

明 細 書

発明の名称：

呼吸可視化システム及び方法並びに呼吸評価システム及び方法

技術分野

[0001] 本発明は、呼吸可視化システム及び方法、呼吸評価システム及び方法、更には健康評価システム及び方法に関する。

背景技術

[0002] 体温、呼吸、心拍変動といった生体信号は、ヒトの健康状態を把握するうえで重要なパラメータである。スマートウォッチに代表されるウェアラブルデバイスが登場し、これらの生体信号の計測を容易に行えるようになってきている。

[0003] しかしながら、これらの生体信号を非接触で測定することができれば、対象者にストレスを与えることなく連続的な測定が可能となる。例えばカメラ画像による生体センシングについては、ベッドサイドにおけるセンサレスモニタリングや遠隔診療への応用が期待される。

[0004] 例えば、非特許文献1は、CMOSカメラ及びサーモグラフィーカメラで撮影した顔画像から非接触で心拍及び呼吸を計測することを開示する。しかし、非特許文献1の開示は複数台のカメラを使用しており、システムが複雑化するとともに製造コストがかさむ。

[0005] 非特許文献2は、赤外線カメラ及びCO₂吸収帯のバンドパスフィルタを組み合わせて呼吸レートを可視化することを試みている。しかし、非特許文献2の開示では、呼吸を背景から区別するために対象者がカメラに対して横を向く必要があり、利用場面が著しく制限される。

先行技術文献

非特許文献

[0006] 非特許文献1：G. Sun et al, “Remote sensing of multiple vital signs using a CMOS camera-equipped infrared thermography system and its clin

ical application in rapidly screening patients with suspected infectious diseases” , International Journal of Infectious Diseases 55 (2017) 113-117

非特許文献2: J. Fei et al, “Imaging Breathing Rate in the CO₂ Absorption Band” , Proceedings of the 2005 IEEE 700-705

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0007] 本発明は、シンプルな構成であり、かつ、カメラで対象者の顔面の正面画像を取得する場合であっても呼気を確実に可視化できる呼気可視化システム及び方法を提供することを目的の1つとする。本発明はまた、上記の呼気可視化を利用して利便性に優れた呼気評価システム及び方法を提供することを他の目的とする。本発明は更に、呼気評価システム及び方法を含む健康評価システム及び方法を提供することを別の目的とする。

課題を解決するための手段

- [0008] 上述した課題を解決すべく、本発明の第1の態様は、
対象者の顔面から放射される赤外領域の光を検出して画像データを取得する赤外線カメラと、
第一時刻において取得された第一画像データから、前記第一時刻より前の第二時刻に取得された第二画像データを差し引いて、処理された画像データを生成する処理部と、
前記処理された画像データを出力する出力部と、
を具備することを特徴とする呼気可視化システム、を提供する。第一時刻は任意に選択可能なある時刻 t_1 である。第二時刻は、第一時刻よりも前の、任意に選択可能なある時刻 t_2 である（例えば24時間制で $t_1 > t_2$ ）。
- [0009] 本発明の呼気可視化システムでは、前記赤外線カメラが中赤外領域の光を検出すること、が好ましい。
- [0010] また、本発明の呼気可視化システムでは、前記処理部が、前記第二画像データとして、前記第一時刻より前の所定期間に亘って取得された画像データ

の平均を用いること、が好ましい。

[0011] また、本発明の第2の態様は、

対象者の顔面から放射される赤外領域の光を検出して画像データを取得する手順と、

第一時刻において取得された第一画像データから、前記第一時刻より前の第二時刻に取得された第二画像データを差し引いて、処理された画像データを生成する手順と、

前記処理された画像データを出力する手順と、
を含むことを特徴とする呼気可視化方法、を提供する。

[0012] また、本発明の第3の態様は、

対象者の顔面から放射される赤外領域の光を検出して画像データを取得する赤外線カメラと、

第一時刻において取得された第一画像データから、前記第一時刻より前の第二時刻に取得された第二画像データを差し引いて、処理された画像データを生成する処理部と、

前記処理された画像データにおける前記対象者の鼻孔の下方に関心領域を設定する設定部と、

前記関心領域上の信号強度の時間変化から、前記対象者の呼気の流速を算出する評価部と、

を具備することを特徴とする呼気評価システム、を提供する。

[0013] 本発明の呼気評価システムでは、前記評価部が、前記鼻孔の径から前記鼻孔の開口面積を算出し、前記流速及び前記開口面積を用いて前記呼気の流量を算出すること、が好ましい。

