

(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2018-11930

(P2018-11930A)

(43) 公開日 平成30年1月25日(2018.1.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 16 O L 外国語出願 (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2017-192 (P2017-192)	(71) 出願人	516267647
(22) 出願日	平成29年1月4日 (2017.1.4)		アムキャッド・バイオメッド・コーポレイ ション
(31) 優先権主張番号	105118785		AmCad Biomed Corpor ation
(32) 優先日	平成28年6月15日 (2016.6.15)		台湾105タイペイ、フー・シン・ノース ・ロード、ナンバー167、フロア5
(33) 優先権主張国	台湾 (TW)	(74) 代理人	100101454
			弁理士 山田 卓二
		(74) 代理人	100081422
			弁理士 田中 光雄
		(74) 代理人	100132241
			弁理士 岡部 博史
		(74) 代理人	100113170
			弁理士 稲葉 和久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 気道閉塞診断方法及び気道閉塞診断システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 気道の幅の判定に基づく気道閉塞診断方法及び気道閉塞診断システムを提供する。

【解決手段】 被験者における気道閉塞を診断する方法は、被験者が通常通り呼吸している間の気道の一部の複数の横断面超音波画像を提供し、前記各超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有する工程と、前記各超音波画像内で関心領域が選択され、各第1統計値が算出される工程と、前記各第1統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する前記各関心領域内の前記画素が識別され、各気腔領域 (air space region) が定義される工程と、前記各気腔領域内の画素の分布に基づいて前記気道の各幅が算出される工程と、前記気道の幅の算出により取得された第2統計値に従って、被験者における気道閉塞に関する状態が分類される工程と、を含む。

【選択図】 なし

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コンピューターを利用して気道の幅を判定する方法であって、
 気道からの部位の超音波画像を提供し、前記超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有する工程と、
 前記超音波画像内で関心領域が選択され、前記関心領域内の画素のカラースケール値の第 1 統計値が算出される工程と、
 前記第 1 統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する前記関心領域内の画素が識別され、気腔領域 (a i r s p a c e r e g i o n) が定義される工程と、
 前記気腔領域内の画素の分布に基づいて前記気道の幅が算出される工程と、
 を含むことを特徴とする、コンピューターを利用して気道の幅を判定する方法。

10

【請求項 2】

前記超音波画像が、複数の断面角度からの気道の前記部位の複数の横断面画像であることを特徴とする、請求項 1 に記載のコンピューターを利用して気道の幅を判定する方法。

【請求項 3】

前記気道の前記部位が、気道の舌後部 (r e t r o - g l o s s a l r e g i o n) または口蓋後部 (r e t r o - p a l a t a l r e g i o n) であることを特徴とする、請求項 2 に記載のコンピューターを利用して気道の幅を判定する方法。

20

【請求項 4】

前記第 1 統計値が、前記複数のカラースケール値の位置の尺度 (M L) と、定数に散らばりの尺度 (M D) を乗じた数の和であり、
 $M L + a * M D$
 の条件を満たすことを特徴とする、請求項 1 に記載のコンピューターを利用して気道の幅を判定する方法。

【請求項 5】

気道の幅を判定するシステムであって、超音波イメージング装置と、前記超音波イメージング装置に接続された演算装置を含み、
 前記超音波イメージング装置が、気道の一部の超音波画像を取得し、前記超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有し、
 前記演算装置が、
 前記超音波画像の受け取り、使用者による関心領域の選択、及び前記関心領域内の画素のカラースケール値の第 1 統計値の算出に用いられる入力モジュールと、
 前記関心領域内において第 1 統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する画素を識別して気腔領域を定義し、前記気腔領域内の画素の分布に基づき気道の幅を算出するために用いられる分類モジュールと、
 前記気道の幅の出力と、超音波画像の表示に用いられる出力モジュールと、
 を含むことを特徴とする、気道の幅を判定するシステム。

30

【請求項 6】

前記超音波イメージング装置が、2D 超音波プローブ、または 3D 超音波プローブであり、前記超音波画像が平行スキャン (p a r a l l e l s c a n n i n g) 、扇形スキャン (f a n - l i k e s c a n n i n g) 、または自由表面スキャン (f r e e - s u r f a c e s c a n n i n g) によって取得されることを特徴とする、請求項 5 に記載の気道の幅を判定するシステム。

40

【請求項 7】

被験者における気道閉塞を診断する方法であって、
 a . 被験者が通常通り呼吸している間の気道の一部の複数の横断面超音波画像を提供し、前記各超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有する工程と、
 b . 前記各超音波画像内で関心領域が選択され、前記関心領域内の画素のカラースケール値の各第 1 統計値が算出される工程と、

50

c . 前記各第 1 統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する前記各関心領域内の画素が識別され、各気腔領域 (a i r s p a c e r e g i o n) が定義される工程と、

d . 前記各気腔領域内の画素の分布に基づいて前記気道の各幅が算出される工程と、

e . 前記気道の幅の第 2 統計値が算出される工程と、

f . 前記第 2 統計値に基づき、被験者における気道閉塞に関する状態が分類される工程と、

を含むことを特徴とする、気道閉塞を診断する方法。

【請求項 8】

前記複数の横断面超音波画像が、複数の各断面角度からの気道の前記部位の複数の横断面画像であることを特徴とする、請求項 7 に記載の気道閉塞を診断する方法。 10

【請求項 9】

気道の前記部位が、気道の舌後部または口蓋後部であることを特徴とする、請求項 7 に記載の気道閉塞を診断する方法。

【請求項 10】

前記第 1 統計値が、前記複数のカラースケール値の位置の尺度 (M L) と、定数に散らばりの尺度 (M D) を乗じた数の和であり、かつ

$$M L + a * M D$$

の条件を満たすことを特徴とする、請求項 7 に記載の気道閉塞を診断する方法。

【請求項 11】 20

前記第 2 統計値が、散らばりの尺度と位置の尺度で構成される群より選択されることを特徴とする、請求項 7 に記載の気道閉塞を診断する方法。

【請求項 12】

さらに、

g . 被験者に特定の方法で呼吸するように求め、その間に前記工程 a から工程 f までを繰り返し、第 3 統計値を取得する工程と、

h . 前記第 2 統計値と前記第 3 統計値を比較して、前記被験者が気道閉塞を有するか否かを判定する工程と、

を含むことを特徴とする、請求項 7 に記載の気道閉塞を診断する方法。

【請求項 13】 30

前記特定の方法が、タイダル呼吸法 (t i d a l b r e a t h i n g m e t h o d)、強制吸気、またはミュラー法 (M u l l e r m a n e u v e r) であることを特徴とする、請求項 12 に記載の気道閉塞を診断する方法。

【請求項 14】

被験者における気道閉塞を診断するシステムであって、超音波イメージング装置と、第 1 演算装置と、第 2 演算装置と、識別装置を含み、

前記超音波イメージング装置が、気道の一部の超音波画像を取得し、前記超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有し、

前記第 1 演算装置が前記超音波イメージング装置に接続され、

前記超音波画像の受け取り、使用者による関心領域の選択、及び前記関心領域内の画素のカラースケール値の第 1 統計値の算出に用いられる入力モジュールと、 40

前記関心領域内において第 1 統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する画素を識別して気腔領域を定義し、前記気腔領域内の画素の分布に基づき気道の幅を算出するために用いられる分類モジュールと、

前記気道の幅の出力と、超音波画像の表示に用いられる出力モジュールを含み、

前記第 2 演算装置が前記第 1 演算装置に接続され、前記気道の幅の第 2 統計値の算出に用いられ、

前記識別装置が前記第 2 演算装置に接続され、前記被験者における気道閉塞に関する状態を分類するように構成されたことを特徴とする、気道閉塞を診断するシステム。

【請求項 15】 50

前記超音波イメージング装置が、2D超音波プローブ、または3D超音波プローブであり、前記超音波画像が平行スキャン(parallel scanning)、扇形スキャン(fan-like scanning)、または自由表面スキャン(free-surface scanning)によって取得されることを特徴とする、請求項14に記載の気道閉塞を診断するシステム。

【請求項16】

さらに、前記識別装置に接続された判定装置を含み、前記判定装置が前記第2演算装置により算出された第2統計値と第3統計値を比較して、被験者が気道閉塞を有するか否かを判定するために用いられることを特徴とする、請求項14に記載の気道閉塞を診断するシステム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験者における気道閉塞を診断する方法と気道閉塞診断システムに関し、特に、本発明はコンピューターを利用して気道の幅を判定する方法とそのシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

睡眠時無呼吸は、人の睡眠中に呼吸が停止するときに発生する慢性睡眠障害である。睡眠時無呼吸は中年男性に最も多く診断される。成人20人に約1人が睡眠時無呼吸と診断されると見積もられており、男性は女性と比較して約2～8倍多い。最近の研究では、小児睡眠時無呼吸の有病率が予想よりもずっと高いことが示されている。さらに、肥満、扁桃腺組織肥大、鼻中隔湾曲、アルコール摂取、喫煙、鎮痛剤使用が睡眠時無呼吸の高リスクに関係がある。

20

【0003】

睡眠時無呼吸の標準的な診断ツールは終夜睡眠ポリグラフと終夜オキシメトリである。無呼吸のよく知られた評価法の1つは、呼吸間における10秒以上の間隔、または10秒間気流が50%減少する呼吸低下を含む。評価プロセスには時間と労力がかかる。さらに、標準化された評価手順では資格を持つスタッフが睡眠ポリグラフの値を正確に測定することができない。

