、

前記補正脈波解析データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、

前記心臓の駆出期間における各周波数領域の前記補正脈波解析データを加算した結果と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段と

を備えたことを特徴とする心拍出量検出装置。

【請求項 14】

10

生体の検出部位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って検出された前記脈波波形にウエーブレット変換を施して、周波数領域毎に脈波解析データを生成するウエーブレット変換手段と、

前記脈波解析データのうち、予め定められた体動に対応する周波数成分を除去して、体動除去脈波解析データを生成する体動除去手段と、

前記体動除去脈波解析データに逆ウエーブレット変換を施して体動除去脈波波形を生成する逆ウエーブレット変換手段と、

前記体動除去脈波波形に基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、

前記体動除去脈波波形に基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、

前記心臓の駆出期間における前記体動除去脈波波形と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段と

20

を備えたことを特徴とする心拍出量検出装置。

【請求項 15】

前記心拍出量算出手段は、前記心臓の駆出期間における体動除去脈波波形を積分することによって当該期間に対応する前記体動除去脈波波形の面積を演算し、当該面積に基づいて前記心拍出量を演算することを特徴とする請求項 1 乃至 8 または 14 のうちいずれか 1 項に記載の心拍出量検出装置。

【請求項 16】

前記心拍出量算出手段は、前記心臓の駆出期間における体動除去脈波波形の各ピーク値に基づいて当該期間に対応する前記体動除去脈波波形の面積を演算し、当該面積に基づいて前記心拍出量を演算することを特徴とする請求項 1 乃至 8 または 14 のうちいずれか 1 項に記載の心拍出量検出装置。

30

【請求項 17】

基準装置によって測定された基準心拍出量と前記心拍出量算出手段によって測定された前記心拍出量との比を補正係数として記憶する記憶手段と、

当該記憶手段から読み出した前記補正係数と前記心拍出量算出手段によって算出された前記心拍出量とを乗算し、この乗算結果を心拍出量として出力する乗算手段と

を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 16 のうちいずれか 1 項に記載の心拍出量検出装置。

【請求項 18】

40

請求項 1 乃至 16 のうちいずれか 1 項に記載した心拍出量検出装置を備えた心機能診断装置であって、

前記心拍出量検出装置によって検出された心拍出量を告知する告知手段を備えたことを特徴とする心機能診断装置。

【請求項 19】

請求項 1 乃至 16 のうちいずれか 1 項に記載した心拍出量検出装置を備えた心機能診断装置であって、

前記心拍出量検出装置によって検出された心拍出量を各閾値と比較して、評価指標を生成する評価手段と、

前記評価手段によって生成された評価指標を告知する告知手段と

50

を備えたことを特徴とする心機能診断装置。

【請求項 20】

前記評価手段は、前記心拍数検出手段によって検出された心拍数に応じて前記各閾値を変更する変更部を備えたことを特徴とする請求項 19 に記載の心機能診断装置。

【請求項 21】

前記評価手段は、

被験者の体表面積を算出するためのパラメータを入力する入力部と、  
入力された前記パラメータに基づいて体表面積を演算する演算部と、  
演算された前記体表面積に基づいて前記各閾値を変更する変更部と  
を備えることを特徴とする請求項 19 に記載の心機能診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は心拍出量を日常生活や運動中に連続して検出するの好適な心拍出量検出装置とこれを用いた心機能診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

心臓は、主として心筋組織からなる筋肉性の器官であって、一定のリズムで収縮して血液を大動脈に送り出す。心臓は上部の心房と下部の心室にわかれ、心房と心室は心房中隔および心室中隔によって、左右にわかれている。心房も心室も規則正しく収縮・拡張を繰り返しているが、その時期は少しずれている。心房が収縮するときには、心室が拡張し、心房の血液が房室弁を押し開いて心室に流れ込む。この時、動脈弁は閉じており大動脈の血液が心室に流れ込むのを防ぐ。

20

【0003】

逆に、心房が拡張して静脈から血液を吸い込んでいるときには心室は収縮して、血液を大動脈に送り出す。この時、房室弁は心室側から押し上げられるが、房室弁と心室壁との間に形成される腱索が張った状態になり、弁が反転しないようになっている。心室が収縮すると、動脈弁は動脈壁に押しつけられて血液を通す。この時、大動脈は拡張して、心室から押し出されてきた血液の一部を蓄える。

【0004】

次に、心室が拡張している間、大動脈は次第に収縮して、蓄えていた血液を末梢に向かって送り出す。このため、心室から血液が送り出されていない間も、大動脈には常に血液が流れる。

30

【0005】

このようにして心臓は、血液を大動脈に送り出すが、その一回の収縮によって送り出される血液量は一回拍出量  $SV$  と呼ばれる。その単位はリットルである。また、一回拍出量  $SV$  と心拍数  $HR$  (回/分) の積は、心拍出量  $CO$  と呼ばれる。心拍出量  $CO$  は、心臓から送り出される 1 分間当たりの血液量を示しており、その単位はリットル/分である。

【0006】

心臓に疾患があると、心筋組織の機能が低下して血液を大量に送り出すことができなくなるので、心拍出量  $CO$  が低下する。一方、運動選手のようにトレーニングを積んでいる者は、運動強度が大きくなると心拍出量  $CO$  が増大する。このように心拍出量  $CO$  は、心機能の良否を反映するから、心機能を評価する際に指標として用いられることが多い。

40

【0007】

心拍出量  $CO$  を計測するにあたっては、まず、一回拍出量  $SV$  を計測する必要がある。これを直接計測する手法としては、心臓カテーテルによって、心臓の内圧を測定し、その測定結果から一回拍出量  $SV$  を算出するものがある。

【0008】

また、他の方法としては、上腕部にカフ帯を装着して、動脈の血圧を測定し、その脈波波形から一回拍出量  $SV$  を算出する収縮期面積法がある。図 32 は、一般的な脈波波形を示

50

したものである。脈波波形は、心臓の収縮・拡張によって生じる血液流の脈動を末梢部で測定したものであるから、その波形形状には、心臓の動きが反映されている。図中のEDは駆出期間と呼ばれ、1回の心拍中に心臓から血液が流れ出る時間に対応する。収縮期面積法にあっては、駆出期間EDとこの期間に対応する脈波波形の血压値を積分して面積Sを算出し、これに係数 $K_{sv}$ を乗じることによって、一回拍出量SVを算出する。この場合、心拍出量COは以下の式で算出される。

$$CO = S * K_{sv} * HR$$

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、心拍出量COは、上述したように心機能の評価指標として用いられるから、ランニング等の運動中に心拍出量COを知ることができれば、科学的なトレーニングを行うことが可能となる。また、心臓病を患っている患者は、日常の労作中に心機能が低下して、危険な状態に陥る場合もある。このような場合には、心拍出量COが減少するため、心拍出量COを労作中に知ることができれば患者の健康管理に役立てることができる。

10

【0010】

しかしながら、心臓カテーテルによって心臓の内圧を測定する方法にあっては、被験者が安静な状態にあることが前提であり、運動中や日常生活において連続的に心拍出量COを計測することはできない。

【0011】

また、カフ帯を用いる場合には、上腕部を大掛かり覆う必要があり、被験者に負担を強いることになる。さらに、運動中や日常生活において、被験者が腕を動かすと、その体動によって血液流が影響を受け、脈波波形に体動成分が重畳してしまう。このため、運動中や日常生活において連続的に心拍出量COを計測することができない。

20

【0012】

本発明は、かかる事情に鑑みてなされたものであり、運動中や日常生活において連続的に心拍出量COを検出する心拍出量検出装置を提供することを目的とする。また、他の目的は、心拍出量検出装置によって得られた心拍出量COに基づいて、心機能の評価する心機能診断装置を提供することにある。

【0013】

【課題を解決するための手段】

30

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明にあっては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、前記体動波形に基づいて前記脈波波形中の体動成分を生成し、前記脈波波形から前記体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段と、前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記体動除去脈波波形に基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、前記心臓の駆出期間と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段とを備えたことを特徴とする。

【0014】

また、請求項2に記載の発明にあっては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、前記体動波形に基づいて前記脈波波形中の体動成分を生成し、前記脈波波形から前記体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段と、前記生体の心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記体動除去脈波波形に基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、前記心臓の駆出期間における前記体動除去脈波波形と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段とを備えたことを特徴とする。

40

【0015】

また、請求項3に記載の発明にあっては、前記体動検出手段によって検出された体動波形に基づいて、前記生体の体動の有無を判定する判定手段を備え、前記体動除去手段は、前記判定手段の判定結果が体動無しを示す場合には、体動除去動作を停止し、前記体動除去脈波波形の代わりに、前記脈波波形を出力することを特徴とする。

50

## 【0016】

また、請求項4に記載の発明にあつては、前記心拍数検出手段は、前記心臓の心電波形または前記体動除去脈波波形の周期性に基づいて前記心拍数を求めることを特徴とする。

## 【0017】

また、請求項5に記載の発明にあつては、前記心拍数検出手段は、前記心臓の心電波形または前記体動除去脈波波形に周波数解析を施し、当該解析結果に基づいて前記心拍数を求めることを特徴とする。

## 【0018】

また、請求項6に記載の発明にあつては、前記駆出期間検出手段は、前記体動除去脈波波形の各ピークを検出し、最大ピークから第1番目または第2番目に現れる負のピークと最小ピークを特定することによって前記駆出期間を検出することを特徴とする。

10

## 【0019】

また、請求項7に記載の発明にあつては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、前記体動波形に基づいて前記脈波波形中の体動成分を生成し、前記脈波波形から前記体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段と、前記体動除去脈波波形にウェーブレット変換を施して、各周波数領域毎に体動を除去した体動除去脈波解析データを生成するウェーブレット変換手段と、前記体動除去脈波解析データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記体動除去脈波解析データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、前記心臓の駆出期間における前記体動除去脈波波形と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段とを備えたことを特徴とする。

20

## 【0020】

また、請求項8に記載の発明にあつては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、前記体動波形に基づいて前記脈波波形中の体動成分を生成し、前記脈波波形から前記体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する第1の体動除去手段と、前記体動除去脈波波形にウェーブレット変換を施して、周波数領域毎に体動を除去した体動除去脈波解析データを生成する第2の体動除去手段と、対応する各周波数に基づいて、体動除去脈波解析データに周波数当たりのパワーを正規化するように補正を施して補正脈波データを生成する周波数補正手段と、前記補正脈波データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記補正脈波データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、前記心臓の駆出期間における前記体動除去脈波波形と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段とを備えたことを特徴とする。

30

## 【0021】

また、請求項9に記載の発明にあつては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記脈波波形にウェーブレット変換を施して各周波数領域毎に脈波解析データを生成する第1のウェーブレット変換手段と、前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、前記体動波形にウェーブレット変換を施して各周波数領域毎に体動解析データを生成する第2のウェーブレット変換手段と、前記脈波解析データから前記体動解析データを減算して、体動を除去した体動除去脈波解析データを生成する体動除去手段と、前記体動除去脈波解析データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記体動除去脈波解析データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、前記心臓の駆出期間における各周波数領域の前記体動除去脈波解析データを加算した結果と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段とを備えたことを特徴とする。

40

## 【0022】

また、請求項10に記載の発明にあつては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記脈波波形にウェーブレット変換を施して各周波数領域毎に脈波解析データを生成する第1のウェーブレット変換手段と、対応する各周波数に基づいて、脈波解析データに周波数当たりのパワーを正規化するように補正を施して補正脈波解析データを生

50

成する第1の周波数補正手段と、前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、前記体動波形にウェーブレット変換を施して各周波数領域毎に体動解析データを生成する第2のウェーブレット変換手段と、対応する各周波数に基づいて、体動解析データに周波数当たりのパワーを正規化するように補正を施して補正体動解析データを生成する第2の周波数補正手段と、前記補正脈波解析データから前記補正体動解析データを減算して、体動を除去した体動除去脈波解析データを生成する体動除去手段と、前記体動除去脈波解析データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記体動除去脈波解析データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、前記心臓の駆出期間における各周波数領域の前記体動除去脈波解析データを加算した結果と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段とを備えたことを特徴とする。

10

## 【0023】

また、請求項11に記載の発明にあつては、前記第1のウェーブレット変換手段と前記第2のウェーブレット変換手段は、同期してウェーブレット変換を行うことを特徴とする。

## 【0024】

また、請求項12に記載の発明にあつては、生体の検出部位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って検出された前記脈波波形にウェーブレット変換を施して、各周波数領域毎に脈波解析データを生成するウェーブレット変換手段と、前記脈波解析データのうち、予め定められた体動に対応する周波数成分を除去して、体動除去脈波解析データを生成する体動除去手段と、前記体動除去脈波解析データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記体動除去脈波解析データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、前記心臓の駆出期間における各周波数領域の前記体動除去脈波解析データを加算した結果と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段とを備えたことを特徴とする。

20

## 【0025】

また、請求項13に記載の発明にあつては、生体の検出部位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って検出された前記脈波波形にウェーブレット変換を施して、各周波数領域毎に脈波解析データを生成するウェーブレット変換手段と、前記脈波解析データのうち、予め定められた体動に対応する周波数成分を除去して、体動除去脈波解析データを生成する体動除去手段と、対応する各周波数に基づいて、体動除去脈波解析データに周波数当たりのパワーを正規化するように補正を施して補正脈波解析データを生成する周波数補正手段と、前記補正脈波解析データに基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記補正脈波解析データに基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、前記心臓の駆出期間における各周波数領域の前記補正脈波解析データを加算した結果と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段とを備えたことを特徴とする。

