

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6243761号
(P6243761)

(45) 発行日 平成29年12月6日(2017.12.6)

(24) 登録日 平成29年11月17日(2017.11.17)

(51) Int.Cl.	F 1		
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B	5/02	7 1 0 P
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B	5/02	Z D M C
A 6 1 B 5/026 (2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 1 0 A
	A 6 1 B	5/02	7 1 1 D
	A 6 1 B	5/02	8 0 0 Z

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2014-51095 (P2014-51095)	(73) 特許権者	000230962
(22) 出願日	平成26年3月14日 (2014.3.14)		日本光電工業株式会社
(65) 公開番号	特開2015-173768 (P2015-173768A)		東京都新宿区西落合1丁目31番4号
(43) 公開日	平成27年10月5日 (2015.10.5)	(74) 代理人	100170911
審査請求日	平成28年3月30日 (2016.3.30)		弁理士 松山 啓太
		(72) 発明者	今野 徳人
			東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日 本光電工業株式会社内
		(72) 発明者	羽尻 慎
			東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日 本光電工業株式会社内
		審査官	湯本 照基

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心肺機能評価装置及び心肺機能評価方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者の心電図を測定する心電図測定手段と、
前記被験者の光電脈波を検出する光電脈波検出手段と、
前記心電図を基に前記被験者の心拍数（HR）を算出する心拍数算出手段と、
前記心電図と前記光電脈波に基づいて、前記被験者の脈波伝搬時間（PWTT）を算出するPWTT算出手段と、
前記心拍数（HR）と前記脈波伝搬時間（PWTT）に基づいて、前記被験者の1回拍出量（SV）を算出するSV算出手段と、
前記SV算出手段が算出した1回拍出量（SV）に基づいて、前記被験者の1回拍出量（SV）に関する状態を出力する出力手段と、を有し、
前記SV算出手段は、1回の運動内での1回拍出量（SV）の経時的变化を複数回取得し

10

前記出力手段は、前記SV算出手段が取得した複数の1回拍出量（SV）の経時的变化に基づいて、複数のグラフを重畳的に表示する、心肺機能評価装置。

【請求項2】

前記心肺機能評価装置は、前記SV算出手段が算出した1回拍出量（SV）と、1回拍出量（SV）に関する指標値と、に基づいて、前記被験者の心肺能力を評価するSV評価手段、を更に備え、
前記出力手段は、前記SV評価手段による評価結果を前記被験者の1回拍出量（SV）に

20

関する状態として出力する、
請求項 1 に記載の心肺機能評価装置。

【請求項 3】

前記指標値は、前記 S V 算出手段が以前に算出した 1 回拍出量 (S V) の履歴値、または前記被験者に関連する 1 回拍出量 (S V) の統計値、の少なくとも一方を含む、請求項 2 に記載の心肺機能評価装置。

【請求項 4】

前記 S V 評価手段は、前記 S V 算出手段が算出した現在の 1 回拍出量 (S V) と、所定のタイミングで取得した前記履歴値と、の差分 ($e s S V$) を算出する、請求項 3 に記載の心肺機能評価装置。

10

【請求項 5】

前記 S V 評価手段は、前記履歴値を参照し、前記 S V 算出手段が算出した現在の 1 回拍出量 (S V) の変化量 ($d (e s S V) / d t$) を算出する、請求項 3 または請求項 4 に記載の心肺機能評価装置。

【請求項 6】

前記 S V 評価手段は、前記統計値と前記 S V 算出手段が算出した現在の 1 回拍出量 (S V) と、を比較評価する、請求項 3 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の心肺機能評価装置。

【請求項 7】

被験者の心電図を測定する心電図測定ステップと、
前記被験者の光電脈波を検出する光電脈波検出ステップと、
前記心電図を基に前記被験者の心拍数 (H R) を算出する心拍数算出ステップと、
前記心電図と前記光電脈波に基づいて、前記被験者の脈波伝搬時間 (P W T T) を算出する P W T T 算出ステップと、
前記心拍数 (H R) と前記脈波伝搬時間 (P W T T) を基に前記被験者の 1 回拍出量 (S V) を算出する S V 算出ステップと、
前記 S V 算出ステップにおいて算出した 1 回拍出量 (S V) に基づいて、前記被験者の S V に関する状態を出力する出力ステップと、を有し、
前記 S V 算出ステップでは、1 回の運動内での 1 回拍出量 (S V) の経時的变化を複数回取得し、

20

前記出力ステップでは、前記 S V 算出手段が取得した複数の 1 回拍出量 (S V) の経時的变化に基づいて、複数のグラフを重疊的に表示する、心肺機能評価方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は心臓の拍動により駆出される血液量を測定する装置において被験者の心肺機能を評価する装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、心肺機能を向上させるトレーニングとして高山トレーニングや低酸素状態における運動が実施されている。これらのトレーニングの効果が十分であるか否かの判断は、一般的にトレーニング前後での比較(たとえばトレーニングを始める前の長距離走の測定タイムとトレーニングを暫く行った後の長距離走の測定タイムとの比較)や疲労感の計測により判断していた。しかしながら、これらの評価は客観的な評価ではないため、正確にトレーニングの効果を把握することはできない。

