

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2017-537725

(P2017-537725A)

(43) 公表日 平成29年12月21日(2017.12.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/16 (2006.01)	A 6 1 B 5/16	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 Z	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	
	A 6 1 B 5/00 1 0 2 C	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2017-531840 (P2017-531840)
 (86) (22) 出願日 平成27年12月8日 (2015.12.8)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年6月14日 (2017.6.14)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/078900
 (87) 国際公開番号 WO2016/096518
 (87) 国際公開日 平成28年6月23日 (2016.6.23)
 (31) 優先権主張番号 14198246.2
 (32) 優先日 平成26年12月16日 (2014.12.16)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

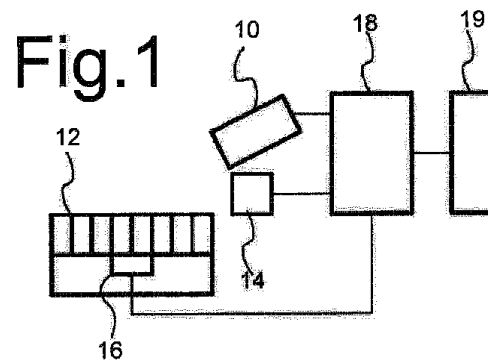
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 乳幼児睡眠モニタ

(57) 【要約】

乳幼児の睡眠を監視する睡眠モニタは、心拍特徴及び呼吸特徴に基づく睡眠状態分類器を使用する。睡眠モニタは、睡眠モニタの使用中に、分類を自動的に再トレーニングする。このトレーニングプロセスで使用するためのトレーニング例は、音声特徴検出器、動き特徴検出器(112)及び開眼検出器(114)のうちの少なくとも1つからの信号に基づき、ベッドにいる乳幼児が覚醒状態である時刻を検出することにより、自動的に生成される。再トレーニングは、トレーニングプロセスの間の時間シーケンスの間、心拍特徴及び/又は呼吸特徴値にクラスを割り当てるために、覚醒状態の検出の終了からの時間シーケンスを用いるステップを有して良い。一実施形態では、再トレーニングするステップは、検出される覚醒状態の外側で検出される心拍特徴及び/又は呼吸特徴値をクラスタリングするステップを有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

乳幼児の睡眠を監視する睡眠モニタであって、前記睡眠モニタは、
心拍特徴検出器及び／又は呼吸特徴検出器と、
前記心拍特徴検出器及び／又は前記呼吸特徴検出器に結合される入力を有する心拍特徴
及び／又は呼吸特徴に基づく睡眠状態分類器と、
音声特徴検出器、動き特徴検出器、及び開眼検出器のうち少なくとも一つと、
前記睡眠モニタの使用中に前記睡眠状態分類器の再トレーニングプロセスを繰り返し実
行するよう構成される処理回路であって、前記処理回路は、音声特徴検出器、動き特徴検
出器、及び前記開眼検出器のうち少なくとも一つからの信号に基づき、ベッドにいる前
記乳幼児が覚醒状態である時刻を検出し、前記検出した時刻を用いて前記再トレーニング
プロセスのトレーニング例を生成し又は選択するよう構成される、処理回路と、
を有する睡眠モニタ。

10

【請求項 2】

前記処理回路は、前記動き特徴検出器により検出される乳幼児動き特徴の動きの大きさが第 1 所定値を超えるか否か、前記音声特徴検出器により検出される音の音量特性が第 2 所定値を超えるか否か、及び／又は前記開眼検出器がベッドにいる前記乳幼児の開眼を検出するか否かに基づき、前記覚醒状態を検出するよう構成される、請求項 1 に記載の睡眠モニタ。

20

【請求項 3】

動き特徴検出器を有し、前記処理回路は、少なくとも前記動き特徴検出器により検出される乳幼児動き特徴の動きの大きさが第 1 所定値を超えるか否かに基づき前記覚醒状態を検出するよう構成され、前記睡眠状態分類器は前記動き特徴検出器に結合される入力を有し、前記睡眠状態分類器は、前記心拍特徴及び／又は前記呼吸特徴の 1 又は複数の値、及び前記乳幼児動き特徴又は前記動き特徴検出器により検出される更なる乳幼児動き特徴の値、に基づき睡眠状態を分類するよう構成される、請求項 1 又は 2 に記載の睡眠モニタ。

30

【請求項 4】

前記処理回路は、前記睡眠状態分類器による複数の睡眠状態の分類を再トレーニングすることを有する前記再トレーニングプロセスを実行するよう構成され、前記処理回路は、前記複数の睡眠状態の間を区別する分類基準をトレーニングするために使用するトレーニング例を得るために使用される測定時間間隔が前記検出された時刻のうち少なくとも一つを有するか否かに基づき、該トレーニング例を除外するよう構成される、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の睡眠モニタ。

40

【請求項 5】

前記睡眠状態分類器は、測定時間間隔について得られる心拍特徴及び／又は前記呼吸特徴の 1 又は複数の値に少なくとも基づき、静かな乳幼児の睡眠と活動的な乳幼児の睡眠とにそれぞれ対応する第 1 睡眠状態及び第 2 睡眠状態並びに覚醒状態からの睡眠状態に前記測定時間間隔を割り当てるよう構成され、前記処理回路は、前記乳幼児が非睡眠状態である検出された時刻の直後に続くトレーニング時間間隔の間に得られる心拍特徴及び／又は呼吸特徴値を用いて、前記第 1 睡眠状態に関連するトレーニング例を提供するよう構成される、請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の睡眠モニタ。

50

【請求項 6】

乳幼児の睡眠を自動的に監視する方法であって、前記方法は、
連続する測定時間間隔について、乳幼児の心拍特徴、動き特徴、及び／又は呼吸特徴を検出するステップと、
前記測定時間間隔の前記心拍特徴及び／又は呼吸特徴に基づき、前記連続する測定時間間隔に関連する前記乳幼児の睡眠状態を自動的に分類するステップと、
使用中に前記分類するステップのために使用される前記分類基準を自動的に繰り返し再トレーニングするステップであって、前記再トレーニングするステップは、
音声特徴検出器、動き特徴検出器、及び開眼検出器のうち少なくとも一つからの信

50

号に基づき、ベッドにいる前記乳幼児が覚醒状態である時刻を検出するステップと、
 前記検出された時刻を用いて、前記再トレーニングするステップのためのトレーニング例を生成し又は選択するステップと、
 を有する、ステップと、
 を有する方法。

【請求項 7】

前記時刻を検出するステップは、前記動き特徴検出器により検出される乳幼児動き特徴の動きの大きさが第 1 所定値を超えるか否か、前記音声特徴検出器により検出される音の音量特性が第 2 所定値を超えるか否か、及び / 又は前記開眼検出器がベッドにいる前記乳幼児の開眼を検出するか否かを検出するステップを有する、請求項 6 に記載の方法。

10

【請求項 8】

少なくとも前記動き特徴検出器により検出される乳幼児動き特徴の動きの大きさが第 1 所定値を超えるか否かに基づき、前記覚醒状態を検出するステップと、
 前記心拍特徴及び / 又は前記呼吸特徴の 1 又は複数の値、及び前記乳幼児動き特徴又は前記動き特徴検出器により検出される更なる乳幼児動き特徴の値に基づき、睡眠状態を分類するステップと、
 を有する請求項 6 又は 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記再トレーニングするステップは、複数の睡眠状態の前記分類基準を再トレーニングするステップを有し、前記方法は、前記トレーニング例を得るために使用される測定時間間隔が前記検出される時刻のうち少なくとも 1 つを有するか否かに基づき、前記複数の睡眠状態の間を区別するための前記分類基準をトレーニングするために使用するトレーニング例を除外するステップ、を有する請求項 6 又は 8 に記載の方法。

20

【請求項 10】

睡眠状態を前記自動的に分類するステップは、活動的な乳幼児の睡眠と静かな乳幼児の睡眠とにそれぞれ対応する第 1 睡眠状態及び第 2 睡眠状態を含む睡眠状態並びに覚醒状態からの睡眠状態に前記測定時間間隔を割り当てるステップを有し、前記再トレーニングするステップは、前記乳幼児が非睡眠状態である前記検出される時刻の直後に続くトレーニング時間間隔の間に得られる心拍特徴及び / 又は呼吸特徴を用いて前記第 1 睡眠状態に関連付けられるトレーニング例を提供するステップを有する、請求項 6 乃至 9 のいずれか一項に記載の方法。

30

【請求項 11】

プログラブルデータ処理システムのための命令を有するコンピュータプログラムであって、前記命令は前記データ処理システムにより実行されると、前記データ処理システムに請求項 6 乃至 10 の少なくとも一項に記載の方法を実行させる、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、乳幼児睡眠モニタ、及び眠っている乳幼児を監視する方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

