

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5777686号
(P5777686)

(45) 発行日 平成27年9月9日 (2015.9.9)

(24) 登録日 平成27年7月17日 (2015.7.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/11 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z

A 6 1 B 5/00 1 0 1 R

A 6 1 B 5/10 3 1 0 A

請求項の数 12 外国語出願 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2013-233282 (P2013-233282)	(73) 特許権者	503278256
(22) 出願日	平成25年11月11日 (2013.11.11)		ヒルーロム サービスズ, インコーポレイ
(65) 公開番号	特開2014-97385 (P2014-97385A)		テッド
(43) 公開日	平成26年5月29日 (2014.5.29)		アメリカ合衆国・インディアナ州 470
審査請求日	平成26年1月8日 (2014.1.8)		06-9167・ベイツビル・ステイト
(31) 優先権主張番号	61/726, 725		ルート 46 イースト 1069
(32) 優先日	平成24年11月15日 (2012.11.15)	(74) 代理人	110000176
(33) 優先権主張国	米国 (US)		一色国際特許業務法人
		(72) 発明者	ヴァンダーポール, アーヴィン ジョン
			サード
			アメリカ合衆国・インディアナ州 472
			40・グリーンズバーグ・カントリー ロ
			ード 250エス・ウェスト 938
		審査官	伊藤 幸仙
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ベッドのロードセルに基づく生理学的検出システムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

システムであって、
使用者保持装置と、
前記使用者保持装置により保持される使用者の体重の成分を示す信号を生成するように構成された少なくとも 2 台の力変換器と、
前記少なくとも 2 台の力変換器からの信号を受信するように構成されたプロセッサを備える制御装置と、
を備え、
前記制御装置は、前記少なくとも 2 台の力変換器から受信した信号をブラインド信号源分離分析して、血液量パルス情報を決定するように構成され、
前記ブラインド信号源分離分析が、前記使用者保持装置の上の使用者により発生した力
を示す源信号を識別する独立成分分析 (ICA) 変換を含み、前記力が、使用者の心周期
において使用者の血管を通過する流量の変化を示す、
システム。

【請求項 2】

メモリをさらに備え、前記メモリが前記少なくとも 2 台の力変換器から受信した信号お
よび処理済みの信号のうち少なくとも一つの信号を保存するように構成されている、請求
項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

リモートプロセッサを備える遠隔制御装置をさらに備え、前記遠隔制御装置が前記制御装置と通信する、請求項 1 または 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記制御装置と通信するユーザーインターフェースをさらに備え、前記ユーザーインターフェースが前記制御装置から受信したメッセージを表示するよう構成されている、請求項 1 ～ 3 のいずれか一つに記載のシステム。

【請求項 5】

前記ユーザーインターフェースが、音声信号を出力するよう構成された音声出力をさらに備える、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記制御装置が、前記血液量パルス情報から心拍数を決定するように構成された、請求項 1 ～ 5 のいずれか一つに記載のシステム。

【請求項 7】

心拍数を表示するよう構成されたディスプレイ装置をさらに備える、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記制御装置が、前記血液量パルス情報から呼吸数を決定するように構成された、請求項 1 ～ 7 のいずれか一つに記載のシステム。

【請求項 9】

呼吸数情報を表示するよう構成されたディスプレイ装置をさらに備える、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

使用者を支えるよう構成され、且つ前記使用者保持装置に支えられるマットレスをさらに備える、請求項 1 ～ 9 のいずれか一つに記載のシステム。

【請求項 11】

前記制御装置が、前記少なくとも 2 台の力変換器から受信された信号から、前記マットレスと前記使用者保持装置の少なくとも一つの動作の効果を正規化するよう構成されている、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記少なくとも 2 台の力変換器は、前記使用者保持装置に取り付けられるよう構成されている、請求項 1 ～ 11 のいずれか一つに記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0001】

使用者保持装置により保持された使用者の生理学的パラメータのモニタリングは、進行中の課題である。患者周辺の空間的制約は、患者周辺に装置の数を追加することなく、技術を効果的に使用して患者をモニタリングする機会を与えるものとなっている。使用者保持装置により保持された使用者の生理学的信号を検出するためのシステムや方法がいくつか存在するものの、この分野での継続的な開発のための機会が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0003】

使用者保持装置と、使用者保持装置により保持される使用者の体重の成分を示す信号を生成するよう構成された少なくとも 2 台の力変換器と、少なくとも 2 台の力変換器からの信号を受信するよう構成されたプロセッサを備える制御装置と、を備えるシステムに関する発明である。

本発明のシステムは、制御装置が少なくとも 2 台の力変換器から受信した信号をブラインド信号源分離分析して、血液量パルス（容積脈波）情報を決定するよう構成され、ブラインド信号源分離分析が、使用者保持装置の上の使用者により発生した力を示す源信号を識別する独立成分分析（ICA）変換を含み、その力が、使用者の心周期において使用

