

(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2017-109063

(P2017-109063A)

(43) 公開日 平成29年6月22日(2017.6.22)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/02 (2006.01) A 6 1 B 5/02 6 3 4 H 4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/02 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 1 0 H

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2015-248045 (P2015-248045)	(71) 出願人	506310865 CYBERDYNE 株式会社 茨城県つくば市学園南二丁目2番地1
(22) 出願日	平成27年12月18日 (2015.12.18)	(74) 代理人	110002365 特許業務法人サンネクト国際特許事務所
		(72) 発明者	尾股 定夫 茨城県つくば市学園南二丁目2番地1 C YBERDYNE 株式会社内
		Fターム(参考)	4C017 AA08 AA09 AC27 AC28 BC11 BC23 BD05 DD07 FF08 FF17

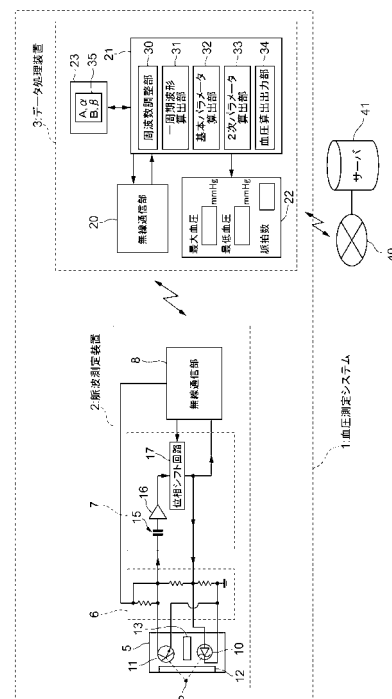
(54) 【発明の名称】 血圧測定システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】小型かつ完全に非拘束により測定可能な血圧測定装置及びデータ管理システムを提供する。

【解決手段】血圧計測定システム1においては、脈波センサ5によって測定した脈波波形の時間パラメータのみならず、別体に設けられたデータ処理装置3において、血管の収縮と拡張によって脈波が形成される現象も反映させて最大血圧値及び最小血圧値を求める。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

信号源から生体内の血管に入射した波の反射波を検出し、入射波と反射波との間に前記血管の物性に応じて生じる位相差が生じるときに、位相シフト回路によって自例発振振動の周波数を変化させながら位相差をゼロに補償し、当該位相差がゼロに補償された周波数の周期的な時間変化を脈波波形として出力する血管脈波検出部と、

前記血管脈波検出部から得られた前記脈波波形を脈波データとして送信する第 1 通信部と

を有する脈波測定装置と、

前記第 1 通信部からの前記脈波データを受信する第 2 通信部と、

10

前記第 2 通信部から得られた前記脈波データに基づく前記血流の一周期の時間の脈波波形について、血管収縮時間の間における脈波波形の時間積分値と、血管拡張時間の間における脈波波形の時間積分値とを用いて、血管収縮時間における血管が血流を押し出すエネルギーを普遍的に表現した規格化最大圧力値と、血管拡張時間における血管が血流を押し出して緩和するエネルギーを普遍的に表現した規格化最低圧力値とを算出し、当該規格化最大圧力値及び規格化最低圧力値に基づいて最大血圧値及び最低血圧値を出力する血圧値算出部と

を有し、前記脈波測定装置と別体に設けられたデータ処理装置と

を備えることを特徴とする血圧測定システム。

【請求項 2】

20

前記データ処理装置における前記血圧値算出部は、

前記第 2 通信部から得られた前記脈波データに基づく脈波波形について、繰り返し単位となる一周期の波形について、時間経過に対する傾斜を補正し、傾斜補正された一周期の脈波波形を求める一周期波形算出部と、

一周期の脈波波形について、一周期の時間と、一周期の開始時点とを時間原点として脈波波形が最高値となる前記血管収縮時間と、時間原点から血管収縮時間までの脈波波形の時間積分値と、当該血管収縮時間を除く一周期の終了時点である前記血管拡張時間までの脈波波形の時間積分値を、基本パラメータとして算出する基本パラメータ算出部と、

基本パラメータを用い、60 秒当たりの脈波数と、前記血管収縮時間の規格化最大圧力値と、前記血管拡張時間の規格化最低圧力値を算出する 2 次パラメータ算出部と、

30

侵襲法またはマンシェット法によって得られる最大血圧値と脈波波形に基づいて算出される規格化最大圧力値との間を関連付ける第 1 係数と、侵襲法またはマンシェット法によって得られる最低血圧値と脈波波形に基づいて算出される規格化最低圧力値との間を関連付ける第 2 係数とを予め求めて記憶する記憶部と、

前記基本パラメータ算出部からの基本パラメータと、前記 2 次パラメータ算出部からの規格化最大血圧値及び規格化最低血圧値と、前記記憶部から読み出した第 1 係数及び第 2 係数とに基づいて、脈波波形に基づく最大血圧値及び最低血圧値を算出して出力する血圧値出力部と

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の血圧測定システム。

【請求項 3】

40

前記脈波測定装置における前記第 1 通信部に設けられ、前記制御部からの指示に応じて所定の給電方式による電源を非接触で供給する給電部と、

前記データ処理装置における前記第 2 通信部に設けられ、前記第 1 通信部の前記給電部から非接触で供給される電力を受電する受電部と、前記受電部により受電された電力を所定の電圧値に調整する電圧調整部と

を備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の血圧測定システム。

【請求項 4】

前記データ処理装置における前記第 2 通信部は、

所定の通信網を介して外部のサーバに接続可能とし、

前記脈波測定装置の前記第 1 通信部から送信される脈波データ並びに前記血圧値算出部

50

から出力される最大血圧値及び最低血圧値を時系列的に蓄積及び管理することを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の血圧測定システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血圧測定システムおよびデータ管理システムに関し、特に脈波センサによって得られる脈波波形に基づいて血圧値を算出し出力する血圧測定システムに適用して好適なるものである。

【背景技術】

10

【0002】

従来、血圧測定装置としては、腕にカフ圧を加え、減圧しながら脈波が回復する音を基準に最大血圧と最低血圧を求めるマンシェット法を用いるものがよく使われる。血圧の絶対値を測定するものとしては、観血法といわれる、動脈中に圧力センサを挿入して、直接的に血圧を測る侵襲法がある。これらは、いずれも被検査者に加圧や侵襲の負担を与える。そこで、被検査者に負担を与えない血圧測定として、発光素子と受光素子を用いて脈波を検出し、そのデータから計算によって最大血圧と最低血圧を算出することが行われる。

【0003】

例えば、特許文献 1 には、動脈血圧測定装置として、発光素子と受光素子から構成されるセンサによって動脈波形を取り込み、取り込んだ動脈波形の一拍ごとの微分ゼロクロス点をを用いて、周期時間等も加味しながら一拍ごとの最大血圧と最低血圧を計算で求めることが開示されている。

20

【0004】

しかし、特許文献 1 の方法によれば、指先等に発光素子と受光素子を取り付けるだけで、最大血圧値と最低血圧値を計算で求めることができるが、脈波変化の時間パラメータのみで最大血圧値と最低血圧値を求めているため、血管の収縮と拡張によって脈波が形成される現象を反映していない可能性があり、脈波算出のモデルとしては不十分な面がある。

【0005】

このため、本願出願人は、血管の収縮と拡張によって脈波が形成される現象を血圧算出のモデルとしたことによって、血圧測定の精度をさらに向上させた血圧測定装置を提案した（特許文献 2）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特許第 4 6 8 0 4 1 1 号公報

