

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7023751号

(P7023751)

(45)発行日 令和4年2月22日(2022.2.22)

(24)登録日 令和4年2月14日(2022.2.14)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 D

A 6 1 B 5/022(2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 0 V

A 6 1 B 5/11 (2006.01)

A 6 1 B 5/022 3 0 0 F

A 6 1 B 5/11 1 1 0

請求項の数 8 (全22頁)

(21)出願番号 特願2018-46991(P2018-46991)
 (22)出願日 平成30年3月14日(2018.3.14)
 (65)公開番号 特開2019-154861(P2019-154861
 A)
 (43)公開日 令和1年9月19日(2019.9.19)
 審査請求日 令和3年1月13日(2021.1.13)

(73)特許権者 000002945
 オムロン株式会社
 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南
 不動堂町8 0 1 番地
 (73)特許権者 503246015
 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5 3 番地
 (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

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 生体情報測定装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の動脈を含む被測定部位を取り巻くように装着される、帯状をなすバンド部材と、
 前記バンド部材の前記被測定部位と対向する面に配置され、血圧測定時に流体の注入により膨張動作して前記被測定部位を押圧する押圧部材と、
 前記バンド部材の前記被測定部位と対向する面のうち前記押圧部材が配置されていない部位に、前記バンド部材が前記被測定部位に装着された状態で当該被測定部位に対し接触する状態に設置される少なくとも1つのアンテナ支持部材と
 を具備し、
 前記アンテナ支持部材は、前記被測定部位に対し電波からなる測定信号を送波すると共に当該測定信号の前記被測定部位による反射信号を受波するアンテナ素子を有する、
 生体情報測定装置。

【請求項 2】

前記アンテナ支持部材は、前記被測定部位に含まれる動脈に沿う方向に所定の間隔を隔てて複数個配置される、請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 3】

前記アンテナ素子は、1 個のアンテナ支持部材に、前記被測定部位に含まれる動脈に沿う方向に所定の間隔を隔てて複数個配置される、請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 4】

前記アンテナ支持部材は、前記被測定部位に含まれる動脈と直交する方向に所定の間隔を

隔てて複数個配置される、請求項 1 又は 2 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 5】

前記アンテナ素子は、1 個のアンテナ支持部材に、前記被測定部位に含まれる動脈と直交する方向に所定の間隔を隔てて複数個配置される、請求項 1 又は 3 に記載の生体情報測定装置。

【請求項 6】

前記バンド部材は、前記被測定部位と対向する面に、前記押圧部材の収縮時における厚さ寸法に基づいて高さが設定された凸部を有し、
前記アンテナ支持部材は、前記バンド部材の前記凸部上に配置される、請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の生体情報測定装置。

10

【請求項 7】

前記バンド部材は、前記被測定部位と対向する面に、前記押圧部材に対応する形状を有する帯状をなす凹部と、前記アンテナ支持部材を前記被測定部位に当接させるための所定の高さを有する凸部とを有し、
前記押圧部材は、前記バンド部材の凹部に配置され、
前記アンテナ支持部材は、前記前記バンド部材の前記凸部上に配置される、請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の生体情報測定装置。

【請求項 8】

前記バンド部材と前記押圧部材との間に配置され、前記アンテナ支持部材と電氣的に接続される制御回路支持部材を、さらに具備し、
前記制御回路支持部材は、
前記測定信号を生成して前記アンテナ素子に供給し前記電波として送波させる送信回路部と、
前記アンテナ素子により受波された電波からなる前記反射信号を受信して検波する受信回路部と
を少なくとも有する、請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の生体情報測定装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明の実施形態は、例えば、押圧カフを用いて血圧を測定する機能部と、電波を用いて動脈の脈波を測定する機能部とを備えた生体情報測定装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来、生体情報測定装置の 1 つとして、例えば、被検者の上腕部または手首等の被測定部位を押圧カフにより圧迫してその圧力を測定することで被検者の血圧を測定する機能部と、対をなす送信アンテナと受信アンテナを被検者の動脈を含む被測定部位に対向配置し、上記送信アンテナから電波（測定信号）を被測定部位に対し送信して、この測定信号の上記被測定部位による反射波（反射信号）を上記受信アンテナで受信することで、被検者の脈波を測定する機能部を備えた装置が知られている（例えば特許文献 1 を参照）。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0003】

【文献】特開 2013 - 132437 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところが、オシロメトリック法による血圧測定機能と、電波を用いた脈波の測定機能とを併せ持った従来の生体情報測定装置は、例えば、脈波測定用の送信アンテナおよび受信アンテナを押圧カフの押圧面、つまり皮膚に接触する面に取着した構造となっている。このため、押圧カフの加圧および減圧が繰り返されるうちに押圧カフに対する送信アンテナお

50

よび受信アンテナの取付状態が劣化して脱落や変形等を生じるおそれがあり、装置の信頼性低下が懸念されていた。また、押圧カフの加圧により送信アンテナおよび受信アンテナが被検者の皮膚に押し付けられるため、被検者が皮膚に痛み等を感じるなど、不快感を覚えることがあった。

【 0 0 0 5 】

この発明は上記事情に着目してなされたもので、装置の信頼性の向上を図ると共に被検者に与える不快感の軽減を図った生体情報測定装置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】

【 0 0 0 6 】

上記課題を解決するためにこの発明に係る生体情報測定装置の第1の態様は、生体の動脈を含む被測定部位を取り巻くように装着される帯状をなすバンド部材と、前記バンド部材の前記被測定部位と対向する面に配置され、流体の注入により膨張動作して前記被測定部位を押圧する押圧部材と、前記バンド部材の前記被測定部位と対向する面のうち前記押圧部材が配置されていない部位に配置されるアンテナ支持部材とを備える。アンテナ支持部材には、前記バンド部材が前記被測定部位に装着された状態で当該被測定部位に対し接触する状態にアンテナ素子が設置される。アンテナ素子は、前記被測定部位に対し電波からなる測定信号を送波すると共に、当該測定信号の前記被測定部位による反射信号を受波するように動作する。

10

【 0 0 0 7 】

この発明の第1の態様によれば、アンテナ支持部材は押圧部材の押圧面に取付されるのではなく、バンド部材の押圧部材が配置されていない位置に設置される。このため、押圧部材の加圧および減圧が繰り返されてもアンテナ支持部材の設置状態は劣化せず、これによりアンテナ支持部材の脱落や変形等の不具合の発生は未然に回避されて、装置の信頼性を高めることができる。また、アンテナ支持部材は押圧部材の加圧により被検者の皮膚に押し付けられない構造であるため、被検者が痛み等の不快感を覚える心配もない。

20

【 0 0 0 8 】

この発明に係る生体情報測定装置の第2の態様は、前記第1の態様において、前記アンテナ支持部材を、前記被測定部位に含まれる動脈に沿う方向に所定の間隔を隔てて複数配置するようにしたものである。

【 0 0 0 9 】

30

この発明に係る生体情報測定装置の第3の態様は、前記第1の態様において、前記アンテナ素子を、1個のアンテナ支持部材に、前記被測定部位に含まれる動脈に沿う方向に所定の間隔を隔てて複数個配置するようにしたものである。

【 0 0 1 0 】

この発明の第2および第3の態様によれば、1本の動脈の上流側と下流側の異なる複数の位置においてそれぞれ測定信号の送波と反射波の受波が行われる。このため、動脈の異なる位置で脈波信号を検出することが可能となり、これらの脈波信号に基づいて脈波伝播時間 (Pulse Transit Time ; P T T) に着目した血圧推定を行うことが可能となる。

【 0 0 1 1 】

この発明に係る生体情報測定装置の第4の態様は、前記第1または第2の態様において、前記アンテナ支持部材を、前記被測定部位に含まれる動脈と直交する方向に所定の間隔を隔てて複数配置するようにしたものである。

40

【 0 0 1 2 】

この発明に係る生体情報測定装置の第5の態様は、前記第1または第3の態様において、前記アンテナ素子を、1個のアンテナ支持部材に、前記被測定部位に含まれる動脈と直交する方向に所定の間隔を隔てて複数個配置するようにしたものである。

【 0 0 1 3 】

この発明の第4および第5の態様によれば、動脈と直交する方向の複数の位置でそれぞれ測定信号および反射信号の送受波が行われる。このため、例えば、被検者の動脈の位置に個人差があっても、また被測定部位に対する装置の装着位置が動脈と直交する方向にずれ

50

ても、前記複数のアンテナ支持部材のうちの少なくとも１つを動脈に近接させることが可能となり、これにより動脈の動きを表す脈波を品質良く測定することが可能となる。

【００１４】

この発明に係る生体情報測定装置の第６の態様は、前記第１乃至第５の態様のいずれかにおいて、前記バンド部材の前記被測定部位と対向する面に、前記押圧部材の収縮時における厚さ寸法に基づいて高さが設定された凸部を設け、当該凸部上に前記アンテナ支持部材を配置するように構成したものである。

【００１５】

この発明の第６の態様によれば、被検者の被測定部位に対しアンテナ支持部材を適切な圧力で当接させることが可能となる。

10

【００１６】

この発明に係る生体情報測定装置の第７の態様は、前記第１乃至第５の態様のいずれかにおいて、前記バンド部材の前記被測定部位と対向する面に、前記押圧部材に対応する形状を有する帯状をなす凹部と、前記アンテナ支持部材を前記被測定部位に当接させるための所定の高さを有する凸部とを設け、上記凹部に前記押圧部材を配置し、前記凸部上に前記アンテナ支持部材を配置するように構成したものである。

【００１７】

この発明の第７の態様によれば、押圧部材がバンド部材に設けられた帯状をなす凹部に配置されるので、バンド部材に対する押圧部材の配置位置を安定的に保持することが可能となり、これにより例えばアンテナ支持部材に対し押圧部材が接触したり重なり合うといった不具合が生じないようにすることができる。

