

(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2004-201868

(P2004-201868A)

(43) 公開日 平成16年7月22日(2004.7.22)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 5/022
 A 6 1 B 5/026
 A 6 1 B 5/0285
 // A 6 1 B 8/00

F I

A 6 1 B 5/02 3 3 2 B
 A 6 1 B 5/02 3 3 7 F
 A 6 1 B 5/02 3 4 O D
 A 6 1 B 5/02 3 4 O H
 A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C O 1 7
 4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2002-373433 (P2002-373433)

(22) 出願日 平成14年12月25日 (2002.12.25)

(71) 出願人 000002325

セイコーインスツルメンツ株式会社
 千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地

(74) 代理人 100079212

弁理士 松下 義治

(72) 発明者 村松 博之

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 セ
 イコーインスツルメンツ株式会社内

(72) 発明者 山本 三七男

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 セ
 イコーインスツルメンツ株式会社内

(72) 発明者 新荻 正隆

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 セ
 イコーインスツルメンツ株式会社内

最終頁に続く

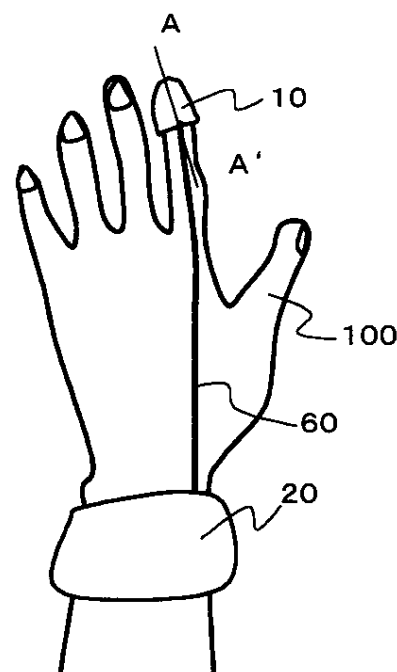
(54) 【発明の名称】 血圧測定装置、及び血圧測定方法

(57) 【要約】

【課題】容易に低拘束でカフを用いずに精度良く血圧を測定する血圧測定装置、及び血圧測定方法を提供すること。

【解決手段】生体の血流速度を測定する血流速度測定部と、前記血流速度測定部を制御する制御部、前記血流速度測定部から得られた情報から血流速度を算出する処理部を有し、前記血流速度を生体の少なくとも異なる2箇所部位で測定し、2箇所の血流速度から血圧を測定する構成とした。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の二箇所以上の部位における血流速度を測定する、少なくとも二つ以上の血流速度測定部と、
前記血流速度測定部を制御する血流速度測定制御部と、
前記血流速度測定部で測定された血流速度から、生体の血圧を算出する演算部と、から構成される血圧測定装置。

【請求項 2】

生体の血管径を測定する血管径測定部と、
前記血管径測定部を制御する血管径測定制御部と、を有し、
前記血管径測定部で測定された血管径と前記血流速度測定部で測定された血流速度から、
前記演算部によって生体の血圧を算出す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 3】

生体の血管径を測定する血管径測定部と、
前記血管径測定部を制御する血管径測定制御部と、
生体の血流量を測定する血流量測定部と、
前記血流量測定部を制御する血流量測定制御部と、を有し、
生体の二箇所の部位において、一方の部位では血流速度と血管径を測定し、他方の部位では血流速度と血流量を測定し、前記演算部においてこれらの測定結果から生体の血圧を算出す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】

生体の血流量を測定する血流量測定部と、
前記血流量測定部を制御する血流量測定制御部と、を有し、
生体の二箇所の部位において、一方の部位では血流速度と血流量を測定し、他方の部位では血流速度を測定し、前記演算部によってこれらの測定結果から生体の血圧を算出す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】

前記測定は、生体の橈骨動脈と指先でされることを特徴とする請求項 1 から 4 のうちのいずれか一項に記載の血圧測定装置。

【請求項 6】

生体の血流速度を測定する血流速度センサと、
前記血流センサを制御する血流センサ制御部と、
生体の脈波を測定する容積脈波センサと、
前記容積脈波センサを制御する容積脈波センサ制御部と、
前記血流速度センサ及び前記容積脈波センサからの信号を処理する信号処理部と、を有し、
生体の動脈付近で血流速度を測定し、指先の末梢血管周辺で血流速度と脈波を測定し、これらの測定結果から生体の血圧を算出することを特徴とする血圧測定装置。