30

## 【0026】

また、請求項14に記載の発明にあつては、生体の検出部位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って検出された前記脈波波形にウェーブレット変換を施して、各周波数領域毎に脈波解析データを生成するウェーブレット変換手段と、前記脈波解析データのうち、予め定められた体動に対応する周波数成分を除去して、体動除去脈波解析データを生成する体動除去手段と、前記体動除去脈波解析データに逆ウェーブレット変換を施して体動除去脈波波形を生成する逆ウェーブレット変換手段と、前記体動除去脈波波形に基づいて、心拍数を検出する心拍数検出手段と、前記体動除去脈波波形に基づいて、心臓の駆出期間を検出する駆出期間検出手段と、前記心臓の駆出期間における前記体動除去脈波波形と前記心拍数に基づいて、心拍出量を算出する心拍出量算出手段とを備えたことを特徴とする。

40

## 【0027】

また、請求項15に記載の発明にあつては、前記心拍出量算出手段は、前記心臓の駆出期間における体動除去脈波波形を積分することによって当該期間に対応する前記体動除去脈波波形の面積を演算し、当該面積に基づいて前記心拍出量を演算することを特徴とする。

50

## 【 0 0 2 8 】

また、請求項 1 6 に記載の発明にあっては、前記心拍出量算出手段は、前記心臓の駆出期間における体動除去脈波波形の各ピーク値に基づいて当該期間に対応する前記体動除去脈波波形の面積を演算し、当該面積に基づいて前記心拍出量を演算することを特徴とする。

## 【 0 0 3 1 】

また、請求項 1 7 に記載の発明にあっては、基準装置によって測定された基準心拍出量と前記心拍出量算出手段によって測定された前記心拍出量との比を補正係数として記憶する記憶手段と、当該記憶手段から読み出した前記補正係数と前記心拍出量算出手段によって算出された前記心拍出量とを乗算し、この乗算結果を心拍出量として出力する乗算手段とを更に備えたことを特徴とする。

10

## 【 0 0 3 2 】

また、請求項 1 8 に記載の発明にあっては、前記心拍出量検出装置を備えた心機能診断装置であって、前記心拍出量検出装置によって検出された心拍出量を告知する告知手段を更に備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 3 3 】

また、請求項 1 9 に記載の発明にあっては、前記心拍出量検出装置を備えた心機能診断装置であって、前記心拍出量検出装置によって検出された心拍出量を各閾値と比較して、評価指標を生成する評価手段と、前記評価手段によって生成された評価指標を告知する告知手段とを更に備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 3 4 】

また、請求項 2 0 に記載の発明にあっては、前記評価手段は、前記心拍数検出手段によって検出された心拍数に応じて前記各閾値を変更する変更部を更に備えたことを特徴とする。

20

## 【 0 0 3 5 】

また、請求項 2 1 に記載の発明にあっては、前記評価手段は、被験者の体表面積を算出するためのパラメータを入力する入力部と、入力された前記パラメータに基づいて体表面積を演算する演算部と、演算された前記体表面積に基づいて前記各閾値を変更する変更部とを更に備えることを特徴とする。

## 【 0 0 3 6 】

## 【 発明の実施の形態 】

## A . 機能構成

まず、本発明の一実施形態に係わる心機能診断装置の機能を図面を参照しつつ説明する。図 1 は本実施形態に係わる心機能診断装置の機能ブロック図である。図において、f 1 は脈波検出手段であって、脈波波形を検出する。脈波波形は、例えば、指尖部や指の根本等の末梢部の血液流を光学式センサで検出することによって得られる。f 2 は体動検出手段であって、体動を検出して体動波形を出力する。これにより、人が動いたことが検知される。

30

## 【 0 0 3 7 】

次に、f 3 は体動除去手段であって、体動波形に基づいて脈波波形中の体動成分を生成し、脈波波形から前記体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する。これにより、運動中であっても、体動の影響を受けない脈波波形を生成することが可能となる。

40

## 【 0 0 3 8 】

次に、f 4 は心拍数検出手段であって、体動除去脈波波形に基づいて心拍数を検出する。また、f 5 は駆出期間検出手段であって、体動除去脈波波形に基づいて、心臓の駆出期間を検出する。駆出期間とは、心臓が 1 回の収縮で血液を大動脈に送り出している期間をいう。ここで、駆出期間についてより詳細に説明する。

## 【 0 0 3 9 】

図 2 は心臓の周期を示したものである。図において、S W は心電波形であり、M H 1 は心臓から流出する直後の大動脈血圧波形、M H 2 は末梢部（橈骨動脈）の一般的な脈波波形である。この図において、血液の流動に伴う時間遅れは無視してある。駆出期間 E D は、

50

厳密な意味においては、大動脈血圧波形MH1における大動脈弁開放時刻 $t_1$ と大動脈弁閉鎖時刻 $t_2$ の時間間隔となり、安静時において、280ms程度である。大動脈弁の閉鎖は心室の収縮によって起こるので、この時間間隔は、心室収縮期の時間(Sysolic Time)とほぼ一致する。ところで、末梢部の脈波波形MH2におけるノッチN2は、ディクロータイプノッチN2と呼ばれ、大動脈弁閉鎖によって生じるものである。このため、脈波波形MH2における最小ピークP0からピークP4までの時間間隔は、駆出期間EDに相当する。

#### 【0040】

また、脈波波形には個人差があり、また同一個人においても波形形状が体調等によって変化することが知られている。このため、末梢部の脈波波形MH2は、MH3に示すようにピークP1とピークP3が重なり、ノッチN1が生じない場合がある。この場合にも駆出期間EDは、最小ピークP0からピークP4までの時間間隔となる。

10

#### 【0041】

ところで、脈波波形MH2における最小ピークP0からノッチN1のピークP2までの期間は、見積りの収縮時間(Estimated Sysolic Time)と呼ばれ、この時間間隔を駆出期間EDと考える学説もある。いずれにしても、これらの期間が、心臓の収縮期間を代表する値であることについては、見解の相違はない。

#### 【0042】

これらのことから、この明細書で用いる駆出期間EDは、厳密な意味での駆出時間(Ejection Duration)のみならず、心室収縮期の時間(Sysolic Time)および見積りの収縮時間(Estimated Sysolic Time)を含むものとして、以下の説明を進める。具体的には、駆出期間EDは、最小ピークから、最大ピークP1の後に発生する第1番目または第2番目に生じる負のピークP2, P4までの期間として把握される。

20

#### 【0043】

次に、f6は、心拍出量検出手段であって、心拍手量COを検出する。例えば、駆出期間中の体動除去脈波波形に基づいて1回拍出量SVを算出し、この1回拍出量SVと心拍数を乗算することにより、心拍出量COを検出している。

#### 【0044】

次に、f7は評価手段であって、心拍出量に基づいて、心機能の状態を評価する。すなわち、心機能の評価は、心臓から送り出される1分間当たりの血液量によって評価される。また、f8は告知手段であって、評価結果を告知する。これにより、被験者や第三者である医師は、被験者の心機能を知ることができる。

30

#### 【0045】

次に、f9は判定手段であって、体動波形のレベル変化に基づいて、体動の有無を判定し、体動が無い場合には、体動除去手段f3の動作を停止させるように制御する。これにより、体動除去処理に伴う演算を低減することができる。

#### 【0046】

B. 第1実施形態

1. 第1実施形態の構成

本発明の一実施形態に係わる心機能診断装置の構成を図面を参照しつつ説明する。

40

1-1: 第1実施形態の外観構成

図3は第1実施形態に係わる心機能診断装置の外観構成を示す斜視図である。図3において、本例の心機能診断装置1は、腕時計構造を有する装置本体110と、この装置本体110に接続されるケーブル120と、このケーブル120の先端側に設けられた脈波検出用センサユニット130とから大略構成されている。ケーブル120の先端側にはコネクタピース80が構成されており、このコネクタピース80は、装置本体10の6時の側に構成されているコネクタ部70に対して着脱自在である。装置本体10には、腕時計における12時方向から腕に巻きついてその6時方向で固定されるリストバンド60が設けられ、このリストバンド60によって、装置本体110は、腕に着脱自在である。脈波検出用センサユニット130は、センサ固定用バンド140によって遮光されながら人差し指

50

の根本に装着される。このように、脈波検出用センサユニット130を指の根本に装着すると、ケーブル120が短くて済むので、ケーブル120は、ランニング中に邪魔にならない。また、掌から指先までの体温の分布を計測すると、寒いときには、指先の温度が著しく低下するのに対し、指の根本の温度は比較的低下しない。従って、指の根本に脈波検出用センサユニット130を装着すれば、寒い日に屋外でランニングしたときでも、脈拍数などを正確に計測できる。

#### 【0047】

また、装置本体110は、樹脂製の時計ケース200（本体ケース）を備えており、この時計ケース200の表面側には、現在時刻や日付に加えて、走行時や歩行時のピッチ、および脈拍数などの脈波情報などを表示するELバックライト付きの液晶表示装置210が構成されている。また、液晶表示装置210には心拍出量COや一回拍出量SVに代表される心機能の状態が表示されるようになっている。液晶表示装置210には、セグメント表示領域の他、ドット表示領域が構成されており、ドット表示領域では、各種の情報をグラフィック表示可能である。

10

#### 【0048】

また、時計ケース200の内部には、加速度センサが130'が組み込まれており、これによって、ランニング中の腕の振りや、体の上下動によって生じる体動が検出される。また、その内部には、脈波検出用センサユニット130が計測した脈波波形MHに基づいて心拍出量COや一回拍出量SVの変化などを求めるとともに、それを液晶表示装置210に表示するために、各種の制御やデータ処理を行うマイクロコンピュータなどからなる制御部が構成されている。制御部には計時回路も構成されており、通常時刻、ラップタイム、スプリットタイムなども液晶表示装置210に表示できるようになっている。また、時計ケース200の外周部には、時刻合わせや表示モードの切替などの外部操作を行うためのボタンスイッチ111～115が構成されている。

20

#### 【0049】

次に、脈波検出用センサユニット130は、図4に示すようにLED32、フォトリランジスタ33などから構成される。スイッチSWがon状態となり、電源電圧が印加されると、LED32から光が照射され、血管や組織によって反射された後に、フォトリランジスタ33によって受光され、脈波信号Mが検出される。ここで、LEDの発光波長は、血液中のヘモグロビンの吸収波長ピーク付近に選ばれる。このため、受光レベルは血流量に応じて変化する。したがって、受光レベルを検出することによって、脈波波形を検出できる。

30

また、LED32としては、InGaP系（インジウム - ガリウム - 窒素系）の青色LEDが好適である。青色LEDの発光スペクトルは、例えば450nmに発光ピークを有し、その発光波長域は、350nmから600nmまでの範囲にある。この場合には、かかる発光特性を有するLEDに対応させてフォトリランジスタ33として、GaAsP系（ガリウム - 砒素 - リン系）のフォトリランジスタを用いればよい。このフォトリランジスタ33の受光波長領域は、例えば、主要感度領域が300nmから600nmまでの範囲にあって、300nm以下にも感度領域がある。このような青色LEDとフォトリランジスタ33とを組み合わせると、その重なり領域である300nmから600nmまでの波長領域において、脈波が検出される。この場合には、以下の利点がある。

40

#### 【0050】

まず、外光に含まれる光のうち、波長領域が700nm以下の光は、指の組織を透過しにくい傾向があるため、外光がセンサ固定用バンドで覆われていない指の部分に照射されても、指の組織を介してフォトリランジスタ33まで到達せず、検出に影響を与えない波長領域の光のみがフォトリランジスタ33に達する。一方、300nmより低波長領域の光は、皮膚表面でほとんど吸収されるので、受光波長領域を700nm以下としても、実質的な受光波長領域は、300nm～700nmとなる。したがって、指を大掛かりに覆わなくとも、外光の影響を抑圧することができる。また、血液中のヘモグロビンは、波長が300nmから700nmまでの光に対する吸光係数が大きく、波長が880nmの光に

50

対する吸光係数に比して数倍～約100倍以上大きい。したがって、この例のように、ヘモグロビンの吸光特性に合わせて、吸光特性が大きい波長領域(300nmから700nm)の光を検出光として用いると、その検出値は、血量変化に応じて感度よく変化するので、血量変化に基づく脈波波形MHのS/N比を高めることができる。

#### 【0051】

1-2: 第1実施形態の電氣的構成

次に、心機能診断装置の電氣的構成を図5を参照して説明する。図5は心機能診断装置の電氣的構成を示すブロック図である。

心機能診断装置1は、以下の部分から構成される。脈波検出用センサユニット130は脈波波形MHを検出し、体動除去部11に出力する。加速度センサ130'は、体動を加速度として検出して体動波形THを生成する。波形処理部10は、体動除去部11において体動成分を正確に除去するため、体動波形THに対して波形処理を施す。

10

#### 【0052】

ここで、脈波波形MH中の体動成分をMht、真の脈波成分(体動除去脈波波形)をMH'で表すこととすれば、 $MH = Mht + MH'$ となる。体動波形THは、腕の振りの加速度そのものとして検出されるが、血流は血管や組織の影響を受けるので、体動成分Mhtは体動波形THを鈍らせたものになる。このため、波形処理部10は、ローパスフィルタで構成されている。なお、ローパスフィルタの形式や定数は、実際に測定したデータから定められる。

#### 【0053】

次に、体動除去部11は、脈波波形MHから波形処理部10の出力波形Mhtを減算して、体動除去脈波波形MH'を生成する。体動除去脈波波形MH'は、図示せぬA/D変換器を介してデジタル信号に変換され、心拍数検出部12と駆出期間検出部13に供給される。