10

20

30

40

50

者の血管を通過する流量の変化を示す、ことを特徴とする。

【0008】

本明細書に組み込まれ、その一部を形成する添付の図面は、請求項に記載された主題のいくつかの態様を説明し、その説明と共に請求項に記載の主題の原理を説明する役割を果たす。添付図面は以下のとおりである。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本明細書で開示した1つ以上の原理に従って構成した、使用者保持装置の斜視図である。

【図2】本明細書で開示した1つ以上の原理に従って構成した、図1の使用者保持装置に対する多数のロードセルの模範的な位置を図示したブロック図である。

【図3】本明細書で開示した1つ以上の原理に従って構成した、生理学的検出システムの一つの実施形態を図示したブロック図である。

【図4】本明細書で開示した1つ以上の原理に従って構成した、生理学的検出システムの別の実施形態を図示したブロック図である。

【図5】本明細書で開示した1つ以上の原理に従って構成した、生理学的信号を検出する方法を図示したフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0010】

請求項に記載された主題の実施形態およびそのさまざまな特徴と利点が、添付の図面に記述および／または説明された非限定的実施形態および実施例を参照してさらに詳しく説明され、以下の記述で詳述される。図面で説明された特徴は、必ずしも原寸に比例して描かれておらず、本明細書に明確に記述されていない場合でも、当業者であれば認識できるように一実施形態の特徴は他の実施形態で利用されうることには注意すべきである。記述された請求項の主題の実施形態を不必要に分かりにくくしないように、よく知られた部品および処理技術の記述は簡潔に言及されるか省略されうる。本明細書に使用された実施例は、請求項に記載された主題が実施されうる方法の理解を促進するため、およびさらに当業者が本明細書に記述された請求項の主題の実施形態を実施できるようにすることのみを目的としている。従って、本明細書の実施例および実施形態は例証にすぎず、添付の請求項および適用法によってのみ定義される請求項の主題の範囲を限定するものとして解釈されるべきでない。さらに、図面のいくつかの表示を通して、類似の参照番号は類似部分を表すことに注意されたい。

【0011】

請求項に記載の主題は変化することがあるため、本明細書に記述された特定の方法、プロトコル、デバイス、装置、材料、適用などに限定されないことが理解される。本明細書に使用される用語は、特定の実施形態のみを記述する目的で使用されており、請求項に記載の主題の範囲を限定することを意図したものではないことも理解される。

【0012】

他に定義されていない限り、本明細書で使用されたすべての専門用語および学術用語は、当業者によって一般的に理解されるものと同じ意味を持つ。

【0013】

本明細書の主題は、少なくとも2台の力変換器から受信した信号をもとに、使用者保持装置により保持された使用者の生理学的信号を測定するためのシステムおよび方法を対象とする。

【0014】

図1に示すとおり、使用者保持装置10は、車輪14により保持された下部フレーム12を備える。この実施形態では、使用者保持装置10はベッドであり、また他の実施形態では、使用者保持装置10は、ストレッチャーまたはその他任意の家具・備品としてもよい。体重測定フレーム18は、図1に示すとおり、保持装置16により保持され、また同装置によって、下部フレーム12に対して可変的に上昇するよう構成されている。少なく

とも一つのデッキ部分 20 が、体重測定フレーム 18 上で保持されている。この実施形態では、デッキ部分 20 は、使用者の上体を保持するように構成された少なくとも一つの頭部保持デッキ部分と、使用者の座部分を保持するように構成された座部保持デッキ部分と、使用者の足を保持するように構成された足部保持デッキ部分を備えている。別の実施形態では、デッキ部分 20 は任意の数の部分を備える。さらに別の実施形態では、体重測定フレーム 18 は、デッキ部分 20 の機能を果たすことができ、複数の部分を備える。

【0015】

使用者保持装置はまた、使用者保持装置 10 の頭側端部を画定するヘッドボード 22 と、足側端部を画定するフットボード 24 と、側方の端部を画定するサイドレール 26 も備える。マットレス 28 は、この実施形態での使用者保持装置 10 のデッキ部分 20 上に載るように構成される。別の実施形態では、マットレス 28 は、体重測定フレーム 18 の上に載るように構成してもよい。流体供給源 30 は、入口 32 を通してマットレス 28 に流体を供給するよう構成される。この実施形態では、流体供給源 30 はコンプレッサ（圧縮機）であり、他の実施形態では、流体供給源 30 はブロアーまたはポンプとしてもよい。図 1 に示す実施形態では、流体供給源は下部フレーム 12 に取り付けられるが、別の実施形態では、流体供給源 30 はフットボード 24 に取り付けられる。他の実施形態では、流体供給源 30 は、サイドレール 26 またはデッキ部分 20 など、使用者保持装置 10 のその他任意の部分に取り付けてもよい。さらに別の実施形態では、流体供給源 30 は床の上に置くよう構成してもよい。この実施形態では、流体供給源 30 は、マットレス内にそれ専用の流体の流れを供給する目的でシステムに特定用途であるが、別の実施形態では、流体供給源 30 はその他の用途のために流体を供給するように構成される。

