

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-58328
(P2019-58328A)

(43) 公開日 平成31年4月18日(2019.4.18)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/02 (2006.01) A 6 1 B 5/02 6 3 4 F 4 C 0 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2017-185104 (P2017-185104)	(71) 出願人	000230962 日本光電工業株式会社 東京都新宿区西落合1丁目31番4号
(22) 出願日	平成29年9月26日 (2017.9.26)	(74) 代理人	110001416 特許業務法人 信栄特許事務所
		(72) 発明者	上田 徳宣 埼玉県所沢市くすのき台1丁目1番6号 日本光電工業株式会社内
		(72) 発明者	伊藤 和正 埼玉県所沢市くすのき台1丁目1番6号 日本光電工業株式会社内
		(72) 発明者	臼田 孝史 埼玉県所沢市くすのき台1丁目1番6号 日本光電工業株式会社内
		Fターム(参考)	4C017 AA08 AA09 AC20 AC26 AD01 BC23 BD05 DE01 FF05

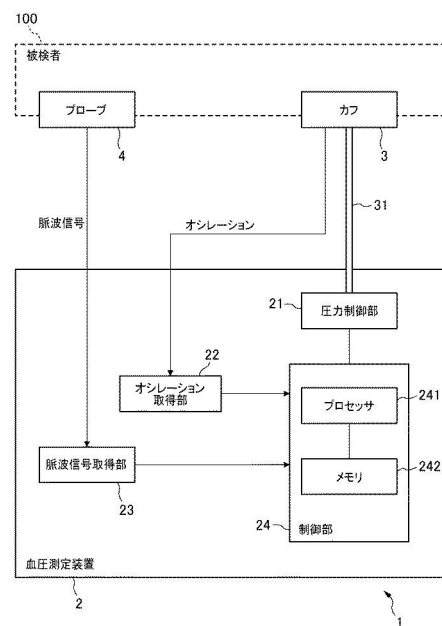
(54) 【発明の名称】 血圧測定装置

(57) 【要約】

【課題】 加圧測定型の血圧測定装置による測定結果の信頼性を向上する。

【解決手段】 圧力制御部21は、被検者100に装着されるカフ3の内圧を制御する。オシレーション取得部22は、カフ3に生じる圧振動に対応するオシレーションを取得する。脈波信号取得部23は、被検者100におけるカフ3の装着部位よりも末梢側に位置する部位に装着されるプローブ4から被検者100の脈波信号を取得する。メモリ242に記憶された命令がプロセッサ241により実行されると、血圧測定装置2は、圧力制御部21にカフ3の内圧を上昇させ、オシレーションの振幅が増大から減少に転じている第一条件が成立しているかを判断し、脈波信号の振幅の減少が所定値を上回る第二条件が成立しているかを判断し、第一条件と第二条件が成立している場合に、カフ3の内圧に基づいて被検者100の平均血圧を決定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検者に装着されるカフの内圧を制御する圧力制御部と、
前記カフに生じる圧振動に対応するオシレーションを取得するオシレーション取得部と

、
前記被検者における前記カフの装着部位よりも末梢側に位置する部位に装着されるプローブから前記被検者の脈波信号を取得する脈波信号取得部と、
プロセッサと、
前記プロセッサが実行可能な命令を記憶するメモリと、
を備えており、

10

前記命令が前記プロセッサにより実行されると、
前記圧力制御部に前記内圧を上昇させ、
前記オシレーション取得部により取得された前記オシレーションの振幅が増大から減少に転じている第一条件が成立しているかを判断し、
前記脈波信号取得部により取得された前記脈波信号の振幅の減少量が所定値を上回る第二条件が成立しているかを判断し、
前記第一条件と前記第二条件が成立している場合に、前記内圧に基づいて前記被検者の平均血圧を決定する、
血圧測定装置。

【請求項 2】

20

前記命令が前記プロセッサにより実行されると、
前記被検者の拡張期血圧を決定し、
前記平均血圧及び前記拡張期血圧に基づいて収縮期血圧を算出する、
請求項 1 に記載の血圧測定装置。

