

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7654693号
(P7654693)

(45)発行日 令和7年4月1日(2025.4.1)

(24)登録日 令和7年3月24日(2025.3.24)

(51)国際特許分類		F I	
A 6 1 M	16/00 (2006.01)	A 6 1 M	16/00 3 7 0 Z
A 6 1 B	5/08 (2006.01)	A 6 1 B	5/08
A 6 1 B	5/00 (2006.01)	A 6 1 B	5/00 1 0 2 A
A 6 1 B	5/16 (2006.01)	A 6 1 B	5/16 1 3 0
A 6 1 M	16/06 (2006.01)	A 6 1 M	16/06 A
		請求項の数	38 (全61頁) 最終頁に続く
(21)出願番号	特願2022-575861(P2022-575861)	(73)特許権者	522102697
(86)(22)出願日	令和3年6月7日(2021.6.7)		レズメド センサー テクノロジーズ リ
(65)公表番号	特表2023-529912(P2023-529912 A)		ミテッド
(43)公表日	令和5年7月12日(2023.7.12)		アイルランド ディー１８ ティー６ティ
(86)国際出願番号	PCT/IB2021/054999		ー７ ダブリン、サンディフォード アー
(87)国際公開番号	WO2021/250553	(74)代理人	110001519
(87)国際公開日	令和3年12月16日(2021.12.16)		弁理士法人太陽国際特許事務所
審査請求日	令和6年6月7日(2024.6.7)	(72)発明者	ライアン、グレイム アレクサンダー
(31)優先権主張番号	63/036,303		アイルランド ディー１８ ティー６ティ
(32)優先日	令和2年6月8日(2020.6.8)		ー７ ダブリン、サンディフォード アー
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		クル ロード、３ テルミニ レズメド セ
(31)優先権主張番号	63/108,161	(72)発明者	センサー テクノロジーズ リミテッド 内
(32)優先日	令和2年10月30日(2020.10.30)		タイロン、ロクサーナ
最終頁に続く			アイルランド ディー１８ ティー６ティ
		最終頁に続く	

(54)【発明の名称】 ユーザインタフェースを分類及び／又は特徴付けるためのシステム及び方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

音発出手段によって発出され、導管及びユーザインタフェースを通して移動する音響信号の音響反射に関連付けられた音響データを生成するステップであって、前記音響反射は、前記音響信号が前記ユーザインタフェースの１つ以上の特徴に接触することで引き起こされ、音響センサによって検出され、前記導管を介して呼吸治療装置に結合された前記ユーザインタフェースの前記１つ以上の特徴を少なくとも部分的に示すステップと、

前記生成された音響データを分析するステップであって、

前記分析することは、前記生成された音響データのデコンボリューションを計算することを含み、

前記生成された音響データのデコンボリューションを計算することは、前記生成された音響データのケプストラムを計算することを含み、

前記分析することは、前記ケプストラムの信号の変化率を決定するために前記ケプストラムの導関数を計算することをさらに含み、

前記分析することは、前記ユーザインタフェースの前記１つ以上の特徴のうちの少なくとも１つの特徴に少なくとも部分的に基づいて、前記生成された音響データをウィンドウ化処理することを含むステップと、

前記分析された音響データに少なくとも部分的に基づいて、前記ユーザインタフェースを特徴付けるステップと、を含む、方法。

【請求項２】

前述した前記生成された音響データをウィンドウ化処理することは、前記生成された音響データ内の基準点を決定することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記基準点は、前記導管及びユーザインタフェースによって少なくとも部分的に形成される経路上の、前記生成された音響データのデコンボリューションの所定の区間内の最小点であるか、または、最大点である、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記基準点は、前記生成された音響データのデコンボリューションの前記所定の区間に対応する、前記導管及び前記ユーザインタフェースによって少なくとも部分的に形成される前記経路に沿った前記 1 つ以上の特徴の位置に対応する、請求項 3 に記載の方法。

10

【請求項 5】

前記 1 つ以上の特徴が音響インピーダンスの変化を引き起こし、

前記音響インピーダンスの前記変化は、少なくとも部分的に、(i) 前記ユーザインタフェース、(i i) 前記導管と前記ユーザインタフェースの接合部、又は (i i i) これらの組み合わせでの前記経路の狭まり、または広がりに基づく、

請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記ウィンドウ化処理は、前記導管及びユーザインタフェースによって少なくとも部分的に形成される経路上に位置する基準点の前の位置と前記基準点の後の位置とによって定義される第 1 の範囲から取得される、前記生成された音響データの第 1 のウィンドウ化処理と、前記基準点の前の異なる位置と前記基準点の後の異なる位置とによって定義される第 2 の範囲から取得される、前記生成された音響データの第 2 のウィンドウ化処理とを含む、

20

前記第 1 のウィンドウ化処理及び前記第 2 のウィンドウ化処理は、前記生成された音響データ内の前記基準点の前、前記生成された音響データ内の前記基準点の後、又はそれらの組み合わせから選択された前記生成された音響データの量によって異なる、

請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 7】

前記ケプストラムは、前記ユーザインタフェースの前記 1 つ以上の特徴の位置と前記音発出手段の位置との間の音響反射に関連付けられた距離を識別し、

30

前記距離は、前記ユーザインタフェースの 1 つ以上の特徴の位置を示す、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記生成された音響データを分析することは、前記生成された音響データから平均値を減算すること、前記生成された音響データの標準偏差で除算すること、又はそれらの組み合わせによって、前記生成された音響データを正規化することを含む、

請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 9】

前記ユーザインタフェースを特徴付けることは、前記分析された音響データを畳み込みニューラルネットワークに入力して、前記ユーザインタフェースのフォームファクタ、前記ユーザインタフェースのモデル、前記ユーザインタフェースの 1 つ以上の要素のサイズ、又はそれらの組み合わせを決定することを含む、請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の方法。

40

【請求項 10】

前記畳み込みニューラルネットワークは、N 個の特徴の M 個のサンプルの最大プーリングを有する N 個の特徴を含み、N と M との比率は 1 : 1 から 4 : 1 である、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

音響トランスデューサを介して、または、前記導管に接続された前記呼吸治療装置のモータを介して、前記ユーザインタフェースに接続された前記導管に前記音響信号を発する

50

ステップをさらに含む、請求項 1 から請求項 10 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 12】

前記音響信号は超音波音である、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記ユーザインタフェースは、前記音響データの前記生成中にユーザに接続されない、請求項 1 から請求項 12 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 14】

前記音響データの前記生成中に、前記導管を通して前記ユーザインタフェースに入る加圧空気の流れを提供するステップをさらに含む、請求項 1 から請求項 13 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 15】

前記生成された音響データは、複数の音響信号からの複数の音響反射から生成され、
前記生成された音響データは、前記複数の音響信号からの前記複数の音響反射の平均である、
請求項 1 から請求項 14 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 16】

前記生成された音響データを分析することは、前記ユーザインタフェースの前記 1 つ以上の特徴に相関する 1 つ以上のシグネチャを識別することを含み、
前記 1 つ以上のシグネチャは前記生成された音響データ内の 1 つ以上の音響特徴で各々構成され、

前記方法は、少なくとも部分的に、前記 1 つ以上のシグネチャに基づいて、前記ユーザインタフェースを分類するステップをさらに含む、請求項 1 から請求項 15 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 17】

前記ユーザインタフェースは、ユーザインタフェースのサブセットから特徴付けられ、前記ユーザインタフェースのサブセットは、前記ユーザインタフェースのカテゴリに少なくとも部分的に基づいて定義される、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記ユーザインタフェースのカテゴリを満たす前記特徴付けられたユーザインタフェースに少なくとも部分的に基づいて、前記特徴付けられたユーザインタフェースを検証するステップをさらに含む、請求項 16 又は請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

前記ユーザインタフェースが正しく特徴付けられているという信頼度スコアを決定するステップをさらに含む、

前記特徴付けられたユーザインタフェースを検証することは、前記信頼度スコアが信頼度閾値を満たすときに行われる、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】

機械可読命令を記憶するメモリと、
音発出手段によって発出され、導管及びユーザインタフェースを通して移動する音響信号の音響反射に関連付けられた音響データを生成するステップであって、前記音響反射は、前記音響信号が前記ユーザインタフェースの 1 つ以上の特徴に接触することで引き起こされ、音響センサによって検出され、前記導管を介して呼吸治療装置に結合された前記ユーザインタフェースの前記 1 つ以上の特徴を少なくとも部分的に示すステップと、

前記生成された音響データを分析するステップであって、

前記分析することは、前記生成された音響データのデコンボリューションを計算することを含み、

前記生成された音響データの前記デコンボリューションを計算することは、前記生成された音響データのケプストラムを計算することを含み、

前記分析することは、前記ケプストラムの信号の変化率を決定するために前記ケプストラムの導関数を計算することをさらに含む、

10

20

30

40

50

前記分析することは、前記ユーザインタフェースの前記1つ以上の特徴のうちの少なくとも1つの特徴に少なくとも部分的に基づいて、前記生成された音響データをウィンドウ化処理することを含むステップと、

前記分析された音響データに少なくとも部分的に基づいて、前記ユーザインタフェースを特徴付けるステップと、

を実行するために、前記機械可読命令を実行するように構成された1つ以上のプロセッサを含む制御システムと、

を含む、システム。

【請求項21】

前述した前記生成された音響データをウィンドウ化処理することは、前記生成された音響データ内の基準点を決定することを含む、請求項20に記載のシステム。

【請求項22】

前記基準点は、前記導管及びユーザインタフェースによって少なくとも部分的に形成される経路上の、前記生成された音響データのデコンボリューションの所定の区間内の最小点であるか、または、最大点である、請求項21に記載のシステム。

【請求項23】

前記基準点は、前記生成された音響データのデコンボリューションの前記所定の区間に対応する、前記導管及び前記ユーザインタフェースによって少なくとも部分的に形成される前記経路に沿った前記1つ以上の特徴の位置に対応する、請求項22に記載のシステム。

【請求項24】

前記1つ以上の特徴が音響インピーダンスの変化を引き起こし、

前記音響インピーダンスの前記変化は、少なくとも部分的に、(i)前記ユーザインタフェース、(ii)前記導管と前記ユーザインタフェースの接合部、又は(iii)これらの組み合わせでの前記経路の狭窄または拡張に基づく、

請求項23に記載のシステム。

【請求項25】

前記ウィンドウ化処理は、前記導管及びユーザインタフェースによって少なくとも部分的に形成される経路上に位置する基準点の前の位置と前記基準点の後の位置とによって定義される第1の範囲から取得される、前記生成された音響データの第1のウィンドウ化処理と、前記基準点の前の異なる位置と前記基準点の後の異なる位置とによって定義される第2の範囲から取得される、前記生成された音響データの第2のウィンドウ化処理とを含む、

前記第1のウィンドウ化処理及び前記第2のウィンドウ化処理は、前記生成された音響データ内の前記基準点の前、前記生成された音響データ内の前記基準点の後、又はそれらの組み合わせから選択された前記生成された音響データの量によって異なる、

請求項20から請求項24のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項26】

前記ケプストラムは、前記ユーザインタフェースの前記1つ以上の特徴の位置と前記音発出手段の位置との間の音響反射に関連付けられた距離を識別し、

前記距離は、前記ユーザインタフェースの1つ以上の特徴の位置を示す、

請求項20に記載のシステム。

【請求項27】

前記生成された音響データを分析することは、前記生成された音響データから平均値を減算すること、前記生成された音響データの標準偏差で除算すること、又はそれらの組み合わせによって、前記生成された音響データを正規化することを含む、請求項20から請求項26のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項28】

前記ユーザインタフェースを特徴付けることは、前記分析された音響データを畳み込みニューラルネットワークに入力して、前記ユーザインタフェースのフォームファクタ、前記ユーザインタフェースのモデル、前記ユーザインタフェースの1つ以上の要素のサイズ

10

20

30

40

50

、又はそれらの組み合わせを決定することを含む、請求項 20 から請求項 27 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 29】

前記畳み込みニューラルネットワークは、N 個の特徴の M 個のサンプルの最大プーリングを有する N 個の特徴を含み、N と M との比率は 1 : 1 から 4 : 1 である、請求項 28 に記載のシステム。

【請求項 30】

前記 1 つ以上のプロセッサはさらに、前記機械可読命令を実行して、音響トランスデューサを介して、または、前記導管に接続された前記呼吸治療装置のモータを介して、前記ユーザインタフェースに接続された前記導管に前記音響信号を発出させるように構成される、請求項 20 から請求項 29 のいずれか一項に記載のシステム。

10

【請求項 31】

前記音響信号は超音波音である、請求項 30 に記載のシステム。

【請求項 32】

前記ユーザインタフェースは、前記音響データの前記生成中にユーザに接続されない、請求項 20 から請求項 31 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 33】

前記 1 つ以上のプロセッサはさらに、前記機械可読命令を実行して、前記導管を介して前記ユーザインタフェース内への加圧空気の流れを提供する間に前記音響データを生成するように構成される、請求項 20 から請求項 32 のいずれか一項に記載のシステム。

20

【請求項 34】

前記生成された音響データは、複数の音響信号からの複数の音響反射から生成され、前記生成された音響データは、前記複数の音響信号からの前記複数の音響反射の平均である、

請求項 20 から請求項 33 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 35】

前記生成された音響データを分析することは、前記ユーザインタフェースの前記 1 つ以上の特徴に相関する 1 つ以上のシグネチャを識別することを含み、

前記システムは、少なくとも部分的に、前記 1 つ以上のシグネチャに基づいて、前記ユーザインタフェースを分類するステップをさらに含み、
前記 1 つ以上のシグネチャは前記生成された音響データ内の 1 つ以上の音響特徴で各々構成されている、

30

請求項 20 から請求項 34 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 36】

前記ユーザインタフェースは、ユーザインタフェースのサブセットから特徴付けられ、前記ユーザインタフェースのサブセットは、前記ユーザインタフェースのカテゴリに少なくとも部分的に基づいて定義される、

請求項 35 に記載のシステム。

【請求項 37】

前記システムは、前記ユーザインタフェースのカテゴリを満たす前記特徴付けられたユーザインタフェースに少なくとも部分的に基づいて、前記特徴付けられたユーザインタフェースを検証するステップをさらに含む、請求項 35 又は請求項 36 に記載のシステム。

40

【請求項 38】

前記システムは、前記ユーザインタフェースが正しく特徴付けられているという信頼度スコアを決定するステップをさらに含み、

前記特徴付けられたユーザインタフェースを検証することは、前記信頼度スコアが信頼度閾値を満たすときに行われる、請求項 37 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本開示は、一般に、ユーザインタフェースを分類及び／又は特徴付けるためのシステム及び方法に関し、より詳細には、音響信号の音響反射に基づいてユーザインタフェースを分類及び／又は特徴付けるためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

多くの人が、周期性四肢運動障害（PLMD）、むずむず脚症候群（RLS）、睡眠呼吸障害（SDB）、閉塞型睡眠時無呼吸（OSA）、中枢型睡眠時無呼吸（CSA）、ならびに混合型無呼吸や低呼吸など他のタイプの無呼吸、呼吸努力関連覚醒（RERA）、チェーン・ストークス呼吸（CSR）、呼吸不全、肥満超換気症候群（OHS）、慢性閉塞性肺疾患（COPD）、神経筋疾患（NMD）、急速眼球運動（REM）行動障害（RBDとも呼ばれる）、夢の行動化（DEB）、高血圧、糖尿病、卒中、不眠症、及び胸壁障害などの睡眠関連及び／又は呼吸障害が挙げられる。これらの障害は、通常、呼吸治療システムを使用して治療される。呼吸治療システムは、睡眠呼吸障害の治療に使用できる。各呼吸治療システムは、一般に、導管を介してユーザインタフェース（例えば、マスク）に接続された呼吸治療装置を有する。ユーザには、ユーザインタフェースが着用され、導管を介して呼吸治療装置から加圧空気流を供給される。

10

【0003】

ユーザインタフェースは、一般に、ユーザ向けの特定カテゴリー及びタイプのユーザインタフェースであり、ユーザインタフェースのカテゴリーとして、直接又は間接接続などを含み、ユーザインタフェースのタイプとして、フルフェイスマスク、部分フェイスマスク（たとえば、口を覆うが鼻を覆わない、又は鼻の一部のみを覆うマスク）、鼻マスク、鼻枕などを含む。特定カテゴリーとタイプに加えて、ユーザインタフェースは通常、特定のメーカーによって製造された具体的なモデルである。ユーザが正しいユーザインタフェースを使用していることを確認するなど、様々な理由から、ユーザが着用するユーザインタフェースの特定カテゴリーとタイプ、ひいては具体的なモデルを認識することは、呼吸治療システムにとって有益である。

20

【0004】

鼻枕、鼻マスク、鼻と口のマスク（例えば、フルフェイスマスク又は部分フェイスマスク）など、様々な異なるユーザインタフェースを使用することができる。いくつかの実装形態では、異なる形態の送気導管を使用することができる。ユーザに提供される治療の制御を向上させるために、呼吸治療装置に接続されたユーザインタフェース及び導管を認識することは有利である。例えば、マスク内の圧力や通気流などの治療パラメータの測定又は推定に有利な場合がある。したがって、どのユーザインタフェースが使用されているかを認識することで、治療を強化することができる。

30

【0005】

呼吸装置は、使用されているユーザインタフェースのタイプを、例えばタイプ、モデル、メーカーなどで入力できるメニューシステムを含むことができるが、ユーザは誤った情報又は不完全な情報を入力することがある。

【0006】

本開示は、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴を示す音響反射から生成された分析された音響データに基づいてユーザインタフェースを分類及び／又は特徴付けることによって、これら及び他の問題を解決する。

40

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示のいくつかの実装形態によれば、方法は、音響信号の音響反射に関連する音響データを生成することを含む。音響反射は、導管を介して呼吸治療装置に結合されたユーザインタフェースの1つ以上の特徴を少なくとも部分的に示す。この方法は、生成された音響データを分析することをさらに含む。この分析は、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴のうちの少なくとも1つの特徴に少なくとも部分的に基づいて、生成された音響デー

50

タをウィンドウ処理することを含む。この方法は、分析された音響データに少なくとも部分的に基づいて、ユーザインタフェースを特徴付けることをさらに含む。

【0008】

この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データのウィンドウ処理は、生成された音響データ内の基準点を決定することを含む。この方法のいくつかの態様によれば、基準点は、生成された音響データのデコンボリューションの所定の区間内の最小点である。この方法のいくつかの態様によれば、基準点は、生成された音響データのデコンボリューションの所定の区間内の最大点である。この方法のいくつかの態様によれば、基準点は、導管及びユーザインタフェースによって少なくとも部分的に形成される経路に沿った1つ以上の特徴の位置に対応する。この方法のいくつかの態様によれば、1つ以上の特徴が音響インピーダンスの変化を引き起こす。この方法のいくつかの態様によれば、音響インピーダンスの変化は、少なくとも部分的に、(i) ユーザインタフェース、(i i) 導管とユーザインタフェースの接合部、又は(i i i) これらの組み合わせでの経路の狭窄に基づく。この方法のいくつかの態様によれば、音響インピーダンスの変化は、少なくとも部分的に、(i) ユーザインタフェース、(i i) 導管とユーザインタフェースの接合部、又は(i i i) これらの組み合わせでの経路の拡張に基づく。この方法のいくつかの態様によれば、ウィンドウ処理は、生成された音響データの第1のウィンドウ処理と、生成された音響データの第2のウィンドウ処理とを含む。この方法のいくつかの態様によれば、第1のウィンドウ処理及び第2のウィンドウ処理は、生成された音響データ内の基準点の前、生成された音響データ内の基準点の後、又はそれらの組み合わせで選択された生成された音響データの量によって異なる。生成されたデータの量は、データ点／サンプルの所定の数、所定の距離、所定のケフレンシなどであり得る。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データを分析することは、生成された音響データのウィンドウ処理の前に、生成された音響データのデコンボリューションを計算することを含む。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データのデコンボリューションは、生成された音響データのケプストラムを計算することを含む。この方法のいくつかの態様によれば、ケプストラムは、音響反射に関連付けられた距離を識別し、この距離は、音響信号が移動する音響経路に沿った、音響センサに対するユーザインタフェースの1つ以上の特徴の位置を示す。ケプストラムは、対応する1つ以上の音響反射のそれぞれに関連付けられた1つ以上の距離を識別することができ、それによって、音響信号の音響経路に沿った1つ以上の物理的特徴のそれぞれの位置を示す。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データの分析は、ケプストラム信号の変化率を決定するためにケプストラムの導関数を計算することを含む。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データを分析することは、生成された音響データを正規化することを含む。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データの正規化は、生成された音響データから平均値を減算すること、生成された音響データの標準偏差で除算すること、又はそれらの組み合わせを含む。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データの正規化は、交絡条件を説明する。この方法のいくつかの態様によれば、交絡条件は、マイクロフォンゲイン、呼吸振幅、治療圧力、又はそれらの組み合わせに起因する。この方法のいくつかの態様によれば、ユーザインタフェースの特徴付けは、分析された音響データを機械学習モデルに入力することを含む。1つ以上の実装形態では、機械学習モデルは、教師あり又は教師なしとすることができる。1つ以上の実装形態では、機械学習モデルはニューラルネットワークであり得る。1つ以上の実装形態では、ニューラルネットワークは、ディープニューラルネットワーク又は浅いニューラルネットワークであり得る。1つ以上の実装形態では、ディープニューラルネットワークは畳み込みニューラルネットワークであり得る。ディープニューラルネットワークや畳み込みニューラルネットワークなどの機械学習モデルは、ユーザインタフェースのフォームファクタ、ユーザインタフェースのモデル、ユーザインタフェースの1つ以上の要素のサイズ、又はそれらの組み合わせを決定できる。この方法のいくつかの態様によれば、ディープニューラルネットワークは、1つ以上の畳み込み層と1つ以上の最大プーリング層を含む。この方法のいくつかの態様によれば、

10

20

30

40

50

畳み込みニューラルネットワークは、N個の特徴のM個のサンプルの最大プーリングを有するN個の特徴を含み、NとMとの比率は1：1から4：1である。この方法のいくつかの態様によれば、この方法はさらに、音響トランスデューサを介してユーザインタフェースに接続された導管に音響信号を発することを含む。この方法のいくつかの態様によれば、この方法はさらに、導管に接続された呼吸治療装置のモータを介して音響信号を導管に発することを含む。この方法のいくつかの態様によれば、音響信号は人間に聞こえる音である。この方法のいくつかの態様によれば、音響シングルは人間には聞こえない音である。この方法のいくつかの態様によれば、音は聞こえるか否かは、音の周波数、音の振幅、又はそれらの組み合わせに基づいて決定される。この方法のいくつかの態様によれば、音響信号は超音波音である。この方法のいくつかの態様によれば、ユーザインタフェースは、音響データの生成中にユーザに接続されない。この構成では、ユーザの呼吸や呼吸治療装置から発生する望ましくないノイズなど、特定の交絡因子を回避することができる。この方法のいくつかの態様によれば、ユーザインタフェースは、音響データの生成中にユーザに接続される。この方法のいくつかの態様によれば、この方法はさらに、音響データの生成中に、導管を通してユーザインタフェースに入る加圧空気の流れを提供することを含む。この方法のいくつかの態様によれば、この方法はさらに、導管を通してユーザインタフェースに入る加圧空気の流れがない間に、導管内に音響信号を発することを含む。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データは、複数の音響信号からの複数の音響反射から生成される。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データは、複数の音響信号からの複数の音響反射の平均である。この平均化は、音響データ内の望ましくない時間変化成分又はアーティファクトを抑制することによって、生成された音響データの信号対雑音比を向上させることができる。

【0009】

いくつかの実装形態によれば、1つ以上のプロセッサを有する制御システムと、機械可読命令を格納したメモリと、を含むシステムが開示される。制御システムはメモリに結合され、メモリ内の機械実行可能命令が制御システムの1つ以上のプロセッサの少なくとも1つによって実行されるときに、上記の態様のいずれかを実現することができる。

【0010】

いくつかの実装形態によれば、ユーザインタフェースを特徴付けるためのシステムが開示され、このシステムは、上記態様のいずれか1つの方法を実現するように構成された1つ以上のプロセッサを有する制御システムを含む。

【0011】

いくつかの実装形態によれば、コンピュータによって実行されると、上記の態様のいずれか1つの方法をコンピュータに実行させる命令を含むコンピュータプログラムプロダクトが開示される。いくつかの態様によれば、コンピュータプログラムプロダクトは非一時的コンピュータ可読媒体である。

【0012】

本開示のいくつかの実装形態によれば、方法は、音響信号の音響反射に関連する音響データを生成することを含む。音響反射は、導管を介して呼吸治療装置に結合されたユーザインタフェースの1つ以上の特徴を少なくとも部分的に示す。この方法は、生成された音響データを分析して、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴に相関する1つ以上のシグネチャを識別することをさらに含む。一般に、シグネチャは、音響データ内の1つ以上の音響特徴量で構成できる。この方法は、1つ以上のシグネチャに少なくとも部分的に基づいて、ユーザインタフェースを分類することをさらに含む。

【0013】

この方法のいくつかの態様によれば、ユーザインタフェースのカテゴリは、導管とユーザインタフェースのクッション及び／又はフレームとの間の直接接続に関連付けられる。この方法のいくつかの態様によれば、1つ以上の特徴及び1つ以上のシグネチャは、導管とクッション及び／又はフレームとの間の直接接続を示す。この方法のいくつかの態様によれば、ユーザインタフェースのカテゴリは、導管とユーザインタフェースのクッシ

10

20

30

40

50

ョン及び／又はフレームとの間の間接接続に関連付けられる。この方法のいくつかの態様によれば、1つ以上の特徴及び1つ以上のシグネチャは、導管とクッション及び／又はフレームとの間の間接接続を示す。この方法のいくつかの態様によれば、間接接続は、導管とクッション及び／又はフレームとの間に流体接続を提供するように配置及び構成されたさらなる導管によって特徴付けられる。この方法のいくつかの態様によれば、このさらなる導管はヘッドギア導管であり、このヘッドギア導管は、ユーザインタフェースをユーザの顔に保持するためのヘッドギアの一部を形成する。ヘッドギア導管は、加圧空気を導管からクッション及び／又はフレームに送るように構成される。この方法のいくつかの態様によれば、このさらなる導管は、(i) 導管よりも柔軟である、(ii) 導管の直径よりも小さい直径を有する、又は(i) 及び(ii) の両方を有するユーザインタフェース導管である。ユーザインタフェース導管は、導管よりも短い長さを有してもよい。ユーザインタフェース導管は、加圧空気を導管からクッション及び／又はフレームに送るように構成される。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データを分析することは、生成された音響データのスペクトルを計算することを含む。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データを分析することは、スペクトルの対数を計算することを含む。あるいは、対数算出の代わりに非線形演算を使用することもできる。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データを分析することは、対数スペクトルのケプストラムを計算することを含む。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データを分析することは、生成された音響データの対数(ログ)スペクトルのセグメントを選択すること、ログスペクトルのセグメントのフーリエ変換を計算すること、及びユーザインタフェースの1つ以上の特徴を、セグメントのフーリエ変換内の1つ以上のシグネチャに関連付けることを含む。この方法のいくつかの態様によれば、1つ以上のシグネチャは、ケプストラムの最大振幅、ケプストラムの最小振幅、ケプストラムの標準偏差、ケプストラムの歪度、ケプストラムの尖度、ケプストラムの絶対値の中央値、ケプストラムの絶対値の和、ケプストラムの正の面積の和、ケプストラムの負の面積の和、基本周波数、基本周波数に対応するエネルギー、平均エネルギー、導管とユーザインタフェースの組み合わせの少なくとも1つの共振周波数、少なくとも1つの共振周波数の変化、ある範囲内のピークの数、ピーク突起、ピーク間の距離、又はそれらの組み合わせ又は変化を含む。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データは、音響信号の音響反射内に1次反射を含む。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データは、音響信号の音響反射内に2次反射を含む。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データは、音響信号の音響反射内に3次反射を含む。この方法のいくつかの態様によれば、生成された音響データは、音響信号の音響反射内に1次反射及び2次反射を含む。この方法のいくつかの態様によれば、導管とクッション及び／又はフレームとの間の直接接続に関連するユーザインタフェースカテゴリーは、閾値より大きいケプストラムの最大振幅を有する1つ以上のシグネチャに基づいて分類される。この方法のいくつかの態様によれば、ユーザインタフェース導管を介した導管とクッション及び／又はフレームとの間の間接接続に関連するユーザインタフェースカテゴリーは、閾値数のピークを満たす1つ以上のシグネチャに基づいて分類される。この方法のいくつかの態様によれば、ユーザインタフェース導管を介した導管とクッション及び／又はフレームとの間の間接接続に関連するユーザインタフェースカテゴリーは、閾値未満のケプストラムの最大振幅を有する1つ以上のシグネチャに基づいて分類される。この方法のいくつかの態様によれば、ヘッドギア導管を介した導管とクッション及び／又はフレームとの間の間接接続に関連するユーザインタフェースカテゴリーは、閾値を下回る平均ケプストラム値を有する1つ以上のシグネチャに基づいて分類される。この方法のいくつかの態様によれば、1つ以上のシグネチャに少なくとも部分的に基づいてユーザインタフェースを分類することは、1つ以上のシグネチャを、既知のカテゴリーの1つ以上のユーザインタフェースの1つ以上の既知のシグネチャと比較することを含む。

