

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6494664号  
(P6494664)

(45) 発行日 平成31年4月3日 (2019.4.3)

(24) 登録日 平成31年3月15日 (2019.3.15)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/022 (2006.01)

A 6 1 B 5/022 4 0 0 Z

A 6 1 B 5/0295 (2006.01)

A 6 1 B 5/0295

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

A 6 1 B 5/022 4 0 0 F

A 6 1 B 5/05 B

請求項の数 30 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2016-567999 (P2016-567999)  
 (86) (22) 出願日 平成27年5月19日 (2015.5.19)  
 (65) 公表番号 特表2017-521115 (P2017-521115A)  
 (43) 公表日 平成29年8月3日 (2017.8.3)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/031538  
 (87) 国際公開番号 W02015/179374  
 (87) 国際公開日 平成27年11月26日 (2015.11.26)  
 審査請求日 平成30年5月2日 (2018.5.2)  
 (31) 優先権主張番号 62/000,078  
 (32) 優先日 平成26年5月19日 (2014.5.19)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 62/072,568  
 (32) 優先日 平成26年10月30日 (2014.10.30)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 507364838  
 クアルコム、インコーポレイテッド  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 921  
 21 サン ディエゴ モアハウス ドラ  
 イブ 5775  
 (74) 代理人 100108453  
 弁理士 村山 靖彦  
 (74) 代理人 100163522  
 弁理士 黒田 晋平  
 (72) 発明者 ラース・ラディング  
 アメリカ合衆国・カリフォルニア・921  
 21-1714・サン・ディエゴ・モアハ  
 ウス・ドライブ・5775

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧測定デバイスの連続キャリブレーション

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

非干渉血圧測定デバイスのキャリブレーションのための方法であって、

プロセッサによって、2つの観測時点における患者の動脈における心拍数、膨張、静水  
 圧、高度を決定するステップであって、前記心拍数、前記静水圧、および前記膨張が、前  
 記非干渉血圧測定デバイスの動脈測定センサの一群の出力に基づいて決定され、前記高度  
 が、前記非干渉血圧測定デバイスの高度センサの1つまたは複数の出力に基づいて決定さ  
 れる、ステップと、

前記プロセッサによって、前記動脈測定センサの前記一群の出力に基づいて前記2つの  
 観測時点の間の前記患者の前記動脈の一連の動脈圧を決定するステップと、

前記プロセッサによって、前記膨張および前記高度の両方における変化が前記2つの観  
 測時点の間に生じたかどうかを決定するステップと、

前記膨張および前記高度の両方における前記変化が前記2つの観測時点の間に生じたこ  
 とを決定することに応じて、前記プロセッサによって、前記心拍数の変化が前記2つの観  
 測時点の間に生じたかどうかを決定するステップと、

前記心拍数の変化が前記2つの観測時点の間に生じていないことを決定することに応じ  
 て、前記プロセッサによって、前記2つの観測時点の間の増分変化量を決定するステップ  
 であって、前記増分変化量が、前記2つの観測時点の間の前記膨張の変化に対する前記2つ  
 の観測時点の間の静水圧の変化である、ステップと、

前記プロセッサによって、前記2つの観測時点の間に生じた選択した脈拍の拡張期の一

10

20

部における前記一連の動脈圧の指数関数的減衰を表す指数関数的減衰関数を決定するステップと、

前記プロセッサによって、前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて平均動脈圧を決定するステップと、

前記プロセッサによって、前記決定された平均動脈圧と以前に決定された平均動脈圧との間の差として決定される平均動脈圧の変化がしきい値圧よりも大きいかどうかを決定するステップと、

平均動脈圧の前記変化が前記しきい値圧よりも大きいことを決定することに応じて、前記プロセッサによって、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレートするステップであって、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレートするステップが、前記プロセッサによって、キャリブレーションモードに入るように前記前記非干渉血压測定デバイスを制御するステップを含む、ステップと

を備える方法。

#### 【請求項2】

前記プロセッサによって、前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて前記平均動脈圧を決定するステップが、

前記プロセッサによって、前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に基づいて拡張期血压を決定するステップと、

前記プロセッサによって、前記決定された拡張期血压に少なくとも部分的に基づいて収縮期血压を決定するステップと、

前記プロセッサによって、前記平均動脈圧を、前記決定された拡張期血压の2/3を前記決定された収縮期血压の1/3に加えたものとして決定するステップと

を備える、請求項1に記載の方法。

#### 【請求項3】

前記動脈測定センサが、生体インピーダンスセンサ、インピーダンスプレチスモグラフィセンサ、フォトプレチスモグラフィセンサ、超音波センサ、および面圧力センサのうちの1つまたは複数である、請求項1に記載の方法。

#### 【請求項4】

前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレートするステップが、平均動脈圧の前記変化と膨張の前記変化とに基づいて前記非干渉血压測定デバイスのメモリ内に記憶されたキャリブレーション値を更新するステップを含む、請求項1に記載の方法。

#### 【請求項5】

前記プロセッサによって、前記心拍数の前記変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定するステップが、

前記プロセッサによって、ハイパスフィルタ復調信号のゼロ交差を決定することと、

最大脈拍勾配を決定することと

のうちの1つによって、前記2つの観測時点の間に生じた脈拍のセットを決定するステップを備える、請求項1に記載の方法。

#### 【請求項6】

非干渉血压測定デバイスと通信するプロセッサを備え、前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、

2つの観測時点における患者の動脈における心拍数、膨張、静水压、高度を決定することであって、前記心拍数、前記静水压、および前記膨張が、前記非干渉血压測定デバイスの動脈測定センサの一群の出力に基づいて決定され、前記高度が、前記非干渉血压測定デバイスの高度センサの1つまたは複数の出力に基づいて決定される、ことと、

前記動脈測定センサの前記一群の出力に基づいて前記2つの観測時点の間の前記患者の前記動脈の一連の動脈圧を決定することと、

前記膨張および前記高度の両方における変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することと、

前記膨張および前記高度の両方における前記変化が前記2つの観測時点の間に生じたこ

10

20

30

40

50

とを決定することに応じて、前記心拍数の変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することと、

前記心拍数の変化が前記2つの観測時点の間に生じていないことを決定することに応じて、前記2つの観測時点の間の増分変化量を決定することであって、前記増分変化量が、前記2つの観測時点の間の前記膨張の変化に対する前記2つの観測時点の間の静水圧の変化である、ことと、

前記2つの観測時点の間に生じた選択した脈拍の拡張期の一部における前記一連の動脈圧の指数関数的減衰を表す指数関数的減衰関数を決定することと、

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて平均動脈圧を決定することと、

10

前記決定された平均動脈圧と以前に決定された平均動脈圧との間の差として決定される平均動脈圧の変化がしきい値よりも大きいかどうかを決定することと、

平均動脈圧の前記変化が前記しきい値よりも大きいことを決定することに応じて、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレーションすることであって、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレーションすることが、キャリブレーションモードに入るように前記前記非干渉血压測定デバイスを制御することを含む、ことと  
をする動作を実行するように構成される、デバイス。

#### 【請求項7】

前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて前記平均動脈圧を決定することをする動作を、

20

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に基づいて拡張期血压を決定することと、

前記決定された拡張期血压に少なくとも部分的に基づいて収縮期血压を決定することと、

前記平均動脈圧を、前記決定された拡張期血压の2/3を前記決定された収縮期血压の1/3に加えたものとして決定することと

によって実行するように構成される、請求項6に記載のデバイス。

#### 【請求項8】

前記動脈測定センサが、生体インピーダンスセンサ、インピーダンスプレチスモグラフィセンサ、フォトプレチスモグラフィセンサ、超音波センサ、および面圧力センサのうちの1つまたは複数である、請求項6に記載のデバイス。

30

#### 【請求項9】

前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレーションすることをする動作を、平均動脈圧の前記変化と膨張の前記変化とに基づいて前記非干渉血压測定デバイスのメモリ内に記憶されたキャリブレーション値を更新することによって実行するようにさらに構成される、請求項6に記載のデバイス。

#### 【請求項10】

前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、前記心拍数の前記変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することをする動作を、

40

ハイパスフィルタ復調信号のゼロ交差を決定することと、

最大脈拍勾配を決定することと

のうちの1つによって、前記2つの観測時点の間に生じた脈拍のセットを決定することによって実行するように構成される、請求項6に記載のデバイス。

#### 【請求項11】

動脈測定センサと、

高度センサと、

前記動脈測定センサおよび高度センサに接続されたプロセッサとを備える非干渉血压測定デバイスであって、前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、

2つの観測時点における患者の動脈における心拍数、膨張、静水圧、高度を決定するこ

50

とであって、前記心拍数、前記静水圧、および前記膨張が、前記動脈測定センサの一群の出力に基づいて決定され、前記高度が、前記高度センサの1つまたは複数の出力に基づいて決定される、ことと、

前記動脈測定センサの前記一群の出力に基づいて前記2つの観測時点の間の前記患者の前記動脈の一連の動脈圧を決定することと、

前記膨張および前記高度の両方における変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することと、

前記膨張および前記高度の両方における前記変化が前記2つの観測時点の間に生じたことを決定することに応じて、前記心拍数の変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することと、

10

前記心拍数の変化が前記2つの観測時点の間に生じていないことを決定することに応じて、前記2つの観測時点の間の増分変化量を決定することであって、前記増分変化量が、前記2つの観測時点の間の前記膨張の変化に対する前記2つの観測時点の間の静水圧の変化である、ことと、

前記2つの観測時点の間に生じた選択した脈拍の拡張期の一部における前記一連の動脈圧の指数関数的減衰を表す指数関数的減衰関数を決定することと、

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて平均動脈圧を決定することと、

前記決定された平均動脈圧と以前に決定された平均動脈圧との間の差として決定される平均動脈圧の変化がしきい値圧よりも大きいかどうかを決定することと、

20

平均動脈圧の前記変化が前記しきい値圧よりも大きいことを決定することに応じて、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレーションすることであって、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレーションすることが、キャリブレーションモードに入るように前記前記非干渉血压測定デバイスを制御することを含む、ことと

をする動作を実行するように構成される、非干渉血压測定デバイス。

【請求項 1 2】

前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて前記平均動脈圧を決定することをする動作を、

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に基づいて拡張期血压を決定することと

30

、  
前記決定された拡張期血压に少なくとも部分的に基づいて収縮期血压を決定することと、

前記平均動脈圧を、前記決定された拡張期血压の2/3を前記決定された収縮期血压の1/3に加えたものとして決定することと

によって実行するように構成される、請求項11に記載の非干渉血压測定デバイス。

【請求項 1 3】

前記動脈測定センサが、生体インピーダンスセンサ、インピーダンスプレシスモグラフィセンサ、フォトプレシスモグラフィセンサ、超音波センサ、および面圧力センサのうちの1つまたは複数である、請求項11に記載の非干渉血压測定デバイス。