30

【0004】

先行技術においては、気道閉塞の診断に2D超音波センサー装置が使用される。しかしながら、2D超音波センサー装置は横断面表面と気道間の相対位置による制限を受けるため、気道の部位によっては正確に配置することができない。さらに、異なる操作者が2D超音波センサー装置を使用して気道の同一部位を異なる時間にスキャンすると、異なる位置と異なる断面角度によって結果が異なることがある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、コンピューターを利用して気道の幅を判定する方法とそのシステムであって、より具体的には、気道の幅の判定に基づく気道閉塞診断方法及び気道閉塞診断システムを提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一態様において提供されるコンピューターを利用して気道の幅を判定する方法は、気道の一部位の超音波画像が提供され、前記超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有する工程と、前記超音波画像内の関心領域が選択され、前記関心領域内の前記画素のカラースケール値の第1統計値が算出される工程と、前記第1統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する前記関心領域内の画素が識別され、気腔領域(airspace region)が定義される工程と、前記気腔領域

50

内の画素の分布に基づいて前記気道の幅が算出される工程と、を含む。

【0007】

別の一態様において提供される本発明の気道の幅を判定するシステムは、超音波イメージング装置と演算装置を含み、前記演算装置が、入力モジュールと、分類モジュールと、出力モジュールを含み、前記超音波イメージング装置が、気道の部位の超音波画像を取得するために用いられ、前記超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有する。

【0008】

前記演算装置が前記超音波イメージング装置に接続され、前記入力モジュールが、超音波画像の受け取りと、使用者がコマンドを入力することによる関心領域の選択と、前記画素の前記カラースケール値の各第1統計値の算出に用いられ、前記分類モジュールが、前記第1統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する前記関心領域内の画素を識別し、気腔領域 (a i r s p a c e r e g i o n) を定義するために用いられ、さらに前記分類モジュールが、前記気腔領域内の画素の分布に基づいて前記気道の幅を算出するために用いられ、前記出力モジュールが、前記気道の幅を出力し、超音波画像を表示するために用いられる。

10

【0009】

別の一態様において提供される、本発明の必要とする被験者における気道閉塞診断方法は、被験者の通常の呼吸中における気道の一部の複数の横断面超音波画像が提供され、前記各超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有する工程と、前記各超音波画像内で関心領域が選択され、前記関心領域内の画素のカラースケール値の各第1統計値が算出される工程と、前記各第1統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する前記各関心領域内の画素が識別され、各気腔領域 (a i r s p a c e r e g i o n) が定義される工程と、前記各気腔領域内の画素の分布に基づいて前記気道の各幅が算出される工程と、前記気道の幅の第2統計値が算出される工程と、前記第2統計値に従って、被験者における気道閉塞に関する状態が分類される工程と、を含む。

20

【0010】

別の一態様において提供される、本発明の必要とする被験者における気道閉塞診断システムは、超音波イメージング装置と、第1演算装置と、第2演算装置と、識別装置を含み、前記超音波イメージング装置が、気道の一部の超音波画像を取得するように構成され、前記超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有する。

30

【0011】

前記第1演算装置が前記超音波イメージング装置に接続され、かつ入力モジュールと、分類モジュールと、出力モジュールを含み、前記入力モジュールが超音波画像の受け取りと、使用者による関心領域の選択と、前記関心領域内の画素のカラースケール値の各第1統計値の算出に用いられ、前記分類モジュールが、前記各第1統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する前記関心領域内の画素を識別して各気腔領域 (a i r s p a c e r e g i o n) を定義し、さらに前記分類モジュールが、前記各気腔領域内の画素の分布に基づいて前記気道の各幅を算出するために用いられ、前記出力モジュールが、前記気道の各幅の出力と、超音波画像の表示に用いられる。

40

【0012】

前記第2演算装置が前記第1演算装置に接続され、前記気道の幅の第2統計値の算出に用いられ、前記識別装置が前記第2演算装置に接続され、前記被験者における気道閉塞に関する状態を分類するように構成される。

【0013】

前述およびその他の態様は、以下の好ましい実施例の説明と、添付の図面を組み合わせることによりより明白になるであろう。ただし、本発明の新規的概念の要旨と範囲を逸脱せずに、変化や変更を加えることも可能であろう。

【0014】

本発明の前述の概要、および以下の詳細な説明は、添付の図面を参照しながら読むこと

50

でより理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】コンピュータを利用して気道の幅を判定する方法のフローチャートである。

【図2A】一実施態様に基づく超音波イメージング装置による複数の断面角度からの気道の舌後部 (retro-glossal region) または口蓋後部 (retro-palatal region) から取得された横断面画像である。

【図2B】一実施態様に基づく超音波イメージング装置による複数の断面角度からの気道の舌後部または口蓋後部から取得された横断面画像である。

【図2C】一実施態様に基づく超音波イメージング装置による複数の断面角度からの気道の舌後部または口蓋後部から取得された別の横断面画像である。

【図3】気道の幅を判定するシステムの概略図である。

【図4】被験者における気道閉塞を診断する方法のフローチャートである。

【図5】一実施態様に基づき通常通り呼吸するように求められた被験者の複数の超音波画像である。

【図6】一実施態様に基づき特定の方法で呼吸するように求められた被験者の気道の断面画像から取得した複数の超音波画像である。

【図7】前述の実施態様に基づき前記特定の方法で呼吸するように求められたS-O SA患者、M-O SA患者、N-O SA患者などの閉塞性睡眠時無呼吸 (OSA) 患者から取得された複数の比較値のグラフである。

【図8】被験者における気道閉塞を診断するシステムの概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

別途定義されている場合を除き、ここで使用されるすべての技術的および科学的用語は、当業者により一般的に理解されるものと同じ意味を持つ。

【0017】

ここで使用される単数形の「1つ」、「一」、「その」などは、文脈上明確に記載されていない限り、複数形の意味を含む。したがって、例えば、「1つの試料」には、複数のそのような試料および当業者の知るところである同等物が含まれる。

【0018】

ここで使用される「位置の尺度 (Measure of Location; ML)」という用語は、区間値の平均値を指す。区間の全体データを代表する適した値であり、算術平均値、統計パーセンタイル値、幾何平均値、調和平均値、中央値、最頻値、加重算術平均値、またはその他中心傾向値を表すために使用される尺度とすることができる。本発明の実施態様によれば、MLは最頻値、統計パーセンタイル値、平均値、及びその他中心傾向値を表すために使用される尺度で構成される群より選択される値である。

【0019】

ここで使用される「散らばりの尺度 (Measure of Dispersion; MD)」という用語は、1セットのデータの分散度合いを示す統計的特性を指す。「散布度」とも呼ばれる。MDは散らばり変動 (dispersion variation) と非散らばり変動 (non-dispersion variation) に分類される。本発明の実施態様によれば、MDは標準偏差、全範囲、及びその他中心散布値を表すために使用される尺度で構成される群より選択される値である。

【0020】

本発明は必要とする被験者において、コンピュータを利用して気道の幅を判定する方法と気道閉塞を診断する方法を提供する。本発明の方法は超音波センサー装置に適用される。さらに、本発明の方法は、超音波センサー装置に接続して画像データを取得・保存するためのコンピュータまたはマイクロプロセッサにも適用される。加えて、本発明の方法はプログラム可能であり、マイクロプロセッサユニットを備えた記録媒体、または記録媒体を備えた装置に保存される。前記装置は、ハードディスク、フロッピーディスク、コ

10

20

30

40

50

ンパクトディスク、光磁気装置、集積回路（IC）チップ、またはランダムアクセスメモリであるが、これらに限らない。

【0021】

図1に示すように、本発明のコンピューターを利用して気道の幅を判定する方法は、次の工程を含む。まず、工程S1010に示すように、気道の一部位の超音波画像が提供される。前記超音波画像は複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有する。その後、工程S1020に示すように、前記超音波画像内の関心領域が選択される。前記関心領域内の前記画素のカラースケール値の第1統計値が算出される。その後、工程S1030に示すように、前記第1統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する前記関心領域内の画素が識別され、気腔領域（airspace region）が定義される。最後に、工程S1040に示すように、前記気腔領域内の画素の分布に基づいて前記気道の幅が算出される。

10

【0022】

図2A～図2Cに本発明の一実施態様を示す。前記超音波画像は複数の断面角度からの前記気道の一部位の複数の横断面画像である（図2Aを参照）。さらに、2D超音波プローブは平行スキャン、扇形スキャン、または自由表面スキャンなど異なる方法で使用し、2D超音波画像を取得することができる。各超音波画像は複数の画素を備え、各画素が分析される。一部の実施態様において、前記超音波画像は2D超音波画像により形成された3D超音波画像としてもよい。前記超音波画像は複数のボクセルを備え、各ボクセルが分析される。

20

【0023】

図2Bに示すように、気道の舌後部（retro-glossal region）または口蓋後部（retro-palatal region）が超音波センサー装置によりスキャンされ、各断面角度からの前記気道の部位の横断面画像である超音波画像が取得される。さらに、各画素がグレースケールを有する。

【0024】

図2Cに示すように、前記超音波画像において関心領域210が選択される。前記画素のグレースケールが算出され、前記第1統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する前記関心領域210内の画素を識別することにより、気腔領域（airspace region）が定義される。最後に、本発明の実施態様に基づき、前記気腔領域内の任意の2画素の最も離れた距離として気道の幅が定義される。

30

【0025】

本発明の具体的な一実施態様において、前記第1統計値は、前記カラースケール値の位置の尺度（ML）と、定数に散らばりの尺度（MD）を乗じた数の和である。つまり、前記第1統計値は次の条件を満たす。

$$ML + a * MD$$

【0026】

前記MDは標準偏差、全範囲、及びその他散布値で構成される群より選択される。前記MLは最頻値、統計パーセンタイル値、平均値、またはその他位置散布度で構成される群より選択される。前記定数は、中央散布度（central dispersion）の値を表す正数であるが、これに限らず、医療従事者により選択される。

