

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4505093号
(P4505093)

(45) 発行日 平成22年7月14日(2010.7.14)

(24) 登録日 平成22年4月30日(2010.4.30)

(51) Int.Cl.

A 61 B 5/022 (2006.01)

F 1

A 61 B 5/02 337 A

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平11-374361
 (22) 出願日 平成11年12月28日(1999.12.28)
 (65) 公開番号 特開2001-187032(P2001-187032A)
 (43) 公開日 平成13年7月10日(2001.7.10)
 審査請求日 平成18年12月28日(2006.12.28)

(73) 特許権者 501171755
 株式会社 タウザー研究所
 福島県郡山市富田町字下双又14-292
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 尾股 定夫
 福島県郡山市大槻町字針生北18番19号
 審査官 福田 裕司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気信号を発光素子の発光に変換して体内に向けて送波光を送波する送波部と、
 前記発光素子から送波された送波光の体内における反射波を受波し、受波した反射波を
 電気信号に変換する受波部と、
 前記受波部において受波した反射波に基づく電気信号を前記送波部に帰還して自励発振
 する帰還ループの中に設けられる自励発振回路と、
 前記自励発振回路の発振周波数に基づいて血圧を算出する血圧計算部と、
 を備える血圧測定装置。

【請求項 2】

前記送波部において、信号端子から入力された電気信号が、トランジスタと電源端子と
 に両端を接続された発光素子において発光に変換され、
 前記受波部は、受光素子に抵抗素子およびトランジスタが備えられ、受光素子で受光さ
 れた反射波は、電気信号に変換されることを特徴とする請求項1に記載の血圧測定装置。

【請求項 3】

前記自励発振回路は、周波数の変化に対してゲインを上昇させるゲイン変化補正回路を
 備え、ゲイン変化補正回路のゲインが最大となる中心周波数は、ゲイン変化補正回路を除
 く自励発振回路の部分のゲインが最大となる中心周波数と異なることを特徴とする請求項
 1記載の血圧測定装置。

【請求項 4】

10

20

前記発光素子の発光は赤外光であることを特徴とする請求項1記載の血圧測定装置。

【請求項5】

前記送波部と前記受波部は、血圧を測定する部位の外周に沿って交互に測定部位の表面に密着するように構成されることを特徴とする請求項1に記載の血圧測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、血圧測定装置、特に非観血型の血圧測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

血圧値は様々な病気の指標となることから、血圧測定装置は、医療現場のみならず一般家庭においても広く普及しつつある。血圧測定装置には、大別して、圧力センサを備えた注射針を動脈血管内に挿入して直接的に計測する観血型装置と、血管の外部から間接的に測定する非観血型装置がある。観血型装置は、正確な圧力レベルの計測が可能であるとともに、圧力変動即ち脈圧の正確な計測が可能であるという利点を有する反面、血管内特に圧力の高い動脈内への注射針の挿入に伴う出血に細心の注意を要するため、特別な医療現場でしか用いられないのが現状である。一方、非観血型装置として一般的な圧迫カフを利用して行う従来の装置は、コロトコフ音の現出および消滅を検知して行うものであるが、このコロトコフ音の測定を自動化したものが開発され、適用が非常に容易となり、一般にも広く普及しつつある。

10

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、このような圧迫カフを用いた従来の装置においては、コロトコフ音測定用のマイクロフォンが周囲の騒音を拾い、正確に測定を行えない場合が生じるという問題が生じていた。また、測定の度にその都度圧迫カフにより測定部位を圧迫しなければならず、特に測定を繰り返して実施する際には、うっ血や心理的ストレス等、被験者に対し少なからず負担を与えてしまうという問題が生じていた。さらに、この装置においては圧力脈動を計測することは不可能であった。

20

【0004】

【課題を解決するための手段】

30

かかる事情に鑑み、本発明によれば、電気信号を発光素子の発光に変換して体内に向けて送波光を送波し、その送波光の体内における反射波を受波し、受波した反射波を電気信号に変換し、その電気信号を送波部に帰還して自励発振する帰還ループの中に設けられる自励発振回路の発振周波数に基づいて血圧を算出する。これにより、コロトコフ音を利用することなく、測定精度が高く適用の容易な非観血型の血圧測定が実現される。また、圧迫カフが不要となるため、被験者への負担を軽減することができる。さらに本発明によれば、血圧脈動の測定も可能となる。

