

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-226417

(P2014-226417A)

(43) 公開日 平成26年12月8日(2014.12.8)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/22 (2006.01)	A 6 1 B 5/22 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2013-109858 (P2013-109858)	(71) 出願人	000005821
(22) 出願日	平成25年5月24日 (2013.5.24)		パナソニック株式会社
			大阪府門真市大字門真1006番地
		(74) 代理人	100105957
			弁理士 恩田 誠
		(74) 代理人	100068755
			弁理士 恩田 博宣
		(72) 発明者	西村 良周
			大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック 株式会社内
		Fターム(参考)	4C038 KK01 KL05 KL07

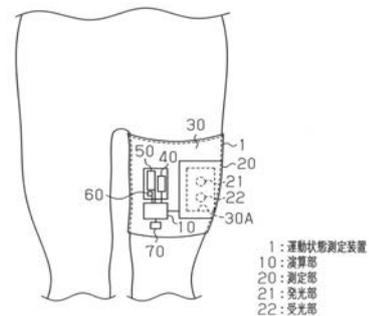
(54) 【発明の名称】 運動状態測定装置

(57) 【要約】

【課題】運動状態の演算精度を向上できる運動状態測定装置を提供する。

【解決手段】運動状態測定装置1は、測定部20および演算部10を有する。測定部20は、被測定者に取り付けられる。測定部20は、近赤外光を照射する発光部21と、血中を通過した近赤外光を受光する受光部22とを有する。測定部20は、受光部22が受光した近赤外光に応じた信号を出力する。演算部10は、測定部20の出力に基づいて脱酸素化ヘモグロビン濃度を演算し、脱酸素化ヘモグロビン濃度を用い、かつ酸素化ヘモグロビン濃度は用いずに運動状態を演算する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被測定者に取り付けられ、近赤外光を照射する発光部と、血中を通過した前記近赤外光を受光する受光部とを有し、前記受光部が受光した近赤外光に応じた信号を出力する測定部と、

前記測定部の出力に基づいて脱酸素化ヘモグロビン濃度を演算し、前記脱酸素化ヘモグロビン濃度を用い、かつ酸素化ヘモグロビン濃度は用いずに運動状態を演算する演算部とを備える運動状態測定装置。

【請求項 2】

前記演算部は、前記運動状態としての有酸素代謝と無酸素代謝との比率を演算する請求項 1 に記載の運動状態測定装置。

10

【請求項 3】

前記運動状態測定装置は、運動レベル検知部を有し、

前記運動レベル検知部は、被測定者の運動レベルを検知し、

前記演算部は、前記運動レベル検知部により検知される前記運動レベルが所定時間内をわたり所定の範囲内の状態において前記脱酸素化ヘモグロビン濃度が低下するとき、低酸素状態である旨を判定する

請求項 1 または 2 に記載の運動状態測定装置。

【請求項 4】

前記運動状態測定装置は、警告部を有し、

前記警告部は、前記演算部により低酸素状態である旨が判定されたとき、被測定者に警告する

20

請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の運動状態測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、運動状態測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、被測定者の運動状態と筋肉の酸素消費量とが相関することが知られている。筋肉が消費する酸素は、血中の酸素化ヘモグロビンにより運搬される。このため、筋肉の酸素消費量は、酸素化ヘモグロビン濃度が減少するほど大きくなる。また、筋肉の酸素消費量は、脱酸素化ヘモグロビン濃度が増加するほど大きくなる。したがって、酸素化ヘモグロビン濃度および脱酸素化ヘモグロビン濃度に基づいて運動状態を演算することができる。

30

【0003】

特許文献 1 の運動状態測定装置は、測定部および演算部を有する。測定部は、発光部および受光部を有する。発光部は、近赤外光を被測定者の身体に照射する。受光部は、血中を通過した近赤外光を受光し、受光量に基づいた信号を演算部に出力する。演算部は、測定部の出力に基づいて血中の酸素化ヘモグロビン濃度および脱酸素化ヘモグロビン濃度を演算する。演算部は、酸素化ヘモグロビン濃度、脱酸素化ヘモグロビン濃度、および心拍

40

数を用いて被測定者の運動状態を演算する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特許第 4 2 1 0 3 2 1 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 の運動状態測定装置は、酸素化ヘモグロビン濃度および脱酸素化ヘモグロビン濃度を用いて運動状態を演算する。ここで、酸素化ヘモグロビンは、血流量の増大にと

