

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6266648号
(P6266648)

(45) 発行日 平成30年1月24日(2018.1.24)

(24) 登録日 平成30年1月5日(2018.1.5)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/00 (2006.01)
 A 6 1 B 5/11 (2006.01)
 A 6 1 B 5/08 (2006.01)
 A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 1 O 1 R
 A 6 1 B 5/10 3 1 O Z
 A 6 1 B 5/08
 A 6 1 B 10/00 V

請求項の数 15 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2015-547254 (P2015-547254)
 (86) (22) 出願日 平成25年12月16日(2013.12.16)
 (65) 公表番号 特表2016-504087 (P2016-504087A)
 (43) 公表日 平成28年2月12日(2016.2.12)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/060983
 (87) 国際公開番号 WO2014/097114
 (87) 国際公開日 平成26年6月26日(2014.6.26)
 審査請求日 平成28年12月6日(2016.12.6)
 (31) 優先権主張番号 61/738,026
 (32) 優先日 平成24年12月17日(2012.12.17)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 邪魔にならない音声分析を使用して情報を生成する睡眠時無呼吸診断システム及び当該システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者により生成される可聴音を検出し、検出された前記患者により生成される可聴音を
 示す音声情報を生成するためのマイクのアレイ、

第1のビームを形成するために構成され、第1の適応速度を持つ第1のビーム形成器で
 あり、前記第1のビーム形成器は、前記音声情報から第1の音声情報及び第1のノイズ情
 報を生成するために構成され、前記第1の音声情報は、前記第1のビームの内側からの可
 聴音で構成され、前記第1のノイズ情報は、前記第1のビームの外側からの可聴音で構成
 される第1のビーム形成器、

第2のビームを形成するために構成され、前記第1の適応速度よりも遅い第2の適応速
 度を持つ第2のビーム形成器であり、前記第2のビーム形成器は、前記音声情報から第2
 の音声情報及び第2のノイズ情報を生成するために構成され、前記第2の音声情報は、前
 記第2のビームの内側からの可聴音で構成され、前記第2のノイズ情報は、前記第2のビ
 ームの外側からの可聴音で構成される第2のビーム形成器、

前記第1の音声情報に基づいて音声分類情報を生成するための音声分類ユニット、

前記第2の音声情報の変化又は前記第1のノイズ情報と前記第2のノイズ情報と相違に
 基づいて頭部の動き情報を生成するための頭部の動き検出ユニット、並びに

前記音声分類情報及び前記頭部の動き情報に基づいて睡眠時無呼吸診断を決定するた
 めの診断ユニット

を有する電子装置。

10

20

【請求項 2】

前記第 1 の適応速度は、前記患者の正常な頭部の動きを追跡するのに十分な速さであり、前記第 2 の適応速度は、前記患者の正常な頭部の動きを追跡するには遅すぎる、請求項 1 に記載の電子装置。

【請求項 3】

前記第 1 のビーム成形器及び前記第 2 のビーム成形器は、フィルタアンドサム形式のビーム成形器及び遅延和形式のビーム成形器の一方である、請求項 1 に記載の電子装置。

【請求項 4】

前記頭部の動き検出ユニットは、第 1 の頭部の動き検出ユニット及び第 2 の頭部の動き検出ユニットを有し、前記頭部の動き情報は、第 1 の頭部の動き情報及び第 2 の頭部の動き情報を有し、前記第 1 の頭部の動き検出ユニットは、前記第 2 の音声情報に基づいて前記第 1 の頭部の動き情報を計算するように構成され、前記第 2 の頭部の動き検出ユニットは、前記第 1 のノイズ情報及び前記第 2 のノイズ情報に基づいて前記第 2 の頭部の動き情報を計算するように構成される、請求項 1 に記載の電子装置。

10

【請求項 5】

前記第 1 の頭部の動き検出ユニットは、前記第 2 の音声情報の変化に基づいて前記第 1 の頭部の動き情報を計算するための包絡線検波ユニットである、請求項 4 に記載の電子装置。

【請求項 6】

前記第 2 の頭部の動き検出ユニットは、前記第 1 のノイズ情報と前記第 2 のノイズ情報との相違に基づいて前記第 2 の頭部の動き情報を計算するように構成される、請求項 4 に記載の電子装置。

