

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5464627号  
(P5464627)

(45) 発行日 平成26年4月9日(2014.4.9)

(24) 登録日 平成26年1月31日(2014.1.31)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 5/08 (2006.01)** A 6 1 B 5/08  
**A 6 1 B 7/04 (2006.01)** A 6 1 B 7/04 V  
**A 6 1 B 5/00 (2006.01)** A 6 1 B 5/00 1 O 2 A

請求項の数 14 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-542298 (P2012-542298)	(73) 特許権者	000005049
(86) (22) 出願日	平成23年3月14日 (2011. 3. 14)		シャープ株式会社
(65) 公表番号	特表2013-521833 (P2013-521833A)		大阪府大阪市阿倍野区長池町2番2号
(43) 公表日	平成25年6月13日 (2013. 6. 13)	(74) 代理人	110000338
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/056515		特許業務法人HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK
(87) 国際公開番号	W02011/115239	(72) 発明者	フ, ヨンジ
(87) 国際公開日	平成23年9月22日 (2011. 9. 22)		アメリカ合衆国 ワシントン州 98607, カマス, ノースウェスト パシフィック
審査請求日	平成24年9月14日 (2012. 9. 14)		クリム ブールバード 5750 シャープ
(31) 優先権主張番号	12/661, 477		ラボラトリーズ オブ アメリカ
(32) 優先日	平成22年3月18日 (2010. 3. 18)		インコーポレイテッド内
(33) 優先権主張国	米国 (US)	審査官	宮澤 浩
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 軽量の喘鳴検出方法およびシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

移動式健康状態監視装置であって、  
 呼吸データ検出システムと、  
 呼吸データ取得システムと、  
 呼吸データ処理システムと、  
 呼吸データ出力インタフェースとを備え、  
 前記呼吸データ処理システムは、  
 前記検出システムから前記取得システムを介して呼吸信号を受信する受信部、  
 1または複数の喘鳴ピーク基準に適合する、前記呼吸信号の短時間フーリエ変換(STFT)画像の開始ラインが特定されるまで、前記STFT画像の不連続ラインを算出する不連続ライン算出部、  
 喘鳴ピーク基準に適合する開始ラインが特定された時点で、前記喘鳴ピーク基準に適合しない次のラインおよび先行ラインの両方が特定されるまで、前記開始ラインに先行する前記STFT画像の連続ライン、および前記開始ラインに続く前記STFT画像の連続ラインを算出する連続ライン算出部、  
 前記喘鳴ピーク基準に適合しない次のラインおよび先行ラインの両方が特定された時点で、算出された前記喘鳴ピーク基準に適合する前記STFT画像のラインの合計数を利用して、1または複数の喘鳴発生期間基準に適合するピークの発生期間を決定する決定部、  
 前記喘鳴発生期間基準に適合する前記発生期間が決定されると、喘鳴レートを算出する

10

20

喘鳴レート算出部、および、

前記喘鳴レートを示す情報を前記出力インタフェースへ送信する送信部をさらに備えることを特徴とする移動式健康状態監視装置。

【請求項 2】

前記喘鳴ピーク基準は、

前記 S T F T 画像における前記開始ラインの、最小ピーク周波数、最小ピーク高さ、および最小ピーク幅を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の移動式健康状態監視装置。

【請求項 3】

前記 S T F T 画像の算出されたラインの前記喘鳴ピーク基準への適合は、前記算出されたラインにおける最高振幅ピークの周波数、高さ、および幅の各々が、所定の周波数、高さ、および幅の閾値を上回ることが検出されると、特定されることを特徴とする請求項 1 に記載の移動式健康状態監視装置。

10

【請求項 4】

前記 S T F T 画像の算出されたラインの前記喘鳴ピーク基準への非適合は、前記算出されたラインにおける最高振幅ピークの周波数、高さ、および幅の 1 または複数が、所定の周波数、高さ、または幅の閾値を下回ることが検出されると、特定されることを特徴とする請求項 1 に記載の移動式健康状態監視装置。

【請求項 5】

前記喘鳴発生期間基準は、最小喘鳴発生期間を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の移動式健康状態監視装置。

20

【請求項 6】

前記発生期間の前記喘鳴発生期間基準への適合は、上記合計数と所定の喘鳴発生期間閾値との比較における少なくとも一部に基づいて決定されることを特徴とする請求項 1 に記載の移動式健康状態監視装置。

【請求項 7】

互いに連続する一対の不連続ラインが、最小喘鳴発生期間に基づいて決定された、S T F T 画像の所定数のラインによって隔たれていることを特徴とする請求項 1 に記載の移動式健康状態監視装置。

【請求項 8】

前記処理システムは、開始ラインに先行する連続ラインおよび開始ラインに後続する連続ラインの算出を、開始ラインの最高振幅ピークの周波数の所定範囲内における、各々の連続ラインの領域に制限することを特徴とする請求項 1 に記載の移動式健康状態監視装置。

30

【請求項 9】

前記呼吸データ取得システムは、前記呼吸データ検出システムと通信接続されており、前記呼吸データ処理システムは、前記呼吸データ取得システムと通信接続されており、呼吸データ出力インタフェースは、前記処理システムと通信接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の移動式健康状態監視装置。

