

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B1)

(11) 特許番号

特許第5017501号
(P5017501)

(45) 発行日 平成24年9月5日(2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月15日(2012.6.15)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B	5/0245	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 1 0 B
A 6 1 B	5/08	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 1 0 H
A 6 1 B	5/16	(2006.01)	A 6 1 B	5/08	
A 6 1 B	5/022	(2006.01)	A 6 1 B	5/16	
			A 6 1 B	5/02	3 3 7 H

請求項の数 9 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2012-519812 (P2012-519812)	(73) 特許権者	510037134
(86) (22) 出願日	平成23年12月27日 (2011.12.27)		株式会社アクトメディカルサービス
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/080339		福島県福島市南沢又字河原前19-3
審査請求日	平成24年4月20日 (2012.4.20)	(74) 代理人	100101454
(31) 優先権主張番号	特願2011-12106 (P2011-12106)		弁理士 山田 卓二
(32) 優先日	平成23年1月24日 (2011.1.24)	(74) 代理人	100081422
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 田中 光雄
早期審査対象出願		(74) 代理人	100125874
			弁理士 川端 純市
		(72) 発明者	竹之下 誠一
			福島県福島市光が丘1番地 公立大学法人
			福島県立医科大学内
		(72) 発明者	千葉 伸太郎
			東京都港区西新橋3-25-8 東京慈恵
			会医科大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管脈波測定システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

皮膚を介して血管に光を放射する発光素子と、上記血管からの反射光又は上記血管を介した透過光を皮膚を介して受光する受光素子とを含む光探触子と、

入力される駆動信号に基づいて上記発光素子を駆動する駆動回路と、

上記受光素子により受光された光を電気信号に変換して出力する検出回路とを備えた光探触子回路を用いて血管脈波測定を行う血管脈波測定システムにおいて、

上記電気信号を上記駆動信号として上記駆動回路に直接に同期帰還することで、上記検出回路から自励発振信号を発生して、当該自励発振信号を血管脈波信号として測定する測定手段と、

上記自励発振信号のレベルが実質的に最大となるように、上記検出回路及び上記駆動回路の少なくとも一方の動作点を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする血管脈波測定システム。

【請求項2】

上記光探触子回路における駆動回路及び検出回路の各動作点はそれぞれ上記駆動回路及び検出回路の各素子値により決定され、当該決定により、上記発光素子から放射された光が上記受光素子に到達するまでの光の伝搬距離に対する上記電気信号のレベルを示す電気特性における動作点が決定され、

上記制御手段は、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ所定の動作点初期値に設定した後、上記自励発振信号のレベルが実質的に最大となるように、上記検出回

路及び上記駆動回路の少なくとも一方の動作点を制御することにより、上記電気特性における動作点を制御することを特徴とする請求項1記載の血管脈波測定システム。

【請求項3】

上記電気特性は、所定の境界伝搬距離において上記電気信号のレベルについて所定の極値を有し、

上記制御手段は、上記境界伝搬距離よりも短い第1の伝搬距離範囲と、上記境界伝搬距離よりも長い第2の伝搬距離範囲のうち少なくとも一つの範囲で上記検出回路及び上記駆動回路を動作させることを特徴とする請求項2記載の血管脈波測定システム。

【請求項4】

上記制御手段は、

上記第1の伝搬距離範囲における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶し、上記第2の伝搬距離範囲における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶する記憶手段と、

上記第1の伝搬距離範囲の動作点初期値と、上記第2の伝搬距離範囲の動作点初期値とのうちの一方を選択する第1のスイッチ手段とを備え、

上記制御手段は、上記第1のスイッチ手段により選択された動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を用いて、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ設定することを特徴とする請求項3記載の血管脈波測定システム。

【請求項5】

上記光探触子回路は、互いに異なる境界伝搬距離が有する、発光素子及び受光素子の複数の対を備え、

上記記憶手段は、上記各対に対応して上記電気特性における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶し、

上記制御手段は、上記複数の対の1つを選択する第2のスイッチ手段を備え、

上記制御手段は、上記第2のスイッチ手段により選択された対に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を用いて、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ設定することを特徴とする請求項2乃至4のうちのいずれか1つに記載の血管脈波測定システム。

【請求項6】

上記測定手段は、上記測定された所定周期分の血管脈波信号に基づいて、最大血圧値の時間に対する傾きと、最大血圧値の平均値と、最大血圧値と最小血圧値との差である脈圧とを含む複数の判断パラメータを演算し、当該複数の判断パラメータに基づいて、被測定者が覚醒状態であるか、もしくは無呼吸状態であるかを判断することを特徴とする請求項1乃至5のうちのいずれか1つに記載の血管脈波測定システム。

【請求項7】

上記測定手段は、所定時刻の最大血圧値が上記最大血圧値の平均値に対して所定の第1のしきい値割合以上減少し、かつ上記脈圧が上記最大血圧値の平均値に対して所定の第2のしきい値割合以上減少していることが所定周期分連続して発生したときに、上記最大血圧値の時間に対する傾きが所定のしきい値を超えたときに、被測定者が覚醒状態であると判断する一方、上記しきい値以下のときに無呼吸状態であると判断することを特徴とする請求項6記載の血管脈波測定システム。

【請求項8】

上記測定手段は、上記光探触子回路上の押圧部との間に設けられた圧力シートセンサをさらに備え、

上記測定手段は、上記血管脈波信号を測定したときに、上記押圧部に対する圧力アクチュエータ又は人間の押圧により上記血管上の光探触子回路に対して応力を印加した後、上記血管脈波信号を測定しなくなったとき、その直前の血管脈波信号の電圧値を最大血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最大血圧値として記憶し、次いで、上記押圧を低下させて上記血管脈波信号を測定したとき、その直後の血管脈波信号の電圧値を最小血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最小血圧値

10

20

30

40

50

として記憶し、上記記憶された最大血圧値電圧とそれに対応する最大血圧値、及び上記記憶された最小血圧値電圧とそれに対応する最小血圧値に基づいて、血圧値電圧から血圧値への変換を示す変換式を生成することにより、当該変換式を用いて上記血管脈波信号の血圧値電圧を血圧値に変換するように校正する校正手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1乃至7のうちのいずれか1つに記載の血管脈波測定システム。

【請求項9】

皮膚を介して血管に光を放射する発光素子と、上記血管からの反射光又は上記血管を介した透過光を皮膚を介して受光する受光素子とを含む光探触子と、

入力される駆動信号に基づいて上記発光素子を駆動する駆動回路と、

上記受光素子により受光された光を電気信号に変換して出力する検出回路とを含む光探触子回路を用いて、血管脈波測定を行って血管脈波信号を測定する測定手段を備えた血管脈波測定システムにおいて、

上記測定手段は、上記光探触子回路上の押圧部との間に設けられた圧力シートセンサをさらに備え、

上記測定手段は、上記血管脈波信号を測定したときに、上記押圧部に対する圧力アクチュエータ又は人間の押圧により上記血管上の光探触子回路に対して応力を印加した後、上記血管脈波信号を測定しなくなったとき、その直前の血管脈波信号の電圧値を最大血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最大血圧値として記憶し、次いで、上記押圧を低下させて上記血管脈波信号を測定したとき、その直後の血管脈波信号の電圧値を最小血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最小血圧値として記憶し、上記記憶された最大血圧値電圧とそれに対応する最大血圧値、及び上記記憶された最小血圧値電圧とそれに対応する最小血圧値に基づいて、血圧値電圧から血圧値への変換を示す変換式を生成することにより、当該変換式を用いて上記血管脈波信号の血圧値電圧を血圧値に変換するように校正する校正手段をさらに備えたことを特徴とする血管脈波測定システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管脈波測定システムに関し、特に、発光素子と受光素子とを用いて血管の脈動波形（以下、脈波という。）を取得して血管脈波測定を行う血管脈波測定システムに関する。

【背景技術】

【0002】

物質の特性を評価する技術として振動を用いる方法が知られている。特許文献1には、物質特性の相違は振動の周波数の変化よりも位相の変化が大きいが、位相測定技術の精度が必ずしも高くないことを考慮し位相変化を周波数変化に変換する方法が開示されている。この方法を用いた装置は、物質に振動として超音波を入射する振動子と物質からの反射波を検出する振動検出センサと、振動検出センサの信号出力端に入力端が接続された増幅器と、増幅器の出力端と振動子の入力端との間に設けられ、振動子への入力波形と振動検出センサからの出力波形との間に位相差が生じるときは、周波数を変化させて前記位相差をゼロにシフトする位相シフト回路と、位相差をゼロにシフトさせるための周波数変化量を検出する周波数変化量検出手段とを含むことを特徴とする。

【0003】

特許文献1の装置においては、具体的には、周波数偏差検出回路を利用した硬さ測定器において、軟質の被測定物から硬質の被測定物までの広い範囲において硬さ情報を正確に測定するために、接触要素、振動子、自励発振回路及びゲイン変化補正回路を備え、自励発振回路は振動子の振動情報を帰還し共振状態にし、ゲイン変化補正回路は自励発振回路に設け、ゲイン変化補正回路は、自励発振回路の中心周波数と異なる中心周波数を有し、周波数の変化に対してゲインを上昇させる。

【0004】

上記装置では、周波数変化量検出手段において、硬さの相違による位相差をゼロにシフトさせてこれを周波数変化量に変換している。この変換は、周波数に対する反射波の振幅ゲインと位相の関係を示す基準伝達関数を予め求めておいてこれを用いている。また、振動として超音波振動を用いているが、これを電気回路における電気信号の振動とすることができる。例えば、発光素子を駆動信号で駆動して光を放射し、その光を受光素子で検出し検出信号を発光素子の駆動信号として帰還することで帰還ループを形成するが、この帰還ループを流れる電気信号の振動を用いることができる。

【 0 0 0 5 】

すなわち、発光素子の駆動信号と放射される光信号との間には、発光素子の構造に起因する信号の遅れがあり、同様に受光素子に入射する光信号と受光素子が出力する検出信号との間にも受光素子の構造に起因する信号の遅れがある。従って、発光素子と受光素子とを組み合わせて帰還ループを形成すると、これらの遅れである位相差をゼロにすることで自励発振が生じる。この帰還ループに特許文献1で開示されている位相シフト回路を設けることで、位相差を周波数差に変換することができる。

【 0 0 0 6 】

そして、発光素子から放射した光を評価対象の物質に当て、その物質から反射した光を受光素子で受けて、上記の帰還ループを形成すると、自励発振回路の周波数は、受光素子と発光素子の構造に起因する遅れと、評価対象の物質の特性に起因する遅れに依存することになる。従って、この帰還ループに位相シフト回路を設け、位相差を周波数毎に変換して周波数差を観察することで、非接触的に、あるいは非侵襲的に、物質特性を測定することができる。

【 0 0 0 7 】

例えば特許文献2には、血圧測定装置として、赤外光を体内に送波し体内における反射波を受波するセンサユニットと、受波した反射波に基づく電気信号を送波部に帰還して自励発振する自励発振回路とを備え、自励発振回路には周波数の変化に対しゲインを変化させ、入力位相と出方位相との間の位相差をゼロに調整して帰還発振を促進するゲイン変化補正回路を含み、このようにして得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とが述べられている。

【 0 0 0 8 】

特許文献2の装置では、血圧の測定を精度良く行いかつ被測定者の負担を軽減するために、送波部は、電気信号を変換して電磁波または超音波例えば赤外光の体内へ送波し、受波部は、体内における反射波を受波して電気信号に変換し、周波数測定部により測定された自励発振回路の周波数は、血圧計算部において呼び出された関連パラメータに基づいて血圧値に変換され、表示部においてこの血圧値あるいは血圧波形の表示が逐次実施される。

【 0 0 0 9 】

このように、位相シフト法の技術によれば、発光素子と受光素子とを用いて血管の脈動波形を精度よく求めることができる。ところが、血管の脈動を測定する対象の生体、例えば被測定者は必ずしも測定中に安定した状態を維持していない。発光素子と受光素子とが取り付けられた腕を動かす等のように姿勢を変化させることがあり、また、発光素子と受光素子の取り付け状態が不完全であると、測定中に取り付け状態が変化することがある。

【 0 0 1 0 】

従って、測定中に脈動波形が次第に変化し例えば測定範囲、演算範囲を外れてしまうことが生じ得る。このように脈動波形が測定範囲に対しずれてゆくと正確な血管脈波測定を行うことができない。当該問題点を解決するために、より正確な測定を可能とする血管脈波測定システムを提供するために、本願出願人は、特許文献3において、以下の血管脈波測定システムを提案した。

【 0 0 1 1 】

特許文献3の血管脈波測定システムは、被測定者の血管の脈動取得に適した部位に取り付けられる光探触子と、光探触子回路を介して光探触子に接続され位相シフト法を用いる

10

20

30

40

50

ことで周波数の時間変化として脈動波形を出力する脈動波形出力部と、演算処理部とを備え、演算処理部の浮動中央値設定処理モジュールは周期的な周波数データの最大振幅値が演算範囲に対して予め定めた比率となるように最大振幅値を増幅し、その中央値をその絶対値に関わらず浮動的に演算範囲の中央値に設定する機能を有することを特徴としている。

【0012】

さらに、特許文献4では、脈波の状態を示す脈波信号に基づいて、脈拍数及び脈拍振幅を求め、これらに基づいて呼吸異常の判定を行う呼吸異常判定手段を備えた呼吸異常検出装置が提案されている。当該装置では、例えば、脈波振幅と単位時間当たりの脈拍数との比に基づいて呼吸異常を検出し、もしくは、呼吸数の変化、脈拍数の変化、血液中の酸素飽和濃度の変化に基づいて呼吸異常を検出することを特徴としている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0013】

