

(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2018-510683

(P2018-510683A)

(43) 公表日 平成30年4月19日 (2018. 4. 19)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 3 4 L	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 3 4 F	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 V	
	A 6 1 B 5/00 1 0 1 A	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2017-544303 (P2017-544303)
 (86) (22) 出願日 平成28年2月18日 (2016. 2. 18)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年9月13日 (2017. 9. 13)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/053484
 (87) 国際公開番号 W02016/135043
 (87) 国際公開日 平成28年9月1日 (2016. 9. 1)
 (31) 優先権主張番号 15156286.5
 (32) 優先日 平成27年2月24日 (2015. 2. 24)
 (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 Eindhoven
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧測定デバイス用の制御信号を供給するための装置及び方法

(57) 【要約】

本発明は、血圧測定デバイス用の制御信号を供給するための装置18であって、患者12の健康状態を示す健康状態パラメータを取得するための入力インターフェース24と、健康状態パラメータに基づいて血圧測定デバイス14の1つ又は複数の動作設定を決定するための処理ユニット28であって、1つ又は複数の動作設定が、血圧測定デバイスにより血圧測定を行うときに血圧測定デバイス14で調節できるパラメータであって、血圧測定の精度及び血圧測定による患者の快適性に影響する当該パラメータを含む処理ユニット28と、1つ又は複数の動作設定に基づいて血圧測定を行うため血圧測定デバイス14用の制御信号を供給する制御インターフェース30とを含む装置18に関する。本発明はさらに、対応する方法に関する。またさらに、本発明は、患者をモニタリングするためのシステムに関する。

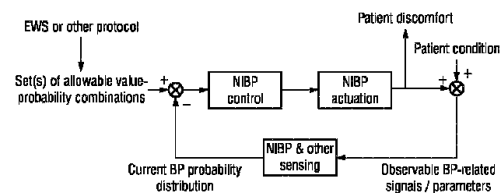


FIG.14

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の健康状態を示す健康状態パラメータを取得するための入力インターフェースと、前記健康状態パラメータに基づいて血圧測定デバイスの 1 つ又は複数の動作設定を決定するための処理ユニットであって、前記 1 つ又は複数の動作設定が、前記血圧測定デバイスにより血圧測定を行うときに前記血圧測定デバイスで調節できるパラメータであって、前記血圧測定の精度及び前記血圧測定による患者の快適性に影響する当該パラメータを含む、処理ユニットと、

前記 1 つ又は複数の動作設定に基づいて血圧測定を行うための前記血圧測定デバイス用の制御信号を供給する制御インターフェースとを含む、血圧測定デバイス用の制御信号を供給するための装置。

10

【請求項 2】

前記制御インターフェースは、患者の肢に当てる膨張式カフと、前記膨張式カフの圧力を示す圧力信号を供給する圧力センサとを含む血圧計用の制御信号を供給し、

前記処理ユニットは、測定中に前記膨張式カフの最高圧力を示すパラメータ、測定中に前記膨張式カフが膨張する持続時間を示すパラメータ、測定中に加えられる圧力の積分を示すパラメータ、及び検出される心拍数を示すパラメータのうちの少なくとも 1 つを含む 1 つ又は複数の動作設定を決定する、

請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

20

前記処理ユニットは、

前記健康状態パラメータが患者の重篤でない健康状態を示すときに、低い精度と患者の高い快適性との関連する 1 つ又は複数の動作設定を決定し、

健康状態パラメータが患者の健康状態の悪化を示すときに、高い精度と患者の低い快適性との関連する 1 つ又は複数の動作設定を決定する、

請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記入力インターフェースは、患者の健康状態を所定のスケールで示すリスクスコアを取得し、所定の閾値よりも低い前記リスクスコアは患者の重篤でない健康状態を示し、前記所定の閾値よりも高い前記リスクスコアは患者の健康状態の悪化を示す、請求項 3 に記載の装置。

30

【請求項 5】

前記制御インターフェースは、患者の肢に当てる膨張式カフと、前記膨張式カフの圧力を示す圧力信号を供給する圧力センサとを含む血圧計用の制御信号を供給し、

前記処理ユニットは、前記膨張式カフの収縮中に、患者の収縮期血圧が標準的方法、特に聴診法又はオシロメトリック法に基づいて推測されることにより、前記高い精度及び患者の前記低い快適性に関連する 1 つ又は複数の動作設定を決定する、

請求項 3 に記載の装置。

【請求項 6】

前記制御インターフェースは、患者の肢に当てる膨張式カフと、前記膨張式カフの圧力を示す圧力信号を供給する圧力センサとを含む血圧計用の制御信号を供給し、

40

前記処理ユニットは、前記患者の収縮期血圧が、

カフ膨張中の前記圧力信号の信号包絡線の外挿、

カフ膨張中の前記圧力信号の信号包絡線からの拡張期血圧及び平均動脈圧の抽出、並びに、

カフ膨張中の前記圧力信号の信号包絡線からの拡張期血圧の抽出、及び前記患者のサロゲート血圧測定値に対応する前記患者のバイタルサイン、特に、少なくとも 1 つの追加の信号、特に光電式容積脈波記録信号及び／若しくは心電図から導出された脈波伝播時間又は脈波到達時間からの平均動脈圧の抽出

のうちの少なくとも 1 つに基づいて推測されることにより、前記低い精度及び患者の前

50

記高い快適性に関連する1つ又は複数の動作設定を決定する、
請求項3に記載の装置。

【請求項7】

前記入力インターフェースは、患者のバイタルサインを示す少なくとも1つの入力信号を取得し、前記装置は、前記少なくとも1つの入力信号に基づいて患者の健康状態を示す健康状態パラメータを決定するための健康評価ユニットをさらに含む、請求項1に記載の装置。

【請求項8】

前記入力インターフェースは、
前記血圧測定デバイスから患者の血圧を示す入力信号を取得し、及び／又は、
入力信号と、対応する正確度インジケータ、特に前記バイタルサインに関する前記入力信号の妥当性を示す標準偏差とを取得し、前記正確度インジケータはそれぞれの入力信号について予め定義されているか、又は現在の血圧測定値に基づいて連続的に更新される、
請求項7に記載の装置。

【請求項9】

前記処理ユニットが、前記入力信号及び対応する前記正確度インジケータに基づいて前記1つ又は複数の動作設定を決定することと、
前記健康評価ユニットが、前記入力信号及び前記対応する正確度インジケータに基づいて前記健康状態パラメータを決定することとのうちの少なくとも一方を実行する、
請求項8に記載の装置。

【請求項10】

前記入力インターフェースは、前記少なくとも1つの入力信号に加えて、患者の病歴を示す、患者の医療記録データを取得し、
前記健康評価ユニットは、前記少なくとも1つの入力信号に加えて、患者の前記医療記録データに基づいて前記健康状態パラメータを決定する、
請求項7に記載の装置。

【請求項11】

前記入力インターフェースは、血圧、血液酸素飽和度、体温、呼吸ガス中の二酸化炭素濃度、心拍数、脈波到達時間、脈波伝播時間、脈拍形態、又は患者の呼吸頻度を示す入力信号を取得する、請求項7に記載の装置。

【請求項12】

前記入力インターフェースが、前記少なくとも1つの入力信号に加えて、所定の治療方針を示すプロトコルパラメータを取得し、
前記処理ユニットは、前記入力信号及び前記プロトコルパラメータに基づいて前記1つ又は複数の動作設定を決定する、
請求項7に記載の装置。

【請求項13】

患者のバイタルサインを示す少なくとも1つの入力信号を供給するための少なくとも1つのバイタルサインセンサと、
前記少なくとも1つの入力信号に基づいて患者の健康状態を示す健康状態パラメータを決定するための健康評価ユニットと、
請求項1に記載の装置と、
患者の血圧測定を行うための血圧測定デバイスと、
決定された前記健康状態パラメータ及び／又は患者の血圧をユーザ、特に医師に供給するためのユーザインターフェースと
を含む、患者をモニタリングするためのシステム。

【請求項14】

患者の健康状態を示す健康状態パラメータを取得するステップと、
前記健康状態パラメータに基づいて血圧測定デバイスの1つ又は複数の動作設定を決定するステップであって、前記1つ又は複数の動作設定が、前記血圧測定デバイスにより血

10

20

30

40

50

圧測定を行うときに前記血圧測定デバイスで調節できるパラメータであって、前記血圧測定の精度及び前記血圧測定による患者の快適性に影響する当該パラメータを含むステップと、

前記1つ又は複数の動作設定に基づいて血圧測定を行うための血圧測定デバイス用の制御信号を供給するステップと

を含む、血圧測定デバイス用の制御信号を供給するための方法。

【請求項15】

コンピュータプログラムがコンピュータで実行されるとき、請求項14に記載の方法の前記ステップを前記コンピュータに実行させるためのプログラムコード手段を含む、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、血圧測定デバイス用の制御信号を供給するための装置及び方法に関する。さらに、本発明は、患者をモニタリングするためのシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

患者の悪化のかすかな兆候を早期に発見することが、様々なモニタリング状況で対処すべき主な問題の1つと考えられている。Philips Healthcareは、一般病棟用のPhilips モニタMP5SCを提供しており、これはSpO₂、血圧、体温、及び呼吸ガスCO₂を取得する。このモニタを、スポットチェックで、且つ連続モニタリングのために使用することができる。

【0003】

低重症度の自動スポットチェックモニタリングのために、例えば、無線センサを利用することができる。例えば、患者の脈拍、呼吸、並びに姿勢及び活動情報を検出するための、心尖位置にある加速度計を、上腕のカフベースの血圧モニタと手首のSpO₂センサと組み合わせることができる。これらのセンサにより、患者の生命を高レベルの自由度及び快適性で、自動でスポットチェックモニタリングすることができる。

【0004】

モニタリングすべき1つの重要なバイタルサインは血圧である。患者の血圧を侵襲的及び非侵襲的に測定するための様々なモニタリング手法が存在する。

【0005】

非侵襲的血圧(NIBP)測定は、主に、断続的な測定のみを可能にする血圧計の閉塞アームカフに基づく。この手順は患者にとって不快となる。患者の肢が外圧により圧縮され、その処置により患者の快適性が低下し、又はさらには患者に痛みを与えるからである。集中治療室用に元々開発された自動NIBP測定は、測定の正確度を非常に重視しており、患者の快適性の側面をあまり重視していないことが多い。

