

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7230369号  
(P7230369)

(45)発行日 令和5年3月1日(2023.3.1)

(24)登録日 令和5年2月20日(2023.2.20)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/256(2021.01)

A 6 1 B 5/02 D

A 6 1 B 5/256 2 2 0

A 6 1 B 5/02 D Z D M

請求項の数 11 (全22頁)

(21)出願番号	特願2018-155466(P2018-155466)	(73)特許権者	503246015
(22)出願日	平成30年8月22日(2018.8.22)		オムロンヘルスケア株式会社
(65)公開番号	特開2020-28421(P2020-28421A)		京都府向日市寺戸町九ノ坪 5 3 番地
(43)公開日	令和2年2月27日(2020.2.27)	(74)代理人	110003708
審査請求日	令和3年7月15日(2021.7.15)		弁理士法人鈴榮特許総合事務所
		(74)代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74)代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74)代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74)代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74)代理人	100189913
			鵜飼 健

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 測定装置、測定方法及び測定プログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

表示部が設けられる第 1 の面と前記第 1 の面に対し裏面となる第 2 の面とを有する本体と、

前記本体に取り付けられ、ユーザの被装着部位に巻き付け可能なベルトと、

前記本体の側面に取り付けられ、前記ベルトと前記ユーザの被装着部位との間に延設される押圧カフと、

前記押圧カフ内の圧力を表す圧力情報を取得する圧力取得部と、

前記押圧カフを加圧する加圧過程と、前記加圧過程の終了後に前記押圧カフが加圧された状態を保持する加圧状態保持過程と、前記加圧状態保持過程の終了後に前記押圧カフを減圧する減圧過程とのそれぞれにおける前記押圧カフ内の圧力を、前記圧力情報に基づいて制御するカフ圧制御部と、

前記圧力情報に基づいて、ユーザの血圧を算出する血圧算出部と、

前記加圧状態保持過程における前記ユーザの心電を測定する心電測定部と、

一对の心電測定用電極として第 1 電極と第 2 電極と、を備え、

前記カフ圧制御部は、前記加圧状態保持過程における前記押圧カフ内の圧力を前記加圧過程の終了時における圧力に保持し、

前記第 2 電極は、前記押圧カフが前記ユーザに装着された状態において前記ユーザの被装着部位の皮膚に接触する位置に配置され、

前記被装着部位は、前記押圧カフが装着される部位であり、

前記第 2 電極は、前記本体の前記第 2 の面に配置され、前記加圧状態保持過程において、膨張した前記押圧カフによって前記被装着部位に押し付けられる、測定装置。

【請求項 2】

前記カフ圧制御部は、前記加圧状態保持過程の継続時間を、診断に有用な心電波形を得るために必要な測定時間以上に設定する、請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 3】

前記血圧算出部は、前記圧力情報から取得した、前記加圧過程又は前記減圧過程における前記押圧カフ内の圧力の変動に基づいて、前記ユーザの血圧を算出する、請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 4】

前記心電測定部は、

前記一对の心電測定用電極間で前記ユーザの心臓を介して流れる電流の電流値を表す検出情報を取得する心電検出情報取得部と、

前記心電検出情報取得部が取得した検出情報に基づいて、前記加圧状態保持過程における前記検出情報を反映した心電波形を生成する生成部と、  
を備える、請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 5】

前記心電検出情報取得部は、前記加圧過程から前記減圧過程にかけて前記検出情報を取得し、

前記生成部は、前記取得した検出情報のうち、前記加圧状態保持過程に取得された検出情報のみを反映した心電波形を生成する、請求項 4 に記載の測定装置。

【請求項 6】

前記心電検出情報取得部は、前記検出情報として、前記加圧状態保持過程における前記電流値のみを取得する、請求項 4 に記載の測定装置。

【請求項 7】

前記第 1 電極は、前記押圧カフが前記ユーザに装着された状態において前記ユーザの前記被装着部位の皮膚に接触しない位置に配置され、

前記心電検出情報取得部は、前記検出情報として、前記第 1 電極及び前記第 2 電極の間で前記ユーザの心臓を介して流れる電流を検出する、請求項 4 に記載の測定装置。

【請求項 8】

前記押圧カフは、前記ユーザに装着された状態で加圧されることにより前記ユーザの前記被装着部位を外側から圧迫可能であり、

前記第 1 電極は、前記本体の前記第 1 の面に配置される、請求項 7 に記載の測定装置。

【請求項 9】

前記第 2 電極は、前記ユーザに装着され、かつ、前記押圧カフが加圧された状態において、前記押圧カフに押圧されることにより前記ユーザの前記被装着部位に密着する、請求項 7 に記載の測定装置。

【請求項 10】

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の測定装置が備える各部の処理を前記測定装置が備えるプロセッサに実行させる、測定プログラム。

【請求項 11】

表示部が設けられる第 1 の面と前記第 1 の面に対し裏面となる第 2 の面とを有する本体と、前記本体に取り付けられ、ユーザの被装着部位に巻き付け可能なベルトと、前記本体の側面に取り付けられ、前記ベルトと前記ユーザの被装着部位との間に延設される押圧カフと、一对の心電測定用電極として第 1 電極と第 2 電極とを備える測定装置がユーザの血圧及び心電の測定を行う測定方法であって、  
前記押圧カフ内の圧力を表す圧力情報を取得する過程と、

前記押圧カフを加圧する加圧過程と、前記加圧過程の終了後に前記押圧カフ内の圧力が前記加圧過程の終了時における圧力に保持されるように前記押圧カフが加圧された状態を

10

20

30

40

50

保持する加圧状態保持過程と、前記加圧状態保持過程の終了後に前記押圧カフを減圧する減圧過程とのそれぞれにおける前記押圧カフ内の圧力を、前記圧力情報に基づいて制御する過程と、

前記圧力情報に基づいて、前記ユーザの血圧を算出する過程と、

前記加圧状態保持過程における前記ユーザの心電を測定する過程と、

を備え、

前記第2電極は、前記押圧カフが前記ユーザに装着された状態において前記ユーザの被装着部位の皮膚に接触する位置に配置され、

前記被装着部位は、前記押圧カフが装着される部位であり、

前記第2電極は、前記本体の前記第2の面に配置され、前記加圧状態保持過程において、膨張した前記押圧カフによって前記被装着部位に押し付けられる、

測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、例えば血圧及び心電を測定可能な測定装置、測定方法及び測定プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献1には、患者の腕に装着可能な血圧測定装置が開示されている。この血圧測定装置は、脈波センサを用いて患者の脈波信号を検出し、検出した脈波信号に基づいて血圧を算出する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特開2015-77229号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

一方、血圧に加えて心電を測定することに対するニーズがある。この種の測定装置では、心電測定用電極として、一对の電極が設けられる。一对の電極のいずれかがユーザの被測定部位に適切な状態で接触していない場合、有用な心電の測定結果が得られないことがある。

【0005】

本発明は、上記事情に着目してなされたものであり、一側面では、血圧及び心電を適切に測定可能な測定装置、測定方法及び測定プログラムを提供しようとするものである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、上述した課題を解決するために、例えば以下の対策を講じている。

【0007】

すなわち、本開示の一例に係る測定装置は、押圧カフ内の圧力を表す圧力情報を取得する圧力取得部と、前記押圧カフを加圧する加圧過程と、前記加圧過程の終了後に前記押圧カフが加圧された状態を保持する加圧状態保持過程と、前記加圧状態保持過程の終了後に前記押圧カフを減圧する減圧過程とのそれぞれにおける前記押圧カフ内の圧力を、前記圧力情報に基づいて制御するカフ圧制御部と、前記圧力情報に基づいて、ユーザの血圧を算出する血圧算出部と、前記加圧状態保持過程における前記ユーザの心電を測定する心電測定部と、を備える。

【0008】

上記構成によれば、押圧カフの加圧過程と減圧過程の間に設けられた加圧状態保持過程において心電が測定される。ここで、加圧状態保持過程では、押圧カフの膨張によって、

10

20

30

40

50

心電測定用電極がユーザの被装着部位に対して確実に接触するとともに十分に密着する。したがって、適切な装着状態での心電を測定することができ、また、適切な心電の測定結果を得ることができる。

【 0 0 0 9 】

上記一例に係る測定装置では、前記カフ圧制御部は、前記加圧状態保持過程の継続時間を、診断に有用な心電波形を得るために必要な測定時間以上に設定する。

【 0 0 1 0 】

上記構成によれば、適切な装着状態での心電を測定することができ、かつ、診断に有用な心電波形を確実に取得することができる。

【 0 0 1 1 】

上記一例に係る測定装置では、前記カフ圧制御部は、前記加圧状態保持過程における前記押圧カフ内の圧力を一定値に保持する。

上記一例に係る測定装置では、前記血圧算出部は、前記圧力情報から取得した前記加圧過程又は前記減圧過程における前記押圧カフ内の圧力の変動に基づいて、ユーザの血圧を算出する。

【 0 0 1 2 】

上記一例に係る測定装置では、前記心電測定部は、一対の心電測定用電極間で前記ユーザの心臓を介して流れる電流の電流値を表す検出情報を取得する心電検出情報取得部と、前記心電検出情報取得部が取得した検出情報に基づいて、前記押圧カフの加圧状態保持過程における前記検出情報を反映した心電波形を生成する生成部と、を備える。

