

明 細 書

発明の名称：呼吸運動測定装置

技術分野

[0001] 本発明は、対象物体の三次元計測を行う技術に関する。

背景技術

[0002] 対象物体の三次元計測、特に被検者の呼吸運動について測定する呼吸運動測定装置であって、被検者の身体を決められた領域ごとに分化して、各領域の呼吸運動を測定・評価する方法・装置はこれまでほとんど存在しない。強いて言えば、一般に用いられているそのような装置としては、睡眠呼吸障害診断に用いる終夜睡眠ポリグラフ装置がある。該装置においては、被検者の胸部と腹部にバンドセンサを巻いて、各部の呼吸運動を測定するものがある。

[0003] 他の研究としては、ファイバグレーティング（F G）呼吸運動測定において、胸部と腹部をそれぞれ直線で複数に自動分割して、各分割領域の呼吸運動を検出するものや（特許文献4）、モーションキャプチャを用いて、被検者の身体上の複数のポイント毎の動きを観察するもの（特許文献2）がある程度だった。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特表2013-504340（米国特許公開第2011/066063号）

特許文献2：特開2005-003366（米国特許第7545279号）

特許文献3：特開2005-246033

特許文献4：特開2002-175582（米国特許第7431700号）

特許文献5：米国特許公開第2009/0059241号

非特許文献

[0005] 非特許文献1：科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

課題番号：22500472（平成25年6月10日）

非特許文献2：Isabella Romagnoli 他、“Optoelectronic Plethysmography has Improved our Knowledge of Respiratory Physiology and Pathophysiology”、Sensors 2008、8、pp. 7951–7972

非特許文献3：Klemen Povsic 他、“Laser 3-D measuring system and real-time visual feedback for teaching and correcting breathing”、Journal of Biomedical Optics, March 2012, Vol 17 (3)

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 従来のバンドセンサを用いた代表的な測定方式は、身体の断面積（外周断面積）変化によるインダクタンスの変化を検出するインダクティブプレシモグラフ（RIP）であり、その他の測定方式も、張力変化などにより身体外周の変化を検出するものである。これらのものでは原理的に身体の左右の対称性評価をすることができない。また、被検者の上半身の変形が大きい症例ではこの測定方式は使用不可能である。

[0007] モーションキャプチャを使ったものは、装置構成が大掛かりで、被検者への適用の簡便性やコストなどの面で臨床の現場で使用するには大きな困難が伴っていた。特に、非特許文献2に示されているように、多数のマーカーを身体に正確に貼る必要があり、被検者への適用の簡便性やコストなどの面で臨床現場における実用性に問題がある。また、非特許文献3では、複数のライン光を投影して、測定エリアの高さ分布を測定する方法が開示されているが、ここでは、測定エリアを分割して、分割領域毎の呼吸運動を測定する概念は検討されていない。

[0008] このような課題を解決すべく、本願発明においては、被検者の呼吸運動状

況について、正常な呼吸運動との相違を把握するため、あるいは、同じ被検者の呼吸運動状況の経時的な変化を把握するために、被検者の胸部腹部を複数の領域に分割し、各領域における活動量を示す呼吸運動波形を取得する呼吸運動測定装置において、評価すべき領域を、簡便かつ再現性良く分割設定することができる分割方法およびそれを用いた呼吸運動測定装置を提供するものである。

課題を解決するための手段

- [0009] 被検者の領域設定作業の簡便性と解剖学的に明確かつ再現性のよい体表面上の分割領域の特定の為に、被検者の身体の左右の分割線、胸部と腹部との間の分割線を考慮して被検者の体表面に複数の目印位置（メルクマール）を設定する。この複数の目印位置の各々に、観察に使用する光束の波長に関して体表面と反射率（又は吸収率）が異なる材料よりなる指標（マーク）を配置し、指標の画像を含む被検者の画像を取得する。このようにして得られた観察画像上で、これらの指標画像の位置を連結点とする線を境界線として、被検者の画像を複数領域に分割する。
- [0010] 典型的な具体例としては、体表面に強度分布が一様でない光束を照射して該体表面からの反射光に基づき体表面の個々の部位の経時的な高さ変化を検知し、呼吸運動に対応する呼吸運動信号を得る呼吸運動測定装置において、体表面を撮像して体表面の観察画像を出力する撮像装置を配置し、体表面上に目印位置である複数のメルクマールを設定し、これらの各メルクマール上に、撮像装置が受光する波長域において、反射率（又は吸収率）が体表面と異なる指標（例えば、反射体）を配置し、観察画像上で、複数の指標の像を通る分割線により体表面を複数の領域に分割して、個々の部位の経時的な高さ変化を、分割された領域毎に集計または平均化して、分割された各領域の呼吸運動信号を得る。
- [0011] ここで、個々の部位の経時的な高さ変化を、分割された領域ごとに計算する際には、前記各部位が属する領域を画像処理により検出し、測定した各部位の高さ又は高さ変化の情報に、領域情報を付加して、各領域毎の変化量を