【特許文献 2】国際公開第 2 0 1 5 / 1 5 1 1 3 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、近年、種々の電子デバイスが小型 A S I C（Application Specific Integrated Circuit）化されており、ウェアラブル（装着可能）なバイタルセンサにも応用されるようになってきている。

40

【0008】

上述の特許文献 2 における血圧測定装置では、被検査者に対して、指先でスイッチを押圧するタイプや、指先に巻き付けて押圧力を印加させるバンド状タイプで構成されており、非侵襲であっても押圧が必要なため、完全な非接触とは言い難い。

【0009】

一方、最近ではバイタルセンサによる生体情報を無線ネットワークを介してサーバに収集し、医療診断などの用途に応じて分析し、患者等にフィードバックするといったセンサネットワーク構築が主流になりつつある。

50

【 0 0 1 0 】

したがって、バイタルセンサとしては、被検査者の身体に常時装着しておき、24時間365日血圧をモニタリングするのが望ましく、そのためには押圧なしで非接触タイプの血圧測定装置を提案する必要がある。

【 0 0 1 1 】

さらに2014年8月に、電気電子技術者協会（IEEE）は、IEEE 1708としてカフ（圧迫帯）無し血圧計測装置の基準を公表しており、規格策定の方針を明らかにするなど、世界的にも関心が高まっている。

【 0 0 1 2 】

本発明は以上の点を考慮してなされたもので、小型かつ完全に非拘束により測定可能な血圧測定装置及びデータ管理システムを提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

かかる課題を解決するために本発明の血圧測定システムにおいては、信号源から生体内の血管に入射した波の反射波を検出し、入射波と反射波との間に血管の物性に応じて生じる位相差が生じるときに、位相シフト回路によって自例発振振動の周波数を変化させながら位相差をゼロに補償し、当該位相差がゼロに補償された周波数の周期的な時間変化を脈波波形として出力する血管脈波検出部と、血管脈波検出部から得られた脈波波形を脈波データとして送信する第1通信部とを有する脈波測定装置と、第1通信部からの脈波データを受信する第2通信部と、第2通信部から得られた脈波データに基づく血流の一周期の時間の脈波波形について、血管収縮時間の間における脈波波形の時間積分値と、血管拡張時間の間における脈波波形の時間積分値とを用いて、血管収縮時間における血管が血流を押し出すエネルギーを普遍的に表現した規格化最大圧力値と、血管拡張時間における血管が血流を押し出して緩和するエネルギーを普遍的に表現した規格化最低圧力値とを算出し、当該規格化最大圧力値及び規格化最低圧力値に基づいて最大血圧値及び最低血圧値を出力する血圧値算出部とを有し、脈波測定装置と別体に設けられたデータ処理装置とを備えるようにした。

【 0 0 1 4 】

また本発明においては、データ処理装置における前記血圧値算出部は、第2通信部から得られた脈波データに基づく脈波波形について、繰り返し単位となる一周期の波形について、時間経過に対する傾斜を補正し、傾斜補正された一周期の脈波波形を求める一周期波形算出部と、一周期の脈波波形について、一周期の時間と、一周期の開始時点とを時間原点として脈波波形が最高値となる前記血管収縮時間と、時間原点から血管収縮時間までの脈波波形の時間積分値と、当該血管収縮時間を除く一周期の終了時点である血管拡張時間までの脈波波形の時間積分値を、基本パラメータとして算出する基本パラメータ算出部と、基本パラメータを用い、60秒当たりの脈波数と、血管収縮時間の規格化最大圧力値と、血管拡張時間の規格化最低圧力値を算出する2次パラメータ算出部と、侵襲法またはマンシェット法によって得られる最大血圧値と脈波波形に基づいて算出される規格化最大圧力値との間を関連付ける第1係数と、侵襲法またはマンシェット法によって得られる最低血圧値と脈波波形に基づいて算出される規格化最低圧力値との間を関連付ける第2係数とを予め求めて記憶する記憶部と、基本パラメータ算出部からの基本パラメータと、2次パラメータ算出部からの規格化最大血圧値及び規格化最低血圧値と、記憶部から読み出した第1係数及び第2係数とに基づいて、脈波波形に基づく最大血圧値及び最低血圧値を算出して出力する血圧値出力部とを備えるようにした。

【 0 0 1 5 】

このように脈波測定装置において測定した脈波波形に基づいて、データ処理装置にて最大血圧値及び最低血圧値を算出し、これらを血管の収縮と拡張によって脈波が形成される現象の血圧算出モデルとしたことにより、校正なしで直接脈波データを血圧に変換することができる。また脈波測定装置を小型かつ無線通信にてウェアラブル機器として適用できるようにしたことにより、被検査者が常時装着して血圧を測定することが可能となる。

【 0 0 1 6 】

さらに本発明においては、脈波測定装置における第1通信部に設けられ、制御部からの指示に応じて所定の給電方式による電源を非接触で供給する給電部と、データ処理装置における第2通信部に設けられ、第1通信部の給電部から非接触で供給される電力を受電する受電部と、受電部により受電された電力を所定の電圧値に調整する電圧調整部とを備えるようにした。

【 0 0 1 7 】

この結果、脈波測定装置をさらに小型化することが可能となり、ウェアラブル機器として被検査者に対して常時または長期間の装着が可能となる。

【 0 0 1 8 】

さらに本発明においては、データ処理装置における第2通信部は、所定の通信網を介して外部のサーバに接続可能とし、脈波測定装置の第1通信部から送信される脈波データ並びに血圧値算出部から出力される最大血圧値及び最低血圧値を時系列的に蓄積及び管理するようにした。

【 0 0 1 9 】

この結果、血圧測定システムにおいて、通信網を介してサーバにアクセスして、当サーバに記録された被検査者の脈波データや最大血圧値や最低血圧値を時系列的に読み出すことにより、当該被検査者が計測時から長期間までの生涯の脈波データを利用した健康管理、病気の予測、心理状態までを把握することが可能となる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、脈波測定をウェアラブル機器に適用するとともに、測定された脈波データを校正なしで直接血圧に変換することが可能な血圧測定システムを実現することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る血圧測定システムの機能構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 同発明の実施形態に係る血圧測定システムにおける血圧測定の処理手順を示すフローチャートである。

【 図 3 】 同実施形態にかかる脈波測定装置において取得される脈波波形を示す略線図である。

【 図 4 】 同実施形態にかかる脈波測定装置における位相シフト回路の周波数特性図である。

【 図 5 】 同実施形態にかかるデータ処理装置において、脈波波形をディジタル処理に適した波形とした略線図である。

【 図 6 】 同実施形態にかかるデータ処理装置において、ディジタル信号化した脈波波形の時間変化を示す略線図である。

【 図 7 】 同実施形態にかかるデータ処理装置において、一周期の脈波波形を取り出し、波形パラメータを示す図である。

【 図 8 】 同実施形態にかかるデータ処理装置において、侵襲法で測定した脈波データを整理して求めた最大血圧値に対する対応付け関係式を示す図である。

【 図 9 】 同実施形態にかかるデータ処理装置において、侵襲法で測定した脈波データを整理して求めた最低血圧値に対する対応付け関係式を示す図である。

【 図 1 0 】 図 8 について、脈波波形から計算した最大血圧値を重ねた図である。

【 図 1 1 】 図 9 について、脈波波形から計算した最大血圧値を重ねた図である。

【 図 1 2 】 同実施形態にかかる被検査者の身体部位と対応する脈波測定装置が搭載された製品との関係を示す表である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 2 】