【特許文献1】特開平9-145691号公報

【特許文献2】特開2001-187032号公報

【特許文献3】国際公開WO2010/089893号公報

【特許文献4】特開2004-121668号公報

【特許文献5】特開平6-169892号公報

【特許文献6】特開2005-021477号公報

20

【非特許文献】

【0014】

【非特許文献1】社団法人日本生体医工学会編、「血液のレオロジーと血流」, コロナ社, 2003年4月25日発行, 120~121頁

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

しかしながら、上記特許文献1~3で開示された従来技術に係る各装置では、
 (a) 発光素子と受光素子の取り付け状態の変化に加えて、
 (b) 例えば手首の橈骨動脈部に取り付けるか、もしくは、指先に取り付けるかの取り付け部位に応じて、
 (c) また、例えば同一の橈骨動脈部の部位に取り付けるにしても、痩せた被測定者と、太った被測定者とでその者の皮膚の厚さに応じて、
 (d) さらに、例えば血管からの反射光を用いる反射型光探触子を用いるか、もしくは、血管を通過した通過光を用いる通過型光探触子を用いるかの光探触子の種類に応じて、
 血管の脈動取得動作がしばしば不安定な状態になり、脈動波形データを取得できない場合が多発して、測定現場ではほとんど全く使いものにならないという問題点があった。

30

【0016】

また、上記特許文献4で開示された従来技術に係る呼吸異常検出装置では、上記の問題点に加えて、呼吸異常の検出精度がいまだ低いという問題点があった。

40

【0017】

本発明の第1の目的は以上の問題点を解決し、発光素子から受光素子までの光の伝搬距離が異なる場合であっても、従来技術に比較して簡単な構成で脈動波形データを取得でき、血管脈波測定を行うことができる血管脈波測定システムを提供することにある。

【0018】

また、本発明の第2の目的は以上の問題点を解決し、上記血管脈波測定システムを用いて、従来技術に比較して簡単な構成でかつ高精度で、呼吸異常を検出することができる血管脈波測定システムを提供することにある。

【0019】

さらに、本発明の第3の目的は、上記血管脈波測定システムを用いて、従来技術に比較

50

して簡単な構成でかつ高精度で、血管脈波信号の血圧値電圧を血圧値に変換するように校正することができる血管脈波測定システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0020】

第1の発明に係る血管脈波測定システムは、

皮膚を介して血管に光を放射する発光素子と、上記血管からの反射光又は上記血管を介した透過光を皮膚を介して受光する受光素子とを含む光探触子と、

入力される駆動信号に基づいて上記発光素子を駆動する駆動回路と、

上記受光素子により受光された光を電気信号に変換して出力する検出回路とを備えた光探触子回路を用いて血管脈波測定を行う血管脈波測定システムにおいて、

上記電気信号を上記駆動信号として上記駆動回路に直接に同期帰還することで、上記検出回路から自励発振信号を発生して、当該自励発振信号を血管脈波信号として測定する測定手段と、

上記自励発振信号のレベルが実質的に最大となるように、上記検出回路及び上記駆動回路の少なくとも一方の動作点を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする。

【0021】

上記血管脈波測定システムにおいて、

上記光探触子回路における駆動回路及び検出回路の各動作点はそれぞれ上記駆動回路及び検出回路の各素子値により決定され、当該決定により、上記発光素子から放射された光が上記受光素子に到達するまでの光の伝搬距離に対する上記電気信号のレベルを示す電気特性における動作点が決定され、

上記制御手段は、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ所定の動作点初期値に設定した後、上記自励発振信号のレベルが実質的に最大となるように、上記検出回路及び上記駆動回路の少なくとも一方の動作点を制御することにより、上記電気特性における動作点を制御することを特徴とする。

【0022】

また、上記血管脈波測定システムにおいて、上記電気特性は、所定の境界伝搬距離において上記電気信号のレベルについて所定の極値を有し、

上記制御手段は、上記境界伝搬距離よりも短い第1の伝搬距離範囲と、上記境界伝搬距離よりも長い第2の伝搬距離範囲のうちの少なくとも一つの範囲で上記検出回路及び上記駆動回路を動作させることを特徴とする。

【0023】

さらに、上記血管脈波測定システムにおいて、上記制御手段は、

上記第1の伝搬距離範囲における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶し、上記第2の伝搬距離範囲における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶する記憶手段と、

上記第1の伝搬距離範囲の動作点初期値と、上記第2の伝搬距離範囲の動作点初期値とのうちの一方を選択する第1のスイッチ手段とを備え、

上記制御手段は、上記第1のスイッチ手段により選択された動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を用いて、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ設定することを特徴とする。

【0024】

またさらに、上記血管脈波測定システムにおいて、上記光探触子回路は、互いに異なる境界伝搬距離が有する、発光素子及び受光素子の複数の対を備え、

上記記憶手段は、上記各対に対応して上記電気特性における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶し、

上記制御手段は、上記複数の対の1つを選択する第2のスイッチ手段を備え、

上記制御手段は、上記第2のスイッチ手段により選択された対に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を用いて、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ設定することを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

さらに、上記血管脈波測定システムにおいて、上記測定手段は、上記測定された所定周期分の血管脈波信号に基づいて、最大血圧値の時間に対する傾きと、最大血圧値の平均値と、最大血圧値と最小血圧値との差である脈圧を含む複数の判断パラメータを演算し、当該複数の判断パラメータに基づいて、被測定者が覚醒状態であるか、もしくは無呼吸状態であるかを判断することを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

またさらに、上記血管脈波測定システムにおいて、上記測定手段は、所定時刻の最大血圧値が上記最大血圧値の平均値に対して所定の第1のしきい値割合以上減少し、かつ上記脈圧が上記最大血圧値の平均値に対して所定の第2のしきい値割合以上減少していることが所定周期分連続して発生したときに、上記最大血圧値の時間に対する傾きが所定のしきい値を超えたときに、被測定者が覚醒状態であると判断する一方、上記しきい値以下のときに無呼吸状態であると判断することを特徴とする。

【 0 0 2 7 】

またさらに、上記血管脈波測定システムにおいて、上記測定手段は、上記光探触子回路上の押圧部との間に設けられた圧力シートセンサをさらに備え、

上記測定手段は、上記血管脈波信号を測定したときに、上記押圧部に対する圧力アクチュエータ又は人間の押圧により上記血管上の光探触子回路に対して応力を印加した後、上記血管脈波信号を測定しなくなったとき、その直前の血管脈波信号の電圧値を最大血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最大血圧値として記憶し、次いで、上記押圧を低下させて上記血管脈波信号を測定したとき、その直後の血管脈波信号の電圧値を最小血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最小血圧値として記憶し、上記記憶された最大血圧値電圧とそれに対応する最大血圧値、及び上記記憶された最小血圧値電圧とそれに対応する最小血圧値に基づいて、血圧値電圧から血圧値への変換を示す変換式を生成することにより、当該変換式を用いて上記血管脈波信号の血圧値電圧を血圧値に変換するように校正する校正手段をさらに備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

第2の発明に係る血管脈波測定システムは、

皮膚を介して血管に光を放射する発光素子と、上記血管からの反射光又は上記血管を介した透過光を皮膚を介して受光する受光素子とを含む光探触子と、

入力される駆動信号に基づいて上記発光素子を駆動する駆動回路と、

上記受光素子により受光された光を電気信号に変換して出力する検出回路とを含む光探触子回路を用いて、血管脈波測定を行って血管脈波信号を測定する測定手段を備えた血管脈波測定システムにおいて、

上記測定手段は、上記光探触子回路上の押圧部との間に設けられた圧力シートセンサをさらに備え、

上記測定手段は、上記血管脈波信号を測定したときに、上記押圧部に対する圧力アクチュエータ又は人間の押圧により上記血管上の光探触子回路に対して応力を印加した後、上記血管脈波信号を測定しなくなったとき、その直前の血管脈波信号の電圧値を最大血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最大血圧値として記憶し、次いで、上記押圧を低下させて上記血管脈波信号を測定したとき、その直後の血管脈波信号の電圧値を最小血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最小血圧値として記憶し、上記記憶された最大血圧値電圧とそれに対応する最大血圧値、及び上記記憶された最小血圧値電圧とそれに対応する最小血圧値に基づいて、血圧値電圧から血圧値への変換を示す変換式を生成することにより、当該変換式を用いて上記血管脈波信号の血圧値電圧を血圧値に変換するように校正する校正手段をさらに備えたことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 9 】

本発明に係る血管脈波測定システムによれば、上記電気信号を上記駆動信号として上記駆動回路に直接に同期帰還することで、上記検出回路から自励発振信号を発生して、当該

10

20

30

40

50

自励発振信号を血管脈波信号として測定する測定手段と、上記自励発振信号のレベルが実質的に最大となるように、上記検出回路及び上記駆動回路の少なくとも一方の動作点を制御する制御手段とを備える。ここで、好ましくは、上記光探触子回路における駆動回路及び検出回路の各動作点はそれぞれ上記駆動回路及び検出回路の各素子値により決定され、当該決定により、上記発光素子から放射された光が上記受光素子に到達するまでの光の伝搬距離に対する上記電気信号のレベルを示す電気特性における動作点が決定され、上記制御手段は、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ所定の動作点初期値に設定した後、上記自励発振信号のレベルが実質的に最大となるように、上記検出回路及び上記駆動回路の少なくとも一方の動作点を制御することにより、上記電気特性における動作点を制御する。従って、発光素子から受光素子までの光の伝搬距離が異なる場合であっても、従来技術に比較して簡単な構成で脈動波形データを取得でき、血管脈波測定を行うことができる。

10

【 0 0 3 0 】

また、上記血管脈波測定システムにおいて、上記電気特性は、所定の境界伝搬距離において上記電気信号のレベルについて所定の極値を有し、上記制御手段は、上記境界伝搬距離よりも短い第1の伝搬距離範囲と、上記境界伝搬距離よりも長い第2の伝搬距離範囲のうちの少なくとも一つの範囲で上記検出回路及び上記駆動回路を動作させる。ここで、上記制御手段は、上記第1の伝搬距離範囲における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶し、上記第2の伝搬距離範囲における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶する記憶手段と、上記第1の伝搬距離範囲の動作点初期値と、上記第2の伝搬距離範囲の動作点初期値とのうちの一方を選択する第1のスイッチ手段とを備え、上記制御手段は、上記第1のスイッチ手段により選択された動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を用いて、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ設定する。従って、上記境界伝搬距離に着目して上記動作点を選択的に切り換えることで、発光素子から受光素子までの光の伝搬距離が異なる場合であっても、従来技術に比較して簡単な構成で脈動波形データを取得でき、血管脈波測定を行うことができる。

20

【 0 0 3 1 】

さらに、上記血管脈波測定システムにおいて、上記光探触子回路は、互いに異なる境界伝搬距離が有する、発光素子及び受光素子の複数の対を備え、上記記憶手段は、上記各対に対応して上記電気特性における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶し、上記制御手段は、上記複数の対の1つを選択する第2のスイッチ手段を備え、上記制御手段は、上記第2のスイッチ手段により選択された対に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を用いて、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ設定する。従って、脈動波形データをほとんど得られない境界伝搬距離に着目して上記動作点を選択的に切り換えることで、発光素子から受光素子までの光の伝搬距離が異なる場合であっても、従来技術に比較して簡単な構成で脈動波形データを取得でき、血管脈波測定を行うことができる。

30

【 0 0 3 2 】

またさらに、上記血管脈波測定システムにおいて、上記測定手段は、上記測定された所定周期分の血管脈波信号に基づいて、最大血圧値の時間に対する傾きと、最大血圧値の平均値と、最大血圧値と最小血圧値との差である脈圧とを含む複数の判断パラメータを演算し、当該複数の判断パラメータに基づいて、被測定者が覚醒状態であるか、もしくは無呼吸状態であるかを判断する。ここで、好ましくは、上記測定手段は、所定時刻の最大血圧値が上記最大血圧値の平均値に対して所定の第1のしきい値割合以上減少し、かつ上記脈圧が上記最大血圧値の平均値に対して所定の第2のしきい値割合以上減少していることが所定周期分連続して発生したときに、上記最大血圧値の時間に対する傾きが所定のしきい値を超えたときに、被測定者が覚醒状態であると判断する一方、上記しきい値以下のときに無呼吸状態であると判断する。従って、上記血管脈波測定システムを用いて、従来技術に比較して簡単な構成でかつ高精度で、無呼吸状態などの呼吸異常を検出することができ

40

50

る。

【 0 0 3 3 】

またさらに、上記測定手段は、上記光探触子回路上の押圧部との間に設けられた圧力シートセンサをさらに備え、上記測定手段は、上記血管脈波信号を測定したときに、上記押圧部に対する圧力アクチュエータ又は人間の押圧により上記血管上の光探触子回路に対して応力を印加した後、上記血管脈波信号を測定しなくなったとき、その直前の血管脈波信号の電圧値を最大血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最大血圧値として記憶し、次いで、上記押圧を低下させて上記血管脈波信号を測定したとき、その直後の血管脈波信号の電圧値を最小血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最小血圧値として記憶し、上記記憶された最大血圧値電圧とそれに対応する最大血圧値、及び上記記憶された最小血圧値電圧とそれに対応する最小血圧値に基づいて、血圧値電圧から血圧値への変換を示す変換式を生成することにより、当該変換式を用いて上記血管脈波信号の血圧値電圧を血圧値に変換するように校正する校正手段をさらに備える。従って、上記血管脈波測定システムにおいて、従来技術に比較して極めて簡単な校正でかつ高精度で、血管脈波信号の血圧値電圧を血圧値に変換するように校正することができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 4 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係る血管脈波測定システムの構成を示すブロック図である。

20

【 図 2 】 図 1 の反射型光探触子 1 2 の構成を示す側面図である。

【 図 3 】 図 1 の光探触子回路 2 0 の構成を示す回路図である。

【 図 4 】 変形例に係る透過型光探触子 1 2 A の構成を示す概略図である。

【 図 5 A 】 図 1 の光探触子回路 2 0 及び増幅器 3 0 の具体例を示す回路図である。

【 図 5 B 】 図 5 A の光探触子回路 2 0 の変形例を示す回路図である。

【 図 6 】 図 1 の光探触子回路 2 0 の受発光センサの取り付け例を示す正面図であって、(a) は被測定者の手首の橈骨動脈部 7 に光探触子回路 2 0 の受発光センサを取り付けた一例を示す正面図であり、(b) は被測定者の指先 9 に光探触子回路 2 0 の受発光センサを取り付けた一例を示す正面図である。