[0014] 本発明の呼気評価システムでは、前記評価部が、エネルギー代謝と呼出量との関係性を示すデータを参照して、前記呼気の流量から前記対象者のエネルギー代謝を評価すること、が好ましい。

[0015] また、本発明の第4の態様は、

対象者の顔面から放射される赤外領域の光を検出して画像データを取得す

る手順と、

第一時刻において取得された第一画像データから、前記第一時刻より前の第二時刻に取得された第二画像データを差し引いて、処理された画像データを生成する手順と、

前記処理された画像データにおける前記対象者の鼻孔の下方に関心領域を設定する手順と、

前記関心領域上の信号強度の時間変化から、前記対象者の呼気の流速を算出する手順と、

を含むことを特徴とする呼気評価方法、を提供する。

発明の効果

[0016] 本発明によれば、シンプルな構成であり、かつ、カメラで対象者の顔面の正面画像を取得する場合であっても呼気を確実に可視化できる。したがって、様々な場面に利用可能である。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]本実施形態に係るシステム1及び方法の概略図である。

[図2]対象者Pの呼気の強度の時間変化の一例を示す図である。

[図3]呼気の可視化手順を示すフローチャートである。

[図4]システム1の機能構成を示すブロック図である。

[図5]システム1に含まれるコンピュータ100のハードウェア構成を示すブロック図である。

[図6]呼気の評価手順を示すフローチャートである。

[図7]呼気評価の詳細な手順を示すフローチャートである。

[図8]関心領域（ROI）の設定及びROIを時間軸に沿って並べることで形成された（Resliceされた）画像の一例を示す図である。

[図9]Resliceされた画像から傾きを算出する手法の一例を示す図である。

[図10]ROIの設定、Reslice、及び傾きの抽出を行う他の手法を示す図である。

[図11]呼出量の算出手順の一例を示す図である。

[図12]対象者Pの顔面の温度画像から心拍データを抽出する手法の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0018] 以下、本発明に係る呼気可視化システム及び方法並びに呼気評価システム及び方法の代表的な実施形態を、図面を参照しつつ詳細に説明する。ただし、本発明はこれら図面に限定されるものではない。また、図面は、本発明を概念的に説明するためのものであるから、理解容易のために、必要に応じて寸法、比又は数を誇張又は簡略化して表している場合もある。

[0019] まず本発明に係る呼気可視化システム及びその方法を説明し、次いで呼気評価システム及びその方法を説明する。以下の説明では、呼気可視化システム及び呼気評価システムを総称してシステム1と呼ぶ。

[0020] 1. 呼気の可視化

図1～図5を参照して、対象者Pの呼気を可視化する方法及びシステムを説明する。対象者Pは典型的には患者であるが、これに限られない。

[0021] 1-1. 呼気可視化方法

図3に示すように、本実施形態に係る呼気の可視化は、(1)赤外線カメラによる撮影、(2)画像データの処理、及び(3)処理された画像データの出力といった手順を含む。以下、各手順を詳細に説明する。

[0022] (1) 赤外線カメラによる撮影

図1に示すように、赤外線カメラ20を介して対象者Pの顔面の画像データが取得される(図3のステップS1)。本実施形態においては、赤外線カメラ20で対象者Pの顔面の正面画像を取得する場合であっても呼気を確実に可視化できる点に特徴を有するが、対象者Pは赤外線カメラ20に対して斜めを向いていてもよいし、横を向いていてもよい。

[0023] 赤外線カメラ20は、赤外領域(波長 $0.7\mu\text{m}-1,000\mu\text{m}$)の光を検出する検出器を含み、この検出器は量子型赤外線検出器と熱型赤外線検出器のどちらでもよい。

