

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5732692号
(P5732692)

(45) 発行日 平成27年6月10日 (2015. 6. 10)

(24) 登録日 平成27年4月24日 (2015. 4. 24)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/022 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 3 3 7 E

A 6 1 B 5/0245 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O M

請求項の数 5 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2010-173377 (P2010-173377)
 (22) 出願日 平成22年8月2日 (2010. 8. 2)
 (65) 公開番号 特開2012-29967 (P2012-29967A)
 (43) 公開日 平成24年2月16日 (2012. 2. 16)
 審査請求日 平成25年7月26日 (2013. 7. 26)

(73) 特許権者 000002369
 セイコーエプソン株式会社
 東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
 (73) 特許権者 505155528
 公立大学法人横浜市立大学
 神奈川県横浜市金沢区瀬戸2番2号
 (74) 代理人 100124682
 弁理士 黒田 泰
 (74) 代理人 100104710
 弁理士 竹腰 昇
 (74) 代理人 100090479
 弁理士 井上 一
 (74) 代理人 100095728
 弁理士 上柳 雅普

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧検出装置及び血圧検出方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

圧力センサーによって血圧を計測する血圧計測装置であって、
 前記圧力センサーによって、第1波形と第2波形とを有する血圧脈波形を計測し、
 前記第1波形と前記第2波形には、第1の極大値と前記第1の極大値の後の第2の極大
 値とを含み、

前記第1波形と前記第2波形とにおいて、前記第1の極大値と前記第2の極大値との大
 小関係が変化した場合、前記第2波形の前記第2の極大値を血圧値とする、

血圧計測装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の血圧装置であって、
 計測対象の血管は、橈骨動脈である、
 血圧計測装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の血圧装置であって、
 前記血圧脈波形が最大振幅を示す時の前記圧力センサーの値を平均血圧値とする、
 血圧計測装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の血圧計測装置であって、
 前記血圧値と前記平均血圧値とに基づいて最低血圧値を算出する、

10

20

血圧計測装置。

【請求項 5】

圧力センサーによって、第 1 波形と第 2 波形とを有する血圧脈波形を計測することと、前記第 1 波形と前記第 2 波形には、第 1 の極大値と前記第 1 の極大値の後の第 2 の極大値とを含み、前記第 1 波形と前記第 2 波形とにおいて、前記第 1 の極大値と前記第 2 の極大値との大小関係が変化した場合、前記第 2 波形の前記第 2 の極大値を血圧値とすることと、

を含む血圧計測方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、血圧検出装置及び血圧検出方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、非侵襲による血圧計測には以下の 2 つの方法が一般的に使われている。

第 1 は、聴診法と言われる方法である。動脈を外部から最高血圧値以上に加圧した後、徐々に減圧すると血管は特定の圧力範囲で可聴域の振動、所謂コロトコフ音を発生する。聴診法においてこの音が発生し始めるときの圧力値を最高血圧値、また消失するときの加圧圧力値を最低血圧値として人の血圧を決定する方法である。

【0003】

20

第 2 は、オシロメトリック法であり、血管の動脈壁の力学特性が、外部からの圧力に対し非線形的に変化する性質を用いる方法である。心臓の一心拍に対応して血管径は変動しその容積を変える。この容積変動の様子は、血管内の圧力（血圧）と、外部から加えられる圧力により異なることは当然であるが、この内外圧力差に対して特に顕著な非線形性を示すことが分かっている（管法則）。したがって先ず血管を最高血圧値以上に加圧すると血管は閉塞され容積変動はなくなる。その後一定の減圧速度で徐々に減圧すると、加圧値が最高血圧値を下回る付近で血管は振動を始め、平均血圧値付近で最大の容積変動を示した後、最低血圧値付近で再び容積変動が消失するという変動を示す。

【0004】

オシロメトリック法は、このような容積変動の消失、最大、再び消失という一連の過程において印加圧力とそのときの血管の容積変動とを同時に記録することによって最高血圧値、平均血圧値、及び最低血圧値を決定する方法である。

30

【0005】

例えば、血圧検出歪みセンサーを設けた脈波検出手段を用いて、生体から簡単に、そして直接的に脈波の検出ができる脈波形を得る技術が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。これは検出される脈波の波長特性がノッチを有する特異性があることから、バンドパスフィルターなどを用いればノイズと鮮明に識別可能で、この脈波を利用して正確な最高最低血圧を検出することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0006】

【特許文献 1】特開 2006 - 280485 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献 1 では、血圧値の算出には、加圧から減圧にいたる全ての過程において心臓からの各拍動に対する血管の容積変化と、そのときの印加圧力を記録し、容積変化の全体の変化の様子から収縮期、平均、及び拡張期に対応する特徴を抽出し、そのときの印加圧力をそれぞれ収縮期血圧値、平均血圧値、及び拡張期血圧値とする。すなわち、特許文献 1 のようなオシロメトリック法に基づく血圧値の決定は、血管が振動を始める点から、最大

50

変動をする点、及び容積変動が消失する点まで全てを記録し、血管の容積変動の全体を取得した後でないと血圧値を決定できない。また減圧過程が早過ぎると正しい変動過程が分からないため、正確な血圧値が算出できるよう減圧するには、この一連の過程を凡そ20心拍程度以上は必要と言われている。一心拍の周期を1秒とするとこの過程には、ほぼ20秒必要であり正確な血圧測定には、加圧過程もいれると凡そ30秒程度の時間が必要ということになる。

【0008】

さらに血圧値は大動脈起始部での値であると定義されており、測定部位の位置が10cmずれると血圧換算で約7.5mmHgの誤差が生じてしまうため、測定中は測定部位を心臓の位置に保持する必要がある。したがって通常の血圧測定では数十秒の間、測定部位を心臓の位置に合わせたままの姿勢を保つことが必要になる。

10

現在市場にある上腕式血圧計や手首式血圧計の使われ方のように、例えば朝、昼、晩の一日数回程度の使用頻度では、このことは使用者にとって大きな問題とはなりえない。

【0009】

しかし今後人口の老齢化などに伴って心疾患や、脳血管障害のような循環器系疾患が増えることは明らかであって、これら疾患の予防のために、また発症後の予後管理のためにも現在よりさらにきめ細かな血圧管理が必要になる。このような目的のためには常時装着し、必要なときにいつでも血圧が測定できる所謂ウェアラブル血圧計が必要となる。これにより日常の様々な場面での血圧測定が可能となるが、上述のように現在の技術では血圧測定の度に例えば30秒以上体の位置を保持することが必要であり、これは利用者に大きな不便を課すことになる。

20

【0010】

本発明は、従来と比較して血圧測定に要する時間を短縮することが可能な血圧検出装置及び血圧検出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】

【0011】

本発明は、上述の課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、以下の形態又は適用例として実現することが可能である。

【0012】

〔適用例1〕生体を押圧して血管を圧迫するとともに前記圧迫する圧力を漸減可能な加圧機構と、前記加圧機構が圧迫する圧力変動によって生ずる前記血管の圧力変動を検出する圧力センサーと、前記血管の圧力変動を表す波形に所定の波形パターンが出現した時における前記加圧機構が圧迫する圧力を最高血圧値とし、前記血管の圧力変動を表す波形が最大振幅を示した時における前記加圧機構が圧迫する圧力を平均血圧値とし、前記最高血圧値と前記平均血圧値とを用いて最低血圧値を算出する血圧算出手段と、を含むことを特徴とする血圧検出装置。

30

【0013】

これによれば、本願発明者は、血管の圧力変動を表す波形に所定の波形パターンが出現した時における印加圧力（加圧機構が圧迫する圧力）が最高血圧値となることを実験によって発見した。したがって、所定の波形パターンが出現したかどうかを観測すれば、従来技術のように加圧から減圧にいたる全ての過程における血管の容積変動を観測することなく、所定の波形パターンが観測された時の印加圧力である加圧機構が圧迫する圧力値を収縮期血圧値（最高血圧値）とすることができる。これにより、従来の血圧決定法に比べ計測時間を短縮することができる。