20

【００１８】

この発明に係る生体情報測定装置の第８の態様は、前記第１乃至第７の態様のいずれかにおいて、前記バンド部材と前記押圧部材との間に、前記アンテナ支持部材と電気的に接続される制御回路支持部材を配置し、この制御回路支持部材に、前記測定信号を生成して前記アンテナ素子に給電する送信回路部と、前記アンテナ素子により受波された前記反射信号を受信し、当該反射信号から前記被測定部位の動きを表す脈波信号を検出する受信回路部とを少なくとも設けるように構成したものである。

【００１９】

この発明の第８の態様によれば、制御回路支持部材をアンテナ支持部材と近接する位置に配置することが可能となる。このため、制御回路支持部材とアンテナ支持部材との間で、測定信号および反射信号を大きな減衰を生じることなく伝達することが可能となり、これにより脈波信号の信号対雑音比を高めることができる。

30

【発明の効果】

【００２０】

すなわちこの発明の各態様によれば、装置の信頼性の向上を図ると共に被検者に与える不快感の軽減を図った生体情報測定装置をすることができる。

【図面の簡単な説明】

【００２１】

【図１】図１は、この発明の一実施形態に係る生体情報測定装置の外観を示す斜視図である。

40

【図２】図２は、図１に示した生体情報測定装置の要部を拡大して示す斜視図である。

【図３】図３は、図２に示した要部のＣ－Ｃ矢視断面を示す図である。

【図４】図４は、図１に示した生体情報測定装置を左手首に装着した状態の一例を示す、図３のＦ－Ｆ矢視断面図である。

【図５】図５は、図１に示した生体情報測定装置を左手首に装着したときの手首に対するアンテナ基板および押圧カフの接触状態を示す断面図である。

【図６】図６は、図１に示した生体情報測定装置を左手首に装着したときの手首に対するアンテナ基板および押圧カフの配置位置を示す平面図である。

【図７】図７は、図１に示した生体情報測定装置の制御系の全体構成を示すブロック図で

50

ある。

【図 8】図 8 は、図 7 に示した制御系のうち脈波センサの構成を示すブロック図である。

【図 9】図 9 は、図 7 に示した制御系のうちオシロメトリック法による血圧測定系の構成を示すブロック図である。

【図 10】図 10 は、図 1 に示した生体情報測定装置の制御系による制御手順と制御内容の一例を示すフローチャートである。

【図 11】図 11 は、脈波の測定動作を説明するための図で、図 11 (A) は左手首の長手方向に沿った断面を模式的に示す図、図 11 (B) は第 1 および第 2 の脈波センサにより得られる脈波の波形の一例を示す図である。

【図 12】図 12 は、この発明の変形例 1 に係る生体情報測定装置を左手首に装着した状態における要部の拡大横断面図である。

10

【図 13】図 13 は、この発明の変形例 2 に係る生体情報測定装置を左手首に装着した状態における要部の拡大横断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、図面を参照してこの発明の実施形態を説明する。

【0023】

[適用例]

まず、この発明の一実施形態に係る生体情報測定装置の適用例の 1 つについて説明する。

この発明の一実施形態に係る生体情報測定装置は、脈波伝播時間 (Pulse Transit Time ; PTT) に基づいて血圧を推定する第 1 の血圧測定部と、オシロメトリック法により血圧を測定する第 2 の血圧測定部を備えたものである。

20

【0024】

PTT を使用する第 1 の血圧測定部は、例えば、手首または上腕等の動脈が存在する被測定部位の異なる 2 箇所において、上記動脈に対し電波を送波してその反射波を受波することにより上記動脈の動きを表す脈波を測定し、その測定結果に基づいて PTT を算出する。そして、この PTT の算出値と、予め定められた PTT と血圧値との関係式とを用いて、血圧値を推定する。

【0025】

オシロメトリック法を使用する第 2 の血圧測定部は、押圧カフを手首または上腕等の動脈が存在する被測定部位に巻き付けた状態で、押圧カフを加圧しその後減圧する過程で脈波の圧力を測定することにより血圧を測定する。

30

【0026】

上記 PTT に基づく血圧測定と、オシロメトリック法による血圧測定を、1 個の装置で実現するには、被測定部位に対し電波を送受波するアンテナ素子を有するアンテナ支持部材としてのアンテナ基板と、押圧カフの両方を設置する必要がある。このアンテナ基板および押圧カフの設置構造としては、アンテナ基板を押圧カフの押圧面上、つまり被測定部位と接触する面に設置する構造が一般的である。ところが、このような構造では、押圧カフの加圧および減圧が繰り返されるうちに押圧カフに対するアンテナ基板の設置状態が劣化して脱落や変形等を生じるおそれがあり、装置の信頼性の低下が懸念される。また、押圧カフが加圧されるごとに、その圧力によりアンテナ基板が被検者の皮膚に押し付けられるため、被検者が皮膚に痛み等の不快感を覚えることが懸念される。

40

【0027】

そこで、この発明の一実施形態では、例えば図 5 に示すように、装置を被検者 (ユーザ) の左手首等の被測定部位に装着するためのバンド (例えば樹脂部材からなる带状体) 23 に、押圧カフ 21 を設置する部位と、アンテナ基板 41, 42 を設置する凸部 20g, 20h を設け、これらの部位にそれぞれ押圧カフ 21 およびアンテナ基板 41, 42 を設置するように構成している。なお、412, 422 はアンテナ基板 41, 42 に設けられるアンテナ素子であり、また 43 は上記アンテナ基板 41, 42 に接続される制御回路支持部材としての制御回路基板を示している。

50

【 0 0 2 8 】

このような構成であるから、以下のような作用効果が奏せられる。すなわち、アンテナ基板 4 1 , 4 2 は、押圧カフ 2 1 の押圧面ではなく、バンド 2 0 の帯状体 2 3 に形成された凸部 2 0 g , 2 0 h に設置される。このため、押圧カフ 2 1 の加圧および減圧が繰り返されても、アンテナ基板 4 1 , 4 2 に変形や脱落等の設置状態の劣化が生じる心配はなく、これにより装置の信頼性を高く保持することができる。

【 0 0 2 9 】

また、装置を被検者の被測定部位 9 0 に装着した状態で、アンテナ基板 4 1 , 4 2 は押圧カフ 2 1 とは独立して被測定部位 9 0 の皮膚に接触する。このため、押圧カフ 2 1 が加圧されたときに、その圧力によりアンテナ基板 4 1 , 4 2 が皮膚面に強く押し付けられることはない。従って、被検者が皮膚に痛み等の不快感を覚える心配はなくなり、これにより被検者の使用中のストレスを軽減することでできる。

10

【 0 0 3 0 】

さらに、バンド 2 0 の帯状体 2 3 に凸部 2 0 g , 2 0 h を形成し、これらの凸部 2 0 g , 2 0 h 上にアンテナ基板 4 1 , 4 2 を設置しているので、アンテナ基板 4 1 , 4 2 を被検者の皮膚面に常時一定の圧力で安定的に接触させることができる。このため、被測定部位の皮膚面による電波の反射や減衰を低減して、脈波の信号品質を高めることが可能となる。

【 0 0 3 1 】

[一実施形態]

(構成例)

20

(1) 装置の構造

図 1 はこの発明の一実施形態に係る生体測定装置の全体構造を示す斜視図、図 2 は図 1 に示した生体情報測定装置の要部を拡大して示した図、図 3 は図 2 の C - C 矢視断面図である。

【 0 0 3 2 】

一実施形態に係る生体情報測定装置は、被検者の左手首に装着して使用される手首式の血圧計 1 である。この血圧計 1 は、ユーザの左手首にその外周を取り巻くように装着されるバンド 2 0 と、このバンド 2 0 に一体的に取り付けられた本体 1 0 とを備えている。

【 0 0 3 3 】

バンド 2 0 は、左手首をその外周方向に沿って取り巻くように細長い帯状の形状を有し、左手首に接する内周面 2 0 a と、この内周面 2 0 a と反対側の外周面 2 0 b とを有している。バンド 2 0 の幅方向 Y の寸法 (幅寸法) は、この例では約 3 5 ~ 4 0 mm に設定されているが、他の値に設定してもよい。

30

【 0 0 3 4 】

本体 1 0 は、バンド 2 0 のうち、外周方向に関して一方の端部 2 0 e に、この例では一体成形により一体的に設けられる。なお、バンド 2 0 と本体 1 0 とを別々に形成し、バンド 2 0 に対して本体 1 0 を係合部材 (例えばヒンジなど) を介して一体的に取り付けてもよい。この例では、本体 1 0 が配置された部位は、装着状態で左手首の背側面 (手の甲側の面) に対応することが想定される。

【 0 0 3 5 】

本体 1 0 は、バンド 2 0 の外周面 2 0 b に対して垂直な方向に厚さを有する立体的形状を有している。この本体 1 0 は、ユーザの日常活動の邪魔にならないように、小型で、薄厚に形成されている。この例では、本体 1 0 は、バンド 2 0 から外向きに突起した四角錐台状の輪郭を有している。

40

【 0 0 3 6 】

本体 1 0 の頂面 (被測定部位から最も遠い側の面) 1 0 a には、表示画面をなす表示器 5 0 が設けられている。また、本体 1 0 の側面 (図 1 における左手前側の側面) 1 0 f に沿って、ユーザからの指示を入力するための操作部 5 2 が設けられている。

