

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号  
特開2024-43198  
(P2024-43198A)

(43)公開日 令和6年3月29日(2024.3.29)

(51)国際特許分類

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 5/0225(2006.01) A 6 1 B 5/0225 G 4 C 0 1 7

A 6 1 B 5/0245(2006.01) A 6 1 B 5/0245 1 0 0 C

A 6 1 B 5/0245 2 0 0

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全29頁)

|          |                             |          |                                 |
|----------|-----------------------------|----------|---------------------------------|
| (21)出願番号 | 特願2022-148241(P2022-148241) | (71)出願人  | 503246015                       |
| (22)出願日  | 令和4年9月16日(2022.9.16)        |          | オムロンヘルスケア株式会社                   |
|          |                             |          | 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地                |
|          |                             | (74)代理人  | 110001195                       |
|          |                             |          | 弁理士法人深見特許事務所                    |
|          |                             | (72)発明者  | 澤野井 幸哉                          |
|          |                             |          | 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 |
|          |                             | Fターム(参考) | 4C017 AA08 AA10 AB01 AC03       |
|          |                             |          | BD05 BD06 CC02 DE01             |
|          |                             |          | DE10 FF05 FF08                  |

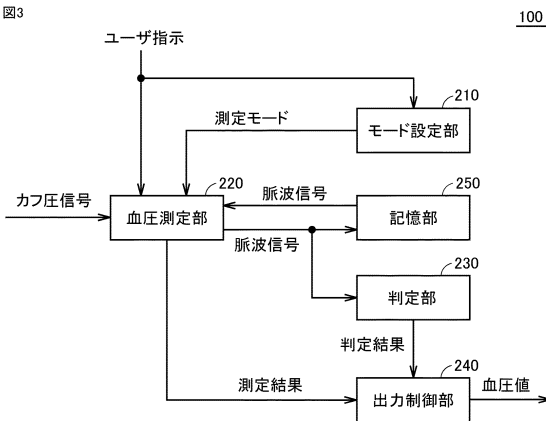
(54)【発明の名称】 血圧計、および血圧測定方法

(57)【要約】

【課題】血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号を多く取得することにより、精度よく不整脈を判定することが可能な血圧計を提供する。

【解決手段】血圧計は、ユーザの被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を加圧する加圧過程における脈波信号に基づいてユーザの血圧を測定する血圧測定部を備える。血圧測定部は、加圧過程の所定期間における加圧速度を、加圧過程のうちの所定期間以外の他の期間における加圧速度よりも遅くする。所定期間は、加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、加圧過程においてカフ圧がユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定される。血圧計は、加圧過程における脈波信号に基づいて、ユーザの不整脈を判定する判定部をさらに備える。

【選択図】図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

ユーザの被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を加圧する加圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定する血圧測定部を備え、

前記血圧測定部は、前記加圧過程の所定期間における加圧速度を、前記加圧過程のうちの前記所定期間以外の他の期間における加圧速度よりも遅くし、

前記所定期間は、前記加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、前記加圧過程において前記カフ圧が前記ユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定され、

前記加圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザの不整脈を判定する判定部をさらに備える、血圧計。 10

**【請求項 2】**

前記血圧測定部は、前記加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、請求項 1 に記載の血圧計。

**【請求項 3】**

過去の前記ユーザの血圧測定時に得られた前記カフ圧と脈波信号とを関連付けた関連情報を記憶する記憶部をさらに備え、

前記血圧測定部は、

前記関連情報に基づいて、過去の前記ユーザの血圧測定時において前記加圧過程における脈波信号の振幅が最大となるタイミングの前記カフ圧を抽出し、 20

今回の前記ユーザの血圧測定時の前記加圧過程における前記カフ圧が前記抽出された前記カフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、請求項 1 に記載の血圧計。

**【請求項 4】**

過去の前記ユーザの血圧測定時に得られた前記ユーザの収縮期血圧および拡張期血圧を記憶する記憶部をさらに備え、

前記血圧測定部は、

前記収縮期血圧および前記拡張期血圧に基づいて前記平均血圧を算出し、

今回の前記ユーザの血圧測定時の前記加圧過程における前記カフ圧が前記平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、請求項 1 に記載の血圧計。 30

**【請求項 5】**

前記血圧測定部は、前記所定期間における前記加圧速度をゼロにする、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の血圧計。

**【請求項 6】**

ユーザの被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、前記カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定する血圧測定部を備え、

前記血圧測定部は、前記減圧過程の所定期間における減圧速度を、前記減圧過程のうちの前記所定期間以外の他の期間における減圧速度よりも遅くし、 40

前記所定期間は、前記減圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、前記減圧過程において前記カフ圧が前記ユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定され、

前記減圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザの不整脈を判定する判定部をさらに備える、血圧計。

**【請求項 7】**

前記血圧測定部は、前記減圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、請求項 6 に記載の血圧計。

**【請求項 8】**

過去の前記ユーザの血圧測定時に得られた前記カフ圧と脈波信号とを関連付けた関連情 50

報を記憶する記憶部をさらに備え、

前記血圧測定部は、

前記関連情報に基づいて、過去の前記ユーザの血圧測定時において前記減圧過程における脈波信号の振幅が最大となるタイミングの前記カフ圧を抽出し、

今回の前記ユーザの血圧測定時の前記減圧過程における前記カフ圧が前記抽出された前記カフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、請求項 6 に記載の血圧計。

【請求項 9】

過去の前記ユーザの血圧測定時に得られた前記ユーザの収縮期血圧および拡張期血圧を記憶する記憶部をさらに備え、

前記血圧測定部は、

前記収縮期血圧および前記拡張期血圧に基づいて前記平均血圧を算出し、

今回の前記ユーザの血圧測定時の前記減圧過程における前記カフ圧が前記平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、請求項 6 に記載の血圧計。

【請求項 10】

前記血圧測定部は、

前記加圧過程において、前記ユーザの収縮期血圧および拡張期血圧を推定し、推定された前記収縮期血圧および前記拡張期血圧に基づいて前記平均血圧を推定し、

前記減圧過程における前記カフ圧が前記平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、請求項 6 に記載の血圧計。

【請求項 11】

前記血圧測定部は、

前記加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングのカフ圧を特定し、

前記減圧過程における前記カフ圧が前記特定された前記カフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、請求項 6 に記載の血圧計。

【請求項 12】

前記血圧測定部は、前記所定期間における前記減圧速度をゼロにする、請求項 6 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の血圧計。

【請求項 13】

ユーザの被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を加圧する加圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定するステップを含み、

前記測定するステップは、前記加圧過程の所定期間における加圧速度を、前記加圧過程のうちの前記所定期間以外の他の期間における加圧速度よりも遅くすることを含み、

前記所定期間は、前記加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、前記加圧過程において前記カフ圧が前記ユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定され、

前記加圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザの不整脈を判定するステップをさらに含む、血圧測定方法。

【請求項 14】

ユーザの被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、前記カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定するステップを含み、

前記測定するステップは、前記減圧過程の所定期間における減圧速度を、前記減圧過程のうちの前記所定期間以外の他の期間における減圧速度よりも遅くすることを含み、

前記所定期間は、前記減圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、前記減圧過程において前記カフ圧が前記ユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定され、

前記減圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザの不整脈を判定する判定部をさ

10

20

30

40

50

らに含む、血圧測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、血圧計、および血圧測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、血圧を測定する過程で取得される信号を用いて、心房細動を検出する技術が知られている。例えば、特許文献1（特開2020-192322号公報）に係る血圧計は、加圧段階測定データのパルス信号の間隔時間のデータ、および脱圧段階測定データのパルス信号の間隔時間のデータを通じ、心房細動を判断する。 10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2020-192322号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

オシロメトリック法による血圧計を用いた不整脈の判定方式として、カフ圧の加圧過程または減圧過程において取得される脈波間隔のパターンにより心房細動等の不整脈を判定する方式が知られている。例えば、1拍毎の脈波信号の立ち上がり点または最大点が特徴点として検出され、現在の拍と1拍前の拍との間隔が脈波間隔として算出される。正確に脈波間隔を算出するためには、取得される脈波信号の振幅は大きい方がよい。そのため、脈波間隔のパターンに基づく不整脈判定の精度を高くするためには、大きな振幅の脈波信号を多く取得することが好ましい。 20

【0005】

本開示は、ある局面では、血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号を多く取得することにより、精度よく不整脈を判定することが可能な血圧計、および血圧測定方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本開示の一例では、血圧計は、ユーザの被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を加圧する加圧過程における脈波信号に基づいてユーザの血圧を測定する血圧測定部を備える。血圧測定部は、加圧過程の所定期間における加圧速度を、加圧過程のうちの所定期間以外の他の期間における加圧速度よりも遅くする。所定期間は、加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、加圧過程においてカフ圧がユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定される。血圧計は、加圧過程における脈波信号に基づいて、ユーザの不整脈を判定する判定部をさらに備える。

【0007】

上記構成によれば、加圧測定方式による血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号を多く取得することにより、精度よく不整脈を判定することができる。 40

【0008】

本開示の他の例では、血圧測定部は、加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングから規定時間経過後までの期間を所定期間として設定する。

【0009】

上記構成によれば、加圧測定方式による血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号を効率的に取得することができる。

【0010】

本開示の他の例では、血圧計は、過去のユーザの血圧測定時に得られたカフ圧と脈波信号とを関連付けた関連情報を記憶する記憶部をさらに備える。血圧測定部は、関連情報に 50

基づいて、過去のユーザの血圧測定時において加圧過程における脈波信号の振幅が最大となるタイミングのカフ圧を抽出し、今回のユーザの血圧測定時の加圧過程におけるカフ圧が抽出されたカフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を所定期間として設定する。

【 0 0 1 1 】

上記構成によれば、加圧測定方式による血圧測定時において、過去のユーザの測定結果に基づいて、大きい振幅の脈波信号を効率的に取得することができる。

【 0 0 1 2 】

本開示の他の例では、血圧計は、過去のユーザの血圧測定時に得られたユーザの収縮期血圧および拡張期血圧を記憶する記憶部をさらに備える。血圧測定部は、収縮期血圧および拡張期血圧に基づいて平均血圧を算出し、今回のユーザの血圧測定時の加圧過程におけるカフ圧が平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を所定期間として設定する。

10

【 0 0 1 3 】

上記構成によれば、加圧測定方式による血圧測定時において、過去のユーザの測定結果に基づいて、大きい振幅の脈波信号を効率的に取得することができる。

【 0 0 1 4 】

本開示の他の例では、血圧測定部は、所定期間における加圧速度をゼロにする。

【 0 0 1 5 】

上記構成によれば、加圧測定方式による血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号をより多く取得することができる。

20

【 0 0 1 6 】

本開示の他の例では、血圧計は、ユーザの被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいてユーザの血圧を測定する血圧測定部を備える。血圧測定部は、減圧過程の所定期間における減圧速度を、減圧過程のうちの所定期間以外の他の期間における減圧速度よりも遅くする。所定期間は、減圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、減圧過程においてカフ圧がユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定される。血圧計は、減圧過程における脈波信号に基づいて、ユーザの不整脈を判定する判定部をさらに備える。

30

【 0 0 1 7 】

上記構成によれば、減圧測定方式による血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号を多く取得することにより、精度よく不整脈を判定することができる。

【 0 0 1 8 】

本開示の他の例では、血圧測定部は、減圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングから規定時間経過後までの期間を所定期間として設定する。

【 0 0 1 9 】

上記構成によれば、減圧測定方式による血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号を効率的に取得することができる。

【 0 0 2 0 】

40

本開示の他の例では、血圧計は、過去のユーザの血圧測定時に得られたカフ圧と脈波信号とを関連付けた関連情報を記憶する記憶部をさらに備える。血圧測定部は、関連情報に基づいて、過去のユーザの血圧測定時において減圧過程における脈波信号の振幅が最大となるタイミングのカフ圧を抽出し、今回のユーザの血圧測定時の減圧過程におけるカフ圧が抽出されたカフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を所定期間として設定する。

【 0 0 2 1 】

上記構成によれば、減圧測定方式による血圧測定時において、過去のユーザの測定結果に基づいて、大きい振幅の脈波信号を効率的に取得することができる。

【 0 0 2 2 】

50

本開示の他の例では、血圧計は、過去のユーザの血圧測定時に得られたユーザの収縮期血圧および拡張期血圧を記憶する記憶部をさらに備える。血圧測定部は、収縮期血圧および拡張期血圧に基づいて平均血圧を算出し、今回のユーザの血圧測定時の減圧過程におけるカフ圧が平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を所定期間として設定する。