【0014】

いくつかの実装形態によれば、機械可読命令を格納するメモリと、機械可読命令を実行

10

20

30

40

50

して上記の方法及び／又は方法の実装形態のうちの任意の１つ以上を実行するように構成された１つ以上のプロセッサを含む制御システムとを含むシステムが開示される。

【００１５】

上記の概要は、本開示の各実施形態又はあらゆる態様を示すことを意図していない。むしろ、前述の概要は、本明細書に記載された新規な態様及び特徴のいくつかの例を提供するに過ぎない。本開示の上記の特徴及び利点、ならびに他の特徴及び利点は、添付図面及び添付の請求項と関連して、本発明を実施するための代表的な実施形態及びモードの以下の詳細な説明から容易に明らかになるであろう。本開示の追加の態様は、以下に簡単な説明を示す図面を参照してなされる様々な実施形態の詳細な説明を考慮すれば、当業者には明らかである。

【図面の簡単な説明】

【００１６】

【図１】図１は、本開示のいくつかの実装形態による、ユーザインタフェースを分類及び／又は特徴付けるためのシステムの機能ブロック図である。

【図２】図２は、本開示のいくつかの実装形態による、図１のシステムの少なくとも一部の斜視図である。

【図３】図３は、本開示のいくつかの実装形態による、睡眠セッションの例示的なタイムラインを示す。

【図４】図４は、本開示のいくつかの実装形態による、図３の睡眠セッションに関連する例示的なヒノグラムを示す。

【図５】図５は、本開示のいくつかの実装形態による、ユーザインタフェースの１つ以上の特徴を示す音響反射に応答する音響データの生成を示す。

【図６】図６は、本開示のいくつかの実装形態による、ユーザインタフェースを特徴付けるための方法のフロー図である。

【図７】図７は、本開示のいくつかの実装形態による、生成された音響データの計算されたケプストラムのプロットである。

【図８】図８は、本開示のいくつかの実装形態による、生成された音響データのウィンドウ化ケプストラムのプロットである。

【図９】図９は、本開示のいくつかの実装形態による、生成された音響データの揃えたウィンドウ化ケプストラムのプロットである。

【図１０】図１０は、本開示のいくつかの実装形態による、生成された音響データの正規化されたウィンドウ化ケプストラムのプロットである。

【図１１Ａ】図１１Ａは、本開示のいくつかの実装形態による、ユーザインタフェースの１つのカテゴリーの斜視図である。

【図１１Ｂ】図１１Ｂは、本開示のいくつかの実装形態による、図１１Ａのユーザインタフェースの分解図である。

【図１２Ａ】図１２Ａは、本開示のいくつかの実装形態による、別のカテゴリーのユーザインタフェースの斜視図である。

【図１２Ｂ】図１２Ｂは、本開示のいくつかの実装形態による、図１２Ａのユーザインタフェースの分解図である。

【図１３Ａ】図１３Ａは、本開示のいくつかの実装形態による、別のカテゴリーのユーザインタフェースの斜視図である。

【図１３Ｂ】図１３Ｂは、本開示のいくつかの実装形態によると、図１３Ａのユーザインタフェースの分解図である。

【図１４Ａ】図１４Ａは、本開示のいくつかの実装形態による、ユーザインタフェースを特徴付けるための方法のフロー図である。

【図１４Ｂ】図１４Ｂは、本開示のいくつかの実装形態による、生成された音響データを分析するための方法のフロー図である。

【図１５】図１５は、本開示のいくつかの実装形態による、ユーザインタフェースについて計算されたケプストラムのプロットである。

10

20

30

40

50

【図 1 6】図 1 6 は、本開示のいくつかの実装形態による、ユーザインタフェースのために追加的に算出されたケプストラムのプロットである。

【図 1 7】図 1 7 は、本開示のいくつかの実装形態による、ユーザインタフェースのために追加的に算出されたケプストラムのプロットである。

【図 1 8】図 1 8 は、本開示のいくつかの実装形態による、ユーザインタフェースのために追加的に算出されたケプストラムのプロットである。

【図 1 9】図 1 9 は、本開示のいくつかの実装形態による、ユーザインタフェースのために追加的に算出されたケプストラムのプロットである。

【図 2 0】図 2 0 は、本開示のいくつかの実装形態による、ユーザインタフェースのために追加的に算出されたケプストラムのプロットである。

10

【図 2 1】図 2 1 は、本開示のいくつかの実装形態による、ケプストラム内の 1 次及び 2 次反射を示す計算されたケプストラムのプロットである。

【図 2 2】図 2 2 は、本開示のいくつかの実装形態に係る、生成された音響データのログスペクトルのプロットである。

【図 2 3】図 2 3 は、本開示のいくつかの実装形態に係る、図 2 2 に示すログスペクトルのセグメントの変換のプロットである。

【図 2 4 A】図 2 4 A は、本開示のいくつかの実装形態に係る、生成された音響データに基づく周波数領域強度信号のプロットである。

【図 2 4 B】図 2 4 B は、本開示のいくつかの実装形態に係る、図 2 4 A の周波数領域強度信号に基づく波周期強度信号のプロットである。

20

【図 2 5 A】図 2 5 A は、本開示のいくつかの実装形態に係る、第 1 の導管を用いて生成された音響データから算出されたケプストラムの第 1 のプロットと、第 2 の導管を用いて生成された音響データから算出されたケプストラムの第 2 のプロットとを示す。

【図 2 5 B】図 2 5 B は、本開示のいくつかの実装形態に係る、図 2 5 A の第 1 のケプストラムに基づく補正ケプストラムの第 1 のプロットと、図 2 5 A の第 2 のケプストラムに基づく補正ケプストラムの第 2 のプロットとを示す。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 7】

本開示、ならびにその利点及び図面は、添付図面を参照しながら、例示的な実施形態についての以下の説明からよりよく理解されるであろう。これらの図面は、例示的な実施形態のみを示しており、したがって、様々な実施形態又は請求項を限定するものと見なされるべきではない。

30

【0 0 1 8】

本発明は、様々な変更及び他の形態が可能であるが、本発明の具体的な実装形態は図面に例示されており、本明細書においてさらに詳述される。しかし、本発明は、開示される特定の形態のみに限定することを意図したものではないことを理解すべきである。むしろ、本発明は、添付の請求項によって定義される本発明の精神及び範囲内に属する全ての改変物、均等物及び代替物を網羅する。

【0 0 1 9】

様々な実施形態は、添付の図面を参照して説明され、各図において、同一又は同等の構成要素には同一の参照符号を付す。各図は、縮尺通りに描かれておらず、単に本発明を説明するために提供するものである。本発明のいくつかの態様は、説明のための例示的なアプリケーションを参照して以下に説明する。本発明の十分な理解を提供するために、多数の特定の詳細、関係及び方法が記載されていることを理解されたい。しかし、当業者であれば、特定の詳細のうちの 1 つ以上を用いず、又は他の方法を用いて、本発明を實踐することができることを容易に認識するであろう。他の例では、本発明を不明確にするのを避けるために、よく知られている構造又は操作は、詳細に示されていない。いくつかの行為は、異なる命令で、及び／又は他の行為又はイベントと同時に発生する可能性があるため、様々な実施形態は、行為又はイベントの説明された順序によって制限されない。さらに、本発明による方法論を実施するために、説明された全ての行為又はイベントを必要と

40

50

するわけではない。

【0020】

例えば、要約書、発明の概要、発明の詳細な説明に記載されている要素及び限定事項のうち、特許請求の範囲に明示されていない要素及び限定事項は、単独で、又は、包括的、又は、暗示的に、推論して、又はそれ以外の状態で特許請求の範囲に組み込まれるべきではない。ここでの説明を詳細に行うために、特に否定されていない限り、単数形は、複数形を含み、逆も同様である。「含む」という言葉は、「含むが、これに限定されない」ということを意味する。さらに、「約」、「ほぼ」、「実質的に」、「近似的」、「一般的」などの近似の言葉は、例えば、ここでは「で」、「近く」、「付近」、「3～5%」、「製造許容差内」、又はそれらの論理的な組み合わせなどを意味するものとして使用することができる。

10

【0021】

多くの人は、周期性四肢運動障害（PLMD）、むずむず脚症候群（RLS）、睡眠呼吸障害（SDB）、閉塞型睡眠時無呼吸（OSA）、中枢型睡眠時無呼吸（CSA）、ならびに混合型無呼吸及び低呼吸など他のタイプの無呼吸、呼吸努力関連覚醒（RERA）、チェーン・ストークス呼吸（CSR）、呼吸不全、肥満超換気症候群（OHS）、慢性閉塞性肺疾患（COPD）、神経筋疾患（NMD）、急速眼球運動（REM）行動障害（RBDとも呼ばれる）、夢の行動化（DEB）、高血圧、糖尿病、卒中、不眠症、及び胸壁障害などの睡眠関連及び／又は呼吸関連障害に罹患している。

【0022】

閉塞型睡眠時無呼吸（OSA）は、睡眠呼吸障害（SDB）の一形態であり、異常に小さな上気道と、舌、軟口蓋、中咽頭後壁の領域における筋緊張の通常損失との組み合わせによる睡眠中の上気道の閉塞や遮断などのイベントによって特徴付けられる。

20

【0023】

中枢型睡眠時無呼吸（CSA）は、脳が呼吸を制御する筋肉への信号の送信を一時的に停止した場合に生じるSDBの別の形態である。より一般的には、無呼吸とは概して、空気の閉塞によって生じる呼吸の停止又は呼吸機能の停止を指す。通常、個人は、閉塞型睡眠時無呼吸イベント中に、約15秒から約30秒の間に呼吸を停止する。混合型睡眠時無呼吸は、OSAとCSAの組み合わせであるSDBの別の形態である。

【0024】

他のタイプの無呼吸としては、低呼吸、過呼吸、及び高炭酸ガス血症が挙げられる。低呼吸は概して、閉塞した気道ではなく、狭窄気道によって生じる遅い呼吸又は浅い呼吸によって特徴付けられる。過呼吸は概して、呼吸の深さ及び／又は速度の増大によって特徴付けられる。高炭酸ガス血症は概して、血流中の二酸化炭素量の急増又は過剰によって特徴付けられ、通常、不十分な呼吸によって生じるものである。

30

【0025】

呼吸努力関連覚醒（RERA）イベントは、通常、睡眠からの覚醒に至る10秒以上の呼吸努力の増加によって特徴付けられ、無呼吸又は低呼吸イベントの基準を満たさない。1999年には、AASMタスクフォースは、RERAを、「睡眠からの覚醒に至る呼吸努力の増加によって特徴付けられるが、無呼吸又は低呼吸の基準を満たさない一連の呼吸」と定義した。これらのイベントは、1. 負の食道圧力が漸増するパターンが、負圧レベルの急激な変化及び覚醒によって終了し、2. イベントが10秒以上続く、という基準をいずれも満たす必要がある。2000年、ニューヨーク大学医学部で行われ、Sleep, vol. 23, No. 6, pp. 763-771に発表された研究「Non-Invasive Detection of Respiratory Effort-Related Arousals (RERAs) by a Nasal Cannula/Pressure Transducer System」は、鼻カニューレ／圧力トランスデューサーシステムがRERAの検出において適切かつ信頼できることを実証した。RERA検出器は、呼吸治療（例えば、PAP）装置から導出された実際のフロー信号に基づき得る。例えば、フロー制限の尺度は、フロー信号に基づいて判断され得る。その後、覚醒

40

50

の尺度は、フロー制限の尺度及び換気量の急増の尺度の関数として導出され得る。そのような方法は、それぞれが参照によって本明細書に完全に組み込まれている国際公開第2008/138040号、米国特許第9358353号明細書、米国特許第10549053号明細書及び米国特許出願公開第2020/0197640号明細書に記載されている。

【0026】

チェーン・ストークス呼吸(CSR)は、SDBの別の形態である。CSRは、患者の呼吸調節器の障害であり、CSRサイクルとして知られる換気の漸増及び漸減が交互に周期的に続く。CSRは、動脈血の脱酸素及び再酸素化の繰り返しによって特徴付けられる。

【0027】

肥満超換気症候群(OHS)は、低換気の原因が他に明確に無い状態における、重症肥満及び覚醒時慢性高炭酸ガス血症の組み合わせとして定義される。症状には、呼吸困難、起床時の頭痛と過剰な日中の眠気が含まれる。

【0028】

慢性閉塞性肺疾患(COPD)は、空気の移動に対する抵抗の増加、呼吸の呼気相の延長、肺の正常な弾力性の喪失など、ある特性を共通して有する下気道疾患群のいずれかを包含する。

【0029】

神経筋疾患(NMD)は、内在筋病理を直接介して又は神経病理を間接的に介して筋肉機能を損なう多数の疾病及び病気を包含する。胸壁障害は、呼吸筋と胸郭の間に非効率結合をもたらす胸郭変形群である。

【0030】

これら及びその他の障害は、個人が睡眠しているときに発生する特定イベント(例えば、いびき、無呼吸、低呼吸、下肢静止不能、睡眠障害、窒息、心拍数の増加、努力性呼吸、喘息発作、てんかんの発症、発作、又はそれらの任意の組み合わせ)によって特徴付けられる。

【0031】

無呼吸低呼吸指数(AHI)とは、睡眠セッション中の睡眠時無呼吸の重症度を示すために使用される指数のことである。AHIは、睡眠セッション中にユーザが経験した無呼吸及び／又は低呼吸イベントの数を、その睡眠セッションにおける全睡眠時間数で除算することによって求められる。このイベントは、例えば、少なくとも10秒以上続く呼吸の一時停止であり得る。5未満のAHIは正常とみなされる。5以上15未満のAHIは、軽度の睡眠時無呼吸を示すものとみなされる。15以上30未満のAHIは、中程度の睡眠時無呼吸を示すものとみなされる。30以上のAHIは、重度の睡眠時無呼吸を示すものとみなされる。小児では、1よりも大きいAHIが異常とみなされる。睡眠時無呼吸は、AHIが正常であるとき、又はAHIが正常もしくは軽度であるときに、「制御されている」とみなすことができる。AHIは、酸素不飽和度と組み合わせて、閉塞型睡眠時無呼吸の重症度を示すために使用することもできる。

【0032】

一般に、本開示では、音響反射を利用して、導管を介して呼吸治療装置に接続されたユーザインタフェースを分析し、ユーザインタフェースを分類及び／又は特徴づけるシステム及び方法について説明する。ユーザインタフェースを分類することで、ユーザインタフェースのカテゴリーが直接又は間接的に決定される。以下でより詳細に説明するように、間接的なユーザインタフェースは、間接導管又は間接フレームのユーザインタフェースであってもよい。ユーザインタフェースを特徴付けることで、例えば、ユーザインタフェースの製造メーカー及び特定のモデルなど、特定のタイプのユーザインタフェースが決定される。1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースは、特徴付けられることなく、開示された方法に従って分類することができる。代替的に、1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースを直接分類することなく、開示された方法に従って特徴付けることができる。その場合、ユーザインタフェースは、カテゴリーを暗黙的に識別する特徴付けを通じて間接的に分類される。代替的に、1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースを

(直接)分類し、開示された方法に従って特徴付けることができる。1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースを分類すると、例えば、ユーザインタフェースの特徴付けを検証するか、又はユーザインタフェースを特徴付けるユーザインタフェースのサブセットを作成することができる。

【0033】

図1を参照すると、本開示のいくつかの実装形態に係るシステム100が示されている。システム100を使用して、他のユーザのうち、ユーザが使用するユーザインタフェースを識別することができる。システム100には、制御システム110、記憶装置114、電子インタフェース119、1つ以上のセンサ130、及び、必要に応じて、1つ以上のユーザ装置170を含む。いくつかの実装形態では、システム100は、呼吸治療装置122を含む呼吸治療システム120をさらに含む。本明細書でさらに詳細に開示するように、システム100を使用して、ユーザインタフェース124を検出及び／又は識別することができる。

10

【0034】

制御システム110は、1つ以上のプロセッサ112（以下、プロセッサ112）を含む。制御システム110は概して、システム100の様々な構成要素を制御（例えば、作動）し、及び／又はシステム100の構成要素によって取得及び／又は生成されたデータを分析するために使用される。プロセッサ112は、汎用又は特殊用途プロセッサ又はマイクロプロセッサであってもよい。図1には1つのプロセッサ112が示されているが、制御システム110は、単一の筐体内に存在し得るか、互いに離れて位置し得る任意の適切な数のプロセッサ（例えば、1つのプロセッサ、2つのプロセッサ、5つのプロセッサ、10つのプロセッサなど）を含んでもよい。制御システム110（又は他の任意の制御システム）又はプロセッサ112（又は他の任意の制御システムの他の任意のプロセッサ又は一部）などの制御システム110の一部を使用して、本明細書に記載及び／又は特許請求の範囲に記載の方法のいずれか1つ以上のステップを実行することができる。制御システム110は、例えば、ユーザ装置170の筐体、及び／又はセンサ130うちの1つ以上の筐体に連結すること、及び／又はそれらの内部に位置付けることができる。制御システム110は、（1つのそのような筐体内に）集中させるか、（物理的に区別される2つ以上のそのような筐体内に）分散させることができる。制御システム110を収容する2つ以上の筐体を含むそのような実装形態では、そのような筐体が、互いに近接して、及び／又は離れて位置し得る。

20

30

【0035】

記憶装置114は、制御システム110のプロセッサ112が実行可能な機械可読命令を記憶する。記憶装置114は、例えば、ランダム又はシリアルアクセスメモリ装置、ハードドライブ、ソリッドステートドライブ、フラッシュメモリ装置など、任意の適切なコンピュータ可読記憶装置又はメディアであり得る。図1には1つの記憶装置114が示されているが、システム100は、任意の適切な数の記憶装置114（例えば、1つの記憶装置、2つの記憶装置、5つの記憶装置、10つの記憶装置など）を含んでもよい。記憶装置114は、呼吸治療システム120の呼吸治療装置122の筐体、ユーザ装置170の筐体、センサ130うちの1つ以上の筐体、又はそれらの任意の組み合わせに連結すること、及び／又はそれらの内部に位置付けることができる。制御システム110と同様に、記憶装置114は、（1つのそのような筐体内に）集中させるか、（物理的に区別される2つ以上のそのような筐体内に）分散させることができる。

40

【0036】

いくつかの実装形態では、記憶装置114は、ユーザに関連付けられたユーザプロフィールを記憶する。ユーザプロフィールは、例えば、ユーザに関連付けられた人口学的情報、ユーザに関連付けられた生体情報、ユーザに関連付けられた医療情報、自己報告のユーザフィードバック、ユーザに関連付けられた睡眠パラメータ（例えば、1つ以上の以前の睡眠セッションから記録された睡眠関連パラメータ）、又はそれらの任意の組み合わせを含んでもよい。人口学的情報は、例えば、ユーザの年齢、ユーザの性別、ユーザの人種、

50

家族歴（例えば、不眠症又は睡眠時無呼吸の家族歴）、ユーザの雇用状況、ユーザの教育状況、ユーザの社会経済状況、又はそれらの任意の組み合わせを示す情報を含んでもよい。医療情報は、例えば、ユーザに関連付けられた1つ以上の病状、ユーザによる薬剤使用量、又はその両方を示す情報を含んでもよい。医療情報データは、ユーザに関連付けられた転倒リスク評価（例えば、モース・フォール・スケールによる転倒リスクスコア）、反復睡眠潜時検査（MSLT）の結果、スコア及び／又はピッツバーグ睡眠質指数（PSQI）のスコア又は値をさらに含んでもよい。自己報告のユーザフィードバックは、自己報告の主観的な睡眠スコア（劣悪、普通、良好など）、自己報告のユーザの主観的なストレスレベル、自己報告のユーザの主観的な疲労度、自己報告のユーザの主観的な健康状態、ユーザが経験した最近のライフイベント、又はそれらの任意の組み合わせを示す情報を含んでもよい。

10

【0037】

電子インタフェース119は、データを記憶装置114に記憶し、及び／又は制御システム110のプロセッサ112によって分析できるように、1つ以上のセンサ130からデータ（例えば、生理学的データ及び／又は音響データ）を受信するように構成される。電子インタフェース119は、有線接続又は無線接続（例えば、RF通信プロトコル、WiFi通信プロトコル、ブルートゥース（登録商標）通信プロトコル、IR通信プロトコル、セルラーネットワーク、その他の光通信プロトコル等）を用いて、1つ以上のセンサ130と通信することができる。電子インタフェース119は、アンテナ、受信機（例えば、RF受信機）、送信機（例えば、RF送信機）、トランシーバ、又はそれらの任意の組み合わせを含んでもよい。電子インタフェース119は、本明細書に記載のプロセッサ112及び記憶装置114と同一又は同様のもう1つのプロセッサ及び／又はもう1つの記憶装置も含んでもよい。いくつかの実装形態では、電子インタフェース119は、ユーザ装置170に連結又は統合される。他の実装形態では、電子インタフェース119が、制御システム110及び／又は記憶装置114に連結されるか、それらと（例えば、筐体内で）統合される。

20

【0038】

上記のとおり、いくつかの実装形態では、システム100は、必要に応じて、呼吸治療システム120（呼吸圧治療システムとも呼ばれる）を含む。呼吸治療システム120は、呼吸治療装置122（呼吸圧装置とも呼ばれる）、ユーザインタフェース124（マスク、患者用インタフェースとも呼ばれる）、導管126（チューブ又は空気回路とも呼ばれる）、表示装置128、加湿タンク129、又はそれらの組み合わせを含んでもよい。いくつかの実装形態では、制御システム110、記憶装置114、表示装置128、センサ130のうちの1つ以上、及び加湿タンク129は、呼吸治療装置122の一部である。呼吸圧治療とは、（例えば、タンク換気装置又はキューラスなどの陰圧療法とは異なり、）ユーザの呼吸周期全体を通じて大気に対して名目上陽である制御された目標圧力で、ユーザの気道の入口に空気供給を印加することを指す。呼吸治療システム120は、一般に、1つ以上の睡眠関連呼吸障害（例えば、閉塞型睡眠時無呼吸、中枢型睡眠時無呼吸、混合型睡眠時無呼吸）、COPDなどの他の呼吸障害、その他の呼吸不全につながる障害であって、睡眠時及び覚醒時のいずれにも発現し得る障害に罹患している個体を治療するために使用される。

30

40

【0039】

呼吸治療装置122は、一般に、（例えば、1つ以上の圧縮機を駆動する1つ以上のモータを使用して）ユーザに送られる加圧空気を生成するために使用される。いくつかの実装形態では、呼吸治療装置122は、ユーザに送られる連続的な一定の空気圧を生成する。他の実装形態では、呼吸治療装置122は、2つ以上の所定の圧力（例えば、第1の所定の空気圧及び第2の所定の空気圧）を生成する。さらに他の実装形態では、呼吸治療装置122は、所定の範囲内の様々な異なる空気圧を生成するように構成される。例えば、呼吸治療装置122は、少なくとも約6 cmH₂O、少なくとも約10 cmH₂O、少なくとも約20 cmH₂O、約6 cmH₂O～約10 cmH₂O、約7 cmH₂O～約12 c

50

mH₂Oを送ることができる。呼吸治療装置122は、(周囲圧力に対して)正圧を維持しながら、例えば、約20L/分と約150L/分との間の所定の流量で加圧空気を送ることもできる。いくつかの実装形態では、制御システム110、記憶装置114、電子インタフェース119、又はこれらの任意の組み合わせは、呼吸治療装置122の筐体内に連結及び/又は配置されてもよい。

【0040】

ユーザインタフェース124は、ユーザの顔の一部と係合し、呼吸治療装置122からユーザの気道に加圧空気を送り、睡眠中に気道が狭窄及び/又は閉塞しないように支援する。これにより、睡眠中のユーザの酸素摂取量も増加し得る。適用される療法に応じて、ユーザインタフェース124は、例えば、ユーザの顔の領域又は部分とシールを形成して、治療を効果的にするために、周囲圧力に対する約10cmH₂Oの正圧など、周囲圧力と十分に異なる圧力でガスの供給を促進することができる。酸素を送るなどの他の治療形態において、ユーザインタフェースは、約10cmH₂Oの正圧で気道へガス供給を行いやすくするために十分なシールを含まない場合がある。

【0041】

いくつかの実装形態では、ユーザインタフェース124は、ユーザの鼻及び口を覆うフェイスマスクである(例えば、図2を参照)。代替的に、ユーザインタフェース124は、ユーザの鼻に空気を提供する鼻マスク、又はユーザの鼻孔に空気を直接送る鼻枕マスクであるか、又はそれを含む。ユーザインタフェース124は、ユーザの所望の位置(例えば、顔)のユーザインタフェース124の一部にユーザインタフェース124を位置付け、及び/又は安定させるための複数のストラップ(例えば面ファスナを含む)と、ユーザインタフェース124とユーザとの間に気密シールを提供するのを支援する等角のクッション(例えば、シリコーン、プラスチック、発泡体など)と、を有するストラップアセンブリを含むことができる。いくつかの実装形態では、ユーザインタフェース124は、コネクタ127と、1つ以上の通気口125とを含んでもよい。1つ以上の通気口125は、ユーザが排出した二酸化炭素及び他のガスを逃がすために使用されてもよい。他の実装形態では、ユーザインタフェース124が、マウスピース(例えば、ユーザの歯に適合するように成形されたナイトガードマウスピース、下顎再配置装置など)を含む。いくつかの実装形態では、コネクタ127は、ユーザインタフェース124(及び/又は導管126)とは別体であるが、連結可能である。コネクタ127は、ユーザインタフェース124を導管126に接続して流体的に連結するように構成される。

【0042】

導管126は、呼吸治療装置122及びユーザインタフェース124など、呼吸治療システム120の2つの構成要素間に空気が流れるようにする。いくつかの実装形態では、この導管に吸気及び呼気用の別々の枝管が存在し得る。他の実装形態では、単一枝回路導管は吸気及び呼気のいずれにも使用される。一般に、呼吸治療システム120は、呼吸治療装置122のモータとユーザ及び/又はユーザの気道との間に延びる空気経路を形成する。このように、空気経路は、一般に、少なくとも呼吸治療装置122のモータと、ユーザインタフェース124と、導管126とを含む。

【0043】

呼吸治療装置122、ユーザインタフェース124、導管126、表示装置128及び加湿タンク129のうちの1つ以上は、1つ以上のセンサ(例えば、圧力センサ、流量センサ、又はより一般的には、本明細書に記載の他のセンサ130のいずれか)を含むことができる。これらの1つ以上のセンサは、例えば、呼吸治療装置122によって供給された加圧空気の空気圧及び/又は流量を測定するために用いることができる。

【0044】

表示装置128は、一般的に、呼吸治療装置122に関する、静止画像、動画像又はその両方を含む画像(単数又は複数)、及び/又は情報を表示するために用いられる。例えば、表示装置128は、呼吸治療装置122の状態に関する情報(例えば、呼吸治療装置122がオン/オフであるか否か、呼吸治療装置122によって送られている空気の圧力

、呼吸治療装置 122 によって送られている空気の温度等）及び／又は他の情報（例えば、睡眠スコア又は治療スコア（それぞれが参照によりその全体が本明細書に組み込まれる国際公開第 2016/061629 号及び米国特許出願公開 2017/0311879 号明細書に記載されているような myAir™ スコア等）、現在の日付／時刻、ユーザの個人情報、ユーザへのアンケート等）を提供することができる。いくつかの実装形態では、表示装置 128 は、画像を表示するように構成されたグラフィカルユーザインタフェース（GUI）を入力インタフェースとして含むヒューマンマシンインタフェース（HMI）として機能する。表示装置 128 は、LED ディスプレイ、OLED ディスプレイ、LCD ディスプレイ等であってもよい。入力インタフェースは、例えば、タッチスクリーン又はタッチセンシティブ基板、マウス、キーボード、又は呼吸治療装置 122 と対話する人間のユーザによって行われた入力をセンシングするように構成された任意のセンサシステムであってもよい。