40

【0014】

〔適用例2〕上記血圧検出装置であって、前記所定の波形パターンは、前記血管の圧力変動を表す波形のうち、第1の極大値及び該第1の極大値の時よりも前記加圧機構が圧迫する圧力が小さい時における第2の極大値を含む脈波を表す波形であって、前記第1の極大値よりも前記第2の極大値が大きい波形であることを特徴とする血圧検出装置。

【0015】

50

これによれば、本願発明者は実験の結果、血管の圧力変動を表す波形のうち、第1の極大値及び第1の極大値を計測した時よりも前記加圧機構が圧迫する圧力が小さい時における第2の極大値を含む脈波を表す波形であって、前記第1の極大値よりも前記第2の極大値が大きい脈波を所定の波形パターンとして計測した時の印加圧力が最高血圧値に対応することを発見した。したがって、所定の波形パターンが出現したか否かを容易に検出することができ、しいては、従来の血圧決定法に比べ計測時間を短縮することができる。

【0016】

〔適用例3〕上記血圧検出装置であって、前記加圧機構は、動脈閉塞時から徐々に動脈を開放することを特徴とする血圧検出装置。

【0017】

これによれば、本願発明者は、動脈閉塞時から徐々に動脈が開放される過程において上記の所定の波形パターンが出現することを実験によって発見した。したがって、動脈が閉塞される程度の圧力を印加してから徐々に圧力を漸減させて動脈を開放するように、加圧機構によって圧力を印加することによって、所定の波形パターンを出現させることができ、従来の血圧決定法に比べ計測時間を短縮した血圧検出装置を容易に提供することができる。

【0018】

〔適用例4〕上記血圧検出装置であって、前記加圧機構は、動脈開放時から徐々に動脈を閉塞することを特徴とする血圧検出装置。

【0019】

これによれば、従来の血圧決定法では、加圧から減圧にいたる全ての過程における血管の容積変動を観測する必要があるため、加圧機構によって徐々に動脈を閉塞させた後、徐々に動脈を開放する必要があるため、血圧を決定するまでに時間が掛かっていた。本願発明者は、動脈開放時から徐々に動脈が閉塞される過程において上記の所定の波形パターンが出現することを実験によって発見した。したがって、加圧機構を作動させて動脈を徐々に閉塞させる過程で出現する所定の波形パターンに基づいて最高血圧値を求めることができる。したがって、従来の血圧決定法に比べ計測時間をさらに短縮することができる。

【0020】

〔適用例5〕上記血圧検出装置であって、前記動脈は、橈骨動脈であることを特徴とする血圧検出装置。

【0021】

これによれば、生体の部位の中でも橈骨動脈は体表から浅い場所に存在する部位である。さらに橈骨動脈の直下には橈骨が存在するため、加圧機構の印加圧力を比較的分散することなく橈骨動脈に印加することができる。したがって、橈骨動脈を加圧機構によって閉塞、開放させることによって、より確実に血圧を検出することができる。

【0022】

〔適用例6〕生体を押圧して血管を圧迫することと、前記血管を圧迫する圧力を漸減させることと、前記血管を圧迫する圧力変動によって生ずる該血管の圧力変動を検出することと、前記血管の圧力変動を表す波形に所定の波形パターンが出現した時における該血管を圧迫する圧力を最高血圧値とし、該血管の圧力変動を表す波形が最大振幅を示した時における該血管を圧迫する圧力を平均血圧値とし、前記最高血圧値と前記平均血圧値とを用いて最低血圧値を算出することと、を含む血圧検出方法。

【0023】

これによれば、本願発明者は、血管の圧力変動を表す波形に所定の波形パターンが出現した時における印加圧力（血管を圧迫する圧力）が最高血圧値となることを実験によって発見した。したがって、所定の波形パターンが出現したかどうかを観測すれば、従来技術のように加圧から減圧にいたる全ての過程における血管の容積変動を観測することなく、所定の波形パターンが観測された時の印加圧力を収縮期血圧値（最高血圧値）とすることができる。これにより、従来の血圧決定法に比べ計測時間を短縮することができる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

【図 1】本実施形態に係る血圧検出装置を手首にどのように装着するかを示した図。

【図 2】本実施形態に係る血圧検出装置を手首にどのように装着するかを示した図。

【図 3】本実施形態に係る加圧機構を詳細に示した図。

【図 4】本実施形態に係る圧力センサーの構造を示した図。

【図 5】本実施形態に係る制御・表示部を示した詳細図。

【図 6】本実施形態に係るオシロメトリック法での標準的な血圧決定アルゴリズムを例示した図。

【図 7】本実施形態に係るオシロメトリック波形と、その圧力波形を示した図。

【図 8】本実施形態に係るオシロメトリック波形と、その圧力波形を示した図。

10

【図 9】本実施形態に係るオシロメトリック波形と、その微分波形を示した図。

【図 10】本実施形態に係るオシロメトリック波形における収縮期波形パターンを示した図。

【図 11】本実施形態に係るオシロメトリック波形における収縮期波形パターンを説明する図。

【図 12】本実施形態に係る全体の動作を示したフローチャート。

【図 13】変形例におけるオシロメトリック波形における収縮期波形パターンを示した図。

【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

【 0 0 2 5 】

20

以下、実施形態について図面を用いて詳細に説明する。

図 1 及び図 2 は、本実施形態に係る血圧検出装置を手首にどのように装着するかを示した図である。図 1 は、手首外側からの様子を示しており、図 2 は、手首の断面方向からの様子を図示したものである。

【 0 0 2 6 】

本実施形態に係る血圧検出装置 2 は、加圧機構 10 と、圧力センサー 12 と、制御・表示部 14 と、を含んでいる。

【 0 0 2 7 】

加圧機構 10 は、橈骨動脈（動脈）16 にオシロメトリック波形 18（図 6（A）参照）を発生させるための外部圧力を印加する機構である。加圧機構 10 は、生体を押圧して血管を圧迫するとともにその圧迫圧力を漸減可能とする。

30

【 0 0 2 8 】

圧力センサー 12 は、各心拍に対する容積変動を圧力変動として観測し電気信号に変換して、制御・表示部 14 へ送る。

【 0 0 2 9 】

制御・表示部 14 は、得られたオシロメトリック信号から血圧値の算定アルゴリズムを実行し、結果を表示する。また、橈骨動脈 16 へ加える圧力を制御するための制御信号を加圧機構 10 へ送る。制御・表示部 14 と加圧機構 10 とは、末端が解放され、末端同士を締結する面ファスナー（マジックファスナー（登録商標））等からなる締結手段を備え柔軟性のあるプラスチック等からなる手首ベルト 29 により手首に巻きつけられる。

40

【 0 0 3 0 】

手首 20 は、図 2 に示すように、体の部位の中でも動脈（橈骨動脈 16）が体表より 3 ~ 4 mm という浅い場所に存在する部位である。さらに橈骨動脈 16 の直下には橈骨 22 が存在し体表からの印加圧力が分散せずに直接橈骨動脈 16 に印加される。これらのことから、手首 20 は血圧測定に適した部位であることが分かる。

【 0 0 3 1 】

図 3 は、本実施形態に係る加圧機構 10 を詳細に示した図である。

本実施形態に係る加圧機構 10 は、モーター 24 と、ポンプ 26 と、伸縮部 28 と、各ユニットを収納する筐体 31 と、を含んでいる。

【 0 0 3 2 】

50

モーター 24 は、制御・表示部 14 から制御信号線 30 を介して送られる制御信号により制御される。モーター 24 で駆動されるポンプ 26 は、この場合は外部からの空気を伸縮部 28 に送る。このとき発生する力で伸縮部 28 は橈骨 22 のある上方（体表面）から圧力センサー 12 を手首 20 表面に押し付け、体組織 34 を通して橈骨動脈 16 に圧力を加えることができる。伸縮部 28 は伸縮高さが 10 mm、底面は半径 10 mm になるように、例えば 3 枚の袋状の円盤を溶着してできる形状である。またモーター 24 は直径が 5 mm、長さ 10 mm の円筒形であり、ポンプ 26 も直径が 5 mm 高さが 5 mm の円筒型である。