40

【0003】

心肺機能の能力向上の計測指標に関する技術として特許文献 1 が挙げられる。特許文献 1 にかかるスポーツ用循環機能測定装置は、スポーツ選手等が運動前、運動中、運動後に亘る総合的な循環機能評価を行うことを目的としている。当該スポーツ用循環機能測定装置は、長時間連続的に非侵襲で心拍出量を測定する技術(詳細には特許文献 2 を参照されたい。)を用いて被験者の心拍数 (H R) と一回拍出量 (S V) を計測する。そして当該

50

スポーツ用循環機能測定装置は、心拍数（HR）の増加する過程において計測された一回拍出量（SV）の軌跡カーブと、心拍数（HR）の減少する過程において計測された一回拍出量（SV）の軌跡カーブと、を同一表示手段上に表示する。その後、スポーツ用循環機能測定装置は、2つの軌跡カーブによって囲まれた面積の大きさにより被験者の循環機能の評価を提示している。ここで軌跡カーブとは横軸を心拍数（HR）とした場合の一回拍出量（SV）の変化を縦軸に記載したカーブである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2007-44352号公報

10

【特許文献2】特開2005-312947号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】[平成26年2月13日検索]、インターネット<URL: <http://www.nihonkohden.co.jp/iryo/techinfo/pwtt/principle.html>>

【非特許文献2】桜井、渡辺、「ME早わかりQ&A3 血圧計・心拍出量計・血流計」、南江堂、p.125-127

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

20

ところで心肺能力を向上させるためには、最大酸素摂取量が増加することが重要である。最大酸素摂取量は、一回拍出量（SV）を増加させることにより向上が見込まれる。そこで、一回拍出量（SV）の状態（たとえば毎日トレーニングを継続した場合の経過日数と一回拍出量（SV）の変化との関係）を把握することにより、被験者の運動効果や、他者と比較した被験者の心肺機能の状態を把握することができる。

【0007】

特許文献1に記載のスポーツ用循環機能測定装置は、2つの軌跡カーブに囲まれた面積によって被験者の心肺機能の評価している。当該面積は、横軸に心拍数（HR）をとり縦軸に一回拍出量（SV）をとった図表の面積であるため、心拍出量（CO）に関連する値となる。当該面積は単位時間内に心臓より拍出された血液量を把握できるものの、当該面積が一回に拍出される量（SV）に依存した結果だったのか、心拍数（HR）に依存した結果だったのかまでは把握できない。すなわち当該スポーツ用循環機能測定装置は、心拍出量（CO）を用いて循環機能の評価を行っている。そのため当該手法では、一回拍出量（SV）の変化量等といった一回拍出量（SV）そのものの状態を適切に把握することができない。

30

【0008】

上記事情を鑑みて本発明は、一回拍出量（SV）を用いて被験者の心肺機能（たとえば心肺機能の向上度合、同世代の心拍機能との比較等）の状態を適切に把握できる心肺機能評価装置及び心肺機能評価方法を提供することを主たる目的とする。

【課題を解決するための手段】

40

【0009】

そこで前記の課題を解決するために、本発明にかかる心肺機能評価装置は、被験者の心電図を測定する心電図測定手段と、前記被験者の光電脈波を検出する光電脈波検出手段と

、
前記心電図を基に前記被験者の心拍数（HR）を算出する心拍数算出手段と、前記心電図と前記光電脈波に基づいて、前記被験者の脈波伝搬時間（PWTT）を算出するPWTT算出手段と、前記心拍数（HR）と前記脈波伝搬時間（PWTT）を基に前記被験者の一回拍出量（SV）を算出するSV算出手段と、前記SV算出手段が算出した一回拍出量（SV）に基づいて、前記被験者の一回拍出量（SV）に関する状態を出力する出力手段と、を有する。

50

【 0 0 1 0 】

上述の構成ではSV算出手段が被験者の1回拍出量(SV)を算出し、出力手段がSV算出手段の算出した1回拍出量(SV)を基に被験者の1回拍出量(SV)を把握できる情報を出力している。この出力を参照することにより、被験者の1回拍出量(SV)の状態を正確に把握することができる。ひいては被験者の心肺機能の状態を把握することができる。

【 0 0 1 1 】

以下、上述の心肺機能評価装置の付随的構成や改良的構成について説明する。上述の出力手段は、前記SV算出手段が算出した1回拍出量(SV)の経時的变化を出力してもよい。

10

【 0 0 1 2 】

出力された1回拍出量(SV)の経時的变化を参照することにより、時間変化と1回拍出量(SV)の関係を正確に把握することができる。

【 0 0 1 3 】

ここで前記出力手段は、前記SV算出手段が算出した1回拍出量(SV)の経時的变化をグラフ形式で出力することがさらに好ましい。

【 0 0 1 4 】

1回拍出量(SV)の経時的变化を視覚的に参照することにより、時間変化と1回拍出量(SV)の関係を正確かつ直感的に把握することができる。

【 0 0 1 5 】

また前記表示手段は、1回の運動内で前記SV算出手段が取得した1回拍出量(SV)の経時的变化を前記グラフに表示する、構成であってもよい。

20

【 0 0 1 6 】

1回拍出量(SV)の経時的变化をグラフに表示する構成により、1回の運動内(例えばある日に長距離走を走り始めてから走り終わるまで)において、被験者の1回拍出量(SV)がどのように変化したかを視覚的に把握することができる。