【 図 7 A 】 第 1 の変形例に係る、圧力シートセンサ及び受発光センサを含む光探触子回路 2 0 A の取り付け例を示す正面図である。

30

【 図 7 B 】 第 2 の変形例であって、被測定者の指先 9 に光探触子回路 2 0 の受発光センサを取り付けかつ圧力シートセンサ 3 5 を手首の橈骨動脈部 7 に取り付けた場合の一例を示す正面図である。

【 図 8 A 】 図 1 の血管脈波測定システムにより測定された脈波電圧値の最大電圧値 V_{max} 及び最小電圧値 V_{min} を示すグラフである。

【 図 8 B 】 図 1 の血管脈波測定システムにより測定された脈波電圧値に対応する血圧値の最大血圧値 P_{max} 及び最小血圧値 P_{min} を示すグラフである。

【 図 8 C 】 図 1 の血管脈波測定システムにより測定された脈波電圧値から血圧値への変換を示すグラフである。

40

【 図 9 A 】 図 7 A に図示された第 1 の変形例に係る、圧力シートセンサ及び受発光センサを含む光探触子回路 2 0 A の構成を示す縦断面図である。

【 図 9 B 】 図 9 A の変形例であって、被験者などの人間の指先で押圧する光探触子回路 2 0 B の構成を示す縦断面図である。

【 図 1 0 】 図 5 の光探触子回路 2 0 において、電源電圧 $V_{cc} = 1.5V$ で抵抗 $R_1 = 1.8k$ のときであって、抵抗 R_4 を変化したときの光の伝搬距離に対する出力電圧を示すグラフである。

【 図 1 1 】 図 5 の光探触子回路 2 0 において、電源電圧 $V_{cc} = 1.5V$ で抵抗 $R_4 = 200$ のときであって、抵抗 R_1 を変化したときの光の伝搬距離に対する出力電圧を示すグラフである。

50

【図12】図5の光探触子回路20において、電源電圧 $V_{cc} = 5V$ で抵抗 $R_4 = 200$ のときであって、抵抗 R_1 を変化したときの光の伝搬距離に対する出力電圧を示すグラフである。

【図13】図5の光探触子回路20において、電源電圧 $V_{cc} = 30V$ で抵抗 $R_4 = 200$ のときであって、抵抗 R_1 を変化したときの光の伝搬距離に対する出力電圧を示すグラフである。

【図14】図1の血管脈波測定システムにより測定された脈動波形を血圧波形に変換して示すグラフである。

【図15】図1の血管脈波測定システムにおいて、移動平均法を用いて脈動波形を処理する動作を示すグラフである。

【図16】(a)は図1の血管脈波測定システムにより測定されたある被測定者の覚醒時の各種信号波形の一例を示すグラフであり、(b)は図1の血管脈波測定システムにより測定されたある被測定者の無呼吸時の各種信号波形の一例を示すグラフである。

【図17】(a)は覚醒時の最大血圧値 P_{max} の変化をモデル化して示す図であり、(b)は無呼吸時の最大血圧値 P_{max} の変化をモデル化して示す図である。

【図18】図5のセンサコントローラ25により実行される受発光センサ制御処理を示すフローチャートである。

【図19】図1の装置コントローラ50の血圧値校正処理モジュール52により実行される血圧値校正処理を示すフローチャートである。

【図20】図1の装置コントローラ50の血管脈波測定処理モジュール51により実行される血管脈波測定を示すフローチャートである。

【図21】図1の装置コントローラ50の睡眠異常判別処理モジュール53により実行される睡眠異常判別処理を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0035】

以下、本発明に係る実施形態について図面を参照して説明する。なお、以下の各実施形態において、同様の構成要素については同一の符号を付している。以下では、測定対象として人間の血管の脈波について説明するが、生体の血管の脈波であればよく、人間以外の動物等を対象とすることができる。また、以下では、血管脈波測定として、脈拍、最大血圧、最小血圧の測定について説明するが、これ以外に、血管の脈動波形を用いて測定するものであればよい。例えば、脈拍波形の積分値から血流量に対応する量の測定を行い、脈動波形の微分値から血管の柔軟性を評価する測定を行うものであってもよい。以下で説明する材料、形状、寸法は例示であって、使用目的に応じこれらの内容を適宜変更してもよい、

【0036】

本発明者らは、上述の「上記特許文献1～3で開示された従来技術に係る各装置では、(a)発光素子と受光素子の取り付け状態の変化に加えて、(b)例えば手首の橈骨動脈部に取り付けるか、もしくは、指先に取り付けるかの取り付け部位に応じて、

(c)また、例えば同一の橈骨動脈部の部位に取り付けるにしても、痩せた被測定者と、太った被測定者とでその者の皮膚の厚さに応じて、

(d)さらに、例えば血管からの反射光を用いる反射型光探触子を用いるか、もしくは、血管を通過した通過光を用いる通過型光探触子を用いるかの光探触子の種類に応じて、

血管の脈動取得動作がしばしば不安定な状態になり、脈動波形データを取得できない場合が多発して、測定現場ではほとんど全く使いものにならないという問題点を解決するために鋭意研究した結果、これらの変化が、発光素子から受光素子までの光の伝搬距離が変化することに着目し、詳細後述するように実験を行って、その実験結果に基づいて、上記の状況変化にかかわらず、安定に動作することが可能である、以下の血管脈波測定システムを研究開発するに至った。

【0037】

10

20

30

40

50

図1は本発明の一実施形態に係る血管脈波測定システムの構成を示すブロック図である。図1において、血管脈波測定システム10の構成要素ではないが、血圧等を測定する対象の被測定者6と、実際に血圧を測定する血管8が図1に示されている。なお、以下の図において、被測定者6の皮膚については図示を省略する。本実施形態に係る血管脈波測定システム10は、従来用いられているコトコフ音を測定する圧迫カフ法、あるいは、動脈内に、圧力センサが連結されたカテーテルを挿入侵襲させて血管内の圧力を直接測定する観血法に代えて、発光素子と受光素子とを有する光探触子12を用いて血管8の脈動波形を取得して脈波測定を行うシステムである。

【0038】

血管脈波測定システム10は、

(a) 被測定者6の血管8の脈動取得に適した部位に取り付けられる光探触子12を含み、光探触子12を構成する発光素子を駆動して光を放射させ、皮膚を介して血管により反射される反射光を受光素子によって検出するための光探触子回路20(又は20A, 20B)と、

(b) 光探触子回路20(又は26)からの出力電圧 V_{out} を増幅する増幅器30と、
(c) 増幅器30からの出力電圧をデジタルデータにA/D変換するA/D変換器31と、

(d) 内部メモリ50mを含む例えばデジタル計算機などの制御装置であって、血管脈波測定処理モジュール51と、血圧値校正処理モジュール52と、睡眠状態判別処理モジュール53とを備え、A/D変換器31からのデジタルデータを処理して血管脈波データ

を発生し、血管脈波データに対して血圧値校正処理(図19)、血管脈波測定処理(図20)及び睡眠状態判別処理(図21)を実行する装置コントローラ50と、
(e) 例えばディスプレイ又はプリンタであって、装置コントローラ50からの出力データに基づいて、脈動波形表示(移動平均処理後の脈動波形表示61及びローパスフィルタ処理後の脈動波形表示62)及び各血管脈波測定値表示(脈拍、最大血圧値 P_{max} 及び最小血圧値 P_{min})を表示する表示部60と、
を備えて構成される。

【0039】

なお、圧力シートセンサ35及び圧力アクチュエータ36を含む光探触子回路10A(図7A及び図9A)からの出力電圧 V_{out} は増幅器30に出力され、当該圧力シートセンサの圧力値データは装置コントローラ50に出力され、圧力アクチュエータ36への制御信号は装置コントローラ50から出力される。また、圧力シートセンサ36のみの場合は(図7B)、装置コントローラ50と接続される。

【0040】

図2は図1の反射型光探触子12の構成を示す側面図である。光探触子12は、所定の保持部13に発光素子14と受光素子16とが回路基板18に取り付けられて配置されて構成される。保持部13は、回路基板18を内蔵し、発光素子14の光放射部と、受光素子16の光検出部とを表面に突き出して配置する部材で、例えば適当なプラスチック材料を成形してなる。発光素子14としては、発光ダイオード(Light Emission Diode: LED)を用いることができ、例えば赤外LEDが用いられる。また、受光素子16としては、フォトダイオード又はフォトトランジスタを用いられる。

【0041】

発光素子14と受光素子16とは、近接して配置されることが好ましいが、発光素子14からの光が受光素子16に直接入らないように、間に遮光壁を設ける等の構造的工夫をすることが好ましい。あるいは、レンズを発光素子14と受光素子16に設け、指向性を高めることもよい。図2の例では、発光素子14と受光素子16が1つずつ設けられているが、複数の発光素子14、複数の受光素子16を設けるものとしてもよい。また、受光素子16の周りを複数の発光素子14で囲むように配置してもよい。光探触子12には、図示されていない適当なバンド、テープ等で被測定者6の血管8の脈拍の検出に適した部位に取り付けられる。図1では、光探触子12が手首の橈骨動脈部7に取り付けられる様

10

20

30

40

50

子が示されているが、これ以外に、腕の肘部の内側に対応する上腕動脈部、指先、心臓の近傍等の部位に光探触子12を取り付けてもよい。

【0042】

図3は図1の光探触子回路20の構成を示す回路図である。光探触子回路20は、発光素子14に対する駆動回路と、受光素子16に対する検出回路とにより構成され、検出回路からの出力信号を直接に駆動回路に入力させることで同期帰還させて自励発振回路を構成する。

【0043】

発光素子14に対する駆動回路としては、電源電圧 V_{cc} と接地の間に発光素子14と駆動トランジスタ24とを直列に接続して駆動トランジスタ24の制御端子であるベースを所定のバイアス条件とする構成が用いられる。この構成において、駆動トランジスタ24のベースへの入力信号がハイとなると、駆動トランジスタ24がオンして、発光素子14に駆動電流が流れる。これによって発光素子14が発光し、その光が皮膚を介して血管8に向けて放射される。また、受光素子16のための検出回路としては、正の電源電圧 V_{cc} と負の電源電圧 $-V_{cc}$ との間に負荷抵抗22とトランジスタ23と受光素子16とが直列に接続される構成が用いられる。この構成において、発光素子14の光によって照射された血管8からの反射光を皮膚を介して受光素子14が受光することで、受光素子16に光電流が発生する。その光電流の大きさは、負荷抵抗22に流れる電流の大きさに対応する出力電圧 V_{out} の信号(出力電圧信号)として出力される。なお、出力電圧 V_{out} の信号は自励発振信号であるので交流信号である。

【0044】

図1に示すように、上記自励発振回路を構成する光探触子回路20からの出力電圧信号は増幅器30及びA/D変換器31を介して装置コントローラ50に出力される。このように、発光素子14から光が血管8(正確には、例えば酸化ヘモグロビンを含む血液が充填された血管の血管壁)により放射され、血管8からの反射光を受光素子16が受け取る場合には、発光素子14から受光素子16に直接入射する光の影響がないものとして、光探触子回路20からの出力電圧信号は光の伝搬距離(発光素子14から放射された光が受光素子16に到達するまでの距離をいう。)に応じて出力電圧 V_{out} が変化するので、血管8が脈動により変化すると、出力電圧 V_{out} が変化し、すなわち、出力電圧 V_{out} は脈動の変化に対応して変化する。

【0045】

特許文献1~3などの従来技術では、大きな出力電圧の変化を得ることができなかつたために、その周波数変化を電圧変化に変換して、脈動の変化を検出していたが、本実施形態では、図3に示すように、光探触子回路20内の検出回路の出力信号を直接に駆動回路の入力信号として同期帰還させて自励発振させて自励発振信号を発生させ、かつ詳細後述するように、センサコントローラ25により出力電圧 V_{out} (交流信号である自励発振信号の振幅幅(変化量))が実質的に最大となるように制御して設定することで、脈動波形をきわめて簡単に得ることができる。

【0046】

図4は変形例に係る透過型光探触子12Aの構成を示す概略図である。図3の反射型光探触子12に代えて、図4の透過型光探触子12Aを用いてもよい。図3の反射型光探触子12における光の伝搬距離に比較して、透過光の伝搬距離は長くなるが、同様に用いて血管脈波測定を行うことができる。

【0047】

図5Aは図1の光探触子回路20及び増幅器30の具体例を示す回路図である。図5Aにおいて、光探触子20は、発光素子14とその駆動回路と、受光素子16とその検出回路と、駆動回路及び検出回路の動作点を制御するセンサコントローラ25とを備えて構成される。

【0048】

センサコントローラ25は例えばデジタル計算機などの制御装置であって、距離選択

10

20

30

40

50

スイッチ 26 を備える。距離選択スイッチ 26 は、駆動回路及び検出回路の動作点を決定する初期値（具体的には、抵抗 R1, R4 の初期値）を設定するためのスイッチであり、例えば「距離大」「距離小」を選択できるように構成される。これは、図 10 乃至図 13 を参照して詳細後述するように、それらに図示の電気特性において出力電圧の極値を有する所定の境界伝搬距離を境にしてその前後の領域で、伝搬距離の変化に対する出力電圧の変化（自励発振信号の振幅）として大きな値を得ることができ、脈波電圧を得ることができるからで、測定可能な伝搬距離を拡大することができる。すなわち、「距離大」は境界伝搬距離よりも長い伝搬距離で血管脈波測定を行う場合であり、「距離小」は境界伝搬距離よりも短い伝搬距離で血管脈波測定を行う場合である。