以下図面について、本発明の一実施の形態を詳述する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

(1) 本発明による位相シフト法の原理

本発明による位相シフト法とは、信号源から対象物に入射した波の反射波を検出し、入射波と反射波との間に対象物の物性に依じて生じる位相差を位相シフト回路によって周波数を変化させることにより、位相差をゼロに補償し、その位相差をゼロに補償する周波数変化量からの対象物の物性を求めるものである。

【 0 0 2 4 】

すなわち検出センサ、増幅器および位相シフト回路の直列接続からなる閉ループの自励発振を維持するために、当該閉ループの周波数を変更して位相差をゼロに補償するものである。

10

【 0 0 2 5 】

生体に光を入射したときの入力信号と出力信号との間に現れる位相差の測定に位相シフト法を適用するカフ無し血圧計については、特登 4 3 4 8 4 6 7 号公報に開示されている。すなわち帰還ループにより位相差をゼロに補償して起こる自励発振振動の周波数を計測し、探触素子による生体からの入射光を受光しているときの周波数と光が生体に入射されていないときの周波数と間の偏差を検出し、これを生体の物質特性として出力する。そして発光素子への入力波形と受光素子からの出力波形との間の位相差を位相シフト法により周波数偏差に変換する。このように位相差の定量測定に比較し、周波数の定量測定の方が格段に精度の優れた計測器を用いることができる。

【 0 0 2 6 】

20

このようなカフ無し血圧計においては、血管の拍動が血管内圧（血圧）に相関していることから、脈波の形状も血管内圧に相関している。このため脈波の特性を位相シフト法を用いて共振現象を形成して周波数に変換すると、血管特性を包含したバネ定数（すなわち血管壁の硬さを示すバネ定数）を反映することがわかる。

【 0 0 2 7 】

(2) 血圧測定システムの制御系の構成

図 1 に示すように、血圧測定システム 1 は、人体の皮膚表面に直接的又は衣服等を介して間接的に装着する脈波測定装置 2 と、当該脈波測定装置 2 からの脈波データに基づき所定の演算処理により最大血圧値及び最低血圧値を算出するデータ処理装置 3 からなる。

【 0 0 2 8 】

30

脈波測定装置 2 は、脈波センサ 5、バイアス回路 6、閉ループ回路 7、無線通信部 8 を有する。脈波センサ 5 は、電流を光に変換する光半導体からなる発光素子 10 と、高精度で光の強度を検出するフォトンカウンタからなる受光素子 11 とにより、血管を流れる血流の脈波波形を検出する。

【 0 0 2 9 】

この脈波センサ 5 において、発光素子 10 の出射光軸と受光素子 11 の入射光軸との交点 P は、透光板 12 の表面に対し予め定めた高さ位置に設定されている。交点 P の予め定めた高さ位置は、血流の脈波測定装置 2 となるため、人体の皮膚表面から血管の位置までの距離の近傍に設定することが望ましい。

【 0 0 3 0 】

40

また発光素子 10 及び受光素子 11 の間には遮光部 13 が配置され、発光素子 10 の光が受光素子 11 に回り込んで受光に対する外乱発生をとなるのを抑制する。

【 0 0 3 1 】

バイアス回路 6 は、脈波センサ 5 の発光素子 10 のアノードとカソードの間に供給するバイアス電圧を生成し、受光素子 11 の出力に抵抗素子を接続し、受光素子 11 に流れる電流を電圧に変換する機能を有する。

【 0 0 3 2 】

閉ループ回路 7 は、受光素子 11 から出力される電流を DC カットコンデンサ 15 及び続く増幅器 16 を介して位相シフト回路 17 に入力させる。位相シフト回路 17 は、その入力信号と出力信号との間に位相差があるときは、自励発振回路の発振周波数を変化させ

50

て、位相差をゼロとし、自励発振を持続させる機能を有する。位相シフト回路 17 の詳細な構成と作用については、特開平 9 - 145691 号公報に開示されている。

【0033】

このように閉ループ回路 7 では、人体の皮膚表面近傍の血流 - 受光素子 11 - DC カットコンデンサ 15 - 増幅器 16 - 位相シフト回路 17 - 発光素子 10 - 上述の血流の閉ループが形成される。この閉ループ回路 7 は、増幅器 16 と位相シフト回路 17 によって自励発振回路を形成する。

【0034】

位相シフト回路 17 から出力される脈波データとしての自励発振回路の発振周波数が無線通信部 8 に供給される。無線通信部 8 は、脈波データを例えば IEEE 802.15 規格等の近距離無線通信規格に準拠した通信方式によりデータ処理装置の無線通信部に送信する。

10

【0035】

脈波測定装置 2 の無線通信部 8 は、データ処理装置 3 の無線通信部 20 から所定の非接触給電方式によりワイヤレス給電を受ける。この非接触給電方式としては、2つの隣接するコイルの片方に電流を流すと発生する磁束を媒介して隣接したもう片方に起電力が発生する電磁誘導を用いた「電磁誘導方式」、電磁界の共鳴現象を利用した「電磁界共鳴方式」、電力を電磁波に変換しアンテナを介して送受信する技術である「電波方式」などが挙げられる。

【0036】

20

データ処理装置 3 は、無線通信部 20、制御部 21、表示部 22、記憶部 23 を有し、脈波測定装置 2 から送信される脈波データに基づいて、最大血圧値と最低血圧値と脈拍数を算出する。

【0037】

データ処理装置 3 において、無線通信部 20 から受信した脈波データは制御部 21 に供給される。制御部 21 は、脈波データの周波数をデフォルト周波数に調整する周波数調整部 30 と、脈波データの繰り返しの一周期波形を算出する一周期波形算出部 31 と、一周期波形に基づいて血圧算出のための基本パラメータを算出する基本パラメータ算出部 32 と、血圧算出のための 2 次パラメータを算出する 2 次パラメータ算出部 33 と、基本パラメータと 2 次パラメータとを用いて最大血圧値と最低血圧値と脈拍数を算出して出力する血圧算出出力部 34 とを有する。

30

【0038】

これらの機能は、ソフトウェアを実行することで実現でき、具体的には、血圧算出プログラムを実行することで実現できる。これらの機能の一部をハードウェアで構成してもよい。ここでは、ソフトウェアで実現できる機能処理するプロセッサを内蔵した 1 つの IC チップで制御部を構成する。これによって、回路ブロックを小型にできる。

【0039】

制御部 21 と交信する記憶部 23 は、制御部 21 で実行されるプログラムを格納し、また脈波データを一時的に記憶する機能を有するメモリであるが、ここでは特に、発光素子 10 と受光素子 11 によって検出される脈波波形に基づいて算出される血圧値と、侵襲法またはマンシェット法によって得られる血圧値とを関連付ける係数を記憶する関連付け係数ファイル 35 を格納する。係数の詳細な内容については、脈波波形の基本パラメータと 2 次パラメータと関連付けて後述する。

40

【0040】

制御部 21 は、脈波データに基づいて算出した周波数調整信号を無線通信部 20 を介して脈波測定装置 2 の無線通信部 8 に送信する。この周波数調整信号は、脈波データとしての自励発振回路の発振周波数を予め定めたデフォルト周波数となるように、位相シフト回路 17 の回路定数を変更する信号である。