40

【請求項 1 4】

前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレーションすることをする動作を、平均動脈圧の前記変化と膨張の前記変化とに基づいて前記非干渉血压測定デバイスのメモリ内に記憶されたキャリブレーション値を更新することによって実行するようにさらに構成される、請求項11に記載の非干渉血压測定デバイス。

【請求項 1 5】

前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、前記心拍数の前記変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することをする動作を、

ハイパスフィルタ復調信号のゼロ交差を決定することと、

50

最大脈拍勾配を決定することと

のうちの1つによって、前記2つの観測時点の間に生じた脈拍のセットを決定することによって実行するように構成される、請求項11に記載の非干渉血压測定デバイス。

【請求項16】

2つの観測時点における患者の動脈における心拍数、膨張、静水圧、高度を決定する手段であって、前記心拍数、前記静水圧、および前記膨張が、非干渉血压測定デバイスの動脈測定センサの一群の出力に基づいて決定され、前記高度が、前記非干渉血压測定デバイスの高度センサの1つまたは複数の出力に基づいて決定される、手段と、

前記動脈測定センサの前記一群の出力に基づいて前記2つの観測時点の間の前記患者の前記動脈の一連の動脈圧を決定する手段と、

前記膨張および前記高度の両方における変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定する手段と、

前記膨張および前記高度の両方における前記変化が前記2つの観測時点の間に生じたことを決定することに応じて、前記心拍数の変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定する手段と、

前記心拍数の変化が前記2つの観測時点の間に生じていないことを決定することに応じて、前記2つの観測時点の間の増分変化量を決定する手段であって、前記増分変化量が、前記2つの観測時点の間の前記膨張の変化に対する前記2つの観測時点の間の静水圧の変化である、手段と、

前記2つの観測時点の間に生じた選択した脈拍の拡張期の一部における前記一連の動脈圧の指数関数的減衰を表す指数関数的減衰関数を決定する手段と、

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて平均動脈圧を決定する手段と、

前記決定された平均動脈圧と以前に決定された平均動脈圧との間の差として決定される平均動脈圧の変化がしきい値圧よりも大きいかどうかを決定する手段と、

平均動脈圧の前記変化が前記しきい値圧よりも大きいことを決定することに応じて、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレートする手段であって、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレートする手段が、キャリブレーションモードに入るように前記前記非干渉血压測定デバイスを制御する手段を含む、手段と

【請求項17】

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて前記平均動脈圧を決定する手段が、

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に基づいて拡張期血压を決定する手段と、

前記決定された拡張期血压に少なくとも部分的に基づいて収縮期血压を決定する手段と、

前記平均動脈圧を、前記決定された拡張期血压の2/3を前記決定された収縮期血压の1/3に加えたものとして決定する手段と

を備える、請求項16に記載のデバイス。

【請求項18】

前記動脈測定センサが、生体インピーダンスセンサ、インピーダンスプレチスモグラフィセンサ、フォトプレチスモグラフィセンサ、超音波センサ、および面圧力センサのうちの1つまたは複数である、請求項16に記載のデバイス。

【請求項19】

前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレートする手段が、平均動脈圧の前記変化と膨張の前記変化とに基づいて前記非干渉血压測定デバイスのメモリ内に記憶されたキャリブレーション値を更新する手段を含む、請求項16に記載のデバイス。

【請求項20】

前記心拍数の前記変化が前記2つの観測時点の間に生じていたかどうかを決定する手段

10

20

30

40

50

が、

ハイパスフィルタ復調信号のゼロ交差を決定することと、

最大脈拍勾配を決定することと

のうちの1つによって、前記2つの観測時点の間に生じた脈拍のセットを決定する手段を備える、請求項16に記載のデバイス。

【請求項 2 1】

プロセッサ実行可能命令を記憶したプロセッサ可読記憶媒体であって、前記プロセッサ実行可能命令が、

2つの観測時点における患者の動脈における心拍数、膨張、静水圧、高度を決定することであって、前記心拍数、前記静水圧、および前記膨張が、非干渉血压測定デバイスの動脈測定センサの一群の出力に基づいて決定され、前記高度が、前記非干渉血压測定デバイスの高度センサの1つまたは複数の出力に基づいて決定される、ことと、

前記動脈測定センサの前記一群の出力に基づいて前記2つの観測時点の間の前記患者の前記動脈の一連の動脈圧を決定することと、

前記膨張および前記高度の両方における変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することと、

前記膨張および前記高度の両方における前記変化が前記2つの観測時点の間に生じたことを決定することに応じて、前記心拍数の変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することと、

前記心拍数の変化が前記2つの観測時点の間に生じていないことを決定することに応じて、前記2つの観測時点の間の増分変化量を決定することであって、前記増分変化量が、前記2つの観測時点の間の前記膨張の変化に対する前記2つの観測時点の間の静水圧の変化である、ことと、

前記2つの観測時点の間に生じた選択した脈拍の拡張期の一部における前記一連の動脈圧の指数関数的減衰を表す指数関数的減衰関数を決定することと、

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて平均動脈圧を決定することと、

前記決定された平均動脈圧と以前に決定された平均動脈圧との間の差として決定される平均動脈圧の変化がしきい値圧よりも大きいかどうかを決定することと、

平均動脈圧の前記変化が前記しきい値圧よりも大きいことを決定することに応じて、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレートすることであって、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレートすることが、キャリブレーションモードに入るように前記前記非干渉血压測定デバイスを制御することを含むことと

を備える動作をプロセッサに実行させるように構成されたプロセッサ可読記憶媒体。

【請求項 2 2】

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて前記平均動脈圧を決定することが、

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に基づいて拡張期血压を決定することと

、

前記決定された拡張期血压に少なくとも部分的に基づいて収縮期血压を決定することと

、

前記プロセッサによって、前記平均動脈圧を、前記決定された拡張期血压の2/3を前記決定された収縮期血压の1/3に加えたものとして決定することと

を備えるように、前記記憶されたプロセッサ実行可能命令がプロセッサに動作を実行させるように構成された、請求項21に記載のプロセッサ可読記憶媒体。

【請求項 2 3】

前記動脈測定センサが、生体インピーダンスセンサ、インピーダンスプレチスモグラフィセンサ、フォトプレチスモグラフィセンサ、超音波センサ、および面圧力センサのうちの1つまたは複数であるように、前記記憶されたプロセッサ実行可能命令がプロセッサに動作を実行させるように構成された、請求項21に記載のプロセッサ可読記憶媒体。

## 【請求項 2 4】

前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレーションすることが、平均動脈圧の前記変化と膨張の前記変化とに基づいて前記非干渉血压測定デバイスのメモリ内に記憶されたキャリブレーション値を更新することをさらに備えるように、前記記憶されたプロセッサ実行可能命令がプロセッサに動作を実行させるように構成された、請求項21に記載のプロセッサ可読記憶媒体。

## 【請求項 2 5】

前記心拍数の前記変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することが、  
ハイパスフィルタ復調信号のゼロ交差を決定することと、  
最大脈拍勾配を決定することと

10

のうちの1つによって、前記2つの観測時点の間に生じた脈拍のセットを決定することをそなえるように、前記記憶されたプロセッサ実行可能命令がプロセッサに動作を実行させるように構成された、請求項21に記載のプロセッサ可読記憶媒体。

## 【請求項 2 6】

非干渉血压測定デバイスと、

前記非干渉血压測定デバイスと通信するプロセッサを備えるコンピューティングデバイスと

を備え、前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、

2つの観測時点における患者の動脈における心拍数、膨張、静水圧、高度を決定することとあって、前記心拍数、前記静水圧、および前記膨張が、前記非干渉血压測定デバイスの動脈測定センサの一群の出力に基づいて決定され、前記高度が、前記非干渉血压測定デバイスの高度センサの1つまたは複数の出力に基づいて決定される、ことと、

20

前記動脈測定センサの前記一群の出力に基づいて前記2つの観測時点の間の前記患者の前記動脈の一連の動脈圧を決定することと、

前記膨張および前記高度の両方における変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することと、

前記膨張および前記高度の両方における前記変化が前記2つの観測時点の間に生じたことを決定することに応じて、前記心拍数の変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することと、

前記心拍数の変化が前記2つの観測時点の間に生じていないことを決定することに応じて、前記2つの観測時点の間の増分変化量を決定することとあって、前記増分変化量が、前記2つの観測時点の間の前記膨張の変化に対する前記2つの観測時点の間の静水圧の変化である、ことと、

30

前記2つの観測時点の間に生じた選択した脈拍の拡張期の一部における前記一連の動脈圧の指数関数的減衰を表す指数関数的減衰関数を決定することと、

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて平均動脈圧を決定することと、

前記決定された平均動脈圧と以前に決定された平均動脈圧との間の差として決定される平均動脈圧の変化がしきい値圧よりも大きいかどうかを決定することと、

平均動脈圧の前記変化が前記しきい値圧よりも大きいことを決定することに応じて、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレーションすることとあって、前記非干渉血压測定デバイスをキャリブレーションすることが、キャリブレーションモードに入るように前記前記非干渉血压測定デバイスを制御することを含む、ことと

40

をする動作を実行するように構成される、システム。

## 【請求項 2 7】

前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に少なくとも部分的に基づいて前記平均動脈圧を決定することをする動作を、

前記指数関数的減衰関数および前記増分変化量に基づいて拡張期血圧を決定することと

50

前記決定された拡張期血圧に少なくとも部分的に基づいて収縮期血圧を決定することと、

前記平均動脈圧を、前記決定された拡張期血圧の2/3を前記決定された収縮期血圧の1/3に加えたものとして決定することによって実行するように構成される、請求項26に記載のシステム。

【請求項28】

前記動脈測定センサが、生体インピーダンスセンサ、インピーダンスプレチスモグラフィセンサ、フォトプレチスモグラフィセンサ、超音波センサ、および面圧力センサのうちの1つまたは複数である、請求項26に記載のシステム。

【請求項29】

前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、前記非干渉血圧測定デバイスをキャリブレーションすることをする動作を、平均動脈圧の前記変化と膨張の前記変化とに基づいて前記非干渉血圧測定デバイスのメモリ内に記憶されたキャリブレーション値を更新することによって実行するようにさらに構成される、請求項26に記載のシステム。

【請求項30】

前記プロセッサが、プロセッサ実行可能命令を用いて、前記心拍数の前記変化が前記2つの観測時点の間に生じたかどうかを決定することをする動作を、

ハイパスフィルタ復調信号のゼロ交差を決定することと、

最大脈拍勾配を決定することと

のうちの1つによって、前記2つの観測時点の間に生じた脈拍のセットを決定することによって実行するように構成される、請求項26に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願

