

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-509870
(P2016-509870A)

(43) 公表日 平成28年4月4日(2016.4.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/0472 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 Q	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-557141 (P2015-557141)
 (86) (22) 出願日 平成26年2月7日 (2014.2.7)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年9月18日 (2015.9.18)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/015398
 (87) 国際公開番号 WO2014/124320
 (87) 国際公開日 平成26年8月14日 (2014.8.14)
 (31) 優先権主張番号 13/763,391
 (32) 優先日 平成25年2月8日 (2013.2.8)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 515058422
 ヴァイタル コネクト, インコーポレイテッド
 Vital Connect, Inc.
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95008, キャンベル, イースト ハミルトン アヴェニュー 900, スイート 500
 (74) 代理人 110001302
 特許業務法人北青山インターナショナル
 (72) 発明者
 チャン, アレクサンダー
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95008, キャンベル, イースト ハミルトン アヴェニュー 900, スイート 500

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 呼吸信号の組合せを使用する呼吸速度測定

(57) 【要約】

呼吸速度を測定する方法及びシステムが開示される。第1の態様では、方法は、少なくとも1つの呼吸信号を測定すること、ローパスフィルタを使用して呼吸信号をフィルタリングすることを含む。方法は、呼吸信号のピークをピッキングすることによって、それにより、呼吸速度を特定する、ピークをピッキングすること、呼吸速度の品質尺度を特定することを含む。第2の態様では、システムは、プロセッサを含む、少なくとも1つの電極を介してユーザに結合される無線センサ装置と、アプリケーションを記憶する、プロセッサに結合されるメモリ装置と備え、アプリケーションは、プロセッサによって実行されると、プロセッサに、方法のステップを実行させる。

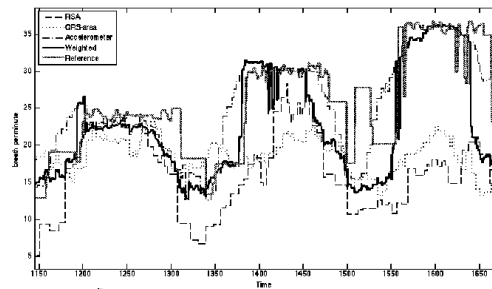


Figure 8

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

呼吸速度を測定する方法において、
 少なくとも 1 つの呼吸信号を測定することと、
 ローパスフィルタを使用して前記呼吸信号をフィルタリングすることと、
 前記呼吸信号のピークをピックアップすることと、それにより、前記呼吸速度を特定する、ピークをピックアップすることと、
 前記呼吸速度の品質尺度を特定することと、
 を含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、
 前記少なくとも 1 つの呼吸信号が、胸部搭載加速度計、EKG 信号のQRS 面積、前記 EKG 信号のQRS 振幅、及び呼吸性洞性不整脈 (RSA) の何れかを使用して導出されることを特徴とする方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法において、
 前記ピークをピックアップすることが、ある時点での前記呼吸信号の標準偏差に基づいて変化する閾値を利用することを特徴とする方法。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の方法において、
 前記品質尺度が、最小時間の差の変動係数 (c_t)、ピークツーピーク値の変動係数 (c_p)、平均ピークツーピーク値 (m_p)、及び全ての局所的極値の総数に対する、ピックアップされた極値の数の比率 (r_{ext}) に基づいて導出されることを特徴とする方法。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の方法において、
 前記品質尺度が、前に学習された重みを使用して加重され、指数を使用して変換されて、前記品質尺度を 0 ~ 1 の値にすることを特徴とする方法。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の方法において、
 前記品質尺度が、所定の時間間隔内で導出されることを特徴とする方法。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の方法において、
 前記所定の時間期間が 4.5 秒であることを特徴とする方法。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の方法において、
 前記呼吸速度の平滑化を実行することと、それにより、トリミング手段を使用して欠損ピーク及び外部由来ピークの影響を低減する、実行することを更に含むことを特徴とする方法。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の方法において、
 少なくとも 1 つの呼吸信号を測定することが、複数の呼吸信号を測定して、複数の呼吸速度 ($RR_1 \dots N$) を特定し、
 前記複数の呼吸速度のそれぞれの品質尺度 ($Q_1 \dots N$) を特定することと、
 品質プロセスに基づいて前記複数の呼吸速度のそれぞれの前記品質尺度を加重することにより、前記複数の呼吸速度を結合することと、それにより、加重呼吸速度 ($RR_{weighted}$) を計算する、結合することと、
 を更に含むことを特徴とする方法。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の方法において、
 前記加重呼吸速度 ($RR_{weighted}$) が、

10

20

30

40

50

$$RR_{weighted} = RR_1 * (Q_1 / (Q_1 + Q_2 + \dots + Q_N)) + RR_2 * (Q_2 / (Q_1 + Q_2 + \dots + Q_N)) + \dots + RR_N * (Q_N / (Q_1 + Q_2 + \dots + Q_N))$$

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 1 1】

呼吸速度を測定するシステムにおいて、

プロセッサを含む、少なくとも 1 つの電極を介してユーザに結合される無線センサ装置と、

アプリケーションを記憶する、前記プロセッサに結合されるメモリ装置と、

を備え、

前記アプリケーションが、前記プロセッサによって実行されると、前記プロセッサに、少なくとも 1 つの呼吸信号を測定することと、

ローパスフィルタを使用して前記呼吸信号をフィルタリングすることと、

前記呼吸信号のピークをピックアップすることとあって、それにより、前記呼吸速度を特定する、ピークをピックアップすることと、

前記呼吸速度の品質尺度を特定することと、

を実行させることを特徴とするシステム。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載のシステムにおいて、

前記少なくとも 1 つの呼吸信号が、胸部搭載加速度計、EKG 信号のQRS 面積、前記 EKG 信号のQRS 振幅、及び呼吸性洞性不整脈(RSA)の何れかを使用して導出されることを特徴とするシステム。

【請求項 1 3】

請求項 1 1 に記載のシステムにおいて、

ピークをピックアップすることが、ある時点での前記呼吸信号の標準偏差に基づいて変化する閾値を利用することを特徴とするシステム。

【請求項 1 4】

請求項 1 1 に記載のシステムにおいて、

前記品質尺度が、最小時間の差の変動係数(c_t)、ピークツーピーク値の変動係数(c_p)、平均ピークツーピーク値(m_p)、及び全ての局所的極値の総数に対する、ピックアップされた極値の数の比率(r_{ext})に基づいて導出されることを特徴とするシステム。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載のシステムにおいて、