【 0 0 3 7 】

本体 1 0 の底面 (被測定部位に最も近い側の面) 1 0 b とバンド 2 0 の端部 2 0 f とは、

50

三つ折れバックル 24 によって接続されている。このバックル 24 は、外周側に配置された第 1 の板状部材 25 と、内周側に配置された第 2 の板状部材 26 とを含んでいる。第 1 の板状部材 25 の一方の端部 25 e は、幅方向 Y に沿って延びる連結棒 27 を介して本体 10 に対して回動自在に取り付けられている。第 1 の板状部材 25 の他方の端部 25 f は、幅方向 Y に沿って延びる連結棒 28 を介して第 2 の板状部材 26 の一方の端部 26 e に対して回動自在に取り付けられている。第 2 の板状部材 26 の他方の端部 26 f は、固定部 29 によってバンド 20 の端部 20 f 近傍に固定されている。

【0038】

なお、バンド 20 の周方向 (X 方向) に関して固定部 29 の取り付け位置は、ユーザの左手首の外周囲の長さに合わせて予め可変して設定されている。これにより、血压計 1 (バンド 20) は、全体として略環状に構成されるとともに、本体 10 の底面 10 b とバンド 20 の端部 20 f とが、バックル 24 によって矢印 B 方向に開閉可能になっている。

10

【0039】

この血压計 1 を左手首に装着する際には、バックル 24 を開いてバンド 20 の環の径を大きくした状態で、図 1 の矢印 A で示す向きに、被検者であるユーザがバンド 20 に左手を通す。そして、ユーザは、左手首の周方向のバンド 20 の位置を調節して、左手首を通っている橈骨動脈上に、バンド 20 の内周面に設置されるアンテナ基板 (後に詳しく説明する) 41, 42 が対向するように設定する。これにより、アンテナ基板 41, 42 にそれぞれ設けられる送受信アンテナ対が、左手首の掌側面のうち橈骨動脈に対応する部分に当接する状態になる。この状態で、ユーザはバックル 24 を閉じて固定する。このようにして、ユーザは血压計 1 を左手首に装着する。

20

【0040】

図 4 は、ユーザの左手首 90 に血压計 1 を装着した状態の一例を示すもので、図 3 の F - F 矢視断面図である。また、図 5 は図 4 の要部を拡大して示した縦断面図である。

【0041】

バンド 20 は、バンドの基体を構成する帯状体 23 と、この帯状体 23 の内周面に沿って取り付けられた押圧部材としての押圧カフ 21 とを有している。帯状体 23 は、樹脂材料 (この例ではシリコン樹脂) からなり、この例では、図 4 に示す厚さ方向 Z に関して可撓性を有し、かつ周方向 X に関して殆ど伸縮しないように実質的に非伸縮性を有している。

【0042】

押圧カフ 21 は、この例では、伸縮可能な 2 枚のポリウレタンシートを厚さ方向 Z に対向させ、それらの周縁部を溶着することにより作製された流体袋からなっている。

30

また押圧カフ 21 は、この例では、図 1 に示すように、その幅方向の寸法が帯状体 23 の幅寸法である 35 ~ 40 mm より小さい 25 mm に設定され、帯状体 23 の内周面においてその幅方向 (Y 方向) の中央部に設置される。

【0043】

バンド 20 の帯状体 23 の内周面には、その幅方向 (Y 方向) の上記押圧カフ 21 を挟んで対向する位置に一对の凸部 20 g, 20 h が一体的に形成されている。そして、これらの凸部 20 g, 20 h の頂部にはそれぞれアンテナ基板 41, 42 が設置される。上記凸部 20 g, 20 h の高さ寸法は、例えば図 5 に示すように、押圧カフ 21 が加圧されていない状態において、アンテナ基板 41, 42 の上面が手首 90 の皮膚面に適切な接触圧で当接するように設定される。また、上記帯状体 23 の周方向 X における上記凸部 20 g, 20 h の位置は、血压計 1 を左手首 90 に正しく装着したときに、アンテナ基板 41, 42 が橈骨動脈 91 の位置に対応するように設定されている。なお、上記凸部 20 g, 20 h は上記帯状体 23 に対し別体として取着されるものであってもよい。取着手段としては、例えば接着剤が用いられる。

40

【0044】

アンテナ基板 41 は、例えばエポキシ樹脂からなる誘電体基板の上面に、送信アンテナ 411 および受信アンテナ 412 を構成する金属の導電パターンを印刷形成したものである。同様に、アンテナ基板 42 は、例えばエポキシ樹脂からなる誘電体基板の上面に、送信

50

アンテナ 4 2 1 および受信アンテナ 4 2 2 を構成する金属からなる導電パターンを印刷形成したものである。

【 0 0 4 5 】

送信アンテナ 4 1 1 , 4 2 1 および受信アンテナ 4 1 2 , 4 2 2 は、いずれもパッチアンテナからなり、バンド 2 0 の周方向 X に一定の間隔を隔てて配置されている。この例では、送信アンテナ 4 1 1 , 4 2 1 および受信アンテナ 4 1 2 , 4 2 2 は、いずれも縦横が 3 mm の正方形の形状を有している。また、この例では、送信アンテナ 4 1 1 と受信アンテナ 4 1 2 との間、および送信アンテナ 4 2 1 と受信アンテナ 4 2 2 との間の間隔は、その中心間の距離がバンド 2 0 の周方向 X に関して 8 mm ~ 1 0 mm の範囲内になるように設定されている。

10

【 0 0 4 6 】

また、バンド 2 0 の幅方向 Y に関して、送信アンテナ 4 1 1 および受信アンテナ 4 1 2 の対と、送信アンテナ 4 2 1 および受信アンテナ 4 2 2 の対との間隔は、この例では押圧カフ 2 1 の幅長である 2 5 mm より若干長い 3 0 mm に設定される。なお、上記送信アンテナ 4 1 1 および受信アンテナ 4 1 2 の対と、送信アンテナ 4 2 1 および受信アンテナ 4 2 2 の対との間の間隔は、血圧計 1 のサイズや押圧カフ 2 1 の幅長等に応じて、適宜最適な長さを選択すればよい。

【 0 0 4 7 】

さらに、上記バンド 2 0 の帯状体 2 3 の内周面と上記押圧カフ 2 1 との間には、図 3 に示すように制御回路基板 4 3 が設置される。制御回路基板 4 3 は、誘電体からなる印刷配線基板に、送信回路および受信回路の対を 2 組形成したものである。一方の送信回路および受信回路の対は、上記送信アンテナ 4 1 1 および受信アンテナ 4 1 2 に信号線（図示せず）を介して接続される。また他方の送信回路および受信回路の対は、上記送信アンテナ 4 2 1 および受信アンテナ 4 2 2 に、信号線を介して電氣的に接続される。なお、上記各送信回路および各受信回路は、通常では集積回路により構成されるが、ディスクリート回路であってもよい。

20

【 0 0 4 8 】

図 6 は、上記血圧計 1 をユーザの左手首 9 0 に装着したときの、橈骨動脈 9 1 に対する、送信アンテナ 4 1 1 および受信アンテナ 4 1 2 の対と、送信アンテナ 4 2 1 および受信アンテナ 4 2 2 の対の各配置位置を、押圧カフ 2 1 の配置位置と共に例示した平面図である。

30

【 0 0 4 9 】

図 6 に示すように、送受信アンテナ対 4 1 1 , 4 1 2 と、送受信アンテナ対 4 2 1 , 4 2 2 は、橈骨動脈 9 1 の長手方向 Y に沿って所定距離（この例では 3 0 mm）離間して配置される。また、上記送受信アンテナ対 4 1 1 , 4 1 2、および送受信アンテナ対 4 2 1 , 4 2 2 は、いずれも送信アンテナ 4 1 1 と受信アンテナ 4 1 2 との間、および送信アンテナ 4 2 1 と受信アンテナ 4 2 2 との間に、橈骨動脈 9 1 が位置するように配置されることが望ましい。

【 0 0 5 0 】

（ 2 ）装置 1 の回路系の構成例

（ 2 - 1 ）全体の回路構成

40

図 7 は、血圧計 1 の制御系の全体的な構成を例示したブロック図である。

血圧計 1 の本体 1 0 には、前述した表示器 5 0 および操作部 5 2 に加えて、中央処理ユニット（Central Processing Unit：CPU）1 0 0 等の制御部として動作するハードウェアプロセッサと、記憶部としてのメモリ 5 1 と、通信部 5 9 と、圧力センサ 3 1 と、ポンプ 3 2 と、弁 3 3 と、圧力センサ 3 1 からの出力を周波数に変換する発振回路 3 1 0 と、ポンプ 3 2 を駆動するポンプ駆動回路 3 2 0 が設けられている。なお、5 3 は電源電圧を出力する電池である。

【 0 0 5 1 】

上記 CPU 1 0 0 には、前述した制御回路基板 4 3 が図示しないインタフェース回路を介して接続されている。

50

【 0 0 5 2 】

表示器 5 0 は、この例では有機 E L (Electro Luminescence) ディスプレイからなり、C P U 1 0 0 から出力される表示データに従い、血圧測定結果などの血圧測定に関する情報、その他の情報を表示する。なお、表示器 5 0 は、有機 E L ディスプレイに限られるものではなく、例えば液晶ディスプレイ (Liquid Cristal Display : L C D) 等の、他のタイプの表示器であってもよい。

【 0 0 5 3 】

操作部 5 2 は、この例ではプッシュ式スイッチからなり、ユーザによる血圧測定開始又は停止の指示に応じた操作信号を C P U 1 0 0 に入力する。なお、操作部 5 2 は、プッシュ式スイッチに限られるものではなく、例えば感圧式 (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などであってもよい。また、図示しないマイクロフォンを備えて、ユーザの音声によって血圧測定開始の指示を入力するようにしてもよい。さらに、操作部 5 2 は必須ではなく、後述する C P U 1 0 0 が例えばタイマから出力される起動信号等に応じて、自動的に血圧測定開始指示又は停止指示を発生するように構成することも可能である。