【 0 0 1 7 】

さらに上述のSV算出手段が、前記被験者の1回の運動内での1回拍出量(SV)の経時的变化を複数回取得し、前記表示手段は、前記SV算出手段が取得した複数の1回拍出量(SV)の経時的变化を基に複数のグラフに重疊的に表示する、構成であってもよい。

30

【 0 0 1 8 】

グラフを重疊的に記載する構成により、各回の運動における1回拍出量(SV)の変化を同時に把握することが可能となる。

【 0 0 1 9 】

また上記の心肺機能評価装置は、前記SV算出手段が算出した1回拍出量(SV)と、1回拍出量(SV)に関する指標値と、に基づいて、前記被験者の心肺能力を評価するSV評価手段、を更に備え、前記出力手段は、前記SV評価手段による評価結果を前記被験者の1回拍出量(SV)に関する状態として出力する、構成であってもよい。

【 0 0 2 0 】

被験者等は、これらの評価値を参照することにより被験者の1回拍出量(SV)の状態、ひいては被験者の心肺機能の状態を正確に把握することができる。

40

【 0 0 2 1 】

ここで前記指標値は、前記SV算出手段が以前に算出した1回拍出量(SV)の履歴値、または前記被験者に関連する1回拍出量(SV)の統計値、の少なくとも一方を含む、ものであればよい。

【 0 0 2 2 】

前記SV評価手段は、前記SV算出手段が算出した現在の1回拍出量(SV)と、所定のタイミングで取得した前記履歴値と、の差分($e s S V$)を算出する、ものであってもよい。

【 0 0 2 3 】

50

e s S Vを参照することにより、被験者（またはその他のユーザ）は特定時点（例えばトレーニングを全く行っていない状態）からの1回拍出量（S V）の変化度合（上昇度合、下降度合）を数値として正確に把握することができる。

【0024】

前記S V評価手段は、前記履歴値を参照し、前記S V算出手段が算出した現在の1回拍出量（S V）の変化量（ $d(e s S V) / dt$ ）を算出する、構成であってもよい。

【0025】

変化量（ $d(e s S V) / dt$ ）を参照することにより、被験者（またはその他のユーザ）は変化量（ $d(e s S V) / dt$ ）を算出した時点のトレーニング強度（または心肺機能の向上効果率）を正確に把握することができる。

10

【0026】

前記S V評価手段は、前記統計値と前記S V算出手段が算出した現在の1回拍出量（S V）と、を比較評価する、構成であってもよい。

【0027】

この比較を行う場合、被験者の1回拍出量（S V）が平均値と比べた場合に高いか否か等を正確に把握できる。

【0028】

なお前記の課題を解決するために、本発明にかかる心肺機能評価装置は、非侵襲の手法を用いて被験者の1回拍出量（S V）を算出する非侵襲S V算出手段と、前記非侵襲S V算出手段が算出した1回拍出量（S V）に基づいて、前記被験者の1回拍出量（S V）に関する状態を出力する出力手段と、を有する、構成であってもよい。

20

【0029】

上述の構成では非侵襲S V算出手段が被験者の1回拍出量（S V）を非侵襲の手法を用いて算出し、出力手段がS V算出手段の算出した1回拍出量（S V）を基に被験者の1回拍出量（S V）を把握できる情報を出力している。この出力を参照することにより、被験者の1回拍出量（S V）の状態を正確に把握することができる。ひいては被験者の心肺機能の状態を把握することができる。

【発明の効果】

【0030】

本発明は、1回拍出量（S V）を用いて被験者の心肺機能の状態（たとえば心肺機能の向上度合、同世代の心拍機能との比較等）を適切に把握できる心肺機能評価装置及び心肺機能評価方法を提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】実施の形態1にかかる心肺機能評価装置1の構成を示すブロック図である。

【図2】実施の形態1にかかる出力手段7の第1の出力例を示す概念図である。

【図3】実施の形態1にかかる出力手段7の第2の出力例を示す概念図である。

【図4】実施の形態1にかかる出力手段7の第3の出力例を示す概念図である。

【図5】実施の形態2にかかる心肺機能評価装置1の構成を示すブロック図である。

【図6】実施の形態2にかかるS V評価手段9による評価を示す概念図である。

40

【図7】実施の形態2にかかるS V評価手段9が比較評価に用いる統計値の具体例を示すテーブルである。

【図8】実施の形態2にかかる出力手段7の第1の出力例を示す概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0032】

<実施の形態1>

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。図1は、本実施の形態にかかる心肺機能評価装置1の構成を示すブロック図である。心肺機能評価装置1は、非侵襲S V算出手段10、出力手段7、及び記憶手段8を備える。非侵襲S V算出手段10は、心電図測定手段2、光電脈波検出手段3、P W T T算出手段4、心拍数算出手段5、及