【 0 0 1 3 】

上記一例に係る測定装置では、前記心電検出情報取得部は、前記加圧過程から前記減圧過程にかけて検出情報を取得し、

前記生成部は、前記取得した検出情報のうち、前記加圧状態保持過程に取得された検出情報のみを反映した心電波形を生成する。

【 0 0 1 4 】

上記構成によれば、適切な装着状態での検出結果のみが反映された心電波形を表示させることができる。

【 0 0 1 5 】

上記一例に係る測定装置では、前記心電検出情報取得部は、前記検出情報として、前記加圧状態保持過程における前記電流値のみを取得する。

【 0 0 1 6 】

上記構成によれば、適切な装着状態においてのみ心電の測定を行うことにより、患者への負担を軽減することができる。

【 0 0 1 7 】

上記一例に係る測定装置では、前記心電測定用電極として、前記測定装置が前記ユーザに装着された状態において前記ユーザの被装着部位の皮膚に接触しない位置に配置された第1電極と、前記測定装置が前記ユーザに装着された状態において前記ユーザの被装着部位の皮膚に接触する位置に配置された第2電極とをさらに備え、前記心電検出情報取得部は、前記検出情報として、前記第1電極及び前記第2電極の間で前記ユーザの心臓を介して流れる電流を検出する。

【 0 0 1 8 】

上記一例に係る測定装置は、表示部が設けられる第1の面と前記第1の面に対し裏面となる第2の面とを有する本体と、前記ユーザに装着された状態で加圧されることにより前記ユーザの被装着部位を外側から圧迫可能な前記押圧カフと、をさらに備え、前記第1電極は、前記本体の前記第1の面に配置され、前記第2電極は、前記本体の前記第2の面に配置される。

【 0 0 1 9 】

上記一例に係る測定装置では、前記第2電極は、前記ユーザに装着され、かつ、前記押圧カフが加圧された状態において、前記押圧カフに押圧されることにより前記ユーザの被

10

20

30

40

50

装着部位に密着する。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、血圧及び心電を適切に測定可能な測定装置、測定方法及び測定プログラムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】図1は、適用例に係る測定装置の機能構成を例示するブロック図である。

【図2】図2は、第1実施形態に係る測定装置を含む血圧測定システムの構成を例示する模式図である。

【図3】図3は、第1実施形態に係る測定装置のハードウェア構成を例示するブロック図である。

【図4】図4は、第1実施形態に係る測定装置の構成を例示する図である。

【図5】図5は、第1実施形態に係る測定装置の一例としての血圧測定回路の機能構成を例示するブロック図である。

【図6】図6は、第1実施形態に係る測定装置の一例としての血圧測定回路を含む血圧測定システムによる心電測定処理手順を例示するフローチャートである。

【図7】図7は、第1実施形態に係る測定装置がユーザの被装着部位に装着され、心電測定処理が行われていない状態を例示する概略図である。

【図8】図8は、第1実施形態に係る測定装置がユーザの被装着部位に装着され、心電測定処理において押圧カフの加圧を停止した状態を例示する概略図である。

【図9】図9は、第1実施形態に係る測定装置の一例としての血圧測定回路における心電波形の取得結果の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、図面を参照して実施形態について説明する。なお、以下の説明において、同一の機能及び構成を有する構成要素については、共通する参照符号を付す。また、共通する参照符号を有する複数の構成要素を区別する場合、当該共通する参照符号に後続する追加符号を更に付して区別する。なお、複数の構成要素について特に区別を要さない場合、当該複数の構成要素には、共通する参照符号のみが付され、追加符号は付さない。

【0023】

1. 適用例

まず、図1を用いて、本発明が適用される測定装置の一例について説明する。

【0024】

血圧測定装置1は、ユーザの血圧及び心電を測定可能な測定装置の一例である。血圧測定装置1は、ユーザの被装着部位に装着される。被装着部位は、例えば、手首、上腕等である。血圧測定装置1は、副作用管理プログラムに基づいて、副作用管理処理を実行する。副作用管理処理プログラムは、心電測定プログラムの一例である。図1に示すように、血圧測定装置1は、圧力取得部2と、押圧カフ制御部3と、血圧算出部4と、心電測定部5と、出力部6とを備える。

【0025】

圧力取得部2は、圧力情報を取得する。圧力情報は、押圧カフ内の圧力（カフ圧）を含む。圧力取得部2は、例えば、押圧カフに設けられた圧力センサから、圧力情報を取得する。

【0026】

押圧カフ制御部3は、圧力情報に基づいて、押圧カフの状態を制御する。押圧カフ制御部3は、例えば、押圧カフに流体を供給するポンプ、及び、押圧カフに設けられる排気弁の駆動を制御することにより、押圧カフの状態を制御する。押圧カフ制御部3は、例えば、ポンプから押圧カフに流体を供給させることにより、押圧カフを膨張させ、押圧カフを加圧する。押圧カフ制御部3は、例えば、押圧カフから流体を排出させることにより、押

10

20

30

40

50

圧カフを収縮させ、押圧カフを減圧する。押圧カフ制御部 3 は、カフ圧制御部の一例である。

【 0 0 2 7 】

血圧算出部 4 は、圧力情報に基づいて、ユーザの血圧を算出する。血圧算出部 4 による血圧の算出には、例えば、オシロメトリック法が用いられる。血圧算出部 4 は、例えば、押圧カフの加圧過程における押圧カフ内の圧力の変動に基づいて、血圧を算出する。血圧算出部 4 は、例えば、押圧カフの減圧過程における押圧カフ内の圧力の変動に基づいて、血圧を算出してもよい。血圧算出部 4 によって算出される血圧は、最高血圧、最低血圧、又はその他の指数である。

【 0 0 2 8 】

心電測定部 5 は、検出情報に基づいて、ユーザの心電を測定する。検出情報は、例えば、一対の心電測定用電極の間でユーザの心臓を介して流れる電流値を含む。心電測定部 5 は、検出情報に基づいて、心電波形を生成する。

【 0 0 2 9 】

心電測定部 5 は、押圧カフの加圧過程と押圧カフの減圧過程の間に、加圧状態保持過程を設定する。心電測定部 5 は、加圧状態保持過程における検出情報に基づいて生成された心電波形を、心電情報として生成する。

【 0 0 3 0 】

加圧状態保持過程は、加圧過程の終了後に開始され、減圧過程の開始前に終了する。すなわち、心電測定部 5 は、押圧カフの加圧の停止時から押圧カフの減圧の開始時までの間におけるユーザの心電を測定する。心電測定部 5 は、加圧状態保持過程において、押圧カフ内の圧力を一定値に保持する。すなわち、心電測定部 5 は、加圧状態保持過程において、押圧カフを加圧された状態で維持する。心電測定部 5 は、例えば、加圧状態保持過程において、加圧過程の終了時における圧力に、押圧カフ内の圧力を維持する制御を行う。

【 0 0 3 1 】

加圧状態保持過程の継続時間は、例えば、診断に有用な心電波形を得るために必要な測定時間以上に設定される。

【 0 0 3 2 】

ある一例では、心電測定部 5 は、例えば、加圧過程から加圧状態保持過程を経て減圧過程までの間における検出情報を取得し、取得した検出情報のうち、加圧状態保持過程に取得された検出情報のみを反映した心電波形を生成する。他の一例では、心電測定部 5 は、例えば、加圧状態保持過程における検出情報のみを取得し、取得した検出情報を反映した心電波形を生成する。

【 0 0 3 3 】

出力部 6 は、血圧算出部 4 で算出された血圧情報と、心電測定部 5 で生成された心電情報を出力する。これにより、血圧の測定結果と心電の測定結果が、表示装置に表示される。

【 0 0 3 4 】

血圧及び心電の測定では、血圧測定装置 1 がユーザの被装着部位に装着された状態で、押圧カフの加圧過程が開始される。押圧カフは、加圧されるにつれて膨張し、ユーザの被装着部位を圧迫する。そして、押圧カフによってユーザの被装着部位が十分に圧迫された状態で、押圧カフの加圧が停止され、加圧過程が終了する。押圧カフの加圧が停止した状態では、膨張した押圧カフによって心電測定用電極がユーザの被装着部位に向かって外側から押圧されることにより、心電測定用電極がユーザの被装着部位に対して確実に接触するとともに十分に密着する。押圧カフによってユーザの被装着部位が十分に圧迫されていない状態では、心電測定用電極がユーザの被装着部位に十分に密着しない可能性がある。

【 0 0 3 5 】

上述のような構成であれば、押圧カフが加圧された状態で保持される加圧状態保持過程における心電が測定される。前述のように、加圧過程と減圧過程の間では、押圧カフが加圧された状態で保持されるとともに、押圧カフの膨張によって、心電測定用電極がユーザの被装着部位に対して、確実に接触するとともに十分に密着する。したがって、血圧測定

10

20

30

40

50

装置 1 は、適切な装着状態での心電を測定することができる。これにより、適切な心電の測定結果を得ることができる。

#### 【 0 0 3 6 】

##### 2 . 第 1 実施形態

上述の適用例に係る測定装置の第 1 実施形態について、以下に説明する。以下では、血圧測定装置を含む血圧測定システムについて説明する。

#### 【 0 0 3 7 】

##### 2 . 1 全体構成例

図 2 は、本実施形態に係る血圧測定システムの適用場面の一例を模式的に例示する図である。本実施形態に係る血圧測定システムは、血圧の測定結果、心電の測定結果、及び、その他の情報を表示画面に表示するシステムである。