【 0 0 5 4 】

メモリ 5 1 は、記憶媒体として H D D (Hard Disk Drive) や S S D (Solid State Drive) 、 R O M 、 R A M 等を使用したもので、血圧計 1 を制御するためのプログラム、血圧計 1 を制御するために用いられる制御データ、血圧計 1 の各種機能を設定するための設定データ、圧力や脈波の検出信号、血圧の測定結果を表すデータなどを記憶する。また、メモリ 5 1 は、プログラムが実行されるときにワークメモリなどとしても用いられる。

【 0 0 5 5 】

C P U 1 0 0 は、メモリ 5 1 に記憶されたプログラムに従って、制御部として各種機能を実行する。

例えば、P T T により血圧を推定する制御を実行する場合、C P U 1 0 0 は、制御回路基板 4 3 の送信回路 4 4 , 4 6 に対し電波 (測定信号) の送信開始指示を与える。そして、上記測定信号の橈骨動脈 9 1 による反射波に対応する受信信号を受信回路 4 5 , 4 7 から取り込み、当該受信信号から脈波信号を検出してこの脈波信号をもとに P T T を算出する。そして、算出された P T T の値と、メモリ 5 1 に記憶された P T T と血圧との関係式とに基づいて、血圧値を推定し、推定された血圧値が所定の閾値により規定される範囲を超えたか否かを判定する。

【 0 0 5 6 】

また、例えばオシロメトリック法による血圧測定を実行する場合、C P U 1 0 0 は、上記 P T T により得られた血圧推定値が閾値により規定される範囲を超えた場合と判定された場合に、或いは操作部 5 2 における血圧測定開始指示の入力に応じて、圧力センサ 3 1 から出力された圧力検出信号に基づいて、ポンプ 3 2 (および弁 3 3) を駆動する制御を行う。また、C P U 1 0 0 は、この例では圧力センサ 3 1 から出力された圧力検出信号に基づいて、血圧値を算出する制御を行う。

【 0 0 5 7 】

通信部 5 9 は、C P U 1 0 0 によって算出された血圧の測定結果を含む情報を、ネットワーク 9 0 0 を介して外部の端末装置に送信したり、外部の端末装置からの情報を、ネットワーク 9 0 0 を介して受信して C P U 1 0 0 に受け渡したりする。このネットワーク 9 0 0 を介した通信は、無線、有線のいずれでも良い。この実施形態において、ネットワーク 9 0 0 は、インターネットであるが、これに限定されず、病院内 L A N (Local Area Network) のような他の種類のネットワークであってもよいし、U S B ケーブルなどを用いた 1 対 1 の通信であってもよい。この通信部 5 9 は、マイクロ U S B コネクタを含んでいてもよい。

【 0 0 5 8 】

ポンプ 3 2 および弁 3 3 はエア配管 3 9 を介して、また、圧力センサ 3 1 はエア配管 3 8 を介して、それぞれ押圧カフ 2 1 に接続されている。なお、エア配管 3 9 , 3 8 は、共通

10

20

30

40

50

の 1 本の配管であってもよい。圧力センサ 3 1 は、エア配管 3 8 を介して、押圧カフ 2 1 内の圧力を検出する。ポンプ 3 2 は、この例では圧電ポンプからなり、押圧カフ 2 1 内の圧力（カフ圧）を加圧するために、エア配管 3 9 を通して押圧カフ 2 1 に加圧用の流体としての空気を供給する。弁 3 3 は、ポンプ 3 2 に搭載され、ポンプ 3 2 のオン / オフに伴って開閉が制御される構成になっている。

【 0 0 5 9 】

すなわち、弁 3 3 は、ポンプ 3 2 がオンされると閉じて、押圧カフ 2 1 内に空気を封入する一方、ポンプ 3 2 がオフされると開いて、押圧カフ 2 1 の空気をエア配管 3 9 を通して大気中へ排出させる。なお、弁 3 3 は、逆止弁の機能を有し、排出されるエアが逆流することはない。ポンプ駆動回路 3 2 0 は、ポンプ 3 2 を C P U 1 0 0 から与えられる制御信号に基づいて駆動する。

10

【 0 0 6 0 】

圧力センサ 3 1 は、この例ではピエゾ抵抗式圧力センサであり、エア配管 3 8 を通してバンド 2 0（押圧カフ 2 1）の圧力、この例では大気圧を基準（ゼロ）とした圧力を検出して時系列の信号として出力する。発振回路 3 1 0 は、圧力センサ 3 1 からのピエゾ抵抗効果による電気抵抗の変化に基づく電気信号値に基づき発振して、圧力センサ 3 1 の電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号を C P U 1 0 0 に出力する。この例では、圧力センサ 3 1 の出力は、押圧カフ 2 1 の圧力を制御するため、および、オシロメトリック法によって血圧値（収縮期血圧（Systolic Blood Pressure；S B P）と拡張期血圧（Diastolic Blood Pressure；D B P）とを含む。）を算出するために用いられる。

20

【 0 0 6 1 】

電池 5 3 は、本体 1 0 に搭載された要素、この例では、C P U 1 0 0、圧力センサ 3 1、ポンプ 3 2、弁 3 3、表示器 5 0、メモリ 5 1、通信部 5 9、発振回路 3 1 0、ポンプ駆動回路 3 2 0 の各要素へ電力を供給する。また、電池 5 3 は、給電線 7 1 を通して、制御回路基板 4 3 の送信回路 4 4、4 6 および受信回路 4 5、4 7 へも電力を供給する。この給電線 7 1 は、信号用の配線 7 2 とともに、バンド 2 0 の帯状体 2 3 と押圧カフ 2 1 との間に挟まれた状態で、バンド 2 0 の周方向 X に沿って本体 1 0 と送受信部 4 0 との間に延在して設けられている。

【 0 0 6 2 】

（ 2 - 2 ）脈波伝播時間（P T T）に基づく血圧推定部の構成

30

図 8 は、第 1 の脈波センサ 4 0 - 1 および第 2 の脈波センサ 4 0 - 2 の構成を例示するブロック図である。

【 0 0 6 3 】

制御回路基板 4 3 には、前述したように 2 組の送受信回路、つまり送信回路 4 4 および受信回路 4 5 と、送信回路 4 6 および受信回路 4 7 が設けられている。送信回路 4 4 および受信回路 4 5 は、それぞれ制御回路基板 4 3 とアンテナ基板 4 1 との間を接続する信号線を介して、アンテナ基板 4 1 に設けられた送信アンテナ 4 1 1 および受信アンテナ 4 1 2 に接続される。同様に、送信回路 4 6 および受信回路 4 7 は、それぞれ制御回路基板 4 3 とアンテナ基板 4 1 との間を接続する信号線を介して、アンテナ基板 4 2 に設けられた送信アンテナ 4 2 1 および受信アンテナ 4 2 2 に接続される。

40

【 0 0 6 4 】

第 1 の脈波センサ 4 0 - 1 は、上記アンテナ基板 4 1 の送信アンテナ 4 1 1 および受信アンテナ 4 1 2 と、これらのアンテナ 4 1 1、4 1 2 にそれぞれ接続された送信回路 4 4 および受信回路 4 5 と、脈波検出部 1 0 1 とにより構成される。第 2 の脈波センサ 4 0 - 2 は、上記アンテナ基板 4 2 の送信アンテナ 4 2 1 および受信アンテナ 4 2 2 と、これらのアンテナ 4 2 1、4 2 2 にそれぞれ接続された送信回路 4 6、4 7 と、脈波検出部 1 0 2 とにより構成される。

【 0 0 6 5 】

送信回路 4 4、4 6 は、上記 C P U 1 0 0 からの送信指示に応じて、それぞれ接続された送信アンテナ 4 1 1、4 2 1 に測定信号を供給し、被測定部位としての左手首 9 0（より

50

正確には橈骨動脈 9 1 の対応する部分) に向けて電波 E 1 , E 2 を送信する。この例では、上記電波 E 1 , E 2 として 2 4 GHz 帯の周波数の電波が用いられる。

【 0 0 6 6 】

受信回路 4 5 , 4 7 は、それぞれ上記電波 E 1 , E 2 の上記橈骨動脈 9 1 による反射波 E 1 ' , E 2 ' を、受信アンテナ 4 1 2 , 4 2 2 を介して受信して、検波および増幅し、この受信信号を C P U 1 0 0 へ出力する。

【 0 0 6 7 】

脈波検出部 1 0 1 , 1 0 2 は、それぞれ上記受信回路 4 5 , 4 7 から出力された受信信号を、図示しない A / D 変換器によりデジタル信号に変換して取り込み、上記橈骨動脈 9 1 の脈動波形を表す脈波信号 P S 1 , P S 2 を検出して、P T T 算出部 1 0 3 へ出力する。

10

【 0 0 6 8 】

P T T 算出部 1 0 3 は、上記脈波検出部 1 0 1 , 1 0 2 から出力された各脈波信号 P S 1 , P S 2 間の時間差を、脈波伝播時間 (P T T) として算出し、算出された脈波伝播時間 (P T T) を第 1 の血压算出部 1 0 4 に出力する。第 1 の血压算出部 1 0 4 は、予め設定された P T T と血压との関係式をメモリ 5 1 から読み出し、この関係式に従い、上記算出された脈波伝播時間 (P T T) に対応する血压値を推定する。

【 0 0 6 9 】

ここで、上記脈波検出部 1 0 1 , 1 0 2 、P T T 算出部 1 0 3 、および第 1 の血压算出部 1 0 4 は、いずれも C P U 1 0 0 が所定のプログラムを実行することによって実現される。