前記品質尺度が、前に学習された重みを使用して加重され、指数を使用して変換されて、前記品質尺度を 0 ~ 1 の値にすることを特徴とするシステム。

【請求項 1 6】

請求項 1 1 に記載のシステムにおいて、

前記品質尺度が、所定の時間間隔内で導出されることを特徴とするシステム。

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載のシステムにおいて、

前記所定の時間期間が 4 5 秒であることを特徴とするシステム。

【請求項 1 8】

請求項 1 1 に記載のシステムにおいて、

前記アプリケーションが、前記プロセッサに、

前記呼吸速度の平滑化を実行することとあって、それにより、トリミング手段を使用して欠損ピーク及び外部由来ピークの影響を低減する、実行すること

を更に実行させることを特徴とするシステム。

【請求項 1 9】

請求項 1 1 に記載のシステムにおいて、

10

20

30

40

50

少なくとも1つの呼吸信号を測定することが、複数の呼吸信号を測定して、複数の呼吸速度 ($RR_1 \dots N$) を特定することであり、前記アプリケーションが、前記プロセッサに、

前記複数の呼吸速度のそれぞれの品質尺度 ($Q_1 \dots N$) を特定することと、

品質プロセスに基づいて前記複数の呼吸速度のそれぞれの前記品質尺度を加重することにより、前記複数の呼吸速度を結合することであって、それにより、加重呼吸速度 ($RR_{weighted}$) を計算する、結合することと、
を更に実行させることを特徴とするシステム。

【請求項20】

請求項19に記載のシステムにおいて、前記加重呼吸速度 ($RR_{weighted}$) が

$$RR_{weighted} = RR_1 * (Q_1 / (Q_1 + Q_2 + \dots + Q_N)) + RR_2 * (Q_2 / (Q_1 + Q_2 + \dots + Q_N)) + \dots + RR_N * (Q_N / (Q_1 + Q_2 + \dots + Q_N))$$

を含むことを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、センサに関し、より詳細には、呼吸信号の組合せを使用して呼吸速度を測定することに利用されるセンサ装置に関する。

【背景技術】

【0002】

呼吸速度 (RR : respiratory rate) は、苦痛の周期を調べるのに有用な重要なバイタルサインである。高及び低呼吸速度は多くの場合、心不全 (チェーンストークス呼吸)、閉塞性睡眠時無呼吸 (呼吸の中断)、及び代謝性アシドーシス (過呼吸) を含む深刻な疾病の症状である。煩わしくないセンサを使用する呼吸速度の正確な測定により、人の呼吸の連続監視が可能になる。

【0003】

人の呼吸速度を測定する従来の方法は、人の胸部が上昇する回数をカウントすることにより、人が、停止したまま所定の時間期間を超えるとときの各呼吸を測定することを含む。支援のために、聴診器等の装置も同様に、医師によって利用されることが多い。しかし、これらの従来の方法は、呼吸速度を測定するには、非効率的であり、煩わしく、時間のかかる分析を必要とする。したがって、センサ及び信号の組合せを利用して、 RR を測定することによって上記問題を解消し、それにより、任意の信号センサ/信号を使用する RR の測定にわたる精度の増大を提供する費用効率的な解決策が強く必要とされている。本発明はそのようなニーズに応える。

【発明の概要】

【0004】

呼吸速度を測定する方法及びシステムが開示される。第1の態様では、方法は、少なくとも1つの呼吸信号を測定することと、ローパスフィルタを使用して呼吸信号をフィルタリングすることとを含む。方法は、呼吸信号のピークをピックアップすることであって、それにより、呼吸速度を特定する、ピークをピックアップすることと、呼吸速度の品質尺度を特定することとを含む。

【0005】

第2の態様では、システムは、プロセッサを含む、少なくとも1つの電極を介してユーザに結合される無線センサ装置と、アプリケーションを記憶する、プロセッサに結合されるメモリ装置と備え、アプリケーションは、プロセッサによって実行されると、プロセッサに、少なくとも1つの呼吸信号を測定することと、ローパスフィルタを使用して呼吸信号をフィルタリングすることとを実行させる。システムは、プロセッサに、呼吸信号のピークをピックアップすることであって、それにより、呼吸速度を特定する、ピークをピック

ングすることと、呼吸速度の品質尺度を特定することとを更に実行させる。

【0006】

添付図は、本発明の幾つかの実施形態を示し、説明と共に、本発明の原理を説明する役割を果たす。図に示される実施形態が単なる例示であり、本発明の範囲を限定する意図がないことを当業者は認識しよう。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、一実施形態による無線センサ装置を示す。

【図2】図2は、一実施形態による呼吸速度を測定する方法のフローチャートを示す。

【図3】図3は、一実施形態による加速度計呼吸プロセスのフローチャートを示す。

10

【図4】図4は、一実施形態によるピーク検出プロセスのフローチャートを示す。

【図5】図5は、一実施形態による品質尺度プロセスのフローチャートを示す。

【図6】図6は、一実施形態による、品質尺度を呼吸信号と比較する図を示す。

【図7】図7は、一実施形態によるQRS呼吸プロセス700のフローチャートを示す。

【図8】図8は、一実施形態による呼吸信号計算の図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本発明は、センサに関し、より詳細には、呼吸信号の組合せを使用して呼吸速度を測定することに利用されるセンサ装置に関する。以下の説明は、当業者が、本発明を作成し使用できるようにするために提示され、本願及びその要件の文脈の中で提供される。本明細書に記載される好ましい実施形態並びに一般的な原理及び特徴への様々な変更が、当業者に容易に理解されよう。したがって、本発明は、示される実施形態に限定される意図はなく、本明細書に記載される原理及び特徴に一致する最も広い範囲に従うべきである。

20

【0009】

センサ及び信号の組合せを利用して、呼吸速度(RR)を推定することは、任意の単一のセンサ/信号の従来の利用よりも優れた精度の増大を提供する。本発明の組合せによる方法及びシステムは、個々の各センサから得られる呼吸信号の品質の知識を必要とする。様々なソースからの呼吸信号は、本発明による方法及びシステムへの入力として利用することができる。これらのソースは、胸部搭載加速度計、EKG導出呼吸信号、屈曲センサ、伸縮センサ(呼吸インダクタンスプレステモグラフィ)、インピーダンス呼吸記録法、フローセンサ、CO₂センサを含むが、これらに限定されない。

30

【0010】

本発明による方法及びシステムは、複数のソースから導出される呼吸信号を使用して人の呼吸速度を特定する。一実施形態では、複数のソースは、正確な軸は重力に直交する胸部搭載加速度計、EKG信号のQRS群の面積/振幅が計算されるQRS面積/振幅、EKG信号の続くRピーク間(R-R間隔)の時間が計算される呼吸性洞性不整脈(RSA)、及び関心のある任意の他の呼吸信号を含む。

【0011】

無線センサ装置が人に取り付けられ、無線センサが複数の呼吸信号を検出した後、各信号は無線センサ装置によってフィルタリングされて、呼吸周波数範囲での活動を取得する。一実施形態では、フィルタリングは、0.7ヘルツ(Hz)でのローパスフィルタによって行われる。無線センサ装置に記憶されたアプリケーションが、各呼吸信号のピークピッキングを行い、その人の呼吸数を検出し、その時点での信号の標準偏差に基づいて変化する閾値を使用することによって呼吸速度を計算する。