【0016】

ユーザーインターフェース 34 は、この実施形態で図 1 に示すようにサイドレール 26 に取り付けられるが、別の実施形態では、ユーザーインターフェース 34 は、手持ち式のペンダントとして構成される。さらに別の実施形態では、ユーザーインターフェース 34 は、遠隔位置にあり、ベッドの制御装置と無線で通信するよう構成しうる。ユーザーインターフェース 34 は、システムメッセージの表示、および／または介護者による制御パラメータの入力ができる。座標系を、相対的な位置や動作の説明を分かりやすくするために、図 1 で開示している。図示したとおり、X 軸は、使用者保持装置の幅の中心を通過するように設定されている。Y 軸は、X-Y 平面が実質的に体重測定フレームと並行になるように、X 軸に直交する。Z 軸は、X-Y 平面に直交する。

【0017】

この実施形態でのロードセル 36 である多数の力変換器は、この実施形態では、体重測定フレーム 18 と下部フレーム 12 の間に位置する。他の実施形態では、ロードセル 36 は、デッキ部分 20 と体重測定フレーム 18 の間に配置してもよい。他の実施形態では、体重測定フレームは、使用者保持装置 10 および／またはマットレス 12 上のどの部位に取り付けてもよい。さらに別の実施形態では、ロードセル 36 は、使用者保持装置 10 および／またはマットレス 12 の上に配置されたシートに取り付けられる。ロードセル 36 は、それらが受ける力を表す信号を生成するように構成され、またこの実施形態では、ロードセル 36 は、電気信号を生成するように構成される一方、他の実施形態では、ロードセル 36 は、光信号を含むがこれに限定されない任意のタイプの信号を生成しうる。他の実施形態では、その他任意のタイプの力変換器を、代替的に、および／またはロードセルと組み合わせて使用してもよい。

【0018】

デッキ部分 20 を調整できるように配置するために、従来の構造や装置を提供することができ、またこうした従来の構造や装置は、体重測定フレーム 18 と下部フレーム 12 の間、および／または体重測定フレーム 18 とデッキ部分 20 の間に連結された連結部、駆動部およびその他の可動部位や装置を含みうる。下部フレーム 12 に対するデッキ部分 20 およびマットレス 28 の位置の制御は、一つの実施形態では、ユーザーインターフェース 34、マットレス位置制御パネル（図示せず）および／または多数のマットレス配

置ペダル（図示せず）により提供される。

【0019】

使用者保持装置の実施形態は、米国特許US 7 2 9 6 3 1 2号、US 6 0 4 7 4 2 4号、US 7 1 7 6 3 9 1号、US 7 3 3 5 8 3 9号、US 7 4 3 7 7 8 7号、US 7 2 5 3 3 6 6号および米国特許出願公報US 2 0 0 7 / 0 2 6 6 4 9 9号に記載があるが、これらすべてを参照により本明細書に組み込む。

【0020】

図2は、図1の使用者保持装置10に対する多数のロードセル36の模範的な位置を示したブロック図を示す。図2は、この実施形態で体重測定フレーム18と下部フレーム12の間に分布した4つのロードセル36A、36B、36Cおよび36Dを示す。他の実施形態では、任意の数のロードセル36を使用しうる。この実施形態では、患者の体重についての負荷の経路は、デッキ部分20から体重測定フレーム28、ロードセル36A～D、下部フレーム12へととなっている。下部フレーム12は、負荷を地面などの保持表面に伝達する。

10

【0021】

図3は、使用者保持装置10と併用する生理学的検出システムの一つの実施形態のいくつかの要素を示すブロック図である。複数のロードセル36は、それらが受ける力を表す信号を制御装置38に伝達するように構成されている。この実施形態では、ロードセル36は、電気信号を生成するように構成されるが、他の実施形態では、ロードセル36は、光信号を含むがそれに限定されない任意のタイプの信号を生成しうる。制御装置38は、この実施形態では少なくとも一つのプロセッサ40およびメモリ42を備えている。プロセッサ40は、この実施形態では、ロードセル36から受信した信号を処理するが、メモリ42はロードセル36からの未加工の信号および／またはプロセッサ40から受信した処理済みの信号のうち少なくとも一つを保存するように構成される。