【請求項 3】

前記命令が前記プロセッサにより実行されると、
前記内圧が前記収縮期血圧に対応する値に到達する前に、前記圧力制御部に前記内圧の上昇を停止させる、
請求項 2 に記載の血圧測定装置。

【請求項 4】

30

前記命令が前記プロセッサにより実行されると、
前記脈波信号取得部により取得された前記脈波信号の振幅の変動に基づいて、前記圧力制御部に前記内圧を増減させる、
請求項 1 または 2 に記載の血圧測定装置。

【請求項 5】

被検者に装着されるカフと、
前記被検者における前記カフの装着部位よりも末梢側に位置する部位に装着されるプローブと、
前記カフの内圧を制御する圧力制御部と、
前記カフに生じる圧振動に対応するオシレーションを取得するオシレーション取得部と

40

、
前記プローブから前記被検者の脈波信号を取得する脈波信号取得部と、
プロセッサと、
前記プロセッサが実行可能な命令を記憶するメモリと、
を備えており、
前記命令が前記プロセッサにより実行されると、
前記圧力制御部に前記内圧を上昇させ、
前記オシレーション取得部により取得された前記オシレーションの振幅が増大から減少に転じている第一条件が成立しているかを判断し、
前記脈波信号取得部により取得された前記脈波信号の振幅の減少量が所定値を上回る

50

第二条件が成立しているかを判断し、

前記第一条件と前記第二条件が成立している場合に、前記内圧に基づいて前記被検者の平均血圧を決定する、
血圧測定システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、カフを用いて被検者の血圧を非観血的に測定する血圧測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献1は、いわゆる加圧測定型と称される血圧測定装置であり、被検者に装着されたカフの内圧を上昇させながら当該被検者の収縮期血圧値などを特定する血圧測定装置を開示している。加圧測定型の血圧測定装置は、いわゆる減圧測定型の血圧測定装置と区別される。減圧測定型の血圧測定装置は、見積もられた被検者の収縮期血圧値よりも高い値までカフの内圧を一旦上昇させ、続いて当該内圧を下降させながら収縮期血圧値などを特定する。一般に、加圧測定型の血圧測定装置の方が、減圧測定型の血圧測定装置よりも測定時間が短い。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2002-078685号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本開示は、上記のような加圧測定型の血圧測定装置による測定結果の信頼性を向上することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本開示の一態様は、被検者に装着されるカフを用いて血圧を測定する血圧測定装置であって、