40

【0012】

無線センサ装置は、呼吸速度を分析し、最小時間及び振幅の規則性と、呼吸信号の雑音の多さとに基づいて、0~1の品質尺度を特定する。品質尺度により、無線センサ装置は、導出される各呼吸速度が信頼できるものか否かを判断することができる。品質尺度は、期待誤差と逆の相関関係にあり、0は高誤差を示し、1は低誤差を示す。さらに、平滑化が呼吸速度に対して実行されて、トリミング手段を使用して欠損/外部由来ピークの影響

50

を低減する。

【0013】

人の呼吸速度を測定するために、回路が埋め込まれたパッチフォームファクタのポータブル無線センサ装置を含め、様々な無線センサ装置が利用可能であり、本発明の趣旨及び範囲内であることを当業者は容易に理解する。

【0014】

本発明の特徴をより詳細に説明するために、これより、添付図と併せて以下の説明を参照する。

【0015】

図1は、一実施形態による無線センサ装置100を示す。無線センサ装置100は、センサ102と、センサ102に結合されるプロセッサ104と、プロセッサ104に結合されるメモリ106と、メモリ106に結合されるアプリケーション108と、アプリケーション108に結合される送信器110とを含む。センサ102は、ユーザからデータを取得し、そのデータをメモリ106に、そしてアプリケーション108に送信する。プロセッサ104はアプリケーション108を実行して、ユーザのECG信号情報を処理する。情報は送信器110に送信され、そして、別のユーザ又は装置に中継される。

10

【0016】

一実施形態では、センサ102は、心臓活動を測定する2つの電極と、物理的な活動及び姿勢を記録する加速度計とを備え、プロセッサ104はマイクロプロセッサを備える。プロセッサ104、メモリ106、アプリケーション108、及び送信器110に様々な装置が利用可能であり、本発明の趣旨及び範囲内であることを当業者は容易に理解する。

20

【0017】

図2は、一実施形態による呼吸速度を測定する方法200のフローチャートを示す。図1及び図2を一緒に参照すると、方法200は、202を介して、無線センサ装置100が少なくとも1つの呼吸信号を測定することと、204を介して、ローパスフィルタを使用して呼吸信号をフィルタリングすることとを含む。方法200は、206を介して、呼吸信号のピークをピックアップして、呼吸の回数及び呼吸速度を測定することと、208を介して、呼吸速度の品質尺度を特定することとを含む。一実施形態では、少なくとも1つの呼吸信号は、胸部搭載加速度計、ECG信号のQRS面積及びQRS振幅、並びに呼吸性洞性不整脈(RSA)を含むが、これらに限定されない様々なソースから導出される。

30

【0018】

人に取り付けられた無線センサ装置内に埋め込まれた胸部搭載加速度計を用いる場合、呼吸は、低活動期間中に検出することができる。呼吸中、胸部は膨張し、重力に対する加速度計の角度はわずかに変化する。この角度変化は、 θ が0に近い場合の $\sin \theta$ に概ね等しい正弦の大きさ変化を生じさせる。人が真っ直ぐ立っているか、又は側臥位であるとき、調べる最良の軸は、前部-後部軸であり、人が仰臥位であるとき、調べる最良の軸は、下側-上側軸(頭からつま先)である。

【0019】

胸部搭載加速度計から導出される呼吸信号は、吸気及び呼気に対応する最小及び最大を有する。最小及び最大は、吸気又は呼気の何れかに対応することができる。呼吸信号のピークの大きさは均一ではないため、本発明による方法及びシステムは、小さな所定の時間期間窓内の呼吸信号の標準偏差に基づいて時間変化する閾値を有する加速度計呼吸プロセスを利用する。呼吸信号のピーク時間間の差を特定することにより、瞬間呼吸速度が計算される。

40

【0020】

図3は、一実施形態による加速度計呼吸プロセス300のフローチャートを示す。加速度計呼吸プロセス300は、302を介して、回転された加速度信号 A_x 、 A_y 、 A_z を取得し、304を介して、重力に直交する正確な軸に基づいて呼吸信号($R[n]$)を計算する。呼吸信号 $R[n]$ のローリング標準偏差($\sigma[n]$)は、306を介して、式：

$$\sigma[n] = \sqrt{\sum (R[i] - \bar{R})^2}$$

に従って所定の45秒窓(n)内で計算される。308を介して、ローリング標準偏差を使用して、ピーク閾値が、式：

$$th[n] = * [n]$$

に従って計算され、式中、は、ピーク閾値th[n]の標準偏差数(例えば、1.3)である。

【0021】

ピーク閾値を計算した後、310を介して、ピーク検出プロセスを利用して、呼吸信号R[n]の最小及び最大を特定する。呼吸速度品質尺度が、312を介して、呼吸ピークの規則性を判断する幾つかの特徴を使用して特定され、瞬間呼吸速度(RR)が、314を介して、式：

$$RR = 60 / (t_{min}[i] - t_{min}[i-1])$$

に従って最小時間間の第1の差として計算される。316を介して、所定の45秒窓内の四分位範囲(25%~75%)外の呼吸速度は破棄され、318を介して、トリミングされた平均呼吸速度が計算され、計算された瞬間RRを平滑化する。

【0022】

一実施形態では、304を介する呼吸信号(R[n])計算は、重力ベクトル(G = [g_x, g_y, g_z])に直交する軸を決定する。人が真っ直ぐ立っている場合、重力に直交する軸はZ軸(前部-後部軸)であり、ここで、G × [1; 0; 0] = [0; 0; 1]である。人が仰臥位である場合、重力に直交する軸はY軸(下側-上側軸)であり、ここで、G × [1; 0; 0] = [0; 1; 0]である。人が側臥位である場合、重力に直交する軸は経験的にZ軸としてわかっており、ここで、G × [0; 1; 0] = [0; 0; 1]である。したがって、重力がX方向を向くほど、外積へのY軸の寄与が大きくなる。

【0023】

この実施形態では、重力G用の0.02Hz未満のローパスフィルタ加速度及び呼吸A_{Lp}用の0.7Hz未満のローパスフィルタリング加速度が特定される。重力とX軸との間の角度は、式：

$$\theta = \cos^{-1}(\vec{G} \cdot \vec{i}) = \cos^{-1} g_x$$

に従って計算される。を使用して、呼吸信号の重力直交方向は、以下の1組の式に従って計算され、式中、Pは、呼吸信号を計算する方向であり、

$$C = \left\| \vec{g} \times \begin{bmatrix} \sin \theta & \cos \theta & 0 \end{bmatrix}^T \right\|:$$