【0033】

図 4 は、本実施形態に係る圧力センサー 12 の構造を示した図である。

10

本実施形態に係る圧力センサー 12 は、検出部 36 と、圧力 - 電気信号変換器 38 と、遮蔽板 40 と、を含んでいる。

【0034】

橈骨動脈 16 は、外部印加圧力と心拍動による血圧との関係で容積変動をする。この容積変動は、体組織 34 を通して検出部 36 によって検知される。検出部 36 は非圧縮性の流体が充填されており、この流体を介して検出した変動を高精度で圧力変動として圧力 - 電気信号変換器 38 に伝える。

【0035】

圧力 - 電気信号変換器 38 は、検出した圧力を例えば抵抗値の変化として読み取り、電気信号に変換し、圧力信号線 42 を介し制御・表示部 14 へ送る。

20

【0036】

検出部 36 は、例えば一辺が 15 mm x 30 mm の長方形であり、厚みは 2 mm になるように内部の流体の量が管理されている。また検出部 36 の上方（検出部 36 のうち、体組織 34 に接する方向と反対側の方向）は、圧力変動を最大限利用するために遮蔽板 40 に固定されている。また圧力 - 電気信号変換器 38 は通常の人々の血圧範囲を含む圧力範囲を検出できればよく、例えば 50 KPa 以下の範囲の検出性能を持てばよい。

【0037】

図 5 は、本実施形態に係る制御・表示部 14 を示した詳細図である。

本実施形態に係る制御・表示部 14 は、コンデンサー 48 と、増幅器 50 と、A/D 変換器 52、54 と、CPU 56 と、を含んでいる。

30

【0038】

圧力センサー 12 から出力された圧力信号は、圧力信号線 42 により制御・表示部 14 に入力される。制御・表示部 14 において圧力信号は二つの異なった処理によりそれぞれ 2 つの情報として用いられる。その第 1 は、容積変動を示す信号、即ちオシロメトリック信号として用いられるものであって、コンデンサー 48 により DC 成分（直流成分）を除去された後、増幅器 50 で例えば 100 倍に増幅された後、A/D 変換器 52 でデジタル信号に変換され、信号線 58 を経由して CPU 56 に入力される。一方圧力センサー 12 からの圧力信号は圧力信号線 42 によって分岐され、同時に A/D 変換器 54 においてデジタル信号に変換され、圧力信号線 60 を経由して CPU 56 に入力される。

【0039】

40

血圧算出手段は、動脈閉塞時から徐々に動脈を開放する過程において圧力センサー 12 から得られた脈波について、その波形に所定の波形パターンが出現した時の圧力を収縮期血圧値（最高血圧値）とし、その波形が最大振幅を示した時の圧力を平均血圧値とする。

【0040】

さらに、血圧算出手段は、最高血圧値と平均血圧値とから最低血圧値（拡張期血圧値）を算出する。拡張期血圧値の算出にあたり収縮期血圧値、平均血圧値、及び拡張期血圧値の間には以下の関係式が成り立つことが公知である。

【0041】

平均血圧値 = 拡張期血圧値 + (収縮期血圧値 - 拡張期血圧値) / 3

したがって拡張期血圧値は、次式のように算出することができる。

50

【 0 0 4 2 】

拡張期血圧値 = (3 × 平均血圧値 - 収縮期血圧値) / 2

【 0 0 4 3 】

上記実施形態において、血圧検出装置 2 における血圧算出手段は、上記 C P U 5 6 が所定のプログラムを処理することで実現される。

【 0 0 4 4 】

(オシロメトリック波形)

図 6 は、本実施形態に係るオシロメトリック法での標準的な血圧決定アルゴリズムを例示した図である。図 6 (A) は、図 6 (C) で示される圧力信号波形 4 4 を外部から印加したとき、圧力センサー 1 2 で検出し信号線 5 8 で検出される脈拍波形を C P U 5 6 で蓄積しノイズ除去などの波形処理を行った後、各波形のピーク点の羅列として得られるオシロメトリック波形 1 8 である。また、圧力信号波形 4 4 も圧力センサー 1 2 で同時に検出され圧力信号線 6 0 経由で C P U 5 6 においてオシロメトリック波形 1 8 とともに記録される。一心拍に対する容積変動はほぼ数十 mm V であるが、増幅器 5 0 で 1 0 0 倍に増幅されているため検出波形としては 2 ~ 3 V の変動として検知される。

【 0 0 4 5 】

以下は標準的なアルゴリズムである微分法に基づき得られた波形データ列から最高血圧、最低血圧を決める方法の例である。図 6 (B) の微分波形 4 6 は、オシロメトリック波形 1 8 を微分して得られる波形である。実際の処理はオシロメトリック波形 1 8 の各頂点の値の数値列を各々の値の前後の差をとる所謂差分法により得られる波形である。微分波形 4 6 において正の最大値に対応する点の圧力信号波形 4 4 の圧力値を読むことにより、これが最高血圧に対応し、負の最大値に対応する圧力信号波形 4 4 の圧力値が最低血圧値に対応する。この例では最高血圧値を 1 2 0 mm H g、最低血圧値を 9 0 mm H g と決めることができる。

【 0 0 4 6 】

(収縮期波形パターンの検出と血圧値決定法)

図 7 及び図 8 は、本実施形態に係るオシロメトリック波形と、その圧力波形を示した図である。

図 7 の波形は、其々図 6 のオシロメトリック波形 1 8、圧力信号波形 4 4 を再び示したものである。さらに図 8 (A) は、図 7 の前半の部分、すなわち収縮期血圧値を含む部分を拡大し、さらに図 8 (B) は、所定の波形パターンとしての収縮期波形パターン 6 4 が見えるまで拡大したものである。図 8 (B) から分かるように、血管に外部から加える圧力を変化させたとき、脈波に相当する血圧脈波形は収縮期波形パターン 6 4 の前後で波形 A、B、C、D、E と変化する。これらを比較すると、波形 C は他と異なり容易に収縮期波形パターン 6 4 の区別が可能である。具体的には、波形 B では波形を構成する複数の極大値 (図 8 (B) では 2 つ) のうち、時系列において前 (加圧機構 1 0 が印加する圧力が大きい側) の極大値が、時系列において後 (加圧機構 1 0 が印加する圧力が小さい側) の極大値よりも大きくなっている。しかし、波形 C になると、波形を構成する極大値のうち、時系列において前 (加圧機構 1 0 が印加する圧力が大きい側) の極大値が、時系列において後 (加圧機構 1 0 が印加する圧力が小さい側) の極大値よりも小さくなっている。つまり、波形 C において波形を構成する複数の極大値の関係が波形 B に対して逆転している。つまり、波形を構成する極大値の関係が逆転したか否かに基づいて、収縮期波形パターン 6 4 を判断することができる。

【 0 0 4 7 】

図 9 は、本実施形態に係るオシロメトリック波形と、その微分波形を示した図である。

本実施形態に係る収縮期波形パターン 6 4 の抽出法をさらに詳細に説明する。図 9 において微分波形 4 6 は、オシロメトリック波形 1 8 を微分して得られる波形であって、収縮期波形パターン 6 4 が顕著である波形の例である。微分方法は例えば信号の前後の差分を取る差分法でおきかえることもできる。図 9 から分かるように、微分波形 4 6 には通常は非常に大きなノイズが重畳しているため、通常はノイズを消去 (平滑化) して利用する。

これは例えばある点での信号をその点を含む、その前後の信号値を加え上げ、さらにそのデータの個数で割る所謂移動平均の方法により実現できる。ただしこの場合は処理後、位相を元に戻す必要がある。