本出願は、2014年5月19日に出願した「Method of Calibrating a Non-Interfering Continuous Blood Pressure Measurement Device」と題する米国仮出願第62/000,078号、2014年10月30日に出願した「Continuous Calibration of Non-Interfering Blood Pressure Device」と題する米国仮出願第62/072,568号、および2014年10月30日に出願した「A Method of Estimating the Transmural Pressure in an Artery of a Subject with a Non-Interfering Continuous Blood Pressure Measuring Device」と題する米国仮出願第62/072,601号の優先権の利益を主張するものであり、それらの各々の全内容は、参照により本明細書に組み込まれている。

【背景技術】

【0002】

心血管系の特性を測定するためのデバイスは、測定自体が被験者の状態に強く干渉し、それによって誤った結果をもたらすという問題がある。これは特に、重要な生理的影響を与える可能性がある現在のカフベースの方法の場合である。現在のカフベースの方法では、収縮期血圧は、ほとんどの場合、上腕内の上腕動脈である動脈を完全にまたは少なくとも実質的に遮断することによって得られる。動脈を遮断することは、脈圧伝播および脈圧形状に影響を与え、それは、末梢系でのみ許容され得る。さらに、拡張期血圧は、壁内外圧差(動脈の外部と内部との間の圧力差)がゼロに近いときに得られる測定値から導出され、それは、これらの測定が正常からかけ離れた条件の下で行われることを意味する。

【0003】

膨張可能なカフと、臨床環境内で行われる測定とに基づく従来の方法は、血圧の上昇を引き起こす強い心理的影響を有し得ることもよく認識される。この現象は、一般に「白衣症候群」または「白衣高血圧」と呼ばれる。いわゆる「仮面高血圧」は、血圧が正常な日常生活中は上昇するが、診療所の環境では上昇しない対照的な現象である。

【0004】

加えて、血圧は、しばしば、経時的にかなりの変動性を示す。したがって、血圧におけ

10

20

30

40

50



る日中のまたは他の一時的な変動を確認することは、高血圧症の適切な診断のために非常に重要であり得る。最近、自由行動下血圧測定を行うことは、全体的に費用対効果が高いことも示されている。

【0005】

したがって、正常な身体機能に干渉せず、または少なくとも測定されている動脈を乱すことなく、連続的かつより長い時間期間にわたって血圧を測定し得る、血圧を測定するためのデバイスを提供することが望ましい。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

10

様々な実施形態のシステム、方法、およびデバイスは、最小限の干渉で血圧の連続的な非侵襲的測定を可能にする。様々な実施形態は、血圧の連続測定に適した方法における測定キャリブレーションのための方法を提供する。そのような実施形態の方法では、測定量は、拡張期の間の指数関数的減衰の利用によって動脈特性の増分変化量および絶対値適合のための変換のキャリブレーションを含む、動脈の内腔または動脈の断面積に関係し得る。様々な実施形態では、非干渉血圧測定デバイスの連続的なキャリブレーションは、患者の動脈の実際の測定された膨張に関連付けられた圧力値などのしきい値よりも大きい平均動脈圧の変化に基づいて開始され得る。

【0007】

本明細書に組み込まれ、本明細書の一部を構成する添付図面は、特許請求の範囲の例示的な実施形態を示し、上記で与えた一般的な説明および以下で与える詳細な説明とともに、特許請求の範囲の特徴を説明するのに役立つ。

20

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1A】被験者上に配置された一実施形態の血圧測定デバイスを含む一実施形態のシステムのブロック図である。

【図1B】一実施形態の血圧測定デバイスの構成要素ブロック図である。

【図2】被験者の肢および一実施形態の血圧測定デバイスの動きを示すブロック図である。

。

【図3A】動脈の応力-歪み関係のグラフである。

30

【図3B】動脈の応力-歪み関係のグラフであり、それぞれ、測定量Xに対する壁内外圧差Pを示すグラフである。

【図4】動脈壁内の平滑筋の締付けまたは弛緩に対する応力-歪み関係の変化のグラフである。

【図5】単一の脈圧に関する圧力対時間のグラフである。

【図6A】特定の要素に着目した最初の脈拍および後続の脈拍の始めの脈圧に関する圧力対時間のグラフである。

【図6B】様々な実施形態による、拡張期の指数関数的減衰に一致する曲線に沿った、最初の脈拍の拡張期および後続の脈拍の始めの脈圧に関する圧力対時間のグラフである。

【図7】動脈特性の増分変化量に基づいて血圧を連続的に推定するための一実施形態の方法を示すプロセスフロー図である。

40

【図8】様々な実施形態で使用するのに適したコンピューティングデバイスの構成要素ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

様々な実施形態について、添付図面を参照して詳細に説明する。可能な場合はいつでも、同じまた同様の部分を参照するために、図面全体を通して同じ参照番号が使用される。特定の例および実施形態になされる参照は、例示の目的のためであり、特許請求の範囲を限定することを意図していない。

【0010】

50

「例示的」という言葉は、本明細書では、「例、事例、または例示として機能する」ことを意味するために使用される。「例示的」に本明細書に記載の任意の実装形態は、必ずしも、他の実装形態よりも好ましいまたは有利であるとして解釈されるべきではない。

#### 【0011】

「コンピューティングデバイス」という用語は、本明細書では、セルラー電話、スマートフォン、ウェブパッド、タブレットコンピュータ、インターネット対応セルラー電話、Wi-Fi対応電子デバイス、ラップトップコンピュータ、専用ヘルスケア電子デバイス、パーソナルコンピュータ、および少なくとも1つのプロセッサを搭載した同様の電子デバイスのうちの任意の1つまたはすべてを指すために使用され、ほとんど干渉せず、ほとんど知覚されない構成などの、本明細書に記載の血圧測定デバイスと通信するように構成され、または血圧測定デバイス(たとえば、着用可能なパッチ、プレスレット、アンクレット、腕時計など)を形成するように構成される。

10

#### 【0012】

様々な実施形態は、測定に対する干渉が最小限の血圧の連続的な非侵襲的モニタリングのための方法およびデバイスを提供する。様々な実施形態は、血圧の非干渉測定を可能にし得る。

#### 【0013】

様々な実施形態では、血圧測定デバイスは、測定の位置での動脈の断面積の変動に比例して変動する出力を提供し得る。いくつかの実施形態では、以下でさらに説明しているバイアス項が原因で、比例性は、増加変化または変動についてはあり得るが、絶対値についてはなくなり得る。様々な実施形態は、動脈の領域または内腔と、したがって、直径の二乗とに関連する出力を提供し得る。動脈の方向における膨張は無視され得るので、断面積および内腔(容積)は、比例し得る。血圧測定デバイスの配置および/または測定の位置は、肢(たとえば、腕、手首、指など)の患者上の任意の位置であり得る。

20

#### 【0014】

様々な実施形態は、バイアス項を有する動脈内腔または断面積を測定し得る。そのような測定値を圧力に変換するために、血圧測定デバイスの感度、ならびに動脈硬化度が必要とされ得、バイアス項が決定され得る。様々な実施形態では、静水圧の変動(たとえば、60cmの高低差は、47mmHgの圧力変化に対応し得るが、心臓の高さでの平均動脈圧は、約100mmHgであり得る)は、位置の変化を検出するために統合された測定値を有する3次元加速度計、測定位置の高度の上昇または変化を出力するように構成された高解像度気圧計などの高度センサからの出力に加えて、連続的に監視され得る。脈拍数が一定のとき、「駆動脈圧」は、不変であることが推測され得、脈圧は、一定であることが推測され得、したがって、圧力変化のみが、測定位置の高度の変化による静水圧の変化によって引き起こされる可能性がある。圧力の変化の唯一の原因が静水圧の変化であるというこの推定は、増加変化のためのキャリブレーションの方法を可能にする。

30

#### 【0015】

絶対圧力は、脈拍の拡張部分(たとえば、脈拍の最後の部分)の指数関数的減衰の分析を通して評価され得、それは、静脈圧、一般的には数mmHgに向かって収束し、フィッティング手順は、減衰定数と、バイアス項に対する補正とを与え得る。したがって、様々な実施形態では、脈圧と平均動脈圧の両方が推定され得る。これらの推定値を使用して、収縮期および拡張期の圧力は、従来のカフベースのデバイスによって達成不可能な時間分解能で、測定が実行され得る動脈のどのような干渉もなしに決定され得る。加えて、様々な実施形態は、血圧を決定するために局所的な脈波伝播速度および動脈の直径を測定する必要性を排除し得る。

40

#### 【0016】

様々な実施形態では、測定量の変動は、一般に、動脈の断面積の変動に比例し得るが、未知の付加的なバイアス項を含み得る。比例定数およびバイアスは変化し得るが、典型的には、単一の脈拍の持続時間よりもはるかに長い時間スケールにわたって変化し得る。単一の脈拍の持続時間は、典型的には約1秒であるが、単一の脈拍の長さは、時間とともに

50

、かつ個々間で変動し得る。

【0017】

動脈圧Pおよび動脈断面積は、一般的に指数関数であると仮定され得る応力-歪み関係によって関連付けられ得る。心臓の鼓動に関連する脈圧は、平均圧力よりも小さいことがあり、圧力変動と動脈の断面積の変動との間の局所的な線形関係が仮定され得る。この関係の勾配は、瞬時の増加動脈硬化度または弾性を定義し得る。硬化度は、一定ではないことがあり、硬化度は、被験者(すなわち、患者)の状態に連続的に適合し得る。応答時間は、典型的には、数分程度またはそれよりも長いことがあるが、被験者が曝される環境の異なる変化の場合には、大幅により短いことがある。増加圧力および内腔変化は、応力-歪みの勾配によって関連付けられ得る。一般的には、動脈の直径の変動は、無視され得るので、末梢動脈の内腔および断面積は、比例し得る。末梢動脈の弾性特性は、主に、おそらく、圧力が増加する際の動脈膨張が主に半径方向であり得、長手方向で無視され得るように配置された、螺旋パターンにおける平滑筋配置によって与えられ得る。

10

【0018】

様々な実施形態では、左心室の各収縮後に発生する脈圧は、3つの部分を含むと考えられ得る。第1の部分は、心臓からの排出、すなわち心収縮段階の結果としての圧力の即時の上昇であり得る。第2の部分は、心臓拡張段階において生じる指数関数的に減衰する圧力を含み得る。減衰は、わずか数mmHgであり得る静脈圧に漸近的に近づき得るが、後続の脈圧の発生によって終了し得る。指数関数的減衰は、高い流体流抵抗を有する毛細血管網を介して静脈に接続されている動脈系と、動脈よりもはるかにより弾性である静脈とによって引き起こされ得る。したがって、静脈系は、本質的に、キャパシタとして表され得るように動作することができる。減衰の時定数は、動脈系を介する脈拍伝播時間よりもはるかに長いことがあるので、伝播効果は、減衰のための重要ではない役割を果たし得る。第3の部分は、動脈系内、特にセンサの近傍における分岐または直径の変化などの、動脈系内の不連続部からの反射を表し得る。