【0006】

例えば、多くの場合にNIBP測定の受容が比較的少ないことが、Belzman他の「Acceptance and Side Effects of Ambulatory Blood Pressure Monitoring」、J. Human Hypertension、1996に見出される。これは、膨張(持続時間、ピーク圧力)により生じる痛み、カフの下の皮膚への刺激、血腫及び／又は睡眠障害などの副作用が原因である。受容を高めるための考えられる手段としては、全測定時間の短縮、最高カフ圧の低下、及び／又は経時的な圧力の積分の減少が挙げられる。

【0007】

米国特許出願公開第2001/0012916(A1)号には、血圧測定デバイスが提示されている。そのデバイスは圧力カフを有し、その膨張は自動で行われ、評価制御ユニットにより制御されて、特に夜間に患者の快適性及び睡眠を侵害することなく患者の血圧の連続モニタリングを可能にする。このデバイスはまた、ECGデバイスと、カフの圧力

10

20

30

40

50

を検知するためのセンサとを含む。動作の第1のモードで、制御評価ユニットは推定血圧値を脈波伝播時間から計算する。各々の計算された脈波伝播時間は、ECGデバイスにより検出された心拍と圧力センサにより検出された対応するカフ圧変化との間の経過時間である。第1のモードでの動作中に血圧の急上昇が見られた場合、デバイスは第2の動作モードに切り替わり、その間に絶対血圧値を決定する。

【0008】

しかしながら、依然として、既存の血圧測定手法並びにモニタリング手法を、患者の快適性に関して向上させる必要がある。

【0009】

米国特許出願公開第2013/0158417(A1)号には、自動の非侵襲的血圧測定のための方法、装置、及びコンピュータプログラムが開示されている。非侵襲的血圧決定ユニットが設けられた患者モニタにおける自動血圧決定の特異性を向上させるために、交感神経活動を示す生理学的指標を被験者から導出し、生理学的指標の変動をモニタリングし、変動が所定の条件を満たしたときに血圧決定を開始するように血圧決定ユニットに指示する。

10

【0010】

EP1127538A1には、自動血圧モニタリングの手法が開示されている。自動血圧計が、患者の心拍数の信頼性(HRV)の大幅な変化を検出したときに血圧決定を引き起こす。HRVをNIBP信号から直接測定するか、又はマルチパラメータモニタの使用時に、HRVをNIBP信号のECG信号から測定することができる。HRVは連続的にモニタリングされ、基線HRVは基線血圧値により修正される。HRVの変化がディスプレイに連続的に表示されて、臨床医がNIBP測定を開始するかどうかを決定し、他方で、臨床医による介入なしで、HRVの変化に応じてNIBP測定を自動で引き起こすことができる。或いは、患者モニタは、HRVと血圧変化との相関関係を「学習」し、HRVの大幅な変化が生じたときに臨床医に警告するだけである。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明の目的は、血圧測定デバイス用の制御信号を供給するための装置並びに対応する方法を提供することである。さらに、本発明の目的は、患者をモニタリングするためのシステムを提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の第1の態様において、血圧測定デバイス用の制御信号を供給するための装置は、患者の健康状態を示す健康状態パラメータを取得するための入力インターフェースと、健康状態パラメータに基づいて血圧測定デバイスの1つ又は複数の動作設定を決定するための処理ユニットであって、1つ又は複数の動作設定が、血圧測定デバイスにより血圧測定を行うときに血圧測定デバイスで調節できるパラメータであって、血圧測定の精度及び血圧測定による患者の快適性に影響する当該パラメータを含む、処理ユニットと、1つ又は複数の動作設定に基づいて血圧測定を行うため血圧測定デバイス用の制御信号を供給する制御インターフェースとを含む。

40

【0013】

本発明のさらなる態様において、血圧測定デバイス用の制御信号を供給するための方法が提示される。方法は、患者の健康状態を示す健康状態パラメータを取得するステップと、健康状態パラメータに基づいて血圧測定デバイスの1つ又は複数の動作設定を決定するステップであって、1つ又は複数の動作設定が、血圧測定デバイスにより血圧測定を行うときに血圧測定デバイスで調節できるパラメータであって、血圧測定の精度及び血圧測定による患者の快適性に影響する当該パラメータを含むステップと、1つ又は複数の動作設定に基づいて血圧測定を行うための血圧測定デバイス用の制御信号を供給するステップとを含む。

50

【0014】

本発明の別の態様において、患者をモニタリングするためのシステムが提示される。システムは、患者のバイタルサインを示す少なくとも1つの入力信号を供給するための少なくとも1つのバイタルサインセンサと、少なくとも1つの入力信号に基づいて患者の健康状態を示す健康状態パラメータを決定するための健康評価ユニットと、前述したような装置と、患者の血圧測定を行うための血圧測定デバイスと、決定された健康状態パラメータ及び／又は患者の血圧をユーザ、特に医師に供給するためのユーザインターフェースとを含む。

【0015】

本発明のさらなる態様において、コンピュータプログラムがコンピュータで実行されるとき、本明細書に開示された方法のステップをコンピュータに実行させるためのプログラムコード手段を含むコンピュータプログラムだけでなく、プロセッサにより実行されたときに本明細書に開示された方法を実行させるコンピュータプログラム製品を記憶した非一過性のコンピュータ可読記録媒体が提供される。

【0016】

本発明の好ましい実施形態は、従属請求項において定義される。特許請求される方法、システム、並びにコンピュータプログラム及び媒体は、特許請求される装置及び従属請求項で定義されるものと同様及び／又は同一の好ましい実施形態を有することを理解されたい。

【0017】

一方で、血圧測定は患者にとって不快であることが多い。他方で、患者の病状が重篤でない限り、血圧測定が提供する測定された血圧に関する最高の精度又は正確度は、モニタリング状況中に必ずしも必要ではない。ほとんどの場合、患者が健康である限り低精度の測定を行うだけで十分である。場合によって、例えば患者の病状が突然悪化したときのみ、高精度の測定を行うことが必要となる。そして、非常に正確な血圧測定を提供して、患者又は医療関係者が適切に対応できるようにする必要がある。

【0018】

本発明は、測定の精度と血圧測定による患者の快適性との兼ね合いを表す血圧測定デバイスの動作設定に基づいて血圧測定を行うというアイデアに基づく。言い換えると、血圧測定デバイスの動作設定を、患者の現在の健康状態に従って適応させる。特に収縮期血圧及び／又は拡張期血圧を測定する。

【0019】

患者の健康状態パラメータを、例えばセンサシステム、又は臨床情報システム、又は医師若しくは他の医療関係者による入力から取得する。この健康状態パラメータは、患者の健康状態、すなわち、患者が現在どのように健康であるか、又は患者の病状がどのように良好であるかを示す。特に、健康状態パラメータは、患者の健康、又は患者が患っている病状の重症度を示す。例えば、健康状態パラメータを、患者のバイタルサイン及び／又は患者の病歴に基づいて決定する。

【0020】

健康状態パラメータは、血圧測定デバイスの1つ又は複数の動作設定を決定するための基礎を形成する。血圧測定デバイスの動作設定は、血圧測定を行うときにデバイスで調節される任意のパラメータを参照する。血圧測定デバイスは動作設定に基づいて制御される。例えば、測定頻度、持続時間、血圧測定値を測定信号から導出する際に基づくアルゴリズムなどのパラメータを調節することができる。動作設定は、使用される血圧測定デバイスのタイプによって決まる。本明細書で使用される場合、血圧測定デバイスの動作設定は、特に自動測定デバイスの調節可能なパラメータを参照する。しかしながら、例えば医師により操作される手動の血圧測定デバイスの動作設定を提供することも可能である。

【0021】

どのように血圧測定デバイスを動作させるか、すなわちどの動作設定に基づくかによって、患者は多かれ少なかれ影響され、すなわち測定により生じる患者の快適性が低くなる

10

20

30

40

50

又は高くなる。しかしながら、測定の精度、すなわち測定血圧に関する正確度又は妥当性も、選択された動作設定に影響される。

【0022】

本発明の状況において、動作設定は、一方で血圧測定の精度に関連し、他方で血圧測定が行われるときに生じる患者の快適性に関連する場合、特に関連性がある。選択された動作設定により、ある測定精度及びある患者の快適性が得られる。

【0023】

例えば、血圧計を用いて行われる血圧測定の状況で、動作設定としては、患者の肢に加えられる最高圧力、経時的な圧力の積分、測定の持続時間、検出された心拍数、又はこれら若しくは他のパラメータの組合せが挙げられる。測定に時間がかかりすぎる場合、又は患者の肢に高い圧力が加えられる場合、患者の妨げとなる（すなわち、患者の快適性が低い）。夜間の低頻度の測定は支障が少ない（快適性が高い）。これらの動作設定に従ってデバイスを動作させ、これはこれらの動作設定を選択できることを意味する。

【0024】

本発明によれば、血圧測定デバイスにより行われる血圧測定の精度と血圧測定による患者の快適性との両方に関連する血圧測定デバイスの動作設定を最適に決定することを提案する。動作設定は、測定精度と患者の快適性との兼ね合いで決定される。

【0025】

患者の健康状態に応じて、高精度又は低精度の測定を行う必要がある。一方で、患者の調子が悪く、正確に又は常にモニタリングする必要がある場合、測定の精度を意図的に高める（これにより患者の快適性は低下する）。他方で、正確度の低い測定が適切である場合には、行う血圧測定の精度を低下させることも可能である。例えば、患者が既に快方に向かっている場合、患者の測定血圧に関して非常に高い測定頻度で、且つそれによる高い正確度で測定する必要はない。

【0026】

処理ユニットは、所定の関数に基づいて、又はルックアップテーブル又は適合若しくは適応関数に基づいて、ユーザ及び／又は医師による入力を用いて、又は入力なしで、1つ又は複数の動作設定を導出する。

【0027】

その後、決定された動作設定を使用して、血圧測定デバイスを制御する。制御インターフェースは、制御信号を供給することにより血圧測定デバイスを制御する。一方で、血圧測定デバイスが制御インターフェースを介して本発明の装置と直接通信し、決定された動作設定に従って血圧測定デバイスをリアルタイムで制御することができる。他方で、制御信号を遠隔で、又は後の時点で使用することもできる。