10

#### 【 0 0 3 8 】

血圧測定システムは、血圧測定装置 1 0 を備える。血圧測定装置 1 0 は、測定装置の一例である。図 2 の例では、血圧測定システムは、更に、携帯端末 1 1 と、医師端末 1 2 とサーバ 1 3 とを備える。血圧測定装置 1 0 及び携帯端末 1 1 のそれぞれは、複数設けられてもよい。この場合、血圧測定装置 1 0 と携帯端末 1 1 とは、近距離無線通信、又は有線通信により、接続される。携帯端末 1 1 は、ネットワーク NW を経由して、サーバ 1 3 と接続することができる。携帯端末 1 1 は、更に、ネットワーク NW を経由して、医師端末 1 2 と接続されてもよい。医師端末 1 2 とサーバ 1 3 とは、インターネットなどのネットワーク NW を介して、接続され得る。医師端末 1 2 は、複数設けられてもよい。医師端末 1 2 とサーバ 1 3 の間の通信は、ネットワーク NW を介さない、近距離無線通信又は有線通信が適用されてもよい。これにより、血圧測定装置 1 0 は、携帯端末 1 1 を介して、サーバ 1 3 ( 及び医師端末 1 2 ) と接続され得る。即ち、血圧測定装置 1 0 は、携帯端末 1 1 を介して、サーバ 1 3 ( 及び医師端末 1 2 ) と通信可能である。

20

#### 【 0 0 3 9 】

血圧測定装置 1 0 は、任意の測定箇所に装着可能な装置である。測定箇所は、例えば、手首、上腕等である。血圧測定装置 1 0 は、測定箇所におけるユーザの血圧値を測定可能である。血圧測定装置 1 0 は、血圧値の測定結果等を含む血圧情報を、携帯端末 1 1 に送信することができる。また、血圧測定装置 1 0 は、ユーザの心電波形を測定可能である。血圧測定装置 1 0 は、測定した心電波形を含む心電情報を、携帯端末 1 1 に送信することができる。また、血圧測定装置 1 0 は、時計機能を備えており、血圧情報及び心電情報を測定日時と関連付けて携帯端末 1 1 に送信することができる。

30

#### 【 0 0 4 0 】

携帯端末 1 1 は、例えば、ユーザが携帯可能な端末である。携帯端末 1 1 は、血圧測定装置 1 0 から血圧情報及び心電情報を受信する。携帯端末 1 1 は、例えば、受信した血圧情報及び心電情報を、測定日時と共に保存することができる。また、携帯端末 1 1 は、保存した血圧情報及び心電情報を、測定日時と関連付けて、適宜サーバ 1 3 に転送することができる。

#### 【 0 0 4 1 】

医師端末 1 2 は、医師などの管理者が操作可能な端末である。医師などの管理者は、例えば、ユーザを診察し、検査データなどに基づいてユーザの病状を診断する。医師端末 1 2 は、病院内の図示しない検査装置などから検査データを受信して、管理者に提示することができる。医師端末 1 2 では、管理者の操作により、ユーザに関する診断情報が入力される。医師端末 1 2 は、入力された診断情報を、サーバ 1 3 に送信することができる。

40

#### 【 0 0 4 2 】

サーバ 1 3 は、携帯端末 1 1 及び医師端末 1 2 等から送信された情報を蓄積するサーバコンピュータである。蓄積された情報は、例えば、電子カルテとして記憶される。

#### 【 0 0 4 3 】

##### 2 . 2 ハードウェア構成例

本実施形態に係る血圧測定システムにおける血圧測定装置のハードウェア構成の一例及

50

び構造の一例について説明する。

#### 【 0 0 4 4 】

##### 2 . 2 . 1 血圧測定装置のハードウェア構成例

まず、本実施形態に係る測定装置である血圧測定装置 1 0 のハードウェア構成例について説明する。図 3 は、本実施形態に係る血圧測定装置 1 0 のハードウェア構成の一例を示すブロック図である。図 3 に示すように、本実施形態に係る血圧測定装置 1 0 は、制御部 2 1、記憶部 2 2、通信部 2 3、操作部 2 4、表示部 2 5、押圧カフ 2 6、ポンプ 2 7、圧力センサ 2 8、電池 2 9、第 1 電極 3 0、第 2 電極 3 1、及び、検出回路 3 2 を備える。血圧測定装置 1 0 は、更に、加速度センサ及び温湿度センサ等を備えてもよい。

#### 【 0 0 4 5 】

制御部 2 1 は、C P U ( Central Processing Unit )、R A M ( Random Access Memory )、R O M ( Read Only Memory ) 等を含み、情報処理に応じて各構成要素の制御を行う。また、制御部 2 1 は、図示しないクロックを含み、現在の日時を取得する機能を有する。制御部 2 1 は、取得した日時を表示部 2 5 に表示する機能を有してもよい。

#### 【 0 0 4 6 】

制御部 2 1 は、ポンプ 2 7 を駆動することにより、押圧カフ 2 6 を膨張及び収縮させる。また、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 に設けられる排気弁の開閉の制御を行う。また、制御部 2 1 は、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 のそれぞれに電池 2 9 から電気エネルギーを供給させ、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 に互いに異なる電圧を印加する。また、制御部 2 1 は、圧力センサ 2 8 及び検出回路 3 2 による測定結果に基づき、血圧情報及び心電情報を生成する。血圧情報は、例えば、ユーザの血圧値等を含む。心電情報は、心電波形等を含む。血圧情報、及び心電情報の各々は、クロックにより取得した現在日時に基づく測定日時と関連付けられる。また、血圧情報及び心電情報の各々は、血圧測定装置 1 0 を一意に識別する機器 I D と更に関連付けられてもよい。

#### 【 0 0 4 7 】

また、制御部 2 1 は、心電測定プログラムに基づいて、心電測定処理を実行する。制御部 2 1 による心電測定処理については、後述する。心電測定プログラムは、心電測定処理を制御部 2 1 に実行させるためのプログラムである。心電測定プログラムは、例えば、記憶部 2 2 に記憶されている。心電測定プログラムは、測定プログラムの一例である。

#### 【 0 0 4 8 】

記憶部 2 2 は、例えば、ソリッドステイトドライブ等の補助記憶装置である。血圧測定装置 1 0 が、時計型のような小型機器では無く或る程度大きな機器として構成される場合には、記憶部 2 2 は、ハードディスクドライブであってもよい。記憶部 2 2 は、制御部 2 1 で実行されるプログラム、血圧情報、心電情報及び設定情報等を記憶する。

#### 【 0 0 4 9 】

通信部 2 3 は、携帯端末 1 1 との通信を司る通信インタフェースである。通信部 2 3 は、例えば、血圧情報、脈拍情報及び心電情報等を携帯端末 1 1 へ送信する。通信部 2 3 による携帯端末 1 1 との通信は、例えば、ブルートゥース ( 登録商標 ) 等の近距離無線通信が適用可能であるが、これに限定されない。通信部 2 3 による通信は、例えば、L A N ( Local Area Network ) のようなネットワーク N W を介する通信、又は通信ケーブルを用いた有線の通信が適用されてもよい。

#### 【 0 0 5 0 】

操作部 2 4 は、例えば、タッチパネル及び操作ボタン等のユーザインタフェースを含む。操作部 2 4 は、当該ユーザインタフェースを介してユーザによる操作を検出し、当該操作の内容を示す信号を制御部 2 1 に出力する。

#### 【 0 0 5 1 】

表示部 2 5 は、例えば、表示画面 ( 例えば、L C D ( Liquid Crystal Display ) 又は E L ( Electroluminescence ) ディスプレイ等 ) 及びインジケータ等を含む。表示部 2 5 は、制御部 2 1 からの信号にしたがって情報を表示し、ユーザへ通知する。表示部 2 5 は、例えば、血圧値、心電波形等を表示することができる。表示部 2 5 は表示装置の一例であ

10

20

30

40

50



る。

【 0 0 5 2 】

押圧カフ 2 6 は、例えば、帯状の空気袋である。押圧カフ 2 6 は、流体が供給されることにより、ユーザの被装着部位を外側から圧迫する。

【 0 0 5 3 】

ポンプ 2 7 は、例えば、圧電ポンプである。ポンプ 2 7 は、押圧カフ 2 6 に流体を供給することができる。ポンプ 2 7 から押圧カフ 2 6 に供給される流体は、例えば、空気である。ポンプ 2 7 には、ポンプ 2 7 の状態に応じて開閉が制御される排気弁が搭載される。排気弁は、ポンプ 2 7 がオン状態である場合に閉じ、押圧カフ 2 6 内に空気を封入する。一方、排気弁は、ポンプ 2 7 がオフ状態である場合に開き、押圧カフ 2 6 内の空気を大気中へ排出させる。また、排気弁は、逆止弁の機能を有する。このため、押圧カフ 2 6 内から排出される空気が逆流することが防止される。

10

【 0 0 5 4 】

圧力センサ 2 8 は、例えば、ピエゾ抵抗式圧力センサである。圧力センサ 2 8 は、可撓性チューブを介して、押圧カフ 2 6 内の圧力を検出する。圧力センサ 2 8 は、検出結果を制御部 2 1 へ出力する。

