

(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2013-544545

(P2013-544545A)

(43) 公表日 平成25年12月19日(2013.12.19)

(51) Int.Cl.
A61B 5/00 (2006.01)F I
A61B 5/00 102Aテーマコード (参考)
4C117

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2013-530830 (P2013-530830)
 (86) (22) 出願日 平成23年9月21日 (2011. 9. 21)
 (85) 翻訳文提出日 平成25年3月26日 (2013. 3. 26)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2011/054132
 (87) 国際公開番号 WO2012/042437
 (87) 国際公開日 平成24年4月5日 (2012. 4. 5)
 (31) 優先権主張番号 61/388, 024
 (32) 優先日 平成22年9月30日 (2010. 9. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 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
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (72) 発明者 グロス ブライアン デヴィッド
 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
 ビルディング 44

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 冗長なパラメタの優先順位付け及び時間的な配列を用いた身体着用式のセンサネットワーク

(57) 【要約】

複数のセンサ10の各々のセンサは少なくとも、共通の生理学的パラメタを示すセンサデータを取得する監視機能32及び前記センサの監視機能の動作状態を示す前記センサの現在の信号品質の格付けを割り当てることを時々行われる格付け機能38を独立して行うように動作する。データ構造44、44'は、共通の生理学的パラメタ及びセンサの現在の信号品質の格付けに反応する前記複数のセンサの優先順位を少なくとも含む、前記複数のセンサに関する情報を記憶する。各々のセンサはさらに、前記センサの優先順位及び現在の信号品質の格付けを少なくとも含むデータ構造の内容が出力機能が行われるべきと示すことを条件として、出力信号を生成する少なくとも1つの出力機能を行うように動作する。

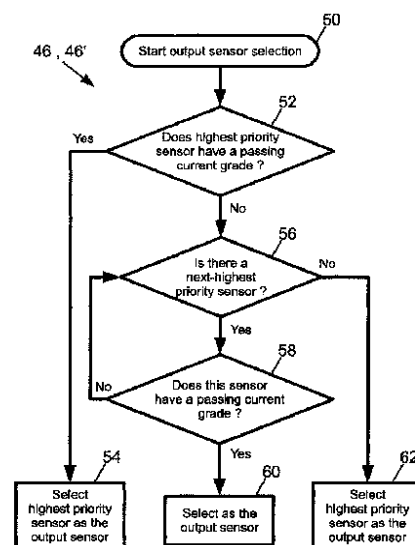


Fig. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数のセンサであり、前記複数のセンサの各々は少なくとも、共通の生理学的パラメータを示すセンサデータを取得する監視機能、及び前記センサの現在の信号品質の格付けを割り当てることを時々行われる信号品質の格付け機能であり、前記現在の信号品質の格付けは、前記センサの監視機能の動作状態を示している信号品質の格付け機能を行うために、前記複数のセンサの他のセンサ又は複数の他のセンサを独立して動作する複数のセンサ、並びに

前記共通の生理学的パラメータに反応する前記複数のセンサの優先順位及び前記複数のセンサの前記センサの現在の信号品質の格付けを少なくとも含む、前記複数のセンサに関する情報を記憶するデータ構造、
を有するシステムにおいて、

前記複数のセンサの各々のセンサはさらに、前記複数のセンサの前記センサの優先順位及び現在の信号品質の格付けを少なくとも含む前記データ構造の内容が出力機能が行われるべきと示すことを条件として、出力信号を生成する少なくとも 1 つの出力機能を行うように動作する、システム。

【請求項 2】

前記複数のセンサの前記センサの優先順位及び現在の信号品質の格付けを少なくとも含む前記データ構造の内容に基づいて、前記複数のセンサから出力センサを選択する調整機能を行うように動作する、前記複数のセンサ並びにデータ集合装置から構成される集合から選択される少なくとも 1 つの装置をさらに有する請求項 1 に記載のシステムにおいて、前記複数のセンサの各々のセンサの前記少なくとも 1 つの出力機能は、前記センサが出力センサではない場合には行われないシステム。

【請求項 3】

前記調整機能を行うように動作する前記少なくとも 1 つの装置は前記複数のセンサを有し、各々のセンサは、

前記複数のセンサの他のセンサ又は複数の他のセンサに、前記センサの現在の信号品質の格付けを送信するステップ、

前記複数のセンサの他のセンサの各々に対する前記現在の信号品質の格付けを受信するステップ、

前記センサにおいて前記データ構造の事例を構築するステップ、並びに

前記複数のセンサの前記センサの優先順位及び現在の信号品質の格付けを少なくとも含む前記データ構造の内容に基づいて、前記複数のセンサから出力センサを選択するステップ

を含む前記調整機能の事例を独立して行う、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記調整機能の前記送信及び受信する動作は、前記複数のセンサの前記センサ間におけるワイヤレス通信により行われる、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記調整機能を行うように動作する前記少なくとも 1 つの装置は、前記複数のセンサの各々のセンサに対する現在の信号品質の格付けを受信し、出力センサの選択を前記複数のセンサに伝えるデータ集合装置を有する、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記複数のセンサの各々のセンサはさらに、前記センサが当該センサの監視機能により取得したセンサデータをデータ集合装置に伝える報告機能を行うように動作し、前記報告機能は少なくとも 1 つの出力機能とは異なり、並びに前記報告機能は前記センサが出力センサであるかにかかわらず前記センサにより行われる、請求項 2 乃至 5 の何れか一項に記載のシステム。

【請求項 7】

前記報告機能は、前記センサデータをワイヤレス通信により前記データ集合装置に伝え

10

20

30

40

50

る、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記少なくとも 1 つの出力機能は、

前記共通の生理学的パラメタの異常値を示している、前記センサの監視機能により取得されるセンサデータ、並びに

前記複数のセンサの前記センサの優先順位及び現在の信号品質の格付けを少なくとも含む前記データ構造の内容

に少なくとも依存する警報条件に反応して警報を出力する警報機能を有する、請求項 1 乃至 7 の何れか一項に記載のシステム。

【請求項 9】

前記データ構造はさらに各々のセンサに対する待ち時間を記憶し、並びに

前記少なくとも 1 つの出力機能は、前記センサが前記選択した出力センサであることを条件として行うビーコン機能を有し、前記ビーコン機能は同期時間を示すビーコン信号を、前記複数のセンサの前記他のセンサ又は複数の他のセンサに出力し、

前記複数のセンサの各々のセンサはさらに、前記センサが当該センサ及び前記選択した出力センサの同期時間及び待ち時間に基づいて前記センサの監視機能により取得したセンサデータの時間基準をシフトする前記選択した出力センサではないことを条件として行うように動作する、

請求項 1 乃至 8 の何れか一項に記載のシステム。

【請求項 10】

共通の生理学的パラメタを各々示す複数のセンサのデータ流を生成するステップ、

前記センサのデータ流の現在の信頼度を割り当てる、各々のセンサのデータ流に対する現在の信号品質の格付けを割り当てるステップ、

時不変なセンサのデータ流の優先順位及び前記現在の信号品質の格付けに基づいて、前記複数のセンサのデータ流から出力センサのデータ流を選択するステップ、並びに

前記選択した出力センサのデータ流に基づいて出力を生成するステップを有する方法。

【請求項 11】

前記複数のセンサのデータ流はセンサの組により生成される、及び前記選択するステップは前記センサの組の各々のセンサにおいて選択するステップの事例を行うステップを有する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

各々のセンサのデータ流は、前記データ流の生成及び前記データ流の現在の格付けの割り当てを行う対応するセンサを持ち、前記出力を生成するステップは、前記選択した出力センサのデータ流に対応する出力センサにより行われる、請求項 10 又は 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記出力を生成するステップは、

前記選択したセンサのデータ流に基づいて、前記共通の生理学的データの脈動又は周期特徴の発生時間を示すビーコン信号を出力するステップ

を有する請求項 10 乃至 12 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 14】

前記出力を生成するステップは、

前記選択したセンサのデータ流に関連付けられる警報を出力する一方、前記選択したセンサのデータ流以外のセンサのデータ流に関連付けられる警報を抑制するステップ

を有する請求項 10 乃至 13 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 15】

前記センサのデータ流の各々を集合装置と通信するステップをさらに有し、前記集合装置は前記複数のデータ流を記憶している、請求項 10 乃至 14 の何れか一項に記載の方法。

。

10

20

30

40

50

【請求項 16】

共通の生理学的パラメタを示すセンサデータを取得する監視機能、並びに

前記センサの監視機能の動作状態を示す前記センサの現在の格付けを割り当て、前記センサ以外の少なくとも1つの装置に現在の格付けを伝える格付け機能を行うように構成されるセンサを有する装置。

【請求項 17】

前記センサはさらに、警報条件に反応する警報を出力する警報機能を行うように構成され、前記警報条件は少なくとも以下の条件、

(i) 前記センサの監視機能により取得されるセンサデータが前記共通の生理学的パラメタの異常値を示す、並びに

(ii) 前記センサ以外の前記少なくとも1つの装置から受信した情報が、前記センサは、前記共通の生理学的パラメタに関係する最も信頼できる情報を現在与えていることを示す