【0023】

上記構成によれば、減圧測定方式による血圧測定時において、過去のユーザの測定結果に基づいて、大きい振幅の脈波信号を効率的に取得することができる。

【0024】

本開示の他の例では、血圧測定部は、加圧過程において、ユーザの収縮期血圧および拡張期血圧を推定し、推定された収縮期血圧および拡張期血圧に基づいて平均血圧を推定し、減圧過程におけるカフ圧が平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を所定期間として設定する。

【0025】

上記構成によれば、減圧測定方式による血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号を効率的に取得することができる。

【0026】

本開示の他の例では、血圧測定部は、加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングのカフ圧を特定し、減圧過程におけるカフ圧が特定されたカフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を所定期間として設定する。

【0027】

上記構成によれば、減圧測定方式による血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号を効率的に取得することができる。

【0028】

本開示の他の例では、血圧測定部は、所定期間における減圧速度をゼロにする。

【0029】

上記構成によれば、減圧測定方式による血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号をより多く取得することができる。

【0030】

本開示の他の例では、血圧測定方法は、ユーザの被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を加圧する加圧過程における脈波信号に基づいてユーザの血圧を測定するステップを含む。測定するステップは、加圧過程の所定期間における加圧速度を、加圧過程のうちの所定期間以外の他の期間における加圧速度よりも遅くすることを含む。所定期間は、加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、加圧過程においてカフ圧がユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定される。血圧測定方法は、加圧過程における脈波信号に基づいて、ユーザの不整脈を判定するステップをさらに含む。

【0031】

上記構成によれば、加圧測定方式による血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号を多く取得することにより、精度よく不整脈を判定することができる。

【0032】

本開示の他の例では、血圧測定方法は、ユーザの被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいてユーザの血圧を測定するステップを含む。測定するステップは、減圧過程の所定期間における減圧速度を、減圧過程のうちの所定期間以外の他の期間における減圧速度よりも遅くすることを含む。所定期間は、減圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、減圧過程においてカフ圧がユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定される。血圧測定方法は、減圧過程における脈波信号に基づいて、ユーザの不整脈を判定する判定部をさらに含む。

【0033】

上記構成によれば、減圧測定方式による血圧測定時において、大きい振幅の脈波信号を

10

20

30

40

50

多く取得することにより、精度よく不整脈を判定することができる。

【発明の効果】

【0034】

本開示によると、血压測定時において、大きい振幅の脈波信号を多く取得することにより、精度よく不整脈を判定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】本実施の形態に従う血压計を示す図である。

【図2】血压計のハードウェア構成の一例を表わすブロック図である。

【図3】血压計の機能構成を示すブロック図である。

【図4】通常モードでの血压測定時（加圧測定方式）における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。

【図5】通常モードでの血压測定処理（加圧測定方式）の一例を示すフローチャートである。

【図6】通常モードでの血压測定時（減圧測定方式）における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。

【図7】通常モードでの血压測定処理（減圧測定方式）を示すフローチャートである。

【図8】不整脈判定モードでの血压測定時（加圧測定方式）における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。

【図9】不整脈判定モードでの血压測定処理（加圧測定方式）を示すフローチャートである。

【図10】不整脈判定モードでの血压測定時（減圧測定方式）における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。

【図11】不整脈判定モードでの血压測定処理（減圧測定方式）を示すフローチャートである。

【図12】不整脈判定モードでの血压測定処理（加圧測定方式）の変形例1を示すフローチャートである。

【図13】不整脈判定モードでの血压測定処理（減圧測定方式）の変形例1を示すフローチャートである。

【図14】不整脈判定モードでの血压測定処理（加圧測定方式）の変形例2を示すフローチャートである。

【図15】不整脈判定モードでの血压測定処理（減圧測定方式）の変形例2を示すフローチャートである。

【図16】不整脈判定モードでの血压測定処理（減圧測定方式）の変形例3を示すフローチャートである。

【図17】不整脈判定モードでの血压測定処理（減圧測定方式）の変形例4を示すフローチャートである。

【図18】その他の実施の形態に従う不整脈判定モードでの血压測定時（加圧測定方式）における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。

【図19】その他の実施の形態に従う不整脈判定モードでの血压測定時（減圧測定方式）における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。

【図20】その他の実施の形態に従う不整脈判定モードでの血压測定処理（加圧測定方式）を示すフローチャートである。

【図21】その他の実施の形態に従う不整脈判定モードでの血压測定処理（減圧測定方式）を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0036】

以下、図面を参照しつつ、本発明の実施の形態について説明する。以下の説明では、同一の部品には同一の符号を付してある。それらの名称および機能も同じである。したがって、それらについての詳細な説明は繰り返さない。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 7 】

## [ 適用例 ]

図 1 を参照して、本発明の適用例について説明する。図 1 は、本実施の形態に従う血压計 1 0 0 を示す図である。

## 【 0 0 3 8 】

図 1 を参照して、血压計 1 0 0 は、カフによってユーザ（すなわち、被験者）の被測定部位を圧迫して、血压を測定する上腕式血压計である。血压計 1 0 0 は、オシロメトリック法による血压測定を実行する。血压計 1 0 0 は、主要な構成部品として、本体およびカフ（腕帯）を有する。なお、血压計 1 0 0 は、本体とカフ（腕帯）とが一体となった手首式血压計であってもよい。以下、図 1 を参照しながら処理内容について説明する。

10

## 【 0 0 3 9 】

図 1 においては、ユーザが血压計 1 0 0 を用いて自身の血压を測定する場面を想定する。血压計 1 0 0 は、ユーザの被測定部位（例えば、腕）に装着されたカフの内圧を示すカフ圧の加圧過程において血压を測定する加圧測定方式によりユーザの血压を測定する。

## 【 0 0 4 0 】

血压計 1 0 0 は、ユーザの血压測定指示に従ってカフの加圧を開始する（図 1 の（ 1 ）に対応）。カフ圧の加圧速度は、速度  $V_a$  に設定されているものとする。

## 【 0 0 4 1 】

血压計 1 0 0 は、カフ圧の加圧過程において、脈波信号の振幅（脈波振幅）を監視する（図 1 の（ 2 ）に対応）。脈波振幅は、カフ圧が大きくなるにつれて徐々に大きくなって最大値に到達後、徐々に小さくなる。このように、脈波振幅は、加圧過程において山型に変化することが知られている。

20

## 【 0 0 4 2 】

続いて、血压計 1 0 0 は、脈波振幅の監視結果に基づいて、加圧速度を変更する（図 1 の（ 3 ）に対応）。例えば、血压計 1 0 0 は、脈波振幅が最大となったと判断した場合、加圧速度を速度  $V_a$  よりも遅い速度  $V_b$  に変更する。血压計 1 0 0 は、当該判断時点から一定時間が経過するまでの間、速度  $V_b$  でカフ圧の加圧を継続する。一定時間経過後、血压計 1 0 0 は、加圧速度を速度  $V_a$  に戻してカフ圧の加圧を継続する。

## 【 0 0 4 3 】

加圧速度の変更処理は、血压測定時において不整脈（例えば、心房細動）を精度よく検出するために十分な数の脈波信号を取得するための処理である。典型的には、血压計 1 0 0 は、血压測定時に取得される脈波信号の間隔（脈波間隔）に基づいて不整脈の発生の有無を判定する。そのため、精度よく当該判定を実行するためには振幅の大きい脈波信号をより多く取得することが好ましい。したがって、血压計 1 0 0 は、大きい脈波振幅が得られる期間において加圧速度を遅くすることにより、振幅の大きい脈波信号を多く取得する。

30

## 【 0 0 4 4 】

そして、血压計 1 0 0 は、加圧過程で得られた脈波信号に基づいて、ユーザの血压値を算出するとともに不整脈の発生の有無を判定する（図 1 の（ 4 ）に対応）。この場合、血压計 1 0 0 は、ユーザの血压値および不整脈の判定結果をディスプレイに表示する。

40

## 【 0 0 4 5 】

上記の適用例によると、加圧過程において、脈波振幅が大きい期間では遅い加圧速度でカフ圧が加圧され、他の期間では通常の加圧速度でカフ圧が加圧される。これにより、大きい振幅を有する脈波信号をより多く、かつ効率的に取得することができ、その結果、精度よく不整脈を判定することができる。

## 【 0 0 4 6 】

また、脈波振幅が最大となるタイミングのカフ圧は、ユーザの平均血压付近であることが知られている。そのため、カフ圧が平均血压付近となる期間は、脈波振幅が大きい期間であると言える。したがって、血压計 1 0 0 は、カフ圧がユーザの平均血压となったと判断した場合に、加圧速度を速度  $V_a$  よりも遅い速度  $V_b$  に変更してもよい。この場合、カ

50



フ圧が平均血圧付近となる期間において加圧速度が遅くなるため、振幅の大きい脈波信号を多く取得することができる。

【 0 0 4 7 】

[ 構成例 ]

< ハードウェア構成 >

図 2 は、血圧計 1 0 0 のハードウェア構成の一例を表わすブロック図である。図 2 を参照して、血圧計 1 0 0 は、主たる構成要素として、本体 1 0 と、カフ 2 0 とを含む。カフ 2 0 には、流体袋 2 2 が内包されている。本体 1 0 は、プロセッサ 1 1 0 と、血圧測定用のエア系コンポーネント 3 0 と、A / D 変換回路 3 1 0 と、ポンプ駆動回路 3 2 0 と、弁駆動回路 3 3 0 と、ディスプレイ 5 0 と、メモリ 5 1 と、操作部 5 2 と、通信インターフェイス 5 3 と、電源部 5 4 とを含む。

10

【 0 0 4 8 】

プロセッサ 1 1 0 は、C P U ( Central Processing Unit ) や M P U ( Multi Processing Unit ) といった演算処理部である。プロセッサ 1 1 0 は、メモリ 5 1 に記憶されたプログラムを読み出して実行することで、後述する血圧計 1 0 0 の処理 ( ステップ ) の各々を実現する。例えば、プロセッサ 1 1 0 は、操作部 5 2 からの操作信号に応じて、ポンプ 3 2 および弁 3 3 を駆動する制御を行なう。また、プロセッサ 1 1 0 は、オシロメトリック法による血圧算出のためのアルゴリズムを使用して血圧値を算出し、ディスプレイ 5 0 に表示する。

【 0 0 4 9 】

メモリ 5 1 は、R A M ( Random Access Memory ) 、 R O M ( Read-Only Memory ) 、フラッシュメモリなどによって実現される。メモリ 5 1 は、血圧計 1 0 0 を制御するためのプログラム、血圧計 1 0 0 を制御するために用いられるデータ、血圧計 1 0 0 の各種機能を設定するための設定データ、および血圧値の測定結果のデータ、脈拍数、脈波間隔等を記憶する。また、メモリ 5 1 は、プログラムが実行されるときワークメモリ等として用いられる。

20

【 0 0 5 0 】

エア系コンポーネント 3 0 は、カフ 2 0 に内包された流体袋 2 2 にエア配管を通じて空気を供給または排出する。エア系コンポーネント 3 0 は、流体袋 2 2 内の圧力を検出するための圧力センサ 3 1 と、流体袋 2 2 を膨縮させるための膨縮機構部としてのポンプ 3 2 および弁 3 3 とを含む。

30

【 0 0 5 1 】

圧力センサ 3 1 は、流体袋 2 2 内の圧力 ( カフ圧 ) を検出し、検出した圧力に応じた信号 ( カフ圧信号 ) を A / D 変換回路 3 1 0 に出力する。圧力センサ 3 1 は、例えば、ピエゾ抵抗式圧力センサであり、エア配管を介して、ポンプ 3 2 、弁 3 3 およびカフ 2 0 に内包されている流体袋 2 2 に接続されている。ポンプ 3 2 は、カフ圧を加圧するために、エア配管を通じて流体袋 2 2 に流体としての空気を供給する。弁 3 3 は、エア配管を通して流体袋 2 2 内の空気を排出し、または流体袋 2 2 に空気を封入して、カフ圧を制御するために開閉される。

【 0 0 5 2 】

A / D 変換回路 3 1 0 は、圧力センサ 3 1 の出力値 ( 例えば、ピエゾ抵抗効果による電気抵抗の変化に応じた電圧値 ) をアナログ信号からデジタル信号へ変換してプロセッサ 1 1 0 に出力する。プロセッサ 1 1 0 は、A / D 変換回路 3 1 0 の出力値に応じて、カフ圧を表わす信号を取得する。ポンプ駆動回路 3 2 0 は、プロセッサ 1 1 0 から与えられる制御信号に基づいて、ポンプ 3 2 の駆動を制御する。弁駆動回路 3 3 0 は、プロセッサ 1 1 0 から与えられる制御信号に基づいて、弁 3 3 の開閉を制御する。