【 0 0 5 5 】

制御部 2 1 は、圧力センサ 2 8 で検出された押圧カフ 2 6 内の圧力に基づいて、ユーザの血圧値を算出する。血圧値は、例えば、最高血圧及び最低血圧等の代表的な指数を含む。この際、制御部 2 1 は、例えば、圧力センサ 2 8 での検出結果に基づいて、ユーザの血圧を、所定の時期についてスポット（非連続的）で算出する。制御部 2 1 は、例えば、圧力センサ 2 8 での検出結果を用いて圧力値の時系列データを生成し、圧力値の時系列データに基づいてユーザの血圧を所定の時期について算出する。したがって、圧力センサ 2 8 は、非連続測定型の血圧センサの一例である。非連続測定型の血圧センサには、例えば、押圧カフ 2 6 を圧力センサとして用いて血管を圧迫することで脈波を検出する手法（オシロメトリック法）が適用可能である。

20

【 0 0 5 6 】

電池 2 9 は、例えば、充電可能な 2 次電池である。電池 2 9 は、血圧測定装置 1 0 に搭載されている各要素へ供給する電力が溜められている。電池 2 9 は、例えば、制御部 2 1 、記憶部 2 2 、通信部 2 3 、操作部 2 4 、表示部 2 5 、押圧カフ 2 6 、ポンプ 2 7 、圧力センサ 2 8 、第 1 電極 3 0 、第 2 電極 3 1 、及び、検出回路 3 2 へ電力を供給する。

30

【 0 0 5 7 】

第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 は、心電波形の測定に用いられる電極である。第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 は、電池 2 9 から電力が供給されることにより、互いに対して電位の異なる電極として機能する。第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 のそれぞれがユーザの皮膚に接触した状態で、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 のそれぞれに電力が供給されることにより、ユーザの心臓を通して、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 の間に電流が流れる。第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 のそれぞれは、心電測定用電極の一例である。

【 0 0 5 8 】

第 1 電極 3 0 は、血圧測定装置 1 0 において、血圧測定装置 1 0 がユーザに装着された状態において外部に露出する部分に設けられる。また、第 1 電極 3 0 は、血圧測定装置 1 0 を被装着部位に装着した状態でユーザが操作可能な位置に位置する。第 1 電極 3 0 は、血圧測定装置 1 0 がユーザに装着された状態においてユーザの被装着部位の皮膚に接触しない。心電測定では、ユーザは、血圧測定装置 1 0 が装着された腕とは反対の腕を用いて、指で第 1 電極 3 0 を押圧する。

40

【 0 0 5 9 】

第 2 電極 3 1 は、血圧測定装置 1 0 において、血圧測定装置 1 0 を被装着部位に装着した状態で、被装着部位の皮膚に対向する位置に設けられる。第 2 電極 3 1 は、血圧測定装置 1 0 がユーザに装着された状態においてユーザの被装着部位の皮膚に接触する位置に配置される。

50

## 【 0 0 6 0 】

検出回路 3 2 は、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 の間でユーザの心臓を介して流れる電流を検出する。検出回路 3 2 は、検出した電流の電流値を示す電気信号を制御部 2 1 に出力する。第 1 電極 3 0、第 2 電極 3 1 及び検出回路 3 2 は、心電センサの一例である。第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 は、心電測定用電極の一例である。

## 【 0 0 6 1 】

## 2 . 2 . 2 血圧測定装置の構造例

本実施形態に係る測定装置である血圧測定装置 1 0 の構造例について説明する。図 4 は、血圧測定装置 1 0 の構造の一例を示す斜視図である。図 4 の一例では、血圧測定装置 1 0 は、ユーザの手首に装着される腕時計型ウェアラブルデバイスである。図 4 に示すように、血圧測定装置 1 0 は、本体 4 1 と、ベルト 4 2 と、カフユニット 4 3 と、導電体 4 4 と、導電体 4 5 とを備える。手首は、被装着部位の一例である。導電体 4 4 及び導電体 4 5 は、心電測定用電極として機能する。

10

## 【 0 0 6 2 】

本体 4 1 は、例えば、略短円筒形状である。本体 4 1 の側面には、一对のベルト 4 2 が取付けられている。一对のベルト 4 2 のそれぞれは、一端が本体 4 1 の側面に取り付けられている。一对のベルト 4 2 は、本体 4 1 において互いに対して反対側の側面に接続されている。

## 【 0 0 6 3 】

本体 4 1 は、血圧測定装置 1 0 の複数の要素を搭載可能に構成されている。本体 4 1 には、例えば、制御部 2 1 と、記憶部 2 2 と、通信部 2 3 と、操作部 2 4 と、表示部 2 5 と、電池 2 9 と、第 1 電極 3 0 と、第 2 電極 3 1 と、検出回路 3 2 とが搭載されている。

20

## 【 0 0 6 4 】

本体 4 1 は、表面 4 1 A と、裏面 4 1 B とを備える。表面 4 1 A と裏面 4 1 B は、互いに対して反対側を向く。血圧測定装置 1 0 は、表面 4 1 A が外側を向く状態で、ユーザの手首に装着される。血圧測定装置 1 0 がユーザの手首に装着された状態では、裏面 4 1 B は、内側を向き、ユーザの手首の皮膚に対向する。表面 4 1 A は、第 1 の面の一例である。裏面 4 1 B は、第 2 の面の一例である。

## 【 0 0 6 5 】

表面 4 1 A には、例えば、表示画面が設けられる。表面 4 1 A は、表示部 2 5 として機能する。表示画面は、例えば、LCD (Liquid Crystal Display) である。表示画面は、有機 EL (Electro Luminescence) ディスプレイであってもよい。また、表示画面は、LED (Light Emitting Diode) を備えていてもよい。表示画面は、種々の情報を表示する機能を備えていればよく、これらに限定されるものではない。

30

## 【 0 0 6 6 】

本体 4 1 の側面には、複数の押しボタン 4 6 が設けられている。押しボタン 4 6 は、操作部 2 4 として機能する。押しボタン 4 6 では、血圧測定装置 1 0 に対する種々の指示が入力される。例えば、押しボタン 4 6 の中のある 1 つでは、血圧測定を開始させる指示が入力される。また、例えば、押しボタン 4 6 の中の別のある 1 つでは、血圧測定及び心電測定を開始させる指示が入力される。

40

## 【 0 0 6 7 】

血圧測定装置 1 0 は、操作部 2 4 として、押しボタン 4 6 の代わりに、感圧式 (抵抗式) または近接式 (静電容量式) のタッチパネル式スイッチを備えてもよい。操作部 2 4 は、血圧測定装置 1 0 に対する種々の指示を入力する機能を備えていればよく、これらに限定されるものではない。

## 【 0 0 6 8 】

ベルト 4 2 は、ユーザの手首に外側から巻き付け可能に構成されている。ベルト 4 2 は、第 1 ベルト部 4 7 と第 2 ベルト部 4 8 とを備える。第 1 ベルト部 4 7 と第 2 ベルト部 4 8 は、带状に形成されている。第 1 ベルト部 4 7 と第 2 ベルト部 4 8 は、例えば、樹脂材料によって形成され、可撓性を有する。第 1 ベルト部 4 7 の一端は、本体 4 1 の側面に回

50

動可能に接続されている。第 1 ベルト部 4 7 の他端には、締結部材が取付けられている。第 2 ベルト部 4 8 の一端は、本体 4 1 の側面において第 1 ベルト部 4 7 が接続される側とは反対側に回動可能に接続されている。第 1 ベルト部 4 7 の締結部材に第 2 ベルト部 4 8 が係合することにより、第 1 ベルト部 4 7 と第 2 ベルト部 4 8 が締結される。第 1 ベルト部 4 7 と第 2 ベルト部 4 8 が締結されることにより、ユーザの手首に血圧測定装置 1 0 が装着される。

【 0 0 6 9 】

ベルト 4 2 は、外向面 4 2 A と、内向面 4 2 B とを有する。外向面 4 2 A と内向面 4 2 B は、互いに対して反対側を向く。血圧測定装置 1 0 がユーザの手首に装着された状態では、ベルト 4 2 の外向面 4 2 A は、外側を向く。また、血圧測定装置 1 0 がユーザの手首に装着された状態では、ベルト 4 2 の内向面 4 2 B は、内側を向く。

10

【 0 0 7 0 】

カフユニット 4 3 は、帯状の空気袋である。カフユニット 4 3 は、一端が本体 4 1 の側面に回動可能に取付けられている。カフユニット 4 3 は、ベルト 4 2 の内向面 4 2 B に対向して配置される。カフユニット 4 3 の他端は、自由端である。このため、カフユニット 4 3 は、ベルト 4 2 の内周面から離間自在である。血圧測定装置 1 0 がユーザの手首 H に装着された状態では、カフユニット 4 3 は、ベルト 4 2 の内向面 4 2 B とユーザの手首の間に延設される。

【 0 0 7 1 】

カフユニット 4 3 は、押圧カフ 2 6 として機能する。カフユニット 4 3 は、例えば、可撓性チューブを介してポンプ 2 7 と接続されている。カフユニット 4 3 には、可撓性チューブを通して、本体 4 1 から流体が供給される。流体は、例えば、空気である。カフユニット 4 3 は、本体 4 1 のポンプ 2 7 から流体が供給されることにより、膨張する。また、カフユニット 4 3 は、カフユニット 4 3 内から空気が排出されることにより、収縮する。血圧測定装置 1 0 が装着された状態でカフユニット 4 3 に流体が供給されると、カフユニット 4 3 の膨張によって、ユーザの手首が圧迫される。