10

【0045】

加湿タンク 129 は、呼吸治療装置 122 に結合又は統合され、呼吸治療装置 122 から送られた加圧空気を加湿するために用いることができる水の貯留部を含む。呼吸治療装置 122 は、ユーザに提供される加圧空気を加湿するために、加湿タンク 129 内の水を加熱するヒーターを含み得る。さらに、いくつかの実装形態では、導管 126 は、ユーザに送られる加圧空気を加熱する（例えば、導管 126 に結合及び／又は埋め込まれた）加熱要素も含み得る。加湿タンク 129 は、空気経路の水蒸気入口に流体結合され、水蒸気を水蒸気入口を介して空気経路に送ることができるか又は空気経路自体の一部として空気経路と一列に形成することができる。他の実装形態では、呼吸治療装置 122 又は導管 126 は、無水加湿器を含み得る。無水加湿器は、システム 100 の他の場所に配置された他のセンサとインタフェースするセンサを組み込むことができる。

20

【0046】

呼吸治療システム 120 は、例えば、人工呼吸器、又は持続気道陽圧（CPAP）システム、自動気道陽圧（APAP）システム、バイレベル又は可変気道陽圧（BPAP 又は VPAP）システム等の気道陽圧（PAP）システム、又はそれらの任意の組み合わせとして用いることができる。CPAP システムは、（例えば、睡眠医師によって決定された）所定の空気圧をユーザに送る。APAP システムは、例えば、ユーザに関連する呼吸データに少なくとも部分的に基づいて、ユーザに送る空気圧を自動的に変化させる。BPAP 又は VPAP システムは、第 1 の所定の圧力（例えば、吸気気道陽圧又は IPAP）と、第 1 の所定の圧力より低い第 2 の所定の圧力（例えば、呼気気道陽圧又は EPAP）を送るように構成される。

30

【0047】

図 2 を参照すると、いくつかの実装形態に係るシステム 100（図 1）の一部が示されている。呼吸治療システム 120 のユーザ 210 及び同床者 220 は、ベッド 230 に位置し、マットレス 232 に横たわっている。ユーザインタフェース 124（例えば、フルフェイスマスク）は、睡眠セッション中のユーザ 210 によって着用することができる。ユーザインタフェース 124 は、導管 126 を介して呼吸治療装置 122 に流体結合及び／又は接続される。次に、呼吸治療装置 122 は、導管 126 及びユーザインタフェース 124 を介して加圧空気をユーザ 210 に送り、ユーザ 210 の喉における空気圧を上昇させて、睡眠中の気道の閉鎖及び／又は狭窄を防止するのを助ける。呼吸治療装置 122 は、ユーザが呼吸治療装置 122 と対話することを可能にする表示装置 128 を含み得る。呼吸治療装置 122 は、加圧空気を加湿するために用いられる水を貯蔵する加湿タンク 129 をさらに含み得る。呼吸治療装置 122 は、図 2 に示すようにベッド 230 に直接隣接するナイトテーブル 240 上、又はより一般的には、ベッド 230 及び／又はユーザ 210 にほぼ隣接する任意の表面又は構造上に配置することができる。ユーザはまた、ベッド 230 のマットレス 232 に横たわっている間、血圧装置 180 及び活動追跡器 190 を着用することができる。

40

【0048】

50

図1を再び参照して、システム100の1つ以上のセンサ130は、圧力センサ132、流量センサ134、温度センサ136、運動センサ138、マイクロフォン140、スピーカ142、無線周波数(RF)受信機146、RF送信機148、カメラ150、赤外線(IR)センサ152、フォトプレチスモグラム(PPG)センサ154、心電図(ECG)センサ156、脳波記録(EEG)センサ158、容量センサ160、力センサ162、歪みゲージセンサ164、筋電図(EMG)センサ166、酸素センサ168、検体センサ174、水分センサ176、光検出及び測距(LiDAR)センサ178又はそれらの任意の組み合わせを含む。一般的には、1つ以上のセンサ130のそれぞれは、記憶装置114又は1つ以上の他の記憶装置により受信し記憶されたセンサデータを出力するように構成される。センサ130は、眼電図(EOG)センサ、末梢酸素飽和度(SpO₂)センサ、ガルヴァニック皮膚反応(GSR)センサ、二酸化炭素(CO₂)センサ又はそれらの任意の組み合わせをさらに含み得る。

10

【0049】

1つ以上のセンサ130は、圧力センサ132、流量センサ134、温度センサ136、運動センサ138、マイクロフォン140、スピーカ142、RF受信機146、RF送信機148、カメラ150、IRセンサ152、PPGセンサ154、ECGセンサ156、EEGセンサ158、容量センサ160、力センサ162、歪みゲージセンサ164、EMGセンサ166、酸素センサ168、検体センサ174、水分センサ176及びLiDARセンサ178のそれぞれを含むものとして示され記載されているが、より一般的には、1つ以上のセンサ130は、本明細書に記載及び／又は示されている各センサの任意の組み合わせ及び任意の数を含み得る。

20

【0050】

1つ以上のセンサ130は、例えば、呼吸治療システム120のユーザ(図2のユーザ210等)、呼吸治療システム、ユーザと呼吸治療システム120の両方、又は他のエンティティ、物体、活動等に関連する生理学的データ、音響データ又はその両方を生成するために用いることができる。1つ以上のセンサ130によって生成された生理学的データは、睡眠セッション中のユーザに関連する睡眠-覚醒信号と、1つ以上の睡眠関連パラメータを決定するために制御システム110によって用いることができる。睡眠-覚醒信号は、睡眠、覚醒状態、リラックス覚醒状態、微小覚醒状態、又は急速眼球運動(REM)段階(典型的なREM段階と非典型的なREM段階の両方を含み得る)等の明瞭な睡眠段階、第1の非REM段階(「N1」と呼ばれることが多い)、第2の非REM段階(「N2」と呼ばれることが多い)、第3の非REM段階(「N3」と呼ばれることが多い)又はそれらの任意の組み合わせを含む、1つ以上の睡眠段階(睡眠状態とも呼ばれる)を示すことができる。センサ130等の1つ以上のセンサによって生成された生理学的データに基づいて睡眠段階を決定する方法は、例えば、それぞれが参照によりその全体が本明細書に組み込まれる、国際公開第2014/047310号、米国特許第10,492,720号明細書、米国特許第10,660,563号明細書、米国特許出願公開第2020/0337634号明細書、国際公開第2017/132726号、国際公開第2019/122413号、米国特許出願公開第2021/0150873号明細書、国際公開第2019/122414号、米国特許出願公開第2020/0383580号明細書に記載されている。

30

40

【0051】

睡眠-覚醒信号にはタイムスタンプを付けて、ユーザが就床する時刻、ユーザが離床した時刻、ユーザが入眠しようとした時刻等を示すこともできる。睡眠-覚醒信号は、例えば、1サンプル/秒、1サンプル/30秒、1サンプル/分等の所定のサンプリングレートで、睡眠セッション中に1つ以上のセンサ130によって測定することができる。睡眠-覚醒信号に少なくとも部分的に基づいて睡眠セッション中にユーザのために決定できる1つ以上の睡眠関連パラメータの例は、総就寝時間、総睡眠時間、総起床時間、入眠潜時、中途覚醒パラメータ、睡眠効率、分断指数、入眠時間量、呼吸数の一貫性、入眠時間、起床時間、睡眠障害の割合、移動回数又はそれらの任意の組み合わせを含む。

50

【0052】

1つ以上のセンサ130によって生成された生理学的データ及び／又は音響データは、睡眠セッション中のユーザに関連する呼吸信号を判断するために用いることもできる。呼吸信号は、一般的に、睡眠セッション中のユーザの呼吸を示す。呼吸信号は、例えば、呼吸数、呼吸数変動、吸気振幅、呼気振幅、吸気／呼気振幅比、吸気／呼気持続時間比、1時間当たりのイベント数、イベントのパターン、呼吸治療装置122の圧力設定又はそれらの任意の組み合わせを示すことができる。イベントは、いびき、無呼吸、中枢性無呼吸、閉塞型無呼吸、混合型無呼吸、呼吸低下、RERA、気流制限（例えば、努力の増加を示す負の胸腔内圧の上昇にもかかわらず、気流の増加がない結果となるイベント）、マスク漏れ（例えば、ユーザインタフェース124からの漏れ）、むずむず脚、睡眠障害、窒息、心拍数増加、心拍数変動、呼吸困難、喘息発作、てんかんの発症、発作、発熱、咳、くしゃみ、いびき、あえぎ、風邪又はインフルエンザ等の病気の存在、ストレスレベルの上昇等を含み得る。イベントは、例えば、それぞれが参照によりその全体が本明細書に組み込まれる、米国特許第5245995号明細書、米国特許第6502572号明細書、国際公開第2018/050913号、国際公開第2020/104465号に記載されているような当技術分野で知られている任意の手段によって検出することができる。

10

【0053】

圧力センサ132は、記憶装置114に記憶すること、及び／又は制御システム110のプロセッサ112によって分析することのできる圧力データを出力する。いくつかの実装形態では、圧力センサ132は、呼吸治療システム120のユーザの呼吸（例えば、吸入及び／又は呼気）及び／又は周囲圧力を示すセンサデータを生成する空気圧センサ（例えば、気圧センサ）である。このような実装形態では、圧力センサ132は、呼吸治療装置122に結合又は統合することができる。圧力センサ132は、例えば、容量センサ、電磁センサ、誘導センサ、抵抗センサ、圧電センサ、歪みゲージセンサ、光学センサ、電位差センサ又はそれらの任意の組み合わせであってもよい。一例では、圧力センサ132は、ユーザの血圧を決定するために用いることができる。

20

【0054】

流量センサ134は、記憶装置114に記憶すること、及び／又は制御システム110のプロセッサ112によって分析することのできる流量データを出力する。いくつかの実装形態では、流量センサ134は、呼吸治療装置122からの空気流量、導管126を通る空気流量、ユーザインタフェース124を通る空気流量又はそれらの任意の組み合わせを決定するために用いられる。そのような実装形態では、流量センサ134は、呼吸治療装置122、ユーザインタフェース124又は導管126に結合又は統合することができる。流量センサ134は、例えば、回転式流量計（例えば、ホール効果流量計）、タービン流量計、オリフィス流量計、超音波流量計、熱線センサ、渦センサ、膜センサ又はそれらの任意の組み合わせ等の質量流量センサであってもよい。

30

【0055】

温度センサ136は、記憶装置114に記憶すること、及び／又は制御システム110のプロセッサ112によって分析することのできる温度データを出力する。いくつかの実装形態では、温度センサ136は、ユーザの中核体温、ユーザ210の皮膚温度、呼吸治療装置122から及び／又は導管126を通過して流れる空気の温度、ユーザインタフェース124内の温度、周囲温度又はそれらの任意の組み合わせを示す温度データを生成する。温度センサ136は、例えば、熱電対センサ、サーミスタセンサ、シリコンバンドギャップ温度センサもしくは半導体センサ、抵抗温度検出器又はそれらの任意の組み合わせであってもよい。

40

【0056】

運動センサ138は、記憶装置114に記憶すること、及び／又は制御システム110のプロセッサ112によって分析することのできる運動データを出力する。運動センサ138は、睡眠セッション中のユーザの動き及び／又は呼吸治療装置122、ユーザインタフェース124又は導管126等の呼吸治療システム120の構成要素のいずれかの動き

50

を検出するために用いることができる。運動センサ 138 は、加速度計、ジャイロ스코プ及び磁力計等の 1 つ以上の慣性センサを含み得る。運動センサ 138 は、ユーザの顔の中又は周りの、及びユーザインタフェース 124 の近位のパルス等の動脈パルスに関連する運動又は加速度を検出するために用いることができ、パルスの形状、速度、振幅又は体積の特徴を検出するように構成される。いくつかの実装形態では、運動センサ 138 が、代替又は追加として、ユーザの体動を表す 1 つ以上の信号を生成し、この信号から、例えばユーザの呼吸運動を介して、ユーザの睡眠状態を表す信号が取得され得る。

【0057】

マイクロフォン 140 は、記憶装置 114 に記憶すること、及び／又は制御システム 110 のプロセッサ 112 によって分析することのできる音響データを出力する。本明細書においてさらに詳細に記載するように、マイクロフォン 140 によって生成された音響データは、（例えば、制御システム 110 を使用して）1 つ以上の睡眠関連パラメータを決定するために睡眠セッション中の 1 つ以上の音（例えば、ユーザからの音）として再生可能である。本明細書においてさらに詳細に記載するように、マイクロフォン 140 からの音響データはまた、睡眠セッション中のユーザが経験したイベントを（例えば、制御システム 110 を使用して）特定するために用いることができる。他の実装形態では、マイクロフォン 140 からの音響データは、呼吸治療システム 120 に関連するノイズを表す。いくつかの実装形態では、システム 100 は、複数のマイクロフォン（例えば、2 つ以上のマイクロフォン及び／又はビーム形成を用いたマイクロフォンの配列）を含むことにより、複数のマイクロフォンのそれぞれによって生成された音声データは、複数のマイクロフォンのうちの他のマイクロフォンによって生成された音声データを識別するために用いることができる。マイクロフォン 140 は、呼吸治療システム 120（又はシステム 100）に、一般的に任意の構成で結合又は統合することができる。例えば、マイクロフォン 140 は、呼吸治療装置 122、ユーザインタフェース 124、導管 126 又は他の構成要素の内部に配置することができる。マイクロフォン 140 はまた、呼吸治療装置 122 の外側、ユーザインタフェース 124 の外側、導管 126 の外側又は任意の他の構成要素の外側に隣接して配置するか又はこれに結合することができる。マイクロフォン 140 は、ユーザ装置 170 の構成要素であってもよい（例えば、マイクロフォン 140 はスマートフォンのマイクロフォンである）。マイクロフォン 140 は、ユーザインタフェース 124、導管 126、呼吸治療装置 122 又はそれらの任意の組み合わせに統合することができる。一般的に、マイクロフォン 140 は、少なくとも呼吸治療装置 122 のモータ、ユーザインタフェース 124 及び導管 126 を含む、呼吸治療システム 120 の空気経路内又はそれに隣接する任意の点に配置することができる。したがって、空気経路は、音響経路とも呼ばれる。

【0058】

スピーカ 142 は、ユーザに聞こえる音波を出力する。1 つ以上の実装形態では、音波は、システム 100 のユーザに聞こえるか又はシステムのユーザに聞こえない（例えば、超音波）。スピーカ 142 は、例えば、目覚まし時計として使用するか又は（例えば、イベントに応答して）ユーザへの警告又はメッセージを再生するために使用することができる。いくつかの実装形態では、スピーカ 142 は、マイクロフォン 140 によって生成された音響データをユーザに伝達するために用いることができる。スピーカ 142 は、呼吸治療装置 122、ユーザインタフェース 124、導管 126 又はユーザ装置 170 に結合又は統合することができる。

【0059】

マイクロフォン 140 及びスピーカ 142 は、別個の装置として使用することができる。いくつかの実装形態では、マイクロフォン 140 及びスピーカ 142 は、例えばそれぞれが参照によりその全体が本明細書に組み込まれる国際公開第 2018/050913 号及び国際公開第 2020/104465 号に記載されるように、音響センサ 141（例えば、SONAR センサ）に組み合わせることができる。そのような実装形態では、スピーカ 142 は、所定の間隔及び／又は周波数で音波を生成又は放出し、マイクロフォン 14

10

20

30

40

50

0 は、スピーカ 142 から放出された音波の反射を検出する。スピーカ 142 によって生成又は放出される音波は、ユーザ又はユーザの同床者（例えば、図 2 における同床者 220）の睡眠を妨げないように、人間の耳に聞こえない周波数（例えば、20 Hz 未満又は約 18 kHz 超）を有する。制御システム 110 は、マイクロフォン 140 及び／又はスピーカ 142 からのデータに少なくとも部分的に基づいて、ユーザの位置及び／又は、呼吸信号、呼吸数、吸気振幅、呼気振幅、吸気対呼気比、1 時間当たりのイベント数、イベントのパターン、睡眠段階、呼吸治療装置 122 の圧力設定、口漏れ状態又はそれらの任意の組み合わせなどの本明細書に記載の 1 つ以上の睡眠関連パラメータを決定することができる。この文脈では、SONAR センサは、超音波又は低周波数超音波センシング信号（例えば、約 17 ~ 23 kHz、18 ~ 22 kHz 又は 17 ~ 18 kHz の周波数範囲内）を空気を介して生成／送信すること等によるアクティブ音響センシングに関わるものと理解され得る。そのようなシステムは、上述の国際公開第 2018 / 050913 号、国際公開第 2020 / 104465 号に関連して考えることができる。いくつかの実装形態では、スピーカ 142 は骨伝導スピーカである。いくつかの実装形態では、1 つ以上のセンサ 130 は、(i) マイクロフォン 140 と同一又は同様であり、音響センサ 141 に統合された第 1 のマイクロフォンと、(ii) マイクロフォン 140 と同一又は同様だが、音響センサ 141 に統合された第 1 のマイクロフォンとは別々かつ別個である第 2 のマイクロフォンと、を含む。

10

【0060】

RF 送信機 148 は、所定の周波数及び／又は所定の振幅（例えば、高周波帯域内、低周波帯域内、長波信号、短波信号等）を有する電波を生成及び／又は放射する。RF 受信機 146 は、RF 送信機 148 から放射された電波の反射を検出し、このデータを制御システム 110 によって分析することにより、ユーザの位置及び／又は本明細書に記載の 1 つ以上の睡眠関連パラメータを決定することができる。RF 受信機（RF 受信機 146 及び RF 送信機 148 のどちらか、又は別の RF ペア）はまた、制御システム 110、呼吸治療装置 122、1 つ以上のセンサ 130、ユーザ装置 170 又はそれらの任意の組み合わせの間での無線通信に用いることができる。RF 受信機 146 及び RF 送信機 148 は、図 1 では分離された別個の要素として示されるが、いくつかの実装形態では、RF 受信機 146 及び RF 送信機 148 は、RF センサ 147（例えば、RADAR センサ）の一部として組み合わされる。いくつかのこのような実装形態では、RF センサ 147 は、制御回路を含む。RF 通信の具体的な形式は、Wi-Fi、Bluetooth（登録商標）等であってもよい。

20

【0061】

いくつかの実装形態では、RF センサ 147 は、メッシュシステムの一部である。メッシュシステムの一例は、それぞれが移動式／可動式又は固定式であってもよいメッシュノード、メッシュルータ（単数又は複数）及びメッシュゲートウェイ（単数又は複数）を含み得る、Wi-Fi メッシュシステムである。このような実装形態では、Wi-Fi メッシュシステムは、それぞれが RF センサ 147 と同一又は類似の RF センサを含む、Wi-Fi ルータ及び／又は Wi-Fi コントローラ、ならびに 1 つ以上の衛星（例えば、アクセスポイント）を含む。Wi-Fi ルータ及び衛星は、Wi-Fi 信号を使用して互いに連続的に通信する。Wi-Fi メッシュシステムは、物体又は人の移動が信号を部分的に妨害することによってルータと衛星（単数又は複数）との間で生じる Wi-Fi 信号の変化（例えば、受信信号強度の差）に少なくとも部分的に基づいて運動データを生成するために用いることができる。この運動データは、運動、呼吸、心拍数、歩行、転倒、挙動等、又はそれらの任意の組み合わせを示すことができる。

30

40

【0062】

カメラ 150 は、記憶装置 114 に記憶できる 1 つ以上の画像（例えば、静止画像、動画画像、熱画像又はそれらの組み合わせ）として再生可能な画像データを出力する。カメラ 150 からの画像データは、本明細書に記載の 1 つ以上の睡眠関連パラメータを決定するために制御システム 110 により用いることができる。例えば、カメラ 150 からの画像

50

データを用いてユーザの位置を識別して、ユーザがユーザのベッド（図2におけるベッド230等）に入る時間、ユーザがベッド230を出る時間を決定することができる。カメラ150はまた、眼球運動、瞳孔拡張（ユーザの片眼又は両眼が開いている場合）、瞬目率又はREM睡眠中の任意の変化を追跡するために用いることができる。カメラ150はまた、位置閉塞型睡眠時無呼吸を有するユーザの無呼吸症状の継続時間及び／又は重症度に影響を与えることができるユーザの位置を追跡するために用いることができる。

【0063】

IRセンサ152は、記憶装置114に記憶できる1つ以上の赤外線画像（例えば、静止画像、動画画像又は両方）として再生可能な赤外線画像データを出力する。IRセンサ152からの赤外線データは、ユーザの温度及び／又はユーザの移動を含む、睡眠セッション中の1つ以上の睡眠関連パラメータを決定するために用いることができる。IRセンサ152はまた、ユーザの存在、位置及び／又は移動を測定する際に、カメラ150と組み合わせる用いることができる。IRセンサ152は、例えば、約700nmと約1mmとの間の波長を有する赤外光を検出することができるのに対し、カメラ150は、約380nmと約740nmとの間の波長を有する可視光を検出することができる。

【0064】

IRセンサ152は、記憶装置114に記憶できる1つ以上の赤外線画像（例えば、静止画像、動画画像又は両方）として再生可能な赤外線画像データを出力する。IRセンサ152からの赤外線データは、ユーザの温度及び／又はユーザの移動を含む、睡眠セッション中の1つ以上の睡眠関連パラメータを決定するために用いることができる。IRセンサ152はまた、ユーザの存在、位置及び／又は移動を測定する際に、カメラ150と組み合わせる用いることができる。IRセンサ152は、例えば、約700nmと約1mmとの間の波長を有する赤外光を検出することができるのに対し、カメラ150は、約380nmと約740nmとの間の波長を有する可視光を検出することができる。

【0065】

PPGセンサ154は、例えば、心拍数、心拍数パターン、心拍数変動、心周期、呼吸数、吸気振幅、呼気振幅、吸気対呼気比、推定血圧パラメータ（単数又は複数）又はそれらの任意の組み合わせ等の1つ以上の睡眠関連パラメータを判断するために用いることができる、ユーザに関連する生理学的データを出力する。PPGセンサ154は、ユーザによる着用、ユーザが着用する衣類及び／又は布地への埋め込み、ユーザインタフェース124及び／又はその関連するヘッドギア（例えば、ストラップなど）への埋め込み及び／又は結合等が可能である。

【0066】

ECGセンサ156は、ユーザの心臓の電氣的活動に関連する生理学的データを出力する。いくつかの実装形態では、ECGセンサ156は、睡眠セッション中のユーザの一部の上又はその周囲に配置された1つ以上の電極を含む。ECGセンサ156からの生理学的データは、例えば、本明細書に記載の1つ以上の睡眠関連パラメータを決定するために用いることができる。

【0067】

EEGセンサ158は、ユーザの脳の電氣的活動に関連する生理学的データを出力する。いくつかの実装形態では、EEGセンサ158は、睡眠セッション中のユーザの頭皮の上又はその周囲に配置された1つ以上の電極を含む。EEGセンサ158からの生理学的データは、例えば、睡眠セッション中の任意の所与の時間におけるユーザの睡眠状態又は睡眠段階を決定するために用いることができる。いくつかの実装形態では、EEGセンサ158は、ユーザインタフェース124及び／又はその関連するヘッドギア（例えば、ストラップ等）に統合することができる。

【0068】

容量センサ160、力センサ162及び歪みゲージセンサ164は、データを出力し、該データを、記憶装置114に記憶し、本明細書に記載の1つ以上の睡眠関連パラメータを決定するために制御システム110により用いることができる。EMGセンサ166は

10

20

30

40

50

、1つ以上の筋肉により生み出された電氣的活動に関連する生理学的データを出力する。酸素センサ168は、（例えば、導管126内又はユーザインタフェース124における）気体の酸素濃度を示す酸素データを出力する。酸素センサ168は、例えば、超音波酸素センサ、電気酸素センサ、化学酸素センサ、光学酸素センサ又はそれらの任意の組み合わせであってもよい。いくつかの実装形態では、1つ以上のセンサ130はまた、ガルバニック皮膚反応（GSR）センサ、血流センサ、呼吸センサ、脈拍センサ、血圧計センサ、酸素測定センサ又はそれらの任意の組み合わせを含む。

【0069】

検体センサ174は、ユーザの呼気中の検体の存在を検出するために用いることができる。検体センサ174により出力されたデータは、記憶装置114に記憶し、ユーザの息における任意の検体の同一性及び濃度を決定するために制御システム110により用いることができる。いくつかの実装形態では、検体センサ174は、ユーザの口付近に配置されて、ユーザの呼気中の検体を検出する。例えば、ユーザインタフェース124がユーザの鼻及び口を覆う顔面マスクである場合、検体センサ174を顔面マスク内に配置してユーザの口呼吸を監視することができる。他の実装形態では、ユーザインタフェース124が鼻マスク又は鼻枕マスクである場合等に、検体センサ174をユーザの鼻付近に配置して、ユーザの鼻からの呼気中の検体を検出することができる。さらに他の実装形態では、ユーザインタフェース124が鼻マスク又は鼻枕マスクである場合、検体センサ174をユーザの口付近に配置することができる。この実装形態では、検体センサ174は、ユーザの口から不用意に空気が漏れていないか否かを検出するために用いることができる。いくつかの実装形態では、検体センサ174は、二酸化炭素等の炭素系化学物質又は化合物を検出するために用いることができる、揮発性有機化合物（VOC）センサである。いくつかの実装形態では、検体センサ174はまた、ユーザが鼻又は口で呼吸しているか否かを検出することができる。例えば、ユーザの口付近又は（ユーザインタフェース124が顔面マスクである実装形態では）顔面マスク内に配置された検体センサ174により出力されたデータにより検体の存在が検出された場合、制御システム110は、ユーザがその口で呼吸しているという指標としてこのデータを使用することができる。

【0070】

水分センサ176は、記憶装置114に記憶し、制御システム110により用いることができる、データを出力する。水分センサ176は、ユーザを取り巻く様々な領域（例えば、導管126又はユーザインタフェース124の内部、ユーザの顔付近、導管126とユーザインタフェース124との間の接続部付近、導管126と呼吸治療装置122との間の接続部付近等）における水分を検出するために用いることができる。したがって、いくつかの実装形態では、水分センサ176をユーザインタフェース124又は導管126内に結合又は統合して、呼吸治療装置122からの加圧空気の湿度を監視することができる。他の実装形態では、水分センサ176は、水分レベルを監視する必要がある任意の領域付近に配置される。水分センサ176はまた、例えばユーザの寝室内の空気等、ユーザを取り巻く周囲環境の湿度を監視するために用いることができる。水分センサ176はまた、環境変化に対するユーザの生体反応を追跡するために用いることができる。

【0071】

1つ以上のLiDARセンサ178は、深さをセンシングするために用いることができる。このタイプの光学センサ（レーザセンサ等）は、物体を検出し、生活空間等の周囲環境の3次元（3D）マップを作成するために用いることができる。LiDARは、一般的に、パルスレーザを利用して飛行時間を計測する。LiDARは、3Dレーザスキャンとも呼ばれる。このようなセンサの一使用例では、LiDARセンサ178を有する固定又は（スマートフォン等の）モバイル機器は、センサから5メートル以上離れた領域を測定しマッピングすることができる。LiDARデータは、例えば電磁式RADARセンサによって推定されたポイントクラウドデータと融合させることができる。LiDARセンサ178はまた、人工知能（AI）を使用して、（RADARに対して高反射性であってもよい）ガラス窓等、RADARシステムに問題が発生する可能性のある空間内の特徴を検

10

20

30

40

50

出し分類することにより、RADARシステムのジオフェンスを自動的に作成し得る。LiDARはまた、人の身長に加え、人が座ったとき、倒れたとき等に生じる身長の変化を推定するために用いることができる。LiDARは、環境の3Dメッシュ表現を形成するために使用することができる。さらなる用途では、電波が通過する固体表面（例えば、電波透過性材料）に対しては、LiDARがそのような表面で反射することがあり、そのため異なるタイプの障害物の分類が可能となる。

【0072】

図1では別々に示されるが、1つ以上のセンサ130の任意の組み合わせを、呼吸治療装置122、ユーザインタフェース124、導管126、加湿タンク129、制御システム110、ユーザ装置170又はそれらの任意の組み合わせを含むシステム100の構成要素のうちの任意の1つ以上に統合及び／又は結合することができる。例えば、音響センサ141及び／又はRFセンサ147は、ユーザ装置170に統合及び／又は結合することができる。このような実装形態では、ユーザ装置170は、本開示のいくつかの態様に係るシステム100（例えば、制御システム110）により使用される追加の又は二次データを生成する二次装置と考えることができる。いくつかの実装形態では、圧力センサ132及び／又は流量センサ134は、呼吸治療装置122に統合及び／又は結合される。いくつかの実装形態では、1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つは、呼吸治療装置122、制御システム110又はユーザ装置170に結合されず、睡眠セッション中のユーザに概ね隣接して配置される（例えば、ユーザの一部に配置又は接触する、ユーザが着用する、ナイトスタンドに結合又は配置される、マットレスに結合される、天井に結合される等）。より一般的には、1つ以上のセンサ130は、1つ以上の睡眠セッション中のユーザ及び／又は同床者220に関連する生理学的データを生成できるように、ユーザに対して任意の適切な位置に配置することができる。