20

#### 【0054】

ところで、体動がないにも拘わらず、体動除去部11を動作させ体動除去を行うと、加速度センサ130'のノイズにより、体動除去部11の出力信号のS/N比が劣化してしまい、また、体動除去動作のために電力を消費してしまう。このため、本実施形態にあっては、判定部11'を設けている。判定部11'は、体動波形THに基づいて、体動の有無を判定し制御信号Cを生成する。具体的には、閾値と体動波形THを比較することによって、判定する。この閾値は、加速度センサ130'のノイズレベルを考慮して、体動の有無が判定できるように予め定められる。そして、制御信号Cが体動無しを示す場合には、波形処理部10と体動除去部11の動作が停止される。この場合には、脈波波形MHが体動除去部11から直接出力される。これにより、体動除去部11の出力信号のS/N比を改善することができ、また、装置の消費電力を低減することができる。

30

#### 【0055】

次に、心拍数検出部12と駆出期間検出部13は、体動除去脈波波形MH'に基づいて、心拍数HRと駆出期間EDを検出する。本実施形態にあっては、体動除去脈波波形MH'の振幅レベルを解析することによって、心拍数HRと駆出期間EDを求めている。心拍数検出部12と駆出期間検出部13は、体動除去脈波波形MH'の形状を特定する波形パラメータを抽出する。ここで、1拍分の体動除去脈波波形MH'が図6に示すごとき形状をしているとすれば、波形パラメータを以下のように定義する。なお、図6において縦軸は血圧であり、横軸は時間である。

40

1 1拍に対応した脈波が立ち上がってから(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 $t_0$ 。

2 脈波内に順次現れる極大点P1, 極小点P2, 極大点P3, 極小点P4および極大点P5の血圧値 $y_1 \sim y_5$ 。

3 脈波開始時刻以後、上記各点P1~P5が現れるまでの経過時間 $t_1 \sim t_5$ 。

#### 【0056】

心拍数検出部12と駆出期間検出部13は、波形パラメータを算出するために、上記極大

50

点或いは極小点について、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。なお、ピーク情報の詳細についてはその内容が脈象判定部の構成、動作に関連するため、回路の構成を説明した時点でピーク情報の詳細に言及する。

#### 【 0 0 5 7 】

図7は心拍数検出部12と駆出期間検出部13の構成を示すブロック図である。図において181はマイクロコンピュータであって、各構成部分を制御する。184はRAMによって構成される波形メモリであり、体動除去脈波波形MH'の波形値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。

10

#### 【 0 0 5 8 】

192はセレクトタであり、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。また、体動除去脈波波形MH'は、A/D変換器182とローパスフィルタ183を介して波形メモリ183に取り込まれる。

#### 【 0 0 5 9 】

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。

20

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6に例示する脈波の波形においてピーク点P0, 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。

#### 【 0 0 6 0 】

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。

30

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。

#### 【 0 0 6 1 】

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9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。

40

##### 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。

50

## 5 傾斜情報 S L P

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。

### 【0062】

次に、マイクロコンピュータ181の制御下における心拍数検出部12と駆出期間検出部13の動作を説明する。

### 【0063】

(a) 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 S T A R T 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 A D R 1 としてセレクタ192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 A D R 1 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8に例示する脈波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。

### 【0064】

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われる。

まず、体動除去脈波波形 M H ' の波形値 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 S L P 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 S L P 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 S L P として負の値が出力される。

### 【0065】

そして、例えば図8に示す極大点 P 1 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 A D R 1 , 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 A D R 2 (この場合、 A D R 2 = 0 ) および傾斜情報 S L P 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 A D R 2 が1になる。

### 【0066】

一方、マイクロコンピュータ181は、取り込んだ傾斜情報 S L P 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 P 1 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る。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 A D R 2 (この場合、 A D R 2 = 0 ) をそのまま書込アドレス A D R 3 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 A D R 1 , ピーク種別 B / T , 傾斜情報 S L P 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 S T R K の作成および書き込みは行わない。

### 【0067】

その後、図8に示す極小点 P 2 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 A D R 1 , 波形値

10

20

30

40

50

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われる。

そして所定のタイミングで、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。

#### 【0068】

##### (b) 脈波波形の分割処理

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により行われる。

まず、ピーク情報メモリ205から各ピーク点P0, 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うべき1拍分の脈波の立ち上がり部(例えば図27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。

このようにして一拍分の波形が特定されると、図6に示す時間 $t_6$ が算出される。

#### 【0069】

##### (c) 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 血压値 $y_1 \sim y_5$

ピーク点P6 ~ P11に対応する波形値をそれぞれ $y_0 \sim y_5$ 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。

そして、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。

#### 【0070】

##### (d) 波形パラメータに基づく拍数の算出

時間 $t_6$ は一拍分の時間である。マイクロコンピュータ181は、時間 $t_6$ に基づいて $60/t_6$ を算出し、心拍数HRを求める。

#### 【0071】

10

20

30

40

50

(e) 波形パラメータに基づく駆出期間の算出

マイクロコンピュータ 181 は、その内部のバッファメモリにアクセスし、波形パラメータに基づいて 1 心拍中の最小ピーク  $P_{min}$  と最大ピーク  $P_{max}$  を特定する。例えば、図 6 に示す波形にあっては、 $P_0$  が最小ピーク  $P_{min}$  として  $P_1$  が最大ピーク  $P_{max}$  として特定される。

次に、最大ピーク  $P_{max}$  の後、第 1 番目または第 2 番目に現れる負のピーク（ノッチ）を特定する。この例では、第 2 番目に現れる負のピークを特定するものとするれば、例えば、図 6 に示す波形にあっては、 $P_4$  が負のピークとして特定される。そして、最小ピーク  $P_{min}$  から負のピーク  $P_4$  までの期間を駆出期間  $E_D$  として算出する。例えば、図 6 に示す波形にあっては、期間  $t_4$  が駆出期間  $E_D$  として出力される。

10

このようにして、心拍数  $H_R$  と駆出期間  $E_D$  が算出される。

【0072】

次に、図 5 に示す一回拍出量算出部 14 は、体動除去脈波波形  $MH'$  と駆出期間  $E_D$  に基づいて、駆出期間  $E_D$  中の体動除去脈波波形  $MH'$  を特定し、その面積  $S$  を算出する。具体的には、駆出期間  $E_D$  中の各サンプルにおける体動除去脈波波形  $MH'$  を順次加算することによって、体動除去脈波波形  $MH'$  を積分して面積  $S$  を算出している。そして、面積  $S$  に係数  $K_{sv}$  を乗じることによって、一回拍出量  $SV$  を算出する。すなわち、一回心拍出量  $SV$  は以下の式で算出される。

$$SV = K_{sv} * S$$

【0073】

20

次に、心拍出量算出部 15 は、心拍数  $H_R$  と一回拍出量  $SV$  を乗じることによって、心拍出量  $CO$  を算出する。すなわち、心拍出量  $CO$  は以下の式で算出される。

$$CO = K_{sv} * S * HR$$

なお、心拍出量  $CO$  を算出するにあたって、一分間当たりの一回心拍出量  $SV$  を順次加算して算出してもよい。

【0074】

次に、評価部 16 は、メモリと比較器（図示せず）から構成され、心拍出量  $CO$  に基づいて、心機能を評価して評価指標  $X$  を生成する。メモリには、心拍出量  $CO$  のデレーディングに用いられる閾値が格納される。閾値は、グレーディングの数に応じて設定されるが、この例では、閾値として  $R_1$  ,  $R_2$  を設定する。この閾値  $R_1$  ,  $R_2$  は、予め記憶されているものであっても良いし、あるいは、医師やトレーナーが設定したものであっても良い。

30

【0075】

また、比較器は、心拍出量  $CO$  と閾値  $R_1$  ,  $R_2$  とを比較して、評価指標  $X$  を生成する。この例にあっては、 $CO < R_1$  で評価指標  $X_1$  を生成し、 $R_1 < CO < R_2$  で評価指標  $X_2$  が生成され、 $R_2 < CO$  で評価指標  $X_3$  が生成される。ここで、評価指標  $X_1 \sim X_3$  は、この心機能診断装置 1 の用いられ方によって、その意味するところが異なる。例えば、運動トレーニングに用いる場合には、適切な運動強度を維持するための尺度となるし、心疾患のリハビリテーションにおいて心機能を監視する場合には、回復の程度を示す尺度となる。

40

【0076】

次に、表示部 17 は、上述した液晶表示装置 210 等から構成され、そこには心拍出量  $CO$ 、評価指標  $X$ 、あるいは評価指標  $X$  と対応付けられたメッセージ等が表示される。なお、表示の態様としては、フェイスチャート、文字、記号等がある。これにより、心機能の評価結果を被験者に告知することができる。

例えば、ランニングにおいてこの心機能診断装置 1 を用いる場合には、トレーナーが閾値  $R_1$  ,  $R_2$  を設定することによって、適切な心拍出量  $CO$  を保つように被験者に告知することが可能となる。この場合には、評価指標  $X_1$  で「ペースを上げましょう。」、評価指標  $X_2$  で「ペースを維持しましょう。」、評価指標  $X_3$  で「ペースを下げましょう。」といったメッセージ文を表示部 17 に表示させればよい。

50

## 【 0 0 7 7 】

## C . 第 2 実施形態

次に第 2 実施形態に係わる心機能診断装置を説明する。

## 1 . 第 2 実施形態の構成

図 1 0 は、第 2 実施形態に係わる心機能診断装置 1 のブロック図である。第 2 実施形態は、第 1 実施形態と同様に加速度センサ 1 3 0 ' と波形処理部 1 0 を用いて体動成分 M H t を検出するが、第 1 実施形態で説明した体動除去と、心拍数および駆出期間の検出をウェーブレット変換を用いて行う点で相違する。なお、第 2 実施形態の外観構成は、図 3 に示す第 1 実施形態の外観構成と同一である。

## 【 0 0 7 8 】

## 1 - 1 . 第 1 , 第 2 のウェーブレット変換部および第 1 , 第 2 の周波数補正部

図 1 0 において、2 0 は第 1 のウェーブレット変換部であって、脈波検出用センサユニット 1 3 0 から出力される脈波波形 M H 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 M K D を生成する。また、2 2 は第 2 のウェーブレット変換部であって、加速度センサ 1 3 0 ' から出力される体動波形 M H t に対して周知のウェーブレット変換を施して、体動解析データ T K D を生成する。

## 【 0 0 7 9 】

一般に、信号を時間と周波数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作り出す単位となる。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  $(x)$  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  $(x)$  によるウェーブレット変換は次のように定義される。

## 【 数 1 】

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

## 【 0 0 8 0 】

数 1 において  $b$  は、マザー・ウェーブレット  $(x)$  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、数 1 においてウェーブレット  $((x-b)/a)$  は、マザー・ウェーブレット  $(x)$  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  $(x)$  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、詳細な構成については後述する。

## 【 0 0 8 1 】

次に、2 1 は第 1 の周波数補正部であって脈波解析データ M K D に対して周波数補正を行う。上記した数 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は、この項の影響を補正する必要がある。第 1 の周波数補正部 2 1 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 W D に係数  $a^{1/2}$  を乗算して、脈波補正データ M K D ' 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。また、2 3 は第 2 の周波数補正部であって、第 1 の周波数補正部 2 1 と同様に、周波数補正を施し、体動解析データ T K D から体動補正データ T K D ' を生成する。

## 【 0 0 8 2 】

ここで、第 1 のウェーブレット変換部 2 0 の構成を図 1 1 を用いて詳細に説明する。なお、第 2 のウェーブレット変換部 2 2 は第 1 のウェーブレット変換部 2 0 と同様に構成され

10

20

30

40

50

ているので、説明を省略する。

脈波波形MHは、A/D変換器によって脈波データMDに変換され、第1のウエーブレット変換部20に供給されるようになっている。

この第1のウエーブレット変換部20は、上記した数1の演算処理を行う構成であって、クロックCKが供給され、クロック周期で演算処理が行われるようになっており、マザー・ウエーブレット(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う平行移動部W4および乗算部W5から構成される。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(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。

10

#### 【0083】

まず、基底関数記憶部W1からマザー・ウエーブレット(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(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(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。スケール変換部W2は、これを補うように補間処理を行うとともに、aが小さくなると間引き処理を行って、関数(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。

20

#### 【0084】

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(x/a)を読み出すことにより、関数(x/a)の平行移動を行い関数(x-b/a)を生成する。

#### 【0085】

次に、乗算部W4は、変数 $1/a^{1/2}$ 、関数(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、3.5Hz~4.0Hzといった周波数領域に

30

分割されて出力される。図12は、脈波波形MHの一部の期間について、脈波解析データMKDを示したものである。この図において、期間TはピークP4の近傍にあり、脈波解析データMKDは、期間Tを8分割した時間間隔で得られる。ところで、ウエーブレット変換においては、周波数分解能と時間分解能はトレードオフの関係にあるので、周波数分解能を犠牲にすれば、より短い時間間隔で脈波解析データを得ることもできる。

このようにして、生成された脈波解析データMKDと体動解析データTKDは、第1、第2の周波数補正部21、23によって周波数補正が施され、脈波補正データMKD'、体動補正データTKD'として出力される。

#### 【0086】

40

##### 1-2. 体動除去部

次に、体動除去部11は、脈波補正データMKD'から体動補正データTKD'を減算して体動除去脈波データMKD''を生成する。この点について、具体的に説明する。なお、以下の説明では、使用者が手でコップを持ち上げた後、これを元の位置に戻した場合を想定する。この場合、図13(a)に示す脈波波形MHが脈波検出用センサユニット130によって検出され、また、同時に図13(b)に示す体動波形MHtが波形処理部10によって検出されたものとする。