WO 2005 055802 は、人の睡眠段階を監視し及び選択された睡眠段階に人を誘導するよう設計される睡眠誘導システムを開示する。正常な大人の人間の睡眠の睡眠段階は、1 又は複数の「熟睡」段階、「急速眼球運動」睡眠段階、等のような段階を含む。従来、睡眠段階は、脳波計 (EEG) 測定に基づき決定される。しかしながら、人に関する他の生理的測定も、異なる睡眠段階を区別するために使用できる。WO 2005 055802 は、眼電図、筋電図、脳波計、及び他の睡眠ポリグラフ計、マイクロフォン、動きセンサ、湿度計、筋肉緊張モニタ、血圧カフス、呼吸器系、パルス酸素濃度計、温度計、等に言及し睡眠段階の間の、2 つの心拍、呼吸、及び温度変化の例を与えている。

50

【 0 0 0 3 】

WO 2 0 0 5 0 5 5 8 0 2 は、個人睡眠プロファイルの事前較正がより良好な監視結果を提供できることを開示している。特定の睡眠パターンと睡眠者の生理的特徴との間の関係の較正は、個人睡眠者プロファイルを確立するために使用できる。

【 0 0 0 4 】

個人睡眠者プロファイルは、プロセッサに関連付けられて格納されて良い。プロセッサは、個人睡眠者プロファイルを使用して、睡眠状態を、及び任意的に睡眠者が特定の睡眠段階へ遷移しようとしているか否かを決定するために、生理的特徴がどのように使用されるかを制御する。

【 0 0 0 5 】

較正のために、プロセッサは、睡眠者の睡眠パターン及び/又は生理的特徴を監視する。WO 2 0 0 5 0 5 5 8 0 2 のプロセッサは、生理的特徴のどのパターンが睡眠者の睡眠周期のどの部分で又はどの環境下で生じるか、並びにどの生理的特徴が睡眠者の睡眠段階の間の変化を最も明確に示すかを評価する。WO 2 0 0 5 0 5 5 8 0 2 は、異なる刺激の適用に対する睡眠者の反応が、例えば睡眠誘導で使用するために、較正され得ることも開示する。

【 0 0 0 6 】

人間の乳幼児の睡眠は、人間の大人の睡眠と大きく異なる。たった2つの乳幼児睡眠状態が識別される。つまり、「活動的睡眠」及び「静穏的睡眠」である。もちろん、乳幼児は、種々の「覚醒」状態にある場合も多い。新生児は、活動的睡眠及び静穏的睡眠状態が交互に生じる睡眠周期で眠る。新生児は、最初に寝入るとき、直ちに「活動的睡眠」に入る。これは、大人のREM (rapid eye movement) 睡眠に似た、比較的落ち着きのない睡眠状態である。REMの間に大人は目覚める可能性が高いが、新生児は活動的睡眠の間に目覚める可能性が高い。新生児は、25分間又はそれ以上、この活動的睡眠状態のままであることがあり、その後、「静穏的睡眠」として知られるより深い睡眠状態に素早く入る。活動的睡眠に比べて、静穏的睡眠は、よりゆっくりとした、よりリズムカルな呼吸、僅かな動き、及び瞼がパチパチ動かないことにより特徴付けられる。約50分後、活動的睡眠の後に静穏的睡眠が続く新しい睡眠周期が生じる。乳幼児は、活動的睡眠の間より、静穏的睡眠の間に目覚める可能性が低い。

【 0 0 0 7 】

発明者は、一方では心拍特徴及び/又は呼吸特徴及び任意的に他の検出される特徴の間の関係の事前較正が、他方では「活動的睡眠」及び「静穏的睡眠」状態が、これらの睡眠状態を検出するために使用できることを見出した。心拍特徴及び呼吸特徴の利点は、それらが新生児の邪魔をしないで遠隔に検知することにより検出できることである。任意的に、検出される乳幼児の動き特徴も使用できるが、これは較正の必要性を取り除きはしない。乳幼児の動き特徴も、乳幼児を邪魔することなく検出できる。いかなる場合にも、このような特徴が睡眠状態検出のために使用されるならば、較正は必要なままである。残念ながら、このような較正の結果は、較正後の限られた時間の間しか信頼できる結果を提供しないことが分かった。その後、睡眠分類結果は信頼できなくなる。発明者は、これが乳幼児の発達が心拍特徴及び呼吸特徴と睡眠状態との間の関係に有意に影響するためであると推量する。これらの変化は、乳幼児の年齢に基づき予測可能に現れない。これは、異なる乳幼児が異なる速度で発達するためであり得る。

【 0 0 0 8 】

この関係の頻繁に繰り返される再較正は、乳幼児の睡眠段階の検出を一層信頼できるものにすることが分かっている。しかしながら、再較正は、再較正される関係をコンパイルするために脳波計 (EEG) 測定のようなより煩わしい測定又は睡眠段階の人間の決定の入力を伴う場合、重荷となる。

【 発明の概要 】

【 0 0 0 9 】

特に、目的は、煩わしい再較正を必要とせずに、乳幼児が発達する期間における乳幼児

10

20

30

40

50

睡眠を監視できる睡眠モニタを提供することである。

【0010】

乳幼児の睡眠を監視する睡眠モニタであって、前記睡眠モニタは、心拍特徴検出器及び／又は呼吸特徴検出器と、前記心拍特徴検出器及び／又は前記呼吸特徴検出器に結合される入力を有する心拍特徴及び／又は呼吸特徴に基づく睡眠状態分類器と、音声特徴検出器、動き特徴検出器、及び開眼検出器のうち少なくとも1つと、前記睡眠モニタの使用中に前記睡眠状態分類器の再トレーニングプロセスを繰り返し実行するよう構成される処理回路であって、前記処理回路は、音声特徴検出器、動き特徴検出器、及び前記開眼検出器のうち少なくとも1つからの信号に基づき、ベッドにいる前記乳幼児が目覚める時刻を検出し、前記検出した時刻を用いて前記再トレーニングプロセスのトレーニング例を生成し又は選択するよう構成される、処理回路と、を有する睡眠モニタが提供される。

10

【0011】

音声特徴検出器は、乳幼児ベッドの中で生じる音を拾うために配置されるマイクロフォンを有して良い。動き特徴検出器は、ビデオ動き検出器に結合されるカメラ、加速度計、レーダ、及び／又は力センサを有して良い。開眼検出器は、顔検出器に結合されるカメラを有して良い。心拍特徴検出器及び呼吸特徴検出器は、カメラ、ドップラレーダ、力センサ、及び／又は加速度計、等を有して良い。

【0012】

パターン認識の分野からの従来の特徴に基づく分類器、及び該分野からの従来分類器トレーニングプロセスが使用されて良い。乳幼児睡眠を監視する睡眠モニタでは、トレーニングプロセスは、使用中、繰り返し、つまり先のトレーニング結果に基づく分類に続いて、適用される。乳幼児睡眠監視の場合、長期間信頼できる結果を得るために再トレーニングが必要であることが分かっている。自動的にそうすることにより、使用中、いかなる煩わしい調整も必要ない。分類は心拍及び／又は呼吸特徴に、及び場合によっては乳幼児動き特徴のような追加特徴に基づくが、トレーニングプロセスの信頼性は、泣くことに起因する音声、大きな動き、及び／又は乳幼児の目が開いていることの検出のような他の検出可能な影響を使用することにより向上される。このような影響の直接観察は、乳幼児が覚醒している時刻のより信頼できる検出を提供することを可能にする。再トレーニングプロセスにおいて使用するトレーニング例の選択又は生成において、この情報を使用することにより、再トレーニングは一層信頼できるものになる。再トレーニングは、トレーニングプロセスの間の時間シーケンスの間、心拍特徴及び／又は呼吸特徴値にクラスを割り当てるために、目覚めている状態の検出の終了からの時間シーケンスを用いるステップを有して良い。再トレーニングは、検出される覚醒状態の外側で検出される検出心拍特徴及び／又は呼吸特徴値をクラスタリングするステップも有して良い。

20

30

【0013】

一実施形態では、前記処理回路は、前記動き特徴検出器により検出される乳幼児動き特徴の動きの大きさが第1所定値を超えるか否か、前記音声特徴検出器により検出される音の音量特性が第2所定値を超えるか否か、及び／又は前記開眼検出器がベッドにいる前記乳幼児の開眼を検出するか否かに基づき、前記非睡眠状態を検出するよう構成される。例えば連続してキャプチャされた画像の中の相互にずれた画像領域の中の画像コンテンツを照合することにより及びオフセットを決定することにより又は加速度計、力センサ若しくはレーダ測定値から観察される、特に胸の大きな動きは、覚醒状態の検出の信頼性を増大するために使用できる。大きな検出された動きは、親が乳幼児をベッドに置くことも示し得る。これは、乳幼児が覚醒状態である高い可能性を示す。乳幼児からの泣き声に属し得る大きな音声は、覚醒状態の信頼できる指示子である。同様に、乳幼児の画像の中の顔を検出し及び顔の中の目の虹彩の視認性を検出することによる、乳幼児が自身の目を開いていることの検出は、覚醒状態の信頼できる指示子である。