【 0 0 4 8 】

微分波形 4 6 を平滑化した平滑化波形 6 2 の傾きが 0 となる点のうち、オシロメトリック波形 1 8 の値が極大値となる点 a , b , c , d のオシロメトリック波形 1 8 のその前後の平均の値からの差を見ると、図 9 の例では、波形 B では $h_1 > h_2$ であり、波形 C では $h_3 < h_4$ となる。つまり、前述したように波形 B と波形 C とで波形を構成する複数の極大値の関係が逆転していることがわかる。そして、これらのことから、この例の場合は容易に波形 C が収縮期波形パターン 6 4 であることを識別することができる。

10

【 0 0 4 9 】

なお、通常は上記のような方法で収縮期波形パターン 6 4 が検出できるが実際の例では、減圧速度と血圧脈波形との時間的關係から、この例の様に明確に収縮期波形パターン 6 4 が得られない場合もある。このような場合は、例えば図 9 において、波形 C を生成せずに波形 B から直接波形 D を生成する場合である。この場合でも波形 B に対応する印加圧力である圧力センサー 1 2 の圧力値と、波形 D に対応する印加圧力である圧力センサー 1 2 の圧力値とを求め、その中央値を収縮期血圧値とすることができ、したがってオシロメトリック波形 1 8 全体を測定せずに血圧値を決定できる本方法の利便性は損なわれることはない。

【 0 0 5 0 】

20

図 1 0 は、本実施形態に係るオシロメトリック波形 1 8 における収縮期波形パターン 6 4 を示した図である。本実施形態の上記事象は、小型血圧計測技術で、オシロメトリック波形 1 8 を沢山収集し、分析する中で、印加圧力である圧力センサー 1 2 の圧力値が圧力信号波形 4 4 の収縮期血圧値 6 8 に等しくなる付近でオシロメトリック波形 1 8 が特有の波形（収縮期波形パターン 6 4）を示すことが分かった。収縮期波形パターン 6 4 を示すときの印加圧力である圧力センサー 1 2 の圧力値、即ち収縮期血圧値 6 8 は、最高血圧値を示している。なお、最高血圧値は、収縮期波形パターン 6 4 のうち、時系列において前の極大値の時の印加圧力としてもよいし、時系列において後の極大値の時の印加圧力としてもよい。また、時系列において前の極大値の時の印加圧力と、時系列において後の極大値の時の印加圧力との平均値を最高血圧値としてもよい。

30

【 0 0 5 1 】

図 1 0 の波形は従来のカフ方式ではなく、橈骨動脈 1 6 の上方（体表面）に位置する皮膚の部分を局所的に押下する方法により、橈骨動脈 1 6 に圧力を印加しさらにその時の心拍に対する血管の容積変動の様子を小型の圧力センサー 1 2 を用いて測定する際に観測される波形である。オシロメトリック波形 1 8 が最大振幅（平均血圧波形 7 0）を示すときの印加圧力である圧力センサー 1 2 の圧力値（平均血圧値 7 2）は、平均血圧値を示している。これはオシロメトリック波形が最大振幅を示すときの印加圧力は、医学的に平均血圧値と定義されていることによる。

【 0 0 5 2 】

図 1 1 は、本実施形態に係るオシロメトリック波形 1 8 における収縮期波形パターン 6 4 を説明する図である。図 1 1 の左図は、時間経過における管法則による内外圧力差と血管断面との関係を時系列的に表した図である。これは内外圧力差によって断面積の変化が異なることから、同じような圧力変化（脈）でも変化域が異なることで、圧力センサー 1 2 に伝わる強さが異なることを示している。また圧力センサー 1 2 の周辺部と中心部とでは血管に加わっている圧力が異なるので、それぞれの圧力変動の違いが、時間的差になって現れる。そしてこの波形の大きさがそれぞれの変化により等しくなりそして逆転する。さらに、圧力センサー 1 2 の周辺部と中心部とでは同じ圧力でも伝わる強さが異なる。又さらに、圧力センサー 1 2 の感度は周辺部では弱く、中央部では強い。

40

【 0 0 5 3 】

次に時間経過による変化を説明する。印加圧力を下げていく時間経過において、先ず、

50

図 1 1 (A) に示すように、印加圧力が大きいときは圧力センサー 1 2 の中心部にあたる血管は止まっているので、圧力センサー 1 2 の中心部の信号は発生せず、圧力センサーの周辺部に入る信号が管法則にしたがって小波形 A - 1 として発生する。

【 0 0 5 4 】

次に、図 1 1 (B) に示すように、印加圧力を下げることで圧力センサー 1 2 の中心部の血管が少し開放されことにより、圧力センサー 1 2 の中心部に入る信号が管法則にしたがって小波形 B - 2 として発生する。また圧力センサー 1 2 の周辺部に入る信号は管法則にしたがって中波形 B - 1 とし小波形 B - 2 よりずれて発生する。これは圧力センサー 1 2 が受ける周縁部（周辺部）の振動が中央部に比べて少し早く変位が始まることによる。

【 0 0 5 5 】

次に、図 1 1 (C) に示すように、さらに印加圧力を下げることで圧力センサーの中心部の血管がさらに開放されることにより、圧力センサー 1 2 の中心部に入る信号が管法則にしたがって中波形 C - 2 として発生する。また圧力センサー 1 2 の周辺部に入る信号は管法則にしたがって中波形 C - 1 として発生する。つまり所定の波形パターンとして圧力センサー 1 2 の中心部の波形と周辺部の波形とがほぼ等しくなる。

【 0 0 5 6 】

次に、図 1 1 (D) に示すように、さらに印加圧力を下げることで圧力センサー 1 2 の中心部の血管がまたさらに開放されることにより、圧力センサー 1 2 の中心部に入る信号が管法則にしたがって大波形 D - 2 として発生する。また圧力センサー 1 2 の周辺部の信号は管法則にしたがって小波形 D - 1 として発生する。

【 0 0 5 7 】

これを時系列的に表したのが図 1 1 (E) であり、実際の波形は図 1 1 (F) のようになる。

【 0 0 5 8 】

図 1 2 は、本実施形態に係る全体の動作を示したフローチャートである。全体の動作を図 1 2 のフローチャートにしたがって説明する。

【 0 0 5 9 】

まず、ステップ S 1 0 に示すように、血压検出装置 2 は、制御・表示部 1 4 につけられたスイッチ 6 6 の押下で開始する。スイッチ 6 6 が押されたことを検出すると C P U 5 6 は、制御信号線 3 0 を経由し加圧機構 1 0 に加圧動作開始を指示する。加圧機構 1 0 は、モーター 2 4 を起動しポンプ 2 6 を動作させ、伸縮部 2 8 に空気を送る。同時に C P U 5 6 は、圧力信号線 4 2 , 6 0 から入力される圧力センサー 1 2 の圧力値の計測を始める。

【 0 0 6 0 】

次に、ステップ S 2 0 に示すように、C P U 5 6 は、圧力センサー 1 2 の圧力値が予め決められた値、例えば 2 0 0 m m H g 以上であるか判断する。2 0 0 m m H g 未満の場合（ N o ）は、2 0 0 m m H g 以上であるか判断を続ける。2 0 0 m m H g 以上の場合（ Y e s ）は、ステップ S 3 0 へ進む。

【 0 0 6 1 】

次に、ステップ S 3 0 に示すように、圧力センサー 1 2 の圧力値が、例えば 2 0 0 m m H g 以上になった後、C P U 5 6 は、制御信号線 3 0 を経由して加圧機構 1 0 に加圧動作停止及び減圧動作開始を指示する。これにより加圧機構 1 0 内のポンプ 2 6 は、加圧動作を停止し、減圧動作を開始する。減圧動作は、3 m m H g 毎秒という一定の減圧速度で行われる。