50

もなって多くなる。このため、酸素化ヘモグロビン濃度は、筋肉の酸素濃度に加えて血流量にも影響される。このため、特許文献 1 の運動状態測定装置は、血流量の変化に起因して運動状態の演算精度が低下する。

【0006】

本発明は、以上の背景をもとに創作されたものであり、運動状態の演算精度を向上できる運動状態測定装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本手段は、「被測定者に取り付けられ、近赤外光を照射する発光部と、血中を通過した前記近赤外光を受光する受光部とを有し、前記受光部が受光した近赤外光に応じた信号を出力する測定部と、前記測定部の出力に基づいて脱酸素化ヘモグロビン濃度を演算し、前記脱酸素化ヘモグロビン濃度を用い、かつ酸素化ヘモグロビン濃度は用いずに運動状態を演算する演算部とを備える運動状態測定装置」を含む。

10

【0008】

上記運動状態測定装置は、脱酸素化ヘモグロビン濃度のみに基づいて運動状態を演算する。脱酸素化ヘモグロビン濃度は、酸素化ヘモグロビン濃度と比較して、血流量に影響され難い。このため、酸素化ヘモグロビン濃度を用いて運動状態を演算する構成と比較して、運動状態の演算精度が向上する。

【0009】

上記手段の一形態は、「前記演算部は、前記運動状態としての有酸素代謝と無酸素代謝との比率を演算する運動状態測定装置」を含む。

20

上記手段の一形態は、「前記運動状態測定装置は、運動レベル検知部を有し、前記運動レベル検知部は、被測定者の運動レベルを検知し、前記演算部は、前記運動レベル検知部により検知される前記運動レベルが所定時間にわたり所定の範囲内の状態において前記脱酸素化ヘモグロビン濃度が低下するとき、低酸素状態である旨を判定する運動状態測定装置」を含む。

【0010】

上記手段の一形態は、「前記運動状態測定装置は、警告部を有し、前記警告部は、前記演算部により低酸素状態である旨が判定されたとき、被測定者に警告する運動状態測定装置」を含む。

30

【発明の効果】

【0011】

本運動状態測定装置は、運動状態の演算精度を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図 1】実施形態の運動状態測定装置の全体的な構成を示す正面図。

【図 2】実施形態の運動状態測定装置を大腿に巻き付けた状態を示す正面図。

【図 3】実施形態の運動状態測定装置により演算される脱酸素化ヘモグロビン濃度と運動状態との関係を示すグラフ。

【図 4】実施形態の運動状態測定装置により演算される脱酸素化ヘモグロビン濃度と酸素摂取量との関係を示すグラフ。

40

【発明を実施するための形態】

【0013】

図 1 を参照して、運動状態測定装置 1 の構成について説明する。

運動状態測定装置 1 は、演算部 10、測定部 20、サポーター部材 30、操作部 40、表示部 50、警告部 60、および運動レベル検知部 70 を有する。運動状態測定装置 1 は、図示しない電源と接続されて、演算部 10 に電力を供給する。

【0014】

演算部 10 は、測定部 20 の発光部 21 を制御する。演算部 10 は、測定部 20 の受光部 22 からの信号を受信する。演算部 10 は、受光部 22 からの信号に基づいて各種演算

50

を行う。

【0015】

操作部40は、ボタン(図示略)を有する。操作部40は、被測定者によるボタンの操作を介して、酸素濃度の測定を開始するための信号、および被測定者の体重、身長、および年齢の情報を含む信号を演算部10に出力する。表示部50は、測定結果としての運動状態を数値または経時的な変化を示すグラフにより表示する。警告部60は、警告音を発生させる。

【0016】

運動レベル検知部70は、外部の運動装置としてのエルゴメーター(図示略)からの信号を受信する。エルゴメーターからの信号は、エルゴメーターの運動レベルとしての負荷強度の情報および回転数の情報を含んでいる。なお、エルゴメーターは、負荷強度を変更することができる。

10

【0017】

運動状態測定装置1の構造について説明する。なお、以下では、サポーター部材30を人体に巻き付けたとき、人体側と対向する面を「裏側の面」とする。サポーター部材30の裏側の面と反対側の面を「表側の面」とする。

【0018】

サポーター部材30は、長形状を有する。サポーター部材30は、伸縮性を有する布状の部材により形成される。サポーター部材30は、窓部30Aおよび面ファスナー31を有する。

20

【0019】

窓部30Aは、サポーター部材30の裏側の面から表側の面までを貫通する開口部として形成される。窓部30Aは、サポーター部材30の長手方向の中間部分に形成される。面ファスナー31は、サポーター部材30の長手方向の両端部に位置する。