50

びSV算出手段6を備える。非侵襲SV算出手段10は、非侵襲の手法を用いて被験者の1回拍出量(SV)を算出する処理手段である。

【0033】

心電図測定手段2は、図示しない心電図電極と接続される。心電図電極は、被験者の胸部に装着される。心電図測定手段2は、心電図電極から得られた心電図信号を基に心電図(ECG:Electrocardiogram)を取得し、取得した心電図(ECG)をPWTT算出手段4及び心拍数算出手段5に供給する。

【0034】

光電脈波検出手段3は、被験者の末梢部分(たとえば被験者の指)に装着される。光電脈波検出手段3は、一般的なSpO2測定等を行い、被験者の光電脈波波形を算出する。光電脈波検出手段3は、算出した被験者の光電脈波波形をPWTT算出手段4に供給する。

【0035】

心拍数算出手段5は、心電図測定手段2が測定した心電図(ECG)の波形を基に心拍数(HR:Heart Rate)を算出する。心拍数算出手段5は、算出した心拍数(HR)をSV算出手段6に供給する。

【0036】

PWTT算出手段4は、光電脈波波形と心電図(ECG)を基に脈波伝搬時間(PWTT:Pulse Wave Transition Time)を算出する。光電脈波波形と心電図(ECG)と脈波伝搬時間(PWTT)の関係は、たとえば非特許文献1を参照されたい。またPWTTの算出方法の詳細は、たとえば特許文献1図2と同様であればよい。PWTT算出手段4は、算出した脈波伝搬時間(PWTT)をSV算出手段6に供給する。

【0037】

SV算出手段6は、脈波伝搬時間(PWTT)と心拍数(HR)を基に1回拍出量(SV:Stroke Volume)を算出する。SV算出手段6による1回拍出量(SV)の算出処理は、たとえば特許文献1図2に示すフローと略同等である。SV算出手段6は、算出した1回拍出量(SV)を出力手段7に供給する。

【0038】

出力手段7は、SV算出手段6が算出した1回拍出量(SV)を基に、被験者の1回拍出量(SV)に関する状態を出力する。ここで1回拍出量(SV)に関する状態とは、1回拍出量(SV)の値の経時的変化や、1回拍出量(SV)の値により算出した評価値(実施の形態2で後述する後述する $esSV$ 、 $d(esSV)/dt$ 等である。)、算出した1回拍出量(SV)の値と統計値(たとえば被験者の同年齢における1回拍出量(SV)の平均値であり、詳細は実施の形態2で後述する。)との比較値、等を含む概念である。出力手段7は、好適には心肺機能測定装置1に内蔵されたCPU(Central Processing Unit、図1には図示せず)によってプログラムとして実行される処理手段である。

【0039】

記憶手段8は、SV算出手段6が算出した1回拍出量(SV)を適宜記憶する。ここで記憶手段8は、たとえば心肺機能評価装置1内に設けられたハードディスクドライブ等の記憶手段であってもよく、心肺機能評価装置1に着脱可能なUSB(Universal Serial Bus)メモリやフラッシュメモリ等の記憶手段や、心肺機能評価装置1と通信可能なサーバ等に設けられた記憶手段であってもよい。

【0040】

なお、上述の例において非侵襲SV算出手段10は、心電図(ECG)、脈波伝搬時間(PWTT)、心拍数(HR)を用いて被験者の1回拍出量(SV)を算出していたが必ずしもこれに限られない。すなわち非侵襲SV算出手段10は、他の非侵襲の手法により被験者の1回拍出量(SV)を算出してもよい。例えば非侵襲SV算出手段10は、いわゆるインピーダンスカーディオグラフにより被験者の1回拍出量(SV)を算出してもよい。以下、インピーダンスカーディオグラフによって1回拍出量(SV)を算出する例について説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 1 】

被験者は、2つの電極を首等に回して取り付け、他の2つの電極を胸部等に回して取り付ける。そして首側の1つの電極（電極1とする）と胸側の1つの電極（電極4とする）に高周波電源を取り付ける。その後4つの電極（電極1～4）に対し、生体に影響を与えない程度の微弱な高周波電流を流す。これにより首側の他方の電極（電極2とする）と胸側の他方の電極（電極3とする）の間の生体のインピーダンスに比例した電圧が生じる。ここで非侵襲SV算出手段10は電極2と電極3の間の電圧を検出し、その電圧値を電流値で割ってインピーダンスを算出する。非侵襲SV算出手段10は、算出したインピーダンス、電極2～電極3の距離、及び血液抵抗をクビセク（Kubicsek）の式に代入することにより被験者の1回拍出量（SV）を算出する。なお、インピーダンスカーディオグラフの詳細は、例えば非特許文献2に記載されている。

10

【 0 0 4 2 】

以下、出力手段7の出力処理の具体例について説明する。詳細には、出力手段7が被験者の1回拍出量（SV）の経時的变化をグラフ形式で出力する例を図2～図4を参照して説明する。