20

【0019】

様々な実施形態では、測定値の約1分にわたって平均されたような、時間平均された脈拍数は、重要な役割を果たし得る。心拍数と中枢血圧との間には逆相関が存在し得るが、しばしば、心拍数と末梢血圧との間には正の相関が存在し得る。非常に短い期間の心拍変動性を除いて、心拍数が一定である場合、脈圧も一定であり得、測定された血圧の唯一の変化は、静水圧の変化によって引き起こされ得ることが仮定され得る。系内の流体が非圧縮性であり、すなわち、その密度が一定であり、重力加速度が一定であると仮定した場合、動脈内の血圧に影響する静水圧は、基準点に対する動脈セグメントの上昇によって排他的に与えられ得る。重力の方向における距離 $h$ (すなわち、高さ)だけ分離されたある位置から別の位置まで測定位置を移動することによって遭遇する静水圧 $P_{hs}$ の変化は、単に、 $P_{hs} = \rho gh$ によって与えられ得、ここで  $\rho$  は、流体の密度であり、 $g$ は、重力加速度である。たとえば、それぞれ、真上に上げられた位置および水平位置での長さ60cmの腕の手首における静水圧の差は、47.4mmHgであり得、それは、心臓の高さでの平均動脈圧(典型的には約100mmHg)に対して有意であり得る。流体系が非常に高い流体インピーダンスユニットで終わる場合、サイフォン効果は、無視され得、それは、高抵抗毛細血管網が動脈から静脈への接続を提供する動脈系のほとんどの場合である。

30

40

【0020】

様々な実施形態のシステム、方法、およびデバイスは、時間の関数として測定された電気インピーダンス(または、アドミッタンス、すなわち、インピーダンスの逆数)に基づく血圧の連続的な推定を可能にし得る。様々な実施形態は、特別な操作が患者によって必要とされなくてもよく、感覚が患者によって感じられない可能性があるような方法で、患者(すなわち、被験者)の動脈特性の変化に連続的に適合させることによって、時間の関数として測定された電気インピーダンスに基づいて血圧を連続的に推定し得る。

【0021】

様々な実施形態では、血圧測定デバイスは、測定セッションが開始されるとき、正確な

50

動脈特性のために最初にキャリブレートされ得る。様々な実施形態では、血圧測定デバイスは、血圧測定デバイスが最初に患者のための正確な動脈特性のために設定されることを可能にし得る任意の方法で最初にキャリブレートされ得る。たとえば、血圧測定デバイスは、センサの出力(X)と動脈の断面積(A)との間の関係を記述する第1のモデルを提供し、第1の数の未知のパラメータを有する第1の式( $A=f(X)$ )で第1のモデルを表し、動脈の断面積(A)と動脈における壁内外圧差(P)との間の関係を記述する第2のモデルを提供し、第2の数の未知のパラメータを有する第2の式( $P=g(A)$ )で第2のモデルを表し、第3の式 $P=c(X)$ を得るために第1の式(f)を第2の式(g)に代入し、センサの出力と動脈における壁内外圧差との間の関係を数(z)の未知のパラメータを有する第3の式(c)で表し、センサが被験者の肢内の動脈の近傍に配置されるように、被験者の肢に血圧測定デバイスを取り付け、センサの測定位置が基準の高さに対してzの異なる高さに到達するように被験者の肢をzの位置に配置し、zの異なる高さの各々において、基準の高さに対するセンサの測定位置の高さとともに、センサの出力の平均値を測定および記録し、第3の式(c)の未知のパラメータを見出すために、センサの測定位置の異なる高さにおける壁内外圧差に対する静水圧の既知の影響を使用することによって、血圧測定デバイスのセンサの近傍に配置された動脈の断面積(A)に単調に関連する量(X)を測定するためにキャリブレートされ得る。

10

#### 【0022】

様々な実施形態では、測定量Xの変化 Xが測定位置の高さの起こり得る変化と一緒に観測されたとき、静水圧の変化によって引き起こされた血圧の予想される変化を評価し得る。さらに、変化 Xおよび測定位置の高さの起こり得る変化が、心拍数が一定な時間間隔中に発生した場合、測定位置における血圧の変化の唯一の原因は、静水圧の変化である。これは、増加圧力変化 Pと測定量の増加変化 Xとの間の現在の関係の推定、すなわち、式

20

$$P=k \times X \quad (1)$$

におけるkを決定することを行うことができる。

増加感度を知れば、脈圧は、式(1)を使用して、指数応力-歪み関数および2つの観測時点の間の増分変化量に基づいて決定され得る。絶対圧力は、指数関数的減衰関数に拡張期をフィッティングすることによって得られ得る。フィッティングされた指数関数的減衰関数は、静脈内の圧力に漸近的に近づき得る。しかしながら、圧力に変換された測定量のバイアスは、一般的に、静脈圧よりもはるかに大きくなる。減衰の漸近値を知ることは、絶対圧力の推定を容易にし得る。たとえば、漸近値がほぼ0~5mmHg内に推定される静脈圧でなければならないことを知ることは、0~5mmHgなどの、静脈圧の不確実性に等しい不確実性を有する絶対圧力値の推定値を提供し得る。完全な応力-歪み関係はまた、静水圧が評価され、データの指数関数的関係にフィッティングされ得る一連の異なる高さにおいて測定量を記録することによって決定され得る。

30

#### 【0023】

様々な実施形態では、動脈測定センサなどのセンサは、出力Xを提供し得、出力Xは、瞬時の動脈断面積に比例するが、未知の付加的なバイアス項も含み得る。センサ出力の変動は、動脈断面積の同等の変動を与え得る。解決すべき1つの問題は、センサ出力を適切にキャリブレートされた血圧に変換することである。変換は、一般的には、変動する動脈硬化化度のため、静的ではない。測定バイアスは、測定が実行される肢の動きの結果として変化することがあり、それは、測定位置における高さ変化に対応し得る。バイアス変化は、高さ変化によってすぐには発生しないことがある。むしろ、様々な実施形態では、バイアス変化は、たとえば、被験者の静脈の特性の比較的遅い変動によって引き起こされ得る、少なくとも数分の時間スケールにおける、比較的低速であると仮定され得る。センサ信号から内腔への増加変換はまた、患者の姿勢/位置の変化の結果として変化し得る。

40

#### 【0024】

様々な実施形態では、高度センサは、測定位置の高さの測定値に連続的に変換され得る出力を提供し得る。たとえば、高度センサは、加速度計などの3次元慣性センサであり得、高さ変化は、加速度計出力の積分から推測され得る。他の例として、高度センサは、気

50

圧計、磁気近接場デバイス、または、測定位置の高さもしくは高さの変化を測定するように構成された任意の他のタイプのセンサであり得る。

【0025】

個々の脈拍は、振幅、脈拍形状と、脈拍長さの両方においてかなりの変動性を示し得る。特徴的な脈拍を得るために、条件付き平均化が様々な実施形態において適用され得る。条件付き平均は、所与の条件が数値の各々に関して満たされなければならない数値のセットを平均することによって得られ得る。一実施形態では、それは、振幅 $X(t_{i,j})$ であり得、第1のインデックス $i$ は、脈拍の基準時間からの一定時間を表す。基準時間は、脈拍の最も大きい正の勾配が観測される時間によって定義され得る。たとえば、基準時間は、ハイパスフィルタリングされた脈拍の最初のゼロ交差であり得る。脈拍の数が記録されている場合、第2のインデックス $j$ は、脈拍番号であり得る。一実施形態では、脈拍の $i$ 値の各々は、 $j$ 値にわたるすべての脈拍にわたって平均され得る。結果は、すべての記録された脈拍にわたって平均された平均脈拍を表す脈拍であり得る。

10

【0026】

一実施形態では、血圧を測定するための方法は、手首、指、または動脈が識別されるなにか他の位置などの、測定のための身体上の位置を選択することを含み得る。選択された位置は、非干渉感知デバイスなどの動脈測定センサを含む血圧測定デバイスを装着され得、動脈測定センサは、そのセンサ、および、傾斜センサによってサポートされ得る3次元慣性センサなどの高度センサの真下の動脈の膨張に比例する量を測定し得る。一実施形態では、センサ(たとえば、動脈測定センサ)、および高度センサの出力は、連続的に記録され得る。脈拍数は、0.5分から約2分までの幅のスライドウィンドウにわたって連続的に測定され、平均され得る。高さは、数秒にわたって連続的に評価され、平均され得る。

20

【0027】

一実施形態では、一定の心拍数を有する配列が選択され得る。センサ出力の平均値は、これらの配列について評価され得る。増加感度(または変動)は、次いで、 $k = P_{hs} / X$ であるように見出され得、ここで  $P_{hs}$  は、ある観測時点から別の観測時点までの静水圧の変化であり、 $X$  は、2つの観測時点の間の動脈測定センサの平均出力の変化である。

【0028】

一実施形態では、2つの観測時点の間に記録された測定心拍の拡張部分は、付加的なバイアスを含む指数関数的減衰関数、すなわち、

30

【0029】

【数1】

$$a \exp\left(-\frac{t}{t_0}\right) + b \quad (2)$$

【0030】

にフィッティングされ得る。

【0031】

40

パラメータ $a$ は、脈拍の拡張部分の膨張振幅によって定義され、パラメータ $b$ は、動脈以外の組織からのあり得る寄与と、測定電子機器のあり得るオフセットとによって引き起こされるバイアス項である。時間は、 $t$ で示され、減衰の時定数は、動脈の容積に関連して、動脈と静脈とを接続する毛細血管網の抵抗によって与えられる $t_0$ で示される。

【0032】

一実施形態では、拡張部分は、個々の脈拍において指数関数的減衰関数にフィッティングされ得、フィッティングパラメータは、次いで、60の脈拍または任意の他の数の脈拍などの、一連の脈拍にわたって平均され得る。代替的には、フィッティングは、60の脈拍までなどの一連の脈拍にわたる条件付き平均化によって得られる脈拍において実行され得る。拡張期は、時間に関する測定脈拍波形の2次導関数が正である脈拍の最初のディップの

50

後の時間インスタンスにおいて開始し、後続の脈拍の開始において終了するものとして定義され得る(以下の図5参照)。

【0033】

一実施形態では、パラメータaおよびbは、kとの乗算によって圧力パラメータに変換され得る。一実施形態では、拡張期血圧(DBP)は、拡張期の終了時(図3および図5参照)における式(2)の第1の部分の評価し、kと乗算し、静脈圧を加算することによって推定され得、それは、2mmHgの不確実性を有する4mmHgであると仮定され得る。拡張期血圧推定は、個々の脈拍において、いくつかの脈拍の値を平均して実行され得る。脈拍の数は、1から60以上までであり得る。短期間の変動は、最小化され得、動脈特性は、一般に60の脈拍の期間にわたって一定であり得るので、一般的には60の脈拍が使用され得る。拡張期血圧推定はまた、条件付き平均化によって得られる脈拍から得られ得る。同様に、脈圧(PP)は、上記で説明したように平均化して、単に式(1)から得られ得る。

