

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6564040号
(P6564040)

(45) 発行日 令和1年8月21日 (2019.8.21)

(24) 登録日 令和1年8月2日 (2019.8.2)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/113 (2006.01)	A 6 1 B 5/113
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08

請求項の数 21 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2017-530684 (P2017-530684)	(73) 特許権者	514104933
(86) (22) 出願日	平成27年9月30日 (2015.9.30)		ユニヴァーシティ オブ ワシントン
(65) 公表番号	特表2018-504166 (P2018-504166A)		アメリカ合衆国 98105 ワシントン
(43) 公表日	平成30年2月15日 (2018.2.15)		州 シアトル ルーズベルト ウェイ ノ
(86) 国際出願番号	PCT/US2015/053288		ースイースト 4545 スイート 40
(87) 国際公開番号	W02016/093927		O
(87) 国際公開日	平成28年6月16日 (2016.6.16)	(74) 代理人	110001243
審査請求日	平成29年8月8日 (2017.8.8)		特許業務法人 谷・阿部特許事務所
(31) 優先権主張番号	62/089,130	(72) 発明者	シャムナス ゴッラコタ
(32) 優先日	平成26年12月8日 (2014.12.8)		アメリカ合衆国 98105-4608
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		ワシントン州 シアトル 11 アベニュー
(31) 優先権主張番号	62/152,519		ー ノースイースト 4311 スイート
(32) 優先日	平成27年4月24日 (2015.4.24)		500
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 対象における睡眠時無呼吸事象を識別する方法およびシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象における睡眠時無呼吸事象を識別するために電子デバイスを動作させる方法であって、

前記電子デバイス上の第1の変換器を使用して、前記対象に向けて音エネルギーを送信することであって、前記第1の変換器は、20kHz未満の周波数を含む周波数の範囲にわたって音エネルギーを生成するように構成される、送信することと、

前記電子デバイス上の第2の変換器を使用して、前記送信された音エネルギーに対応する前記対象からのエコーを受信することであって、前記第2の変換器は、前記受信されたエコーに対応する電気信号を生成するように構成される、受信することと、

前記電気信号を使用して、波形を生成することであって、前記波形の生成は、前記受信されたエコーに対応する前記電気信号のフーリエ変換を実行することを含む、生成することと、

前記波形における複数のピークを検出することであって、個々のピークが対応する振幅を有し、さらに個々のピークが前記対象の呼吸運動を示す、検出することと、

所定の閾値時間を超える、前記波形における連続する個々のピーク間の時間の各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することと、を含む方法。

【請求項 2】

前記音エネルギーの送信は、前記第1の変換器から複数のオーディオチャープ (audio chirp) を発することを含み、個々のオーディオチャープは、所定の持続時間

にわたり第 1 の周波数からより高い第 2 の周波数に直線的に掃引する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1 の周波数は 18 kHz であり、前記第 2 の周波数は 20 kHz 以上である、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記複数のオーディオチャープの少なくとも一部分は、前記第 1 の変換器から発せられた、周波数変調連続波音信号を含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 5】

前記波形の生成は、前記個々のチャープの前記所定の持続時間よりも長い時間にわたって前記受信されたエコーに対応する前記電気信号のフーリエ変換を実行することを含む、請求項 2 に記載の方法。

10

【請求項 6】

前記時間は、前記個々のチャープの前記所定の持続時間の 10 倍以上である、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

複数の送信／受信サイクルについて、前記送信及び受信を反復することをさらに含み、前記波形の生成は、前記複数の送信／受信サイクルの各々について、前記送信された音エネルギーと前記対応する受信されたエコーとの間の複数の周波数シフトを判定することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 8】

前記波形の生成は、18 kHz 未満の周波数を有する信号を濾波することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

所定の閾値振幅以下の振幅を有する前記波形における個々のピークの各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記波形における連続する個々のピークの振幅の 50 % 以上の増加の各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することをさらに含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

30

前記対象の無呼吸－低呼吸指数を出力することをさらに含み、前記対象の無呼吸－低呼吸指数の出力は、前記対象の睡眠サイクルの間の睡眠時無呼吸事象の総数と前記対象の前記睡眠サイクルの持続時間との比を決定することを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

音エネルギーの送信は、前記第 1 の変換器と前記第 2 の変換器との間の距離の半分より大きい波長を有する音エネルギーを送信することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

電子デバイスに近接する対象の動きを監視するために前記電子デバイスを動作させる方法であって、

前記電子デバイスに動作可能に結合されたラウドスピーカから前記対象に向かって、複数のオーディオ掃引信号を発することであって、個々のオーディオ掃引信号は、所定の持続時間にわたって、20 kHz 未満の第 1 の周波数からより高い第 2 の周波数に直線的に掃引する、発することと、

40

前記電子デバイスに動作可能に結合されたマイクでオーディオデータを取得することであって、前記オーディオデータは、前記マイクに向かって前記対象によって後方散乱された個々のオーディオ掃引信号に対応するエコー信号を含む、取得することと、

前記取得されたオーディオデータを処理して、運動波形を生成することであって、前記処理は、前記発せられたオーディオ掃引信号及び前記エコー信号の複数の周波数領域表現を計算することを含む、生成することと、

前記運動波形における 1 つ以上のピークを検出することであって、個々のピークは前記

50

対象の動きを示す、検出することと、

前記検出されたピークのうちの1つ以上に基づいて、前記対象の動きの表示を出力することと、を含む、方法。

【請求項14】

前記第1の周波数は18kHzであり、前記第2の周波数は20kHz以上であり、さらに前記複数のオーディオ掃引信号の少なくとも一部分は、周波数変調連続波音信号を含む、請求項13に記載の方法。

【請求項15】

前記周波数領域表現は、前記個々のオーディオ掃引信号の前記所定の持続時間の所定の倍数の時間続く期間にわたって計算され、

10

前記処理は、

前記第1の周波数に対する、前記個々の周波数領域表現における周波数シフトを判定することをさらに含む、請求項13に記載の方法。

【請求項16】

前記個々のピークは、前記対象の胸部の動きを示し、前記個々のピークは、対応する振幅を有し、前記対象の動きの表示の出力は、所定の閾値時間を超える、前記運動波形における連続する個々のピーク間の時間の各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することをさらに含む、請求項13に記載の方法。

【請求項17】

前記対象の動きの表示の出力は、所定の閾値振幅以下の振幅を有する前記運動波形における個々のピークの各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することをさらに含む、請求項16に記載の方法。

20

【請求項18】

前記対象の動きの表示の出力は、前記運動波形における連続する個々のピークの振幅の50%以上の増加の各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することをさらに含む、請求項16に記載の方法。

【請求項19】

前記検出されたピークの周波数を、所定の呼吸周波数と比較することをさらに含み、前記対象の動きの表示の出力は、前記検出されたピークの前記周波数が前記所定の呼吸周波数の115%以上である場合、前記対象における慢性閉塞性肺疾患が存在する可能性の表示を出力することを含む、請求項13に記載の方法。

30

【請求項20】

対象における睡眠時無呼吸事象の表示を出力するための動作をコンピュータに実行させるコンピュータ使用可能プログラムコードを格納する非一時的コンピュータ可読記憶媒体であって、前記動作は、

モバイルデバイスに動作可能に結合された第1の変換器に複数のチャープ信号を送信することであって、個々のチャープ信号は、所定の持続時間にわたって、20kHz未満の第1の周波数から第2のより高い周波数に直線的に掃引する、送信することと、

前記モバイルデバイスに動作可能に結合された第2の変換器からエコーデータを取得することであって、前記エコーデータは、前記第2の変換器に向けて前記対象によって反射された個々のチャープ信号に対応するデータを含む、取得することと、

40

前記取得されたエコーデータを復調して、前記対象の呼吸運動を示す運動信号を得ることであって、前記取得されたエコーデータの復調は、取得された前記エコーデータのフーリエ変換を実行することを含む、得ることと、

前記運動信号における1つ以上の振幅ピークを検出することと、

前記運動信号における連続する個々の振幅ピーク間の時間が所定の閾値時間を超えた場合、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することと、を含む、非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項21】

前記動作は、

50

所定の数の送信／取得サイクルについて、前記送信及び取得を反復することをさらに含み、

前記取得されたエコーデータの復調は、前記所定の数の送信／取得サイクルの間に、取得された前記エコーデータの単一のフーリエ変換を実行することを含む、請求項20に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本技術は、概して、対象の身体の一部の運動を識別すること、ならびに関連した方法及びシステムに関する。具体的には、いくつかの実施形態は、睡眠時無呼吸の識別において使用するための対象の身体の運動を追跡する方法を対象とするが、これらの実施形態及び類似した実施形態は、慢性閉塞性肺疾患（COPD）の識別、幼児の呼吸の監視、及び／または対象の他の動きの検出に使用され得る。

【0002】

関連出願の相互参照

本出願は、2014年12月8日に出願された係属中の米国仮特許出願第62／089,130号及び2015年4月24日に出願された米国仮特許出願第62／152,519号の利益を主張する。前述の出願は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【背景技術】

【0003】

睡眠時無呼吸は、呼吸が睡眠中に中断されたときに起こる一般的な医学的障害である。睡眠時無呼吸は、アメリカ人の成人のほぼ20人に1人に発症していると推定され、注意欠陥／多動性障害、高血圧、糖尿病、心臓発作、脳卒中、及び自動車事故の増加に関連付けられている。睡眠時無呼吸は、一般的に、睡眠ポリグラフ検査を行なう専用の睡眠クリニックで診断される。睡眠ポリグラフ検査では、訓練を受けた技術者が、センサを対象上に取り付け、対象の睡眠時間中一晚、そのセンサを監視する。しかしながら、睡眠ポリグラフ検査は高額で、時間がかかり、大きな労働力を要する場合があります、対象は、長い待機リストのために睡眠ポリグラフ検査を受けるのに数週間待たなければならない場合がある。あるいは、家庭用睡眠時無呼吸テスト（HSAT）が、典型的には一晚の睡眠中に、対象の家庭内で携帯型記録システムを使用して行われ得る。HSATの間、対象は、典型的に、携帯型記録システムに接続されたいくつかの測定機器を装着する。そのような家庭用検査も問題があり得る。例えば、測定機器のうちの1つ以上の不適切な取り付けが、家庭用睡眠検査の精度に影響を与え得る。