【0028】

本明細書で使用される場合、血圧測定デバイス用の制御信号とは、血圧測定デバイスにより解釈され、血圧測定デバイスの動作設定を決定された動作設定に従って設定する信号を特に指す。

【0029】

従来の血圧測定デバイスの制御手法と比較して、本発明は、血圧測定デバイスの正確度を調節することにより、又は血圧測定の正確度若しくは精度を調節するための制御信号を供給することにより、患者の快適性を高めることができる。最低限必要な精度（及び最大限の患者の快適性）に関連する動作設定を提供することが想定される。

【0030】

特に、より正確な測定が不要な状況で測定精度を調節することは奇妙である。本発明の1つの応用領域は、例えば一般病棟施設におけるモニタリング設定である。そのような設定では、通常、意図した患者のリスク分類性能を有する病院専用の早期警告スコアリング（EWS）システムに十分な精度で、血圧測定を報告すればよい。そのような状況において、本発明は、患者の快適性を高めた同様のEWS通知性能を維持可能な、適応状況特定の測定精度を提案する。例えば、そのようなシステムでは、決定されるリスクスコアに、

10

20

30

40

50

より高い精度が影響を与えない場合には、このより高い精度は不要である。したがって、測定精度と患者の快適性との兼ね合いが得られる。

【0031】

前述したような装置の第1の実施形態において、処理ユニットは、健康状態パラメータが患者の重篤でない健康状態を示すときに、低い精度と患者の高い快適性に関連する1つ又は複数の動作設定を決定し、健康状態パラメータが患者の健康状態の悪化を示すときに、高い精度と患者の低い快適性に関連する1つ又は複数の動作設定を決定するように構成される。したがって、患者が重篤でない健康状態の場合、すなわち患者の病状が次に悪化しそうでない場合、低い精度及び患者の高い快適性に関連する動作設定が決定される。言い換えると、患者の調子がよいと決定された場合、血圧測定デバイスを制御する制御信号を供給して、低い精度の血圧測定を行うが、これは患者に対して支障が少なく、すなわち患者の高い快適性をもたらす。これに対して、患者の健康状態が悪化しており、患者を高い正確度でモニタリングする必要がある場合、血圧測定が患者に苦痛を与える、すなわち、患者の低い快適性を代償にして高い精度の血圧測定を行うことを受容する。これにより、患者の快適性と必要な測定精度との最適な兼ね合いが得られる。「低い精度及び高い精度」という用語は、行われた血圧測定が患者の実際の血圧に関してどれだけ妥当であるかについて、この血圧測定の正確度の間の定性的関係を特に定義する。

10

【0032】

別の実施形態において、入力インターフェースは、患者の健康状態を所定のスケールで示すリスクスコアを取得するように構成され、所定の閾値よりも低いリスクスコアは患者の重篤でない健康状態を示し、所定の閾値よりも高いリスクスコアは患者の健康状態の悪化を示す。患者の健康状態を測定する1つの可能性は、所定のスケールのリスクスコアを使用することによるものである。例えば、患者の健康状態を1～10のスケールで示し、1は患者の調子が非常によく、近い将来に患者の病状が悪化する可能性が極めて低いことを示し、10は患者の病状が非常に重篤であり、患者の病状をできるだけ正確にモニタリングして患者の健康状態のいかなる悪化も見逃さないようにする必要があることを示す。そして、患者の重篤でない健康状態と健康状態の悪化とを区別する閾値を定義することができる。リスクスコアが閾値よりも高いか否かに応じて、高精度又は低精度及び患者の低快適性又は高快適性に関連する動作設定が決定される。そのようなリスクスコアは、病院のEWSシステムで使用されることが多い。本実施形態は、EWSシステムの出力に基づいて血圧測定デバイスを制御するための簡単な制御手法に対応する。

20

30

【0033】

さらに別の実施形態において、制御インターフェースは、患者の肢に当てる膨張式カフと、膨張式カフの圧力を示す圧力信号を供給する圧力センサとを含む血圧計用の制御信号を供給するように構成され、処理ユニットは、膨張式カフの収縮中に、患者の収縮期血圧が標準的方法、特に聴診法又はオシロメトリック法に基づいて推測されることにより、高い精度及び患者の低い快適性に関連している1つ又は複数の動作設定を決定するように構成される。1つの一般的なタイプの血圧測定デバイスは血圧計である。この血圧計の膨張式カフを患者の腕、脚、指などの肢に当てることができる。その後、膨張式カフの圧力を示す圧力信号から患者の血圧を導出することができる。定期的に、脈拍がカフを通らなくなる最高圧力まで膨張式カフを膨張させる必要がある動作設定に基づいて、そのようなデバイスを動作させる。その後、圧力をゆっくりと低下させて測定を行う。膨張式カフの収縮中に、血圧計の膨張式カフの圧力センサにより供給される圧力信号から患者の血圧を決定するための異なる標準的方法が存在する。聴診法では、通常、聴診器を使用して、第1のコロトコフ音が聞こえたときの圧力として収縮期血圧(SBP)を導出する。その後、拡張期動脈圧(DBP)で音が聞こえなくなる(第5のコロトコフ音)までカフ圧を緩める。或いは、オシロメトリック法は、血流、すなわち脈拍の振動により生じる、血圧計のカフ圧の振動を観察することを伴う。圧力信号が自動で解釈され、収縮期血圧及び拡張期血圧の値が得られる。そのような標準的方法により、比較的高い正確度が得られる。

40

【0034】

50

実施形態において、制御インターフェースは、患者の肢に当てる膨張式カフと、膨張式カフの圧力を示す圧力信号を供給する圧力センサとを含む血圧計用の制御信号を供給するように構成され、処理ユニットは、患者の収縮期血圧が、カフ膨張中の圧力信号の信号包絡線の外挿、カフ膨張中の圧力信号の信号包絡線からの拡張期血圧及び平均動脈圧の抽出、並びに、カフ膨張中の圧力信号の信号包絡線からの拡張期血圧の抽出、及び患者のサロゲート血圧測定値に対応する患者のバイタルサイン、特に、少なくとも1つの追加の信号、特に光電式容積脈波記録信号及び／若しくは心電図から導出された脈波伝播時間又は脈波到達時間からの平均動脈圧の抽出のうちの少なくとも1つに基づいて推測されることにより、低い精度及び患者の高い快適性に関連している1つ又は複数の動作設定を決定するように構成される。

10

【0035】

本実施形態によれば、1つの主な利点は、正確度が低い測定（低精度及び患者の高快適性）のみを行う必要がある場合に、最高カフ圧を低下させることができる。カフ膨張中に圧力信号の信号包絡線を外挿することにより、収縮期血圧の推定値を取得することができる。本実施形態によれば、取得された血圧測定値が十分に正確であると見なされるとすぐに、カフ膨張を停止させることができる。例えば、ある心拍数が検出されるまで数秒間のみ、カフを膨張させる。カフをより長い時間膨張させると、正確度が高まる。また、前述したように、カフ膨張中に圧力信号の信号包絡線から拡張期血圧及び平均動脈圧を抽出することができる。その後、拡張期血圧と平均動脈圧との関係に基づいて収縮期血圧を計算することができる。再び、血圧測定デバイスの選択された動作設定に応じて、高い精度又は低い精度及び患者の低い快適性又は高い快適性の測定を得ることができる。さらにまた、カフ膨張中に圧力信号の信号包絡線から拡張期圧力を抽出し、サロゲート血圧測定値に対応する患者のバイタルサインから平均血圧を抽出することができる。

20

【0036】

患者の異なるバイタルサインが、患者の血圧についての情報を伝える。これらはサロゲート血圧測定値と呼ばれ、患者の平均血圧に関連する情報の導出を可能にする。そのようなサロゲート血圧測定値は、血圧測定デバイスに接続されるか、又はモニタリングシステムの一部であるバイタルサインセンサから取得される追加の信号から入手可能である。例えば、追加の信号（例えば、光電式容積脈波記録信号又はECG信号）から導出された脈波伝播時間又は脈波到達時間をサロゲート血圧測定値として使用する。その後、収縮期血圧を、平均動脈圧、拡張期血圧、及び収縮期血圧の間の一定の関係に基づいて計算することができる。本実施形態は、カフを完全に膨張させる必要がなく、したがって時間の節約になり、患者の肢に加えられるカフの最高圧力を低下させるため、患者の快適性を高めることから、特に有利である。

30

【0037】

さらなる実施形態において、入力インターフェースは、患者のバイタルサインを示す少なくとも1つの入力信号を取得するように構成され、装置は、少なくとも1つの入力信号に基づいて患者の健康状態を示す健康状態パラメータを決定するための健康評価ユニットをさらに含む。健康状態パラメータに加えて、患者のバイタルサインを示す入力信号を取得する。バイタルサインを示す取得した入力信号が健康状態パラメータを表すものとも考えることもできる。装置は入力インターフェースを含み、これを介して少なくとも1つの入力信号が取得される。そのような入力信号を、患者のバイタルサインを測定するためのデバイスから取得する。そのような入力信号を、データベースから、又は医療関係者による入力から取得してもよい。好ましくは、入力信号は、患者のバイタルサインに関連する、測定された経時的なパラメータを指す。そのような入力信号を取得するためのデバイスが、本発明の装置を有する一般的なハウジングに含まれることが可能である。しかしながら、入力インターフェースを、有線又は無線接続で、又はインターネットを通じて遠隔測定デバイスに接続することも可能である。これにより、患者の1つのバイタルサインを示す1つの信号を取得することができる。しかしながら、同じバイタルサイン又は異なるバイタルサインを示す複数の信号を取得することも可能である。取得された少なくとも1つの

40

50

入力信号に基づいて、健康状態パラメータが健康評価ユニットで決定される。この健康パラメータを取得するために、健康評価ユニットは、取得した少なくとも1つの入力信号に所定の処理を適用することができる。この適用された健康評価ユニットの処理を、現在の要件又はユーザ入力に基づいて適応させることもできる。

【0038】

さらに別の実施形態において、入力インターフェースは、血圧測定デバイスから患者の血圧を示す入力信号を取得するように構成される。したがって、1つ又は複数の入力信号のうちの1つは、制御インターフェースを介して制御される血圧測定デバイスから取得される。例えば、前述した血圧計の圧力信号が入力信号を表す。血圧測定は、ある精度及び患者の快適性に関連する動作設定に基づいて測定される。この測定を使用して患者の血圧を取得し、そこから患者の健康状態についての情報を導出する。その後再び、この健康状態を評価して、そこから血圧測定を行うための動作設定を導出する。したがって、本実施形態は制御ループに対応し、すなわち血圧測定デバイスを制御するための閉制御ループを取得することができる。