40

【0014】

睡眠の評価のために、乳幼児睡眠モニタの主目的は、複数の異なる睡眠状態、つまり乳幼児が眠っている又は任意的に目覚めている間、乳幼児がベッドにいる間、の異なる状態

50

間の区別をすることである（本願明細書で使用されるとき、睡眠状態は、乳幼児が眠っているか否かを示すために使用されて良く、前者の場合には、乳幼児が眠っている活動的睡眠状態及び静穏的睡眠状態がある）。望ましくは、再トレーニングは、異なる睡眠状態の間を区別する基準を再トレーニングするステップを有する。

【0015】

一実施形態では、処理回路は、トレーニング例を得るために使用される測定時間間隔が検出時刻のうちの少なくとも1つを有するか否かに基づき、前記複数の睡眠状態と前記覚醒状態との間を区別するための分類基準をトレーニングするために使用するトレーニング例を排除するよう構成される。このようなトレーニング例を除去することにより、睡眠状態からの例だけではない場合に、睡眠状態からの心拍及び/又は呼吸特徴を有するより高い水準の例を含むトレーニング例の部分集合が得られる。トレーニングのためにこのような部分集合を使用することは、異なる睡眠状態の間のより信頼できる区別を実現可能にする。

10

【0016】

一実施形態では、処理回路は、乳幼児が非睡眠状態である検出時刻の直後に続くトレーニング時間間隔について得られる静穏的睡眠に関連付けられるトレーニング例を提供するよう構成される。再トレーニングプロセスでは、例のうちの少なくとも一部は、トレーニングプロセスが分類されるべき状態に関連付けられて提供されて良い。乳幼児は、目覚めた後に活動的睡眠状態に入る可能性が最も高いことが知られているので、乳幼児が目覚めた時刻の検出は、トレーニング例の該睡眠状態との関連付けを提供するために使用できる。

20

【0017】

乳幼児睡眠を自動的に監視する方法であって、連続測定時間間隔について乳幼児の心拍特徴、動き特徴、及び/又は呼吸特徴を検出するステップと、前記測定時間間隔の前記心拍及び/又は呼吸特徴に基づき、前記連続測定時間間隔に関連付けられる前記乳幼児の睡眠状態を自動的に分類するステップと、使用中に前記分類するステップのために使用される分類基準を自動的に繰り返し再トレーニングするステップと、を有し、前記再トレーニングするステップは、音声特徴検出器、動き特徴検出器、及び開眼検出器のうちの少なくとも1つからの信号に基づき、ベッドにいる前記乳幼児が覚醒状態である時刻を検出するステップと、前記再トレーニングするステップのためにトレーニング例を生成し又は選択するために、前記検出した時刻を使用するステップと、を有する、方法が提供される。

30

【0018】

各々の実施形態において、分類は、心拍特徴値の範囲又は呼吸特徴値の範囲又は心拍特徴と呼吸特徴値との組合せの範囲又は任意的にこれらと他の特徴値との組合せのいかなるものの範囲の、暗示的又は明示的定義に基づいて良い。同様に、分類は、このような値又は値の組合せの1又は複数の関数の暗示的又は明示的定義に基づいて良く、1又は複数の関数は異なる状態の可能性を表す。心拍特徴及び/又は呼吸特徴に基づく分類は、所定範囲、又は最も可能性のある範囲の決定に帰着する。ここで、測定時間間隔から心拍及び/又は呼吸特徴値が特定される。

【0019】

このような実施形態では、再トレーニングは、範囲又は1又は複数の関数を定めるパラメータを調整するステップを有して良い。例えば、範囲の中央値及び/又は範囲の境界を表すパラメータが調整されて良い。別の例では、1又は複数の関数は、中央値のような調整可能基準値までの距離に依存して良い。

40

【0020】

他の実施形態では、測定時間間隔に割り当てられる分類は、周囲の時間間隔からの特徴値にも依存して良い。例えば、分類は、異なる状態間の遷移の可能性を考慮し及び状態を観察される特徴値の可能性に関連付ける、隠れマルコフモデルのような時間依存モデルにおける最も可能性のある状態に基づいて良い。異なる状態の可能性についてトレーニングされる関数は、このようなモデルの中で状態を発見するために使用されて良く、及び/又

50

は遷移の可能性は、トレーニング例のシーケンスに基づき調整されて良い。

【0021】

コンピュータ可読媒体のようなコンピュータプログラムプロダクトであって、データ処理システムにより実行されると該データ処理システムに前記の方法を実行させるプログラマブルデータ処理システムのための機械可読命令を有するコンピュータプログラムプロダクトが提供される。

【図面の簡単な説明】

【0022】

上述及び他の目的及び有利な特長は、添付の図面を参照する例示的な実施形態の説明から明らかになる。

【図1】乳幼児睡眠モニタを示す。

【図1A】乳幼児睡眠モニタのモジュール図を示す。

【図2】乳幼児睡眠監視のフローチャートを示す。

【図3】モデルの状態図の一例を示す。

【図4】トレーニングプロセスの例示的な実施形態のフローチャートを示す。

【図5】トレーニングプロセスの例示的な実施形態のフローチャートを示す。

【発明を実施するための形態】

【0023】

図1は、例示的な乳幼児睡眠モニタを示す。乳幼児睡眠モニタは、ベッド12に向けられるカメラ10、マイクロフォン14、力センサ16、データ処理システム18、及びディスプレイ19を有する。力センサ16は、ベッド12に結合され、ベッド上の乳幼児の体重による力を時間の関数として測定するよう構成され、体重の力又は圧力は乳幼児の動きに関連付けられる加速度を変化させる。カメラ10、マイクロフォン14、力センサ16、及びディスプレイ19は、データ処理システム18に結合される。

【0024】

動作中、乳幼児睡眠モニタは、乳幼児睡眠状態を時間の関数として決定し、及びこれらの睡眠状態の統計を蓄積するために使用される。

【0025】

必要な機器が利用可能なとき、異なる睡眠状態は、脳波図測定及び多数の同様の測定技術に基づき直接区別できる。乳幼児睡眠では、通常、たった2つの異なる睡眠状態が使用され、静穏的睡眠及び活動的睡眠としてラベル付けされる。しかしながら、このような直接測定のために設定される測定は煩わしく、したがって、日常的使用又は多くの両親のような非専門家による使用には不適切である。

【0026】

代わりに、本発明の乳幼児睡眠モニタは、どの乳幼児睡眠状態が適合するかを推定するために動き、心拍、及び呼吸特徴値を用いる。心拍及び呼吸特徴値は、例えば、リモートカメラ検知、体重の力、加速度、又はドップラ測定による煩わしさの少ない方法で検出できる。乳幼児の場合、このような特徴値と、脳は図測定の使用から生じ得る睡眠状態との間のユニークな汎用的関係は存在しない。代わりに、データ処理システム18は、トレーニングプロセスを用いて適応的に関係を決定する。データ処理システム18は、乳幼児の発達に起因する関係の変化を追跡するために、データ処理システム18により実行されるトレーニングプロセスにより、これらの範囲又は関数の更新された定義を繰り返し決定する。

【0027】

図1Aは、乳幼児睡眠モニタの処理システムのモジュール図を示し、心拍特徴検出器102、呼吸特徴検出器104、分類器106、トレーニングモジュール108、音声特徴検出器110、動き特徴検出器112、開眼検出器114、及びデータ分析モジュール120を有する。心拍特徴検出器102及び呼吸特徴検出器104は、分類器106に結合される出力を有する。分類器106は、データ分析モジュール120に結合される出力を有する。心拍特徴検出器102、呼吸特徴検出器104、音声特徴検出器110、動き特

10

20

30

40

50

徴検出器 112、及び開眼検出器 114 は、トレーニングモジュール 108 に結合される出力を有する。トレーニングモジュール 108 は、分類器 106 に結合される出力を有する。