40

【0027】

図3に示すように、前記のコンピューターを利用した方法を達成するためのシステムが提供される。前記システムは、超音波イメージング装置310と、演算装置320を含む。前記超音波イメージング装置310は、気道の部位の超音波画像を取得するために用いられる。前記超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有し、一実施態様において、前記超音波イメージング装置310は2D超音波プローブまたは3D超音波プローブであるが、これに限らない。好ましくは、前記超音波イメージング装置310が2D超音波プローブであり、前記超音波画像が平行スキャン、扇形スキャン、または自由表面スキャンによって取得される。

50

【0028】

前記演算装置320は前記超音波イメージング装置310に接続される。さらに、前記超音波イメージング装置310は、入力モジュール321と、分類モジュール322と、出力モジュール323を含む。一実施態様において、前記演算装置320はコンピューター、またはハンドヘルド端末であるが、これに限らない。好ましくは、前記演算装置320がメモリと中央処理装置(CPU)を備えたコンピューターである。前記コンピューターを利用した方法をCPUで運用するために適切なプログラムがメモリにインストールされる。

【0029】

前記演算装置320の入力モジュール321は前記超音波画像の受け取りに用いられる。10
使用者はコマンドを入力して関心領域を選択することができる。さらに、前記入力モジュール321は、前記画素の前記カラスケール値の各第1統計値を算出するために用いられる。一実施態様において、前記入力モジュール321は前記演算装置320の信号入力端末である。前記入力モジュール321は有線または無線で前記超音波イメージング装置310に接続される。例えば、前記入力モジュール321は、タッチスクリーン、またはマウスであるが、これに限らない。

【0030】

前記分類モジュール322は、前記第1統計値より大きい、またはそれに等しいカラスケール値を有する前記関心領域内の画素を識別し、気腔領域(airspace region)を定義するために用いられる。さらに前記分類モジュール322は、前記気腔領域内の画素の分布に基づいて前記気道の幅を算出するために用いられる。一実施態様において、前記分類モジュール322はCPUであるが、これに限らない。 20

【0031】

前記出力モジュール323は、前記気道の幅を出力し、超音波画像を表示するために用いられる。前記超音波画像は前記関心領域と、前記気腔領域と、非気腔領域を有する。一実施態様において、前記出力モジュール323は前記演算装置320の信号出力端末であり、有線または無線でストレージデバイスまたは出力インターフェイスに接続される。例えば、前記出力モジュール323はタッチスクリーンであるが、これに限らない。

【0032】

図4に、被験者における気道閉塞を診断する方法のフローチャートを示す。前記方法は次の工程を含む。まず、工程S3020に示すように、被験者の通常の呼吸中における気道の一部分の複数の横断面超音波画像が提供される。前記各超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラスケール値を有する工程と、工程S3030に示すように、前記各超音波画像内で関心領域が選択され、前記関心領域内の画素のカラスケール値の各第1統計値が算出される。工程S3040に示すように、前記各第1統計値より大きい、またはそれに等しいカラスケール値を有する前記各関心領域内の前記画素が識別され、各気腔領域(airspace region)が定義される。工程S3050に示すように、前記各気腔領域内の画素の分布に基づいて前記気道の各幅が算出される。工程S3060に示すように、前記気道の幅の第2統計値が算出される。最後に、工程S3070に示すように、前記第2統計値に従って、被験者における気道閉塞に関する状態が分類される。 30 40

【0033】

さらに、気道閉塞を診断する前記方法は次の工程を含む。特定の方法で呼吸するように求められた被験者に前記工程S3020からS3060までを繰り返し、第3統計値が取得される。被験者が気道閉塞を有するか否かは、前記第2統計値と前記第3統計値を比較することによって判定される。

【0034】

図5に示すように、一実施態様において、前記被験者は通常通り呼吸するように求められる。気道の舌後部(retro-glossal region)または口蓋後部(retro-palatal region)が超音波センサー装置によりスキャンされ、複数の各断面角度からの前記気道の部位の横断面画像である超音波画像が取得される。さ 50

らに、各画素がグレースケールを有する。その後、前記超音波画像において関心領域 5 1 0 がそれぞれ選択される。前記画素のグレースケールが算出され、前記各第 1 統計値より大きい、またはそれに等しいカラースケール値を有する前記関心領域 5 1 0 内の画素を識別することにより、各気腔領域 (a i r s p a c e r e g i o n) が定義される。その後、前記各気腔領域内の任意の 2 画素の最も離れた距離として気道の幅 5 2 0 が定義される。前記気道の幅の第 2 統計値 (最大値、最小値、及びパーセンタイル値の尺度) が算出される。

【 0 0 3 5 】

同様に、図 6 に示すように、被験者は特定の方法で呼吸するように求められる。気道の舌後部 (r e t r o - g l o s s a l r e g i o n) または口蓋後部 (r e t r o - p a l a t a l r e g i o n) が超音波装置によりスキャンされ、複数の各断面角度からの前記気道の部位の横断面画像である超音波画像が取得される。前記超音波画像から関心領域 6 1 0 が選択される。その後、同様に、前記各気腔領域内の任意の 2 画素の最も離れた距離として気道の幅 6 2 0 が定義される。一実施態様において、前記特定の方法は、タイダル呼吸法 (t i d a l b r e a t h i n g m e t h o d) 、強制吸気、またはミュラー法 (M u l l e r m a n e u v e r) である。

10

【 0 0 3 6 】

一実施態様において、通常通り呼吸するように求められた被験者より取得された前記統計値が、特定の方法で呼吸するように求められた被験者より取得された統計値と比較され、被験者に気道閉塞があるか否かが判定される。具体的な一実施態様において、気道の幅を測定することにより第 2 統計値と第 3 統計値が取得される。その後、それら 2 つの値の比較 (例：それら 2 つの値の減算または除算) により比較値が取得され、被験者に気道閉塞があるか確定される。

20

【 0 0 3 7 】

一実施態様において、前記超音波画像は超音波イメージング装置により取得され、前記各第 1 統計値は $M L$ と、定数に $M D$ を乗じた数の和である。一実施態様において、前記 $M L$ は前記関心領域内の前記カラースケール値の算術平均値であり、前記定数 a は 1 に等しい。つまり、前記各第 1 統計値は次の条件を満たす。

$$M L + 1 * M D$$

【 0 0 3 8 】

図 7 を参照する。一実施態様において、重度閉塞性睡眠時無呼吸 (S - O S A) 患者、中度閉塞性睡眠時無呼吸 (M - O S A) 患者、非閉塞性睡眠時無呼吸 (N - O S A) 患者に通常通りおよび特定の方法で呼吸するように求めることで、比較値が取得される。図 7 に示すように、それら 3 つの気道の幅からの変動の分布の観点からは、O S A 患者の発現レベルが一般人のそれより低い。特に、統計値が低くなるほど、患者の気道閉塞がより重度になる。従って、図 7 に示すグラフは、被験者が気道閉塞を有するか否かを判定する基準とすることができる。

30

【 0 0 3 9 】

例えば、S - O S A 患者の比較値は第 1 閾値 7 1 0 より大きい。M - O S A 患者の比較値は前記第 1 閾値 7 1 0 と第 2 閾値 7 2 0 の間である。さらに、N - O S A 患者の比較値は第 2 閾値 7 2 0 より小さい。

40

【 0 0 4 0 】

図 8 に被験者における気道閉塞診断システムを示す。前記システムは、超音波イメージング装置 4 1 0 と、第 1 演算装置 4 2 0 と、第 2 演算装置 4 3 0 と、識別装置 4 4 0 を含む。前記超音波イメージング装置 4 1 0 は、気道の部位の超音波画像を取得するために用いられる。前記超音波画像が複数の画素を備え、各画素がカラースケール値を有する。一実施態様において、前記超音波イメージング装置 4 1 0 は 2 D 超音波プローブまたは 3 D 超音波プローブであるが、これに限らない。好ましくは、前記超音波イメージング装置 4 1 0 が 2 D 超音波プローブであり、前記超音波画像が平行スキャン、扇形スキャン、または自由表面スキャンによって取得される。

50

【0041】

前記第1演算装置420は前記超音波イメージング装置410に接続される。さらに、前記超音波イメージング装置410は、入力モジュール421と、分類モジュール422と、出力モジュール423を含む。一実施態様において、前記第1演算装置420はコンピュータ、またはハンドヘルド端末であるが、これに限らない。好ましくは、前記第1演算装置420がメモリと中央処理装置(CPU)を備えたコンピュータである。前記コンピュータを利用した方法をCPUで運用するために適切なプログラムがメモリにインストールされる。

【0042】

前記第1演算装置420の入力モジュール421は前記超音波画像の受け取りに用いられる。使用者はコマンドを入力して関心領域を選択することができる。さらに、前記入力モジュール421は、前記画素の前記カラスケール値の各第1統計値を算出するために用いられる。一実施態様において、前記入力モジュール421は前記第1演算装置420の信号入力端末である。前記入力モジュール421は有線または無線で前記超音波イメージング装置410に接続される。例えば、前記入力モジュール421は、タッチスクリーン、またはマウスであるが、これに限らない。

10

【0043】

前記分類モジュール422は、前記各第1統計値より大きい、またはそれに等しいカラスケール値を有する前記関心領域内の画素を識別し、各気腔領域(airspace region)を定義するために用いられる。さらに前記分類モジュール422は、前記各気腔領域内の画素の分布に基づいて前記気道の各幅を算出する。一実施態様において、前記分類モジュール422はCPUであるが、これに限らない。