【請求項 10】

軽量の喘鳴検出方法であって、

呼吸信号を受信するステップ、

1 または複数の喘鳴ピーク基準に適合する、前記呼吸信号の短時間フーリエ変換 (S T F T) 画像の開始ラインが特定されるまで、前記 S T F T 画像の不連続ラインを算出するステップ、

40

喘鳴ピーク基準に適合する開始ラインが特定された時点で、前記喘鳴ピーク基準に適合しない次のラインおよび先行ラインの両方が特定されるまで、前記開始ラインに先行する前記 S T F T 画像の連続ライン、および前記開始ラインに続く前記 S T F T 画像の連続ラインを算出するステップ、および、

前記喘鳴ピーク基準に適合しない次のラインおよび先行ラインの両方が特定された時点で、算出された前記喘鳴ピーク基準に適合する前記 S T F T 画像のラインの合計数を利用

50

して、1または複数の喘鳴発生期間基準に適合するピークの発生期間を決定するステップを含むことを特徴とする喘鳴検出方法。

【請求項11】

前記喘鳴発生期間基準に適合する前記発生期間の決定のもと、処理システムによって喘鳴レートを算出するステップをさらに含むことを特徴とする請求項10に記載の喘鳴検出方法。

【請求項12】

前記喘鳴発生期間基準に適合しない前記発生期間の決定のもと、最小喘鳴発生期間に基づいて決定されたSTFT画像の所定数のラインをスキップするステップ、および、最初の算出ステップを再実行するステップをさらに含むことを特徴とする請求項10に記載の喘鳴検出方法。

10

【請求項13】

軽量の喘鳴検出方法であって、  
呼吸信号を受信するステップ、

上記呼吸信号の完全な部分的短時間フーリエ変換(STFT)画像における、一または複数の喘鳴ピーク基準の少なくとも一部に基づいて選択されたラインの、一または複数の喘鳴ピーク基準の少なくとも一部に基づいて選択されたデータポイントを含む、上記呼吸信号の部分的STFT画像を算出するステップ、および、

前記喘鳴ピーク基準の少なくとも一部に基づいて前記部分的STFT画像における喘鳴を検出するステップを含むことを特徴とする喘鳴検出方法。

20

【請求項14】

処理システムによって選択された前記ラインおよび検出された前記喘鳴は、1または複数の喘鳴発生期間基準の少なくとも一部に基づくことを特徴とする請求項13に記載の喘鳴検出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、移動式の健康状態監視(健康状態モニタリング)に関し、特に、ポータブル呼吸状態監視装置の改善のために設計された、軽量の喘鳴検出方法およびシステムに関する。

30

【背景技術】

【0002】

喘鳴監視は、例えば喘息管理といった慢性呼吸病管理の側面から重要である。喘鳴は、通常の呼吸音に重ねられた偶発的な肺気音であり、狭窄型呼吸を示すものである。喘鳴は、大概、所定の発生期間続く高い音によって特徴づけられ、そして、呼吸信号の評価時間および周波数コンポーネントによって検出され得る。

【0003】

従来の喘鳴監視においては、呼吸信号における喘鳴を検出するために、完全な短時間フーリエ変換(STFT)画像が算出される。この完全なSTFT画像は、この良く知られている式による時間および周波数ドメインにおける、全てのデータポイントに対する、呼吸信号の振幅の2次元的な表現を与える。

40

【0004】

【数1】

$$\text{STFT} \{x(t)\} \equiv X(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t-\tau)e^{-j\omega t} dt$$

【0005】

ここで、 $w(t)$  は窓関数であり、 $x(t)$  は変換対象の信号であり、そして、 $X(\tau, \omega)$  は、 $x(t)w(t-\tau)$  のフーリエ変換であり、時間および周波数の信号の位相および大きさを表す複素関数である。喘鳴は、完全なSTFT画像において選択されたデ

50

ータポイントの評価から検出され得る。

【0006】

従来の喘鳴モニタリング（喘鳴監視）は、人がシステムを装着したまま、彼または彼女が日常生活を送り、呼吸信号を連続的に取得し評価するポータブル呼吸健康モニタリング装置として、適していなかった。そのような装置はコンピュータの資源が制限されており、しばし、それらの十分でないコンピュータの資源を許容できない大きさの割合にて消費して、喘鳴の検出のための完全なSTFT画像を算出する。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一の態様において、移動式健康状態監視装置は、呼吸データ検出システムと、呼吸データ取得システムと、呼吸データ処理システムと、呼吸データ出力インタフェースとを備え、上記呼吸データ処理システムは、上記検出システムから上記取得システムを介して呼吸信号を受信する受信部、1または複数の喘鳴ピーク基準に適合する上記呼吸信号の短時間フーリエ変換(STFT)画像の開始ラインが特定されるまで、上記STFT画像の不連続ラインを算出する不連続ライン算出部、喘鳴ピーク基準に適合する開始ラインが特定された時点で、上記喘鳴ピーク基準に適合しない次のラインおよび先行ラインの両方が特定されるまで、上記開始ラインに先行する上記STFT画像の連続ライン、および上記開始ラインに続く上記STFT画像の連続ラインを算出する連続ライン算出部、上記喘鳴ピーク基準に適合しない次のラインおよび先行ラインの両方が特定された時点で、算出された上記喘鳴ピーク基準に適合する上記STFT画像のラインの合計数を利用して、1または複数の喘鳴発生期間基準に適合するピークの発生期間を決定する決定部、上記喘鳴発生期間基準に適合する上記発生期間が決定されると、喘鳴レートを算出する喘鳴レート算出部、および、上記喘鳴レートを示す情報を上記出力インタフェースへ送信する送信部をさらに備える。