20

【請求項 7】

前記マイクのアレイは、互いに約 10 cm 以内に置かれている、請求項 1 に記載の電子装置。

【請求項 8】

睡眠時無呼吸診断システムの作動方法において、

前記システムは、マイクのアレイ、第 1 のビーム及び第 1 の適応速度を持つ第 1 のビーム形成器、第 2 のビーム及び前記第 1 の適応速度よりも遅い第 2 の適応速度を持つ第 2 のビーム形成器、音声分類ユニット、頭部の動き検出ユニット並びに診断ユニットを有し、前記作動方法は、

30

前記マイクのアレイが、患者により生成される可聴音を検出し、検出された前記患者により生成される可聴音を示す音声情報を生成するステップ、

前記第 1 のビーム形成器が、前記音声情報を処理し、前記音声情報から第 1 の音声情報及び第 1 のノイズ情報を生成するステップであり、前記第 1 の音声情報は、前記第 1 のビームの内側からの可聴音で構成され、前記第 1 のノイズ情報は、前記第 1 のビームの外側からの可聴音で構成される、ステップ、

前記第 2 のビーム形成器が、前記音声情報を処理し、前記音声情報から第 2 の音声情報及び第 2 のノイズ情報を生成するステップであり、前記第 2 の音声情報は、前記第 2 のビームの内側からの可聴音で構成され、前記第 2 のノイズ情報は、前記第 2 のビームの外側からの可聴音で構成される、ステップ

40

前記音声分類ユニットが、前記第 1 の音声情報に基づいて音声分類情報を生成するステップ、

前記頭部の動き検出ユニットが、前記第 2 の音声情報の変化又は前記第 1 のノイズ情報と前記第 2 のノイズ情報と相違に基づいて、頭部の動き情報を生成するステップ、並びに

前記診断ユニットが、前記音声分類情報及び前記頭部の動き情報に基づいて睡眠時無呼吸診断を決定するステップ

を有する睡眠時無呼吸診断システムの作動方法。

【請求項 9】

前記第 1 の適応速度は、前記患者の正常な頭部の動きを追跡するのに十分な速さであり

50

、前記第2の適応速度は、前記患者の正常な頭部の動きを追跡するには遅すぎる、請求項8に記載の作動方法。

【請求項10】

前記第1のビーム成形器及び前記第2のビーム成形器は、フィルタアンドサム形式のビーム成形器及び遅延和形式のビーム成形器の一方である、請求項8に記載の作動方法。

【請求項11】

前記頭部の動き情報を生成するステップは、前記第2の音声情報に基づいて第1の頭部の動き情報を生成するステップ、並びに前記第1のノイズ情報及び前記第2のノイズ情報に基づいて第2の頭部の動き情報を生成するステップ、を有する、請求項8に記載の作動方法。

10

【請求項12】

前記第1の頭部の動き情報を生成するステップは、前記第2の音声情報の変化を決定するために、前記第2の音声情報に包絡分析を行うステップを有する、請求項11に記載の作動方法。

【請求項13】

前記第2の頭部の動き情報を生成するステップは、前記第1のノイズ情報と前記第2のノイズ情報との相違を決定するために、フィルタ分析を行うステップを有する、請求項11に記載の作動方法。

【請求項14】

前記マイクのアレイは、互いに約10cm以内に置かれている、請求項11に記載の作動方法。

20

【請求項15】

コンピュータにより実行されるとき、前記コンピュータに請求項8に記載の作動方法を行わせる、命令を含む1つ以上のプログラムを記憶している非一時的なコンピュータ読取可能媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、睡眠時無呼吸診断、並びに特に睡眠時無呼吸診断システム及び方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

閉塞性睡眠時無呼吸(OSA)は、世界各国の何百万もの人々に影響を及ぼしている状況である。OSAは、睡眠中の呼吸の障害又は停止を特徴とする。OSAの発症は、少なくとも10秒及びしばしば1分から2分もの間続く睡眠中の気流の部分的又は完全な閉塞によって生じる。ある夜に中程度から重度の無呼吸の人々は、一晩で200-500回もの完全な又は部分的な呼吸の中断を経験している。彼らの睡眠は何度も中断されるので、彼らは心身を効果的に機能するための回復睡眠の必要性を奪われる。この睡眠疾患は、高血圧、うつ病、発作、心不整脈、心筋梗塞及び他の心疾患に関連している。OSAは極度の疲労も生じさせる。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

患者がOSAを患っているかを判定するのに様々な方法が使用されている。最も包括的な方法は、臨床睡眠ポリグラム(PSG)であり、これは多くの重要な睡眠病理学を診断することができる。しかしながら、PSGは、機器及び患者の両方を監視するためにいる技術者と共に、専門病院又は睡眠障害センターに泊まる必要がある。