【0041】

脈波測定装置 2 における閉ループ回路 7 の位相シフト回路 17 は、周波数調整信号に基

50

づいて、被検査者によって皮膚表面近傍の血流から検出される脈波データとしての自励発振回路の発振周波数がかかなりばらついても、デフォルト周波数に調整することで、信号処理のダイナミックレンジの増大を抑制できる。

【 0 0 4 2 】

データ処理装置 3 の無線通信部 2 0 は、所定の通信網（ネットワーク）4 0 を介して外部のサーバ 4 1 と接続可能であり、脈波測定装置 2 から送信される脈波データ並びに制御部 2 1 の血圧算出出力部 3 4 から最大血圧値及び最低血圧値を時系列的に蓄積及び管理するようになされている。したがって、データ処理装置 3 では、制御部 2 1 は、サーバ 4 1 に記録された被検査者の脈波データや最大血圧値や最低血圧値を時系列的に読み出すことにより、当該被検査者が計測時から長期間までの生涯の脈波データを利用した健康管理、病気の予測、心理状態までを把握することが可能となる。

10

【 0 0 4 3 】

（ 3 ）データ処理装置の血圧測定プログラムによる処理

データ処理装置 3 の制御部 2 1 の制御における各機能、記憶部 2 3 の係数ファイル 3 5 の内容等について、図 2 に示す血圧測定プログラムの処理手順 S P 0 を用いて詳細に説明する。

【 0 0 4 4 】

まずデータ処理装置 3 の制御部 2 1 が被検査者が希望する測定時間に合わせて、無線通信部 2 0 から給電させることにより、脈波測定装置 2 の無線通信部 8 を経て、脈波センサ 5 が作動する。なお、被検査者が常時計測を希望する場合には、上述のような制御部 2 1 の起動制御は不要である。

20

【 0 0 4 5 】

脈波センサ 5 において、発光素子 1 0 からの光は、透光板 1 2 を介して人体の皮膚表面に入射し、当該皮膚表面近傍の血管のある交点 P で反射し、その反射光は透光板 1 2 を介して受光素子 1 1 にて受光される。そして閉ループ回路 7 において、人体の皮膚表面近傍の血流 - 受光素子 1 1 - D C カットコンデンサ 1 5 - 増幅器 1 6 - 位相シフト回路 1 7 - 発光素子 1 0 - 当該血流の閉ループが形成される。

【 0 0 4 6 】

この閉ループは、増幅器 1 6 と位相シフト回路 1 7 によって自励発振回路を形成する。位相シフト回路 1 7 は、その入力信号に対応する受光素子 1 1 から出力される検出電気信号と、その出力信号に対応する発光素子 1 0 に供給される駆動電気信号との間に位相差があるときは、その位相差をゼロにするように、自励発振回路の発振周波数を変化させる。

30

【 0 0 4 7 】

この発振周波数の変化は、血流の変化を反映したもので、その時間変化の波形は、脈波波形 F 1 である（S P 1 0）。この脈波波形 F 1 は、横軸に時間、縦軸に電圧をとると、例えば図 3 のように示される。脈波波形 F 1 は電圧振幅が時間経過に関わらずほぼ一定で、周波数が時々刻々変化する。この周波数変化が血管における収縮と拡張の大きさに対応する。

【 0 0 4 8 】

脈波波形 F 1 における周波数変化のダイナミックレンジは、被検査者によって異なる。脈波波形 F 1 の中心周波数に個人差があるため、そのまま脈波波形 F 1 のデータ処理を進めると、メモリ容量も、信号処理回路のダイナミックレンジも、大きなものとなる。このため、脈波波形 F 1 の中心周波数を予め定めたデフォルト周波数 f_D に統一する周波数調整が行われる（S P 1 1）。この処理手順は、制御部 2 1 の周波数調整部 3 0 の機能によって実行される。

40

【 0 0 4 9 】

具体的には、データ処理装置 3 の制御部 2 1 から脈波測定装置 2 の位相シフト回路 1 7 に対して、回路定数を変更させる周波数調整信号が出力される。デフォルト周波数 f_D は、脈波データのサンプリング周期や、脈波データのばらつきを平均化するのに必要なデータ組数等と、回路ブロックの処理速度、メモリ容量等を考慮して決定することができる。

50

ここでは、脈波データのサンプリング周期を毎秒250回、ばらつき平均化に必要なデータ組数を30組、データ処理のビット数を16ビット、処理速度を10MHzとして、デフォルト周波数 f_D を 4 kHzとした。

【 0 0 5 0 】

デフォルト周波数 f_D は、位相シフト回路 17 の動作中心周波数 f_0 と異なるものとする。図 4 は、位相シフト回路 17 のゲインと位相の周波数特性を示す図である。位相シフト回路 17 のゲイン特性は、動作中心周波数 f_0 を中心として対称形にゲインが低下するバンドパス特性を有するように設定される。したがって、動作中心周波数 f_0 付近では、周波数変化してもゲインがほとんど変化しない。

【 0 0 5 1 】

脈波波形は自励発振回路の発振周波数の時間的变化を示す波形であるため、周波数変化を感度良く検出する必要がある。そこで、デフォルト周波数 f_D は、ゲイン / 周波数の勾配の小さい付近を避けて、ゲイン / 周波数の勾配の大きい周波数のところに設定する。図 4 では、デフォルト周波数 f_D を位相シフト回路の動作中心周波数より高周波側に設定されるが、これを動作中心周波数より低周波側に設定してもよい。

【 0 0 5 2 】

このデフォルト周波数 f_D で、脈波波形データのサンプリングを行う。(1/4kHz) = 250 μ s であるが、これを16分割し、250kHzごとにサンプリングして、脈波波形の周波数をカウントする。脈波波形はアナログ波形であるので、適当な閾値を有するコンパレータによる A / D 変換を用いて2値化を行い、ディジタル波形に変換し、そのディジタル波形についてサンプリングを行う。図 5 に A / D 変換された脈波波形の例を示す。

【 0 0 5 3 】

サンプリングは、ディジタル波形について 4 kHz のサンプリングタイミングで 4 ms 分を行う。つまり、ディジタル波形について、16ビット分のサンプリングを行う。この16ビット分のサンプリングデータを1組として、同じ被検査者に対し、30組のサンプリングデータを1組として、同じ被検査者に対し、30組のサンプリングデータを取得する。取得した30組のサンプリングデータは一旦記憶部に記憶する。記憶された30組のサンプリングデータを用いて、データのスムージング処理を行う。スムージング処理としては、隣接するサンプリングデータ間で移動平均を取る方法を用いることができる。このようにして、16ビット分のサンプリングデータにおける異常データ等を取り除き、信頼性の高いサンプリングデータとする (S P 1 2) 。

【 0 0 5 4 】

図 6 に、スムージング処理後の 16 ビット分のサンプリングデータの例を示す。横軸は時間、縦軸はデフォルト周波数 f_D からの周波数偏差である。図 6 に示されるように、サンプリングデータは、周期性を有するが、時間経過に対し傾斜を有する。この傾斜は、被検査者の測定状態によるものである。

【 0 0 5 5 】

そこで、脈波波形 F 1 に相当する16ビットのサンプリングデータについて、繰り返し単位となる一周期の波形を抜き出すために、一周期分判定を行う (S P 1 3) 。一周期は、血流の繰り返し周期で、鼓動の周期であるので、経験上、大体の値が分かっている。そこで、サンプリングデータを微分し、得られるゼロクロス点を求める。そして、適当な判定時間間隔を設定して、その間のゼロクロス点の間を一周期と判定する。