【0005】

【発明の実施の形態】

以下、本発明を血圧測定装置に適用した第一の実施の形態について図面を参照しながら説明する。図1には、本実施形態にかかる血圧測定装置の概略システム構成を示すブロック図を、図2には、本実施形態にかかる血圧測定装置のセンサユニットの側断面図を、図3には、本実施形態にかかる血圧測定装置のゲイン変化補正回路の一例を示す回路構成図を、図4には、本実施形態にかかる血圧測定装置の送波回路の一例を示す回路構成図を、そして図5には、本実施形態にかかる血圧測定装置の受波回路の一例を示す回路構成図をそれぞれ示す。

40

【0006】

<血圧測定装置のシステム構成> まず、本実施形態にかかる血圧測定装置の概略システム構成について図1、2を用いて説明する。この血圧測定装置1は、電気信号を発光素子の発光に変換して例えれば赤外光の体内への送波を行う送波部21と体内における反射波

50

例えば反射赤外光を受波して電気信号に変換する受波部 22とを備えるセンサユニット 20と、このセンサユニット 20を制御し、受波部と送波部との間の自励発振回路の発振周波数に基づいて血圧を計算する制御ユニット 10とを備える。

【0007】

センサユニット 20は、送波部例えば赤外光の発光素子 21（例えば LED）と、受波部例えば赤外光の受光素子 22（例えばフォトトランジスタ）と、これらを交互に複数備えた帯状体 23とを有する。帯状体 23は、測定部位例えば手首 40に、貼付部例えばマジックテープ 24により測定部位に着脱自在に例えば巻き付けにより装着される。そしてこの帯状体 23の測定部位 40への装着によりこれら送波部 21および受波部 22が測定部位 40の外周に沿って交互に測定部位 40の表面に密着するように構成される。このように、測定部位 40外周に沿って送波部 21あるいは受波部 22を交互にあるいは複数配置することにより、装着位置の外周方向のずれに伴う受波電気信号のゲインの変化が抑制され、これらの外周方向の装着位置に配慮することなく迅速にセンサユニット 20の装着を行うことができる。10

【0008】

制御ユニット 10は、受波部 22において受波した反射波に基づく電気信号を前記送波部 21に帰還して自励発振する自励発振回路 11と、自励発振回路 11の発振周波数を測定する周波数測定部 31と、この周波数測定部 31により測定された周波数に基づいて血圧を算出する血圧計算部 32と、周波数と血圧との相関パラメータを記憶する記憶部 33と、前記相関パラメータなど各種パラメータの設定入力あるいは制御ユニット 10に対する操作指示入力を用いる入力部 34と、測定された脈動波形あるいは血圧値を表示する表示部 35と、を備える。20

【0009】

前記自励発振回路 11は、ゲイン変化補正回路 13と、送波部 21を接続する送波回路 14と、受波部 22を接続する受波回路 15と、電気信号例えば受波部 22からの電気信号を増幅する増幅回路 12と、を備え、受波部 22において受波した反射波に基づく電気信号を前記送波部 21に帰還して自励発振する帰還ループを構成している。

【0010】

ゲイン変化補正回路 13は、周波数の変化に対してゲインを変化（例えば上昇）させる機能を備えるとともに、自励発振回路 11の入力位相と出力位相との位相差である入出力合成位相差を零に調節し帰還発振を促進するフェーズトランスマッパー機能を備え、入出力合成位相差が零になるまで周波数を変化させるとともにこの周波数の変化に応じてゲインをさらに変化（例えば上昇）させる機能を備える。本実施形態においては、ゲイン変化補正回路 13として、周波数の変化に対してゲインが上昇する周波数 - ゲイン特性を有するフィルタ回路が使用される。図 3 はゲイン変化補正回路 13に使用される一例としてのフィルタ回路の回路構成図である。このフィルタ回路は、抵抗素子 R11、R12、R13、R14、容量素子 C11、C12、C13、C14、及び増幅回路 AMP を備える。この例では、抵抗素子 R11 は 10K、抵抗素子 R12 は 220、抵抗素子 R13 は 420 K、抵抗素子 R14 は 2.2 K にそれぞれ設定される。増幅回路 AMP には、電源端子 V11 から電源 (12V) が供給される。また基準電源端子 V12 には電圧 (-12V) が印加される。図中、符号 Vin は信号の入力端子、符号 Vout は信号の出力端子である。このフィルタ回路はバンドパスフィルタ回路の特性を備える。ゲイン変化補正回路 13 の入力端子 Vin は増幅回路 12 の出力端子に接続され、出力端子 Vout は送波回路 14 の入力端子に接続される。3040

【0011】

図 4 に、送波回路の一例としての赤外光の発光回路 14 を示す。この発光回路 14 は、例えば抵抗素子 R21、R22、容量素子 C21、可変抵抗素子 VR21、およびトランジスタ TR21 を備える。抵抗素子 R21 および R22 は例えば 2.2K、容量素子 C21 は例えば 1 μF、可変抵抗素子 VR21 は例えば 100 にそれぞれ設定される。またこの回路には、例えば電源端子 V21 から電源 (12V) が供給される。信号の入力端子50