40

【 0 0 5 3 】

プロセッサ 1 1 0 は、カフ圧を加圧する加圧過程における脈波信号に基づいてユーザの血圧を測定する加圧測定方式、または、カフ圧を規定圧力 ( 例えば、後述の「推定収縮期血圧」 ) よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、カフ圧を減圧する減圧過程にお

50

る脈波信号に基づいてユーザの血圧を測定する減圧測定方式により血圧測定を実行する。

【0054】

例えば、減圧測定方式による測定時には、概ね、次のような動作が行なわれる。ユーザの被測定部位（手首、腕等）に予めカフを巻き付けておき、測定時には、ポンプ32および弁33を制御して、カフ圧を推定収縮期血圧より高く加圧し、その後徐々に減圧していく。この減圧する過程において、カフ圧を圧力センサ31で検出し、被測定部位の動脈で発生する動脈容積の変動を脈波信号として取り出す。その時のカフ圧の変化に伴う脈波信号の振幅の変化（主に立ち上がりと立ち下がり）に基づいて、最高血圧（収縮期血圧）と最低血圧（拡張期血圧）とを算出する。

【0055】

10

操作部52は、ユーザによる指示に応じた操作信号をプロセッサに入力する。操作部52は、ユーザによる血圧測定指示を受け付けるための測定スイッチ52Aと、測定モードを選択するためのモード選択スイッチ52Bとを含む。

【0056】

測定スイッチ52Aが押されると、カフ20によって被測定部位が一時的に圧迫されて、オシロメトリック法により血圧測定が実行される。血圧測定中に測定スイッチ52Aが再び押されると、血圧測定が停止される。

【0057】

また、モード選択スイッチ52Bが押されると、測定モードの切り替えが行なわれる。例えば、現在の測定モードが通常測定モード（以下、単に「通常モード」とも称する。）に設定されている場合にモード選択スイッチ52Bが押されると、測定モードが不整脈判定モードに切り替わる。

20

【0058】

ディスプレイ50は、プロセッサ110からの制御信号に基づいて、血圧測定結果等を含む各種情報を表示する。通信インターフェイス53は、外部装置と各種情報をやり取りする。電源部54は、プロセッサ110および各ハードウェアに電力を供給する。

【0059】

<機能構成>

図3は、血圧計100の機能構成を示すブロック図である。図3を参照して、血圧計100は、主な機能構成として、モード設定部210と、血圧測定部220と、判定部230と、出力制御部240とを含む。これらの各機能は、例えば、血圧計100のプロセッサ110がメモリ51に格納されたプログラムを実行することによって実現される。なお、これらの機能の一部または全部はハードウェアで実現されるように構成されていてもよい。血圧計100は、記憶部250をさらに含む。記憶部250は、メモリ51により実現される。

30

【0060】

モード設定部210は、ユーザの不整脈の有無の判定を実行する不整脈判定モード、および不整脈の判定を実行しない通常モードのいずれかを設定する。典型的には、モード設定部210は、操作部52（例えば、モード選択スイッチ52B）を介したユーザからのモード選択指示に従って、不整脈判定モードおよび通常モードのいずれかを設定する。

40

【0061】

なお、モード設定部210は、予め定められたスケジュールに従って自動的にいずれかのモードを設定するように構成されていてもよい。例えば、1日のうちの時間帯Hにおいて血圧測定を開始する（例えば、測定スイッチ52Aを押下することにより血圧測定が開始された）場合には、自動的に不整脈判定モードが設定される。一方、1日のうちの時間帯H以外の時間帯において血圧測定を実行する場合には、自動的に通常モードが設定される。

【0062】

血圧測定部220は、操作部52（例えば、測定スイッチ52A）を介したユーザからの測定開始指示に従って、カフ圧を制御する。具体的には、血圧測定部220は、ポンプ

50

駆動回路 3 2 0 を介してポンプ 3 2 を駆動するとともに、弁駆動回路 3 3 0 を介して弁 3 3 を駆動する制御を行なう。弁 3 3 は、流体袋 2 2 の空気を排出し、または封入してカフ圧を制御するために開閉される。

【 0 0 6 3 】

血圧測定部 2 2 0 は、圧力センサ 3 1 によって検出されたカフ圧信号を受けて、カフ圧信号に重畳された被測定部位の脈波を表す脈波信号を取り出す。すなわち、血圧測定部 2 2 0 は、カフ圧信号から、ユーザの心臓の拍動に同期してカフ圧信号に重畳される圧力成分である脈波を検出する。

【 0 0 6 4 】

血圧測定部 2 2 0 は、カフ圧信号と、カフ圧信号に重畳された脈波信号とに基づいて、ユーザの血圧情報を算出する。具体的には、血圧測定部 2 2 0 は、オシロメトリック法に従って、加圧測定方式または減圧測定方式によりユーザの血圧を測定する。典型的には、血圧測定部 2 2 0 は、収縮期血圧、拡張期血圧、脈拍数、脈圧等を算出する。記憶部 2 5 0 には、血圧測定時に得られた情報（例えば、カフ圧、脈波信号、収縮期血圧、拡張期血圧、脈拍数、脈圧等）が記憶される。

10

【 0 0 6 5 】

ここで、モード設定部 2 1 0 により測定モードが通常モードに設定されているとする。この場合、血圧測定部 2 2 0 は、加圧測定方式により血圧測定を実行する場合、加圧過程における加圧速度を一定にする。また、血圧測定部 2 2 0 は、減圧測定方式により血圧測定を実行する場合、減圧過程における減圧速度を一定にする。

20

【 0 0 6 6 】

モード設定部 2 1 0 により測定モードが不整脈判定モードに設定されているとする。まず、血圧測定部 2 2 0 が加圧測定方式により血圧測定を実行する場合について説明する。

【 0 0 6 7 】

血圧測定部 2 2 0 は、加圧測定方式により血圧測定を実行する場合、加圧過程の期間 T b における加圧速度を、加圧過程のうちの期間 T b 以外の他の期間 T a における加圧速度よりも遅くする。期間 T b は、加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、加圧過程においてカフ圧がユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定される。

【 0 0 6 8 】

ある局面では、血圧測定部 2 2 0 は、加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングから規定時間経過後までの期間を、期間 T b として設定する。

30

【 0 0 6 9 】

他の局面では、血圧測定部 2 2 0 は、記憶部 2 5 0 に記憶された関連情報に基づいて期間 T b を設定する。具体的には、記憶部 2 5 0 には、過去のユーザの血圧測定時に得られたカフ圧と脈波信号とを関連付けた関連情報が記憶されている。例えば、関連情報は、ユーザの血圧を測定した際の加圧過程または減圧過程におけるカフ圧と脈波信号との対応関係を示す情報を含む。

【 0 0 7 0 】

血圧測定部 2 2 0 は、当該関連情報に基づいて、過去のユーザの血圧測定時において加圧過程における脈波信号の振幅が最大となるタイミングのカフ圧を抽出する。血圧測定部 2 2 0 は、今回のユーザの血圧測定時の加圧過程におけるカフ圧が当該抽出されたカフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を、期間 T b として設定する。

40

【 0 0 7 1 】

さらに他の局面では、血圧測定部 2 2 0 は、ユーザの平均血圧に基づいて期間 T b を設定する。具体的には、記憶部 2 5 0 には、過去のユーザの血圧測定時に得られたユーザの収縮期血圧および拡張期血圧が記憶されている。血圧測定部 2 2 0 は、記憶部 2 5 0 に記憶された収縮期血圧および拡張期血圧に基づいて平均血圧を算出する。例えば、血圧測定部 2 2 0 は、「平均血圧 = 拡張期血圧 + (収縮期血圧 - 拡張期血圧) ÷ 3」という関係式に基づいて平均血圧を算出する。血圧測定部 2 2 0 は、今回のユーザの血圧測定時の加圧

50

過程におけるカフ圧が当該平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を、期間 T b として設定する。

【 0 0 7 2 】

なお、血圧測定部 2 2 0 は、加圧過程の期間 T b における加圧速度をゼロにしてもよい。すなわち、血圧測定部 2 2 0 は、期間 T b において、カフ圧の加圧を停止することによりカフ圧を一定に維持してもよい。

【 0 0 7 3 】

次に、不整脈判定モードが設定されており、血圧測定部 2 2 0 が減圧測定方式により血圧測定を実行する場合について説明する。この場合、血圧測定部 2 2 0 は、減圧過程の期間 T g における減圧速度を、減圧過程のうちの期間 T g 以外の他の期間 T f における減圧速度よりも遅くする。期間 T g は、減圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、減圧過程においてカフ圧がユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定される。

10

【 0 0 7 4 】

ある局面では、血圧測定部 2 2 0 は、減圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングから規定時間経過後までの期間を、期間 T g として設定する。

【 0 0 7 5 】

他の局面では、血圧測定部 2 2 0 は、記憶部 2 5 0 に記憶された関連情報に基づいて、過去のユーザの血圧測定時において減圧過程における脈波信号の振幅が最大となるタイミングのカフ圧を抽出する。血圧測定部 2 2 0 は、今回のユーザの血圧測定時の減圧過程におけるカフ圧が当該抽出されたカフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を、期間 T g として設定する。

20

【 0 0 7 6 】

さらに他の局面では、血圧測定部 2 2 0 は、ユーザの平均血圧に基づいて期間 T g を設定する。具体的には、血圧測定部 2 2 0 は、記憶部 2 5 0 に記憶された収縮期血圧および拡張期血圧に基づいて平均血圧を算出する。血圧測定部 2 2 0 は、今回のユーザの血圧測定時の減圧過程におけるカフ圧が当該平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を、期間 T g として設定する。

【 0 0 7 7 】

さらに他の局面では、血圧測定部 2 2 0 は、減圧測定方式の加圧過程において、ユーザの収縮期血圧および拡張期血圧を推定し、推定された収縮期血圧（以下、「推定収縮期血圧」とも称する。）および拡張期血圧（以下、「推定拡張期血圧」とも称する。）に基づいて平均血圧を推定する（すなわち、推定平均血圧を算出する）。収縮期血圧および拡張期血圧の推定は、公知の手法により行われる。例えば、血圧測定部 2 2 0 は、カフ圧を加圧させる過程で変化する脈波信号の振幅変化のパターンを示す脈波包絡線から収縮期血圧および拡張期血圧を推定する。血圧測定部 2 2 0 は、「推定平均血圧 = 推定拡張期血圧 + (推定収縮期血圧 - 推定拡張期血圧) ÷ 3」という関係式に基づいて推定平均血圧を算出する。血圧測定部 2 2 0 は、減圧過程におけるカフ圧が推定平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を、期間 T g として設定する。

30

【 0 0 7 8 】

さらに他の局面では、血圧測定部 2 2 0 は、減圧測定方式の加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングのカフ圧を特定する。血圧測定部 2 2 0 は、減圧過程におけるカフ圧が当該特定されたカフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を、期間 T g として設定する。

40

【 0 0 7 9 】

なお、血圧測定部 2 2 0 は、減圧過程の期間 T g における減圧速度をゼロにしてもよい。すなわち、血圧測定部 2 2 0 は、期間 T g において、カフ圧の減圧を停止することによりカフ圧を一定に維持してもよい。

【 0 0 8 0 】

判定部 2 3 0 は、不整脈判定モードが設定されている場合に不整脈判定を実行する。血

50

圧測定部 220 が加圧測定方式により血圧測定を実行する場合、判定部 230 は、加圧過程における脈波信号に基づいて、ユーザの不整脈が発生したか否かを判定する。血圧測定部 220 が減圧測定方式により血圧測定を実行する場合、判定部 230 は、減圧過程における脈波信号に基づいて、ユーザの不整脈が発生したか否かを判定する。不整脈の判定方式については公知の手法が用いられる。例えば、判定部 230 は、脈波信号から取得される複数の脈波の発生間隔（すなわち、脈波間隔）に基づいて不整脈の発生の有無を判定する。

#### 【0081】

出力制御部 240 は、血圧測定部 220 の測定結果および判定部 230 の判定結果等をディスプレイ 50 に表示する。なお、出力制御部 240 は、通信インターフェイス 53 を介して、測定結果および判定結果を外部装置に送信してもよいし、スピーカ（図示しない）を介して音声出力する構成であってもよい。