【図面の簡単な説明】

【0004】

【図1】人体に隣接して示され、本技術の実施形態に従って構成されたデバイスの概略図である。

【図2】本技術の実施形態に従って構成されたシステムのブロック図である。

【図3】本技術の実施形態に従って構成されたプロセスのフロー図である。

【図4A】本技術の実施形態に従って取得された運動波形を描写したグラフである。

【図4B】本技術の実施形態に従った運動波形において検出されたピークを描写したグラフである。

【図5A】従来のデータ取得方法を描写したグラフである。

【図5B】本技術の実施形態に従ったデータ取得方法を描写したグラフである。

【図6】本技術の実施形態に従って構成されたプロセスのフロー図である。

【図7】本技術の実施形態に従って構成されたプロセスのフロー図である。

【図8A】本技術の実施形態に従った無呼吸及び低呼吸事象の例を示すグラフである。

【図8B】本技術の実施形態に従った無呼吸及び低呼吸事象の例を示すグラフである。

【図8C】本技術の実施形態に従った無呼吸及び低呼吸事象の例を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0005】

本技術は、概して、対象の身体の一部の運動を識別すること、ならびに関連した方法及びシステムに関する。本技術の一実施形態において、例えば、対象の睡眠時無呼吸事象を識別する方法は、第1の変換器（例えば、ラウドスピーカ）を使用して対象に向けて音エネルギーを送信することと、第2の変換器（例えば、マイク）を使用して、送信された音エネルギーに対応する対象からのエコーを受信することと、を含む。エコーに対応する電気信号は、波形を生成するために使用され、複数のピークが波形において検出され得る。波形における個々のピークは、対象の呼吸運動を示す対応する振幅を有し得る。睡眠時無呼吸事象の表示は、所定の閾値時間を超える波形における連続する個々のピーク間の時間の各発生について出力され得る。いくつかの態様において、音エネルギーの送信は、第1の周波数（例えば、約18kHz）から第2のより高い周波数（例えば、約20kHz以上）に線形に掃引する第1の変換器から、所定の持続時間（例えば、約5ミリ秒～約15ミリ秒、約10.75ミリ秒）にわたり、複数のオーディオチャープを発することを含む。

10

【0006】

本技術の別の実施形態において、電子デバイスに近接している対象の動きを監視するために電子デバイスを動作させる方法は、電子デバイスに動作可能に結合されたラウドスピーカから対象に向けて複数のオーディオ掃引信号を発することを含む。個々のオーディオ掃引信号は、所定の持続時間（例えば、約5ミリ秒～15ミリ秒、約10.75ミリ秒）にわたって、20kHz未満（例えば、約18kHz）の第1の周波数から第2のより高い周波数（例えば、約20kHz以上）に直線的に掃引する。本方法は、電子デバイスに動作可能に結合されたマイクでオーディオデータを取得することをさらに含む。オーディオデータは、マイクに向けて対象によって後方散乱された個々のオーディオ掃引信号に対応するエコー信号を含み得る。取得されたオーディオデータは、運動波形を生成するために処理される。運動波形において検出された1つ以上のピークは、対象の動きを示す。本方法はまた、検出されたピークのうちの1つ以上に基づいて、対象の動きの表示（例えば、対象の胸部または腹部の運動）を出力することを含む。いくつかの態様において、例えば、複数のオーディオ掃引信号のうちの少なくとも一部分は、周波数変調連続波音信号を含む。いくつかの態様において、本方法はまた、個々のオーディオ掃引信号の所定の持続時間（例えば、10.75ミリ秒）の所定の倍数（例えば、10）続く期間にわたって計算されるエコー信号の複数の周波数領域表現を計算することを含む。いくつかの態様において、本方法は、第1の周波数に対する個々の周波数領域表現における周波数シフトを判定することを含み得る。

20

30

【0007】

本技術のさらに別の実施形態において、対象における睡眠時無呼吸事象の表示を出力するための動作を実行するように実行可能なコンピュータ使用可能プログラムコードを備えるコンピュータプログラム製品。動作は、モバイルデバイスに動作可能に結合された第1の変換器（例えば、ラウドスピーカ）に複数のチャープ信号を送信することを含む。個々のチャープ信号は、所定の持続時間（例えば、5ミリ秒、10ミリ秒、20ミリ秒、30ミリ秒）にわたって、20kHz未満の第1の周波数（例えば、10kHz、16kHz、18kHz）から第2のより高い周波数（例えば、19kHz、20kHz、22kHz、30kHz）に直線的に掃引する。動作は、モバイルデバイスに動作可能に結合された第2の変換器（例えば、マイク）からエコーデータを取得することをさらに含む。エコーデータは、第2の変換器に向かって対象によって反射された個々のチャープ信号に対応するデータを含む。この動作はまた、取得されたエコーデータを復調して、対象の呼吸運動を示す運動信号を取得し、運動信号における1つ以上の振幅ピークを検出することを含む。動作は、運動信号における連続する個々の振幅ピーク間の時間が所定の閾値時間を超える場合、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することをさらに含む。いくつかの態様において、動作は、所定の数の送信／取得サイクルについて、送信及び取得を反復することをさらに含み得る。いくつかの態様において、取得されたエコーデータを復調することは、所

40

50

定の数の送信／取得サイクルにわたって単一のフーリエ変換を実行することを含み得る。

【0008】

本開示のこれらの態様及び他の態様は、以下により詳細に記載される。ある特定の詳細は、本開示の様々な実施形態の完全な理解を提供するために、以下の説明及び図1～8Cに記載される。様々な実施形態の説明を不必要に不明瞭にすることを避けるために、しばしば運動追跡及び／または運動識別に関連する周知のシステム及び方法を説明する他の詳細は、以下の開示に記載しない。

【0009】

図において、同一の参照番号は、同一の要素、または少なくとも概して類似した要素を特定する。任意の特定の要素の考察を容易にするために、任意の参照番号の最上位桁（単数または複数）は、その要素が最初に紹介された図を参照する。例えば、要素110は、図1を参照して最初に紹介され、考察される。図に示された詳細、寸法、角度、及び他の特徴の多くは、単に、開示された技術の特定の実施形態の例示である。したがって、他の実施形態は、本開示の趣旨または範囲から逸脱することなく、他の詳細、寸法、角度、及び特徴を有し得る。さらに、当業者は、本発明のさらなる実施形態が、以下に記載する詳細のうちのいくつかがなくとも実施できることを理解するであろう。

【0010】

対象の運動を検出するためのデバイス及び方法

図1は、本技術の実施形態に従って構成されたデバイス110の概略図である。デバイス110は、対象の腹部102及び胸部103がデバイス110からほぼ距離D（例えば、1メートル）になるように、ベッド104上に横たわるヒト対象101の近くに位置付けられる。第1の変換器115（例えば、ラウドスピーカ）は、音105を含む音響エネルギー（例えば、約20Hz～20kHz以上の音）を発するように構成される。第2の変換器116（例えば、マイク）は、対象の身体102から受信した反射音106を含む音響エネルギーを受信するように構成される。通信リンク113（例えば、アンテナ）は、デバイス110を通信ネットワーク（例えば、インターネット、セルラー通信ネットワーク、Wi-Fiネットワーク）に通信可能に接続する。ユーザインターフェース118は、対象101及び／または別のユーザからの入力を受信するように構成され、対象101及び／または別のユーザに視覚的出力を提供するようにさらに構成される。図1の例示される実施形態において、ユーザインターフェース118は、タッチスクリーンディスプレイを備える。いくつかの実施形態において、ユーザインターフェース118は、例えば、1つ以上のキーパッド、タッチパッド、タッチスクリーン、トラックボール、マウス、及び／または追加のユーザインターフェースデバイスもしくはシステム（例えば、音声入力／出力システム）を含んでもよい。さらに、いくつかの実施形態において、1つ以上の追加のスピーカ125及び1つ以上の追加のマイク126を、任意選択で、デバイス110とは分離したベッド104の近くに位置付け、通信リンク113及び／または別の通信リンクを介して、デバイス110と通信可能に接続してもよい。いくつかの他の実施形態において、デバイス110は、1つ以上の追加のスピーカ及び／またはマイク（図示せず）を含み得る。

【0011】

図1の例示される実施形態において、デバイス110は、携帯電話（例えば、スマートフォン）として描写されている。しかしながら、他の実施形態において、デバイス110は、例えば、タブレット、パーソナルディスプレイアシスタント、ラップトップコンピュータ、デスクトップコンピュータ、セットトップボックス、及び／または音を送受信するように構成された他の電子デバイス等の任意の好適な電子デバイスを備え得る。ある特定の実施形態において、デバイス110は、1つ以上のシステム及び／またはデバイス（例えば、ベビーモニター、セキュリティシステム、自動車娯楽システム、ステレオシステム、家庭用インターホンシステム、時計ラジオ）の構成要素を備え得る。さらに、図1の例示される実施形態において、対象101（例えば、ヒトの成人、ヒトの子供、動物）は、ベッド104（例えば、対象の寝室のベッド、医療施設のベッド、睡眠研究所のベッド）

上に眠った状態で示されている。しかしながら、他の実施形態において、対象101は目を覚ましていてもよく、かつ／または直立していてもよい。いくつかの実施形態において、デバイス110は、1人以上の追加の対象（図示せず）に向けて音105を発し、それらから反射音106を受信するように構成されてもよい。