【 0 0 4 3 】

図2は、出力手段7の第1の出力例を示す概念図である。以下の説明では被験者が継続的に長距離走（たとえば毎日1時間）のトレーニングを行っている際に1回拍出量（SV）を所定のタイミング（例えば走り始めてから45分後）に測定しているものとして説明を行う。図2では、出力手段7はトレーニングの経過日数と1回拍出量（SV）の値の変化を示すグラフを表示手段（たとえば心肺機能評価装置1と一体化したディスプレイ装置等）に出力している。

20

【 0 0 4 4 】

被験者（または被験者を指導するスポーツコーチ等の他のユーザ）は、図2のグラフを参照することにより1回拍出量（SV）の経時的变化を把握することができる。図2の例では、トレーニング開始時点（0日）と比べて現在（9日）の1回拍出量（SV）の値が向上しているため、被験者等はトレーニングにより心肺機能が向上していることを視覚的に認識することができる。また8日目の1回拍出量の値から9日目の1回拍出量（SV）の値の上昇率が大きいいため、被験者は9日目のトレーニングが心肺機能の向上に有効であったことを視覚的に把握することができる。

30

【 0 0 4 5 】

なお、図2の例では経過日数と1回拍出量（SV）の関係を図示しているが、必ずしもこれに限られない。例えば被験者が1日に2回の練習（午前練習、午後練習）を行う場合、出力手段7はグラフ上に1日2回のプロットを行えばよい。

【 0 0 4 6 】

続いて図3を参照して出力手段7による第2の出力例を示す。図3は、1回の運動（例えば1時間の長距離走であり、換言すると1回のトレーニングを示す。）内での1回拍出量（SV）と経過時間の関係を表示するものである。SV算出手段6は、1回の運動内において連続して1回拍出量（SV）を算出している。出力手段7は、図3に示すように、SV算出手段6が算出した1回拍出量（SV）の1回の運動内での経時的变化をリアルタイムで表示手段に表示する。

40

【 0 0 4 7 】

負荷のある運動を連続的に行った場合、1回拍出量（SV）は急激に上昇していき、嫌気性代謝閾値（AT）と呼ばれる値を超えた後になだらかに上昇する（図3）。なお、嫌気性代謝閾値（AT）と心拍数（HR）のおおよその値の関係は以下の式で示される。

$$HR = \{ (220 - \text{年齢}) - \text{安静時心拍数} \} \times 50\% + \text{安静時心拍数}$$

【 0 0 4 8 】

被験者等は図3のグラフを参照することにより1回の運動（1時間の長距離走）内において1回拍出量（SV）がどのように変化したかを視覚的に把握できる。詳細には被験者は、いつの時点で1回拍出量（SV）の値が嫌気性代謝閾値（AT）に到達したか、平穩

50

時（スタート時）からの1回拍出量（SV）の上昇度合、等を視覚的に把握することができる。

【0049】

なお出力手段7は、図3に示すような1回の運動における1回拍出量（SV）の経時的变化を複数表示してもよい。図4に例を示す。SV算出手段6は、各日で取得した1回拍出量（SV）の値を記憶手段8に格納しておく。すなわちSV算出手段6は、1回の運動内での1回拍出量（SV）の経時的变化を複数回取得して記憶手段8に格納しておく。

【0050】

出力手段7は、図4に示すように1回拍出量（SV）の経時的变化を示す複数のグラフを重疊的に表示する。ここで出力手段7は、図4に示すように各運動の実施日も合わせて表示することが好ましい。

10

【0051】

被験者は図4のグラフを参照することにより、1回拍出量（SV）の変化度合を把握することができる。例えば被験者は、トレーニングの経過に伴って1回の運動内における1回拍出量（SV）の変化傾向がどのように変わってきているかをグラフから視覚的に理解することができる。例えば、嫌気性代謝閾値（AT）の値が大きくなれば、1回拍出量（SV）の能力が高まっていると判断できる。

【0052】

図2～図4の例では、出力手段7はSV算出手段6が算出した1回拍出量（SV）をグラフ形式で出力したが必ずしもこれに限られず、たとえば表形式で出力して被験者等に提示してもよい。また出力手段7は、必ずしもGUI（Graphical User Interface）ベースの出力を行う必要はなく、CUI（Character User Interface）ベースの出力を行ってもよい。例えば出力手段7は、1回拍出量（SV）の経時的变化をCSV（Comma-Separated Values）ファイルに出力してもよい。また出力手段7は、必ずしも1回拍出量（SV）と時間経過の関係がわかるように出力する必要はなく、ある時点での1回拍出量（SV）の値をそのままファイル等に出力してもよい。

20

【0053】

続いて本実施の形態にかかる心肺機能評価装置1の効果について改めて説明する。従来の心拍出量（CO：Cardiac Output）を基にした心肺機能の評価では、心拍数（HR）の上昇により心拍出量（CO）が上昇しているのか、それとも1回拍出量（SV）の上昇により心拍出量（CO）が上昇しているのか、を正確に把握することができなかった。このため、正確に被験者の心肺機能の評価することができなかった。