10

#### 【0082】

< 通常モード時の処理 >

図 4 は、通常モードでの血圧測定時（加圧測定方式）における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。図 4 を参照して、血圧計 100 は、加圧過程を開始して一定速度（例えば、速度  $V_a$ ）でカフを加圧する。加圧過程において、脈波振幅は、カフ圧が大きくなるにつれて徐々に大きくなって最大点に到達後、徐々に小さくなる。血圧計 100 は、血圧測定が完了すると、ポンプ 32 を停止して加圧過程を終了し弁 33 を開く。これにより、カフ圧は急激に減少する。

20

#### 【0083】

図 5 は、通常モードでの血圧測定処理（加圧測定方式）の一例を示すフローチャートである。

#### 【0084】

図 5 を参照して、血圧計 100 のプロセッサ 110 は、圧力センサ 31 を初期化する（ステップ S12）。具体的には、プロセッサ 110 は、処理用メモリ領域を初期化するとともに、ポンプ 32 をオフ（停止）し、弁 33 を開いた状態で、圧力センサ 31 の 0 mmHg 調整（大気圧を 0 mmHg に設定）を行なう。

#### 【0085】

次に、プロセッサ 110 は、弁駆動回路 330 を介して弁 33 を閉じ（ステップ S14）、ポンプ駆動回路 320 を介してポンプ 32 を駆動して、カフ 20（流体袋 22）の加圧を開始する（ステップ S16）。このとき、プロセッサ 110 は、ポンプ 32 からエア配管を通して流体袋 22 に空気を供給しながら、圧力センサ 31 の出力に基づいて、流体袋 22 内の圧力であるカフ圧の加圧速度を制御する。これにより、加圧過程が開始される。プロセッサ 110 は、加圧速度を一定速度（例えば、速度  $V_a$ ）に制御する。

30

#### 【0086】

次に、プロセッサ 110 は、圧力センサ 31 によって検出されたカフ圧信号から脈波信号を抽出し、当該脈波信号に基づいて、収縮期血圧および拡張期血圧の算出を試みて、血圧算出が完了したか否かを判断する（ステップ S18）。

#### 【0087】

データ不足のために未だ血圧算出を完了できない場合（ステップ S18 において NO）、プロセッサ 110 は、カフ圧が予め定められた上限圧力（例えば、300 mmHg）に達していない限り、ステップ S16、S18 の処理を繰り返す。血圧算出が完了した場合（ステップ S18 において YES）、プロセッサ 110 は、ポンプ 32 を停止し（ステップ S20）、弁 33 を開いて（ステップ S22）、カフ 20 内の空気を排気する制御を行なう。プロセッサ 110 は、血圧測定で測定された血圧値をディスプレイ 50 に表示する（ステップ S24）。

40

#### 【0088】

図 6 は、通常モードでの血圧測定時（減圧測定方式）における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。図 6 を参照して、血圧計 100 は、加圧過程を開始してカフ圧

50

が規定圧力（例えば、推定収縮期血圧）になるまでカフ圧を加圧する。このとき、カフ圧が大きくなるにつれて脈波振幅は大きくなり、その後減少する。

【 0 0 8 9 】

カフ圧が規定圧力まで到達した場合、血圧計 1 0 0 は、加圧過程から減圧過程に移行させて、カフ圧を減圧していく。減圧過程において、脈波振幅は、カフ圧が小さくなるにつれて徐々に大きくなって最大点に到達後、徐々に小さくなる。血圧計 1 0 0 は、血圧測定が完了すると、減圧過程を終了し弁 3 3 を全開にする。

【 0 0 9 0 】

図 7 は、通常モードでの血圧測定処理（減圧測定方式）を示すフローチャートである。

【 0 0 9 1 】

図 7 を参照して、ステップ S 3 2 ~ S 3 6 の処理は、それぞれ図 5 のステップ S 1 2 ~ S 1 6 の処理と同様であるため、その詳細な説明は繰り返さない。

【 0 0 9 2 】

プロセッサ 1 1 0 は、加圧過程において得られる脈波信号に基づいて、推定収縮期血圧、推定拡張期血圧および脈拍数を算出する（ステップ S 3 8 ）。続いて、プロセッサ 1 1 0 は、カフ圧が閾値  $T_h$  以上に到達したか否かを判断する（ステップ S 4 0 ）。典型的には、閾値  $T_h$  は、推定収縮期血圧よりも固定値（例えば、4 0 m m H g ）だけ高い値に設定される。

【 0 0 9 3 】

カフ圧が閾値  $T_h$  未満である場合（ステップ S 4 0 において N O ）、プロセッサ 1 1 0 はステップ S 3 6 に戻る。カフ圧が閾値  $T_h$  以上である場合（ステップ S 1 3 0 において Y E S ）、プロセッサ 1 1 0 は、ポンプ 3 2 を停止する（ステップ S 4 2 ）。プロセッサ 1 1 0 は、推定収縮期血圧と推定拡張期血圧との差である推定脈圧と脈拍数とに基づいて、減圧速度（例えば、速度  $V_f$  ）を算出する（ステップ S 4 4 ）。典型的には、プロセッサ 1 1 0 は、推定脈圧間に発生する脈拍数が所定脈拍数以上となるように減圧速度を設定する。

【 0 0 9 4 】

プロセッサ 1 1 0 は、速度  $V_f$  で弁 3 3 を徐々に開放するように制御する（ステップ S 4 6 ）。これにより、加圧過程から減圧過程に移行して、カフ圧は徐々に減圧していく。

【 0 0 9 5 】

この減圧過程において、プロセッサ 1 1 0 は、圧力センサ 3 1 によって検出されたカフ圧信号から脈波信号を抽出し、当該脈波信号に基づいて、収縮期血圧および拡張期血圧の算出を試みて、血圧算出が完了したか否かを判断する（ステップ S 4 8 ）。血圧算出が完了しない場合（ステップ S 4 8 において N O ）、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ S 4 6 , S 4 8 の処理を繰り返す。血圧算出が完了した場合（ステップ S 4 8 において Y E S ）、プロセッサ 1 1 0 は、弁 3 3 を全開にして（ステップ S 5 0 ）、カフ 2 0 内の空気を急速排気する制御を行なう。プロセッサ 1 1 0 は、血圧測定で測定された血圧値をディスプレイ 5 0 に表示する（ステップ S 5 2 ）。

【 0 0 9 6 】

< 不整脈判定モード時の処理 >

図 8 は、不整脈判定モードでの血圧測定時（加圧測定方式）における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。図 8 を参照して、血圧計 1 0 0 は、加圧過程を開始して一定の加圧速度（例えば、速度  $V_a$  ）でカフ圧を加圧する。加圧過程において、脈波振幅は、カフ圧が大きくなるにつれて徐々に大きくなって最大点に到達する。

【 0 0 9 7 】

血圧計 1 0 0 は、脈波振幅が最大になったと判断した場合、加圧速度を速度  $V_a$  から速度  $V_b$  （ただし、速度  $V_b$  は速度  $V_a$  よりも遅い）に変更する。速度  $V_b$  でカフ圧が加圧される速度変更期間は、当該判断時点から規定時間経過後までの期間である。速度変更期間は、上述した期間  $T_b$  に対応し、加圧過程のうちの速度変更期間以外の他の期間は、上述した期間  $T_a$  に対応する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 9 8 】

期間  $T_b$  が終了した場合、血圧計 1 0 0 は、加圧速度を速度  $V_b$  から速度  $V_a$  に戻して、カフの加圧を継続する。血圧測定が完了すると、ポンプ 3 2 を停止して加圧過程を終了し弁 3 3 を開く。これにより、カフ圧は急激に減少する。

## 【 0 0 9 9 】

図 9 は、不整脈判定モードでの血圧測定処理（加圧測定方式）を示すフローチャートである。

## 【 0 1 0 0 】

図 9 を参照して、ステップ  $S_{102} \sim S_{106}$  の処理は、それぞれ図 5 のステップ  $S_{12} \sim S_{16}$  の処理と同様であるため、その詳細な説明は繰り返さない。なお、ステップ  $S_{106}$  において、プロセッサ 1 1 0 は、速度  $V_a$ （例えば、 $5.5 \text{ mmHg/s}$ ）でカフ圧を加圧していくものとする。これにより、加圧過程が開始される。

## 【 0 1 0 1 】

プロセッサ 1 1 0 は、加圧過程において、脈波振幅が最大になったか否かを判断する（ステップ  $S_{108}$ ）。例えば、脈波振幅が増加している場合における脈波振幅の変化率が正であり、脈波振幅が減少している場合における脈波振幅の変化率が負であるとする。この場合、プロセッサ 1 1 0 は、脈波振幅の変化率が正から負に変化したタイミングで、脈波振幅が最大になったと判断する。

## 【 0 1 0 2 】

脈波振幅が最大になっていない場合（ステップ  $S_{108}$  において  $NO$ ）、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ  $S_{106}$  を実行することにより、速度  $V_a$  でのカフ圧の加圧を継続する。脈波振幅が最大となった場合（ステップ  $S_{108}$  において  $YES$ ）、プロセッサ 1 1 0 は、加圧速度を速度  $V_a$  から速度  $V_b$ （例えば、 $3 \text{ mmHg/s}$ ）に変更する（ステップ  $S_{110}$ ）。

## 【 0 1 0 3 】

プロセッサ 1 1 0 は、加圧速度を速度  $V_b$  に変更してから規定時間が経過したか否かを判断する（ステップ  $S_{112}$ ）。規定時間が経過していない場合（ステップ  $S_{112}$  において  $NO$ ）、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ  $S_{112}$  の処理を繰り返す。規定時間が経過した場合（ステップ  $S_{112}$  において  $YES$ ）、プロセッサ 1 1 0 は、加圧速度を速度  $V_b$  から速度  $V_a$  に戻す（ステップ  $S_{114}$ ）。

## 【 0 1 0 4 】

プロセッサ 1 1 0 は、加圧過程における脈波信号に基づいて、収縮期血圧および拡張期血圧の算出を試みて、血圧算出が完了したか否かを判断する（ステップ  $S_{116}$ ）。データ不足のために未だ血圧算出を完了できない場合（ステップ  $S_{116}$  において  $NO$ ）、プロセッサ 1 1 0 は、カフ圧が予め定められた上限圧力（例えば、 $300 \text{ mmHg}$ ）に達していない限り、ステップ  $S_{116}$  の処理を繰り返す。すなわち、プロセッサ 1 1 0 は、速度  $V_a$  でのカフ圧の加圧を継続しつつ血圧算出を試みる。

## 【 0 1 0 5 】

血圧算出が完了した場合（ステップ  $S_{116}$  において  $YES$ ）、プロセッサ 1 1 0 は、不整脈判定処理を実行する（ステップ  $S_{118}$ ）。具体的には、プロセッサ 1 1 0 は、加圧過程における脈波信号から取得される脈波間隔に基づいて、ユーザの不整脈の発生の有無を判定する。続いて、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ  $S_{120} \sim S_{124}$  の処理を実行する。ステップ  $S_{120} \sim S_{124}$  の処理は、それぞれ図 5 のステップ  $S_{20} \sim S_{24}$  の処理と同様であるため、その詳細は説明は繰り返さない。なお、ステップ  $S_{124}$  において、プロセッサ 1 1 0 は、血圧値とともに不整脈の判定結果をディスプレイ 5 0 に表示する。

## 【 0 1 0 6 】

図 9 の例では、速度  $V_b$  でカフ圧が加圧される速度変更期間（すなわち、期間  $T_b$ ）は、脈波振幅が最大となるタイミングから規定時間経過後までの期間である。

## 【 0 1 0 7 】

10

20

30

40

50

なお、加圧速度を速度  $V_a$  から速度  $V_b$  に変更するタイミング（すなわち、期間  $T_b$  の開始タイミング）は、脈波振幅が最大となるタイミングよりも前のタイミングに設定されてもよい。この場合、期間  $T_b$  の開始タイミングは、脈波振幅の変化率が正から負に変化する直前のタイミング（例えば、正の変化率が閾値未満となったタイミング）に設定されてもよい。

#### 【0108】

あるいは、期間  $T_b$  の開始タイミングは、脈波振幅が最大となるタイミングよりも後のタイミングに設定されてもよい。この場合、期間  $T_b$  の開始タイミングは、脈波振幅が最大となったと判断されたタイミングから所定時間（例えば、1秒）経過後に設定されてもよい。