V_{in} から入力された電気信号は、トランジスタ TR21 と電源端子 V21 とに両端を並列に接続された複数の発光素子 21 において赤外光に変換され送波される。入力端子 V_{in} はゲイン変化補正回路 13 の出力端子に接続される。

【0012】

図 5 に、受波回路の一例としての赤外光の受光回路 15 を示す。この受光回路 15 は、例えば複数の受光素子 22 一個に対して抵抗素子 (R31, R32, ...) およびトランジスタ (TR31, TR32, ...) を並列にそれぞれ一個ずつ備える。抵抗素子 (R31, R32, ...) はそれぞれ例えば 10K に設定される。この回路には、例えば電源端子 V31 から電源 (+5V) が供給され、また例えば基準電源端子 V32 には電圧 (-5V) が印加される。受光素子 22 において受光された赤外光は電気信号に変換され、出力端子 V_{out} より出力される。出力端子 V_{out} は增幅回路 12 を介してゲイン変化補正回路 13 の入力側に接続される。即ちこの例の場合には、出力端子 V_{out} は增幅回路 12 の入力端子に接続される。

【0013】

<自励発振の基本原理> 次に、自励発振の基本原理について説明する。図 6 は、ゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分と、ゲイン変化補正回路 13 についてそれぞれの周波数特性を合成した総合周波数特性を示す周波数 - ゲイン - 位相特性曲線図である。横軸は周波数を示し、縦軸はゲイン、位相のそれぞれを示す。周波数 - ゲイン特性曲線 TG は、ゲイン変化補正回路 13 を含む自励発振回路 11 の総合周波数特性である。この周波数 - ゲイン特性曲線 TG は、低周波数側の帯域においては周波数の増加とともにゲインが上昇し、共振周波数 f_0 の帯域でゲインが最大になり、高周波数側の帯域においてはゲインが減少する、山なりの曲線を描く。特性曲線 φ_{11} は自励発振回路 11 の入力位相と出力位相との差である入出力位相差を示す位相特性である。

【0014】

この自励発振回路 11 においては、周波数 - ゲイン特性曲線 TG のゲイン極大値 TGS を示す共振周波数 f_0 で自励発振回路 11 の入出力位相差が零になる調節がなされる。すなわち、自励発振回路 11 において、受波回路 15 から出力される共振周波数の位相（入力位相） φ_1 とゲイン変化補正回路 13 から出力され送波回路 14 に帰還されるゲイン上昇後の位相（出力位相） φ_2 との位相差である入出力合成位相差 φ_{11} が零 ($\varphi_{11} = \varphi_1 + \varphi_2 = 0$) に調整される。この入出力合成位相差 φ_{11} の調節により、ゲイン変化補正回路 13 を含む自励発振回路 11 の入力位相 φ_1 と出力位相 φ_2 との間に位相差が存在する場合には入出力合成位相差 φ_{11} が零になるまで帰還が繰り返し行われ、入出力合成位相差 φ_{11} が零になった時点で発振が行われる。この結果、自励発振回路 11 の帰還発振をより確実に行い、帰還発振を促進することができる。入出力合成位相差 φ_{11} の調節はゲイン変化補正回路 13 において行われる。ゲイン変化補正回路 13 は周波数特性において中心周波数を調節することにより容易に入出力合成位相差 φ_{11} の調節を実現できる。

【0015】

図 7 は前記自励発振回路 11、ゲイン変化補正回路 13 のそれぞれの周波数特性を示す周波数 - ゲイン - 位相特性曲線図である。横軸は周波数を示し、縦軸はゲイン、位相のそれぞれを示す。ゲイン変化補正回路 13 の周波数 - ゲイン特性曲線 $13G$ は、低周波数側の帯域においては周波数の増加とともにゲインが上昇し、中心周波数の帯域でゲインが最大となり、高周波数側の帯域においてはゲインが減少する、山なりの曲線を描く。特性曲線 φ_{13} はゲイン変化補正回路 13 の入出力位相差を示す位相特性である。特性曲線 MG はゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分についての周波数 - ゲイン特性曲線である。周波数 - ゲイン特性曲線 MG は、中心周波数、周波数帯域及びゲイン極大値は異なるが、基本的にはゲイン変化補正回路 13 の周波数特性と同様に、山なりの曲線を描く。

【0016】

本実施形態においては、周波数 - ゲイン特性曲線 MG、 $13G$ にそれぞれ示すように、ゲイン極大値 $S1$ が示すゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分の中心周