【0028】

心拍特徴検出器 102、呼吸特徴検出器 104、音声特徴検出器 110、動き特徴検出器 112、及び開眼検出器 114 は、センサ 100（心拍特徴検出器 102 及び呼吸特徴検出器 104 の中にのみ示される）を有し、又はセンサに結合される。さらに、それらは、該センサからのデータを処理するために回路を有する。代替で、それらは、データ処理システム 18 により実行されるソフトウェアモジュールを用いて実現されて良い。データを処理する回路は、ソフトウェアモジュールと結合されるプログラブルデータプロセッサを用いて実現されて良い。この実装方法では、図 1A は、概略ソフトウェアアーキテクチャとして考えられる。同様に、分類器 106、トレーニングモジュール 108、及びデータ分析モジュール 120 は、データプロセッサ及びソフトウェアモジュールを用いて実現されて良い。一実施形態では、心拍特徴検出器 102、呼吸特徴検出器 104、音声特徴検出器 110、動き特徴検出器 112、及び開眼検出器 114 の全部が例として示されるが、他の実施形態では、これらの検出器の部分集合のみが存在して良い。

10

【0029】

動作中、心拍特徴検出器 102 は、心拍周波数、心拍周期期間、心拍周波数ヒストグラム、心拍変動、等のような 1 又は複数の心拍特徴を連続測定時間間隔で測定するためにセンサデータを使用する。呼吸特徴検出器 104 は、呼吸周波数、呼吸周期期間、呼吸周波数ヒストグラム、呼吸変動、等のような 1 又は複数の呼吸特徴を連続測定時間間隔で測定するためにセンサデータを使用する。分類器 106 は、心拍及び呼吸特徴のうちの少なくとも 1 つに基づき睡眠状態を選択する。分類器 106 は、選択した睡眠状態をデータ分析モジュール 120 に伝達する。データ分析モジュール 120 は、睡眠状態の統計を収集し、及び/又は選択された睡眠状態に基づき警告を生成する。

20

【0030】

トレーニングモジュール 108 は、睡眠モニタの使用、分類器 106 の再トレーニングプロセスを繰り返し実行する。トレーニングモジュール 108 は、音声特徴検出器 110、動き特徴検出器 112 及び開眼検出器 114 のうちの少なくとも 1 つからの信号に基づき、ベッドにいる乳幼児が覚醒状態である時刻を検出する。トレーニングモジュール 108 は、再トレーニングプロセスのためのトレーニング例を生成し又は選択するために検出された時刻を使用する。トレーニングモジュール 108 は、次に、分類器 106 による分類を定めるパラメータを選択するためにトレーニング例を使用し、これらのパラメータを分類器 106 にロードする。

30

【0031】

図 2 は、心拍及び呼吸特徴値を用いる乳幼児睡眠監視のフローチャートを示す。第 1 ステップ 21 で、データ処理システム 18（心拍特徴検出器 102 及び呼吸特徴検出器 104）は、心拍特徴及び呼吸特徴、任意で測定時間間隔の中の動き特徴を測定する。一実施形態では、データ処理システム 18 は、この目的のためにカメラ 10 から得た画像データを使用した。

40

【0032】

心拍特徴検出器 102 は、例えば、ベッドに結合される力又は加速度センサにより検出されるような、心拍に対応する範囲内の周期期間を有する、心拍によりベッドに与えられる周期的な力の作用から、心拍を測定して良い。これは、ドップラレーダにより検出されるような周期的動き、又は皮膚による光反射強度の変動への影響、例えば反射される色又はグレイレベル強度からも検出できる。皮膚の血液かん流の程度は、健康な拍動サイクルの間に変化する。

【0033】

したがって、データ処理システム 18 は、ベッド 12 にいる乳幼児の皮膚を示すカメラ 10 からの画像の領域の中のピクセル値（ピクセル値の r 平均）を収集するよう構成され

50

て良い。代替の例では、又はドップラレーダに加えて、L I D A R、力（体重）センサ又は加速度計が、心拍に起因する動き、力、又は加速度を測定するために使用されて良い。力センサ又は加速度計は、例えば、乳幼児の胸部が位置する場所の近くにある場所に、マットレス上に又はその下に配置されて良い。他の実施形態では、乳幼児上で使用するためのチップオンセンサが使用されて良い。垂直方向の、つまり、乳幼児が横たわっている面に垂直な、力の変化又は加速度に応答するように向けられる力センサ又は加速度が使用されて良い。

【 0 0 3 4 】

時間的画像シリーズについて得られた結果から、ドップラレーダ、L I D A R、力及び/又は加速度検知結果及びデータ処理システム 1 8 は、ピクセル変動の対応する特徴の間の時間期間を、時間及び/又は周波数の関数として決定して良い。時間の関数としての、色、速度、力、又は加速度の結果として生じる測定値は、心拍の周期的効果を強調するために時間的にフィルタリングされて良い。ピクセル値の中の連続する最小又は最大の間の期間は、例えば最小又は最大の時点を検出することにより及び差分を決定することにより、決定されて良い。同様に、測定された速度、力、又は加速度の最小又は最大又はゼロ交差の間の期間が測定されて良い。期間及び/又は周波数は、心拍特徴として使用されて良い。あるいは、データ処理システム 1 8 は、1 又は複数の心拍特徴を、周波数の複数の連続する測定された期間から、期間を平均することにより及び/又はその分散、心拍変動又は心拍間の期間の変動範囲の大きさのような期間の広がりを見積もることにより、導出して良い。例えば、1 乃至 1 0 分間の間の測定時間間隔における平均又は広がりが見積もられて良い。別の可能性として、ピクセル値のフーリエ変換は、測定時間間隔により引き継がれて良く、フーリエ変換における所定スペクトル帯に渡るスペクトル分散は、心拍特徴として使用されて良い。

10

20

【 0 0 3 5 】

呼吸特徴検出器 1 0 4 は、例えば画像内で又はレーダ若しくはレーダ信号の中で観察される動きから測定できる呼吸の影響を測定して良い。呼吸は、周期的な胸の動きを生じ、胸又は胸の上にある布が見える画像領域のカメラ画像の中で目に見える画像特徴又はレーダにより観察される動き等の周期的変位を生じる。したがって、データ処理システム 1 8 は、連続画像の間の対応する画像特徴の変位を決定するために、従来の動きベクトル検出器の出力を使用し、又は連続画像の領域の中の画像データを比較して良い。例えば、画像内の距離の関数としての連続する時間点についての画像間の相関が使用されて良い。データ処理システム 1 8 は、呼吸周波数の期待範囲の中の呼吸の周期的影響を強調するために、時間フィルタを適用して良い。データ処理システム 1 8 は、動き又は周波数の対応する特徴の間の時間期間を時間の関数として決定して良い。動き又はその時間微分の中の連続する最小又は最大の間の期間は、例えば最小又は最大の時点を検出することにより及び差分を決定することにより、又はレーダドップラ、力又は加速度測定から、決定されて良い。この期間又は周波数は、呼吸特徴として使用されて良い。あるいは、データ処理システム 1 8 は、例えば期間を平均することにより及び/又はその広がりを見積もることにより、1 又は複数の呼吸特徴を複数の連続する測定期間から導出して良い。別の可能性として、動きのフーリエ変換は、測定時間間隔により引き継がれて良く、フーリエ変換における所定スペクトル帯に渡るスペクトル分散は、呼吸特徴として使用されて良い。

30

40

【 0 0 3 6 】

任意的に、データ処理システム 1 8 は、手に対する指の動き、胴に対する腕の動き、胴に対する脚の動き、等のような相対的体部位の動きのような、カメラ 1 0 からの画像からの更なる特徴を決定して良い。データ処理システム 1 8 は、連続時間点においてキャプチャされた画像内で一致するコンテンツを有する画像領域を探すことにより、及びこれらの画像領域の位置の間のオフセットを決定することにより、体部位の動きベクトルを検出して良い。データ処理システム 1 8 は、顔検出により特定され得る頭又は最大の体部位であるという事実から識別され得る胴のような他の体部位に関連付けられるとして知られている更なる画像領域に対する画像領域の相対位置に基づき、画像領域と体部位との間の関連

50

付けを決定して良い。

【0037】

任意的に、データ処理システム18は、力センサ16からのような、他のセンサからの信号の特徴を決定して良い。例として、力値変動の標準偏差、又は力値変動のスペクトルの所定帯域の出力密度が決定されて良い。

【0038】

第2ステップ22で、データ処理システム18(分類器106)は、推定睡眠状態及び/又は確率を、特徴ベクトルに割り当てる。特徴ベクトルの各々は、測定時間間隔の中の心拍及び呼吸特徴値の測定ベクトル、及び任意的に、体部位に関連付けられる動きのような測定時間間隔の中の他の特徴値を含む。基本的に、推定睡眠状態の割り当ては、心拍及び呼吸特徴値及び任意的に他の特徴値の特徴ベクトル空間の中の範囲の明示的又は黙示的な所定の定義、並びにこれらの範囲に関連付けられる状態指示を利用する。1より多くの特徴が関連して良いので、範囲は、半空間、多角形、円、球、等のような多次元の範囲であって良い。