【0073】

1つ以上のセンサ130からのデータを分析して、呼吸信号、呼吸数、呼吸パターン、吸気振幅、呼気振幅、吸気呼気比、1つ以上のイベントの発生、1時間あたりのイベント数、イベントのパターン、イベントの平均継続時間、イベント持続期間の範囲、異なるイベント数の比率、睡眠段階、無呼吸低呼吸指数(AHI)又はそれらの任意の組み合わせを含み得る1つ以上の睡眠関連パラメータを決定することができる。1つ以上のイベントは、いびき、無呼吸、中枢性無呼吸、閉塞型無呼吸、混合型無呼吸、低呼吸、意図的なユーザインタフェースの漏れ、意図しないユーザインタフェースの漏れ、口漏れ、咳、むずむず脚、睡眠障害、窒息、心拍数増加、呼吸困難、喘息発作、てんかんの発症、発作、血圧上昇、過換気又はそれらの任意の組み合わせを含み得る。これらの睡眠関連パラメータの多くは生理学的パラメータであるが、睡眠関連パラメータの一部は非生理学的パラメータと見なすことができる。1つ以上のセンサ130からのデータ又は他のタイプのデータのいずれかに基づいて、他のタイプの生理学的及び非生理学的パラメータを決定することもできる。

【0074】

ユーザ装置170は、表示装置172を含む。ユーザ装置170は、例えば、スマートフォン、タブレット、ラップトップ、ゲームコンソール、スマートウォッチ等のモバイル機器であってよい。代替的に、ユーザ装置170は、外部センシングシステム、テレビ（例えば、スマートテレビ）又は別のスマートホーム装置（例えば、Google Home、Amazon Echo、Alexa等のスマートスピーカ（単数又は複数））であってよい。いくつかの実装形態では、ユーザ装置170は、ウェアラブル機器（例えば、スマートウォッチ）である。表示装置172は一般的に、静止画像、動画像又はその両方を含む画像（単数又は複数）を表示するために用いられる。いくつかの実装形態では、表示装置172は、画像（単数又は複数）を表示するように構成されたグラフィックユーザインタフェース(GUI)及び入力インタフェースを含むヒューマンマシンインタフェース(HMI)として機能する。表示装置172は、LEDディスプレイ、OLEDディスプレイ、LCDディスプレイ等であってよい。入力インタフェースは、例えば、タッチス

クリーン又はタッチセンシティブ基板、マウス、キーボード、又はユーザ装置 170 と対話する人間ユーザによって行われた入力をセンシングするように構成された任意のセンサシステムであってもよい。いくつかの実装形態では、1つ以上のユーザ装置 170 を、システム 100 により用いること、及び／又はシステム 100 に含めることができる。

【0075】

血圧装置 180 は、一般的に、ユーザに関連する1つ以上の血圧測定値を決定するための生理学的データの生成を支援するために用いられる。血圧装置 180 は、例えば、収縮期血圧成分及び／又は拡張期血圧成分を測定するために、1つ以上のセンサ 130 のうちの少なくとも1つを含み得る。

【0076】

いくつかの実装形態では、血圧装置 180 は、ユーザが着用できる膨張カフと圧力センサ（例えば、本明細書に記載の圧力センサ 132）を含む血圧計である。例えば、図2の例に示されるように、血圧装置 180 は、ユーザの上腕に装着することができる。血圧装置 180 が血圧計である実装形態では、血圧装置 180 はまた、カフを膨張させるポンプ（例えば、手動操作バルブ）を含む。いくつかの実装形態では、血圧装置 180 は、呼吸治療システム 120 の呼吸治療装置 122 に結合され、呼吸治療装置 122 は加圧空気を供給してカフを膨張させる。より一般的には、血圧装置 180 は、制御システム 110、記憶装置 114、呼吸治療システム 120、ユーザ装置 170 及び／又は活動量計 190 に通信可能に結合及び／又は（例えば、ハウジング内に）物理的に統合することができる。

【0077】

活動量計 190 は、一般的に、ユーザに関連する活動測定値を決定するための生理学的データの生成を支援するために用いられる。活動測定値は、例えば、歩数、移動距離、登り歩数、身体活動の持続時間、身体活動のタイプ、身体活動の強度、立って過ごした時間、呼吸数、平均呼吸数、安静時呼吸数、最大呼吸数、呼吸数変動、心拍数、平均心拍数、安静時心拍数、最大心拍数、心拍数変動、カロリー消費量、血中酸素飽和度、皮膚電気活動（皮膚コンダクタンス又はガルバニック皮膚反応としても知られている）又はそれらの任意の組み合わせを含み得る。活動量計 190 は、例えば、運動センサ 138（例えば、1つ以上の加速度計及び／又はジャイロスコープ）、PPGセンサ 154 及び／又はECGセンサ 156 等の本明細書に記載の1つ以上のセンサ 130 を含み得る。

【0078】

いくつかの実装形態では、活動量計 190 は、スマートウォッチ、リストバンド、リング又はパッチ等のユーザが着用できるウェアラブル機器である。例えば、図2を参照すると、活動量計 190 は、ユーザの手首に装着される。活動量計 190 はまた、ユーザが着用する衣類又は衣服に結合又は統合することができる。さらに代替的に、活動量計 190 はまた、ユーザ装置 170 に結合又は（例えば、同じハウジング内に）統合することができる。より一般的には、活動量計 190 は、制御システム 110、記憶装置 114、呼吸治療システム 120、ユーザ装置 170 及び／又は血圧計 180 に通信可能に結合及び／又は（例えば、ハウジング内に）物理的に統合することができる。

【0079】

制御システム 110 及び記憶装置 114 は、システム 100 の分離された別個の構成要素として記載され図1に示されるが、いくつかの実装形態では、制御システム 110 及び／又は記憶装置 114 は、ユーザ装置 170 及び／又は呼吸治療装置 122 に統合される。代替的に、いくつかの実装形態では、制御システム 110 又はその一部（例えば、プロセッサ 112）は、クラウドに配置し（例えば、サーバに統合され、モノのインターネット（IoT）装置に統合され、クラウドに接続され、エッジクラウド処理を受ける）、1つ以上のサーバ（例えば、リモートサーバ、ローカルサーバ等、又はそれらの任意の組み合わせ）に配置することができる。

【0080】

システム 100 は、上記構成要素の全てを含むものとして示されるが、本開示の実装形

10

20

30

40

50

態によれば、ユーザによって使用されるユーザインタフェースを識別するためのシステムには、より多くの又はより少ない構成要素を含めることができる。例えば、第1の代替システムは、制御システム110、記憶装置114及び1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つを含む。別の例として、第2の代替システムは、制御システム110、記憶装置114、1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つ及びユーザ装置170を含む。さらに他の例として、第3の代替システムは、制御システム110、記憶装置114、呼吸治療システム120、1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つ及びユーザ装置170を含む。さらなる例として、第4の代替システムは、制御システム110、記憶装置114、呼吸治療システム120、1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つ、ユーザ装置170、ならびに血圧装置180及び／又は活動量計190を含む。したがって、圧力設定を変更するためのさまざまなシステムは、本明細書に示され記載された構成要素の任意の部分（単数又は複数）を使用し、かつ／又は1つ以上の他の構成要素と組み合わせて形成することができる。

10

【0081】

再び図2を参照すると、いくつかの実装形態では、制御システム110、記憶装置114、1つ以上のセンサ130のいずれか又はそれらの組み合わせは、ベッド230及び／又はユーザ210に概ね隣接する任意の表面及び／又は構造上及び／又は任意の表面及び／又は構造内に配置することができる。例えば、いくつかの実装形態では、1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つは、ベッド230及び／又はユーザ210に隣接する呼吸治療システム120の1つ以上の構成要素上及び／又は該構成要素内の第1の位置に配置することができる。1つ以上のセンサ130は、呼吸治療システム120、ユーザインタフェース124、導管126、表示装置128、加湿タンク129又はそれらの組み合わせに結合することができる。

20

【0082】

代替的又は追加的に、1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つは、ベッド230上及び／又はベッド230内の第2の位置に配置することができる（例えば、1つ以上のセンサ130は、ベッド230に結合及び／又は統合される）。さらに、代替的又は追加的に、1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つは、ベッド230及び／又はユーザ210に隣接するマットレス232上及び／又はマットレス232内の第3の位置に配置することができる（例えば、1つ以上のセンサ130は、マットレス232に結合及び／又は統合される）。代替的又は追加的に、1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つは、ベッド230及び／又はユーザ210に概ね隣接する枕の上及び／又は枕の中の第4の位置に配置することができる。

30

【0083】

代替的又は追加的に、1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つは、ベッド230及び／又はユーザ210に概ね隣接するナイトスタンド240上及び／又はナイトスタンド240内の第5の位置に配置することができる。代替的又は追加的に、1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つは、ユーザ210に結合及び／又は配置されるように第6の位置に配置することができる（例えば、1つ以上のセンサ130は、ユーザ210が着用する布地、衣類及び／又はスマートデバイスに埋め込まれるか又は結合される）。より一般的には、1つ以上のセンサ130のうちの少なくとも1つは、ユーザ210に関連するセンサデータを生成できるように、ユーザ210に対して任意の適切な位置に配置することができる。

40

【0084】

いくつかの実装形態では、マイクロフォン140等の一次センサは、睡眠セッション中のユーザ210に関連する音響データを生成するように構成される。例えば、1つ以上のマイクロフォン（図1のマイクロフォン140と同一又は類似のもの）は、（i）呼吸治療装置122の回路基板、（ii）導管126、（iii）呼吸治療システム120の構成要素間のコネクタ、（iv）ユーザインタフェース124、（v）ユーザインタフェースに関連するヘッドギア（例えば、ストラップ）又は（vi）それらの組み合わせに統合

50

及び／又は結合することができる。

【0085】

いくつかの実装形態では、一次センサに加えて、1つ以上の二次センサは、追加のデータを生成することができる。いくつかのこのような実装形態では、1つ以上の二次センサは、マイクロフォン（例えば、システム100のマイクロフォン140）、流量センサ（例えば、システム100の流量センサ134）、圧力センサ（例えば、システム100の圧力センサ132）、温度センサ（例えば、システム100の温度センサ136）、カメラ（例えば、システム100のカメラ150）、ベーン式センサ（VAF）、熱線センサ（MAF）、冷線センサ、層流センサ、超音波センサ、慣性センサ又はそれらの組み合わせを含む。

10

【0086】

代替的又は追加的に、1つ以上のマイクロフォン（図1のマイクロフォン140と同一又は類似のもの）は、ユーザ装置170、TV、ウォッチ（例えば、機械式ウォッチ又はユーザが着用する別のスマートデバイス）、ペンダント、マットレス232、ベッド230、ベッド230上に配置された寝具、枕、スピーカ（例えば、図1のスピーカ142）、ラジオ、タブレット型のデバイス、無水加湿器又はそれらの組み合わせ等の कोरोケートされたスマートデバイスに統合及び／又は結合することができる。 कोरोケートされたスマートデバイスは、ユーザ、呼吸治療システム120及び／又はシステム100の任意の部分によって放出された音を検出するための範囲内にある任意のスマートデバイスであってもよい。いくつかの実装形態では、 कोरोケートされたスマートデバイスとは、睡眠セッション中にユーザと同じ部屋にあるスマートデバイスである。

20

【0087】

代替的又は追加的に、いくつかの実装形態では、1つ以上のマイクロフォン（図1のマイクロフォン140と同一又は類似）は、それに音響信号を伝える空気通路があれば、システム100（図1）及び／又はユーザ210（図2）から離れてもよい。例えば、1つ以上のマイクロフォンは、システム100が収容された部屋とは異なる部屋に設置されてもよい。いくつかの実装形態では、音響データの解析に少なくとも部分的に基づいて、ユーザの気道における物理的な障害物を特徴づけ及び／又は判定することができる。

【0088】

ここでは、睡眠セッションは、例えば、初期開始時刻と終了時刻に少なくとも部分的に基づいて、いくつかの方法で定義することができる。いくつかの実装形態では、睡眠セッションは、ユーザが眠っている持続期間であり、すなわち、睡眠セッションは、開始時刻と終了時刻とを有し、睡眠セッション中にユーザが終了時刻まで目を覚ますことはない。すなわち、ユーザが覚醒している時間は、睡眠セッションに含まれていない。睡眠セッションのこの第1の定義によれば、ユーザが一晩で何度も目を覚まし、入眠する場合、覚醒区間によって隔てられたそれぞれの睡眠区間が睡眠セッションとなる。

30

【0089】

あるいは、いくつかの実装形態では、睡眠セッションは、開始時刻と終了時刻とを有し、睡眠セッション中、ユーザは、ユーザが覚醒している累積持続期間が覚醒持続期間閾値を下回っている限り、睡眠セッションが終了することなく、目を覚ますことができる。覚醒持続期間閾値は、睡眠セッションの百分率として定義することができる。覚醒持続期間閾値は、例えば、睡眠セッションの約20%、睡眠セッション持続期間の約15%、睡眠セッション持続期間の約10%、睡眠セッション持続期間の約5%、睡眠セッション持続期間の約2%等、又はその他の任意の閾値百分率であり得る。いくつかの実装形態では、覚醒持続期間閾値は、例えば、約1時間、約30分間、約15分間、約10分間、約5分間、約2分間等の一定時間、又は他の任意の時間と定義される。

40

【0090】

いくつかの実装形態では、睡眠セッションは、ユーザが夜に最初に就床した時刻から、翌朝に最後に離床した時刻までの総時間と定義される。換言すれば、睡眠セッションは、ユーザが、就寝するという意図を持って最初に就床した（ユーザが、就寝前にまずテレビ

50

を見たりスマートフォンを楽しんだりすることを意図した場合を除く）、今夜と称され得る第1の日付（例えば、2020年1月6日、月曜日）の第1の時刻（例えば、午後10時）に開始し、ユーザが、その翌朝にもう寝ないという意図を持って最初にベッドから出た、翌朝と称され得る第2の日付（例えば、2020年1月7日、火曜日）の第2の時刻（例えば、午前7時）に終了する期間と定義することができる。

【0091】

いくつかの実装形態では、ユーザは、睡眠セッションの開始を手動で設定したり、睡眠セッションの終了を手動で設定したりすることができる。例えば、ユーザは、ユーザ装置170（図1）の表示装置172に表示される1つ以上のユーザ選択可能要素を選択（例えば、クリック、又はタップ）して、睡眠セッションを手動で開始又は終了させることができる。

10

【0092】

図3を参照すると、睡眠セッションの例示的なタイムライン300が示されている。タイムライン300は、就床時刻（ t_{bed} ）と、就寝時刻（ t_{GTS} ）と、初期睡眠時刻（ t_{sleep} ）と、第1の微小覚醒 MA_1 と、第2の微小覚醒 MA_2 と、覚醒Aと、目覚時刻（ t_{wake} ）と、起床時刻（ t_{rise} ）と、を含む。

【0093】

就床時刻 t_{bed} は、ユーザが入眠する前に最初に就床（例えば、図2のベッド230）する（例えば、ユーザがベッドに横になったり座ったりする）時刻と関連付けられる。就床時刻 t_{bed} は、ユーザが寝るために就床する時刻と、ユーザが他の理由で（例えば、テレビを見る）就床する時刻と、を区別するために、就床閾値持続期間に少なくとも部分的に基づいて特定することができる。例えば、就床閾値持続期間は、少なくとも約10分間、少なくとも約20分間、少なくとも約30分間、少なくとも約45分間、少なくとも約1時間、少なくとも約2時間などであり得る。本明細書では、ベッドに関連して就床時刻 t_{bed} を説明するが、より一般的には、就床時刻 t_{bed} は、ユーザが寝るために任意の位置（例えば、ソファ、椅子、寝袋など）に最初に就いた時刻を意味することができる。

20

【0094】

就寝時刻（ GTS ）は、ユーザが、就床（ t_{bed} ）した後、最初に入眠しようとする時刻と関連付けられる。例えば、ユーザは、就床した後、入眠しようとする前に、くつろぐために1つ以上の活動（例えば、読書、テレビ視聴、音楽鑑賞、ユーザ装置170の使用など）に関与することがある。初期睡眠時刻（ t_{sleep} ）は、ユーザが最初に入眠した時刻である。例えば、初期睡眠時刻（ t_{sleep} ）は、ユーザが最初に第1の非REM段階に入った時刻であり得る。

30

【0095】

目覚時刻 t_{wake} は、ユーザが睡眠に戻ることなく目を覚ました時刻（例えば、ユーザが真夜中に目覚めて睡眠に戻るのと異なる時刻）と関連付けられる時刻である。ユーザは、最初に入眠した後、短い持続期間（例えば、5秒、10秒、30秒、1分など）を有する、より多くの無意識の微小覚醒（例えば、微小覚醒 MA_1 及び MA_2 ）のうちの1つを経験し得る。目覚時刻 t_{wake} とは対照的に、ユーザは、各微小覚醒 MA_1 や MA_2 の後に再び睡眠に戻る。同様に、ユーザは、最初に入眠した後、1回以上の意識的な覚醒（例えば、覚醒A1）（例えば、トイレに行くために起きる、子供やペットの世話をする、夢遊病など）を起こすことがある。しかし、ユーザは、覚醒Aの後に再び睡眠に戻る。したがって、目覚時刻 t_{wake} は、例えば、目覚閾値持続期間（例えば、15分間以上、20分間以上、30分間以上、1時間以上など）に少なくとも部分的に基づいて定義することができる。

40

【0096】

同様に、起床時刻 t_{rise} は、睡眠セッションを終了させる目的で、ユーザがベッドから出て、ベッドを離れる状態を続ける（例えば、夜間に起きてトイレに行く、子供やペットの世話をする、夢遊病などとは反対である）時間と関連付けられる。換言すれば、起床時刻 t_{rise} は、ユーザが次の睡眠セッション（例えば、次の夜）までベッドに戻るこ

50

なく、最後にベッドを離れた時刻である。したがって、起床時刻 t_{rise} は、例えば、起床閾値持続期間（例えば、ユーザがベッドを離れて15分以上、20分以上、30分以上、1時間以上経過した場合など）に少なくとも部分的に基づいて定義することができる。2回目以降の就床時刻 t_{bed} も、起床閾値持続期間（例えば、ユーザがベッドを離れて4時間以上、6時間以上、8時間以上、12時間以上経過した場合など）に少なくとも部分的に基づいて定義することができる。

【0097】

上述したように、ユーザは、最初の t_{bed} から最後の t_{rise} までの間に、夜間にもう一回目覚めてベッドから出ることがある。いくつかの実装形態では、最後の目覚時刻 t_{wake} 及び／又は最後の起床時刻 t_{rise} は、イベント（例えば、入眠するか又はベッドを離れること）に続く時間の所定の閾値持続期間に少なくとも部分的に基づいて特定又は決定される。このような閾値持続期間は、ユーザ向けにカスタマイズすることができる。夜に就床し、朝に目覚めてベッドから出る標準ユーザの場合、いずれかの期間にユーザが目覚めて (t_{wake}) 又は起床して (t_{rise}) から、就床 (t_{bed}) し、就寝 (t_{GTS}) 又は入眠する (t_{sleep}) までの期間は、約12時間から約18時間まで使用可能である。就寝時間がより長いユーザの場合、より短い閾値期間（例えば、約8時間から約14時間）を使用してもよい。閾値期間は、ユーザの睡眠行動を監視するシステムに少なくとも部分的に基づいて、最初に選択及び／又は後に調整されてもよい。

【0098】

総就寝時間 (TIB) とは、就床時刻 t_{bed} から起床時刻 t_{rise} までの持続期間である。総睡眠時間 (TST) は、初期睡眠時刻から目覚時刻までの、意識的又は無意識の覚醒及び／又は微小覚醒を除いた持続期間と関連付ける。一般的に、総睡眠時間 (TST) は、総就寝時間 (TIB) よりも短くなる（例えば、1分間短い、10分間短い、1時間短いなど）。例えば、図3のタイムライン300を参照すると、総睡眠時間 (TST) は、初期睡眠時刻 t_{sleep} と目覚時刻 t_{wake} との間にわたっているが、第1の微小覚醒 MA_1 、第2の微小覚醒 MA_2 、及び覚醒 A の持続期間は除外される。図示されているように、この例では、総睡眠時間 (TST) は総就寝時間 (TIB) よりも短い。

【0099】

いくつかの実装形態では、総睡眠時間 (TST) は、総持続的睡眠時間 (PTST) として定義することができる。このような実装形態では、総持続的睡眠時間は、第1の非REM段階（例えば、浅睡眠段階）の所定の初期部分又は初期期間を除外する。例えば、所定の初期部分は、約30秒間から約20分間、約1分間から約10分間、約3分間から約5分間などとすることができる。総持続的睡眠時間は、持続睡眠の指標であり、睡眠／覚醒ヒプノグラムを平滑化するものである。例えば、ユーザが最初に入眠するとき、ユーザは、非常に短い時間（例えば、約30秒間）第1の非REM段階に入り、その後、短い時間（例えば、1分間）覚醒段階に戻り、そして、第1の非REM段階に戻ることができる。この例では、総持続的睡眠時間は、第1の非REM段階の第1のインスタンス（例えば、約30秒間）を除外している。

【0100】

いくつかの実装形態では、睡眠セッションは、就床時刻 (t_{bed}) に始まり、起床時刻 (t_{rise}) に終わる、すなわち、睡眠セッションは、総就寝時間 (TIB) として定義される。いくつかの実装形態では、睡眠セッションは、初期睡眠時刻 (t_{sleep}) に始まり、目覚時刻 (t_{wake}) に終わると定義される。いくつかの実装形態では、睡眠セッションは、総睡眠時間 (TST) として定義される。いくつかの実装形態では、睡眠セッションは、就寝時刻 (t_{GTS}) に始まり、目覚時刻 (t_{wake}) に終わると定義される。いくつかの実装形態では、睡眠セッションは、就寝時刻 (t_{GTS}) に始まり、起床時刻 (t_{rise}) に終わると定義される。いくつかの実装形態では、睡眠セッションは、就床時刻 (t_{bed}) に始まり、目覚時刻 (t_{wake}) に終わると定義される。いくつかの実装形態では、睡眠セッションは、初期睡眠時刻 (t_{sleep}) に始まり、起床時刻 (t_{rise}) に終わると定義される。

【0101】

図4を参照すると、いくつかの実装形態に係るタイムライン300（図3）に対応する例示的なヒプノグラム350が示されている。図示されているように、ヒプノグラム350は、睡眠－覚醒信号351、覚醒段階軸360、REM段階軸370、浅睡眠段階軸380、及び深睡眠段階軸390を含む。睡眠－覚醒信号351と軸360～390のうちの1つとの交点は、睡眠セッション中の任意の所与時間における睡眠段階を示すものである。

【0102】

睡眠－覚醒信号351は、ユーザに関連する生理学的データに少なくとも部分的に基づいて生成され得る（例えば、本明細書に記載のセンサ130の1つ以上によって生成される）。睡眠－覚醒信号は、覚醒状態、リラックス覚醒状態、微小覚醒、REM段階、第1の非REM段階、第2の非REM段階、第3の非REM段階、又はそれらの任意の組み合わせを含む1つ以上の睡眠段階を示すことができる。いくつかの実装形態では、第1の非REM段階、第2の非REM段階、及び第3の非REM段階のうちの1つ以上をグループ化し、浅睡眠段階又は深睡眠段階として分類することが可能である。例えば、浅睡眠段階は、第1の非REM段階を含むことができ、深睡眠段階は、第2の非REM段階及び第3の非REM段階を含むことができる。図4に示すように、ヒプノグラム350は、浅睡眠段階軸380及び深睡眠段階軸390を含むが、いくつかの実装形態では、ヒプノグラム350は、第1の非REM段階、第2の非REM段階、及び第3の非REM段階のそれぞれに対する軸を含むことが可能である。他の実装形態では、睡眠－覚醒信号は、呼吸信号、呼吸数、吸気振幅、呼気振幅、吸気／呼気振幅比、吸気／呼気持続期間比、1時間当たりのイベント数、イベントのパターン又はそれらの任意の組み合わせを示すことができる。睡眠－覚醒信号について記述する情報は、メモリ装置114に記憶することができる。

【0103】

ヒプノグラム350は、例えば、入眠潜時（SOL）、中途覚醒（WASO）、睡眠効率（SE）、睡眠分断指数、睡眠ブロック又はそれらの任意の組み合わせなどの1つ以上の睡眠関連パラメータを決定するために用いることができる。

【0104】

入眠潜時（SOL）は、就寝時刻（ t_{GTS} ）から初期睡眠時刻（ t_{sleep} ）までの時間として定義される。換言すれば、入眠潜時は、ユーザが最初に入眠しようとした後、実際に入眠するまでに要した時間を示す。いくつかの実装形態では、入眠潜時は持続的入眠待ち時間（PSOL）として定義される。持続的入眠待ち時間は、就寝時刻から所定量の持続睡眠までの持続時間として定義されるという点で、入眠潜時とは異なる。いくつかの実装形態では、所定量の持続睡眠は、例えば、第2の非REM段階、第3の非REM段階、及び／又は2分間以下の覚醒状態を含むREM段階、第1の非REM段階、及び／又はその間の移動における、少なくとも10分間の睡眠を含むことができる。換言すれば、持続的入眠待ち時間は、例えば、第2の非REM段階内、第3の非REM段階内、及び／又はREM段階における最大8分間の持続睡眠を必要とする。他の実装形態では、所定量の持続睡眠が、初期睡眠時刻後の第1の非REM段階、第2の非REM段階、第3の非REM段階、及び／又はREM段階における少なくとも10分間の睡眠を含み得る。このような実装形態では、所定量の持続睡眠は、任意の微小覚醒を除外することができる（例えば、10秒間の微小覚醒によって、10分間を最初から開始することはない）。

【0105】

中途覚醒（WASO）は、初期睡眠時刻から目覚時刻までの間にユーザが覚醒している総時間と関連付けられる。したがって、中途覚醒は、意識的か無意識的かを問わず、睡眠セッション中の短時間微小覚醒（例えば、図4に示す微小覚醒 MA_1 と MA_2 ）を含む。いくつかの実装形態では、中途覚醒（WASO）は、所定の長さ（例えば、10秒間以上、30秒間以上、60秒間以上、約5分間以上、約10分間以上など）を有する覚醒の総時間のみを含む持続的中途覚醒（PWASO）として定義される。

【0106】

睡眠効率（SE）は、総就寝時間（TIB）と総睡眠時間（TST）との比率として決定される。例えば、総就寝時間が8時間で、総睡眠時間が7.5時間である場合、その睡眠セッションの睡眠効率は93.75%である。睡眠効率は、ユーザの睡眠衛生を示す。例えば、ユーザが就床し、睡眠前に他の活動（例えば、テレビ視聴）に時間を費やすと、睡眠効率が低下する（例えば、ユーザにペナルティが与えられる）。いくつかの実装形態では、睡眠効率（SE）は、総就寝時間（TIB）と、ユーザが入眠しようとする総時間に少なくとも部分的に基づいて算出することができる。このような実装形態では、ユーザが入眠しようとする総時間は、本明細書に記載された就寝（GTS）時刻から起床時刻までの持続期間として定義される。例えば、総睡眠時間が8時間（例えば、午後11時から午前7時まで）、就寝時刻が午後10時45分、起床時刻が午前7時15分である場合、睡眠効率パラメータは約94%として算出される。

10

【0107】

分断指数は、睡眠セッション中の覚醒回数に少なくとも部分的に基づいて決定される。例えば、ユーザが2つの微小覚醒（例えば、図4に示す微小覚醒MA₁及び微小覚醒MA₂）を有していた場合、分断指数は2と表すことができる。いくつかの実装形態では、分断指数は、所定の範囲の整数の間（例えば、0と10の間）でスケーリングされる。

【0108】

睡眠ブロックは、任意の睡眠の段階（例えば、第1の非REM段階、第2の非REM段階、第3の非REM段階、及び／又はREM）と覚醒段階との間の移行と関連付けられる。睡眠ブロックは、例えば、30秒の分解能で算出することができる。

20

【0109】

いくつかの実装形態では、本明細書に記載のシステム及び方法は、睡眠－覚醒信号を含むヒプノグラムを生成又は分析して、ヒプノグラムの睡眠－覚醒信号に少なくとも部分的に基づいて、就床時刻（t_{bed}）、就寝時刻（t_{GTS}）、初期睡眠時刻（t_{sleep}）、1つ以上の第1の微小覚醒（例えば、MA₁及びMA₂）、目覚時刻（t_{wake}）、起床時刻（t_{rise}）又はそれらの任意の組み合わせを決定又は識別することを含むことができる。