10

#### 【0109】

図10は、不整脈判定モードでの血压測定時（減圧測定方式）における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。図10を参照して、血压計100は、加圧過程を開始して一定の加圧速度でカフ圧を加圧する。カフ圧が規定圧力まで到達した場合、血压計100は、加圧過程から減圧過程に移行させて、カフ圧を速度  $V_f$  で減圧していく。減圧過程において、脈波振幅は、カフ圧が小さくなるにつれて徐々に大きくなって最大点に到達する。

#### 【0110】

血压計100は、脈波振幅が最大になったと判断した場合、減圧速度を速度  $V_f$  から速度  $V_g$ （ただし、速度  $V_g$  は速度  $V_f$  よりも十分に遅い）に変更する。速度  $V_f$  でカフ圧が減圧される速度変更期間は、当該判断時点から規定時間経過後までの期間である。速度変更期間は、上述した期間  $T_g$  に対応し、減圧過程のうちの速度変更期間以外の他の期間は、上述した期間  $T_f$  に対応する。

20

#### 【0111】

期間  $T_g$  が終了した場合、血压計100は、減圧速度を速度  $V_g$  から速度  $V_f$  に戻して、カフの減圧を継続する。血压計100は、血压測定が完了すると、減圧過程を終了し弁33を全開にする。

#### 【0112】

図11は、不整脈判定モードでの血压測定処理（減圧測定方式）を示すフローチャートである。

30

#### 【0113】

図11を参照して、ステップ  $S_{132} \sim S_{146}$  の処理は、それぞれ図7のステップ  $S_{32} \sim S_{46}$  の処理と同様であるため、その詳細な説明は繰り返さない。なお、ステップ  $S_{146}$  において、プロセッサ110が速度  $V_f$  でカフ圧を減圧することにより、減圧過程が開始される。

#### 【0114】

プロセッサ110は、減圧過程において、脈波振幅が最大になったか否かを判断する（ステップ  $S_{148}$ ）。脈波振幅が最大になっていない場合（ステップ  $S_{148}$  において  $NO$ ）、プロセッサ110は、ステップ  $S_{146}$  を実行することにより、速度  $V_f$  でのカフ圧の減圧を継続する。脈波振幅が最大となった場合（ステップ  $S_{148}$  において  $YES$ ）、プロセッサ110は、減圧速度を速度  $V_f$  から速度  $V_g$ （例えば、 $4\text{ mmHg/s}$ ）に変更する（ステップ  $S_{150}$ ）。速度  $V_g$  は、速度  $V_f$  よりも十分に遅い速度である。

40

#### 【0115】

プロセッサ110は、減圧速度を速度  $V_g$  に変更してから規定時間が経過したか否かを判断する（ステップ  $S_{152}$ ）。規定時間が経過していない場合（ステップ  $S_{152}$  において  $NO$ ）、プロセッサ110は、ステップ  $S_{152}$  の処理を繰り返す。規定時間が経過した場合（ステップ  $S_{152}$  において  $YES$ ）、プロセッサ110は、減圧速度を速度  $V_g$  から速度  $V_f$  に戻す（ステップ  $S_{154}$ ）。

#### 【0116】

プロセッサ110は、減圧過程における脈波信号に基づいて、収縮期血压および拡張期

50



血圧の算出を試みて、血圧算出が完了したか否かを判断する（ステップ S 1 5 6）。血圧算出を完了できない場合（ステップ S 1 5 6 において N O）、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ S 1 5 6 の処理を実行する。すなわち、プロセッサ 1 1 0 は、速度 V f でのカフ圧の減圧を継続しつつ血圧算出を試みる。

【 0 1 1 7 】

血圧算出が完了した場合（ステップ S 1 5 6 において Y E S）、プロセッサ 1 1 0 は、不整脈判定処理を実行する（ステップ S 1 5 8）。続いて、プロセッサ 1 1 0 は、プロセッサ 1 1 0 は、弁 3 3 を全開にして（ステップ S 1 6 0）、血圧値とともに不整脈の判定結果をディスプレイ 5 0 に表示する（ステップ S 1 6 2）。

【 0 1 1 8 】

図 1 1 の例では、速度 V g でカフ圧が加圧される速度変更期間（すなわち、期間 T g）は、脈波振幅が最大となるタイミングから規定時間経過後までの期間である。なお、減圧速度を速度 V f から速度 V g に変更するタイミング（すなわち、期間 T g の開始タイミング）は、脈波振幅が最大となるタイミングの前後のタイミングに設定されてもよい。

【 0 1 1 9 】

< 変形例 1 >

図 1 2 は、不整脈判定モードでの血圧測定処理（加圧測定方式）の変形例 1 を示すフローチャートである。

【 0 1 2 0 】

図 1 2 を参照して、ステップ S 1 0 2 ~ ステップ S 1 0 6 , S 1 1 0 ~ S 1 2 4 の各処理は、図 9 の対応する各処理と同様であるため、その詳細な説明は繰り返さない。

【 0 1 2 1 】

ステップ S 1 0 6 の処理後、プロセッサ 1 1 0 は、加圧されているカフ圧が、ユーザの過去の血圧測定時における脈波振幅の最大値に対応するカフ圧に到達した否かを判断する（ステップ S 1 8 0）。具体的には、プロセッサ 1 1 0 は、過去の血圧測定時（例えば、前回測定時）におけるカフ圧と脈波振幅との関係を示す関連情報をメモリ 5 1 から読み出す。プロセッサ 1 1 0 は、当該関連情報に基づいて、前回測定時において加圧過程における脈波振幅が最大となる（すなわち、最大脈波振幅が得られる）タイミングのカフ圧を抽出する。プロセッサ 1 1 0 は、今回の血圧測定時の加圧過程におけるカフ圧（すなわち、現在、加圧中のカフ圧）が当該抽出されたカフ圧に到達したか否かを判断する。

【 0 1 2 2 】

加圧中のカフ圧が当該抽出されたカフ圧に到達していない場合（ステップ S 1 8 0 において N O）、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ S 1 0 6 を実行する。加圧中のカフ圧が当該抽出されたカフ圧に到達した場合（ステップ S 1 8 0 において Y E S）、プロセッサ 1 1 0 は、加圧速度を速度 V a から速度 V b（例えば、3 mm H g / s）に変更する（ステップ S 1 1 0）。

【 0 1 2 3 】

図 1 2 の例では、速度 V b でカフ圧が加圧される速度変更期間（すなわち、期間 T b）は、今回測定時のカフ圧が当該抽出されたカフ圧に到達したと判断された時点から規定時間経過後までの期間である。なお、上述のステップ S 1 8 0 において、プロセッサ 1 1 0 は、関連情報に基づいて、前回測定時において加圧過程における最大脈波振幅よりも所定値だけ小さい（あるいは、所定値だけ大きい）脈波振幅が得られるタイミングのカフ圧を抽出してもよい。ただし、所定値は小さい値であるとする。

【 0 1 2 4 】

図 1 3 は、不整脈判定モードでの血圧測定処理（減圧測定方式）の変形例 1 を示すフローチャートである。

【 0 1 2 5 】

図 1 3 を参照して、ステップ S 1 3 2 ~ S 1 4 6 , S 1 5 0 ~ S 1 6 2 の各処理は、図 1 1 の対応する各処理と同様であるため、その詳細な説明は行なわない。

【 0 1 2 6 】

10

20

30

40

50

ステップ S 1 4 6 の処理後、プロセッサ 1 1 0 は、減圧されているカフ圧が、ユーザの過去の血圧測定時における脈波振幅の最大値に対応するカフ圧に到達した否かを判断する（ステップ S 1 9 0）。具体的には、プロセッサ 1 1 0 は、過去の血圧測定時（例えば、前回測定時）におけるカフ圧と脈波振幅との関係を示す関連情報をメモリ 5 1 から読み出す。プロセッサ 1 1 0 は、当該関連情報に基づいて、前回測定時において減圧過程における脈波振幅が最大となる（すなわち、最大脈波振幅が得られる）タイミングのカフ圧を抽出する。プロセッサ 1 1 0 は、今回の血圧測定時の減圧過程におけるカフ圧（すなわち、現在、減圧中のカフ圧）が当該抽出されたカフ圧に到達したか否かを判断する。

【 0 1 2 7 】

減圧中のカフ圧が当該抽出されたカフ圧に到達していない場合（ステップ S 1 9 0 において N O）、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ S 1 4 6 を実行する。減圧中のカフ圧が当該抽出されたカフ圧に到達した場合（ステップ S 1 9 0 において Y E S）、プロセッサ 1 1 0 は、減圧速度を速度 V f から速度 V g（例えば、4 mm H g / s）に変更する（ステップ S 1 5 0）。

【 0 1 2 8 】

図 1 3 の例では、速度 V g でカフ圧が加圧される速度変更期間（すなわち、期間 T g）は、今回測定時のカフ圧が当該抽出されたカフ圧に到達したと判断された時点から規定時間経過後までの期間である。なお、上述のステップ S 1 9 0 において、プロセッサ 1 1 0 は、関連情報に基づいて、前回測定時において減圧過程における最大脈波振幅よりも所定値だけ小さい（あるいは、所定値だけ大きい）脈波振幅が得られるタイミングのカフ圧を抽出してもよい。ただし、所定値は小さい値であるとする。

【 0 1 2 9 】

< 変形例 2 >

図 1 4 は、不整脈判定モードでの血圧測定処理（加圧測定方式）の変形例 2 を示すフローチャートである。

【 0 1 3 0 】

図 1 4 を参照して、ステップ S 1 0 2，S 1 0 4，S 1 0 6，S 1 1 0 ~ S 1 2 4 の各処理は、図 9 の対応する各処理と同様であるため、その詳細な説明は繰り返さない。

【 0 1 3 1 】

ステップ S 1 0 2 の処理後、プロセッサ 1 1 0 は、過去の血圧測定値に基づいて平均血圧を算出する（ステップ S 2 0 0）。具体的には、プロセッサ 1 1 0 は、過去の血圧測定時（例えば、前回測定時）に測定された収縮期血圧および拡張期血圧をメモリ 5 1 から読み出して、当該収縮期血圧および拡張期血圧に基づいて平均血圧を算出する。

【 0 1 3 2 】

また、プロセッサ 1 1 0 は、ポンプ 3 2 を駆動することによりカフ圧の加圧を開始して（ステップ S 1 0 6）、カフ圧がステップ S 2 0 0 で算出された平均血圧に到達したか否かを判断する（ステップ S 2 1 0）。カフ圧が平均血圧に到達していない場合（ステップ S 2 1 0 において N O）、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ S 1 0 6 を実行する。カフ圧が平均血圧に到達した場合（ステップ S 2 1 0 において Y E S）、プロセッサ 1 1 0 は、加圧速度を速度 V a から速度 V b（例えば、3 mm H g / s）に変更する（ステップ S 1 1 0）。

【 0 1 3 3 】

図 1 4 の例では、速度 V b でカフ圧が加圧される速度変更期間（すなわち、期間 T b）は、カフ圧が平均血圧に到達したと判断された時点から規定時間経過後までの期間である。なお、上述のステップ S 2 1 0 において、プロセッサ 1 1 0 は、平均血圧よりも所定圧力だけ小さい（あるいは、所定圧力だけ大きい）血圧にカフ圧が到達したか否かを判断してもよい。ただし、所定圧力は小さい値であるとする。

【 0 1 3 4 】

図 1 5 は、不整脈判定モードでの血圧測定処理（減圧測定方式）の変形例 2 を示すフローチャートである。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 3 5 】

図 1 5 を参照して、ステップ S 1 3 2 , S 1 3 4 ~ S 1 4 6 , S 1 5 0 ~ S 1 6 2 の各処理は、図 1 1 の対応する各処理と同様であるため、その詳細な説明は繰り返さない。

## 【 0 1 3 6 】

ステップ S 1 3 2 の処理後、プロセッサ 1 1 0 は、過去の血圧測定値に基づいて平均血圧を算出する（ステップ S 2 2 0 ）。

## 【 0 1 3 7 】

また、ステップ S 1 4 6 の処理後、プロセッサ 1 1 0 は、減圧中のカフ圧がステップ S 2 2 0 で算出された平均血圧に到達したか否かを判断する（ステップ S 2 3 0 ）。カフ圧が平均血圧に到達していない場合（ステップ S 2 3 0 において N O ）、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ S 1 4 6 を実行する。カフ圧が平均血圧に到達した場合（ステップ S 2 3 0 において Y E S ）、プロセッサ 1 1 0 は、減圧速度を速度 V f から速度 V g （例えば、4 mm H g / s ）に変更する（ステップ S 1 5 0 ）。