#### 【0087】

ここで、体動波形MHtは、時刻T1から増加しはじめ、時刻T2で正のピークとなり、その後、次第に減少して時刻T2でレベル0を通過し、時刻T3で負のピークに達し、時

50

刻 T 4 でレベル 0 に戻っている。ところで、体動波形 T H は加速度センサ 2 1 によって検出されるため、時刻 T 3 は使用者がコップを最大に持ち上げた時刻に対応し、時刻 T 1 は持上開始時刻に対応し、また、時刻 T 4 は持上終了時刻に対応する。したがって、時刻 T 1 から時刻 T 4 までの期間が体動が存在する期間となる。なお、図 1 4 ( c ) は仮に体動がなかったとした場合の脈波波形 M H ' である。また、この例において、脈波波形 M H の基本波周波数は、1.3 Hz となっている。

#### 【 0 0 8 8 】

ここで、図 1 4 に期間 T c ( 図 1 3 参照 ) における脈波補正データ M K D ' を示し、図 1 5 に期間 T c における体動補正データ T K D ' を示す。この図から、体動波形 T H には、0.0 Hz ~ 1.0 Hz の周波数領域において比較的大きなレベルの周波数成分が存在していることが判る。脈波補正データ M K D ' と体動補正データ T K D ' が、体動除去部 1 1 に供給されると、体動除去部 1 1 は、脈波補正データ M K D ' から体動補正データ T K D ' を減算して、図 1 6 に示す体動成分が除去された体動除去脈波データ M K D '' を生成する。これにより、体動がある場合でもその影響をキャンセルすることが可能となる。

10

#### 【 0 0 8 9 】

##### 1 - 3 . 判定部

次に、判定部 1 1 ' は、体動波形 T H を予め定められた閾値と比較して、体動の有無を示す制御信号 C を生成し、これを波形処理部 1 0、第 2 のウェーブレット変換部 2 2 および第 2 の周波数補正部 2 3 に供給する。これによって、体動が無い場合には、波形処理部 1 0、第 2 のウェーブレット変換部 2 2 および第 2 の周波数補正部 2 3 の各動作が停止され、演算処理時間の低減、消費電力の低減、および S N 比の向上が図られる。

20

#### 【 0 0 9 0 】

##### 1 - 4 . 心拍数検出部

次に、心拍数検出部 1 2 は、体動除去脈波データ M K D '' に基づいて心拍数を算出する。この場合、心拍数検出部 1 2 は、体動除去脈波データ M K D '' に基づいて 1 拍中の最大ピーク P max を特定する。脈波波形 M H ' の最大ピーク P max では、高域周波数成分が大きくなるので、予め高域周波数成分に対応する閾値を定めておき、体動除去脈波データ M K D '' と閾値を比較して最大ピーク P max を特定する。そして、ある最大ピーク P max と次の最大ピーク P max 間の時間間隔 T を求め、60 / T から心拍数 H R を算出する。

30

#### 【 0 0 9 1 】

##### 1 - 5 . 駆出期間検出部

次に、駆出期間検出部 1 3 は、第 1 実施形態と同様に構成してもよいが、この例にあっては、体動除去脈波データ M K D '' に基づいて、最小ピーク P min を特定するとともに、最大ピーク P max の後、第 2 番目に現れる負のピーク P 4 ( ノッチ ) を特定する。この場合には、最小ピーク P min に対応する周波数成分とピーク P 4 に対応する周波数成分を閾値として予め記憶しておき、これらの閾値と体動除去脈波データ M K D '' を比較することによって、最小ピーク P min とピーク P 4 を特定し、それらの間の時間間隔を駆出期間 E D として算出する。

#### 【 0 0 9 2 】

##### 1 - 6 . 一回拍出量算出部

次に、一回拍出量算出部 1 4 は、駆出期間 E D における各周波数領域の体動除去脈波データ M K D '' を加算して、当該期間におけるエネルギー量 E を求め、これに基づいて収縮期面積 S を演算する。

40

#### 【 0 0 9 3 】

ところで、最小ピーク P min からピーク P 4 までの脈波波形は、比較的急峻な山状の波形であることから、そこに含まれる周波数成分は高周波領域のものがほとんどである。したがって、低域周波数領域 ( 例えば 0 Hz ~ 1 Hz ) の体動除去脈波データ M K D '' は、ノイズ成分であると考えられることができる。そこで、駆出期間 E D における全ての周波数領域の体動除去脈波データ M K D '' を加算するのではなく、その一部を加算してエネルギー量 E を求めるようにしてもよい。

50

## 【 0 0 9 4 】

例えば、図 17 に示すように、体動除去脈波データ  $MKD''$  が得られたとすると、 $0\text{ Hz} \sim 1\text{ Hz}$  の周波数領域にはノイズ成分が多いので、 $1\text{ Hz} \sim 4\text{ Hz}$  の周波数領域にある体動除去脈波データ  $MKD''$  を加算すればよい。各周波数領域の体動除去脈波データ  $MKD''$  を  $Mnm$  で表すものとするれば、この場合のエネルギー量  $E$  は次式で与えられる。

【 数 2 】

$$E = \sum_{n=3}^8 \sum_{m=1}^j Mnm$$

10

## 【 0 0 9 5 】

次に、一回拍出量  $SV$  は次式で算出される。

$$\begin{aligned} SV &= Ksv * S \\ &= Ksv * Ke * E \end{aligned}$$

ただし、 $Ke$  はエネルギー量  $E$  と面積  $S$  との間の変換係数である。

## 【 0 0 9 6 】

このように第 2 実施形態にあっては、ウェーブレット変換を用いて、収縮期面積  $S$  を算出したので、脈波波形のノイズ成分を除去しつつ、一回拍出量  $SV$  を求めることができるので、正確な心拍出量  $CO$  を算出することが可能となる。

20

## 【 0 0 9 7 】

D. 第 3 実施形態

上述した第 2 実施形態は、ウェーブレット変換によって周波数解析を行うために、第 1 のウェーブレット変換部 20、第 1 の周波数補正部 21、第 2 のウェーブレット変換部 22、第 2 の周波数補正部 23 を用いた。これに対して、第 3 実施形態は、第 2 のウェーブレット変換部 22、第 2 の周波数補正部 23 を省略する点で、第 2 実施形態と相違する。

## 【 0 0 9 8 】

第 3 実施形態に係わる心機能診断装置の外観構成は、図 3 に示す第 1 実施形態の外観構成と同様であるのでここでは説明を省略し、その電氣的構成について説明する。図 18 は、第 3 実施形態に係わる心機能診断装置のブロック図である。図において、体動除去部 11 によって体動成分が除去された体動除去脈波波形  $MH'$  を生成すると、第 1 のウェーブレット変換部 20 は、体動除去脈波波形  $MH'$  にウェーブレット変換を施す。第 1 の周波数補正部 21 は第 1 のウェーブレット変換部 16 の出力に周波数補正を施して、体動除去脈波データ  $MKD''$  を生成する。

30

## 【 0 0 9 9 】

この場合、第 1 の周波数補正部 21 の出力は、図 10 に示す体動除去部 11 の出力と等価である。すなわち、ウェーブレット変換は線形であるから、処理の順番を入れ替えても良いため、体動除去をアナログ信号で行った後にウェーブレット変換することと（第 3 実施形態）、ウェーブレット変換された脈波補正データ  $MKD'$  と体動補正データ  $TKD'$  に基づいて体動除去を行うことは（第 2 実施形態）、等価だからである。

40

なお、判定部 11' は、第 1 実施形態と同様であり、また、心拍数検出部 12、駆出期間検出部 13、一回拍出量算出部 14、心拍出量算出部 15、評価部 16 および表示部 17 は、第 2 実施形態と同様であるから、説明を省略する。

## 【 0 1 0 0 】

このように、第 3 実施形態にあっては、第 2 のウェーブレット変換部 22、第 2 の周波数補正部 23 を省略しても、心拍出量  $CO$  を算出することができるので、より簡易な構成で心機能の状態を診断することができる。

## 【 0 1 0 1 】

50

#### E. 第4実施形態

第1～第3実施形態においては、加速度センサ130によって体動波形THを検出し、脈波波形MHと体動波形THとを比較して、脈波波形MHの周波数成分に含まれている体動成分をキャンセルして、心拍数HRと駆出期間EDを算出し、これらに基づいて心機能の状態を診断した。しかし、加速度センサ130および波形処理部10等が必要になるので、構成が複雑なる。第4実施形態は、この点に鑑みてなされたものであり、簡易な構成で、体動があっても正確に心機能の状態を診断することができる心機能診断装置を提供するものである。

##### 【0102】

第4実施形態に係わる心機能診断装置の外観構成は、図3に示す第1実施形態の外観構成と同様であるのでここでは説明を省略し、その電氣的構成について説明する。図19は第4実施形態に係わる心機能診断装置のブロック図であり、加速度センサ130、波形処理部10、第2のウエーブレット変換部22、および第2の周波数補正部23が省略されている点および体動除去部11の内部構成を除いて、図11に示す第2実施形態に係わる心機能診断装置1と同じである。以下、相違点について説明する。

体動除去部11は、脈波補正データMKD'から体動成分を分離除去して体動分離脈波データTBDを生成する。ここで、体動除去部11は、以下に述べる体動の性質を利用している。

##### 【0103】

体動は、腕の上下動や走行時の腕の振り等によって生じるが、日常生活においては、人体を瞬間的に動かすことはほとんどない。このため、日常生活では、体動波形THの周波数成分はそれほど高くなく、0Hz～1Hzの範囲にあるのが通常である。この場合、脈波波形MHの基本波周波数は、1Hz～2Hzの範囲にあることが多い。したがって、日常生活において、体動波形THの周波数成分は脈波波形MHの基本波周波数よりも低い周波数領域にある。

##### 【0104】

一方、ジョギング等のスポーツ中においては、腕の振り等の影響があるため、体動波形THの周波数成分が幾分高くなるが、運動量に応じて心拍数が増加するため、脈波波形MHの基本波周波数も同時に高くなる。このため、スポーツ中においても、体動波形THの周波数成分は脈波波形MHの基本波周波数よりも低い周波数領域にあるのが通常である。

##### 【0105】

体動除去部11は、この点に着目して体動成分を分離するものであり、脈波波形MHの基本波成分よりも低い周波数領域を無視するように構成されている。この場合には、脈波波形MHの基本波成分より高い周波数領域に体動成分が存在すると心機能の検出精度が低下する。しかしながら、上述したように体動成分は脈波波形MHの基本波成分よりも低い周波数領域にある確率が高いので、高い精度で心機能の状態を診断することができる。

##### 【0106】

図20は、体動除去部11の詳細なブロック図である。波形整形部301は脈波波形MHに波形整形を施して、脈波波形MHと同期したリセットパルスを生成する。カウンタ302は図示せぬクロックパルスを計数し、前記リセットパルスによってカウント値がリセットされるようになっている。また、平均値算出回路303は、カウンタ302のカウント値の平均値を算出する。この場合、平均値算出回路303によって算出される平均値は、脈波波形MHの平均周期に対応する。したがって、平均値を参照すれば、脈波波形MHの基本波周波数を検知できる。

##### 【0107】

次に、置換回路304は、前記平均値に基づいて、脈波波形MHの基本波周波数を含む周波数領域を特定する。例えば、前記平均値が0.71秒を示す場合には、基本波周波数は1.4Hzとなるので、特定される周波数領域は1Hz～1.5Hzとなる。この後、置換回路304は、特定周波数領域未満の周波数領域について、脈波補正データMKD'を「0」に置換して体動分離脈波データTBDを生成する。これにより、脈波波形MHの基

10

20

30

40

50

本波周波数より低い周波数領域の成分は、無視される。この場合、体動成分とともに脈波成分も「0」に置換されてしまうが、脈波波形MHの特徴的な部分は基本波周波数よりも高域の周波数領域に存在するため、「0」に置換しても脈波波形には影響をほとんど与えない。

#### 【0108】

例えば、脈波検出用センサユニット130によって、図13(a)に示す脈波波形MH(基本波周波数1.3Hz)が検出されたものとすれば、期間Tcの脈波補正データMKD'は、図14に示すものとなる。

この場合、置換回路194によって特定される周波数領域は1.0Hz~1.5Hzとなるので、置換の対象となる周波数領域は、0.5Hz~1.0Hzに対応するMa12~Ma82と0Hz~0.5Hzに対応するMa11~Ma81となる。したがって、脈波補正データMKD'のデータMa12~Ma82, Ma11~Ma81は「0」に置換され、図21に示す体動除去脈波データMKD''が生成される。

10

こうして生成された体動除去脈波データMKD''に基づいて、図19に示す心拍数検出部12と駆出期間検出部13は心拍数HRと駆出期間EDを各々検出する。

#### 【0109】

このように第4実施形態によれば、体動成分は脈波波形MHの基本波周波数成分よりも低い周波数領域に存在することが確率的に高いという体動の性質を巧みに利用して体動成分を除去した。このため、第1~第3実施形態で必要とされた加速度センサ130や波形処理部10といった構成を省略することができ、しかも体動がある場合でも正確に心機能の状態を診断することが可能となる。

20

#### 【0110】

##### F. 第5実施形態

第5実施形態は、第1実施形態で説明した一回拍出量算出部14の変形例に係わるものであり、他の構成部分は、第1実施形態と同様である。第5実施形態の一回拍出量算出部14には以下の態様がある。

#### 【0111】

##### 1. 第1の態様

まず、第1の態様では、駆出期間EDにおける体動除去脈波波形MH'の各ピークP1~P4の血圧値とそれらの発生時刻から一回拍出量SVを算出する。体動除去脈波波形MH'が図6に示すものであり、P0からP4までの期間を駆出期間EDとするならば、一回拍出量SVは次式で算出される。