【0110】

他の実装形態では、1つ以上のセンサ130を用いて、就床時刻（t_{bed}）、就寝時刻（t_{GTS}）、初期睡眠時刻（t_{sleep}）、1つ以上の第1の微小覚醒（例えば、MA₁及びMA₂）、目覚時刻（t_{wake}）、起床時刻（t_{rise}）、又はそれらの任意の組み合わせを決定又は識別することにより、睡眠セッションを定義することができる。例えば、就床時刻t_{bed}は、例えば、運動センサ138、マイクロフォン140、カメラ150、又はそれらの任意の組み合わせによって生成されたデータに少なくとも部分的に基づいて決定することができる。就寝時刻は、例えば、運動センサ138からのデータ（例えば、ユーザによる動作がないことを示すデータ）、カメラ150からのデータ（例えば、ユーザによる動作がないことを示すデータ、及び／又はユーザがライトを消したことを示すデータ）、マイクロフォン140からのデータ（例えば、テレビが消されていることを示すデータ）、ユーザ装置170からのデータ（例えば、ユーザがユーザ装置170を使用しなくなったことを示すデータ）、圧力センサ132及び／又は流量センサ134からのデータ（例えば、ユーザが呼吸治療装置122をオンにしたことを示すデータ、ユーザがユーザインタフェース124を装着したことを示すデータなど）、又はそれらの任意の組み合わせに少なくとも部分的に基づいて決定することができる。

30

40

【0111】

図5は、本開示の態様による、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴を示す音響反射に応答する音響データの生成を示す図である。音響データの生成は、マイクロフォン140（又は任意のタイプのオーディオトランスデューサ）及びスピーカー142を含む音響センサ141を含む。しかしながら、上述したように、スピーカー142は、代わりに、呼吸治療装置122のモータなど、音響信号を生成できる別の装置で置き換えることができる。マイクロフォン140及びスピーカー142は、図示しない呼吸治療装置122に

50

接続される導管 1 2 6 に対する特定の位置に示されている。ただし、マイクロフォン 1 4 0 及びスピーカー 1 4 2 の位置は、上述したように、図示されているものとは異なることがある。

【0 1 1 2】

スピーカー 1 4 2 は、導管 1 2 6 内で音響信号 3 0 2 を発する。音響信号 3 0 2 は音の形態である。音は、標準音（例えば、市販のサウンドアプリケーションからのオリジナルの未修正の音）、カスタム音、非可聴周波数、ホワイトノイズ音、広帯域インパルス、連続的な正弦波、方形波、のこぎり波、周波数変調正弦波（例えば、チャープ）の 1 つ以上であってもよい。いくつかの他の実装形態によれば、音響信号 3 0 2 は、可聴音又は超音波音のうちの 1 つ以上の形態とすることができる。いくつかの他の実装形態によれば、音響信号 3 0 2 は、音の周波数（例えば、人間の聴覚の周波数範囲外にある周波数）又は音の振幅（例えば、音が人間の知覚にとって十分に大きくないほど低い振幅）の一方又は両方に基づいて、音が聞こえない非可聴音の形態である。

10

【0 1 1 3】

1 つ以上の実装形態では、音響信号 3 0 2 は、ユーザがユーザインタフェースを最初に装着したとき、ユーザがユーザインタフェースを取り外した後、無呼吸イベント又は低呼吸イベントが発生していることを検出した後（例えば、呼吸治療装置を用いて無呼吸イベント又は低呼吸イベントが発生していることを検出した後）などの特定の時間に発信される。特定の監視時間は、例えば、0.1 秒の間隔で少なくとも 4 秒間の持続期間になるように選択される。

20

【0 1 1 4】

音響信号 3 0 2 は、ユーザインタフェース 1 2 4 と導管 1 2 6 との接続部 3 0 6 又はその近傍など、ユーザインタフェース 1 2 4 の特徴部 3 0 4 に接触するまで、導管 1 2 6 の長さ L を下方向に移動する。特徴部 3 0 4 は、導管 1 2 6 及びユーザインタフェース 1 2 4 を介して形成された経路 3 0 8 の拡張（又は狭窄）を含んでもよい。特徴部 3 0 4 での拡張は、音響信号 3 0 2 の音響インピーダンスの変化及び音響反射 3 1 0 を引き起こす。音響反射 3 1 0 は、マイクロフォン 1 4 0 に到達するまで、導管 1 2 6 の長さ L を下方向に逆戻りする。マイクロフォン 1 4 0 は、音響反射 3 1 0 を検出し、音響反射 3 1 0 に応答して音響データを生成する。図 6 及び図 1 4 A を参照して後述するように、生成された音響データは、ユーザインタフェースを分類及び／又は特徴付けるために分析される。

30

【0 1 1 5】

音響信号 3 0 2 は、特徴部 3 0 4 を超えて、ユーザインタフェース 1 2 4 まで継続可能である。図示されていないが、ユーザインタフェース 1 2 4 は、音響反射 3 1 0 をさらに発生させる音響信号 3 0 2 の音響インピーダンスを変化させる 1 つ以上の追加的な特徴部を含んでもよい。このように、音響反射 3 1 0 を引き起こすものとして特徴部 3 0 4 のみを図示して説明したが、音響反射 3 1 0 に全て寄与できるユーザインタフェース 1 2 4 の特徴部は、複数存在し得る。

【0 1 1 6】

図 6 は、本開示の態様に係るユーザインタフェースを特徴付ける方法 4 0 0 のフロー図である。便宜上、次の説明は、呼吸治療システム 1 2 0 などの呼吸治療システムにより実行される方法 4 0 0 に関するものである。しかしながら、1 つ以上のユーザ装置 1 7 0 などの 1 つ以上の他の装置が、方法 4 0 0 を実行してもよい。このようなユーザ装置 1 7 0 は、例えば、後述するデータを分析して特徴付ける呼吸治療システム 1 2 0 と通信してもよい。

40

【0 1 1 7】

ステップ 4 0 2 では、呼吸治療システム 1 2 0 は、音響信号の音響反射に関連付けられた音響データを生成する。音響データは、音響反射を検出する音響トランスデューサに基づいて生成されてもよい。例えば、音響トランスデューサは、音響反射の圧力波を、データを表す電気信号に変換するマイクロフォンであってもよい。

【0 1 1 8】

50

音響反射は、導管を介して呼吸治療装置に結合されたユーザインタフェースの1つ以上の特徴を少なくとも部分的に示す。音響信号は、導管に沿って下って移動するにつれて、導管の1つ以上の特徴部、導管とユーザインタフェースとの接続部の1つ以上の特徴部、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴部などと相互作用する。この相互作用により、音響信号を反射させて音響反射を発生させることができる。詳細には後述するが、図15～図20において、音響反射は、少なくとも部分的に、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴部によって引き起こされるため、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴部を示す。

【0119】

1つ以上の実装形態では、音響信号は、スピーカなどの音響トランスデューサを介して、ユーザインタフェースに接続された導管に発信されてもよい。代替的に、又はさらに、音響信号は、導管に接続された呼吸治療装置のモータを介して、導管内に発信されてもよい。例えば、呼吸治療装置のモータは、強制的に空気を導管に通過させるときに音を発してもよい。発された音は、音響信号であってもよいし、又は少なくとも一部の音響信号であってもよい。

10

【0120】

1つ以上の実装形態では、音響信号は、人間（例えば、平均的な人間の聴覚を持つ平均的な人間）に聞こえる音であってもよい。音が人間に聞こえるのは、人間による検出に十分な大きな振幅を有し、かつ人間の聴覚の周波数範囲、通常約20Hz～約20000Hz内の周波数を有する場合である。

【0121】

20

1つ以上の実装形態では、音響信号は、人間（例えば、平均的な人間の聴覚を持つ平均的な人間）に聞こえない音であってもよい。音の振幅が、人間が知覚可能な最も低い振幅より小さい場合、音は聞き取れない。代替的に、又はさらに、音が人間の聴覚の周波数範囲、上述したように約20Hz～約20000Hz外の周波数を有する場合、その音は人間には聞こえない。例えば、1つ以上の実装形態では、音響信号は、人間の聴覚で知覚可能な最高の周波数より高い周波数を有する超音波音であってもよい。

【0122】

1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースがユーザに接続される場合（例えば、ユーザに装着される場合、又はユーザの顔と係合される場合）に方法400を実行してもよい。すなわち、音響信号を発信し、かつユーザに接続又は結合されたユーザインタフェースによる音響反射に基づいて音響データを生成してもよい。また、呼吸治療システムがユーザに治療を提供する間、ユーザに治療を提供する前、又はユーザに治療を提供した後に、ユーザインタフェースをユーザに接続又は結合してもよい。例えば、加圧空気の流れは、音響データの生成時に導管を介してユーザインタフェースに提供されてもよい。治療の提供は、例えば、音響信号を発信する呼吸治療装置のモータにより、音響信号を生成してもよい。代替的に、導管を介してユーザインタフェースに加圧空気が流れていない状態で、導管内で音響信号を発信することができる。

30

【0123】

代替的に、ユーザインタフェースがユーザに接続又は結合されない場合に、この方法を実行してもよい。具体的には、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴部を示す音響反射は、ユーザの存在を必要としない。したがって、ユーザがユーザインタフェースを装着する前、又はユーザがユーザインタフェースを取り外した後に、方法400を実行してもよい。

40

【0124】

ステップ402は、音響信号と音響反射に基づくものとして説明されたが、1つ以上の実装形態では、複数の音響信号からの複数の音響反射から生成された音響データを生成してもよい。音響信号は、繰り返し発信されるのと同じ音響信号であってもよいか、又は一緒に発信される異なる音響信号であってもよいか、又は別々に発信された単一の音響信号であってもよい。多重音響反射の音響信号が複数ある場合、生成された音響データは、複数の音響信号からの複数の音響反射の平均であってもよい。

50

【0125】

ステップ404では、呼吸治療システム120は、生成された音響データを分析する。分析は、ユーザインタフェースの少なくとも1つの特徴、導管の少なくとも1つの特徴などの呼吸治療システムの少なくとも1つの特徴に少なくとも部分的に基づいて、生成された音響データをウィンドウ処理することを含む。ユーザインタフェースの少なくとも1つの特徴は、例えば、導管の接続からチャンバまでの拡張であってよく、それはユーザの顔に対するフルフェイスマスクのクッションによって形成されるものである。導管の少なくとも1つの特徴は、例えば、導管の長さであってよい。より具体的には、長さは、音響センサーから導管がユーザインタフェースに接続する場所までの距離であってよい。1つ以上の実装形態では、ウィンドウ処理は、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴のうちの少なくとも1つの特徴に少なくとも部分的に基づき得る。ウィンドウ処理とは、後述するように、生成された音響データのうち、追加分析及び／又はユーザインタフェースの特徴付けに用いられる一部の選択である。ウィンドウ処理は、呼吸治療システムに存在する様々なユーザインタフェースを区別して識別することができる、生成された音響データに焦点を当てる。したがって、ウィンドウ処理は、ユーザインタフェースを示す生成された音響データに焦点を当てることができる。ウィンドウ処理は、有利には、異なる呼吸治療装置など、導管の長さの変化、呼吸治療システムの違いなど、ユーザインタフェースの推定を混乱させる可能性のある信号の領域を無視することができる。したがって、生成された音響データをウィンドウ処理すると、音響信号の領域と、ユーザインタフェースに関連付けられた対応するデータのみが選択される。その結果、ウィンドウ処理により、上記の要因など、ユーザインタフェースの推定を混乱させる可能性のある音響信号の領域及び対応するデータを無視することができる。

10

20

【0126】

少なくとも1つの特徴は、基準点として機能する、生成された音響データにおける対応点を有する。基準点は、異なるタイプのユーザインタフェース、導管、呼吸治療装置などの生成された音響データを分析する基礎を提供する。したがって、基準点は、生成された音響データをさらに分析する参照として機能し、異なる状況下で生成された異なる音響データ間の一貫性を提供する。

【0127】

1つ以上の実装形態では、基準点は、導管及びユーザインタフェースによって少なくとも部分的に形成される経路に沿った1つ以上の特徴の位置に対応してもよい。例えば、基準点は、導管の特徴又は導管とユーザインタフェースとの間の接続の特徴に対応してもよい。1つ以上の実装形態では、基準点は、ユーザインタフェース自体の特徴に対応してもよい。1つ以上の実装形態では、基準点は、所定のユーザインタフェースにおいて同じである。1つ以上の実装形態では、基準点は、異なる可能性のある全てのユーザインタフェースにおいて同じである。特徴は、導管に接続されたユーザインタフェースを含む全ての呼吸治療システムにおいて特徴、又は少なくとも特徴の変化量が存在するように、異なるタイプのユーザインタフェースを共通化することができる。例えば、この特徴は、導管とユーザインタフェースとの間の接続部に発生する音響経路の拡張であってよい。このような拡張は、導管とユーザインタフェースとの組み合わせ毎に同一でなくてもよいが、導管とユーザインタフェースとの組み合わせ毎には、そのような拡張が含まれる。したがって、導管とユーザインタフェースとの接続部における拡張を、生成された音響データのウィンドウ処理における基準点ユーザに対応する特徴とすることができる。

30

40

【0128】

広く言えば、基準点は、音響インピーダンスの変化を引き起こす任意の特徴であってもよい。音響反射から生成された音響データに存在する。1つ以上の実装形態では、音響インピーダンスの変化は、少なくとも部分的に、(i) ユーザインタフェース、(ii) 導管とユーザインタフェースとの接続部、又は(iii) これらの組み合わせでの、導管とユーザインタフェースとによって形成された経路の狭窄に基づき得る。代替的に、音響インピーダンスの変化は、少なくとも部分的に、(i) ユーザインタフェース、(ii)

50

）導管とユーザインタフェースとの接続部、又は（ i i i ）これらの組み合わせでの経路の拡張に基づき得る。

【 0 1 2 9 】

以下でさらに説明される1つ以上の実装形態では、生成された音響データの分析には、生成された音響データのケプストラムの計算などの、生成された音響データのデコンボリューションの実行が含まれる。その場合、基準点は、生成された音響データのデコンボリューションの所定の区間内の最小点である。代替的に、基準点は、生成された音響データのデコンボリューションの所定の区間内の最大点である。上述したように、基準点は、ユーザインタフェースと導管との接続部に基づき得、所定の区間は、導管の長さに基づき得る。より具体的には、所定の区間は、導管とユーザインタフェースとの接続部と音響センサとの間の距離に基づき得る。

10

【 0 1 3 0 】

図7を参照すると、2つの異なる音響反射について生成された音響データから生じる計算されたケプストラム500a及び500bが示されている。2つのケプストラム500a及び500bは、単に説明の便宜上示したものであり、限定することを意図していない。例えば、ユーザインタフェースを特徴付ける生成された音響データに対して、1つのケプストラムを算出することができる。2つのケプストラム500a及び500bは、同じユーザインタフェースに対して異なる生成された音響データから計算された2つのケプストラムである。

【 0 1 3 1 】

20

これらのプロットは、X軸にケフレンシ、Y軸に振幅を示す。ケフレンシは、時間又は距離に類似しているが、x軸の単位は単に音響反射のサンプル又はサンプル数である。Y軸の単位は、振幅を測定する単位であってもよい。X軸の250値付近の値は、生成された音響データを分析する基準点として使用できる大きな極小値502a及び502bである。これは、導管とユーザインタフェースとの接続部など、導管内の経路の拡張に対応する。

【 0 1 3 2 】

図6のステップ404を再び参照すると、1つ以上の実装形態では、ウィンドウ処理は、生成された音響データの第1のウィンドウ処理と、生成された音響データの第2のウィンドウ処理とを含むことができる。1つ以上の実装形態では、第1のウィンドウ処理は、基準点に対応するユーザインタフェースの特徴を識別又は特定してもよい。第2のウィンドウ処理は、ユーザインタフェースのさらなる特徴を識別又は特定してもよい。生成された音響データの第1のウィンドウ処理と、生成された音響データの第2のウィンドウ処理とは、生成された音響データの基準点の前に選択された生成された音響データの量、生成された音響データの基準点の後に選択された生成された音響データの量、又はこれらの組み合わせによって変化させることができる。導管とユーザインタフェースとによる経路の長さに関しては、第1のウィンドウ処理は、基準点の前後10cm程度のみ、例えば、導管とユーザインタフェースとの接続点の前後10cm程度のみキャプチャすることができる。これに対して、第2のウィンドウ処理は、基準点の前の約35cm、基準点の後の約50cmキャプチャすることができる。

30

40

【 0 1 3 3 】

ウィンドウ処理によりキャプチャされたデータの量は、ウィンドウ処理に関連付けられた特定の分析に必要な生成された音響データの量に基づいて変化してもよい。例えば、第1のウィンドウ処理は、単に基準点を識別することである。その結果、純粋に基準点を決定することに焦点を当てるので、ウィンドウ処理の結果として生じるウィンドウのサイズは、小さくなる可能性がある。基準点が決定されると、第2のウィンドウ処理が発生する可能性があり、その結果、より大きな第2のウィンドウが発生する可能性がある。より大きな第2のウィンドウは、以下で説明される特徴付けステップに送信される生成された音響データをキャプチャしてもよい。第2のウィンドウ処理で生成された第2のウィンドウが第1のウィンドウ処理で生成された第1のウィンドウより大きくなる可能性があるため

50

、特徴付けステップは、第1のウィンドウと比較してユーザインタフェースを特徴付けるより多くの特徴をキャプチャする大きなウィンドウを使用して、追加データから恩恵を受け得る。代替的に、第1及び第2のウィンドウ処理時に生成されたウィンドウのサイズを反転させ、第1のウィンドウが第2のウィンドウよりも大きくなるようにしてもよい。第1のウィンドウが大きいことにより、分析のための正しい基準点の決定を補助することができる。

【0134】

図8を参照すると、ケプストラム500aと500bにそれぞれ対応する、ウィンドウ処理されたケプストラム600aと600bは、上述したようにウィンドウ処理が実行された後に示される。ウィンドウ処理は、図7のX軸における約350値の後の、生成された音響データを除去し、図7のX軸における約200値の前の、生成された音響データを除去した。ウィンドウ処理は、ユーザインタフェースの特徴付けに使用されず、ユーザインタフェースを決定するための音響データの追加分析及び特徴付けを潜在的に妨害する、生成された音響データを取り除くために実行される。残る生成された音響データは、基準点502a及び502bの両側に約80である。

【0135】

図9を参照すると、ウィンドウ処理されたケプストラム600bに対するウィンドウ処理されたケプストラム600aによって示されるように、ウィンドウ処理のさらなる結果は、基準点502a及び502bを基準にする整列である。この整列により、後述するように、生成された音響データの追加分析と、分析された音響データの特徴との一貫性をさらに高めることができる。

【0136】

上述のように、1つ以上の実装形態では、生成された音響データを分析する呼吸治療システム120は、生成された音響データのウィンドウ処理前に、生成された音響データのデコンボリューションを含んでもよい。1つ以上の実装形態では、生成された音響データのデコンボリューションは、生成された音響データのケプストラムを計算することを含んでもよい。ケプストラムは、音響反射に関連付けられた、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴の位置を示す距離を識別する。より具体的には、ケプストラムは、対応する1つ以上の音響反射のそれぞれに関連付けられた1つ以上の距離を識別することによって、音響信号の音響経路に沿った1つ以上の物理的特徴のそれぞれの位置を示す。高速フーリエ変換により音響反射の周波数スペクトルを計算し、この周波数スペクトルの絶対振幅の自然対数を取り、逆フーリエ変換を実行して信号の実数部を計算してケプストラムを生成するという一連の段階で音響反射を処理することによりケプストラムの計算を実現することができる。この処理を複数の時間間隔で繰り返し、平均ケプストラムを推定してもよい。得られたケプストラム信号は、音響反射を、時間的及び／又は距離的な反射分解に類似したケフレンシ領域に変換する。1つ以上の実装形態では、必要に応じて50%のサンプル重なりを持つ音響反射の4096個のサンプルの高速フーリエ変換を用いて、ケプストラムを計算してもよい。これらの4096個のサンプルは、約0.2秒で生成された音響データを表す。

【0137】

1つ以上の実装形態では、生成された音響データの分析は、ケプストラム信号の変化率を決定するためにケプストラムの導関数を計算することを含んでもよい。ステップ406に関して後述するように、ケプストラムの導関数は、ユーザインタフェースを特徴付けるために使用される追加情報を提供してもよい。ケプストラムの導関数により、ネットワークは、同じ入力から代替的な特徴を見つけることもできる。

【0138】

1つ以上の実装形態では、生成された音響データを分析する呼吸治療システム120は、生成された音響データを正規化することを含んでもよい。生成された音響データを正規化することは、交絡条件を説明してもよい。交絡条件としては、例えば、マイクロフォンゲイン、呼吸振幅、治療圧力、導管の長さの変化、カール又は伸張した導管、異なる治療

10

20

30

40

50

圧力、周囲温度、又はこれらの組み合わせなどが挙げられる。1つ以上の実装形態では、生成された音響データを正規化することは、生成された音響データから平均値を減算すること、生成された音響データの標準偏差で除算すること、又はそれらの組み合わせを含んでもよい。正規化の目的は、全ての分析された類似及び振幅の音響データのケプストラムを特徴付けに自然な範囲で入力することである。1つ以上の実装形態では、正規化の目的は、ケプストラムの平均値を常にゼロにすることである。

【0139】

図10を参照すると、それぞれケプストラム500aと500bに対応する、正規化されたケプストラム800aと800bが示されている。図9に対する図10のY軸の値によって示されるように、以下に説明するように、ケプストラムが同様の振幅を有し、自然な特徴付けの範囲内にあるように、振幅が調整されている。

【0140】

図6を再び参照すると、ステップ406では、呼吸治療システム120は、分析された音響データに少なくとも部分的に基づいてユーザインタフェースを特徴付ける。ユーザインタフェースの特徴付けは、分析された音響データを教師あり機械学習モデル（例えば、畳み込みニューラルネットワークなどの（ディープ）ニューラルネットワーク）に入力して、ユーザインタフェースを決定することを含んでもよい。1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースの決定は、ユーザインタフェースのフォームファクタ又はタイプ（例えば、フルフェイス、鼻、枕など）、ユーザインタフェースのモデル（例えば、ResMedにより製造されたAirFitTM F20マスク）、ユーザインタフェースの1つ以上の要素のサイズ、又はそれらの組み合わせを決定することを含む。

【0141】

1つ以上の実装形態では、畳み込みニューラルネットワークは、1つ以上の畳み込み層と1つ以上の最大プーリング層を含む1つ以上の実装形態では、CNNは、1つ以上の畳み込み層を含む。1つ以上の実装形態では、CNNは、N個の特徴を含んでもよい。N個の特徴のそれぞれは、幅におけるL個のサンプルであってもよい。CNNは、M個のサンプルの最大プーリングをさらに可能にすることができる。N個の特徴のうちの各特徴は、ケプストラム内など、分析された音響データ内でユニークなプロット又は波である。1つ以上の実装形態では、Nが64に等しいため、CNNは、分析された音響データ内の64個のユニークなプロット又は特徴を説明してもよい。幅におけるL個のサンプルのうちの各サンプルは、音響反射に基づいて生成されたデータ点を表す。したがって、L個のサンプルは、音響反射に応答して生成されたL個のデータ点を表す。L個のサンプルは、音響反射内の特徴の予想サイズにほぼ一致する。1つ以上の実装形態では、L個のサンプルは、長さ約25cmにほぼ対応することができる。M個のサンプルは、例えば20個のサンプルとすることができ、これにより、異なるマスク反射間のシフトを説明するために、モデル内の自然な時間不変性が考慮される。1つ以上の実装形態では、NとMとの比率は、1:1から4:1とすることができる。1つ以上の実装形態では、分類が行われる前に、畳み込み層の出力を1つ以上の全接続緻密層に供給することができる。

【0142】

開示された実施形態は、1つ以上の実装形態に関して図示及び説明されているが、本明細書及び添付の図面を読んで理解することにより、当業者であれば、同等の変更及び修正を想到できる。なお、本発明の特定の特徴は、いくつかの実装形態のうちの1つのみに関して開示されてもよいが、そのような特徴は、任意の所与の又は特定の用途にとって望ましくかつ有利な他の実装形態における1つ以上の他の特徴と組み合わせられ得る。

【0143】

1つ以上の実装形態では、CNNは、CNNのトレーニングに使用される特徴にランダム循環シフトの20個のサンプルを追加することにより、追加のトレーニングセットに基づいてトレーニングされる。具体的には、CNNのトレーニングに使用されるデータセット内の特徴に変換を適用でき、これにより、音響信号シフト、ウィンドウ内の音響データのシフト、ノイズの追加、及びよりロバストなシステムのための他のタイプのシフトの時

間部分がよりロバストになる。

【0144】

本出願の焦点はユーザインタフェースを識別することであるが、1つ以上の実装形態において、本出願で開示されるシステム及び方法を使用して、ユーザインタフェースを識別するために開示される同じ方法に基づいて導管を識別することができる。例えば、異なる導管（例えば、異なる直径、長さ、材料など）を呼吸治療システム内で使用することができる。システム及び方法を使用して、異なる導管を決定することができる。

【0145】

1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースの代わりに導管126を識別することができる。導管126の識別に関するさらなる詳細は、2020年10月30日に出願された米国仮特許出願第63/107,763号に見出すことができ、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。1つ以上の実装形態では、導管は、ユーザインタフェースの識別とともに識別される。両方が識別される場合、識別の順序には、両方が同時に識別されるか、又は一方が最初に識別され（たとえば、導管又はユーザインタフェース）、次に他方が識別されることが含まれる。

【0146】

1つ以上の実装形態では、導管又はユーザインタフェースの一方を識別することで、導管又はユーザインタフェースの他方を識別するための可能な選択肢を絞り込むことができる。例えば、特定の導管は、呼吸治療システムのすべてのユーザインタフェースのサブセットのみと互換性がある場合がある。したがって、導管を識別することは、サブセット内のユーザインタフェースのみからのユーザインタフェースのその後の識別を制限することができる。同様の絞り込みにより、特徴付けの単純化は、最初にユーザインタフェースを識別し、次に導管を識別することによって達成される。

【0147】

上記のユーザインタフェースの特徴付けは、一般にユーザインタフェースのタイプに最も高いレベルで焦点を当てており、具体的なモデル、美的スタイルなどに絞り込むことができる。しかしながら、図1及び2におけるユーザインタフェース124などのユーザインタフェースは、異なるカテゴリで区別され、この区別は、タイプ（たとえば、フルフェース、鼻、鼻枕など）よりも広いユーザインタフェースの区別、又は少なくともタイプと同じくらい広い区別と見なすことができる。いくつかの実装形態に従って、カテゴリは、少なくとも部分的に、直接接続されたユーザインタフェース（本明細書では「直接カテゴリ」のユーザインタフェースと呼ばれる）又は間接接続されたユーザインタフェース（本明細書では「間接カテゴリ」のユーザインタフェースと呼ばれる）として定義される。1つ以上の実装形態では、直接的接続と間接的接続の違いは、呼吸治療システムの導管に接続するユーザインタフェースの要素に基づくものである。すなわち、直接及び間接接続されたユーザインタフェースの説明は、加圧空気が呼吸治療システムの導管の端部からユーザインタフェースを通してユーザにどのように送られるかに関連する。以下、より詳細に説明するように、直接接続されたユーザインタフェースは、一般に、オプションでユーザインタフェースのコネクタを介して、呼吸治療システムの導管をユーザインタフェースのクッション及び／又はフレームに直接接続する。したがって、加圧空気は、呼吸治療システムの導管から（オプションでコネクタを介して）直接的に、ユーザの顔に対するユーザインタフェースのクッション（又はクッションとフレーム）によって形成されたチャンバに送られる。

【0148】

図11A及び11Bは、本開示の態様による、直接接続されたユーザインタフェース（「直接カテゴリ」のユーザインタフェース）の一実装形態の斜視図及び分解図をそれぞれ示す。ユーザインタフェース900の直接カテゴリは、一般に、ユーザの及び／又は鼻の周りの空間体積を画定するクッション930及びフレーム950を含む。使用中、空間体積は、ユーザの気道へ通過するための加圧空気を受ける。いくつかの実装形態では、ユーザインタフェース900のクッション930及びフレーム950は、ユーザインタフェー