20

【0044】

前記出力モジュール423は、前記気道の各幅を出力し、超音波画像を表示するために用いられる。前記超音波画像は前記関心領域と、前記各気腔領域と、非気腔領域を有する。一実施態様において、前記出力モジュール423は前記第1演算装置420の信号出力端末であり、有線または無線でストレージデバイスまたは出力インターフェイスに接続される。例えば、前記出力モジュール423はタッチスクリーンであるが、これに限らない。

【0045】

前記第2演算装置430が前記第1演算装置420に接続され、前記気道の幅の第2統計値を算出する。前記識別装置440は前記第2演算装置430に接続される。さらに、前記識別装置440は被験者における気道閉塞の状態を分類するように構成される。

30

【0046】

一実施態様において、前記システムはさらに判定装置(図示しない)を含む。前記判定装置は前記識別装置440に接続される。気道の幅を測定することにより前記第2統計値と第3統計値が算出かつ取得されたとき、前記判定装置は、前記第2演算装置により算出される前記第2統計値と前記第3統計値を比較することにより、被験者が気道閉塞を有するか否かを判定するように構成される。例えば、前記第2統計値と前記第3統計値の比較(例:それら2つの値の減算または除算)により比較値が取得され、被験者に気道閉塞があるか確定される。

40

【0047】

先行技術においては、気道閉塞を診断する正確な方法がない。従って、本発明はコンピュータを利用して気道の幅を判定する方法とそのシステムを提供する。気道の幅は超音波画像の定量分析に基づいて判定されるため、手動のミスを減少することができる。さらに、本発明は気道の幅に基づき、かつ異なる統計値を比較して被験者が気道閉塞を有するか否かを判定する、気道閉塞診断方法を提供する。

【0048】

本発明の属する技術分野において通常の知識を有する者であれば、さらなる例示の必要なく、前述の説明に基づいて本発明を最大の範囲で利用することが可能であろう。したが

50

って、本発明の説明および請求項は、本発明の範囲を限定するためではなく、例示を目的としたものである。

【符号の説明】

【0049】

- 210 関心領域
- 310 超音波イメージング装置
- 320 演算装置
- 321 入力モジュール
- 322 分類モジュール
- 323 出力モジュール
- 410 超音波イメージング装置
- 420 第1演算装置
- 430 第2演算装置
- 440 識別装置
- 421 入力モジュール
- 422 分類モジュール
- 423 出力モジュール
- 510 関心領域
- 520 気道の幅
- 610 関心領域
- 620 気道の幅
- 710 第1閾値
- 720 第2閾値

10

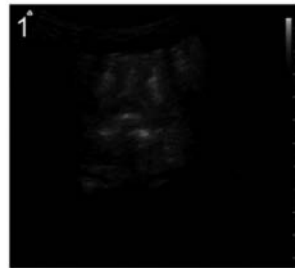
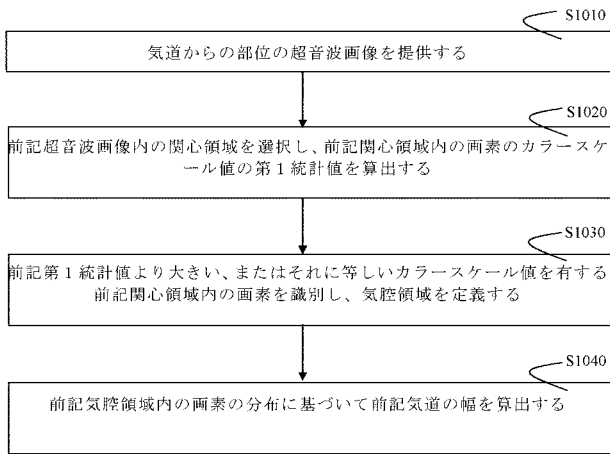
20

S1010、S1020、S1030、S1040 工程

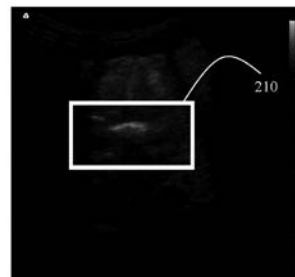
S3020、S3030、S3040、S3050、S3060、S3070 工程

【図1】

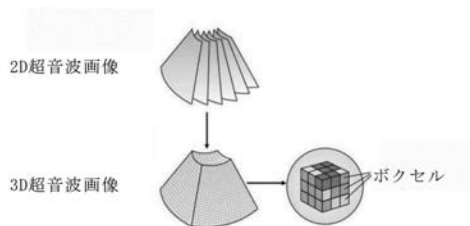
【図2B】



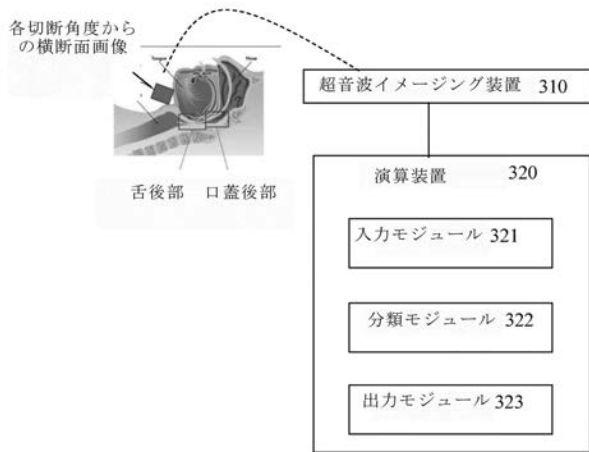
【図2C】



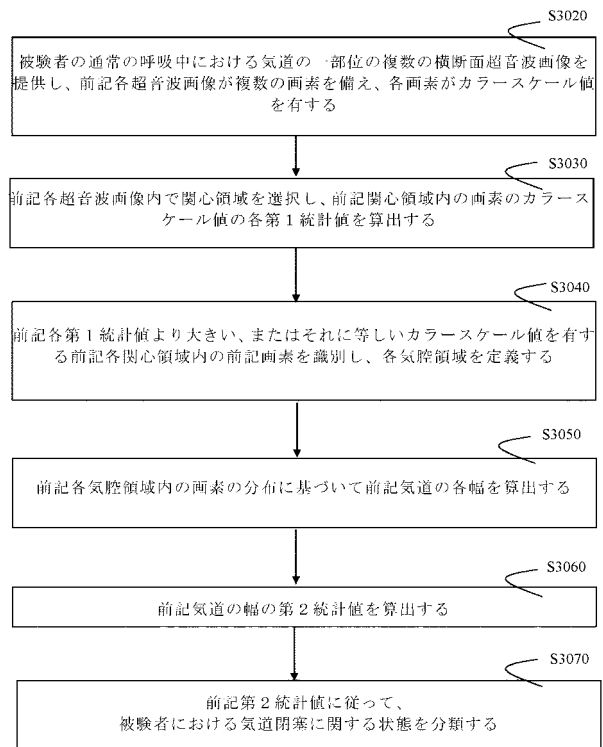
【図2A】



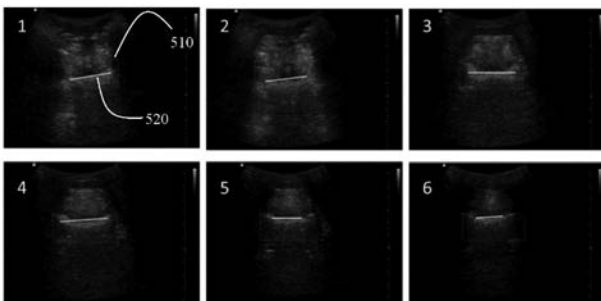
【 図 3 】



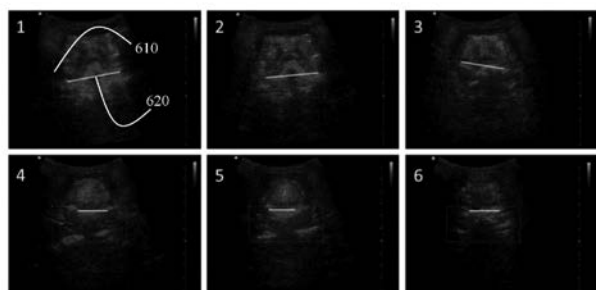
【 図 4 】



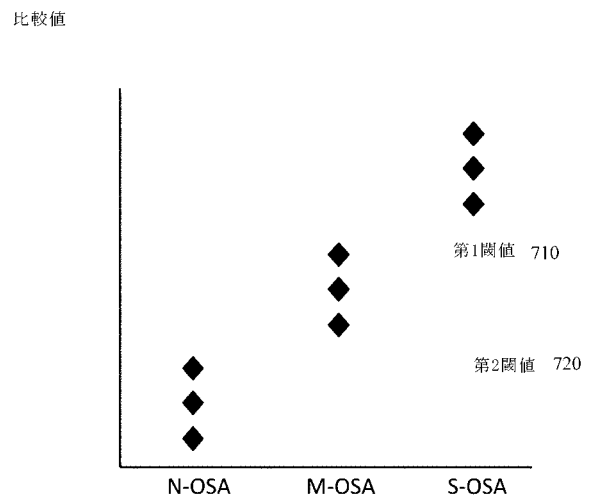
【 図 5 】



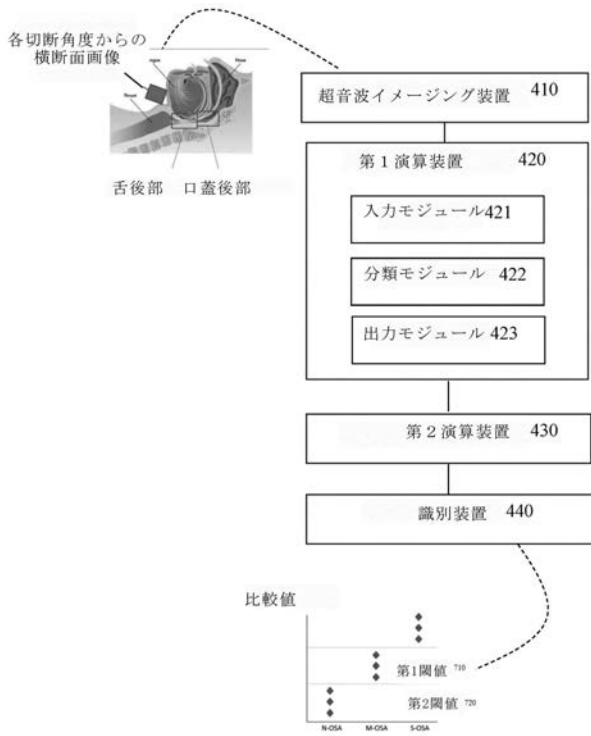
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