10

20

30

40

50

波数 f_1 と、ゲイン変化補正回路 13 のゲイン最大値 $13GS$ が示す中心周波数 f_2 とを、意図的にずらした周波数帯域に設定する。ここでは例えば、血圧値が高い程ゲインが高くなるように、ゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分の中心周波数 f_1 に対してゲイン変化補正回路 13 の中心周波数 f_2 を高い周波数帯域に設定する。

【0017】

血圧に変動が生じると、受波部 22 により受波された反射波の特性、即ち本実施形態では受光素子 22 により受光される体内で反射された赤外光の特性が変化し、これに起因してゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分の電気信号の周波数、ゲイン、位相、振幅がいずれも変化する。本発明者により、血圧の変化に応じて自励発振回路 11 の発振周波数が変化し、またこれら周波数のシフトによる周波数の変動波形が血圧の変動波形に対応する相似形状となることが確認された。即ち、ゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分の周波数は、血圧の変化に応じ、ゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分の中心周波数 f_1 から共振周波数 f_{11} まで変化（例えば上昇）する。またここでは、ゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分の周波数 - ゲイン特性曲線 MG のゲイン極大値は、ゲイン極大値 S_1 からゲイン変化補正回路 13 の周波数 - ゲイン特性曲線 $13G$ に沿って変化し、ゲイン極大値 S_1 から上昇するよう変化する。即ち、ゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分の周波数 - ゲイン特性曲線 MG は周波数 - ゲイン特性曲線 MG₁ に変化し、ゲイン極大値 S_1 はゲイン極大値 S_{11} に、ゲイン G₁ はゲイン G₁₁ にそれぞれ変化する。

【0018】

自励発振回路 11 の帰還ループには抵抗素子と容量素子とを組み合わせた回路が含まれているため、自励発振回路 11 の入力位相 ϕ_1 と出力位相 ϕ_2 との間には必ず位相差が存在する。ここで、ゲイン変化補正回路 13 はフェーズトランസファ機能を備えており、ゲイン変化補正回路 13 を含む帰還ループの入出力合成位相差 ϕ_{11} が零になる調節をしているので、入出力合成位相差 ϕ_{11} が零になる帰還発振の安定点に到達するまで、周波数はさらに変化し、ゲインもさらに変化する。すなわち、ゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分の周波数 - ゲイン特性曲線 MG₁ は周波数 - ゲイン特性曲線 MG₁ に変化し、共振周波数 f_{11} は共振周波数 f_{12} に変化する。この共振周波数 f_{12} への変化に伴い、ゲイン極大値 S_{11} はゲイン極大値 S_{12} に変化し、ゲイン G₁₁ はゲイン G₁₂ に変化する。すなわち、位相差 ϕ_{11} に相当する分、ゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分の中心周波数 f_1 は共振周波数 f_{12} まで連続的に変化例えば上昇するとともに、ゲイン G₁ はゲイン G₁₂ まで連続的に変化例えば上昇する。結果的に、ゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分において、周波数変化量 f が得られるとともにゲイン変化量 G が得られる。ゲイン変化補正回路 13 を除く自励発振回路 11 の部分の周波数変化量 f 、ゲイン変化量 G がそれぞれ得られた時点で入出力合成位相差 ϕ_{11} が零になり、自励発振回路 11 は帰還発振する。このように、本実施形態にかかる血圧測定装置 1 においては、周波数変化量 f 、位相差 ϕ_{11} がそれぞれ増長して変化するため、より血圧の変動幅を増大させて血圧の変動を捉えやすくすることが可能となるとともに、血圧測定に十分な検出電圧を得ることが可能となる。

【0019】

<血圧測定装置のキャリブレーション> 次に、本実施形態にかかる血圧測定のキャリブレーションについて説明する。図 8 に、キャリブレーション測定により算出した自励発振回路 11 の発振周波数 f と血圧値 P との相関の一例を示す。ここでは、キャリブレーションは、各測定実施条件毎、例えば被験者毎、測定部位毎、被験者の運動状態毎（例えば安静時、運動後など）あるいは測定部位の内部構成の変化（例えば体脂肪率、血管の硬度、血液成分等の変化など）に応じて適宜行う。これは、送波波の反射物あるいは媒質の組成状態により、反射波の周波数に差異が生じるからである。このキャリブレーションは、同一の条件下において他の圧力測定法例えばカフ圧迫法により測定された最高血圧および最低血圧と、本発明にかかる方法により測定された周波数波形例えれば自励発振回路 11 の周波数波形との比較により行われる。より具体的には、例えば図 8 の例では、ある条件下（