30

【0054】

一方、上述の構成ではSV算出手段6が被験者の1回拍出量（SV）を算出している。そして出力手段7は、SV算出手段6が算出した1回拍出量（SV）を基に被験者の1回拍出量（SV）の状態を把握できる情報を出力している。この出力を参照することにより、被験者の1回拍出量（SV）の状態を正確に把握することができる。ひいては被験者の心肺機能の状態を把握することができる。

【0055】

上述のように出力手段7が1回拍出量（SV）の経時的变化を出力する場合、被験者等は時間経過とトレーニングの効果の関係を把握することができる。特に図2～図4に示すようなグラフ形式で出力を行うことにより、トレーニング等の経過に伴ってどのように被験者の1回拍出量（SV）が変化したかを視覚的に把握することができる。

40

【0056】

<実施の形態2>

実施の形態2にかかる心肺機能評価装置1は、SV算出手段6が算出した1回拍出量（SV）を基に心肺機能の状態を把握できる評価値を算出することを主な特徴とする。以下、実施の形態1と異なる点を説明する。

【0057】

図5は、本実施の形態にかかる心肺機能評価装置1の構成を示すブロック図である。図

50

1 に示す構成に加えてSV評価手段9を更に有する。SV算出手段6は、算出した1回拍出量(SV)の値を出力手段7とSV評価手段9に供給する。

【0058】

SV評価手段9は、1回拍出量(SV)の値と、1回拍出量(SV)に関する指標値と、の比較評価を行い、当該評価によって得られた評価値を出力手段7に供給する。ここで評価値は、数値のみならず、指標値と1回拍出量(SV)のどちらが大きいを示す真偽値等も含むものである。また比較に用いる指標値とは、SV算出手段6が以前に算出した1回拍出量(SV)の値(履歴値)や統計値(例えば被験者の同性同年代の平均SV値)等を含むものである。以下にSV評価手段9による評価の具体例1を、図6を参照して説明する。

10

【0059】

具体例1として、SV評価手段9がSV算出手段6の算出した現在の1回拍出量(SV)と、所定のタイミングで取得した1回拍出量(SV)の履歴値と、の差分($e s S V$)を算出する例について説明する。被験者(またはその他のユーザ)は、基準となる時点を入力手段(例えば心肺機能評価装置1に接続されたマウスやキーボード等)を介して指定する。以下、基準となる時点における1回拍出量(SV)の値をコントロール値と呼称する。記憶手段8はコントロール値を記憶しておき、SV評価手段9は記憶手段8から適宜コントロール値を読み出す。SV評価手段9は、現在の1回拍出量(SV)の値とコントロール値との差分($e s S V$)を減算処理により算出し、差分値($e s S V$)を出力手段7に供給する。

20

【0060】

具体例2として、SV評価手段9がSV算出手段6の算出した現在の1回拍出量(SV)の変化量を算出する例について説明する。記憶手段8は、図6に示すような1回拍出量(SV)の履歴値を保持しておく。SV評価手段9は、この履歴値と、SV算出手段6の算出した現在の1回拍出量(SV)と、を用いて1回拍出量(SV)の変化量($d(e s S V) / d t$)を算出する。算出処理は、一般の微分演算処理により算出すればよい。SV評価手段9は、算出した1回拍出量(SV)の変化量($d(e s S V) / d t$)を出力手段7に供給する。

【0061】

SV評価手段9の評価処理は、以前に取得した1回拍出量(SV)との比較に限られない。具体例3として、現在の1回拍出量(SV)と統計値との比較処理について説明する。図7は統計値の具体例を示すテーブルである。当該テーブルは、属性(男性アスリート(黄色人種)等)及び年齢と、1回拍出量(SV)の平均値と、の関係を示す。ここで1回拍出量(SV)の平均値は、1回の運動内における所定のタイミング(例えば1時間の長距離走を始めてから45分後)に測定した1回拍出量(SV)の平均値であればよい。図7の例では、16~20歳の男性アスリート(黄色人種)の1回拍出量(SV)の平均値は、“XXX1”である。

30

【0062】

SV評価手段9は、SV算出手段6が算出した1回拍出量(SV)をテーブル内の対応するデータと比較し、被験者の1回拍出量(SV)が平均よりも大きいか否かを評価する。なおSV評価手段9は、平均値よりも大きいか否かを示す真偽値を算出してもよく、平均値との差分値を算出してもよい。SV評価手段9は、算出した値(真偽値や差分値)を出力手段7に供給する。

40

【0063】

以上がSV評価手段9による評価の具体例であるが、これ以外の評価を行ってもよい。出力手段7には、SV算出手段6が算出した1回拍出量(SV)と、SV評価手段9が評価処理により算出した各種の評価値($e s S V$ 、 $d(e s S V) / d t$ 等)と、が入力される。出力手段7は、これらの入力の一部、または全部を出力する。

【0064】

たとえば出力手段7は、各種の評価値($e s S V$ 、 $d(e s S V) / d t$ 等)を記憶

50

手段 8 内に電子ファイルとして書き込んでもよい。また出力手段 7 は、1 回拍出量 (S V) の経時的变化とともに評価値を表示してもよい。表示例を図 8 に示す。