## 【 0 1 3 8 】

図 1 5 の例では、速度 V g でカフ圧が加圧される速度変更期間（すなわち、期間 T g ）は、カフ圧が平均血圧に到達したと判断された時点から規定時間経過後までの期間である。なお、上述のステップ S 2 1 0 において、プロセッサ 1 1 0 は、平均血圧よりも所定圧力だけ小さい（あるいは、所定圧力だけ大きい）血圧にカフ圧が到達したか否かを判断してもよい。ただし、所定圧力は小さい値であるとする。

## 【 0 1 3 9 】

## &lt; 変形例 3 &gt;

図 1 6 は、不整脈判定モードでの血圧測定処理（減圧測定方式）の変形例 3 を示すフローチャートである。

## 【 0 1 4 0 】

図 1 6 を参照して、ステップ S 1 3 2 ~ S 1 4 4 , S 1 4 6 , S 1 5 0 ~ S 1 6 2 の各処理は、図 1 1 の対応する各処理と同様であるため、その詳細な説明は繰り返さない。

## 【 0 1 4 1 】

ステップ S 1 4 4 の処理後、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ S 1 3 8 で算出された推定収縮期血圧および推定拡張期血圧に基づいて平均血圧を推定する（ステップ S 2 4 0 ）。具体的には、プロセッサ 1 1 0 は、推定収縮期血圧および推定拡張期血圧に基づいて推定平均血圧を算出する。

## 【 0 1 4 2 】

ステップ S 1 4 6 の処理後、プロセッサ 1 1 0 は、減圧中のカフ圧がステップ S 2 4 0 で算出された推定平均血圧に到達したか否かを判断する（ステップ S 2 5 0 ）。カフ圧が推定平均血圧に到達していない場合（ステップ S 2 5 0 において N O ）、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ S 1 4 6 を実行する。カフ圧が推定平均血圧に到達した場合（ステップ S 2 5 0 において Y E S ）、プロセッサ 1 1 0 は、減圧速度を速度 V f から速度 V g （例えば、4 mm H g / s ）に変更する（ステップ S 1 5 0 ）。

## 【 0 1 4 3 】

図 1 6 の例では、速度 V g でカフ圧が加圧される速度変更期間（すなわち、期間 T g ）は、カフ圧が推定平均血圧に到達したと判断された時点から規定時間経過後までの期間である。なお、上述のステップ S 2 5 0 において、プロセッサ 1 1 0 は、推定平均血圧よりも所定圧力だけ小さい（あるいは、所定圧力だけ大きい）血圧にカフ圧が到達したか否かを判断してもよい。ただし、所定圧力は小さい値であるとする。

## 【 0 1 4 4 】

## &lt; 変形例 4 &gt;

図 1 7 は、不整脈判定モードでの血圧測定処理（減圧測定方式）の変形例 4 を示すフローチャートである。

## 【 0 1 4 5 】

図 1 7 を参照して、ステップ S 1 3 2 ~ S 1 3 6 , S 1 3 8 ~ S 1 4 6 , S 1 5 0 ~ S

162の各処理は、図11の対応する各処理と同様であるため、その詳細な説明は繰り返さない。

【0146】

ステップS136の処理後、プロセッサ110は、加圧過程において、脈波振幅が最大になったか否かを判断する(ステップS270)。脈波振幅が最大になっていない場合(ステップS270においてNO)、プロセッサ110は、ステップS136の処理を実行することにより、カフ圧の加圧を継続する。脈波振幅が最大となった場合(ステップS270においてYES)、プロセッサ110は、最大脈波振幅に対応するカフ圧(すなわち、脈波振幅が最大になったタイミングのカフ圧)を特定して(ステップS280)、ステップS138の処理を実行する。

10

【0147】

ステップS146の処理後、プロセッサ110は、減圧中のカフ圧がステップS280で特定されたカフ圧(以下、「特定カフ圧」とも称する。)に到達したか否かを判断する(ステップS290)。カフ圧が特定カフ圧に到達していない場合(ステップS290においてNO)、プロセッサ110は、ステップS146を実行する。カフ圧が特定カフ圧に到達した場合(ステップS290においてYES)、プロセッサ110は、減圧速度を速度Vfから速度Vg(例えば、4mmHg/s)に変更する(ステップS150)。

【0148】

図17の例では、速度Vgでカフ圧が加圧される速度変更期間(すなわち、期間Tg)は、カフ圧が特定カフ圧に到達したと判断された時点から規定時間経過後までの期間である。なお、上述のステップS290において、プロセッサ110は、特定カフ圧よりも所定圧力だけ小さい(あるいは、所定圧力だけ大きい)圧力にカフ圧が到達したか否かを判断してもよい。ただし、所定圧力は小さい値であるとする。

20

【0149】

<その他の実施の形態>

(1) 上述した実施の形態では、期間Tbにおいて加圧速度を遅くし、期間Tgにおいて減圧速度を遅くする構成について説明したが、当該構成に限られない。例えば、期間Tbにおいてカフ圧の加圧を停止(すなわち、加圧速度をゼロに)し、期間Tgにおいてカフ圧の減圧を停止(すなわち、減圧速度をゼロに)する構成であってもよい。

【0150】

図18は、その他の実施の形態に従う不整脈判定モードでの血压測定時(加圧測定方式)における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。図18を参照して、期間Tbでは、カフ圧の加圧が停止しておりカフ圧が維持されている。期間Tbの加圧速度である速度Vbはゼロである。

30

【0151】

図19は、その他の実施の形態に従う不整脈判定モードでの血压測定時(減圧測定方式)における脈波信号およびカフ圧の対応関係を示す図である。図19を参照して、期間Tgでは、カフ圧の減圧が停止しておりカフ圧が維持されている。期間Tgの減圧速度である速度Vgはゼロである。

【0152】

図20は、その他の実施の形態に従う不整脈判定モードでの血压測定処理(加圧測定方式)を示すフローチャートである。図20のフローチャートは、図9のステップS110、S114をそれぞれステップS300、S310に置き換えたものに相当する。

40

【0153】

図20を参照して、ステップS102~S108、S112、S116~S124の各処理は、図9の対応する各処理と同様であるため、その詳細な説明は繰り返さない。

【0154】

脈波振幅が最大となった場合(ステップS108においてYES)、プロセッサ110は、ポンプ32を停止する(ステップS300)。これにより、カフ圧の加圧が停止されて、カフ圧が維持される。

50

## 【 0 1 5 5 】

プロセッサ 1 1 0 は、ポンプ 3 2 を停止して（カフ圧の維持が開始されて）から規定時間が経過したか否かを判断する（ステップ S 1 1 2）。規定時間が経過していない場合（ステップ S 1 1 2 において N O）、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ S 1 1 2 を実行する。規定時間が経過した場合（ステップ S 1 1 2 において Y E S）、プロセッサ 1 1 0 は、ポンプ 3 2 を駆動して、速度 V a でカフ 2 0 の加圧を開始して（ステップ S 3 1 0）、ステップ S 1 1 6 を実行する。

## 【 0 1 5 6 】

なお、同様に、図 1 2，図 1 4 のステップ S 1 1 0，S 1 1 4 をそれぞれステップ S 3 0 0，S 3 1 0 に置き換える構成であってもよい。

10

## 【 0 1 5 7 】

図 2 1 は、その他の実施の形態に従う不整脈判定モードでの血圧測定処理（減圧測定方式）を示すフローチャートである。図 2 1 のフローチャートは、図 1 1 のステップ S 1 5 0，S 1 5 4 をそれぞれステップ S 3 2 0，S 3 3 0 に置き換えたものに相当する。

## 【 0 1 5 8 】

図 2 1 を参照して、ステップ S 1 3 2 ~ S 1 4 8，S 1 5 2，S 1 5 6 ~ S 1 6 2 の各処理は、図 1 1 の対応する各処理と同様であるため、その詳細な説明は繰り返さない。

## 【 0 1 5 9 】

脈波振幅が最大となった場合（ステップ S 1 4 8 において Y E S）、プロセッサ 1 1 0 は、弁 3 3 を閉じる（ステップ S 3 2 0）。これにより、カフ圧の減圧が停止されて、カフ圧が維持される。プロセッサ 1 1 0 は、弁 3 3 を閉じて（カフ圧の維持が開始されて）から規定時間が経過したか否かを判断する（ステップ S 1 5 2）。規定時間が経過していない場合（ステップ S 1 5 2 において N O）、プロセッサ 1 1 0 は、ステップ S 1 5 2 を実行する。規定時間が経過した場合（ステップ S 1 5 2 において Y E S）、プロセッサ 1 1 0 は、速度 V f で弁 3 3 を徐々に開放するように制御して（ステップ S 3 3 0）、ステップ S 1 5 6 を実行する。

20

## 【 0 1 6 0 】

また、同様に、図 1 3，図 1 5，図 1 6，図 1 7 のステップ S 1 5 0，S 1 5 4 をそれぞれステップ S 3 2 0，S 3 3 0 に置き換える構成であってもよい。

## 【 0 1 6 1 】

（ 2 ）上述した実施の形態において、コンピュータを機能させて、上述のフローチャートで説明したような制御を実行させるプログラムを提供することもできる。このようなプログラムは、コンピュータに付属するフレキシブルディスク、C D - R O M（Compact Disk Read Only Memory）、二次記憶装置、主記憶装置およびメモリカードなどの一時的でないコンピュータ読取り可能な記録媒体にて記録させて、プログラム製品として提供することもできる。あるいは、コンピュータに内蔵するハードディスクなどの記録媒体にて記録させて、プログラムを提供することもできる。また、ネットワークを介したダウンロードによって、プログラムを提供することもできる。

30

## 【 0 1 6 2 】

（ 3 ）上述の実施の形態として例示した構成は、本発明の構成の一例であり、別の公知の技術と組み合わせることも可能であるし、本発明の要旨を逸脱しない範囲で、一部を省略する等、変更して構成することも可能である。また、上述した実施の形態において、その他の実施の形態で説明した処理や構成を適宜採用して実施する場合であってもよい。

40

## 【 0 1 6 3 】

〔 付 記 〕

以上のように、本実施形態は以下のような開示を含む。

## 【 0 1 6 4 】

〔 構成 1 〕

ユーザの被測定部位に装着されたカフ（ 2 0 ）の内圧を示すカフ圧を加圧する加圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定する血圧測定部（ 2 2 0 ）を備え、

50

前記血圧測定部（２２０）は、前記加圧過程の所定期間における加圧速度を、前記加圧過程のうちの前記所定期間以外の他の期間における加圧速度よりも遅くし、前記所定期間は、前記加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、前記加圧過程において前記カフ圧が前記ユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定され、前記加圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザの不整脈を判定する判定部（２３０）をさらに備える、血圧計（１００）。

【０１６５】

[構成２]

前記血圧測定部（２２０）は、前記加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、構成１に記載の血圧計（１００）。

10

【０１６６】

[構成３]

過去の前記ユーザの血圧測定時に得られた前記カフ圧と脈波信号とを関連付けた関連情報を記憶する記憶部（２５０）をさらに備え、前記血圧測定部（２２０）は、前記関連情報に基づいて、過去の前記ユーザの血圧測定時において前記加圧過程における脈波信号の振幅が最大となるタイミングの前記カフ圧を抽出し、今回の前記ユーザの血圧測定時の前記加圧過程における前記カフ圧が前記抽出された前記カフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、構成１に記載の血圧計（１００）。

20

【０１６７】

[構成４]

過去の前記ユーザの血圧測定時に得られた前記ユーザの収縮期血圧および拡張期血圧を記憶する記憶部（２５０）をさらに備え、前記血圧測定部（２２０）は、前記収縮期血圧および前記拡張期血圧に基づいて前記平均血圧を算出し、今回の前記ユーザの血圧測定時の前記加圧過程における前記カフ圧が前記平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、構成１に記載の血圧計（１００）。

【０１６８】

[構成５]

前記血圧測定部（２２０）は、前記所定期間における前記加圧速度をゼロにする、構成１～４のいずれかに記載の血圧計（１００）。

30

【０１６９】

[構成６]

ユーザの被測定部位に装着されたカフ（２０）の内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、前記カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定する血圧測定部（２２０）を備え、前記血圧測定部（２２０）は、前記減圧過程の所定期間における減圧速度を、前記減圧過程のうちの前記所定期間以外の他の期間における減圧速度よりも遅くし、前記所定期間は、前記減圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、前記減圧過程において前記カフ圧が前記ユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定され、前記減圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザの不整脈を判定する判定部（２３０）をさらに備える、血圧計（１００）。

40

【０１７０】

[構成７]

前記血圧測定部（２２０）は、前記減圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、構成６に記載の血圧計（１００）。