スの一体型構成要素を形成する。ユーザインタフェース 900 アセンブリは、さらに、ユーザインタフェース 900 の場合、一般にストラップアセンブリであるヘッドギア 910 と、オプションでコネクタ 970 とを含むと考えられてもよい。ヘッドギア 910 は、ユーザがユーザインタフェース 900 を着用したときに、ユーザの頭の少なくとも一部の周りに概して配置されるように構成される。ヘッドギア 910 は、フレーム 950 に結合され、ユーザの頭がヘッドギア 910 とフレーム 950 との間に配置されるように、ユーザの頭の上に配置され得る。クッション 930 は、ユーザの顔とフレーム 950 との間に配置され、ユーザの顔にシールを形成する。オプションコネクタ 970 は、一端でフレーム 950 及び／又はクッション 930 に結合し、呼吸治療装置（図示せず）の導管に結合するように構成される。加圧空気は、呼吸治療システムの導管から、コネクタ 970 を通って、ユーザインタフェース 900 のクッション 930（又はクッション 930 及びフレーム 950）によって画定される空間体積に直接的に流れることができる。ユーザインタフェース 900 から、加圧空気は、ユーザの口、鼻、又はその両方を通してユーザの気道に到達する。又は、ユーザインタフェース 900 がコネクタ 970 を含まない場合、呼吸治療システムの導管は、クッション 930 及び／又はフレーム 950 に直接接続することができる。

【0149】

間接接続されたユーザインタフェース（「間接カテゴリ」のユーザインタフェース）の場合、以下でより詳細に説明するように、呼吸治療システムの導管は、ユーザインタフェースのクッション及び／又はフレームと間接接続する。コネクタ以外のユーザインタフェースの別の要素は、呼吸治療システムの導管とクッション及び／又はフレームの間にある。この追加の要素は、加圧空気を呼吸治療システムの導管から、ユーザインタフェースのクッション（又はクッションとフレーム）とユーザの顔の間に形成された空間体積に送る。したがって、加圧空気は、呼吸治療システムの導管から、ユーザの顔に対するユーザインタフェースのクッション（又はクッションとフレーム）によって画定される空間体積に間接的に送られる。さらに、いくつかの実装形態によると、間接接続されたユーザインタフェースのカテゴリは、「間接ヘッドギア」及び「間接導管」という少なくとも2つの異なるカテゴリであると説明することができる。間接ヘッドギアのカテゴリでは、呼吸治療システムの導管は、オプションでコネクタを介してヘッドギア導管に接続され、ヘッドギア導管は、次にクッション（又はクッションとフレーム）に接続される。したがって、ヘッドギアは、加圧空気を呼吸治療システムの導管からユーザインタフェースのクッション（又はクッション及びフレーム）に送るように構成される。したがって、ユーザインタフェースのヘッドギア内のこのヘッドギア導管は、加圧空気を呼吸治療システムの導管からユーザインタフェースのクッションに送るように構成される。

【0150】

図 12 A 及び 12 B は、本開示の態様による、間接導管ユーザインタフェース 1000 の一実装形態の斜視図及び分解図をそれぞれ示す。間接導管ユーザインタフェース 1000 は、クッション 1030 及びフレーム 1050 を含む。いくつかの実装形態では、クッション 1030 及びフレーム 1050 は、ユーザインタフェース 1000 の一体型構成要素を形成する。間接導管ユーザインタフェース 1000 は、さらに、ストラップアセンブリなどのヘッドギア 1010、オプションでコネクタ 1070、及びユーザインタフェース導管 1090（当技術分野では「ミニチューブ」又は「フレキシチューブ」と呼ばれることが多い）を含むと考えられてもよい。一般に、ユーザインタフェース導管は、（i）呼吸治療システムの導管 126 よりも柔軟であり、（ii）呼吸治療システムの導管 126 の直径よりも小さい直径を有し、又は（i）及び（ii）の両方である。ユーザインタフェース導管は、導管よりも短い長さを有してもよい。ユーザインタフェース 900 と同様に、ヘッドギア 1010 は、ユーザがユーザインタフェース 1000 を着用したときに、ユーザの頭の少なくとも一部の周りに概して配置されるように構成される。ヘッドギア 1010 は、フレーム 1050 に結合され、ユーザの頭がヘッドギア 1010 とフレーム 1050 との間に配置されるように、ユーザの頭に配置される。クッション 1030 は、

ユーザの顔とフレーム１０５０との間に配置され、ユーザの顔にシールを形成する。オプションコネクタ１０７０は、一端でフレーム１０５０及び／又はクッション１０３０に結合し、他端でユーザインタフェース１０００の導管１０９０に結合するように構成される。他の実装形態では、導管１０９０は、フレーム１０５０及び／又はクッション１０３０に直接接続され得る。導管１０９０は、フレーム１０５０及びクッション１０３０に対して反対側の端部で、呼吸治療システム（図示せず）の導管１２６（図１２Ａ）に接続するように構成される。加圧空気は、呼吸治療システムの導管１２６（図１２Ａ）から、ユーザインタフェース導管１０９０、及びオプションでコネクタ１０７０を通して、ユーザの顔に対するユーザインタフェース１０００のクッション１０３０（又はクッション１０３０及びフレーム１０５０）によって画定される空間体積に流れることができる。空間体積から、加圧空気は、ユーザの口、鼻、又はその両方を通してユーザの気道に到達する。

10

【０１５１】

上記の構成を考慮すると、加圧空気は、呼吸治療システム（図示せず）の導管１２６（図１２Ａ）から直接的に送られるものではなく、ユーザインタフェース導管１０９０を介して、呼吸治療システム（図示せず）の導管１２６（図１２Ａ）からクッション１０３０（又はクッション１０３０及びフレーム１０５０）に送られるため、ユーザインタフェース１０００は、間接接続されたユーザインタフェースである。

【０１５２】

図１３Ａ及び１３Ｂは、本開示の態様による、間接ヘッドギアユーザインタフェース１１００の一実装形態の斜視図及び分解図をそれぞれ示す。間接ヘッドギアユーザインタフェース１１００は、クッション１１３０を含む。間接ヘッドギアユーザインタフェース１１００は、さらに、ヘッドギア１１１０（ストラップ１１１０ａ及びヘッドギア導管１１１０ｂを含む）、及びオプションでコネクタ１１７０を含むと考えられてもよい。ユーザインタフェース９００及び１０００と同様に、ヘッドギア１１１０は、ユーザがユーザインタフェース１１００を着用したときに、ユーザの頭の少なくとも一部の周りに概して配置されるように構成される。ヘッドギア１１１０は、ストラップ１１１０ａを含み、ストラップ１１１０ａは、ヘッドギア導管１１１０ｂに結合され、ユーザの頭がストラップ１１１０ａとヘッドギア導管１１１０ｂとの間に配置されるようにユーザの頭に配置される。クッション１１３０は、ユーザの顔とヘッドギア導管１１１０ｂとの間に配置され、ユーザの顔にシールを形成する。コネクタ１１７０は、一端でヘッドギア１１１０に結合し、他端で呼吸治療システムの導管に結合するように構成される。他の実装形態では、コネクタ１１７０はオプションとすることができ、又は、ヘッドギア１１１０を呼吸治療システムの導管に直接接続することができる。ヘッドギア導管１１１０ｂは、加圧空気を呼吸治療システムの導管からクッション１１３０に、又は具体的には、ユーザの口及び／又は鼻の周りの、ユーザクッションによって取り囲まれた空間体積に送るように構成され得る。したがって、ヘッドギア導管１１１０ｂは中空であり、加圧空気のための通路を提供する。ヘッドギア導管１１１０ｂの両側は、加圧空気のための２つの通路を提供するために中空であり得る。又は、ヘッドギア導管１１１０ｂの片側だけを中空にして、単一の通路を提供することができる。図１３Ａ及び１３Ｂに示される実装形態では、ヘッドギア導管１１１０ｂは、使用時にユーザの頭／顔の両側に配置される２つの通路を含む。又は、ヘッドギア導管１１１０ｂのただ１つの通路を中空にして、単一の通路を提供することができる。加圧空気は、呼吸治療システムの導管から、コネクタ１１７０（存在する場合）及びヘッドギア導管１１１０ｂを通して、クッション１１３０とユーザの顔との間の空間体積に流れることができる。クッション１１３０とユーザの顔との間の空間体積から、加圧空気は、ユーザの口、鼻、又はその両方を通してユーザの気道に到達する。

20

30

40

【０１５３】

上記の構成を考慮すると、加圧空気が、呼吸治療システムの導管からクッション１１３０とユーザの顔との間の空間体積に直接送られるものではなく、ヘッドギア導管１１１０ｂを介して、呼吸治療システムの導管からクッション１１３０とユーザの顔との間の空間体積に送られるため、ユーザインタフェース１１００は、間接ヘッドギアユーザインタフ

50

エースである。

【0154】

1つ以上の実装形態では、直接カテゴリと間接カテゴリの違いは、呼吸治療装置の導管を出た後、導管に接続するユーザインタフェースのコネクタを除いて、ユーザの顔にあるシールを形成するユーザインタフェースのクッションによって定義される空間体積に到達する前に、加圧空気が移動する距離に関して定義される。この距離は、間接カテゴリのユーザインタフェースよりも、直接カテゴリのユーザインタフェースの方が1センチメートル（cm）未満、2 cm未満、3 cm未満、4 cm未満、又は5 cm未満など、短くなる。これは、加圧空気が間接カテゴリのユーザインタフェース用のユーザの顔にあるシールを形成するユーザインタフェースのクッション（又はクッションとフレーム）によって定義される空間体積に到達する前に、呼吸治療システムの導管の間の、例えば、ユーザインタフェース導管1090又はヘッドギア導管1110bの追加の要素を通して移動するためである。

10

【0155】

図14Aは、本開示の態様による、ユーザインタフェースを分類する方法1200のフロー図である。利便性の目的のために、次の説明は、呼吸治療システム120などの呼吸治療システムにより実行される方法1200に関するものである。しかしながら、1つ以上のユーザ装置170などの1つ以上の他の装置は、方法1200を実行してもよい。このようなユーザ装置170は、例えば、後述するデータを分析して分類する呼吸治療システム120と通信してもよい。

20

【0156】

ステップ1202では、呼吸治療システム120は、音響信号の音響反射に関連する音響データを生成する。上記ステップ402と同様に、音響データは、音響反射を検出する音響トランスデューサに基づいて生成されてもよい。例えば、音響トランスデューサは、音響反射の圧力波を、データを表す電気信号に変換するマイクロフォンであってもよい。音響反射は、導管を介して呼吸治療装置に結合されたユーザインタフェースの1つ以上の特徴を少なくとも部分的に示す。音響信号は、導管に沿って下って移動するにつれて、導管の1つ以上の特徴部、導管とユーザインタフェースとの接続部の1つ以上の特徴部、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴部などと相互作用する。この相互作用により、音響信号を反射させて音響反射を発生させることができる。音響反射は、少なくとも部分的には、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴によって引き起こされるため、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴を示す。

30

【0157】

1つ以上の実装形態では、音響信号は、スピーカなどの音響トランスデューサを介して、ユーザインタフェースに接続された導管に発信されてもよい。代替的に、又はさらに、音響信号は、導管に接続された呼吸治療装置のモータを介して、導管内に発信されてもよい。例えば、呼吸治療装置のモータは、強制的に空気を導管に通過させるときに音を発してもよい。発された音は、音響信号であってもよいし、又は少なくとも一部の音響信号であってもよい。

【0158】

1つ以上の実装形態では、音響信号は、人間（例えば、平均的な人間の聴覚を持つ平均的な人間）に聞こえる音であってもよい。音が人間に聞こえるのは、人間による検出に十分な大きな振幅を有し、かつ人間の聴覚の周波数範囲、通常約20Hz～約20000Hz内の周波数を有する場合である。

40

【0159】

1つ以上の実装形態では、音響信号は、人間（例えば、平均的な人間の聴覚を持つ平均的な人間）に聞こえない音であってもよい。音の振幅が、人間が知覚可能な最も低い振幅より小さい場合、音は聞き取れない。代替的に、又はさらに、音が人間の聴覚の周波数範囲、上述したように約20Hz～約20000Hz外の周波数を有する場合、その音は人間には聞こえない。例えば、1つ以上の実装形態では、音響信号は、人間の聴覚で知覚可

50

能な最高の周波数より高い周波数を有する超音波音であってもよい。

【0160】

1つ以上の実装形態では、方法1200は、ユーザインタフェースが接続されているか、又はユーザによって着用されているときに実行される。すなわち、音響信号を発信し、かつユーザに接続又は結合されたユーザインタフェースによる音響反射に基づいて音響データを生成してもよい。また、呼吸治療システムがユーザに治療を提供する間、ユーザに治療を提供する前、又はユーザに治療を提供した後に、ユーザインタフェースをユーザに接続又は結合してもよい。例えば、加圧空気の流れは、音響データの生成時に導管を介してユーザインタフェースに提供されてもよい。治療の提供は、例えば、音響信号を発信する呼吸治療装置のモータにより、音響信号を生成してもよい。代替的に、導管を介してユーザインタフェースに加圧空気が流れていない状態で、導管内で音響信号を発信することができる。

10

【0161】

代替的に、ユーザインタフェースがユーザに接続又は結合されない場合に、この方法を実行してもよい。具体的には、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴部を示す音響反射は、ユーザの存在を必要としない。したがって、ユーザがユーザインタフェースを装着する前、又はユーザがユーザインタフェースを取り外した後に、方法1200を実行してもよい。

【0162】

ステップ1202は、音響信号と音響反射に基づくものとして説明されたが、1つ以上の実装形態では、複数の音響信号からの複数の音響反射から生成された音響データを生成してもよい。音響信号は、繰り返し発信されるのと同じ音響信号であってもよい、又は一緒に発信される異なる音響信号であってもよい、又は別々に発信された単一の音響信号であってもよい。多重音響反射の音響信号が複数ある場合、生成された音響データは、複数の音響信号からの複数の音響反射の平均であってもよい。

20

【0163】

1つ以上の実装形態では、生成された音響データは、音響信号の音響反射内に1次反射を含むことができる。さらに、又は代替的に、生成された音響データは、音響信号の音響反射内に2次反射を含むことができる。さらに、又は代替的に、生成された音響データは、音響信号の音響反射内に3次反射を含むことができる。次のステップの1つ以上で実行される分析は、1次反射、2次反射、3次反射、又はそれらの組み合わせ、例えば、1次反射と2次反射の組み合わせから行うことができる。

30

【0164】

図6の方法400のステップ402及び図14Aの方法1200のステップ1202は、本明細書の異なる部分で説明され、異なるフロー図の異なるステップとして示されているが、1つ以上の実装形態では、ステップ402及びステップ1202は同じステップであり得る。

【0165】

ステップ1204で、呼吸治療システム120は、生成された音響データを分析して、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴を、生成された音響データ内の1つ以上のシグネチャに関連付ける。1つ以上のシグネチャは、例えば、変換の最大振幅、変換の最小振幅、変換の標準偏差、変換の歪度、変換の尖度、変換の絶対値の中央値、変換の絶対値の合計、変換の正の領域の合計、変換の負の領域の合計、基本周波数、基本周波数に対応するエネルギー、平均エネルギー、導管とユーザインタフェースの組み合わせの少なくとも1つの共振周波数、少なくとも1つの共振周波数の変化、範囲内のピーク数、ピーク突起、ピーク間の距離、又はそれらの組み合わせを含むことができる。一般に、シグネチャは、音響データ内の1つ以上の音響特徴量で構成できる。1つ以上の実装形態では、シグネチャの1つ以上は、上記の態様の1つ以上が経時的に変化する可能性がある。経時的な態様の変化がカテゴリに固有であり得るため、経時的な態様の変化は、特定カテゴリに固有の1つ以上のシグネチャと考えられる。変化は、数分間にわたる連続した反復など、方法

40

50

1200の反復中に発生し、又は、睡眠セッション又は夜間の過程での方法1200の複数の反復中に発生し、又は、数夜、数週間、数ヶ月、数年などにわたって、方法1200の複数の反復中に発生する可能性がある。

【0166】

1つ以上の実装形態では、生成された音響データを分析することは、生成された音響データの変換（例えば、離散フーリエ変換DFT又は離散コサイン変換DCT）を計算するなど、生成された音響データのスペクトルを生成することを含む。その後、生成された音響データを分析することは、スペクトルの対数を計算することをさらに含むことができる。その後、生成された音響データを分析することは、対数スペクトルの逆変換（例えば、iDFT又はiDCT）を計算するなど、対数スペクトルのケプストラムを計算することを含むことができる。次に、計算されたケプストラムを分析して、ユーザインタフェースを分類するために使用できる1つ以上のシグネチャを得ることができる。対数算出の代わりに非線形演算を使用することもできる。

10

【0167】

1つ以上の実装形態では、生成された音響データの分析では、生成された音響データのすべてを分析する必要はない。例えば、1つ以上の実装形態では、生成された音響データを分析することは、上述のスペクトルのセグメントを選択することを含むことができる。セグメントを選択した後、分析は、スペクトルのセグメントの直接変換（例えば、DFT又はDCT）を計算することをさらに含むことができる。直接変換から、ユーザインタフェースの1つ以上の特徴をセグメントのフーリエ変換内の1つ以上のシグネチャに関連付けて、ユーザインタフェースのカテゴリを識別することができる。

20

【0168】

又は、生成された音響データを分析することは、上述の生成された音響データのログスペクトルのセグメントを選択することを含むことができる。ログスペクトルから、分析は、ログスペクトルのフーリエ変換など、ログスペクトルの変換を計算することを含むことができる。又は、分析は、ログスペクトルの逆変換、又はログスペクトルの変換の逆変換を計算することを含むことができる。

【0169】

1つ以上の特定の实装形態では、図14Bは、本開示のいくつかの実装形態による、ステップ1202から生成された音響データを分析するための特定の方法のフロー図を示す。図14Bの方法は、図14Aの方法のステップ1204内のサブ方法である。

30

【0170】

ステップ1204-1で、音響データからスペクトルが生成される。例えば、DFTなどの変換を音響データから生成することができる。ステップ1204-2で、ステップ1204-1で生成されたスペクトルからログが取得される。その後、ステップ1204-3で、ステップ1204-2のログスペクトルからケプストラムを生成することができる。ステップ1204-4では、ステップ1204-3で生成されたケプストラムから1つ以上のシグネチャを識別することができる。

【0171】

ステップ1204-1に戻って、ステップ1204-2に進む代わりに、ステップ1204-5では、以下、図22及び23に関してさらに説明するように、スペクトルのサブセットを抽出することができる。ステップ1204-6では、その後、DFTなどの直接変換をサブセットスペクトルから計算することができる。ステップ1204-7では、ステップ1204-6で生成されたサブセットスペクトルの直接変換から1つ以上のシグネチャを識別することができる。

40

【0172】

ステップ1204-2に戻って、ステップ1204-3に進む代わりに、ステップ1204-8では、以下、図22及び23に関してさらに説明するように、対数スペクトルのサブセットを抽出することができる。その後、ステップ1204-9では、DFTなどの直接変換をサブセット対数スペクトルから計算することができる。代替的に、ステップ1

50

204-10では、iDFTなどの逆変換をサブセット対数スペクトルから計算することができる。ステップ1204-9及びステップ1204-10の後、ステップ1204-7では、サブセット対数スペクトルからの直接変換又は逆変換のいずれかから1つ以上のシグネチャを識別することができる。

【0173】

図14Aに戻って参照すると、生成された音響データにおける、ユーザインタフェースのカテゴリを示す1つ以上のシグネチャの一般的な位置に基づいて、生成された音響データをトリミングすることにより、上記生成された音響信号のセグメントを選択することができる。例えば、図22は、例示的な生成された音響データのスペクトルを示す。生成された音響データのプロットのハッシュ化セグメント2001は、ユーザインタフェースを分類するために使用できるユーザインタフェース特徴に関連する音響データに対応する生成された音響データのセグメントであり得る。したがって、セグメント2001の前後の生成された音響データを削除し、ユーザインタフェースを分類するために、セグメント2001における生成された音響データのみを分析（又はさらに分析）することができる。図23は、図22のセグメント2001のさらなる変換、例えば、図22にプロットされた生成された音響データの対数スペクトルの逆フーリエ変換を示す。図23のプロットによると、プロットにおけるシグネチャは、ユーザインタフェースを分類するために使用できる。

【0174】

特に、ステップ1206では、呼吸治療システム120は、1つ以上のシグネチャに少なくとも部分的に基づいて、ユーザインタフェースを分類する。上述したように、ユーザインタフェースのカテゴリは、例えば、直接フレーム、間接フレーム、又は間接導管であってもよい。1つ以上のシグネチャは、例えば、機械学習モデル（例えば、線形回帰、ロジスティック回帰、最近傍、決定木、PCA、単純ベイズ分類器、K平均法、ランダムフォレストなど）に供給され、カテゴリに戻る（例えば、直接導管、間接導管、間接フレーム）。1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースを、既知のカテゴリの1つ以上のユーザインタフェースの1つ以上の既知のシグネチャとマッチングする1つ以上のシグネチャに少なくとも部分的に基づいて分類することができる。マッチングするシグネチャを有する既知のユーザインタフェースのカテゴリに基づいてユーザインタフェースを決定することができる。

【0175】

1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースを分類するために使用されるシグネチャは、生成された音響データにおける1次反射に関連することができる。代替的に、ユーザインタフェースを分類するために使用されるシグネチャは、生成された音響データにおける1次反射以外の反射、例えば、2次反射、3次反射などに関連することができる。代替的に、ユーザインタフェースを分類するために使用されるシグネチャは、反射の組み合わせ、例えば、第1の反射及び第2の反射の組み合わせ、第1の反射及び第3の反射の組み合わせ、第1の反射、第2の反射及び第3の反射の組み合わせ、第2の反射及び第3の反射の組み合わせなどを含んでもよい。

【0176】

いくつかの実装形態によれば、直接カテゴリには、ケプストラムの最大振幅が閾値よりも大きい1つ以上のシグネチャを含んでもよい。図15及び16は、本開示のいくつかの実装形態に係る直接ユーザインタフェースの計算されたケプストラムのプロットである。図15を参照すると、プロットは、図11A及び11Bに示されるような、直接カテゴリのユーザインタフェース（フルフェイスマスク、特にAirFit F10（商標））のケプストラムを示している。ケプストラムの最大振幅は、閾値を満たし（例えば、それより大きい）、これは、関連ユーザインタフェースが直接ユーザインタフェースであることを少なくとも部分的に示す。例えば、閾値は、y軸の値0.2であってもよい。最大ピーク1301が閾値0.2より大きいため、ケプストラムは、ユーザインタフェースが直接カテゴリに属することを示す。同様に、図16では、プロットは、別の直接カテゴリ

一のユーザインタフェース（鼻マスク、特にA i r F i t N 2 0 C l a s s i c）の計算されたケプストラムを示している。ケプストラムの最大振幅は、図15の0.2と同じ閾値などの閾値を満たす（例えば、それより大きい）。具体的には、最大ピーク1401は、同じ閾値0.2より大きい。したがって、ケプストラムは、ユーザインタフェースが直接カテゴリに属することを示している。

【0177】

いくつかの実装形態によれば、間接フレームカテゴリは、平均ケプストラム値が閾値より小さい1つ以上のシグネチャを含む。図17及び18は、本開示のいくつかの実装形態に係る間接フレームカテゴリのユーザインタフェースの例のケプストラムのプロットである。図17を参照すると、プロットは、図12A及び12Bに示されるような、間接フレームカテゴリのユーザインタフェース（フルフェイスマスク、特にA i r F i t F 3 0 i（商標））のケプストラムを示している。ケプストラムの最大振幅は、閾値を満たし（例えば、それより小さい）、これは、関連ユーザインタフェースが間接フレームユーザインタフェースであることを示す。例えば、閾値は、y軸の値0.2であってもよい。閾値0.2より大きいピークがないため、ケプストラムは、閾値を満たし、ユーザインタフェースが間接フレームカテゴリに属することを少なくとも部分的に示す。さらに、図17のケプストラムのプロットは、分散したケプストラルシグネチャを示している。これも、ユーザインタフェースが間接フレームカテゴリに属することを少なくとも部分的に示す。図18を参照すると、プロットは、別の間接フレームカテゴリのユーザインタフェース（鼻マスク、特にA i r F i t N 3 0 i）のケプストラムを示す。ケプストラムの最大振幅は、0.2より小さい閾値を満たす。図18のケプストラムのプロットは、ユーザインタフェースが間接フレームカテゴリに属することを少なくとも部分的に示す分散したケプストラルシグネチャを示している。

【0178】

いくつかの実装形態によれば、間接導管カテゴリは、ピークの閾値数を満たす1つ以上のシグネチャを含んでもよい。これは、例えば、呼吸治療システムの導管とユーザインタフェースの導管との間の接続、及びユーザインタフェースの導管とユーザインタフェースのコネクタとの接続の結果である。図19及び20は、本開示のいくつかの実装形態に係る間接フレーム導管ユーザインタフェースの例のケプストラムのプロットである。図19を参照すると、プロットは、図13A及び13Bに示されるような、間接導管カテゴリのユーザインタフェース（鼻マスク、特にA i r F i t N 2 0（商標））のケプストラムを示している。ケプストラムは、2つの顕著なピーク1701及び1703を含む。顕著なピーク1701は、例えば、呼吸治療システムの導管とユーザインタフェースの導管との間の接続を表し得る。顕著なピーク1703は、例えば、ユーザインタフェースの導管とユーザインタフェースのコネクタとの接続を表し得る。したがって、これらの2つの顕著なピーク1701及び1703の存在に基づいて、ケプストラムは、ユーザインタフェースのカテゴリが間接導管であることを示す。

【0179】

図20を参照すると、図19と同様に、顕著なピーク1801は、例えば、呼吸治療システムの導管とユーザインタフェースの導管との間の接続を表し得る。顕著なピーク1803は、例えば、ユーザインタフェースの導管とユーザインタフェースのコネクタとの接続を表し得る。したがって、これらの2つの顕著なピーク1801及び1803の存在に基づいて、ケプストラムは、ユーザインタフェースのカテゴリが間接導管であることを示す。

【0180】

上記分析に基づいて、生成された音響データにおけるシグネチャは、ユーザインタフェースのカテゴリを示すことができる。1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースを分類するために、大きな閾値を満たす顕著なピークなどの単一のシグネチャを使用してもよい。しかしながら、1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースを分類するために、複数のシグネチャを使用してもよい。1つ以上の実装形態では、分類は、特徴付けと

10

20

30

40

50

同様であってもよい。例えば、分類は、分析された音響データを教師あり機械学習モデル（例えば、畳み込みニューラルネットワークなどの（ディープ）ニューラルネットワーク）に入力して、ユーザインタフェースを決定することに基づいて実行できる。

【0181】

図21を参照すると、上述したように、ユーザインタフェースのカテゴリーを決定するために使用されるシグネチャは、生成された音響データにおける1次反射及び2次反射に関連することができる。図21のボックス1901は、1次反射に対応するケプストラムの部分を示している。図21のボックス1903は、2次反射に対応するケプストラムの部分を示している。1次反射に対応するケプストラムの振幅は、2次反射に対応するケプストラムの振幅よりも大きくてもよい。さらに、1次反射と2次反射のプロットの形状は同様である。1つ以上の実装形態では、2次反射におけるシグネチャは、ユーザインタフェースのカテゴリーに関して1次反射におけるシグネチャを確認するために使用できる。1つ以上の実装形態では、追加の反射（例えば、2次反射及び／又は3次反射）の有無は、ユーザインタフェースを分類するためのシグネチャとして使用できる。1つ以上の実装形態では、1次反射に対する2次反射（及び／又は3次反射）の比率は、ユーザインタフェースを分類するためのシグネチャとして使用できる。

【0182】

図14Aに関して説明したように、ユーザインタフェースの分類は、独立したプロセスとして実行されてもよい。代替的に、1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースの分類は、ユーザインタフェースの特定のメーカー、タイプ、モデルなどを決定するためにユーザインタフェースを特徴付ける方法の一部として実行されてもよい。ユーザインタフェースの分類は、ユーザインタフェースを特徴付ける前に実行されてもよい。ユーザインタフェースのカテゴリーが決定されると、該カテゴリーを使用して、ユーザインタフェースを特徴付けるためのユーザインタフェースのサブセットを定義することができる。これにより、特徴付けに悪影響を与える可能性のある異なるカテゴリーのユーザインタフェースを削除することにより、ユーザインタフェースの特徴付けを改善することができる。

【0183】

代替的に、まず、ユーザインタフェースを特徴付けてもよい。その後、ユーザインタフェースを分類してもよい。ユーザインタフェースのカテゴリーは、決定されたユーザインタフェースのメーカー、タイプ、モデルなどが決定されたユーザインタフェースのカテゴリーとマッチングすることを検証するために使用できる。カテゴリーがマッチングしない場合、特徴付けプロセスでカテゴリーを考慮して又は考慮せずに、ユーザインタフェースを再び特徴付けることができる。