【0049】

センサコントローラ 25 は、図 18 の受発光センサ制御処理に従って、抵抗 R1, R4 を所定の初期値を設定した後、抵抗 R1, R4 の各抵抗値を変化させて光探触子回路 20 の出力電圧 V_{out} が実質的に最大となるように制御する。また、光探触子回路 20 におけるキャパシタ C4 は直流阻止用に設けられ、かつ検出回路及び駆動回路により構成される同期帰還を含む自励発振回路における自励発振信号の周波数特性を決定するために設けられ、例えば最大心拍周波数を 240 回/分とすれば、カットオフ周波数が 4 Hz であるローパスフィルタを挿入するように構成される。さらに、増幅器 30 は例えばオペアンプ 32 を備えて公知のごとく構成される。

【0050】

以上の光探触子回路 20 においては、受光素子 16 の検出回路からの出力電圧 V_{out} を発光素子 14 の駆動回路への駆動信号として用いているが、本発明はこれに限らず、出力電流などの電気信号を発光素子 14 の駆動回路への駆動信号として用いてもよい。

【0051】

図 5 B は図 5 A の光探触子回路 20 の変形例を示す回路図である。図 5 の光探触子回路 20 においては、発光素子 14 と受光素子 16 との組は 1 対しか図示していないが、好ましくは、境界伝搬距離（受光素子 16 の出力コレクタ電流が実質的に最大となる伝搬距離）が互いに異なる 2 対以上備えて素子選択スイッチ 27 を用いて切り換えるように構成される。これは、図 10 乃至図 13 を参照して詳細後述するように、上記境界伝搬距離付近では、伝搬距離の変化に対する出力電圧の変化が小さくなり、自励発振信号である脈波電圧として実質的に得ることができないため、互いに異なる境界伝搬距離を有する 2 対以上の受発光センサを備えることで、測定不可能な伝搬距離を解消することができるためである。図 5 B では、発光素子 14 と受光素子 16 の第 1 の光探触子 12 と、発光素子 14 a と受光素子 16 a の第 2 の光探触子 12 a との 2 対の受発光センサ対を備えるとともに、センサコントローラ 25 はさらに素子選択スイッチ 27 を備える。素子選択スイッチ 27 により例えば「素子 1」「素子 2」を選択できるように構成され、「素子 1」を選択したとき、センサコントローラ 25 はスイッチ 41, 42 を連動して接点 a 側に切り換えて、発光素子 14 と受光素子 16 の第 1 の光探触子 12 を選択して動作させ、「素子 2」を選択したとき、センサコントローラ 25 はスイッチ 41, 42 を連動して接点 b 側に切り換えて、発光素子 14 a と受光素子 16 a の第 2 の光探触子 12 a を選択して動作させる。

【0052】

図 6 は、図 1 の光探触子回路 20 の受発光センサの取り付け例を示す正面図であって、図 6 (a) は被測定者の手首の橈骨動脈部 7 に光探触子回路 20 の受発光センサを取り付けた一例を示す正面図であり、図 6 (b) は被測定者の指先 9 に光探触子回路 20 の受発光センサを取り付けた一例を示す正面図である。

【0053】

図 7 A は第 1 の変形例に係る、圧力シートセンサ及び受発光センサを含む光探触子回路 20 A の取り付け例を示す正面図であって、図 7 B は第 2 の変形例であって、被測定者の指先 9 に光探触子回路 20 の受発光センサを取り付けかつ圧力シートセンサ 35 を手首の橈骨動脈部 7 に取り付けられた場合の一例を示す正面図である。すなわち、図 7 A に示すよう

10

20

30

40

50

に、圧力シートセンサを受発光センサともに光探触子回路 20 A に内蔵してもよいし、図 7 B に示すように、圧力シートセンサと、受発光センサとを別々に設けてもよい。ここで、各圧力シートセンサは、図 20 の血管脈波測定処理に先立って実行される図 19 の血圧値校正処理において、電圧値と血圧値とを対応づける変換式（又は変換テーブル）を生成するために用いられる。

【 0 0 5 4 】

図 8 A は図 1 の血管脈波測定システムにより測定された脈波電圧値（例えば、増幅器 30 の出力電圧値）の最大電圧値 V_{max} 及び最小電圧値 V_{min} を示すグラフである。図 8 A から明らかなように、脈波電圧値は、脈動の変化に応じて周期的に変化し、最大電圧値 V_{max} と最小電圧値 V_{min} をとり、互いに隣接する 2 つの最小電圧値 V_{min} 間の時間期間を時間期間 T_{int} と定義する。

10

【 0 0 5 5 】

図 8 B は図 1 の血管脈波測定システムにより測定された脈波電圧値に対応する血圧値の最大血圧値 P_{max} 及び最小血圧値 P_{min} を示すグラフである。図 8 B から明らかなように、血圧値は、脈動の変化に応じて図 8 A の脈波電圧値と同様に周期的に変化し、最大血圧値 P_{max} と最小血圧値 P_{min} をとる。図 8 A と図 8 B との間の変換は、図 8 C を参照して説明するように、図 19 の血圧値校正処理で生成される変換式（変換テーブルであってもよい）で行うことができる。

【 0 0 5 6 】

図 8 C は図 1 の血管脈波測定システムにより測定された脈波電圧値から血圧値への変換を示すグラフである。公知の通り、被測定者が異なれば、脈波電圧値と血圧値との間の相関関係が異なるので、予め被測定者ごとに相関関係を求めておく必要がある。また、同じ被測定者であっても、安静状態と運動状態等で、脈波電圧値と血圧値との間の相関関係が異なることがあるので、予め測定状態を設定してそれぞれ相関関係を求めておく必要がある。図 1 の血管脈波測定システムで得られる脈波電圧値と血圧値との間の相関関係は、被測定者ごとに、測定条件ごとに関連付けられて変換式（又は変換テーブル）の形式で装置コントローラ 50 の内部メモリ 50 m に格納される。図 8 C は、被測定者より変換式 Q_1 、 Q_2 で異なることを示すものである。このようにして、脈波電圧値から血圧値への変換を行うと、これに基づいて、脈拍数、最大血圧 P_{max} 、最小血圧 P_{min} 等の血管脈波測定を行うことができる。

20

30

【 0 0 5 7 】

図 9 A は図 7 A に図示された第 1 の変形例に係る、圧力シートセンサ及び受発光センサを含む光探触子回路 20 A の構成を示す縦断面図である。図 9 A において、光探触子回路 20 A は、発光素子及び受光素子を含む光探触子回路 20 と、被測定者の血管 8 に対する圧力を検出する圧力シートセンサ 35 と、被測定者の血管 8 に対して圧力を印加する圧力アクチュエータ 36 とが所定の筐体 37 内で例えばウレタンなどの充填材 38 を用いて設けられる。ここで、好ましくは、光探触子回路 20 と圧力シートセンサ 35 とは直接に接触しかつ圧力シートセンサ 35 と圧力アクチュエータ 36 とは直接に接触して設けられる。これにより、圧力アクチュエータ 36 の応力が図の下側方向 36 a で、圧力シートセンサ 35 の上部中央の押圧部 35 a に対して、圧力シートセンサ 35 を介して光探触子回路 20 に印加され、さらに、その応力が光探触子回路 20 から被測定者の皮膚を介して血管 8 に印加される。この光探触子回路 20 A は例えば図 19 の血圧値校正処理で用いられる。

40

【 0 0 5 8 】

図 9 B は図 9 A の変形例であって、被験者などの人間の指先で押圧する光探触子回路 20 B の構成を示す縦断面図である。図 9 A の光探触子回路 20 A の圧力アクチュエータ 36 に代えて、被験者などの人間の指先 8 により図の下側方向 9 a で筐体 37 の上部中央部 37 a から圧力シートセンサ 35 の上部中央の押圧部 35 a に対して応力を加えるものである。この光探触子回路 20 B は例えば図 19 の血圧値校正処理の変形例で用いられる。

【 0 0 5 9 】

50

次いで、図5のセンサコントローラ25による受発光センサ制御処理(図18)を実行するための意義を発見した実験結果について以下に説明する。以下の実験で使用した受発光センサは、ローム社製RPR-220型反射型フォトセンサ(フォトリフレクタ)であって、出力トランジスタのコレクタ電流が実質的に最大となる境界伝搬距離は6乃至7mmである。なお、図面において示していないが、各種の受発光センサはそれぞれ境界伝搬距離を用途ごとに有しており、本実施形態では、上述のように、血管脈波測定時の不可能な伝搬距離を無くするために複数対の受発光センサを備えることが好ましい。

【0060】

図10は図5の光探触子回路20において、電源電圧 $V_{cc} = 15V$ で抵抗 $R_1 = 18k$ のときであって、抵抗 R_4 を変化したときの光の伝搬距離に対する出力電圧を示すグラフである。図10から明らかなように、伝搬距離が6mm付近では、出力電圧曲線の傾斜が小さくなっており、伝搬距離に対する変化は小さいので、血管壁が変動しても出力電圧の変化は小さいといえる。特に、抵抗 $R_4 = 200$ では、出力電圧の傾斜はほとんど0であり、脈波信号の変化を得ることができないと考えられる。これが、上述した血管脈波測定の実験で不可能な伝搬距離である。この問題点を解消するためには、境界伝搬距離が異なる受発光センサを用いて当該血管脈波測定の実験で不可能な伝搬距離を解消できる。

10

【0061】

光探触子12の取り付け位置を指先である場合、0mm~2mm程度となり、境界伝搬距離(6mm)の左側の出力電圧曲線の領域で動作させれば、脈波信号の変化を得ることができると考えられる。一方、光探触子12の取り付け位置を手首の橈骨動脈部である場合、1mm~3mm程度となり、当該出力電圧曲線の極小値に対応する境界伝搬距離(6mm)の右側の出力電圧曲線の領域で動作させれば、脈波信号の変化を得ることができる。従って、前者を「距離小」の動作点の初期値として設定し、後者を「距離大」の動作点の初期値として設定できる。また、抵抗 R_4 を変化させることで、出力電圧曲線の傾斜を大きくすることができ、より大きな脈波信号の変化を得ることができる。

20

【0062】

図10の具体例を参照して動作点の初期値の設定について以下に説明する。抵抗 $R_4 = 250$ としたとき、「距離小」領域の伝搬距離=4mmにおける動作点P1で動作させれば、所定のしきい値以上の傾斜角度 θ_1 を得ることができ、これを動作点の初期値として設定した後、センサコントローラ25は、抵抗 R_1 、 R_4 の抵抗値を変化させて実質的に最大の出力電圧値 V_{out} を得ることができるよう制御することで、より大きな脈波信号を得ることができる。また、抵抗 $R_4 = 250$ としたとき、「距離大」領域の伝搬距離=10mmにおける動作点P2で動作させれば、所定のしきい値以上の傾斜角度 θ_2 を得ることができ、これを動作点の初期値として設定した後、センサコントローラ25は、抵抗 R_1 、 R_4 の抵抗値を変化させて実質的に最大の出力電圧値 V_{out} (自励発振信号)を得ることができるよう制御することで、より大きな脈波信号を得ることができる。

30

【0063】

なお、本実施形態において、駆動回路の動作点は例えば抵抗 R_4 の抵抗値で決定され、検出回路の動作点は例えば抵抗 R_1 の抵抗値で決定され、これら駆動回路の動作点及び検出回路の動作点の決定により、図10の電気特性の動作点(例えばP1、P2)を決定できる。

40

【0064】

図11は、図5の光探触子回路20において、電源電圧 $V_{cc} = 15V$ で抵抗 $R_4 = 200$ のときであって、抵抗 R_1 を変化したときの光の伝搬距離に対する出力電圧を示すグラフである。図11の出力電圧曲線も図10と同様の出力電圧曲線が得られており、「距離大」「距離小」の動作点の初期値の設定、並びに抵抗 R_1 の変化による出力電圧曲線の傾斜の制御及びその最大化の設定を行うことができる。

【0065】

50

図12は図5の光探触子回路20において、電源電圧 $V_{cc} = 5V$ で抵抗 $R_4 = 200$ のときであって、抵抗 R_1 を変化したときの光の伝搬距離に対する出力電圧を示すグラフである。図12の出力電圧曲線も、抵抗 $R_1 = 15k$ 及び $20k$ のときのより長い距離範囲での飽和状態を除いて、図11と同様の出力電圧曲線が得られており、「距離大」「距離小」の動作点の初期値の設定、並びに抵抗 R_1 の変化による出力電圧曲線の傾斜の制御及びその最大化の設定を行うことができる。

【0066】

図13は、図5の光探触子回路20において、電源電圧 $V_{cc} = 30V$ で抵抗 $R_4 = 200$ のときであって、抵抗 R_1 を変化したときの光の伝搬距離に対する出力電圧を示すグラフである。図13の出力電圧曲線も、抵抗 $R_1 = 40k$ のときのより長い距離範囲での傾斜ゼロの状態を除いて、図11と同様の出力電圧曲線が得られており、「距離大」「距離小」の動作点の初期値の設定、並びに抵抗 R_1 の変化による出力電圧曲線の傾斜の制御及びその最大化の設定を行うことができる。

【0067】

なお、グラフを図示しないが、光探触子12の発光素子及び受光素子を別の素子対に取り替えた場合、境界伝搬距離を異ならせることができ、これにより、上記いわゆる「距離大」「距離小」の距離範囲を異ならせることができる。すなわち、距離範囲の選択設定を素子選択スイッチ27により選択できる。

【0068】

以上説明したように、センサコントローラ25は、距離選択スイッチ26を備え、さらに好ましくは素子選択スイッチ27を備え、距離選択スイッチ26により、駆動回路及び検出回路を含む光探触回路20の動作点を決定する初期値(具体的には、抵抗 R_1 , R_4 の初期値)を設定するために、例えば「距離大」「距離小」を選択でき、素子選択スイッチ27により例えば「素子1」「素子2」を選択できる。センサコントローラ25は、図18の受発光センサ制御処理に従って、抵抗 R_1 , R_4 を所定の初期値(予め測定された伝搬距離に対する出力電圧特性に基づいて決定される最適な動作点に対応する値をいう。)を設定した後、抵抗 R_1 , R_4 の各抵抗値を変化させて光探触子回路20の出力電圧 V_{out} が実質的に最大となるように制御する。