10

【0039】

一例では、半空間及び多角形は、特徴値の加重和の閾により黙示的に定められて良い。

【0040】

後述のように、範囲の明示的又は黙示的な所定の定義、及びそれらの関連付けられる状態指示は、トレーニングプロセスにより決定される。しかしながら、これは、図2の割り当て処理を理解するために必要ではない。

20

【0041】

推定睡眠状態の割り当ては、どの明示的又は黙示的に定められた範囲の中に測定された特徴ベクトルが位置するかの決定を有して良く、該範囲に関連付けられる状態を測定間隔に睡眠状態として割り当てる。測定特徴ベクトルが位置する範囲の決定は、例えば、範囲の明示的定義に基づいて、又は特徴値を含む測定特徴ベクトルに適用される1又は複数の所定の特徴関数を計算し及び結果を閾値と比較することにより行われて良い。この場合、特徴関数は、黙示的に範囲を特徴付けるために使用される。同様に、推定睡眠状態の確率は、特徴値の測定ベクトルの所定の確率関数を計算することにより計算されて良い。

【0042】

後述のように、特徴関数及び/又は確率関数の定義は、トレーニングプロセスにより決定されて良い。更なる実施形態では、推定睡眠状態の割り当て及び/又は確率は、複数の測定時間間隔の間の測定を利用して良い。例えば隠れマルコフモデルが使用されて良い。ここで、睡眠状態はモデルの状態であり、心拍及び呼吸特徴のベクトルは、所定の確率でこれらの状態から生じるシンボルとして使用される。

30

【0043】

図3は、このようなモデルの状態図の一例を示す。状態図は、ノード30a~dのような状態を示す。ここで第1ノード30aは「乳幼児がベッドに居ない」状態を表す。第2ノード30bは、ベッド12に居る乳幼児の「覚醒」状態を表す。第3ノード30cは、ベッドに居る乳幼児の「活動的睡眠」状態を表す。第4ノード30dは、ベッド12に居る乳幼児の「静穏的睡眠」状態を表す。任意的に、例えば両親が乳幼児の画像を覆い隠す又はベッド上の大きな力を引き起こすときに生じる、「検出不可能」状態が追加されて良い。実線矢印は、最も高い頻度で異なる状態30a~dになる遷移を表す。乳幼児がベッドに置かれると、覚醒又は活動的睡眠状態が大抵は達成される。覚醒状態から、主に遷移は、活動的睡眠状態へと生じる。

40

【0044】

静穏的睡眠状態への遷移は、主に、活動的睡眠から生じ、逆も同様である。乳幼児は活動的又は静穏的睡眠状態から覚醒する。両親は、乳幼児が泣いているとき、覚醒状態にある乳幼児をベッドから取り上げる。実線矢印により示される遷移に加えて、乳幼児が静穏的睡眠状態から覚醒状態に入る又は睡眠状態のうちの1つにあるときベッドに置かれる又はベッドから取り上げられるような、他の頻度の少ない遷移(図示しない)が可能であり

50

得る。

【0045】

隠れマルコフモデルは、それぞれの状態にあるとき、状態間の遷移少なくとも部分についての確率値及び異なるシンボル（例えば、測定された心拍及び呼吸特徴値）の確率を含む。隠れマルコフモデルに基づく割り当ては、測定されたシンボル及びそれらの時間シーケンスに基づくモデルの異なる状態にある可能性の逆の計算を有する。この処理では、心拍及び呼吸特徴の個々のベクトルに基づく推定睡眠状態の割り当て及び／又は確率は、測定したシンボルの時間シーケンスに基づく割り当てのための入力として使用されて良い。後述のように、隠れマルコフモデルのパラメータの定義は、トレーニングプロセスにより決定されて良い。

10

【0046】

第3ステップ23で、データ処理システム18（データ分析モジュール120）は、割り当てられる推定睡眠状態及び／又は確率を、データ処理システム18の部分である又はその他の場所に置かれる記憶装置に格納させることにより、それらを測定時間間隔に関連付けて記録する。任意的に、データ処理システム18は、基礎にある測定特徴値ベクトルを格納して良い。この場合、第2ステップ22は、後の段階に移動され得る。

【0047】

第4ステップ24で、データ処理システム18は、例えば、集約された睡眠データを表示するためのユーザ命令の入力に応答して、睡眠状態割り当ての表示又は集約が必要か否かを、及び任意的に、警告信号を生成するための条件が満たされるか否かを、テストする。否の場合、データ処理システム18は、第1ステップ21から処理を繰り返す。その他の場合、データ処理システム18は、第5ステップ25に進む。

20

【0048】

第5ステップ25で、データ処理システム18は、現在時刻からの選択時間数、夜間、又は日中のような、選択時間期間に渡り記録した睡眠状態割り当てを読み出す。データ処理システム18は、ディスプレイ19に、時間スケールに沿って測定時間間隔の間の割り当てられた睡眠状態を表示させるよう構成されて良い。第5ステップ25は処理の中の順次的ステップとして示されるが、実際には、例えば部個の処理スレッドで又は異なるプロセッサにより、他のステップと同時に実行されて良い。

【0049】

データ処理システム18は、第5ステップ25で、例えば異なる睡眠状態に割り当てられる測定時間間隔の数に基づき、例えば選択時間期間の中の睡眠状態のうちの個々の睡眠状態の中で費やされる時間量を計算することにより、及び／又は同じ睡眠状態が連続的に割り当てられたとき複数の測定時間間隔に及ぶ連続時間間隔の長さを計算することにより、睡眠状態を集約するよう構成されて良い。データ処理システム18は、ディスプレイ19に、計算された集約を、例えば数値、バーとして、又は連続時間間隔の長さのヒストグラムの形式で表示させるよう構成されて良い。

30

【0050】

第5ステップ25の後、データ処理システム18は、第6ステップ26を実行し、第2ステップ22での割り当てのために使用される明示的又は黙示的範囲を再トレーニングするために再トレーニングプロセス27を開始するか否かを決定する。（トレーニングモジュール108による）再トレーニングは、例えば周期的に、又は分類器106により低下された信頼性の指示の検出に応答して、開始されて良い。再トレーニングは、図2の処理と同時に実行されて良い。かつての割り当て方法は、再トレーニングが完了するまで、第2ステップ22において使用され続けられて良い。第6ステップ26は処理の中の順次的ステップとして示されるが、実際には、例えば別個の処理スレッドで又は異なるプロセッサにより、他のステップと同時に実行されても良い。

40

【0051】

記載のように、ステップ22におけるデータ処理システム18による睡眠状態及び／又は睡眠状態の確率の割り当ては、心拍及び呼吸特徴値のベクトルの値範囲の所定の定義、

50

及び / 又はそれらのベクトルの関数及び / 又は割り当てに使用されるベクトルシーケンスの可能性を表すモデルの定義の使用を含む。

【 0 0 5 2 】

固定的な定義による心拍及び呼吸特徴値を用いて信頼できる睡眠状態データを得ることが不可能であることが分かっている。より直接的方法により決定できるときの睡眠状態とこれらの特徴値と間の関係は、乳幼児の発達の過程で変化し、変化が生じる時間スケール及びそれらの生じ方は、異なる乳幼児の間で大幅に変化する。

【 0 0 5 3 】

心拍及び呼吸特徴値に基づく信頼できる睡眠状態割り当てを維持するために、データ処理システム 18 は、時間の経過中に更新される定義を決定するために、トレーニングプロセスを繰り返し実行する。関連する状態値を有する範囲、そのような範囲を默示的に定義するために使用される関数、確率及び隠れマルコフモデルのようなモデルを割り当てるための関数を決定するためのトレーニングプロセスは、それ自体、パターン認識の一般的分野から知られている。

10

【 0 0 5 4 】

睡眠状態の割り当ての信頼性を向上するために、教師ありトレーニングプロセスを使用することが望ましい。つまり、測定特徴値ベクトルの例が提供され、測定特徴値ベクトルの各々が測定特徴値が測定されたときに関連する状態の 1 つの指示、又は異なる状態の確率に関連するトレーニングプロセスである。

【 0 0 5 5 】

しかしながら、教師ありトレーニングは、通常、より煩わしい。全ての乳幼児に対して単一の定義が使用できないことが分かっているので、乳幼児睡眠モニタのために繰り返される各々のトレーニングプロセスは、個々の乳幼児について実行されなければならない。心拍及び呼吸特徴のトレーニング例と組み合わせて脳波図に基づく真の状態測定を提供するために、乳幼児に電極を適用することにより、そうすることは実用的ではない。あるいは、多くの時間の間、乳幼児を観察し、或いは異なる乳幼児睡眠状態を区別するための学習の後に観察した睡眠状態を入力することを両親に要求することは実用的ではない。