10

【0034】

一実施形態では、収縮期血圧(SBP)は、  
 $SBP = DBP + PP$  (3)  
 によって与えられ得る。

【0035】

一実施形態では、平均動脈圧(MAP)は、kでスケールされ、上記で決定したバイアス項を有する、収縮期の開始から拡張期の終了までの脈圧の平均を見出すことによって得られ得る。代替的には、しばしば使用される近似、

20

【0036】

【数2】

$$MAP = \frac{2}{3} DBP + \frac{1}{3} SBP \quad (4)$$

【0037】

が用いられ得る。

【0038】

30

一実施形態では、式(1)によって定義されるような測定信号への圧力の関係の特徴付けるパラメータは、いくつかの高さで記録された平均測定信号に基づいて決定され得る。平均測定信号は、少なくとも1つの脈拍の長さに等しくてもよい時間にわたる平均信号の表現であり得る。少なくとも1つの呼吸信号に等しい時間にわたる平均信号などの、より長い時間は、一般に呼吸によって引き起こされる血圧の変調を排除し得る。平均化時間の上限は、脈圧が一定であるか、脈圧が体動アーチファクトによって分散される範囲内の時間であり得る。この時間は、脈拍数の変動性から推測され得る。一実施形態では、心臓の高さに対する静水圧とセンサ平均出力とを表すデータのセットは、データセット $\{Ph_i, X_i\}$ を提供するいくつかの異なる高さについて記録され得、ここでインデックスiは、特定の高さを示す。式(1)を定義するパラメータは、次いで、 $P = Ph + P_{heart}$ を示すデータに式をフィッティングすることによって得られ得、 $P_{heart}$ は、心臓の高さと同じ高さにおけるMAPである。MAPは、次いで、 $P_{heart}$ として定義され得、脈圧PPは、式1を介して圧力に変換され得る測定量Xの動的部分 Xを測定することによって決定され得る。

40

【0039】

被験者に対する連続測定命令は、測定セッションが24時間以上続き得るとき、測定セッションの初期化においてのみ実行可能であり得る。キャリブレーションを更新することは、測定セッションの過程で必要とされ得、それは、膨張信号、心拍数、および測定位置の高さを連続的に測定することによって達成され得る。高さが一定の心拍数で変化し、それに応じて計算された圧力の変化が、実際の測定された膨張に関連する圧力値などのしきい値から逸脱していることを決定することによって、更新キャリブレーション条件が決定さ

50

れ得、デバイスは、キャリブレーションモードに入り得る。

【0040】

一実施形態では、生体インピーダンス変動を利用し、好ましくは、W02012110042A1に開示されているような4極性構成および電極構成を有するセンサが、血圧を決定するために利用され得る。別の実施形態では、電極は、その橈骨動脈の上部のライン内に配置されて患者に適用され得、選択された動脈の方向に整列され得る。手首において、これは、橈骨動脈または尺骨動脈であり得る。2つの電極の第1のセットは、動脈が肢内に埋め込まれている深さよりも若干大きく分離して配置され得る。手首において、これは、約1cmであり得るが、分離は、肢の長さによってのみ制限されて、かなりより大きくてもよい。2つの電極の第2のセットは、第1のセットおよび第1のセットの電極間におけるよりも近く分離して配置され得る。第2のセットの電極の分離は、動脈が配置される深さによって与えられる最小値であり得るが、好ましくはより大きくてもよい。手首において、これは、5mmから数センチメートルまでの分離であり得る。電極のサイズは、1mm、2mm、またはそれ以上など、分離よりも小さくてもよい。10kHz~100MHzの範囲内であり得る周波数において振動する電流が、肢に注入され得る。電流の大きさは、0.1  $\mu$ A~2mAの範囲内であり得る。皮膚および皮下脂肪は、低い導電率を有し得るので、電流に関連する力線は、皮膚に対して実質的に垂直に近い可能性がある。血液は、比較的高い導電率を有するので、動脈内で、電場線は、血液が充填された動脈の方向に整列されるようになり得る。

【0041】

図1Aは、被験者104上に配置された一実施形態の血圧測定デバイス102を含む一実施形態のシステム100を示す。一実施形態では、血圧測定デバイス102は、1つまたは複数の動脈測定センサ101に接続されたプロセッサ103と、1つまたは複数の高度センサ105と、電源107と、アンテナに接続された無線モジュール109とを含み得る。1つまたは複数の動脈測定センサ101は、直接または間接的に被験者104の動脈特性を測定し得る任意のタイプのセンサまたはセンサの組合せであり得る。一例として、1つまたは複数の動脈測定センサ101は、生体インピーダンスを測定するために、電極のセットの1つによって交流電流を注入し、電極の別のセットを用いて電圧を検出する、電気組織および血液インピーダンス測定センサであり得る。別の例として、1つまたは複数の動脈測定センサ101は、パルスオキシメータを含むフォトプレチスモグラフィセンサなどの光学センサであり得る。さらなる例として、1つまたは複数の動脈測定センサ101は、超音波センサであり得る。さらに別の例として、1つまたは複数の動脈測定センサ101は、面圧力センサであり得る。依然としてさらなる例として、1つまたは複数の動脈測定センサ101は、インピーダンスプレチスモグラフィセンサなどのインピーダンスセンサであり得る。1つまたは複数の動脈測定センサ101は、血圧測定デバイス102のプロセッサ103に動脈特性の測定値を出力し得る。1つまたは複数の高度センサ105は、血圧測定デバイス102および血圧測定デバイス102が取り付けられ得る被験者104の肢または他の一の高さを測定し得る任意のタイプのセンサまたはセンサの組合せであり得る。例として、1つまたは複数の高度センサは、3次元慣性センサ(たとえば、加速度計など)、GPSセンサなどであり得る。1つまたは複数の高度センサ105は、血圧測定デバイス102のプロセッサ103に高度測定値を出力し得る。

【0042】

一実施形態では、無線モジュール109およびアンテナを介して、血圧測定デバイス102のプロセッサ103は、スマートフォンなどのコンピューティングデバイス106とのワイヤレス通信を確立し得る。このように、コンピューティングデバイス106とのワイヤレス通信を介して、血圧測定デバイス102のプロセッサ103は、コンピューティングデバイス106とデータを交換し得る。

【0043】

様々な実施形態では、血圧測定デバイス102は、任意のタイプの構成または形態であり得る。一実施形態では、血圧測定デバイス102は、着用可能なパッチ、ブレスレット、アンクレット、腕時計などの、ほとんど干渉せず、ほとんど知覚されない構成または形態のデバイスであり得る。

## 【 0 0 4 4 】

図1Bは、プロセッサ103の様々な処理モジュールを示す、図1Aを参照して上記で説明した血圧測定デバイス102などの例示的な血圧測定デバイスの構成要素ブロック図である。一実施形態では、図1Bに示す血圧測定デバイスは、生体インピーダンスに基づいて血圧を測定し得る。動脈測定センサ101は、動脈などの物体に励起電極を介して振動電流、正弦波電流などの励起信号を印加するように構成された、発振器などの信号発生器と、結果として生じる電圧を測定し、プロセッサ103に電圧を提供する検出電極とを含み得る。高度センサ105は、プロセッサ103に加速度測定値を出力するように構成され得る慣性センサを備え得る。

## 【 0 0 4 5 】

10

一実施形態では、図1Bに示す血圧測定デバイスのプロセッサ103は、励起電極に振動電流を印加するために、動脈測定センサ101を制御することによって、生体インピーダンスを測定し得る。プロセッサからの出力は、mmHgの単位またはなにか他の選択された圧力単位における脈拍およびMAPであり得る。たとえば、脈拍およびMAPは、さらなる処理および/または表示のために、プロセッサ103から無線モジュール介してスマートフォンなどのコンピューティングデバイスに送信され得る。

## 【 0 0 4 6 】

一実施形態では、慣性センサからのデータは、最初の位置および最後の位置が腕(肢)の垂直配向を必要とし、その間の測定が水平配向を必要とするように、レベル検出器からの信号によってサポートされ得る。図2は、上方垂直方向における第1の高さ(21)から、水平方向における第2の高さ(22)へ、まっすぐの下方垂直方向における第3の高さ(23)へ移動する被験者の肢および一実施形態の血圧測定デバイス102の動きを示す。

20

## 【 0 0 4 7 】

図3Aは、動脈に関する応力-歪み関係のグラフである。図3Aは、収縮期血圧(SBP)と、脈圧(PP)と、 $P$ と、MAPと、拡張期血圧(DBP)と、膨張と、 $A$ と、 $\langle A \rangle$ とを含む、様々な実施形態によって推測され得る量を定義する。図3Bは、動脈に関する応力-歪み関係のグラフであり、それぞれ、測定量 $X$ に対する壁内外圧差 $P$ を示す。

## 【 0 0 4 8 】

図4は、動脈壁内の平滑筋の締付けまたは弛緩に対する応力-歪み関係の変化のグラフである。図4は、平滑筋の締付けを変化させることで応力-歪み関係がどのように変化し得るのかを示す。

30

## 【 0 0 4 9 】

図5は、脈圧に関する圧力対時間のグラフである。図5は、収縮期における開始と、次の脈拍が発生するまでの拡張期の最後の部分における指数関数的減衰とを有する典型的な脈圧を示す。測定されたインピーダンス変動は、一般的に、大きいバイアスを有し得る。図5において、信号は、ハイパスフィルタリングされており、それは、ベースラインを除去し得る。バイアスは、ハイパスフィルタリングによって除去され得るが、これは、減衰に関する正確な漸近値を提供しない可能性がある。

## 【 0 0 5 0 】

図6Aは、時間(すなわち、秒/100で測定された横軸)の経過に伴う圧力の変化(すなわち、mmHgで測定された縦軸)を示す脈圧20のグラフである。脈圧は、左心室の各収縮後に発生し、3つの部分を有するものと考えられる。収縮期と呼ばれる第1の部分 $S_1$ は、心臓からの排出の結果としての圧力の即時の上昇を反映する。

40

## 【 0 0 5 1 】

拡張期と呼ばれる第2の部分 $D_1$ は、収縮期後の圧力の低下を反映する。拡張期は、一般的に指数関数的に減衰する圧力によって特徴付けられる。指数関数的減衰は、漸近的に静脈圧に近づくが、そうなる前に、後続の脈拍の発生時に方向を変えられ、それは、次の脈拍の収縮期 $S_2$ を開始する。指数関数的減衰は、高い流体抵抗を有する毛細血管網を介して静脈に接続されている動脈系と、動脈よりもはるかにより弾性である静脈とによって引き起こされ得る。したがって、静脈系は、実質的にキャパシタのように動作し得る。減衰