30

$$SV = K_{sv} * S$$

$$= K_{sv} * f_1(t_1, t_2, t_3, t_4, y_1, y_2, y_3, y_4)$$

$$= K_{sv} * \{t_1 * y_1 + (t_2 - t_1) * (y_1 + y_2) + (t_3 - t_2) * (y_2 + y_3) + (t_4 - t_3) * (y_3 + y_4)\} / 2$$

この例は直線近似によって収縮期面積Sを算出し、これに基づいて一回拍出量SVを算出する。

したがって、駆出期間EDの全てのサンプルについて、体動除去脈波波形MH'を加算して面積Sを算出する方法と比較して、演算量を削減することができる。

40

#### 【0112】

##### 2. 第2の態様

次に、第2の態様では、駆出期間EDと心拍数HRから一回拍出量SVを求める。ここでは、収縮期面積法における収縮期面積Sを駆出期間EDと心拍数HRから算出する。

#### 【0113】

脈波波形MHには、個人差や同一個人であっても個人内差が存在するが、多数の実測データを計測することによって、ある心拍数HRにおける脈波波形MHのおおよその形を特定することができる。そして、脈波波形MHが特定されると、駆出期間EDに対応する面積Sを求めることができる。

50

## 【0114】

図22は、第2の態様に係わる一回拍出量検出部14のブロック図である。140は一回拍出量テーブルであって、そこには、心臓の駆出期間EDと心拍数HRとに対応付けて収縮期面積Sが格納されている。この一回拍出量テーブル140は、心拍数HR毎に設けられた複数のテーブルTB1, TB2, ... TBnから構成されており、各テーブルTB1, TB2, ... TBnには、駆出期間EDに対応付けた収縮期面積Sが格納されている。なお、これらのテーブル内容は、多数の実測データによって生成される。また、141は一回拍出量テーブル140の後段に設けられた乗算器であって、係数Ksvと収縮期面積Sとを乗算して一回拍出量SVを算出する。

## 【0115】

以上の構成により、駆出期間EDと心拍数HRが、一回拍出量テーブル140に供給されると、一回拍出量検出部140は、心拍数HRに対応する1枚のテーブルTBを特定する。この後、このテーブルTBから、駆出期間EDに対応する収縮期面積Sが読み出されると、乗算器141は一回拍出量SVを演算する。

## 【0116】

このように、第2の態様にあつては、駆出期間EDと心拍数HRのみから一回拍出量SVを算出することができるので、簡易な構成で短時間のうちに一回拍出量SVを求めることができる。

## 【0117】

なお、上述した各テーブルTB1, TB2, ... TBnに、駆出期間EDに対応付けた一回拍出量SVを格納しておけば、乗算器141を省略することができる。この場合には、収縮期面積Sの代わりに $S * K_{sv}$ を各テーブルTB1, TB2, ... TBnに格納しておけばよい。

## 【0118】

さらに、上述した各テーブルTB1, TB2, ... TBnに、駆出期間EDに対応付けた心拍出量COを格納しておけば、駆出期間EDと心拍数HRから心拍出量COを直接求めることができる。図23は、心拍出量テーブル140'を示した図である。この場合には、収縮期面積Sの代わりに $S * K_{sv} * HR$ を各テーブルTB1, TB2, ... TBnに格納しておけばよい。

## 【0119】

## G. 第6実施形態

上述した第1～第5実施形態の心機能診断装置1は、収縮期面積法を適用して、駆出期間EDにおける脈波波形の面積Sにある係数Ksvを乗じて一回拍出量SVを算出した。ここで、係数Ksvは、各被験者によって厳密には異なるものである。このため、正確な一回拍出量SVを算出するには、収縮期面積法で得られた一回拍出量SVを補正することが望ましい。

そこで、第6実施形態では、図5、10、18および19に示す第1～第5実施形態の一回拍出量算出部14と心拍出量算出部15との間に、一回拍出量補正部24を設けて、一回拍出量SVの補正を行っている。

## 【0120】

図24は、本実施形態に係わる一回拍出量補正部24のブロック図である。図に示すように一回拍出量補正部24は、補正係数KHを算出する補正係数算出部240、補正係数KHを記憶する補正係数メモリ241、および乗算部242から構成されている。

## 【0121】

補正係数算出部240には、熱色素希釈法等によって精密に計測される基準一回拍出量SVrが外部機器から供給されるとともに、一回拍出量算出部14によって算出された一回拍出量SVが供給されるようになっている。補正係数算出部240は、除算器で構成され、被験者が操作ボタンを操作して校正モードにすると、 $SVr / SV$ を補正係数KHとして算出する。算出された補正係数KHは補正係数メモリ241に記憶され、通常の測定モードにおいてそこから読み出され、使用される。乗算器242は、一回拍出量SVと補正

10

20

30

40

50

係数KHを乗算して、補正済一回拍出量SV'を生成する。

【0122】

このように本実施形態によれば、校正モードにおいて補正係数KHを算出し、通常の測定モードにおいて補正係数KHを用いて補正済一回拍出量SV'を算出したので、より精密な心拍出量COを求めることができる。

【0123】

また、本実施形態の心機能診断装置1は、例えば、病院内の健康管理や、リラビリ中の健康管理に好適である。より具体的には、心疾患等の手術後に熱色素希釈法によって正確な基準一回拍出量SVrを計測すると同時に、携帯型の心機能診断装置1で一回拍出量SVを計測する。そして、これらの計測結果から算出される補正係数KHを記憶しておき、通常の測定モードにおいて補正係数KHを用いて精密な心拍出量COを求める。これにより、患者はリラビリテーションによって健常に戻っていく過程で正確な心拍出量COに基づく心機能の診断を受けることができる。

10

【0124】

H. 第7実施形態

第7実施形態は、評価指標Xの基準となる閾値を体表面積に応じて可変するものであり、評価部16の構成を除いて、第1～第6実施形態の構成と同様である。以下、相違点である評価部16について説明する。

図25は、第7実施形態に係わる評価部16のブロック図である。160は体表面積算出部であって、そこには体重W(kg)と身長H(cm)が入力されるようになっており、これらに基づいて体表面積TSが算出されるようになっている。この例では、体表面積TSをデュボイス式と呼ばれる周知の実験式によって算出している。実験式を以下に示す。  

$$TS = W^{0.425} \times H^{0.725} \times 71.84$$

20

【0125】

次に、161は閾値テーブルであって、そこには、体表面積TSと心拍数HRに対応付けられて、評価指標Xを生成するための閾値R1, R2が格納されている。この閾値テーブル161は、複数のテーブルTB1', TB2', ... TBnから構成されており、各テーブルには、心拍数HRに対応付けられて閾値R1, R2が格納されている。そして、体表面積TSが供給されると、各テーブルの中から、体表面積TSに応じた1枚のテーブルが選択されるようになっている。したがって、この閾値テーブル161を参照すれば、体表面積TSと心拍数HRに応じた閾値R1, R2を得ることができる。

30

【0126】

次に、162は、比較部であって、閾値R1, R2と心拍出量COとを比較して、評価指標Xを生成する。

【0127】

上述したように、体表面積TSによって閾値R1, R2を可変するようにしたのは、以下の理由による。一般に、体表面積TSが大きい人は、体が大型で心拍出量COが多いが、逆に、体表面積TSが小さい人は、体が小型で心拍出量COが少なくなる傾向にある。このため、両者の心拍出量COを同一の閾値R1, R2で評価しても、個々人に応じた心機能の評価を行うのが難しく、体表面積TSに応じた評価指標Xを用いることによって、個々人の体型に応じた心機能の評価を行うことができるからである。

40

【0128】

また、心拍数HRに応じて閾値R1, R2を可変するようにしたのは、以下の理由による。ランニング等の運動を行うと、骨格筋で大量の酸素が消費されるため、心拍数HRが増加し、心拍出量COが増加する。換言すれば、運動強度に応じて心拍数HRと心拍出量COは、変動するのである。したがって、心拍数HRに応じた評価指標Xを用いることによって、被験者の運動強度が変化する際にも連続して心機能の評価することができるからである。

【0129】

したがって、本実施形態の心機能診断装置1を使用すれば、被験者の体型や動的に変化する

50

る心拍数HRに応じて、閾値R1, R2を自動的に変更することができ、これにより、日常生活において、心機能を連続的に評価することが可能となる。

【0130】

I. 変形例

本発明は、上述した実施形態に限定されないことは勿論であり、例えば、以下に述べる各種の変形が可能である。

(1) 上述した第2～第4実施形態では、第1の周波数補正部21あるいは第2の周波数補正部23を、異なる周波数領域でエネルギーを比較するために用い、補正結果を閾値と比較して最大ピークPmax等を求めた。この場合、閾値自体を周波数補正を考慮したものに、各周波数補正部を省略するようにしてもよい。

10

【0131】

(2) 上述した第2～第4実施形態で行ったウェーブレット変換はフィルタバンクを用いて行ってもよい。フィルタバンクの構成例を図26に示す。図において、フィルタバンクは3段で構成されており、その基本単位は、高域フィルタ1Aおよびデシメーションフィルタ1Cと、低域フィルタ1Bおよびデシメーションフィルタ1Cである。高域フィルタ1Aと低域フィルタ1Bは、所定の周波数帯域を分割して、高域周波数成分と低域周波数成分を各々出力するようになっている。この例にあつては脈波データMDの周波数帯域として0Hz～4Hzを想定しているため、一段目の高域フィルタ1Aの通過帯域は2Hz～4Hzに設定され、一方、一段目の低域フィルタ1Bの通過帯域は0Hz～2Hzに設定される。また、デシメーションフィルタ1Cは、1サンプルおきにデータを間引く。こうして生成されたデータが次段に供給されると、周波数帯域の分割とデータの間引きが繰り返され、最終的には、0Hz～4Hzの周波数帯域を8分割したデータM1～M8が得られる。

20

【0132】

また、高域フィルタ1Aと低域フィルタ1Bとは、その内部に遅延素子(Dフリップフロップ)を含むトランスバーサルフィルタで構成すればよい。ところで、人の脈拍数は40～200の範囲にあり、脈波波形MHの基本波周波数は、生体の状態に応じて刻々と変動する。この場合、基本波周波数に同期して、分割する帯域を可変することができれば、動的な生体の状態に追従した情報を得ることができる。そこで、トランスバーサルフィルタに供給するクロックを脈波波形MHとさせることによって、分割する帯域を適応的に可変

30

【0133】

また、脈波解析データMKDのうち、脈波波形MHの特徴を表す代表的な周波数成分は、基本波、第2高調波および第3高調波の各周波数成分である。したがって、フィルタバンクの出力データM\*1～M\*8のうち一部を用いて脈象を判定するようにしてもよい。この場合、上述したようにフィルタバンクを脈波波形MHに同期するように構成すれば、高域フィルタ1A、低域フィルタ1Bおよびデシメーションフィルタ1Cの一部を省略して、構成を簡易なものにすることができる。

【0134】

(3) 上述した第1実施形態における体動除去部11を第4実施形態で説明したウェーブレット変換で行ってもよい。この場合は、体動が除去されたウェーブレットに数3に示す逆ウェーブレットを施して波形の再合成を行い、再合成された脈波波形に基づいて、心拍数HRと駆出期間EDを算出すればよい。

40

【数3】

$$f(x) = \frac{1}{C_\psi} \int \int_{\mathbb{R}^2} (W_\psi f)(b, a) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) \frac{dad b}{a^2}$$

## 【 0 1 3 5 】

また、逆ウェーブレットは逆フィルタバンクを用いて構成すればよい。この場合、逆ウェーブレット変換部は、図 2 7 に示すフィルタバンクで構成してもよい。図において、フィルタバンクは 3 段で構成されており、その基本単位は、高域フィルタ 2 A および補間フィルタ 2 C と、低域フィルタ 1 B および補間フィルタ 2 C と、加算器 2 D である。高域フィルタ 2 A と低域フィルタ 2 B は、所定の周波数帯域を分割して、高域周波数成分と低域周波数成分を各々出力するようになっている。また、補間フィルタ 2 C は、2 サンプル毎に 1 サンプルを内挿補間する。

10

## 【 0 1 3 6 】

ここで、波形を再現するためには、図 2 6 に示すフィルタバンクと図 2 7 に示すフィルタバンクに完全再構成フィルタバンクを用いる必要がある。この場合、高域フィルタ 1 A , 2 A および低域フィルタ 1 B , 2 B の特性は、以下の関係があることが必要である。

$$H_0(-Z)F_0(Z) + H_1(-Z)F_1(Z) = 0$$

$$H_0(Z)F_0(Z) + H_1(-Z)F_1(Z) = 2Z^{-L}$$

20

## 【 0 1 3 7 】

また、高域フィルタ 2 A と低域フィルタ 2 B とは、その内部に遅延素子(Dフリップフロップ)を含むトランスバーサルフィルタで構成すればよい。なお、ウェーブレット変換部 1 0 で使用するフィルタバンクを、脈波波形 M H の基本波周波数に同期して、分割する帯域を可変するため、供給するクロックを脈波波形 M H と同期させた場合には、このクロックを高域フィルタ 2 A と低域フィルタ 2 B に供給してもよい。

## 【 0 1 3 8 】

( 4 ) また、上述した各実施形態においては、表示部 1 7 を告知手段 f 8 の一例として説明したが、装置から人間に対して告知をするための手段としては以下説明するようなものが挙げられる。これら手段は五感を基準に分類するのが適当かと考えられる。なお、これらの手段は、単独で使用するのみならず複数の手段を組み合わせても良いことは勿論である。そして、以下説明するように、例えば視覚以外に訴える手段を用いれば、視覚障害者であっても告知内容を理解することができ、同様に、聴覚以外に訴える手段を用いれば聴覚障害者に対して告知を行うことができ、障害を持つ使用者にも優しい装置を構成できる。