[0024] 赤外線カメラ20は、中赤外領域、特に波長 $3\mu\text{m}-5\mu\text{m}$ の光を検出す

ることが好ましい。CO₂の強い吸収帯が4.2 μm-4.3 μmに存在することから、対象者Pの呼気中のCO₂の流れを画像データに反映させることができる。

[0025] 赤外線カメラ20のフレームレートは、対象者Pの呼気を十分に視認できる限り特に問わないが、例えば30 fps及び60 fpsを利用可能である。

[0026] 本実施形態では、対象者Pが静止している（例えば椅子に座っている又は寝ている）ことを想定しているが、対象者Pは動いていてもよい（例えば、歩行や走行で移動又はトレーニングしていてもよい）。動いている対象者Pの顔面を追跡するために既知のトラッキング技術が利用可能である。

[0027] (2) 画像データの処理

ある第一時刻において赤外線カメラ20で撮影された第一画像データ（いわば現在画像データ）から、当該第一時刻より前の第二時刻に撮影された第二画像データを差し引くことで、処理された画像データが生成される（図3のステップS2）。第一時刻は任意に選択可能なある時刻t1であり、例えば現時点とすることができる。このとき、第一画像データはいわば現在画像データとすることができる。第二時刻は、第一時刻よりも前の、任意に選択可能なある時刻t2であり、つまり過去のある時刻である。したがって、例えば24時間制でt1>t2が成り立ち、第二画像データはいわば過去画像データとすることができる。なお、処理された画像データの生成に先立ち、第一画像データ及び第二画像データに何らかの修正又は補正が加えられてもよい。

[0028] この処理では、第二画像データとして、過去の所定期間に亘って撮影された画像データの平均を好適に用いることができる。ここで、所定期間としては例えば10秒間-50秒間を採用することができ、より好ましくは20秒間-45秒間である。ただし、対象者Pの呼吸が不規則である場合には、20秒以上の所定時間を採用することが好ましい。例えばフレームレートが60 fpsであるとき、例えば40秒間に2400枚の画像データが生成され

る。

[0029] 過去の画像データの平均は、例えば、対応する画素ごとに、所定期間の全ての画素値を足し合わせ、全画像枚数で除することで、計算されるが、これに限られない。

[0030] 処理された画像データの生成は、赤外線カメラが画像データを生成するごとに行われてもよいし、予め設定された時間間隔で行われてもよい。後者の場合、所定枚数の画像データが赤外線カメラにおいて生成されるごとに、1枚の処理された画像データが生成されることになる。

[0031] 処理された画像データの生成は、例えばフリーソフトウェア「ImageJ」(<https://imagej.net/ij/index.html>)を用いて実行されてよい。もちろん、同種の機能を備えた他のソフトウェアを利用してもよい。

[0032] (3) 処理された画像データの出力

処理された画像データが出力される(図3のステップS3)。出力形態としては、例えばモニタなどのディスプレイへの表示、外部ディスプレイ・プロジェクタへの送信、印刷などが挙げられる。処理された画像データは記憶装置に記憶されてもよい。

[0033] 図2の左上に表れた画像は、コンピュータモニタに表示された画像データの一例を示す。この画像を時系列順に表示することで、対象者Pの鼻孔から気体が出る様子が視覚的に把握される。例えば、コンピュータモニタ上では、対象者Pの呼気の動きが、複数の細い線状の筋の揺らぎとして表現され、いわば白い霧のゆらぎのように把握できる。

このことは、図2の右下のグラフにも示されている。すなわち、対象者Pの口の下方の領域Aにおける信号強度はある程度の規則性をもって(つまり周期的に)変化している。

図2の左上に例示された画像は、単独でディスプレイに表示されてもよいし、グラフの表示を伴ってもよいことは言うまでもない。

[0034] 本実施形態に係る呼気の可視化手法を用いることで、カメラに対して正対した対象者Pの呼気を可視化することができる。つまり、対象者Pの顔面と

いう背景の存在下でも、対象者 P の呼気を視覚的に把握できるのである。

[0035] 1－2. 呼気可視化システム

上述した呼気可視化手法を実現するシステム 1 について説明する。

[0036] 図 4 に示すように、システム 1 は、赤外線カメラ 20、処理部 11 及び出力部 13 を含む。呼気可視化手法を実現するためのシステム 1 は、必ずしも設定部 15 及び評価部 17 を含まない。処理部 11 及び出力部 13 はコンピュータ 10 の一機能として実現され得る。