被検者に装着されるカフの内圧を制御する圧力制御部と、

前記カフに生じる圧振動に対応するオシレーションを取得するオシレーション取得部と

、
前記被検者における前記カフの装着部位よりも末梢側に位置する部位に装着されるプローブから前記被検者の脈波信号を取得する脈波信号取得部と、

プロセッサと、

前記プロセッサが実行可能な命令を記憶するメモリと、

を備えており、

前記命令が前記プロセッサにより実行されると、

前記圧力制御部に前記内圧を上昇させ、

前記オシレーション取得部により取得された前記オシレーションの振幅が増大から減少に転じている第一条件が成立しているかを判断し、

前記脈波信号取得部により取得された前記脈波信号の振幅の減少量が所定値を上回る第二条件が成立しているかを判断し、

前記第一条件と前記第二条件が成立している場合に、前記内圧に基づいて前記被検者の平均血圧を決定する。

【0006】

本開示の一態様は、血圧測定システムであって、

被検者に装着されるカフと、

前記被検者における前記カフの装着部位よりも末梢側に位置する部位に装着されるプロ

10

20

30

40

50

ープと、

前記カフの内圧を制御する圧力制御部と、

前記カフに生じる圧振動に対応するオシレーションを取得するオシレーション取得部と

、

前記プローブから前記被検者の脈波信号を取得する脈波信号取得部と、

プロセッサと、

前記プロセッサが実行可能な命令を記憶するメモリと、

を備えており、

前記命令が前記プロセッサにより実行されると、

前記圧力制御部に前記内圧を上昇させ、

前記オシレーション取得部により取得された前記オシレーションの振幅が増大から減少に転じている第一条件が成立しているかを判断し、

前記脈波信号取得部により取得された前記脈波信号の振幅の減少量が所定値を上回る第二条件が成立しているかを判断し、

前記第一条件と前記第二条件が成立している場合に、前記内圧に基づいて前記被検者の平均血圧を決定する。

【0007】

オシレーションの振幅が最大値をとるときのカフの内圧が被検者の平均血圧に対応することが一般に知られている。しかしながら、オシレーションの振幅のみに着目した場合、平均血圧を正確に決定できない場合がありうる。上記の血圧測定装置においては、血圧測定結果の精度を向上するために、プローブから出力される被検者の脈波信号を利用している。被検者の平均血圧に対応する程度の値までカフの内圧が上昇しているとき、プローブが装着されている被検者の末梢部位においては、カフによる圧迫により脈波の振幅が減少する。この事実に鑑み、上記の血圧測定装置は、オシレーションが増大から減少に転じており、かつ脈波信号の振幅の減少が所定値を上回った場合に、平均血圧の決定が行なわれる。これにより、加圧測定型の血圧測定装置による平均血圧の測定結果の信頼性を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】一実施形態に係る血圧測定システムの機能構成を示している。

【図2】図1の血圧測定装置の動作の一例を示している。

【図3】図1の血圧測定装置の動作の一例を示している。

【発明を実施するための形態】

【0009】

添付の図面を参照しつつ、実施形態の例を以下詳細に説明する。図1は、一実施形態に係る血圧測定システム1の機能構成を示している。血圧測定システム1は、血圧測定装置2、カフ3、およびプローブ4を備えている。

【0010】

カフ3とプローブ4は、被検者100に装着される。カフ3は、例えば被検者100の上腕に巻き回される。プローブ4は、被検者100におけるカフ3の装着部位よりも末梢側に位置する部位に装着される。そのような部位の例としては、被検者100の指先が挙げられる。

【0011】

プローブ4は、光電センサを用いて被検者100の脈波を検出する装置である。図示を省略するが、プローブ4は、発光部と受光部を備えている。発光部の例としては、発光ダイオード(LED)、レーザダイオード、有機EL素子などが挙げられる。受光部の例としては、フォトダイオード、フォトトランジスタ、フォトレジスタなどが挙げられる。発光部から出射された光は、被検者100の組織による透過または反射を経て受光部に入射する。受光部は、受光強度に応じた信号を出力する。拍動に伴う血管の容積変化により受光強度が変化するため、被検者100の脈波に対応する脈波信号が得られる。プローブ4

10

20

30

40

50

は、脈波信号を出力する。

【 0 0 1 2 】

血圧測定装置 2 は、カフ 3 を用いて被検者 1 0 0 の血圧を非観血的に測定する装置である。血圧測定装置 2 は、圧力制御部 2 1、オシレーション取得部 2 2、脈波信号取得部 2 3、および制御部 2 4 を備えている。

【 0 0 1 3 】

圧力制御部 2 1 は、チューブ 3 1 を介してカフ 3 と接続されている。圧力制御部 2 1 は、ポンプとバルブを含んでいる。ポンプは、チューブ 3 1 を通じてカフ 3 に空気を送り込むことにより、カフ 3 の内圧を上昇させる。バルブは、チューブ 3 1 と外気の連通を形成または解除する。ポンプの非動作時においてチューブ 3 1 と外気が連通されると、カフ 3 の内圧は低下する。

10

【 0 0 1 4 】

カフ 3 の加圧中における被検者 1 0 0 の血管の脈動に伴い、カフ 3 に圧振動（オシレーション）が発生する。オシレーションは、不図示の圧力センサにより検出される。圧力センサは、検出されたオシレーションを出力する。圧力センサは、カフ 3 に設けられてもよいし、カフ 3 と圧力制御部 2 1 を連通する通気路に設けられてもよい。