30

## 【 0 1 3 9 】

まず、聴覚に訴える告知手段としては、心機能の分析・診断結果などを知らせるための目的、あるいは警告の目的でなされるものなどがある。例えば、ブザーの他、圧電素子、スピーカが該当する。また、特殊な例として、告知の対象となる人間に携帯用無線呼出受信機を持たせ、告知を行う場合にはこの携帯用無線呼出受信機を装置側から呼び出すようにすることが考えられる。また、これらの機器を用いて告知を行うにあたっては、単に告知するだけでなく、何らかの情報を一緒に伝達したい場合も多々ある。そうした場合、伝えたい情報の内容に応じて、以下に示す音量等の情報のレベルを変えれば良い。例えば、音高、音量、音色、音声、音楽の種類(曲目など)である。

40

## 【 0 1 4 0 】

次に、視覚に訴える告知手段が用いられるのは、装置から各種メッセージ、測定結果を知らせる目的であったり、警告をするためであったりする。そのための手段として以下のような機器が考えられる。例えば、ディスプレイ装置、CRT(陰極線管表示装置)、LCD(液晶表示ディスプレイ)、プリンタ、X-Yプロッタ、ランプなどがある。なお、特殊

50

な表示装置として眼鏡型のプロジェクターがある。また、告知にあたっては以下に示すようなバリエーションが考えられる。例えば、数値の告知におけるデジタル表示、アナログ表示の別、グラフによる表示、表示色の濃淡、数値そのまま或いは数値をグレード付けして告知する場合の棒グラフ表示、円グラフ、フェイスチャート等である。フェイスチャートとしては、例えば、図28に示すものがある。

#### 【0141】

次に、触覚に訴える告知手段は、警告の目的で使用されることがあると考えられる。そのための手段として以下のようなものがある。まず、腕時計等の携帯機器の裏面から突出する形状記憶合金を設け、この形状記憶合金に通電するようにする電氣的刺激がある。また、腕時計等の携帯機器の裏から突起物（例えばあまり尖っていない針など）を出し入れ可能な構造としてこの突起物によって刺激を与える機械的刺激がある。

10

#### 【0142】

次に、嗅覚に訴える告知手段は、装置に香料等の吐出機構を設けるようにして、告知する内容と香りとを対応させておき、告知内容に応じた香料を吐出するように構成しても良い。ちなみに、香料等の吐出機構には、マイクロポンプなどが最適である。

#### 【0143】

(5) 上述した各実施形態においては、脈波検出手段f1の一例として脈波検出用センサユニット130を取りあげ説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、脈動を検出できるものであれば、どのようなものであってもよい。

#### 【0144】

例えば、脈波検出用センサユニット130は反射光を利用したものであったが、透過光を利用したものであってもよい。ところで、波長領域が700nm以下の光は、指の組織を透過しにくい傾向がある。このため、透過光を利用する場合は、発光部から波長が600nm~1000nmの光を照射し、照射光を組織血管組織の順に透過させ、この透過光の光量変化を検出する。透過光は血液中のヘモグロビンの吸収を受けるので、透過光の光量変化を検出することによって、脈波波形を検出することができる。

20

#### 【0145】

この場合、発光部には、InGaAs系（インジウム - ガリウム - 砒素）やGaAs系（ガリウム - 砒素）のレーザー発光ダイオードが好適である。ところで、波長が600nm~1000nmの外光は組織を透過し易いので、受光部に外光が入射すると脈波信号のS/Nが劣化してしまう。そこで、発光部から偏光したレーザー光を照射し、透過光を偏光フィルタを介して受光部で受光するようにしてもよい。これにより、外光の影響を受けることなく、脈波信号を良好なS/N比で検出することができる。

30

#### 【0146】

この場合には、図29(a)に示すように、発光部400を締着具145の締め付け側に設け、時計本体側には受光部401を設けている。この場合、発光部200から照射された光は、血管143を透過した後、橈骨402と尺骨403の間を通過して、受光部201に達する。なお、透過光を用いる場合には、照射光は組織を透過する必要があるため、組織の吸収を考慮すると、その波長は600nm~1000nmであることが望ましい。

#### 【0147】

また、同図(b)は検出部位を耳朶とする例である。把持部材404と把持部材405は、バネ407で付勢され、軸406を中心に回転できるようになっている。また、把持部材404と把持部材405には、発光部400と受光部401が設けられている。この脈波検出部を用いる場合には、耳朶を把持部材404と把持部材405で把持して脈波を検出する。なお、反射光を用いる場合には、同図(c)に示すように指尖部から脈波波形MHを検出するようにしてもよい。

40

#### 【0148】

次に、光電式脈波センサを眼鏡と組み合わせた使用態様を説明する。なお、この眼鏡の形態では、使用者に対する告知手段としての表示装置も一緒に組み込まれた構造になっている。したがって、脈波検出部として以外に表示装置としての機能についても併せて説明す

50

る。

図30は、脈波検出部が接続された装置を眼鏡に取り付けた様子を表わす斜視図である。図のように、装置本体は本体75aと本体75bに分かれ、それぞれ別々に眼鏡の蔓76に取り付けられており、これら本体が蔓76内部に埋め込まれたリード線を介して互いに電氣的に接続されている。

#### 【0149】

本体75aは表示制御回路を内蔵しており、この本体75aのレンズ77側の側面には全面に液晶パネル78が取り付けられ、また、該側面の一端には鏡79が所定の角度で固定されている。さらに本体75aには、光源(図示略)を含む液晶パネル78の駆動回路と、表示データを作成するための回路が組み込まれている。この光源から発射された光は、液晶パネル78を介して鏡79で反射されて、眼鏡のレンズ77に投射される。また、本体75bには、装置の主要部が組み込まれており、その上面には各種のボタンが設けられている。なお、これらボタン80, 81の機能は装置毎に異なる。また、光電式脈波センサを構成するLED32およびフォトトランジスタ33(図4を参照)はパッド82, 83に内蔵されると共に、パッド82, 83を耳朶へ固定するようになっている。これらのパッド82, 83は、本体75bから引き出されたリード線84, 84によって電氣的に接続されている。

10

#### 【0150】

次に、圧力センサによって脈波波形MHを検出する例を説明する。図31(a)は圧力センサを用いた心機能診断装置の外観構成を示す斜視図である。この図に示すように、心機能診断装置1には、一対のバンド144, 144が設けられており、その一方の締着具145の締め付け側には、圧力センサ130'の弾性ゴム131が突出して設けられている。締着具145を備えるバンド144は、圧力センサ130'による検出信号を供給するべくFPC(Flexible Printed Circuit)基板を軟性プラスチックで被覆した構造(詳細は図示省略)となっている。

20

#### 【0151】

また、使用時においては、図31(b)に示すように、締着具145に設けられた弾性ゴム131が橈骨動脈143の近傍に位置するべく、腕時計146が被験者の左腕147に巻回される。このため、脈波を恒常的に検出することが可能となる。なお、この巻回については通常の腕時計の使用状態と何等変わることがない。こうして弾性ゴム131が、被験者の橈骨動脈143近傍に押圧されると、該動脈の血流変動(すなわち脈波)が弾性ゴム131を介して圧力センサ130'に伝達され、圧力センサ130'はこれを血圧として検知する。

30

#### 【0152】

(6) 上述した第1実施形態においてFFTを用いて心拍数HRを求めるようにしてもよい。この場合、心拍数HRは、基本周波数fを測定し、 $f \cdot 60$ を算出すればよい。

#### 【0153】

(7) 上述した各実施形態において、心拍数HRに対応して心拍出量COを格納する個人データベースを設けるようにしてもよい。この場合、個人データベースに心拍出量COを自動的に格納するにしておき、操作ボタンを操作すると過去の心拍出量COが表示部17に表示されるにしておけば、被験者は心拍出量COのトレンドを知ることができる。例えば、ランニング等のトレーニングを行う場合には、トレーニングの効果をこのトレンドによって知ることができる。また、心疾患のリハビリテーションの場合には、心機能の回復の程度をトレンドによって知ることができる。

40

#### 【0154】

(8) 上述した各実施形態において、安静時に心拍出量を算出する装置にあつては、体動がないので、体動波形を検出する加速度センサ130'(体動検出手段)と、脈波波形MHから体動成分を除去して体動除去脈波波形MH'を生成する体動除去部11を用いなくてもよい。この場合、第5実施形態に記載された一回拍出量算出部14を用いると、演算ステップを減少させることができるので、処理時間の短縮と消費電力の低減を図ることが

50

できる。

【 0 1 5 5 】

( 9 ) 上述した各実施形態では、心機能診断装置 1 を説明したが、心機能診断装置 1 は、脈波検出用センサユニット 1 3 0 から一回拍出量算出部 1 4 までの構成によって、一回拍出量 S V が算出されるので、これらの構成を一回拍出量検出装置として把握できることは勿論である。また、脈波検出用センサユニット 1 3 0 から心拍出量算出部 1 5 までの構成によって、心拍出量 C O が算出されるので、これらの構成を拍出量検出装置として把握できることは勿論である。

【 0 1 5 6 】

( 1 0 ) 上述した各実施形態では、心機能診断装置 1 を説明したが、心機能診断装置 1 は、脈波検出用センサユニット 1 3 0 から一回拍出量算出部 1 4 までの構成によって、一回拍出量 S V が算出されるので、これらの構成を一回拍出量検出装置として把握できることは勿論である。また、脈波検出用センサユニット 1 3 0 から心拍出量算出部 1 5 までの構成によって、心拍出量 C O が算出されるので、これらの構成を拍出量検出装置として把握できることは勿論である。

10

【 0 1 5 7 】

( 1 1 ) 上述した第 6 実施形態においては、精密に計測された基準一回拍出量 S V r と、一回拍出量算出部 1 4 によって算出された一回拍出量 S V とに基づいて、補正係数 K H が算出しこれが補正係数メモリ 2 4 1 に記憶されるが、この補正係数 T H を心拍数 H R に対応付けて補正係数メモリ 2 4 1 に記憶するようにしてもよい。この場合には、通常の測定モードにおいて心拍数 H R に応じた補正係数 T H を読み出すことにより、より精密な心拍出量 C O を算出することができる。

20

【 0 1 5 8 】

また、補正係数 K H を一回拍出量 S V について算出するのではなく、心拍数 H R に応じた心拍出量 C O について算出するようにしてもよい。この場合には、外部機器から精密に測定された基準心拍出量 C O ' と、心拍出量算出部 1 5 で算出される心拍出量 C O とを補正係数算出部 2 4 0 に供給し、そこで生成される補正係数 K H を補正係数メモリ 2 4 1 に心拍数 H R と対応付けて格納するようにすればよい。そして、通常の測定モードにおいて、その時点の心拍数 H R に応じて補正係数メモリ 2 4 1 から読み出した補正係数 K H と、心拍出量 C O とを乗算器 2 4 2 で乗算することによって補正された心拍出量 C O を得るよう

30

【 0 1 5 9 】

【 発明の効果 】

以上説明したように、本発明の発明特定事項によれば、簡易な構成で運動中や日常生活において連続的に心拍出量を検出することができる。また、心拍出量に基づいて、心機能を評価することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係わる心機能診断装置の機能構成を示す機能ブロック図である。

【 図 2 】

40

【 図 3 】 第 1 実施形態に係わる心機能診断装置の外観構成を示す斜視図である。

【 図 4 】 同実施形態に係わる脈波検出用センサユニット 1 3 0 の回路図である。

【 図 5 】 同実施形態に係わる心機能診断装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 6 】 同実施形態に係わる 1 拍分の体動除去脈波波形 M H ' の一例を示す図である。