20

【 0 0 5 6 】

代わりに、測定可能コンテキスト情報が、乳幼児への電極の適用を必要としない教師ありトレーニング又は連続観察の形式を支援するために使用できる。データ処理システム 18 は、乳幼児が泣いているときを検出するために、マイクロフォン 14 からの入力を使用して良い。泣きの検出は、乳幼児がいかなる睡眠状態にもいないことを示す。同様に、データ処理システム 18 は、乳幼児が大きな動きを行うときを検出するために、カメラ 10 からのビデオ入力、及び / 又はベッドに作用する力の力変動を測定する力センサを使用して良い。カメラ画像及び / 又は検知された力の代わりに、レーダ、L I D A R、又はドップラシフトのようなソナー測定、及び / 又は加速度計測定が使用されて良い。泣きの検出と同様に、十分高い閾より上の上述の動きの検出は、乳幼児がいかなる睡眠状態にもいないことを示す。このようなトレーニング例が睡眠状態の検出をトレーニングすることから排除されるとき、この種のコンテキスト情報は、実際の睡眠状態に対応する残りのトレーニング例を増大させ、それにより、検出の信頼性を向上する。さらに、このようなトレーニング例は、トレーニング例が覚醒状態に関連付けられる教師ありトレーニング情報の形式を提供する。

30

40

【 0 0 5 7 】

一実施形態では、データ処理システム 18 は、例示的な心拍及び呼吸特徴値を乳幼児が睡眠状態にないことを検出されたときに測定されたトレーニングプロセスから排除するために、トレーニングプロセスの中で、このような検出を使用して良い。これは、残りの例となる心拍及び呼吸特徴値を用いて教師なしトレーニングの精度を向上するために使用できる。例えば、残りの例となる心拍及び呼吸特徴値は、非睡眠状態からのより少ないノイズしか存在しないために、異なる睡眠状態により正確に対応するクラスターにクラスターリングされて良い。別の例では、残りの例となる心拍及び呼吸特徴ベクトルは、まず、乳幼児

50

が睡眠状態ではないことが検出されたときに測定された特徴ベクトルのクラスタ内にあるベクトルを除去するためにフィルタリングされて良い。したがって、覚醒状態に対応するより多くの特徴ベクトルが削除できる。本実施形態では、フィルタリング後に残る特徴ベクトルは、睡眠状態間の区別のより正確なトレーニングを提供する。

【0058】

本実施形態は、コンテキスト情報を利用するトレーニングプロセスの単なる一例であることが強調されるべきである。例として、本例のためにトレーニングプロセスのフローチャートが与えられる。

【0059】

図4は、トレーニングプロセスの例示的な実施形態のフローチャートを示す。第1ステップ41で、データ処理システム18は、複数の時間間隔の各々について、心拍及び呼吸特徴値、並びにコンテキスト情報を決定する。延長時間期間、例えば1時間乃至1日の間に渡り分散される、例えば30秒間乃至10分間の間の時間間隔が使用されて良い。

10

【0060】

第1ステップ41における心拍及び呼吸特徴値の決定は、図2の第1ステップ21について記載されたように実行されて良い。任意的に、ベッド上の力を測定する1又は複数の力センサのような他のセンサからの特徴値が使用されて良い。例示的な実施形態では、第1ステップ41でデータ処理システム18により決定されるコンテキスト情報は、マイクロフォン14、カメラ10からのビデオデータ、及び/又は力センサ16からの力データに基づいて良い。一例では、データ処理システム18は、マイクロフォン14から音声データを受信し、時間間隔の少なくとも部分の間の平均音声パワーレベルを特徴値として計算するよう構成されて良い。

20

【0061】

(任意的に、泣いている乳幼児により生成される周波数を含む所定周波数帯の中のパワーレベル)。追加又は代替で、処理システム18は、カメラ10からの画像から動きを検出し及び該動きの大きさ(例えば、乳幼児の体の同じ部位の異なる位置の間の最大画像距離)を特徴値として決定することにより、コンテキスト情報を決定して良い。追加又は代替で、処理システム18は、最大ピークツーピーク力変動を特徴値として検出することにより、力センサ16のような他のセンサからの信号からコンテキストデータを決定して良い。

30

【0062】

第2ステップ42で、データ処理システム18は、時間間隔の各々について、これらのセンサから得られた特徴値が乳幼児の「覚醒」状態に関連付けられる所定範囲内にあるかを決定する。任意的に、データ処理システム18は、特徴の大きさに基づき、覚醒状態、睡眠状態、及び「中間」状態の間を区別する。

【0063】

一例では、データ処理システム18は、時間間隔の中の平均又は最大音声パワーレベル特徴を所定閾と比較し、閾を超える場合に、特徴値が所定範囲内にあることを検出するよう構成されて良い。追加又は代替で、処理システム18は、動きの大きさ特徴値を更なる所定閾と比較し、更なる閾を超える場合に、特徴値が所定範囲内にあることを検出して良い。追加又は代替で、処理システム18は、ピークツーピーク力変動特徴を所定閾と比較し、閾を超える場合に、特徴値が所定範囲内にあることを検出して良い。

40

【0064】

第3ステップ43で、データ処理システム18は、心拍及び呼吸特徴値及び任意的に他の特徴値の第1及び第2ベクトルセットを選択する。第1ベクトルセットは、第2ステップ42で「覚醒状態」が決定された時間間隔からの特徴値のベクトルを含む。特徴値の第2セットは、「覚醒状態」ではないと決定された時間間隔からの特徴値のベクトルを含む。

【0065】

この例示的な実施形態の第4ステップ44で、データ処理システム18は、選択された

50

第1及び第2セットから心拍及び呼吸特徴値及び任意的に他の特徴値の特徴ベクトルのクラスタを形成するために、クラスタリング処理を実行する。一実施形態では、データ処理システム18は、先ず、第1セットについてクラスタリング処理を実行し、結果として生じるクラスタは「覚醒」クラスタとして参照される。次に、データ処理システム18は、第2セットからのベクトルをテストし、それらが第1セットに基づき形成された「覚醒」クラスタ内にあるか否か（又はそれらがこれらの「覚醒」クラスタの中心から所定距離未満にあるか否か）を決定する。そうである場合、データ処理システム18は、第2セットからベクトルを除去する。本実施形態では、データ処理システム18は、第2セットの中の残りのベクトルについてクラスタリング処理を続けて実行する。これは、結果として、「睡眠」クラスタとして参照される第2クラスタ種類を生じる。このような2段階クラスタリングの代わりに、クラスタの部分が実質的に第3ステップ43において形成された第2セットからのいかなるクラスタも含まないことを要求する、1段階クラスタリング処理が用いられて良い。この部分からのクラスタは、したがって、「睡眠」クラスタとして参照される。任意的に、データ処理システム18は、第2ステップ42において明確な睡眠状態に割り当てられた時間間隔からの特徴ベクトルを用いて既に1又は複数の睡眠状態について初期クラスタ（シード）を生成して良い。このように、第2ステップ42において中間的であることが分かった時間間隔からの特徴ベクトルは、心拍及び呼吸特徴値及び任意的な他の特徴値に基づき明確な睡眠状態に追加できる。

10

【0066】

クラスタリング方法自体は知られている。クラスタリングは、異なるトレーニングインスタンスの中の異なる特徴の特徴値間又は値のベクトル間の距離測定を利用する。例示的なクラスタリング形式では、各クラスタは、他のクラスタの基準特徴ベクトルまでよりも、クラスタの基準特徴ベクトルからの距離が短い特徴ベクトルを含む。クラスタリング方法の実施形態は、トレーニング例の特徴ベクトルからそれらのクラスタの基準特徴ベクトルまでの距離の組合せを最小化する基準特徴ベクトルを選択する。1次元特徴ベクトルでは、クラスタリングは、単に、ベクトル値の分布の中のピークに対応する基準値を選択することによって良い。本例では、特徴ベクトルは、同じ時間間隔の心拍及び呼吸特徴並びに任意的に他の特徴の値を有し、異なる時間間隔からのこのような特徴ベクトルの間の距離が使用される。

20

【0067】

一実施形態では、データ処理システム18は、例えば、クラスタとトレーニング例との間の距離を削減するようクラスタの適応バージョンを繰り返し選択するために、現在又は以前の割り当てのクラスタをクラスタリング処理における初期クラスタとして使用するよう構成されて良い。

30

【0068】

一実施形態では、ユークリッド距離、つまり任意的に異なる時間間隔からの対応する特徴の値の間の距離の加重和の平方根が使用されて良い。上述又は他の実施形態では、異なる時間間隔についての特徴として使用されるヒストグラム間の差分測定は、差分の代わりに使用されて良い。絶対値の（加重）和のような他の種類の差分測定も使用されて良い。