20

【 0 0 7 2 】

カフユニット 4 3 は、外向面 4 3 A と、内向面 4 3 B と、を有する。内向面 4 3 B は、外向面 4 3 A とは反対側を向く。カフユニット 4 3 の外向面 4 3 A は、ベルト 4 2 の内向面 4 2 B と対向する。内向面 4 3 B は、血圧測定装置 1 0 が手首に装着された状態において、手首の皮膚と対向する。すなわち、内向面 4 3 B の一部は、血圧測定装置 1 0 において、被装着部位に装着された状態で被装着部位の皮膚と対向する部位の一部を形成する。したがって、図 4 の一例では、血圧測定装置 1 0 が装着された状態において、本体 4 1 の裏面 4 1 B 及びカフユニット 4 3 の内向面 4 3 B が、ユーザの手首の皮膚に対向する。

30

【 0 0 7 3 】

導電体 4 4 は、本体 4 1 の表面 4 1 A に取付けられている。導電体 4 4 は、電気的導電性を有する。導電体 4 4 は、本体 4 1 の内部において電池 2 9 と電気的に接続される。導電体 4 4 は、電池 2 9 から電力が供給されることにより、第 1 電極 3 0 として機能する。第 1 電極 3 0 は、血圧測定装置 1 0 を被装着部位に装着した状態で外部に露出する位置に配置されればよい。したがって、導電体 4 4 は、例えば、本体 4 1 の側面又はベルト 4 2 の外向面 4 2 A 等に配置されてもよい。

40

【 0 0 7 4 】

導電体 4 5 は、本体 4 1 の裏面 4 1 B に取付けられている。導電体 4 5 は、電気的導電性を有する。導電体 4 5 は、本体 4 1 の内部において電池 2 9 と電気的に接続される。導電体 4 5 は、電池 2 9 から電力が供給されることにより、第 2 電極 3 1 として機能する。第 2 電極 3 1 は、血圧測定装置 1 0 を被装着部位に装着した状態で、被装着部位の皮膚に対向する位置に配置されればよい。したがって、導電体 4 5 は、例えば、カフユニット 4 3 の内向面 4 3 B に配置されてもよい。

【 0 0 7 5 】

2 . 3 機能構成例

50

次に、本実施形態に係る血圧測定システムの機能構成の一例について説明する。

【 0 0 7 6 】

2 . 3 . 1 血圧測定装置の機能構成例

図 5 は、本実施形態に係る血圧測定システムの血圧測定装置 1 0 の機能構成の一例を模式的に示すブロック図である。

【 0 0 7 7 】

血圧測定装置 1 0 の制御部 2 1 は、記憶部 2 2 の不揮発性メモリに記憶された心電測定プログラムを記憶部 2 2 の揮発性メモリに展開する。そして、制御部 2 1 は、揮発性メモリに展開された心電測定プログラムを解釈及び実行することで、圧力取得部 6 1、血圧算出部 6 2、押圧カフ制御部 6 3、電力制御部 6 4、電流取得部 6 5、心電波形生成部 6 6、及び、出力部 6 7 として機能する。

10

【 0 0 7 8 】

記憶部 2 2 の揮発性メモリは、圧力情報記憶部 7 1、検出情報記憶部 7 2、血圧情報記憶部 7 3、心電情報記憶部 7 4、及び、設定情報記憶部 7 5 として機能する。

【 0 0 7 9 】

圧力情報記憶部 7 1 には、圧力情報が記憶される。圧力情報は、圧力センサ 2 8 で検出された押圧カフ 2 6 内の圧力を含む。

【 0 0 8 0 】

検出情報記憶部 7 2 には、検出回路 3 2 で検出された検出情報が記憶される。検出情報は、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 の間に流れる電流の電流値を含む。

20

【 0 0 8 1 】

血圧情報記憶部 7 3 には、血圧情報が記憶される。血圧情報は、血圧値を含む。血圧値は、最高血圧、最低血圧、又はその他の指数である。また、血圧情報は、各血圧値についての測定日時及び測定場所を含むことができる。

【 0 0 8 2 】

心電情報記憶部 7 4 には、心電情報が記憶される。心電情報は、心電波形表示データ等を含む。

【 0 0 8 3 】

設定情報記憶部 7 5 には、心電測定処理に用いられる各設定情報が記憶されている。設定情報は、心電測定処理に用いられる閾値などを含む。

30

【 0 0 8 4 】

圧力取得部 6 1 は、押圧カフ 2 6 内の圧力（カフ圧）を取得する。圧力取得部 6 1 は、例えば、圧力センサ 2 8 から、押圧カフ 2 6 内の圧力を取得する。圧力取得部 6 1 は、取得した圧力を、圧力情報として、記憶部 2 2 の圧力情報記憶部 7 1 に記憶する。

【 0 0 8 5 】

血圧算出部 6 2 は、圧力取得部 6 1 で取得された圧力情報に基づいて、血圧値を算出する。血圧値は、例えば、最高血圧、最低血圧、及びその他の指数である。血圧算出部 6 2 は、オシロメトリック法を用いて、被装着部位の圧迫時における圧力変動に基づいて、すなわち、押圧カフ 2 6 の加圧過程又は減圧過程の圧力の変動から、血圧値を算出する。血圧算出部 6 2 は、算出した血圧値を、血圧情報として、記憶部 2 2 の血圧情報記憶部 7 3 に記憶する。

40

【 0 0 8 6 】

押圧カフ制御部 6 3 は、圧力取得部 6 1 で取得された圧力情報に基づいて、押圧カフ 2 6 の状態を制御する。押圧カフ制御部 6 3 は、例えば、ポンプ 2 7 の駆動を制御することにより、押圧カフ 2 6 に供給する流体の量を制御する。押圧カフ制御部 6 3 は、カフ圧制御部の一例である。

【 0 0 8 7 】

電力制御部 6 4 は、電池 2 9 から第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 に供給する電力を制御する。電力制御部 6 4 は、圧力取得部 6 1 で取得された圧力情報に基づいて、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 に供給する電力を制御してもよい。

50

## 【 0 0 8 8 】

電流取得部 6 5 は、検出情報を取得する。検出情報は、例えば、検出回路 3 2 で検出された電流の電流値を含む。電流取得部 6 5 は、取得した検出情報を、記憶部 2 2 の検出情報記憶部 7 2 に記憶する。電流取得部 6 5 は、心電検出情報取得部の一例である。また、電流取得部 6 5 は、心電測定部の一例である。

## 【 0 0 8 9 】

心電波形生成部 6 6 は、圧力取得部 6 1 で取得された圧力情報と、電流取得部 6 5 で取得された検出情報とに基づいて、心電波形表示データを生成する。心電波形表示データは、表示部 2 5 に表示させるための画像データである。心電波形表示データは、心電情報として、記憶部 2 2 の心電情報記憶部 7 4 に記憶される。心電波形生成部 6 6 は、生成部の一例である。また、心電波形生成部 6 6 は、心電測定部の一例である。

10

## 【 0 0 9 0 】

心電波形生成部 6 6 は、心電測定時間を設定する。心電測定時間は、心電測定処理において押圧カフ 2 6 の加圧過程の終了時から減圧過程の開始時までの間の時間である。これにより、心電波形生成部 6 6 は、加圧過程と減圧過程の間に、加圧状態保持過程を設定する。心電測定時間は、例えば、診断に有用な心電波形を得るために必要な測定時間である。心電測定時間は、例えば、10 秒である。心電測定時間は、加圧状態保持過程の継続時間の一例である。心電測定時間は、例えば、記憶部 2 2 の設定情報記憶部 7 5 に記憶されている。

## 【 0 0 9 1 】

20

心電波形生成部 6 6 は、加圧過程から減圧過程にかけて、検出情報を取得する。心電波形生成部 6 6 は、取得した検出情報のうち、加圧過程及び減圧過程における検出結果をノイズであると判断する。そして、心電波形生成部 6 6 は、ノイズであると判断された検出結果を除外して、心電波形表示データを生成する。このため、例えば、押圧カフ 2 6 の加圧過程及び減圧過程における、検出回路 3 2 での検出結果は、心電波形表示データに反映されない。したがって、心電波形生成部 6 6 は、加圧状態保持過程において検出回路 3 2 で検出された電流値のみに基づいて、心電波形表示データを生成する。

## 【 0 0 9 2 】

出力部 6 7 は、血圧算出部 6 2 で算出された血圧情報を表示部 2 5 に出力し、表示部 2 5 に血圧の測定結果を表示させる。また、出力部 6 7 は、心電波形生成部 6 6 で生成された心電波形表示データを表示部 2 5 に出力し、表示部 2 5 に心電の測定結果を表示させる。

30

## 【 0 0 9 3 】

## 2 . 4 動作例

次に、本実施形態に係る血圧測定システムの動作例について説明する。なお、以下で説明する処理手順は一例に過ぎず、各処理は可能な限り変更されてよい。また、以下で説明する処理手順について、実施の形態に応じて、適宜、ステップの省略、置換、及び追加が可能である。

