

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-48009

(P2019-48009A)

(43) 公開日 平成31年3月28日(2019.3.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 3 4 E	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/0295 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 8 6 O	4 C 1 2 7
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O V	
A 6 1 B 5/0402 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 6 3 3 F	
	A 6 1 B 5/04 3 1 O A	
審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)		

(21) 出願番号	特願2017-174919 (P2017-174919)	(71) 出願人	503246015
(22) 出願日	平成29年9月12日 (2017.9.12)		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
		(71) 出願人	000002945
			オムロン株式会社
			京都府京都市下京区堀小路通堀川東入南不
			動堂町801番地
		(74) 代理人	110001195
			特許業務法人深見特許事務所
		(72) 発明者	川端 康大
			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	松村 直美
			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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧推定装置

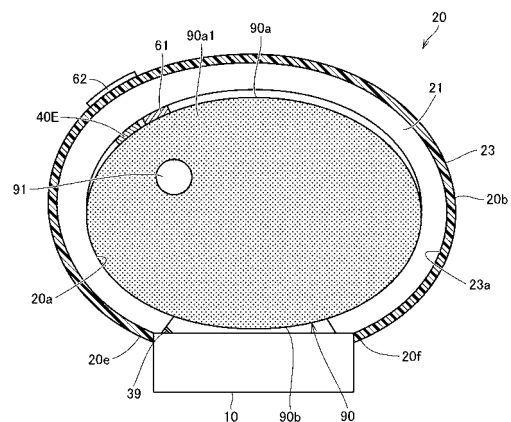
(57) 【要約】

【課題】被測定部位に E C G 測定値を得るための接触電極を密着させて、血圧推定装置の精度を高める。

【解決手段】表示部 10 と、ベルト部 20 と、心電波形を検出するための、第 1 接触電極 61 および第 2 接触電極 62 と、脈波センサとを備える。表示部 10 は、血圧推定結果を表示する。ベルト部 20 は、表示部 10 に接続され、被測定部位を取り巻く。脈波センサは、被測定部位を通る動脈 91 の脈波を検出する脈波検出部 40E を有する。第 1 接触電極 61 および脈波検出部 40E は、ベルト部 20 の内周部 20a に設けられている。第 2 接触電極 62 は、ベルト部 20 の外周部 20b に設けられている。第 1 接触電極 61 および脈波検出部 40E は、第 2 接触電極 62 がベルト部 20 の外周側から押圧された際に、被測定部位に押圧される位置に設けられている。

【選択図】 図 2

図 2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血圧推定結果を表示する表示部と、
前記表示部に接続され、被測定部位を取り巻くベルト部と、
心電波形を検出するための、第 1 接触電極および第 2 接触電極と、
前記被測定部位を通る動脈の脈波を検出する脈波検出部を有する脈波センサとを備え、
前記第 1 接触電極および前記脈波検出部は、前記ベルト部の内周部に設けられており、
前記第 2 接触電極は、前記ベルト部の外周部に設けられており、
前記第 1 接触電極および前記脈波検出部は、前記第 2 接触電極が前記ベルト部の外周側
から押圧された際に、前記被測定部位に押圧される位置に設けられている、血圧推定装置 10
。

【請求項 2】

前記脈波検出部および前記第 2 接触電極の各々の少なくとも一部が、前記ベルト部を間
に挟んで互いに対向している、請求項 1 に記載の血圧推定装置。

【請求項 3】

前記ベルト部は、ベルト本体と、該ベルト本体の内周側に設けられた膨縮可能な流体袋
とを含み、

前記流体袋内の圧力を検出する圧力センサが設けられており、

前記第 1 接触電極および前記脈波検出部は、前記ベルト部の前記内周部を構成する前記
流体袋の外表部に設けられており、 20

前記第 2 接触電極は、前記ベルト部の前記外周部を構成する前記ベルト本体の外表部に
設けられている、請求項 1 または請求項 2 に記載の血圧推定装置。

【請求項 4】

前記ベルト部は、前記ベルト本体と前記流体袋との間に配置された固形部材をさらに含
み、

前記固形部材は、前記ベルト本体を間に挟んで前記第 2 接触電極の少なくとも一部と対
向し、かつ、前記流体袋を間に挟んで前記脈波検出部の少なくとも一部と対向している、
請求項 3 に記載の血圧推定装置。

【請求項 5】

前記固形部材は、前記被測定部位の形状に沿うように湾曲している、請求項 4 に記載の
血圧推定装置。 30

【請求項 6】

前記脈波検出部は、前記被測定部位を通る前記動脈のインピーダンスの変化に基づいて
脈波を検出する、請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の血圧推定装置。

【請求項 7】

前記脈波検出部による脈波の検出精度が基準値を満たしているかどうかの判定結果を報
知する報知部をさらに備える、請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の血圧推定装
置。

【請求項 8】

前記第 2 接触電極は、前記被測定部位を取り巻いた状態の前記ベルト部の外周部におい
て、前記表示部とは前記ベルト部の周方向の反対側に位置している、請求項 1 から請求項
7 のいずれか 1 項に記載の血圧推定装置。 40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、血圧推定装置に関し、特に、脈波の伝搬時間に基づいて血圧を推定する血圧
推定装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

光電式容積脈波記録法 (P P G : photoplethysmography) による P P G 測定値と、心電図 50

記録法(E C G :electrocardiography)によるE C G測定値と、パルス伝搬時間(P T T :pulse transit time)とを用いて、血圧を推定することができるモバイルデバイスを開示した先行文献として、特表2017-500069号公報(特許文献1)がある。

【0003】

特許文献1に記載されたモバイルデバイスは、外装体と、プロセッサと、外装体に物理的に結合された複数のセンサとを備える。複数のセンサのうちの少なくとも1つは、P P G測定値を得るように構成され、外装体に結合されるコンタクトボタンに収容されている。複数のセンサのうちの少なくとも1つは、E C G測定値を得るように構成され、第1電極および第2電極を備えている。第1電極および第2電極は、E C G測定値を得るために被測定者の身体に接触する接触電極である。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特表2017-500069号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1に記載されたモバイルデバイスにおいては、コンタクトボタン、第1電極および第2電極の各々は、表示機能を有する表示部に設けられている。一般的に、表示部の外側部分は硬い部材で構成されて一定の形状を有するため、被測定部位にE C G測定値を得るための接触電極を密着させることが難しい。E C G測定値を得るための接触電極が被測定部位に密着していない場合、血圧推定結果の精度が低下する。