【0039】

別の実施形態において、入力インターフェースは、入力信号と、対応する正確度インジケータ、特にバイタルサインに関する入力信号の妥当性を示す標準偏差とを取得するように構成され、正確度インジケータはそれぞれの入力信号について予め定義されているか、又は現在の血圧測定値に基づいて連続的に更新される。この正確度インジケータは、取得した入力信号の現在の妥当性又は有意性又は説明能力を示す。正確度インジケータは、特定のタイプの入力信号について一定であってよい。正確度インジケータを現在の血圧測定値に基づいて連続的に更新することも可能である。ある測定値が所定の対応する正確度インジケータ値を有してもよい。好ましい実施形態において、標準偏差、特に推定標準偏差を正確度インジケータとして使用することができる。正確度インジケータを追加で使用する利点は、患者の現在の健康状態を導出するときに、現在受信されている入力信号の妥当性をさらに考慮に入れることができるようになることである。したがって、患者の健康状態を高い正確度で評価することができる。現在の血圧測定値がどれだけ正確であるか、又は正確であると考えられるかに応じて動作設定を決定することができるようになる。

【0040】

さらに別の実施形態において、処理ユニットの少なくとも1つが、入力信号及び対応する正確度インジケータに基づいて1つ又は複数の動作設定を決定するように構成され、健康評価ユニットが、入力信号及び対応する正確度インジケータに基づいて健康状態パラメータを決定するように構成される。この正確度インジケータを、1つ又は複数の動作設定を決定するために処理ユニットで使用し、且つ／又は患者の健康状態パラメータを決定するときに健康評価ユニットで使用する。正確度インジケータをさらに考慮する場合に、処理ユニットにおける計算と健康評価ユニットにおける計算との両方を、より高い有意性をもって行うことができる。

【0041】

さらに別の好ましい実施形態において、入力インターフェースは、少なくとも1つの入力信号に加えて、患者の病歴を示す、患者の医療記録データを取得するように構成され、健康評価ユニットは、少なくとも1つの入力信号に加えて、患者の医療記録データに基づいて健康状態パラメータを決定するように構成される。少なくとも1つの入力信号に加えて患者の医療記録データを考慮すると、患者の健康状態がより高い有意性をもって評価される。患者の医療記録に要約されたような病歴に応じて、患者のバイタルサインの現在の測定値を異なって解釈する必要がある。例えば、患者は一般に、健康状態の悪化を示すことなく低体温である場合がある。そのような情報が医療記録データに含まれる場合、この情報を考慮し、それに応じて健康状態パラメータを決定することができる。これにより、決定された健康状態パラメータの正確度又は有意性が高まる。特に、医療記録データは、患者の以前の健康状態に関連するいかなるデータも参照する。そのような医療記録データは、臨床情報システム又は医師などから取得する。医療記録データは、年齢、性別、体重

などのパラメータにも関連する。

【0042】

好ましい実施形態において、入力インターフェースは、血圧、血液酸素飽和度、体温、呼吸ガス中の二酸化炭素濃度、心拍数、脈波到達時間、脈波伝播時間、脈拍形態、及び患者の呼吸頻度を示す入力信号を取得するように構成される。基礎となるアルゴリズム及び応用に応じて、患者の異なるバイタルサインを示す複数の異なる入力信号から患者の現在の健康状態を導出することができる。1つの入力信号が異なるバイタルサインを示すこと、又は異なる入力信号が同じバイタルサインを示すことも可能である。このような場合にも、異なる入力信号を利用すること、又は同じ入力信号に基づいて異なるバイタルサインを決定して冗長性を取得する、且つ／又は正確度及び妥当性を高めることがなお有利となる。

10

【0043】

さらに別の実施形態において、入力インターフェースが、少なくとも1つの入力信号に加えて、所定の治療方針を示すプロトコルパラメータを取得するように構成され、処理ユニットは、入力信号及びプロトコルパラメータに基づいて1つ又は複数の動作設定を決定するように構成される。そのようなプロトコルパラメータは、医師又は他の医療関係者により特定されたような治療方針を示す。例えば、病院は、患者のバイタルサインから導出されたような、患者のある健康状態が、その患者の血圧をある所定の動作設定に基づいて測定することを必要とすると特定する。例えば、そのようなプロトコルパラメータは、患者の収縮期血圧がある閾値よりも低い場合に、血圧の測定頻度を、例えば10分ごとの測定まで高めることを示す。そのようなプロトコルパラメータは連続的に更新され、又はより長い期間について1度で取得される。

20

【0044】

実施形態において、制御インターフェースは、患者の肢に当てる膨張式カフと、膨張式カフの圧力を示す圧力信号を供給する圧力センサとを含む血圧計用の制御信号を供給するように構成され、処理ユニットは、測定中に膨張式カフの最高圧力を示すパラメータ、測定中に膨張式カフが膨張する持続時間を示すパラメータ、測定中に加えられる圧力の積分を示すパラメータ、及び検出される心拍数を示すパラメータのうちの少なくとも1つを含む1つ又は複数の動作設定を決定するように構成される。

【0045】

本明細書で使用される場合、動作設定は、測定時に作用するパラメータ、すなわち行われる測定の特性を定義するパラメータを含む。個々の測定は、これらのパラメータについて行われる。動作設定は、測定、すなわち血圧測定デバイスの構成、又は言い換えると、測定の特性に直接関連する。したがって、動作設定は、測定がどのように行われるかに直接影響を与える。通常、これにより、動作設定は、各測定を行うためにデバイスがどのように制御されるかを定義する。動作設定は、ある患者の快適性及びある測定精度を示す。通常、精度が高いほど患者の快適性が低いことを示す。処理ユニットは、どの測定精度が現在の状況に必要であるかを決定し、適切な動作設定を決定する。特に、一連の測定のうちのすべての測定を、異なる個々に決定された動作設定に基づいて行うことが可能である。これにより、一連の測定のうちのすべての測定が、患者にとってできるだけ快適なものとなり、現在の状況について十分な精度を有する。

30

40

【0046】

本発明のこれら及びその他の態様が、以下で説明する実施形態から明らかになり、実施形態を参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】本発明の態様による、患者をモニタリングするためのシステムの応用状況の概略図である。

【図2】測定頻度の関数としての血圧測定の精度及び患者の快適性の概略図である。

【図3】本発明の態様による、血圧測定デバイス用の制御信号を供給するための装置の実

50

施形態の概略図である。

【図 4】本発明による装置の別の実施形態の概略図である。

【図 5】早期警告システムのスコアリングカードの例を示す図である。

【図 6】患者の心拍数及び血圧に基づく、早期警告システムにおける患者の状態の評価の例を示す図である。

【図 7】異なる精度で行われた血圧測定の確率密度、及びその早期警告システムへの影響の例を示す図である。

【図 8】精度が変化する測定血圧の関数としての早期警告システムの平均リスクスコアを示す概略図である。

【図 9】血圧測定のいくつかの破棄サンプリング点の関数として異なるモデルを用いて決定されたような、結果として得られる精度の例を示す概略図である。

【図 10】血圧測定の精度と測定速度との関係を示す概略図である。

【図 11】血圧測定サロゲートを表す脈波到達時間の増加によって示される血圧の低下の例を示す概略図である。

【図 12】連続モニタリング期間中の患者の血圧測定値とサロゲート血圧測定値を表す脈波到達時間とを示す概略図である。

【図 13】血圧測定の精度を特定の早期警告システムのスコアリングシステムに適応させる方法を示す概略図である。

【図 14】プロトコルパラメータに基づいて血圧測定の精度を適応させる概念を示す概略図である。

【図 15】本発明の態様による方法を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0048】

中重症度及び低重症度設定における患者のモニタリングへの関心が高まっている。図 1 に、患者 12 をモニタリングするためのシステム 10 の一般的な概念が示される。例えば、これは低重症度ケア設定などの臨床モニタリング設定における患者 12 であり、この患者は、連続的にモニタリングされるか、スポットチェックに基づいてモニタリングされる。在宅ケアの状況にある患者、リハビリテーション施設にいる人、又は高齢者治療室にいる人などをモニタリングすることもできる。さらにまた、フィットネスアプリケーションを（家庭又はスタジオなどで）使用している人をモニタリングすることができる。

【0049】

特に、図 1 に示すようなシステム 10 は、センサ 14、16 を用いて患者の健康状態を評価する病院の早期警告スコアリング（EWS）システムに対応し、患者の健康状態をモニタリングする。本発明の状況において、1つのセンサが血圧測定デバイス 14 に対応する。センサ 14、16 の出力に基づいて、患者 12 の病状を示す健康状態パラメータが決定される。本発明による装置 18 は、血圧測定デバイス 16 を制御するための制御信号を供給するそのようなシステム 10 に含まれる。

【0050】

実施形態に応じて、装置 18 は、システム 10 と通信しても、システム 10 と一体化されていてもよい。装置 18 は、患者 12 の健康状態を決定する機能を含むことができる。装置 18 は、病院の既存の EWS システムなどの、患者の健康状態についての情報を既に提供しているシステムと通信することもできる。

【0051】

ほとんどのモニタリング状況において、モニタリングする 1 つの重要なパラメータは、患者の血圧（収縮期血圧及び／又は拡張期血圧及び／又は平均動脈圧）である。対応する血圧測定デバイスは、動作設定に基づいて制御される。これらの動作設定に応じて、測定は、患者の高い快適性又は低い快適性をもたらす、高い精度又は低い精度の測定となる。一方で、モニタリングが患者の病状を十分に正確に評価することが望ましい。しかしながら、測定が患者の快適性に影響を与えすぎないことも望ましい。

【0052】

本発明は、このような患者の快適性と血圧測定の測定精度との関係を利用することを提案する。血圧測定デバイス 14 を動作させる際に基づく動作設定が、患者 12 の健康状態を考慮して選択される。このアイデアを図 2 の例に基づいて示す。