50



の時定数は、動脈系を介する脈拍の伝播よりもはるかに大きい可能性があるので、伝播効果は、減衰のために意味のない役割を果たし得る。

【 0 0 5 2 】

脈圧20はまた、第3の部分とみなされる反射Rを含み、それは、特にセンサの近くの、分岐または直径の変化などの動脈系における不連続性からもたらされる。

【 0 0 5 3 】

図6Bは、拡張期およびその後の収縮期の一部の間の、時間(すなわち、秒/100において測定された横軸)の経過に伴う圧力の変化(すなわち、mmHgで測定された縦軸)を示す別の脈圧21のグラフである。脈圧21に重ねられるのは、拡張期の間およびさらにそれを超えて脈圧21の指数関数的減衰を表す減衰指数関数 $P_{ED}f(t)$ である。

10

【 0 0 5 4 】

図7は、動脈特性の増分変化量に基づいて血圧を連続的に推定するための一実施形態の方法700を示す。一実施形態では、方法700の動作は、上記で説明した血圧測定デバイス102などの血圧測定デバイスのプロセッサによって実行され得る。別の実施形態では、方法700の動作は、上記で説明した血圧測定デバイス102などの血圧測定デバイスと通信する、上記で説明したコンピューティングデバイス106などのコンピューティングデバイスのプロセッサによって実行され得る。一実施形態では、方法700の動作は、測定セッションが開始されたとき、血圧測定デバイスのための正確な動脈特性を設定する初期キャリブレーション手順の後、プロセッサによって実行され得る。

【 0 0 5 5 】

20

ブロック702では、プロセッサは、脈拍を測定し、静水圧と、手首、指、または動脈が識別されるなにか他の位置などの、患者の身体における測定の位置における高さとを推定し得る。様々な実施形態では、プロセッサは、脈拍を測定し、動脈測定センサおよび高度センサなどの1つまたは複数のセンサからの出力に基づいて、静水圧および高さを推定し得る。様々な実施形態では、心拍、静水圧、および高さは、連続的に得られ得る。様々な実施形態では、高さは、数秒の期間にわたって平均され得、脈拍および静水圧は、同じ期間にわたって平均され得る。様々な実施形態では、脈拍は、それらが発生したとき連続的に記録され得、脈拍数は、測定され、30秒ウィンドウ~約2分ウィンドウなどのスライドウィンドウにわたって平均され得る。

【 0 0 5 6 】

30

ブロック704では、プロセッサは、測定脈拍、静水圧、および高さ、ならびに/または、観測期間に対応するそれらの平均測定値を記憶し得る。たとえば、プロセッサは、測定脈拍、静水圧、および高さ、ならびに/またはそれらの平均測定値を、異なる観測期間についての測定脈拍、静水圧、および高さ、ならびに/またはそれらの測定値のデータベースなどのメモリ内に記憶し得る。

【 0 0 5 7 】

決定ブロック706では、プロセッサは、動脈の測定値(たとえば、膨張および/または動脈の断面積の変化に関連する測定値)と高さの両方の変化が最後の観測から生じたかどうかを決定し得る。一実施形態では、プロセッサは、任意の変化が測定値において生じたかどうかを決定するために、最新の観測時点についての測定値またはその平均測定値を以前の観測時点についての測定値またはその平均測定値と比較し得、任意の変化が高さにおいて生じたかどうかを決定するために、最新の観測時点からの測定位置の高さを以前の観測時点からの測定位置の高さとを比較し得る。たとえば、測定位置の高さの変化が生じたとき、異なる高さにおいて測定された動脈の膨張は、異なる可能性があり、高さおよび測定値の変化は、両方とも最新の観測と以前の観測とを比較することによって決定され得る。変化が膨張または高さのどちらでも生じていないことを決定すること(すなわち、決定ブロック706=「No」)に応答して、プロセッサは、ブロック702で、脈拍、静水圧、動脈の膨張、および高さを測定し続け得る。

40

【 0 0 5 8 】

変化が膨張と高さの両方で生じていることを決定すること(すなわち、決定ブロック706

50

=「Yes」)に回答して、プロセッサは、決定ブロック708で、観測時点の間に脈拍数の変化が生じているかどうかを決定し得る。脈拍数の変化なしの測定位置の高さおよび膨張の変化は、血圧の変化の唯一の理由が、増加圧力変化と測定量の増加変化との間の現在の関係の推定を提供し得る静水圧の変化であることを示し得る。変化が心拍数において生じていることを決定すること(すなわち、決定ブロック708=「Yes」)に回答して、プロセッサは、ブロック702で、脈拍、静水圧、動脈の膨張、および高さを測定し続け得る。

【0059】

変化が心拍数において生じていないことを決定すること(すなわち、決定ブロック708=「No」)に回答して、プロセッサは、ブロック710で、観測間の増分変化量を決定し得る。一実施形態では、変動は、 $k = P_{hs} / X$ であることが見出され得、ここで、 $P_{hs}$ は、ある観測時点から別の観測時点までの静水圧の変化であり、 $X$ は、2つの観測時点の間での動脈測定センサの平均出力の変化である。上記で論じたように、2つの異なる観測時点は、測定位置の2つの異なる高さに関連付けられる。一実施形態では、プロセッサは、2つの計算を実行し、結果を比較することによって、観測間の増分変化量を決定し得る。第1の計算は、以前のキャリブレーションおよび膨張の変化に基づいて、測定位置の高さの変化によって引き起こされる予測圧力変化を決定し得、第2の計算は、静水圧の変化を決定し得る。プロセッサは、以前のキャリブレーションおよび膨張に基づく測定位置の高さ変化によって引き起こされる予測圧力変化を、静水圧変化の変化と比較し得る。圧力変化が異なることを決定することに応じて、プロセッサは、新しいキャリブレーションが必要であることを決定し得、新しいキャリブレーションは、静水圧、および、少なくとも1つの脈拍にわたって平均された測定量の変化から得られ得る。「ベースライン」は、次いで、指数関数フィッティングを使用してプロセッサによって推定され得る。

【0060】

ブロック712では、プロセッサは、脈圧(PP)を決定し得る。一実施形態では、脈圧(PP)は、いくつかの脈拍の値を平均して、式(1)から単純に得られ得る。脈拍の数は、1から60以上までであり得る。短期間の変動は、最小化され得、動脈特性は、一般に一定であり得るので、一般的な使用のためには60の脈拍が使用され得る。様々な実施形態では、脈圧は、指数応力-歪み関数および2つの観測時点の間の増分変化量に少なくとも部分的に基づいて決定され得る。

【0061】

ブロック714では、プロセッサは、圧力における観測された減衰を特徴付ける指数関数的減衰関数のための係数を決定するために、脈拍の拡張期に対応する推定脈圧に指数関数的減衰関数をカーブフィッティングすることによって、測定された動脈の応力-歪み関係を調整するための係数を決定し得る。たとえば、プロセッサは、観測時点の間の測定脈拍の拡張部分を指数関数的減衰関数にフィッティングし、圧力パラメータを決定し得る。言い換えれば、プロセッサは、拡張期の一部の指数関数的減衰を表す付加的なバイアスを含む指数関数的減衰関数を、2つの観測時点の間の測定脈拍にフィッティングして、拡張期に対応する推定脈圧の選択されたものをフィッティングする係数を決定し得る。一実施形態では、2つの観測時点の間の記録された測定脈拍の拡張部分は、上記で説明した式(2)などの付加的なバイアスを含む指数関数的減衰関数にフィッティングされ得る。一実施形態では、拡張部分は、各個々のパルスにおける指数関数的減衰関数にフィッティングされ得、フィッティングパラメータ(たとえば、指数関数的減衰関数の係数)は、次いで、60の脈拍などの一連の脈拍にわたって平均され得る。代替的には、フィッティングは、60の脈拍までなどの、一連の脈拍にわたる条件付き平均化によって得られたパルスに対して実行され得る。拡張期は、時間に関する測定脈拍波形の2次導関数が正である時間インスタンスにおいて開始し、後続の脈拍の開始時に終了するように定義され得る。一実施形態では、パラメータaおよびbは、kと乗算することによって圧力パラメータに変換され得る。一実施形態では、観測時点の間の測定脈拍の拡張部分を、付加的なバイアスを含む指数関数にフィッティングすることは、血圧測定デバイスの絶対キャリブレーションをもたらし得る。

。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 2 】

ブロック716では、プロセッサは、拡張期血圧(DBP)を決定し得る。一実施形態では、式(2)のパラメータaおよびbは、kと乗算することによって圧力パラメータに変換され得る。一実施形態では、拡張期血圧(DBP)は、拡張期の終了時における式(2)の第1の部分の評価し、kと乗算し、静脈圧を加算することによって推定され得、それは、2mmHgの不確実性を有する4mmHgであると仮定され得る。拡張期血圧推定は、個々の脈拍において、いくつかの脈拍の値を平均して実行され得る。脈拍の数は、1から60以上までであり得る。短期間の変動は、最小化され得、動脈特性は、一般に一定であり得るので、一般的な使用のためには60の脈拍が使用され得る。拡張期血圧推定はまた、条件付き平均化によって得られる脈拍から得られ得る。

10

## 【 0 0 6 3 】

ブロック718では、プロセッサは、収縮期血圧(SBP)を決定し得る。一実施形態では、収縮期血圧は、上記で説明した式(3)に従って決定され得る。

## 【 0 0 6 4 】

ブロック720では、プロセッサは、平均動脈圧(MAP)を決定し得る。一実施形態では、MAPは、kでスケールされ、拡張期の指数関数的減衰にフィッティングすることによって決定された調整的なバイアス項を有する、収縮期の開始から拡張期の終了までの脈圧の平均を見出すことによって得られ得る。別の実施形態では、式(4)において上記で説明した近似は、MAPを決定するために使用され得る。

20

## 【 0 0 6 5 】

決定ブロック722では、プロセッサは、観測間のMAPの変化がしきい値よりも大きいかどうかを決定し得る。しきい値は、メモリに記憶された所定の値であり得、被験者の変化する状態に関連付けられ得る。たとえば、しきい値は、実際に測定された膨張に関連付けられた圧力値であり得る。プロセッサは、ブロック720で決定されたMAPを以前に決定されたMAPから減算し、MAPの決定された変化をブロック702で測定された動脈の膨張に関連付けられたしきい値と比較することによって、MAPの変化がしきい値よりも大きいかどうかを決定し得る。MAPの変化がしきい値以下であることを決定すること(すなわち、決定ブロック722=「No」)に応答して、プロセッサは、ブロック702で、脈拍、静水圧、動脈の膨張、および高さを測定し続け得る。