## 【 0 0 9 4 】

## 2 . 4 . 1 血圧測定システムの動作例

図 6 は、本実施形態に係る血圧測定システムを用いた心電測定における、血圧測定装置 1 0 の制御部 2 1 による処理の手順の一例を示すフローチャートである。制御部 2 1 は、例えば、血圧測定装置 1 0 をユーザの被装着部位に装着した状態で、血圧測定装置 1 0 の操作部 2 4 において心電の測定を開始させる指示が入力されたことに基づいて、心電測定処理を開始する。心電測定処理では、ユーザの血圧及び心電が測定され、血圧の測定結果及び心電の測定結果が表示部 2 5 に表示される。

40

## 【 0 0 9 5 】

図 7 及び図 8 は、図 4 の一例に示す血圧測定装置 1 0 をユーザの手首 H に装着した状態を示す図である。図 7 は、心電測定処理において押圧カフ 2 6 が膨張していない状態を示す。図 8 は、心電測定処理において押圧カフ 2 6 が膨張した状態を示す。手首 H は、被装着部位の一例である。

50

## 【 0 0 9 6 】

心電測定処理では、制御部 2 1 は、まず、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 への電力の供給を開始する ( S 1 0 1 )。このとき、制御部 2 1 は、ユーザに心電測定操作を促す表示を、例えば表示部 2 5 に表示させてもよい。制御部 2 1 は、ユーザに心電測定操作を促す表示として、例えば、「心電測定を開始して下さい」又は「測定ボタンを押して下さい」などと表示部 2 5 に表示させる。表示部 2 5 での表示の代わりに、音声や点灯表示等を用いて心電測定操作を促してもよい。

## 【 0 0 9 7 】

心電測定操作では、ユーザは、血圧測定装置 1 0 を被装着部位に装着した状態で、血圧測定装置 1 0 が装着されていない方の腕の指を、第 1 電極 3 0 に接触させる。第 2 電極 3 1 がユーザの被装着部位の皮膚に適切に接触した状態で心電測定操作が行われることにより、ユーザの心臓を介して第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 の間に電流が流れる。検出回路 3 2 は、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 の間に流れる電流を検出し、検出結果を制御部 2 1 に出力する。

10

## 【 0 0 9 8 】

次に、制御部 2 1 は、ユーザによる心電測定操作が行われたか否かを判断する ( S 1 0 2 )。これにより、制御部 2 1 は、心電の測定を開始させるための操作が行われたか否かを判断する。制御部 2 1 は、心電測定操作が行われるまで、待機する。例えば、制御部 2 1 は、検出回路 3 2 で検出された電流波形が所定の挙動を示したことに基づいて、心電測定操作が行われたと判断する。

20

## 【 0 0 9 9 】

心電測定操作が行われると ( S 1 0 2 - Y e s )、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 の加圧を開始する ( S 1 0 3 )。このとき、制御部 2 1 は、ポンプ 2 7 から押圧カフ 2 6 への空気の供給を開始させることにより、押圧カフ 2 6 の加圧を開始する。これにより、押圧カフ 2 6 の加圧過程が開始する。

## 【 0 1 0 0 】

次に、制御部 2 1 は、圧力センサ 2 8 で検出された圧力 P が第 1 閾値  $P_{th1}$  以上であるか否かを判断する ( S 1 0 4 )。すなわち、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 内の圧力が所定の値以上であるか否かを判断する。第 1 閾値  $P_{th1}$  は、血圧の測定において押圧カフ 2 6 の加圧を終了する際の所定の圧力値である。第 1 閾値  $P_{th1}$  は、例えば、記憶部 2 2 の設定情報記憶部 7 5 に記憶されている。

30

## 【 0 1 0 1 】

圧力 P が第 1 閾値  $P_{th1}$  より小さい場合 ( S 1 0 4 - N o )、制御部 2 1 は、S 1 0 4 の判断を繰り返す。すなわち、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 内の圧力が所定の値以上となるまで、押圧カフ 2 6 の加圧を継続する。圧力 P が第 1 閾値  $P_{th1}$  以上である場合 ( S 1 0 4 - Y e s )、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 によってユーザの手首 H が十分に圧迫されていると判断する。そして、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 の加圧を停止する ( S 1 0 5 )。このとき、制御部 2 1 は、ポンプ 2 7 から押圧カフ 2 6 への空気の供給を停止させることにより、押圧カフ 2 6 の加圧を停止する。これにより、押圧カフ 2 6 の加圧過程が終了する。

40

## 【 0 1 0 2 】

図 7 の一例に示すように、カフユニット 4 3 が膨張していない状態では、導電体 4 5 はユーザの手首 H に十分に密着していない。すなわち、押圧カフ 2 6 が十分に加圧されていない状態では、第 2 電極 3 1 はユーザの被装着部位に十分に密着しない。カフユニット 4 3 が加圧されることにより、導電体 4 5 はカフユニット 4 3 の膨張によって内側に向かって押圧され、ユーザの手首 H の皮膚に外側から押し付けられる。これにより、導電体 4 5 のユーザの手首 H への密着強度が大きくなる。

## 【 0 1 0 3 】

図 8 の一例に示すように、カフユニット 4 3 内の圧力 P が第 1 閾値  $P_{th1}$  以上である場合には、導電体 4 5 がユーザの手首 H に十分な密着強度で接触する。すなわち、押圧カ

50

フ 2 6 が充分に加圧された状態では、第 2 電極 3 1 がユーザの被装着部位に適切に接触する。

【 0 1 0 4 】

次に、制御部 2 1 は、圧力 P が第 1 閾値  $P_{th1}$  以上であると判断された時点の時刻を基準時刻  $T_0$  として設定する ( S 1 0 6 )。基準時刻  $T_0$  は、押圧カフ 2 6 の加圧過程の終了時の時刻である。制御部 2 1 は、基準時刻  $T_0$  からの経過時間  $dT$  を、継続的に取得する。

【 0 1 0 5 】

次に、制御部 2 1 は、経過時間  $dT$  が閾値  $T_{th}$  以上であるか否かを判断する ( S 1 0 7 )。閾値  $T_{th}$  は、心電測定時間の一例であり、加圧状態保持過程の継続時間の一例である。閾値  $T_{th}$  は、例えば、記憶部 2 2 の設定情報記憶部 7 5 に記憶されている。制御部 2 1 は、経過時間  $dT$  が閾値  $T_{th}$  以上であるか否かを判断することにより、加圧状態保持過程において心電測定時間が経過したか否かを判断する。加圧状態保持過程では、第 2 電極 3 1 がユーザの被装着部位に適切に接触した状態が維持される。

10

【 0 1 0 6 】

経過時間  $dT$  が閾値  $T_{th}$  より小さい場合 ( S 1 0 7 - N o )、制御部 2 1 は、S 1 0 7 の判断を繰り返す。すなわち、制御部 2 1 は、加圧状態保持過程において心電測定時間が経過するまで、待機する。

【 0 1 0 7 】

経過時間  $dT$  が閾値  $T_{th}$  以上である場合 ( S 1 0 7 - Y e s )、制御部 2 1 は、加圧状態保持過程において、心電測定時間が経過したと判断する。そして、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 の減圧を開始する ( S 1 0 8 )。このとき、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 から空気を流出させることにより、押圧カフ 2 6 の減圧を開始する。これにより、押圧カフ 2 6 の減圧過程が開始する。押圧カフ 2 6 から空気が流出するにつれて、押圧カフ 2 6 は膨張した状態から収縮し、これにともなって、押圧カフ 2 6 からユーザの手首 H への圧迫が緩和される。

20

【 0 1 0 8 】

次に、制御部 2 1 は、圧力センサ 2 8 で検出された圧力 P が第 2 閾値  $P_{th2}$  以下であるか否かを判断する ( S 1 0 9 )。すなわち、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 内の圧力が所定の値以下であるか否かを判断する。第 2 閾値  $P_{th2}$  は、血圧の測定において押圧カフ 2 6 の減圧過程を終了する際の所定の圧力値である。第 2 閾値  $P_{th2}$  は、例えば、記憶部 2 2 の設定情報記憶部 7 5 に記憶されている。

30

【 0 1 0 9 】

圧力 P が第 2 閾値  $P_{th2}$  より大きい場合 ( S 1 0 9 - N o )、制御部 2 1 は、S 1 0 9 の判断を繰り返す。すなわち、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 内の圧力が所定の値以下となるまで、押圧カフ 2 6 の減圧を継続する。圧力 P が第 2 閾値  $P_{th2}$  以下である場合 ( S 1 0 9 - Y e s )、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 の減圧を停止する ( S 1 1 0 )。このとき、制御部 2 1 は、押圧カフ 2 6 からの空気の流出を停止させることにより、押圧カフ 2 6 の減圧を停止する。これにより、押圧カフ 2 6 の減圧過程が終了する。

【 0 1 1 0 】

40

次に、制御部 2 1 は、圧力センサ 2 8 で検出された押圧カフ 2 6 内の圧力 P に基づいて、血圧値を算出する ( S 1 1 1 )。制御部 2 1 は、例えば、S 1 0 3 から S 1 1 0 までの間において取得した押圧カフ 2 6 内の圧力 P の変動に基づいて、オシロメトリック法によって、最高血圧及び最低血圧を算出する。制御部 2 1 は、最高血圧及び最低血圧に基づいて、血圧の平均値、代表値などの他の指数を算出してもよい。制御部 2 1 は、算出した血圧値を、記憶部 2 2 の血圧情報記憶部 7 3 に記憶する。