- (72)発明者 チェン・アルゴン
台湾105タイペイ、フー・シン・ノース・ロード、ナンバー167、フロア3
- (72)発明者 リー・イー・リィ
台湾105タイペイ、フー・シン・ノース・ロード、ナンバー167、フロア3
- (72)発明者 ヤン・チュン・シアン
台湾105タイペイ、フー・シン・ノース・ロード、ナンバー167、フロア3
- (72)発明者 リウ・エドワード・チア・ハオ
台湾105タイペイ、フー・シン・ノース・ロード、ナンバー167、フロア3
- Fターム(参考) 4C038 SS00 ST00
4C601 JB34 JB45 JC37 KK02 KK23

【 外国語明細書 】

TITLE OF THE INVENTION

METHOD ADAPTED TO DIAGNOSE AIRWAY OBSTRUCTION AND SYSTEM THEREOF

FIELD OF THE INVENTION

[0001] The disclosure relates to a method adapted to diagnose airway obstruction in a subject and a system thereof. More particularly, the disclosure relates to computer-implemented method for determining a width of a respiratory tract and a system thereof.

BACKGROUND OF THE INVENTION

[0002] Sleep apnea is a chronic sleep disorder that happens when a person stops breathing during sleep. Sleep apnea is most commonly diagnosed in middle aged males. It is estimated that about one in 20 adults has been identified with sleep apnea, and is about 2 to 8 times more common among men than among women. Recent studies have shown that the prevalence of childhood sleep apnea is much higher than we expected. In addition, obesity, enlarged tonsil tissues, nasal septum deviation, alcohol intake, smoking and sedative use are related to a high risk for sleep apnea.

[0003] The standard diagnostic tools for sleep apnea are overnight polysomnogram and overnight oximetry. A well-known evaluation method of an apnea includes a minimum 10 second interval between breaths, or a hypopnea in which airflow decreases by 50 percent for 10 seconds. The evaluation process is time consuming and labor intensive. Moreover, qualified staff is unable to measure polysomnogram values accurately with a standardized evaluation procedure.

[0004] In prior art, a 2D ultrasonic sensing device is used for diagnosing airway obstruction. However, the 2D ultrasonic sensing device is limited by the relative position between cross-sectional surfaces and a respiratory tract, such that regions of the respiratory tract cannot be positioned accurately. Additionally, when different operators use the 2D ultrasonic sensing device to scan the same region of the respiratory tract at different time, it may produce different results from different positions and different sectioning angles.

SUMMARY OF THE INVENTION

[0005] The disclosure provides a computer-implemented method for determining a width of a respiratory tract and system thereof. More particularly, the disclosure relates to method for diagnosing airway obstruction and system thereof, based on determining the width of the respiratory tract.

[0006] One aspect of the disclosure provides a computer-implemented method for determining a width of a respiratory tract, which comprises the following steps. An ultrasound image of a region the respiratory tract is provided. The ultrasound image has a plurality of pixels, and each pixel has a color scale value. A region of interest in the ultrasound image is selected. A first statistic value of color scale value of the pixels therein is calculated. The pixels in the region of interest are identified and have a color scale value larger than or equal to the first statistic value, to define an airspace region. The width of the respiratory tract is calculated and based on the distribution of the pixels in the airspace region.

[0007] In another aspect, the disclosure provides a system for determining a width of a respiratory tract. The system comprises an ultrasound imaging device and a computing device. The computing device comprises an input module, a classifier module and an output module. The ultrasound imaging device is used for collecting an ultrasound image of a region of a respiratory tract. The ultrasound image has a plurality of pixels, and each pixel has a color scale value.

[0008] The computing device is coupled to the ultrasound imaging device. The input module is used for receiving the ultrasound image. A user is allowed to input a command to select region of interest. Additionally, the input module is used for calculating a respective first statistic value of the color scale values of the pixels. The classifier module is used for identifying the pixels in the region of interest which have a color scale value larger than or equal to the first statistic value, to define an airspace region. Additionally, the classifier module is for calculating a width of the respiratory tract based on the distribution of the pixels in the airspace region. The output module is used for outputting the width of the respiratory tract and displaying the ultrasound image.

[0009] In another aspect, the disclosure provides a method adapted to diagnose airway obstruction in a subject in need thereof, which comprises the following steps. A plurality of cross-sectional ultrasound images of a region of the respiratory tract during the subject's normal breathing are provided. Each ultrasound image has a plurality of pixels, and each pixel has a color scale value. A region of interest is selected in each ultrasound image, and a respective first statistic value of color scale value of the pixels therein is calculated. The pixels in each the region of interest are identified and have a color scale value larger than or equal to the respective first statistic value to define a respective airspace region. A respective width of the respiratory tract is calculated and based on the distribution of the pixels in the respective airspace region. A

second statistic value of the widths of the respiratory tract is calculated. The status about an airway obstruction in the subject is classified according to the second statistic value

[0010] In another aspect, the disclosure provides a system adapted to diagnose airway obstruction in a subject in need thereof, which comprises an ultrasound imaging device, a first computing device, a second computing device and an identifying device. The ultrasound imaging device is adapted to collect an ultrasound image of a region of the respiratory tract. The ultrasound image has a plurality of pixels, and each pixel has a color scale value.

[0011] The first computing device is coupled to the ultrasound imaging device which comprises an input module, a classifier module and an output module. The input module is for receiving the ultrasound image and allowing a user to select a region of interest. A respective first statistic value of color scale value of the pixels therein is calculated. The classifier module is for identifying pixels in the region of interest which have a color scale value larger than or equal to the respective first statistic value to define a respective airspace region. Additionally, the classifier module is for calculating a respective width of the respiratory tract based on the distribution of the pixels in the respective airspace region. The output module is for outputting the respective width of the respiratory tract and displaying the ultrasound image.

[0012] The second computing device is coupled to the first computing device, for calculating a second statistic value of the widths of the respiratory tract. The identifying device is coupled to the second computing device and adapted to classify the status about an airway obstruction in the subject.

[0013] These and other aspects will become apparent from the following description of the preferred embodiment taken in conjunction with the following drawings, although variations and modifications therein may be affected without departing from the spirit and scope of the novel concepts of the disclosure.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0014] The foregoing summary, as well as the following detailed description of the invention, will be better understood when read in conjunction with the appended drawing. In the drawings:

[0015] FIG. 1 is a flow diagram of a computer-implemented method for determining a width of a respiratory tract;

[0016] FIG. 2A through FIG. 2C are a plurality of cross-sectional images captured from a retro-glossal region or retro-palatal region of a respiratory tract from a plurality of respective sectioning angles by an ultrasound imaging device according to an embodiment;

- [0017] FIG. 3 is a schematic view of a system for determining a width of a respiratory tract;
- [0018] FIG. 4 is a flow diagram of A method adapted to diagnose airway obstruction in a subject;
- [0019] FIG. 5 illustrates a plurality of ultrasound images during a subject who is asked to breathe normally according to an embodiment;
- [0020] FIG. 6 illustrates a plurality of ultrasound images captured from a cross-sectional images of respiratory tract during a subject who is asked to breathe in a specific manner according to an embodiment;
- [0021] FIG. 7 is a diagram of a plurality of compared values obtained from a patient suffered from obstructive sleep apnea (OSA), such as an S-OSA patient, an M-OSA patient and an N-OSA patient, who are asked to breathe in said specific manner according to the previous embodiment; and
- [0022] FIG. 8 is a schematic view of a system adapted to diagnose airway obstruction in a subject.

DESCRIPTION OF THE INVENTION

- [0023] Unless defined otherwise, all technical and scientific terms used herein have the same meaning as commonly understood by a person skilled in the art to which this invention belongs.
- [0024] As used herein, the singular forms “a”, “an”, and “the” include plural referents unless the context clearly dictates otherwise. Thus, for example, reference to “a sample” includes a plurality of such samples and equivalents thereof known to those skilled in the art.
- [0025] As used herein the term “Measure of Location (ML)” refers to an average value of an interval value. It is an appropriate value which represents whole data of the interval, which may be an arithmetic mean value, a statistical percentile value, a geometric mean value, a harmonic mean value, a median value, a mode value, a weighted arithmetic mean or other measures used for representing a value of central tendency. According to the embodiment of the present invention, ML is a value selected from the group consisting of a mode value, a statistical percentile value, an average value and other measures used for representing value of central tendency.
- [0026] The term “Measure of Dispersion (MD)” as used herein refers to a statistical characteristic which denotes the extent of distributiona set of data. It is also called “dispersion”. MD is categorized into a dispersion variation and a non-dispersion variation. According to the embodiment of the present invention, MD is a value selected from the group consisting of a

standard deviation, a whole range and other measures used for representing value of central dispersion.