20

【0006】

本発明は、上記の問題点に鑑みてなされたものであって、被測定部位にE C G測定値を得るための接触電極を密着させることができ、精度の高い血圧推定装置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】

【0007】

本発明に基づく血圧推定装置は、表示部と、ベルト部と、心電波形を検出するための、第1接触電極および第2接触電極と、脈波センサとを備える。表示部は、血圧推定結果を表示する。ベルト部は、表示部に接続され、被測定部位を取り巻く。脈波センサは、被測定部位を通る動脈の脈波を検出する脈波検出部を有する。第1接触電極および脈波検出部は、ベルト部の内周部に設けられている。第2接触電極は、ベルト部の外周部に設けられている。第1接触電極および脈波検出部は、第2接触電極がベルト部の外周側から押圧された際に、被測定部位に押圧される位置に設けられている。

30

【0008】

本発明の一形態においては、脈波検出部および第2接触電極の各々の少なくとも一部が、ベルト部を間に挟んで互に対向している。

【0009】

本発明の一形態においては、ベルト部は、ベルト本体と、ベルト本体の内周側に設けられた膨縮可能な流体袋とを含む。流体袋の内部には、オシロメトリック法による血圧測定のために流体袋内の圧力を検出する圧力検出部が設けられている。第1接触電極および脈波検出部は、ベルト部の内周部を構成する流体袋の外表部に設けられている。第2接触電極は、ベルト部の外周部を構成するベルト本体の外表部に設けられている。

40

【0010】

本発明の一形態においては、ベルト部は、ベルト本体と流体袋との間に配置された固形部材をさらに含む。固形部材は、ベルト本体を間に挟んで第2接触電極の少なくとも一部と対向し、かつ、流体袋を間に挟んで脈波検出部の少なくとも一部と対向している。

【0011】

本発明の一形態においては、固形部材は、被測定部位の形状に沿うように湾曲している

50

。

【 0 0 1 2 】

本発明の一形態においては、脈波検出部は、被測定部位を通る動脈のインピーダンスの変化に基づいて脈波を検出する。

【 0 0 1 3 】

本発明の一形態においては、脈波検出部による脈波の検出精度が基準値を満たしているかどうかの判定結果を報知する報知部をさらに備える。

【 0 0 1 4 】

本発明の一形態においては、第 2 接触電極は、被測定部位を取り巻いた状態のベルト部の外周部において、表示部とはベルト部の周方向の反対側に位置している。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、被測定部位に ECG 測定値を得るための接触電極を密着させることができ、血圧推定装置の精度を高めることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置の外観を示す斜視図である。

【 図 2 】 本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態を示す断面図である。

【 図 3 】 本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態における、脈波センサの脈波検出部、第 1 接触電極および第 2 接触電極の配置を示す図である。

20

【 図 4 】 本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置の構成を示すブロック図である。

【 図 5 】 本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着されて脈波伝播時間を測定している状態を示す断面図である。

【 図 6 】 本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置が検出した、ECG パルスと橈骨動脈の脈波との脈波伝播時間を示す図である。

【 図 7 】 本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着されてオシロメトリック法によって血圧を測定している状態を示す断面図である。

【 図 8 】 本発明の実施形態 2 に係る血圧推定装置の外観を示す斜視図である。

【 図 9 】 本発明の実施形態 2 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態を示す断面図である。

30

【 図 10 】 本発明の実施形態 2 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着されて脈波伝播時間を測定している状態を示す断面図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の各実施形態に係る血圧推定装置について図面を参照して説明する。以下の実施形態の説明においては、図中の同一または相当部分には同一符号を付して、その説明は繰り返さない。

【 0 0 1 8 】

(実施形態 1)

40

図 1 は、本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置の外観を示す斜視図である。図 2 は、本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態を示す断面図である。図 2 においては、左手首の長手方向に対して垂直な断面を図示している。本実施形態においては、被測定部位は、左手首である。なお、被測定部位は、右手首であってもよい。

【 0 0 1 9 】

図 1 および図 2 に示すように、本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置 1 は、表示部 10 と、ベルト部 20 と、心電波形を検出するための、第 1 接触電極 61 および第 2 接触電極 62 と、脈波センサとを備える。

【 0 0 2 0 】

50

表示部 10 は、血圧推定装置 1 の血圧推定結果を表示する。ベルト部 20 は、表示部 10 に接続され、被測定部位である左手首 90 を取り巻く。脈波センサは、被測定部位を通る動脈の脈波を検出する脈波検出部 40E を有する。

【0021】

血圧推定装置 1 は、大別して、被測定部位である左手首 90 を取り巻くベルト部 20 と、ベルト部 20 に接続された表示部 10 とから構成されている。

【0022】

図 1 に示すように、表示部 10 は、ベルト部 20 から外側に突出した四角錐台状の外形を有する。表示部 10 は、被測定者の活動の妨げとならないように、小型かつ薄型であることが好ましい。

【0023】

表示部 10 には、表示器 50、報知部 58 および操作部 52 が設けられている。表示器 50 および報知部 58 は、表示部 10 の天面部 10a に配置されている。操作部 52 は、表示部 10 の側面部 10f に配置されている。

【0024】

表示部 10 は、ベルト部 20 の一方の端部 20e と一体成形により一体に設けられている。なお、ベルト部 20 と表示部 10 とが別々に形成され、たとえばヒンジなどの係合部材によって、表示部 10 とベルト部 20 とが互いに接続される構成であってもよい。図 1 に示すように、表示部 10 の底面 10b と、ベルト部 20 の端部 20f とは、バックル 15 によって互いに接続されている。