ことが満たされる必要がある、請求項 16 に記載の装置。

【請求項 18】

前記センサ以外の前記少なくとも1つの他の装置は集合装置を有し、前記条件 (ii) は、

(ii) 前記集合装置から受信した情報が、前記センサは出力センサとして選択されたことを示す

ことを有する、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 19】

前記センサ以外の少なくとも1つの他の装置は、少なくとも1つの他のセンサを有し、並びに前記センサはさらに前記少なくとも1つの他のセンサの現在の格付け又は複数の現在の格付けを受信するステップを含む調整機能の事例を行うように構成され、前記条件 (ii) は、

(ii) 前記センサの現在の格付け、並びに前記センサ及び前記少なくとも1つの他のセンサの優先順位と一緒に、前記少なくとも1つの他のセンサの現在の格付け又は複数の現在の格付けは、前記センサが前記共通の生理学的パラメタに関係する最も信頼できる情報を現在与えていることを示す

ことを有する、請求項 17 に記載の装置。

【請求項 20】

前記センサはさらに、同期時間を示すビーコン信号を出力するビーコン機能を行うように構成され、前記ビーコン機能は、前記センサ以外の少なくとも1つの装置から受信された信号が前記センサは前記共通の生理学的パラメタに関係する最も信頼できる情報を現在与えていることを示す場合にのみ行われる、請求項 16 乃至 19 の何れか一項に記載の装置。

【請求項 21】

前記共通の生理学的パラメタは、心拍数、呼吸、呼吸速度、血液酸素化及び中核体温から構成される集合から選択される、請求項 16 乃至 20 の何れか一項に記載の装置。

【請求項 22】

共通の生理学的パラメタを各々示す複数のセンサのデータ流を生成するステップ、

前記センサのデータ流の選択した1つと関連付けられるビーコン信号を同期時間に生成するステップ、及び

前記生成したビーコン信号に基づいて、前記センサのデータ流の選択した1つ以外のセンサのデータ流と同期するステップ

を有する方法。

【請求項 23】

前記センサのデータ流に対するリアルタイムで生成した現在の信号品質の格付けに基づいて、前記センサのデータ流の選択した1つを選択するステップ、をさらに有する請求項 22 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 24】

前記選択するステップはさらに、前記センサのデータ流に割り当てられる時不変な優先順位に基づいている請求項 23 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

以下のことは、医療監視技術及び関連技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

例えば、心電図 (ECG) センサ、血液酸素化 (SpO₂) センサ、血圧 (BP) センサ、呼吸センサ、中核体温センサ又は活動センサ等のようなセンサによる医療監視は、異常な医療事象を検知することができるリアルタイムの生命兆候データを供給し、生命を脅かす可能性がある医療状態を検出するための早期警報システムとして役立つ。このようなセンサにより出力される可聴及び/又は視覚警報に反応する早期介入が生命を救う。実際に、患者は、多数の異なる生命兆候センサにより時々監視され、1つのセンサが雑音が多くなる又は故障する場合、あるパラメタの冗長性の有利な程度を提供する。幾つかの場合、最初の生理学的信号の代用物(surrogate)もう1つのセンサ技術から得られることができる(例えば心電計、光電式容積脈波 (PPG) 又は加速度計等からのパルス)。

10

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】**

20

【0003】

しかしながら、誤った警報は、生命兆候センサに関連する重要な問題である。一般的なシナリオにおいて、患者が心停止であることを示す誤った警報は、場合によっては医療従事者のチームによる緊急対応を生じさせる。誤った警報は、他の重大な任務から医療従事者を奪い、医療従事者及び患者のストレスを増大させる、並びに医療従事者を緊急警報に対し鈍感にさせ、これは実際の緊急警報に対し反応が遅れる、又はさらにそれは誤った警報であると仮定して、医療従事者が実際の緊急警報を無視することにつながることもある。誤った警報がもう1人の患者が実際に心停止事象を体験しているのと同時に起こる場合、この誤った警報が直ちに命を脅かす状況の場合によっては作り出すこともあり、実際の心停止事象の反応を妨げる及び/又はその反応を遅らせる。センサの動作不良又はセンサと患者との間の動作接続を失うの何れかが原因により、これらセンサの何れかのセンサが誤った警報を出力する可能性を持っているので、多数の生命兆候センサにより監視される患者に対し誤った警報の可能性は増大する(例えばECGのリード線が患者の動きが原因で外れる、それによりECGセンサに誤った警報を発生させる)。

30

【0004】

以下のことは、ここに開示されるような新しい及び改善された装置及び方法を提供している。

【課題を解決するための手段】**【0005】**

ある開示した態様によれば、システムは、複数のセンサであり、これら複数のセンサの各々のセンサは少なくとも、共通の生理学的パラメタを示すセンサデータを取得する監視機能、及び前記センサの現在の信号品質の格付けを割り当てることを時々行われる信号品質の格付け機能であり、この現在の格付けは前記センサの監視機能の動作状態を示している信号品質の格付け機能を行うために、前記複数のセンサの他のセンサ又は複数の他のセンサを独立して動作する複数のセンサ、並びに前記共通の生理学的パラメタに反応する前記複数のセンサの優先順位、及び前記複数のセンサのこれらセンサの前記現在の信号品質の格付けを少なくとも含む、前記複数のセンサに関係する情報を記憶するデータ構造を有する。前記複数のセンサの各々のセンサはさらに、複数のセンサの前記センサの優先順位及び現在の信号品質の格付けを少なくとも含むデータ構造の内容が出力機能が行われるべきと示すことを条件として、出力信号を生成する少なくとも1つの出力機能を行うように

40

50

動作する。

【0006】

もう1つの開示した態様によれば、方法は、共通の生理学的パラメタを各々示す複数のセンサのデータ流を発生させるステップ、そのセンサのデータ流の現在の信頼度を割り当てる、各々のセンサのデータ流に対する現在の信号品質の格付けを割り当てるステップ、時不変なセンサのデータ流の優先順位と現在の信号品質の格付けとに基づいて、前記複数のセンサのデータ流から出力センサのデータ流を検出するステップ、並びに前記選択した出力センサのデータ流に基づいて出力を発生させるステップ、を有する。

【0007】

もう1つの開示される態様によれば、装置は、共通の生理学的パラメタを示すセンサデータを取得する監視機能、並びに前記センサの監視機能の動作状態を示す当該センサの現在の格付けを割り当て、前記センサ以外の少なくとも1つの装置に現在の格付けを伝える格付け機能を行うように構成されるセンサを有する。

10

【0008】

もう1つの開示される態様によれば、装置は、生理学的データ流の時間配列に関して、各々の他の連続するセンサ信号と自動配列することが可能であるセンサの組を有する。

【0009】

もう1つの開示される態様によれば、他の測定値の時間的に配列したデータ流との信号比較に基づいて、センサ自身のデータの信頼度又は生理学的信号の品質を決定することが可能であるセンサの組を有する。

20

【0010】

もう1つの開示される態様によれば、装置は、各々のセンサの信号品質及び生理学的データを取得するセンサの方法の絶対的な格付けに基づいて、マスタスレーブの時間関係を適応及び自己解決することが可能であるセンサの組を有する。

【0011】

1つの利点は、誤った警報を発生させる可能性を減少させることにある。

【0012】

もう1つの利点は、誤った警報を発生させる可能性を減少させる一方、複数の独立して動作するセンサ又は複数の独立するセンサのデータ流により共通の生理学的パラメタの冗長性を監視する重要な利点を維持することである。

30

【0013】

もう1つの利点は、共通の生理学的パラメタを示す時間同期したセンサのデータ流を提供することにある。

【0014】

他の利点は、以下の詳細な説明を読み、理解すると当業者には明らかとなるだろう。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】開示した方法に従って動作する複数のセンサを含むシステムを図示する。

【図2】図1のセンサの中から出力センサを選択するための適切な協調機能のフローチャートを図示する。

40

【図3】図1のセンサの中から出力センサを選択するための2つの協調機能の事例のフローチャートを図示する。

【図4】図1のセンサに関連する情報を記憶するのに適した表データ構造の実施例を図示する。

【図5】図1のセンサに関連する情報を記憶するのに適した表データ構造の実施例を図示する。

【図6】図1のセンサに関連する情報を記憶するのに適した表データ構造の実施例を図示する。

【図7】図1のセンサの所与の1つに対する動作フローチャートを図示する。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 6 】

図 1 を参照すると、ベッド B に横たわっている患者 P は、複数のセンサによって監視されている。患者のベッドの位置は単なる説明であり、ここに開示される技術は、歩行可能な患者に又は他の方法で配置される患者にも適している。説明するセンサは、患者の胸部に取り付けられる 3 つのセンサ 2、4、6 及び片方の手首に取り付けられるセンサ 8 を含んでいるが、これらセンサは、様々に具体化されることができる。説明するセンサ 2、4、6、8 の組は、センサの組 10 としてここでは集約的に呼ばれる。例えば、心電図 (E C G) センサは、複数の電極のリード線により患者と接続される、後で取り付けられる E C G モニタの形式をとってもよい。他の実施例として、前記センサの 1 つ以上が内部に (すなわち患者 P の内部に) 部分的に又は完全に置かれてもよく、内部に部分的に又は完全に置かれたセンサの例は、侵襲又は非侵襲技術を用いる血圧 (B P) モニタ又は内部センサのペースメーカーを含む。例示的に取り付けられるセンサの幾つかの例は、専用の加速度計に基づく心拍数モニタ、光電式容量脈波センサ及び皮膚に取り付けられる電極を用いる E C G モニタを含む。