【0020】

測定部20は、発光部21および受光部22を有する。測定部20は、サポーター部材30の短手方向の端部に取り付けられる。測定部20は、窓部30Aと対向する。測定部20は、サポーター部材30の表側の面に取り付けられる。具体的には、サポーター部材30の窓部30Aに測定部20のうちの発光部21および受光部22の取り付け面が露出するように、サポーター部材30および測定部20が重ねられる。発光部21および受光部22は、直接的に人体に接触する。

30

【0021】

発光部21は、近赤外光を発光する。発光部21としては、760nm、805nm、および840nmの3波長のマルチLEDが用いられる。受光部22としては、700~900nmの範囲内およびこの付近の波長に最大感度波長を有するフォトダイオードが用いられる。

【0022】

発光部21からの光は、体肢の内部を通過して、受光部22に到達する。発光部21から受光部22までの距離は、目的の透過深度の2倍程度に設定することが好ましい。例えば、透過深度を1.5cmとすると、発光部21および受光部22までの距離は、3cmが設定される。

40

【0023】

図2を参照して、運動状態測定装置1を用いた運動状態の測定手順について説明する。(手順1)被測定者は、運動状態測定装置1を大腿に巻き付け、各面ファスナー31(図1参照)を互いに固定する。このとき、測定部20は、外側広筋の最も筋厚が厚い筋腹上に配置される。

(手順2)被測定者は、操作部40を操作して被測定者の体重、身長、年齢を入力する。

(手順3)被測定者は、操作部40を操作して運動状態の測定を開始する。

(手順4)被測定者は、エルゴメーターを用いて運動を行う。

(手順5)被測定者は、操作部40を操作して運動状態の測定を終了する。

50

【 0 0 2 4 】

運動状態の測定が開始されたとき、発光部 2 1 は、演算部 1 0 の出力に基づいて近赤外光の照射を開始する。また、受光部 2 2 は、近赤外光を受光する。演算部 1 0 は、受光部 2 2 の受光量に応じた信号を受光部 2 2 から受信する。演算部 1 0 は、受光部 2 2 からの信号に基づいて、脱酸素化ヘモグロビン濃度を演算する。演算部 1 0 は、脱酸素化ヘモグロビン濃度に基づいて、被測定者の運動状態を算出する。

【 0 0 2 5 】

脱酸素化ヘモグロビン濃度の算出方法について説明する。

血液は、赤血球中にヘモグロビンを含む。ヘモグロビンは、酸素化ヘモグロビンまたは脱酸素化ヘモグロビンの形態を有する。酸素化ヘモグロビンおよび脱酸素化ヘモグロビンは、互いに吸収波長が異なる。

10

【 0 0 2 6 】

7 6 0 n m の波長における吸光度は、酸素化ヘモグロビンに依存する吸光度および脱酸素化ヘモグロビンに依存する吸光度を含む。7 6 0 n m の波長においては、脱酸素化ヘモグロビンの吸光度が酸素化ヘモグロビンの吸光度よりも大きい。このため、7 6 0 n m の波長における吸光度は、脱酸素化ヘモグロビンの量によく依存する。

【 0 0 2 7 】

8 4 0 n m の波長における吸光度は、酸素化ヘモグロビンに依存する吸光度および脱酸素化ヘモグロビンに依存する吸光度を含む。8 4 0 n m の波長においては、酸素化ヘモグロビンの吸光度が脱酸素化ヘモグロビンの吸光度よりも大きい。このため、8 4 0 n m の波長における吸光度は、酸素化ヘモグロビンの量によく依存する。

20

【 0 0 2 8 】

8 0 5 n m の波長における吸光度は、酸素化ヘモグロビンに依存する吸光度および脱酸素化ヘモグロビンに依存する吸光度を含む。8 0 5 n m の波長においては、脱酸素化ヘモグロビンの吸光度と酸素化ヘモグロビンの吸光度とが等しい。

【 0 0 2 9 】

このため、演算部 1 0 は、7 6 0 n m の波長における吸光度、8 4 0 n m の波長における吸光度、および 8 0 5 n m の波長における吸光度を用いた連立方程式により脱酸素化ヘモグロビン濃度および酸素化ヘモグロビン濃度を演算する。