10

20

30

40

50

以下条件 1 とする)において測定した自励発振回路 1 1 の周波数の変動波形における最大周波数 f_{max1} と最小周波数 f_{min1} を、それぞれ、条件 1 下においてカフ圧迫法により測定した最高血圧 P_{max1} と最低血圧 P_{min1} に対応付け、周波数 f を血圧 P の関数例えれば 1 次関数 Q_1 として近似する。即ち、この条件 1 下においては、血圧 P は、 $P = Q_1(f)$ として求めることができる。また、別の条件下(例えば、被験者が異なる場合、同一被験者における運動状態が異なる場合など; 以下条件 2 とする)において測定した自励発振回路 1 1 の周波数変動波形における最大周波数 f_{max2} と最小周波数 f_{min2} を、それぞれ、条件 2 下においてカフ圧迫法により測定した最高血圧 P_{max2} と最低血圧 P_{min2} に対応付け、周波数 f を血圧 P の関数例えれば 1 次関数 Q_2 として近似する。即ち、この条件 2 下においては、血圧 P は、 $P = Q_2(f)$ として求めることができる。そして記憶部 3 3 には、前記したような各条件毎に、条件を識別するフラグ f_g (例えば条件 1 に対しては $f_g = 1$ 、条件 2 に対しては $f_g = 2$)とともに、この関数の相関パラメータ(例えば条件 1 の場合、1 次関数 $Q_1(f)$ における f の 0 次の係数 k_{01} および 1 次の係数 k_{11} など)が格納される。そして実際の測定時には、入力部における測定実施条件の入力に応じた相関パラメータ(例えば入力された測定実施条件が前記フラグ $f_g = 1$ に対応する条件であった場合には k_{01} および k_{11})が、血圧計算部 3 2 に呼び出され、発振周波数 f とこれら相関パラメータとに基づいて血圧値 P が計算される。10

【0020】

<血圧の測定> 次に、本実施形態にかかる血圧測定について説明する。図 9 に、本実施形態にかかる血圧測定装置 1 により測定された血圧波形の一例を示す。前述のキャリブレーションにより相関が求められた後、血圧の測定が行われる。被験者の測定部位にセンサユニット 2 0 が装着され、血圧の測定が開始される。この際、前述した被験者、測定部位あるいは被験者の状態などキャリブレーションを実施した条件を識別する情報が入力部 3 4 より入力され、これに基づいて血圧計算部 3 2 は条件に適合する相関パラメータを記憶部 3 3 より呼び出す。この際キャリブレーションの実施条件が入力されなかった場合あるいはその条件が認識できなかった場合には、記憶部 3 3 に格納された基準相関パラメータが呼び出される。そして周波数測定部 3 1 により測定された自励発振回路 1 1 の周波数 f は、血圧計算部 3 2 において呼び出された相関パラメータに基づいて血圧値 P に変換され、表示部 3 5 においてこの血圧値あるいは図 9 に示すような血圧波形の表示が逐次行われる。20

【0021】

このように、電気信号を発光素子の発光に変換して体内に向けて送波光を送波し、その送波光の体内における反射波を受波し、受波した反射波を電気信号に変換し、その電気信号を送波部に帰還して自励発振する帰還ループの中に設けられる自励発振回路の発振周波数に基づいて血圧を算出する。これにより、従来のコロトコフ音方式のように外部の騒音等の影響を受けることなく、血圧の測定精度を向上することができる。また、測定部位の圧迫あるいは血管への注射針の挿入を伴わないと、被験者の負担を軽減することができる。またさらに、脈動波形を測定可能であるため、不整脈など心臓の拳動に関する診断も可能となる。30

【0022】

また前述したように、本実施形態にかかる血圧測定装置は、ゲイン変化補正回路 1 3 のフェーズトランスマッパー機能により位相差を打ち消し、入出力合成位相差が零になるまで周波数の変化させ、またゲインを変化させることにより、検出される周波数をより大きな変動幅に、また検出される信号をより大きな電圧値に増大させることができ、このためより確実かつより容易に血圧の測定を行うことができる。40

【0023】

なお、本発明は前述の実施の形態には限定されない。本発明において、ゲイン変化補正回路 1 3 は、增幅回路 1 2 と受波回路 1 5との間に配置することも可能である。また、ゲイン変化補正回路 1 3 は周波数の変化に対してゲインを上昇しこのゲインの上昇により電50

圧を増加する特性を備えていれば良いので、前述の実施形態のバンドパスフィルタ回路以外にも、ローパスフィルタ回路、ハイパスフィルタ回路、ノッチフィルタ回路、積分回路、微分回路、あるいはピーキング增幅回路等を用いることが可能である。また、前述の実施形態では、自励発振回路 11 の中心周波数 f_1 に対してゲイン変化補正回路 13 の中心周波数 f_2 を高い周波数帯域に設定したが、これを低い周波数帯域に設定してもよい。