【 0 1 1 1 】

なお、S 1 1 1 の血圧算出処理は、押圧カフ 2 6 の加圧過程の開始 ( S 1 0 3 ) から押圧カフ 2 6 の減圧過程の終了 ( S 1 1 0 ) までの期間において継続的に行われてもよい。また、S 1 1 1 の血圧の算出処理は、押圧カフ 2 6 の加圧過程における押圧カフ 2 6 内の

50

圧力 P の検出結果のみに基づいて行われてもよく、押圧カフ 26 の減圧過程における押圧カフ 26 内の圧力 P の検出結果のみに基づいて行われてもよい。

【0112】

次に、制御部 21 は、心電波形表示データを生成する (S112)。制御部 21 は、押圧カフ 26 の加圧の停止時から押圧カフ 26 の減圧の開始時までを取得された検出回路 32 での検出結果のみを用いて、心電波形表示データを生成する。制御部 21 は、例えば、加圧開始時 (S103) から減圧終了時 (S111) までの間における検出回路 32 での検出結果のうち、押圧カフ 26 の加圧過程及び減圧過程における検出結果をノイズであると判断し、加圧状態保持過程における検出結果のみが反映された心電波形表示データを生成する。制御部 21 は、生成した心電波形表示データを、心電測定の測定結果として、記憶部 22 の心電情報記憶部 74 に記憶する。

10

【0113】

次に、制御部 21 は、血圧測定の測定結果と、心電測定の測定結果とを、表示部 25 に表示させる (S113)。制御部 21 は、例えば、血圧の算出 (S111) において算出された最高血圧及び最低血圧を、血圧の測定結果として、表示部 25 に表示させる。また、制御部 21 は、例えば、心電波形表示データの生成 (S112) において生成された心電波形表示データを、心電測定の測定結果として、表示部 25 に表示させる。

【0114】

2.5 作用・効果

次に、本実施形態に係る血圧測定システムの作用及び効果の一例について説明する。

20

【0115】

図 9 は、図 6 の一例に示す心電測定処理における検出回路 32 による検出結果の一例を示す図である。図 9 の一例では、検出回路 32 による検出結果は、心電波形 A を含む。心電波形 A の横軸は、時間 T である。また、心電波形 A の縦軸は、電流 I である。

【0116】

心電波形 A は、第 1 領域 A1 と、第 2 領域 A2 と、第 3 領域 A3 とを有する。第 1 領域 A1 は、加圧過程における検出結果に基づく。第 2 領域 A2 は、加圧状態保持過程における検出結果に基づく。第 3 領域 A3 は、減圧過程における検出結果に基づく。

【0117】

ここで、心電の測定において、電極が被装着部位の皮膚に適切に接触していない状態では、適切な測定結果が得られないことが知られている。例えば、図 7 の一例に示すように、押圧カフ 26 の加圧過程及び減圧過程には、第 2 電極 31 がユーザの手首 H に十分な密着強度で接触しない可能性がある。このため、図 9 の一例に示すように、押圧カフ 26 の加圧過程の検出結果に基づく心電波形 (第 1 領域 A1)、及び、押圧カフ 26 の減圧過程の検出結果に基づく心電波形 (第 3 領域 A3) は、不安定に変動しノイズとみなすことが好ましい。

30

【0118】

一方、心電の測定において、電極が被装着部位の皮膚に対して適切に押圧された状態では、適切な測定結果を得ることができる。例えば、図 8 の一例に示すように、血圧の測定において押圧カフ 26 が充分に加圧された状態では、第 2 電極 31 がユーザの手首 H に向かって十分な密着強度で押圧される。このため、例えば加圧状態保持過程のように押圧カフ 26 の加圧過程の終了後から減圧過程の開始までの期間における、検出結果に基づく心電波形 (第 2 領域 A2) は、図 9 の一例に示すように、比較的安定し、適切な検出結果として用いることができる。

40

【0119】

本実施形態では、押圧カフ 26 の加圧過程の後から減圧過程の開始までの間に加圧状態保持過程が設けられる。加圧状態保持過程における検出回路 32 での検出結果が反映された心電波形表示データが生成される。加圧状態保持過程では、押圧カフ 26 の膨張によって第 2 電極 31 がユーザの被装着部位の皮膚に適切に押圧された状態で、検出回路 32 での検出結果が取得される。すなわち、本実施形態によれば、心電測定用電極がユーザの被

50



装着部位に適切に接触した状態を生成し、心電測定用電極がユーザの被装着部位に適切に接触した状態において心電測定を行うことができる。

【 0 1 2 0 】

また、本実施形態では、押圧カフ 2 6 の加圧過程から減圧過程までの検出回路 3 2 での検出結果が取得される。また、取得された検出結果のうち、押圧カフ 2 6 の加圧過程及び減圧過程における検出結果がノイズであると判断される。そして、押圧カフ 2 6 の加圧過程及び減圧過程を除いた検出結果のみを用いて、心電波形表示データが生成される。これにより、表示部には、心電測定の測定結果として、加圧状態保持過程での検出結果のみが反映された心電データのみが表示される。したがって、本実施形態によれば、心電波形が安定した状態における検出結果、すなわち、診断に有用な心電データのみが反映された心電波形を表示することができる。

10

【 0 1 2 1 】

2 . 6 変形例

なお、血圧測定装置 1 0 の第 2 電極 3 1 がユーザの被装着部位に適切に接触した状態でのみ、心電の測定を行ってもよい。この変形例では、制御部 2 1 は、例えば、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 への電力の供給、及び、検出回路 3 2 での検出を行わずに、押圧カフ 2 6 の加圧を開始する。そして、例えば、押圧カフ 2 6 の加圧の停止後に、ユーザに対して心電測定操作を指示する表示を表示部 2 5 に表示させる。そして、心電測定操作が行われたことに基づいて、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 への電力の供給を開始し、検出回路 3 2 での検出を開始する。そして、心電測定操作が入力されてから心電測定時間が経過したことに基づいて、第 1 電極 3 0 及び第 2 電極 3 1 への電力の供給を停止するとともに、押圧カフ 2 6 の減圧を開始する。

20

【 0 1 2 2 】

本変形例では、押圧カフ 2 6 の加圧の停止後に心電の測定が開始され、心電測定時間の経過後において押圧カフ 2 6 の減圧が開始されることにより、押圧カフ 2 6 の加圧の停止後から減圧の開始までの期間内においてのみ、検出回路 3 2 での検出結果の取得が行われる。これにより、押圧カフ 2 6 の膨張によって第 2 電極 3 1 がユーザの被装着部位の皮膚に適切に押圧された状態でのみ、検出回路 3 2 での検出結果の取得が行われる。したがって、心電波形が安定した状態における検出結果のみを用いて、心電波形表示データを生成することができる。本変形例によれば、適切な心電の測定結果を取得可能な時間においてのみ、心電測定のための電流をユーザに流す。このため、ユーザの体に電流を流す時間を不必要に長くすることなく、適切な心電波形のみを効果的に取得することができる。これにより、ユーザの体への負担を軽減することができる。

30

【 0 1 2 3 】

3 . 実施形態等の共通構成

測定装置 ( 1 : 1 0 ) は、押圧カフ内の圧力を表す圧力情報を取得する圧力取得部 ( 2 : 6 1 ) と、前記押圧カフを加圧する加圧過程と、前記加圧過程の終了後に前記押圧カフが加圧された状態を保持する加圧状態保持過程と、前記加圧状態保持過程の終了後に前記押圧カフを減圧する減圧過程とのそれぞれにおける前記押圧カフ内の圧力を、前記圧力情報に基づいて制御するカフ圧制御部 ( 3 : 6 3 ) と、前記圧力情報に基づいて、ユーザの血圧を算出する血圧算出部 ( 4 : 6 2 ) と、前記加圧状態保持過程における前記ユーザの心電を測定する心電測定部 ( 5 : 6 5 , 6 6 ) と、を備える。

40

【 0 1 2 4 】

なお、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々に変形することが可能である。また、各実施形態は適宜組み合わせる実施してもよく、その場合組み合わせた効果が得られる。更に、上記実施形態には種々の発明が含まれており、開示される複数の構成要件から選択された組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件からいくつかの構成要件が削除されても、課題が解決でき、効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

50

## 【 0 1 2 5 】

## [ 付 記 ]

前記実施形態の一部または全部は、特許請求の範囲のほか以下の付記に示すように記載することも可能であるが、これに限られない。

## 【 0 1 2 6 】

## ( 付 記 1 )

ハードウェアプロセッサ ( 2 1 ) とメモリ ( 2 2 ) とを有する測定装置であって、

前記ハードウェアプロセッサ ( 2 1 ) は、

押圧カフ内の圧力を表す圧力情報を取得し、前記取得した圧力情報を前記メモリ ( 2 2 ) に記憶させ、

前記押圧カフを加圧する加圧過程と、前記加圧過程の終了後に前記押圧カフが加圧された状態を保持する加圧状態保持過程と、前記加圧状態保持過程の終了後に前記押圧カフを減圧する減圧過程とのそれぞれにおける前記押圧カフ内の圧力を、前記メモリ ( 2 2 ) に記憶された圧力情報に基づいて制御し、