【0025】

バックル 15 は、外周側に配置された板状部材 25 と、内周側に配置された板状部材 26 とを含む。板状部材 25 の一方の端部 25e は、幅方向 Y に沿って延びる連結棒 27 を介して表示部 10 に対して回動自在に取り付けられている。板状部材 25 の他方の端部 25f は、幅方向 Y に沿って延びる連結棒 28 を介して、板状部材 26 の他方の端部 26f に対して回動自在に取り付けられている。板状部材 26 の一方の端部 26e は、固定部 29 によってベルト部 20 の端部 20f の近傍に固定されている。

【0026】

ベルト部 20 の周方向に関して、固定部 29 の取り付け位置は、被測定者の左手首 90 の周囲長に合わせて予め調節されている。血圧推定装置 1 は、全体として略環状の形状を有する。表示部 10 の底面 10b とベルト部 20 の端部 20f との間は、バックル 15 によって図 1 中の矢印 B 方向に開閉可能に構成されている。

【0027】

ベルト部 20 は、ベルト本体 23 と、ベルト本体 23 の内周側に設けられた膨縮可能な流体袋 21 とを含む。ベルト部 20 の幅方向 Y の寸法は、たとえば、約 30 mm である。ベルト本体 23 は、左手首 90 を周方向に沿って取り巻く細長い帯状の部材である。ベルト本体 23 は、外周部 20b を有する。ベルト本体 23 は、厚さ方向に関して可撓性を有し、周方向に関して非伸縮性を有するプラスチック材料から構成されている。

【0028】

流体袋 21 は、ベルト本体 23 の内周部 23a に沿って取り付けられており、左手首 90 に接するベルト部 20 の内周部 20a を構成する外表部を有する。流体袋 21 は、伸縮可能な 2 枚のポリウレタンシートを重ねた状態で、その周縁部を溶着することにより流体を収容可能な袋状に形成されている。流体とは、液体および気体の両方を含み、たとえば、流体として、水または空気などを用いることができる。血圧推定装置 1 には、流体袋 21 内の圧力を検出する圧力センサが設けられている。

【0029】

ベルト部 20 の一方の端部 20e と他方の端部 20f との間におけるベルト部 20 の内周部 20a に、第 1 接触電極 61 および脈波センサの脈波検出部 40E が設けられている。本実施形態においては、ベルト部 20 の内周部 20a を構成する流体袋 21 の外表部に、第 1 接触電極 61 および脈波センサの脈波検出部 40E が設けられている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

脈波センサの脈波検出部 40E は、ベルト部 20 の幅方向 Y において互いに間隔をあけて並ぶ 4 個の電極で構成されている。具体的には、幅方向 Y の一方側から順に、電流電極 41、検出電極 42、検出電極 43 および電流電極 44 が 1 列に並んで配置されている。ベルト部 20 の幅方向 Y における検出電極 42 と検出電極 43 との間隔は、たとえば、2 mm である。電流電極 41、検出電極 42、検出電極 43 および電流電極 44 の各々は、矩形状の外形を有し、薄く柔軟に形成されている。

【 0 0 3 1 】

血圧推定装置 1 が左手首 9 0 に装着された状態において、脈波検出部 4 0 E は、左手首 9 0 の橈骨動脈 9 1 に対応して配置される。なお、橈骨動脈 9 1 は、左手首 9 0 内において、手の平側の面である左手首 9 0 の掌側面 9 0 a の近傍を通っている。本実施形態においては、脈波検出部 4 0 E は、左手首 9 0 を通る橈骨動脈 9 1 のインピーダンスの変化に基づいて脈波を検出する。

【 0 0 3 2 】

なお、脈波検出部による脈波の検出方法は、動脈のインピーダンスの変化から脈波を検出する方法に限られない。たとえば、脈波センサは、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて光を照射する発光素子と、その光の反射光または透過光を受光する受光素子とを備えて、動脈の容積の変化を脈波として検出してもよい。

【 0 0 3 3 】

または、脈波センサは、被測定部位に当接された圧電センサを備えて、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈の圧力による歪みを電気抵抗の変化として検出してもよい。さらに、脈波センサは、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて電波を送る送信素子と、その電波の反射波を受信する受信素子とを備えて、動脈の脈波による動脈とセンサとの間の距離の変化を送信波と反射波との間の位相のずれとして検出してもよい。

【 0 0 3 4 】

第１接触電極６１は、ベルト部２０の周方向において、脈波センサの脈波検出部４０Ｅに隣接して配置されている。第１接触電極６１は、矩形状の外形を有し、薄く柔軟に形成されている。

【 0 0 3 5 】

ベルト部 20 の一方の端部 20 e と他方の端部 20 f との間におけるベルト部 20 の外周部 20 b に、第 2 接触電極 62 が設けられている。本実施形態においては、第 2 接触電極 62 は、ベルト部 20 の外周部 20 b を構成するベルト本体 23 の外表部に設けられている。第 2 接触電極 62 は、被測定部位を取り巻いた状態のベルト部 20 の外周部 20 b において、表示部 10 とはベルト部 20 の周方向の反対側に位置している。第 2 接触電極 62 は、矩形状の外形を有し、薄く柔軟に形成されている。

【 0 0 3 6 】

脈波検出部４０Ｅおよび第２接触電極６２の各々の少なくとも一部は、ベルト部２０を間に挟んで互いに対向している。本実施形態においては、脈波検出部４０Ｅの全体が、ベルト部２０を間に挟んで第２接触電極６２と対向している。第１接触電極６１の一部が、ベルト部２０を間に挟んで第２接触電極６２と対向している。なお、第１接触電極６１の全体が、ベルト部２０を間に挟んで第２接触電極６２と対向していてもよい。

【 0 0 3 7 】

被測定者は、血圧推定装置 1 を左手首 9 0 に装着する際、バックル 1 5 を開いてベルト部 2 0 の環径を大きくした状態で、図 1 中の矢印 A で示す方向からベルト部 2 0 に左手を通す。次に、図 2 に示すように、被測定者は、左手首 9 0 の周りのベルト部 2 0 の角度位置を調節して、左手首 9 0 を通る橈骨動脈 9 1 に対向するように脈波センサの脈波検出部 4 0 E を位置させる。