【0024】

また、血圧測定における周波数のキャリブレーションを、前述とは異なる手法により行うこともできる。例えば、血流停止状態における自励発振回路 11 の周波数を測定し、この血流停止状態での周波数に基づいて血圧を算出することができる。この場合血流の停止は例えればカフ圧迫により行うことができる。より具体的には、例えば、前述した血圧測定装置 1 のセンサユニット 20 を被験者の手首に装着し、この状態で圧迫カフにより例えれば前記センサユニット 20 より心臓に近い側の腕（例えば前腕部）を圧迫してセンサユニット 20 による周波数測定部位の血流をほぼ停止させ、この状態における自励発振回路 11 の周波数を測定する。図 10 にこの周波数の変動の様子を示す。図 10 に示すように、血流停止により、時間経過とともに自励発振回路 11 の周波数はほぼ一定の収束値 f_c に収束し、この収束値 f_c は、少なくとも被験者の運動状態の変化に伴う血流状態の変化によらない被験者固有の値となることが、発明者により確認されている。そして、血圧 P を、この収束周波数 f_c と、実際の測定時における周波数の代表値（例えれば周波数変動の最大値 f_{max} および / または最小値 f_{min} ）とを係数として含む周波数 f の関数例えは一次関数 Q_c として算出することが可能であり、またこうして算出した血圧は、少なくとも被験者の血流状態によらず、実際の血圧と良好に一致することが、本発明者により確認されている。この手法は、実際の測定時における周波数の代表値（例えれば周波数変動の最大値 f_{max} および / または最小値 f_{min} ）と、収束周波数 f_c とに基づいて、測定実施時の測定条件を、血圧の計算に自動的に反映させていると言えることができる。この手法によれば、測定実施条件の場合分けを低減することができるため、測定に必要なキャリブレーションの実施回数、あるいは相関パラメータの記憶量を低減することが可能となる。

【0025】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、測定部位の圧迫あるいは血管への針の挿入を伴わずに血圧を測定することができるため、血圧測定における被験者への負担が軽減され、長時間に亘る連続計測あるいは反復的な計測も含め、血圧の計測の実施が容易になるという優れた効果を奏し得る。また本発明によれば、血圧脈動の測定が可能となり、このため心臓の拳動も含めたより詳細な診断を行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の第一の実施の形態にかかる血圧測定装置の概略システム構成を示すブロック図である。

【図 2】 本発明の第一の実施の形態にかかる血圧測定装置のセンサユニットの側断面図である。

【図 3】 本発明の第一の実施の形態にかかる血圧測定装置のゲイン変化補正回路の一例を示す回路図である。

【図 4】 本発明の第一の実施の形態にかかる血圧測定装置の送波回路の一例を示す回路図である。

【図 5】 本発明の第一の実施の形態にかかる血圧測定装置の受波回路の一例を示す回路図である。

【図 6】 本発明の第一の実施の形態にかかる血圧測定装置の自励発振回路およびゲイン変化補正回路のそれぞれの周波数特性を合成した総合周波数特性を示す周波数 - ゲイン - 位相特性曲線図である。

【図 7】 本発明の第一の実施の形態にかかる血圧測定装置の自励発振回路およびゲイン変化補正回路のそれぞれの周波数特性を示す周波数 - ゲイン - 位相特性曲線図である。

【図 8】 本発明の第一の実施の形態にかかる血圧測定装置の周波数と血圧との相関の一

10

20

30

40

50

例を示す図である。

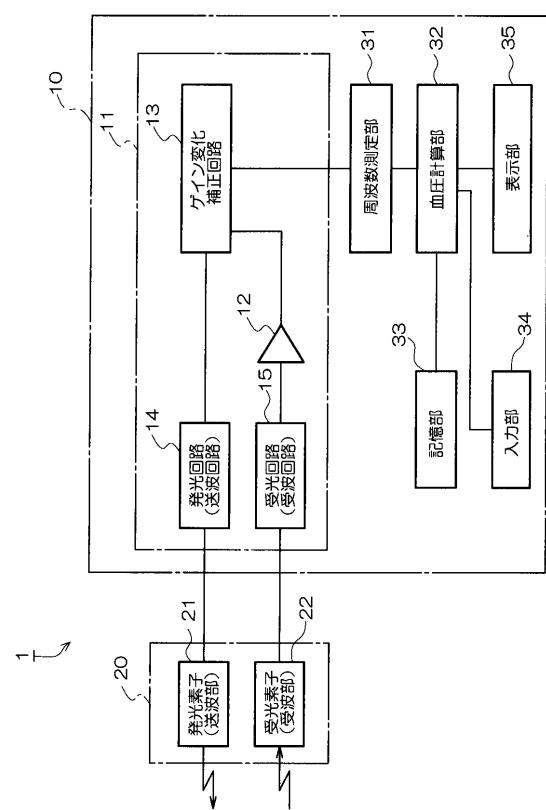
【図9】 本発明の第一の実施の形態にかかる血圧測定装置の周波数の測定結果の一例を示す図である。