である。

10

20

30

$$\begin{aligned}
 P &= \vec{G} \times \begin{bmatrix} \sin \theta \\ \cos \theta \\ 0 \end{bmatrix} / C \\
 P &= \vec{G} \times \begin{bmatrix} \sqrt{1-g_x^2} \\ g_x \\ 0 \end{bmatrix} / C \quad (1) \\
 P &= \begin{bmatrix} -g_x g_z \\ g_z \sqrt{1-g_x^2} \\ g_x^2 - g_y \sqrt{1-g_x^2} \end{bmatrix} / C
 \end{aligned}$$

10

【 0 0 2 4 】

P を使用して、加速度計に基づく呼吸信号は、以下の組の式に従って計算され、式中、R は呼吸信号である。

$$\begin{aligned}
 R &= P \cdot A_{LP} \\
 R &= \begin{bmatrix} -g_x g_z \\ g_z \sqrt{1-g_x^2} \\ g_x^2 - g_y \sqrt{1-g_x^2} \end{bmatrix} \cdot A_{LP} / C \quad (2)
 \end{aligned}$$

20

【 0 0 2 5 】

一実施形態では、310を介して呼吸信号の最小及び最大を特定するのに利用されるピーク検出/ピークピッキングプロセスは、特定の時点での呼吸信号の標準偏差に基づいて変化する閾値を利用する。ピーク検出プロセスは、呼吸信号のピークツーピーク振幅が、呼吸信号の変動に依存する特定の閾値 (th [n]) よりも大きいことを保証する。

30

【 0 0 2 6 】

図4は、一実施形態によるピーク検出プロセス400のフローチャートを示す。ピーク検出プロセス400は、胸部搭載加速度計、QRS面積、及びRSAを含むが、これらに限定されない様々なソースからの呼吸信号に利用することができる。ピーク検出プロセス400は、402を介して、left_min = inf、temp_max = inf、及びpeak_count = 0を設定し、404を介して、呼吸信号R [n]のサンプルを取得する。呼吸信号の第1の差の符号は、406を介して、式：

$$d [n] = \text{sign} (R [n] - R [n - 1])$$

に従って計算される。

【 0 0 2 7 】

ピーク検出プロセス400は、408を介して、d [n] * d [n - 1] = -1であるか否かを分析する。否定 (d [n] * d [n - 1]) が -1 に等しくない) の場合、プロセス400は再び404に戻り、呼吸信号R [n]の別のサンプルを取得する。肯定 (d [n] * d [n - 1] = -1である) の場合、プロセス400は、410を介して、ピークツーピーク閾値th [n - 1]を決定し、412を介して、d [n] = -1であるか否かを分析する。否定 (d [n] が -1 に等しくない) の場合、プロセス400は、414を介して、temp_max > R [n - 1] + th [n - 1]であるか否かを分析し、肯定 (d [n] = -1である) の場合、プロセス400は、416を介して、R [n - 1] > temp_maxであるか否か、及びR [n - 1] > left_min + th [n]であるか否かを分析する。否定 (R [n - 1] が temp_max よりも大きくないか、又

40

50

は $R[n-1]$ が $left_min + th[n]$ よりも大きくない) の場合、プロセス 400 は 404 に戻り、呼吸信号 $R[n]$ の別のサンプルを取得する。肯定 ($R[n-1] > temp_max$ であり、且つ $R[n-1] > left_min + th[n]$ である) の場合、プロセス 400 は、 $temp_max = R[n-1]$ に設定するとともに、 $temp_max_time = n - 1$ に設定し、404 に戻り、呼吸信号 $R[n]$ の別のサンプルを取得する。

【0028】

$temp_max > R[n-1] + th[n-1]$ である場合、プロセス 400 は、420 を介して、最大が $temp_max$ の大きさを $temp_max_time$ で見つけられると判断するとともに、最小が $left_min$ の大きさを $left_min_time$ で見つけられると判断する。 $temp_max$ が $R[n-1] + th[n-1]$ 以下である場合、プロセス 400 は、418 を介して、 $R[n-1] < left_min$ であるか否かを分析する。否定 ($R[n-1]$ が $left_min$ 以上である) の場合、プロセス 400 は 404 に戻り、呼吸信号 $R[n]$ の別のサンプルを取得する。肯定 ($R[n-1] < left_min$ である) の場合、プロセスは、 $left_min = R[n-1]$ に設定するとともに、 $left_min_time = n - 1$ に設定し、404 に戻り、呼吸信号 $R[n]$ の別のサンプルを取得する。

【0029】

したがって、ピーク検出プロセス 400 は、呼吸信号の第 1 の差 ($R[n] - R[n-1]$) が正から負に移ると判断する場合、プロセス 400 は、呼吸信号のピークが $left_min + th[n]$ よりも大きいか否か、及びピークが最後の $temp_max$ よりも大きいか否かを分析する。これらの条件の両方が満たされる場合、ピークは新しい $temp_max$ として設定される。ピーク検出プロセス 400 が、呼吸信号の導関数が負から正に移ると判断する場合、プロセス 400 は、バレーが $temp_max$ の $th[n]$ 未満であるか否かを分析し、バレーが $temp_max$ の $th[n]$ 未満である場合、プロセス 400 は、 $temp_max$ を実際の最大として設定し、 $left_min$ を実際の最小として設定する。その他の場合、バレーが前の $left_min$ 未満の場合、プロセス 400 は、バレーを新しい $left_min$ として設定する。最小/最大対が見つけれられる都度、プロセス 400 は、現在の $temp_max$ を - に設定するとともに、現在の $left_min$ を に設定する。

【0030】

一実施形態では、312 を介する呼吸速度品質尺度特定は、所定の時間期間 (例えば、45 秒) 内で導出され、最小時間の差の変動係数 (平均にわたる標準偏差) (c_t)、ピークツーピーク値の変動係数 (平均にわたる標準偏差) (c_p)、平均ピークツーピーク値 (m_p)、及び全ての局所的極値の総数に対する、ピックアップされた極値の数の比率 (r_{ext}) を含むが、これらに限定されない特徴に基づいて導出される。この実施形態では、品質尺度は、前に学習された重みを使用して加重され、指数を使用して変換されて、品質尺度を 0 ~ 1 の値にする。

【0031】

各入力信号の品質尺度は、呼吸ピークの規則性を判断する上記特徴を使用して、45 秒窓内で推定される。 c_t が小さいほど、より規則的なピーク時間、ひいてはより高い呼吸信号品質に等しい。 c_p が小さいほど、より規則的なピーク高さ、ひいてはより高い呼吸信号品質に等しい。より大きな m_p ほど、より多くのアーチファクト/雑音、ひいてはより低い呼吸信号品質を示す。1 に近い r_{ext} ほど、呼吸信号が最小偽ピーク、ひいてはより高い呼吸信号品質を有することを示す。