【 0 0 3 0 】

演算部 1 0 は、現在の脱酸素化ヘモグロビン濃度と安静時（エルゴメーターによる運動開始直前時）の脱酸素化ヘモグロビン濃度との差分（以下、「差分 D H b」）を演算する。演算部 1 0 は、差分 D H b に基づいて被測定者の運動状態としての運動強度 X を演算する。運動強度 X は、下記（ 1 ）式を用いて演算される。なお、発明者は、運動強度 X と呼気ガス分析による酸素摂取量との相関性を複数の被験者を対象とした実験により検証した。実験の結果、運動強度 X が大きい被験者ほど、酸素摂取量が多いことが見出された。重回帰を用いた運動強度 X と呼気ガス分析による酸素摂取量との相関関数は「 0 . 8 7 」を示した。

30

【 0 0 3 1 】

$$X = (R 1 \times D H b) - (R 2 \times W) + (R 3 \times H) + (R 4 \times A) \quad \dots (1)$$

40

「 R 1 」、 「 R 2 」、 「 R 3 」、 および 「 R 4 」 は、係数を示す。

「 W 」 は、操作部 4 0 を介して入力された被測定者の体重を示す。

「 H 」 は、操作部 4 0 を介して入力された被測定者の身長を示す。

「 A 」 は、操作部 4 0 を介して入力された被測定者の年齢を示す。

【 0 0 3 2 】

図 3 を参照して、運動レベルと差分 D H b との関係について説明する。

エルゴメーターにおいて、回転数が一定のとき、通常、差分 D H b は、負荷強度が高

50

いほど大きくなる。すなわち、脱酸素化ヘモグロビン濃度は安静時と比較して増大する。すなわち、筋肉の酸素消費量が増大している。

【0033】

図3(c)は、通常時の運動レベルと差分 DHbとの関係を示している。

時刻 t11 ~ t12 の期間、すなわち、エルゴメーターの回転数が一定(例えば、「60rpm」)の状態においてエルゴメーターの負荷強度が低レベル(例えば、「10ワット」)に維持されているとき、差分 DHb は一定範囲で推移する。

【0034】

時刻 t12、すなわち、エルゴメーターの回転数が一定(例えば、「60rpm」)の状態においてエルゴメーターの負荷強度が低レベル(例えば、「10ワット」)から高いレベル(例えば、「150ワット」)に移行したとき、差分 DHb は上昇を開始する。負荷強度が低レベルから高いレベルに移行してから所定期間が経過したとき、差分 DHb の上昇は停止し、脱酸素化ヘモグロビンは一定の濃度で推移する。差分 DHb は、運動筋中の酸素の供給と消費の差を示す指標である。このため、図3(c)の時刻 t12 以降の定常状態は、酸素の供給と消費が釣り合っていることを意味する。

10

【0035】

図3(d)は、低酸素状態が発生するときの運動レベルと差分 DHb との関係を示している。

時刻 t11 ~ t12 の期間、すなわち、エルゴメーターの回転数が一定(例えば、「60rpm」)の状態においてエルゴメーターの負荷強度が低レベル(例えば、「10ワット」)に維持されているとき、差分 DHb は一定の値で推移する。

20

【0036】

時刻 t12、すなわち、エルゴメーターの回転数が一定(例えば、「60rpm」)の状態においてエルゴメーターの負荷強度が低レベル(例えば、「10ワット」)から高いレベル(例えば、「150ワット」)に移行したとき、差分 DHb は上昇を開始する。

【0037】

時刻 t13、すなわち、負荷強度が低レベルから高いレベルに移行してから所定期間が経過したとき、差分 DHb が下降する。すなわち、酸素消費に対して酸素供給が足りなくなる低酸素状態への移行が開始される。

【0038】

負荷強度が一定または上昇している状態において、差分 DHb が減少するとき、被測定者に対して負荷強度が高すぎる。この状態において、同じ負荷強度を維持して運動を継続した場合、低酸素状態が発生する旨が予測される。このため、演算部10は、差分 DHb および運動レベル検知部70の出力に基づいて、警告部60に警告音を出力する旨の信号を出力する。具体的には、運動レベル検知部70から得られる負荷強度が一定または上昇しているとき、差分 DHb が減少した旨判定したとき、警告部60に警告音を出力する旨の信号を出力する。警告部60は、演算部10からの信号に基づいて低酸素状態である旨を報知するための警告音を出力する。

30

【0039】

図4を参照して、差分 DHb と負荷強度との関係について説明する。

40

回転数が「0」、すなわちエルゴメーターを運転しない待機状態のとき、脱酸素化ヘモグロビン濃度は一定の値を示す。

【0040】

時刻 t20、すなわちエルゴメーターの運転を開始したとき、差分 DHb は上昇を始める。なお、時刻 t20 以降においては、エルゴメーターは、負荷強度を一定速度で増加している。時刻 t20 以降において、差分 DHb は、エルゴメーターの負荷強度の増大にともなって増加する。