【０１７１】

[構成８]

過去の前記ユーザの血圧測定時に得られた前記カフ圧と脈波信号とを関連付けた関連情

50

報を記憶する記憶部（２５０）をさらに備え、前記血圧測定部（２２０）は、前記関連情報に基づいて、過去の前記ユーザの血圧測定時において前記減圧過程における脈波信号の振幅が最大となるタイミングの前記カフ圧を抽出し、今回の前記ユーザの血圧測定時の前記減圧過程における前記カフ圧が前記抽出された前記カフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、構成６に記載の血圧計（１００）。

【０１７２】

[構成９]

過去の前記ユーザの血圧測定時に得られた前記ユーザの収縮期血圧および拡張期血圧を記憶する記憶部（２５０）をさらに備え、前記血圧測定部（２２０）は、前記収縮期血圧および前記拡張期血圧に基づいて前記平均血圧を算出し、今回の前記ユーザの血圧測定時の前記減圧過程における前記カフ圧が前記平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、構成６に記載の血圧計（１００）。

10

【０１７３】

[構成１０]

前記血圧測定部（２２０）は、前記加圧過程において、前記ユーザの収縮期血圧および拡張期血圧を推定し、推定された前記収縮期血圧および前記拡張期血圧に基づいて前記平均血圧を推定し、前記減圧過程における前記カフ圧が前記平均血圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、構成６に記載の血圧計（１００）。

20

【０１７４】

[構成１１]

前記血圧測定部（２２０）は、前記加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミングのカフ圧を特定し、前記減圧過程における前記カフ圧が前記特定された前記カフ圧に到達したタイミングから規定時間経過後までの期間を前記所定期間として設定する、構成６に記載の血圧計（１００）。

【０１７５】

[構成１２]

前記血圧測定部（２２０）は、前記所定期間における前記減圧速度をゼロにする、構成６～１１のいずれか１項に記載の血圧計（１００）。

30

【０１７６】

[構成１３]

ユーザの被測定部位に装着されたカフ（２０）の内圧を示すカフ圧を加圧する加圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定するステップを含み、前記測定するステップは、前記加圧過程の所定期間における加圧速度を、前記加圧過程のうちの前記所定期間以外の他の期間における加圧速度よりも遅くすることを含み、前記所定期間は、前記加圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、前記加圧過程において前記カフ圧が前記ユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定され、前記加圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザの不整脈を判定するステップをさらに含む、血圧測定方法。

40

【０１７７】

[構成１４]

ユーザの被測定部位に装着されたカフ（２０）の内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、前記カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定するステップを含み、前記測定するステップは、前記減圧過程の所定期間における減圧速度を、前記減圧過程のうちの前記所定期間以外の他の期間における減圧速度よりも遅くすることを含み、前記所定期間は、前記減圧過程において脈波信号の振幅が最大となるタイミング、または、前記減圧過程において前記カフ圧が前記ユーザの平均血圧となるタイミングに基づいて設定され、前記減圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザの不整脈を判定する判定部をさらに含む、血圧測定方法。

50

【 0 1 7 8 】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した説明ではなく、特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【 符号の説明 】

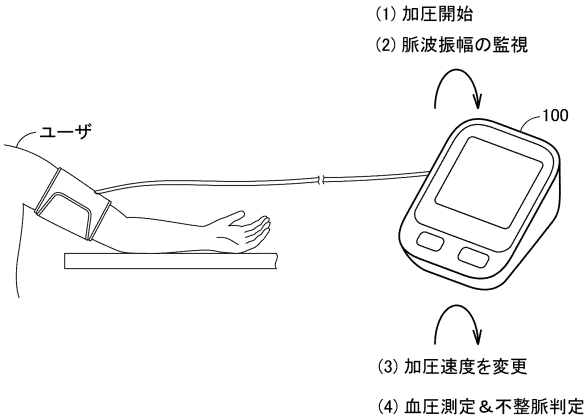
【 0 1 7 9 】

10 本体、20 カフ、22 流体袋、30 エア系コンポーネント、31 圧力センサ、32 ポンプ、33 弁、50 ディスプレイ、51 メモリ、52 操作部、52A 測定スイッチ、52B モード選択スイッチ、53 通信インターフェイス、54 電源部、100 血圧計、110 プロセッサ、210 モード設定部、220 血圧測定部、230 判定部、240 出力制御部、250 記憶部、310 変換回路、320 ポンプ駆動回路、330 弁駆動回路。