【0012】

動作中、デバイス110は、第1の周波数（例えば、約18kHz）から第2の周波数（例えば、約20kHz）に掃引する、例えば周波数変調連続波（FMCW）オーディオ信号を含むオーディオ信号を生成する。第1の変換器115は、対象101に向けて生成されたオーディオ信号を音105として送信する。音105の一部分は、対象の胸部103及び／または腹部102によって、反射音106として第2の変換器116に向かって反射及び／または後方散乱される。第2の変換器116は、反射音106を受信し、1つ以上の反射されたオーディオ信号へと変換する。図3～5及び6Bを参照して以下でさらに詳細に考察するように、デバイス110は、対象の胸部103及び／または腹部102の動きに対応する反射されたオーディオ信号におけるピークを検出するように構成され得る。また、図3及び図7～8Cを参照して以下でさらに詳細に考察するように、デバイス110は、検出されたピークに基づいて、対象における1つ以上の無呼吸事象（例えば、中枢性無呼吸事象、閉塞型無呼吸事象、低呼吸事象）を識別し、かつ／または曖昧さを解消するようにさらに構成され得る。いくつかの実施形態において、デバイス110はまた、慢性閉塞性肺疾患（COPD）または幼児呼吸に関連する動きに対応する対象の胸部103及び／または腹部102の動きを識別するようにも構成される。

【0013】

当業者であれば理解するように、睡眠障害及び／または他の医学的障害の識別に対する従来のアプローチには、専用の（及びしばしば高価な）医療機器を使用する、医療施設での一晚の滞在が含まれ得る。1つの従来のアプローチは、睡眠時無呼吸及び他の睡眠障害を診断するために伝統的に使用されている臨床睡眠ポリグラフ（PSG）検査である。PSGは、通常、睡眠研究室で一晩実施され、そこで訓練を受けた技術者が対象の睡眠パターンを監視する。技術者は、例えば、呼吸運動を測定するための胸部及び腹部ベルト、鼻圧変換器（nasal pressure transducer）及びサーミスタ、いびきマイク、酸素飽和度を測定するためのパルスオキシメータ、動きを検出するための各脚上の動きセンサ、顎の筋緊張を判定するためのセンサ、眼の動きを監視するためのセンサ、ならびに／または脳の活動を測定するためのEEGセンサを含む多くのセンサを対象に取り付ける。センサはすべてワイヤを使用して接続され、技術者は、睡眠持続時間を通じて、センサからのライブデータ流を監視する。

【0014】

睡眠時無呼吸の識別に使用される1つの測定基準は、無呼吸－低呼吸指数（AHI）であり、これは、睡眠時間の間に無呼吸及び低呼吸事象が発生する割合を表す。医師は、AHI値を用いて睡眠時無呼吸レベルを分類することができる。例えば、0～5の範囲のAHI値は、典型的に無呼吸ではないと分類され、5～15のAHI値は、典型的に軽度の無呼吸と分類され、15～30のAHI値は、典型的に中度の無呼吸と分類され、30以上のAHIは、典型的に重度の無呼吸と分類される。無呼吸－低呼吸指数は、以下のよう

【0015】

【数1】

$$AHI = \frac{\text{中枢性無呼吸の回数} + \text{低呼吸の回数} + \text{閉塞型無呼吸の回数}}{\text{総睡眠時間}}$$

(1)

【0016】

上記式1において、中枢性無呼吸、低呼吸、及び閉塞型無呼吸は、典型的なPSG研究の間に追跡されるパラメータに対応する。これらのパラメータを計算するために、睡眠時

間（典型的には6～8時間）の間に収集されたセンサデータは、エポック（epoch）と呼ばれる30秒の間隔に分割される。これらのエポックを分析する採点プロセスは、2つのステップを伴ってもよい。第1のステップは段階分けであり、対象が各エポックで起きているか眠っているかを識別し、眠っている場合、どの睡眠段階が存在するかを識別する。これは、EEGセンサから得られる脳の活動、ならびに顎の状態及び眼球運動センサ情報を調べることによって達成される。このステップの終わりに、各エポックは、目覚めているまたは睡眠段階のいずれかにあると記録されてもよい。第2のステップは、米国睡眠医学会（AASM）のガイドラインを用いて、中枢性無呼吸、低呼吸、及び閉塞型無呼吸事象の数を特定することを伴う。例えば、対象が、無視できないほどの持続時間、呼吸を止めたとき、中枢性無呼吸事象が起こり得る。例えば、対象の胸部運動が4%の酸素飽和度の低下を伴って30%超低下したときに、低呼吸事象が起こり得る。低呼吸は、EEGにおける3%の飽和度低下または「覚醒」（急激な周波数変化）の存在によっても判定され得る。閉塞型無呼吸事象は、例えば、対象が空気を肺に引き込むためにさらなる努力を行なうが、閉塞のために肺に到達する空気量が最小量であるときに起こり得る。

10

【0017】

当業者には理解されるように、センサデータの収集及び処理のための睡眠ポリグラフ法は、大きな労働力と時間の両方を要し得る。例えば、技術者がPSG測定に典型的に使用されるセンサを各対象に適合させるのに約1時間かかる場合がある。さらに、睡眠持続時間（例えば、8時間の睡眠持続時間）を通して、技術者はセンサを監視し続け、センサが対象の身体に適切に取り付けられたままであることを確認する場合がある。センサデータは、典型的には、睡眠時無呼吸事象を伴うすべてのエポックにタグを付けるために、手動で処理される。さらに、HSATは対象の家庭で実施されてもよいが、検査は依然として、例えば胸部及び腹部ベルト、鼻圧センサ、変換器、及びサーミスタ、EKGセンサ、パルスオキシメトリセンサ、ならびに／またはパルス動脈圧力センサを含むセンサを、対象に取り付ける必要がある。家庭での検査は、ワイヤ及びケーブルが外れることによる信号損失による高い失敗率（例えば33%）を有し得る。

20

【0018】

上記で概説したこれらの従来のアプローチとは対照的に、開示された技術は、大幅により少ない労働力を要し、時間がかからないはずである。例えば、対象の身体の少なくとも一部分（例えば、胸部、腹部）の動きを検出するための開示される技術は、対象と接触しているセンサなしで音波を使用する。したがって、開示される技術は、不適切な取り付け及び／または信号損失による試験の失敗を引き起こし得るワイヤまたはケーブルの使用を排除する。開示される技術はまた、対象が自身のベッドで眠るか、または休んでいる間に、1つ以上の医学的状態（例えば、睡眠時無呼吸、COPD）を識別する利益を提供するはずであり、比較的安価なデバイス（例えば、対象自身のスマートフォンまたは別のパーソナル電子デバイス、コンピュータ、市販のモバイルデバイスなど）を使用する。結果として、開示される技術は、全睡眠持続時間の間に、技術者が対象を監視することに関連する時間及び／または経費を削減または排除することができる。開示される技術は、単一のデバイスを介して、複数の対象の同時監視及び動き検出を可能にするはずである。

30

【0019】

いくつかの実施形態において、開示される技術はまた、対象におけるCOPDの潜在的な存在の識別にも利用され得る。当業者には理解されるように、COPDは、肺からの妨害された空気流を引き起こす慢性炎症性肺疾患である。COPDの症状には、呼吸困難、咳、痰の生成、喘鳴が含まれ得る。COPDの悪化は、患者の病態の急激な悪化を伴い、この疾患と関連した罹患率及び死亡率の主な原因であり得る。呼吸周波数の増加及び一回呼吸量の減少は、COPDの悪化の一般的な生理的特性である。開示される技術は、早期にCOPDの悪化を識別するために、リアルタイムで呼吸の周波数及び深度を評価することができる。そのような早期発見及び対応する治療は、この病態の悪化を防ぐのに役立つはずである。

40

【0020】

50

適切なシステム

以下の考察は、本技術が実施され得る好適な環境の簡単で一般的な説明を提供する。必須ではないが、本技術の態様は、汎用コンピュータによって実行されるルーチン等のコンピュータ実行可能命令の一般的な文脈で説明される。本技術の態様は、本明細書で詳細に説明されるコンピュータ実行可能命令のうちの1つ以上を実行するように具体的にプログラム、構成、または構築された専用コンピュータまたはデータプロセッサで実施され得る。本技術の態様は、通信ネットワーク（例えば、無線通信ネットワーク、有線通信ネットワーク、セルラー通信ネットワーク、インターネット、短距離無線ネットワーク（short-range radio network）（例えば、Bluetoothを介して））を介してリンクされたりリモート処理デバイスによってタスクまたはモジュールが実行される分散コンピューティング環境でも実施され得る。分散コンピューティング環境では、プログラムモジュールは、ローカル及びリモートメモリ記憶デバイスの両方に配置されてもよい。

10

【0021】

本技術の態様下のコンピュータ実行命令、データ構造、スクリーンディスプレイ、及び他のデータは、半導体メモリ、ナノテクノロジーメモリ、有機メモリもしくは光学メモリ、または他の携帯型及び／もしくは非一時的データ記憶媒体上のマイクロコードとして、磁氣的または光学的に読み取り可能なコンピュータディスクを含むコンピュータ可読記憶媒体に格納または配布され得る。いくつかの実施形態において、本技術の態様は、ある期間にわたり、インターネットまたは他のネットワーク（例えば、Bluetoothネットワーク）を介して、伝播媒体（例えば、電磁波（複数可）、音波）上の伝播信号で配信されてもよい。あるいは、任意のアナログまたはデジタルネットワーク（パケット交換、回線交換、もしくは他のスキーム）で提供されてもよい。