[0037] 赤外線カメラ 20 については上記 1－1（1）で述べた。本実施形態では、赤外線カメラ 20 として、Teledyne FLIR LLC 社製の FLIR A6700sc を用いることができる。

[0038] FLIR A6700sc の主な性能は次のとおりである。

解像度： 640 × 512 ピクセル

時間分解能： 60 f p s

波長感度： 3－5 μ m

ダイナミックレンジ： 14 b i t

温度分解能： 0. 018℃

[0039] 処理部 11 は、上述した 1－1（2）の手順を実行する。処理部 11 を実現するべく、コンピュータ 100 は、CPU 101、RAM 103 及び ROM 105 を含む（図 5 参照）。CPU 101 は、ROM 105 に記憶されたプログラム及び各種データを RAM 103 に読み込んで実行することで、処理部 11 として機能する回路である。

[0040] 出力部 13 は、上述した 1－1（3）の手順を実行する。出力部 13 を実現するべく、コンピュータ 100 は、通信インターフェイス 107 及び出力装置 111 を含む。出力装置 111 は、コンピュータディスプレイ、プロジェクタ、ヘッドマウントディスプレイ及びプリンタを含む。また、通信インターフェイス 107 は、外部装置としてのコンピュータディスプレイ、プロジェクタ、ヘッドマウントディスプレイ及びプリンタとの通信のために利用される。

[0041] なお、通信インターフェイス 107 は赤外線カメラ 20 からの画像データの取り込みにも利用される。また、入力装置 109 としては、マウス、キーボード及びタッチパネルが含まれる。赤外線カメラ 20 を入力装置 109 に含めてもよい。

[0042] 2. 呼気の評価

図 4－図 11 を参照して、対象者 P の呼気を評価する方法及びシステムを説明する。

[0043] 2－1. 呼気評価方法

図 6 に示すように、本実施形態に係る呼気評価方法は、上述した（1）赤外線カメラによる撮影及び（2）画像データの処理（ステップ S11 及び S12）に加え、呼気の評価（ステップ S13）を含む。呼気評価方法は、上述した（3）処理された画像データの出力を含んでもよいし、含まなくてもよい。

[0044] 呼気の評価は、（4）関心領域の設定、（5）呼気の速さ及び流量の算出、及び、（6）評価を含む。以下、手順（4）、（5）及び（6）を詳細に説明する。

[0045] （4）関心領域の設定

上記 1－1（2）において処理された画像データ上に関心領域（ROI）が設定される（図 7 のステップ S21）。ROI とは、画像データのうち操作の対象として選ぶ領域を指し、「対象領域」「注目領域」などともいう。

[0046] ROI は対象者 P の鼻孔の下方に設定される。例えば、図 8 の左側に示すように、ROI は、対象者 P の鼻孔から下方に延びる線状ないし帯状の領域に（つまり呼気の流路上に）設定され得るが、これに限られない。

[0047] ROI はユーザにより手動で設定されてもよいし、パターン認識技術を利用して鼻及び口の位置や呼気の流れなどから自動的に設定されてもよい。

[0048] （5）呼気の速さ及び流量の算出

次いで、ROI 上の信号強度の時間変化に基づいて対象者 P の呼気の流速が算出される。流速は例えば次のようにして計算される。

[0049] すなわち、一群の処理された画像データからROIを抽出して時間順に並べることで(Reslice)、解析用画像が生成される(図7のステップS22)。図8の右側に示す解析用画像の例では、横軸方向にROIに沿った距離xが示され、縦軸方向に時間tが示されている。したがって、この図に表れた縞模様は、ROI上の信号強度が時間に応じて変化する様子を示している。この解析用画像から呼気の流れ(流速)を把握することができる(図7のステップS23)。

[0050] そこで、解析用画像から、縞状の帯の角度 θ 及び長さ(距離)Lを求める。なお、距離Lは適宜補正されてよい。

[0051] 角度 θ 及び距離Lの算出例を挙げる。図9の左側の画像は、図8中の領域Bを拡大したものである。この画像における縞状の帯に着目し、線Qを引く。そして、この線の長さL及び横軸となす角度 θ を算出する。