求める。

[0012] 前記メルクマールは、好ましくは、少なくとも胸骨上の点、臍部近傍の点および左右前腸骨棘の midpoint 近傍の点の 3 点を含む。

[0013] 前記メルクマールは、好ましくは、胸骨柄または胸骨上の肋骨の位置、肋骨と腋窩線との交点、および肋骨と鎖骨中線との交点、のうちの少なくとも 1 点を含む。

[0014] 前記呼吸運動信号は、体表面上の複数の点の経時的な高さ変化に対応する変化量を領域ごとに平均化して得る。なお、この高さ変化は、基準の高さに対する高さ変化でも良いし、一定の時間間隔毎の高さ変化でも良い。

[0015] 複数の分割された領域のうち、特定の隣接する領域を合併し、分割した数より少ない数の領域の呼吸運動信号を表示する。

[0016] 観察画像上で、決められた順番で指標画像を連結（及び延長）することにより、各領域の分割線を設定する。

[0017] また別の例では、各目印位置（メルクマール）に配置する指標に個別の反射率（又は吸収率）分布を与えるか、指標の形状や大きさを個別のものとして、観察画像上で各指標画像を容易に特定できるようにする。この特定に基づき、決められた規則により自動的に分割線を設定する。

[0018] 前記指標としての、例えば反射体は、表面に再帰反射素子を配置したものであり、体表面から見て撮像装置の方向に近い方向に、撮像装置が実質的に感度を持つ波長域を含む別の光源を設置することも可能である。

発明の効果

[0019] 上記構成により、被検者の身体（特に背骨）に変形がある場合でも、背骨の変形に沿って各目印位置（メルクマール）の指標画像が取り込まれる。これらの目印位置（メルクマール）は被検者の体表面上の視認性の良い場所に存在し、しかも、観察者が触診しやすいので、精度、再現性ともに良好に所望の分割線を得ることができる。

[0020] 分割線を再現性良く得ることができるため、これに基いて、各領域の呼吸運動信号を求めることができる。これは被検者の領域相互の比較や、同じ被

検者の同じ領域の時間的な比較を精度よく行うことができる。また、異なる検者が指標を配置して測定を行っても、常に同様の比較可能な結果を得ることができる。

[0021] また、肋骨及び胸骨上の点、肋骨と腋窩線との交点、肋骨と鎖骨中線の交点は、いずれも同様に視認性が良いとともに触診がしやすく、身体の変形があっても常に明瞭である。従って、これらの位置、交点に基づき、再現性良く所望の分割線を得ることができる。

[0022] したがって、本発明によれば簡便かつ有効に評価、比較したい領域を設定し、領域ごとの測定、観察、比較が容易となる。特に、体表面上の目印位置（メルクマール）に指標を配置することで、測定した画像上のどの位置で分割すべきかが明確に表示され、再現性の高い領域分割が可能である。それによって、上記同様、領域ごとの測定、観察、比較や同じ領域での時間的な比較が可能となる。

[0023] 本発明の呼吸運動測定装置を用いることにより、分割した各領域に応じた呼吸運動信号を得ることができるので、被検者の測定領域を分割して、それぞれの分割領域の呼吸運動を測定・評価・比較するのに好適である。

[0024] これらの分割領域の中から任意の領域の呼吸運動を明瞭に特定して表示し、比較することで、特定の部位や領域の呼吸運動の比較・評価を明確に行うことができる。従って、呼吸器疾患の診断やリハビリテーション効果の評価に、より有用なデータを提供できることが期待される。