20

【0022】

この実施形態では、プロセッサ40およびメモリ42は、回路基板（図示せず）上に取り付けられる。一つの実施形態では、プロセッサ40は複数の処理装置を備えるが、別の実施形態では、制御装置38は複数のプロセッサおよび／またはメモリ素子42を備える。メモリ42は、揮発性および不揮発性のメモリを含む任意のタイプでありうる。この実施形態では、制御装置38は、袋の膨張・収縮、頭部保持デッキ部分の傾きの増減、および下部フレームに対するデッキ保持部分の昇降を含むがこれらに限定されない、使用者保持装置の少なくとも一つの機能を制御するように構成される。別の実施形態では、制御装置38は、ロードセル36からの信号の処理専用である。

30

【0023】

制御装置38は、ユーザーインターフェース34と交信するように構成される。この実施形態では、ユーザーインターフェースは、タッチスクリーンディスプレイ44を備える。タッチスクリーンディスプレイ44は、制御装置38により、ユーザーインターフェース34に中継されるシステムメッセージおよび警告を表示するように構成される。ユーザーインターフェース34はまた、介護者および／または使用者が、生物学的感知のためのルーチンの起動および終了を含むがこれに限定されない、制御装置38の機能性を使用できるように構成されている。この実施形態では、すべての接続は、有線接続であることが意図されている。他の実施形態では、ロードセル36のどれか一つと制御装置38の間、および／または制御装置38とユーザーインターフェース34との間の接続は無線である。

40

【0024】

図4は、使用者保持装置10と併用する生理学的検出システムの一つの実施形態のいくつかの要素を示すブロック図である。複数のロードセル36は、それらが受ける力を表す信号を制御装置38に伝達するように構成されている。この実施形態では、ロードセル36は、電気信号を生成するように構成されるが、他の実施形態では、ロードセル36は、光信号を含むがそれに限定されない任意のタイプの信号を生成しうる。制御装置38は、この実施形態では少なくとも一つのプロセッサ40およびメモリ42を備えている。プロセッ

50

サ４０は、この実施形態では、ロードセル３６から受信した信号を処理するが、メモリ４２はロードセル３６からの未加工の信号および／またはプロセッサ４０から受信した処理済みの信号のうち少なくとも一つを保存するように構成される。この実施形態では、プロセッサ４０およびメモリ４２は、回路基板（図示せず）上に取り付けられる。

【００２５】

一つの実施形態では、プロセッサ４０は複数の処理装置を備えるが、別の実施形態では、制御装置３８は複数のプロセッサおよび／またはメモリ素子４２を備える。メモリ４２は、揮発性および不揮発性のメモリを含む任意のタイプでありうる。この実施形態では、制御装置３８は、マットレス２８の袋（図示せず）の膨張・収縮、頭部保持デッキ部分の傾きの増減、および下部フレーム１２に対するデッキ部分２０の昇降を含むがこれらに限定されない、使用者保持装置の少なくとも一つの機能を制御するように構成される。別の実施形態では、制御装置３８は、ロードセル３６からの信号の処理専用である。制御装置３８は、遠隔制御装置４６と通信するよう構成されており、遠隔制御装置４６は、少なくとも一つのリモートプロセッサ４８と、少なくとも一つのリモートメモリ５０とを備える。一つの実施形態では、制御装置３８は、ロードセル３６からの未加工の信号、および／または処理済みの信号のうち少なくとも一つを、遠隔制御装置４６に伝達するように構成されている。遠隔制御装置４６は、ロードセル３６から受信した信号の処理作業を支援するように構成されている。

10

【００２６】

この実施形態では、制御装置３８はロードセル３６から受信した信号を部分的に処理し、一方で遠隔制御装置４６が処理を完了する。遠隔制御装置４６は、この実施形態では処理済みの情報を制御装置３８に返すが、別の実施形態では、遠隔制御装置４６はユーザーインターフェース３４と通信する。リモートメモリ５０は、ロードセル３６からの未加工の信号および／またはプロセッサ４０から受信した処理済みの信号、およびリモートプロセッサ４８から受信した処理済みの信号のうち少なくとも一つを保存するように構成される。この実施形態では、遠隔制御装置４６は使用者保持装置１０を格納する病室の外部に位置するサーバとして構成されるが、他の実施形態では、遠隔制御装置４６は、制御装置３８付きの使用者保持装置１０と同じ病室の外部または内部に位置する制御装置３８とは物理的に別個の任意の装置としうる。

20

【００２７】

制御装置３８は、一つの実施形態ではユーザーインターフェース３４と通信するよう構成される。この実施形態では、ユーザーインターフェースは、タッチスクリーンディスプレイ４４と、音声出力５２とを備える。タッチスクリーンディスプレイ４４は、制御装置３８により、ユーザーインターフェース３４に中継されるシステムメッセージおよび警告を表示するよう構成される。音声出力は、制御装置３８から受信した警告信号を表す可聴信号を発生するよう構成される。ユーザーインターフェース３４はまた、介護者および／または使用者が、生物学的感知のためのルーチンの起動および終了を含むがこれに限定されない、制御装置３８の機能性を使用できるように構成されている。この実施形態では、すべての接続は、有線接続であることが意図されている。他の実施形態では、ロードセル３６のどれか一つと制御装置３８の間、および／または制御装置３８とユーザーインターフェース３４との間、および／または遠隔制御装置４６と制御装置３８の間の接続は無線である。