[0052] 図9の右側に示すように、距離L、角度 θ 、x軸に沿った変位dx、及び、時間軸に沿った変位dtの間には既知の関係がある。この関係を用いて、算出された角度 θ 及び距離Lから、 $dx = L \cos \theta$ 及び $dt = L \sin \theta$ を計算し、更に、算出されたdx及びdtから帯(線Q)の傾き、つまり呼気の速さ $v = dx / dt$ を算出する。

[0053] より具体的には、例えば次のように速さvを算出することができる。

すなわち、x、Lのオーダーは長さであり、tは時間である。

ただし、画像処理の場面ではx、Lはピクセル間距離(画素数)で与えられるため、画素数と距離との関係(mm/pixel)を用いて、画素数を距離に補正する必要がある。また、tは時間であり、フレームレートにより決まる。例えば60fpsでは0.0167sec/pixelであり、これを用いて補正する。

画像処理用ソフトウェアを用いて線Qを引き、この線を解析することで、線Qの距離L、角度 θ を求める。

したがって、次のとおりdx及びdtを計算する。

$$dx \text{ (mm)} = L \cos \theta \text{ (pixel)} \times \text{距離補正係数 (mm/pixel)}$$

e l)

$$d t (s e c) = L \sin \theta (p i x e l) \times \text{時間補正係数} (s e c / p i x e l)$$

その結果、次式により速さ v を得る。

$$v (m m / s e c) = d x (m m) / d t (s e c)$$

あるいは、 L を画素ではなく長さとして扱うことができる。この場合、 $d x$ をそのまま用いて、 $d t$ をピクセル数から時間に変換することが必要である。

[0054] したがって、呼気の速さ v を知ることで、対象者 P が呼吸しているかどうかを判断できる。また、呼気の速さ v から対象者 P の呼吸のリズムを知ることができる（例えば図 2 の右下のグラフ参照）。

[0055] より具体的な処理例を図 10 及び図 11 に挙げる。ただし、本発明は以下の処理例に限られるものではない。

[0056] 図 10 の左側に示す画像データにおいて、対象者 P の鼻孔から呼気 ($C O_2$) の流路上に $R O I$ (直線) を設置する。次いで、一群の画像データから $R O I$ に対応する部分を抽出し、抽出した要素を時系列順に並べることで、解析用画像を生成する（図 10 の中央の画像を参照）。この解析用画像は、ガウシアンフィルタ等の平滑化フィルタを用いてノイズ除去されてもよい。また、Enhanced Contrast等によるコントラスト変換で画像のコントラストを強調してもよい。

[0057] そして、Canny edge detection等のエッジ検出手法を用いて画像中の縞模様の傾きを抽出する。更に、Ridge detection (ハフ変換) 等の直線検出手法を用いて縞模様の傾きに $R O I$ を設置する。 $R O I$ の $X Y$ 座標から傾きの近似式を得る（図 10 の右側の画像を参照）。

[0058] あるいは、図 11 の上方に示す画像データにおいて、対象者 P の鼻孔から呼気 ($C O_2$) の流路上に、 $R O I$ を 2 か所設定する。図では、上流側の $R O I$ を $R O I_1$ と、下流側の $R O I$ を $R O I_2$ と、それぞれ表示している。次いで、これら $R O I$ 間の距離 Δx を算出する。そして、各 $R O I$ におけ

る CO_2 変動を示すグラフ（例えば図11の下方のグラフ）の各ピークの時間差 Δt を読み取る。図では、 ROI_1 のピークが3.440秒に到来するのに対して、 ROI_2 のピークが3.856秒に到来するから、時間差 $\Delta t = 0.416$ を得る。これにより、呼気の流速 $v = \Delta x / \Delta t$ を算出することができる。

[0059] 算出された呼気の速さ v を用いて呼気の流量 F を算出する（図7のステップS24）。

すなわち、処理された画像データから対象者 P の鼻孔の開口面積 S を取得し、開口面積 S 及び呼気の速さ v を用いて呼気の流量 F を算出する。例えば、対象者 P の鼻孔を円と近似し、鼻孔の直径 D から開口面積 $S = D^2 \pi / 4$ を算出し、呼気の流量 F を $F = S \times V$ により算出する。