10

【 0 0 1 7 】

各々のセンサは 1 つ以上の生理学的パラメタを監視する。生理学的パラメタの幾つかの実施例は、心拍数、呼吸数、心電図信号、血液酸素化 (又は $S p O_2$ レベル)、中核体温、体表面体温等を含む。幾つかの生理学的パラメタは脈動又は周期特性を含む、例えば心拍数及び呼吸数は通例、強い脈動特性を含むのに対し、心電図信号は、強い周期的成分を持っている。幾つかの生理学的パラメタは、脈動又は周期特性を含まない、つまり幾つかの実施例は、中核体温又は体表面体温を含む。

20

【 0 0 1 8 】

所与のセンサは、少なくとも 1 つの生理学的パラメタを示すセンサデータを取得する監視機能を行う。幾つかの場合において、前記センサデータは 2 つ以上の生理学的パラメタを示してもよい。例えば、光電式容量脈波センサが $S p O_2$ レベル及び心拍数の両方を示すセンサデータを取得する。もう 1 つの例として、E C G センサは、心電図信号を取得するが、この信号は (心電図信号の脈動及び / 又は周期成分により示される) 心拍数も示す。他方、所与のセンサは、1 つの生理学的パラメタだけを示すセンサデータを取得してもよい、例えばグルコースモニタが現在のグルコース濃度を示す単一の数値 (又は電圧レベル若しくは他の何らかの表現) を出力してもよい。

30

【 0 0 1 9 】

様々なセンサ 2、4、6、8 により取得されるセンサのデータ流は、様々な方法で利用されてもよい。例えば、センサの組 10 は、傾向線、数値等として表示するための任意のデータ集合装置 12 にこれらセンサのデータ流を伝達してもよいし、患者の電子医療記録の一部として記憶されてもよいし、及び / 又は医療従事者による視覚監視のためにナースステーションにあるモニタ 14 に伝達されてもよい等である。説明する実施例において、前記集合装置 12 は、病院のネットワーク 16 及びワイヤレスアクセスポイント (A P) 18、20 を介したナースステーションのモニタ 14 とのワイヤレス通信である。代わりに、有線又はハイブリッド式の有線 / ワイヤレスのネットワークが用いられることができる。集合装置 12 とセンサ 10 との間の通信も、有線、ワイヤレス又はハイブリッド式の有線 / ワイヤレス通信によって適切に行われる。幾つかの実施例において、集合装置 12 とセンサ 10 との間の通信は、Zigbee (登録商標) 又は Bluetooth (登録商標) 互換のあるワイヤレスプロトコルにより行われる。

40

【 0 0 2 0 】

説明する実施例において、集合装置 12 は、多機能型の医療モニタ 12、例えばベッド脇又は患者の部屋のモニタである。より一般的に、集合装置 12 は、センサのデータ流を受信、記憶及び / 又は再送信する如何なる装置とすることができる。特に、集合装置 12 は必ずしも、前記センサのデータ流の如何なる視覚的表示又は前記センサのデータ流を表す他の出力を提供する必要はない。その上、幾つかの実施例において、データ集合装置が完全に省略されている。

50

【 0 0 2 1 】

幾つかの実施例において、センサの組 1 0 は、相互通信装置の M B A N (medical body area network) を集合的に規定してもよく、前記集合装置は、この M B A N のハブ装置として働く。このような M B A N の実施例において、ハブ / 集合装置は、それ自身が複数のセンサ 1 0 の 1 つでも又はそうでなくてもよい。ワイヤレス M B A N の実施例において、M B A N のセンサ 2、4、6、8 と、任意の集合装置 1 2 との間の通信は Zigbee (登録商標) 又は bluetooth (登録商標) 互換のワイヤレスプロトコルによって行われ、しかし 1 つ又はそれ以上の有線接続も考えられる。M B A N は、他の等価な用語、例えば容量結合性ボディネットワーク、B A N (body area network)、B S N (body sensor network)、P A N (personal area network)、M A N E T (mobile ad hoc network) 等により関連文献において時々参照される。M B A N という用語は、これらの様々な代わりの用語も包含すると理解されるべきである。

10

【 0 0 2 2 】

他方、集合装置 1 2 を完全に省略することも考えられる。このような実施例において、センサ 2、4、6、8 により発生するセンサのデータ流は、センサにおいて局所的に表示されてもよく、例えば指先の S p O₂ モニタは、心拍数及び S p O₂ レベルを示す内蔵式の L C D ディスプレイを含んでもよい。幾つかの場合において、前記センサのデータ流は全く表示されず、唯一の出力は、センサのデータ流が前記監視される生理学的パラメタの異常値を示す場合に発生する警報出力 (例えば音声警報及び / 又は光の点滅若しくは他の視覚的警報) である。集合装置 1 2 が省略される実施例において、センサ 2、4、6、8 は好ましくは、有線、ワイヤレス又はハイブリッド式の有線 / ワイヤレス通信を介して互いに相互通信する。例えば、上記実施例におけるセンサ 2、4、6、8 は、ハブ装置を持たないアドホック (ad hoc) M B A N を規定してもよく、幾つかの適切な実施例において、ボディネットワーク、例えば容量結合性データネットワーク、Zigbee (登録商標) 又は Bluetooth (登録商標) 互換のワイヤレスプロトコル、任意にさらに 1 つ以上の有線接続を含むボディネットワークを再び用いてもよい。

20

【 0 0 2 3 】

幾つかの実施例において、前記センサ 2、4、6、8 の 2 つ以上のセンサが共通の生理学的パラメタを示す異なるセンサのデータ流を取得するように独立して動作する。例えば、センサ 2、4、6、8 が E C G モニタ、専用の心拍数モニタ及びプレチスモグラフ (plethysmographic) センサ (例えば指先又は耳たぶに取り付け可能なパルス酸素濃度計) を含む例示的な実施例を考えてみる。これら 3 つの異なるセンサの各々は、共通の生理学的パラメタ、すなわち心拍数を示すセンサのデータ流を取得する ("共通の生理学的パラメタ" における "共通の" という言葉は、様々な技術を通じて、生理学的パラメタが 2 つ以上のセンサにより監視されることを示すのに使用される、すなわち生理学的パラメタは、複数のセンサ 1 0 に "共通" である。共通の生理学的パラメタは、同じ生理学的値又は変化を示し、同じ被験者、例えば同じ患者から取得される)。

30

【 0 0 2 4 】

従来、これら 3 つのセンサの各々は独立して動作し、異常な心拍数 (例えば低すぎる又は望ましくないリズム若しくはリズムの停止を表す心拍数又は高すぎる心拍数) が検知される場合、警報を出力するように独立して動作する。幾つかの場合において、他のパラメタが心拍数又は冗長性を監視する他の推定が存在するような方法で取得される。このような冗長性は、この冗長性が、特に例えば動きアーチファクトのようなノイズの存在下で、パラメタの信頼度を向上させ、例えば異常な心拍数のような重要な生理学的事実を逃す可能性を減少させる限りににおいて有利である。センサ 1 0 の独立した動作も同様に、他の利点、例えば患者 P を監視する独立するセンサ 1 0 の何れか 1 つ (又は複数) のセンサを加える又は取り除くことが容易である利点を持つ。

40

【 0 0 2 5 】

しかしながら、独立して動作するセンサ 1 0 を用いるこの従来の手法も欠点を持っている、つまり 3 つのセンサの何れか 1 つが、異常な心拍数を誤って検知した場合、誤った警

50

報を出力するので、誤った警報の可能性を大幅に増大させてしまうことが分かっている。独立して動作するセンサを持つ重要な利点を維持する一方、従来の同時に起こる誤った警報の可能性の増大を回避する手法が開示される。これらの手法は、センサの有利な独立した動作を維持する一方、これらセンサの警報機能を調整することにより、誤った警報の可能性を防止する。加えて、センサがデータの発生の一部として連続する生理学的データの波形を生じさせることが可能である場合、このような波形を生成しないセンサは、自分自身の信号品質及びパラメタの推定を決めるために、他のセンサが生成した波形を利用することができる。

【0026】

図1を参照すると、各センサ2、4、6、8は、機能の組30を行うために、複数のセンサ10の他のセンサ又は他の複数のセンサと独立して動作する（センサ2に対してのみ図示されているが、他のセンサ4、6、8の各々においても独立して行われる）。この機能の組30は、デジタル処理器、デジタル制御器、デジタルマイクロプロセッサ、デジタルマイクロコントローラ、ASIC(application-specific integrated circuitry)、FPGA(field-programmable gate array)又は機能30を行うように構成される他のハードウェア若しくはハードウェアの組み合わせにより適切に実施される。ハードウェアは、適切なROM、RAM、PROM又は他の電子メモリ、すなわち磁気若しくは光学メモリに存在する適切なソフトウェア又はファームウェアにより、前記機能を行うように任意に構成される。図1において、機能の組30は、複数のセンサ10の1つのセンサ2のみに対して図示されているが、各々のセンサ2、4、6、8が機能の組30を独立して行うことを理解すべきである。

【0027】

一般的に、各々のセンサは、以下の機能、共通の生理学的パラメタのデータ（波形及び/又は警報条件を含む）を取得する、（連続波データを生成するセンサに適切な）外部の時間マスターからデータ時間のオフセットを決定する、前記共通の生理学的パラメタに反応する全てのセンサの絶対的優先順位の知識を得る（又は記憶する）、（他のセンサからのデータを参照せずに）取得したデータの現在の状態を決定する、前記共通の生理学的パラメタに反応する患者Pに対する他のセンサデータの現在の状態の知識を得る、並びに他のセンサのデータ及び状態を与えると前記取得したデータの状態を内部で更新する、機能を実施すべきである。