【0041】

差分 DHb の増加グラフは、エルゴメーターの負荷強度の増大にともなう酸素摂取量の増加グラフと相関を示した。なお、酸素摂取量は、差分 DHb の測定とともに呼気ガ

50

ス分析により測定した。すなわち、本実験の結果においても差分 DHb が、運動状態の指標となる酸素摂取量と相関している。

【0042】

運動状態測定装置1の作用について説明する。

筋肉は、収縮するときエネルギーを消費する。筋細胞は、血中に溶解した酸素を細胞内に取り込み、酸素を用いてエネルギーを産生する。このため、血中に溶解する酸素濃度が低下する。

【0043】

酸素化ヘモグロビンは、血中に溶解する酸素濃度が低下したとき、酸素を放出して脱酸素化ヘモグロビンに変化する。

このため、酸素化ヘモグロビンの減少量および脱酸素化ヘモグロビンの増加量はそれぞれ筋肉の酸素消費量と相関している。

【0044】

ここで、酸素化ヘモグロビンは、血流により運搬される。このため、近赤外光により測定される酸素化ヘモグロビンは、血流量の増加にともなって近赤外光の照射部位における血液量が増大することにより増大する。このため、酸素化ヘモグロビンを用いて筋肉の酸素消費量を演算する場合、血流量の変化により酸素消費量の演算精度が低下する。運動時においては、安静時よりも筋肉に供給される血流量が増大するため、演算精度が低下しやすくなる。

【0045】

一方、脱酸素化ヘモグロビンは、筋肉の酸素消費量に応じて増加する。このため、照射部位の血流量の変化の影響を受けにくい。

運動状態測定装置1は、脱酸素化ヘモグロビンを用い、酸素化ヘモグロビンを用いずに運動状態を演算している。このため、酸素ヘモグロビンを用いて運動状態を演算する構成と比較して、血流量の影響を受けにくい。このため、血流量の変化により運動状態の演算結果が、実際の運動状態と乖離することを抑制できる。

【0046】

運動状態測定装置1は、以下の効果を奏する。

(1) 運動状態測定装置1は、脱酸素化ヘモグロビン濃度の差分 DHb のみに基づいて運動状態を演算する。脱酸素化ヘモグロビン濃度は、酸素化ヘモグロビン濃度と比較して、血流量に影響され難い。このため、酸素化ヘモグロビン濃度を用いて運動状態を演算する構成と比較して、運動状態の演算精度が向上する。

【0047】

(2) 運動状態測定装置1は、脱酸素化ヘモグロビン濃度に応じて低酸素状態である旨を判定し、被測定者に警告する。このため、被測定者は、低酸素状態である旨を把握することができる。このため、低酸素状態において運動が継続されることが抑制される。このため、被測定者の運動能力に対して過大な運動をすることを抑制できる。

【0048】

(3) 従来、運動状態の指標としての酸素摂取量は、運動中の呼気ガスを分析することにより測定されている。この従来 of 運動状態の測定は、呼気ガスを分析するためのマスクを使用するため、被測定者の負荷が大きい。運動状態測定装置1は、マスクを用いずに運動状態を測定できる。このため、被測定者の負荷が小さい。

【0049】

また、従来、運動状態の指標として、運動強度は個人の持久性の能力を示す最大酸素摂取量を100%とし、安静時酸素摂取量を0%として、心拍数を用いて運動中の酸素摂取量を0~100%で示すものがある。この従来の方法は、呼気ガスにより測定された酸素摂取量と心拍数との間に相関があることを用いて、心拍数を運動強度に換算し、運動強度から消費カロリーや脂肪燃焼量を算出している。この従来の方法においては、心拍数によって全身にかかる負荷量を知ることができるが、運動時に酸素を用いて脂肪や糖と消費することでエネルギーを産生する運動筋の組織代謝状態を測定することはできない。運動状

10

20

30

40

50

態測定装置 1 は、脱酸素化ヘモグロビン濃度を用いて運動状態を演算しているため、運動筋の組織代謝状態を測定することができる。

【 0 0 5 0 】

(その他の実施形態)