【0008】

本発明の別の態様において、軽量の喘鳴検出方法は、呼吸信号を受信するステップ、1または複数の喘鳴ピーク基準に適合する、上記呼吸信号の短時間フーリエ変換(STFT)画像の開始ラインが特定されるまで、上記STFT画像の不連続ラインを算出するステップ、喘鳴ピーク基準に適合する開始ラインが特定された時点で、上記喘鳴ピーク基準に適合しない次のラインおよび先行ラインの両方が特定されるまで、上記開始ラインに先行する上記STFT画像の連続ライン、および上記開始ラインに続く上記STFT画像の連続ラインを算出するステップ、および、上記喘鳴ピーク基準に適合しない次のラインおよび先行ラインの両方が特定された時点で、算出された上記喘鳴ピーク基準に適合する上記STFT画像のラインの合計数を利用して、1または複数の喘鳴発生期間基準に適合するピークの発生期間を決定するステップを含む。

【0009】

本発明のさらなる別の態様において、軽量の喘鳴検出方法は、呼吸信号を受信するステップ、上記呼吸信号の完全なSTFT画像における、一または複数の喘鳴ピーク基準の少なくとも一部に基づいて選択されたラインの、一または複数の喘鳴ピーク基準の少なくとも一部に基づいて選択されたデータポイントを含む、上記呼吸信号の部分的STFT画像を算出するステップ、および、上記喘鳴ピーク基準の少なくとも一部に基づいて上記部分的STFT画像における喘鳴を検出するステップを含む。

【0010】

本発明のこれらの特徴および他の特徴は、以下に簡単に説明する図面を併せて、以下の詳細な説明を参照することによって、より理解されるものとなる。もちろん、本発明は追加のクレームによっても定義される。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明のいくつかの実施形態における移動式健康状態監視装置を示す。

10

20

30

40

50

【図2】本発明のいくつかの実施形態における呼吸データ処理システムによって実現される喘鳴検出方法を示す。

【図3】呼吸データ処理システムによって受信された呼吸信号を示す。

【図4】呼吸データ処理システムによって算出されたS T F T画像のラインを示す。

【図5】呼吸データ処理システムによって算出された喘鳴検出パラメータのバイナリ値を示す。

【図6】呼吸データ処理システムによって算出されたS T F T画像の選択されたデータポイントを示すマップである。

【図7】完全なS T F T画像を示す。

【図8】呼吸データ処理システムの各部を示す。

10

【発明を実施するための形態】

【0012】

本発明は、ポータブル呼吸状態監視装置のための軽量な喘鳴検出方法およびシステムを提供する。この発明は、喘鳴検出に必要な全てのデータポイントを含み、喘鳴検出に必要な多くのデータポイントを排除する、呼吸信号の部分的S T F T画像を算出する、軽量アルゴリズムを適用することによって、ポータブル呼吸状態監視装置におけるコンピュータの資源を保護する。上記方法およびシステムは、呼吸信号における全ての喘鳴が確実に検出されるまでの間、コンピュータの資源の実質的な節約効果が得られる。

【0013】

図1は、本発明のいくつかの実施形態における移動式健康状態監視装置100を示す。監視装置100は、通信接続された、呼吸データ検出システム105、呼吸データ取得システム110、呼吸データ処理システム115、および、呼吸データ出力インタフェース120を含む。

20

【0014】

検出システム105は、器官、肺、監視される身体の裏側などの検出地点における肺気音を検出し、そして、検出された肺気音から生成された電気信号の形式で、呼吸信号を取得システム110へ送信する。検出システム105は、例えば、人体に取り付けられた音響トランスデューサを含み得る。

【0015】

取得システム110は、検出システム105から受信した呼吸信号に対して、増幅、フィルタリング、アナログ/デジタル(A/D)変換、自動ゲインコントロール(AGC)を行い、この呼吸信号を処理システム115へ送信する。例えば、増幅、フィルタリング、A/D変換、およびAGCは、直列的に配列されたプリアンプ、バンドパスフィルタ、最終アンプ、A/D変換器、およびAGCステージによって実行され得る。

30

【0016】

処理システム115は、ソフトウェア命令を実行するプロセッサの制御のもと、喘鳴の検出および喘鳴レートの算出のための、呼吸信号における部分的S T F T画像の算出を含む、時間および周波数ドメイン処理を実行する。処理システム115は、上記プロセッサの制御のもと、上記喘鳴レートをデータ出力インタフェース120へ出力する。

【0017】

図8は、呼吸データ処理システム115に含まれた各部を示す。この処理システム115は、取得システム110を介して、上記検出システムからの呼吸信号を受信するための受信部805を含む。

40

【0018】

処理システム115は、不連続ライン算出部810をさらに含む。不連続ライン算出部は、1または複数の喘鳴ピーク基準に適合するS T F T画像の開始ラインが特定されるまで、呼吸信号のS T F T画像の不連続ラインを算出する。