【0004】

血中酸素飽和度、脈拍数、気流、いびきレベル及び頭部の動きを測定並びに組み合わせる家庭用の装置が睡眠時無呼吸を判定するのにも用いられる。これらの装置はPSGより

50

も安価であるが、これら装置は依然として高価すぎであり、邪魔である。

【0005】

睡眠時無呼吸を判定するのに、問診及びテストも使用される。しかしながら、問診及びテストは無料で、行い易いのだが、これらの睡眠時無呼吸を判定する精度は、非常に限られている。

【0006】

睡眠時無呼吸を判定するのに、音の記録も使用される。音の記録は、安価で邪魔にならずに達成されるが、音の記録は、ノイズ、例えば周辺雑音、いびきをかいているパートナー又は他のノイズに敏感であり、故に、この技術の精度を低下させる。

【0007】

その結果、睡眠時無呼吸の判定を向上する及び例えば睡眠時無呼吸を正確に判定するための安価で邪魔にならない方法の必要性が存在している。

【課題を解決するための手段】

【0008】

ある実施例において、電子装置が提供され、この装置は、患者により生成される可聴音を検出し、検出された前記患者により生成される可聴音を示す音声情報を生成するためのマイクのアレイ、第1の適応速度を持ち、前記音声情報から第1の音声情報及び第1のノイズ情報を生成するために構成される第1のビーム成形器、第1の適応速度よりも遅い第2の適応速度を持ち、前記音声情報から第2の音声情報及び第2のノイズ情報を生成するために構成される第2のビーム成形器、第1の音声情報に基づいて音声分類情報を生成するための音声分類ユニット、第2の音声情報、第1のノイズ情報及び第2のノイズ情報の少なくとも1つに基づいて頭部の動き情報を生成するための頭部の動き検出ユニット、並びに音声分類情報及び頭部の動き情報に基づいて睡眠時無呼吸診断を決定する診断ユニットを含んでいる。

【0009】

もう1つの実施例において、音声分類情報及び頭部の動き情報を生成する方法が提供され、この方法は、マイクのアレイを用いて患者により生成される可聴音を検出し、検出された前記患者により生成される可聴音を示す音声情報を生成するステップ、第1の適応速度を持つ第1のビーム成形器を用いて前記音声情報を処理し、前記音声情報から第1の音声情報及び第1のノイズ情報を生成するステップ、第1の適応速度よりも遅い第2の適応速度を持つ第2のビーム成形器を用いて前記音声情報を処理し、前記音声情報から第2の音声情報及び第2のノイズ情報を生成するステップ、前記第1の音声情報に基づいて音声分類情報を生成するステップ、並びに前記第2の音声情報、前記第1のノイズ情報及び前記第2のノイズ情報の少なくとも1つに基づいて頭部の動き情報を生成するステップ、を含む。

【0010】

もう1つの実施例において、コンピュータにより実行されるとき、このコンピュータに方法を行わせる、命令を含む1つ以上のプログラムを記憶している非一時的なコンピュータ読取可能媒体が提供される。前記方法は、マイクのアレイを用いて患者により生成される可聴音を検出し、検出された前記患者により生成される可聴音を示す音声情報を生成するステップ、第1の適応速度を持つ第1のビーム成形器を用いて前記音声情報を処理し、前記音声情報から第1の音声情報及び第1のノイズ情報を生成するステップ、前記第1の適応速度よりも遅い第2の適応速度を持つ第2のビーム成形器を用いて前記音声信号を処理し、前記音声信号から第2の音声情報及び第2のノイズ情報を生成するステップ、前記第1の音声情報に基づいて音声分類情報を生成するステップ、前記第2の音声情報、前記第1のノイズ情報及び前記第2のノイズ情報の少なくとも1つに基づいて頭部の動き情報を生成するステップ、並びに前記音声分類情報及び前記頭部の動き情報に基づいて睡眠時無呼吸診断を決定するステップ、を含む。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図 1】ある例示的な実施例による睡眠時無呼吸診断システムの図である。

【図 2 A】患者の例示的な音声情報のグラフである。

【図 2 B】高速ビーム成形器からの例示的なノイズ情報の出力グラフである。

【図 2 C】低速ビーム成形器からの例示的なノイズ情報の出力グラフである。

【図 3】ある例示的な実施例による音声分類情報及び頭部の動き情報を生成する方法のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0012】