【0069】

図14は、図1の血管脈波測定システムにより測定された脈動波形を血圧波形に変換して示すグラフである。図14から明らかなように、出力電圧波形を血圧波形に変換することで図14の脈波波形の表示を得ることができる。

【0070】

図15は図1の血管脈波測定システムにおいて、移動平均法を用いて脈動波形を処理する動作を示すグラフである。図15において、血管脈波測定システムにより得られた脈波電圧の生データから移動平均法を用いて滑らかな脈動波形を生成する様子を示す図である。図15(a)は、横軸が時間で、縦軸は脈波電圧であり、各サンプリングタイムにおける脈波電圧の変化の様子が示されている。図15(b)は、横軸が時間で、その原点位置等は図15(a)と揃えてある。縦軸は、図15(a)の各サンプリングタイムにおけるデータの移動平均値 b である。移動平均値は、例えば5つのデータについて行うものとした。この場合、サンプリングタイム i のときの脈波電圧の生データを a_i とすると、サンプリングタイム i のときの移動平均値 b_i は次式を用いて計算できる。

【0071】

[数1]

$$b = (a_{i-4} + a_{i-3} + a_{i-2} + a_{i-1} + a_i) / 5$$

【0072】

すなわち、サンプリングデータ a_i が取得されると直ちに移動平均値 b_i が算出できるのでリアルタイム処理が可能である。なお、移動平均に用いるデータ数は5でなくてもよい。

【0073】

10

20

30

40

50

図16(a)は図1の血管脈波測定システムにより測定されたある被測定者の覚醒時の各種信号波形の一例を示すグラフであり、図16(b)は図1の血管脈波測定システムにより測定されたある被測定者の無呼吸時の各種信号波形の一例を示すグラフである。

【0074】

図16(a)において、覚醒時の各測定波形は以下の通りである。

- (a) R - E O G A 1 : 公知の眼球電計により測定された眼球電波形である。
- (b) C h i n - R e f : 公知の顎運動測定器により測定された顎の変位量である。
- (c) 心電図 : 公知の心電計により測定された心電波形である。
- (d) 筋電図 : 公知の筋電計により測定された筋電波形である。
- (e) いびき : 小型マイクロホンにより測定されたいびき音である。 10
- (f) 呼吸波形 : 被測定者の呼吸にともなう身体下の圧力変化を感圧センサが検出し、呼吸波形を計測したときの呼吸波形である。
- (g) S p O 2 : 公知のパルスオキシメーターにより測定された血中酸素飽和度である。
- (h) 本システム : 本実施形態に係る血管脈波測定システムにより測定された脈波波形である。

【0075】

図16(b)において、無呼吸時の各測定波形は以下の通りである。

- (a) R - E O G A 1 : 公知の眼球電計により測定された眼球電波形である。
- (b) C h i n - R e f : 公知の顎運動測定器により測定された顎の変位量である。
- (c) 心電図 : 公知の心電計により測定された心電波形である。 20
- (d) 筋電図 : 公知の筋電計により測定された筋電波形である。
- (e) いびき : 小型マイクロホンにより測定されたいびき音である。
- (f) 呼吸温度センサ : 口元に設けられた温度センサにより測定された呼吸温度である。
- (g) 呼吸圧 : 被測定者の呼吸にともなう身体下の圧力変化を感圧センサが検出し、呼吸波形を計測したときの呼吸圧波形である。
- (h) 胸郭変動 : 被測定者の胸郭の変化を測定する応力センサにより測定された胸郭変動量である。
- (i) 腹部変動 : 被測定者の腹部の変化を測定する応力センサにより測定された腹部変動量である。
- (j) S p O 2 : 公知のパルスオキシメーターにより測定された血中酸素飽和度である。 30
- (k) 本システム : 本実施形態に係る血管脈波測定システムにより測定された脈波波形である。

【0076】

本実施形態に係る血管脈波測定システムにより測定された図16のデータには、いままでの測定装置ではわからなかった多くの情報が含まれている。図16(a)においては、正常レム睡眠中であるが、当該記録120秒間に2回の覚醒反応があり、その2回とも覚醒反応開始とともに脈圧はやや上昇しその後、急激な低下を示している。覚醒反応による交感神経活動上昇と抹消の血管抵抗の一時的上昇、その後反射的な血管拡張による脈圧低下が観察され、正常睡眠において脈圧の変化が、脳波上の覚醒反応と同期していると考えられる。これは脳波を測定しない小型の血管脈波測定システムで睡眠評価が可能となると 40
考えられる。

【0077】

図16(b)では、典型的な無呼吸、努力性呼吸～覚醒反応、過呼吸という一連の中で、無呼吸中の努力性呼吸に同期する小さな周期の変動がみられながら(変動が小さいため実測定数から周波数解析をする必要があると考えられる)無呼吸終了まで、脈圧が徐々に上昇していくことがわかる。その後、覚醒反応、呼吸再開～過呼吸とともに脈圧は急激に降下する。おそらくこの患者の昼の安静時の血圧はこの降下した後、安定したレベルであり、無呼吸中の血圧上昇は、無呼吸による交感神経活動の過剰上昇によるもので、過去に本発明者らが調べた中では、ピークが収縮期血圧228という患者もいた。従って、無呼吸症候群の患者の場合は合併頻度が問題となる、循環器系疾患の発症に関わる、睡眠中の 50

特殊な循環動態を評価できると考えられる。

【0078】

図16(a)及び図16(b)の脈波波形のグラフから、レム覚醒時は、最大血圧値 P_{max} が無呼吸時に比較して緩やかに上昇した後、下降し、それを繰り返していることがわかる。また、無呼吸時は、最大血圧値 P_{max} がレム覚醒時に比較して早く上昇した後、下降し、それを繰り返していることがわかる。

【0079】

図17(a)は覚醒時の最大血圧値 P_{max} の変化をモデル化して示す図であり、図17(b)は無呼吸時の最大血圧値 P_{max} の変化をモデル化して示す図である。図17(a)及び図17(b)の最大血圧値 P_{max} のモデル図から明らかなように、レム覚醒時の最大血圧値 P_{max} の変化周期 T_{ar} は無呼吸時のそれに比較して長く、原点 S から見た、レム覚醒時の最大血圧値 P_{max} の上昇傾斜角度 α_r は無呼吸時のそれに比較して小さいことがわかる。これらの知見及び治験に基づいて、図21の睡眠異常判別処理のフローチャートを作成した。

10

【0080】

図18は図5のセンサコントローラ25により実行される受発光センサ制御処理を示すフローチャートである。当該受発光センサ制御処理では、図5の実施形態を含む変形例に係る図5Bの場合について説明する。

【0081】

図18において、まず、ステップ S_1 で選択スイッチ26, 27の設定値は「距離大」「素子1」であるか否かが判断され、YESのときはステップ S_4 に進む一方、NOのときはステップ S_2 に進む。次いで、ステップ S_2 で選択スイッチ26, 27の設定値は「距離小」「素子1」であるか否かが判断され、YESのときはステップ S_5 に進む一方、NOのときはステップ S_3 に進む。さらに、ステップ S_3 で選択スイッチ26, 27の設定値は「距離大」「素子2」であるか否かが判断され、YESのときはステップ S_6 に進む一方、NOのときはステップ S_7 に進む。

20

【0082】

ステップ S_4 では、「距離大」「素子1」であるときの最適な動作点の初期値である抵抗 R_1 , R_4 の抵抗値 R_{1int1} , R_{4int1} をそれぞれ抵抗 R_1 , R_4 の抵抗値として設定してステップ S_8 に進む。ステップ S_5 では、「距離小」「素子1」であるときの最適な動作点の初期値である抵抗 R_1 , R_4 の抵抗値 R_{1int2} , R_{4int2} をそれぞれ抵抗 R_1 , R_4 の抵抗値として設定してステップ S_8 に進む。ステップ S_6 では、「距離大」「素子2」であるときの最適な動作点の初期値である抵抗 R_1 , R_4 の抵抗値 R_{1int3} , R_{4int3} をそれぞれ抵抗 R_1 , R_4 の抵抗値として設定してステップ S_8 に進む。ステップ S_7 では、「距離小」「素子2」であるときの最適な動作点の初期値である抵抗 R_1 , R_4 の抵抗値 R_{1int4} , R_{4int4} をそれぞれ抵抗 R_1 , R_4 の抵抗値として設定してステップ S_8 に進む。さらに、ステップ S_8 では抵抗 R_1 の抵抗値を固定して出力電圧 V_{out} が実質的に最大となるように抵抗 R_4 の抵抗値を変化させ、次いで、ステップ S_9 では、抵抗 R_4 の抵抗値を固定して出力電圧 V_{out} が実質的に最大となるように抵抗 R_1 の抵抗値を変化させて、当該処理を終了する。

30

40

【0083】

なお、上記各動作点の初期値である抵抗 R_1 , R_4 の抵抗値 $R_{1int1} \sim R_{1int4}$, $R_{4int1} \sim R_{4int4}$ は予め測定された図10などの電気特性から予め決定されて内部メモリ50mに格納される。

【0084】

以上の図18の処理では、検出回路と駆動回路の両方の動作点をそれぞれ所定の初期値に設定した後、出力電圧 V_{out} が実質的に最大となるように検出回路と駆動回路の両方の動作点を制御しているが、本発明はこれに限らず、検出回路と駆動回路の両方の動作点をそれぞれ所定の初期値に設定した後、出力電圧 V_{out} が実質的に最大となるように検出回路と駆動回路の少なくとも一方の動作点を制御してもよい。

50

【 0 0 8 5 】

図 1 9 は、従来技術に係るカフ圧迫法と同様の原理を用いて、最大血圧値と最小血圧値を校正するための、図 1 の装置コントローラ 5 0 の血圧値校正処理モジュール 5 2 により実行される血圧値校正処理を示すフローチャートである。

【 0 0 8 6 】

図 1 9 において、まず、ステップ S 1 1 で受発光センサを用いて脈波信号を検出し、脈波信号の時間的に互いに隣接する 2 つの最小電圧値の時間期間 T_{int} (図 8 A 参照) を演算し、ステップ S 1 2 において時間期間 T_{int} は所定のしきい値範囲に入っているか否かが判断され(すなわち、脈波信号が検出されているか否かが判断され)、YES のときはステップ S 1 3 に進む一方、NO のときはステップ S 1 1 に戻る。ここで、時間期間 T_{int} の所定のしきい値範囲は、脈波信号を検出したか否かの判断範囲であり、上記しきい値範囲は経験値として、例えば 0.2 秒 T_{int} 2 秒である。当該しきい値範囲に時間期間 T_{int} が入っておれば、脈波を検出したと判断する。ステップ S 1 3 において、被測定者 6 の脈波を検出したと判断し、圧力アクチュエータ 3 6 に所定の差分圧力だけインクリメントする圧力上昇コマンドを出力する。そして、ステップ S 1 4 において、時間期間 T_{int} は所定のしきい値範囲に入っているか否かが判断され(すなわち、脈波信号が検出されているか否かが判断され)、NO のときはステップ S 1 5 に進む一方、YES のときはステップ S 1 3 に戻る。

【 0 0 8 7 】

ステップ S 1 5 では、被測定者 6 の脈波を検出しなくなったと判断し、検出しなくなったサンプリングタイミングよりも 1 つ前のサンプリングタイミングよりも前の脈波信号の一周期間内の最大電圧値を最大血圧値電圧として内部メモリ 5 0 m に格納するとともに、圧力シートセンサ 3 5 の検出圧力値を最大血圧値として内部メモリ 5 0 m に格納する。そして、ステップ S 1 6 において、所定の差分圧力だけデクリメントする圧力アクチュエータ 3 6 に圧力下降コマンドを出力する。次いで、ステップ S 1 7 において、時間期間 T_{int} は所定のしきい値範囲に入っているか否かが判断され(すなわち、脈波信号が検出されているか否かが判断され)、YES のときはステップ S 1 8 に進む一方、NO のときはステップ S 1 6 に進む。ステップ S 1 8 では、被測定者 6 の脈波を検出したと判断し、検出したサンプリングタイミングからその直後の脈波信号の一周期間内の最小電圧値を最小血圧値電圧として内部メモリ 5 0 m に格納するとともに、圧力シートセンサ 3 5 の検出圧力値を最小血圧値として内部メモリ 5 0 m に格納する。また、ステップ S 1 9 において、内部メモリ 5 0 m に格納された最大血圧値電圧とそれに対応する最大血圧値及び最小血圧値電圧とそれに対応する最小血圧値に基づいて、図 8 C を参照して説明したように、直線近似法を用いて電圧値から血圧値への変換を示す変換式(又は血圧変換テーブル)を生成して内部メモリ 5 0 m に格納し、当該処理を終了する。

【 0 0 8 8 】

図 1 9 の血圧値校正処理を例えば図 9 A の光探触子回路 2 0 A を用いて実行しているが、本発明はこれに限らず、図 9 B の光探触子回路 2 0 B を用いて実行してもよい。この場合において、ステップ S 1 3 では、被測定者 6 の脈波を検出したと判断し、圧力アクチュエータ 3 6 を用いず、被験者などの人間に対して指先 9 で光探触子回路 2 0 B の上部(それを介して圧力シートセンサ 3 5 の押圧部)を押圧するように指示するメッセージを LCD 表示部(図示せず。)などに表示する。このとき、人間は指先 9 で押圧する。また、ステップ S 1 6 では、被測定者 6 の脈波を検出なくなったと判断し、圧力アクチュエータ 3 6 を用いず、被験者などの人間に対して指先 9 での上記応力をゆるめて低下させるように指示するメッセージを LCD 表示部(図示せず。)などに表示する。このとき、人間は指先 9 の押圧をゆるめる。このように、圧力アクチュエータ 3 6 に代えて、被測定者などの人間の指先 9 で代用することができる。