図面の簡単な説明

[0025] [図1]被検者の体表面上の目印位置の例を示す概念図である。

[図2]被検者の体表面上の目印位置の画像を直線で連結して分割領域を決定した例を示す平面図である。

[図3]本発明の一実施例による呼吸運動測定装置の全体構成を示す概念図である。

[図4]本発明の一実施例におけるカメラの出力画像を示す図である。

[図5]本発明の一実施例による呼吸運動測定装置のブロック図である。

[図6]本発明の一実施例における、分割領域ごとの呼吸運動信号の出力波形を示すタイミングチャートである。

[図7]本発明の一実施例による呼吸運動測定動作を説明するフローチャートである。

[図8]図2の例とは別の被検者の、体表面上の分割領域の例を示した平面図である。

[図9]図1の例に比べ、目印位置及び分割領域を多くした他の例を示した平面図である。

発明を実施するための形態

[0026] 以下、本発明の実施の形態について図面を参照して説明する。

[0027] まず、図3に本発明の一実施例による呼吸運動測定装置の全体構成の概要を示す。図3は本発明を適用した呼吸運動測定装置全体を示す概念図である。被検者31は、体表面32を上にして、ベッド33上に横たわっている。被検者31の上方に、体表面32に強度分布が一様でない光束を照射する光源である投光器34と、該体表面からの反射光を検出する撮像装置であるカメラ35が設けられる。この光束(light flux)は、例えば、2次元アレイ状に複数の強度ピークを持つ光量分布をしており、該体表面32上に複数の輝点を形成する。カメラ35の出力は近傍に設けられた情報処理装置、例えばPC(パーソナルコンピュータ)36で信号処理され、処理結果はPC36の表示部の画面上に表示される。37は表示された画面の例であり、複数の輝点の画像を示す。

[0028] 図1は目印位置(メルクマール)としての指標(マーク)、例えば、反射体やマーカの配置位置と領域の分割を示す概念図である。前記目印位置(メルクマール)として、例えば、胸骨柄1、左右烏口突起0、2、第4肋骨の高さの胸骨上の点4、左右腋窩3、5、剣状突起7、左右肋骨下部と鎖骨中線の交点6、8、臍部9、左右前腸骨棘の中点11、左右前腸骨棘10、12の位置を含む。指標としては、撮像装置が受光する波長域において、反射率(又は吸収率)が体表面と異なるものを用いる。指標として反射体やマ

ーカーを用いた場合は、所定の大きさの反射体やマーカーを体表面の目印位置（メルクマール）に貼る。又は、指標として、撮像装置が受光する波長域において、反射率（又は吸収率）が体表面と異なる材料からなる塗料を、所定の大きさで体表面の目印位置（メルクマール）に塗布しても良い。

[0029] ここでは、例えば、図2に示すように、目印位置0-1-4-3を結んだ各線分によって区分された領域a、目印位置2-1-4-5を結んだ各線分によって区分された領域b、3-4-7-6を結んだ各線分によって区分された領域c、目印位置5-4-7-8を結んだ各線分によって区分された領域d、目印位置6-7-9-11-10を結んだ各線分によって区分された領域e、目印位置8-7-9-11-12を結んだ各線分によって区分された領域fが形成される。これにより、図6に示すように、それぞれの領域ごとに呼吸運動信号を得ることができる。

[0030] なお、目印位置7-6を結ぶ線分、7-8を結ぶ線分、目印位置11-10を結ぶ線分、目印位置11-12を結ぶ線分など、体表の内側（左右中心線側）から外側へ結ぶ線分は、適宜体表の外側へ向かって延長して、体表上の領域を体表の側方へ向かって拡張することができる。

[0031] 図5は本発明を採用した呼吸運動測定装置のブロック図である。被検者31の体表面32に向けて照射された光源である投光器34からの光束は、あらかじめ定められた強度パターンを持つものであり、本実施例では、体表面上で二次元の輝点列（アレイ）を生成する。該体表面からの反射光は撮像装置であるカメラ35で検出される。

[0032] その際、カメラ35で指標の画像を得るための照明光は室内全体を照明するようなものでもよいが、本実施例では、別の光源38を、体表面から見て前記撮像装置の方向に近い方向に、かつカメラ35の近くに置くものとする。即ち、図3に示すように、光源38は、カメラ35に隣接して配置される。又は、光源38を複数の光源で構成し、これら複数の光源をカメラ35の先端部の周囲にリング状又はドーナツ状に配置するようにしても良い。この別の光源38は、白熱灯や放電ランプ、蛍光灯、LED電球などのうち、カ