【0019】

処理システム115は、連続ライン算出部815をさらに含む。連続ライン算出部815は、喘鳴ピーク基準に適合する開始ラインが特定された時点で、喘鳴ピーク基準に適合

50

しない次のラインおよび先行ラインの両方が特定されるまで、上記開始ラインに先行する上記S T F T画像の連続ライン、および、上記開始ラインに続く上記S T F T画像の連続ラインを算出する。

【0020】

処理システム115は、決定部820をさらに含む。決定部820は、喘鳴ピーク基準に適合しない次のラインおよび先行ラインの両方が特定された時点で、算出された前記喘鳴ピーク基準に適合する前記S T F T画像のラインの合計数を利用して、1または複数の喘鳴発生期間基準に適合するピークの発生期間を決定する。

【0021】

処理システム115は、決定された上記発生期間における喘鳴レートを算出するための喘鳴レート算出部825をさらに含む。処理システム115は、喘鳴レートが示された情報を出力インタフェースへ送信するための送信部830をさらに含む。

【0022】

データ出力インタフェース120は、処理システム115から受信した、喘鳴レートのような情報を、表示、処理、記憶、および/または、送信するための、1または複数のユーザインタフェース、ローカル分析モジュール、データ管理エレメント、および、ネットワークインタフェースを含む。

【0023】

図示された実施形態において、検出システム105、取得システム110、処理システム115、およびデータ出力インタフェース120は、持ち運び可能な(例えば、着用可能な)移動式健康状態監視装置の一部である。この移動式健康状態監視装置は、身体が行う日々の活動において身体の生理的健康状態をリアルタイムに監視するものである。他の実施形態では、検出システム105、取得システム110、処理システム115、および/または、データ出力インタフェース120は、有線または無線リンクを介して遠隔接続された分離装置の一部となり得る。

【0024】

図2は、ソフトウェア命令を実行するプロセッサの制御のもと、本発明のいくつかの実施形態における処理システム115によって実現される喘鳴検出方法を示す。この方法は、図3~7と併せて説明される。

【0025】

初めに、処理システム115が、タイムドメイン呼吸信号を取得システム110から受信する(S205)。図3は、処理システム115によって受信された例示的なタイムドメイン呼吸信号を示す。この呼吸信号のx軸は、秒単位での時間を示し、この呼吸信号のy軸は、任意の単位での音振幅を示す。この呼吸信号は、呼吸サイクル(すなわち、吸い込み/吐き出し)に対応する周期性を示す。喘鳴は、このタイムドメイン呼吸信号においては容易に発見できない。

【0026】

次に、処理システム115は、喘鳴ピーク基準に適合する開始ラインが特定されるまで、上記呼吸信号のS T F T画像における不連続ラインを算出する。この点で、処理システム115は、S T F T画像の開始ライン候補における最高振幅ピークの周波数、高さ、および幅を、それぞれ、所定の周波数、高さ、および幅の閾値と比較する(S215)。この振幅ピークは、例えば、S T F T画像の開始ラインにおける最小ピーク周波数、最小ピーク高さ、および最小ピーク幅開始ラインと捉え得る。もし、開始ライン候補の最高振幅ピークにおける上記周波数、高さ、および幅が、全て閾値を上回った場合、この開始ライン候補は開始ラインとして選択され、フローはステップS225へ遷移する。換言すれば、もし、開始ライン候補の最高振幅ピークにおける上記周波数、高さ、および幅の一つまたは複数が閾値を下回った場合、処理システム115は、開始ライン候補からNライン進め(S220)、そして、新たな開始ライン候補においてステップS215を再実行する。ステップS215およびS220は、開始ラインが選ばれるまで、または、全ての開始ライン候補が算出されて欠乏が検出されるまで、ループによって繰り返される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 7 】

よりよい説明のため、図 4 は、処理システム 1 1 5 によって算出された S T F T 画像のラインを示す。このラインは、サイズが W の短時間窓によって得られた、完全な S T F T 画像の一辺である。このラインの x 軸はヘルツで示される周波数であり、このラインの y 軸は、任意の単位で示される振幅である。このラインにおける最高振幅ピークは、概ね 1 9 0 H z に集中されている。ステップ S 2 1 5 において、上記ピークの周波数、高さ、および幅は、ラインが開始ラインとして選択されるかどうかの決定のため、それぞれ、周波数閾値、幅閾値、および高さ閾値と比較される。一例として、周波数閾値は、喘鳴として正確に区別するためのピークとして要求された最小周波数に適合させるため、1 5 0 H z に設定され得る。したがって、図 4 に示されているピークの周波数は、周波数閾値を上回って、1 5 0 H z よりも大きくなっている。このラインが開始ラインとして選ばれるかどうかを決定するため、同様の比較が、上記ピークの高さ（図 4 において丸で示されている）および上記ピークの幅（図 4 に示されている）と、最小高さおよび幅の閾値との間で行われる。

10

## 【 0 0 2 8 】

ステップ S 2 2 0 で使用される N の値は、ピークが喘鳴として正確に分類されるための最小発生期間に対応して、賢明に選択される。最小発生期間の喘鳴に適合する N の値の選択により、処理システム 1 1 5 によって算出された合計ライン数は、完全な S T F T 画像を算出する喘鳴検出方法と比較して、ファクター N 分削減される。その上、この算出における削減は、呼吸信号に示された喘鳴の検出失敗のリスクなしに実現されている。より具体的には、N は、この式によって決定され得る。