【 0 0 1 5 】

オシレーション取得部 2 2 は、圧力センサから出力されるオシレーションを取得するインターフェースである。脈波信号取得部 2 3 は、プローブ 4 から出力される脈波信号を取得するインターフェースである。

20

【 0 0 1 6 】

制御部 2 4 は、プロセッサ 2 4 1 とメモリ 2 4 2 を備えている。プロセッサ 2 4 1 の例としては、CPU や MPU が挙げられる。メモリ 2 4 2 は、プロセッサ 2 4 1 が読み取り可能な命令を記憶するように構成されている。メモリ 2 4 2 の例としては、各種の命令が記憶された ROM や、プロセッサ 2 4 1 により実行される各種命令が記憶されるワークエリアを有する RAM などが挙げられる。

【 0 0 1 7 】

メモリ 2 4 2 に記憶された命令がプロセッサ 2 4 1 により実行されると、血圧測定装置 2 は、図 2 に示される処理を実行するように構成されている。図 3 は、血圧測定装置 2 の動作に基づく、カフ 3 の内圧 P、オシレーション、および脈波信号の経時変化を示している。

30

【 0 0 1 8 】

まず、血圧測定装置 2 は、圧力制御部 2 1 のポンプを起動し、カフ 3 の内圧を上昇させる（STEP 1）。図 3 における時刻 t 1 は、カフ 3 の加圧開始時点を示している。

【 0 0 1 9 】

図 3 に示されるように、カフ 3 の内圧 P が上昇するにつれて、オシレーションの振幅は徐々に大きくなる。カフ 3 の内圧 P がさらに上昇すると、オシレーションの振幅は最大値をとった後で減少に転ずる。

【 0 0 2 0 】

血圧測定装置 2 は、オシレーション取得部 2 2 により取得されたオシレーションの振幅が増大から減少に転じている第一条件が成立しているかを判断する（STEP 2）。第一条件が成立していない場合（STEP 2 において NO）、カフ 3 の加圧が継続され、STEP 2 の処理が繰り返される。

40

【 0 0 2 1 】

第一条件が成立している場合（STEP 2 において YES）、血圧測定装置 2 は、脈波信号取得部 2 3 によって取得された脈波信号の振幅の減少量が所定値を上回る第二条件が成立しているかを判断する（STEP 3）。所定値は、減少した振幅の絶対値でもよいし、減少の割合でもよい。第二条件が成立していない場合（STEP 3 において NO）、カフ 3 の加圧が継続され、処理は STEP 2 に戻る。

【 0 0 2 2 】

50

第一条件と第二条件の双方が成立している場合（STEP 3においてYES）、血压測定装置2は、カフ3の内圧Pに基づいて被検者100の平均血压Paを決定する（STEP 4）。

【0023】

オシレーションの振幅が最大値をとるときの内圧Pの値が被検者100の平均血压Paに対応する。しかしながら、オシレーションの振幅のみに着目した場合、平均血压Paを正確に決定できない場合がありうる。例えば図3における時刻t2において、オシレーションの振幅は一度上昇から減少に転じている。オシレーションの振幅のみに着目すると、時刻t2におけるカフ3の内圧Pが被検者100の平均血压Paに対応していると判断されてしまうおそれがある。

10

【0024】

本実施形態においては、血压測定結果の精度を向上するために、プローブ4から出力される脈波信号を利用している。被検者100の平均血压Paに対応する程度の値までカフ3の内圧Pが上昇しているとき、プローブ4が装着されている被検者100の末梢部位においては、カフ3による圧迫により脈波の振幅が減少する。本実施形態においては、この事実を鑑み、オシレーションが増大から減少に転じており、かつ脈波信号の振幅の減少が所定値を上回った場合に、平均血压Paの決定が行なわれる。