メラ35が実質的に感度を有する波長域を含むものである。指標として、例えば、表面が再帰反射の機能を持つマーカを用いると、小さい照明光量でもマーカからはカメラ35の方向に多くの光が反射してきて、マーカ以外の部位とのコントラストが大きくなる。従って、前記マーカとともに、輝点列を、別の光源38の照明に阻害されずに、体表の他の部分から明瞭に区別して検出できる効果がある。

[0033] カメラ35からの出力信号は目印位置検出器51と領域情報付加器53に導入される。ここで、カメラ35の撮像素子は、例えば、可視光から近赤外の波長域に感度を有するが、できるだけ不要な光が入らないように、輝点アレイの波長の周辺波長以外は通さないバンドパスフィルタを撮像素子より物体（被検者）側に設置する。それによって、前記カメラ35が実質的に感度を有する波長域は、前記カメラ35の画角においてバンドパスフィルタを通る波長域となる。本実施例では被検者がまぶしさを感じないことや、太陽光の影響が少ないことを目的として近赤外の波長域を採用している。

[0034] 図4はカメラ35からの出力信号の例であり、カメラの出力画像を示す画像写真である。この画像で、大きい白丸が目印位置（メルクマール）に配置されたマーカの画像であり、小さい白丸が輝点画像である。

[0035] 目印位置検出器51では、カメラ35からの出力信号を輝点検出と同じように、グレースケール化、平滑化し、得られた平滑化画像を元の画像から減算し、その後2値化を行う。その後、更に、2値化した画像に対して、例えば、収縮処理を3回、膨張処理を3回行い、輝点のみを消去して目印位置（メルクマール）の画像を残す。

[0036] 目印位置検出器51では、続いて、得られた目印位置（メルクマール）の画像に対して輪郭抽出、楕円フィッティングを行い、検出された楕円画像の中から、長軸・短軸が例えば9ピクセル以上あるものの中心位置または重心位置を最終的な目印位置（メルクマール）として出力する。

[0037] 目印位置検出器51からの出力信号は、領域分割器52に導入され、ここで予め定められた順序、あるいは検出された目印位置（メルクマール）上の

マーカ画像の大きさ、形状等で分類された方法で、複数の領域に分割し、領域分割線を決定する。また、目印位置検出器 5 1 の出力信号は領域情報付加器 5 3 へ送られる。

[0038] 領域情報付加器 5 3 では、カメラ 3 5 から送られてきた輝点情報を領域分割器 5 2 からの情報を使って領域毎に分類する。具体的には輝点毎に、その輝点がどの領域に属するかを判定し、領域固有の識別情報（ID）を付す。即ち、全ての輝点に対して、輝点と各領域輪郭線との関係を調べ、ある領域の内側にあれば、その領域の固有の ID を付す。

[0039] 領域情報付加器 5 3 の出力信号は輝点情報処理装置 5 4 に送られる。輝点情報処理装置 5 4 では、各輝点の移動量を計算し、各領域毎にそれに含まれる全ての輝点の移動量を合算して、各領域毎の呼吸量を決定する。

[0040] 各領域の呼吸量は結果出力装置 5 5 で、例えば PC 3 6 の画面上に表示される。図 6 はこのようにして得られた各分割領域 a ~ f 毎の呼吸運動信号波形 4 1 ~ 4 6 を例示したグラフである。図 6 で縦軸は各呼吸運動の値、即ち、呼吸量を、横軸は経過時間を示す。なお、各波形 4 1 ~ 4 6 における横の線は平均基準レベルを示す。また S は波形 4 1 の最新の振幅を示す。ここで、呼吸量とは、呼吸運動による領域毎の体表面の呼吸運動方向の平均的変位またはこれに領域の面積を乗じた体積変化を指す。なお、前述の通り、変位とは、ある時点の位置や一定期間の時間平均から求めた基準位置からの変位でもよいし、運動中の一定時間間隔ごとの変位でもよい。

[0041] 上記実施例では、目印位置検出器 5 1、領域分割器 5 2、領域情報付加器 5 3、輝点情報処理器 5 4、結果出力装置 5 5 はそれぞれハードウェアとして説明したが、これらの機能は PC 3 6 上で動作するソフトウェアとして実現することも可能である。