明細書において、特に文脈上ははっきりと述べていない限り、複数あると述べていなくても、それらが複数あることを含んでいる。本明細書において、2つ以上の部品又は構成要素が"結合される"と述べることは、リンクが生じている限り、これらの部品が直接又は間接的、すなわち1つ以上の中間部品若しくは構成要素を介して接合される又は一緒に動作することを意味している。本明細書において、"直接結合される"とは、2つの要素が互いに直に接していることを意味している。本明細書において、"固定して結合される"又は"固定される"とは、2つの構成要素が互いに関連した一定の方向を維持している間、1つとして移動するように結合されることを意味している。

10

【0013】

明細書に用いられる、例であり限定ではない方向の表現は、頂部、底部、左側、右側、上部、下部、前方、後方及びそれらの派生語は、図面に示される要素の方位に関連し、特に明瞭に言わない限り、請求項を制限しない。

20

【0014】

明細書において、"ビーム成形器の適応速度"という言葉は、ビーム成形器が新しい標的位置に収束することができる速度を意味している。

【0015】

図 1 は、本開示の概念からなる、ある例示的な実施例による睡眠時無呼吸を診断するのに適するシステム 1 のブロック図である。システム 1 は、患者により生成される可聴音を記録し、この記録した可聴音を通じて、患者のいびき及び患者の頭部の動きを検出するために構成される。システム 1 は、患者の睡眠時無呼吸を判定するために、いびき及び頭部の動きのパターンを分析する。

【0016】

30

システム 1 は、マイク 10 のアレイを含む。マイク 10 のアレイは、患者により生成される可聴音を記録することができる。図 1 に示される例示的な実施例において、マイク 10 のアレイは複数のマイクを含んでいる。1つよりも多い如何なる数のマイクが本開示の概念の範囲から外れることなく利用され得ることを当業者は理解している。マイク 10 のアレイにおいてマイクの数が増大することは、より狭いビームがマイク 10 のアレイにより成形されることを可能にする。

【0017】

幾つかの例示的な実施例において、マイク 10 のアレイは、マイクの線形アレイとして配される。幾つかの他の実施例において、マイクのアレイは、対称形状（例えば限定ではないが、三角形、四角形等）で配される。この対称形状は、患者に対するマイク 10 の方位が前もって分かっているとき、一定の成果を上げることができる。幾つかの例示的な実施例において、マイク 10 のアレイは、互いに約 10 cm 以内に配されている。しかしながら、本開示の概念はそれに限定されない。マイク 10 のアレイは、本開示の概念の範囲から外れることなく、如何なる適切な様式で配されてもよい。

40

【0018】

システム 1 は、高速ビーム成形器 20 及び低速ビーム成形器 30 も含んでいる。高速ビーム成形器 20 及び低速ビーム成形器 30 の各々は、マイク 10 のアレイにおける各マイクの出力を受信し、処理を行う。高速ビーム成形器 20 及び低速ビーム成形器 30 は、ビームの内側にある方向から受信される音声は強められる一方、ビームの外側にある方向から受信される音は弱められるような指向性ビームを各々が成形するように、マイク 10 の

50

アレイにおける各マイクの出力を処理する。

【 0 0 1 9 】

高速ビーム成形器 2 0 及び低速ビーム成形器 3 0 は、これらビームの方向を患者の頭部に集中させ、患者の頭部の動きに基づいてこれらビームの方向を適応させる。例であり限定ではないが、高速ビーム成形器 2 0 及び低速ビーム成形器 3 0 は、患者の頭部の方向を決定し、患者の頭部を追跡するために、患者のいびきを使用することができる。しかしながら、高速ビーム成形器 2 0 及び低速ビーム成形器 3 0 は、患者の頭部の方向を同じ速度で適応しない。寧ろ、高速ビーム成形器 2 0 は、低速ビーム成形器 3 0 の適応速度よりも早い適応速度を持つ。例示的な実施例において、高速ビーム成形器 2 0 は、患者の正常な動き（例えば限定ではないが、いびきによる頭部の動き）を追跡するのに十分な速さである適応速度を持つのにに対し、低速ビーム成形器 3 0 は、患者の正常な頭部の動きを追跡するには十分な速さではないが、患者の正常な身体の動き（例えば限定ではないが、睡眠中の身体位置の変化）を追跡するのに十分な速さである適応速度を持つ。そのようなものとして、いびきの事象中は一般的である、患者の頭部が動いている期間に、高速ビーム成形器 2 0 のビームは、患者の頭部に集中したままである一方、低速ビーム成形器 3 0 のビームは、患者の頭部に正確に集中していない。