[0060] (6) 評価

次いで、得られた呼気の速さ v 及び呼気の流量 F を用いて、対象者 P の呼気を評価する（図7のステップS25）。呼気の評価の一例としては、先に挙げた呼吸の有無及びリズムのほか、エネルギー代謝の評価が挙げられる。

[0061] エネルギー代謝の評価においては、エネルギー代謝と呼出量との関係性を示すデータを参照して、呼気の流量から対象者 P のエネルギー代謝を推定する。エネルギー代謝と呼出量との関係性を示すデータとしては、公開されたデータを利用することができる。例えば、日本産業規格(JIS A 1406:1974)による「人間が呼出する CO_2 量（成年男子）」及び空気調和・衛生工学会規格(HASS 102-1996)による「労働強度別 CO_2 呼出量」が利用可能である。この種のデータはコンピュータ10に記憶されていてもよい。

[0062] 2-2. 呼気評価システム

上述した呼気評価手法を実現するシステム1を説明する。

図4に示すように、システム1は、上述した赤外線カメラ20及び処理部11に加えて、更に設定部15及び評価部17を含む。呼気評価手法を実現するためのシステム1は、必ずしも出力部13を含まなくてよい。

[0063] 赤外線カメラ20及び処理部11は先に説明済みであるので、ここでの説

明は省略される。

設定部 15 は、上記 2-1 (4) で述べた手順を実行することができる。
評価部 17 は、上記 2-1 (5) で述べた手順を実行することができる。設定部 15 及び評価部 17 は、上述したコンピュータ 10 の 1 機能として実行され得る。すなわち、CPU 101 は、ROM 105 に記憶されたプログラム及び各種データを RAM 103 に読み込んで実行することで、設定部 15 及び評価部 17 として機能する（図 5 参照）。なお、処理部 11、出力部 13、設定部 15 及び評価部 17 は 1 台のコンピュータで実行されてもよいし、複数台のコンピュータで実行されてもよい。

[0064] 3. 心拍及び体温の測定

本実施形態では、対象者 P の呼気の測定だけでなく、対象者 P の心拍及び体温の測定を行ってもよい。以下、心拍及び体温の測定の概要を説明する。

[0065] 3-1. 心拍計測

対象者 P の顔面を赤外線カメラ 20 で撮影し、対象者 P の顔面の温度分布を表した温度画像を取得する（図 12 の左上の画像を参照）。すなわち、赤外線カメラ 20 をサーモグラフィーとして用いるのである。この温度画像に画像処理を施して 2 値化された画像を生成し、生成された画像から所定温度（例えば 35.6℃）以上である部分を抽出する（図 12 の右上の画像を参照）。図 12 の下方に示すグラフは、抽出された部分における温度の時間変化の一例を示す。

[0066] 抽出された部分における温度の時間変化を示すデータに例えば Bandpass Butterworth filter (0.8-1.5 Hz) などのフィルタを適用することで、当該データに帯域制限を加える。そして、帯域制限が加えられたデータに対して周波数解析(フーリエ変換)を実施し、心拍数データを得ることができる。

[0067] したがって、設定部 15 が、赤外線カメラ 20 から取得した温度画像データにおける所定の部位（例えば目頭）を ROI に設定する。評価部 15 は、温度画像データを取得する度に、この部位から温度データを抽出し周波数解

析することで心拍データを得ることができる。

[0068] 3-2. 体温測定

対象者Pの顔面を赤外線カメラ20で撮影することで、対象者Pの体温データを取得することもできる。例えば、赤外線カメラ20で対象者Pの目頭の温度を測定し、体温の代表値とすることができる。ある研究によれば、人の眼頭の皮膚は外気などの外的要因の影響を受けにくい一方で、頭部の他の部位の皮膚は外的要因によって大きな影響を受けるからである。例えば寒い時期に外にいと、額の温度が内部の温度に比べて大幅に下がるが、このような大きな変化は目頭では発生しない。

[0069] したがって、例えば、設定部15が、赤外線カメラ20から取得した温度画像データにおける所定の部位（例えば目頭）をROIに設定する。評価部15は、温度画像データを取得する度に、この部位から温度データを抽出すればよい。