【0028】

この機能は以下のように、説明する機能の組30により行われる。監視機能32が実施され、この監視機能32によりセンサが共通の生理学的パラメタを示すセンサのデータを取得する。取得したセンサのデータは、連続する波形又は離散するデータ（例えばパルスの発生）を含んでもよいし、警報条件の取得又は決定を任意に含んでもよい。この監視機能32は通例、前記共通の生理学的パラメタを示すセンサデータを生成するために、このセンサのセンサ要素（図示せず）を利用する。例えば、ECGモニタにおいて、センサの監視機能は、（少なくとも）心拍数を示すECGデータを取得するための電極の組を用いる。パルス酸素濃度計において、センサの監視機能は、（少なくとも）心拍数を示すパルス酸素濃度計データを取得するために、2つの異なる波長（例えば赤及び赤外波長）の光に対する透過度比(transmittance ratio)を測定する。これらは単に例示的な実施例である。

【0029】

説明する実施例において、機能の組30は報告機能34も含み、この報告機能34により、センサは、このセンサの監視機能により取得したセンサデータをデータ集合装置12に伝える。説明する実施例において、データ集合装置12はベッド脇のモニタであるが、先に述べたように、データ集合装置は他の方法で具体化、例えば複数のセンサ10を含むMBANのハブ装置として具体化されることができる。データ集合装置が省略される実施例において、前記報告機能34は、無効にするか若しくは任意に省略されるか、又は代わりに、センサの組10の他のセンサに直接センサデータを伝えてもよい。

【 0 0 3 0 】

説明される機能の組 3 0 はさらに、報告機能 3 4 とは異なる少なくとも 1 つの出力機能 3 6 を含む。幾つかの実施例において、この少なくとも 1 つの出力機能 3 6 は、警報条件に反応する警報を出力する警報機能を含む。この警報条件は、共通の生理学的パラメタの異常値を示している、センサの監視機能 3 2 により取得されるセンサデータを含むが、前記警報条件は、共通の生理学的パラメタを監視する他のセンサが共通の生理学的パラメタの正常な読み取り値(reading)を示していないことを表す別の条件を追加として含む。他の実施例において、少なくとも 1 つの出力機能 3 6 は、条件付きでのみ再び行われる他の何らかの出力機能を追加として又は代替的に含む。

【 0 0 3 1 】

説明する機能の組 3 0 はさらに、格付け機能 3 8 及び同期機能 4 0 を含む。所与のセンサの格付け機能 3 8 は、(他のセンサからのデータを参照することなく)取得したデータの現在の状態を決定する。同期機能 4 0 は、外部の時間マスターからのデータ時間のオフセットを決定する、再び連続波データを生成するセンサに適切である。

【 0 0 3 2 】

図 1 を引き続き参照すると、誤った警報の可能性は、共通の生理学的パラメタを監視する複数の独立して動作するセンサ 1 0 の中で警報機能を調整することにより減少する。このような目的で、データ構造 4 4 は、集合装置 1 2 に維持される(又は代わりに、集合装置 1 2 が省略される場合、データ構造の事例 4 4 'が各センサ 2、4、6、8 に維持される)。データ構造 4 4、4 4 'は少なくとも、(1)共通の生理学的パラメタに反応する複数のセンサ 1 0 の優先順位、及び(2)これら複数のセンサ 1 0 のセンサに対する現在の格付け、を含むセンサ情報を記憶している。説明する実施例において、共通の生理学的パラメタは心拍数である。しかしながら、この共通の生理学的パラメタは、他のパラメタ、例えば 3 つの他の例示的な実施例として呼吸、呼吸数又は中核体温でもよい。センサの優先順位及び現在の格付けにより示されるようなこれらセンサの現在の信号の品質を含むデータ構造 4 4、4 4 'の内容に基づいて、集合装置 1 2 において実施する調整機能 4 6 は、共通の生理学的パラメタを監視するのに"最良の"現在のセンサを決定する。代わりに、集合装置が省略される場合、調整機能の事例 4 6 'は、共通の生理学的パラメタを監視するのに"最良の"現在のセンサを決定するために、各々のセンサ 2、4、6、8 において実施する。

【 0 0 3 3 】

共通の生理学的パラメタに反応するセンサの調整は、これらセンサの現在の(及び一般に時間とともに変化する)信号品質の測定法(すなわち格付け)により増大するセンサの時不変な優先順位に基づいている。優先順位を第 1 に考えてみると、これは、共通の生理学的パラメタを監視する各々のセンサ 1 0 のロバスト性を示す時不変な測定法又は絶対的若しくは相対的な順位付けである。しかしながら、優先順位は、センサの現在の動作状態を考慮していない。例えば、専用の心拍数モニタは、心拍数を監視するのに"最良の"モニタを考える限り、最も高い優先順位を持つが、どんなときでも、専用の心拍数モニタが動作不良になったり、誤って被験者に接続される又はそうでなければ信頼できないデータ又は信頼性が低くなったデータを生じることがある。説明する実施例を介して、表 1 は、心拍数(HR)及び呼吸の共通の生理学的パラメタに対する様々な信号ソースに対する優先順位の順位付けを与える。この説明する実施例において、HR パラメタは、内部の ECG 電極が最も高い優先順位(1)を持ち、ペースメーカーが次に高い優先順位(2)を持ち、表面の ECG 電極が次に高い優先順位(3)を持つ等であることが分かる。これらの優先順位は、心拍数を監視する装置の予想されるロバスト性を反映しているが、現在の動作状態を反映していない。内部のセンサ(例えば内部の ECG 電極及びペースメーカー)は、最も高い優先順位を持つことが指摘され、このような内部のセンサは、干渉しにくい傾向があり、正確な心拍数の情報を生じやすいという事実を反映している。

10

20

30

40

【表 1】

表1:同様の生理学的測定値による優先順位

パラメタ	取得源	信号源	優先順位
心拍	ECG波	表面電極	3
心拍	ECG波	内部電極	1
心拍	振動波	遠位指のカフ	6
心拍	NIBPパルス	NIBPカフ	7
心拍	加速度計	胸部	5
心拍	拍動数	ペースメーカー	2
心拍	PPGパルス	SpO2 PPG	4
呼吸	呼吸波	ECGインピーダンス	7
呼吸	呼吸波	腹部／胸部ベルト	6
呼吸	呼吸波	QRSピークエリア	9
呼吸	EMG呼吸	表面電極	5
呼吸	EMG呼吸	内部電極	4
呼吸	PPG呼吸	SpO2 PPG	11
呼吸	加速度計	胸部／腹部	10
呼吸	音	首／胸部	8
呼吸	気流	口／鼻／胃	2
呼吸	CO2波	口／鼻／胃	1
呼吸	外部装置	ベンチレータ/CPAP	3

10

【0034】

20

これらの優先順位は、装置の予想される精度を反映しているが、これら優先順位は、現在の動作状態を反映していない。これは、低い優先順位の装置の現在の信号の品質が最も高い優先順位の装置の信号の品質よりも高い場合、この低い優先順位の装置を信頼するようなバイアスをかける。

【0035】

(一般的に)時変信号の品質を前記センサの調整に組み込むために、各々のセンサに対し、現在の信号の品質の格付けが割り当てられ、これはセンサの監視機能の現在の信号の品質を示している。各々のセンサの監視機能32に対する現在の信号の品質の格付けは、そのセンサの格付けする機能38により生じる。様々な格付けアルゴリズムが用いられることができる。例えば、センサデータがある周期性を持つと予想される場合、高速フーリエ変換(FFT)又は他の特定の解析が用いられ、卓越周期性又は複数の卓越周期性を検出する、及びこれらの卓越周期性をセンサデータに対する妥当な周期性の予測される範囲と比較する。例えば温度の読み取り値のような一定値の場合、格付け機能38は、単にしきい値を用いる、つまりセンサデータが最大のしきい値より上にある場合又は最少のしきい値より下にある場合、格付け機能38は、動作不良である動作状態を示す。幾つかの実施例において、格付け機能38は、2値の"合格"又は"不合格"の格付けを出力する一方、他の実施例において、格付け機能38は、複数のレベルの格付け或いは連続的な格付け(例えば連続する範囲[0, 1]における格付け)を出力する。幾つかの実施例において、格付け機能38は、センサが"動作不良"と共通の生理学的パラメタの異常値との区別はできない。実際には、格付け機能38がこの区別を行うことができる必要はない。

30

40

【0036】

データ構造33又はデータ構造の事例44'に含まれる情報は、少なくとも各々のセンサに対する優先順位及び現在の格付けを含み、複数のセンサ10の中から1つの出力センサを選択するために、調整機能46又は調整機能の事例46'により用いられる。

【0037】

既に述べたように、調整機能46、46'は様々な具体化されてもよい。幾つかの実施例において、調整機能46は集合装置12により行われる。これらの実施例において、調整機能46は、デジタル処理器、デジタル制御器、デジタルマイクロプロセッサ、デジタルマイクロコントローラ、ASIC、FPGA又は集合装置12の他のハードウェア若しくはこれらハードウェアの組み合わせにより適切に実施される。ハードウェアは、適切な