【0025】

図3に示される波形において、上記の第一条件と第二条件の双方が成立しているのは時刻t3である。時刻t2においては、第一条件が成立しているものの第二条件が成立していないため、STEP 4の処理は行なわれない。したがって、時刻t3におけるカフ3の内圧Pに基づいて、被検者100の平均血压Paが決定される。よって、加圧測定型の血压測定装置2による平均血压Paの測定結果の信頼性を向上できる。

20

【0026】

次に、血压測定装置2は、被検者100の拡張期血压Pdを決定する（STEP 5）。具体的には、オシレーションの振幅が、STEP 4において平均血压Paを決定する根拠となったオシレーションの振幅の極大値の半分となる過去の時点を特定する。血压測定装置2は、当該過去の時点におけるカフ3の内圧Pに基づいて、被検者100の拡張期血压Pdが決定される。図3に示される例の場合、時刻t4において、オシレーションの振幅が時刻t3における振幅の半分の値をとる。よって、時刻t4におけるカフ3の内圧Pに基づいて、被検者100の拡張期血压Pdが決定される。

30

【0027】

次に、血压測定装置2は、被検者100の収縮期血压Psを算出する（STEP 6）。具体的には、図3に示されるように、次式に基づいて収縮期血压Psが算出される。

$$P_s = P_a + 2 \quad P$$

$$P = P_a - P_d$$

【0028】

決定される拡張期血压Pdと算出される収縮期血压Psの値は、脈波信号を参照して検証された平均血压Paの値に基づいている。したがって、加圧測定型の血压測定装置2による拡張期血压Pdと収縮期血压Psの測定結果の信頼性を向上できる。

40

【0029】

その後、血压測定装置2は、カフ3の加圧を停止する（STEP 7）。具体的には、血压測定装置2は、圧力制御部21のポンプを停止するとともにバルブを起動する。図3に示される例においては、時刻t5においてカフ3の加圧が停止されている。これにより、カフ3の内圧Pが低下する。

【0030】

カフ3の加圧が停止されるタイミングについては、少なくとも被検者100の平均血压Paが決定された後とされる。すなわち、カフ3の加圧停止は、収縮期血压Psの算出や

50

拡張期血圧 P_d の決定に先立って行なわれてもよい。いずれの場合においても、図 3 に示されるように、カフ 3 の内圧 P が収縮期血圧 P_s に対応する値に到達する前に、カフ 3 の加圧が停止される。

【0031】

加圧測定型の血圧測定装置の場合、推定される収縮期血圧よりも高い値までカフの内圧を上昇させる必要がないため、減圧測定型の血圧測定装置よりも測定時間を短縮できる。本実施形態の構成によれば、収縮期血圧 P_s に対応する値までカフ 3 の内圧 P を上昇させる必要がないため、測定時間をさらに短縮できる。また、カフ 3 による圧迫期間を短縮できるため、プローブ 4 による被検者 100 の脈波検出に及ぼす影響を最小限にできる。

【0032】

血圧測定装置 2 は、不図示の表示部を備えている。上記の処理によって得られた平均血圧 P_a 、拡張期血圧 P_d 、および収縮期血圧 P_s は、当該表示部に表示される。

【0033】

図 2 に破線で示されるように、血圧測定装置 2 は、被検者 100 の平均血圧 P_a が決定された後、脈波信号取得部 23 により取得された脈波信号の振幅の変動に基づいて、圧力制御部 21 にカフ 3 の内圧 P を制御させうる (STEP 8)。具体的には、脈波信号の振幅が所定値を下回ると圧力制御部 21 にカフ 3 の内圧 P を低下させ、脈波信号の振幅が所定値を上回ると圧力制御部 21 にカフ 3 の内圧 P を上昇させる。当該所定値は、例えば平均血圧 P_a の決定時に参照された脈波信号の振幅値とされうる。