【0032】

特徴は、前に学習した重みを使用して加重されて、呼吸信号内の誤差 (E) の推定値を取得する。重みは、収集されたデータセットへの最小二乗回帰によって学習され、それにより、学習された重みは誤差の最良予測を可能にする。一実施形態では、 E は $E = w_1 * c_t + w_2 * c_p + w_3 * m_p + w_4 * r_{ext} + w_5$ として計算され、式中、典型的な

10

20

30

40

50

重みは、 $w_1 = 3.8$ 、 $w_2 = 7.9$ 、 $w_3 = 9.8$ 、 $w_4 = 8.4$ 、及び $w_5 = 8.3$ を含むが、これらに限定されない。誤差 (E) は、指数を使用して変換されて、式：

$$Q = e^{-E/n}$$

に従って0～1の品質尺度(Q)を取得し、式中、 $n = 5$ である。パラメータは、推定誤差と品質との所望の対応性に依存する変数である。 n の値が小さいほど、所与の誤差について品質が大きく低減する。推定誤差(E)が高い場合、Qは0により近くなり、これは、呼吸信号の品質がより低いことを示す。推定誤差(E)が低く、0に近い場合、Qは1により近くなり、これは、呼吸信号の品質がより高いことを示す。

【0033】

平均ピークツーピーク値 m_p が、閾値 min_p2p を下回る場合、呼吸信号の品質(Q)は、品質(Q)を m_p / min_p2p で乗算することによって低減される。 m_p / min_p2p は1未満であるため、品質はより小さくなる。呼吸信号が小さすぎ、雑音に近い場合、小さなピークツーピーク値が生じ、それにより、この呼吸信号から呼吸速度を正確に推定することがより難しくなる。したがって、これらの状況で品質尺度を低減することにより、アルゴリズムが、これらの信号に頼ることが妨げられる。

10

【0034】

図5は、一実施形態による品質尺度プロセス500のフローチャートを示す。品質尺度プロセス500は、502を介して、 $R_{min}[i]$ 、 $R_{max}[i]$ 、 $t_{min}[i]$ 、及び $t_{max}[i]$ として、呼吸信号の45秒時間窓内の最小及び最大を得る。最小時間の差の変動係数(c_t)は、504を介して、式：

20

$$c_t = \text{std}(t_{min}[i+1] - t_{min}[i]) / \text{mean}(t_{min}[i+1] - t_{min}[i])$$

に従って品質尺度プロセス500によって計算される。最小毎に、プロセス500は、506を介して、各側の最大を平均し、最小を減算して、式：

$$P[i] = 0.5 * (R_{max}[i] + R_{max}[i+1]) - R_{min}[i]$$

に従って平均ピークツーピーク($P[i]$)を得る。プロセス500は、508を介して、元の閾値の半分($th[n]/2$)を使用して、最後の45秒時間窓からも最小及び最大($R_{half_min}[i]$ 及び $R_{half_max}[i]$)を取得する。

【0035】

平均ピークツーピーク $P[i]$ が計算されると、プロセス500は、510を介して、式：

30

$$c_p = \text{std}(P) / \text{mean}(P)$$

に従って平均ピークツーピーク振幅の変動係数(c_p)を計算し、512を介して、式：

$$m_p = \text{mean}(P)$$

に従って45秒時間窓でのピークツーピーク振幅の平均を計算する。最後の45秒時間窓から最小及び最大が得られると、プロセス500は、514を介して、式：

$$r_{ext} / N_{picked} / N_{all}$$

に従って、局所的極大の総数に対する、ピックアップされた極大数の比率を計算する。

【0036】

c_t 、 c_p 、 m_p 、及び r_{ext} の計算に続き、プロセス500は、516を介して、式：

40

$$E = w_1 * c_t + w_2 * c_p + w_3 * m_p + w_4 * r_{ext} + w_5$$

に従って誤差(E)を推定し、Eが0未満である場合、518を介して $E = 0$ に設定する。プロセス500は、520を介して、式：

$$Q = e^{-E/n}$$

に従って、推定誤差(E)を現在の45秒時間窓の品質尺度(Q)に変換する。プロセス500は、522を介して、ピークツーピークが小さい場合、呼吸信号の品質を低減し、 $m_p < min_p2p$ である場合、式 $Q = Q * m_p / min_p2p$ になる。

【0037】

品質尺度プロセス500は、胸部搭載加速度計、QRS面積、QRS振幅、及びRSA

50

を含むが、これらに限定されない様々なソースからの呼吸信号に利用することができる。様々な呼吸信号に対して、誤差（E）を推定する重みは、利用される特定の呼吸信号に向けて較正される。加速度計（又は他の呼吸信号ソースメカニズム）データでの大きな動きアーチファクトが品質を低減することを当業者容易に理解しよう。図6は、一実施形態による、品質尺度を呼吸信号と比較する図600を示す。呼吸信号は、時間窓の開始及び終了中に雑音を受けるため、品質尺度は0に近くなるが、呼吸信号は時間窓の中間中、最小の雑音を受けるため、品質尺度は1に近くなる。

【0038】

胸部搭載加速度計から呼吸信号を導出することに加えて、呼吸信号は、EKG信号のQRS波を介して導出することもできる。一実施形態では、センサ102は、取り付けられる場合、無線センサ装置100が人のEKG信号を測定できるようにする電極を備える。EKGのQRS波は、呼吸の心臓への機械的影響に起因して、呼吸で変調される。呼吸は、胸腔内で心臓をシフトさせ、心臓軸を変化させ、吸気/呼気中のQRS振幅を変化させる。

10

【0039】

一実施形態では、QRS面積又はQRS振幅は、QRS呼吸プロセスを使用した、呼吸に起因するQRS波の変調の測定値として計算される。この実施形態では、EKG信号は、無線センサ装置100によって検出され、EKG信号は、20Hzのハイパスフィルタリングを使用してフィルタリングされる。フィルタリング後、R波のピークが検出され、R波ピークは、R波ピーク前後にセンタリングされた所定の時間窓（例えば、100ms）を利用して分析される。

20

【0040】

所定の時間窓での呼吸信号の絶対値は合算され、それにより、各QRS群の単一のQRS面積数が生成される。これらの数は、4Hzで再サンプリングされて、より平滑でより正確な呼吸速度を生成する。QRS振幅の場合、100ミリ秒（ms）の所定の時間窓内の最小値が、最大値から減算され、その結果生成される出力は4Hzで再サンプリングされて、より平滑でより正確な呼吸速度を生成する。

【0041】

QRS呼吸プロセスは、呼吸信号の計算を除き、加速度計呼吸プロセス300と同様である。QRSに基づく呼吸信号の品質尺度プロセスは、品質尺度プロセス500と同じ計算を使用して生成される。図7は、一実施形態によるQRS呼吸プロセス700のフローチャートを示す。QRS呼吸プロセス700は、702を介して、EKG信号を取得し、704を介して、EKG信号をハイパスフィルタリングする。QRS呼吸プロセス700は、706を介して、Rピークを特定し、708を介して、QRS面積/QRS振幅呼吸信号を計算する。QRS呼吸プロセス700のステップ710~722は、加速度計呼吸プロセス300のステップ306~318に類似する。