【 0 0 3 8 】

これにより、脈波センサの脈波検出部 40 E は、左手首 90 の掌側面 90 a のうち橈骨動脈 91 に対応する部分 90 a 1 に当接する状態となる。この状態で、被測定者は、バッ

クル 15 を閉じて固定する。このようにして、被測定者は血圧推定装置 1 を左手首 90 に装着する。血圧推定装置 1 が左手首 90 に装着された状態において、表示部 10 は、手の甲側の面である左手首 90 の背側面 90b に対応して配置される。

【0039】

図 3 は、本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態における、脈波センサの脈波検出部、第 1 接触電極および第 2 接触電極の配置を示す図である。図 3 に示すように、血圧推定装置 1 が左手首 90 に装着された状態において、脈波センサの脈波検出部 40E は、橈骨動脈 91 に沿って位置している。

【0040】

ここで、血圧推定装置 1 の各構成について詳細に説明する。図 4 は、本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置の構成を示すブロック図である。

【0041】

図 4 に示すように、表示部 10 には、CPU (Central Processing Unit) 100 と、表示器 50 と、メモリ 51 と、操作部 52 と、電池 53 と、通信部 59 とが設けられている。また、表示部 10 には、圧力センサ 31 と、ポンプ 32 と、開閉弁 33 とが設けられている。さらに、表示部 10 には、圧力センサ 31 の出力を周波数に変換する発振回路 310 と、ポンプ 32 を駆動するポンプ駆動回路 320 とが設けられている。

【0042】

脈波センサ 40 は、脈波検出部 40E と、通電および電圧検出回路 49 とを含む。電流電極 41、検出電極 42、検出電極 43 および電流電極 44 の各々は、通電および電圧検出回路 49 と接続されている。通電および電圧検出回路 49 は、信号用の配線 72 を通じて、CPU 100 と接続されている。

【0043】

心電波形を検出するための ECG 測定部 60 は、第 1 接触電極 61 と、第 2 接触電極 62 と電圧検出回路 69 とを含む。第 1 接触電極 61 および第 2 接触電極 62 の各々は、電圧検出回路 69 と接続されている。電圧検出回路 69 は、信号用の配線 73 を通じて、CPU 100 と接続されている。

【0044】

表示器 50 は、たとえば、有機 EL (Electro Luminescence) ディスプレイで構成されており、CPU 100 からの制御信号に従って、血圧推定結果などの血圧推定に関する情報、および、その他の情報を表示する。なお、表示器 50 は、有機 EL ディスプレイに限られず、たとえば、LCD (Liquid Cristal Display) など、他のタイプのディスプレイで構成されていてもよい。

【0045】

操作部 52 は、たとえば、プッシュ式スイッチで構成され、被測定者による血圧推定開始または停止の指示に応じた操作信号を CPU 100 に入力する。なお、操作部 52 は、プッシュ式スイッチに限られず、たとえば、感圧式または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、表示部 10 にマイクロフォンが設けられており、被測定者の音声による血圧推定開始または停止の指示が、マイクロフォンを通じて CPU 100 に入力されてもよい。

【0046】

メモリ 51 は、血圧推定装置 1 を制御するためのプログラム、血圧推定装置 1 を制御するために用いられるデータ、血圧推定装置 1 の各種機能を設定するための設定データ、および、血圧値の推定結果のデータなどを非一時的に記憶する。また、メモリ 51 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用いられる。

【0047】

CPU 100 は、メモリ 51 に記憶された血圧推定装置 1 を制御するためのプログラムに従って、血圧推定装置 1 の各種機能を制御する。たとえば、オシロメトリック法による血圧測定を実行する場合は、CPU 100 は、操作部 52 からの血圧測定開始の指示に応じて、圧力センサ 31 からの信号に基づいて、ポンプ 32 を駆動させ、開閉弁 33 を閉状

10

20

30

40

50

態にする。CPU 100は、圧力センサ31からの信号に基づいて、血圧値を算出する。

【0048】

CPU 100は、脈波伝播時間に基づく血圧推定を実行する場合、操作部52からの血圧推定開始の指示に応じて、流体袋21内の空気を排出させるために開閉弁33を開状態にする。

【0049】

通信部59は、CPU 100によって制御され、ネットワーク900を通じて所定の情報を外部の装置に送信する、または、ネットワーク900を通じて外部の装置から受信した情報をCPU 100に伝送する。ネットワーク900で行なわれる通信は、無線および有線のいずれでもよい。たとえば、ネットワーク900は、インターネットであるが、これに限定されず、LAN(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、USBケーブルなどを用いた1対1の通信であってもよい。通信部59は、マイクロUSBコネクタを含んでいてもよい。

10

【0050】

報知部58は、後述するように脈波検出部40Eによる脈波の検出精度が基準値を満たしているかどうかの判定結果を報知する。報知部58は、LED(light emitting diode)ライトまたはスピーカなどで構成されている。

【0051】

ポンプ32および開閉弁33は、エア配管39を通じて、流体袋21に接続されている。ポンプ32は、たとえば、圧電ポンプである。ポンプ32は、流体袋21内を加圧するために、エア配管39を通して流体袋21内に空気を供給する。

20

【0052】

圧力センサ31は、エア配管38を通じて、流体袋21に接続されている。圧力センサ31は、エア配管38を通じて、流体袋21内の圧力を検出する。圧力センサ31は、たとえば、圧電抵抗式圧力センサである。圧力センサ31は、たとえば、大気圧を0点として検出した圧力を時系列の信号として出力する。

【0053】

開閉弁33は、ポンプ32に搭載され、ポンプ32の駆動に連動して開閉する構成になっている。具体的には、開閉弁33は、ポンプ32が駆動されている間は閉じている。この間に、流体袋21内に空気が封入される。開閉弁33は、ポンプ32が停止している間は開いている。この間に、流体袋21内の空気がエア配管39を通じて大気中に排出される。開閉弁33は、逆止弁の機能を有しており、排出された空気が逆流することはない。