[0042] 図 7 は図 5 の各部 5 1 - 5 5 の機能をソフトウェアとして実現した場合のフローチャート例である。先ず、カメラ 3 5 から撮像画像を取得し（ステップ S 1）、それをグレースケール化（ステップ S 2）し、平滑化し（ステップ S 2）、更に、得られた平滑化画像を元の画像から減算（元画素 - 平

滑化画像)を行い(ステップS4)、その後2値化を行う(ステップS5)。更に、2値化した画像に対して、例えば、収縮処理を3回、膨張処理を3回行い(ステップS6、S7)、目印位置(メルクマール)の画像の輪郭を抽出する(ステップS8)。その後、抽出された輪郭に対して楕円フィッティングを行い(ステップS9)、目印位置(メルクマール)の画像を出力する(ステップS10)。次に、目印位置(メルクマール)の画像に基づき領域分割線を決定し(ステップS11)、カメラ35から得られた輝点画像の各々に対して対応する領域のIDを割当てする(ステップS12)。その後、各輝点の移動量を計算し(ステップS13)、各領域毎にそれに含まれる全ての輝点の移動量を合算して、各領域毎の呼吸量を決定し、各領域毎の呼吸運動波形(呼吸量グラフ)を生成する(ステップS14)。なお、グレースケール化(ステップS2)は、ステップS1で得られた画像信号が元々グレースケールの信号である場合は不要である。また、ここでは、予め各輝点に領域のIDを割り当てているが、IDの割り当てを行わずに、各領域毎に、そこに含まれる輝点を探索して、その移動量を計算し、それらを領域内で合算して、領域毎の呼吸量を決定してもよい。

[0043] また、上記実施例では、投光器34からの光束が輝点アレイを生成するものとしたが、予め定められた強度パターンであれば、輝点アレイに代えて他のパターンを採用することも可能である。例えば、ランダムなパターンや局所的に他の位置と異なる部分パターンを持つ光束を、カメラ35に対して斜めに照射して、その反射光をカメラが撮像して部分パターンの位置を検出する。即ち、その部分パターンが他の部分と異なるパターンであれば、その部分パターンの場所を特定できる。この部分パターンの画像を、輝点画像と同様に処理して、部分パターンの位置の高さあるいは高さ変化に相当する量を検出することが可能であり、それらを前記領域内で集計して、各領域の呼吸量を算出できる。例えば、このような技術は米国特許公開第2009/0059241号に開示されている。

[0044] あるいは、投光器34からの光束自体には、輝点アレイのような特定の強

度分布パターンを持たせずに、撮像素子の個々の画素に、光の飛行時間計測による距離検出機能を持たせるようにしても良い。即ち、照明光が発光してから、撮像素子はその反射光を受光するまでの時間を計測することにより、光の進行速度に基づき、光が伝播した距離（すなわち対象物までの距離の2倍）を検出できる。この場合、個々の体表面上の位置の高さあるいは高さ変化に相当する量を検出することも可能であり、それらを前記領域内で集計することでも、各領域の呼吸量を算出することができる。例えば、このような技術は“Larry Li, Time-of-Flight Camera – An Introduction”、Texas Instruments, Technical White Paper, SLOA1908、January 2014 “に開示されている。

[0045] 身体の変形がある被検者に、目印位置（メルクマール）による領域分割を適用した例を図8に示す。図8は先の実施例とは別の被検者での分割領域を示した平面図である。このように身体に変形があっても、明確に領域を分割することができる。

[0046] 表1は、健常者5名、脳卒中患者3名、筋ジストロフィー患者3名、脳性まひ患者2名の合計13名について呼吸運動波形を測定した場合の、領域ごとの級内相関係数の平均値を示す。即ち、各領域1－6について単回の呼吸運動波形測定からその振幅を測定し、それらに対する級内相関係数を求めた結果（ICC（1，1））、及び10回の呼吸運動波形測定からその振幅を測定し、それらの平均値に対する級内相関係数を求めた結果（ICC（1，10））を示す。

[0047] 表1 単回と10回の呼吸での領域ごとの級内相関係数

	ICC (1, 1)	ICC (1, 10)
領域 1	0.64	0.947
領域 2	0.65	0.949
領域 3	0.666	0.952
領域 4	0.496	0.908
領域 5	0.823	0.979
領域 6	0.846	0.982