【図10】 本発明にかかる血圧測定装置のキャリブレーションの一例における周波数変動波形を示す図である。

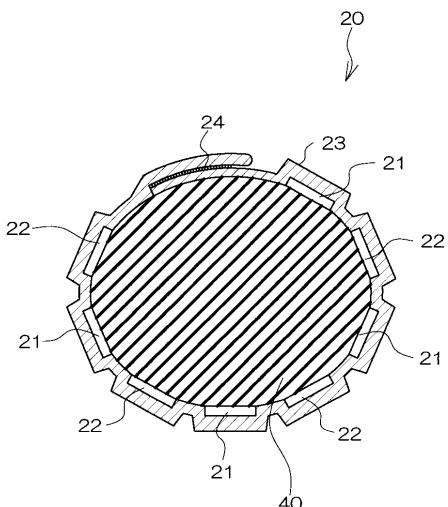
【符号の説明】

1 血圧測定装置、11 自励発振回路、13 ゲイン変化補正回路、21 発光素子（送波部）、22 受光素子（受波部）、32 血圧計算部。

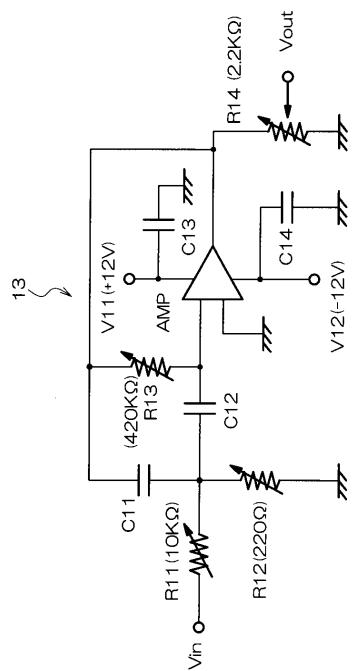
【図1】



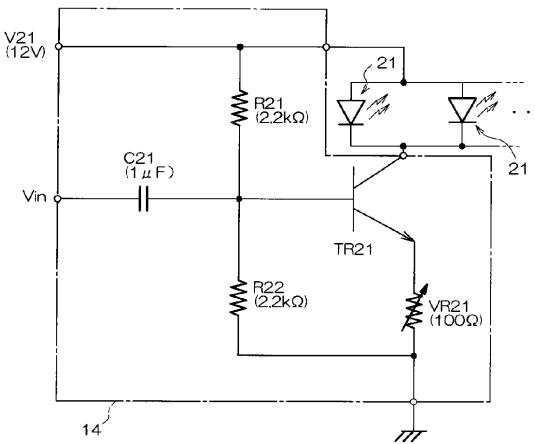
【図2】



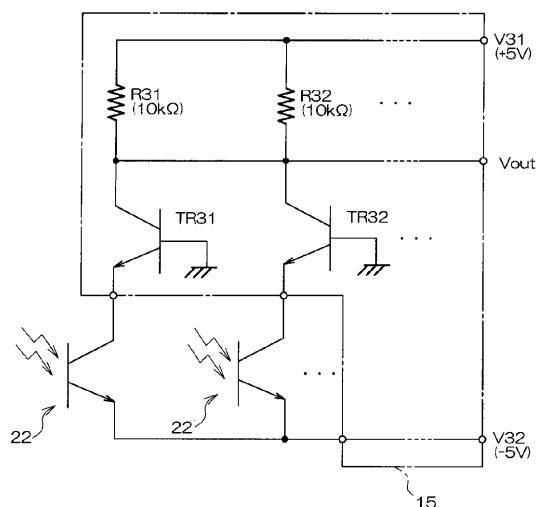
【図3】



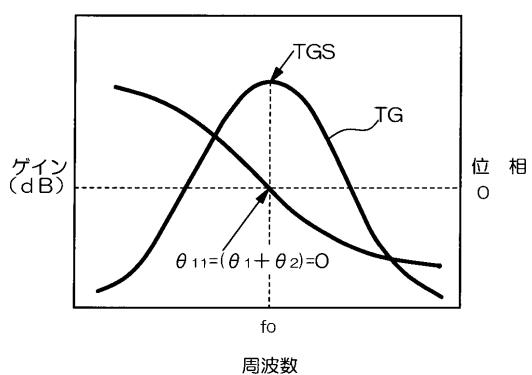
【図4】