30

40

【００２８】

図５は、ロードセル３６から受信した信号を使用して、少なくとも一つの生理学的パラメータを検出する方法を図示するフローチャート１００を示す。下記に説明する任意の作業は、省略したり、および／または下記に説明する模範的实施形態以外の順序で実行したりすることができ、こうした置換は本開示の一部として意図されている。電子ヘルスケアデータベースへのデータの伝送を含むがこれに限定されない、追加的な作業を実施しうるが、データの平滑化やトレンド分析、適切な介護者への警告およびデータのチャート化や視覚化などの作業も本開示の一部であると意図される。

50

【0029】

フローチャート100は、少なくとも2つのロードセル36からの信号が収集される作業102を示す。この実施形態では、ロードセルのデータは、15Hzのレートで収集されるが、他の実施形態では、ロードセルのデータは、任意のレートで収集されうる。その後、ロードセルのデータは、作業104で、オフセットおよび／またはゲイン誤差を除去するため、および／またはデータに含まれる人為産物のトレンド分析（一つの模範的な実施形態では、データの平滑化）のために処理される。この実施形態では、作業104でトレンド除去されたロードセルのデータの出力は、24ビット信号であるが、他の実施形態では、この信号は、任意のサイズおよび周波数としうる。この実施形態では、作業104でのトレンド除去は、下記の方程式1に示す平滑化事前分析アプローチに基づく正規化によって達成される。下記の方程式1で、 $y_i(t)$ は、未加工のロードセル信号、 μ_i および σ_i は、それぞれ信号 $y_i(t)$ の平均値および標準偏差、および $y_i(t)$ は、信号 $i=1, 2, 3, \dots, n$ の各ソースについて正規化された信号である。

10

【0030】

【数1】

$$y'_i(t) = \frac{y_i(t) - \mu_i}{\sigma_i} \quad \dots \quad \text{方程式 1}$$

別の実施形態では、ロードセルのデータを正規化するその他任意の方法を使用しうる。さらに別の実施形態では、作業106でのブラインド信号源分離に未加工のロードセルのデータが使用でき、作業104は実施されない。

20

【0031】

作業106では、この実施形態で独立成分分析（ICA）変換を使用して、ブラインド信号源分離操作が実施される。ICAは、基本的源信号の線形混合から構成される一組の観測値から独立信号を分離するための一つの技法である。この実施形態での関心の基本的信号は、体内を伝わる血液量パルス情報（BVP）である。心周期中、身体の血管を通じた流れが増加すると、結果的に身体によって、身体に接触するかまたは身体に近接する物体に対して力が発生する。BVPが変動すると、ベッドのそれぞれのロードセルは、異なる体重のBVP信号の混合を記録する。観測されたこれらの信号は、 t の時点で記録された信号である $y_1(t)$ 、 $y_2(t)$ 、 $\dots$ 、 $y_n(t)$ により示される。この実施形態では、ICAモデルは、観測された信号は、下記の方程式2に示すとおり、源信号の線形混合であると仮定される。下記の方程式2では、 $y'(t)$ は観測された信号の行列を表し、 $x(t)$ は、基本的源信号の推定値であり、行列 A は混合係数を含む。

30

【0032】

【数2】

$$y'(t) = Ax(t) \quad \dots \quad \text{方程式 2}$$

この実施形態でのICAの目的は、下記の方程式3に示す分離行列 W を決定することであり、これは元の混合行列 A の逆数を近似するものであり、その出力は基本的源信号を含む行列 $x(t)$ の推定である。一つの実施形態では、独立した信号源を明らかにするそれぞれの信号源の非ガウス性を測定する費用関数を最大化または最小化するために反復的方法が使用される。この実施形態では、ICA分析は、固有行列の同時近似対角化（JADE）アルゴリズムに基づく。

40

【0033】

【数3】

$$\hat{x}(t) = Wy'(t) \quad \dots \quad \text{方程式 3}$$

50

作業106でのブラインド信号源分離ICA分析は、主にBVPを原因とするロードセル信号変動から分離するよう構成される。一つの実施形態では、ロードセル36から受信したデータは、パーカッション／バイブレーションセラピーおよび／またはマットレス28の膨張および収縮、および／または使用者保持装置10の任意のモーターの動作を含むがこれに限定されないマットレス28および／または使用者保持装置10の動作を含み、またブラインド信号源分離ICA分析は、これらの源信号を分離するように構成されている。一つの代替的な実施形態では、マットレス28および／または使用者保持装置10の動作を示す信号の成分の識別は、マットレスおよび／または使用者保持装置10の動作の特性を識別するために事前に決定された情報により支援される。