50

R O M、R A M、P R O M又は他の電子メモリ、すなわち磁気若しくは光学メモリに存在する適切なソフトウェア又はファームウェアにより、前記機能を行うように任意に構成される。他の実施例において、調整機能の事例 4 6 'は、複数のセンサ 1 0 の各々のセンサにより行われる。これらの実施例において、各々の調整機能の事例 4 6 'は、デジタル処理器、デジタル制御器、デジタルマイクロプロセッサ、デジタルマイクロコントローラ、A S I C、F P G A又はセンサの他のハードウェア若しくはこれらハードウェアの組み合わせにより適切に実施される。センサのハードウェアは、適切な R O M、R A M、P R O M又は他の電子メモリ、すなわち磁気若しくは光学メモリに存在する適切なソフトウェア又はファームウェアにより任意に構成される。各々の調整機能の事例 4 6 'は全く同じであり、それ故に、このような実施例において、複数のセンサ 1 0 の全てのセンサは、同じ出力センサ 1 0 を選択すると予想される。様々なセンサにおける複数の調整機能の事例 4 6 'の使用は、（例えば M B A Nにおける）センサのアドホックでの追加又は除去を可能にするために用いられる一方、M B A Nの全ての動作しているセンサにおいて調整機能 4 6 'を維持している。幾つかの実施例において、集合装置 1 2 が利用可能であるとき、この装置 1 2 において調整機能 4 6 を行う動作と、集合装置 1 2 が利用できないとき、センサにおいて複数の調整機能の事例 4 6 'を行う動作との間を切り換えてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

図 2 を参照すると、調整機能 4 6（又は調整機能の事例 4 6'）の説明する実施例が図示されている。調整機能 4 6、4 6'の実施は、スタート動作 5 0 において開始される。最初の決定ブロック 5 2 において、（集合装置 1 2 を用いる実施例においてデータ構造 4 4 に記憶される優先順位又は集合装置が利用できない実施例において全てのセンサ 2、4、6、8 に記憶される個々のデータ構造の事例 4 4'に記憶される優先順位により示される）最も高い優先順位のセンサは、（前記データ構造 4 4 又はデータ構造の事例 4 4'にさらに記憶される現在の格付けに基づいて）合格する現在の格付けを持っているかが決定される。もう 1 つの方法を言うと、第 1 の決定ブロック 5 2 は、共通の生理学的パラメタを監視するのに"最良の"センサが現在正しく動作しているかを判断する。正しく動作している場合、選択動作 5 4 において、最も高い優先順位のセンサが出力センサとして選択される。

【 0 0 3 9 】

第 1 の決定ブロック 5 2 が最も高い優先順位のセンサは、合格する格付けを持っていないと判断する場合、第 2 の決定ブロック 5 6 において、次に高い優先順位のセンサが存在しているかを判断する。次に高い優先順位のセンサが存在している場合、処理フローは第 3 の決定ブロック 5 8 に移動し、このブロック 5 8 において、この（次に高い優先順位の）センサが合格する現在の格付けを持っているか判断される。このセンサが合格する格付けを持っている場合、選択動作 6 0 において、（次に高い優先順位の）センサが出力センサとして選択される。別の方法を言うと、ブロック 5 6、5 8、6 0 は、最も高い優先順位のセンサが現在適切に機能していなくても、適切に機能している次に高い優先順位のセンサが存在している、及びそのセンサが出力センサとして選択されるべきであると決定する。

【 0 0 4 0 】

他方、第 2 の選択ブロック 5 8 が前記次に高い優先順位のセンサも適切に機能していない（すなわち、不合格の現在の格付けを持っている）と判断する場合、このフローは第 2 の決定ブロック 5 6 に戻り、それ故に選択ブロック 6 0 により出力センサと割り当てられる合格する格付けを持っているセンサが第 3 の決定ブロック 5 8 により見つけれられるまで、優先順位のリストにおいて次に下のセンサを考える。

【 0 0 4 1 】

通例、決定ブロック 5 2、5 6、5 8 の記載される動作は、合格する現在の格付けを持つ最も高い優先順位のセンサに対応する 1 つの出力センサの選択をもたらす。しかしながら、複数のセンサ 1 0 のセンサが合格する格付けを持っていない可能性が残る。このような場合、決定ブロック 5 2、5 6、5 8 は、第 2 の決定ブロック 5 6 がこれ以上考慮する

センサが存在しないと示すまで繰り返す。この時点において、2つの可能性がある、(1)センサの全てが動作不良である、又は(2)共通の生理学的パラメタは実は全てのセンサに不合格の現在の格付けを持たせる異常な読み取り値を持っていることである(後者の可能性は、全てのセンサの格付け機能38がセンサの故障と共通の生理学的パラメタの異常な読み取り値との区別ができない場合にのみ生じる)。その内、可能性(1)は複数のセンサが同時に故障を発生することを必要とするので、通常は、可能性(2)がより可能性が高い。他方、前記センサの1つ以上が実際に故障していたことも起こり得る。何れにしても、これは医療関係者により調査されるべき普通ではない状況である。

【0042】

従って、説明する実施例において、第2の決定ブロック56が、これ以上考慮するセンサが存在しないと示す場合、選択動作62において、最も高い優先順位のセンサが出力センサとして選択される。この効果は単一のセンサが警報を発することである。当然のことながら、選択動作62は、他の適切な動作と置き換えられる又はそれで補うことができる。例えば、調整機能46が集合装置により具体化される実施例において、他の代替案は、集合装置に警報動作を行わせることである。

10

【0043】

調整機能46(又は各々の調整機能の事例46')は時々、例えば10秒毎に、5秒毎に、毎分、5分毎に又は他の何らかの時間基準で適切に実施される、又はセンサの格付けが変わる度に実施する。同様に、格付け機能38は時々、例えば数秒毎に、毎分若しくは数分毎に等、又は信号品質が変化したという表示に反応してセンサの現在の格付けを更新するために適切に呼び出される。調整機能46(又は調整機能の事例46')の実施の間において、前記選択した出力センサは出力センサとして動作し続ける。格付け機能38が動作不良のセンサと共通の生理学的パラメタの異常な読み取り値との区別ができない実施例において、調整機能46が出力センサを選択した時点で、そのセンサが共通の生理学的パラメタの異常な読み取り値を取得したことが分かる。

20

【0044】

図3を参照すると、他の説明する実施例が示され、この実施例において2つのセンサ、すなわちECGセンサS_a及びSpO₂センサS_bは、信頼性が高められた心拍数のデータを生じるように動作する。センサS_a及びS_b夫々で実行する動作63a、63bにおいて、センサが現在良好な信号品質を持っているか(すなわち、合格する現在の信号品質の格付けを現在持っているか)判断される。持っていない場合、そのセンサからの警報を抑制する動作64が行われる。センサが良好な信号品質を持っていると仮定すると、センサS_a、S_b夫々で実行する動作65a、65bにおいて、他方のセンサ(例えばECGセンサS_aで実行する動作65aの場合、SpO₂センサS_b)が良好な信号品質を持っていると報告されているか(すなわち、合格する現在の信号品質の格付けを持っていると報告されているか)判断される。報告されていない場合、このとき信頼度を決めるため、すなわち現在の信号品質の格付けを更新するために局所信号のみを使用する動作66が行われる。他方、他方のセンサも合格する格付けを持っている場合、センサS_a、S_b夫々で実行する動作67a、67bにおいて、他方のセンサが共通の生理学的パラメタ(一例では心拍数)に対し同じ値を報告しているか判断される。同じ値を報告している場合、センサS_a、S_b夫々で実行する動作68a、68bにおいて、夫々のECGデータ及びSpO₂データが報告される。前記動作67a、67bがネガティブな結果を生じる、すなわち2つのセンサが異なる心拍数の値を生じる場合、動作69において、これら信号の差を解消し、何れかの心拍数の警報に対する最も高い優先順位のソースを報告するために多重パラメタのアルゴリズムが使用される。この多重パラメタのアルゴリズムは、2つのセンサS_a、S_bの現在の信号品質の格付けにより補われるこれら2つのセンサS_a、S_bの時不変な優先順位のレベルに基づいている。

30

40

【0045】

選択した出力センサが異常な読み取り値を突然取得する場合、他のセンサとの調整が無いと、警報を発し始める。しかしながら、この異常な読み取り値が選択した出力センサの

50

動作不良によるものである場合（ここで"動作不良"とは、センサ自身の内部の動作不良、並びに電極の切断又はその他被験者との動作接続を失うことにより生じる"動作不良"の両方を含む）、前記警報は抑制されるべきである。このような目的で、異常な読み取り値が調整機能 4 6 の実行を始動させる（又は他の実施例において、調整機能は、本質的に"リアルタイム"となるのに十分な速さに基づいて繰り返し実行する）。調整機能 4 7 の実行は、（同じ生理学的パラメタを監視している他方のセンサが異常な読み取り値を報告していないとの観察に基づいて）異常に機能しているセンサを検出し、共通の性医学的パラメタに対する正常な読み取り値を生成している新しい出力センサを選択する。従って、誤った警報は防がれる。

【 0 0 4 6 】

他方、異常な読み取り値が"真実"である場合、すなわち共通の生理学的パラメタが異常な読み取り値を実際に得ているので、これはセンサ全てに影響する。従って、最も高い優先順位のセンサが出力センサ（選択動作 6 2 のように、図 2 参照）として選択され、（正しく）警報を発し始める。これは誤った警報ではない、つまりこれは、共通の生理学的パラメタの異常な読み取り値を医療関係者に警報を発する正しい警報である。