【 図面 】

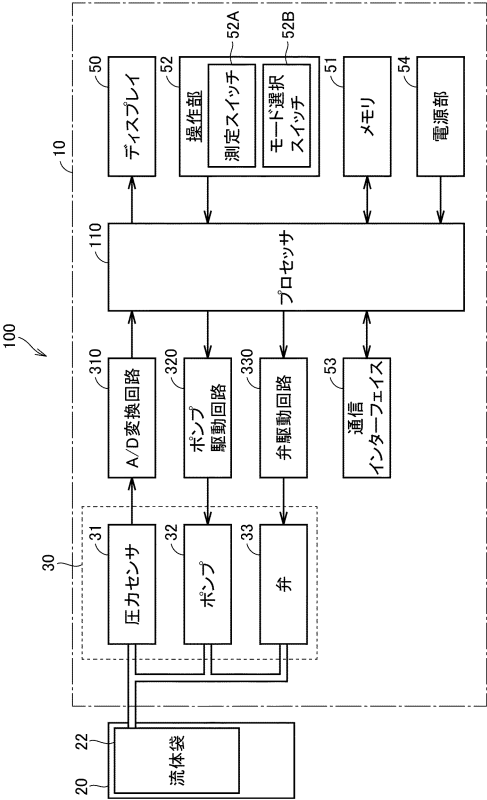
【 図 1 】

図1



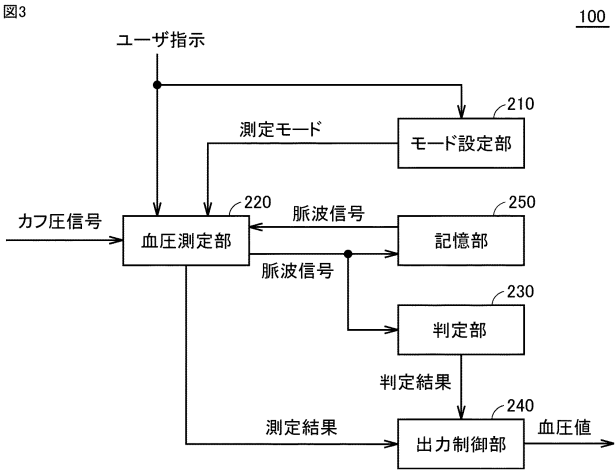
【 図 2 】

図2

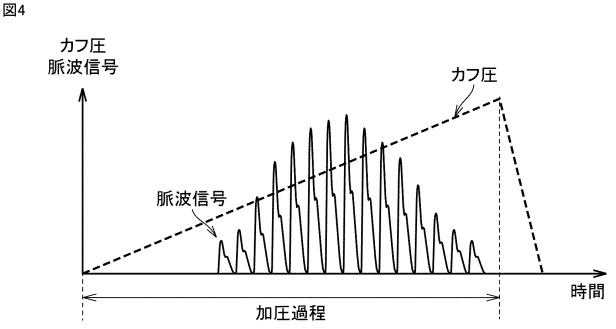




【 図 3 】

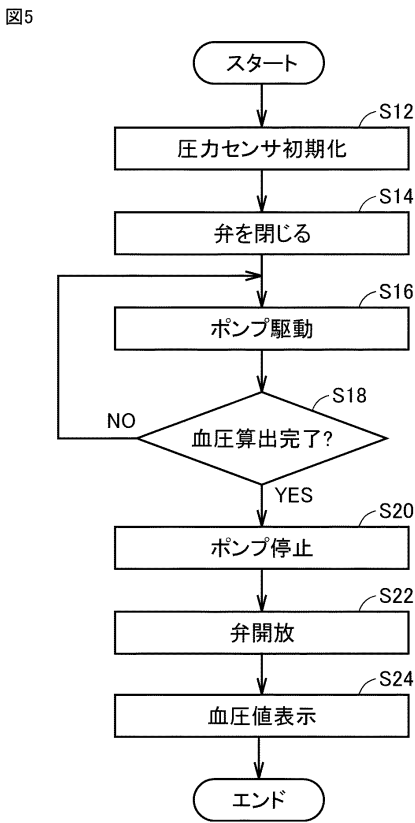


【 図 4 】

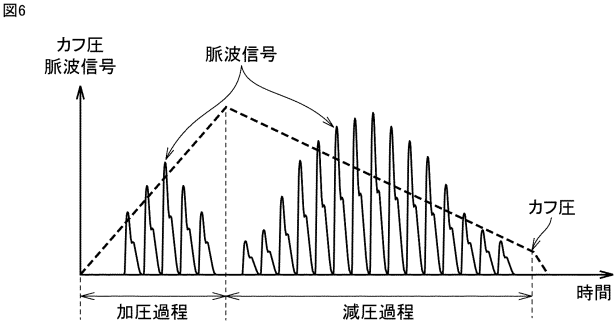


10

【 図 5 】



【 図 6 】



20

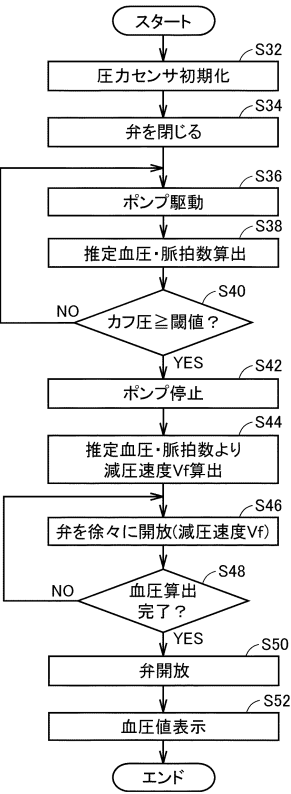
30

40

50

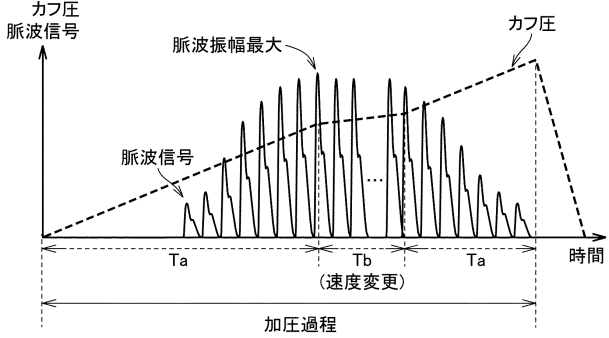
【 図 7 】

図7



【 図 8 】

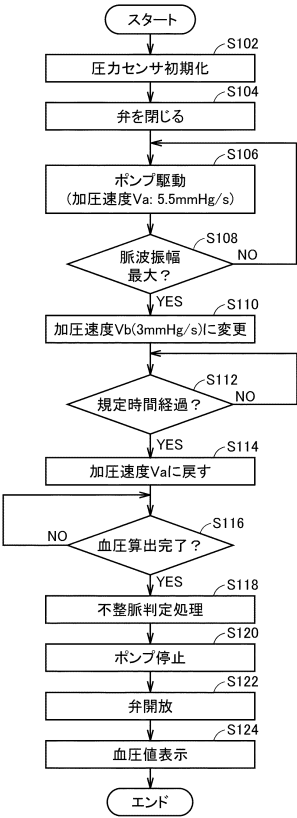
図8



10

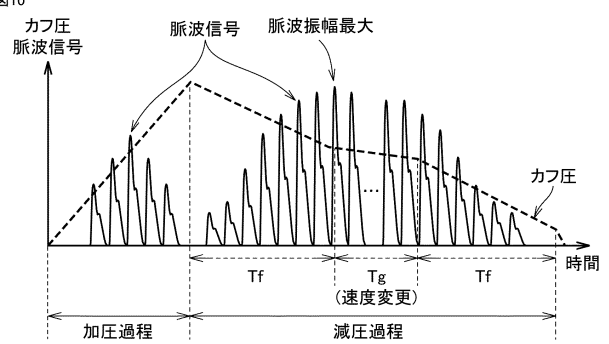
【 図 9 】

図9



【 図 1 0 】

図10



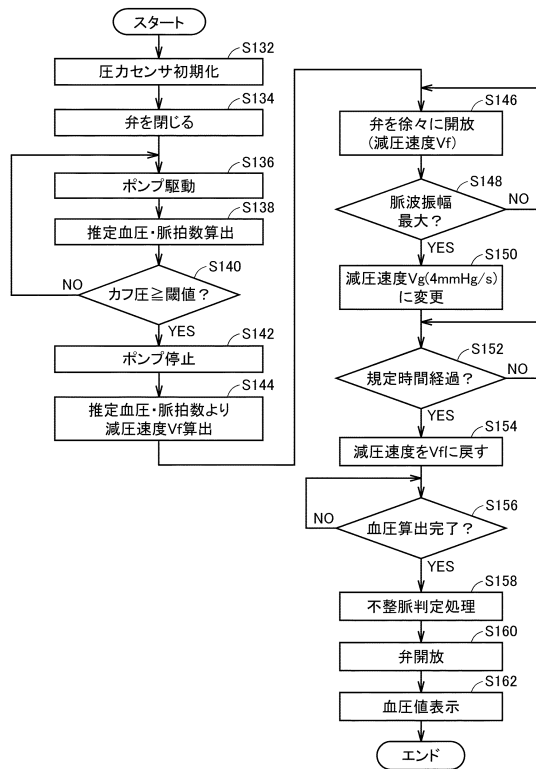
30

40

50

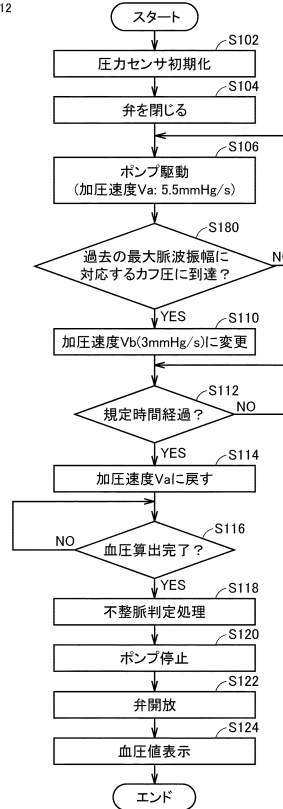
【図 1 1】

図11



【図 1 2】

図12

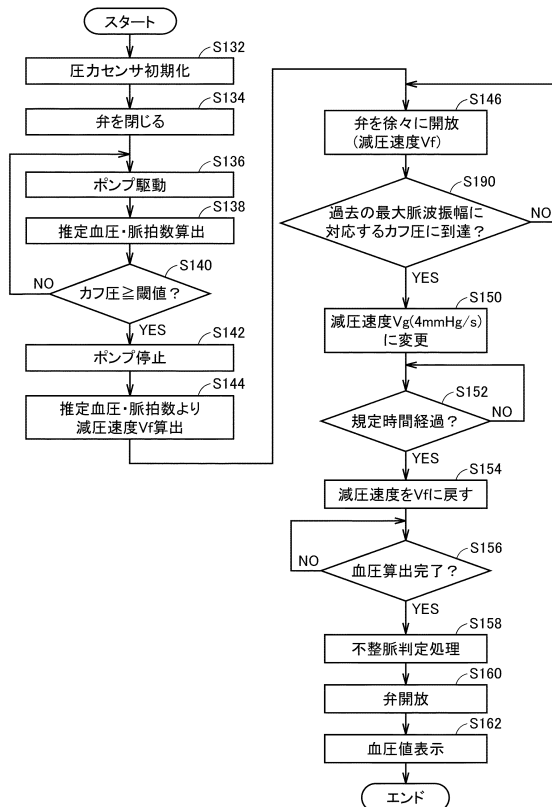


10

20

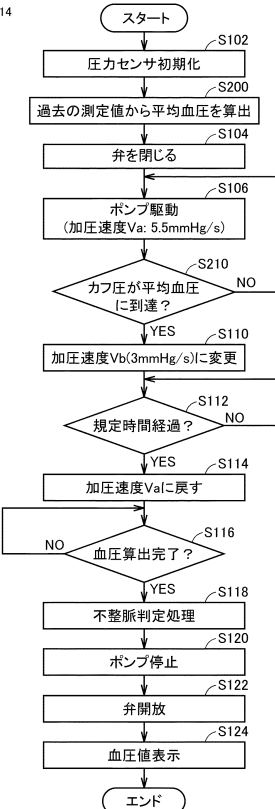
【図 1 3】

図13



【図 1 4】

図14



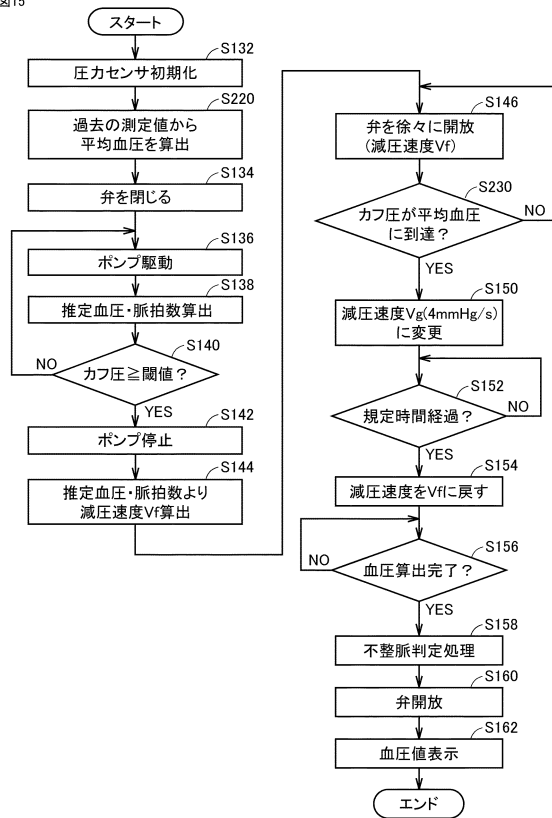
30

40

50

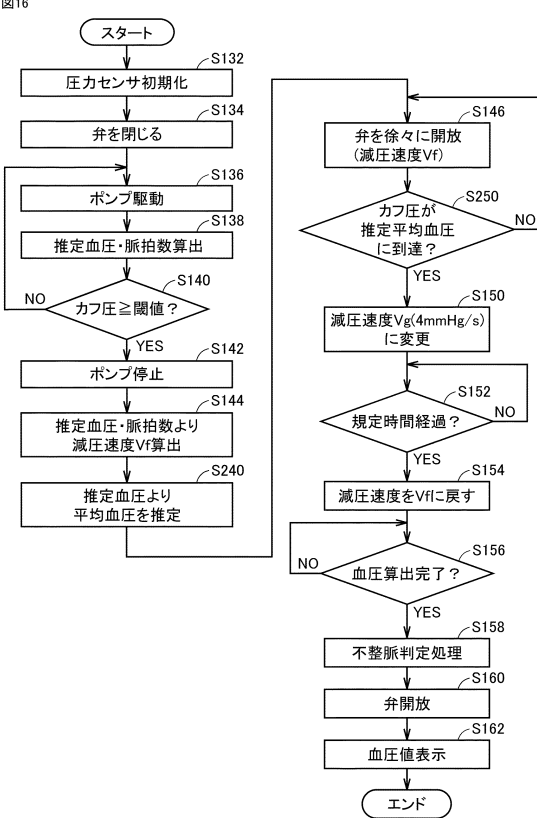
【図 15】

図15



【図 16】

図16

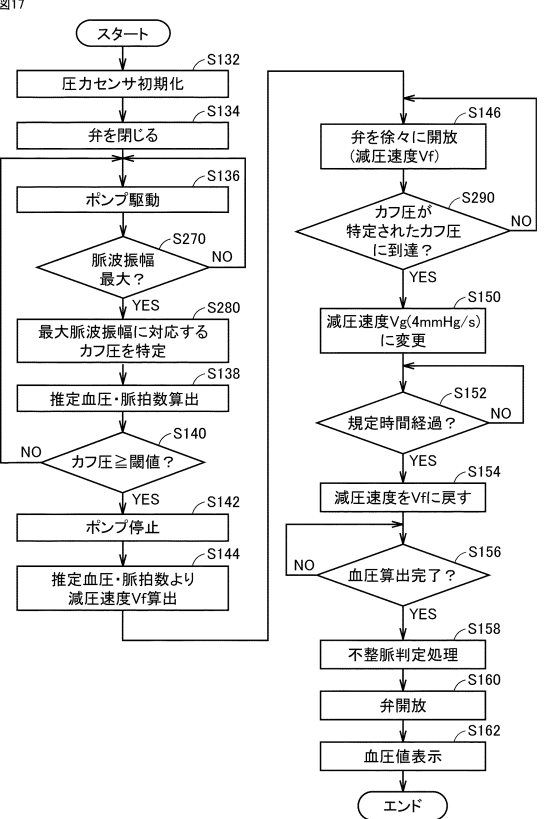


10

20

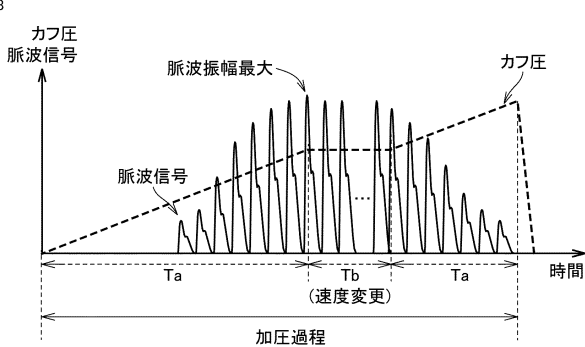
【図 17】

図17



【図 18】

図18



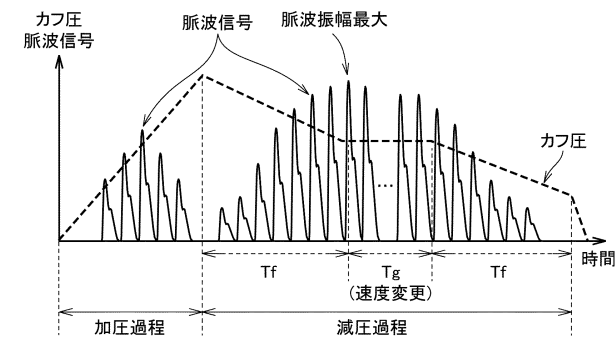
30

40

50

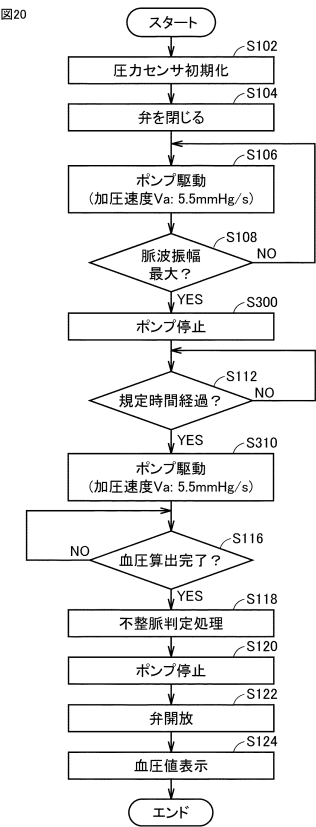
【 図 1 9 】

図19



【 図 2 0 】

図20

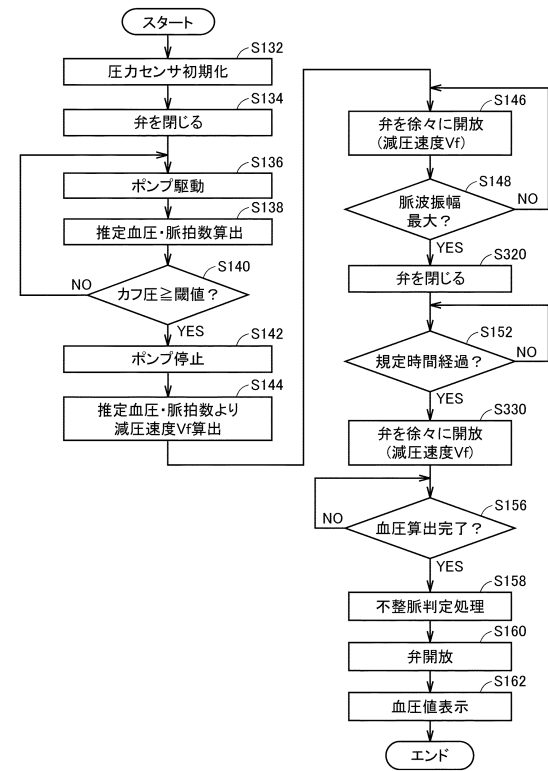


10

20

【 図 2 1 】

図21



30

40

50