【0184】

1つ以上の実装形態では、ユーザインタフェースの特徴付け中に、信頼度スコアを決定してもよい。信頼度スコアは、例えば、ユーザインタフェースがどの程度特徴付けられるかに基づいて決定することができる。信頼度スコアに応じて、特徴付けられたユーザインタフェースは、ユーザインタフェースのカテゴリーがユーザインタフェースのタイプ、モデル、メーカーなどとマッチングすることを検証するために分類されてもよい。例えば、信頼度スコアが閾値より小さい場合又は閾値より大きい場合、ユーザインタフェースを分類することができる。このカテゴリーを使用して、ユーザインタフェースの特徴付けを検証することができる。したがって、図6の方法400及び図14Aの方法1200は、本明細書の異なる部分で説明され、異なるフロー図で示されるが、1つ以上の実装形態では、方法400及び1200の要素は、同じ方法の同じステップが、説明された方法400及び1200において並列の結果を達成するように重複してもよい。

【0185】

本開示のいくつかの実装形態では、音響データを分析することは、導管126の長さを推定することを含んでもよい。推定された導管126の長さは、音響データの分析窓（例えば、音響データをウィンドウ処理した後にユーザインタフェースを特徴付けるために、及び／又は分類するために使用される音響データのウィンドウ）を定義するために使用で

きる。

【0186】

図5、6、14A及び14Bを再び参照すると、マイクロフォン140は、特徴304による反射310、及び音響信号302の様々な他の反射を検出することができる。いくつかの実装形態では、反射310は、導管の長さを決定するために使用できる。音響反射310を表す音響データは、時間領域強度信号を生成するために使用できる。時間領域強度信号は、マイクロフォン140により測定される、ある時間周期にわたる反射310の強度及び振幅の測定値である。時間領域強度信号を周波数領域強度信号に変換することができ、次に導管126の長さを決定するために使用することができる。導管126の長さは、音響データのウィンドウ処理、及び／又はユーザインタフェース124の音響シグネチャの識別を支援するために使用できる。

10

【0187】

いくつかの実装形態では、音響データが複数の音響信号からの複数の反射を表すため、時間領域強度信号は、音響信号302のみではなくそれ以上の反射を表すことができる。例えば、複数の音響信号のそれぞれからの反射と一緒に平均化して、この平均化から時間領域強度信号を生成することができる。

【0188】

図24Aは、時間領域強度信号から取得できる周波数領域強度信号2400のプロットを示している。いくつかの実装形態では、周波数領域強度信号2400は、時間領域強度信号をフーリエ変換することにより、時間領域強度信号から取得することができる。周波数領域強度信号2400は、周波数帯域にわたる音響反射310の様々な異なる周波数の強度を表す。したがって、周波数領域強度信号2400は、音響信号302の反射310の周波数スペクトルを示している。図24Aでは、Y軸は、 $|x|$ として示される反射310の強度の絶対値を表す。強度は、任意のユニットを使用して、対数スケールでプロットされる。X軸は、ヘルツ(Hz)を単位として測定された反射310の周波数を表す。いくつかの実装形態では、強度は、対数スケールではなく絶対スケールでプロットされる。

20

【0189】

図24Aの周波数領域強度信号2400は、音響信号302からの反射310の様々な周波数を表している。音響信号302及び反射310は、導管126及び／又はユーザインタフェース124における定在波を形成する。導管126は、その中の様々な周波数での定在波をサポートすることができる。一般的に、導管126によりサポートされた定在波の最低周波数は、共振周波数と呼ばれる。

30

【0190】

共振周波数での定在波の波長は、共振周波数から取得することができ、一般的に $2L_c$ に等しく、ここで L_c は、導管126の長さである。共振周波数で導管126内で伝播する定在波の強度は、一般的に、共振周波数以外の周波数で導管126内で伝播する定在波の強度よりも大きい。

【0191】

周波数領域強度信号2400は、導管126内で伝播する様々な周波数を有する定在波の強度を示す。周波数領域強度信号2400のピークは、導管126内でサポートされた異なる定在波に対応する。しかしながら、導管126が呼吸装置122及びユーザインタフェース124の両方に連結されるため、周波数領域強度信号2400は、また、呼吸装置122、ユーザインタフェース124又はそのいずれにおいても部分的に伝播する定在波を表す。したがって、周波数領域強度信号2400のピークの一部は、呼吸装置122、ユーザインタフェース124又はそのいずれにおいても部分的に伝播する定在波に対応する。

40

【0192】

例えば、周波数領域強度信号2400は、低周波数でのピーク2402を含み、ピーク2402は、周波数領域強度信号の残りのピークよりも大きい。ピーク2402は、主に呼吸装置122内で伝播する定在波に対応する。周波数領域強度信号2400は、また、

50

ユーザインタフェース 124 内で少なくとも部分的に伝播する定在波を表すピーク 2404、2406 及び 2408 を含む。最後に、周波数領域強度信号 2400 は、周波数領域強度信号 2400 の部分 2401 内にある一連のピーク 2410 を含む。図 24A に示すように、ピーク 2410 は、強度が低下している一般的に周期的な一連のピークとして配置されている。一連のピーク 2410 は、主に導管 126 内で共振周波数で伝播する定在波及び該共振周波数での高次高調波に対応するが、ユーザインタフェース 124 内で共振周波数で伝播する定在波及びその高次高調波にも対応してよい。これらの高次高調波は、 $2L_c/n$ に等しい波長での定在波であり、ここで n は、2 以上の正の整数である。

【0193】

図 24B は、周波数領域強度信号 2400 から取得できる波周期強度信号 2420 のプロットを示している。いくつかの実装形態では、波周期強度信号 2420 は、周期的な一連のピーク 2410 を含む周波数領域強度信号 2400 の部分 2401 をフーリエ変換することにより取得される。波周期強度信号 2420 により、定在波の周期に対して、周波数領域強度信号の部分 2401 内の反射 310 の強度をプロットする。プロットの Y 軸は、 $|x|$ として示される反射 310 の強度を表す。強度は、絶対スケールでプロットされる。X 軸は、周波数領域強度信号 2400 の部分 2401 内の反射 310 の周期（例えば、周波数の逆数）を表す。

【0194】

図示されているように、波周期強度信号 2420 は、ピーク 2422 を含み、ピーク 2422 は、波周期強度信号 2420 の他のピークよりもかなり大きい。ピーク 2422 が他のピークよりも大きいため、ピーク 2422 は、導管 126 で共振周波数で伝播する定在波に対応する。X 軸に沿ったピーク 2422 の位置は、共振周波数で伝播する定在波の周期を表す。この定在波の周期の逆数をとることにより、共振周波数を決定することができる。次に、この定在波の波長 λ は、一般的に v/f に等しく、ここで v は、導管 126 内での音速である。いくつかの実装形態では、音速 v は、導管 126 内の温度及び／又は空気の湿度に少なくとも部分的に基づく。共振周波数で伝播する定在波の波長が知られていると、導管 126 の長さは、その周波数の逆数である $\lambda = 2L_c$ から決定することができる。したがって、導管 126 の長さは、共振周波数で伝播する定在波の波長に比例し、共振周波数に反比例する。

【0195】

いくつかの実装形態では、ピーク 2422 とは異なるピークを、導管 126 の共振周波数を表すピークとして選択してもよい。例えば、呼吸装置 122 及び／又はユーザインタフェース 124 の存在のため、共振周波数以外の周波数で伝播する定在波の強度は、実際に定在波の共振周波数を表すピークよりも大きく見える場合がある。これらの場合、波周期強度信号 2420 の最低周波数ピークを、導管 126 の共振周波数を表すピークとして選択してもよい。

【0196】

初期時間領域強度信号及び周波数領域強度信号 2400 をフーリエ変換することにより、任意の前処理ステップとともに、一般的にデータにおけるノイズを最小化して、導管の共振周波数をより容易に識別することができる。しかしながら、いくつかの実装形態では、共振周波数は、波周期強度信号ではなく、周波数領域強度信号 2400 から識別することができる。例えば、周波数領域強度信号 2400 の一連のピーク 2410 を識別した後、共振周波数をこれらの一連のピーク 2410 から直接的に選択してもよい。一連のピーク 2410 のうちの最低周波数を有するピークを、導管 126 の共振周波数を表すピークとして選択してもよい。

【0197】

いくつかの実装形態では、波周期強度信号 2420 を取得する前に、周波数領域強度信号 2400 自体はウィンドウ処理することができる。これらの実装形態では、導管 126 の共振周波数を含むと期待される周波数領域強度信号の部分を選択され、その波周期強度信号 2420 は、この選択された部分のみから取得される。共振周波数を含むと期待され

10

20

30

40

50

る周波数領域強度信号の部分を選択することにより、周波数領域強度信号の追加部分が除去されて、音響データを分析する際の複雑さを低下させる。共振周波数を含む周波数領域強度信号の部分は、様々な要因に基づいて選択することができる。いくつかの実装形態では、導管126の長さの所定の推定値を使用して、共振周波数が収まると期待される周波数範囲を提供する。例えば、導管126が一般的に1.5メートル〜2.0メートルの間であることが知られている場合、これらの長さ推定値を使用して、共振周波数があると期待される周波数領域強度信号の部分を推定することができる。追加的又は代替的に、推定は、導管126内の音速、音響データのサンプリングレート、導管126の内部及び導管126の外部の両方の既知の条件（導管126内の音速に影響を与える可能性がある温度又は湿度など）に基づくことができ、当業者は、共振周波数が存在する周波数領域強度信号の部分を推定するために、他の要因を使用することができる。

10

【0198】

いくつかの実装形態では、フーリエ変換を周波数領域強度信号に適用して波周期強度信号を取得する代わりに、他の変換及び／又は分析を適用することができる。例えば、逆フーリエ変換を周波数領域強度信号2400に適用して新しい時間領域強度信号を得ることができ、共振周波数を新しい時間領域強度信号から識別することができる。別の例では、導管126の共振周波数を決定するために、相互相関分析を初期時間領域強度信号及び周波数領域強度信号2400に適用することができる。

【0199】

いくつかの実装形態では、様々な異なる前処理ステップを周波数領域強度信号又は波周期強度信号に適用することができる。一実装形態では、前処理は、導管126の長さに関係のない周波数領域強度信号の変動を除去することができるトレンド除去を含む。例えば、音響データは、導管126以外の構成要素の物理的特性、外部ノイズ及び／又は擾乱、データノイズなどによるアーティファクト（ピーク、ディップなど）を含み得る。追加又は代替の実装形態では、前処理にはスペクトルウィンドウ処理が含まれる。スペクトルウィンドウ処理を使用して、時間領域強度信号のフーリエ変換である周波数領域強度信号の品質を向上させることができる。場合によっては、時間領域強度信号に高速フーリエ変換アルゴリズムを適用すると、周波数領域強度信号に様々なアーティファクトやその他のエラーが発生する可能性がある。例えば、時間領域強度信号のエンドポイントが不連続である場合、周波数領域強度信号は、時間領域強度信号の実際の周波数領域バージョンからわずかに変更される可能性がある。スペクトルウィンドウ処理を使用して、時間領域強度信号のエンドポイントの不連続性を補正できるため、周波数領域強度信号が音響信号の反射の実際の周波数スペクトルをより正確に表すことができる。

20

30

【0200】

したがって、方法400のステップ404で生成された音響データをウィンドウ処理するとき、生成された音響データのウィンドウ処理は、図24A及び24Bに従って決定される導管126の長さに少なくとも部分的に基づくことができる。導管126の長さを決定することにより、導管126が終わり、ユーザインタフェース124が始まる、ケプストラムのx軸上のおおよその位置を識別することができる。次に、この位置を使用して、音響データの分析ウィンドウを定義できる（たとえば、音響データのウィンドウ処理に使用できる）。次に、ウィンドウ処理された音響データを使用して、本明細書で説明するように、ユーザインタフェース124を特徴付けることができる。いくつかの実装形態では、これらの技術を使用して導管126の長さを最初に推定して、ユーザインタフェース124の位置の推定値を提供することができる。次いで、ユーザインタフェース124の推定位置に基づいて1つ以上の基準点を識別することができ、ユーザインタフェース124及び／又は導管126の更なる分析を実行することができる。本明細書で説明するように、基準点を特定することができ、ユーザインタフェース124及び／又は導管126を分析することができる。さらに、導管126の決定された長さは、ユーザインタフェース124を特徴付け及び／又は分類する際に役立つ任意の音響シグネチャの一部として使用することもできる。さらなる実装形態では、導管126の長さは、図24A及び24Bに関

40

50

して本明細書で説明したもの以外の技術を使用して推定することができる。

【0201】

ここで、図25A及び25Bを参照すると、導管126の決定された長さは、音響データに基づいて、ユーザインタフェース124の特徴付けを調整するためにも使用することができる。本明細書で説明するように、ユーザインタフェース124を分析し、ユーザインタフェース124の特徴を識別し、ユーザインタフェース124を特徴付け及び／又は分類するとき、導管126の長さが仮定される。しかしながら、導管126は、例えば、製造公差、異なる設計、引き延ばし、損傷などのために、予想とは異なる長さを有し得る。さらに、導管126の見かけの有効長さは、音が導管126を通過するのにかかる時間量によって変化する可能性がある。この時間量は、気温、湿度、導管126の位置／向きなどに基

10

【0202】

図25Aは、ケプストラム2500Aの上プロット、及びケプストラム2500Bの下プロットを示している。ケプストラム2500Aは、ユーザインタフェース124及び第1のタイプの導管126によって生成された音響データから決定されたものである。ケプストラム2500Bは、同じユーザインタフェース124が導管126の第2のタイプから生成された音響データから決定される。例えば、第1のタイプの導管126はResMed（登録商標）SlimLine（登録商標）導管とすることができ、第2のタイプの導管126はResMed（登録商標）ClimateLine（登録商標）導管とすることができる。第1及び第2のタイプの導管126は、異なる長さを有する。

20

【0203】

ケプストラム2500A及び2500Bは、X軸にケフレンシ、Y軸に振幅で示されている。これらの実装形態では、ケフレンシは、音響信号が伝播する経路に沿った距離の尺度に対応する。したがって、ケプストラム2500A及び2500Bは、音響信号の反射に関連するこの経路に沿った距離を示すために使用される。これらの反射は、ユーザインタフェースの様々な特徴に順に関連付けられている。したがって、ケプストラム2500A及び2500Bを使用して、それぞれのユーザインタフェース124を特徴付け及び／又は分類することができる。図示の実装形態は、ケプストラムを使用してユーザインタフェース124を特徴付け及び／又は分類することを示しているが、音響データの分析は一般に、音響データのデコンボリューションを実行することを含むことができる。次いで、音響データのデコンボリューションを使用して、ユーザインタフェース124を特徴付け及び／又は分類することができる。ケプストラムは、利用できる特定のタイプのデコンボリューションである。

30

【0204】

2つのケプストラム2500A及び2500Bは、同じユーザインタフェース124を使用して生成された音響データから決定されるため、2つのケプストラム2500A及び2500Bは、一般に同じパターンを有するはずである。しかし、導管126の長さが異なると、ケプストラム2500Bが歪む。図25Aに示すように、ケプストラム2500Bは、ケプストラム2500Aに対して引き延ばされているか、又は不鮮明である。例えば、ケプストラム2500Bは、ケプストラム2500Bの引き延ばし又は不鮮明さにより、ケプストラム2500Aの対応するピーク2502Aに対して前方に位置するピーク2502Bを含む。導管の長さが異なることによるケプストラム2500Bの歪みも、Y軸に沿ったピークの位置に影響を与える可能性がある。ケプストラム2500Bを得るために使用される導管126の予想長さから予想されるものに対してケプストラム2500

40

50

Bが引き延ばされる場合、ピークは、そうでない場合よりもY軸に沿って短くなり得る。逆に、導管126の長さが予想よりも短い場合、ケプストラム2500Bは通常よりも圧縮され、ピークは、そうでない場合よりもY軸に沿って高くなる可能性がある。したがって、ケプストラム2500Bから得られるユーザインタフェース124の特徴は、両方のケプストラムが同じユーザインタフェース124を使用して生成されたとしても、ケプストラム2500Aから得られるユーザインタフェース124の特徴とは異なる。したがって、図25Aに示されるように、導管126の長さは、ユーザインタフェース124の特徴付けに悪影響を及ぼす可能性がある。

【0205】

図25Bは、補正ケプストラム2504Aの上プロットと、修正されたケプストラム2504Bの下プロットを示している。ケプストラム2504Aは、ケプストラム2500Aの修正バージョンであり、ピーク2506Aを含む。ケプストラム2504Bは、ケプストラム2500Bの修正バージョンであり、ピーク2506Bを含む。ケプストラム2504A及び2504Bは、ケプストラム2500A及び2500Bを、(i)それぞれの導管126の測定された長さとしてと(ii)導管126の想定された長さとの比に等しい係数でスケールリングすることによって補正されている。たとえば、特定の導管の長さが2メートルであると仮定され、導管の分析により、導管が実際には1.8メートルの長さであることが明らかになった場合、ケプストラムの各データ点のX軸に沿った新しい位置は、 $1.8 / 2$ を乗じたX軸に沿った古い位置である。図25Bに示すように、補正ケプストラム2504Aのピーク2506Aは補正ケプストラム2504Bのピーク2506Bと位置合わせされ、これは導管126の実際の長さが同じである場合に期待される。

【0206】

図示の実装形態では、ケプストラム2500Aと2500Bの両方が同じ長さにスケールリングされ、未知の長さの導管によって引き起こされる引き延ばし効果を除く。2つの導管126とそれらのそれぞれのユーザインタフェース124が比較されている場合、同じ仮定された長さにスケールリングすることで、より簡単に比較することができる。ただし、音響データから生成されたケプストラムは、一般に、任意の長さにスケールリングできる。例えば、いくつかの実装形態では、2つの異なる長さを有すると仮定される2つの導管126は、それらの長さが異なっても、それぞれの仮定される長さにそれぞれスケールリングされ得る。一般に、ケプストラムは、導管126の実際の長さによって引き起こされる歪みを除去するために、仮定される長さにスケールリングすることができる。本明細書で説明するように、この歪みは、ケプストラムが引き延ばされること、及びケプストラムが圧縮されることを含み得る。

【0207】

したがって、導管126を特徴付け及び／又は分類するために使用される音響データは、導管126の長さがユーザインタフェース124の特徴付け及び／又は分類を歪めないように、導管126の有効長さの差を補償するために引き延ばす及び／又は圧縮することができる。音響データのこのスケールリング（例えば、引き延ばし及び／又は圧縮）は、時間領域（時間信号）、周波数領域（スペクトル）、ケフレンシ領域（ケプストラム）、他の領域、又は領域の任意の組み合わせで実行することができる。スケールリングは、スペクトル及び／又はケプストラム、スペクトル及び／又はケプストラムの対数、スペクトル及び／又はケプストラムの直接変換、スペクトル及び／又はケプストラムの対数の直接変換、スペクトル及び／又はケプストラムの逆変換、スペクトル及び／又はケプストラムの対数の逆変換、又はその他のデータセットで実行することができる。スケールリングは、音響データに対して操作又は変換が実行される前に、音響データ自体に対して実行することもできる。スケールリングは、補間、アップサンプリング、位相ボコーディング技術（信号に適用される周波数シフトの制御を可能にする）など、様々な信号処理方法を使用して実行できる。したがって、スケールリングは、方法400及び図6に参照して本明細書で説明するように、ユーザインタフェース124の特徴付けに役立つように使用することができ、また、方法1200及び図14A及び14Bを参照して本明細書で説明するように、ユー

ザインタフェース 1 2 4 の分類に役立つように使用することもできる。

【0208】

導管 1 2 6 の長さの決定及び／又は導管 1 2 6 の識別に関する追加の詳細は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる 2020 年 10 月 30 日に出願された米国仮出願第 63 / 107, 763 号に見出すことができる。

【0209】

本発明の様々な実施形態について以上のとおり説明したが、これらは限定ではなく、例示するためのものにすぎないことを理解されたい。本発明の精神又は範囲から逸脱することなく、本明細書の開示に従って、開示された実施形態に対する多数の変更を行うことができる。したがって、本発明の範囲は、上記の実施形態のいずれによっても限定されるべきではない。むしろ、本発明の範囲は、請求項及びその均等物に従って定義されるべきである。

10

【0210】

以下の請求項 1 から 1 2 6 のうちいずれかの 1 つ以上からの 1 つ以上の要素又は態様又はステップあるいはその一部（単数又は複数）をその他の請求項 1 から 1 2 6 のいずれかの 1 つ以上あるいはその組み合わせからの 1 つ以上の要素又は態様又はステップあるいはその一部（単数又は複数）と組み合わせることにより、本開示の 1 つ以上のさらなる実装形態及び／又は請求項を形成することができる。

【0211】

本明細書において使用される用語は、特定の実施形態の説明のみを目的とするものであり、本発明の限定を意図するものではない。本明細書で使用される場合、単数形「a」、「an」及び「the」は、文脈上明確に別途示されない限り、複数形も同様に包含することを意図する。さらに、用語「including」、「includes」、「having」、「has」、「with」、又はそれらの変形が、詳細な説明及び／又は請求項のいずれかで使用される限りにおいて、そのような用語は、「comprising」という用語と同様の方法で包括的である。

20

【0212】

別段の定義がない限り、本明細書で使用されるすべての用語（技術用語及び科学用語を含む）は、当業者によって一般的に理解されるものと同じ意味を有する。さらに、一般的に使用される辞書で定義されているような用語は、関連技術の文脈での意味と一致する意味を持つものとして解釈されるべきであり、明示的に定義されていない限り、理想化された意味又は過度に形式的な意味で解釈されることはない。

30

【0213】

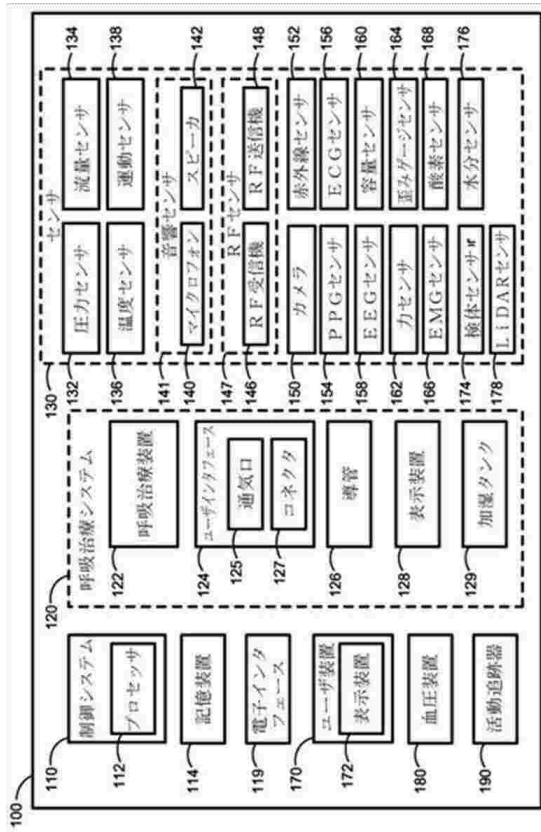
〔関連出願の相互参照〕

本出願は、2020 年 10 月 30 日に出願された米国仮特許出願第 63 / 108, 161 号、及び 2020 年 6 月 8 日に出願された米国仮特許出願第 63 / 036, 303 号の利益及び優先権を主張し、それぞれの全体が参照により本明細書に組み込まれる。