本運動状態測定装置は、上記実施形態以外の実施形態を含む。以下、本運動状態測定装置のその他の実施形態としての上記実施形態の変形例を示す。

【 0 0 5 1 】

・実施形態の運動状態測定装置 1 は、運動レベル検知部 7 0 が外部の運動装置としてのエルゴメーターからの信号を受信する。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、運動レベル検知部 7 0 が外部の運動装置としてのトレッドミルからの信号を受信する。要するに、外部の運動装置は、負荷強度を測定でき、かつ負荷強度を運動状態測定装置 1 に送信できるものであれば、いずれの外部の運動装置を用いることもできる。また、運動強度に関する情報を、運動装置または被測定者に加速度センサーを取り付け、運動レベル検知部 7 0 に出力することもできる。

10

【 0 0 5 2 】

・実施形態の運動状態測定装置 1 は、運動レベル検知部 7 0 を有する。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、運動レベル検知部 7 0 を省略している。

【 0 0 5 3 】

・実施形態の運動状態測定装置 1 は、表示部 5 0 および操作部 4 0 を有する。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、表示部 5 0 および操作部 4 0 を省略している。この場合、演算部 1 0 とエルゴメーターとを無線通信により接続し、エルゴメーターの表示部および操作部を表示部 5 0 および操作部 4 0 として用いることもできる。

20

【 0 0 5 4 】

・実施形態の運動状態測定装置 1 は、警告部 6 0 を有する。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、警告部 6 0 を省略している。

【 0 0 5 5 】

・実施形態の運動状態測定装置 1 は、運動強度 X を演算した。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、有酸素代謝と無酸素代謝との比率を演算する。このため、被測定者は、有酸素代謝と無酸素代謝との比率に基づいて目的に応じた適切な運動を行うことができる。

30

【 0 0 5 6 】

なお、有酸素代謝と無酸素代謝との比率は、予め準備された脱酸素化ヘモグロビン濃度と呼気ガス分析により得られた呼吸商との関係マップを用いて演算される。演算部 1 0 は、演算した脱酸素化ヘモグロビン濃度を関係マップにプロットし、対応する呼吸商を演算する。一般的に「0.71 ~ 0.85」の呼吸商の値は、有酸素(脂質)代謝を示し、「0.85 ~ 1.0」の呼吸商の値は無酸素(糖質)代謝を示している。このため、演算部 1 0 は、演算した呼吸商の値に応じて有酸素(脂質)代謝と無酸素(糖質)代謝の比率を計算することができる。この変形例によれば、有酸素代謝と無酸素代謝の比率がわかる。このため、ダイエットや運動能力向上のためのトレーニングなど、目的に応じた運動状態の設定をすることができる。

40

【 0 0 5 7 】

・各実施形態の運動状態測定装置 1 は、760 nm、805 nm、および840 nmの3つの波長を用いて脱酸素化ヘモグロビン濃度を測定する。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、760 nm および840 nmの2つの波長を用いて酸素化ヘモグロビン濃度を演算する。この場合、発光部 2 1 は、760 nm および840 nmの2波長のマルチLEDが用いられる。また、760 nm、805 nm、および840 nmとは異なる波長を用いて脱酸素化ヘモグロビン濃

50

度を測定することもできる。要するに、脱酸素化ヘモグロビン濃度を測定できる運動状態測定装置 1 であれば、用いる波長および演算方法は適宜変更することができる。

【0058】

・各実施形態の運動状態測定装置 1 は、酸素化ヘモグロビン濃度を演算している。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、酸素化ヘモグロビン濃度を演算しない。この場合、脱酸素化ヘモグロビン濃度の演算方法は適宜変更される。例えば、脱酸素化ヘモグロビン濃度と 1 または複数の波長の吸光度との関係を用いた演算式により脱酸素化ヘモグロビン濃度を演算することができる。

【0059】

・各実施形態の測定部 20 は、LED を用い、発光部 21 から照射する近赤外光を特定波長に制限している。ただし、測定部 20 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の測定部 20 は、ハロゲン光源を用い、受光部 22 にフィルターまたは分光器を備えることにより、受光素子が受光する近赤外光を特定波長に制限している。

10

【0060】

・実施形態の運動状態測定装置 1 は、下肢に装着される。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、上肢に装着される。要するに、測定部 20 を筋肉と対向する部位に配置できる構成であれば、いずれの構成を採用することもできる。

【0061】

・実施形態の運動状態測定装置 1 は、サポーター部材 30 を有する。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、サポーター部材 30 を省略している。この場合、測定部 20 は、テープ等を用いて皮膚に貼り付けられる。

20

【0062】

・実施形態の運動状態測定装置 1 は、測定部 20 を外側広筋と対向する部分に配置している。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、測定部 20 を直筋、内側広筋、または中間広筋と対向する部分に配置する。また、下腿の筋肉、上腕の筋肉、下腕の筋肉に配置することもできる。要するに、運動状態測定装置 1 は、目的に応じていずれの筋肉と対向する位置に測定部 20 を配置するように変更することができる。