40

【0069】

第5ステップ45で、データ処理システム18は、「睡眠」クラスタを静穏的睡眠及び活動的睡眠クラスタに割り当てる。これは、例えば、閾より上及び下の平均心拍を有するベクトルを有するクラスタを、静穏的睡眠クラスタのセット及び活動的睡眠クラスタのセットにそれぞれ割り当てることに基づき行われて良い。本実施形態では、データ処理システム18は、睡眠状態を割り当てるために、図2の処理の第2ステップ22におけるクラスタの基準特徴ベクトルを使用して良い。第2ステップ22は、測定時間間隔から決定された特徴ベクトルと、クラスタの基準特徴ベクトルとの間の距離を計算するステップと、最短距離にあるクラスタの睡眠状態又は距離が閾より小さいクラスタの睡眠状態を使用するステップと、を有して良い。このような割り当ての低減した信頼性の指示を検出するた

50

めに、データ処理システム 18 は、クラスタの基準特徴ベクトルと該クラスタに従い対応する睡眠状態に割り当てられる特徴ベクトルの複数の時間間隔についての平均との間の距離をテストして良い。この差分が所定閾を超える場合、データ処理システム 18 は、再トレーニングをトリガして良い。

【0070】

図 4 を参照して記載した実施形態はトレーニングプロセスの単なる一例であることに留意する。トレーニングベクトルセットの中のクラスを区別するための及び識別子がベクトルをクラスに割り当てるための基準をトレーニングするクラスを特定するためにパラメータを決定するためのいかなる種類のトレーニングプロセス、例えば必ずしも必要ではないクラスタリング処理、も使用されて良い。クラスは、例えば、どのクラスが覚醒状態に関連付けられる大部分の特徴ベクトルを含むかを決定することにより、及び活動的睡眠クラスから静穏的睡眠クラスを区別するために平均心拍数及び / 又は呼吸数を用いることにより、後に、異なる睡眠状態及び覚醒状態に関連付けられて良い。他の実施形態では、部分的教師ありトレーニングプロセスが使用されて良い。ここで、クラスの指示は、クラスの部分のみについて必要である。

10

【0071】

更なる実施形態では、乳幼児が睡眠状態ではないことの検出は、図 3 の隠れマルコフモデルのような時間シーケンスモデルの中の明確な状態を割り当てるために使用できる。したがって、モデルは、検出を伴わない場合よりも高い信頼性で後続の状態を割り当てるために使用できる。モデルのパラメータが、乳幼児の発達のために古くなってきているので、再トレーニングを必要とする場合でも、これは、検出後の限られた時間期間の間に教師ありトレーニングで使用される例示的な特徴値測定の状態割り当て又は確率を生成するために使用されて良い。

20

【0072】

単純な例では、乳幼児がベッドに置かれたこと、又は泣きやんだこと、又は大きく動くのを止めたことの検出は、この検出が与えられる場合に、直後の時間間隔における異なる可能な状態の所定確率を得るために使用できる。このような検出が与えられる場合に、乳幼児が活動的睡眠状態である確率は、任意の時間における確率よりも実質的に高い。これは、後続の時間感覚から得られる例となる特徴値による教師ありトレーニングの信頼性を向上するために使用されて良い。単純な実施形態では、所定時間間隔の間の例となる特徴値に関連付けられる状態は、トレーニング目的で所定期間（例えば、1 乃至 10 分間の間）の時間間隔について活動的睡眠状態に設定されて良い。これが誤った例を生じさせる確率は低い、トレーニングプロセスは、このような誤った例に対してロバストである。

30

【0073】

本実施形態は、コンテキスト情報を検出するために時間的關係を利用するトレーニングプロセスの単なる一例であることが強調されるべきである。例として、本例のためにトレーニングプロセスのフローチャートが与えられる。

【0074】

図 5 は、このような時間情報を使用するトレーニングプロセスの例示的な実施形態のフローチャートを示す。図 4 のステップ 4 1 と類似する第 1 ステップ 5 1 で、データ処理システム 18 は、複数の時間間隔の各々について、心拍及び呼吸特徴値、並びにコンテキスト情報を決定する。

40

【0075】

第 2 ステップ 5 2 で、データ処理システム 18 は、時間間隔の各々について、これらのセンサから得られた特徴値が乳幼児の「覚醒」状態に又は乳幼児をベッドに置くことに関連付けられる所定範囲内にあるか否かを決定する。これらの時間間隔はシード間隔と呼ばれる。

【0076】

第 3 ステップ 5 3 で、データ処理システム 18 は、他の時間間隔の部分に状態を割り当てるために、第 2 ステップ 5 2 の検出した時間間隔を使用する。別の実施形態では、状態

50

確率は、これらの他の時間間隔に割り当てられて良い。概して、所定遅延の範囲内でシード間隔の後に続く時間間隔は、「活動的睡眠」状態に割り当てられて良い。

【0077】

第4ステップ54で、データ処理システム18は、選択された第1及び第2セットから心拍及び呼吸特徴値及び任意的に他の特徴値の特徴ベクトルのクラスタを形成するために、クラスタリング処理を実行する。一実施形態では、データ処理システム18は、先ず、「覚醒」状態及び「活動的睡眠状態」が割り当てられている時間間隔についてクラスタリング処理を実行して良い。次に、データ処理システム18は、残りの時間間隔からの特徴ベクトルをテストし、それらが「覚醒」クラスタ又は「活動的」クラスタ内にあるか否か（又はそれらがこれらのクラスタの中心から所定距離未満にあるか否か）を決定する。データ処理システム18は、続いて、これらのクラスタのうちのどれでもない残りのベクトルについてクラスタリング処理を実行する。最終的に生じたクラスタは、次に、「活動的睡眠」状態に関連付けられる。活動的睡眠状態の開始後の特定時間間隔の後にいかなる動きも検出されないとき、静穏的睡眠状態が割り当てられる。

10

【0078】

本実施形態は、コンテキスト情報を検出するために時間的關係を利用するトレーニングプロセスの単なる一例であることに留意する。図4の処理については、トレーニングベクトルセットの中のクラスを区別するための及び識別子がベクトルをクラスに割り当てるための基準をトレーニングするクラスを特定するためにパラメータを決定するために、いかなる種類のトレーニングプロセス、例えば必ずしも必要ではないクラスタリング処理、も使用されて良い。クラスは、後に、異なる睡眠状態に関連付けられて良い。他の実施形態では、部分的教師ありトレーニングプロセスが使用されて良い。ここで、クラスの指示は、クラスの部分のみについて必要である。

20

【0079】

状態確率が使用される場合、異なる状態についての第1所定確率セットは、シード間隔の直後に続く時間間隔について、並びに、第1セットから第2セットへ確率がどのように変化するかを記述するバックグラウンド確率及び関数の第2セットについて第2間隔の後の時間距離の関数として、定められて良い。このようなセット及び関数は、マルコフモデルのパラメータから計算されて良い。データ処理システム18は、これらの関数に従いシード間隔の後の時間間隔に確率を割り当てて良い。このような実施形態では、状態の確率の観点からの教師ありトレーニングプロセスが使用されて良い。

30

【0080】

隠れマルコフモデルが使用される場合、このモデルに従う状態遷移の遷移確率は、トレーニングされた分類に基づき割り当てられる状態に基づき再トレーニングされて良い。

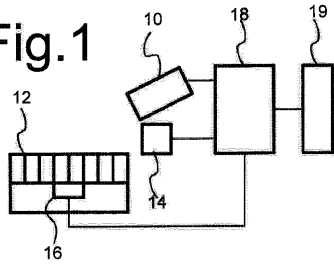
【0081】

開示された実施形態の他の変形は、図面、詳細な説明、及び請求項を読むことにより、当業者に理解され請求項に記載された発明を実施する際に実施されうる。留意すべき点は、用語「有する (comprising)」は他の要素又は段階を排除しないこと、及び単数を表す語 (a, an) は複数を排除しないことである。単一のプロセッサ又は他のユニットが、請求の範囲に記載された幾つかのアイテムの機能を満たしても良い。特定の量が相互に異なる従属請求項に記載されるという事実は、これらの量の組合せが有利に用いることが出来ないことを示すものではない。コンピュータプログラムは、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介するような、他のハードウェアと共に又はその一部として提供される光記憶媒体又は固体媒体のような適切な媒体に格納/分配されても良く、他の形式で分配されても良い。請求項中のいかなる参照符号も請求の範囲又は本発明の範囲を制限するものと考えられるべきではない。