[0048] 特に、筋ジストロフィー患者や脳性まひ患者では、身体の変形が認められる。10回の平均値に対する級内相関係数 ICC (1, 10) は、どの領域についても 0.9 以上であり、再現性が良好であることが示されている。これは、本発明による呼吸運動測定が被検者単独での比較だけでなく、複数の被検者間での比較測定にも利用できることを示すものである。

[0049] 表 2 は、同じ検者が同じ患者（被検者）の測定を、異なる日に 1 回ずつ行い、その中の 5 分間の呼吸運動振幅について Bland-Altman 分析を行った結果を示す。

[0050] 表 2 Bland-Altman 分析での加算誤差と比例誤差の検討

	領域 1	領域 2	領域 3	領域 4	領域 5	領域 6
データ A	-0.564～ 0.117	-0.323～ 0.376	-0.445～ 0.220	-0.415～ 0.279	-1.557～ 0.165	-1.713～ 0.009
データ B	-0.092	0.085	0.021	-0.101	-0.439	-0.352
データ C	-0.307	0.284	0.069	-0.337	-1.62	-1.249
データ D	2.201	2.201	2.201	2.201	2.201	2.201

ここでデータ A からデータ D とは、

データ A : 測定値差平均の 95% 信頼区間

データ B : 平均と差の相関係数 (r)

データ C : 無相関検定での t 値

データ D : 自由度 $n - 2$, 有意水準 5% での t 値

である。

[0051] 表2に示される測定結果では、測定値差平均の95%信頼区間がいずれの領域についても0を跨いでいる。即ち、いくつかの測定値の差が0を中心に均等に分布し、測定値差平均が0の付近にあるということから、有意な加算誤差が認められないことが確認された。また、相関分析から、各領域に有意な比例誤差が認められないことも示された。

[0052] 以上のように、本発明の呼吸運動測定装置を用いて、さまざまな疾患を持つ患者を含めて、再現性良く領域を分割し、呼吸運動を測定できることが確認された。

[0053] なお、ここで用いた呼吸運動測定原理は、図3に示すように、赤外線ビームを二次元の回折格子により、二次元に配列した多数の光ビームに分け、FG投光器34から被検者の体表面32へ向けて照射する。それによって、対象領域中に生じた多数の輝点をビデオカメラ35によって撮像して、各輝点の動きから被検者の動きを検出するものである。特に、回折格子としてファイバグレーティング（FG）素子を用いて測定を行った場合、FG呼吸モニタと呼ばれている（例えば、特開2002-175582（対応米国特許第7431700号）参照）。なお、得られる輝点の画像の例を符号37に示す。

[0054] この測定原理を用いた場合、検出したい領域に含まれる輝点について、動きを集計（平均）することにより、その領域の平均的な動きを検出することができる。身体上の動いている領域全体について集計すれば、全体の平均的な動きが検出でき、分割した領域内で集計すれば、その領域の動きを検出することができる。

[0055] 以上の実施例では、体表面上に、6つの領域が形成され、それぞれの領域の呼吸運動が検出された。これは一例であり、胸部と腹部あるいは右半身と左半身など、より少ない領域に分けて、各領域の呼吸運動を検出することもできる。また、体表面をより細かい領域に分割して各領域の測定を行うことも可能である。