【 0 0 7 0 】

20

(2 - 3) オシロメトリック法を用いた血压測定部の構成

図 9 は、オシロメトリック法を用いた血压測定部の構成を例示するブロック図である。

このオシロメトリック法を用いた血压測定部は、圧力制御部 2 0 1 と、第 2 の血压算出部 2 0 4 と、出力部 2 0 5 とを備えている。これらの機能部はいずれもプログラムを C P U 1 0 0 に実行させることにより実現される。

【 0 0 7 1 】

圧力制御部 2 0 1 は、圧力検知部 2 0 2 と、ポンプ駆動部 2 0 3 とを有している。圧力検知部 2 0 2 は、圧力センサ 3 1 から発振回路 3 1 0 を通して入力された周波数信号を処理して、押圧カフ 2 1 内の圧力 (カフ圧) を検知するための処理を行う。ポンプ駆動部 2 0 3 は、検知されたカフ圧に基づいて、ポンプ駆動回路 3 2 0 を通してポンプ 3 2 と弁 3 3 を駆動するための処理を行う。これにより、圧力制御部 2 0 1 は、所定の加圧速度で、押圧カフ 2 1 に空気を供給して圧力を制御する。

30

【 0 0 7 2 】

第 2 の血压算出部 2 0 4 は、カフ圧に含まれる動脈容積の変動成分を脈波信号として取得し、取得された脈波信号に基づいて、オシロメトリック法による公知のアルゴリズムを適用して血压値 (収縮期血压 S B P と拡張期血压 D B P) を算出する処理を行う。血压値の算出が完了すると、第 2 の血压算出部 2 0 4 は、ポンプ駆動部 2 0 3 の処理を停止させる。

【 0 0 7 3 】

出力部 2 0 5 は、算出された血压値 (収縮期血压 S B P と拡張期血压 D B P) を、この例では表示器 5 0 に表示するための処理を行う。

40

【 0 0 7 4 】

(動作例)

次に、以上のように構成された血压計 1 の動作例を説明する。

図 1 0 は、C P U 1 0 0 による制御手順と制御内容を例示するフローチャートである。

なお、ここでは前述した装着手順により血压計 1 がユーザの左手首 9 0 に装着されたものとして説明を行う。

【 0 0 7 5 】

(1) 脈波伝播時間 (P T T) による血压推定

ユーザが本体 1 0 に設けられた操作部 5 2 としてのプッシュ式スイッチによって P T T に基づく血压測定を指示すると、C P U 1 0 0 は以下のように制御動作を実行する。なお、

50

上記 P T T に基づく血圧測定開始指示は、例えばタイマから出力される起動信号等に応じて、C P U 1 0 0 が自動的に発生するように構成することも可能である。

【 0 0 7 6 】

すなわち、C P U 1 0 0 は、先ずステップ S 1 1 において弁 3 3 を閉鎖するとともに、ポンプ駆動回路 3 2 0 を介してポンプ 3 2 を駆動して、押圧力 F 2 1 に空気を送る制御を行って、押圧力 F 2 1 を予め定められた値に加圧する。この例では、ユーザの活動中に血圧計 1 の装着位置がずれない程度の圧力に、つまりユーザが不快感を覚えず、かつ被測定部位に対する送受信アンテナ対の接触位置がずれない程度の低い圧力（例えば 5 mmHg 程度）に設定する。

【 0 0 7 7 】

なお、一実施形態では、先に述べたようにバンド 2 0 の基体となる帯状体 2 3 の内周面に、適切な高さに設定された凸部 2 0 g , 2 0 h を形成し、この凸部 2 0 g , 2 0 h 上にアンテナ基板 4 1 , 4 2 を設置している。このため、送信アンテナ 4 1 1 , 4 2 1 および受信アンテナ 4 1 2 , 4 2 2 をユーザの被測定部位の皮膚面に適切な圧力で当接させることが可能となる。このため、上記ステップ S 1 1 は省略することもできる。

【 0 0 7 8 】

この状態で、C P U 1 0 0 はステップ S 1 2 により制御回路基板 4 3 に対し測定信号の送信開始を指示する。上記指示を受信すると、各送信回路 4 4 , 4 6 から送信アンテナ 4 1 1 , 4 2 1 に対し測定信号が予め設定された周期で供給される。この結果、例えば図 1 1 (A) に示すように送信アンテナ 4 1 1 , 4 2 1 から上記測定信号に対応する電波 E 1 , E 2 が被測定部位 9 0 に対し送波される。なお、上記測定信号は送信回路 4 4 , 4 6 から不規則な時間間隔で発生されるようにしてもよく、また連続的に発生されるようにしてもよい。

【 0 0 7 9 】

そうすると、上記電波 E 1 , E 2 の上記被測定部位 9 0 内の橈骨動脈 9 1 による反射波 E 1 ' , E 2 ' が、例えば図 1 1 (A) に示すように上記送信アンテナ 4 1 1 , 4 2 1 とそれぞれ対をなす受信アンテナ 4 1 2 , 4 2 2 により受波され、その受信信号が受信回路 4 5 , 4 7 において検波されかつ増幅されて C P U 1 0 0 へ出力される。

【 0 0 8 0 】

C P U 1 0 0 は、上記受信回路 4 5 , 4 7 から出力された反射波 E 1 ' , E 2 ' の受信信号を取り込み、ステップ S 1 3 においてそれぞれ以下のように脈波信号 P S 1 , P S 2 を検出する。図 1 1 (B) は脈波信号 P S 1 , P S 2 の検出例を示す図である。

【 0 0 8 1 】

すなわち、C P U 1 0 0 は脈波検出部 1 0 1 として働いて、受信回路 4 5 の血管拡張期の出力と血管収縮期の出力から、橈骨動脈 9 1 の上流側部分 9 1 u の脈波を表す脈波信号 P S 1 を検出する。また、C P U 1 0 0 は脈波検出部 1 0 2 として働いて、受信回路 4 7 の血管拡張期の出力と血管収縮期の出力から、橈骨動脈 9 1 の下流側部分 9 1 d の脈波を表す脈波信号 P S 2 を検出する。

【 0 0 8 2 】

以上の動作をさらに詳しく説明する。すなわち、血圧計 1 が装着された状態では、図 1 1 (A) に示すように、左手首 9 0 の長手方向（バンド 2 0 の幅方向 Y に相当）に関して、送受信アンテナ対 4 1 1 , 4 1 2 は左手首 9 0 を通る橈骨動脈 9 1 の上流側部分 9 1 u に対向する。一方、送受信アンテナ対 4 2 1 , 4 2 2 は橈骨動脈 9 1 の下流側部分 9 1 d に対向する。送受信アンテナ対 4 1 1 , 4 1 2 によって検出された信号は、橈骨動脈 9 1 の上流側部分 9 1 u と送受信アンテナ対 4 1 1 , 4 1 2 との間の、脈波（血管の拡張と収縮をもたらす）に伴う距離の変化を表す。同様に、送受信アンテナ対 4 2 1 , 4 2 2 によって検出された信号は、橈骨動脈 9 1 の下流側部分 9 1 d と送受信アンテナ対 2 4 1 , 4 2 2 との間の、脈波に伴う距離の変化を表す。第 1 の脈波センサ 4 0 - 1 の脈波検出部 1 0 1、第 2 の脈波センサ 4 0 - 2 の脈波検出部 1 0 2 は、それぞれ受信回路 4 5 , 4 7 の出力信号に基づいて、それぞれ図 1 1 (B) に示すような山形状の波形をもつ第 1 の脈波信

10

20

30

40

50

号 P S 1 , 第 2 の脈波信号 P S 2 を時系列で出力する。

【 0 0 8 3 】

この例では、受信アンテナ 4 1 2 , 4 2 2 の受信レベルは、約 $1 \mu W$ ($1 mW$ に対するデシベル値では $-30 dBm$) 程度になっている。受信回路 4 5 , 4 7 の出力レベルは、約 1 ボルト程度になっている。また、第 1 の脈波信号 P S 1 および第 2 の脈波信号 P S 2 のそれぞれのピーク A 1 , A 2 は、約 $100 mV \sim 1$ ボルトの程度になっている。

【 0 0 8 4 】

C P U 1 0 0 は、次にステップ S 1 4 において、P T T 算出部 1 0 3 として働いて、脈波信号 P S 1 と脈波信号 P S 2 との間の時間差を、脈波伝播時間 (P T T) として算出する。より詳しくは、この例では、図 1 1 (B) 中に示した第 1 の脈波信号 P S 1 のピーク A 1 と第 2 の脈波信号 P S 2 のピーク A 2 との間の時間差 Δt を脈波伝播時間 (P T T) として算出する。なお、脈波伝播時間 (P T T) は、第 1 および第 2 の脈波信号 P S 1 , P S 2 のピーク間の時間差 Δt に限らず、例えば第 1 および第 2 の脈波信号 P S 1 , P S 2 の各波形の立ち上がりタイミング間の時間差として算出されるようにしてもよい。

10

【 0 0 8 5 】

C P U 1 0 0 は、続いてステップ S 1 5 において、第 1 の血圧算出部 1 0 4 として働いて、メモリ 5 1 から脈波伝播時間 (P T T) と血圧との関係式 (対応式とも云う) E q を読み出す。そして、この対応式 E q と、上記ステップ S 1 4 で算出された脈波伝播時間 (P T T) とに基づいて、血圧の推定値を算出する。ここで、脈波伝播時間 (P T T) と血圧との対応式 E q は、それぞれ脈波伝播時間を D T 、血圧を E B P と表すとき、例えば

20

$$E B P = \alpha / D T^2 + \beta \quad \dots (E q . 1)$$

(ただし、 α 、 β はそれぞれ既知の係数または定数を表す)