30

## 【 0 0 6 6 】

MAPの変化がしきい値よりも大きいことを決定すること(すなわち、決定ブロック722=「Yes」)に応答して、プロセッサは、ブロック724において、血圧測定デバイスをキャリブレートし得る。たとえば、プロセッサは、キャリブレーションモードに入るように血圧測定デバイスに合図または血圧測定デバイスを制御し得る。加えて、血圧測定デバイスをキャリブレートする際に、プロセッサは、観測時点の間の静水圧の測定された変化または静水圧の測定された変化の平均に基づいて、メモリに記憶されたキャリブレーション値を更新し得る。血圧測定デバイスをキャリブレートする際に、プロセッサは、ブロック702で、脈拍、静水圧、動脈の膨張、および高さを測定し続け得る。

## 【 0 0 6 7 】

血圧測定デバイスは、様々なコンピューティングデバイスのいずれかにデータを送信するように構成され得る。たとえば、図8は、様々な実施形態で使用するのに適したコンピューティングデバイス800を示す。コンピューティングデバイス800は、血圧測定デバイス102などの、上記で論じた血圧測定デバイスとの間でデータを交換し得、上記で説明した方法700の動作のうちの1つまたは複数を実行し得る。たとえば、DBP、PP、SBP、MAP、ならびに/または測定脈拍、静水圧、動脈の測定値(たとえば、膨張に関連する測定値および/もしくは動脈の断面積)、ならびに/または高さは、血圧測定デバイスからコンピューティングデバイス800に送信され得る。

40

## 【 0 0 6 8 】

様々な実施形態では、コンピューティングデバイス800は、タッチスクリーンコントローラ804および内部メモリ802に結合されたプロセッサ801を含み得る。プロセッサ801は、

50

一般的なまたは特定の処理タスクのために指定された1つまたは複数のマルチコアICであり得る。内部メモリ802は揮発性または不揮発性メモリであってよく、また、セキュアおよび/もしくは暗号化メモリであっても、または非セキュアおよび/もしくは非暗号化メモリであっても、あるいはそれらの任意の組合せであってもよい。タッチスクリーンコントローラ804およびプロセッサ801はまた、抵抗感知タッチスクリーン、静電容量感知タッチスクリーン、赤外線感知タッチスクリーンなどのタッチスクリーンパネル812に結合され得る。コンピューティングデバイス800は、1つまたは複数の無線信号トランシーバ808(たとえば、Peanut(登録商標)、Bluetooth(登録商標)、Zigbee(登録商標)、Wi-Fi、RF、セルラーなど)と、互いにおよび/またはプロセッサ801に結合された、送受信するためのアンテナ810とを有し得る。トランシーバ808およびアンテナ810は、様々なワイヤレス伝送プロトコルスタックおよびインターフェースを実装するために、上述した回路で使用され得る。コンピューティングデバイス800は、eMBMSネットワークなどのセルラーネットワークを介する通信を可能にし、プロセッサに結合されたセルラーネットワークワイヤレスモデムチップ816を含み得る。コンピューティングデバイス800は、プロセッサ801に結合された周辺デバイス接続インターフェース818を含み得る。周辺デバイス接続インターフェース818は、1つのタイプの接続を受け入れるように単独で構成され得、または、USB、FireWire、Thunderbolt、またはPCIeなどの、共通または独自の様々なタイプの物理的接続および通信接続を受け入れるように多様に構成され得る。周辺デバイス接続インターフェース818は、同様に構成された周辺デバイス接続ポート(図示せず)に結合される場合もある。コンピューティングデバイス800は、オーディオ出力を提供するためのスピーカ814を含むこともできる。コンピューティングデバイス800は、本明細書で論じた構成要素のすべてまたは一部を含むための、プラスチック、金属、または材料の組合せで構成されたハウジング820を含むこともできる。コンピューティングデバイス800は、使い捨てまたは充電式のバッテリーなどの、プロセッサ801に結合された電源822を含むことができる。充電式バッテリーは、また、コンピューティングデバイス800の外部のソースから充電電流を受け取るために、周辺デバイス接続ポートに結合され得る。

#### 【0069】

様々な実施形態で使用するのに適したコンピューティングデバイスのプロセッサは、任意のプログラマブルマイクロプロセッサ、マイクロコンピュータ、または、上記で説明した様々な実施形態の機能を含む様々な機能を実行するようにソフトウェア命令(アプリケーション)によって構成され得る多重プロセッサチップまたはチップであり得る。様々なデバイスでは、ワイヤレス通信機能専用の1つのプロセッサおよび他のアプリケーションを実行する専用の1つのプロセッサなどの、複数のプロセッサが設けられ得る。典型的には、ソフトウェアアプリケーションは、それらがアクセスされ、プロセッサ内にロードされる前に、内部メモリ内に記憶され得る。プロセッサは、アプリケーションソフトウェア命令を記憶するのに十分な内部メモリを含み得る。多くのデバイスにおいて、内部メモリは、揮発性メモリ、もしくはフラッシュメモリなどの不揮発性メモリ、または両方の混合物であり得る。この説明の目的のために、メモリへの一般的な参照は、内部メモリ、または様々なデバイス内に差し込まれるリムーバブルメモリおよびプロセッサ内のメモリを含む、プロセッサによってアクセス可能なメモリを指す。

#### 【0070】

さらに、当業者は、前述の方法の説明およびプロセスフロー図が、単に例示的な例として与えられ、様々な実施形態の動作が提示された順序で実行されなければならないことを必要とするまたは意味することを意図していないことを理解するであろう。当業者によって諒解されるように、上記の実施形態における動作の順序は、任意の順序で実施され得る。「その後」、「次いで」、「次に」などの言葉は、動作の順序を限定するものではなく、これらの言葉は単に、読者に本方法の説明を案内するために使用される。さらに、たとえば、冠詞「a」、「an」、または「the」を使用する、単数形におけるクレーム要素への任意の参照は、要素を単数形に限定するものとして理解されるべきではない。

#### 【0071】

本明細書で開示する実施形態に関して説明する様々な例示的な論理ブロック、モジュール、回路、およびアルゴリズム動作は、電子ハードウェア、コンピュータソフトウェア、またはその両方の組合せとして実装され得る。ハードウェアおよびソフトウェアのこの互換性を明確に示すために、様々な例示的な構成要素、ブロック、モジュール、回路、および動作は、それらの機能の観点から上記で一般的に説明されている。そのような機能がハードウェアまたはソフトウェアのいずれとして実装されるのかは、システム全体に課される特定の用途および設計制約に依存する。当業者は、各特定の用途のための様々な方法で、説明した機能を実装してもよいが、そのような実装の決定は、範囲の実施形態からの逸脱を生じさせるように解釈されるべきではない。

【0072】

本明細書で開示した実施形態に関連して説明した様々な例示的なロジック、論理ブロック、モジュール、および回路を実装するために使用されるハードウェアは、汎用プロセッサ、デジタル信号プロセッサ(DSP)、特定用途向け集積回路(ASIC)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)もしくは他のプログラマブル論理デバイス、ディスクリートゲートもしくはトランジスタロジック、ディスクリートハードウェア構成要素、または、本明細書に記載の機能を実行するために設計されたそれらの任意の組合せを用いて実装または実行され得る。汎用プロセッサはマイクロプロセッサであり得るが、代替実施形態では、プロセッサは、任意の従来型プロセッサ、コントローラ、マイクロコントローラ、または状態機械であり得る。プロセッサはまた、コンピューティングデバイスの組合せ、たとえば、DSPとマイクロプロセッサとの組合せ、複数のマイクロプロセッサ、DSPコアと併せた1つまたは複数のマイクロプロセッサ、または任意の他のそのような構成として実装され得る。代替的には、いくつかの動作または方法は、所与の機能に固有である回路によって実行され得る。

【0073】

様々な実施形態における機能は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、またはそれらの任意の組合せで実装され得る。ソフトウェアで実装される場合、機能は、非一時的コンピュータ可読媒体または非一時的プロセッサ可読媒体上に、1つまたは複数のプロセッサ実行可能命令またはコードとして記憶され得る。本明細書で開示した方法またはアルゴリズムの動作は、非一時的コンピュータ可読媒体またはプロセッサ可読記憶媒体上に存在し得るプロセッサ実行可能ソフトウェアモジュールにおいて具体化され得る。非一時的コンピュータ可読またはプロセッサ可読記憶媒体は、コンピュータまたはプロセッサによってアクセスされ得る任意の記憶媒体であり得る。例として、限定はしないが、そのような非一時的コンピュータ可読またはプロセッサ可読記憶媒体は、RAM、ROM、EEPROM、フラッシュメモリ、CD-ROMもしくは他の光ディスクストレージ、磁気ディスクストレージもしくは他の磁気記憶デバイス、または、命令またはデータ構造の形態で所望のプログラムコードを記憶するために使用され得、コンピュータによってアクセスされ得る任意の他の媒体を含み得る。ディスク(disk)およびディスク(disc)は、本明細書において使用されるときに、コンパクトディスク(disc)(CD)、レーザディスク(disc)、光ディスク(disc)、デジタル多用途ディスク(disc)(DVD)、フロッピーディスク(disk)およびブルーレイディスク(disc)を含み、ディスク(disk)は通常、データを磁氣的に再生し、一方、ディスク(disc)は、レーザを用いてデータを光学的に再生する。上記の組合せは、また、非一時的なコンピュータ可読およびプロセッサ可読媒体の範囲内に含まれる。加えて、方法またはアルゴリズムの動作は、コンピュータプログラム製品内に組み込まれ得る非一時的プロセッサ可読媒体および/またはコンピュータ可読媒体上に、コードおよび/または命令の1つまたは任意の組合せもしくはセットとして存在してもよい。

【0074】

開示された実施形態の前述の説明は、当業者が特許請求の範囲を製作または使用することを可能にするために提供される。これらの実施形態に対する様々な修正は、当業者には容易に明らかであり、本明細書で定義された一般的な原理は、特許請求の範囲から逸脱することなく、他の実施形態に適用され得る。したがって、本発明は、本明細書に示された

10

20

30

40

50

実施形態に限定されることを意図しておらず、以下の特許請求の範囲、ならびに本明細書で開示された原理および新規な特徴と一致する最も広い範囲を与えられるべきである。

【符号の説明】

【 0 0 7 5 】

20	脈圧	
21	第1の高さ、脈圧	
22	第2の高さ	
23	第3の高さ	
100	システム	
101	動脈測定センサ	10
102	血圧測定デバイス	
103	プロセッサ	
104	被験者	
105	高度センサ	
106	コンピューティングデバイス	
107	電源	
109	無線モジュール	
800	コンピューティングデバイス	
801	プロセッサ	
802	内部メモリ	20
804	タッチスクリーンコントローラ	
808	無線信号トランシーバ	
810	アンテナ	
812	タッチスクリーンパネル	
814	スピーカ	
816	セルラーネットワークワイヤレスモデムチップ	
818	周辺デバイス接続インターフェース	
820	ハウジング	
822	電源	