【 0 0 8 9 】

以上で説明した図 9 A 又は図 9 B の光探触子回路 2 0 A 又は 2 0 B と、図 1 9 又はその変形例の血圧値校正処理を用いることにより、当該血管脈波測定システムにおいて、従来

10

20

30

40

50

技術に比較して極めて簡単な校正でかつ高精度で、血管脈波信号の血压値電圧を血压値に変換するように校正することができる。

【 0 0 9 0 】

図 2 0 は図 1 の装置コントローラ 5 0 の血管脈波測定処理モジュール 5 1 により実行される血管脈波測定を示すフローチャートである。

【 0 0 9 1 】

図 2 0 において、ステップ S 2 1 で例えば直近の 5 周期分の脈波波形データ (A / D 変換器 3 1 からの電圧値データをいう。) をバッファメモリに格納し、ステップ S 2 2 において脈波波形データのデータ値は演算範囲以内であるか否かが判断され、 Y E S のときはステップ S 2 3 に進む一方、 N O のときはステップ S 2 1 に戻る。ステップ S 2 3 において、上記 5 周期分の脈波波形データに対して高周波ノイズ除去のためのローパスフィルタ処理を実行し、ステップ S 2 4 において、ローパスフィルタ処理後の脈動波形データに対して、図 1 5 を参照して説明した移動平均法を用いた移動平均処理を実行し、さらに、ステップ S 2 5 において変換式を用いた電圧値から血压値への変換による血压測定処理を実行する。さらに、ステップ S 2 6 において、変換された血压値を用いて脈波表示データを作成して脈波 (リアルタイム) を表示部 6 0 に表示し、脈拍及び最大血压値及び最小血压値を演算して表示部 6 0 に表示する。ステップ S 2 7 では、測定終了か否かが判断され、 Y E S のときは当該処理を終了する一方、 N O のときはステップ S 2 1 に戻る。

10

【 0 0 9 2 】

図 2 1 は図 1 の装置コントローラ 5 0 の睡眠異常判別処理モジュール 5 3 により実行される睡眠異常判別処理を示すフローチャートである。

20

【 0 0 9 3 】

図 2 1 において、ステップ S 3 1 で例えば直近の 2 1 周期分の脈波波形データをバッファメモリに格納し、ステップ S 3 2 において格納された 2 1 周期分の脈波波形データに基づいて上記変換された最大血压値及び最小血压値を用いて、 2 1 周期分の最大血压値 $P_{max}(1) \sim P_{max}(21)$ 及び 2 1 周期分の最小血压値 $P_{min}(1) \sim P_{min}(21)$ を演算し、時刻 $t(1) \sim t(21)$ をバッファメモリに格納する。次いで、ステップ S 3 3 において、 2 1 周期分 ($n = 1, 2, \dots, 21$) について以下のパラメータを演算する。

【 0 0 9 4 】

30

[数 2]

最大血压値 P_{max} の時間に対する傾き (2 0 周期の期間)

$$P' = (P_{max}(21) - P_{max}(1)) / (t(21) - t(1))$$

[数 3]

$P_{max\ ave} =$ 平均値 ($P_{max}(1) \sim P_{max}(20)$)

[数 4]

脈圧 $P_p = P_{max}(20) - P_{min}(20)$

【 0 0 9 5 】

次いで、ステップ S 3 4 において、 $P_{max}(21)$ が $P_{max\ ave}$ に対して 2 0 % 以上減少している (以下、条件 1 という。) が否かが判断され、 Y E S のときはステップ S 3 5 に進む一方、 N O のときはステップ S 3 1 に戻る。次いで、ステップ S 3 5 において、脈圧 P_p が平均値 $P_{max\ ave}$ に対して 2 0 % 以上減少している (以下、条件 2 という。) が否かが判断され、 Y E S のときはステップ S 3 6 に進む一方、 N O のときはステップ S 3 1 に戻る。そして、ステップ S 3 6 において、ステップ S 2 1 ~ S 2 5 を 3 周期分についてそれぞれ 1 周期ごと移動シフトして実行し、条件 1 及び条件 2 の判定を行って 3 周期分以上連続して満足するか否かが判断され、 Y E S のときはステップ S 3 7 に進む一方、 N O のときはステップ S 3 1 に戻る。ステップ S 3 7 において、傾き $P' > P'_{th}$ (所定のしきい値であって、図 1 7 の傾斜角度 α_r と傾斜角度 α_s とを識別するためのしきい値である。) であるか否かが判断され、 Y E S のときはステップ S 3 8 に進む一方、 N O のときはステップ S 3 9 に進む。ステップ S 3 8 では、被測定者は「無呼吸

40

50

状態」であると判断して表示部 60 に表示し、ステップ S 40 に進む。一方、ステップ S 39 では被測定者は「覚醒状態」であると判断して表示部 60 に表示し、ステップ S 40 に進む。ステップ S 40 では、測定終了か否かが判断され、YES のときは当該処理を終了する一方、NO のときはステップ S 31 に戻る。

【0096】

図 21 の処理において、処理データ数や判断分岐などの「20 周期」「21 周期」「20 %」「3 周期分」などは一例であって、本発明はこれに限られない。例えば、「20 %」は判断するための所定のしきい値割合である。

【0097】

以上の実施形態において、上記の各処理をソフトウェアで実現してもよいし、それらの一部をハードウェア回路で実現してもよい。

10

【0098】

以上の実施形態において、カフ圧迫法により最大血圧値と最小血圧値の校正を行っているが、本発明はこれに限らず、その他の校正方法を用いてもよい。

【0099】

従来技術と本発明との相違点について

本発明に係る血管脈波測定法は、従来技術に係る容積振動法（例えば、特許文献 5 参照。）や超音波を用いた方法（例えば、特許文献 6、非特許文献 1 参照。）などとは全く異なる原理に基づく測定方法であって、いわば「直接帰還最大化法」と呼ぶ非侵襲的測定方法である。本発明者らは、例えば図 10 ~ 図 13 に図示した伝搬距離に対する出力電圧の電気特性を独自に測定し、当該電気特性を用いて、血管脈波を図 16 (a) 及び (b) に示すように、血管脈波の振動のみならず、従来技術に係る非侵襲的測定方法では取得しえなかった、覚醒反応による交感神経活動上昇と抹消の血管抵抗の一時的上昇、その後反射的な血管拡張による脈圧低下、並びに、無呼吸による交感神経活動の過剰上昇などの血圧値のベースライン（電圧信号 DC レベル）の変化をも測定できるという特有の作用効果を有している。

20

【0100】

非特許文献 1 では、動脈系内の血管脈波の強度（Wave Intensity）の超音波計測について説明されており、その図 2.44 は、ヒトの総頸動脈において、超音波エコー-tracking 法で測定した血管径変化波形とカテーテル先端圧力計で測定した血管波形を示し、両者の関係は一心周期全体で完全に相似とはいえないが、実用上十分な制度で相似とみなすことができる。特に、血管脈波の強度（Wave Intensity）が定義される駆出期ではほぼ完全に相似である。本発明に係る血管脈波測定法でも、光の発振信号を用いて血管径変化波形（血管脈波）を得ることができる。

30

【産業上の利用可能性】

【0101】

以上詳述したように、本発明に係る血管脈波測定システムは、血管の脈動波形を用いて、血圧の測定等、血管を流れる血液の状態を測定することに利用できる。具体的には以下の通りである。

【0102】

40

本発明に係る血管脈波測定システムによれば、上記電気信号を上記駆動信号として上記駆動回路に直接に同期帰還することで、上記検出回路から自励発振信号を発生して、当該自励発振信号を血管脈波信号として測定する測定手段と、上記自励発振信号のレベルが実質的に最大となるように、上記検出回路及び上記駆動回路の少なくとも一方の動作点を制御する制御手段とを備える。ここで、好ましくは、上記光探触子回路における駆動回路及び検出回路の各動作点はそれぞれ上記駆動回路及び検出回路の各素子値により決定され、当該決定により、上記発光素子から放射された光が上記受光素子に到達するまでの光の伝搬距離に対する上記電気信号のレベルを示す電気特性における動作点が決定され、上記制御手段は、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ所定の動作点初期値に設定した後、上記自励発振信号のレベルが実質的に最大となるように、上記検出回路及び上

50

記駆動回路の少なくとも一方の動作点を制御することにより、上記電気特性における動作点を制御する。従って、発光素子から受光素子までの光の伝搬距離が異なる場合であっても、従来技術に比較して簡単な構成で脈動波形データを取得でき、血管脈波測定を行うことができる。

【0103】

また、上記血管脈波測定システムにおいて、上記電気特性は、所定の境界伝搬距離において上記電気信号のレベルについて所定の極値を有し、上記制御手段は、上記境界伝搬距離よりも短い第1の伝搬距離範囲と、上記境界伝搬距離よりも長い第2の伝搬距離範囲のうちの少なくとも一つの範囲で上記検出回路及び上記駆動回路を動作させる。ここで、上記制御手段は、上記第1の伝搬距離範囲における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶し、上記第2の伝搬距離範囲における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶する記憶手段と、上記第1の伝搬距離範囲の動作点初期値と、上記第2の伝搬距離範囲の動作点初期値とのうちの一方を選択する第1のスイッチ手段とを備え、上記制御手段は、上記第1のスイッチ手段により選択された動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を用いて、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ設定する。従って、上記境界伝搬距離に着目して上記動作点を選択的に切り換えることで、発光素子から受光素子までの光の伝搬距離が異なる場合であっても、従来技術に比較して簡単な構成で脈動波形データを取得でき、血管脈波測定を行うことができる。

【0104】

さらに、上記血管脈波測定システムにおいて、上記光探触子回路は、互いに異なる境界伝搬距離が有する、発光素子及び受光素子の複数の対を備え、上記記憶手段は、上記各対に対応して上記電気特性における所定の動作点初期値に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を予め記憶し、上記制御手段は、上記複数の対の1つを選択する第2のスイッチ手段を備え、上記制御手段は、上記第2のスイッチ手段により選択された対に対応する上記検出回路及び駆動回路の各動作点初期値を用いて、上記検出回路及び上記駆動回路の各動作点をそれぞれ設定する。従って、脈動波形データをほとんど得られない境界伝搬距離に着目して上記動作点を選択的に切り換えることで、発光素子から受光素子までの光の伝搬距離が異なる場合であっても、従来技術に比較して簡単な構成で脈動波形データを取得でき、血管脈波測定を行うことができる。

【0105】

またさらに、上記血管脈波測定システムにおいて、上記測定手段は、上記測定された所定周期分の血管脈波信号に基づいて、最大血圧値の時間に対する傾きと、最大血圧値の平均値と、最大血圧値と最小血圧値との差である脈圧とを含む複数の判断パラメータを演算し、当該複数の判断パラメータに基づいて、被測定者が覚醒状態であるか、もしくは無呼吸状態であるかを判断する。ここで、好ましくは、上記測定手段は、所定時刻の最大血圧値が上記最大血圧値の平均値に対して所定の第1のしきい値割合以上減少し、かつ上記脈圧が上記最大血圧値の平均値に対して所定の第2のしきい値割合以上減少していることが所定周期分連続して発生したときに、上記最大血圧値の時間に対する傾きが所定のしきい値を超えたときに、被測定者が覚醒状態であると判断する一方、上記しきい値以下のときに無呼吸状態であると判断する。従って、上記血管脈波測定システムを用いて、従来技術に比較して簡単な構成でかつ高精度で、無呼吸状態などの呼吸異常を検出することができる。

【0106】

またさらに、上記測定手段は、上記光探触子回路上の押圧部との間に設けられた圧力シートセンサをさらに備え、上記測定手段は、上記血管脈波信号を測定したときに、上記押圧部に対する圧力アクチュエータ又は人間の押圧により上記血管上の光探触子回路に対して応力を印加した後、上記血管脈波信号を測定しなくなったとき、その直前の血管脈波信号の電圧値を最大血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最大血圧値として記憶し、次いで、上記押圧を低下させて上記血管脈波信号を測定したとき、そ

10

20

30

40

50

の直後の血管脈波信号の電圧値を最小血圧値電圧として記憶し、上記圧力シートセンサの検出圧力値を最小血圧値として記憶し、上記記憶された最大血圧値電圧とそれに対応する最大血圧値、及び上記記憶された最小血圧値電圧とそれに対応する最小血圧値に基づいて、血圧値電圧から血圧値への変換を示す変換式を生成することにより、当該変換式を用いて上記血管脈波信号の血圧値電圧を血圧値に変換するように校正する校正手段をさらに備える。従って、上記血管脈波測定システムにおいて、従来技術に比較して極めて簡単な校正でかつ高精度で、血管脈波信号の血圧値電圧を血圧値に変換するように校正することができる。

【符号の説明】

【 0 1 0 7 】

- 6 ... 被測定者、
- 7 ... 橈骨動脈部、
- 8 ... 血管、
- 9 ... 指先、
- 9 a , 3 6 a ... 応力の方向、
- 1 0 ... 血管脈波測定システム、
- 1 2 , 1 2 a , 1 2 A ... 光探触子、
- 1 3 ... 保持部、
- 1 4 , 1 4 a ... 発光素子、
- 1 6 , 1 6 a ... 受光素子、
- 1 8 ... 回路基板、
- 2 0 , 2 0 A , 2 0 B ... 光探触子回路、
- 2 2 ... 負荷抵抗、
- 2 4 ... 駆動トランジスタ、
- 2 5 ... センサコントローラ、
- 2 6 ... 距離選択スイッチ、
- 2 7 ... 素子選択スイッチ、
- 3 0 ... 増幅器、
- 3 1 ... A / D 変換器、
- 3 2 ... オペアンプ、
- 3 5 ... 圧力シートセンサ、
- 3 6 ... 圧力アクチュエータ、
- 3 7 ... 筐体、
- 3 8 ... 充填材、
- 4 1 , 4 2 ... スイッチ、
- 5 0 ... 装置コントローラ、
- 5 0 m ... 内部メモリ、
- 5 1 ... 血管脈波測定処理モジュール、
- 5 2 ... 血圧値校正処理モジュール、
- 5 3 ... 睡眠状態判別処理モジュール、
- 6 0 ... 表示部、
- 6 1 , 6 2 ... 脈動波形表示、
- 6 3 ... 血管脈波測定値表示、
- T 1 ... 出力端子。