30

【0042】

一実施形態では、708を介するQRS面積計算は、最新のRピーク時間 t_R を取得し、現在のRピークを中心とした100ms時間期間窓を抽出して、現在のQRS波を特定することを含む。QRS波の絶対値は、式に従って特定され、QRS波は、式

40

$$\sum_{i=t_R-50ms}^{t_R+50ms} |EKG[i]|$$

に従って100ms時間期間窓内のEKG信号の絶対値を合算することによって計算される。QRS面積導出の呼吸信号は、4Hzで再サンプリングされて、QRS面積導出の呼吸速度を特定する。

【0043】

一実施形態では、708を介するQRS振幅計算は、100ms時間期間窓内の値の合算の代わりに、振幅が最大/最小として計算されることを除き、同じプロセスを含む。

50

したがって、最新の R ピーク時間を取得し、現在の R ピークを中心とした 100ms 時間期間窓を抽出した後、100ms 時間期間窓内の最大値及び最小値は QRS_{MAX} 及び QRS_{MIN} として特定される。QRS 振幅は、最大から最小を差し引いたもの、すなわち $QRS_{MAX} - QRS_{MIN}$ として計算され、QRS 振幅導出の呼吸信号は、4Hz で再サンプリングされて、QRS 振幅導出の呼吸速度を特定する。

【0044】

胸部搭載加速度計及び EKG 信号の QRS 波から呼吸信号を導出することに加えて、呼吸信号は、EKG 信号を介して計算される心拍から導出することもできる。QRS 面積 / QRS 振幅を変えることに加えて、呼吸は、吸気中に増大し、呼気中に低減するように心拍も変える。これは、呼吸性洞性不整脈 (RSA) として知られている。R-R 間隔は、吸気に伴って低減し、呼気に伴って増大するため、EKG 信号の R-R 間隔が計算されて、呼吸に相関付けられた別の信号を特定する。

10

【0045】

一実施形態では、RSA 呼吸プロセスを利用して、EKG 信号から計算される心拍から呼吸信号を特定する。RSA 呼吸プロセスは、708 を介する QRS 面積の計算と同様であるが、各 QRS 群の面積を計算する代わりに、現在の QRS 群と最新の QRS 群との間の時間が計算され、次に、4Hz で再サンプリングされて、RSA 導出の呼吸速度を特定する。RSA は年齢と共に低減するため、RSA 呼吸プロセス導出の呼吸信号の信頼性を低減させ、品質尺度特定の重要性を増大させる。

【0046】

呼吸信号は、上述した加速度計呼吸プロセス 300 (RR_{ACCEL} を生成)、QRS 呼吸プロセス 700 (RR_{QRS} を生成)、及び RSA 呼吸プロセス (RR_{RSA} を生成) を介して特定することができる。これらの呼吸信号のそれぞれの出力された品質尺度を使用して、結合され、加重された呼吸速度 ($RR_{weighted}$) が、式：

20

$$RR_{weighted} = RR_{ACCEL} \frac{Q_{ACCEL}}{Q_{ACCEL} + Q_{QRS} + Q_{RSA}} + RR_{QRS} \frac{Q_{QRS}}{Q_{ACCEL} + Q_{QRS} + Q_{RSA}} + RR_{RSA} \frac{Q_{RSA}}{Q_{ACCEL} + Q_{QRS} + Q_{RSA}}$$

に従って計算される。

【0047】

各呼吸速度は、全ての品質尺度の和で除算された、関連付けられた各品質尺度として定義される値で加重される。例えば、 RR_{ACCEL} が、大きな動きアーチファクト及び雑音に起因して信頼できない場合、 Q_{ACCEL} は 0 に近くなり、 $RR_{weighted}$ 式の成分は、最終的な呼吸速度にあまり寄与しなくなる。図 8 は、一実施形態による呼吸速度計算の図 800 を示す。結合され加重された呼吸速度 ($RR_{weighted}$) に加えて、図 800 は、加速度計、QRS 面積、RSA、及び NOX RIP バンド参照から導出される呼吸速度を含む。

30

【0048】

加速度計によって導出される呼吸速度 (RR_{ACCEL}) 及び EKG 信号によって導出される呼吸速度 (RR_{QRS} 及び RR_{RSA}) を各品質尺度によって加重することにより、呼吸信号の品質を低下させるおそれがある動きアーチファクト、増大した呼吸速度、及び患者の年齢等の問題が解消される。例えば、 $RR_{weighted}$ の結合を利用すると、動きアーチファクトの存在中に RR_{ACCEL} を小さく加重し、高呼吸速度中に RR_{QRS} を小さく加重し、患者が高齢の場合に RR_{RSA} を小さく加重する出力が生成されることになる。

40

【0049】

QRS 面積及び RSA 導出の呼吸信号は、心拍 (HR) の半分よりも高い呼吸速度を検出することができず、その理由は、そのような呼吸速度が EKG に基づくためである。これは心臓エイリアシング (cardiac aliasing) として知られている。サンプリングされた全ての信号の基本的な属性は、ナイキスト周波数 (NS) であるサンプ

50

リングレート (Fs) の 1/2 よりも大きな任意の周波数内容を区別することが不可能なことである。NS を超えるいかなる周波数内容も、確実に区別することはできず、これはエイリアシングと呼ばれる。心拍は、EKG 導出の呼吸信号のサンプリングレートとして機能し、1/2 HR を超える呼吸速度は検出することができない。その結果、呼吸速度が 1/2 HR を超える場合、加速度計から導出される呼吸速度 (RR_{ACCEL}) のみが、式：

$(RR_{ACCEL} > HR / 2)$ 且つ $Q_{ACCEL} = A_{ACCEL}$ の場合、 $RR_{weighted} = RR_{ACCEL}$ に従って利用される。

【0050】

上述したように、本方法及び本システムにより、呼吸信号の組合せを使用して呼吸速度を測定することができる。無線センサ装置が、胸部搭載加速度計、EKG 信号の QRS 面積、EKG 信号の QRS 振幅、及び RSA を含むが、これらに限定されない様々なソースから複数の呼吸信号を特定する。次に、無線センサ装置は、複数の呼吸信号のそれぞれの品質尺度を計算し、複数の品質尺度を結合して、加重呼吸速度を計算する。加重呼吸速度は、動きアーチファクト及び人の年齢を含むが、これらに限定されない品質問題の影響を低減する人の呼吸速度の正確な測定値である。