30

【0054】

ポンプ駆動回路320は、ポンプ32をCPU 100から与えられる制御信号に基づいて駆動する。

【0055】

発振回路310は、圧力センサ31からの圧電抵抗効果による電気抵抗の変化に基づく電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号を、CPU 100に出力する。圧力センサ31の出力は、流体袋21内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を算出するために用いられる。オシロメトリック法による血圧値としては、収縮期血圧(SBP:Systolic Blood Pressure)と、拡張期血圧(DBP:Diastolic Blood Pressure)とが含まれる。

40

【0056】

電池53は、表示部10に搭載された各種要素に電力を供給する。電池53は、配線71を通じて、脈波センサ40の通電および電圧検出回路49にも電力を供給する。配線71は、信号用の配線72とともに、ベルト部20のベルト本体23と流体袋21との間に挟まれた状態で、ベルト部20の周方向に沿って表示部10と脈波センサ40との間に延在して設けられている。電池53は、CPU 100とも接続されている。

【0057】

以下、本発明の実施形態1に係る血圧推定装置1を用いて血圧を推定する際の血圧推定

50

装置 1 の動作について説明する。

【 0 0 5 8 】

図 5 は、本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着されて脈波伝播時間を測定している状態を示す断面図である。図 6 は、本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置が検出した、ECG パルスと橈骨動脈の脈波との脈波伝播時間を示す図である。図 5 においては、左手首の長手方向に沿った断面を図示している。なお、説明の便宜上、第 1 接触電極 6 1 の位置を変えて図示している。図 6 においては、縦軸に電圧 (V)、横軸に時間を示している。

【 0 0 5 9 】

まず、ECG パルスおよび橈骨動脈 9 1 の脈波を検出する際には、図 5 に示すように、流体袋 2 1 は、内部の空気が排出されて非加圧状態になっている。

10

【 0 0 6 0 】

ECG パルスを検出するために、被測定者は、第 2 接触電極 6 2 を右手の指で押圧する。その結果、図 5 に示すように、第 2 接触電極 6 2 に押圧力 P 1 が負荷され、脈波検出部 4 0 E が被測定部位に押圧される。すなわち、脈波検出部 4 0 E は、第 2 接触電極 6 2 がベルト部 2 0 の外周側から押圧された際に、被測定部位に押圧される位置に設けられている。なお、第 2 接触電極 6 2 に押圧力 P 1 が負荷されることにより、第 1 接触電極 6 1 も被測定部位に押圧される。すなわち、第 1 接触電極 6 1 は、第 2 接触電極 6 2 がベルト部 2 0 の外周側から押圧された際に、被測定部位に押圧される位置に設けられている。

20

【 0 0 6 1 】

電圧検出回路 6 9 は、第 1 接触電極 6 1 と第 2 接触電極 6 2 との間の電圧信号 v 1 を検出する。電圧信号 v 1 は、配線 7 3 を通じて CPU 1 0 0 に出力される。CPU 1 0 0 は、入力された電圧信号 v 1 に対して信号処理を施して、図 6 に示す ECG パルスを生成する。

【 0 0 6 2 】

ECG パルスの検出と略同時に、橈骨動脈の脈波を検出するために、通電および電圧検出回路 4 9 は、電流電極 4 1 と電流電極 4 4 との間に、電圧を印加して、たとえば、周波数が 5 0 k H z、電流値が 1 m A である電流 i を流す。この状態で、通電および電圧検出回路 4 9 は、検出電極 4 2 と検出電極 4 3 との間の電圧信号 v 2 を検出する。電圧信号 v 2 は、左手首 9 0 の掌側面 9 0 a のうち、脈波検出部 4 0 E が対向する部分における、橈骨動脈 9 1 の血流の脈波による電気インピーダンスの変化を表す。

30

【 0 0 6 3 】

電圧信号 v 2 は、配線 7 2 を通じて CPU 1 0 0 に出力される。CPU 1 0 0 は、入力された電圧信号 v 2 に対して信号処理を施して、図 6 に示す橈骨動脈の脈波を生成する。さらに、CPU 1 0 0 は、ECG パルスのピークと、橈骨動脈の脈波の立ち上がり時点との間の、時間差 t を算出する。この時間差 t が、脈波伝播時間となる。なお、脈波伝播時間として、ECG パルスのピークと、橈骨動脈の脈波のピークとの間の、時間差 t を算出してもよい。

【 0 0 6 4 】

図 7 は、本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着されてオシロメトリック法によって血圧を測定している状態を示す断面図である。図 7 においては、左手首の長手方向に沿った断面を図示している。

40

【 0 0 6 5 】

血圧推定装置 1 の CPU 1 0 0 は、操作部 5 2 から血圧測定開始の指示が入力されると、ポンプ駆動回路 3 2 0 を通じてポンプ 3 2 を停止させ、開閉弁 3 3 を開いて、流体袋 2 1 内の空気を排出させる。なお、圧力センサ 3 1 の現時点での出力値が、大気圧に相当する値として設定される。

【 0 0 6 6 】

続いて、CPU 1 0 0 は、開閉弁 3 3 を閉じさせ、ポンプ駆動回路 3 2 0 を通じてポンプ 3 2 を駆動させて、流体袋 2 1 内に空気を供給する。これにより、流体袋 2 1 を膨張さ

50

せるとともに流体袋 21 内を徐々に加圧する。図 7 に示すように、流体袋 21 は、左手首 90 の周方向に延在しており、ポンプ 32 により加圧されることにより、左手首 90 の周方向を一様に圧力 P_c で圧迫する。

【0067】

加圧過程において、CPU 100 は、血压値を算出するために、圧力センサ 31 によって、流体袋 21 内の圧力 P_c 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、脈波信号として取得する。

【0068】

CPU 100 は、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り公知のアルゴリズムを適用して、収縮期血压および拡張期血压の各々の血压値の算出を試みる。CPU 100 は、データ不足のために未だ血压値を算出できない場合には、流体袋 21 内の圧力 P_c が、たとえば 300 mmHg 程度の上限圧力に達していない限り、さらに流体袋 21 内の圧力 P_c を上昇させて血压値の算出を再度試みる。