【0053】

図は、患者に対して行われた血圧測定の精度 20 を、測定頻度 f の関数として、すなわちどのくらい頻繁に血圧が実際に測定されているかの関数として示す。測定頻度が高いほど精度 20 が高くなる。また、同じく測定頻度 f の関数である患者の快適性 22 が示される。膨張式カフを高い頻度で膨張及び収縮させると、患者に苦痛を与えることが増え、例えば、患者は膨張式カフにより生じる痛み又は皮膚への刺激に悩まされる。測定精度 20 と患者の快適性 22 とは、通常、血圧測定デバイスの動作パラメータの相反する関数である。これは、血圧測定デバイスのほとんどの動作設定に当てはまる。

10

【0054】

図 1 に戻り、血圧測定デバイス 14 は、膨張式アームカフを含む血圧計に特に対応する。このようなデバイスは、膨張式カフを用いて加えられる外圧により患者の肢を圧縮することに基づいて測定を行う。この処置は患者にとって不快であり、患者に痛みを与えることもある。特に、血圧計を用いて行われる血圧測定により、膨張による痛み、膨張式カフの下の皮膚への刺激、血腫、及び／又は患者 12 の睡眠中に測定を行う場合に睡眠障害を生じさせる。血圧計を制御して低い精度の測定を行うことにより、患者の快適性への影響を減らすことができる。

【0055】

以下で、本発明のアイデアを、例示の目的で血圧計である血圧測定デバイスについて説明する。しかしながら、本発明の概念は血圧計に限定されず、他の血圧測定の原則、特に非侵襲的血圧測定の原則にも当てはまることを理解されたい。

20

【0056】

血圧計の動作設定は、測定頻度、膨張式カフを膨張させる最高圧力、膨張式カフを膨張させる持続時間などのパラメータを含む。一方で、これらの動作設定は患者の快適性に関連する。他方で、これらの動作設定は、このような動作設定に基づいて行われる血圧測定の精度に関連する。複数の異なる実施形態が、動作設定、例えば血圧測定の早期の停止、血圧測定の延期、膨張対収縮の戦略の決定、他のパラメータによる作動などに関して可能である。例えば、患者の血圧がより高頻度で、すなわちより頻繁に測定される場合、血圧を高い正確度又は精度でモニタリングする。また、膨張式カフをより長い時間膨張させたままにする場合、患者のより多くの心拍が検出されるため、測定の妥当性が高くなる。さらに、カフ収縮中に患者の収縮期血圧 (SBP) の測定を行うことが一般的である。しかしながら、カフ膨張中に行われる測定からの、低い精度の、すなわち高い標準偏差を有する SBP 測定値を取得することも可能である。したがって、カフ膨張中に行われる測定に対応する動作設定を決定することにより、患者の快適性を高めることもできる。本発明の実施形態により血圧測定をどのように行うかについてのさらなる詳細を以下に提示する。

30

【0057】

さらなるバイタルサインセンサ 16 は、患者 12 の皮膚部分の反射光を示す信号を取得するため、且つその信号から心拍数、血液酸素飽和度、脈拍数、呼吸数、又は活動レベルを導出するためのカメラ又は別のデバイスを含む。さらに、バイタルサインセンサは、例えば、血液酸素飽和度を測定するために患者 12 の手首又は指に当てる SpO₂ センサ、脈拍数、呼吸数、及び／又は姿勢及び活動情報を検出するための、患者 12 の心尖位置にある加速度計、体温センサ、ECG センサなども含む。血圧測定デバイス 14 及びさらなるバイタルサインセンサ 16 は、装置 18 と有線又は無線接続される。

40

【0058】

通常、医師、他の医療関係者、又は患者自身などのユーザがシステム 10 及び／又は装置 18 と対話する際に用いるユーザインターフェース 19 (例えばスクリーン若しくはウェブページなど) も設けられている。

【0059】

50

図 3 は、本発明の態様による血圧測定デバイス 14 用の制御信号を供給するための装置 18 をさらに詳細に示す。特に、本発明の装置 18 は、既存のモニタリングシステム 23 と通信し、そのようなシステムで決定された健康状態パラメータに依拠する。

【0060】

そのようなシステムにおいて、患者の健康状態パラメータは、血圧測定デバイス 14 の信号に基づいて、且つ／又はさらなるバイタルサインセンサの信号に基づいて決定される。この健康状態パラメータは、患者の病状の程度を表す。特に、健康状態パラメータは、患者 12 が重篤な健康状態にあり、綿密な監視が必要であるかどうか、又は患者 12 の病状が重篤でなく、患者を連続的にモニタリングする必要があるかどうかを示す。そのような健康状態パラメータは、例えば、患者 12 の健康状態を 1～10 のスケールなどの所定のスケールで示すリスクスコアを含み、スコア 1 は重篤でない健康状態を示し、スコア 10 は患者 12 の重篤な状態を示す。

【0061】

装置 18 は、患者の健康状態を示す健康状態パラメータを取得するように構成された入力インターフェース 24 を含む。この健康状態パラメータは、その後、処理ユニット 28 において血圧測定デバイス 14 の動作設定を決定するための基礎を形成する。これらの動作設定は、一方で血圧測定の精度に関連し、他方で患者の快適性に関連する。

【0062】

装置 18 は、制御インターフェース 30 をさらに含み、この制御インターフェース 30 を介して制御信号を供給して、決定された 1 つ又は複数の動作設定に基づいて血圧測定を行うように血圧測定デバイス 14 を制御する。

【0063】

図 3 に示すような装置 18 を、例えば、血圧測定デバイスに組み入れてもよい。或いは、図示した装置 18 をスマートフォンなどの手持ち式のデバイス又はベッドサイドモニタなどに組み入れることもできる。

【0064】

図 4 に、本発明の別の実施形態が示される。装置 18 はモニタリングシステム 10 に組み込まれている。上記と比較して、装置 18 は、患者 12 の健康状態を決定する健康評価ユニット 26 をさらに含む。入力インターフェース 24 は、バイタルサインセンサ 16 の 1 つ又は複数に直接接続される。センサは、1 つ又は複数の入力信号を供給する。入力信号は健康評価ユニット 26 で評価され、健康状態パラメータが決定される。この健康状態パラメータは、その後、処理ユニット 28 の動作設定を決定するための基礎となる。

【0065】

本実施形態は、病院情報システムに組み込まれた装置 18 に対応する。例えば、装置は、病院のセントラルサーバで動作するソフトウェアに部分的又は完全に実装される。

【0066】

好ましい実施形態において、血圧測定デバイス 14 は、入力センサの一部を形成し（図 3 及び図 4 に破線で示すように）、すなわち健康状態パラメータを決定するための入力として使用される信号を供給することができる。したがって、患者の収縮期血圧を示す入力信号が使用される。

【0067】

好ましくは、入力インターフェースは、それぞれの入力信号の正確度又は信頼性を示す正確度インジケータを取得するようにさらに構成される。例えば、センサ信号の標準偏差を取得する。

【0068】

図 5 に、EWS システムとして使用されるような早期警告システムのスコアリングカード 32 の例が示される。そのようなカード 32 を用いて、リスクスコアを異なるバイタルサイン（心拍数、血圧、呼吸頻度、及び体温）に基づいて決定する。また、患者の意識があるかどうか、患者が十分に水分をとっているかどうかなどのさらなる情報が含まれる。異なる所定の範囲に対応するスコアを合計することにより、異なるパラメータからスコア

10

20

30

40

50

を導出する。例えば、心拍数 105 はリスクスコアに 1 ポイントを与え、又は収縮期血圧 101 ~ 200 はいかなるポイントも与えない。リスクスコアは、異なるバイタルサイン及び他のパラメータに対応するポイント又はスコアを合計することにより決定される。

【0069】

リスクスコアは、本発明の装置の処理ユニットの動作設定を決定するための基礎として使用される健康状態パラメータに対応する。

【0070】

図示したスコアリングカードは、手動評価（例えば医師による）のシステムで使用される。リスクスコアを決定した後、入力インターフェース（これは、例えば、スマートフォンアプリ、タッチスクリーン、又は血圧測定デバイスの他のインターフェースの形で実装される）を介してこのリスクスコアを本発明の装置に供給することができる。

10

【0071】

同じ機能を自動で行ってもよい。言い換えると、健康状態パラメータを表すリスクスコアを、ルックアップテーブルの動作に基づいて決定する。これは、例えば本発明の装置における健康評価ユニットにより行われる。異なる入力信号を取得し、取得した入力信号及び対応するバイタルサインごとに、ルックアップ動作を行い、総合スコアを決定する。

【0072】

しかしながら、他の実施形態において、少なくとも 1 つの取得した入力信号に基づいてスコアを直接導出できる関数を用いて健康状態パラメータを決定することも可能である。

【0073】

そのようなリスクスコアに基づいて、処理ユニットは、例えば、決定されたリスクスコアが 3 未満のままであれば、比較的低い精度に関連するが患者の比較的高い快適性に関連する動作設定を決定するように構成される。

20

【0074】

本発明の好ましい実施形態において、動作設定は、測定の精度が EWS で決定されるリスクスコアにどのように実際に影響するかに基づいて決定される。現在の健康状態パラメータ（例えば現在の血圧）に基づいて、高い精度の測定が決定されるリスクスコアに全く影響しないと決定された場合には、患者の快適性の低下を受容する必要はない。

【0075】

図 6 では、患者の状態評価の 2 次元表示が示される。x 軸は患者の心拍数を表す。y 軸は患者の SBP を表す。患者の健康状態を、2 つのバイタルサインの関数として定義する。図 6 に示すように、患者が現在、危険な状態にないことを示す安全ゾーン 34 がある。さらに、患者の健康状態の悪化についての高いリスクを示す高リスクゾーン 36 がある。関数 38 が安全ゾーン 34 及び高リスクゾーン 36 から出ると、これは患者のショック状態を示す。本発明に関して、異なるゾーンは健康状態パラメータの値に対応するものと考えられる。これにより、実際に測定された収縮期血圧又は推定された収縮期血圧を使用することができる。

30

【0076】

血圧測定デバイスを用いて行われる血圧測定の精度を捉える 1 つの手法は、標準偏差を考慮することである。図 7 に、リスクスコア RS（健康状態パラメータに対応する、又は健康状態パラメータを決定する際に基づく入力信号を形成する）を割り当てるための、血圧測定デバイスの測定精度の影響力が示される。リスクスコア RS が SBP の関数であることが示される。さらに、2 つのシミュレーション測定 M1、M2 が確率密度とともに示される。測定 M2 は測定 M1 とは異なる精度、すなわち測定 M1 よりも高い標準偏差を有することがわかる。両方が同じ平均値を有する。測定 M1 は、第 1 のセットの動作設定に基づいて動作させた血圧測定デバイスの出力である。測定 M2 は、第 2 のセットの動作設定に基づいて動作させた血圧測定デバイスの出力である。