【 0 0 6 5 】

図 8 では、経過日数に対する 1 回拍出量 (S V) の変化と、現在 (X 日経過時点) の評価値 ($e s S V$ 、 $d (e s S V) / d t$ 等) を重畳的に表示している。なお図 8 の表示はあくまでも一例であり、これ以外の表示画面であってもよい。被験者は、図 8 の画面を参照することにより 1 回拍出量 (S V) の状態を視覚的に把握できるとともに、1 回拍出量 (S V) に関する正確な数値も把握することができる。

【 0 0 6 6 】

続いて本実施の形態にかかる心肺機能評価装置 1 の効果について説明する。上述のように S V 評価手段 9 は、被験者の 1 回拍出量 (S V) の状態を示す各種の評価値 ($e s S V$ 、 $d (e s S V) / d t$ 等) を算出している。被験者等は、これらの評価値を参照することにより被験者の 1 回拍出量 (S V) の状態、ひいては被験者の心肺機能の状態を正確に把握することができる。

【 0 0 6 7 】

たとえば S V 評価手段 9 が $e s S V$ を算出した場合、被験者等は特定時点 (例えばトレーニングを全く行っていない状態) からの 1 回拍出量 (S V) の変化度合 (上昇度合、下降度合) を数値として正確に把握することができる。

【 0 0 6 8 】

また S V 評価手段 9 が $d (e s S V) / d t$ を算出する場合、被験者等は変化量 ($d (e s S V) / d t$) を算出した時点のトレーニング強度 (または心肺機能の向上効果率) を正確に把握することができる。

【 0 0 6 9 】

S V 評価手段 9 が統計値 (例えば同性同年代の平均値) と被験者の 1 回拍出量 (S V) を比較した場合、被験者等は同一カテゴリーにおける被験者の能力程度を正確に把握できる。

【 0 0 7 0 】

以上、本発明者によってなされた発明を実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は既に述べた実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能であることはいうまでもない。

【 0 0 7 1 】

上述の例では被験者が長距離走を行う例を中心に説明を行ったが、上述の心肺機能評価装置 1 は低負荷の運動 (例えばリハビリテーション) 時にも利用できるのは勿論である。また心肺機能評価装置 1 は、被験者に装着するタイプの装置だけでなく、ベッドサイドで使用するような装置であってもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 2 】

- 1 心肺機能評価装置
- 2 心電図測定手段
- 3 光電脈波検出手段
- 4 P W T T 算出手段
- 5 心拍数算出手段
- 6 S V 算出手段
- 7 出力手段
- 8 記憶手段
- 9 S V 評価手段
- 1 0 非侵襲 S V 算出手段