20

## 【 0 0 2 9 】

$$N = D / [ W ( 1 - X ) ]$$

ここで、D は、上記最小喘鳴発生期間であり、W は、各 S T F T ラインの窓サイズであり、そして、X は、上記連続する S T F T ライン同士のオーバーラップ割合である。一例として、D は、2 5 0 m s のように設定され、W は、8 0 m s のように設定され、X は 0 . 5 0 のように設定され、上記式により、丸められた後に N = 6 が得られる。

## 【 0 0 3 0 】

一度、上記開始ラインが選択されると、処理システム 1 1 5 は、上記喘鳴ピーク基準に適合しない先行ラインが特定されるまで、上記開始ラインに先行する連続ラインを算出する。この点で、処理システム 1 1 5 は、はじめに、最初の開始ラインである現行ラインが、S T F T 画像の最先の有効なラインであるかどうかをチェックする（S 2 2 5）。もし、現行ラインが最先の有効なラインである場合、先行ラインが算出される可能性はなく、フローはステップ S 2 4 5 へ遷移する。換言すれば、もし、現行ラインが最先の有効なラインでなかった場合、先行ラインが算出される可能性はあり、処理システム 1 1 5 は、ラインを一つ戻し（S 2 3 0）、そして、新たな現行ラインの最高振幅ピークにおける周波数、高さ、および幅のそれぞれを、所定の周波数、高さ、および幅とを比較する（S 2 3 5）。もし、上記現行ラインの最高振幅ピークにおける周波数、高さ、および幅の一つが、閾値を下回る場合、フローはステップ S 2 4 0 へ遷移する。換言すれば、もし、上記現行ラインの最高振幅ピークにおける周波数、高さ、および幅の全てが、閾値を上回る場合、処理システム 1 1 5 は、ステップ S 2 2 5 へ戻る。ステップ S 2 2 5 ~ ステップ S 2 3 5 は、喘鳴ピーク基準に適合しない、開始ラインに先行するラインが発見されるまで、ループによって繰り返される。

30

40

## 【 0 0 3 1 】

次に、処理システム 1 1 5 は、喘鳴ピーク基準に適合しない次のラインが特定されるまで、上記開始ラインの次の連続ラインを算出する。この点で、処理システム 1 1 5 は、上記開始ラインの後の最初のラインへ進み（S 2 4 0, S 2 4 5）、そして、この現行ラインの最高振幅ピークにおける周波数、高さ、および幅のそれぞれを、所定の周波数、高さ、および幅の閾値と比較する（S 2 5 0）。もし、上記現行ラインの最高振幅ピークにおける周波数、高さ、および幅の一つが、閾値を下回る場合、フローはステップ S 2 5 5 へ

50

遷移する。換言すれば、もし、現行ラインの最高振幅ピークにおける周波数、高さ、幅の全てが、閾値を上回る場合、処理システム 115 はステップ S 245 へ戻る。ステップ S 245 および S 250 は、喘鳴ピーク基準に適合しない、開始ラインに続くラインが発見されるまで、ループにおいて繰り返される。

【0032】

もちろん、処理システム 115 の処理順序は、先行する連続ラインの算出と後続する連続ラインの算出とが反転してもよい。すなわち、処理システム 115 は、最初に開始ラインに後続する連続ラインを算出し、その後、開始ラインに先行する連続ラインを算出してもよい。

【0033】

重要なことは、開始ラインに先行および後続する連続ラインの算出は、開始ラインの最高振幅ピークの中心周波数の所定の範囲内で、各々の連続ラインの領域に制限される。例えば、もし図 4 のラインが開始ラインとして選ばれた場合、処理システム 115 は、開始ラインに先行および後続する各々の連続ラインの算出を、図 4 に示された点線によって制限されたデータポイントに制限する。この制限により、完全な S T F T 画像を算出する方法と比較して、処理システム 115 によって算出された S T F T 画像のデータポイント数の、さらなる著しい削減効果が得られる。

【0034】

喘鳴ピーク基準に適合しない次のラインおよび先行ラインの両方が特定された時点で、処理システム 115 は、算出された喘鳴ピーク基準に適合するラインの合計数を使用して、最高振幅ピークの発生期間が喘鳴発生期間基準に適合するかどうかを決定する。この点で、処理システム 115 は、ステップ S 215 の実行に伴って算出された閾値を上回るラインの上記合計数を、喘鳴発生期間閾値と比較する (S 255)。いくつかの実施形態では、上記合計数は、直接、ラインの番号 (例えば、 $N = 6$ ) として表現された喘鳴発生期間閾値と比較される。他の実施形態では、上記合計数は、時間単位の発生期間に変換され、この発生期間が、時間単位で表現された喘鳴発生期間閾値と比較される。いずれにしても、もし、比較が閾値を下回る場合、上記ピークの上記発生期間は、喘鳴としてのピークの分類に不適切であり、そして、フローはステップ S 220 へ戻る。換言すれば、もし上記比較が上記閾値を上回る場合、上記ピークの上記発生期間は、喘鳴としてのピークの分類に適切であり、そして、処理システム 115 は、喘鳴を処理する (S 260)。喘鳴処理には、例えば、この式による喘鳴レートの算出が含まれ得る。