40

【0077】

両測定 M1、M2 は、ゼロのリスクスコアの確率をカバーする。この状況において、測定精度は異なるが、ゼロのリスクスコアを両測定に割り当てることができた。しかしなが

50

ら、収縮期血圧が約 200 mmHg である場合、異なる精度がより重要になる。所与の固有の精度を有する複数の収縮期血圧測定及び特定のスコアリングシステムについて報告されている平均リスクスコアは、収縮期血圧測定の知られた確率分布又は仮定の確率分布を、

【数 1】

$$Score_{SBP} = \int_0^{Max} \rho_{SBP_{meas}} EWS(SBP) dSBP \quad (1)$$

に従ってリスクスコアに積分することによって定義される。

10

【0078】

この定義を使用すると、異なる精度の収縮期血圧測定についてのリスクスコアが計算される。

【0079】

図 8 は、上に示した式に基づいて異なる精度（標準偏差）について計算された平均収縮期血圧測定リスクスコアを示す。リスクスコアをできるだけ綿密に再現するために、2 mmHg の標準偏差を有する非常に高い精度が、EWS スコアの変化する範囲内で測定される収縮期血圧値に必要であることがわかる。図 8 に示すように、現在の非侵襲的血圧測定は約 8 mmHg の精度を有することに留意すべきである。この線を、血圧測定の測定精度を適応させるための改良された方法の基準として使用することができる。

20

【0080】

したがって、言い換えると、本発明によれば、健康状態パラメータ（図 7 に示す例の SBP に実際に対応する）を、動作設定（測定の精度、すなわち図 7 に示す標準偏差を定義する）を決定するための入力として使用できるようになる。正確なリスクスコアを提供するために、SBP が約 80 mmHg 又は約 200 mmHg である限り、高い精度の測定を行う（すなわち対応する動作設定を決定する）必要がある。SBP が 120～160 であれば、高い精度の測定及び低い精度の測定についてリスクスコアがゼロであるため、高精度は必要ない。

【0081】

血圧計を用いて取得される血圧測定の精度を適応させるための 1 つの選択肢は、信号包絡線が作成されるときに、少ない脈拍を考慮することである。これは図 9 に示され、ここでは測定中に検出された脈拍が連続して除去される。SBP は、異なる最新のアルゴリズムにより推測される。サンプリング点の高い部分がすべての異なるアルゴリズムについて破棄されると、測定の精度が低下することがわかる。再び、精度を測定の標準偏差に関して表す（y 軸に示される）。したがって、動作設定は、少ない脈拍が考慮されることを反映する。

30

【0082】

サンプリング点を破棄する手順は、患者の心拍数に応じた高い速度で膨張式カフを膨張又は収縮させることに対応する。少ない脈拍が検出されると、測定精度は低下する。脈拍の 50% が測定中に破棄されると、50% 短い測定時間が得られる。測定精度対測定速度の一般的な関係が図 10 に示される。

40

【0083】

別の選択肢は、Nitzan 他、「Automatic Non-Invasive Measurement of Systolic Blood Pressure using Photoplethysmography」、2009、及び Nitzan 他、「Comparison of Systolic Blood Pressure Values Obtained by Photoplethysmography and by Korotkoff Sounds」、Sensors 2013 に示すような光電式容積脈波記録測定などのさらなる脈拍検出方法を含むことにより、測定精度を高めることである。本発明によれば、患者の 1 つ又は複数のバイタルサインを示す異

50

なる入力信号を利用することができる。

【0084】

したがって、上記で概要を述べた洞察に基づいて、例えばSBPがある範囲内にあると予想される場合に測定時間を短くすることにより、患者の高快適性で同様のEWS通知性能を維持しているにもかかわらず、血圧測定の精度を適応させることができる。言い換えると、適応状況特定の血圧測定精度を使用して、例えばSBPがある範囲内にある、又はあると予想される場合に測定時間を短くすることにより、患者の高快適性で同様のEWS通知性能を維持する。

【0085】

特に、収縮期血圧の血圧測定値を取得するための3つの手法を以下に示す。これらの手法を、対応する動作設定を用いて定義することができる。

10

【0086】

1) 包絡線の外挿からSBPを連続的に推測することにより、カフ膨張中にSBPを推測する。EWSスコア通知性能の所定の受容レベルに関連する十分な精度のSBP値が推測されると、膨張を停止させる。必要であれば、例えば、不整脈により不十分な精度及び正確度のSBP測定値が得られた場合に収縮測定モードに切り替えることにより、又は即座に収縮して、高い正確度及び精度をもたらす様式で測定を繰り返すことにより、プロセスを適応させる。

【0087】

2) 膨張中に信号包絡線から抽出された拡張期血圧(DBP)及び平均動脈圧(MBP)に基づく計算から、SBPを推測する。 $SBP = 3MBP - 2DBP$ 及び $\Delta SBP = 3\Delta MBP + 2\Delta DBP$ に基づいて、SBPを計算する。この式を、年齢及び性別などの患者の特徴により適応させる。そのようなパラメータは医療記録データに含まれる。SBP精度を、カフ膨張中に決定された ΔMBP 及び ΔDBP の精度から推定する。再び、例えば、不整脈(健康状態パラメータによっても示される)により不十分な精度及び正確度のSBP測定値が得られた場合に収縮測定モードに切り替えることにより、又は即座に収縮して、高い正確度及び精度をもたらす様式で測定を繰り返すことにより、プロセスを適応させる。

20

【0088】

変形例として、カフベースの血圧測定方法(例えば聴診法による)を用いてDBPが測定されるが、MBPはサロゲート測定値に基づいて推測されるようにする動作設定を決定することも可能である。本実施形態において、最高カフ圧を測定時間とともに低下させることにより、患者の快適性を大幅に高める。

30

【0089】

3) 先に報告された血圧測定値又は血圧サロゲート(健康状態パラメータ)が患者の状態の変化を示す場合に、血圧測定の正確度/精度を自動で適応させる(すなわち対応する動作設定を提供する)ことができる。例えば、先に取得した血圧測定値が血圧の低下/上昇を示す場合には、高い正確度/精度が必要である。

【0090】

第1の変形例において、患者の状態についての追加の情報が、脈拍、呼吸数、活動を測定する、下胸部にあるセンサ、又は(SpO₂、脈拍)を測定するための光電式容積脈波記録センサなどの、1つ又は複数の入力信号を供給する相補センサ又はセンサシステムから取得される。

40

【0091】

別の変形例において、脈波伝播時間(PTT)又は脈波到達時間(PAT)、光電式容積脈波記録(PPG)などからの形態特徴などのBPサロゲートからの情報が、血圧測定性能を適応させる基礎として使用可能な患者の健康状態の安定/不安定/重篤傾向を示す。図11に、SBPの低下(上図)を示すPAT(下図)の増加の例が示される。これを、血圧測定(高い測定精度の血圧測定がおそらく必要である)の動作設定を決定するために考慮する。

50

【0092】

図11に示すように、SBPの低下（上図）がSBPサロゲート（下図、ここではPATが示される）により示される。PATは、2900秒～3100秒の時間間隔内で約20ミリ秒増加し、これは20mmHgという大幅なSBPの低下の傾向を示す。このPAT変化を使用して、次の血圧測定の精度（すなわち次の血圧測定の動作設定を決定するときの入力信号としての）を適応させる。必要な血圧精度は、ルックアップテーブル又は関数関係から推定される。例えばPPGのみから導出される代替血圧サロゲートを使用してもよい。

【0093】

代替として、BPサロゲートの変化を使用してMBPを推定し、カフベースの測定方法（例えば聴診法）によりDBPを測定する。その後、SBPを上で論じたようにMBP及びDBPから推測する。本実施形態において、最高カフ圧が測定時間とともに低下するため、患者の快適性が大幅に高まる。

【0094】

さらに代替として、図12に示すように、SBP測定サロゲートPAT（下図）が、先の血圧測定と比較して患者の状態の変化（健康状態パラメータに対応する）が全くない、又は少ししかないことを示す場合、高い測定速度又は特定の測定様式に関連する動作設定を決定する。上図では、連続モニタリング期間中の患者のSBP変化が示される。下図では、SBPサロゲート測定値としてのPATが変化する。この例では、SBPは150mmHgのままであり、EWSスコアに関してスコア0に換算される。SBPサロゲートとしてのPATは、安定したSBPを示す270ミリ秒（±10ミリ秒）の範囲内にとどまる。

【0095】

4）血圧測定精度を適応させて患者の快適性を最適化するように、病院用EWSスコアリングシステムに基づく精度マップが定義される。EWSスコアリングシステムは病院によって異なり、ある病院は血圧測定速度対患者の快適性を患者の特定の状況に適応させる。ある病院は、ある方針を特定し、対応するプロトコルパラメータを供給する。その目的で、病院の特定のEWSスコアリングシステムに血圧測定精度対患者の快適性を適応させるためのシステム及び方法について説明する。

【0096】

図13の上図では、血圧測定精度を特定のEWSスコアリングシステムに適応させるための方法の例が示される。必要な測定値はSBP値の関数である（上図）。患者のリスクが低い範囲（健康状態パラメータにより示されるような）では低精度が必要とされる。標準偏差はSBPに応じて決まる。これは、病院又は特定の患者の必要に従って選択される。中図では、8mmHgの一定精度（破線）について、及び適応精度（一点鎖線）についての、すなわち上図のsdtを使用する、報告された平均EWSスコアが提示される。報告されたEWSスコアの性能差（一定sdt－適応sdt）が下図に示される。明らかに、本明細書で提案されたような適応精度によるいくつかの性能低下がある。しかしながら、この低下は定量化され、病院は適切な実施を決定する。性能低下は、高速のSBP測定による患者の高い快適性によって平衡される。この知識は、測定精度（標準偏差により表される）を上図に示すような健康状態パラメータ（SBPに対応する）の関数として特定するプロトコルパラメータを用いて、本発明の装置又はシステムに導入される。