前記メモリ ( 2 2 ) に記憶された圧力情報に基づいて、ユーザの血圧を算出し、前記算出した血圧を前記メモリ ( 2 2 ) に記憶させ、

前記加圧状態保持過程における前記ユーザの心電を測定し、前記測定した心電を前記メモリ ( 2 2 ) に記憶させる、

測定装置。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 1 2 7 】

1 ... 血圧測定装置

2 ... 圧力取得部

3 ... 押圧カフ制御部

4 ... 血圧算出部

5 ... 心電測定部

6 ... 出力部

1 0 ... 血圧測定装置

1 1 ... 携帯端末

1 2 ... 医師端末

1 3 ... サーバ

2 1 ... 制御部

2 2 ... 記憶部

2 3 ... 通信部

2 4 ... 操作部

2 5 ... 表示部

2 6 ... 押圧カフ

2 7 ... ポンプ

2 8 ... 圧力センサ

2 9 ... 電池

3 0 , 3 1 ... 電極

3 2 ... 検出回路

4 1 ... 本体

4 1 A ... 表面

4 1 B ... 裏面

4 2 ... ベルト

4 2 A ... 外向面

4 2 B ... 内向面

4 3 ... カフユニット

4 3 A ... 外向面

10

20

30

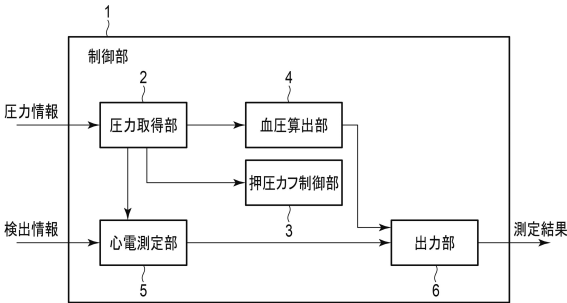
40

50

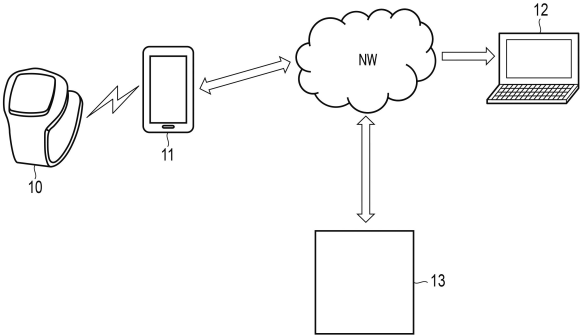
- 4 3 B ... 内向面
- 4 4 , 4 5 ... 導電体
- 4 6 ... 押しボタン
- 4 7 , 4 8 ... ベルト部
- 6 1 ... 圧力取得部
- 6 2 ... 血圧算出部
- 6 3 ... 押圧カフ制御部
- 6 4 ... 電力制御部
- 6 5 ... 電流取得部
- 6 6 ... 心電波形生成部
- 6 7 ... 出力部
- 7 1 ... 圧力情報記憶部
- 7 2 ... 検出情報記憶部
- 7 3 ... 血圧情報記憶部
- 7 4 ... 心電情報記憶部
- 7 5 ... 設定情報記憶部
- A ... 心電波形

10

【 図 面 】  
【 図 1 】



【 図 2 】



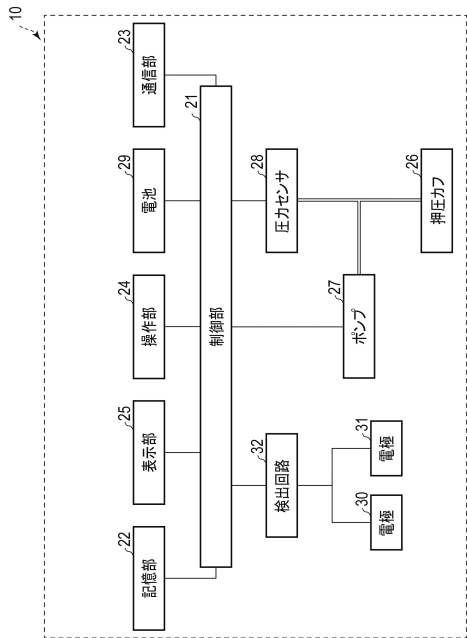
20

30

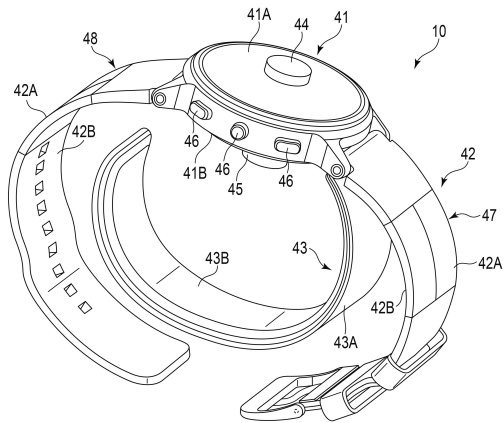
40

50

【図 3】



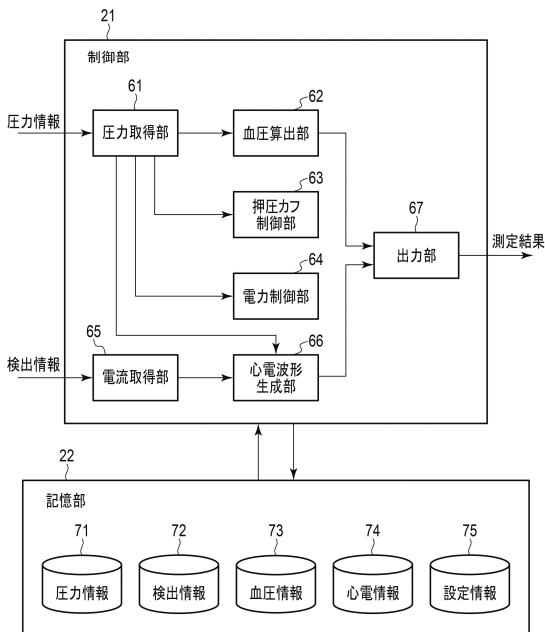
【図 4】



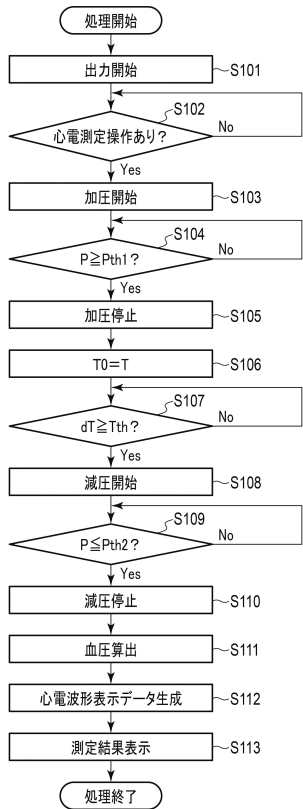
10

20

【図 5】



【図 6】

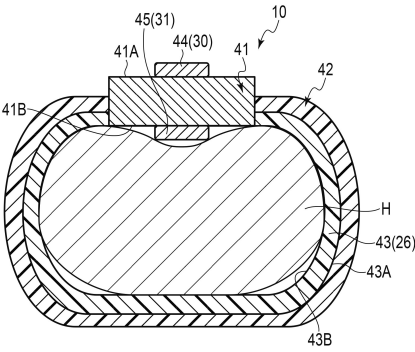


30

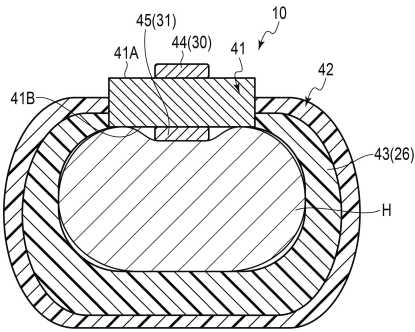
40

50

【図 7】

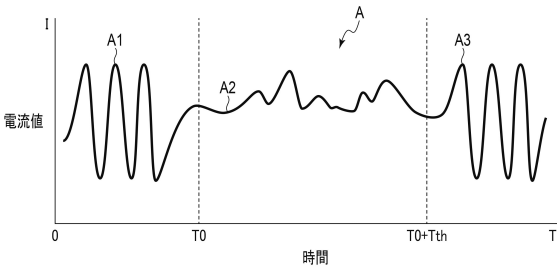


【図 8】



10

【図 9】



20

30

40

50

## フロントページの続き

- (74)代理人 100199565  
弁理士 飯野 茂
- (72)発明者 出野 徹  
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
- (72)発明者 濱口 貴広  
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
- (72)発明者 湯本 将彦  
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
- (72)発明者 山内 隆伸  
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
- (72)発明者 松岡 和  
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
- 審査官 山口 裕之
- (56)参考文献 米国特許出願公開第２０１６／０２３５３２５（ＵＳ，Ａ１）  
特開２００１－２０４６９６（ＪＰ，Ａ）  
国際公開第２０１６／１１９６５６（ＷＯ，Ａ１）  
特開２０１４－０３６８４３（ＪＰ，Ａ）  
米国特許出願公開第２０１０／０１３０８７６（ＵＳ，Ａ１）  
米国特許出願公開第２０１８／０２０６７３４（ＵＳ，Ａ１）  
中国実用新案第２０４５００６３９（ＣＮ，Ｕ）  
特開２００４－０６５３３６（ＪＰ，Ａ）  
米国特許出願公開第２０１２／０２８３５８３（ＵＳ，Ａ１）
- (58)調査した分野 (Int.Cl.，ＤＢ名)  
Ａ６１Ｂ ５／０２  
Ａ６１Ｂ ５／２５６