10

【 0 0 2 0 】

他の例示的な実施例において、高速ビーム成形器 2 0 は、1 秒未満の適応速度を持ち、低速ビーム成形器 3 0 は、1 0 秒よりも大きな適応速度を持つ。1 秒未満の適応速度は、正常な頭部の動きを追跡するのに十分な速さであり、1 0 秒よりも大きな適応速度は、正常な頭部の動きを追跡するには十分な速さではないが、正常な身体の動きを追跡するには十分な速さであることが理解される。

20

【 0 0 2 1 】

高速ビーム成形器 2 0 及び低速ビーム成形器 3 0 は各々、如何なる適切な形式のビーム成形器であってよい。図 1 に示される例示的な実施例において、高速ビーム成形器 2 0 及び低速ビーム成形器 3 0 は、フィルタアンドサム(filter and sum)形式のビーム成形器である。他の実施例において、高速ビーム成形器 2 0 及び低速ビーム成形器 3 0 は、遅延和(delay and sum)形式として実施されることができる。

【 0 0 2 2 】

高速ビーム成形器 2 0 及び低速ビーム成形器 3 0 は各々、強められた音声情報及びノイズ情報を出力する。この強められた音声情報は、高速ビーム成形器 2 0 及び低速ビーム成形器 3 0 のビームの内側に存在する音声の情報である。ノイズ情報は、高速ビーム成形器 2 0 及び低速ビーム成形器 3 0 のビームの外側に存在する音声の情報である。

30

【 0 0 2 3 】

図 2 A、2 B 及び 2 C は、高速ビーム成形器 2 0 及び低速ビーム成形器 3 0 からの幾つかの出力と共に、高速ビーム成形器 2 0 及び低速ビーム成形器 3 0 への例示的な入力を説明している。図 2 A を参照すると、患者のいびき及び頭部が動いている期間に、マイク 1 0 のアレイから出力される例示的な音声情報が説明される。図 2 A に示されるように、いびきの事象 1 0 0 は信号の振幅を増大させる。

【 0 0 2 4 】

図 2 B を参照すると、高速ビーム成形器 3 0 の例示的なノイズ基準出力が示される。上述したように、高速ビーム成形器 2 0 から出力されるノイズ情報は単に、ビームの外側に存在する方向からの音声情報を含んでいる。高速ビーム成形器 2 0 のビームは、患者の頭部に集中しているので、このノイズ情報におけるいびきの事象 1 0 0 'は振幅を増大させない。寧ろ、図 2 B に示されるように、高速ビーム成形器 2 0 から出力されるノイズ情報は単に周辺雑音(ambient noise)を含んでいる。

40

【 0 0 2 5 】

図 2 C を参照すると、低速ビーム成形器 3 0 の例示的なノイズ情報の出力が示される。上述したように、低速ビーム成形器 3 0 は、患者の頭部の動きを正確に追跡するのに十分な速さに適応していない。そのようなものとして、いびきの事象 1 0 0 "の間に、いびき

50

の音の幾つかは、低速ビーム成形器 30 から出力されるノイズ情報に残っている。高速ビーム成形器 20 のノイズ情報と低速ビーム成形器 30 のノイズ情報との相違は、いびきの事象 100 の間に患者の頭部の動きも存在していることを示している。

【0026】

図 2 B 及び 2 C は、高速ビーム成形器 20 及び低速ビーム成形器 30 から出力される例示的なノイズ情報を説明している一方、高速ビーム成形器 20 及び低速ビーム成形器 30 は、強められた音声情報も出力している。上述したように、強められた音声情報は、高速ビーム成形器 20 及び低速ビーム 30 のビームの内側にある方向からの音声情報である。患者のいびき及び頭部が動いている期間に、高速ビーム成形器 20 及び低速ビーム 30 から出力される強められた音声情報は、頭部が動いている期間に低速ビーム成形器 30 は、

10

【0027】

図 1 に再び戻ると、高速ビーム成形器 20 及び低速ビーム成形器 30 の出力は、音声分類ユニット 40、並びに第 1 の頭部の動き検出ユニット 52 及び第 2 の頭部の動き検出ユニット 54 を含む頭部の動き検出ユニット 30 に出力される。図 1 に示される例示的な実施例において、高速ビーム成形器 20 からの強められた音声情報は、音声分類ユニット 40 に出力され、低速ビーム成形器 30 からの強められた音声情報は、第 1 の頭部の動き検出ユニット 52 に出力される。高速ビーム成形器 20 及び低速ビーム成形器 30 の両方からのノイズ情報は、第 2 の頭部の動き検出ユニット 54 に出力される。