【 0 0 4 7 】

この手法の場合、誤った警告が起こり得る唯一の方法は、共通の生理学的パラメタを監視する複数のセンサ 1 0 の全てのセンサが同時に故障する場合である。これは起こりそうにない事象である。

【 0 0 4 8 】

図 1 を引き続き参照すると共に、さらに図 4 から図 6 を参照すると、データ構造 4 4 （又はデータ構造の事例 4 4 '）の説明する"表形式の"実施例が示される。この実施例において、データ構造は、以下の列、"センサ"、"待ち時間"、"優先順位"、"現在の格付け"及び"出力?"を持つ表である。"待ち時間"は、センサにより生成されるデータ流における生理学的パラメタとこのパラメタのタイムスタンプとの間の遅延を記憶する。それは、センサの正確な製造に基づいて決め打ち(hard-coded)されることができる、又はセンサの電源が入る起動時に決められてもよい。"優先順位"の列は、各々のセンサに対する時不変な優先順位の格付けを記憶し、説明する実施例において、専用の心拍数センサ("HR")は、最も高い優先順位（優先順位 = 1）を持ち、ECG センサは次に高い優先順位（優先順位 = 3）を持ち、酸素濃度計センサは最も低い優先順位（優先順位 = 7）を持っている。これらの優先順位は時不変であり、センサの動作状態に基づいて変化しない。

【 0 0 4 9 】

"現在の格付け"は、各々のセンサの格付け機能 3 8 により割り当てられる現在の格付けである。図 4 から図 6 の実施例において、格付けは 2 値である（すなわち、"合格"又は"不合格"であり、しかしながらより一般的に、格付けは連続する変数でもよいし及び/又は適用範囲、患者の履歴若しくは他の適切な情報に基づいて、異なるしきい値若しくはスケールを持ってもよい）。"出力?"の列は、センサが出力センサとして選択されたかを示している。

【 0 0 5 0 】

図 4 から図 6 は、図 2 に記載の調整機能 4 6（又は調整機能の事例 4 6'）の動作の例に基づく説明を与えている。図 4 において、3 つのセンサ全ての現在の格付けは"合格"であり、選択ブロック 5 4 のように、最も高い優先順位の"HR"センサが心拍数の出力センサとして選択される。図 5 において、この"HR"センサは、不合格の現在の格付けを持っているのに対し、残りの 2 つのより低い優先順位のセンサは合格する現在の格付けを持っている。故に、選択ブロック 6 0 のように、合格する格付けを持つ最も高い優先順位のセンサである ECG センサが心拍数の出力センサとして選択される。最後に、図 6 において、3 つのセンサ全てが不合格の現在の格付けを持っている。それ故に、選択ブロック 6 2 のように、最も高い優先順位のセンサ（図 4 から図 6 の実施例では"HR"センサ）が出力センサとして選択され、警報を発する。

【 0 0 5 1 】

上述したことに於いて、全てのセンサは、少なくともこれらセンサが夫々の格付け機能 3 8 を実行し、他のセンサに現在の格付けを伝える程度に動作可能であると仮定される。センサが報告を完全に失敗する場合、そのセンサの現在の格付けは不合格の格付けと仮定される。さらに、図 2 から図 6 を参照して説明した調整機能 4 6、4 6' の説明する実施例は 2 値の格付けと仮定する、すなわち各々のセンサは、“合格”又は“不合格”の何れか一方の現在の格付けを持っている。より細かな階級を持つ格付け方法が用いられる（例えば、[0 , 1] の連続する格付けスケール、ここで 1 が最も高い格付けであり、センサが信頼性の高いデータ流を生成していることを意味するのに対し、0 は最も低い格付けであり、センサは全く通信していないことを示す）場合、調整機能 4 6 は、この追加情報を利用するために修正されることができる。例えば、上述した [0 , 1] の格付けスケールを利用するためのある方法において、決定ブロック 5 2、5 8 は、センサの優先順位と現在の信号品質の格付けとの積又は他の組み合わせを決定しきい値と比較することにより、この決定ブロックの決定を行わせるように適切に修正される。このような手法は“スライドスケール(sliding scale)”を実施し、ここでは最も高い優先順位のセンサがたとえ相対的に低い現在の格付けを持っていたとしても、このセンサが出力装置として選択されるのに対し、低い優先順位を持つセンサの現在の格付けは高いのに、最も高い優先順位のセンサはかなり低い格付けを持っている場合、このセンサが単に出力装置として選択される。

10

【 0 0 5 2 】

上述したことは、“警報”の出力動作に対し夫々の動作を考えている。センサ間の開示される調整も他の目的に有利に用いられることができる。幾つかの実施例において、少なくとも 1 つの出力機能 3 6、ビーコン(beaconing)機能を追加として又は代わりに含んでいる。共通の生理学的パラメタの幾つかのタイプは、時々繰り返すと予想される脈動又は周期特徴を持つと予想される。これら繰り返しは一般に規則正しく、しかしこのような規則性はこれらの実施例には必要ない。脈動又は周期特徴の幾つかの実施例は、心室の収縮に対応するパルス、呼吸パラメタにおける吸気に対応する特徴又は一般的な正弦波的变化等を含む。脈動又は周期成分を持たない生理学的パラメタでさえも一般に、例えば患者の運動等による時間的变化及び時間変動する特徴を持つ。

20

【 0 0 5 3 】

ビーコン機能の目的は、共通の生理学的パラメタを示す様々なセンサのデータ流を同期するために同期時間にビーコン信号を供給することである。このような同期が有益である 1 つの理由は、異なるセンサのデータ流が、連続する共通の生理学的パラメタの取得の間の異なる待ち時間、及び表示するセンサのデータ流の調整機能 4 6 への利用可能性を持つことである。図 4 から図 6 の説明において例えば、専用の心拍数 (“H R”) センサは、0 m s e c の待ち時間を持ち（すなわち有意な待ち時間は無い）、E C G モニタは、3 5 m s e c の待ち時間を持ち、及び酸素濃度計は 7 . 0 m s e c の待ち時間を持つ。このような待ち時間は、信号の伝送遅延（例えば容量性又は誘導性遅延）、データ処理の遅延又は通信プロトコルにより生じる遅延等からもたらされる。

30

【 0 0 5 4 】

図 1 に戻り参照すると、ビーコンを用いた実施例において、少なくとも 1 つの出力機能 3 6 は、センサが出力センサ（すなわち、合格する現在の信号品質の格付けを持つ最も高い優先順位のセンサ、又は幾つかの実施例では、優先順位と現在の信号品質の格付けとの最も高い組み合わせを持つセンサ）として選択される場合にのみ行われるビーコン機能を含む。センサが出力センサとして選択される場合、ビーコン機能は、共通の生理学的パラメタの脈動又は周期特徴の発生時間（又はより一般的には同期時間）を示す複数のセンサ 1 0 の他のセンサ又は他の複数のセンサにビーコン信号を同期時間に出力する。出力センサとして選択されないセンサ又は複数のセンサは、同期機能 4 0 を行い、この機能は、受信したビーコン信号並びにセンサ及び選択した出力データの待ち時間に基づいてこのセンサの監視機能により取得されるセンサデータの時間基準をシフトする。図 5 の状況を例示的な実施例として考えてみると、出力センサが E C G センサとして選択され、このセンサは 3 5 m s e c の待ち時間を持つ。唯一の他の現在動作しているセンサは酸素濃度計セン

40

50

サであり、このセンサは 7 . 0 m s e c の待ち時間を持つ。従って、酸素濃度計センサがビーコン信号を受信するとき、このセンサは、選択した出力センサである E C G センサの時間軸に一致するように、+ 2 8 m s e c の時間基準のシフトを行う。任意において、前記同期機能 4 0 は、連続するビーコン信号がわずかに異なる時間基準のシフトを示す場合、これら連続するビーコン信号間における時間基準のシフトに一次的でスムーズな遷移（又は他のスムーズな遷移）を追加として行ってもよい（連続するビーコン信号が同様の又は全く同じ時間基準のシフトを示すと一般に予想される）。

【 0 0 5 5 】

図 7 を参照すると、単一のセンサに対する例示的な処理フローが図示される。起動動作 7 0 において、前記センサが作動し、自己診断テスト(power-on self-test)を任意に行い、及び例えば任意の待ち時間の校正のような他の校正も任意に行う。動作 7 2 において、センサは、集合装置との接続を試みる。決定ブロック 7 4 は、この試みが成功したかを決定する。接続が成功した場合、動作 7 6 において、センサは集合装置と連携し、この集合装置から動作パラメタを受信する。

【 0 0 5 6 】

決定ブロック 8 0 において、センサは他のセンサが同じ（すなわち共通の）生理学的パラメタを監視しているか決定する。センサが集合装置と連携している場合、決定ブロック 8 0 は、この決定を行うために集合装置に適切に問い合わせることができる。他方、集合装置が存在しない場合、センサはワイヤレスプロトコル（例えば Zigbee（登録商標）又は Bluetooth（登録商標））を用いて患者 P に割り当てられた他のセンサにポーリング(polling)を行い、このようなセンサをもう 1 つ見つけた場合、他のセンサが同じ患者の同じ生理学的パラメタを監視している（すなわち、共通の生理学的パラメタを監視している）か確認するために、この他のセンサと情報を共有することができる。決定ブロック 8 0 が共通の生理学的パラメタを監視している何れか他のセンサを特定することができない場合、動作ブロック 8 2 において、前記センサは、局所的警報機能を担い、（たとえ集合装置と連携していても）孤立したセンサとして独立して動作する。