【 0 0 5 6 】

一周期分のサンプリングデータが得られると、次に傾斜補正を行う (S P 1 4) 。傾斜補正は、一周期のサンプリングデータの開始点となるゼロクロス点の Δf の値と、一周期の終了点となるゼロクロス点の Δf の値を同じとするように、各サンプリングデータを補正することで行う。傾斜補正が行われた一周期分の脈波波形 F 2 を算出取得する上記の手順は、制御部の一周期波形算出部の機能によって実行される。

【 0 0 5 7 】

図 7 に、脈波波形 F 2 の例を示す。図 8 の横軸は時間、縦軸は Δf である。脈波波形 F

10

20

30

40

50

2 は、一周期が T 秒で、一周期の開始時点を経験原点として脈波波形 F_2 が最高値となる時間が T_a である。脈波波形 F_2 は、時間原点から時間 T_a までの間に Δf が急激に増大する。そして、時間 T_a から一周期が終了する時間 T までの間は、途中に Δf がほぼ一定となる期間があるが、全体としては Δf が減少する。

【0058】

そこで、脈波波形 F_2 を特徴づける基本パラメータとして、一周期の時間 T 秒と、一周期の開始時点を経験原点として脈波波形 F_2 が最高値となる時間 T_a 秒と、 $T_b = (T - T_a)$ 秒とを算出する。そして、時間原点から時間 T_a 秒までの脈波波形 F_2 の時間積分値 S_a と、時間 T_a から一周期の終了時点である時間 T までの脈波波形 F_2 の時間積分値を算出する。これらが、脈波波形 F_2 の基本パラメータである。基本パラメータの算出は、制御部 21 の基本パラメータ算出部 32 の機能によって実行される (SP15)。具体的には、脈波波形 F_2 のピーク検出を行って T_a を求め、 $T_b = (T - T_a)$ を求める。そして、 T_a 、 T_b のそれぞれの期間について脈波波形 F_2 の時間積分を行って S_a 、 S_b を算出する。

10

【0059】

また、基本パラメータを用い、60 秒当たりの脈拍数 $N = (60 / T)$ と、 T_a の期間の規格化最大圧力値としての $h_a = [2 \{ S_a / (S_a + S_b) \} / \{ T_a / (T_a + T_b) \}]$ と、 T_b の期間の規格化最低圧力値としての $h_b = [2 \{ S_b / (S_a + S_b) \} / \{ T_b / (T_a + T_b) \}]$ を 2 次パラメータとして算出する。2 次パラメータの算出は、制御部 21 の 2 次パラメータ算出部 33 の機能によって実行される (SP16)。

20

【0060】

具体的には、SP15 において算出された基本パラメータ T_a 、 T_b 、 S_a 、 S_b を用いて、演算により N 、 h_a 、 h_b を算出する。なお、算出されたこれらのパラメータは規格化されたものであり、その単位は、必ずしも時間や圧力ではない。

【0061】

上記基本パラメータと 2 次パラメータは、既に特許第 4680911 号公報において示されてるように、血圧が $(T_a \times T_b)$ に密接な関係があることの知見をさらに進め、脈波変化の時間パラメータのみではなく、血管の収縮と拡張によって脈波が形成される現象を反映して血圧を算出しようとするためである。

【0062】

30

すなわち、 T_a の期間は、血管が血流を押し出す収縮期間であり、 T_b は血管が血流を押し出して緩和する拡張期間である。これらの期間について、時間パラメータと波形の積分値、規格化圧力値を求め、これらによって、血管の収縮と拡張に伴って血流がエネルギーを受け取り、またエネルギーを放出することで脈波が形成される現象を血圧算出のモデルとして用いることができる。

【0063】

次に、脈波波形 F_2 について SP15 及び SP16 にて算出されたパラメータに基づいて血圧値と脈波波形 F_2 に基づいて算出される血圧値との間を関連づける係数を用いる。関連付け係数 A 、 α 、 B 、 β は、予め侵襲法によって得られる脈波波形 F_2 について SP15 及び SP16 と同じ処理手順で基本パラメータと 2 次パラメータを求め、これと脈波波形 F_2 の基本パラメータ、2 次パラメータとの関連付けを行って得られる。

40

【0064】

侵襲法によって得られる数多くの脈波波形 F_2 についての基本パラメータと 2 次パラメータを整理するために、これらのパラメータを含む関係式 Y で、 $X = (T_a \times T_b)$ と密接な関係を有するものを探索した。探索は、 $YX = \text{一定値}$ となる関係式 Y がないかの観点で行った。これは、血管の収縮と拡張によって脈波が形成される現象は、非検査者の個人差を超えて普遍的なものであり、 $X = (T_a \times T_b)$ は既に特許第 4680911 号公報によって血圧と密接な関係を有する変数であることが分かっているからである。

【0065】

このような探索の結果、侵襲法によって得られる最大血圧値 P_H については、 $Y_H = [($

50

$N^2 \times h a) / \{ P_H \times S a / (S a + S b) \}^{-1/2}$] の関係式を用いると、ほぼ $Y_H X =$ 一定値となることが分かった。10点の侵襲法による脈波波形データを整理した結果を図8に示す。図8の横軸は、 $X = (T a \times T b)$ 、縦軸は Y_H である。 $Y_H = A X^{-\alpha}$ とすると、図8の例では、 $A = 254$ 、 $\alpha = 1$ 、10点のデータと $Y_H = 254 X^{-1}$ との相関係数 $r^2 = 0.975$ であった。得られた A 、 α は記憶部23に記憶される。

【0066】

同様に、侵襲法によって得られる最低血圧値 P_L について、 $Y_L = [\{ N^2 \times S b / (S a + S b) \} / (P_L \times h b)]^{-1/2}$] の関係式を用いると、ほぼ $Y_L X =$ 一定値となることが分かった。13点の侵襲法による脈波波形データを整理した結果を図9に示す。図9の横軸は、 $X = (T a \times T b)$ 、縦軸は Y_L である。 $Y_L = B X^{-\beta}$ とすると、図9の例では、 $B = 36 X$ 、 $\beta = 1$ 、13点のデータと $Y_L = 36 X^{-1}$ との相関係数 $r^2 = 0.972$ であった。得られた B 、 β は記憶部23に記憶される。

【0067】

図8で得られた α がほぼ1の値をとる関係式 $Y_H = A X^{-\alpha}$ 、図9で得られた β がほぼ1の値をとる関係式 $Y_L = B X^{-\beta}$ を用いると、最大血圧値 $P_H = [\{ N^4 \times (h a)^2 \} / [A^2 \times (T a + T b)^{-2\alpha} \times \{ S a / (S a + S b) \}]$] として算出でき、最低血圧値 $P_L = [N^4 \times \{ S b / (S a + S b) \}^2] / [B^2 \times (T a + T b)^{-2\beta} \times (h b)]$] として算出できる。そこで、記憶部23に記憶されている A 、 α 、 B 、 β を読み出し、脈波波形F2の基本パラメータ、2次パラメータに基づき、最大血圧値 P_H と最低血圧値 P_L を算出し、脈拍数 N と合わせて、表示部22に出力する。この処理手順は、制御部21の血圧算出出力部34の機能によって実行される (SP17)。

【0068】

記憶部23に記憶されている A 、 α を用いて算出された最大血圧値 P_H について、 Y_H を再計算し、図8の侵襲法によるデータと重ね合わせた結果を図10に示す。図10の横軸、縦軸は図8と同じである。黒丸は図8の侵襲法によるデータと同じで、白丸は23人被検査者について、データ処理装置3の制御部21を用いて算出されたデータに基づいて計算した Y_H の値である。図10に示されるように、 $Y_H = 254 X^{-1}$ に対する相関関係は、侵襲法の10点の黒丸と、データ処理装置3の制御部21による23点の白丸とほぼ同じである。