で示すような、 $1 / D T^2$ の項を含む公知の分数関数として提供される。この対応式は、例えば特開平 1 0 - 2 0 1 7 2 4 号公報に詳しく述べられている。

【 0 0 8 6 】

なお、脈波伝播時間と血圧との対応式 E q としては、その他に、

$$E B P = \alpha / D T^2 + \beta / D T + \gamma D T + \delta \quad \dots (E q . 2)$$

(ただし、 α 、 β 、 γ 、 δ はそれぞれ既知の係数または定数を表す)

のように、 $1 / D T^2$ の項に加えて、 $1 / D T$ の項と、 $D T$ の項とを含む式など、公知の別の対応式を用いることができる。

30

【 0 0 8 7 】

上記したように P T T により血圧値が推定されると、C P U 1 0 0 は次にステップ S 1 6 において、上記血圧の推定値を予め設定された血圧の正常範囲を表す閾値と比較し、この閾値で示される範囲を外れているか否かを判定する。そして、上記血圧の推定値が閾値で示される範囲内であれば、操作部 5 2 により P T T による血圧測定の終了指示が入力されるまで、上記ステップ S 1 2 による制御を繰り返す。

【 0 0 8 8 】

(2) オシロメトリック法を使用した血圧測定

上記ステップ S 1 6 において上記血圧の推定値が閾値で示される範囲を外れていると判定されると、C P U 1 0 0 はオシロメトリック法を使用した血圧の測定制御を、以下のように実行する。

40

【 0 0 8 9 】

すなわち、C P U 1 0 0 は、まずポンプ駆動回路 3 2 0 を介してポンプ 3 2 をオフし、弁 3 3 を開いて、押圧カフ 2 1 内の空気を排気する。続いて、圧力センサ 3 1 の現時点の出力値を大気圧に相当する値として設定する制御を行う ($0 mmHg$ 調整) 。

【 0 0 9 0 】

C P U 1 0 0 は、続いてステップ S 1 7 において、圧力制御部 2 0 1 のポンプ駆動部 2 0 3 として働いて、弁 3 3 を閉鎖し、その後、ポンプ駆動回路 3 2 0 を介してポンプ 3 2 を駆動して、押圧カフ 2 1 に空気を送る制御を行う。これにより、押圧カフ 2 1 を膨張させるとともにカフ圧を徐々に加圧して、被測定部位としての左手首 9 0 を徐々に圧迫してゆ

50

く。

【 0 0 9 1 】

この加圧過程においてCPU100は、血压値を算出するために、圧力制御部201の圧力検知部202として働いて、圧力センサ31によってカフ圧をモニタし、左手首90の橈骨動脈91で発生する動脈容積の変動成分を脈波信号として検出する。

【 0 0 9 2 】

CPU100は、次にステップS18において、第2の血压算出部204として働いて、この時点で検出されている脈波信号に基づいて、オシロメトリック法により公知のアルゴリズムを適用して血压値（収縮期血压SBPと拡張期血压DBP）の算出を試みる。そして、血压値を算出できたか否かをステップS19で判定する。

10

【 0 0 9 3 】

この時点で、データ不足のためにまだ血压値を算出できない場合には、カフ圧が上限圧力（安全のために、例えば300mmHgというように予め定められている）に達していない限り、ステップS17～S19の処理を繰り返す。

【 0 0 9 4 】

一方、血压値を算出できたとする。そうすると、CPU100はステップS20によりポンプ32を停止し、弁33を開いて、押圧カフ21内の空気を排気する制御を行う。そして最後にステップS21により、CPU100は出力部205として働いて、血压値の測定結果を表示器50に表示するとともに、メモリ51に記憶させる。

【 0 0 9 5 】

20

なお、血压値の算出処理は、加圧過程に限らず、減圧過程において行われてもよい。また、血压値の測定結果を、表示器50に表示せずに、メモリ51に記憶させるだけにしてもよく、さらには通信部59から予め対応付けられたスマートフォンなどのユーザ端末へ送信し、このユーザ端末において表示するようにしてもよい。さらに、上記血压の測定結果を表すデータを通信部59またはスマートフォンから家族や医師の端末へ転送するようにしてもよい。

【 0 0 9 6 】

また、以上の説明では、PTTによる血压推定値が閾値により規定される範囲を超えている場合に、オシロメトリック法による血压測定動作を行う場合を例にとって説明した。しかし一実施形態では、PTTによる血压推定動作と、オシロメトリック法を用いた血压測定動作とを、それぞれ操作部の操作に応じて独立して行うこともできる。

30

【 0 0 9 7 】

（一実施形態の効果）

以上詳述したようにこの発明の一実施形態では、被検者（ユーザ）の左手首90に装着して使用される血压計1において、バンド20の基体を構成する帯状体23の内周面に、押圧カフ21を設置する部位と、アンテナ基板41，42を設置する凸部20g，20hとを個別に設け、これらの部位にそれぞれ押圧カフ21およびアンテナ基板41，42を設置するようにしている。

【 0 0 9 8 】

従って、アンテナ基板41，42は、押圧カフ21の押圧面ではなく、バンド20の帯状体23に形成された凸部20g，20hに設置される。このため、押圧カフ21の加圧および減圧が繰り返されても、アンテナ基板41，42に変形や脱落等の設置状態の劣化が生じる心配はなくなり、これにより血压計1の構造上の信頼性を高く保持することが可能となる。

40

【 0 0 9 9 】

また、血压計1をユーザの被測定部位90に装着した状態で、アンテナ基板41，42は押圧カフ21とは独立して被測定部位90の皮膚に接触する。このため、押圧カフ21が加圧されたときに、その圧力によりアンテナ基板41，42が皮膚面に押し付けられることはなくなる。従って、ユーザが皮膚に痛み等の不快感を覚える心配は軽減され、血压計1の使用感を高く維持することができる。

50

【 0 1 0 0 】

さらに、バンド 2 0 の帯状体 2 3 に形成した凸部 2 0 g , 2 0 h の高さ寸法を、押圧カフ 2 1 の非加圧時における厚さ寸法に応じて設定しているので、P T T による血圧推定動作時に、アンテナ基板 4 1 , 4 2 を被検者の皮膚面に適切な圧力で接触させることが可能となる。この結果、電波の減衰は抑制され、かつ外乱の混入が低減されて、脈波信号の S / N を高く保持することができる。

【 0 1 0 1 】

[変形例]

(1) 前記一実施形態では、各々送受信アンテナ対が設けられた 2 組のアンテナ基板 4 1 , 4 2 をバンド 2 0 の幅方向 Y、つまり橈骨動脈 9 1 の長手方向に設置し、これにより P T T による血圧推定を行う場合を例にとって説明した。しかし、この発明はこの構成に限定されるものではなく、1 個の送受信アンテナ対を備えたアンテナ基板を 1 個のみ設けて、これにより橈骨動脈 9 1 の任意の 1 箇所においてその脈波を検出するように構成してもよい。

10

【 0 1 0 2 】

図 1 2 はその構成の一例を示す断面図である。同図に示すように、バンド 2 0 の帯状体 2 3 の内周面には、押圧カフ 2 1 の配置位置の側方の片側に 1 個の凸部 2 0 g が形成され、この凸部 2 0 g 上にアンテナ基板 4 1 が設置されている。なお、押圧カフ 2 1 と帯状体 2 3 との間に制御回路基板 4 3 が配置される点は、前記図 5 に示した一実施形態の構成と同じである。

20

【 0 1 0 3 】

以上のような構成によれば、アンテナ基板 4 1 は、押圧カフ 2 1 の押圧面ではなく、バンド 2 0 の帯状体 2 3 に形成された凸部 2 0 g に設置される。このため、押圧カフ 2 1 の加圧および減圧が繰り返されても、アンテナ基板 4 1 に変形や脱落等の設置状態の劣化が生じる心配はなくなる。従って、血圧計 1 の構造上の信頼性を高めることができ、また脈波を品質よく確実に測定することが可能となる。

【 0 1 0 4 】

また、血圧計 1 をユーザの被測定部位 9 0 に装着した状態で、アンテナ基板 4 1 は押圧カフ 2 1 とは独立して被測定部位 9 0 の皮膚に接触する。このため、押圧カフ 2 1 が加圧されたときに、その圧力によりアンテナ基板 4 1 が皮膚面に押し付けられることはなく、これによりユーザが皮膚に痛み等の不快感を覚える心配は軽減される。

30

【 0 1 0 5 】

(2) 前記一実施形態では、バンド 2 0 の帯状体 2 3 の内周面に、アンテナ基板 4 1 , 4 2 を設置するための凸部 2 0 g , 2 0 h のみを設けた場合について説明した。しかし、それに限らず、例えば図 1 3 に示すように、帯状体 2 3 の内周面にその周方向に溝状の凹部 2 0 i を形成し、この凹部 2 0 i 内に押圧カフ 2 1 を配置するようにしてもよい。このように構成すると、加圧および減圧動作を繰り返す押圧カフ 2 1 をより安定して保持することができ、これにより隣接して配置されるアンテナ基板 4 1 , 4 2 に対し接触などの不具合が生じないようにすることができる。

【 0 1 0 6 】

なお、制御回路基板 4 3 は、押圧カフ 2 1 と帯状体 2 3 との間ではなく、例えば図 1 3 に示すようにバンド 2 0 の帯状体 2 3 の空きスペースに、つまり押圧カフ 2 1 と重ならない位置に配置されるようにしてもよい。