【要約】

皮膚を介して血管に光を放射する発光素子と、血管からの反射光又は血管を介した透光を皮膚を介して受光する受光素子とを含む光探触子と、入力される駆動信号に基づいて発光素子を駆動する駆動回路と、受光素子により受光された光を電気信号に変換して出力する検出回路とを備えた光探触子回路を用いて血管脈波測定を行う血管脈波測定システムにおいて、電気信号を駆動信号として駆動回路に直接に同期帰還することで、検出回路が

10

20

30

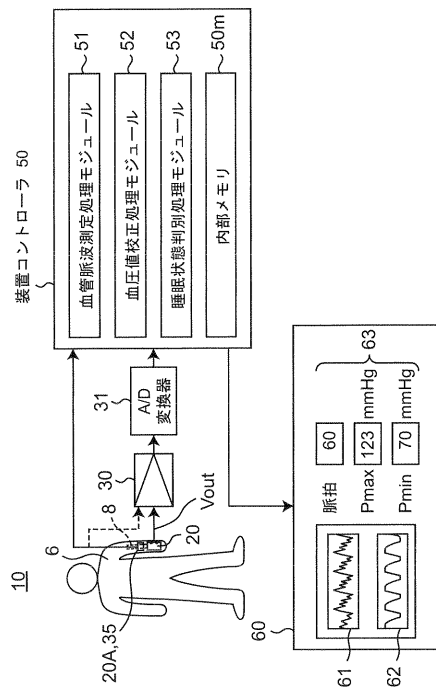
40

50

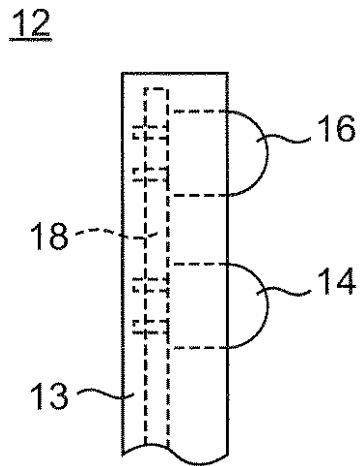
ら自励発振信号を発生して、当該自励発振信号を血管脈波信号として測定する測定手段と、自励発振信号のレベルが実質的に最大となるように、検出回路及び駆動回路の少なくとも一方の動作点を制御する制御手段とを含む。