【0028】

20

音声分類ユニット 40 は、音響事象、例えば限定ではないが、いびきの事象を分類するために、高速ビーム成形器 20 からの強められた音声情報を使用する。他の音響事象、例えば咳払い、くしゃみ及びうめきの事象が音声分類ユニット 40 により分類されてもよい。音響事象を分類するために、音声分類ユニット 40 において既知の音声分類技術が用いられてもよい。例えば限定ではないが、米国特許出願公開番号 2011/0087079 号に開示される音声分類技術が音声分類ユニット 40 において使用するために適切に修正されることができる。高速ビーム成形器 20 からの強められた音声情報は単にそのビームの内側にある方向からの音声を含んでいるので、この高速ビーム成形器 20 からの強められた音声情報は、比較的ノイズの無い患者のいびき音であり、故に、高速ビーム成形器 20 からの強められた音声情報は、いびきの事象の分類に使用するのに十分適切である。音声分類ユニット 40 は、分類された音響事象の情報を出力する。

30

【0029】

システム 1 は、第 1 の頭部の動き検出ユニット 52 及び第 2 の頭部の動き検出ユニット 54 を含む頭部の動き検出ユニット 50 も含んでいる。頭部の動き検出ユニット 50 は、低速ビーム成形器 30 の強められた音声情報並びに高速ビーム成形器 20 及び低速ビーム成形器 30 のノイズ情報に基づいて、患者の頭部の動きを検出する。

【0030】

第 1 の頭部の動き検出ユニット 52 は、低速ビーム成形器 30 から前記強められた音声情報を受信する。上述したように、低速ビーム成形器 30 は、患者の頭部の動きを追跡するのに十分な速さに適応していない。そのようなものとして、いびきをかく及び頭部が動いている期間に、低速ビーム成形器 30 の前記強められた音声情報は、そのビームがまさに患者の頭部に集中していないために変化している。このような変化に対し、第 1 の頭部の動き検出ユニット 52 は、低速ビーム成形器 30 の強められた音声情報を分析し、それ故に頭部の動きが起きたときを決定する。幾つかの例示的な実施例において、第 1 の頭部の動き検出ユニット 52 は、頭部の動きが起きたときを決定するために、低速ビーム成形器 30 の前記強められた音声情報に包絡分析(envelope analysis)を行う包絡分析ユニットを含んでいる。第 1 の頭部の動き検出ユニット 52 は、第 1 の頭部の動き情報を出力する。

40

【0031】

システム 1 はさらに第 2 の頭部の動き検出ユニット 54 も含んでいる。第 2 の頭部の動

50

き検出ユニット54は、高速ビーム成形器20及び低速ビーム成形器30の両方からノイズ情報を受信する。図2B及び2Cを参照して上述したように、高速ビーム成形器20と低速ビーム成形器30との間におけるノイズ情報の相違は、頭部が動いている期間を示す。第2の頭部の動き検出ユニット54は、高速ビーム成形器20及び低速ビーム成形器30からのノイズ情報を分析して、頭部の動きが起きたときを決定する。第2の頭部の動き検出ユニット54は、例えば限定ではないが、フィルタ分析ユニットを含むことができる。第2の頭部の動き検出ユニット54は、第2の頭部の動き情報を出力する。

【0032】

システム1はさらに診断ユニット70も含んでいる。診断ユニット70は、音声分類ユニット40及び頭部の動き検出ユニット50の出力を受信する。すなわち、診断ユニット70は、音声分類ユニット40から音声分類情報を、第1の頭部の動き検出ユニット52から第1の頭部の動き情報を、及び第2の頭部の動き検出ユニット54から第2の頭部の動き情報を受信する。受信した情報から、診断ユニット70は、患者のいびき及び頭部の動きのパターンを分析することができる。

10

【0033】

いびき情報だけでは睡眠時無呼吸状態を正確に示さない。同様に、頭部の動き情報だけでも睡眠時無呼吸状態を正確に示さない。いびき情報及び頭部の動き情報の両方を利用することにより、診断ユニット70は、睡眠時無呼吸状態をより正確に診断することができる。診断ユニット70は、その後例えば患者の治療プログラムを指示するのに使用される、診断した睡眠時無呼吸状態に関する情報を出力する。

20

【0034】

さらに、システム1は、患者の音声だけから睡眠時無呼吸状態を診断することができる。そのようなものとして、システム1は、例えば患者の頭部の動きを監視するための加速度計のようなセンサを使用する他の睡眠時無呼吸診断システムよりも邪魔にならない。さらに、システム1は、いびき情報及び頭部の動き情報の両方を使用するので、システム1は、いびきの事象の情報だけ又は頭部の動き情報だけを使用する他の睡眠時無呼吸診断システムよりもより正確な診断を提供することができる。