【0035】

$$R = t_w / t_{t.o.t}$$

ここで、 $R$  は、上記喘鳴レートであり、 $t_w$  は、上記喘鳴の上記発生期間であり、そして、 $t_{t.o.t}$  は、呼吸サイクルの上記発生期間である。

【0036】

図 5 は、図 2 の方法の実行結果として処理システム 115 によって決定された喘鳴検出パラメータの例示的なバイナリ値を示す。値の“1”は、得られた基準に適合することを示し、値の“0”は、得られた基準に適合しないことを示す。図 5 は、以下の基準値を示す、ピーク高さ 510、ピーク幅 520、ピーク連続度 530 (すなわち、先行ラインおよび現行ラインの両方に対し、ピーク高さおよびピーク幅基準が満足されたかどうか)、および喘鳴検出 (すなわち、ピーク連続度が最小喘鳴発生期間を超えて持続するかどうか)。

【0037】

図 6 は、図 2 の方法の実行結果として処理システム 115 によって算出された呼吸信号の S T F T 画像における選択されたデータポイントを示すマップ (第 1 の喘鳴アルゴリズム) である。このマップの暗領域は、算出されたデータポイントを示す。このマップの明領域は、算出されず、そして、完全な S T F T 画像が算出される方法に関連して、計算の節約に反映する、データポイントを示す。

【0038】

10

20

30

40

50

図7は、異なる時間の呼吸信号において示された、異なる周波数（黒の背景と反対の白領域によって示されている）の振幅が示されている、完全なSTFT画像（ここでは黒および白で示されている）である。図6および図7における並列は、図2の方法の実行に伴って処理システム115によって算出されたデータポイントの数（完全なSTFT画像におけるデータポイントの数よりも極めて少ない）を明確にする。STFT画像の不要なラインは、ステップS215およびS220の結果としてスキップされ、STFT画像の他のラインは、ステップS235およびS250において算出された周波数を制限するラインによって制限された周波数範囲でのみ算出される。

【0039】

本発明のいくつかの実施形態は、喘鳴ピーク基準が、STFT画像の開始ラインの最小ピーク周波数、最小ピーク高さ、および最小ピーク幅を含む、装置を開示する。

10

【0040】

本発明のいくつかの実施形態は、STFT画像の算出されたラインの喘鳴ピーク基準への適合が、算出されたラインにおける最高振幅ピークの周波数、高さ、および幅のそれぞれが、所定の周波数、高さ、および幅の閾値を上回ることを検出することによって特定される、装置を開示する。

【0041】

本発明のいくつかの実施形態は、STFT画像の算出されたラインの喘鳴ピーク基準への非適合が、算出されたラインにおける最高振幅ピークの周波数、高さ、または幅の1つまたは複数、所定の周波数、高さ、および幅の閾値を下回ることを検出することによって特定される、装置を開示する。

20

【0042】

本発明のいくつかの実施形態は、喘鳴発生期間基準が最小喘鳴発生期間を含む、装置を開示する。

【0043】

本発明のいくつかの実施形態は、発生期間の喘鳴発生期間基準への適合が、合計数と所定の喘鳴発生期間閾値との比較における少なくとも一部に基づいて決定される、装置を開示する。

【0044】

本発明のいくつかの実施形態は、互いに連続する一対の不連続ラインが、最小喘鳴発生期間に基づいて決定された、STFT画像の所定数のラインによって隔たれている、装置を開示する。

30

【0045】

本発明のいくつかの実施形態は、処理システムが、開始ラインに先行する連続ラインおよび開始ラインに後続する連続ラインの算出を、開始ラインの最高振幅ピークの周波数の所定範囲内における、各々の連続ラインの領域に制限する、装置を開示する。

【0046】

本発明のいくつかの実施形態は、喘鳴発生期間基準に適合する発生期間が決定されると、処理システムによって喘鳴レートを算出するステップを含む、方法を開示する。

【0047】

本発明のいくつかの実施形態は、喘鳴発生期間基準に適合しない発生期間の決定のもと、最小喘鳴発生期間に基づいて決定されたSTFT画像の所定数のラインをスキップするステップ、および、最初の算出ステップを再実行するステップをさらに含む、方法を開示する。

40

【0048】

本発明のいくつかの実施形態は、喘鳴ピーク基準が、最小ピーク周波数、最小ピーク高さ、および最小ピーク幅を含む、移動式健康状態監視装置を開示する。

【0049】

本発明のいくつかの実施形態は、STFT画像の算出されたラインの喘鳴ピーク基準への適合が、算出されたラインにおける最高振幅ピークの周波数、高さ、および幅のそれぞれ

50

れが、所定の周波数、高さ、および幅の閾値を上回ることを検出することによって特定される、移動式健康状態監視装置を開示する。

【0050】

本発明のいくつかの実施形態は、STFT画像の算出されたラインの喘鳴ピーク基準への非適合が、算出されたラインにおける最高振幅ピークの周波数、高さ、または幅の1つまたは複数、所定の周波数、高さ、および幅の閾値を下回ることを検出することによって特定される、移動式健康状態監視装置を開示する。