30

【0063】

・実施形態の運動状態測定装置 1 は、測定部 20 を筋腹と対向する部分に配置している。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、測定部 20 を筋頭または筋尾と対向する部分に配置している。

【0064】

・各実施形態の運動状態測定装置 1 は、表示部 50 に測定結果としての運動強度 X を表示する。ただし、運動状態測定装置 1 の構成はこれに限られない。例えば、変形例の運動状態測定装置 1 は、表示部 50 に測定結果としての差分 DHb を表示する。この場合、差分 DHb は、「運動状態」に相当する。

【0065】

40

(実施形態の記載に基づく付記事項)

上記実施形態に記載の事項を上位概念化した事項を以下に記載する。

(付記 1) 被測定者に取り付けられ、近赤外光を照射する発光部と、血中を通過した前記近赤外光を受光する受光部とを有し、前記受光部が受光した近赤外光に応じた信号を出力する測定部と、前記測定部の出力に基づいて脱酸素化ヘモグロビン濃度を演算し、安静時の前記脱酸素化ヘモグロビン濃度との差分を運動状態として演算する演算部とを備える運動状態測定装置。

【符号の説明】

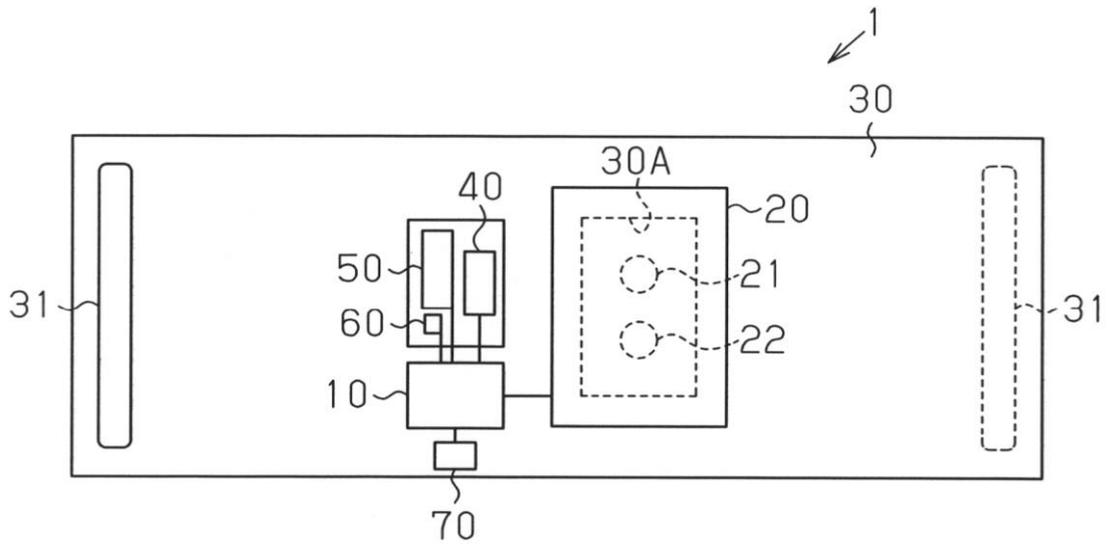
【0066】

1 ... 運動状態測定装置、 10 ... 演算部、 20 ... 測定部、 21 ... 発光部、 22 ... 受光部、

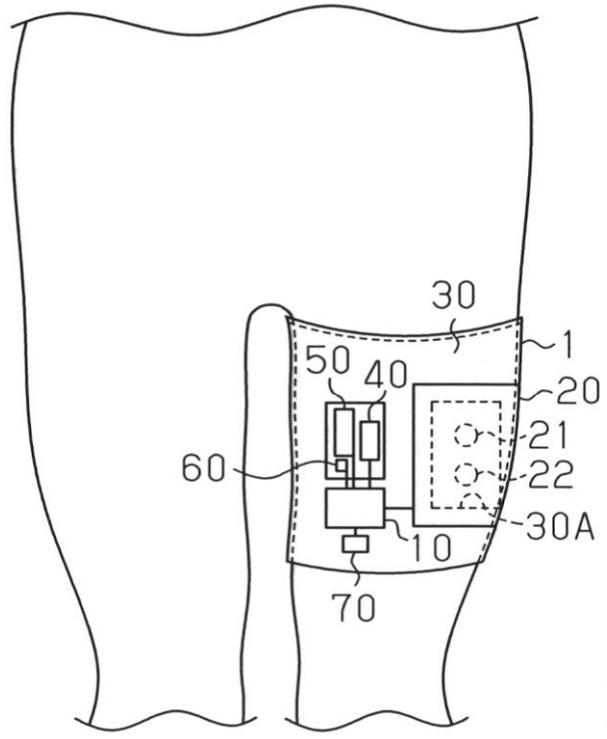
50

60 ... 警告部、70 ... 運動レベル検知部。

【図1】

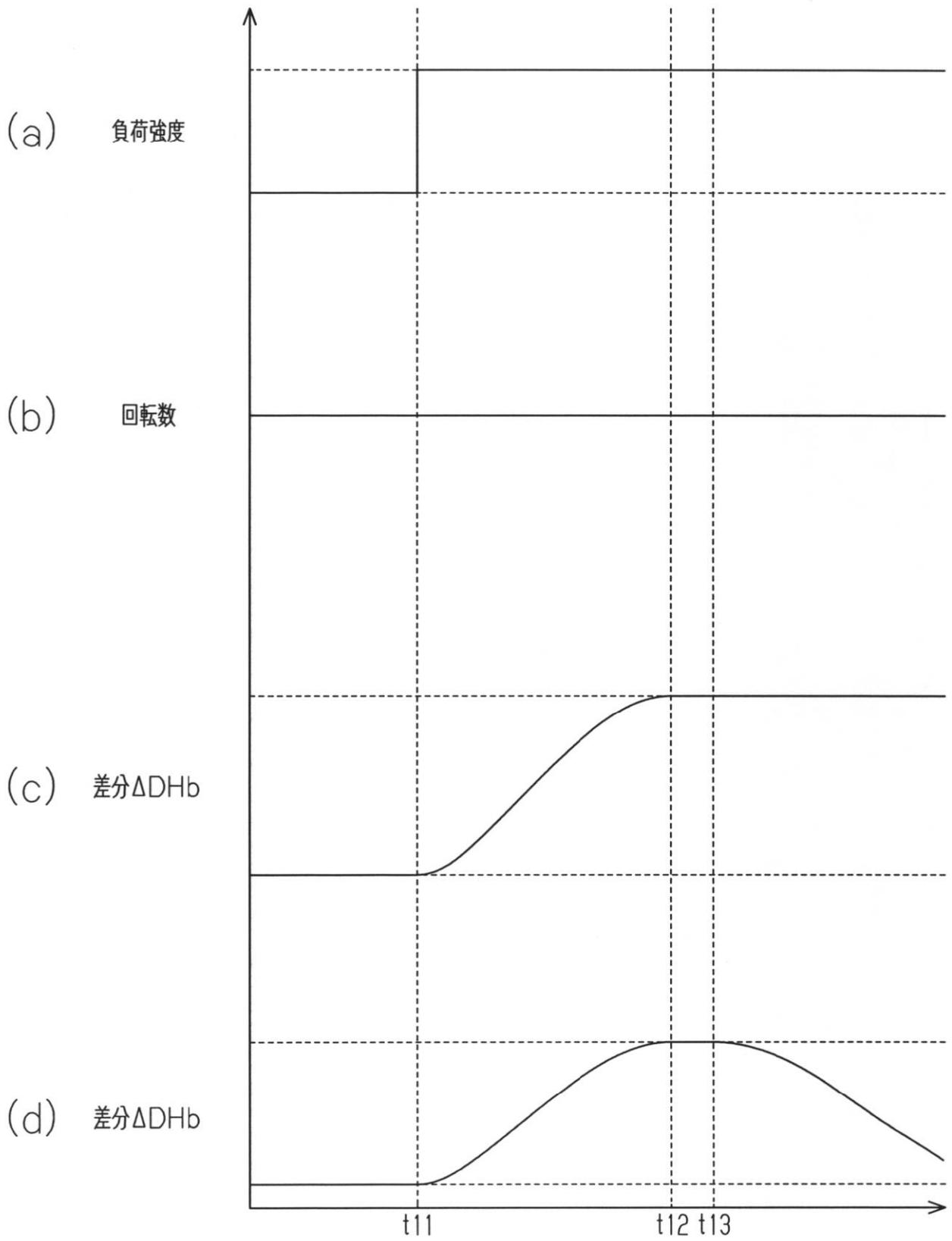


【 図 2 】



- 1 : 運動状態測定装置
- 10 : 演算部
- 20 : 測定部
- 21 : 発光部
- 22 : 受光部

【 図 3 】



【 図 4 】