【0035】

図3を参照すると、ある例示的な実施例による音声分類及び頭部の動きの情報を生成する方法のフローチャートが示される。音声分類及び頭部の動き情報は、後に睡眠時無呼吸を診断するのに使用される。この方法は、患者により生成される音声を検出され、この患者の音声情報が生成されるステップ100で始まる。患者により生成される音声の検出及び患者の音声情報の生成は、マイクのアレイを用いて行われることができる。患者の音声情報は次いで、ステップ102において高速ビーム成形器102を用いて及びステップ104において低速ビーム成形器104を用いて処理される。高速ビーム成形器は、患者の正常な頭部の動きを追跡するのに十分な速さである適応速度を持ち、低速ビーム成形器は、患者の正常な頭部の動きを追跡するには遅すぎるが、患者の正常な身体の動きを追跡するのに十分な速さである適応速度を持っている。高速ビーム成形器及び低速ビーム成形器は各々、図1に関して上述したように、強められた音声情報及びノイズ情報を出力する。

30

【0036】

ステップ106において、音声分類情報が生成される。この音声分類情報は、高速ビーム成形器の前記強められた音声情報に基づいて生成される。ステップ108において、頭部の動き情報が生成される。この頭部の動き情報は、第2のビーム成形器の前記強められた音声情報に基づいて生成される第1の頭部の動き情報、並びに高速ビーム成形器及び低速ビーム成形器のノイズ情報に基づいて生成される第2の頭部の動き情報を含む。上述したように、音声分類情報及び頭部の動き情報はその後、ステップ110に示されるように、睡眠時無呼吸を診断するのに使用される。

40

【0037】

本開示の概念は、電子装置、例えば例であり限定ではない、モバイル装置、モバイルコンピュータ、タブレットコンピュータ、周辺機器等において具現化され得る。本開示の概

50

念は、コンピュータ読取可能な記録媒体におけるコンピュータ読取可能なコードとしても具現化され得る。コンピュータ読取可能な記録媒体は、その後コンピュータシステムにより読み取られるデータを記憶することができる如何なるデータ記憶装置でもある。コンピュータ読取可能な記録媒体の例は、ROM、RAM、CD-ROM、磁気テープ、フロッピーディスク（登録商標）及び光学データ記憶装置を含んでいる。

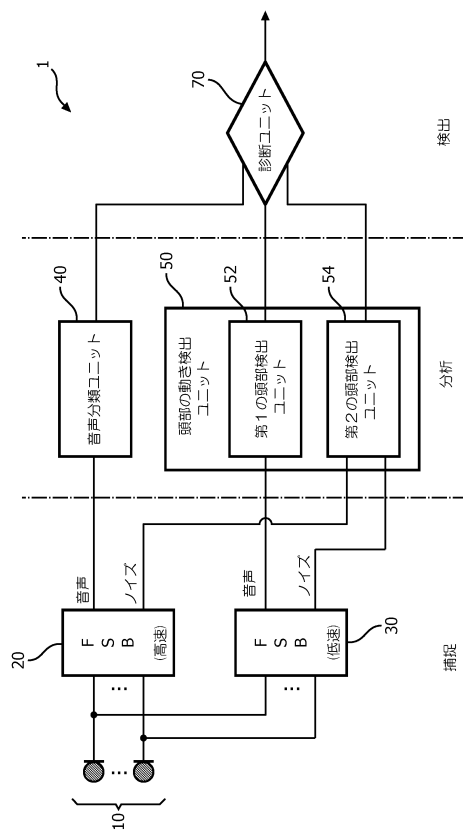
【0038】

請求項において、括弧の間に置かれる如何なる参照符号もその請求項を制限するとは考えるべきではない。"有する"又は"含む"という言葉は、請求項において挙げられた以外の要素又はステップの存在を排除しない。幾つかの手段を挙げている装置の請求項において、これら手段の幾つかがハードウェアの同一のアイテムにより具現化されてもよい。複数あることを述べていなくても、それらが複数あることを排除するものではない。幾つかの手段を挙げている如何なる装置の請求項においても、これら手段の幾つかがハードウェアの同一のアイテムにより具現化されてもよい。ある要素が互いに異なる従属請求項において列挙されているという事実は、これら要素が組み合わせて使用することができないことを示しているのではない。