【 0 0 6 2 】

次に、ステップ S 4 0 に示すように、減圧動作の開始と同時に C P U 5 6 は、信号線 5 8 から入力されるオシロメトリック信号を毎秒 7 0 0 回の割合で計測を開始する。この計測された値を時間的に連続するとオシロメトリック波形 1 8 が得られる。したがって C P U 5 6 は、圧力センサー 1 2 から逐次信号を受けとることと並行して、得られた信号をメモリー（図示せず）に展開しオシロメトリック波形 1 8 を作成する。

【 0 0 6 3 】

次に、ステップS50に示すように、CPU56は、作成されたオシロメトリック波形18の形状を判断する。判断結果からオシロメトリック波形18の形状が図10の収縮期波形パターン64でない場合(No)は、次の波形を判断する。収縮期波形パターン64である場合(Yes)は、ステップS60へ進む。

【0064】

次に、ステップS60に示すように、こうして得られた波形の収縮期波形パターン64を示すときの印加圧力である圧力センサー12の圧力値、即ち収縮期血圧値68をメモリーに記憶する。

【0065】

次に、ステップS70に示すように、さらにCPU56は、オシロメトリック波形18の最大振幅を判断する。判断結果からオシロメトリック波形18が最大振幅でない場合(No)は、次の波形を判断する。最大振幅である場合(Yes)は、ステップS80へ進む。

【0066】

次に、ステップS80に示すように、さらにCPU56は、オシロメトリック波形18が最大振幅(平均血圧波形70)を示すときの印加圧力である圧力センサー12の圧力値(平均血圧値72)をメモリーに記憶する。これまでの過程でCPU56は、収縮期血圧値68と平均血圧値72を検出できたことになる。

【0067】

次に、ステップS90に示すように、CPU56は、信号線58から入力されるオシロメトリック信号の計測を停止する。また、制御信号線30を経由して加圧機構10に減圧動作停止を指示する。これにより加圧機構10内のポンプ26は、減圧動作を停止する。

【0068】

次に、ステップS100に示すように、CPU56は、血圧算出手段により収縮期血圧値68と平均血圧値72とから拡張期血圧値(最低血圧値)を算出する。

【0069】

次に、ステップS110に示すように、CPU56は、収縮期血圧値68、拡張期血圧値を取得後、各値を表示装置74に表示し、一連の動作を終了する。

【0070】

本実施形態によれば、これまでより少ない時間で正確な血圧値が決定できることになる。また、常に装着し必要なときには、いつでも血圧計測ができるウェアラブル血圧計において、これまでより頻繁に血圧計測しても利用者の不便を強要することなく血圧が測定でき、血圧のよりきめ細かな管理ができるようになる。

【0071】

(変形例)

上記実施形態では、印加圧力を減らすことで、収縮期波形パターン64が発生した時点の印加圧力値を最高血圧であるとしたが、本変形例では、印加圧力を加えることで、収縮期波形パターン64が発生した時点の印加圧力値を最高血圧とする。つまり、血圧算出手段は、動脈開放時から徐々に動脈を閉塞する過程において圧力センサー12から得られた脈波について、その波形に所定の波形パターンが出現した時の圧力を収縮期血圧値(最高血圧値)とし、その波形が最大振幅を示した時の圧力を平均血圧値とする。

【0072】

図13は、変形例におけるオシロメトリック波形における収縮期波形パターンを示した図である。図13の下段は、血管に加える圧力値の圧力信号波形44、上段はそのときに検出される脈波形76である。脈波形76の収縮期波形パターン64は他の波形と異なっている。詳細な図示は省略するが、収縮期波形パターン64では、波形を構成する複数の極大値のうち、時系列において前(加圧機構10が印加する圧力が小さい側)の極大値が、時系列において後(加圧機構10が印加する圧力が大きい側)の極大値よりも大きくなっている。しかし、収縮期波形パターン64の前の脈波形では、波形を構成する極大値のうち、時系列において前(加圧機構10が印加する圧力が小さい側)の極大値が、時系列

10

20

30

40

50

において後（加圧機構 10 が印加する圧力が大きい側）の極大値よりも小さくなっている。つまり、前述した上記実施形態の場合とは逆の関係になるが、収縮期波形パターン 64 において波形を構成する複数の極大値の関係が、収縮期波形パターン 64 よりも前の脈波形における波形を構成する複数の極大値の関係とは逆転していることは上記実施形態と変わらない。つまり、上記実施形態と同様に波形を構成する極大値の関係が逆転したか否かに基づいて、収縮期波形パターン 64 を判断することができる。収縮期波形パターン 64 が出現したとき下段の圧力信号波形 44 の圧力値は 135 を示しており、他の血圧計で測定した最高血圧 136 に対し、非常に近い値を示している。したがって、通常の血圧計のように加減圧をせずにもっと簡便に最高血圧を決めることができる。

【0073】

10

なお、本実施形態の血圧算出手段では、動脈閉塞時から徐々に動脈を開放する過程において圧力センサー 12 から得られた脈波について、その波形が最大振幅を示した時の圧力を平均血圧値としたが、その波形が最高値を示した時の圧力を平均血圧値としてもよい。

【符号の説明】

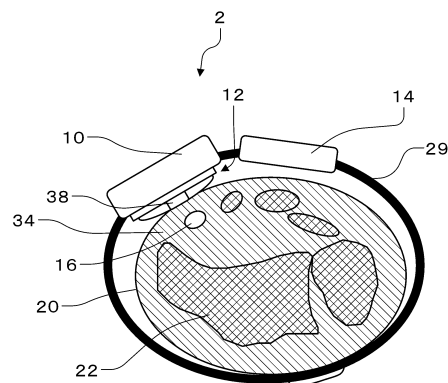
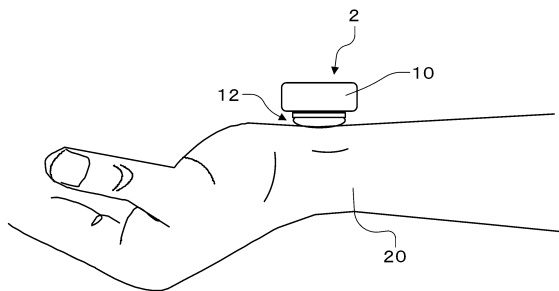
【0074】

2 ... 血圧検出装置 10 ... 加圧機構 12 ... 圧力センサー 14 ... 制御・表示部 16 ... 橈骨動脈（動脈） 18 ... オシロメトリック波形 20 ... 手首 22 ... 橈骨 24 ... モーター 26 ... ポンプ 28 ... 伸縮部 29 ... 手首ベルト 30 ... 制御信号線 31 ... 筐体 34 ... 体組織 36 ... 検出部 38 ... 圧力 - 電気信号変換器 40 ... 遮蔽板 42 ... 圧力信号線 44 ... 圧力信号波形 46 ... 微分波形 48 ... コンデンサー 50 ... 増幅器 52, 54 ... A/D変換器 56 ... CPU 58 ... 信号線 60 ... 圧力信号線 62 ... 平滑化波形 64 ... 収縮期波形パターン 66 ... スイッチ 68 ... 収縮期血圧値 70 ... 平均血圧波形 72 ... 平均血圧値 74 ... 表示装置 76 ... 脈波形。