【0034】

10

いったんICA信号が作業106から生成されると、ICA信号のパワースペクトルが生成された時点で、BVPに関与している関数が作業108で明らかになる。一つの実施形態では、最も高いピークを持つ信号のパワースペクトルが分析に選択される。別の実施形態では、BVPが存在することが分かっている範囲内にパワースペクトルのピークを持つ信号が選択され、これはこの実施形態では自動的に実行されるが、他の実施形態では、介護者がユーザーインターフェース34を使用して関心の信号を選択してもよい。一つの実施形態では、ロードセルにより決定された体重が、患者が実際にベッドに寝ているかを判断するために使用される。使用者がベッドにいないと判断される場合、別の実施形態では、動作が中止され、介護者にメッセージが表示される。

【0035】

20

作業108で識別された関心の信号は、この実施形態での作業110で、アーチファクト抑制プロセスを受ける。この実施形態でのアーチファクト抑制作業は、データの補間および／または除去を含み、一方で別の実施形態では、データは補間および／または除去の後で正規化されうる。さらに別の実施形態では、アーチファクト抑制の作業108は省略してもよい。

【0036】

作業112では、関心の信号は平滑化される。この実施形態では、関心の信号は、5点移動平均フィルターを使用して平滑化され、この実施形態では0.7~4Hzの関心領域で帯域フィルター処理される。他の実施形態では、任意のデータ操作アルゴリズムを使用しうる。

30

【0037】

血液量パルス情報が作業114で獲得され、これがさらに調整される。この実施形態では、BVPピーク基準点は、256Hzの周波数での3次スプライン関数で信号を補間することにより調整される。他の実施形態では、その他任意のデータ処理関数を実行しうる。

【0038】

拍動間隔情報(IBI)は、作業116のBVP情報から決定される。IBI信号は、作業118でフィルター処理され、作業120の心拍数(HR)情報が決定される。この実施形態では、IBI信号は、作業118で非因果変動閾値(NC-VT)アルゴリズムを使用してフィルター処理される。心拍数(HR)は、この実施形態では60/IBIとして、平均IBI時系列から計算される。この実施形態では、心拍数情報は、ディスプレイ44に表示される。一つの実施形態では、心拍数情報が所定範囲外となった場合、一つの実施形態では警告メッセージがディスプレイ44上に表示され、また別の実施形態では音声出力52によって音声警告が発せられる。一つの実施形態では、警告メッセージは、リモートディスプレイおよび／または音声出力および／または介護者ステーションおよび／またはナースコールシステムに有線もしくは無線の接続により伝達される。一つの実施形態では、心拍数は毎分の拍動数(bpm)として表現される。

40

【0039】

作業122では、IBI情報のパワースペクトル密度推定分析は、心拍変動性(HRV)情報を識別するために使用される。この実施形態では、HRVの分析にLombピリオ

50

ドグラムが使用される。パワースペクトル密度推定分析からの情報は、この実施形態では作業124で正規化されるが、他の実施形態では、この作業は除外されうる。作業124で正規化された情報は、バロフレックス活動の分析のために作業132で分析される。この実施形態では、0.04~0.15 Hz 範囲の低頻度心拍数変動性成分は、交感神経および／または副交感神経の影響により調節されるバロフレックス活動について作業132で分析される。

【0040】

作業124で正規化された情報は、呼吸数の分析のために作業126で分析される。この実施形態では、0.15~0.40 Hz 範囲の心拍数変動性情報の高頻度成分が分析される。高頻度成分は、遠心性の迷走神経活動による心臓に対する副交感神経の影響を反映するが、吸入および呼気と同相のIBI変動で特徴づけられる心臓呼吸性の現象である、呼吸性洞性不整脈(RSA)と関連付けられうる。低頻度心拍数変動性の高頻度心拍数変動性に対する比率は、交感神経／迷走神経のバランスを反映する、または交感神経の調節を反映すると考えられる。作業128では、高頻度心拍数変動性(f_{HI_Peak})情報のピークの中央頻度が決定される。呼吸数は、作業130では $60 / f_{HI_Peak}$ として決定される。呼吸の頻度が変化すると、心拍数変動性の高頻度成分の中央頻度が変化する。一つの実施形態では、呼吸数は毎分の呼吸回数として表現される。