【0097】

図14で、実際のEWSプロトコルに基づいて血圧測定を適応させる一般的な概念が、患者の不快感及び患者の病状の程度を考慮して使用されている。測定の正確度／精度対患者の快適性の自動連続最適化が、制御ループと見なされる。コントローラに供給されるエラー信号は、実際／現在のBP確率分布の差であり、どのプロトコルであってもそのような分布を可能にする（例えばプロトコルパラメータにより表されるようなプロトコルは、 $160\text{ mmHg} > \text{SBP} > 90\text{ mmHg}$ の確率が少なくとも85%である限り、 $\text{SBP} > 160\text{ mmHg}$ の10%確率まで可能であるなど）。エラー信号（正確度インジケータに

10

20

30

40

50

対応する)に基づいて、コントローラはいかなる血圧作動(例えばポンプ、弁の作動)が行われたかどうか、いつどのように行われたかを決定し、すなわち適切な動作設定を決定する。血圧作動が変化すると、患者の病状の可観測性並びに患者の快適性との両方が影響される。現在のBP確率分布は、検知された血圧信号から導出されるが、他の入力信号(例えばPTT、HRなどを表す信号)も可能である。

【0098】

このシステムは、最低限必要な血圧作動に向けて制御することにより、想定される最適化を原理上実現することに留意されたい。健康状態及び正確度パラメータに応じて、最低限必要な精度(及び最大限の患者の快適性)に関連する動作設定が決定される。実際には、検知部分のノイズに対処する(ループを安定させる)ためにいくらかの減衰及び/又は遅延が必要である。

10

【0099】

したがって、プロトコルパラメータを入力として使用することもできる。このプロトコルパラメータを、入力インターフェースを介して取得する。このプロトコルパラメータは、治療方針を示し、1つ又は複数の動作設定を決定するために含まれる。例えば、そのようなプロトコルパラメータは、患者が重篤でない健康状態にあると考えられる場合のみ、カフ膨張中に血圧測定を行うことを示す。これは、患者が3未満のリスクスコアを有する場合に当てはまる。このプロトコルパラメータは、特定の患者について医師により供給され、又は長期研究などに基づいてケア施設に対して定義されたような一般的な治療方針を示す。

20

【0100】

本発明の別の実施形態において、入力インターフェースは、少なくとも1つの入力信号に加えて患者の医療記録データも取得するように構成されていてもよい。そのような医療記録データは、患者の病歴に対応する。例えば、てんかん又は他の病状の病歴を有する患者は、現在重篤でない状態にあることを示すバイタルサインにかかわらず、常に高精度でモニタリングする必要がある。医療記録データにより、そのような以前の知識にも基づいて健康状態パラメータを決定することができる。その後、適切な動作設定が決定される。

【0101】

図15に、本発明の態様による方法が示される。方法は、それに基づいて健康状態パラメータを取得するステップS10、健康状態パラメータに基づいて血圧測定デバイスの1つ又は複数の動作設定を決定するステップS12、及び血圧測定デバイス用の制御信号を供給して、前記1つ又は複数の動作設定に基づいて血圧測定を行うステップS14とを含む。

30

【0102】

本発明による方法は、例えばプロセッサにより実施される。このプロセッサは、例えば、病院又は一般病棟環境で使用する早期警告システムに組み込まれる。

【0103】

本発明の実施形態において、入力インターフェースは、少なくとも1つの健康状態パラメータを取得するように構成されることが可能である。健康状態パラメータはリスクスコアによって表される。健康状態パラメータはバイタルサイン信号によっても表される。

40

【0104】

本明細書で使用される場合、血圧測定デバイスは、特に非侵襲的血圧測定デバイス、特に血圧計で表される。しかしながら、本発明の基礎となるアイデアを他のタイプのデバイス及び他の測定原理とともに利用してもよい。

【0105】

本発明の装置を血圧測定デバイスに組み入れる。本発明の装置を患者モニタリングシステムに組み入れても、ネットワークベースの病院情報システムに組み入れてもよい。本発明の装置を他の形で組み入れてもよい。

【0106】

図面及び上記の説明において本発明を詳細に図示し説明したが、そのような図示及び説

50

明は説明的又は例示的なものであり限定的なものではないと考えられる。本発明は開示された実施形態に限定されない。図面、開示、及び添付の特許請求の範囲を検討することにより、開示された実施形態に対する他の変形形態が、特許請求された発明の実践時に当業者により理解され実行される。

【0107】

特許請求の範囲において、「含む (comprising)」という用語は、他の要素又はステップを除外するものではなく、不定冠詞「a」又は「an」は複数を除くものではない。単一の要素又は他の部分は、特許請求の範囲に記載された、いくつかの項目の機能を果たす。ある手段が相互に異なる従属請求項に記載されているというだけで、それらの手段の組合せを有利に使用できないことを示すものではない。

10

【0108】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアとともに、又はその一部として提供される光学式記憶媒体又は固体媒体などの適切な非一過性の媒体に記憶され／配布されるが、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してなどの他の形で配布されてもよい。

【0109】

特許請求の範囲の参照符号は、範囲を限定するものと解釈すべきではない。

【図 1】

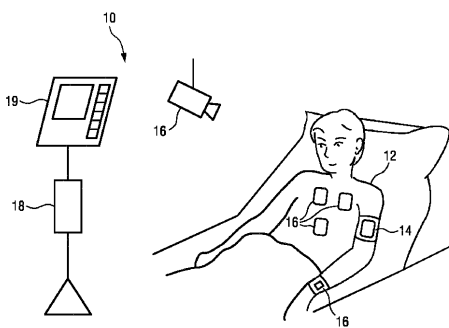


FIG.1

【図 2】

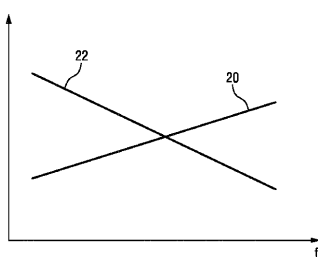


FIG.2

【図 3】

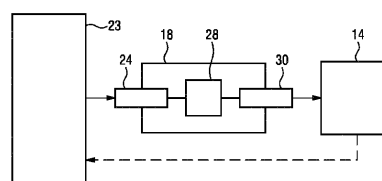


FIG.3

【図 4】

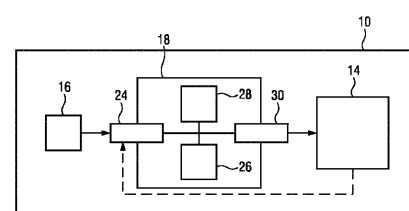


FIG.4

【図 5】

スコア	3	2	1	0	1	2	3
心拍数		<40	40-50	51-100	101-110	111-130	>130
血圧 (収縮期)	<70	70-80	81-100	101-200		>200	
呼吸数		<9		9-14	15-20	21-30	>30
体温		<35.1	35.1-36.5	36.5-37.5	>37.5		
意識				A	V	P	U
A = 覚醒 V = 呼びかけに対する反応 P = 痛みに対する反応 U = 反応なし							