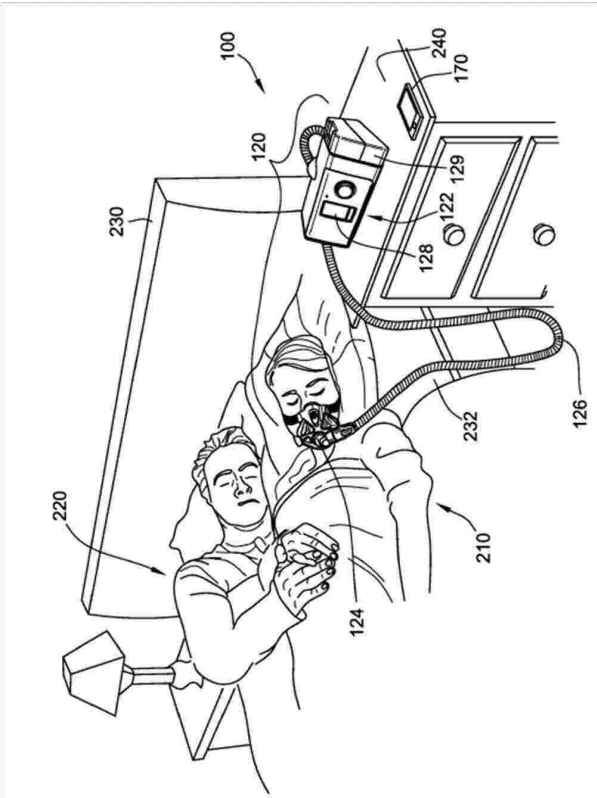
40

【図面】

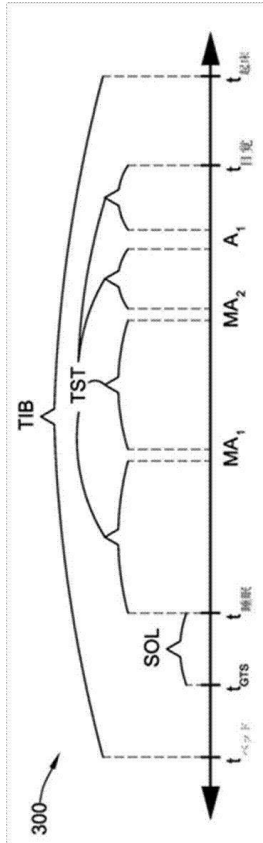
【図 1】



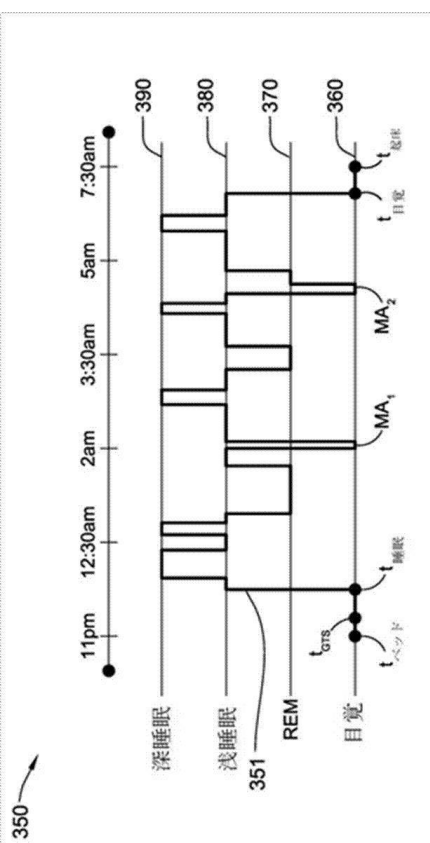
【図 2】



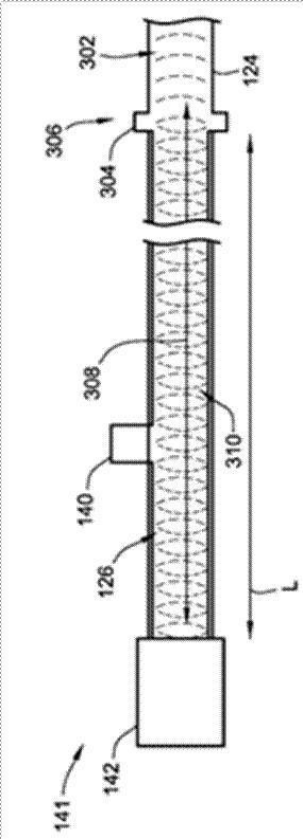
【図 3】



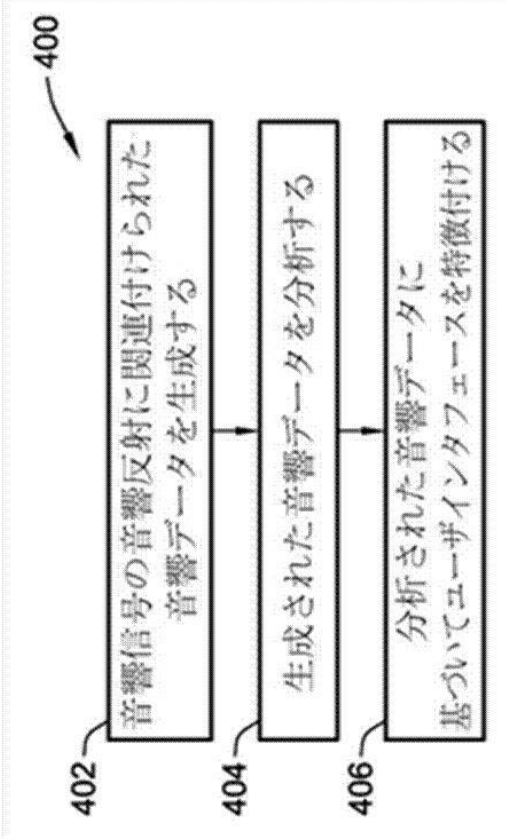
【図 4】



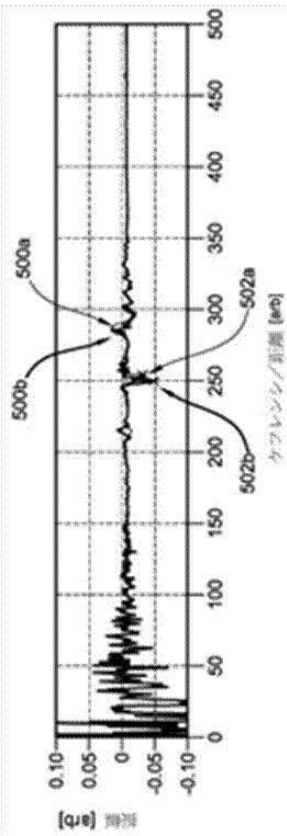
【図 5】



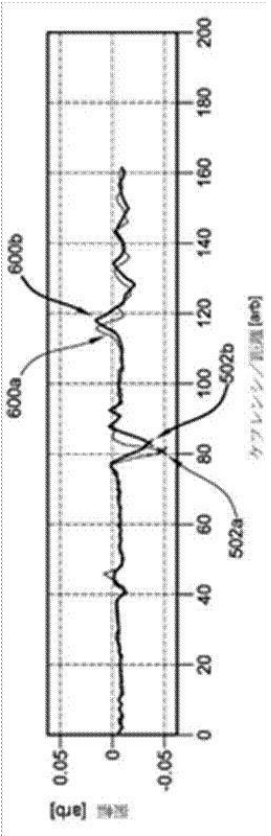
【図 6】



【図 7】



【図 8】



10

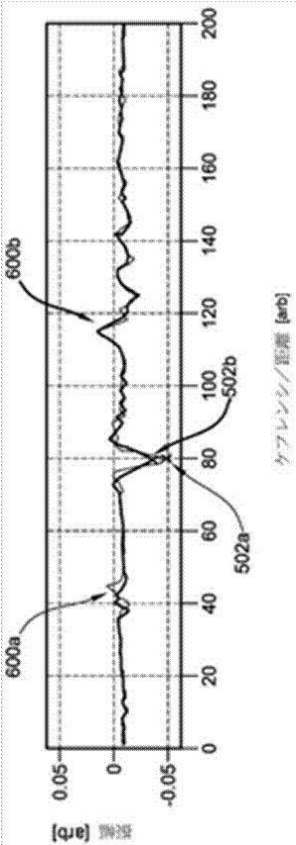
20

30

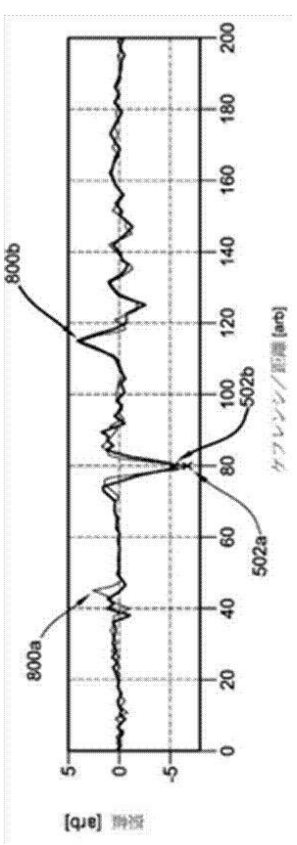
40

50

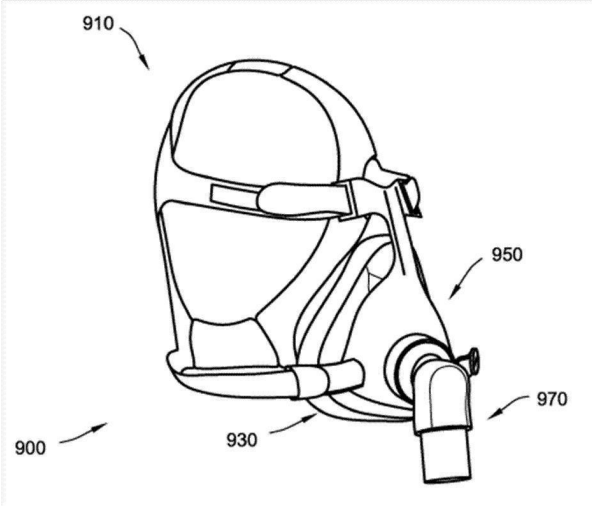
【図 9】



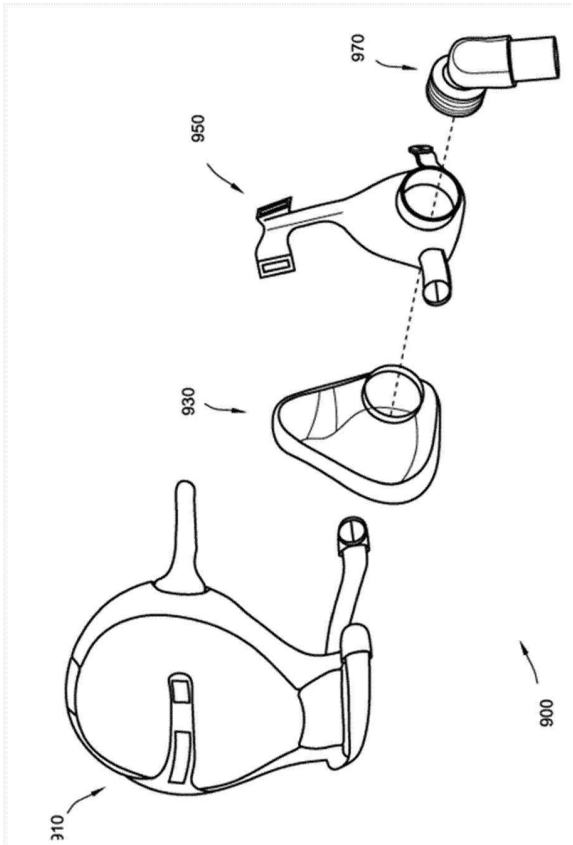
【図 10】



【図 11 A】



【図 11 B】



10

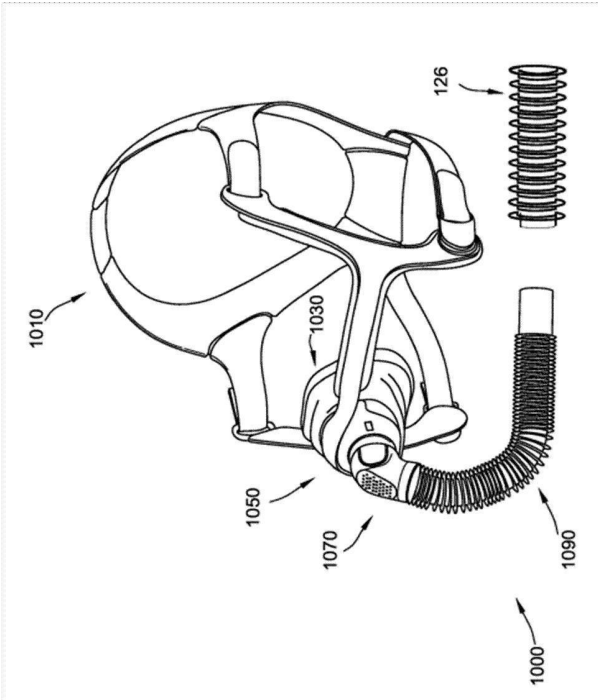
20

30

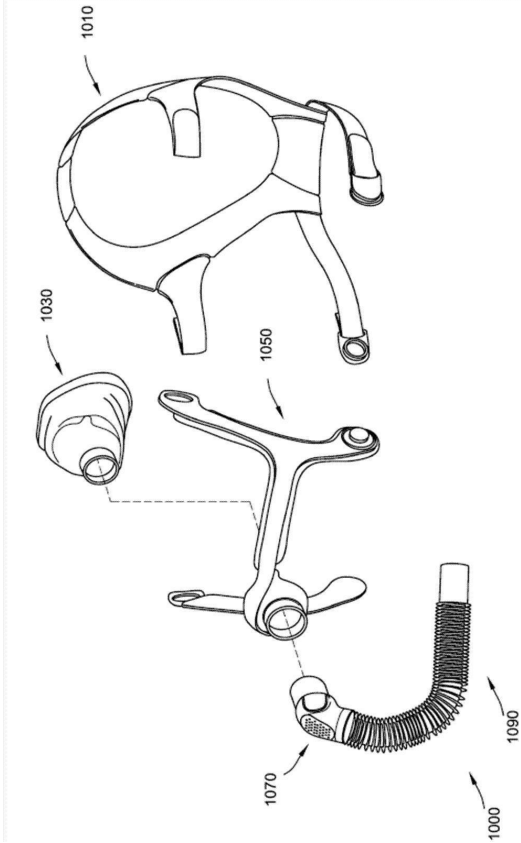
40

50

【図 1 2 A】



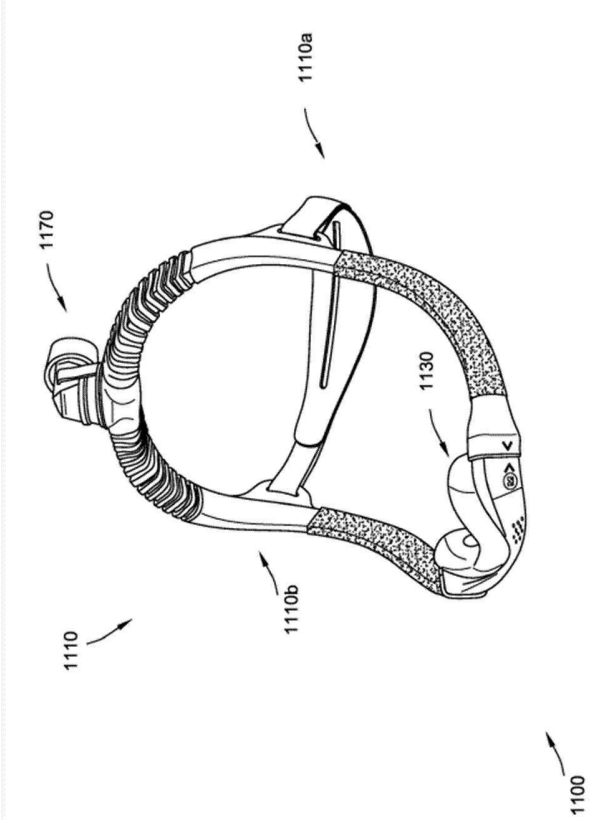
【図 1 2 B】



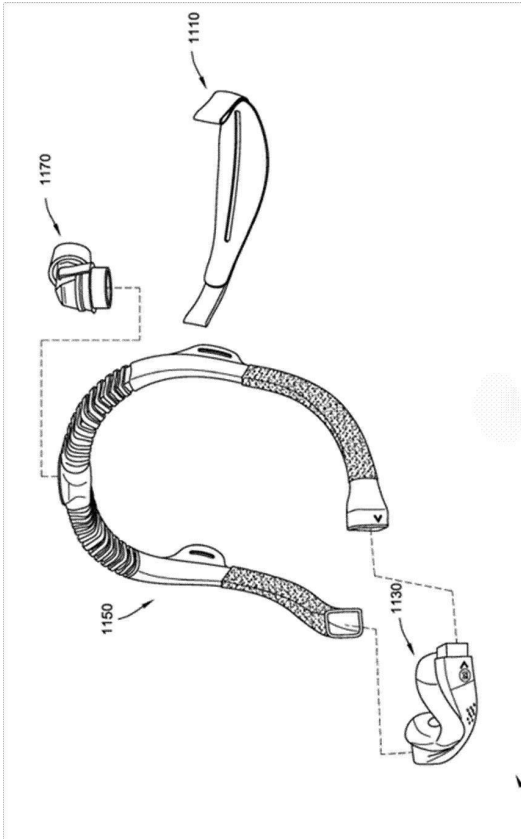
10

20

【図 1 3 A】



【図 1 3 B】

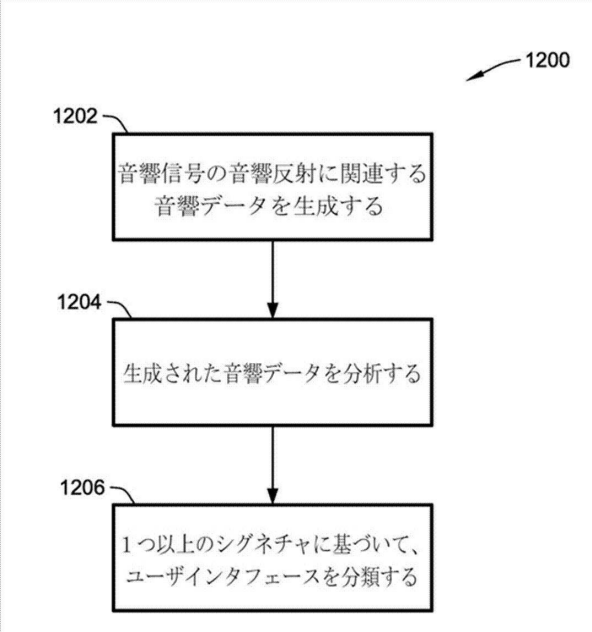


30

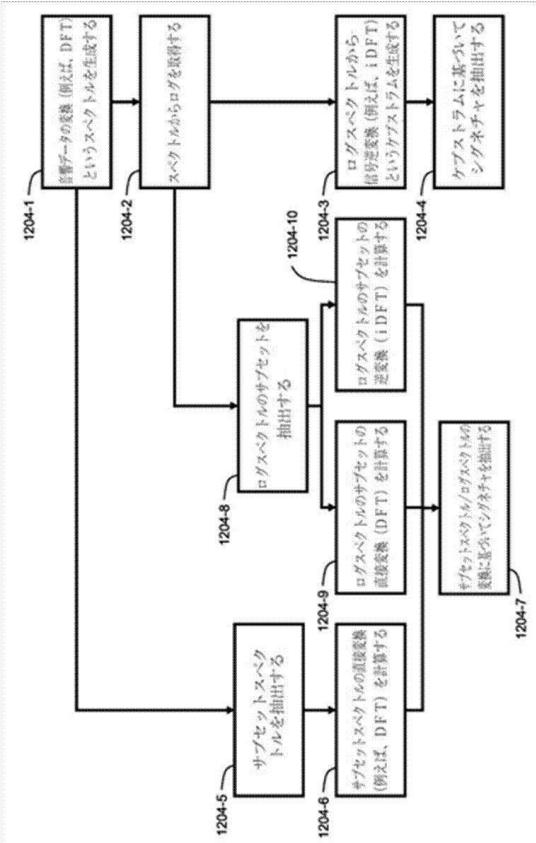
40

50

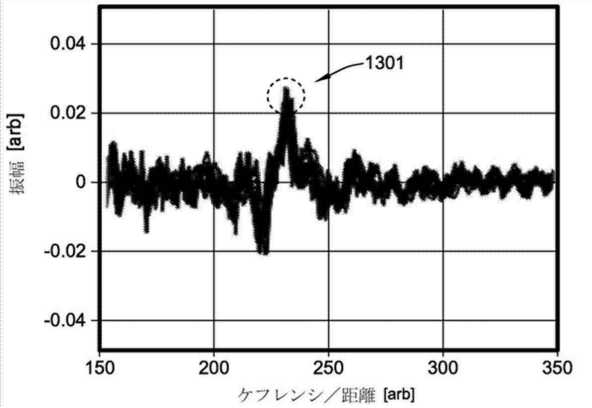
【図 1 4 A】



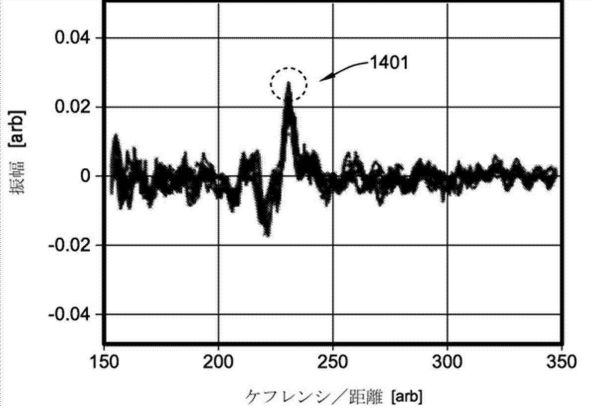
【図 1 4 B】



【図 1 5】



【図 1 6】



10

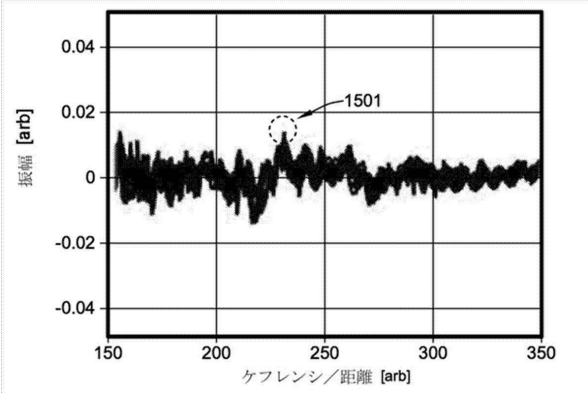
20

30

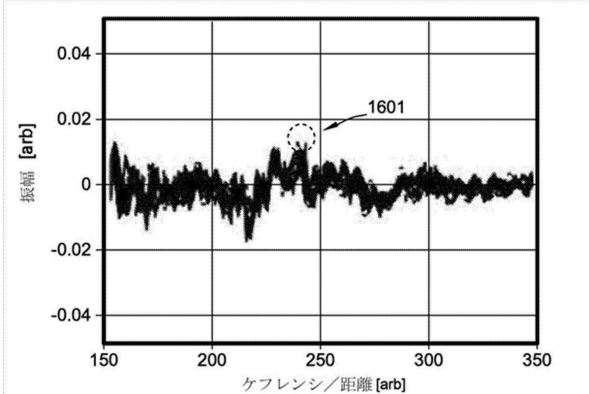
40

50

【図 17】

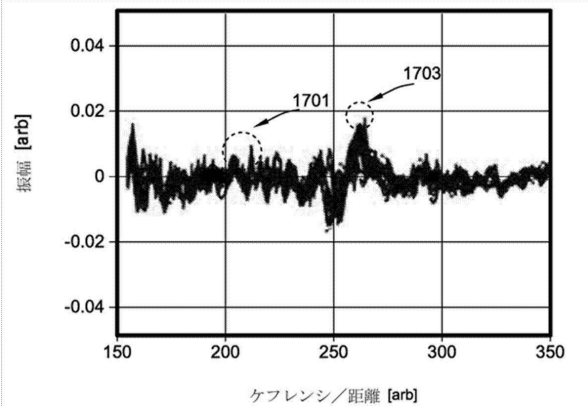


【図 18】

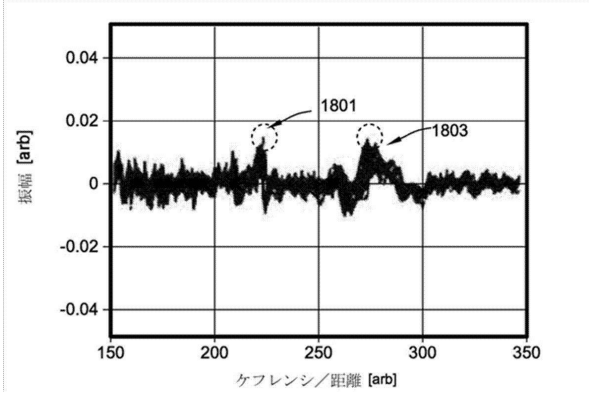


10

【図 19】



【図 20】



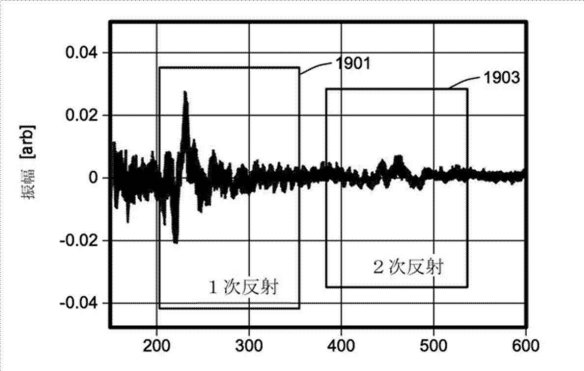
20

30

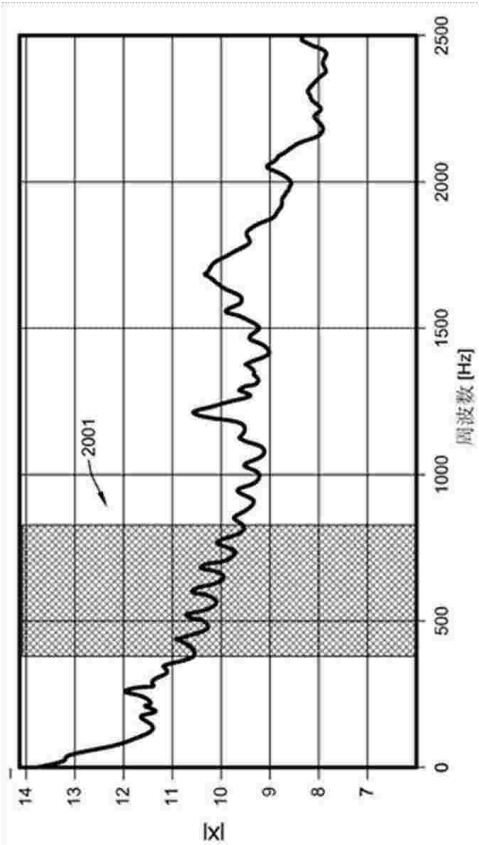
40

50

【図 2 1】



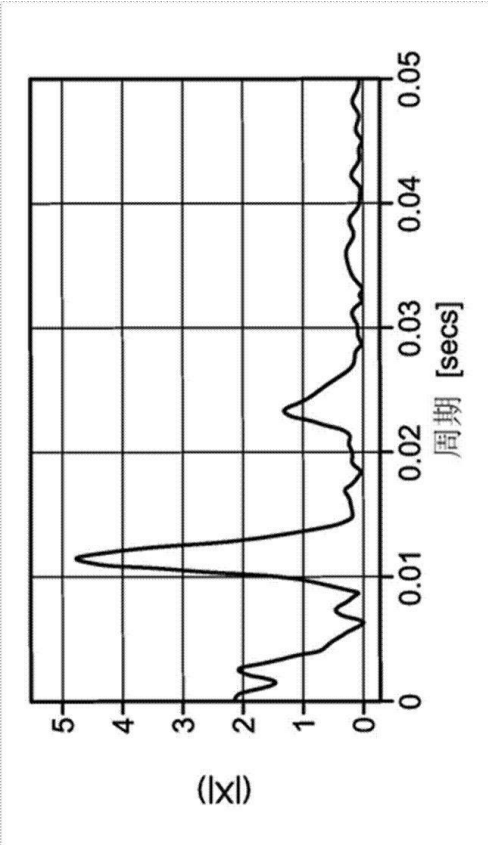
【図 2 2】



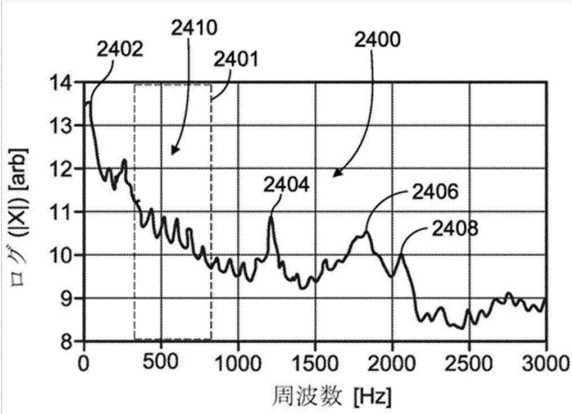
10

20

【図 2 3】



【図 2 4 A】

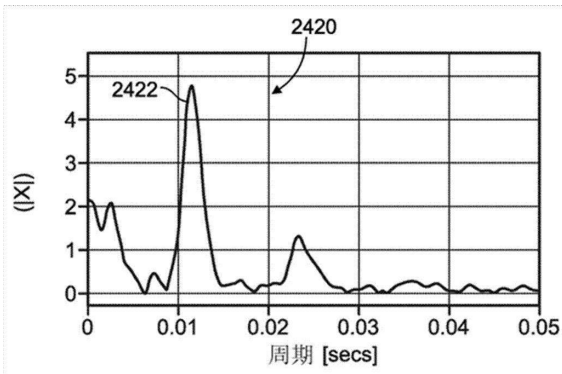


30

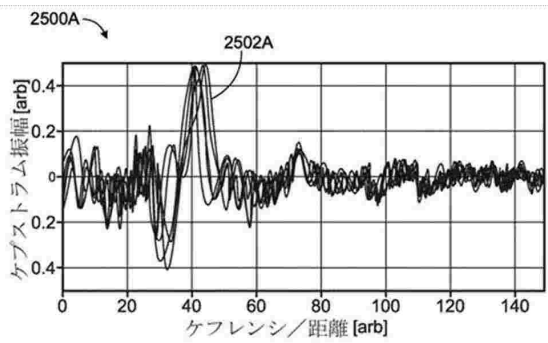
40

50

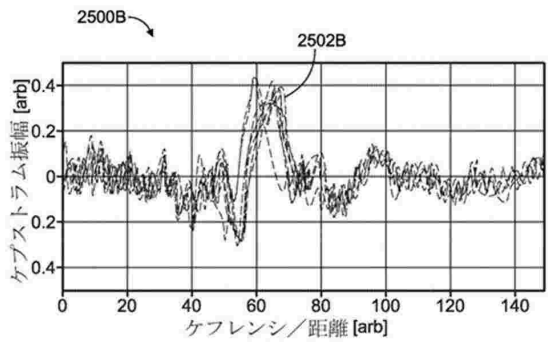
【図 2 4 B】



【図 2 5 A】

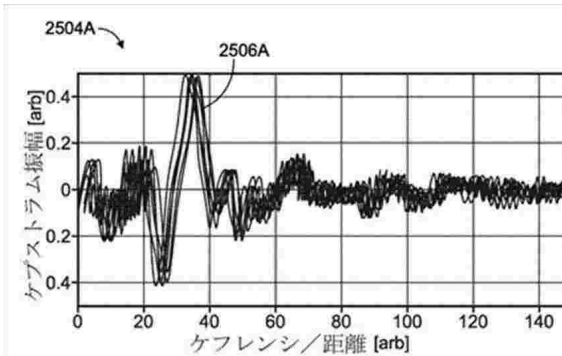


10

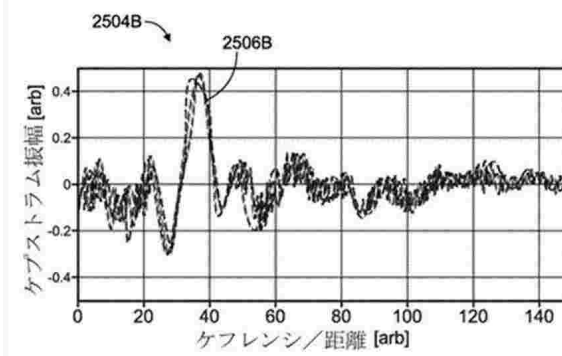


20

【図 2 5 B】



30



40

50

フロントページの続き

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 M 16/00 3 0 5 A

(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

早期審査対象出願
ー 7 ダブリン、サンディフォード アークル ロード、3 テルミニ レズメド センサー テクノロ
ジーズ リミテッド 内

(72)発明者 フォックス、ナイル アンドリュウ
アイルランド ディー 1 8 ティー 6 ティー 7 ダブリン、サンディフォード アークル ロード、3
テルミニ レズメド センサー テクノロジーズ リミテッド 内

(72)発明者 ショルディス、レドモンド
アイルランド ディー 1 8 ティー 6 ティー 7 ダブリン、サンディフォード アークル ロード、3
テルミニ レズメド センサー テクノロジーズ リミテッド 内

審査官 佐藤 智弥

(56)参考文献 特表 2 0 1 2 - 5 1 7 3 0 3 (J P , A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)
A 6 1 M 1 6 / 0 6
A 6 1 B 5 / 0 8
A 6 1 B 5 / 0 0
A 6 1 B 5 / 1 6
A 6 1 M 1 6 / 0 0