【選択図】図 1

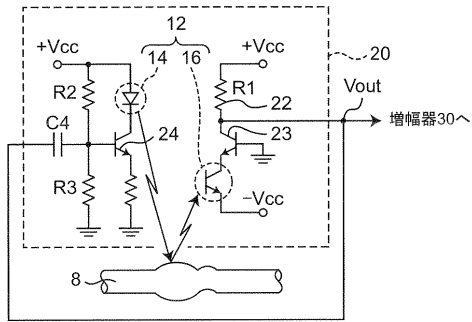
【図 1】



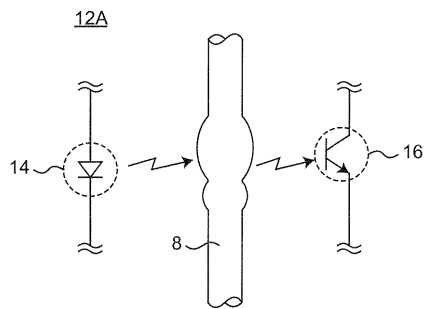
【図 2】



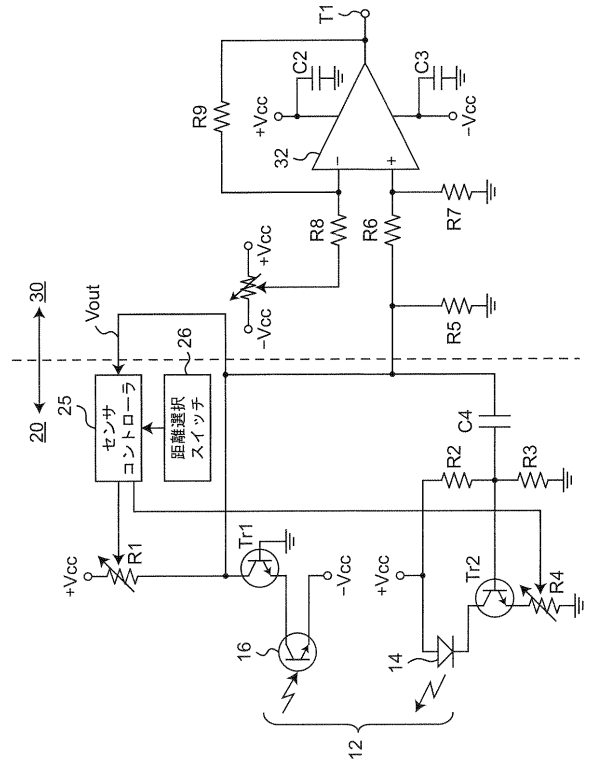
【図3】



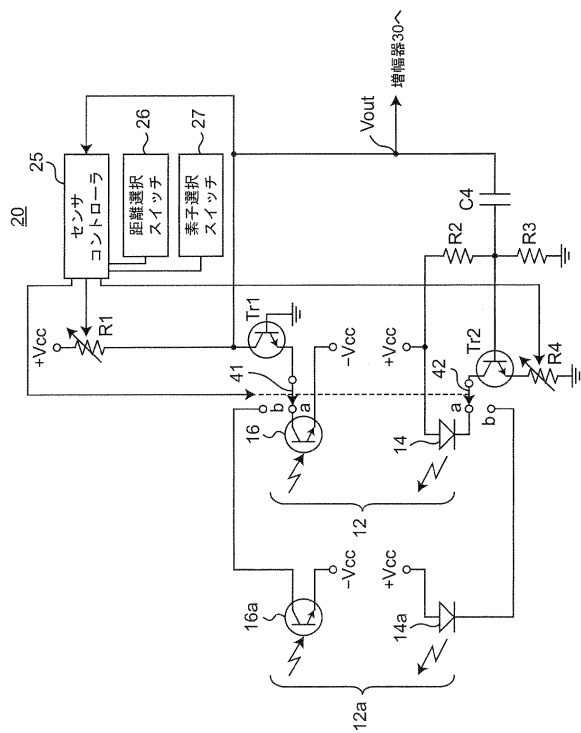
【図4】



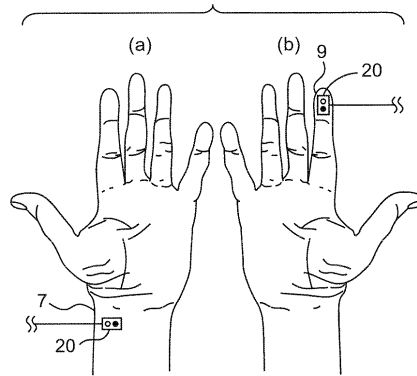
【図5A】



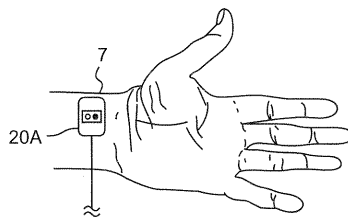
【図5B】



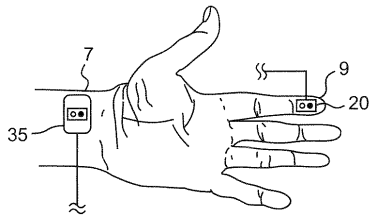
【図6】



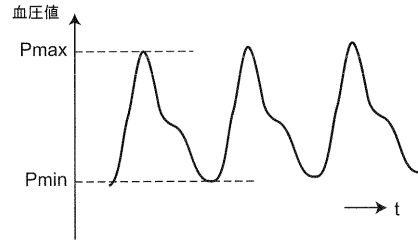
【図7A】



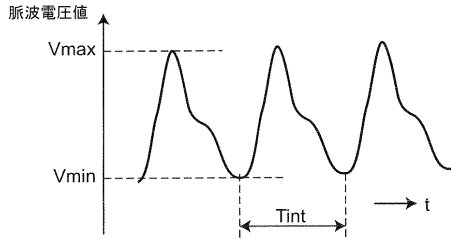
【図7B】



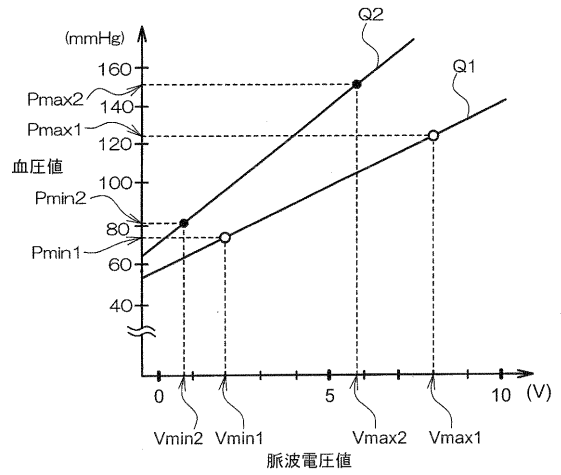
【図8B】



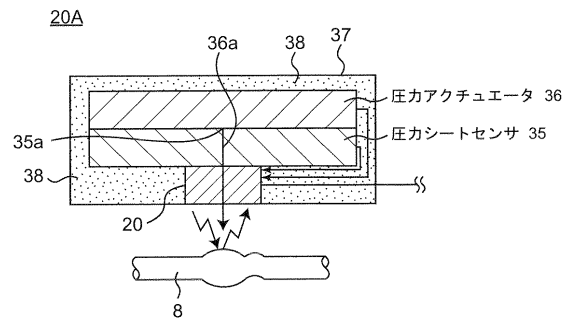
【図8A】



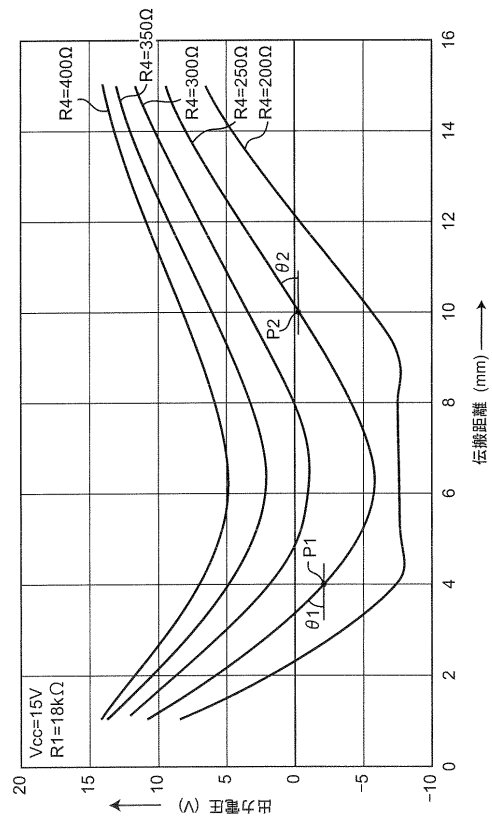
【図8C】



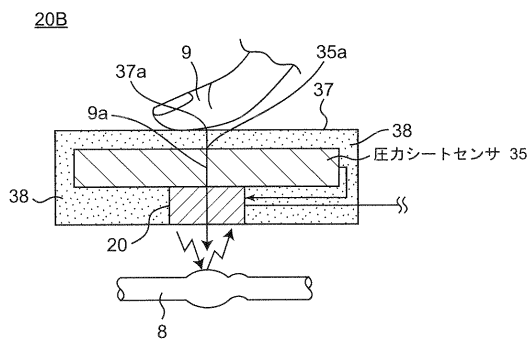
【図9A】



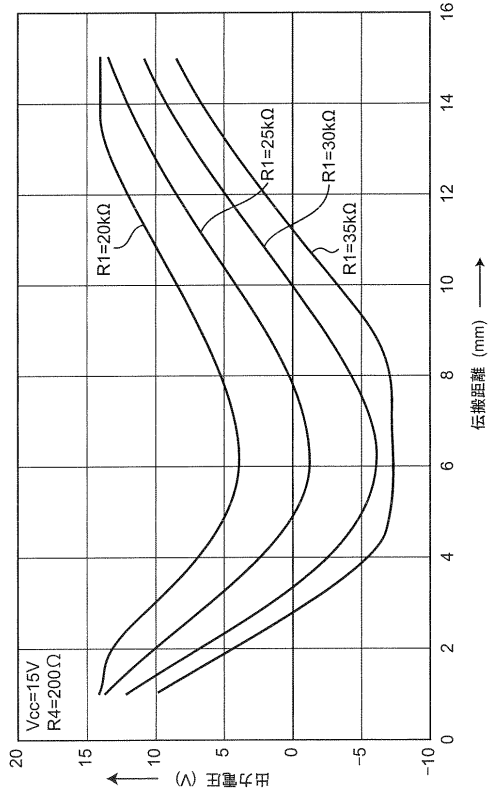
【図10】



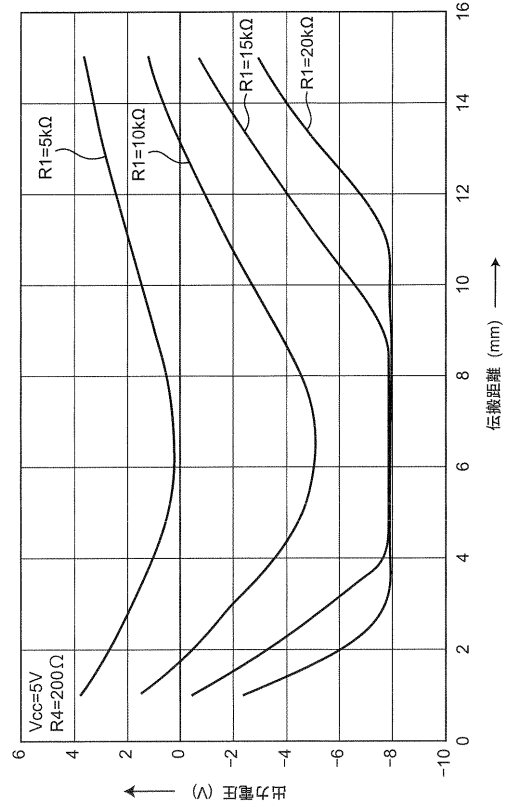
【図9B】



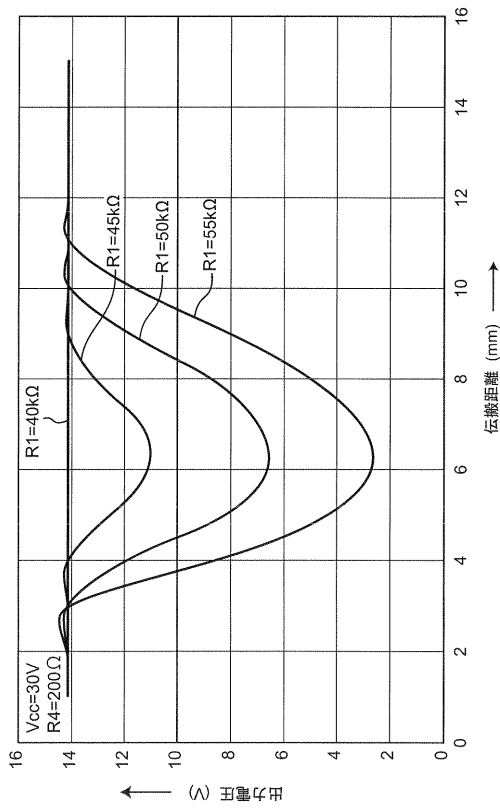
【 図 1 1 】



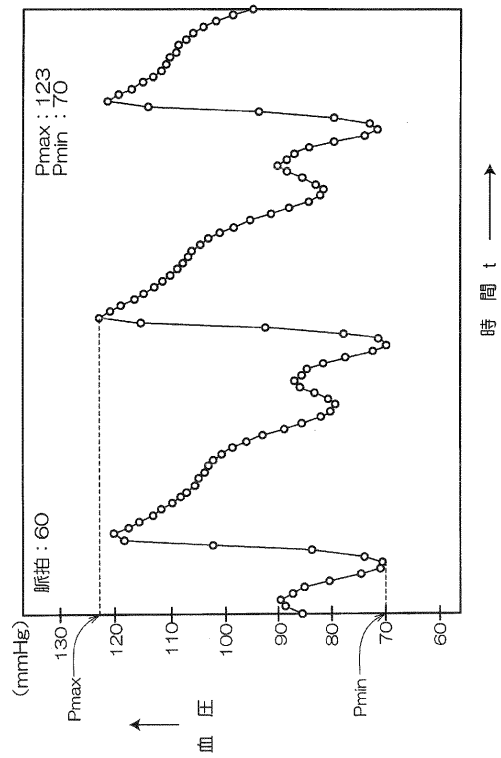
【 図 1 2 】



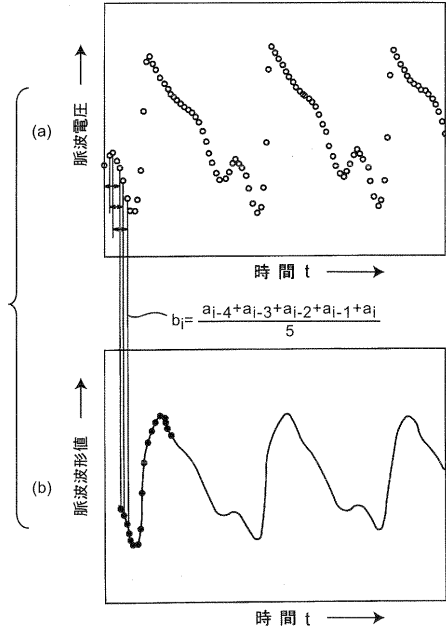
【 図 1 3 】



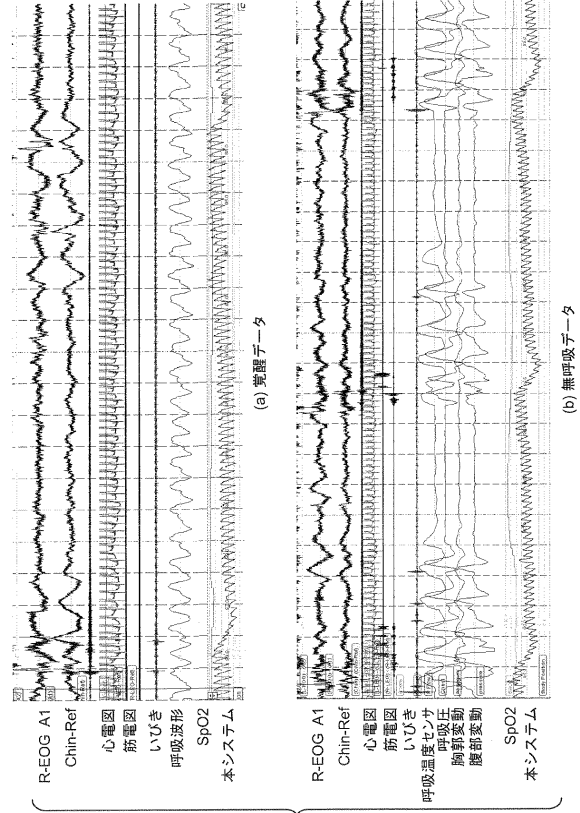
【 図 1 4 】



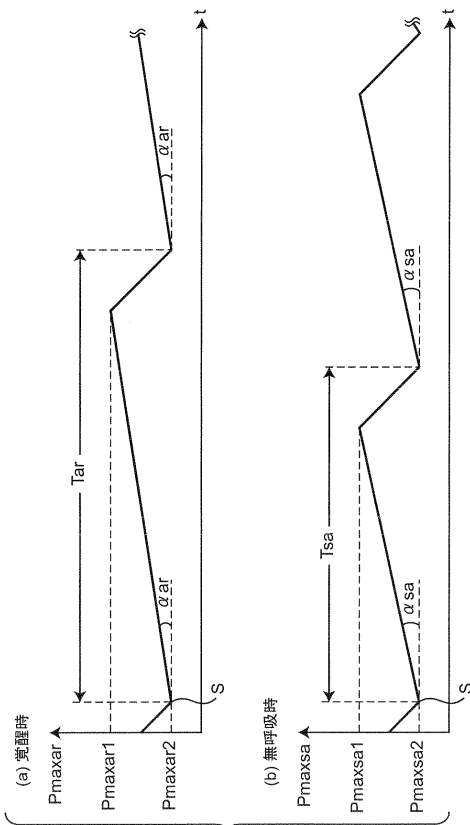
【図15】



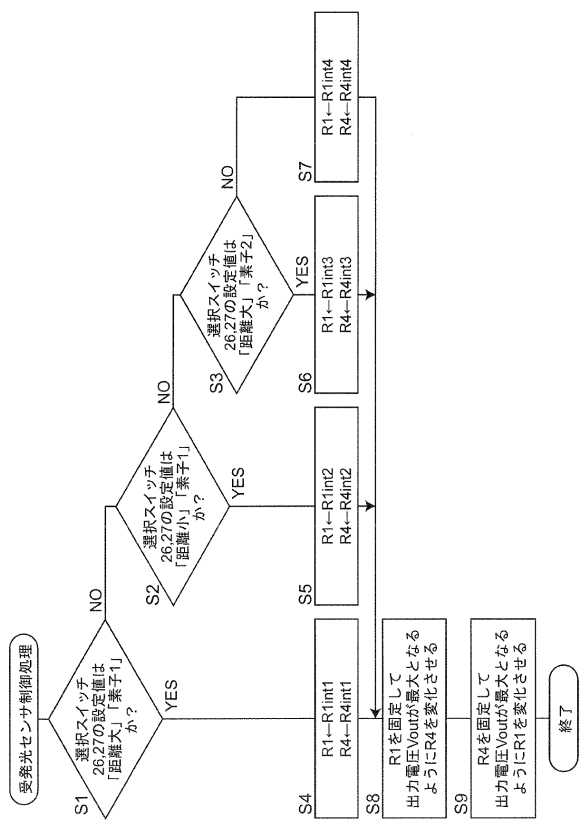
【図16】



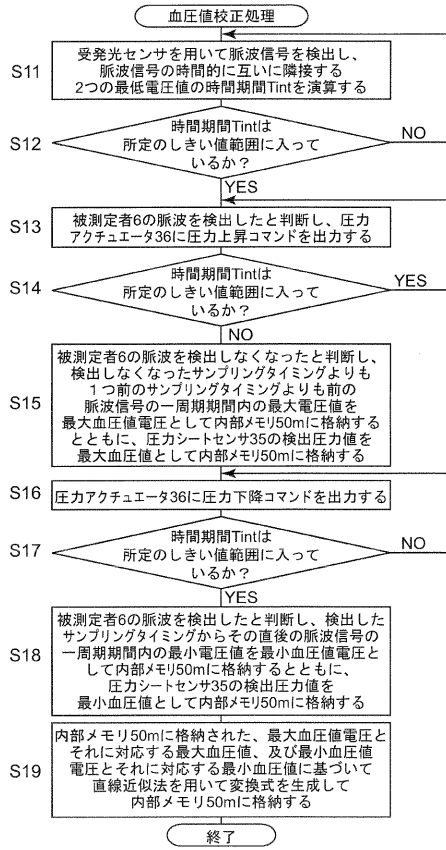
【図17】



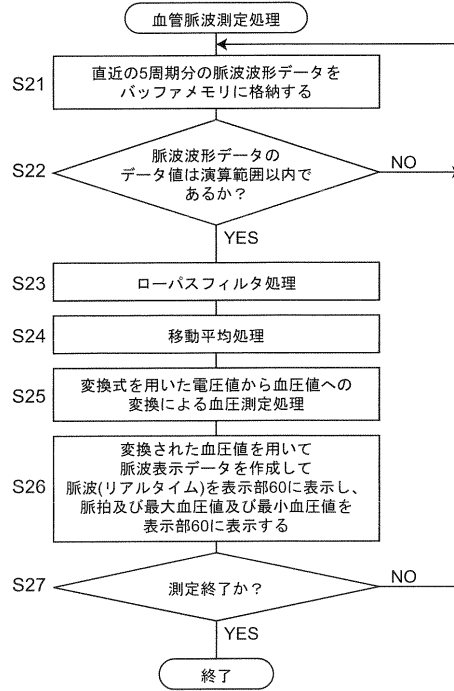
【図18】



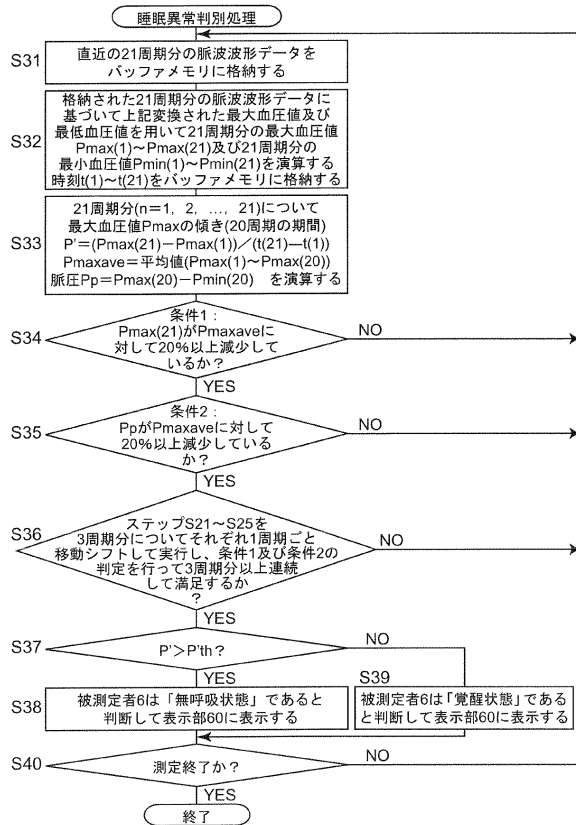
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

- (72)発明者 畑 豊
兵庫県姫路市書写 2 1 6 7 兵庫県立大学内
- (72)発明者 ウイーデマン十九子齊藤
アメリカ合衆国カリフォルニア州エル・セリト市デボンシャー・コート 1 3 0 8 番リガンド・システムズ内
- (72)発明者 安納 弘道
福島県郡山市田村町徳定字中河原 1 日本大学工学部内
- (72)発明者 八木 朝子
神奈川県川崎市川崎区日進町 1 - 5 0 太田総合病院睡眠科学センター内
- (72)発明者 高橋 信一
福島県福島市南矢野目字鼓原 6 - 5 株式会社アクトメディカルサービス内
- (72)発明者 半田 福人
福島県福島市南矢野目字鼓原 6 - 5 株式会社アクトメディカルサービス内
- (72)発明者 矢島 敏邦
福島県福島市南矢野目字鼓原 6 - 5 株式会社アクトメディカルサービス内

審査官 湯本 照基

- (56)参考文献 国際公開第 2 0 1 0 / 0 8 9 8 9 3 (W O , A 1)
特開 2 0 0 8 - 1 4 2 2 5 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A61B 5/0245
A61B 5/022
A61B 5/08
A61B 5/16