【0051】

呼吸速度を測定する方法及びシステムを開示した。本明細書に記載される実施形態は、全体的にハードウェア実施態様、全体的にソフトウェア実施態様、又はハードウェア要素とソフトウェア要素との両方を含む実施態様の形態をとることができる。実施形態は、アプリケーションソフトウェア、ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコード等を含むが、これらに限定されないソフトウェアで実施し得る。

【0052】

本明細書に記載されるステップは、任意の適するコントローラ又はプロセッサ及びソフトウェアアプリケーションを使用して実施し得、ソフトウェアアプリケーションは、任意の適する記憶ロケーション又はコンピュータ可読媒体に記憶し得る。ソフトウェアアプリケーションは、プロセッサが、受信器に本明細書に記載される機能を実行させることを可能にする命令を提供する。

【0053】

さらに、実施形態は、コンピュータ若しくは任意の命令実行システムにより使用されるか、又はコンピュータ若しくは任意の命令実行システムに関連して使用されるプログラムコード又はプログラム命令を提供するコンピュータ使用可能又はコンピュータ可読記憶媒体からアクセス可能なコンピュータプログラム製品の形態をとり得る。この説明では、コンピュータ使用可能又はコンピュータ可読記憶媒体は、命令実行システム、装置、若しくはデバイスにより使用されるか、又は命令実行システム、装置、若しくはデバイスに関連して使用されるプログラムの包含、記憶、通信、伝搬、又は搬送が可能な任意の装置であることができる。

【0054】

コンピュータ可読記憶媒体は、電子、磁気、光学、電子磁気、赤外線、半導体のシステム (若しくは装置若しくはデバイス) 又は伝搬媒体であり得る。コンピュータ可読記憶媒体の例としては、半導体又は個体状態メモリ、磁気テープ、リムーバブルコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ (RAM)、読み取り専用メモリ (ROM)、剛性磁気ディスク、及び光ディスクが挙げられる。光ディスクの現在の例としては、DVD、コンパクトディスク読み取り専用メモリ (CD-ROM)、及びコンパクトディスク - 読み/書き (CD-R/W) が挙げられる。

【0055】

本発明について、示される実施形態に従って説明したが、実施形態への変形形態が存在し得、それらの変形形態が本発明の趣旨及び範囲内であることを当業者は容易に理解しよう。したがって、添付の特許請求の範囲の趣旨及び範囲から逸脱せずに、当業者は多くの