【 0 0 5 7 】

他方、共通の生理学的センサを監視している他の 1 つ以上のセンサ装置が特定される場合、センサを調整するための開示した手法の実施例が実施される。このような目的で、動作 9 0 は、共通の生理学的パラメタを示すセンサのデータ流に対する現在の信号品質の格付けを決定するための格付け機能 3 8 を呼び出し、集合装置及び/又は他のセンサ若しくは他の複数のセンサに前記現在の信号品質の格付けを送信することを含む。調整機能の事例 4 6 ' が各センサにおいて局所的に動作する場合、動作 9 0 はさらに、他のセンサ又は他の複数のセンサから現在の信号品質の格付けを受信し、そのセンサに記憶されるセンサテーブルの事例 4 4 ' を作成及び更新することを含む。決定ブロック 9 2 において、センサが出力センサとして選択されたかをこのセンサが決定する。調整機能 4 6 が集合装置 1 2 で実施される実施例において、決定ブロック 9 2 は、集合装置 1 2 から出力センサの選択を受信することを必要とする。他方、調整機能の事例 4 6 ' が各々のセンサにおいて局所的に動作する実施例において、この局所的な機能の事例 4 6 ' は、センサが出力センサとして選択されたか決定する。

【 0 0 5 8 】

センサが決定ブロック 9 2 により示されるように出力センサとして選択される場合、動作 9 4 において、前記センサは、ビーコン機能を実施し、ビーコン信号を出力する。任意において、動作 9 4 は、センサのデータ流を集合装置 1 2 に伝えるために任意の報告機能 3 4 の実施を含んでもよい。他方、センサが出力センサとして選択されない場合、動作 9 6 において、センサは、ビーコン信号を受信し、同期機能 4 0 を実施し、及び前記センサのデータ流を集合装置 1 2 に伝えるために任意の報告機能 3 4 を任意に実施する。フローは次いで繰り返すためにブロック 9 0 に戻る。前記任意の報告機能 3 4 はセンサが出力センサとして選択されたかにかかわらず行われる。

【 0 0 5 9 】

センサが始動するための図 7 の処理が開示される一方、当然のことながら、この処理は機能の組 30 の状態に変化があれば繰り返されるので、最も高い優先順位の格付けが変化する場合、システムは最善策を決定する。如何なる集合装置の検出も保証するために、このような繰り返しは、集合装置を検索する動作 72 に適切に戻る。

【0060】

説明する実施例において、複数のセンサ 10 の各々のセンサは独立して動作し、共通の生理学的パラメタを示す独立したセンサのデータ流を生成する。この場合、(i) 共通の生理学的パラメタを示す前記独立したセンサのデータ流と、(ii) 独立して動作するセンサとの間に一対一の対応が存在する。しかしながら、より一般的には、共通の生理学的パラメタを示す 2 つ以上の様々な独立したセンサのデータ流が同じセンサ装置により生成されてもよい。開示される方法は、わずかな表記上の変化で（例えば、調整機能 46、46' が出力センサ以外の出力センサのデータ流を選択する、及び機能の組 30 の各々は、独立して動作するセンサではなく、独立したセンサのデータ流と関連付けられる等）、適切に残る。

10

【0061】

図 1 に戻り参照すると、共通の生理学的パラメタは、各々のセンサの監視機能 32 により監視される。この監視機能 32 は、同じ患者から生じる連続する高忠実度の波形（例えば ECG、プレチスモグラム、呼吸、他の脈動波形）を生成する。この波形は、示される共通の生理学的パラメタの脈動又は周期特徴に従う脈動又は周期特徴を持つ。

20

【0062】

調整は、共通の生理学的パラメタを監視する複数のセンサに対する絶対的又は相対的な優先順位の値を用いる。これらの優先順位の値は、予想されるセンサの忠実度に基づいている。例えば ECG センサは一般に、心拍数の脈波(pleth)よりも信頼性があると予想され、故に ECG センサは脈波よりも高い優先順位を持つ。同様に、気流センサは、呼吸にとって角速度計センサよりも信頼性があると予想される等である。これらの優先順位の値は、時不変であり、動作状態を考えていない。各々のセンサの現在の動作状態を考えるために、適切な"センサのデータ流毎の"信頼性アルゴリズム（すなわち、格付け機能）は、現在のセンサの動作状態に評価し、各々のセンサに対する現在の信号品質の格付けを割り当てるために用いられる。

30

【0063】

前記センサの調整も時間同期を任意に必要とする。幾つかの実施例において、決定論的パラメタ取得オーバーヘッドが仮定される、すなわち取得及び信号処理のための固定の待ち時間の遅延が仮定される。これは、ここに開示されるように様々なセンサのデータ流の時間基準を同期するために誘導(beaconing)を可能にする。パラメタの誘導は、測定と測定の間、すなわち集合装置から行われる。この誘導は、ビーコン信号を（出力センサ以外の）センサに出力する。このビーコン信号は、時間同期信号として役立ち、患者から入手可能な最も高いレベルのリアルタイムの波形から得られる。相対的なオフセットの訂正は、例えばピーク振幅信号又は低い信頼度の信号のような重要な観察のために、各々のセンサのデータ流に対し、最新の同期ビーコンにより行われる。

40

【0064】

所与のセンサの観点から、開示される方法は、中央の警報管理システムが存在している又は患者に局所的に発表される全てが存在している場合、並びに同じ患者及び同じ共通の生理学的パラメタに対し他のセンサが働いている場合、どの測定値が患者に利用可能であるかを"理解する"ことをセンサに可能にする。所与のセンサは患者に使用される幾つかのセンサのうちの 1 つである、及び局所的な警報を行うことが必要とされる（すなわち、排他的な中央又はリモートの警報システムが存在しない）という仮定の下で、センサ自身は、どのセンサが誘導するための出力センサであるべきかを解決する、並びに他のセンサが患者 P に利用可能であることに依存して、患者は、センサが複数のセンサを同期するためのビーコン信号ソースであるべきか又はセンサが他の同期ソースに従うべきかどうかを決定するために、調整機能 46' を各々が局所的に行うことができる。任意では、前記同期

50

は、共通の生理学的パラメタのための単一の高い信頼度の警報ソースを得るために、この共通の生理学的パラメタを監視する複数のセンサからの同様のパラメタを用いることを含む（図3参照）。

【0065】

所与のセンサが同期ソースである場合、このセンサは周期的な同期信号（又はより一般的に、周期的でも又は周期的でなくてもよいが、共通の生理学的信号の脈動又は周期特徴の発生を示すビーコン信号、例えばECG信号のR波等）を誘導し、前記センサは、最新の同期信号からのオフセットとしてそのセンサのデータ流を参照する。所与のセンサも他の信号を適切に聞くことができ、このセンサが行う警告の呼び出しを改善する（例えば、決定しているECG警報を聞く及びこの警報の一部として脈波を同期する）のに使用することができる。

10

【0066】

前記所与のセンサが中央又はリモートの警告システムの一部である場合、必ずしも他の信号を局所的に処理する必要はなく、代わりに、そのデータに対する現在の時間同期のオフセットを参照（このセンサ又は他のセンサをビーコンソースと）している集合装置にそのデータを送ることができる。

【0067】

説明する実施例において、以下の経験則、（1）POST及び起動、（2）生理学的信号の取得を始め、データ取得の待ち時間を任意に測定する、（3）集合装置及び他のセンサとの関連付けを試みる、（4）他のセンサが特定されない場合、能力毎の局所的な警報を担う、（5）集合装置との接続が行われる場合、患者のIDに基づいて若しくは利用可能であれば集合装置から既に取得したこの患者の他のパラメタのリストを受信する、（6）複数のセンサが共通の生理学的パラメタを測定している場合、どのセンサが最も高い信頼性の測定値であるかを決定する、（7）所与のセンサが最も高い信頼性の測定値を持つ場合、他のセンサに対するデータ同期の誘導を開始する、（8）そうでなければ、この患者に対するデータの同期の誘導を探す、（9）特定の直列に変換した時間同期メッセージからのオフセットを用いて直列に変換したデータを報告する、（10）集合装置において患者の非同期波のパケットを受信する、及び（11）同じ時間同期から配列される波形情報を再構築することが含まれる。

20

【0068】

ビーコン機能及び同期機能を用いる実施例において、下流の応用は、共通の生理学的パラメタを示す複数のセンサのデータ流を持ち、これらデータ流は、他の処理に利用可能であるビーコン/同期機能に基づいて時間で配列される。これは、前記下流の応用が最良のデータ流を選択する、時間同期したデータ流を関連付ける若しくは結合する、又は他の方法でデータの冗長性を利用することを可能にする。