10

【0069】

CPU 100 は、血压値を算出できた場合、ポンプ駆動回路 320 を通じてポンプ 32 を停止させ、開閉弁 33 を開いて、流体袋 21 内の空気を排出させる。CPU 100 は、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 に記録する。なお、血压値の算出は、加圧過程に限られず、減圧過程において行なわれてもよい。

【0070】

ベルト部 20 の内周部 20a を構成する流体袋 21 の外表部と左手首 90 との間には、脈波検出部 40E および第 1 接触電極 61 しか存在していないので、流体袋 21 による圧迫が他の部材により阻害されることがなく、血管を十分に閉じることができる。したがって、オシロメトリック法による血压測定を精度良く行うことができる。

20

【0071】

CPU 100 は、オシロメトリック法によって測定された血压値と脈波伝播時間 t とのキャリブレーションを行なうことにより、血压値と脈波伝播時間 t とを互いに対応づける。その結果、脈波伝播時間 t に基づいて血压値を推定することが可能となる。

【0072】

本実施形態に係る血压推定装置 1 においては、ECG パルスを検出する際に、第 2 接触電極 62 がベルト部 20 の外周側から被測定者によって押圧されることにより、脈波検出部 40E が被測定部位に押圧されて密着する構成となっている。この状態で橈骨動脈 91 の脈波が検出されることにより、橈骨動脈 91 の脈波の検出精度が上がり、脈波伝播時間 (PTT) の測定精度を高めることができる。ひいては、血压推定装置 1 の精度を高めることができる。第 2 接触電極 62 が、被測定部位を取り巻いた状態のベルト部 20 の外周部 20b において、表示部 10 とはベルト部 20 の周方向の反対側に位置していることにより、表示部 10 を被測定者の左手首 90 の甲側に位置させた状態で橈骨動脈 91 の脈波を効果的に検出することができる。

30

【0073】

本実施形態に係る血压推定装置 1 においては、報知部 58 は、脈波検出部 40E による脈波の検出精度が基準値を満たしているかどうかの判定結果を報知する。具体的には、CPU 100 は、検出された橈骨動脈 91 の脈波の SN 比 (signal-noise ratio) が基準値を満たしているかどうかを判定する。

40

【0074】

CPU 100 は、SN 比が基準値未満の場合は、報知部 58 に信号を送信し、たとえば、報知部 58 である LED ライトを赤色に発光させる。CPU 100 は、SN 比が基準値以上の場合は、報知部 58 に信号を送信し、たとえば、報知部 58 である LED ライトを青色に発光させる。これにより、被測定者に第 2 接触電極 62 の押圧が十分であるかどうかを知らせることができる。

【0075】

本実施形態に係る血压推定装置 1 においては、ECG パルスのピークと、橈骨動脈の脈

50

波のピークとの間の、時間差 t を脈波伝播時間 (P T T) として血圧値を推定することにより、たとえば、パルスカルパ負荷時、または、寒冷負荷時における血圧推定精度を高く維持することができる。

【0076】

本実施形態に係る血圧推定装置 1 においては、オシロメトリック法による血圧測定を行なうために、流体袋 2 1、圧力センサ 3 1、発振回路 3 1 0、ポンプ 3 2、ポンプ駆動回路 3 2 0 および開閉弁 3 3 を備えているが、必ずしもこれらを備えていなくてもよい。血圧推定装置 1 がこれらを備えていない場合は、他の装置によってオシロメトリック法による血圧測定が行なわれ、その血圧測定値と脈波伝播時間 t とのキャリブレーションを行なうことにより、血圧値と脈波伝播時間 t とを互いに対応づける。このようにした場合にも、脈波伝播時間 t に基づいて血圧値を推定することが可能となる。なお、この場合は、第 1 接触電極 6 1 および脈波センサの脈波検出部 4 0 E は、ベルト本体 2 3 の内周部 2 3 a に設けられる。

10

【0077】

(実施形態 2)

以下、本発明の実施形態 2 に係る血圧推定装置について図を参照して説明する。なお、本発明の実施形態 2 に係る血圧推定装置は、ベルト本体と流体袋との間に配置された固形部材を備える点のみ実施形態 1 に係る血圧推定装置 1 と異なるため、実施形態 1 に係る血圧推定装置 1 と同様である構成については説明を繰り返さない。

【0078】

20

図 8 は、本発明の実施形態 2 に係る血圧推定装置の外観を示す斜視図である。図 9 は、本発明の実施形態 2 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態を示す断面図である。本実施形態においては、被測定部位は、左手首である。図 9 においては、左手首の長手方向に対して垂直な断面を図示している。なお、被測定部位は、右手首であってもよい。

【0079】

図 8 および図 9 に示すように、本発明の実施形態 2 に係る血圧推定装置 2 は、表示部 1 0 と、ベルト部 2 0 と、心電波形を検出するための、第 1 接触電極 6 1 および第 2 接触電極 6 2 と、脈波センサとを備える。

【0080】

30

ベルト部 2 0 は、ベルト本体 2 3 と、ベルト本体 2 3 の内周側に設けられた膨縮可能な流体袋 2 1 とを含む。ベルト部 2 0 は、ベルト本体 2 3 と流体袋 2 1 との間に配置された固形部材 2 2 をさらに含む。

【0081】

固形部材 2 2 は、ベルト本体 2 3 を間に挟んで第 2 接触電極 6 2 の少なくとも一部と対向し、かつ、流体袋 2 1 を間に挟んで脈波検出部 4 0 E の少なくとも一部と対向している。固形部材 2 2 は、被測定部位の形状に沿うように湾曲している。

【0082】

本実施形態においては、脈波検出部 4 0 E の全体が、流体袋 2 1 を間に挟んで固形部材 2 2 と対向している。第 1 接触電極 6 1 の全体が、流体袋 2 1 を間に挟んで固形部材 2 2 と対向している。第 2 接触電極 6 2 の全体が、ベルト本体 2 3 を間に挟んで固形部材 2 2 と対向している。

40

【0083】

固形部材 2 2 は、ベルト本体 2 3 の内周部 2 3 a、および、ベルト本体 2 3 の内周部 2 3 a と対向する流体袋 2 1 の外表部 2 1 a の、各々と接合されている。固形部材 2 2 は、たとえば、厚さが 1 mm 以上 2 mm 以下の板状のポリプロピレンなどの樹脂で構成されている。