【 図 7 】 同実施形態に係わる拍数検出部と駆出期間検出部の具体的な構成を示す回路図である。

【 図 8 】 同実施形態に係わる脈波波形の一例を示す図である。

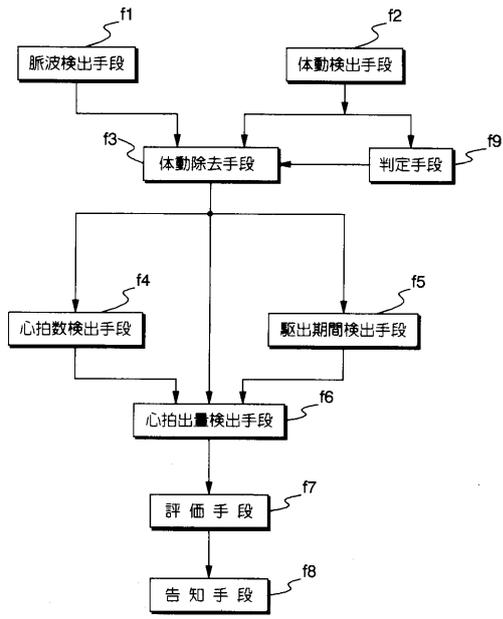
【 図 9 】 同実施形態に係わるピーク情報の内容を示す図である。

【 図 1 0 】 第 2 実施形態に係わる心機能診断装置の電氣的構成を示すブロック図である。

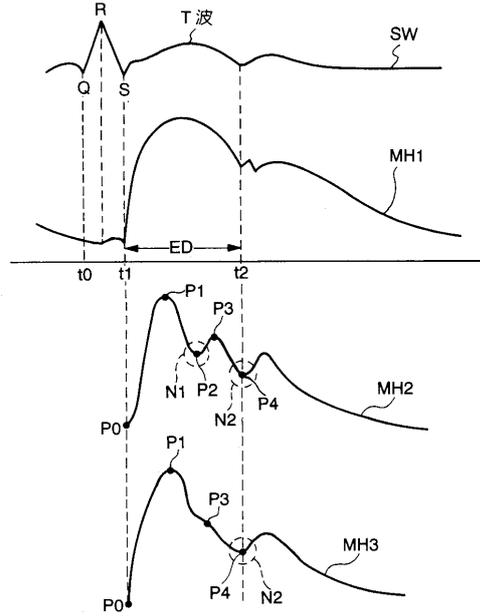
50

- 【図 1 1】 同実施形態に係わる第 1 の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 1 2】 同実施形態に係わる脈波波形の一部の期間について、脈波解析データを示したものである。
- 【図 1 3】 同実施形態に係わる体動除去部の動作を説明するためのタイミングチャートである。
- 【図 1 4】 同実施形態において、期間  $T_c$  における脈波補正データ  $MKD'$  を示す図である。
- 【図 1 5】 同実施形態において、期間  $T_c$  における体動補正データ  $TKD'$  を示す図である。 10
- 【図 1 6】 同実施形態において、体動成分が除去された脈波補正データ  $MKD''$  を示す図である。
- 【図 1 7】 同実施形態における、一回拍出量算出部の動作を説明するための図である。
- 【図 1 8】 第 3 実施形態に係わる心機能診断装置のブロック図である。
- 【図 1 9】 第 4 実施形態に係わる心機能診断装置のブロック図である。
- 【図 2 0】 同実施形態に係わる体動除去部 1 1 の詳細なブロック図である。
- 【図 2 1】 同実施形態に係わる体動除去脈波データ  $MKD''$  の一例を示す図である。
- 【図 2 2】 第 5 実施形態に係わる一回拍出量算出部の構成を示すブロック図である。
- 【図 2 3】 同実施形態に係わる心拍出量テーブルを示すブロック図である。
- 【図 2 4】 第 6 実施形態に係わる一回拍出量補正部 2 4 のブロック図である。 20
- 【図 2 5】 第 7 実施形態に係わる評価部 1 5 のブロック図である。
- 【図 2 6】 変形例においてウェーブレット変換をフィルタバンクで構成した場合の例を示すブロック図である。
- 【図 2 7】 変形例において逆ウェーブレット変換をフィルタバンクで構成した場合の例を示すブロック図である。
- 【図 2 8】 変形例において告知手段の一態様としてのフェイスチャートを示す図である。
- 【図 2 9】 変形例に係わる光電式脈波センサの例を示す図である。
- 【図 3 0】 変形例において光電式脈波センサを眼鏡に応用した例を示す図である。
- 【図 3 1】 変形例において圧力センサを用いた心機能診断装置の外観構成を示す斜視図 30
- 【図 3 2】 収縮期面積法を説明する図である。
- 【符号の説明】
- 1 3 0 脈波検出用センサユニット（脈波検出手段）
- 1 3 0' 加速度センサ（体動検出手段）
- 1 1 体動除去部（体動除去手段）
- 1 2 心拍数検出部（心拍数検出手段）
- 1 3 駆出期間検出部（駆出期間検出手段）
- 1 7 表示部（告知手段）
- 2 0 第 1 のウェーブレット変換部（第 1 のウェーブレット変換手段） 40
- 2 1 第 1 の周波数補正部（第 1 の周波数補正手段）
- 2 2 第 2 のウェーブレット変換部（第 2 のウェーブレット変換手段）
- 2 3 第 2 の周波数補正部（第 2 の周波数補正手段）

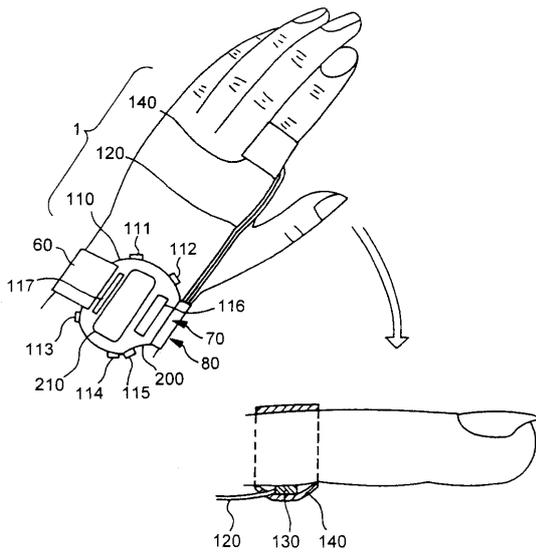
【 図 1 】



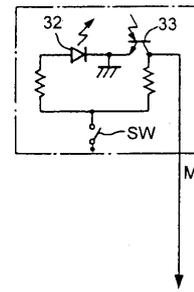
【 図 2 】



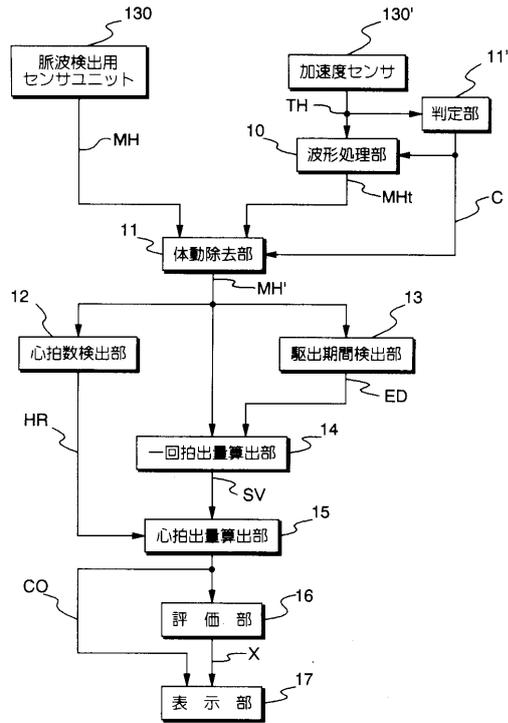
【 図 3 】



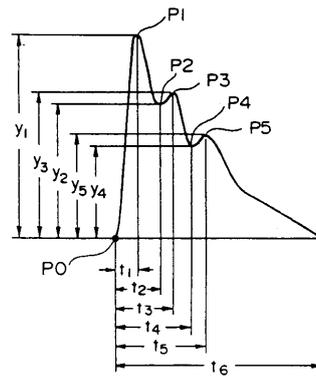
【 図 4 】



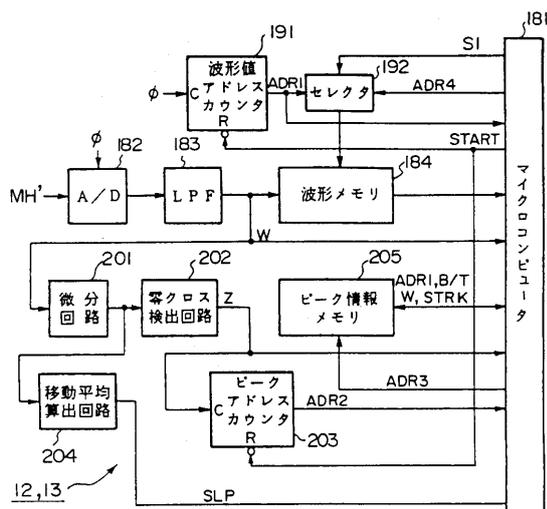
【図5】



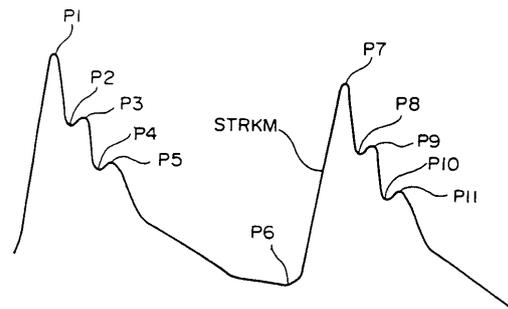
【図6】



【図7】



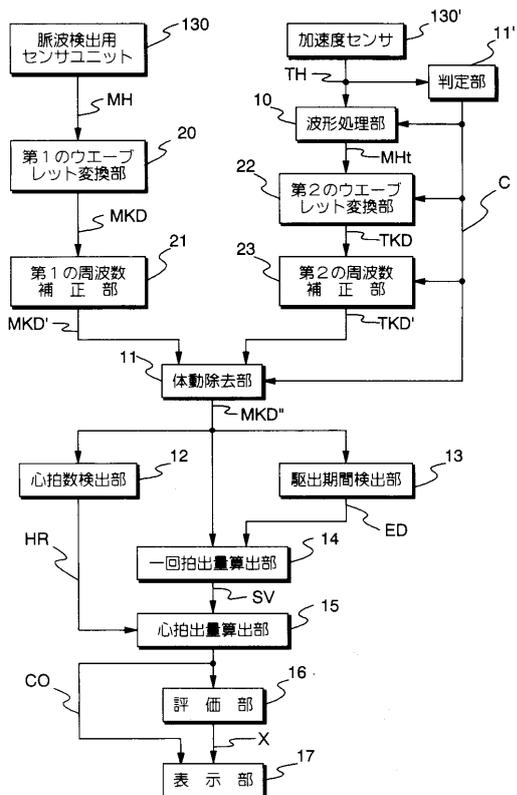
【図8】



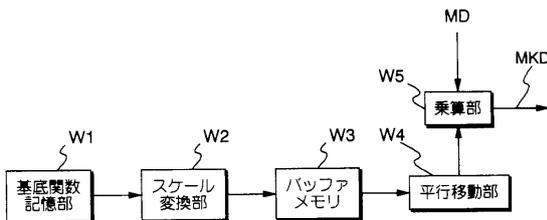
【図9】

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					

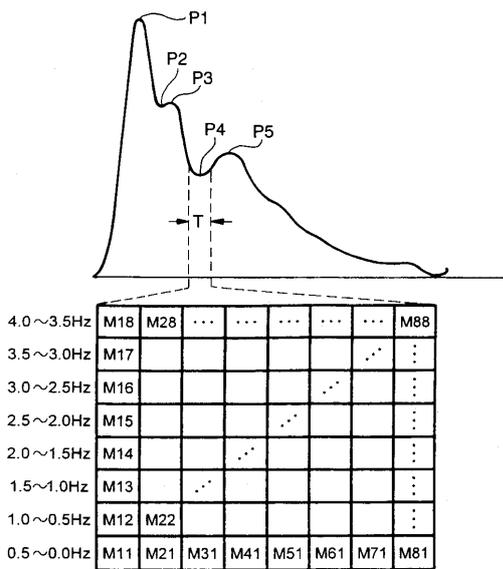
【 図 1 0 】



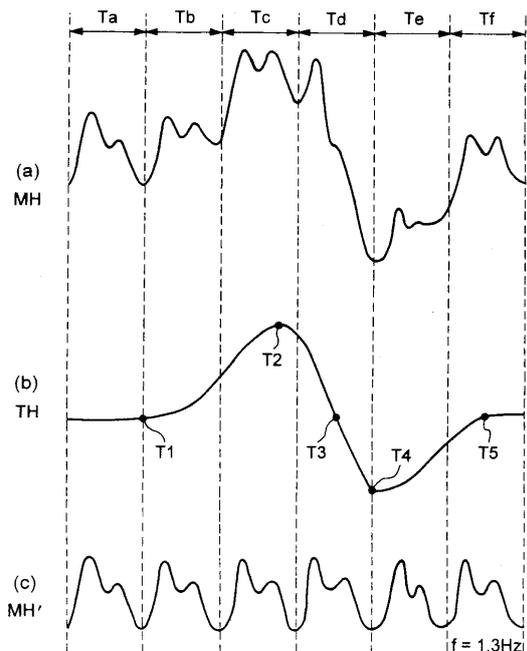
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】

4.0~3.5Hz	8	4	6	0	0	0	0	0
3.5~3.0Hz	5	2	3	1	0	0	0	0
3.0~2.5Hz	2	1	4	0	0	0	0	0
2.5~2.0Hz	1	1	3	0	1	0	0	1
2.0~1.5Hz	2	3	1	1	1	0	0	1
1.5~1.0Hz	4	5	5	5	5	6	5	4
1.0~0.5Hz	4	7	8	8	6	8	8	8
0.5~0.0Hz	6	7	7	10	10	9	9	9
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8

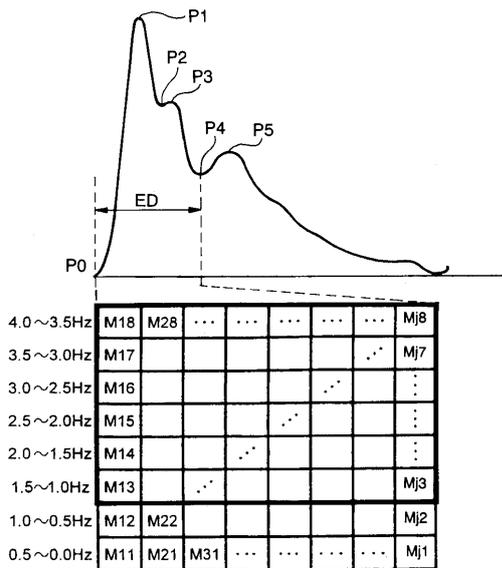
【 図 1 6 】

4.0~3.5Hz	8	4	6	0	0	0	0	0
3.5~3.0Hz	5	2	3	1	0	0	0	0
3.0~2.5Hz	2	1	4	0	0	0	0	0
2.5~2.0Hz	1	1	3	0	1	0	0	0
2.0~1.5Hz	2	3	1	1	1	0	0	1
1.5~1.0Hz	4	4	4	5	5	4	4	4
1.0~0.5Hz	0	2	1	1	1	2	2	1
0.5~0.0Hz	1	1	1	4	3	3	3	3
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8