30

【0069】

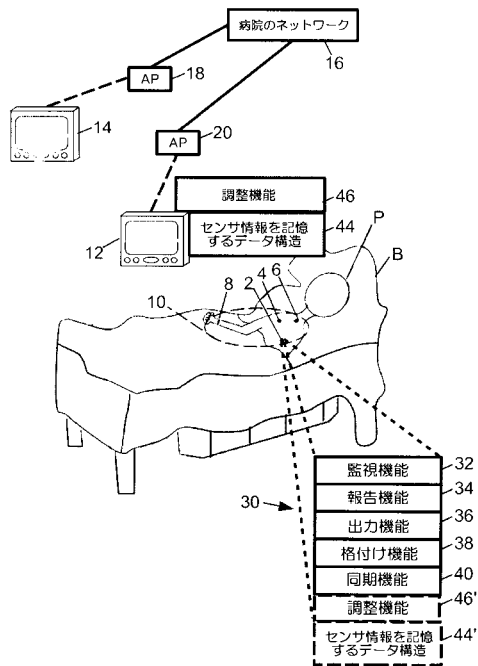
幾つかの実施例において、前記手法は、脈動波形の最新の同期からのオフセットを用いてピークの検知だけを送ること、従って一斉送信される及び処理される必要があるデータ量を減少させることである。前記もう1つの方法において、報告機能34は、このピークの検知を任意に伝えるだけである。このような方法は、前記下流の応用がピーク情報だけを利用する（例えば心拍数を監視する）場合、効率的及び有用である。

40

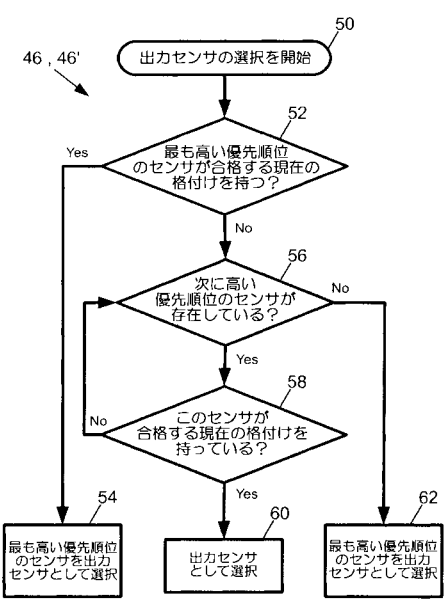
【0070】

この手法は、1つ以上の好ましい実施例を開示している。この上述する説明を読み、理解すると他の者に修正及び代替案が思い浮かぶことがある。本出願は、上記修正及び代替案が付随する請求項又はこれら請求項に同等なものの範囲内にある限り、これら修正及び代替案の全てを含んでいると考えられることを意図している。

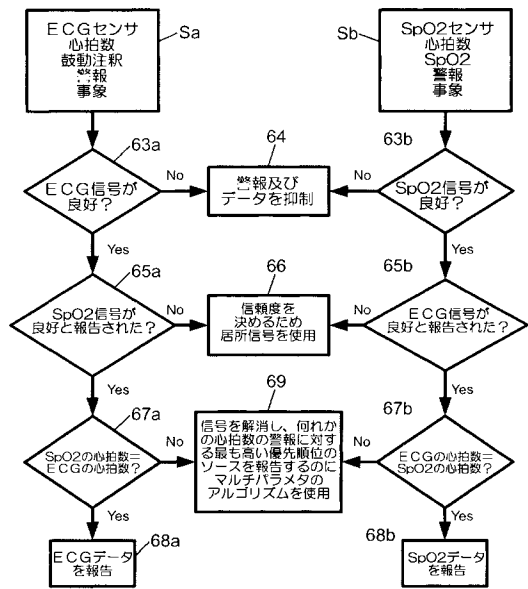
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 5 】

センサ	待ち時間	優先順位	現在の格付け	出力？
HR	0 msec	1	不合格	No
ECG	35 msec	3	合格	Yes
酸素濃度計	7.0 msec	7	合格	No

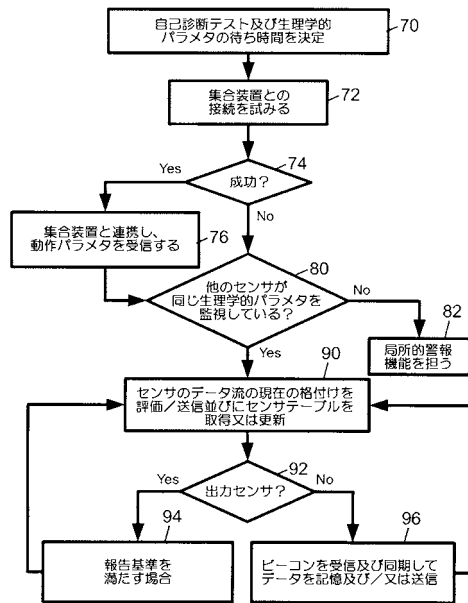
【 図 6 】

センサ	待ち時間	優先順位	現在の格付け	出力？
HR	0 msec	1	不合格	Yes
ECG	35 msec	3	不合格	Yes
酸素濃度計	7.0 msec	7	不合格	Yes

【 図 4 】

センサ	待ち時間	優先順位	現在の格付け	出力？
HR	0 msec	1	合格	Yes
ECG	35 msec	3	合格	No
酸素濃度計	7.0 msec	7	合格	No

【 図 7 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2011/054132

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G06F19/00 H04W40/12 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) G06F H04W A61B		
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 practical, search terms used) EP0-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2008/228045 A1 (GAO TIA [US] ET AL) 18 September 2008 (2008-09-18)	1-8
Y	the whole document	9
Y	US 2009/135886 A1 (ROBERTSON TIMOTHY [US] ET AL) 28 May 2009 (2009-05-28) paragraphs [0034] - [0048]; figure 2	9
A	US 2007/299480 A1 (HILL GERARD J [US]) 27 December 2007 (2007-12-27) the whole document	1-9
A	US 2009/069642 A1 (GAO TIA [US] ET AL) 12 March 2009 (2009-03-12) the whole document	1-9
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ 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 document 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		Date of mailing of the international search report
9 January 2012		03/05/2012
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 6818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer
		Schindler, Martin

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2011/054132

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2008228045 A1	18-09-2008	US 2008228045 A1	18-09-2008
		WO 2008103915 A1	28-08-2008
US 2009135886 A1	28-05-2009	AU 2008329620 A1	04-06-2009
		CA 2717809 A1	04-06-2009
		CN 101926097 A	22-12-2010
		EP 2215726 A1	11-08-2010
		JP 2011505108 A	17-02-2011
		KR 20100086050 A	29-07-2010
		US 2009135886 A1	28-05-2009
		WO 2009070773 A1	04-06-2009
US 2007299480 A1	27-12-2007	US 2007299480 A1	27-12-2007
		US 2011196451 A1	11-08-2011
		WO 2008134185 A2	06-11-2008
US 2009069642 A1	12-03-2009	US 2009069642 A1	12-03-2009
		WO 2009036150 A2	19-03-2009

International Application No. PCT/ IB2011/ 054132

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-9

How to structure the output signal in a body sensor network.

2. claims: 10-15

How to select a sensor for measuring a physiological parameter in a in a body sensor network.

3. claims: 16-21

How to avoid false alarms in a body sensor network.

4. claims: 22-24

How to synchronize different sensor data streams in a body sensor network.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International application No.
PCT/IB2011/054132

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-9

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

Fターム(参考) 4C117 XA04 XE13 XE14 XE15 XE17 XE23 XE24 XE37 XG01 XH16
XJ45

专利名称(译)	身体可穿戴传感器网络使用冗余参数的优先级和时间安排		
公开(公告)号	JP2013544545A	公开(公告)日	2013-12-19
申请号	JP2013530830	申请日	2011-09-21
[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	グロスブライアンデヴィッド		
发明人	グロス ブライアン デヴィッド		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/7221 A61B5/746 G06F19/3418 G16H40/63 G16H40/67 G16H50/20 A61B5/0002		
FI分类号	A61B5/00.102.A		
F-TERM分类号	4C117/XA04 4C117/XE13 4C117/XE14 4C117/XE15 4C117/XE17 4C117/XE23 4C117/XE24 4C117/XE37 4C117/XG01 4C117/XH16 4C117/XJ45		
优先权	61/388024 2010-09-30 US		
其他公开文献	JP6114693B2 JP2013544545A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

多个传感器 (10) 中的每个传感器独立地操作以执行至少一个监视功能 (32) , 其获取指示共同生理参数的传感器数据和偶尔执行的分级功能 (38) 以为传感器分配当前信号质量等级。这表示传感器的监控功能的运行状态。数据结构 (44,44') 存储与多个传感器有关的信息, 包括至少与公共生理参数和传感器的当前信号质量等级相对应的多个传感器的优先级。每个传感器进一步操作以执行至少一个输出功能 (36) , 其产生输出信号, 该输出信号以数据结构的内容为条件, 包括至少包括应当执行输出功能的传感器的优先级和当前信号质量等级。

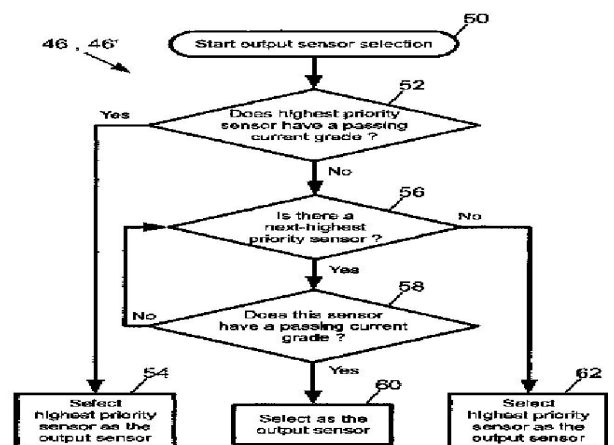


Fig. 2