10

20

30

40

50

変形を行い得る。

【 図 1 】

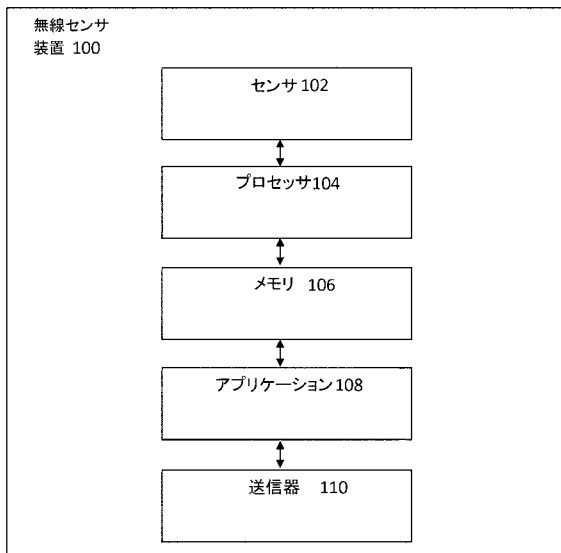


図 1

【 図 2 】

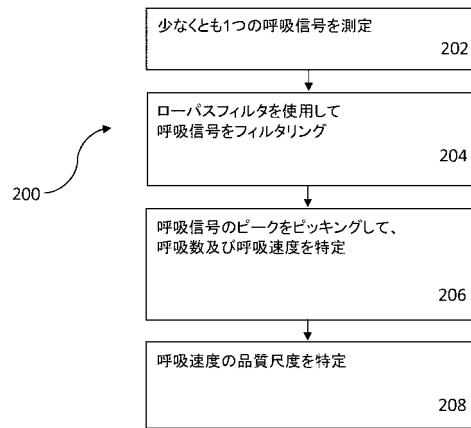


図 2

【 図 3 】

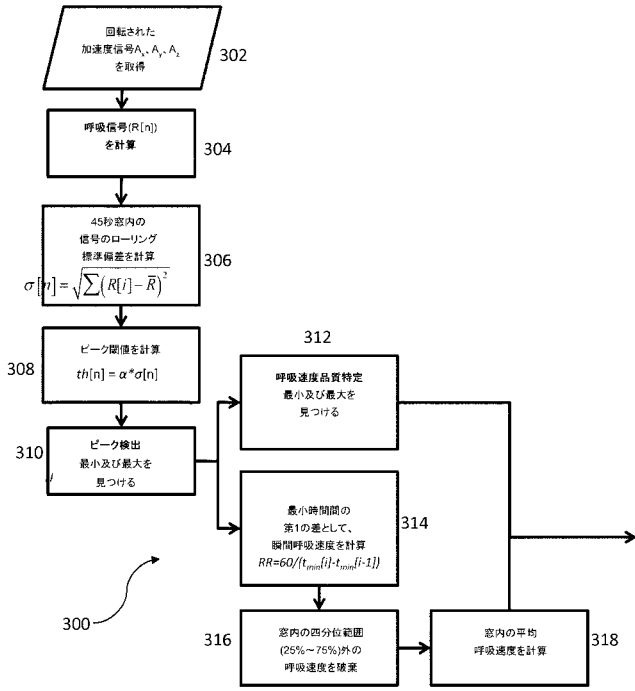


図 3

【 図 4 】

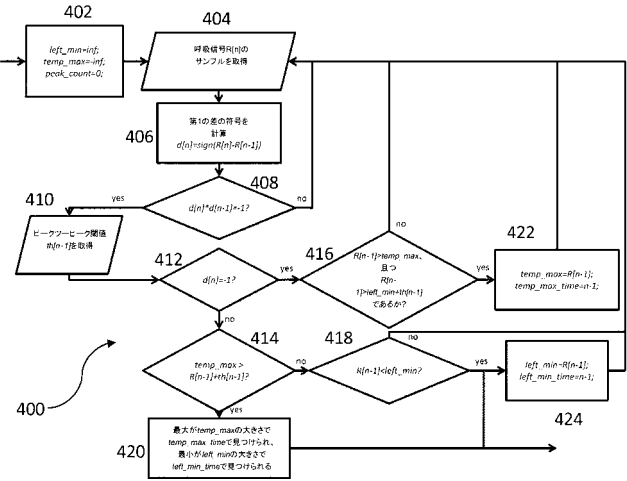


図 4

【 図 5 】

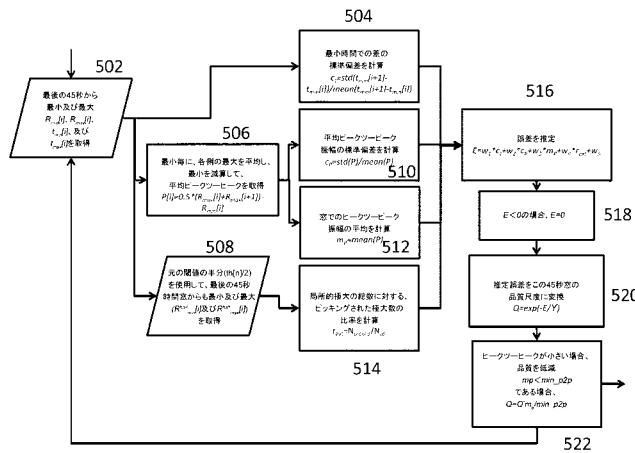


図 5

【 図 6 】

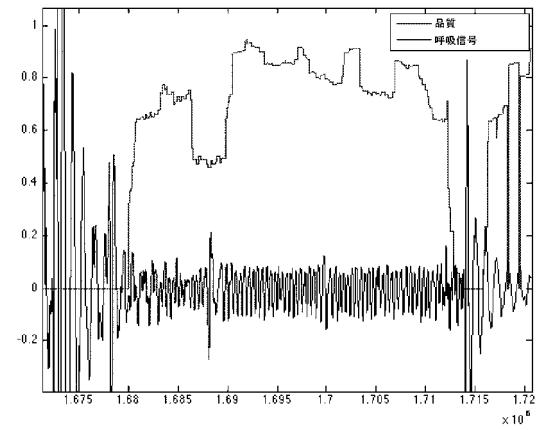


図 6

【 図 7 】

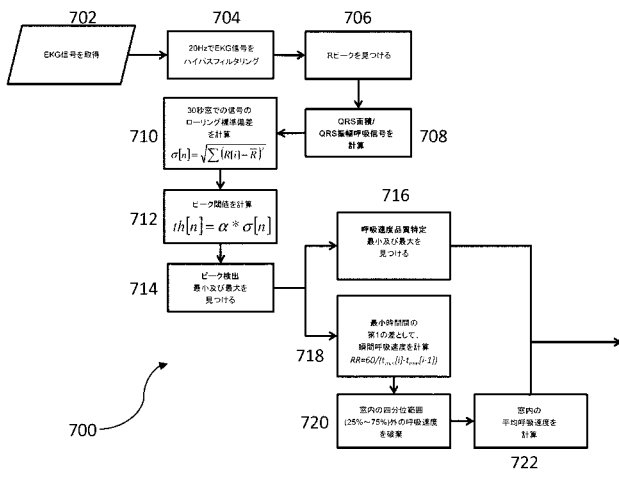


図 7

【 図 8 】

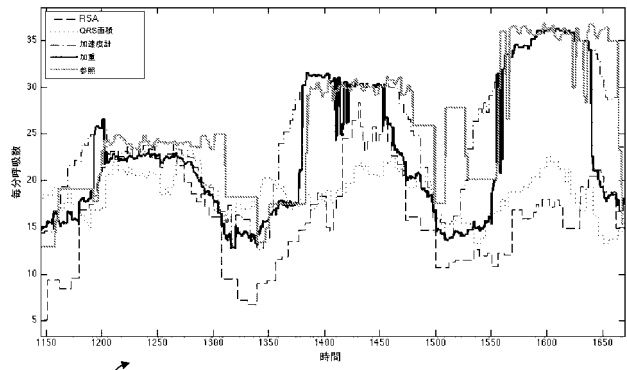


図 8

800

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US14/15398
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 5/00, 5/04, 5/08, 5/1455 (2014.01) USPC - 600/300, 301, 324, 484, 529, 536, 587 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC(8): A61B 5/00, 5/04, 5/08, 5/1455 (2014.01) USPC: 600/300, 301, 324, 484, 529, 536, 587 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) MicroPatent (US-G, US-A, EP-A, EP-B, WO, JP-bib, DE-C,B, DE-A, DE-T, DE-U, GB-A, FR-A); Google/Google Scholar, IP.com, ProQuest; Search terms used: respiration, ventilation, breathing, signal, metric, parameter, filter, signal, peak pick, smoothing, trimmed, truncated, weighted		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CHIARUGI, F et al. Measurement Of Heart Rate And Respiratory Rate Using A Textile-Based Wearable Device In Heart Failure Patients. Computers in Cardiology. 2008; Vol. 35, page 901, column 1, lines 1-23, column 2, lines 15-30; page 902, column 1, lines 1-20, column 2, lines 23-50; page 903, column 1, lines 1-11, column 2, lines 23-33; page 904, column 1, lines 1-3, figures 4-5	1-2, 6, 11-12, 16
Y	CHIARUGI, F et al. Adaptive Threshold QRS Detector With Best Channel Selection Based On A Noise Rating System. Computers in Cardiology. 2007; Vol. 34, page 157, column 2, lines 3-6; page 158, column 1, lines 5-11	3, 7-10, 13, 17-20
Y	SCHOLKMANN, F et al. An Efficient Algorithm For Automatic Peak Detection In Noisy Periodic and Quasi-Periodic Signals. Algorithms. 21 November 2012; Vol. 5, page 589, lines 25-37 to page 590, lines 1-21; page 591, figure 2(f)	3, 13
Y	US 2011/0270058 A1 (PRICE, T et al.) November 3, 2011; paragraph [0046]	7, 17
Y	US 2011/0306858 A1 (WATSON, JN et al.) December 15, 2011; abstract; paragraph [0091]	8, 18
Y	MASON, L. Signal Processing Methods for Non-Invasive Respiration Monitoring. Dissertation, Department of Engineering Science, University of Oxford. 2002, page 3, lines 1-3, 12-16; page 72, lines 21-28; page 89, lines 10-18 to page 90, lines 1-24; page 95, lines 10-22	9-10, 19-20
A	US 2010/0152600 A1 (DROITCOUR, A et al.) June 17, 2010; paragraphs [0060], [0356]	4-5, 14-15
A	CHIARUGI, F et al. Adaptive Threshold QRS Detector With Best Channel Selection Based On A Noise Rating System. Computers in Cardiology. 2007; Vol. 34, page 157, column 2, lines 3-6; page 158, column 1, lines 5-11	4-5, 14-15
A	NEMATI, S et al. Data Fusion for Improved Respiration Rate Estimation. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing. 2010, page 4, column 1, lines 5-20 to column 2, lines 1-18	5, 15
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 01 May 2014 (01.05.2014)		Date of mailing of the international search report 15 MAY 2014
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Shane Thomas PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 ナラシマーン, ラヴィ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94087, サニーヴェイル, ベルヴィルウェイ 1402
Fターム(参考) 4C027 AA02 FF02 GG01 GG05 GG07 GG13 GG18
4C038 SS08 SX09 VA04 VB01 VB33 VC20