40

【 図 1 】

Fig.1



【 図 1 a 】

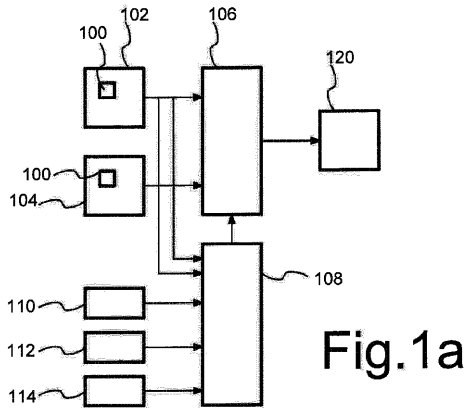
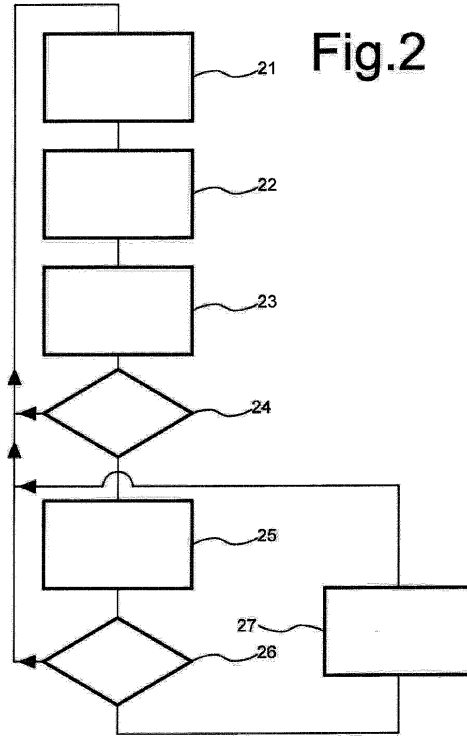


Fig.1a

【 図 2 】

Fig.2



【 図 3 】

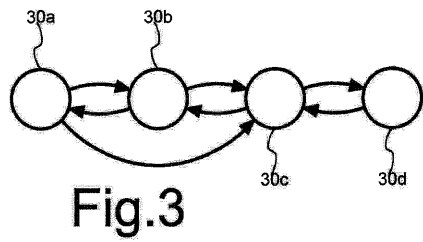
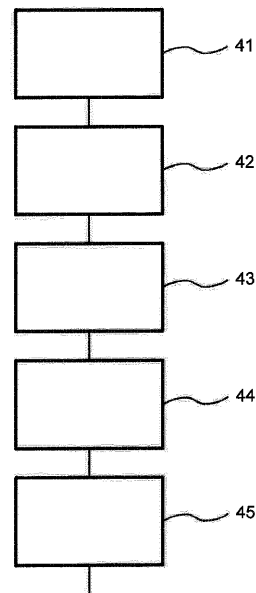


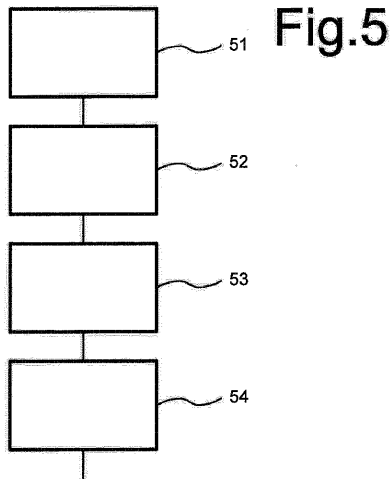
Fig.3

【 図 4 】

Fig.4



【 図 5 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成29年6月19日 (2017.6.19)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】明細書

【 補正対象項目名 】0 0 0 8

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 0 0 0 8 】

この関係の頻繁に繰り返される再較正は、乳幼児の睡眠段階の検出を一層信頼できるものにすることが分かっている。しかしながら、再較正は、再較正される関係をコンパイルするために脳波計 (E E G) 測定のようなより煩わしい測定又は睡眠段階の人間の決定の入力を伴う場合、重荷となる。

US 2 0 1 2 0 2 5 1 9 8 9 は、選択睡眠段階の間の適切な生理学的期間において学習した材料とペアにされた知覚刺激を提供することによる、メモリの変更及び / 又は認識機能を開示する。脳波、筋肉活動、動き、心拍、及び呼吸の検出が、睡眠段階を決定するために開示される。

US 2 0 0 4 0 2 3 0 1 0 5 は、生体信号に基づく特徴を用いて、患者の生理学的 / 病理学的状態の変化の予測を開示する。連続的な生理学的 / 病理学的状態を通じる知られている経路が予測のために使用される。現在の生体データが状態のモデルに対応する可能性を決定することにより、状態が選択される。モデルのパラメータは、状態が十分に可能性があると決定された場合に、現在生体データを用いて更新されて良い。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2015/078900

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/0452 A61B5/113 A61M21/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B A61M G06F		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2004/230105 A1 (GEVA AMIR [IL] ET AL) 18 November 2004 (2004-11-18) paragraphs [0019], [0058], [0060], [0062], [0067], [0123], [0127], [0128], [0202], [0267], [0276] paragraphs [0278], [0280] - [0288], [0312], [0313], [0324]; claim 24 -----	1-11
A	US 2013/012830 A1 (LEININGER JAMES R [US] ET AL) 10 January 2013 (2013-01-10) paragraph [0082]; figures 1, 2 -----	1,6
Y	US 2012/251989 A1 (WETMORE DANIEL Z [US] ET AL) 4 October 2012 (2012-10-04) paragraphs [0014], [0040], [0101]; figure 1A -----	1-11
	----- -/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 February 2016		Date of mailing of the international search report 24/02/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Visser, Robert

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2015/078900

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2014/095181 A1 (JOHNSON CHRISTOPHER DONALD [US] ET AL) 3 April 2014 (2014-04-03) paragraph [0031]; figures 1,4 -----	1,6
A	US 2014/114203 A1 (SNELL JEFFERY D [US] ET AL) 24 April 2014 (2014-04-24) paragraphs [0073], [0117]; figures 2-7 -----	1,6

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/078900

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2004230105 A1	18-11-2004	US 2004230105 A1 US 2009292215 A1 WO 2004114193 A2	18-11-2004 26-11-2009 29-12-2004
US 2013012830 A1	10-01-2013	AU 2012278966 A1 CA 2840101 A1 EP 2729063 A2 JP 2014518140 A US 2013012830 A1 WO 2013006728 A2	02-05-2013 10-01-2013 14-05-2014 28-07-2014 10-01-2013 10-01-2013
US 2012251989 A1	04-10-2012	US 2012251989 A1 WO 2012138761 A1	04-10-2012 11-10-2012
US 2014095181 A1	03-04-2014	CN 103823957 A US 2014095181 A1	28-05-2014 03-04-2014
US 2014114203 A1	24-04-2014	EP 2324763 A1 US 2011112597 A1 US 2014114203 A1	25-05-2011 12-05-2011 24-04-2014

フロントページの続き

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

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ハインリッヒ, アドリーネ

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

(72)発明者 フォンセカ, ペドロ ミゲル

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

Fターム(参考) 4C038 PP05 PQ01 PS00 PS05 PS07 VA04 VA15 VB01 VB04 VB31
VB33 VC05 VC20
4C117 XB11 XB18 XC02 XD06 XE13 XE24 XE26 XE28 XE29 XE43
XE52

专利名称(译)	婴儿睡眠监测器		
公开(公告)号	JP2017537725A	公开(公告)日	2017-12-21
申请号	JP2017531840	申请日	2015-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ハインリッヒアドリーネ フォンセカペドロミゲル		
发明人	ハインリッヒ,アドリーネ フォンセカ,ペドロ ミゲル		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4809 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0452 A61B5/08 A61B5/1103 A61B5/113 A61B5/4812 A61B5/7267 A61B2503/04		
FI分类号	A61B5/16 A61B5/10.310.Z A61B5/10.310.A A61B5/00.102.C		
F-TERM分类号	4C038/PP05 4C038/PQ01 4C038/PS00 4C038/PS05 4C038/PS07 4C038/VA04 4C038/VA15 4C038/ VB01 4C038/VB04 4C038/VB31 4C038/VB33 4C038/VC05 4C038/VC20 4C117/XB11 4C117/XB18 4C117/XC02 4C117/XD06 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE28 4C117/XE29 4C117/ XE43 4C117/XE52		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2014198246 2014-12-16 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

监视婴儿睡眠的睡眠监视器使用基于心跳和呼吸特征的睡眠状态分类器。睡眠监视器在使用睡眠监视器时会自动重新分类。在该训练过程中使用的训练示例基于来自语音特征检测器，运动特征检测器(112)和睁眼检测器(114)中至少一个的信号，以指示躺在床上的婴儿正在醒来。通过检测时间自动生成。重新训练可以包括使用从觉醒检测结束起的时间序列在训练过程中的时间序列中为心跳和/或呼吸特征值分配类别。在一个实施例中，再训练步骤包括将检测到的觉醒之外检测到的心跳和/或呼吸特征值聚类。