[0027] The disclosure provides a computer-implemented method for determining a width of a respiratory tract and a method adapted to diagnose airway obstruction in a subject in need thereof. The methods are applied to an ultrasonic sensing device. Moreover, the methods are applied to a computer or a microprocessor which is connected to the ultrasonic sensing devices for collecting and saving image data. Additionally, the methods are programmable and saved in a recording media with micro processing unit, or a device with the recording media. The device is, but not limited to, a hard disc, floppy disc, a compact disc, a magneto-optical device, an integrated circuit (IC) chip, or a random access memory.

[0028] Please refer to FIG. 1 the computer-implemented method for determining the width of the respiratory tract comprises the following steps. First, as shown in step S1010, an ultrasound image of a region the respiratory tract is provided. The ultrasound image has a plurality of pixels, and each pixel having a color scale value. Then, as shown in step S1020, a region of interest in the ultrasound image is selected. A first statistic value of color scale value of the pixels therein is calculated. Then, as shown in step S1030, the pixels in the region of interest are identified and have a color scale value larger than or equal to the first statistic value, to define an airspace region. Finally, as shown in step S1040, the width of the respiratory tract is calculated and based on the distribution of the pixels in the airspace region.

[0029] Referring to FIG. 2A through FIG. 2C showing one embodiment of the invention, the ultrasound images are a plurality of cross-sectional images of said region of the respiratory tract from a plurality of respective sectioning angles (see FIG. 2A). Additionally, a 2D ultrasonic probe can be used in different ways, such as parallel scanning, fan-like scanning, or free-surface scanning etc., to obtain 2D ultrasound images. Each ultrasound image has a plurality of pixels, and each pixel is analyzed. In some embodiments, the ultrasound image can be a 3D ultrasound image formed by the 2D ultrasound images. The ultrasound image has a plurality of voxels, and each voxel is analyzed.

[0030] As shown in FIG. 2B, a retro-glossal region or a retro-palatal region of the respiratory tract is scanned by an ultrasonic sensing device, to obtain the ultrasound images which are the cross-sectional images of said region of the respiratory tract from the respective sectioning angle. Furthermore, each pixel has a gray scale.

[0031] As shown in FIG. 2C, a region of interest 210 is selected in the ultrasound image. The gray scales of the pixels are calculated, to define an airspace region by identifying pixels in

the region of interest 210 which have a color scale value larger than or equal to the first statistic value. Finally, a width of the respiratory tract is defined as a farthest distance of any two pixels in the airspace region according to an embodiment of the invention.

[0032] In a specific embodiment of the invention, the first statistic value is a sum of a measure of location (ML) of the color scale values plus a constant multiplied by a measure of dispersion (MD). Namely, the first statistic value satisfies the following condition:

$$ML+a*MD.$$

[0033] The MD is selected from the group consisting of a standard deviation, a whole range and other dispersion values. The ML is selected from the group consisting of a mode value, a statistical percentile value, an average value or other location dispersion. The constant a is, but not limited to, a positive number, and representing a value of central dispersion, which is selected by medical personnel.

[0034] Please refer to FIG. 3. A system is provided to accomplish the computer-implemented method. The system comprises an ultrasound imaging device 310 and a computing device 320. The ultrasound imaging device 310 is used for collecting an ultrasound image of a region of a respiratory tract. The ultrasound image has a plurality of pixels, and each pixel has a color scale value. In one embodiment, the ultrasound imaging device 310 is, but not limited to, a 2D ultrasonic probe or a 3D ultrasonic probe. Preferably, the ultrasound imaging device 310 is a 2D ultrasonic probe, and the ultrasound image is obtained by parallel scanning, fan-like scanning or free-surface scanning.

[0035] The computing device 320 is coupled to the ultrasound imaging device 310. Furthermore, the ultrasound imaging device 310 comprises an input module 321, a classifier module 322 and an output module 323. In one embodiment, the computing device 320 is, but not limited to, a computer or a handheld device. Preferably, the computing device 320 is a computer with a memory and a central processing unit (CPU). A proper program is installed in the memory to operate the computer-implemented method with the CPU.

[0036] The input module 321 of the computing device 320 is used for receiving the ultrasound image. A user is allowed to input a command to select a region of interest. Additionally, the input module 321 is used for calculating a respective first statistic value of the color scale values of the pixels. In one embodiment, the input module 321 is a signal input terminal of the computing device 320. The input module 321 is wiredly or wirelessly connected to the ultrasound imaging device 310. For example, the input module 321 is, but not limited to, a touch screen or a mouse.

[0037] The classifier module 322 is used for identifying the pixels in the region of interest which have a color scale value larger than or equal to the first statistic value, to define an airspace region. Additionally, the classifier module 322 is for calculating a width of the respiratory tract based on the distribution of the pixels in the airspace region. In one embodiment, the classifier module 322 is, but not limited to, a CPU.

[0038] The output module 323 is used for outputting the width of the respiratory tract and displaying the ultrasound image. The ultrasound image has the region of interest, the airspace region and a non-airspace region. In one embodiment, the output module 323 is a signal output terminal of the computing device 320 and wiredly or wirelessly connected to a storage device or an output interface. For example, the output module 323 is, but not limited to, a touch screen.

[0039] Please refer to FIG. 4 which is a flow diagram of a method adapted to diagnose airway obstruction in a subject. The method comprises the following steps. First, as shown in step S3020, a plurality of cross-sectional ultrasound images of a region of the respiratory tract during the subject's normal breathing are provided. Each ultrasound image has a plurality of pixels, and each pixel has a color scale value. As shown in step S3030, a region of interest is selected in each ultrasound image, and a respective first statistic value of color scale value of the pixels therein is calculated. As shown in step S3040, the pixels in each the region of interest are identified and have a color scale value larger than or equal to the respective first statistic value to define a respective airspace region. As shown in step S3050, a respective width of the respiratory tract is calculated and based on the distribution of the pixels in the respective airspace region. As shown in step S3060, a second statistic value of the widths of the respiratory tract is calculated. Finally, as shown in step S3070, the status about an airway obstruction in the subject is classified according to the second statistic value.

[0040] Additionally, the method for diagnosing airway obstruction comprises the following step. A third statistic value is obtained by repeating the steps S3020 through S3060 during the subject is asked to breathe in a specific manner. Whether the subject has an airway obstruction or not is determined by comparing the second statistic value and the third statistic value determines.

[0041] Please refer to FIG. 5. In one embodiment, the subject is asked to breathe normally. A retro-glossal region or a retro-palatal region of the respiratory tract is scanned by an ultrasonic sensing device to obtain the ultrasound image which is a plurality of cross-sectional images of said region of the respiratory tract from a plurality of respective sectioning angles. Furthermore, each pixel has a gray scale. Then, a region of interest 510 is selected from the ultrasound images

respectively. The gray scales of the pixels are calculated, to define a respective airspace region by identifying pixels in the region of interest 510 which has a color scale value larger than or equal to the respective first statistic value. Then, a width 520 of the respiratory tract is defined as a farthest distance of any two pixels in the respective airspace region. A second statistic value of the widths of the respiratory tract is calculated, which is a maximum value, a minimum value and a measure of a percentage value.

[0042] Similarly, as shown in FIG.6, the subject is asked to breathe in a specific manner. A retro-glossal region or a retro-palatal region of the respiratory tract is scanned by an ultrasonic device, to obtain the ultrasound image which is a plurality of cross-sectional images of said region of the respiratory tract from a plurality of respective sectioning angles. A region of interest 610 is selected from the ultrasound images. Then, a width 620 of the respiratory tract is defined as a farthest distance of any two pixels in the respective airspace region similarly. In one embodiment, the specific manner is a tidal breathing method, a forced inspiration, or a Muller maneuver.

[0043] In one embodiment, the statistic values are obtained by the subject being asked to breathe normally are compared to the statistic values obtained by the subject being asked to breathe in a specific manner, to determine whether the subject has an airway obstruction or not. In a specific embodiment, a second statistic value and a third statistic value are obtained by measuring the width of the respiratory tracts. Then, the compared values are obtained by comparing those two values (e.g. subtracting or dividing those two values) to confirm if the subject has an airway obstruction.

[0044] In one embodiment, the ultrasound image is collected by the ultrasound imaging device, and the respective first statistic value is a sum of the ML plus the constant multiplied by the MD. In one embodiment, the ML is an arithmetic mean value of the color scale values in the region of interest, and the constant a is equal to 1. Namely, the respective first statistic value satisfies the following condition:

$$ML + 1 * MD.$$

[0045] Please refer to FIG. 7. In one embodiment, compared values are obtained by asking a Severe Obstructive Sleep Apnea (S-OSA) patient, a Moderate Obstructive Sleep Apnea (M-OSA) patient and a Non Obstructive Sleep Apnea (N-OSA) patient to breathe normally and breathe in a specific manner. As shown in FIG. 7, in light of the distribution of variation from those three widths of the respiratory tracts, the expression level of the OSA patient is lower than that of common people. Particularly, when the statistical values become lower, the airway

obstruction of the patients are more serious. Accordingly, the diagram shown in FIG. 7 can be a reference to determine whether the subject has an airway obstruction.

[0046] For example, the compared values of the S-OSA patient are larger than a first threshold 710. The compared values of the M-OSA patient are between the first threshold 710 and a second threshold 720. Additionally, the compared values of the N-OSA patient are less than the second threshold 720.

[0047] Referring to FIG. 8 providing a system to diagnose airway obstruction in a subject, the system comprises an ultrasound imaging device 410, a first computing device 420, a second computing device 430 and an identifying device 440. The ultrasound imaging device 410 is used for collecting an ultrasound image of a region of a respiratory tract. The ultrasound image has a plurality of pixels, and each pixel has a color scale value. In one embodiment, the ultrasound imaging device 410 is, but not limited to, a 2D ultrasonic probe or a 3D ultrasonic probe. Preferably, the ultrasound imaging device 410 is a 2D ultrasonic probe, and the ultrasound image is obtained by parallel scanning, fan-like scanning or free-surface scanning.