【0041】

一つの実施形態では、呼吸数および／または心拍数変動性情報の部分および／または心拍数が、ディスプレイ44上に表示される。一つの実施形態では、呼吸数、または心拍数変動性情報の部分および／または心拍数のうち少なくとも一つが、所定の範囲外となった場合、警告メッセージがディスプレイ44上に表示され、および／または別の実施形態では音声出力52によって音声警告が発せられる。一つの実施形態では、警告メッセージは、リモートディスプレイおよび／または音声出力および／または介護者ステーションおよび／またはナースコールシステムに有線もしくは無線の接続により伝達される。

【0042】

主題の記述の原文の文脈における(特に以下の請求項の文脈における)「a」および「an」および「the」および類似の指示対象は、本明細書に別段の指示があるか、または文脈によって明らかに矛盾しない限り、単数形および複数形の両方を含むと解釈されるべきである。本明細書の値の範囲の記述は、本明細書に別段の指示がない限り、単に、その範囲内にある別々の各値を個別に言及することの簡単な方法としての役割を果たすことを目的とし、別々の各値はそれが本明細書で個別に記述されたかのように本明細書に組み込まれる。さらに、求められる保護の範囲は、本明細書に記述される請求項およびその権利がある任意の均等物によって定義されるため、前述の説明は例示のみを目的としており、限定することを目的としたものではない。本明細書で提供されるすべての実施例、または例示的用語(例えば、「などの」)は、主題をより良く説明することのみを目的とするものであり、別段主張されない限り、本主題の範囲に関する限定をもたらさない。請求項および記載説明の両方において、結果をもたらす状態を示す「～に基づく」という用語および類似の句の使用は、その結果をもたらす他の状態を除外することを意図しない。本明細書のどの言葉も、請求される本発明の実施に必須である非請求要素を示すものとして解釈されるべきではない。

【0043】

請求項に記載の主題を実行するために発明者が把握している最適モードを含む好適な実施形態が、本明細書に記述されている。もちろん、これらの好適実施形態の変形は、前述の説明を読めば当業者には明らかとなる。発明者は、当該技術分野の専門家がこのような変形を適宜採用することを予測しており、発明者は、請求項に記載の主題が本明細書に特に記述されたものとは別の方法で実施されることを意図している。従って、この請求対象の主題は、適用法で認められる限り、本明細書に添付の請求項で記述された主題の変更および均等物すべてを含む。さらに、本明細書に別段の指示があるか、または文脈によって明らかに矛盾しない限り、上述の要素の可能なすべての変形の任意の組み合わせが包含さ

