

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載
 【部門区分】第1部門第2区分
 【発行日】平成26年1月23日(2014.1.23)

【公開番号】特開2012-161641(P2012-161641A)
 【公開日】平成24年8月30日(2012.8.30)
 【年通号数】公開・登録公報2012-034
 【出願番号】特願2012-98897(P2012-98897)
 【国際特許分類】

A 6 1 B 5/087 (2006.01)

A 6 1 B 5/16 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 5/08 2 0 0

A 6 1 B 5/16

【誤訳訂正書】

【提出日】平成25年12月3日(2013.12.3)

【誤訳訂正1】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0031

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0031】

ジャンプ決定

[0043] 過呼吸の初めにおける換気量/流量の突然の急上昇(ジャンプ)はOSAの特徴であるため(図2参照)、流量の任意の突然の増大の程度を示す所謂「ジャンプ」特徴を得るために各過呼吸が以下のように更に処理される。先と同様に、過呼吸が呼吸信号から抽出され、換気量信号を与える呼吸信号の絶対値が取得されるとともに、以下のように換気量信号の包絡線を近似するためにドループピーク(droopy peak)検出器が使用される。

【数4】

$$\begin{aligned}
 & e[1] = v[1] \\
 & \text{for } i = 2 \dots m \\
 & \quad \text{if } v[i] \geq e[i-1] \\
 & \quad \quad e[i] = v[i] \\
 & \quad \text{else} \\
 & \quad \quad e[i] = e[i-1] + \frac{1}{2.5f_s} (v[i] - e[i-1]) \\
 & \text{end}
 \end{aligned}$$

ここで、 $e[i]$ は近似包絡線であり、 f_s はサンプリング周波数であり、 $v[i]$ は換気量信号である。包絡線は、 e_1 (無呼吸区間同士の間) を与えるために新たな2秒時間基準(おおよそ呼吸の時間長となるように選択される)にわたって補間される。(2秒区間にわたる)最大プラス差分値 $e_{1i} - e_{1(i-1)}$ は、包絡線の初めと包絡線がその最大値に達する点との間の区間で補間された信号において求められる。最後に、最大差は、「ジャンプ特徴」を与えるために換気量信号の平均値によってスケールされる。図3.2及び図3.3はこのプロセスを2つの代表的な過呼吸に関して図式的に示して

いる。

【誤訳訂正 2】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0034

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0034】

付加的特徴決定

[0046]付加的特徴はエポック信号全体（例えば30分）を使用して計算できる。1つのそのような特徴は、エポック信号のスペクトログラムから得られるとともに、信号がピークを有していることをスペクトログラムが示す場合にチェーン・ストークス呼吸が存在することを決定することにより得られる。この特徴は以下のように計算される。すなわち、最初に、呼吸信号の平均値が計算されて呼吸信号から差し引かれ、結果として得られる信号がn個のスライスに切り刻まれる。これらのスライスは、スライス長の正確に半分だけ互いに重なり合う。各スライスは、次に、好ましくはハニング窓を使用して窓が掛けられる（エッジ効果を減少させるため）。

【誤訳訂正 3】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0036

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0036】

[0048]次に、CSデータが周期的に見えるため、それぞれの窓が掛けられたスライスに対して高速フーリエ変換が適用され、それにより、各スライス毎に複素ベクトル結果が得られる。スライス毎に実数値のベクトルを得るため、各複素数結果の絶対値が取得される。1つのベクトルを得るために、結果として得られる複数のベクトルの平均が取得される。その後のベクトルの自然対数が取得され、周波数範囲0Hz~0.075Hzの値が抽出されて、サブベクトルが形成される。このサブベクトルは、その後、非トレンド処理（de-trended）される。0Hz~0.075Hzの範囲に信号がピークを有していることをスペクトログラムが示している場合には、チェーン・ストークス挙動が存在する。

【誤訳訂正 4】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】0050

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【0050】

[0062]図12は、約15分間にわたるチェーン・ストークス患者の鼻流量（鼻漏）信号を示している。図13は、同じ患者のSpO₂信号（飽和度）及び換気量信号（ローパスフィルタ処理された流量の絶対値）を示している。これらの信号は、同じグラフで表示するために正規化されてシフトされている。同じパターン認識技術が両方の信号に適用されてもよい。例えば、信号を呼吸低下/過呼吸に分け、呼吸低下の形状を解析し、サイクル長さ及び空間比率を決定し、スペクトログラム（多くのFFTの絶対値の平均）を行い、CS周波数におけるスペクトログラムのピークを決定し、両方の信号の形態学的特徴、例えばジャンプ特徴を決定し、両方の信号に関して連続的なウェーブレット変換を行い、リッジファインディング技術を使用して経時的な任意のCS周波数成分を追跡する。