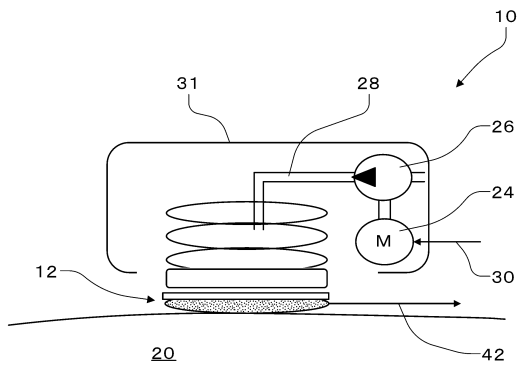
20

【図 1】

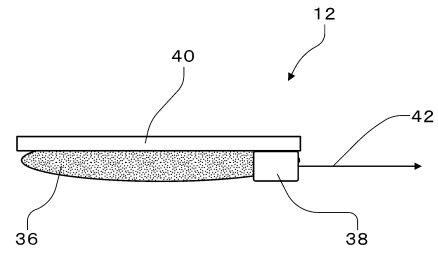
【図 2】



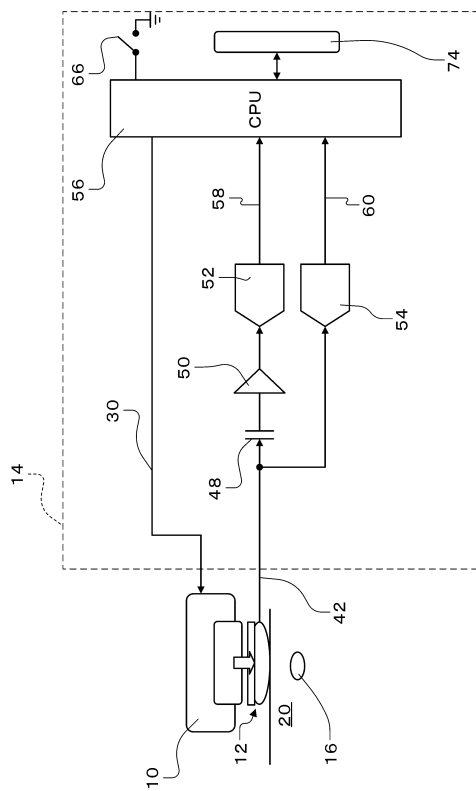
【図 3】



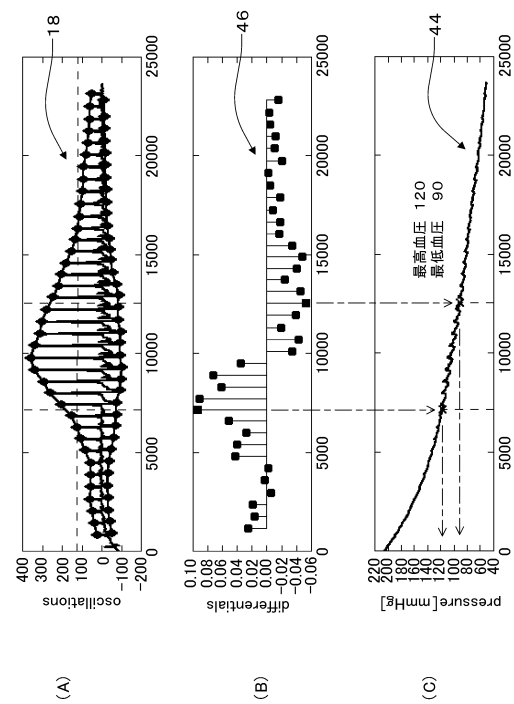
【図 4】



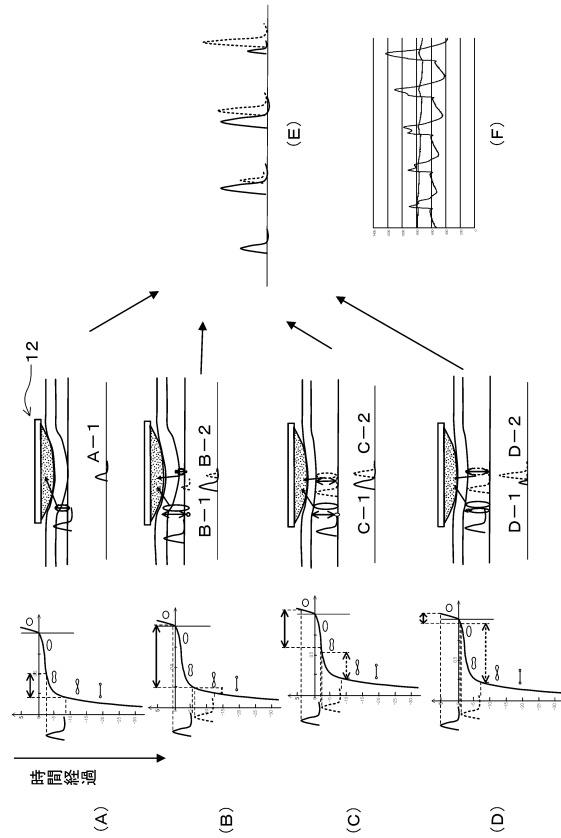
【図 5】



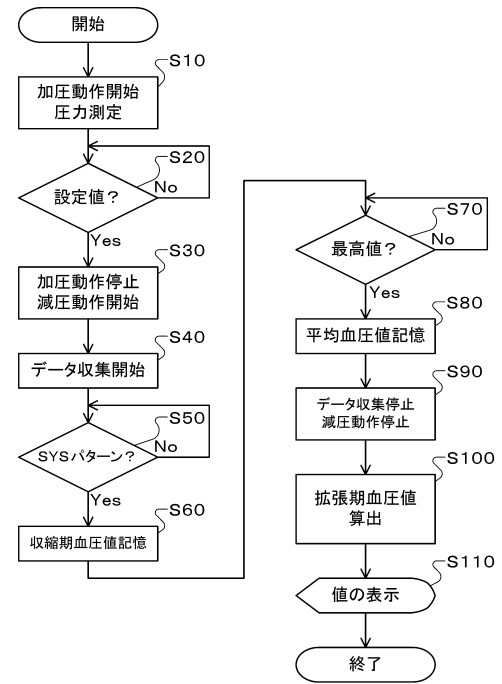
【図 6】