図 5

【図 6】

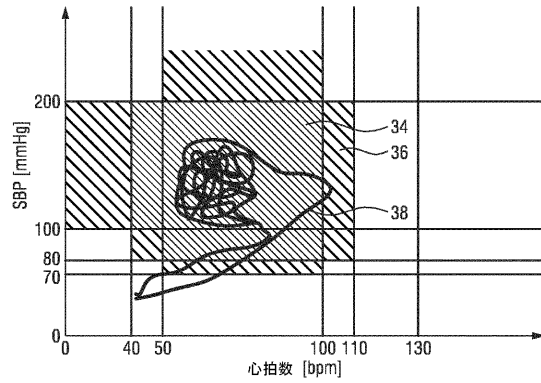


図 6

【図 7】

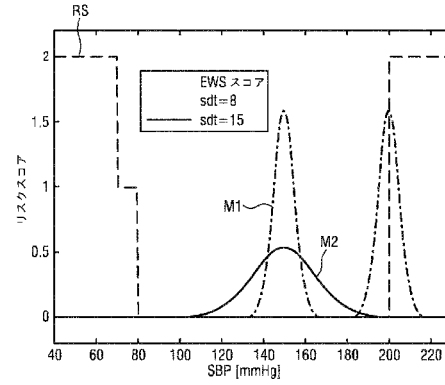


図 7

【図 8】

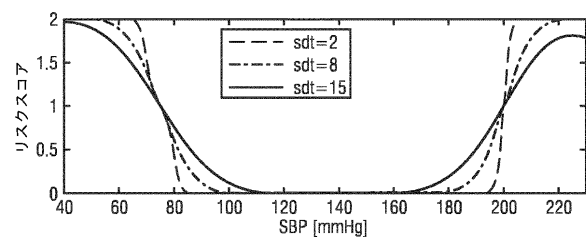


図 8

【図 9】

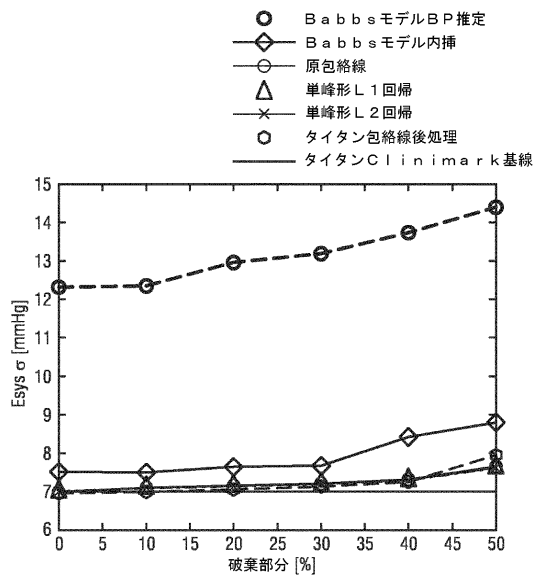


図 9

【図 10】

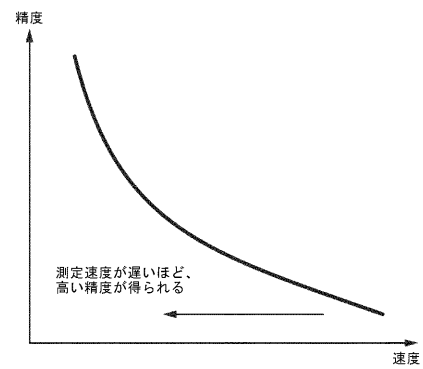


図 10

【図 1 1】

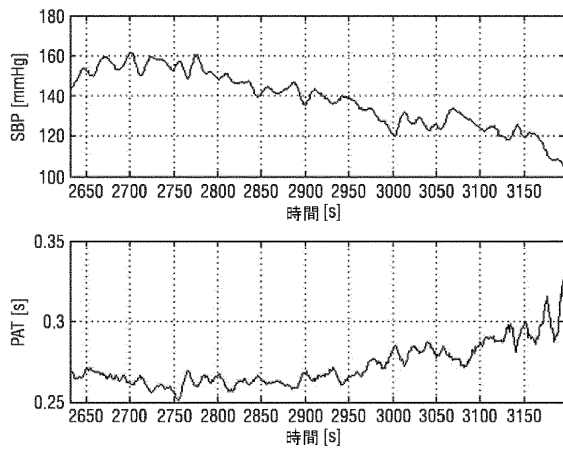


図 1 1

【図 1 2】

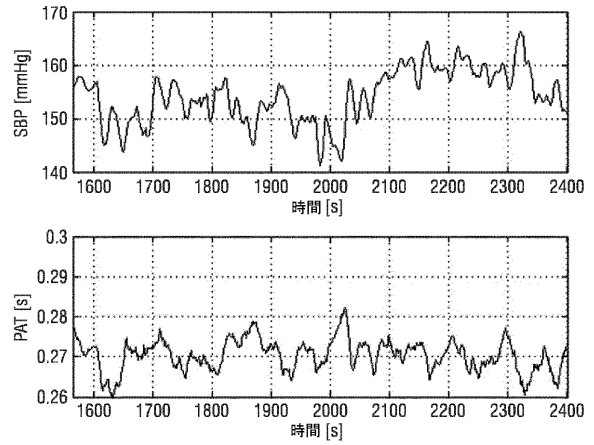


図 1 2

【図 1 3】

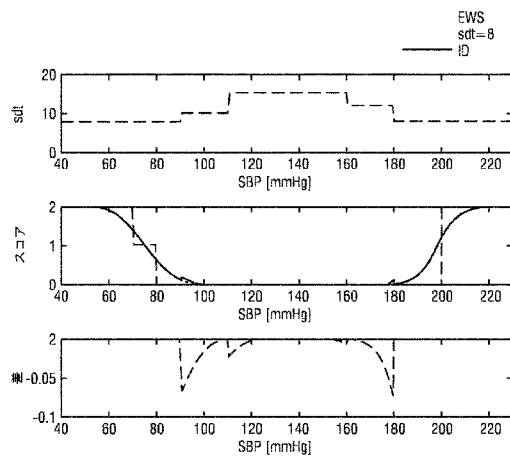


図 1 3

【図 1 5】

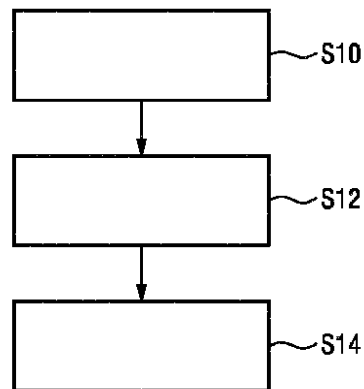


FIG.15

【図 1 4】

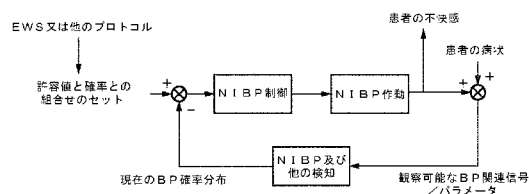


図 1 4

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/053484

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/021
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

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, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2013/158417 A1 (BORGER ALLE [FI]) 20 June 2013 (2013-06-20) paragraph [0008] paragraph [0018] - paragraph [0022] paragraph [0032] - paragraph [0033] -----	1-15
A	EP 1 127 538 A1 (CRITIKON COMPANY L L C [US]) 29 August 2001 (2001-08-29) paragraph [0013] - paragraph [0014] paragraph [0019] - paragraph [0027] paragraph [0035] -----	1-15
Y	US 2007/232867 A1 (HANSMANN HANS-ULLRICH [DE]) 4 October 2007 (2007-10-04) paragraph [0022] - paragraph [0024] paragraph [0051] - paragraph [0055] -----	8,9
A		12
	-/-	

☒ 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 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

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 April 2016

Date of mailing of the international search report

22/04/2016

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

Gooding Arango, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/053484

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2008/235058 A1 (FRIEDMAN BRUCE A [US] ET AL) 25 September 2008 (2008-09-25)	1,2, 13-15
Y	paragraph [0028] - paragraph [0046] paragraph [0008] - paragraph [0010] -----	10
A	US 2014/249433 A1 (BANET MATT [US] ET AL) 4 September 2014 (2014-09-04) paragraph [0019] - paragraph [0023] -----	11
X	EP 0 986 323 A1 (SOUTHWEST RES INST [US]) 22 March 2000 (2000-03-22)	1-7, 11-15
Y	paragraph [0018] - paragraph [0019] paragraph [0025] - paragraph [0030] paragraph [0053] - paragraph [0057] paragraph [0065] - paragraph [0067] paragraph [0109] - paragraph [0115] -----	8-10
X	US 2011/066045 A1 (MOON JIM [US] ET AL) 17 March 2011 (2011-03-17) paragraph [0004] paragraph [0013] paragraph [0057] - paragraph [0058] paragraph [0113] - paragraph [0117] -----	1-6, 13-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/053484

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2013158417 A1	20-06-2013	CN 103156589 A US 2013158417 A1	19-06-2013 20-06-2013
EP 1127538 A1	29-08-2001	NONE	
US 2007232867 A1	04-10-2007	DE 102006015291 A1 GB 2436721 A US 2007232867 A1	11-10-2007 03-10-2007 04-10-2007
US 2008235058 A1	25-09-2008	CN 101596106 A DE 102009025913 A1 US 2008235058 A1	09-12-2009 10-12-2009 25-09-2008
US 2014249433 A1	04-09-2014	CN 103491868 A EP 2658440 A1 SG 191380 A1 SG 10201510693U A US 2014249431 A1 US 2014249432 A1 US 2014249433 A1 US 2014249434 A1 US 2014249435 A1 US 2014249440 A1 US 2014249441 A1 US 2014249442 A1 US 2014249443 A1 WO 2012092303 A1	01-01-2014 06-11-2013 31-07-2013 28-01-2016 04-09-2014 04-09-2014 04-09-2014 04-09-2014 04-09-2014 04-09-2014 04-09-2014 04-09-2014 04-09-2014 05-07-2012
EP 0986323 A1	22-03-2000	DE 69821759 D1 DE 69821759 T2 EP 0986323 A1 JP 3461004 B2 JP 2001506166 A US 5865756 A WO 9855020 A1	25-03-2004 25-11-2004 22-03-2000 27-10-2003 15-05-2001 02-02-1999 10-12-1998
US 2011066045 A1	17-03-2011	NONE	

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

(72)発明者 ミュールステフ ジェンス

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 5

(72)発明者 ブレシュ エリック

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 5

(72)発明者 ファン デン フーベル テウン

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 5

(72)発明者 シュミット ラース

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 5

(72)発明者 ウォエーアレ ダイター

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 5

F ターム(参考) 4C017 AA02 AA08 AA09 AA19 AB01 AB04 AC01 AC16 AC26 BB02

BB12 BC11 DD14 FF06 FF08

4C038 KK01 KK05 KL07 KX01

4C117 XB02 XD15 XD17 XE13 XE14 XE15 XE18 XE23 XE24 XE37

XH16 XJ18

专利名称(译)	用于为血压测量装置提供控制信号的装置和方法		
公开(公告)号	JP2018510683A	公开(公告)日	2018-04-19
申请号	JP2017544303	申请日	2016-02-18
[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	ミュールステフジェンス ブレシュエリック ファンデンフーベルテウン シュミットラース ウォエーアレダイター		
发明人	ミュールステフ ジェンス ブレシュ エリック ファン デン フーベル テウン シュミット ラース ウォエーアレ ダイター		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/1455 A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0225 A61B5/0006 A61B5/0024 A61B5/021 A61B5/02141 A61B5/02225 A61B5/7275 A61B8/04 G16H50/30		
FI分类号	A61B5/02.634.L A61B5/02.634.F A61B5/14.322 A61B5/02.310.V A61B5/00.101.A		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA08 4C017/AA09 4C017/AA19 4C017/AB01 4C017/AB04 4C017/AC01 4C017/AC16 4C017/AC26 4C017/BB02 4C017/BB12 4C017/BC11 4C017/DD14 4C017/FF06 4C017/FF08 4C038/KK01 4C038/KK05 4C038/KL07 4C038/KX01 4C117/XB02 4C117/XD15 4C117/XD17 4C117/XE13 4C117/XE14 4C117/XE15 4C117/XE18 4C117/XE23 4C117/XE24 4C117/XE37 4C117/XH16 4C117/XJ18		
优先权	2015156286 2015-02-24 EP		
其他公开文献	JP2018510683A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明是一种设备18，其用于提供用于血压测量设备的控制信号，用于获得指示患者12的健康状况的健康状况参数的输入接口24以及基于该健康状况参数的血压测量。一种用于确定设备14的一个或多个操作设置的处理单元28，其中，一个或多个操作设置是在用血压测量设备执行血压测量时可以由血压测量设备14调节的参数。处理单元28包括：由于血压测量而影响血压测量的精度和患者的舒适度的参数；以及用于血压测量装置14基于一个或多个操作设置来执行血压测量的控制信号。以及用于供应的控制接口30 本发明还涉及相应的方法。更进一步，本发明涉及一种用于监视患者的系统。

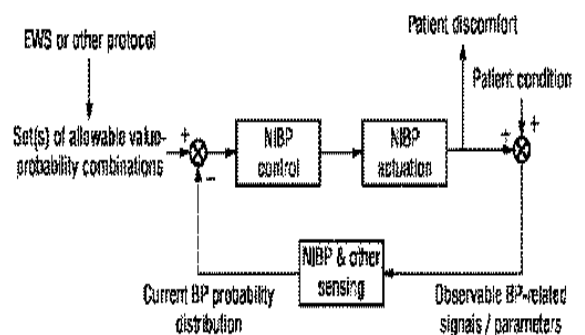


FIG. 14