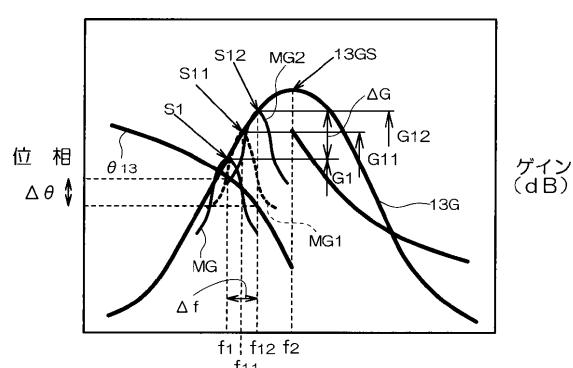
【図5】



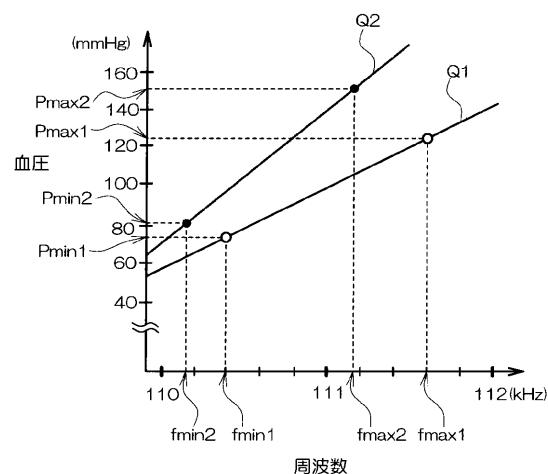
【図6】



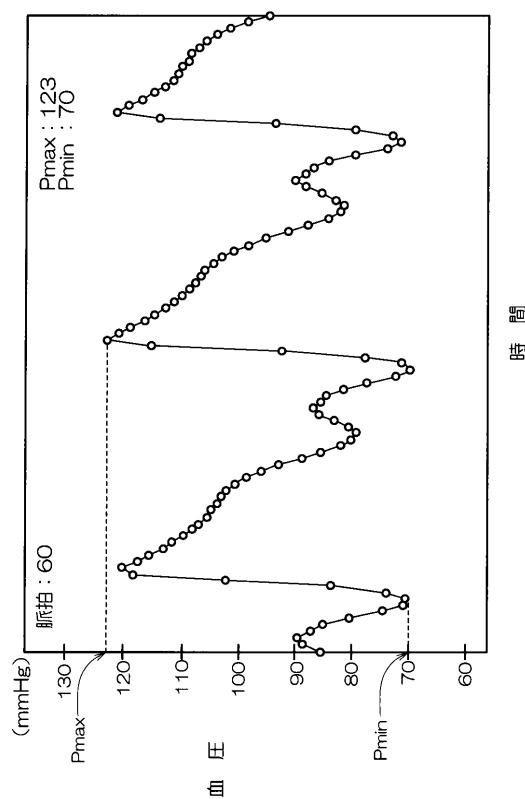
【図7】



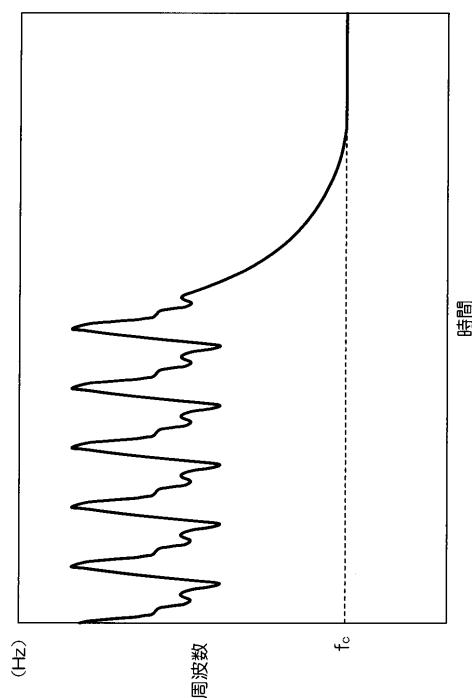
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平09-145691(JP,A)
特開平11-299747(JP,A)
特開平01-299537(JP,A)
特開昭55-143132(JP,A)
特開昭64-015030(JP,A)
特開平04-250135(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/022