【0084】

図 10 は、本発明の実施形態 2 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着されて脈波伝播時間を測定している状態を示す断面図である。図 10 においては、左手首の長手方向に沿

50

った断面を図示している。なお、説明の便宜上、第 1 接触電極 6 1 の位置を変えて図示している。

【 0 0 8 5 】

図 1 0 に示すように、E C G パルスおよび橈骨動脈 9 1 の脈波を検出する際には、被測定者は、第 2 接触電極 6 2 を右手の指で押圧する。その結果、第 2 接触電極 6 2 に押圧力 P 1 が負荷され、固形部材 2 2 を介して脈波検出部 4 0 E が被測定部位に押圧される。固形部材 2 2 を介して脈波検出部 4 0 E を被測定部位に押圧することにより、電流電極 4 1、検出電極 4 2、検出電極 4 3 および電流電極 4 4 の各々を均一な押圧力で被測定部位に押圧することができ、橈骨動脈 9 1 の脈波の検出精度が上がり、脈波伝播時間 (P T T) の測定精度を高めることができる。ひいては、血圧推定装置 2 の精度を高めることができる。

10

【 0 0 8 6 】

また、固形部材 2 2 が、被測定部位の形状に沿うように湾曲していることによって、電流電極 4 1、検出電極 4 2、検出電極 4 3 および電流電極 4 4 の各々をより均一な押圧力で被測定部位に押圧することができる。

【 0 0 8 7 】

さらに、第 1 接触電極 6 1 の全体が、流体袋 2 1 を間に挟んで固形部材 2 2 と対向していることにより、第 1 接触電極 6 1 の全体を被測定部位に密着させることができる。その結果、E C G パルスの検出精度が上がり、脈波伝播時間 (P T T) の測定精度を高めることができる。これによっても、血圧推定装置 2 の精度を高めることができる。

20

【 0 0 8 8 】

なお、今回開示した上記実施形態はすべての点で例示であって、限定的な解釈の根拠となるものではない。したがって、本発明の技術的範囲は、上記した実施形態のみによって解釈されるものではなく、特許請求の範囲の記載に基づいて画定される。また、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。

【 符号の説明 】

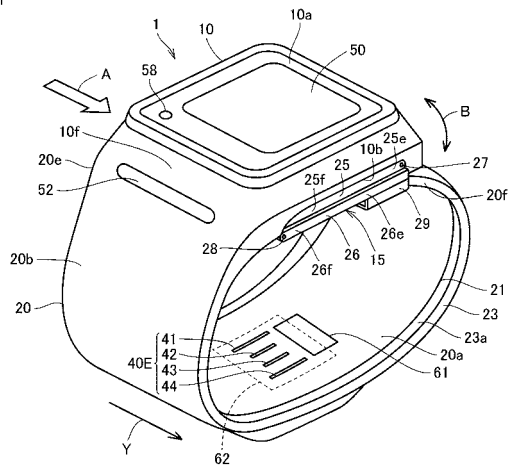
【 0 0 8 9 】

1, 2 血圧推定装置、1 0 表示部、1 0 a 天面部、1 0 b 底面、1 0 f 側面部、1 5 バックル、2 0 ベルト部、2 0 a, 2 3 a 内周部、2 0 b 外周部、2 0 e, 2 0 f, 2 5 e, 2 5 f, 2 6 e, 2 6 f 端部、2 1 流体袋、2 1 a 外表部、2 2 固形部材、2 3 ベルト本体、2 5, 2 6 板状部材、2 7, 2 8 連結棒、2 9 固定部、3 1 圧力センサ、3 2 ポンプ、3 3 開閉弁、3 8, 3 9 エア配管、4 0 脈波センサ、4 0 E 脈波検出部、4 1, 4 4 電流電極、4 2, 4 3 検出電極、4 9, 6 9 電圧検出回路、5 0 表示器、5 1 メモリ、5 2 操作部、5 3 電池、5 8 報知部、5 9 通信部、6 0 測定部、6 1 第 1 接触電極、6 2 第 2 接触電極、7 1, 7 2, 7 3 配線、9 0 左手首、9 0 a 掌側面、9 0 a 1 部分、9 0 b 背側面、9 1 橈骨動脈、3 1 0 発振回路、3 2 0 ポンプ駆動回路、9 0 0 ネットワーク。