20

【0022】

図2は、本技術の実施形態に従って構成されたシステム210のブロック図である。システム210は、メモリ211（例えば、1つ以上のコンピュータ可読記憶モジュール、構成要素、デバイス）を含むいくつかの構成要素を含む。いくつかの実施形態において、メモリ211は、コンピュータ及び／またはモバイルデバイス（例えば、図1のデバイス110、タブレット、スマートフォン、PDA、携帯型メディアプレーヤ、または他の「市販の」のモバイルデバイス）にインストールされ、かつ／またはそれ上で動作する1つ以上のアプリケーションを含む。メモリ211は、情報（例えば、オーディオデータ、対象情報またはプロファイル、環境データ、1つ以上のセンサから収集されたデータ、メディアファイル）を格納するようにも構成され得る。プロセッサ212（例えば、1つ以上のプロセッサまたは分散処理要素）がメモリ211に結合され、そこに格納された動作及び／または命令を実行するように構成される。

30

【0023】

プロセッサに動作可能に結合されたスピーカ215（例えば、図1の第1の変換器115及び／またはスピーカ125）は、プロセッサ212及び／またはシステム210の1つ以上の他の構成要素からオーディオ信号を受信し、音（例えば、図1の音105）としてオーディオ信号を出力するように構成される。いくつかの実施形態において、スピーカ215は、モバイルデバイス（例えば、スマートフォンまたはタブレット）に配設された従来の動的ラウドスピーカを含む。いくつかの実施形態において、スピーカ215は、イヤホン変換器及び／または独立型ラウドスピーカを含む。他の実施形態において、スピーカ215は、ヒトの可聴周波数スペクトルの少なくとも一部分（例えば、約20Hz～20kHz）で音響エネルギーを出力するように構成された好適な変換器を含む。

40

【0024】

プロセッサに動作可能に結合されたマイク216（例えば、図1の第2の変換器116及び／またはマイク126）は、音を受信し、その音を1つ以上の電気オーディオ信号に変換し、その電気オーディオ信号をメモリ211及び／またはプロセッサ212に送信するように構成される。いくつかの実施形態において、マイク216は、モバイルデバイス

50

(例えば、スマートフォンまたはタブレット)内に配設されたマイクを含む。いくつかの実施形態において、マイク216は、イヤホン上、かつ／または1つ以上のイヤホンに接続されたケーブルに沿って配置される。他の実施形態において、マイク216は、ヒトの可聴スペクトルの少なくとも一部分の音響エネルギーを受信するように構成された別の好適な変換器を含む。さらに、いくつかの実施形態において、スピーカ215及びマイク216は、距離(例えば、2cm以上、約2cm~10cm、4cm~8cm、または少なくとも約6cm)で離間している。しかしながら、別の実施形態において、スピーカ215は、マイク216に直接隣接している。ある特定の実施形態において、単一の変換器が、音エネルギーを送信し、音エネルギーを受信することができる。さらなる実施形態において、スピーカ215及び／またはマイク216は、1つ以上の変換器アレイ(複数可)を形成するための1つ以上の追加の変換器を備える。変換器アレイ(複数可)は、ビーム形成されたオーディオ信号を送信及び／または受信するように構成され得る。

10

【0025】

通信構成要素213(例えば、有線通信リンク及び／または無線通信リンク(例えば、Bluetooth、Wi-Fi、赤外線及び／または別の無線の無線伝送ネットワーク(wireless radio transmission network)))は、1つ以上の通信ネットワーク(例えば、遠距離通信ネットワーク、インターネット、Wi-Fiネットワーク、ローカルエリアネットワーク、広域ネットワーク、Bluetoothネットワーク)にシステム210を通信可能に接続する。データベース214は、対象の動きの識別に使用されるデータ(例えば、対象、方程式、フィルタから取得されたオーディオ信号及びデータ)を格納するように構成される。1つ以上のセンサ217は、運動検出及び／または識別に使用するための追加のデータを提供するように構成される。1つ以上のセンサ217は、例えば、1つ以上のECGセンサ、血圧モニタ、検流計、加速度計、温度計、湿度計、血圧センサ、高度計、ジャイロ스코プ、磁力計、近接センサ、気圧計、及び／またはホール効果センサを含んでもよい。

20

【0026】

1つ以上のディスプレイ218(例えば、図1のユーザインターフェース118)は、システム210によって取得及び処理されたデータの動画出力及び／または図形表現を提供する。電源219a(例えば、建物の電力システムに接続された電力ケーブル、1つ以上の電池、及び／またはコンデンサ)は、システム210の構成要素に電力を供給する。1つ以上の電池を含む実施形態において、電源219aは、例えば、電力ケーブル、電磁誘導充電、及び／または別の好適な再充電の方法を介して、再充電するように構成されてもよい。さらに、いくつかの実施形態において、システム210は、任意選択で、1つ以上の別の構成要素219b(例えば、1つ以上のマイク、カメラ、衛星利用測位システム(GPS)センサ、近距離通信(NFC)センサ)を含む。

30

【0027】

図3~図8Cを参照して以下でさらに詳細に説明するように、システム210は、対象に向かって音を送信し、対象によって反射された音を受信するように構成される。送信及び受信された音は、対象の動きを検出し、対象における1つ以上の医学的状态(例えば、睡眠時無呼吸、COPD)を識別するために、システム210によって使用され得る。いくつかの実施形態において、例えば、メモリ211は、オーディオ信号(例えば、約18kHz~約20kHz以上を掃引するFMCWオーディオ信号)を生成し、生成されたオーディオ信号をスピーカ215に供給する命令を含む。スピーカ215は、音(例えば、1つ以上の波形を含む音響エネルギー)としてオーディオ信号を送信し、送信された音の少なくとも一部分を、スピーカ215に近接する対象(例えば、図1の対象101)に向けて方向付ける。音の一部分は、マイク216に向かって反射するか、または後方散乱し、マイクは、音を電気オーディオ信号に変換する。メモリ211は、対象の運動(例えば、対象の胸部及び／または腹部の動き)を検出するため、周期運動(例えば、呼吸運動)と非周期運動との間の曖昧さを解消するため、ならびに対象の検出された運動に基づいて、対象における1つ以上の医学的状态(例えば、無呼吸事象、COPD)を識別するため

40

50

の電気オーディオ信号を処理するための命令をさらに含み得る。いくつかの実施形態において、識別された医学的状態の表示をディスプレイ 218 に出力することができ、かつ／または通信構成要素 213 を介して医療専門家（例えば、看護師、医師）に送信することができる。ある特定の実施形態において、システム 210 は、対象についての基準呼吸情報（例えば、呼吸周波数）を決定し、基準呼吸情報を格納するように構成され得る。基準呼吸情報は、呼吸器障害を識別するために、後の呼吸測定値と比較され得る。

【0028】

好適な方法

図 3 は、本技術の実施形態に従って無呼吸事象を検出するように構成されたプロセス 300 のフロー図である。図 4 A は、本技術の実施形態に従ってプロセス 300 によって取得された運動波形の例を描写したグラフ 401 である。図 4 B は、本技術の実施形態に従って図 4 A の運動波形において検出されたピークを描写したグラフ 402 である。

【0029】

まず図 3 を参照して、プロセス 300 は、メモリ（例えば、図 2 のメモリ 211）に格納され、1 つ以上のプロセッサ（例えば、図 2 のプロセッサ 212）によって実行される命令のセットを含み得る。いくつかの実施形態において、プロセス 300 は、デバイス（例えば、図 1 のデバイス 110）に格納された 1 つ以上のスマートフォンアプリケーションを含む。プロセス 300 は、デバイス及び／または変換器が対象に近接して（例えば、対象から 1 m 離れて、対象から約 0.5 m ~ 10 m、対象から約 1 m ~ 5 m）、及び／または対象のベッド（例えば、図 1 の対象 101 のベッド 104）に近接して位置付けられた後、ブロック 305 から開始する。ブロック 305 で、プロセス 300 は、対象が眠っているかどうかを判定するために対象を監視する。いくつかの実施形態において、例えば、プロセス 300 は、対象の呼吸運動とは関係がないとプロセス 300 が判定したランダムな非周期運動を検出するために、対象の動きを監視してもよい。例えば、プロセス 300 が、所定の期間（例えば、5 分、10 分、20 分）内に非周期運動の所定の数の発生（例えば、2、3、4 回以上）を検出した場合、プロセス 300 は、所定の期間の間、対象が起きていると判定し得る。逆に、プロセス 300 が、所定の期間内に所定の数の非周期運動の所定の数の発生を検出しない場合、プロセス 300 は、対象が所定の期間全体の間眠っていると判定し得る。総じて、検出された非周期運動の所定の数の発生を含まない複数の所定の期間の合計は、セッションまたは検査中の睡眠時間の全体的な測定の基礎を形成し得る。そのような睡眠時間の全体的な測定は、例えば、上述の式 1 の分母に使用され得る。いくつかの実施形態において、プロセス 300 は、次のステップに進む前に所定の時間量（例えば、1 時間、2 時間、4 時間）待機するように構成される。

【0030】

いくつかの実施形態において、プロセス 300 は、デバイスの配向を検出することができ、この検出に基づいて、ユーザに修正動作をとるように促す。例えば、プロセス 300 は、測定デバイスの所定の面（例えば、図 1 に示すデバイス 110 の前面に向いた部分）が、対象に対して所定の配向で配向されている場合、より正確な検出を提供し得る。いくつかの実施形態において、例えば、スピーカが配置されたか、最も近接して位置付けられた測定デバイスの面を、対象に向かって配向させることが好ましい場合がある。しかしながら、スピーカ及びマイクが測定デバイスの同じ側にない実施形態において、マイクが位置付けられている測定デバイスの面が真上を向き、かつ／または実質的に対象に向けられている場合に、対象からの音声を取得することが望ましい場合がある。