- [0056] また、例えば、本実施例の領域 a, c, e の移動量を加算した信号と、領域 b, d, f の移動量を加算した信号を生成すれば、身体の左側と右側の呼吸運動を比較することができる。
- [0057] 同様に、領域 a, b, c, d の移動量を加算した信号と、領域 e, f の移動量を加算した信号を生成すれば、身体の胸側と腹側の呼吸運動を比較することができる。このようにして、任意の部位を組み合わせで比較することができ、身体の中のさまざまな部位における呼吸運動の状況を把握することが可能である。
- [0058] なお、前述の左側と右側の呼吸運動の比較あるいは胸側と腹側の呼吸運動の比較など、個々の領域同志や、いくつかの領域をまとめた領域同志の比較としては、動きの振幅（呼吸量）の比較や、周期的な呼吸運動の位相（タイミング）の比較が可能である。それによって、動きの悪い部位や、閉塞の有無などが明確になったり、呼吸リハビリテーションにおける各領域の動きかたの目標を数値設定することができるようになる。
- [0059] 観察画像上で、各メルクマールを連結して分割線を引く（指定する）場合、観察画像上の各メルクマールを結ぶ線や延長線をマウス等のポインティングデバイスで画像上に描画したり、互いに結ぶメルクマールの近傍をマウス等で指し示したりすることにより分割線を指定することも可能である。
- [0060] 別の実施例として、予め、ポインティングデバイスで各メルクマールの近傍を順番に指し示し、どの順番に指し示されたメルクマール同志を連結するかの対応を決めて、例えば PC 36 内のメモリに記憶しておくことによって、領域の境界線を自動的に作成することも可能である。
- [0061] また、各メルクマールの指標毎にその反射率を固有のものにしたり、固有のパターンが撮像されるようにしたりすることによって、個々のメルクマールが観察画像上で特定できるようにしても良い。この場合、上記と同様に、あらかじめ、どのメルクマール同志を連結するかの対応を決めておくことによって、領域の境界線を自動的に作成することも可能である。さらに、前述のように個々のメルクマールを指し示したり、個々のメルクマールを観察画

像上で特定できるようにしたりして、個々のメルクマールの位置関係を識別できるようにしておかなくても、最尤法、最小二乗法、遺伝的アルゴリズム、ニューラルネットワークなどの推論や推定に用いられる計算技法などを利用して、各メルクマールの連結を自動的に生成することもできる。

[0062] 図1に示した実施例においては、メルクマール0, 2として、左右烏口突起の位置をそれぞれ設定しているが、これに限らない。即ち、左右烏口突起の位置から左右肩峰の間でわかりやすい位置、たとえば「左右肩峰」や「左右烏口突起と肩峰との中間点」をメルクマール0, 2としてそれぞれ指定してもよい。

[0063] また、メルクマール3, 5として、左右腋窩の位置を設定しているが、左右第2肋骨～第10肋骨のいずれかと腋窩線との交点、たとえば、「左右第3肋骨と腋窩線との交点」のように設定してもよい。

[0064] さらに、メルクマール4として、第4肋骨の高さの胸骨上の位置を設定しているが、第1肋骨～第7肋骨のいずれかの高さの胸骨上の位置、たとえば、「第3肋骨の高さの胸骨上の位置」のように指定してもよい。

[0065] メルクマール6, 8として、左右肋骨下部と鎖骨中線の交点の位置を設定しているが、たとえば、「肋骨下部の最下点」など、肋骨下部の範囲で任意の位置を指定してもよい。

[0066] 前記目印位置（メルクマール）として、図9に示すように、胸骨柄1, 左右烏口突起～左右肩峰の任意の点0, 2, 第4肋骨の高さの胸骨上の点4, 左右第4肋骨と鎖骨中線との交点13, 14, 左右第4肋骨と腋窩線との交点3, 5, 剣状突起7, 左右第5肋骨と腋窩線との交点15, 16, 左右第6肋骨と鎖骨中線との交点17, 18, 左右第8肋骨と腋窩線との交点19, 20, 左右第10肋骨と鎖骨中線との交点21, 22, 左右肋骨下部と腋窩線との交点6, 8, 臍部9, 左右前腸骨棘の中点11, 左右前腸骨棘の位置10, 12を含むものとする。このように分けることで、肺の上葉, 中葉, 下葉に対応する部分と、横隔膜の運動に対応する部分の動きを検出することができ、それぞれの機能に結び付けて評価ができるので、特に好適である。

[0067] 上記記載は実施例についてなされたが、本発明はそれに限らず、本発明の精神と添付の請求の範囲の範囲内で種々の変更および修正をすることができることは当業者に明らかである。

産業上の利用可能性

[0068] 本発明によれば、従来装置では計測困難だった、呼吸運動を、決められた領域ごとに分化して測定・評価することが可能となる。被検者の領域相互の比較や、同じ被検者の同じ領域の時間的な比較を精度よく行うことができる。また、異なる検者が指標を配置して測定を行っても、常に同様の結果を得ることができるので、呼吸量の測定用途だけでなく、被検者のリハビリテーションの効果を定量的に把握するような、従来はできなかった新たな分野での利用も促進するものである。