30

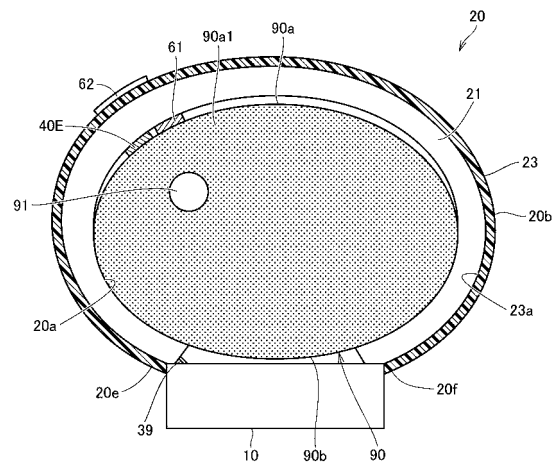
【 図 1 】

図 1



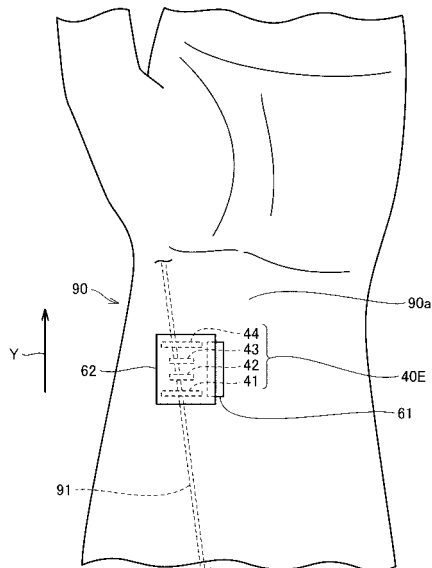
【 図 2 】

图2



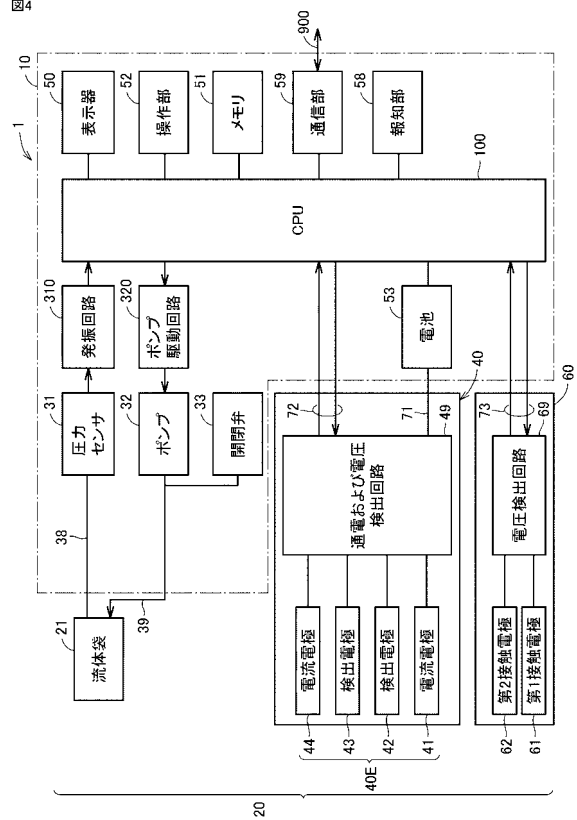
【 図 3 】

图 3

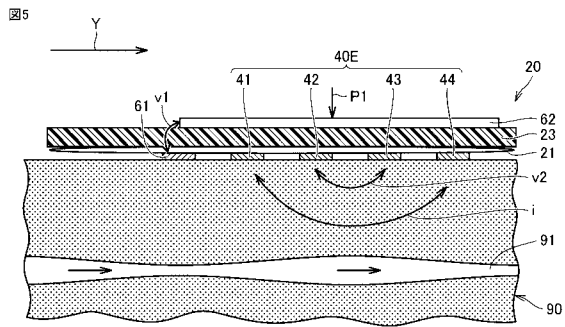


【 図 4 】

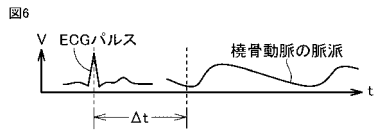
图4



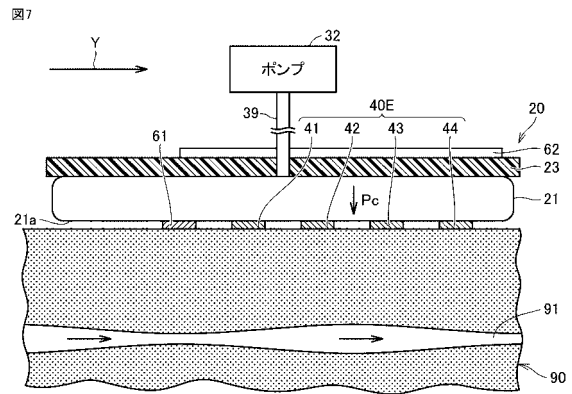
【図 5】



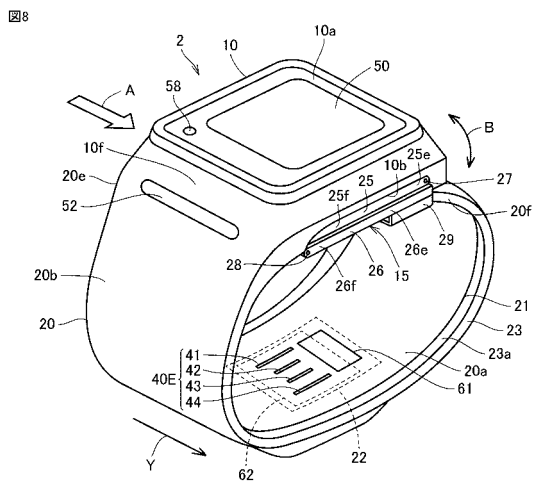
【図 6】



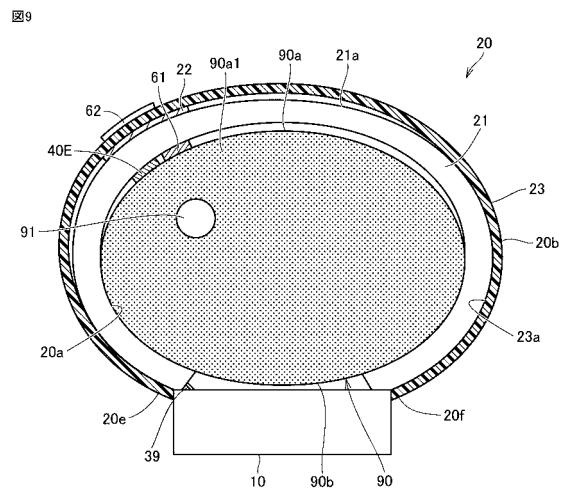
【図 7】



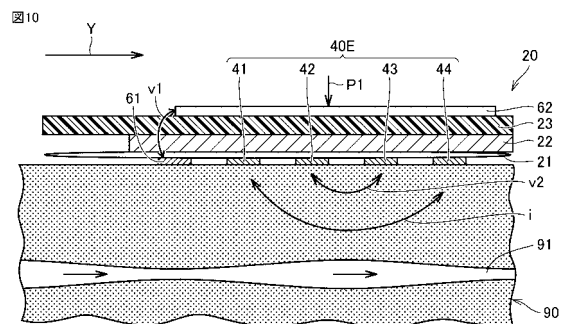
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 松本 直樹

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

F ターム(参考) 4C017 AA08 AA09 AA19 AB02 AC01 AC15 AC40 AD01 AD14 BC01

BC11 BC17 BC23 BD05 EE01 FF08

4C127 AA02 AA06 BB03 EE01 GG01 GG05 GG07