【0031】

プロセス 300 は、例えば、1 つ以上の感知機構（例えば、1 つ以上のジャイロスコープ、加速度計、コンパスセンサ）を使用して、測定デバイスの配向を判定するように構成され得る。いくつかの実施形態において、例えば、1 つ以上の感知機構は、図 2 を参照して上述した 1 つ以上のセンサ 217 を含む。いくつかの実施形態において、プロセス 300 は、対象及び／または別のユーザに、判定された配向に基づいて修正動作をとるように指示する 1 つ以上の可聴表示及び／または可視表示を生成し得る。修正動作には、例えば

、対象の位置に向けて測定デバイスを移動及び／または配向することが含まれ得る。いくつかの実施形態において、プロセス300は、1つ以上の修正動作が検出されるまで続行しなくてもよい。あるいは、プロセス300において他のブロックが実行されている間に、1つ以上の可聴表示及び／または可視表示が持続してもよい。いくつかの実施形態において、プロセス300は、検出された配向に基づいて検出閾値を調整するように構成され得る。

【0032】

ブロック310で、プロセス300は、1つ以上のオーディオ信号を生成する。いくつかの実施形態において、オーディオ信号は、第1の周波数から第2のより高い周波数に直線的に掃引する複数の掃引オーディオ信号または「チャープ」を含む鋸歯状波形を有するFMCW信号を含む。いくつかの実施形態において、チャープは、第1の可聴周波数（例えば、約18kHz）から第2の可聴周波数（例えば、20kHz以上）に掃引する。当業者には理解されるように、典型的なヒトの耳の周波数スペクトルは20Hzから約20kHzの範囲であり、多くの変換器はこのスペクトルにわたって再生するように構成されている。しかしながら、ヒトが老化するにつれて、典型的な成人の場合、約18kHzよりも高い周波数を有する音が事実上聞き取れないように、より高い周波数に対する耳の感度が典型的に低下する。したがって、約18kHz以上の周波数を有するように第1の可聴周波数及び第2の可聴周波数を選択することは、睡眠している大部分の成人を邪魔しない一方で、ヒトの可聴周波数範囲超で再生するように構成された従来のラウドスピーカを通じて音を伝送することを可能にする。他の実施形態において、チャープは、第1の可聴周波数（例えば、18kHz）から第2の不可聴周波数（例えば、約20kHz超かつ約48kHz未満の周波数、約22kHz～44kHzの周波数）に掃引する。さらなる実施形態において、チャープは、ヒトの可聴範囲外の2つの周波数の間（例えば、約20kHz超～約48kHz未満）で掃引する。さらに、いくつかの実施形態において、プロセス300は、正弦波形、三角波形、及び／または方形波形を有するFMCW信号を含むオーディオ信号を生成する。他の実施形態において、プロセス300は、パルス変調波形を含むオーディオ信号を生成する。いくつかの実施形態において、プロセス300は、別の適切な変調方法を使用してオーディオ信号を生成する。

【0033】

ブロック320で、プロセス300は、オーディオ信号を音響エネルギー（例えば、図1の音105）に変換するように構成され、かつ音響エネルギーの少なくとも一部分を対象に向けて方向付けるようにさらに構成された変換器（例えば、図1の第1の変換器115及び／または図2のスピーカ215）に、生成したオーディオ信号を提供する。ブロック330で、プロセス300は、マイク（例えば、図1の第2の変換器116及び／もしくは図2のマイク216）または別の変換器からエコーデータを取得する。取得されたエコーデータは、対象に向けて送信され、マイクに向かって反射または後方散乱され、マイクによって電気信号に変換された音の一部分に対応するデータを含む。

【0034】

ここで図3、図4A、及び図4Bと一緒に参照すると、ブロック340で、プロセス300は、エコーデータを用いて運動波形を構築する。プロセス300は、生成されたオーディオ信号及び受信されたエコーデータを分析し、それらの間の対象の身体の一部（例えば、対象の胸部及び／または腹部）の動きを示す周波数シフトを検出する。図5A、図5B、及び図6を参照して以下でさらに詳細に説明するように、周波数シフトを使用して時間の関数として運動波形を生成することができる。ブロック340でプロセス300によって構築された運動波形の一例を、図4Aのグラフ401に示す。グラフ401は、複数のピーク444及び複数の谷またはゼロ446を有する運動波形440を含む。

【0035】

ブロック350で、プロセス300は、図4Aの波形440におけるピーク444のうちの1つ以上を検出する。図4Bのグラフ402は、プロセス300によって検出されたピーク444の一例を示す。運動波形の構築及び波形におけるピークの検出のさらなる態

様は、図 6 を参照して以下に記載される。

【0036】

ブロック 360 で、プロセス 300 は、運動波形（例えば、図 4 A の波形 440）において検出されたピーク（例えば、図 4 A 及び図 4 B のピーク 444）を分析して、1 つ以上の睡眠時無呼吸事象を識別する。例えば、波形における特定のピークの振幅が所定の閾値振幅以下である場合、プロセス 300 は、特定のピークが対象における低呼吸事象に対応すると判定してもよい。例えば、波形における連続するピークが所定の時間（例えば、10 秒以上）離れている場合、プロセス 300 は、ピーク分離が中枢性無呼吸事象に対応すると判定してもよい。さらに、プロセス 300 が連続ピーク間の振幅において急激な上昇または所定の増加（例えば 50 %）を検出した場合、プロセス 300 は、ピーク増加が閉塞型無呼吸事象に対応すると判定してもよい。

10

【0037】

いくつかの実施形態において、プロセス 300 は、検出されたピークの周波数を所定の呼吸周波数（例えば、患者の呼吸周波数の事前測定値）と比較してもよい。プロセス 300 は、検出されたピークの周波数が、所定の呼吸周波数の所定のパーセンテージ（例えば、約 105 % ~ 約 125 %、または約 115 %）以上である場合、対象における COPD 悪化の可能性のある存在をさらに判定してもよい。いくつかの実施形態において、所定の呼吸周波数は、一般に、睡眠測定のための所定の時間（例えば、睡眠測定の最初の 30 分）等の、検査の第 1 の部分または持続時間で決定された測定された呼吸周波数に対応する。プロセス 300 は、測定された呼吸周波数を対象の基準呼吸周波数として使用し得る。しかしながら、他の実施形態において、プロセス 300 は、他の所定のパーセンテージ（例えば、約 130 % 以上）及び／または他の所定の時間（例えば、約 15 分 ~ 約 30 分、約 30 分 ~ 約 60 分、約 60 分 ~ 約 120 分）を使用してもよい。

20

【0038】

ブロック 370 で、プロセス 300 は、無呼吸事象のうちの 1 つ以上の表示を出力する。いくつかの実施形態において、例えば、プロセス 300 は、メモリまたはデータベース（例えば、図 2 のメモリ 211 及び／またはデータベース 214）に無呼吸事象の 1 つ以上の表示を格納してもよい。いくつかの実施形態において、プロセス 300 は、1 つ以上の無呼吸事象の表示をディスプレイ（例えば、図 1 のユーザインターフェース 118 及び／または図 2 のディスプレイ 218）に出力してもよい。

30

【0039】

図 5 A は、従来技術に従った従来のデータ取得アプローチを描写しているグラフ 501 である。図 5 B は、本技術の実施形態に従ってデータを取得する方法を描写しているグラフ 502 である。まず図 5 A を参照して、グラフ 501 は、複数の送信信号 548 及び複数の対応する受信信号 549 を含む。高速フーリエ変換（FFT）が、各送信／受信サイクルごとに計算される。

【0040】

次に図 5 B を参照して、グラフ 502 は、複数の送信信号 550（個別に第 1 の送信信号 550 a、第 2 の送信信号 550 b、及び第 n の送信信号 550 n と識別される）、ならびに複数の対応する反射信号 552（個別に第 1 の反射信号 552 a、第 2 の反射信号 552 b、及び第 n の反射信号 552 n と識別される）を含む。複数の送信信号 552 は、時間 T_{sweep} （例えば、約 5 ミリ秒 ~ 約 15 ミリ秒、約 10 ミリ秒 ~ 約 11 ミリ秒、または約 10.75 ミリ秒）にわたって、第 1 の周波数 f_0 （例えば 18 kHz）と第 2 のより高い周波数 f_1 （例えば 20 kHz 以上）との間で線形掃引する FMCW 信号を含む。

40

【0041】

個々の送信信号 550 は、ラウドスピーカ（例えば、図 1 の第 1 の変換器 115）から発せられ、反射信号のうちの対応する 1 つが、マイク（例えば、図 2 の第 2 の変換器 116）時間で受信される。例えば、第 1 の送信信号 550 a はラウドスピーカから発せられ、対応する第 1 の反射信号 552 a は、時間遅延 Δt 後に受信される。時間遅延 Δt は次

50

の式で得られ、

【0042】

【数2】

$$\Delta t = \frac{2d}{V_{\text{sound}}} \quad (2)$$

【0043】

式中、 d はラウドスピーカと対象との間の距離であり、 V_{sound} （すなわち、海面位で約340m/秒）である。送信周波数は、遅れずに直線的に増加するため、