【0069】

同様に、記憶部23に記憶されている B 、 β を用いて算出された最低血圧値 P_L について、 Y_L を再計算し、図9の侵襲法によるデータと重ね合わせた結果を図11に示す。図11の横軸、縦軸は図9と同じである。黒丸は図9の侵襲法によるデータと同じで、白丸は27人の被検査者について、データ処理装置3の制御部21を用いて算出されたデータに基づいて計算した Y_L の値である。図11に示されるように、 $Y_L = 36 X^{-1}$ に対する相関関係は、侵襲法の13点の黒丸と、データ処理装置3の制御部21による27点の白丸とほぼ同じである。

【0070】

このことから、データ処理装置3を用い、脈波波形に基づいて算出した最大血圧値と最低血圧値は、侵襲法によって測定される最大血圧値と最低血圧値に極めてよく一致するものとなることがわかる。なお、脈波測定装置2による測定に並行して、同じ被検査者について、いくつかのメーカ製のマンシェット法電子血圧計でも最大血圧値と最低血圧値を測定したところ、データ処理装置3による値と、マンシェット法電子血圧計による値とよい一致を見た。

【0071】

上記では、 A 、 α を10点の侵襲法のデータから $A = 254$ 、 $\alpha = 1$ としたが、相関係数の値から考えると、 A の値は、200~270の範囲の値でも実用上問題ない。また、 B 、 β を13点の侵襲法のデータから $B = 36$ 、 $\beta = 1$ としたが、相関係数の値から考えると、 B の値は、20~60の範囲の値でも実用上問題ない。

【0072】

また、 A 、 α 、 B 、 β をもっと多くの侵襲法のデータから定め、その値を記憶部23に

10

20

30

40

50

記憶することで、データ処理装置 3 の制御部 21 が算出する血圧値の精度が向上する。そのときには、 $A = 254$ 、 $\alpha = 1$ 、 $B = 36$ 、 $\beta = 1$ とは異なる値となる。例えば、 A の値は、100~400 の範囲の値、 α の値は 0.7~1.2 の範囲の値、 B の値は、20~80 の範囲の値、 β の値は 0.7~1.2 の範囲の値であってもよい。

【0073】

次に、上記の構成によれば、検査対象の生体の種類（人体や家畜等）や被検査者の個人差（緩慢な脈動や急峻な脈動等）や脈波センサ（光学センサ、振動センサ、変位センサ等）の種類や脈波の検出値の単位（電位、周波数、mm等）によらず、普遍的に最大血圧値と最低血圧値を求められることを説明する。

【0074】

まず、血管の収縮と拡張によって脈波が形成される現象は、被検査者の個人差等を超えて普遍的なものであると考える。被検査者の個人差等を超えて脈波の最大圧力値と最低圧力値を示すには、血管の収縮時間と拡張時間を規格化し、収縮時間において血流が血管から受けるエネルギーと拡張時間において血流が血管に対して吐出するエネルギーを規格化することでできる。

【0075】

上記のように、血流の一周期の時間 T 秒の脈波波形 F 2 について、血管収縮時間 T_a の間における脈波波形 F 2 の時間積分値 S_a と、血管拡張時間 $T_b = (T - T_a)$ の間における脈波波形 F 2 の時間積分値 S_b を用いると、血管が受ける規格化最大圧力値 h_a と規格化最低圧力値 h_b は次のように示すことができる。

【0076】

すなわち、 $h_a = [2 \{ S_a / (S_a + S_b) \} / \{ T_a / (T_a + T_b) \}]$ 、 $h_b = [2 \{ S_b / (S_a + S_b) \} / \{ T_b / (T_a + T_b) \}]$ である。 $\{ T_a / (T_a + T_b) \}$ と $\{ T_b / (T_a + T_b) \}$ は、それぞれ血管の規格化収縮時間と規格化拡張時間であり、 $\{ S_a / (S_a + S_b) \}$ と $\{ S_b / (S_a + S_b) \}$ は、それぞれ、収縮時間において血流が血管から受ける規格化エネルギーと拡張時間において血流が血管に吐出する規格化エネルギーである。係数の 2 は、脈波波形の変化を三角形近似することで生じる値である。

【0077】

このようにして求められる規格化最大圧力値 h_a 、規格化最低圧力値 h_b は、実測された脈波波形の最大値と最低値と同じものではない。つまり、実測された脈波波形の最大値が小さな値であっても、 S_a や T_a 次第では血流が血管から受けるエネルギーが大きく、侵襲法やマンシエット法による最大血圧値が大きいことがある。逆に、実測された脈波波形の最大値が大きな値であっても、 S_a や T_a 次第では血流が血管から受けるエネルギーが小さく、侵襲法やマンシエット法による最大血圧値が小さいことがある。

【0078】

規格化最大圧力値 h_a 、規格化最低圧力値 h_b は、被検査者の個人差が出やすい脈波波形の最大値や最低値、あるいは脈拍数や血管の収縮期間、拡張期間に基づかずに、血管の収縮と拡張によって脈波が形成される現象を普遍的に表現し、その普遍的表現から、侵襲法やマンシエット法によって得られる最大血圧値と最低血圧値に近い値を得ようというものである。

【0079】

このようにして求められる規格化最大圧力値 h_a は、実際の侵襲法によって測定された最大血圧値 P_H とは、普遍的関係式で結ばれていると考えられる。同様に、規格化最低圧力値 h_b と、実際の侵襲法によって測定された最低血圧値 P_L とは、普遍的関係式で結ばれていると考えられる。その普遍的関係式 Y を見つければよい。普遍的関係式は、特許第 4680911 号公報で既に分かっている $X = (T_a \times T_b)$ と関係があるはずである。

【0080】

そこで、 $XY = \text{一定値}$ となる関係式を探索することを試みた。その試行錯誤から、規格化最大圧力値 h_a と、実際の侵襲法によって測定された最大血圧値 P_H の間の関係式 Y_H は

10

20

30

40

50

、 $Y_H = [(N^2 \times h a) / \{ P_H \times S a / (S a + S b) \}^{-1/2}]$ が $X Y_H = A$ (一定値) となることが分かった。A は、 $X Y_H = A$ の一定値であり、N は脈拍数である。この関係式を書き直すと、 $P_H = \{ N^4 \times (h a)^2 \} / [A^2 \times (T a \times T b)^{-2} \times \{ S a / (S a + S b) \}]$ となり、 P_H は、N の四乗に比例、 $h a$ の二乗に比例、 $X = (T a \times T b)$ の二乗に比例、収縮時間における規格化エネルギーに反比例の関係を有することがわかる。

【0081】

また、規格化最低圧力値 $h b$ について、 $X Y = \text{一定値}$ となる関係式を探索すると、その試行錯誤から、規格化最低圧力値 $h b$ と、実際の侵襲法によって測定された最低血圧値 P_L の間の関係式 Y_L は、 $Y_L = \{ N^2 \times S b / (S a + S b) \} / (P_L \times h b)^{-1/2}$ が $X Y_L = B$ (一定値) となることが分かった。