[0048] The first computing device 420 is coupled to the ultrasound imaging device 410. Furthermore, the ultrasound imaging device 410 comprises an input module 421, a classifier module 422 and an output module 423. In one embodiment, the first computing device 420 is, but not limited to, a computer or a handheld device. Preferably, the first computing device 420 is a computer with a memory and a central processing unit (CPU). A proper program is installed in the memory to operate the computer-implemented method with the CPU.

[0049] The input module 421 of the first computing device 420 is used for receiving the ultrasound image. A user is allowed to input a command to select a region of interest. Additionally, the input module 421 is used for calculating a respective first statistic value of the color scale values of the pixels. In one embodiment, the input module 421 is a signal input terminal of the first computing device 420. The input module 421 is wiredly or wirelessly connected to the ultrasound imaging device 410. For example, the input module 421 is, but not limited to, a touch screen or a mouse.

[0050] The classifier module 422 is used for identifying the pixels in the region of interest which have a color scale value larger than or equal to the respective first statistic value, to define a respective airspace region. Additionally, the classifier module 422 is for calculating a respective width of the respiratory tract based on the distribution of the pixels in the respective airspace region. In one embodiment, the classifier module 422 is, but not limited to, a CPU.

[0051] The output module 423 is used for outputting the respective width of the respiratory tract and displaying the ultrasound image. The ultrasound image has the region of interest, the respective airspace region and a non-airspace region. In one embodiment, the output module 423 is a signal output terminal of the first computing device 420 and wiredly or wirelessly connected to a storage device or an output interface. For example, the output module 423 is, but not limited to, a touch screen.

[0052] The second computing device 430 is coupled to the first computing device 420, for calculating a second statistic value of the widths of the respiratory tract. The identifying device 440 is coupled to the second computing device 430. Moreover, the identifying device 440 is adapted to classify the status about an airway obstruction in the subject.

[0053] In one embodiment, the system further comprises a determining device (not shown in figures). The determining device is coupled to the identifying device 440. When the second statistic value and a third statistic value are calculated and obtained by measuring the width of the respiratory tracts, the determining device is adapted to determine whether the subject has an airway obstruction by comparing the second statistic value and the third statistic value which are calculated by the second computing device. For example, compared values are obtained by comparing the second statistic value and the third statistic value (e.g. subtracting or dividing those two values) to confirm if the subject has an airway obstruction.

[0054] In prior art, there is no accurate method of diagnosing the airway obstruction. Therefore, the disclosure provides the computer-implemented method for determining the width of the respiratory tract and system thereof. Since the width of the respiratory tract is determined according to the quantitative analysis of the ultrasound image, the manual error can be reduced. Additionally, the disclosure provides the method for diagnosing airway obstruction based on the width of the respiratory tract, and comparing the different statistic values to determine whether the subject has an airway obstruction or not.

[0055] It is believed that a person of ordinary knowledge in the art can utilize the present invention to its broadest scope based on the descriptions herein with no need of further illustration. Therefore, the descriptions and claims only serve as an illustration, instead of limitation of the present invention.

CLAIMS

I/we claim:

1. A computer-implemented method for determining a width of a respiratory tract, comprising:
 - providing an ultrasound image of a region from the respiratory tract, the ultrasound image having a plurality of pixels, and each pixel having a color scale value;
 - selecting a region of interest in the ultrasound image, and calculating a first statistic value of color scale value of the pixels therein;
 - identifying pixels in the region of interest which have a color scale value larger than or equal to the first statistic value to define an airspace region; and
 - calculating a width of the respiratory tract based on the distribution of the pixels in the airspace region.
2. The method of claim 1, wherein the ultrasound image is a plurality of cross-sectional images of said region of the respiratory tract from a plurality of respective sectioning angles.
3. The method of claim 2, wherein said region of the respiratory tract is a retro-glossal region or a retro-palatal region of the respiratory tract.
4. The method of claim 1, wherein the first statistic value is a sum of a measure of location (ML) of the plurality of color scale values plus a constant multiplied by a measure of dispersion (MD)
, and satisfies the following condition:

$$ML+a*MD.$$

5. A system for determining a width of a respiratory tract, comprising:
 - an ultrasound imaging device for collecting an ultrasound image of a region of the respiratory tract, the ultrasound image having a plurality of pixels, and each pixel having a color scale value; and
 - a computing device coupled to the ultrasound imaging device, comprising:
 - an input module for receiving the ultrasound image, allowing a user to select a region of interest, and calculating a first statistic value of color scale value of the pixels therein;

a classifier module for identifying pixels in the region of interest which have a color scale value larger than or equal to the first statistic value to define an airspace region, and for calculating a width of the respiratory tract based on the distribution of the pixels in the airspace region; and

an output module for outputting the width of the respiratory tract and displaying the ultrasound image.

6. The system of claim 5, wherein the ultrasound imaging device is a 2D ultrasonic probe or a 3D ultrasonic probe, and the ultrasound image is obtained by parallel scanning, fan-like scanning, or free-surface scanning.

7. A method adapted to diagnose airway obstruction in a subject, comprising:

a. providing a plurality of cross-sectional ultrasound images of a region of the respiratory tract during the subject's normal breathing, each ultrasound image having a plurality of pixels, and each pixels having a color scale value;

b. selecting a region of interest in each ultrasound image, and calculating a respective first statistic value of color scale value of the pixels therein ;

c. identifying pixels in each the region of interest which have a color scale value larger than or equal to the respective first statistic value to define a respective airspace region;

d. calculating a respective width of the respiratory tract based on the distribution of the pixels in the respective airspace region;

e. calculating a second statistic value of the widths of the respiratory tract; and

f. classifying the status about an airway obstruction in the subject based on the second statistic value.

8. The method of claim 7, wherein the plurality of cross-sectional ultrasound images are a plurality of cross-sectional images of said region of the respiratory tract from a plurality of respective sectioning angles.

9. The method of claim 7, wherein said region of the respiratory tract is a retro-glossal region or a retro-palatal region of the respiratory tract.

10. The method of claim 7, wherein the first statistic value is a sum of a measure of location (ML) of the plurality of color scale values plus a constant multiplied by a measure of dispersion MD, and satisfies the following condition:

$$ML+a*MD.$$

11. The method of claim 7, wherein the second statistic value is selected from the group consisting of a measure of dispersion and a measure of location.

12. The method of claim 7, further comprising:

g. repeating the steps a through f to obtain a third statistic value during the subject is asked to breathe in a specific manner; and

h. determining whether the subject has an airway obstruction by comparing the second statistic value and the third statistic value.

13. The method of claim 12, wherein the specific manner is a tidal breathing method, a forced inspiration, or a Muller maneuver.

14. A system adapted to diagnose airway obstruction in a subject, comprising:

an ultrasound imaging device for obtaining an ultrasound image of a region of the respiratory tract, the ultrasound image having a plurality of pixels, and each pixel having a color scale value;

a first computing device coupled to the ultrasound imaging device, comprising:

an input module for receiving the ultrasound image, allowing a user to select a region of interest, and calculating a first statistic value of color scale value of the pixels therein;

a classifier module for identifying pixels in the region of interest which have a color scale value larger than or equal to the first statistic value to define an airspace region, and for calculating a width of the respiratory tract based on the distribution of the pixels in the airspace region; and

an output module for outputting the width of the respiratory tract and displaying the ultrasound image;

a second computing device coupled to the first computing device, for calculating a second statistic value of the widths of the respiratory tract; and

an identifying device coupled to the second computing device and adapted to classify the status about an airway obstruction in the subject.

15. The system of claim 14, wherein the ultrasound imaging device is a 2D ultrasonic probe or a 3D ultrasonic probe, and the ultrasound image is obtained by parallel scanning, fan-like scanning, or free-surface scanning.

16. The system of claim 14, further comprising a determining device coupled to the identifying device, for determining whether the subject has an airway obstruction by comparing the second statistic value and a third statistic value which are calculated by the second computing device.

ABSTRACT

A method adapted to diagnose airway obstruction in a subject is disclosed. The method comprises the following steps: providing plural cross-sectional ultrasound images of a region of the respiratory tract during the subject's normal breathing, wherein each ultrasound image has plural pixels and each pixel has a color scale value; selecting a region of interest in each ultrasound image; calculating a respective first statistic value. The pixels in each of the region of interest are identified to define a respective airspace region by the color scale values larger than or equal to the respective first statistic value. A respective width of the respiratory tract is calculated and based on the distribution of the pixels in the respective airspace region. The status about an airway obstruction in the subject is classified according to the second statistic value obtained by the calculation of the widths of the respiratory tract.