反射信号における時間遅延は、送信信号と比較して周波数シフトに変換される。個々の送信信号と、対応する反射信号との間の周波数シフト Δf は、以下によって得られる。

【0044】

【数3】

$$\Delta f = \frac{f_1 - f_0}{T_{\text{sweep}}} \Delta t \quad (3)$$

【0045】

複数の反射体が受信機から異なる距離にあると、これらの反射は、信号における異なる周波数シフトに変換される。FMCW受信機は、1つ以上のチャープ持続時間にわたってフーリエ変換を実行することによって、これらの周波数シフトのすべてを抽出する（または、反射信号を復調する）ことができる。チャープ持続時間 T_{sweep} は、動作距離（例えば、図1の距離 D ）内のすべての点からの反射が、好ましくはチャープが終了する前に到着し始めるように選択される。1つの特定の実施形態において、例えば、動作距離は約1メートルであり、 T_{sweep} 10.75ミリ秒のチャープ持続時間が選択される。呼吸の行為は、時間の関数としてフーリエ変換の対応するビンを監視することによって捕捉され得る、胸部及び腹部の微小な動きを生成する。しかしながら、1つの課題は、呼吸運動が比較的小さく、したがって、非常に小さい周波数シフトを引き起こし得ることである。例えば、2cmの呼吸変位は、11.7Hzの周波数シフトをもたらし得る。340m/秒の音速を考慮すると、48kHzのサンプリングレートは1つのサンプル当たり0.71cmの分解能に変換される。さらに、10.7ミリ秒のチャープ持続時間は512個のサンプルに対応する。18~20kHzのFMCWチャープでは、各サンプルは3.9Hzの周波数シフトに対応する。したがって、0.71cmの変位は、周波数領域における3.9Hzの変化に変換され得る。結果的に、2cmの呼吸運動は、11.7Hzの周波数シフトを生成し得る。

【0046】

1mの距離で、かつ10.75ミリ秒のチャープ持続時間では、各FFTビンの幅は93.75Hzであり、これは、呼吸によって生成された周波数シフトよりもはるかに大きいため、11.7Hzの周波数シフトは、課題を提示し得る。呼吸運動によって生成された微小な周波数シフトを抽出するために、FFTが、図5Bに示されるように、整数のチャープ持続時間にわたって計算される。これは、例えば図5Aに示すように、単一のFMCWチャープの持続時間にわたってフーリエ変換を計算する従来のFMCW受信機とは対照的である。N個のチャープにわたるFFTの計算は、各FFTビンの幅をN倍減少させる。一実施形態において、10個のチャープにわたって計算されたFFTは、9.37HzのFFTビン幅をもたらし、これは、呼吸運動によって生じる11.7Hzの周波数シフトの捕捉を可能にする。

【0047】

図6は、本技術の一実施形態に従って運動を識別するように構成されたプロセス600のフロー図である。プロセス600は、ブロック610から開始し、図5Bを参照して上述した複数の送信/受信サイクルを監視する。プロセス600は、複数の反射信号（例えば、図5の反射信号552）を受信し、チャープまたは送信/受信サイクルの所定の数N

10

20

30

40

50

(例えば、5、10、20、40、50)にわたる複数の一次周波数変換を計算する。当業者であれば理解するように、周波数変換は、第1の領域(例えば、時間領域)から周波数領域へ信号を変換及び／または復調する。ブロック610でプロセス600によって計算された一次変換は、複数の周波数ビンにおける反射信号の周波数スペクトルを表す。各ビンは、反射信号の周波数スペクトルの離散部分(例えば、約1Hz～約100Hz、約5Hz～約50Hz、約8Hz～約12Hz、約9Hz～約10Hz)を表す。いくつかの実施形態において、例えば、プロセス600は、プロセス600によって受信された一連の10個の反射信号ごとに複数の5120ポイントFFTを計算する。1つの特定の実施形態において、例えば、一次変換の各ビンは、約9.37Hzの帯域幅を有する。

【0048】

ブロック620において、プロセス600は、所定の持続時間(例えば、5秒、10秒、30秒、60秒、5分、10分)にわたってブロック610で計算された各一次変換の個々のビンの二次周波数変換(例えば、FFT)を計算する。プロセス600が最初にブロック620に進むと、指標値mは1に設定される。したがって、プロセス600は、時間の関数として複数の一次変換の第1ビンのFFTを実行する。いくつかの実施形態において、例えば、プロセス600は、30秒間の期間にわたって、複数の一次変換の第1ビンの24,000ポイントのFFTを計算する。

【0049】

決定ブロック630において、プロセス600は、ブロック620で計算された二次変換を分析して、第2の変換が呼吸周波数に関連する1つ以上のピークを含むかどうかを判定する。いくつかの実施形態において、例えば、プロセス600は、ブロック620からの二次変換を分析して、典型的なヒトの呼吸周波数を含む範囲である約0.1Hz～約0.5Hz(例えば、約0.2Hz～約0.3Hz)で何らかのピークが検出されたかどうかを判定する。これらの周波数値またはその近くでピークが検出されない場合、プロセス600はブロック620に戻り、指標値mに1を加算する(すなわちm+1)。プロセス600は、ブロック620で、所定の時間にわたり、一次変換の次のビンmにおける新たな二次変換を計算する。プロセス600は、プロセス600が呼吸周波数に対応するピークを検出するまで、及び／またはmの所定の値(例えば、58、60、100、200)に達するまで、二次変換を反復的に計算し続ける。プロセス600が約0.1Hz～約0.5Hzでピークを検出した場合、プロセス600は、ピークが検出されたビン番号に対応する指数mを m_{peak} として格納し、ブロック640に進む。

【0050】

ブロック640において、プロセス600は、反射されたオーディオ信号から運動データを抽出する。いくつかの実施形態において、プロセス600は、反射されたオーディオの複数の一次変換を計算し続け、一次変換のビン m_{peak} の二次変換を時間の関数として計算する。プロセス600はまた、ブロック640でプロセス600によって得られた m_{peak} 指数を使用して、測定デバイス(例えば、図1のデバイス110)と対象との間の距離Dを計算することもできる。例えば、各ビンの帯域幅が約9.37Hzである場合、ブロック630で得られたビン指数 m_{peak} は58であり(すなわち、呼吸運動がブロック610の一次変換の第58のビンで検出された)、対象の動きによって生じた得られた周波数シフトは、約1,087Hz($9.37\text{Hz} \times 58 \times 2$)である。上記の式2を使用して、時間遅延を約5.8ミリ秒として得ることができ、これは対象から約1mの距離に相当する。

【0051】

ブロック650で、プロセス600は、ブロック640で計算された二次変換を使用して、時間の関数として対象の胸部及び／または腹部の動きの運動波形(例えば、図4Aの運動波形440)を構築する。ブロック660で、プロセス600は終了する。

【0052】

図7は、本技術の一実施形態に従って無呼吸事象を識別するように構成されたプロセス700のフロー図である。ブロック710で、プロセスは運動波形(例えば、図4Aの運

10

20

30

40

50

動波形 440 で検出されたピーク 444) のピークを分析する。いくつかの実施形態において、プロセス 700 は、検出されたピークの 1 つ以上に対応する対象の姿勢（例えば、仰臥位、腹臥位、非腹臥位、座位、横臥）を判定するように構成される。プロセス 700 は、例えば、測定デバイス（例えば、図 1 のデバイス 110）と対象との間の距離（例えば、図 1 の距離 D）及び／または配向を監視するように構成され得る。ある特定の実施形態において、例えば、プロセス 700 は、運動波形の 1 つ以上の非周期的部分を検出することができる。プロセス 700 は、対象の運動波形の 1 つ以上の検出された非周期的部分を、1 つ以上の非呼吸運動（例えば、寝返り、上体起こし）と関連付けることができる。例えば、対象が体の一方の側から他方の側に転がった場合、結果として生じる運動波形は、わずかに異なる距離から届き得る。運動及び呼吸信号が出現する距離を追跡することによって、プロセス 700 は、対象の配向を判定することができる。プロセス 700 は、対象の配向情報を用いて、対象における位置的な睡眠時無呼吸を検出するようにさらに構成され得る。いくつかの実施形態において、プロセス 700 は、例えば、仰臥位（すなわち、対象は、顔が概ね上向きかもしくはベッドから離れた状態で寝ている）の睡眠時無呼吸、腹臥位（すなわち、対象は、顔が概ね下に向いているかもしくはベッドに向いている状態で寝ている）の睡眠時無呼吸、ならびに／または別の位置もしくは姿勢にある睡眠時無呼吸を区別するように構成され得る。いくつかの実施形態において、ブロック 710 でプロセス 700 によって判定された位置情報は、以下に説明する後続のブロックで使用され得る。さらなる実施形態において、プロセス 700 は、プロセス 700 の 1 つ以上の他のブロックで測定デバイスに対する対象の位置または配向を判定し得る。

10

20

【0053】

判定ブロック 720 で、プロセス 700 は、所定の持続時間（例えば、約 5 秒～60 秒、または約 10 秒）にわたって、運動波形における 1 つ以上のピークが所定の閾値（例えば、運動波形における他のピークよりも 30 % 小さい振幅）よりも小さいかどうかを判定する。プロセス 700 が、複数のピークが所定の時間にわたり所定の閾値よりも小さい運動波形内にあるかどうかを判定する場合、プロセス 700 は、ブロック 725 で低呼吸事象の表示を出力する。さもなければ、プロセス 700 は、ブロック 730 に進む。

【0054】

ブロック 730 で、プロセス 700 は、運動波形における連続するピークが、所定の閾値時間（例えば、10 秒）より長い持続時間離れているかどうかを判定する。プロセス 700 が、運動波形において所定の閾値時間以上離れた連続するピークを検出した場合、プロセス 700 は、ブロック 735 で中枢性無呼吸事象の表示を出力する。さもなければ、プロセス 700 は、ブロック 740 に進む。

30

【0055】

決定ブロック 740 で、プロセス 700 は、運動波形における連続するピークが、第 1 のピークと、第 2 のピークの振幅が第 1 のピークの振幅よりも所定のパーセンテージ（例えば、30 %、40 %、50 %、60 %、70 %、80 %、90 %、100 % またはそれ以上）大きい次に来る第 2 のピークと、を含むかどうか判定する。プロセスが、運動波形において、第 1 のピークの所定のパーセンテージより大きい振幅を第 2 のピークが有する連続するピークを検出した場合、プロセス 700 は、ブロック 745 で閉塞型無呼吸事象の表示を出力する。いくつかの実施形態において、プロセス 700 は、代わりに、第 1 のピークと、第 2 のピークが第 1 のピークよりも所定のパーセンテージ（例えば、30 %、40 %、50 %、60 %、70 %、80 %、90 %）小さい次に来る第 2 のピークと、を検出してもよい。判定ブロック 750 で、プロセス 700 は、運動波形に追加のピークがあるかどうかを判定する。運動波形に追加のピークがある場合、プロセス 700 はブロック 710 に戻る。さもなければ、プロセス 700 は、ブロック 760 に進む。