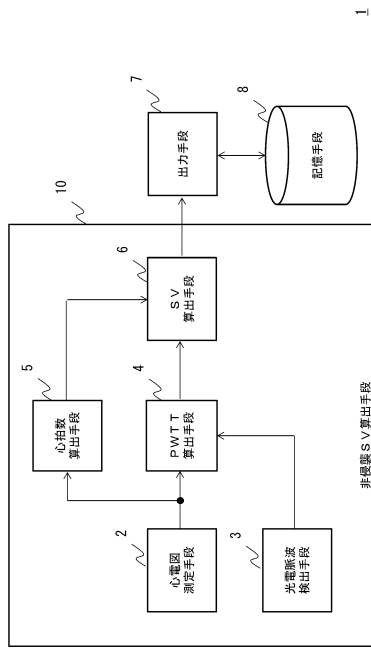
10

20

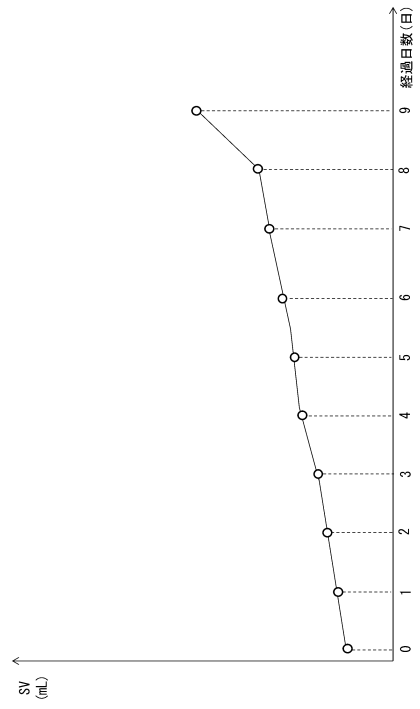
30

40

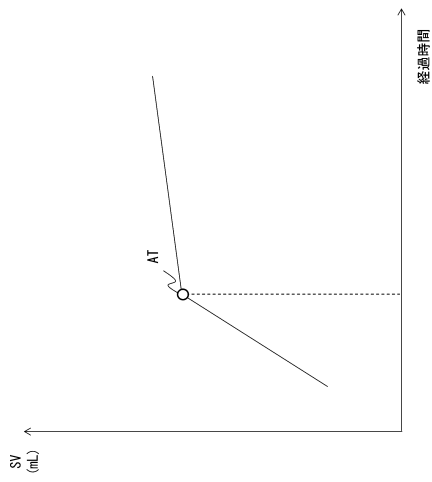
【 図 1 】



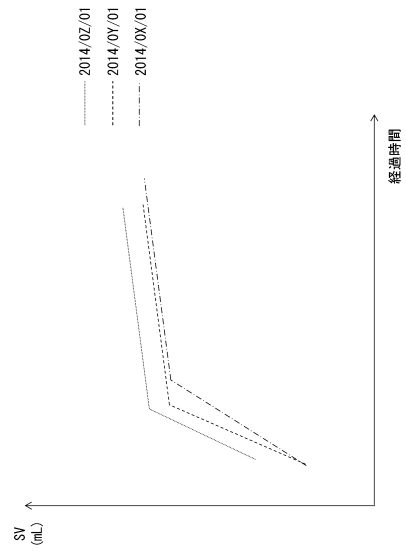
【 図 2 】



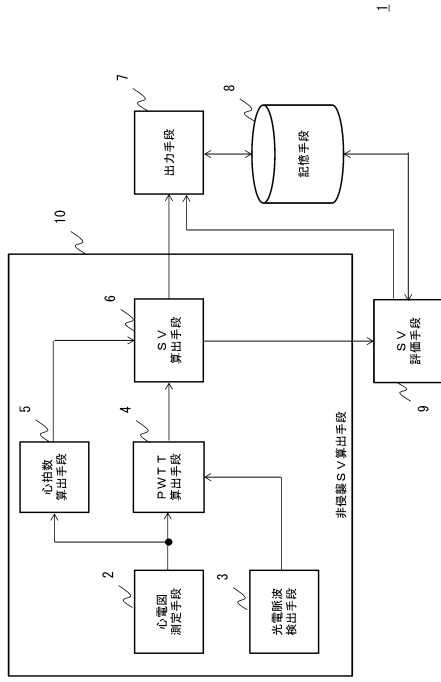
【 図 3 】



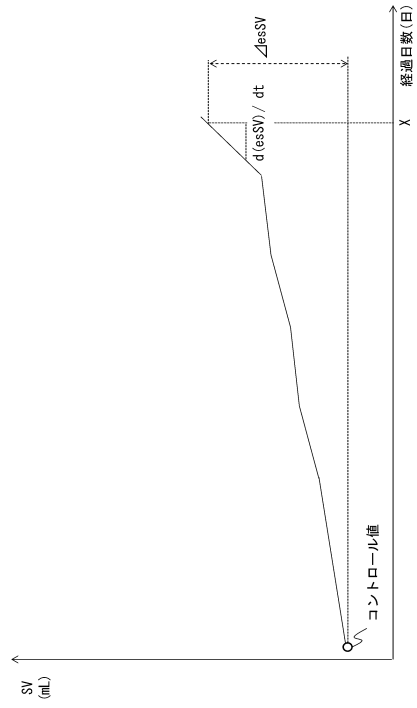
【 図 4 】



【図5】



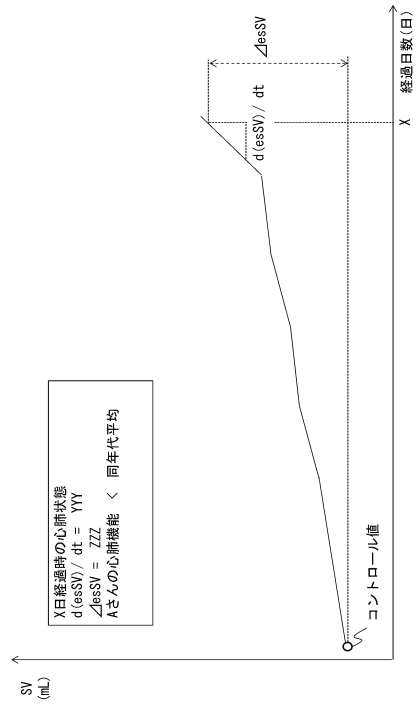
【図6】



【図7】

年齢	男性 16 - 20	男性 21 - 25	男性 26 - 30	男性 31 - 35	男性 36 - 40	男性 41 - 45	男性 46 - 50	男性 51 - 55	男性 56 - 60	男性 61 - 65	男性 66 - 70	男性 71 - 75	男性 76 - 80	男性 81 - 85	男性 86 - 90	男性 91 - 95	男性 96 - 100
男性 16 - 20	男性 21 - 25	男性 26 - 30	男性 31 - 35	男性 36 - 40	男性 41 - 45	男性 46 - 50	男性 51 - 55	男性 56 - 60	男性 61 - 65	男性 66 - 70	男性 71 - 75	男性 76 - 80	男性 81 - 85	男性 86 - 90	男性 91 - 95	男性 96 - 100	男性 96 - 100

【図8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-044352(JP,A)
国際公開第2013/171599(WO,A1)
特開2005-253657(JP,A)
特開2010-246801(JP,A)
特開2003-265421(JP,A)
特表2009-502231(JP,A)
特開2011-172903(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0245
A61B 5/02
A61B 5/026