【0034】

このような構成によれば、非侵襲式の血圧測定装置 2 を用いた被検者 100 の平均血圧 P_a の連続的な監視という新規な監視態様を提供できる。

【0035】

上記の実施形態は、本発明の理解を容易にするための例示にすぎない。上記の実施形態に係る構成は、本発明の趣旨を逸脱しなければ、適宜に変更・改良されうる。

【0036】

血圧測定装置 2 における圧力制御部 21 と制御部 24 は、必ずしも共通の筐体内に配置されていることを要しない。制御部 24 の機能の少なくとも一部は、血圧測定装置 2 が接続されたコンピュータが備えている演算装置によって実現されうる。

【0037】

プローブ 4 は、被検者 100 の動脈血酸素飽和度 (SpO_2) を測定する装置として構成されうる。この場合、発光部は、赤色光と赤外光を出射可能な構成とされる。被検者 100 の脈波信号を得る機能は、動脈血酸素飽和度を測定するプローブの一機能として提供される。

【符号の説明】

【0038】

2 : 血圧測定装置、21 : 圧力制御部、22 : オシレーション取得部、23 : 脈波信号取得部、24 : 制御部、241 : プロセッサ、242 : メモリ、3 : カフ、4 : プローブ、100 : 被検者、 P : カフの内圧、 P_a : 平均血圧、 P_d : 拡張期血圧、 P_s : 収縮期血圧

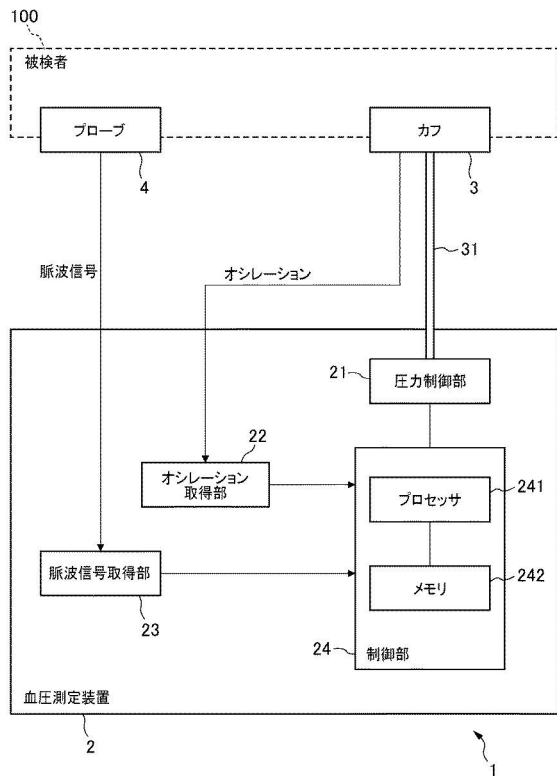
10

20

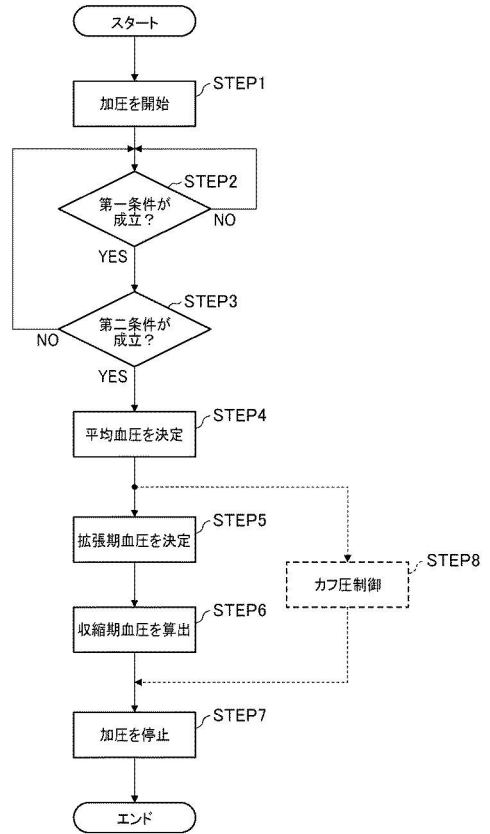
30

40

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