40

【0056】

図 8A～8C は、本技術の実施形態に従って、プロセス 700（図 7）によって識別され得る無呼吸／低呼吸事象の例を示す。例えば、図 8A は、図 7 のブロック 730 を参照して上に記載される中枢性無呼吸事象の一例を描写するグラフ 801 である。胸部運動波

50

形 8 4 0 a は、所定の中枢性無呼吸閾値時間（例えば、約 1 0 秒）よりも長い時間 T_1 （例えば約 1 5 秒）離れた一对の連続するピーク 8 4 4 a 及び 8 4 4 b を含む。

【 0 0 5 7 】

図 8 B は、図 7 のブロック 7 2 0 を参照して上に記載される低呼吸事象の一例を描写するグラフ 8 0 2 である。運動波形 8 4 0 b は、第 1 のピーク 8 4 5 a、第 2 のピーク 8 4 5 b、及び第 3 のピーク 8 4 5 c を含む複数のピークを含む。第 1 のピーク 8 4 5 a 及び第 2 のピーク 8 4 5 b は、波形 8 4 0 b に、所定の持続時間 T_2 （例えば、約 3 5 秒）の間、所定の閾値振幅よりも小さい（例えば、ピーク 8 4 5 c の振幅よりも 3 0 % 小さい）振幅を有する複数のピークを含む。

【 0 0 5 8 】

図 8 C は、図 7 のブロック 7 4 0 を参照して上に記載される閉塞型無呼吸事象の一例を描写するグラフ 8 0 3 である。運動波形 8 4 0 c は、第 1 のピーク 8 4 6 a 及び第 2 のピーク 8 4 6 b を含む複数のピークを含む。第 2 のピーク 8 4 6 b は、第 1 のピーク 8 4 6 a、または波形 8 4 0 c における第 2 のピーク 8 4 6 b の時間 T_3 前、及び／もしくは第 2 のピーク 8 4 6 b の時間 T_4 後の任意の他のピークより ΔL （例えば、4 0 %、5 0 %、7 5 %）大きい振幅を有する。

【 0 0 5 9 】

本開示は、以下の例のうちの 1 つ以上によって定義され得る。

1. 対象における睡眠時無呼吸事象を識別するためにデバイスを動作させる方法であって、

デバイス上の第 1 の変換器を使用して、対象に向けて音エネルギーを送信することであって、変換器は、2 0 k H z 未満の周波数を含む周波数の範囲にわたって音エネルギーを生成するように構成される、送信することと、

デバイス上の第 2 の変換器を使用して、送信された音エネルギーに対応する対象からのエコーを受信することであって、第 2 の変換器は、受信されたエコーに対応する電気信号を生成するように構成される、受信することと、

電気信号を使用して波形を生成することと、波形における複数のピークを検出することであって、個々のピークが対応する振幅及び周波数を有し、さらに個々のピークが対象の呼吸運動を示す、検出することと、

所定の閾値時間を超える、波形における連続する個々のピーク間の時間の各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することと、を含む方法。

2. 音エネルギーの送信は、第 1 の変換器から複数のオーディオチャープ（audio chirp）を発することを含み、個々のオーディオチャープは、所定の持続時間にわたり第 1 の周波数から第 2 のより高い周波数に直線的に掃引する、実施例 1 に記載の方法。

3. 第 1 の周波数は約 1 8 k H z であり、第 2 の周波数は 2 0 k H z 以上である、実施例 2 に記載の方法。

4. 複数のオーディオチャープの少なくとも一部分は、第 1 の変換器から発せられた、周波数変調連続波音信号を含む、実施例 2 または 3 に記載の方法。

5. 波形の生成は、個々のチャープの所定の持続時間よりも長い時間にわたって発せられたオーディオチャープ及び対応する受信されたエコーのフーリエ変換を実行することを含む、実施例 2 ～ 4 のいずれか一項に記載の方法。

6. 時間は、個々のチャープの所定の持続時間のおおよそ 1 0 倍以上である、実施例 5 に記載の方法。

7. 複数の送信／受信サイクルについて、送信及び受信を反復することをさらに含み、波形の生成は、複数の送信／受信サイクルの各々について、送信された音エネルギーと対応する受信されたエコーとの間の複数の周波数シフトを判定することをさらに含む、実施例 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の方法。

8. 波形の生成は、約 1 8 k H z 未満の周波数を有する信号を濾波することを含む、実施例 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の方法。

10

20

30

40

50

9. 所定の閾値振幅以下の振幅及び期間を有する波形における個々のピークの各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することをさらに含む、実施例1～8のいずれか一項に記載の方法。

10. 波形における連続する個々のピークの振幅の50%以上の増加の各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することをさらに含む、実施例9に記載の方法。

11. 対象の無呼吸－低呼吸指数を出力することをさらに含む、対象の無呼吸－低呼吸指数の出力は、対象の睡眠サイクルの間の睡眠時無呼吸事象の総数と対象の睡眠サイクルの持続時間との比を決定することを含む、実施例10に記載の方法。

12. 音エネルギーの送信は、第1の変換器と第2の変換器との間の距離の半分より大きい波長を有する音エネルギーを送信することを含む、実施例1～11のいずれか一項に記載の方法。

10

13. 電子デバイスに近接する対象の動きを監視するための電子デバイスを動作させる方法であって、

電子デバイスに動作可能に結合されたラウドスピーカから対象に向かって、複数のオーディオ掃引信号を発することであって、個々のオーディオ掃引信号は、所定の持続時間にわたって、20kHz未満の第1の周波数から第2のより高い周波数に直線的に掃引する、発することと、

電子デバイスに動作可能に結合されたマイクでオーディオデータを取得することであって、オーディオデータは、マイクに向かって対象によって後方散乱された個々のオーディオ掃引信号に対応するエコー信号を含む、取得することと、

20

発せられたオーディオ掃引信号及び取得されたオーディオデータを処理して、運動波形を生成することと、運動波形における1つ以上のピークを検出することであって、個々のピークは対象の動きを示す、検出することと、

検出されたピークのうちの1つ以上に基づいて、対象の動きの表示を出力することと、を含む、方法。

14. 第1の周波数は約18kHzであり、第2の周波数は20kHz以上であり、さらに複数のオーディオ掃引信号の少なくとも一部分は、周波数変調連続波音信号を含む、実施例13に記載の方法。

15. 処理は、

発せられたオーディオ掃引信号及びエコー信号の複数の周波数領域表現を計算することであって、周波数領域表現は、個々のオーディオ掃引信号の所定の持続時間の所定の倍数の時間続く期間にわたって計算される、計算することと、

30

第1の周波数に対する、個々の周波数領域表現における周波数シフトを判定することと、をさらに含む、実施例13または14に記載の方法。

16. 個々のピークは、対象の胸部及び／または腹部の動きを示し、個々のピークは、対応する振幅を有し、対象の動きの表示の出力は、所定の閾値時間を超える、運動波形における連続する個々のピーク間の時間の各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することをさらに含む、実施例13～15のいずれか一項に記載の方法。

17. 対象の動きの表示の出力は、所定の閾値振幅以下の振幅を有する波形における個々のピークの各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することをさらに含む、実施例16に記載の方法。

40

18. 対象の動きの表示の出力は、波形における連続する個々のピークの振幅の50%以上の増加の各発生について、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することをさらに含む、実施例16または17に記載の方法。

19. 検出されたピークの周波数を、所定の呼吸周波数と比較することをさらに含む、対象の動きの表示の出力は、検出されたピークの周波数が所定の呼吸周波数の115%以上である場合、対象における慢性閉塞性肺疾患が存在する可能性の表示を出力することをさらに含む、実施例13～18のいずれか一項に記載の方法。

20. 対象における睡眠時無呼吸事象の表示を出力するための動作を実行するように実行可能なコンピュータ使用可能プログラムコードを格納する非一時的コンピュータ可読記

50

憶媒体を備えるコンピュータプログラム製品であって、動作は、

モバイルデバイスに動作可能に結合された第1の変換器に複数のチャープ信号を送信することであって、個々のチャープ信号は、所定の持続時間にわたって、20kHz未満の第1の周波数から第2のより高い周波数に直線的に掃引する、送信することと、

モバイルデバイスに動作可能に結合された第2の変換器からエコーデータを取得することであって、エコーデータは、第2の変換器に向けて対象によって反射された個々のチャープ信号に対応するデータを含む、取得することと、

取得されたエコーデータを復調して、対象の呼吸運動を示す運動信号を得ることと、

運動信号における1つ以上の振幅ピークを検出することと、

運動信号における連続する個々の振幅ピーク間の時間が所定の閾値時間を超えた場合、睡眠時無呼吸事象の表示を出力することと、を含む、コンピュータプログラム製品。

10

21. 動作は、所定の数の送信／取得サイクルについて、送信及び取得を反復することをさらに含み、取得されたエコーデータの復調は、所定の数の送信／取得サイクルの単一フーリエ変換を実行することを含む、実施例20に記載のコンピュータプログラム製品。

【0060】

本技術の実施形態の上記の詳細な説明は、網羅的であるか、または本技術を上に開示されるまさにその形態に限定することを意図しない。本技術の特定の実施形態及び実施例は、例示的目的のために上に記載されているが、当業者が認識するように、本技術の範囲内で様々な同等な変更が可能である。例えば、ステップが所定の順序で提示されている一方で、代替実施形態は異なる順序でステップを実行してもよい。本明細書に記載される様々な実施形態は、広範囲のヒトの生理的挙動及び病気に適用可能なさらなる実施形態を提供するために組み合わせることもできる。