【0051】

本発明のいくつかの実施形態は、喘鳴発生期間基準が最小喘鳴発生期間を含む、移動式健康状態監視装置を開示する。

10

【0052】

本発明のいくつかの実施形態は、発生期間の喘鳴発生期間基準への適合は、合計数と所定の喘鳴発生期間閾値との比較における、少なくとも一部に基づいて決定される、移動式健康状態監視装置を開示する。

【0053】

本発明のいくつかの実施形態は、互いに連続する一対の不連続ラインが、最小喘鳴発生期間に基づいて決定された、STFT画像の所定数のラインによって隔たれている、移動式健康状態監視装置を開示する。

【0054】

本発明のいくつかの実施形態は、処理システムは、開始ラインに先行する連続ラインおよび開始ラインに後続する連続ラインの算出を、開始ラインの最高振幅ピークの周波数の所定範囲内における、各々の連続ラインの領域に制限する、移動式健康状態監視装置を開示する。

20

【0055】

本発明のいくつかの実施形態は、処理システムによるラインの選択および喘鳴の検出は、1または複数の喘鳴発生期間基準の少なくとも一部に基づく、方法を開示する。

【0056】

本発明のいくつかの実施形態は、喘鳴ピーク基準が最小ピーク周波数、最小ピーク高さ、および最小ピーク幅を含んで構成されている方法を開示する。

【0057】

本発明のいくつかの実施形態は、STFT画像の算出されたラインの喘鳴ピーク基準への適合が、算出されたラインにおける最高振幅ピークの周波数、高さ、および幅のそれぞれが、所定の周波数、高さ、および幅の閾値を上回ることを検出することによって特定される、方法を開示する。

30

【0058】

本発明のいくつかの実施形態は、STFT画像の算出されたラインの喘鳴ピーク基準への非適合が、算出されたラインにおける最高振幅ピークの周波数、高さ、または幅の1つまたは複数、所定の周波数、高さ、または幅の閾値を下回ることを検出することによって特定される、方法を開示する。

【0059】

本発明のいくつかの実施形態は、喘鳴発生期間基準が最小喘鳴発生期間を含んで構成されている方法を開示する。

40

本発明のいくつかの実施形態は、喘鳴発生期間基準への適合は、合計数と所定の喘鳴発生期間閾値との比較における、少なくとも一部に基づいて決定される、方法を開示する。

【0060】

本発明のいくつかの実施形態は、互いに連続する一対の不連続ラインが、最小喘鳴発生期間に基づいて決定された、STFT画像の所定数のラインによって隔たれている、方法を開示する。

【0061】

本発明のいくつかの実施形態は、第2の算出ステップが、処理システムによる、開始ラ

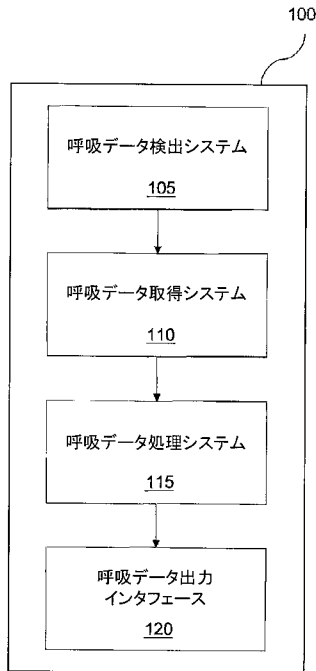
50

インに先行する連続ラインおよび開始ラインに後続する連続ラインの算出を開始ラインの最高振幅ピークの周波数の所定範囲内における、各々の連続ラインの領域に制限することを含み、方法を開示する。

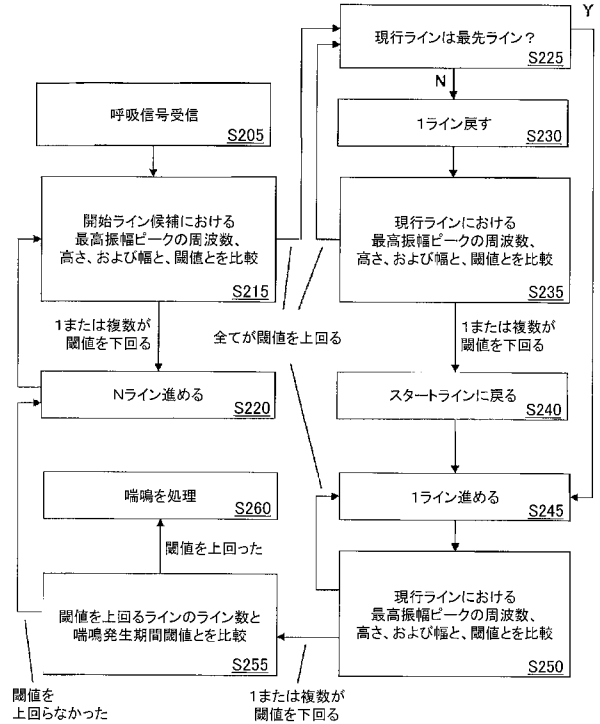
【 0 0 6 2 】

本発明は、この文書の本質的特性または精神から逸脱することなく、他の特有の方法によって具現化され得ることが、当業者によって理解されるであろう。本記載は、それゆえ、実例となり限定的でない全ての事項が考慮される。本発明の範囲は、追加されたクレームによっても示され、同様の目的および範囲のあらゆる変更は、その中に含まれることを意味する。