10

20

30

40

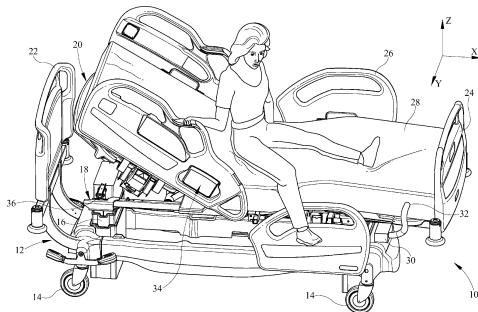
50

れる。

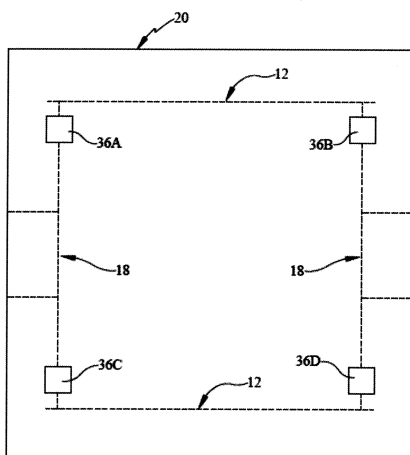
【0044】

上記に引用された任意の参考文献および出版物の開示は、参照によりそれぞれが個別に組み込まれたかのように同じ程度で、参照によってその全体が明示的に組み込まれる。

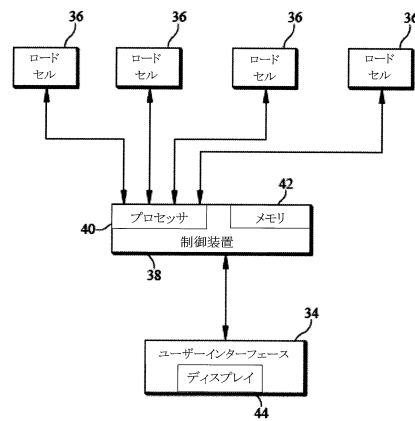
【図1】



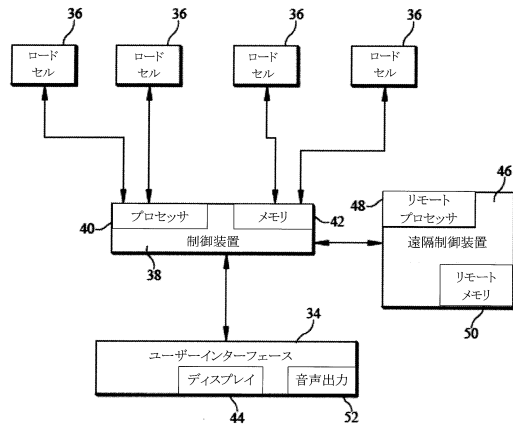
【図2】



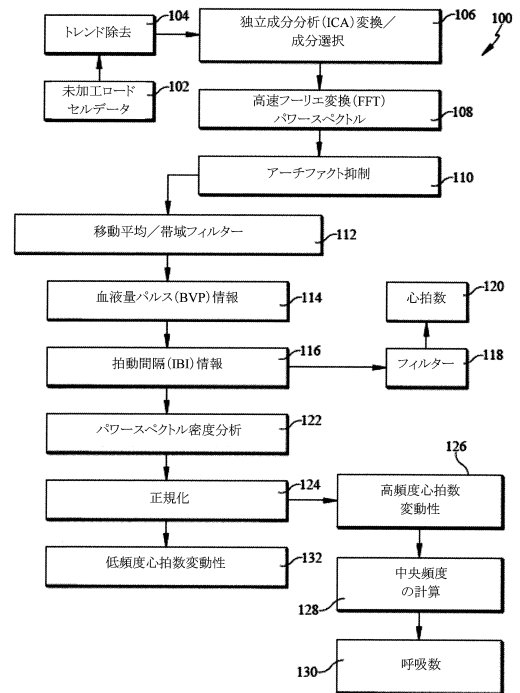
【図3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2014-057719 (JP, A)
特開昭53-092577 (JP, A)
特開2005-177471 (JP, A)
特表2010-508128 (JP, A)
特表2005-507729 (JP, A)
米国特許出願公開第2014/135635 (US, A1)
欧州特許出願公開第2733473 (EP, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	5 / 0 2 4 5
A 6 1 B	5 / 0 0
A 6 1 B	5 / 1 1

专利名称(译)	基于床载荷传感器的生理检测系统和方法		
公开(公告)号	JP5777686B2	公开(公告)日	2015-09-09
申请号	JP2013233282	申请日	2013-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	山罗服务公司		
申请(专利权)人(译)	山 - 罗服务公司		
当前申请(专利权)人(译)	山 - 罗服务公司		
[标]发明人	ヴァンダーポールアーヴィンジョンサード		
发明人	ヴァンダーポール,アーヴィン ジョン サード		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/0816 A61B5/1102 A61B5/113 A61B5/6891 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/7257 A61B2562/0252 G01G19/445		
FI分类号	A61B5/02.310.Z A61B5/00.101.R A61B5/10.310.A A61B5/02.320.Z A61B5/02.710.Z A61B5/0245.Z A61B5/08 A61B5/11 A61G7/00 A61G7/043		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA14 4C017/AC01 4C017/BC16 4C017/CC02 4C017/CC03 4C017/EE15 4C038/SS08 4C038/SV00 4C038/SX01 4C038/SX05 4C038/SX07 4C040/AA18 4C040/AA19 4C040/BB03 4C040/DD04 4C117/XB09 4C117/XC02 4C117/XE13 4C117/XE14 4C117/XE16 4C117/XE24 4C117/XF03 4C117/XJ17 4C117/XJ23 4C117/XN02 4C117/XP01 4C117/XP03		
优先权	61/726725 2012-11-15 US		
其他公开文献	JP2014097385A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(经修改) 要解决的问题：监视用户持有设备所持有的用户的生理参数。使用来自力传感器的信号确定由用户保持装置保持的用户的生理信号，以确定用户的生理参数。力传感器与控制装置通信以传达指示作用在它们上的重量的信号。控制器根据从力传感器接收的信号确定血容量脉冲信息。心率和呼吸率信息来自血容量脉搏信息。点域1	
	(21) 出願番号 特願2013-233282 (P2013-233282) (22) 出願日 平成25年11月11日 (2013.11.11) (65) 公開番号 特開2014-97385 (P2014-97385A) (43) 公開日 平成26年5月29日 (2014.5.29) 審査請求日 平成26年1月8日 (2014.1.8) (31) 優先権主張番号 61/726, 725 (32) 優先日 平成24年11月15日 (2012.11.15) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(73) 特許権者 503278256 ヒル・ロム、サービス、インコーポレイ テッド アメリカ合衆国・インディアナ州 470 06-9167・ベイツビル・ステイト ルート 46 イースト 1069 (74) 代理人 110000176 一色国際特許業務法人 (72) 発明者 ヴァンダーポール、アーヴィン ジョン サード アメリカ合衆国・インディアナ州 472 40・グリーンズバーグ・カントリー ロ ード 250エス・ウェスト 938 審査官 伊藤 幸仙 最終頁に続く