20

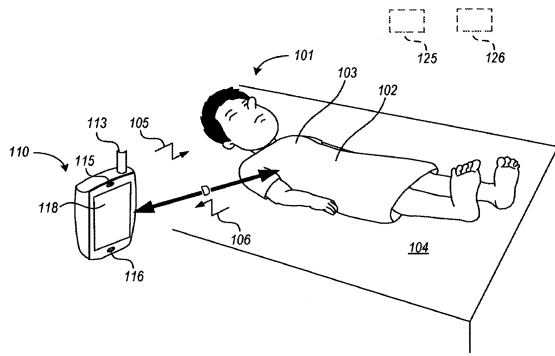
【0061】

さらに、「または」という単語が、2つ以上の項目のリストに関して他の項目とは排他的な単一の項目のみを意味するように明示的に限定されない限り、そのようなリストにおける「または」の使用は、(a) リスト内の単一の項目、(b) リスト内のすべての項目、または(c) リスト内の項目の任意の組み合わせを含むと解釈される。文脈が許す限り、単数形または複数形の用語は、それぞれ複数形または単数形も含み得る。さらに、用語「含む」という用語は、任意のより多い数の同じ特徴及び／またはさらなる種類の他の特徴が除外されないような、少なくとも列挙された特徴(複数可)を含むことを意味するように全体を通して使用される。特定の実施形態が例示の目的のために本明細書に記載されるが、本技術から逸脱することなく様々な変更が行われ得ることも理解されよう。さらに、本技術のある特定の実施形態に関連する利点が、それらの実施形態の文脈で記載されている一方で、他の実施形態もそのような利点を呈し得、必ずしもすべての実施形態が本技術の範囲内に入るような利点を呈する必要はない。したがって、本開示及び関連技術は、本明細書に明示的に示されていないかまたは記載されていない他の実施形態を包含し得る。

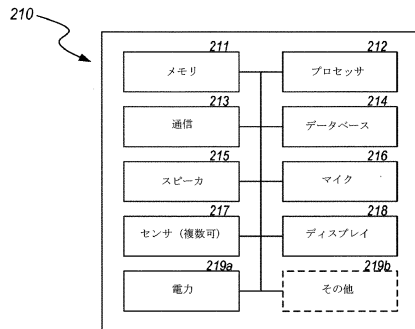
30

。

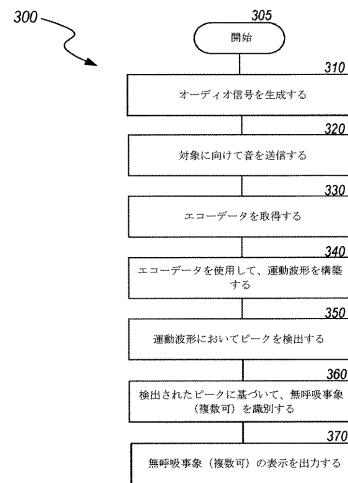
【図 1】



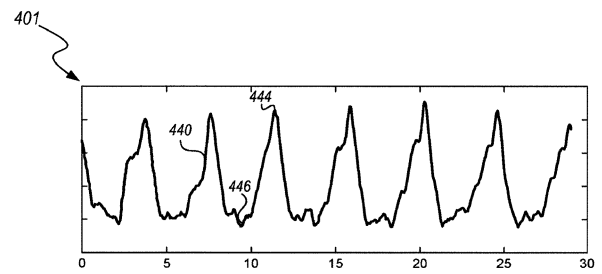
【図 2】



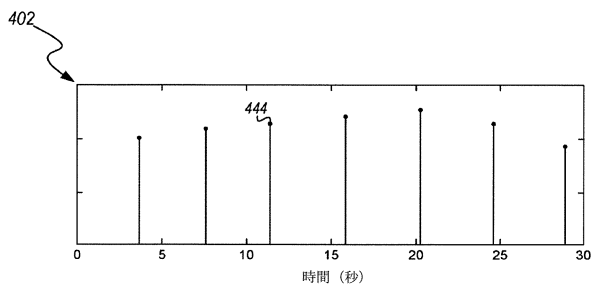
【図 3】



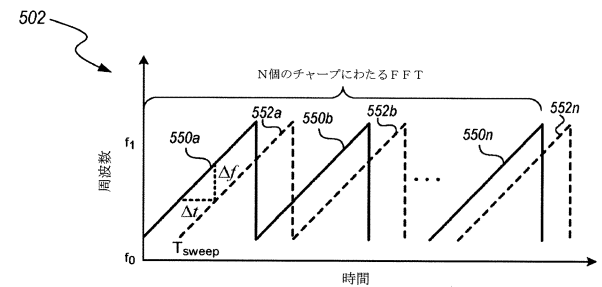
【図 4 A】



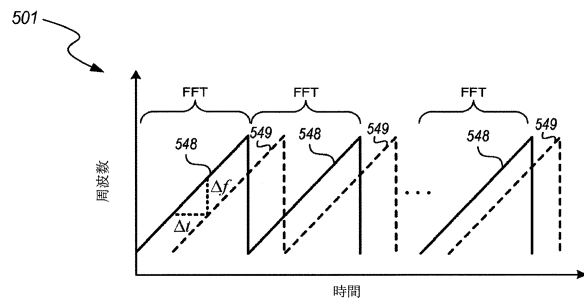
【図 4 B】



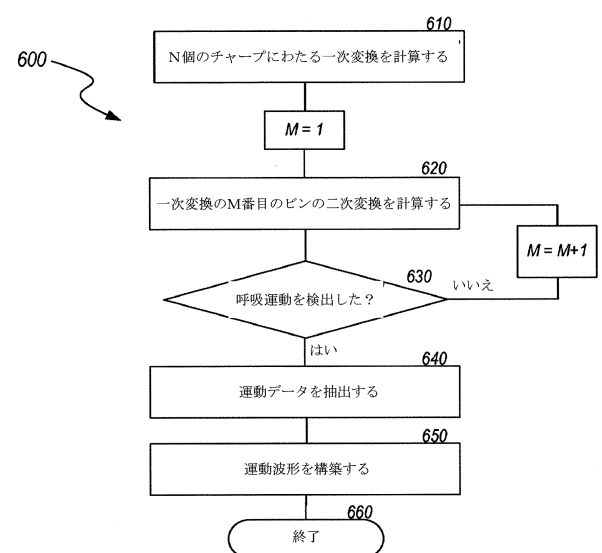
【図 5 B】



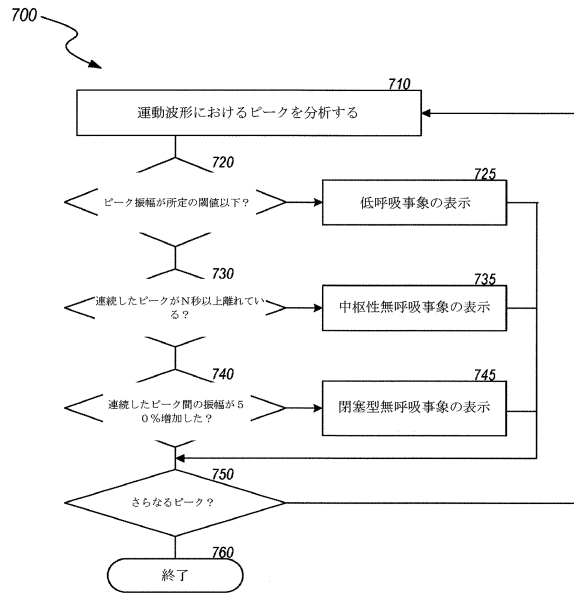
【図 5 A】



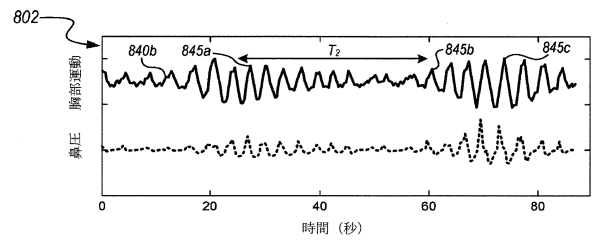
【図 6】



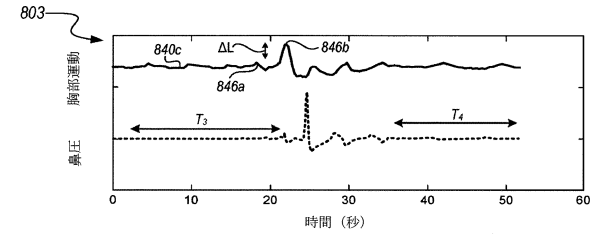
【図 7】



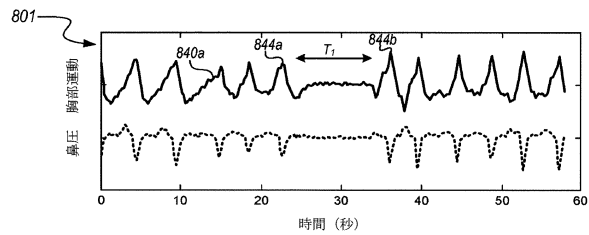
【図 8 B】



【図 8 C】



【図 8 A】



フロントページの続き

- (72)発明者 ラジャラクスマ ナンダクマル
アメリカ合衆国 98105-4608 ワシントン州 シアトル 11 アベニュー ノースイ
ースト 4311 スイート 500
- (72)発明者 ナサニエル エフ. ワトソン
アメリカ合衆国 98105-4608 ワシントン州 シアトル 11 アベニュー ノースイ
ースト 4311 スイート 500

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2013-072865 (JP, A)
特表2009-538720 (JP, A)
特表2013-543741 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/11 - 5/113
A61B 5/08