10

【0082】

B は、 $X Y_L = B$ の一定値であり、N は脈拍数である。この関係式を書き直すと、 $P_H = [N^4 \times \{ S a / (S a + S b)^2 \}] / ([B^2 \times (T a \times T b)^{-2} \times h b])$ となり、 P_L は、N の四乗に比例、 $h b$ に比例、 $X = (T a \times T b)$ の二乗に比例、拡張時間における規格化エネルギーの二乗に比例の関係を有することがわかる。

【0083】

理想的には、 $X Y_H = A$ 、 $X Y_L = B$ となるように関係式 Y_H 、 Y_L を探索することがよいが、脈波センサの特性や、変換過程によっては、 Y_H や Y_L が X に対しきれいな反比例の関係にまとまらないことがある。統計処理の相関係数からはある程度のばらつきは許される。そこで、 $Y_H X^\alpha = A$ 、 $Y_L X^\beta = B$ を満たす関係式 Y_H 、 Y_L でも α 、 β が 1 に近い場合には、その関係式を用いてもよい。 α 、 A 、 β 、 B は、脈波センサ等によって異なる係数である。

20

【0084】

本実施の形態では、係数として、予め侵襲法またはマンシェット法による最大血圧値及び最低血圧値に対応付けるように、A の値は、100~400 の範囲の値、 α の値は、0.7~1.2 の範囲の値、B の値は、20~80 の範囲の値、 β の値は 0.7~1.2 の範囲の値とした。特に A の値は、200~270 の範囲の値、 α の値は 1、B の値は、20~60 の範囲の値、 β の値は 1 であることが望ましい。

【0085】

30

上記では、脈波センサ 5 として、人体の表面に発光素子 10 によって光を入射し、反射した光を受光素子 11 で受光する反射型受光光センサを説明した。これに代えて、人体に向けて発光素子 10 によって光を入射し、透過した光を受光素子 11 で受光する透過型受光センサを用いてもよい。また、受発光素子に代えて、人体に向けて超音波振動子によって超音波を入射し、反射した超音波を振動検出素子で検出する超音波プローブを用いてもよい。

【0086】

これらのように、波形入力部と波形検出部を有するセンサを用いる場合には、位相シフト法を利用できる。例えば、超音波型の脈波センサとして、超音波プローブを用いる場合には、振動検出素子に増幅器を接続し、増幅器の出力端子と超音波振動子との間に位相シフト回路を配置し、人体の血流部と振動検出素子と増幅器と位相シフト回路と超音波振動子とで構成される自励発振回路の発振周波数の中心周波数をデフォルト周波数に調整する周波数調整部を備える構成とすることができる。

40

【0087】

この他に、位相シフト法を用いない単純なセンサを脈波センサとして用いることもできる。例えば、変位センサ、振動検出センサ等、脈波波形を検出するものであれば、脈波センサとして用いることができる。脈波センサが代わっても、 Y_H 、 Y_L の関係式は変化しない。変更が必要なのは、 α 、 A 、 β 、 B である。換言すれば、 α 、 A 、 β 、 B の値を変更すれば、様々な脈波検出センサを用いることができる。

【0088】

50

生体として人体の場合について述べたが、人体以外の生体であっても、血管の収縮と拡張とによって脈波波形が形成されるものであれば、上述のように規格化最大圧力値 h_a と規格化最低圧力値 h_b とを侵襲法による最大血圧値 P_H と最低血圧値 P_L とに関連付ける関係式 Y_H 、 Y_L を求めることができる。

【 0 0 8 9 】

(4) 脈波測定装置のウェアラブル機器への応用展開

本発明における脈波測定装置 2 を、被検査者の身体に装着する部位としては、常時または長時間装着しながら、人体の動作が影響し難い箇所が望ましい。

【 0 0 9 0 】

従来の脈波測定装置と異なり、皮膚表面に対する押圧が不要であり、かつ、非接触でも可能なため、皮膚表面近傍に血管が存在する部位であれば装着可能であり、対応する装置形態も種々のものを広く適用することができる。

【 0 0 9 1 】

その際、被検査者の身体のうち活動時に最も皮膚表面の動きの少ない部位に、脈波測定装置を装着することが有効であり、特に胸部中央の骨表層面に絆創膏型の脈波測定装置を貼り付けることが望ましい。比較的長時間（可能であれば常時）装着することが理想的であり、絆創膏のような貼着型のものが特に望ましい。

【 0 0 9 2 】

その他にも皮膚表面近傍に血管が存在する部位としては、頭部（特に顔）、胸部、手（指を含む）、腕部、足（特に足裏）、脚部など広く対象となる。これら各部位に対応する脈波測定装置は、絆創膏型や機器内蔵型など小型かつワイヤレス通信及び受電が可能なものを適用すれば良い。

【 0 0 9 3 】

具体的には、図 1 2 に示す表のように、右側列に記載した脈波測定装置 2 を身体各部位に対応して装着するのが望ましい。例えば顔を中心とした頭部においては、メガネの鼻当てやテンプル等に脈波測定装置 2 を搭載してもよい。胸部においては、ネックレス、ネクタイ、ネックストラップ ID カード、シャツの裏地に脈波測定装置 2 を搭載してもよい。特に上述したように胸部中央の骨表層面に近い部位に装着できることが望ましい。

【 0 0 9 4 】

また手や腕部においては、腕時計、リストバンド、指輪などに脈波測定装置 2 を搭載するようにしてもよい。特に掌（把持部）においては、自動車のステアリング、二輪車のハンドル、鞆の持ち手、歯ブラシやシェーバーの柄、筆記具、PC のマウス等、被検査者が所定時間把持する対象物に脈波測定装置 2 を搭載するようにしてもよい。

【 0 0 9 5 】

さらに足や脚部においては、靴の中敷き、くつ下、シューズ、アンクルバンド、ズボンなど脈波測定装置 2 を搭載するようにしてもよい。これ以外にも被検査者の携行品にも脈波測定装置 2 を搭載してもよく、例えば、スマートフォン（携帯電話）及びそのカバーケース、タブレット及びそのカバーケース等が挙げられる。

【 0 0 9 6 】

以上は被検査者に対して非侵襲にて脈波測定装置 2 を搭載する場合について述べたが、本発明はこれに限らず、例えば内視鏡を利用したカテーテル（先端から光デバイス信号を放射）のように被検査者に対して侵襲にて搭載するようにしても同様の効果を得ることができる。

【 0 0 9 7 】

なお上述のように本実施の形態においては、脈波測定装置 2 の無線通信部 8 は、データ処理装置 3 の無線通信部 20 から所定の給電方式による非接触給電にて電源供給を受けるようにした場合について述べたが、本発明はこれに限らず、脈波測定装置 2 の内部に超小型のバッテリーを搭載するようにしてもよい。このバッテリーは、1 次電池でもよく、2 次電池の場合には、上述の非接触給電にて無線通信部 8 を介して充電することが可能となる。

【 0 0 9 8 】

また本実施の形態においては、脈波測定装置 2 内の脈波センサ 5 として、光半導体素子からなる発光素子 10 とフォトンカウンタからなる受光素子 11 とを適用した場合について述べたが、本発明はこれに限らず、血管を流れる血流の脈波波形を検出することができれば、紫外線（波長：10～400nm）から遠赤外線（波長：0.7～1,000 μ m）までの種々の波長光を発光可能な発光素子と、当該発光素子に対応する受光能力を有する受光素子とに広く適用するようにしてもよい。