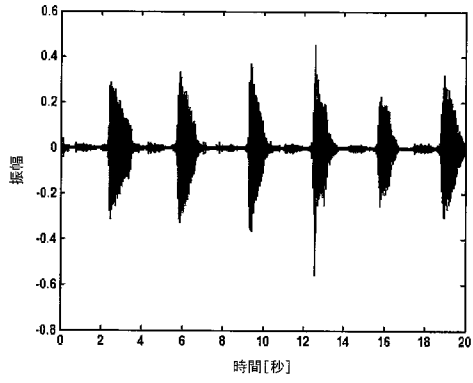
【 図 1 】



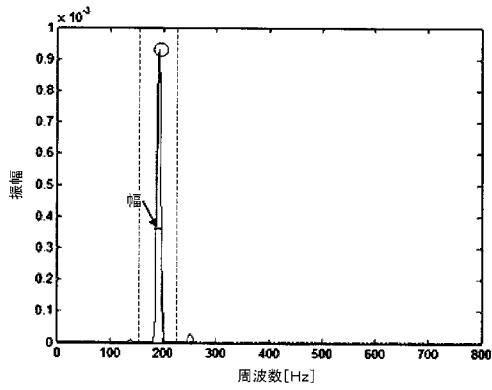
【 図 2 】



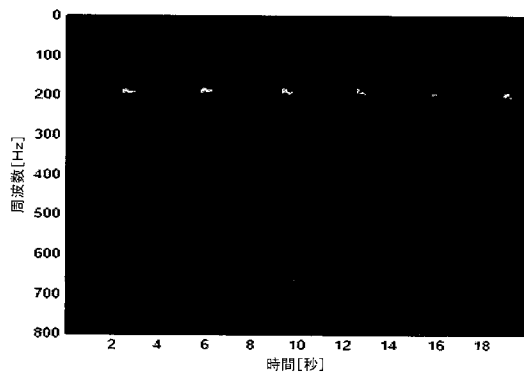
【図3】



【図4】

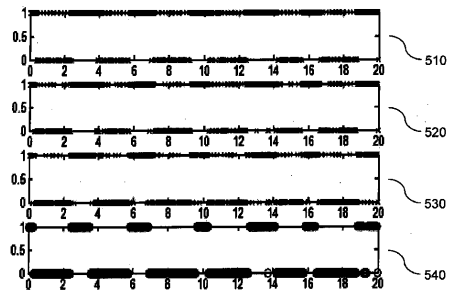


【図7】

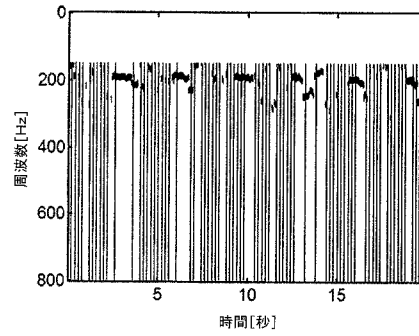


【図5】

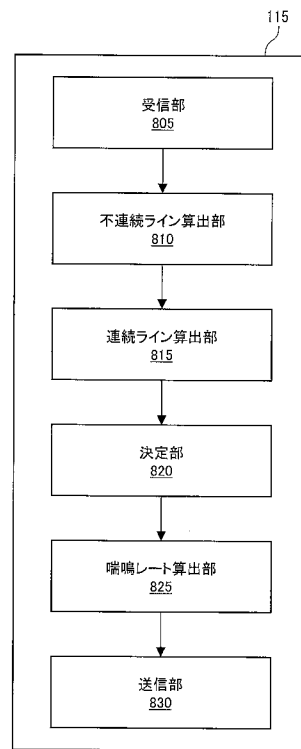
FIG. 5



【図6】



【図8】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006-167427(JP, A)  
国際公開第2007/146687(WO, A2)  
米国特許出願公開第2007/0010722(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	5 / 0 8
A 6 1 B	5 / 0 0
A 6 1 B	7 / 0 4

专利名称(译)	轻量喘息检测方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP5464627B2</a>	公开(公告)日	2014-04-09
申请号	JP2012542298	申请日	2011-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	夏普株式会社		
申请(专利权)人(译)	夏普公司		
当前申请(专利权)人(译)	夏普公司		
[标]发明人	フヨンジ		
发明人	フ,ヨンジ		
IPC分类号	A61B5/08 A61B7/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B7/003		
FI分类号	A61B5/08 A61B7/04.V A61B5/00.102.A		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	12/661477 2010-03-18 US		
其他公开文献	JP2013521833A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

用于便携式呼吸状态监测器的轻质喘息检测方法和系统包括呼吸信号的所有短数据点，包括喘息检测所需的所有数据点并消除喘息检测不需要的许多数据点。通过应用计算变换 (STFT) 图像的轻量级算法来保护便携式呼吸状况监测设备中的计算机资源。该方法和系统大大节省了计算机资源，直到可靠地检测到呼吸信号中的所有喘息。

【 图 2 】