符号の説明

- [0069]
- 1 胸骨柄
 - 2, 0 左右烏口突起～左右肩峰の任意の点
 - 3, 5 左右第4肋骨と腋窩線との交点
 - 4 第4肋骨の高さの胸骨上の点
 - 6, 8 左右肋骨下部と腋窩線との交点
 - 7 剣状突起
 - 9 臍部
 - 10, 12 左右前腸骨棘の位置
 - 11 左右前腸骨棘の中点
 - 13, 14 左右第4肋骨と鎖骨中線との交点
 - 15, 16 左右第5肋骨と腋窩線との交点
 - 17, 18 左右第6肋骨と鎖骨中線との交点
 - 19, 20 左右第8肋骨と腋窩線との交点
 - 21, 22 左右第10肋骨と鎖骨中線との交点
 - 31 被検者
 - 32 体表面

- 3 3 ベッド
- 3 4 投光器
- 3 5 カメラ
- 3 6 P C
- 3 7 P Cの画面
- 5 1 目印位置検出器
- 5 2 領域分割器
- 5 3 領域情報付加器
- 5 4 輝点情報処理装置
- 5 5 結果出力装置

請求の範囲

- [請求項1] 光源より光束を体表面に照射して該体表面からの反射光により該体表面の複数の位置それぞれにおける経時的な高さ変化を検知し、呼吸運動に対応する呼吸運動信号を得る呼吸運動測定装置において、
- 前記体表面を撮像し、前記体表面の観察画像を出力する撮像装置と、
- ,
- 前記体表面上に設定された目印位置である複数のメルクマールの各々の上に配置された、前記撮像装置が受光する波長域において、反射率が前記体表面と異なる指標と、
- 前記撮像装置から出力される前記観察画像上で、前記各指標の像を通る分割線に基づき前記体表面を複数の領域に分割する領域分割部と、
- ,
- 前記撮像装置から出力される観察画像に基づき、分割された各領域の呼吸運動信号を得る処理部と、を備えることを特徴とする呼吸運動測定装置。
- [請求項2] 前記光源は、強度分布が一様でない光束を前記体表面に照射することを特徴とする請求項1に記載の呼吸運動測定装置。
- [請求項3] 前記メルクマールは、少なくとも胸骨上の点、臍部近傍の点および左右前腸骨棘の midpoint 近傍の点の3点を含むことを特徴とする請求項2に記載の呼吸運動測定装置。
- [請求項4] 前記メルクマールは、胸骨柄または胸骨上の肋骨の位置と、肋骨と腋窩線との交点、および肋骨と鎖骨中線との交点、のうちの少なくとも1点を含むことを特徴とする請求項2に記載の呼吸運動測定装置。
- [請求項5] 前記各領域の呼吸運動信号は、体表面上の複数の位置の高さ変化に対応する変化量を前記領域ごとに平均化することにより得ることを特徴とする請求項2から請求項4のいずれかに記載の呼吸運動測定装置。
- 。
- [請求項6] 前記複数の分割された各領域のうち、特定の領域を合併し、分割し

た数より少ない数の領域の各々で前記呼吸運動信号を得ることを特徴とする請求項2から請求項5のいずれかに記載の呼吸運動測定装置。

[請求項7] 前記指標の各々は、表面に再帰反射素子を配置したものであり、体表面から見て前記撮像装置の方向に近い方向に、前記撮像装置が実質的に感度を持つ波長域を含む別の光源を設置したことを特徴とする請求項2から請求項6のいずれかに記載の呼吸運動測定装置。

[請求項8] 前記処理部は、前記体表面からの反射光により該体表面の複数の位置それぞれにおける経時的な高さ変化を検知し、該検知結果に基づき、前記分割された各領域の呼吸運動信号を得ることを特徴とする請求項2に記載の呼吸運動測定装置。

[請求項9] 前記処理部は、前記体表面の複数の位置の画像それぞれに対して、該位置の画像が属する固有の識別情報を付し、それに基づき前記分割された各領域内の各位置画像の移動量を計算し、各領域毎にそれに含まれる全ての位置画像の移動量を合算して、各領域毎の呼吸量を決定する、ことを特徴とする請求項8に記載の呼吸運動測定装置。

[請求項10] 前記処理部からの各領域の呼吸運動信号を表示する表示部を、更に備えることを特徴とする請求項2に記載の呼吸運動測定装置。