【図 1 A】

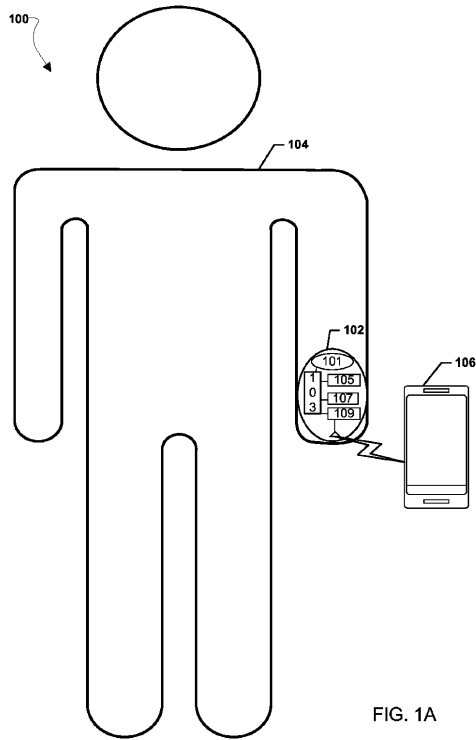
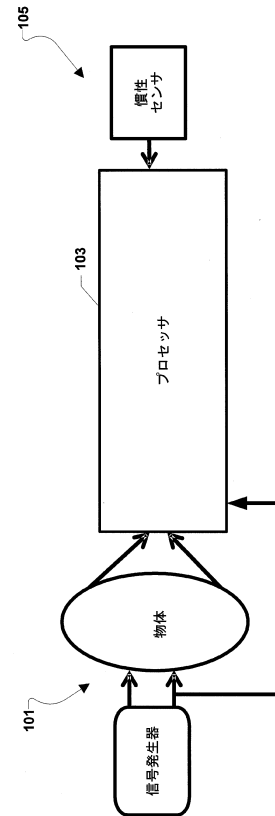
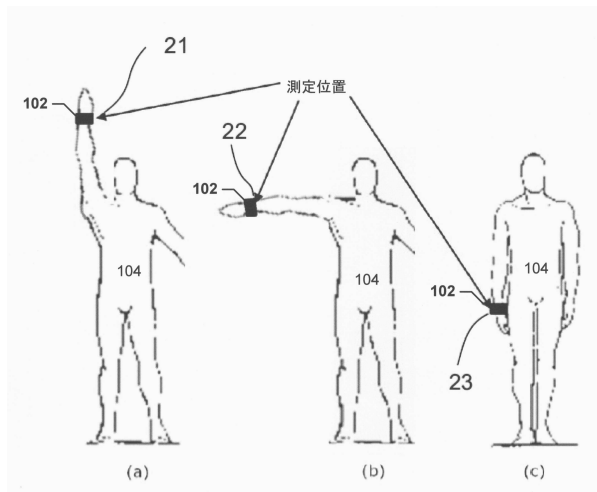


FIG. 1A

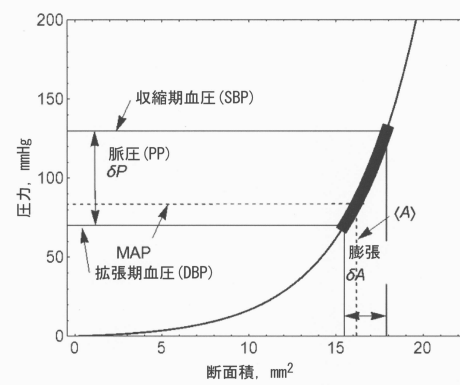
【図 1 B】



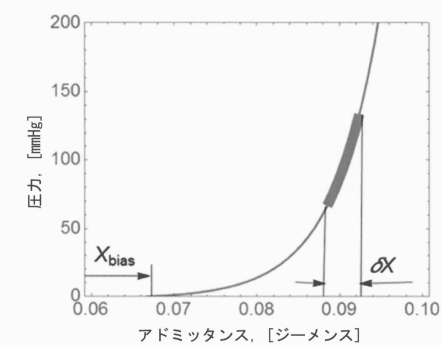
【図 2】



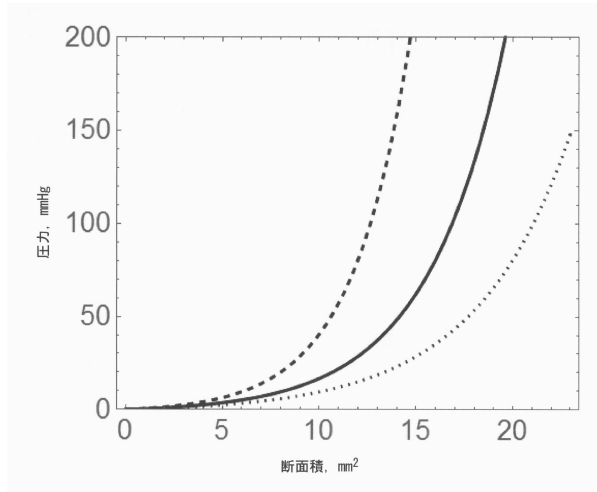
【図 3 A】



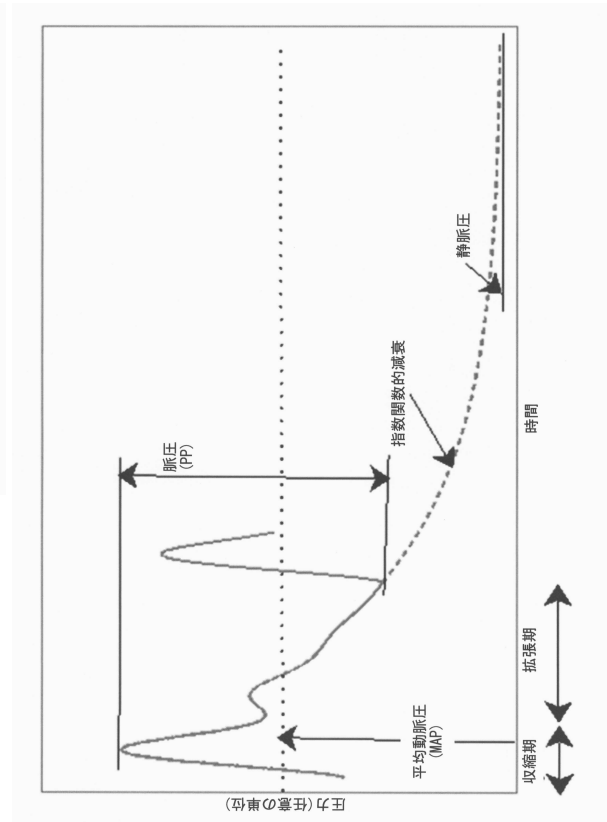
【図 3 B】



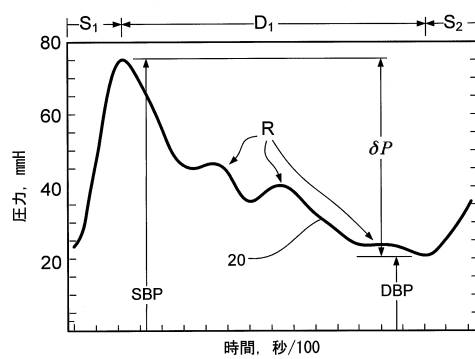
【図 4】



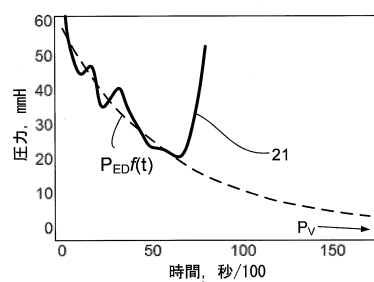
【図 5】



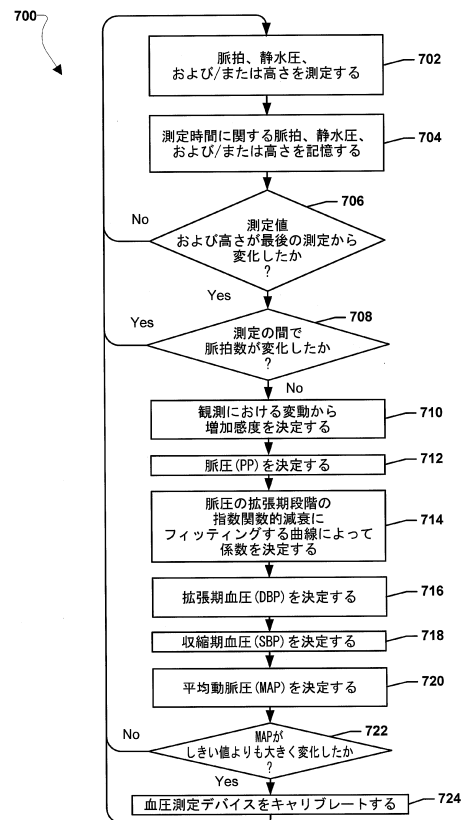
【図 6 A】



【図 6 B】



【図 7】





【図 8】

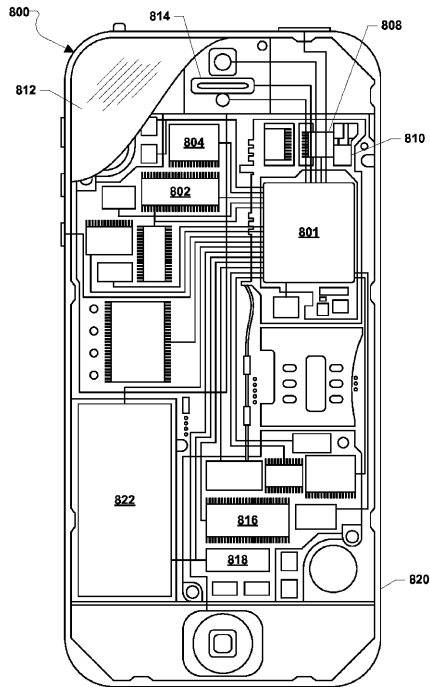


FIG. 8

---

フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 62/072,601  
(32)優先日 平成26年10月30日(2014.10.30)  
(33)優先権主張国 米国(US)  
(31)優先権主張番号 14/714,966  
(32)優先日 平成27年5月18日(2015.5.18)  
(33)優先権主張国 米国(US)

## 早期審査対象出願

- (72)発明者 デイヴィッド・ベッチャー・ベック  
アメリカ合衆国・カリフォルニア・92121-1714・サン・ディエゴ・モアハウス・ドライ  
ヴ・5775

審査官 松本 隆彦

- (56)参考文献 国際公開第2014/068289(WO,A1)  
特開平07-327940(JP,A)  
米国特許出願公開第2008/0039731(US,A1)  
米国特許第05406952(US,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)  
A61B 5/02-5/03