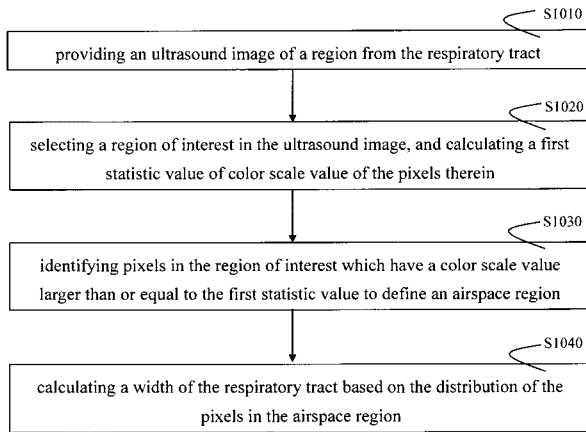


FIG. 1

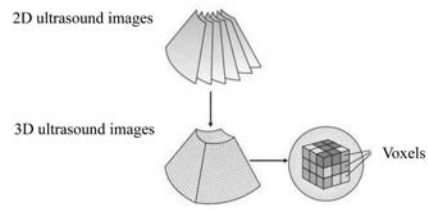


FIG. 2A

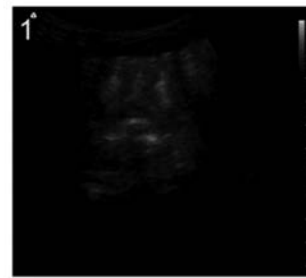


FIG. 2B

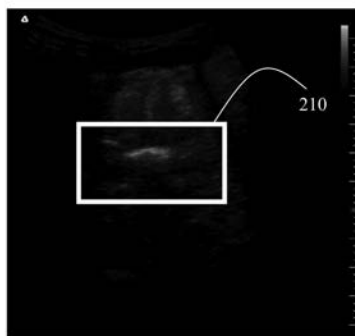


FIG. 2C

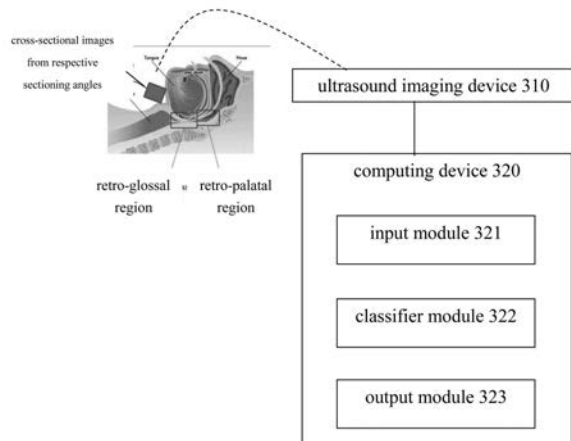


FIG. 3

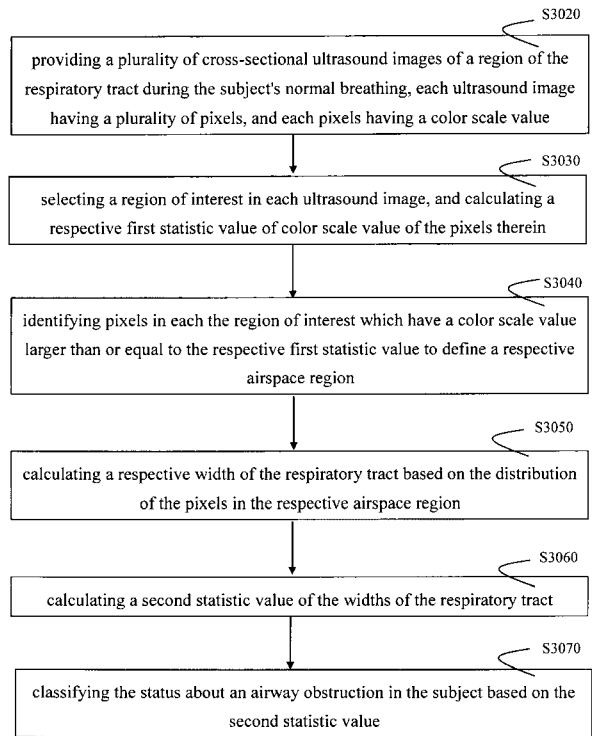


FIG. 4

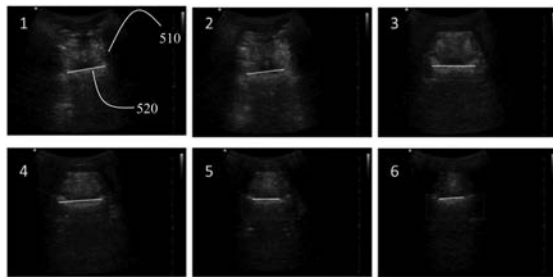


FIG. 5

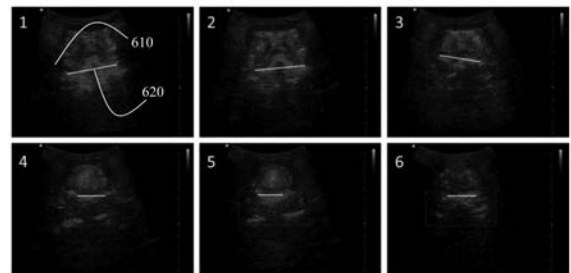


FIG. 6

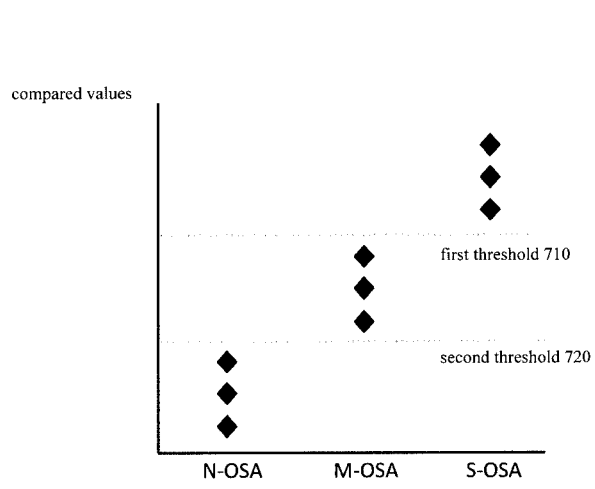


FIG. 7

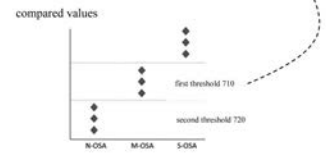
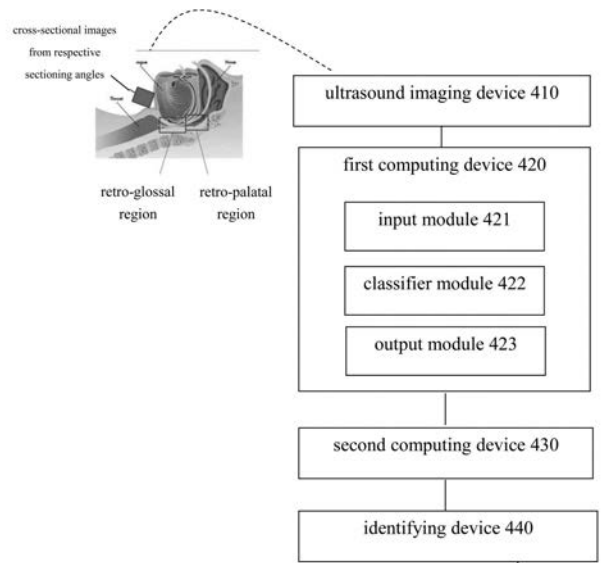


FIG. 8

专利名称(译)	气道阻塞诊断及气道阻塞诊断系统		
公开(公告)号	JP2018011930A	公开(公告)日	2018-01-25
申请号	JP2017000192	申请日	2017-01-04
[标]申请(专利权)人(译)	美国医科华股份有限公司		
[标]发明人	チェンアルゴン リーイーリイ ヤンチュンシアン リウエドワードチアハオ		
发明人	チェン・アルゴン リー・イー・リイ ヤン・チュン・シアン リウ・エドワード・チア・ハオ		
IPC分类号	A61B8/14 A61B5/08		
FI分类号	A61B8/14 A61B5/08 A61B8/14.ZDM		
F-TERM分类号	4C038/SS00 4C038/ST00 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK23		
代理人(译)	山田卓司 田中，三夫 稻叶和久		
优先权	105118785 2016-06-15 TW		
其他公开文献	JP6374539B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供气道阻塞的诊断方法和呼吸道阻塞诊断系统基于所述气道的宽度的测定。在提供多个横截面的超声图像的的主体部分的位置诊断气道阻塞的方法，其中所述受试者中的多个气道的像素中的每一超声波图像被正常呼吸包含每个像素的步骤有一个色标值，在每个超声图像所选感兴趣区域，包括所述第一统计量的步骤进行计算，等于各自大于所述第一统计量，或在颜色的每个ROI的像素与被识别的标度值，蒸气空腔区域（空腔区域）的步骤被定义，基于像素的分布的呼吸道的空气腔区域的各自的宽度有包括进行计算的步骤；根据通过所述气道的宽度的计算而获得的第二统计值，在受试者中的状态相关的气道阻塞的步骤被分类，则。【选择图】无

(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2018-11930 (P2018-11930A)
		(43) 公開日 平成30年1月25日(2018.1.25)
(51) Int. Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 61 B 8/14 (2006.01)	A 61 B 8/14	4 C 0 3 8
A 61 B 5/08 (2006.01)	A 61 B 5/08	4 C 6 0 1
審査請求 有 請求項の数 16 O L 外国語出願 (全 32 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-192(P2017-192)	(71) 出願人 516267847	
(22) 出願日 平成29年1月4日(2017.1.4)	アムキャッド・バイオメッド・コーポレイション	
(31) 優先権主張番号 105118785	AmCad Biomed Corporation	
(32) 優先日 平成28年6月15日(2016.6.15)	台湾105タイペイ、フー・シン・ノース・ロード、ナンバー167、フロア5	
(33) 優先権主張国 台湾(TW)	(74) 代理人 100101454 弁理士 山田 卓二	
	(74) 代理人 100081422 弁理士 田中 光雄	
	(74) 代理人 100132241 弁理士 岡部 博史	
	(74) 代理人 100113170 弁理士 稲葉 和久	
		最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 气道阻塞診断方法及び气道閉塞診断システム		