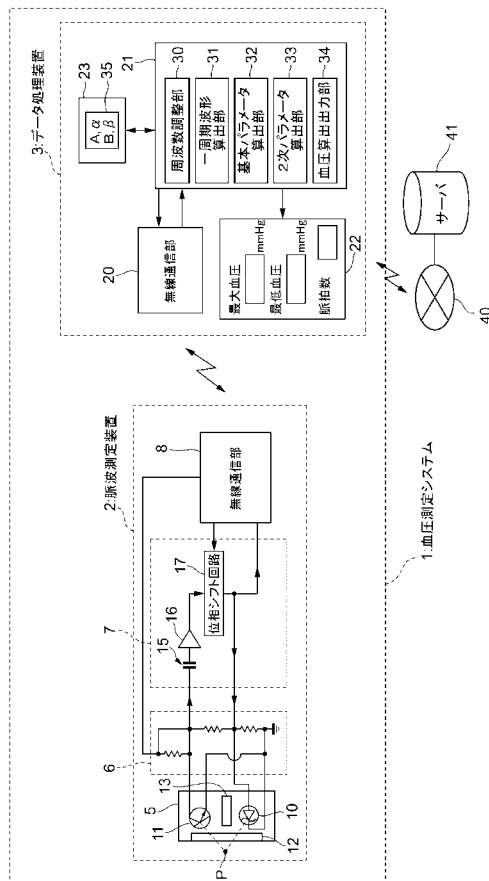
【符号の説明】

【0099】

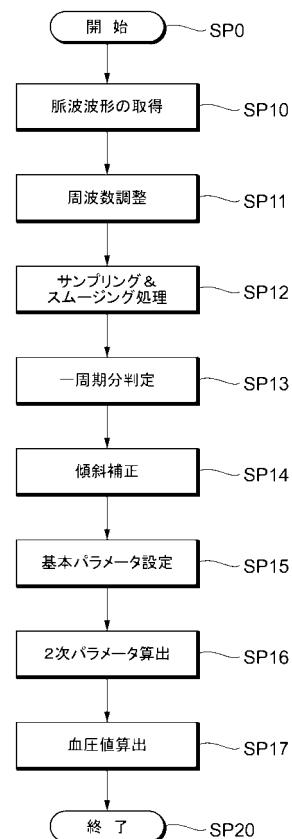
1 …… 血压測定システム、2 …… 脈波測定装置、3 …… データ処理装置、5 …… 脈波センサ、6 …… バイアス回路、7 …… 閉ループ回路、8、20 …… 無線通信部、17 …… 位相シフト回路、21 …… 制御部、22 …… 表示部、23 …… 記憶部、30 …… 周波数調整部、31 …… 一周波形算出部、32 …… 基本パラメータ算出部、33 …… 2次パラメータ算出部、34 …… 血压算出力部、40 …… 通信網、41 …… サーバ。

10

【図 1】



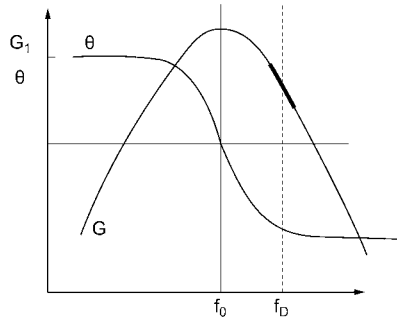
【図 2】



【 図 3 】



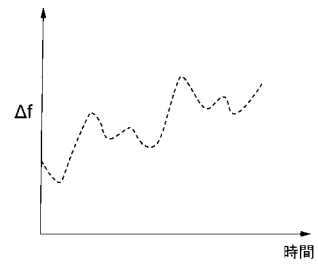
【 図 4 】



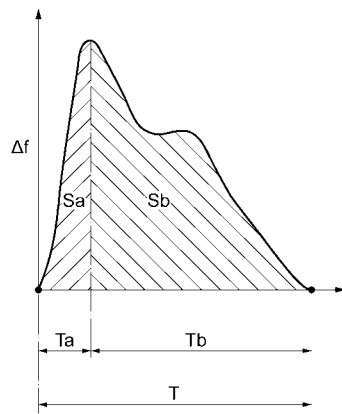
【 図 5 】



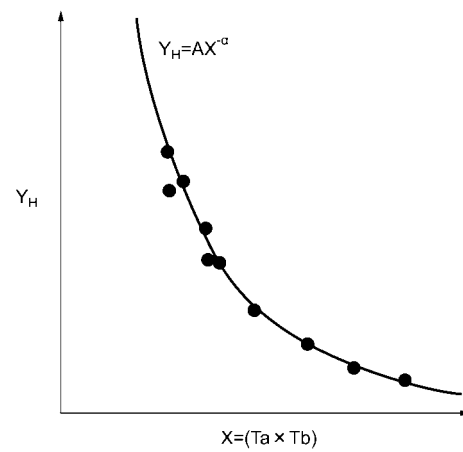
【 図 6 】



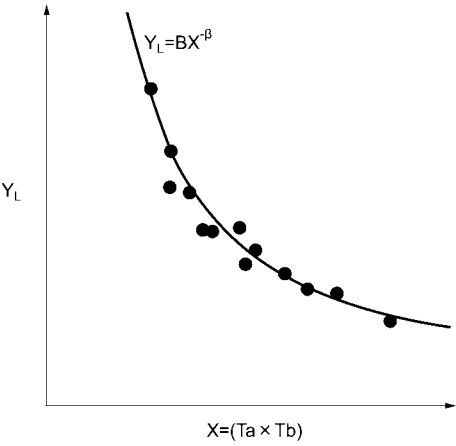
【 図 7 】



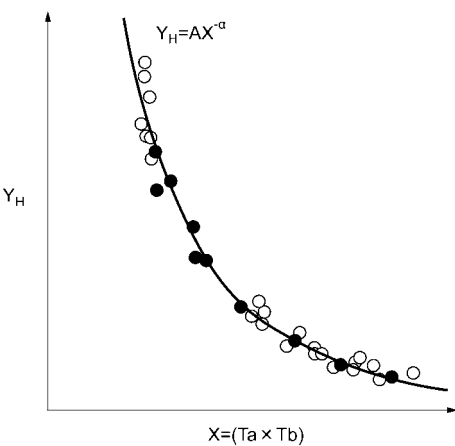
【 図 8 】



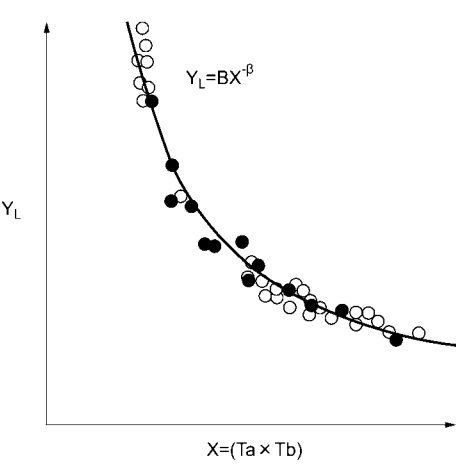
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】

部位	搭載製品例
顔(頭)	メガネ(鼻筋、耳上)、イヤリング、帽子、ヘアバンド
胸	ネックレス、ネックストラップIDカード、シャツの裏地(胸部中央部位)
手・腕	腕時計、リストバンド、指輪
掌(把持部)	自動車のステアリング、二輪車のハンドル、鞆の持ち手、歯ブラシやシェーバーの柄、筆記具、PCのマウス
脚・足	鞆の中敷き、くつ下、シューズ、アングルバンド、スポン
携行品	スマートフォン(携帯電話)及びそのカバーケース、タブレット及びそのカバーケース
侵襲部位	内視鏡を利用したカテーテル(先端から光デバイス信号を放射)