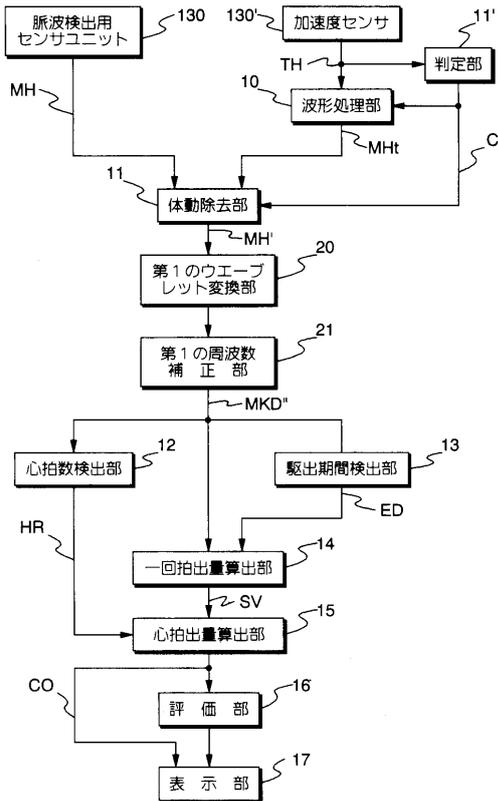
【 図 1 5 】

4.0~3.5Hz	0	0	0	0	0	0	0	0
3.5~3.0Hz	0	0	0	0	0	0	0	0
3.0~2.5Hz	0	0	0	0	0	0	0	0
2.5~2.0Hz	0	0	0	0	0	0	0	0
2.0~1.5Hz	0	0	0	0	0	1	0	0
1.5~1.0Hz	0	1	1	0	0	2	1	0
1.0~0.5Hz	4	5	7	7	5	6	6	7
0.5~0.0Hz	5	6	6	6	7	6	6	6
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8

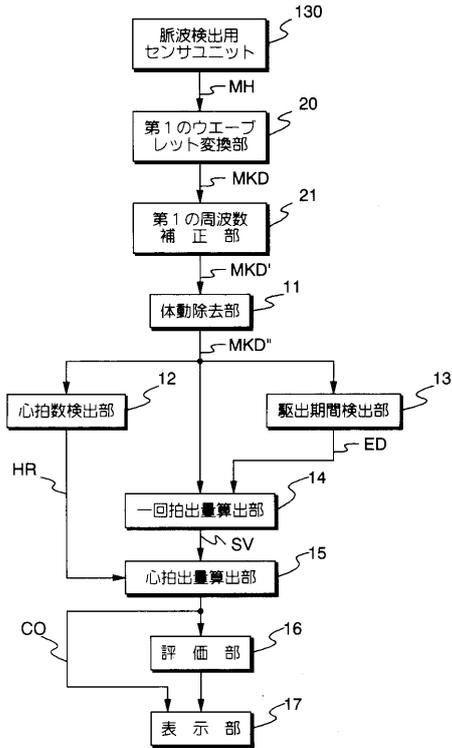
【 図 1 7 】



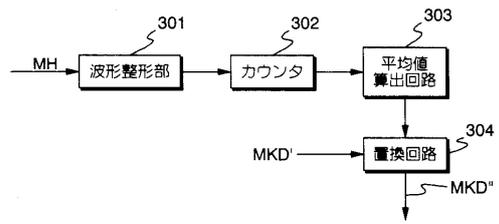
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



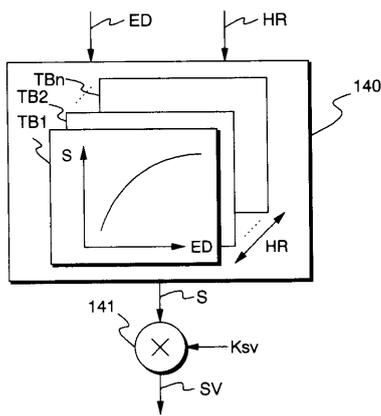
【 図 2 0 】



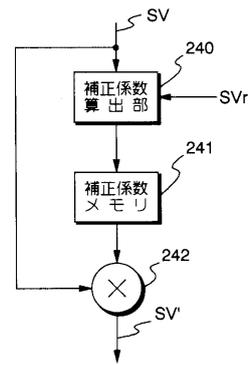
【 図 2 1 】

4.0~3.5Hz	8	4	6	0	0	0	0	0
3.5~3.0Hz	5	2	3	1	0	0	0	0
3.0~2.5Hz	2	1	4	0	0	0	0	0
2.5~2.0Hz	1	1	3	0	1	0	0	1
2.0~1.5Hz	2	3	1	1	1	0	0	1
1.5~1.0Hz	4	5	5	5	5	6	5	4
1.0~0.5Hz	0	0	0	0	0	0	0	0
0.5~0.0Hz	0	0	0	0	0	0	0	0
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8

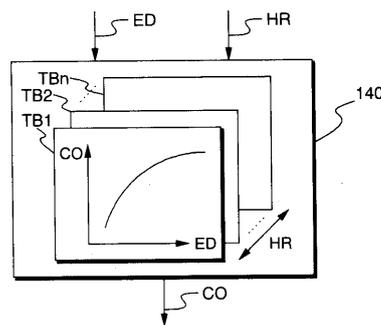
【 図 2 2 】



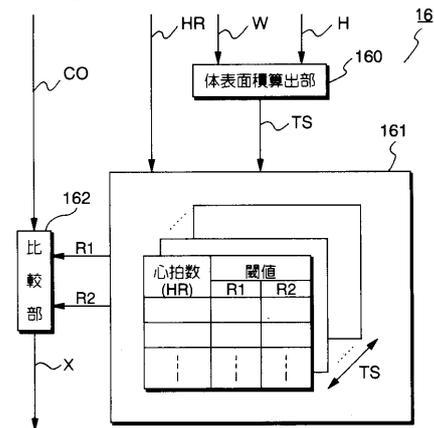
【 図 2 4 】



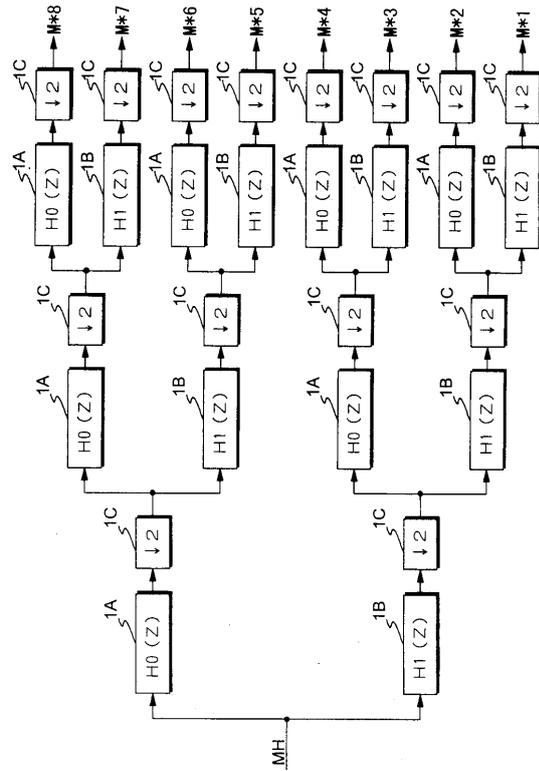
【 図 2 3 】



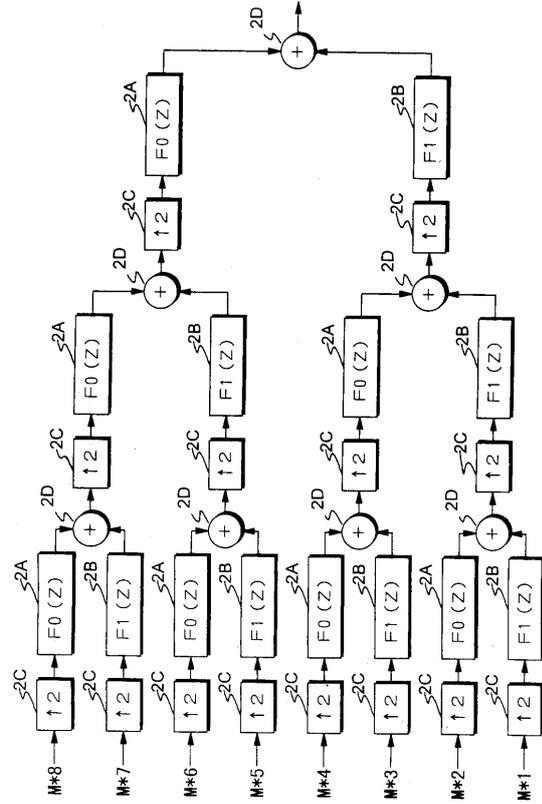
【 図 2 5 】



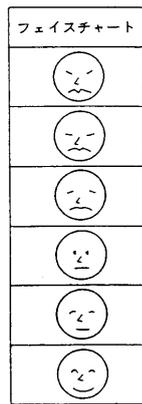
【 図 2 6 】



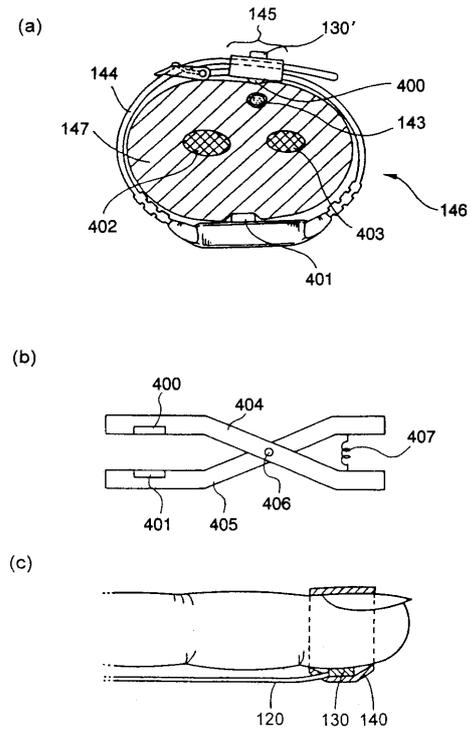
【 図 2 7 】



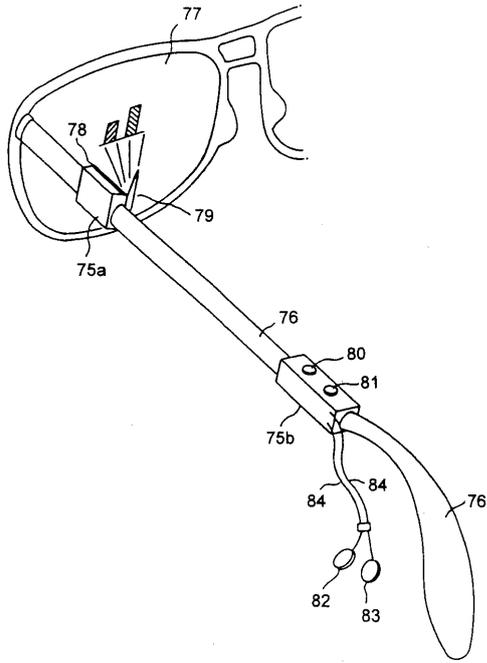
【 図 2 8 】



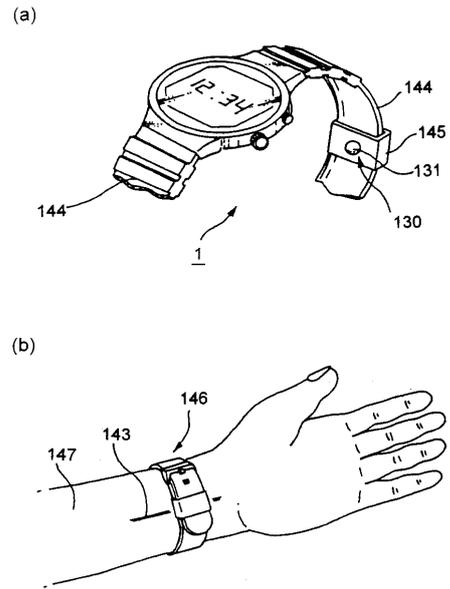
【 図 2 9 】



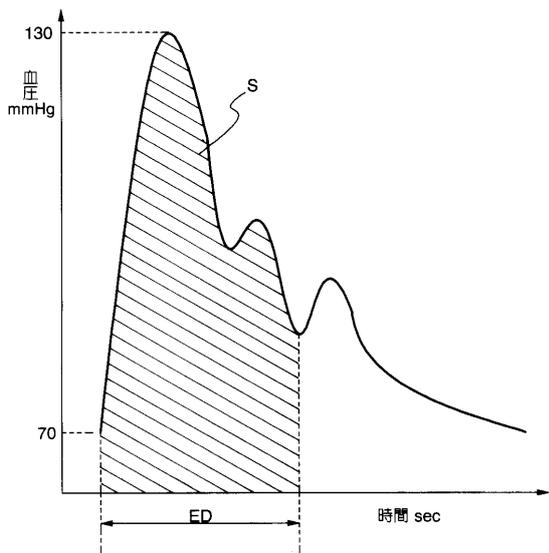
【 図 3 0 】



【 図 3 1 】



【 図 3 2 】



---

フロントページの続き

審査官 本郷 徹

- (56)参考文献 特開平08 - 289876 (JP, A)  
特開平08 - 280636 (JP, A)  
国際公開第97 / 024982 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A61B 5/0245

A61B 5/0205