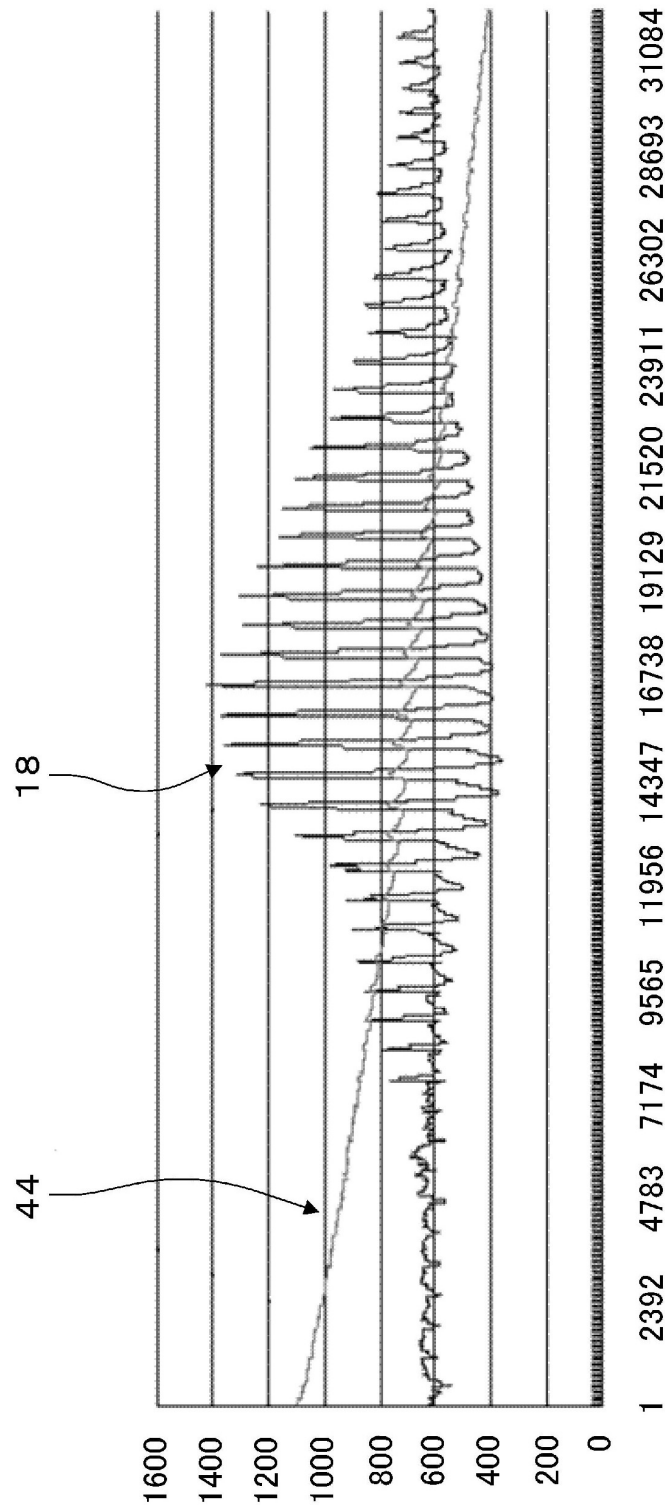
【図 1 1】



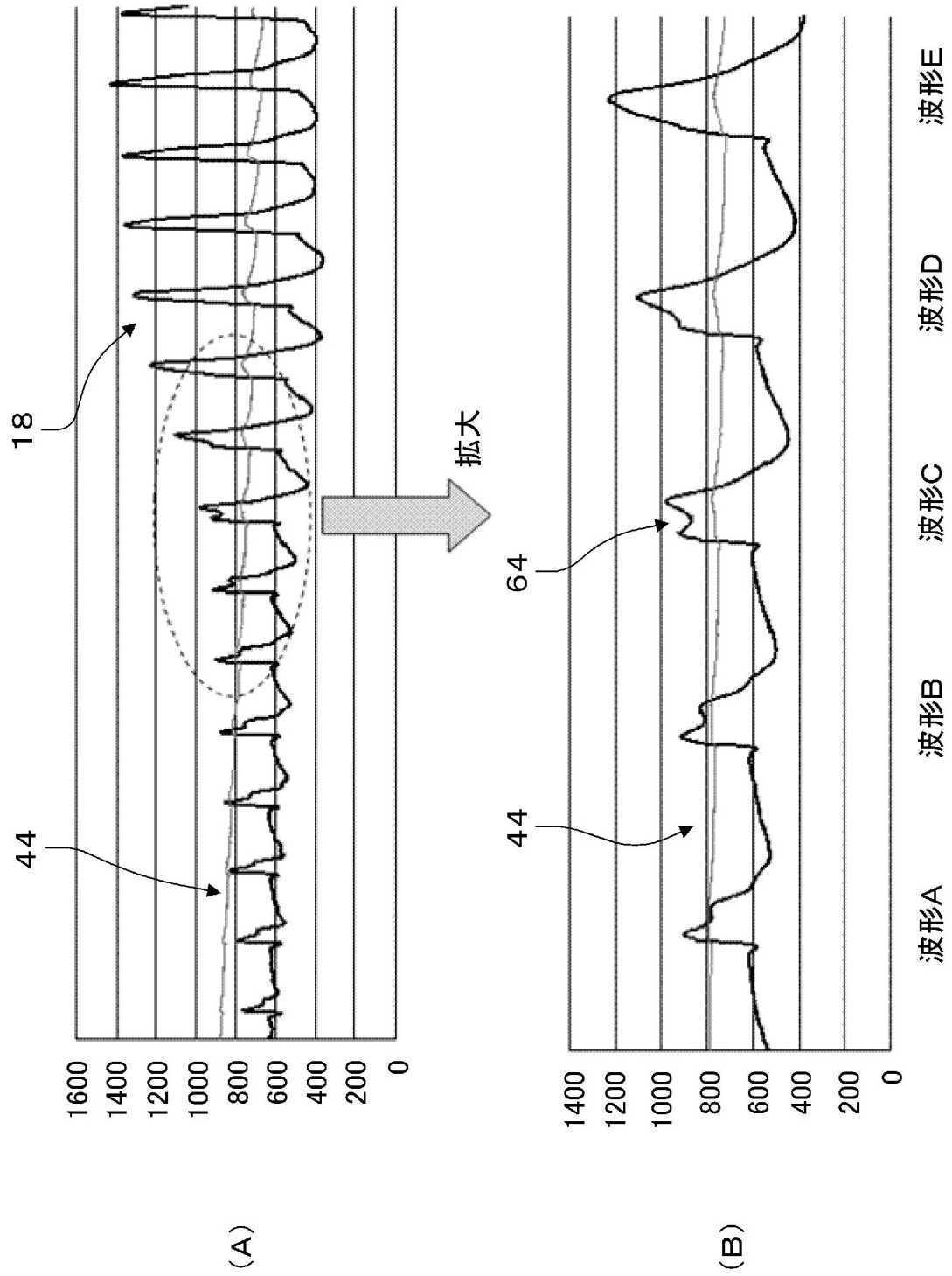
【図 1 2】



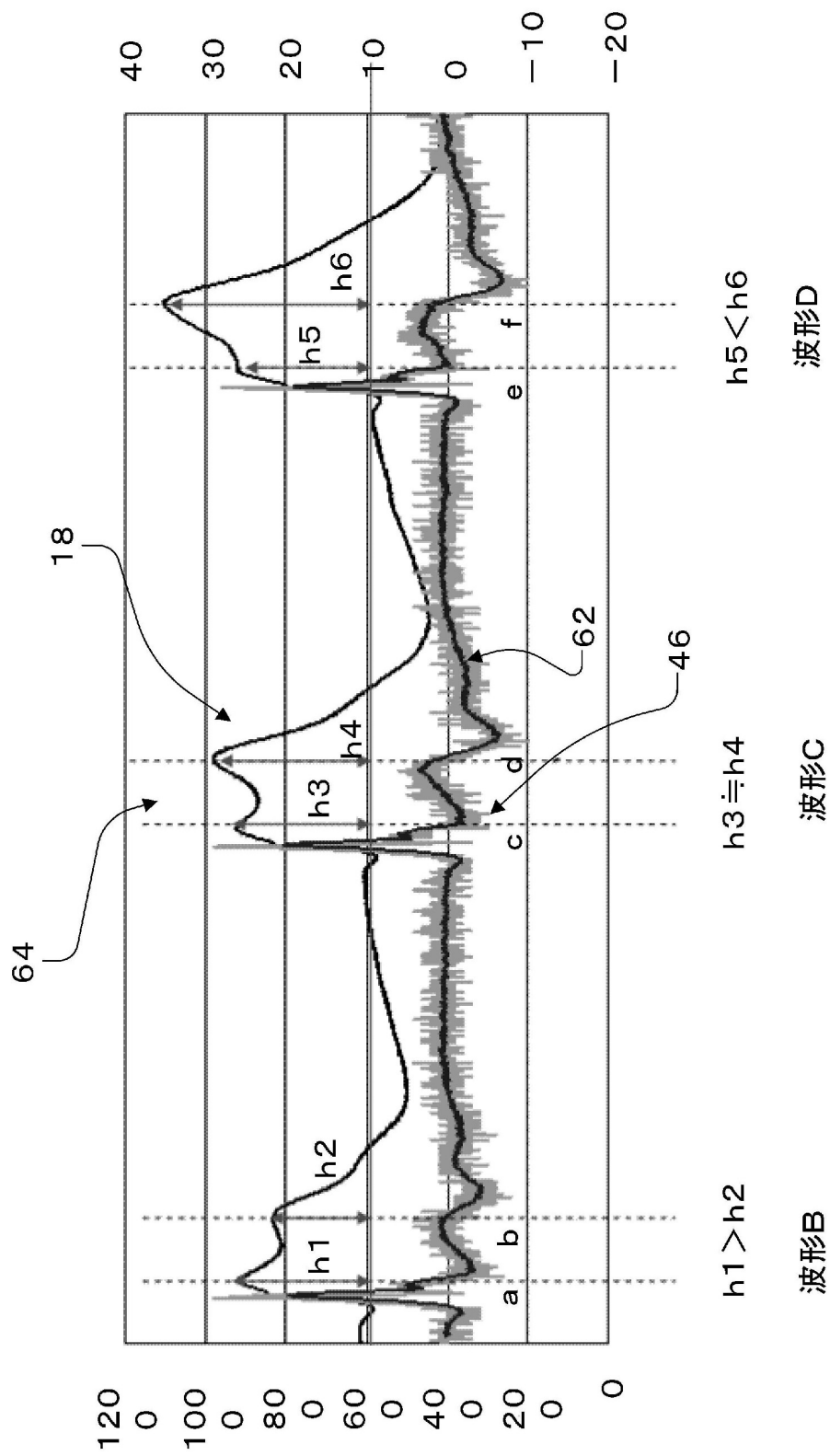
【図 7】



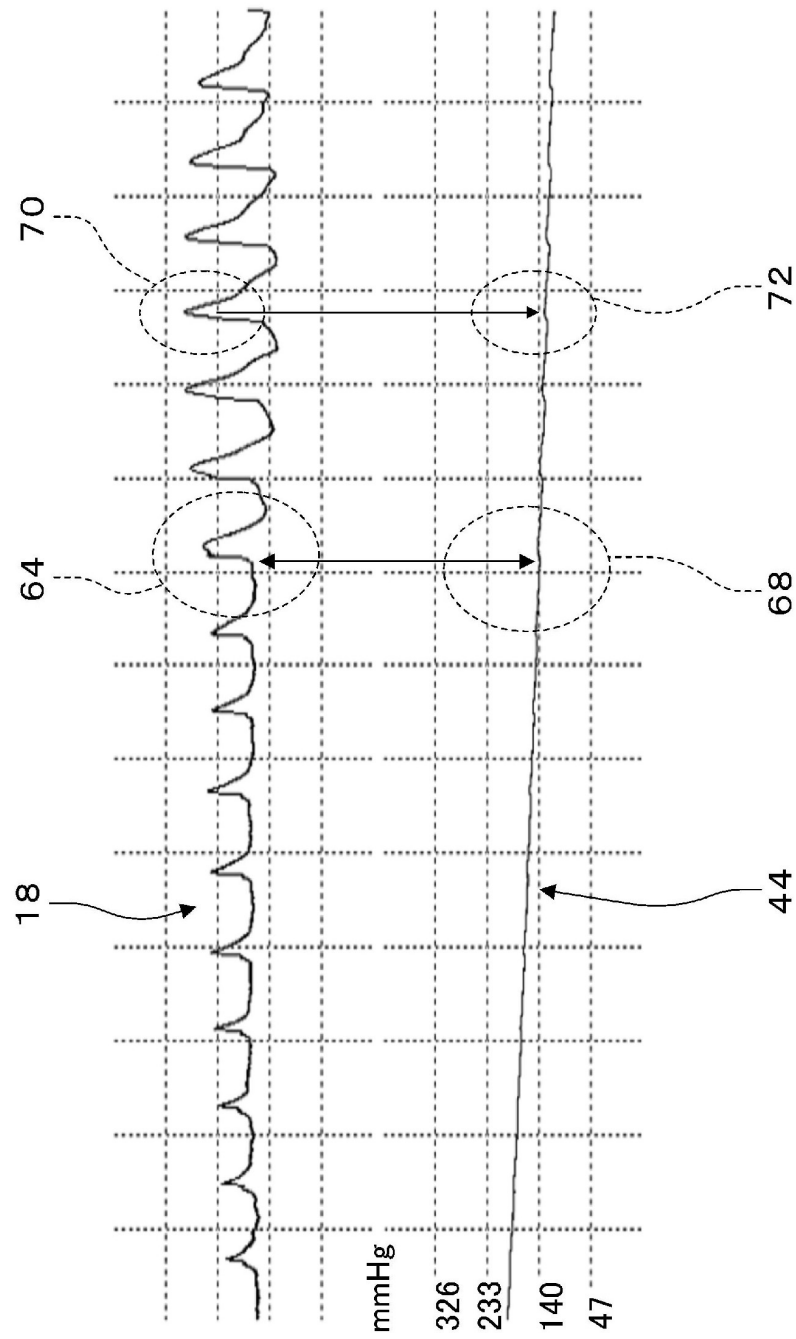
【図 8】



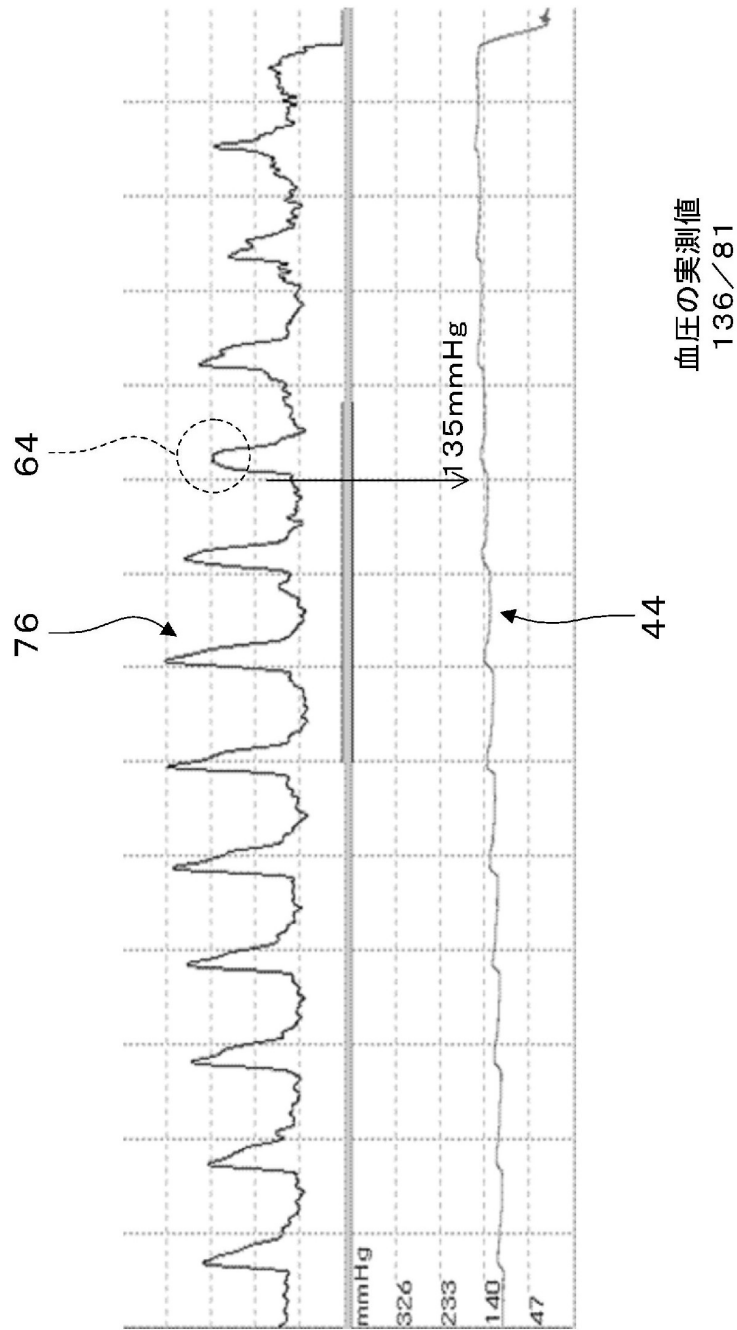
【図9】



【図 10】



【図13】



フロントページの続き

(74)代理人 100107261

弁理士 須澤 修

(74)代理人 100127661

弁理士 宮坂 一彦

(72)発明者 横山 敏彦

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

(72)発明者 朽久保 修

神奈川県横浜市保土ヶ谷区瀬戸ヶ谷町243-108

審査官 湯本 照基

(56)参考文献 特開2000-287945(JP,A)

特開2006-280485(JP,A)

特開平05-003858(JP,A)

特開平05-269092(JP,A)

特開平08-280642(JP,A)

特開2009-233006(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/022

A61B 5/0245