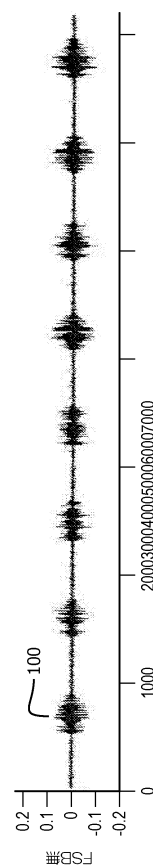
【0039】

本発明は、最も実用的であり好ましい実施例であると現在考えられるものに基づいて、説明を目的に詳細に開示されていたとしても、このような詳細は単に説明を目的としていること、及び本発明が開示される実施例に限定されるのではなく、それどころか付随する請求項の意図及び範囲内にある修正案及び等価な配列にも及んでいることを意図していると理解されるべきである。例えば、本発明は、可能な限り、何れかの実施例の1つ以上の特性が他の何れかの実施例の1つ以上の特性と組み合わせられることも考えていると理解されるべきである。

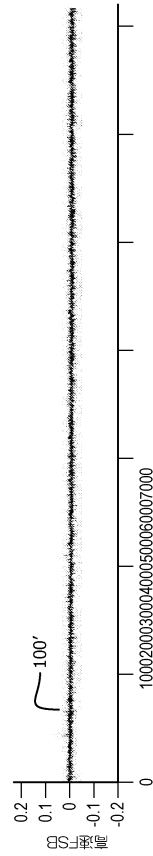
【図1】



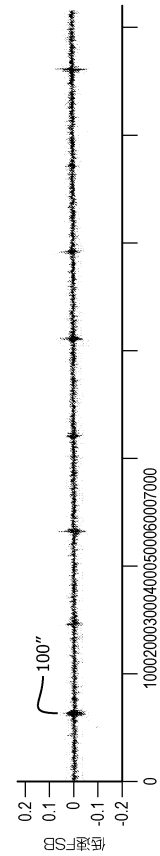
【図2A】



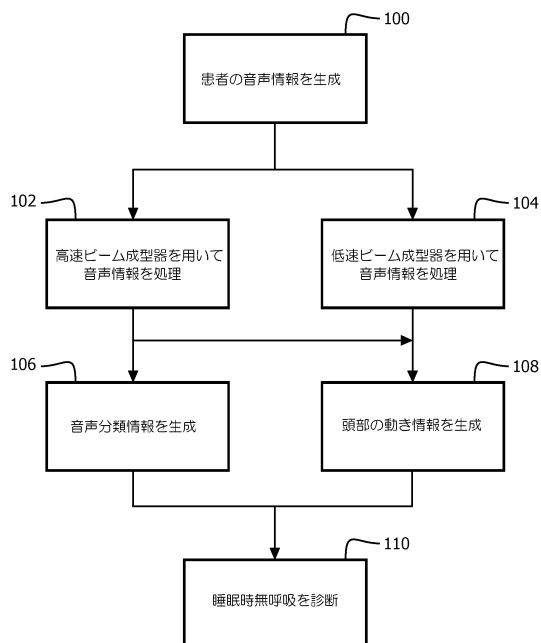
【図 2 B】



【図 2 C】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 トリキ マフディ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
5

審査官 増淵 俊仁

(56)参考文献 特表 2 0 1 1 - 5 2 4 7 6 9 (J P , A)

特開 2 0 0 5 - 3 0 4 9 4 1 (J P , A)

国際公開第 2 0 1 0 / 0 4 4 1 6 2 (W O , A 1)

国際公開第 2 0 1 1 / 1 4 1 9 1 6 (W O , A 1)

国際公開第 2 0 0 9 / 0 3 4 5 2 4 (W O , A 1)

米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 0 8 7 0 7 9 (U S , A 1)

米国特許第 0 6 2 4 1 6 8 3 (U S , B 1)

米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 0 1 4 6 9 0 (U S , A 1)

米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 0 9 9 7 3 2 (U S , A 1)

米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 2 8 9 4 3 2 (U S , A 1)

米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 3 1 0 6 5 7 (U S , A 1)

Ellen R. van Kesteren, et al., Quantitative Effects of Trunk and Head Position on the
Apnea Hypopnea Index in Obstructive Sleep Apnea, SLEEP, 2 0 1 1 年, Vol. 34, No. 8, 10
75-1081

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 0 1

A 6 1 B 5 / 0 6 - 5 / 2 2

A 6 1 B 9 / 0 0 - 1 0 / 0 6