40

【 0 1 0 7 】

(3) 前記一実施形態では、複数のアンテナ基板 4 1 , 4 2 を橈骨動脈 9 1 の長手方向 (Y 方向) に沿って所定の間隔を隔てて配置した場合を例にとって説明した。しかし、それに限らず、上記アンテナ基板 4 1 , 4 2 と同一構成を有するアンテナ基板のセットを、橈骨動脈 9 1 と直交する方向、つまりバンド 2 0 の周方向 (X 方向) に、所定の間隔を隔てて配置するようにしてもよい。このとき、上記アンテナ基板のセットは 1 セットであってもよく、また複数のセットを上記 X 方向に所定の間隔を隔てて配置するようにしてもよい。

50

【 0 1 0 8 】

なお、上記図 1 2 に示したようにアンテナ基板 4 1 が 1 個の場合にも、アンテナ基板 4 1 を、橈骨動脈 9 1 と直交する方向（X 方向）に、所定の間隔を隔てて複数個配置するようにしてもよい。

【 0 1 0 9 】

以上のように構成すると、橈骨動脈 9 1 と直交する方向の複数の位置でそれぞれ測定信号および反射信号の送受波が行われる。このため、例えば、ユーザの橈骨動脈 9 1 の位置に個人差があっても、また被測定部位に対するバンド 2 0 の装着位置が X 方向にずれても、上記複数のアンテナ基板のうちの少なくとも 1 つを動脈に近接させることが可能となり、これにより脈波を品質良く測定することが可能となる。

10

【 0 1 1 0 】

（ 4 ）アンテナ基板 4 1 , 4 2 および制御回路基板 4 3 はフレキシブル基板により構成するようにしてもよい。このようにすると、バンド 2 0 の厚さをより薄くすることができ、さらにアンテナ基板 4 1 , 4 2 と制御回路基板 4 3 を 1 枚の共通のフレキシブル基板により構成することが可能となる。また、アンテナ基板には、送信アンテナおよび受信アンテナを保護するための誘電体材料からなる保護膜を被覆または設置するようにしてもよい。このように構成すると、送信アンテナおよび受信アンテナがユーザの皮膚に接触する際の不快感をさらに緩和する効果が期待できる。

【 0 1 1 1 】

（ 5 ）前記一実施形態では、血压計 1 により、生体情報として、脈波信号、脈波伝播時間および血压値を測定する場合を例にとって説明した。しかし、それに限らず、脈拍数を測定したり、脈波の波形を分析してユーザの心血管の状態を判定したりユーザの本人認証を行う等、脈波からその他の情報を取得するようにしてもよい。

20

【 0 1 1 2 】

（ 6 ）生体情報測定装置は、手首に装着するタイプのもの以外に、上腕部等の他の上肢や、大腿部、足首等の下肢等、その他の部位に装着するものであってもよい。要するに、皮下に動脈が存在しかつ押圧カフにより加圧可能な部位であれば、どの部位に装着するものであってもよい。

【 0 1 1 3 】

（ 7 ）前記一実施形態では、脈波および押圧カフによる圧力測定から血压値の算出処理までの一連の処理を全て血压計 1 において行う場合を例にとって説明したが、生体情報測定装置では、脈波の測定と、押圧カフの加圧および減圧とその過程における圧力の測定動作のみを行い、これらの各測定値を例えば無線ネットワーク、有線ネットワーク、または記憶媒体を介して、スマートフォンやパーソナルコンピュータ、サーバコンピュータ等の外部端末に直接又は間接的に送信し、これらの外部端末において P T T による血压値およびオシロメトリック法による血压値をそれぞれ算出するように構成してもよい。

30

【 0 1 1 4 】

（ 8 ）送受信アンテナ対の配置方向は、橈骨動脈 9 1 の長手方向（Y 方向）と直交する方向（X 方向）ではなく、橈骨動脈 9 1 の長手方向（Y 方向）に配置してもよい。また、送信アンテナおよび受信アンテナのパターンは、方形以外に線状またはループ状であってもよい。さらに、送信アンテナおよび受信アンテナを設置するアンテナ支持部材、および制御回路を設置する制御回路部材は、印刷配線基板に限るものではなく、例えば樹脂材料からなる単なる部材であってもよい。

40

【 0 1 1 5 】

その他、アンテナ支持部材（送受信アンテナ対）の設置数やその設置位置、設置構造、P T T およびオシロメトリック法による血压測定制御の手順と制御内容等についても、この発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施できる。

【 0 1 1 6 】

以上、本発明の実施形態を詳細に説明してきたが、前述までの説明はあらゆる点において本発明の例示に過ぎない。本発明の範囲を逸脱することなく種々の改良や変形を行うこと

50

ができることは言うまでもない。つまり、本発明の実施にあたって、実施形態に応じた具体的構成が適宜採用されてもよい。

【0117】

要するにこの発明は、上記一実施形態または各変形例そのまま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構成要素を変形して具体化できる。また、上記各実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【0118】

[付記]

上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。

(付記1)

生体の動脈(91)を含む被測定部位(90)を取り巻くように装着される、帯状をなすバンド部材(23)と、

前記バンド部材(23)の前記被測定部位(90)と対向する面に配置され、血圧測定時に流体の注入により膨張動作して前記被測定部位(90)を押圧する押圧部材(21)と、前記バンド部材(20)の前記被測定部位(90)と対向する面のうち前記押圧部材(21)が配置されていない部位に、前記バンド部材(20)が前記被測定部位(90)に装着された状態で当該被測定部位(90)に対し接触する状態に設置される少なくとも1つのアンテナ基板(41)、(42)と

を具備し、

前記アンテナ基板(41)、(42)は、前記被測定部位(90)に対し電波からなる測定信号を送波すると共に当該測定信号の前記被測定部位(90)による反射信号を受波するアンテナ素子(411)、(412)、(421)、(422)を有する、
生体情報測定装置。

【符号の説明】

【0119】

1...血圧計、10...本体、20...バンド、20a...バンドの内周面、20g、20h...凸部、20i...凹部、21...押圧カフ、23...帯状体、41、42...アンテナ基板、43...制御回路基板、411、421...送信アンテナ、412、422...受信アンテナ、90...被測定部位としての左手首、91...橈骨動脈。