[0070] 4. 本実施形態の効果

本実施形態では、ヒトの呼気に含まれるCO₂の吸収帯に感度のある赤外線カメラ20を用いている。また、リアルタイムの又は最新の撮影データから、過去の撮影データを差し引くことで、表示用の画像データを生成している。これにより、赤外線カメラ20に正対した対象者Pの呼気を可視化することが可能となる。つまり、従来の手法のように対象者Pの呼気と背景とを温度的に区別するためにカメラに対して横を向いたり、複数種類のカメラを準備したりする必要がない。

[0071] したがって、例えばモニタ越しに患者の呼気が可視化されると、医師は、患者と接することなく患者の呼吸をモニタリングすることができる。したがって、遠隔医療のほか、COVID-19などの感染症の感染者のスクリーニングに、この技術の応用が期待できる。

[0072] また、カメラに対して静止している人だけでなく、就寝中の人、動いている人、トレーニング中の人の呼吸の評価が可能である。したがって、本技術は、例えば睡眠時における呼吸障害（例えば睡眠時無呼吸症候群）の評価、

トレーニングの効果の評価、体調変化の判定、モニタリング、見守りシステム、緊急通報システムなどに幅広く利用可能である。

[0073] また、本実施形態では、可視化された呼気を解析し、呼気量を評価することができる。これにより、従来の呼気ガス分析器（例えばヒューマンカロリメータ、ダグラスバッグ、間接熱量測定装置）を用いることなく、対象者Pのエネルギー代謝率を非接触で評価することが可能となる。したがって、本技術は、ヒトの日常的な健康観察及び健康管理に利用可能である。

[0074] 更に、赤外線カメラ20によって撮影された対象者Pの特定部位を解析することで、対象者Pの体温（深部体温）及び心拍を評価することができる。つまり、一台の赤外線カメラ20により、呼吸の可視化、エネルギー代謝率、深部体温及び心拍を一括で評価することができる。したがって、システムの構成要素を削減し、製造コストを抑制することが可能である。

[0075] 本技術は、ヒトの呼気以外に、例えばCO₂消防設備、CO₂冷媒空調設備、給湯機器、燃焼器具（ストーブ等）、CO₂貯蔵施設などにおけるCO₂の漏洩を検知するために利用可能である。

[0076] 以上、本発明の代表的な実施形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、種々の設計変更が可能であり、それらも本発明に含まれる。

[0077] 例えば、心拍数の取得について、温度の時間変化を示すデータにフィルタを適用し、処理済みのデータに対してピークディテクションを実施し、ピークt_oピークの時間を求めることができる。あるいは、心拍数（b p m）は、 $60 / (\text{ピーク } t_{\text{o}} \text{ピークの時間})$ でも求めることができる。

[0078] 赤外線のCO₂吸収帯域は複数存在することから、例えば遠赤外カメラ（8－14 μmに感度を有する）を用いることで、本実施形態と同様の呼気の可視化は可能である。

[0079] 体温測定について、顔のランドマーク検出のために機械学習を利用してもよい。例えば、dlibという機械学習のライブラリ（<http://dlib.net/>）は、目頭の検出に利用できるツールを提供している（例えば40番と43番

）。したがって、目頭をトラッキングしながら、同じ個所での体温測定が可能となる。

[0080] 呼気の評価の1つとして呼吸数の評価を含めることができる。例えば、図2の右下のグラフに、バンドパスが0.1-0.4 Hzのフィルタを適用し、フィルタ済みのデータをフーリエ変換することで呼吸数が求められる。あるいは、図2に示すグラフに対して、ピークディテクションとピークtoピークの処理を施すことによって呼吸数を求めることができる。

[0081] あるいは、赤外線カメラ20で撮影された対象者Pの顔面の温度画像を用いて、例えば頸動脈狭窄、動脈硬化、高血圧等の血管異常を検出することができる。つまり、温度画像は、頸動脈から分岐した顔面動脈の情報を含んでいるので、例えば眼窩付近の温度分布の変化から、血管異常を検出することが期待される。

[0082] 具体的には、対象者Pの顔面の温度画像に対して閾値を設定する。この閾値を超える高温領域（例えば眼窩下、眼窩上、鼻唇溝付近など）が選択され、当該領域の総面積、面積の左右差あるいは左右比、平均温度の左右差を計測する。ここで、総面積は高血圧や動脈硬化の指標として、また、面積および平均温度の左右差あるいは左右比は頸動脈狭窄の指標として、それぞれ採用することができる。面積は、該当する領域に属するピクセルの数で代用されてもよい。

[0083] 例えば、対象者Pの温度画像において、両目の周辺における高温領域の総面積を算出し、左右の領域の面積を比較し、又は、左右の領域の平均温度を比較することができる。かかる処理は、例えば、上述したフリーソフトウェアImageJにより実行可能である。

[0084] なお、顔面温度と頸動脈狭窄の関係を示唆する論文がいくつかある。頸動脈狭窄で動脈の血流が変化することによって、顔面を走行する動脈の経路上の温度分布が変化する可能性が指摘されている。このことから、左右差が実質的に認められない場合には、対象者Pを健常と判定し、あるいは、左右のバランスが崩れていることが認められる場合には、対象者Pに片側狭窄の可

能性があると判定してもよい。

[0085] かかる異常検出手法をシステム 1 に組み込むことが可能であり、それによりシステム 1 は対象者 P のさまざまな健康状態を評価することが可能となる。

符号の説明

[0086] 1 システム
 1 0 コンピュータ
 1 1 処理部
 1 3 出力部
 1 5 設定部
 1 7 評価部
 1 9 記憶部
 2 0 赤外線カメラ

請求の範囲

- [請求項1] 対象者の顔面から放射される赤外領域の光を検出して画像データを取得する赤外線カメラと、
第一時刻において取得された第一画像データから、前記第一時刻より前の第二時刻に取得された第二画像データを差し引いて、処理された画像データを生成する処理部と、
前記処理された画像データを出力する出力部と、
を具備することを特徴とする呼気可視化システム。
- [請求項2] 前記赤外線カメラが中赤外領域の光を検出すること、
を特徴とする請求項1に記載の呼気可視化システム。
- [請求項3] 前記処理部が、前記第二画像データとして、前記第一時刻より前の所定期間に亘って取得された画像データの平均を用いること、
を特徴とする請求項1又は2に記載の呼気可視化システム。
- [請求項4] 対象者の顔面から放射される赤外領域の光を検出して画像データを取得する手順と、
第一時刻において取得された第一画像データから、前記第一時刻より前の第二時刻に取得された第二画像データを差し引いて、処理された画像データを生成する手順と、
前記処理された画像データを出力する手順と、
を含むことを特徴とする呼気可視化方法。
- [請求項5] 対象者の顔面から放射される赤外領域の光を検出して画像データを取得する赤外線カメラと、
第一時刻において取得された第一画像データから、前記第一時刻より前の第二時刻に取得された第二画像データを差し引いて、処理された画像データを生成する処理部と、
前記処理された画像データにおける前記対象者の鼻孔の下方に関心領域を設定する設定部と、
前記関心領域上の信号強度の時間変化から、前記対象者の呼気の流

速を算出する評価部と、

を具備することを特徴とする呼気評価システム。

[請求項6] 前記評価部が、前記鼻孔の径から前記鼻孔の開口面積を算出し、前記流速及び前記開口面積を用いて前記呼気の流量を算出すること、を特徴とする請求項5に記載の呼気評価システム。

[請求項7] 前記評価部が、エネルギー代謝と呼出量との関係性を示すデータを参照して、前記呼気の流量から前記対象者のエネルギー代謝を評価すること、を特徴とする請求項6に記載の呼気評価システム。

[請求項8] 対象者の顔面から放射される赤外領域の光を検出して画像データを取得する手順と、

第一時刻において取得された第一画像データから、前記第一時刻より前の第二時刻に取得された第二画像データを差し引いて、処理された画像データを生成する手順と、

前記処理された画像データにおける前記対象者の鼻孔の下方に関心領域を設定する手順と、

前記関心領域上の信号強度の時間変化から、前記対象者の呼気の流速を算出する手順と、

を含むことを特徴とする呼気評価方法。