10

20

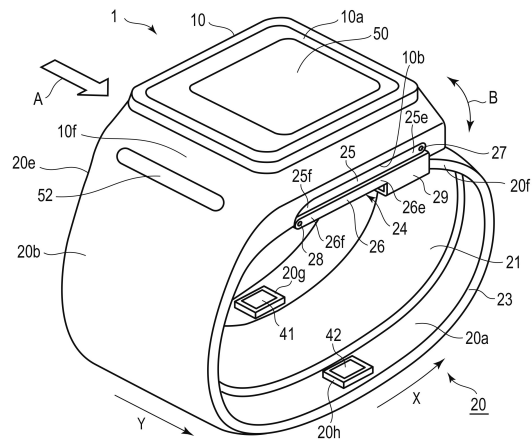
30

40

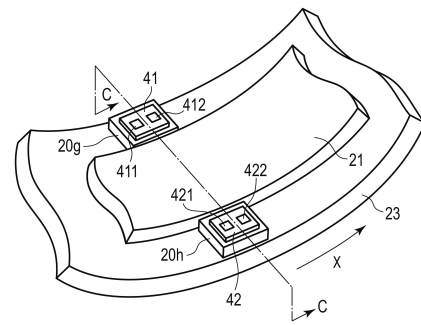
50

【図面】

【 図 1 】

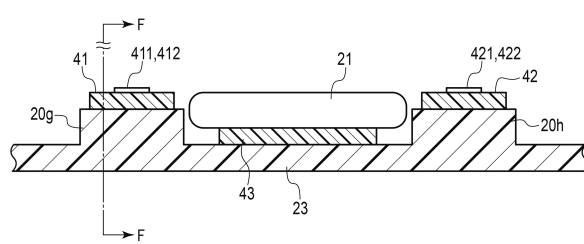


【 図 2 】

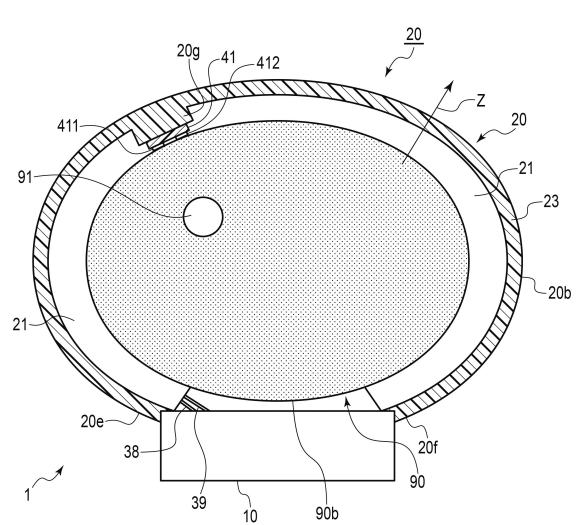


10

【圖 3】



【 図 4 】



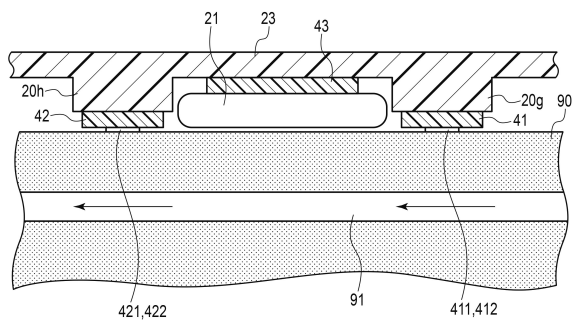
20

30

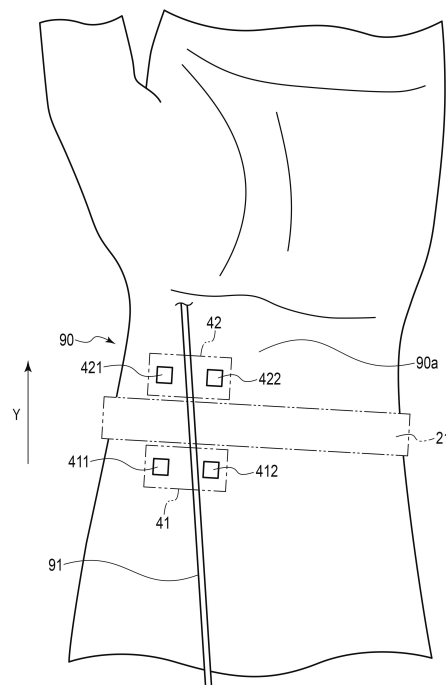
40

50

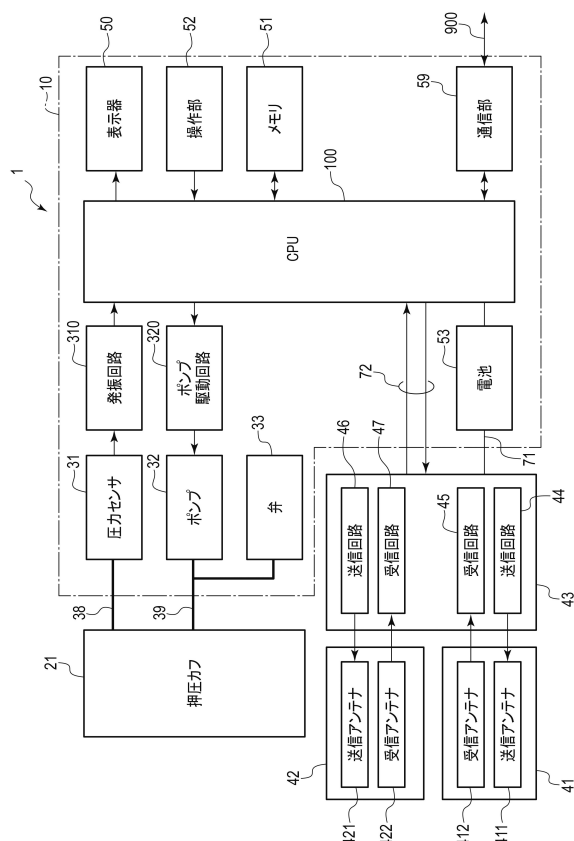
【 図 5 】



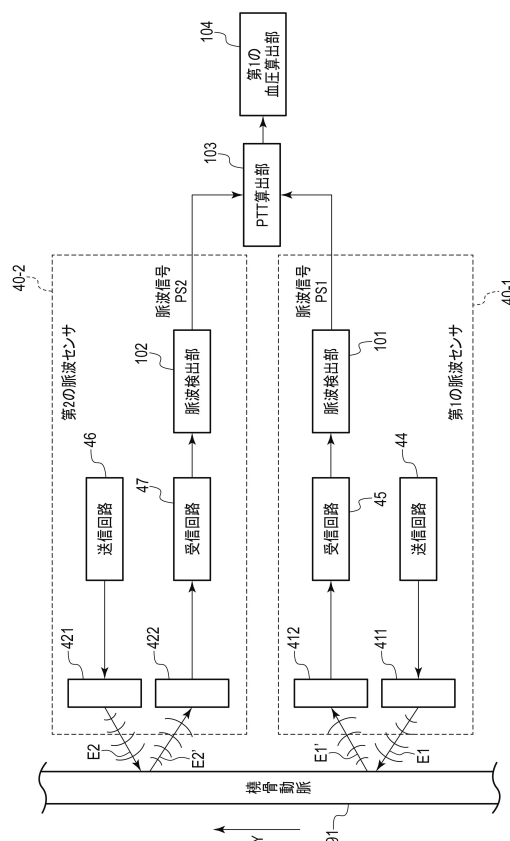
【 図 6 】



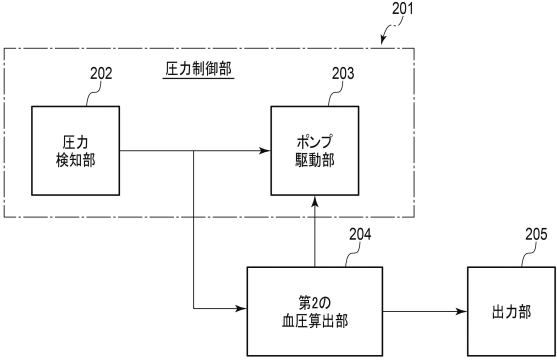
【圖 7】



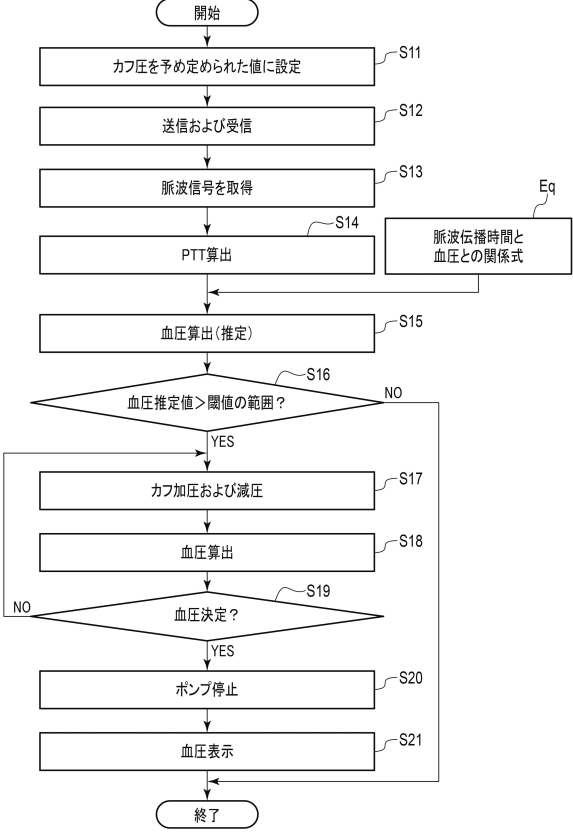
【圖 8】



【図 9】



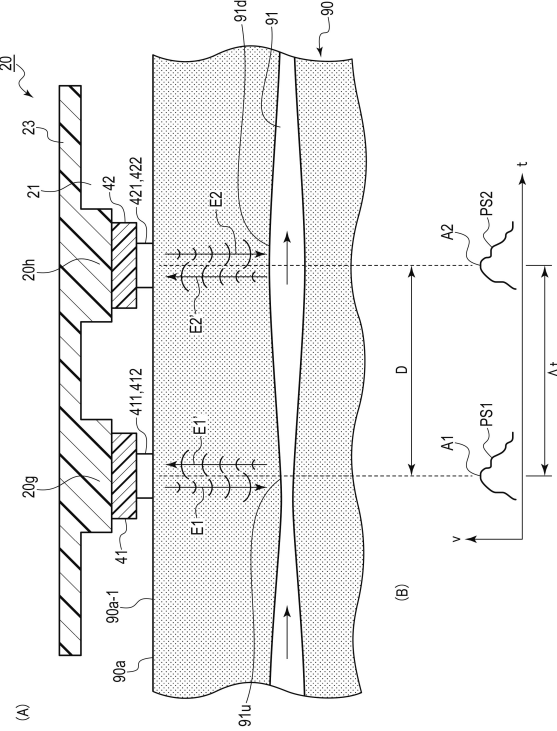
【図 1 0】



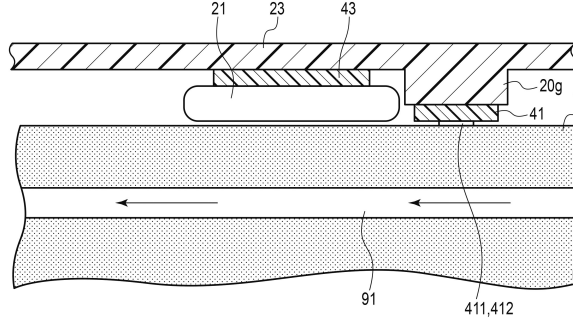
10

20

【図 1 1】



【図 1 2】

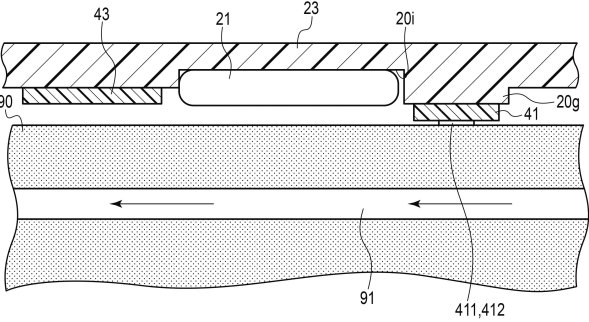


30

40

50

【図 13】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (74)代理人 100189913
鵜飼 健
- (74)代理人 100199565
弁理士 飯野 茂
- (72)発明者 小澤 尚志
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 鎌田 啓吾
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 八瀬 哲志
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 岩出 彩花
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 菅野 真行
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 齋藤 啓介
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 川端 康大
京都府向日市寺戸町九ノ坪 5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
- 審査官 亀澤 智博
- (56)参考文献 特開 2 0 1 7 - 1 7 6 3 4 0 (J P , A)
特表 2 0 1 7 - 5 0 0 8 4 5 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 6 / 0 0 9 3 1 5 (W O , A 1)
特開 2 0 1 5 - 0 7 7 3 9 5 (J P , A)
特表 2 0 1 3 - 5 4 3 7 7 7 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 0 9 4 9 3 7 (U S , A 1)
特開 2 0 0 5 - 1 0 2 9 5 9 (J P , A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 2 - 5 / 1 1 3