【請求項 7】

生体の血流速度を測定する血流速度センサと、
前記血流センサを制御する血流速度センサ制御部と、
生体の脈波を測定する容積脈波センサと、
前記容積脈波センサを制御する容積脈波センサ制御部と、
前記血流速度センサ及び前記容積脈波センサからの信号を処理する信号処理部と、を有し、
生体の動脈付近と指先の末梢血管周辺で血流速度と脈波を測定し、これらの測定結果から生体の血圧を算出することを特徴とする血圧測定装置。

【請求項 8】

動脈の血流速度と指先の末梢血管の血流速度から血圧を算出することを特徴とする血圧測

10

20

30

40

50

定方法。

【請求項 9】

動脈を流れる血液の血流速度と前記動脈の血管径、指先などの末梢血管を流れる血液の血流速度と前記血管の血管径の変化から血圧を算出することを特徴とする血圧測定方法。

【請求項 10】

動脈を流れる血液の血流速度と前記動脈の血管径、指先などの末梢血管を流れる血液の血流量と血流速度の変化から血圧を算出することを特徴とする血圧測定方法。

【請求項 11】

動脈を流れる血液の血流速度と指先などの末梢血管を流れる血液の血流量と血流速度の変化から血圧を算出することを特徴とする血圧測定方法。

10

【請求項 12】

前記血流速度、前記血管径、及び前記血流量において、脈拍毎の最大血流速度、最大血管径、及び最大血流量によって脈拍毎の収縮期の血圧を概算することを特徴とする請求項 8 から 11 に記載の血圧測定方法。

【請求項 13】

前記血流速度、前記血管径、及び前記血流量において、脈拍毎における最小血流速度、最小血管径、及び最小血流量によって脈拍毎の拡張期の血圧を概算することを特徴とする請求項 8 から 11 に記載の血圧測定方法。

【請求項 14】

請求項 8 から請求項 13 のいずれかに記載の血圧測定方法において、カフを用いる従来の血圧計によって収縮期実血圧と拡張期実血圧を測定し、該測定と同時期に前記血流速度、前記血管径、あるいは前記血流量を測定し、前記血流速度、前記血管径、前記血流量から収縮期実血圧を計算する補正係数と、拡張期実血圧を計算する補正係数をそれぞれ求め、以降は前記血流速度、前記血管径、あるいは前記血流量を測定し、前記血流速度と前記血管径、前記血流量及び前記補正係数を用いて収縮期実血圧と拡張期実血圧を算出することを特徴とする血圧測定方法。

20

【請求項 15】

時計のバンド部に血流速度センサを設け、前記時計の本体部にも血流速度センサを設けたことを特徴とする血圧測定装置。

【請求項 16】

時計のバンド部に血流速度センサを設け、前記時計の本体部には血流速度センサと容積脈波センサを設けたことを特徴とする血圧測定装置。

30

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、人体の血圧を測定する方法の技術分野に属するものである。

【0002】

【従来の技術】

今日、血圧を測定する方法として、カフ（圧迫帯）を用いなくて測定する方法が提唱されている。このものは、一対の心電位電極と、該心電位電極からの心電位信号を処理する心電位処理手段と、指尖光電脈波検出センサと、該脈波信号を処理する脈波処理手段と、該処理された脈波をさらに二次微分する二次微分処理手段と、これら処理された心電位信号、脈波信号、脈波の二次微分信号に基づいて血圧を演算する演算手段と、この演算結果を表示する表示手段とを備えて構成し、そして演算手段が、心電位波形と脈波波形とから脈波伝播時間、脈波インターバル、そして心拍数を求め、これに基づいて血圧を演算するようにしている（例えば、特許文献 1 参照。）。

40

【0003】

また、人体の血液循環により生じる脈波を検出する脈波検出手段と、該検出された脈波信号から脈波伝播時間、脈波伝播速度の少なくとも一つを特徴量として演算する特徴量演算手段と、該演算された特徴量から血圧を演算する血圧演算手段とを備えて構成したものが

50

ある（例えば、特許文献2参照。）。

【0004】

さらに、血液循環によって生じる脈波から実測した実血圧値と、脈波検出手段から検出された脈波のセンサ値とを、異なる複数の血圧状態でそれぞれ測定してこれを標準関数として算出し、以降は、脈波検出手段で検出されるセンサ値を標準関数に代入して血圧値を算出するようにしたことを特徴とする血圧測定方法も提唱されている。異なる複数の血圧状態での測定は、検出部位を心臓に対して上下高さ変化させて測定することで測定を行うものもある（例えば、特許文献3参照。）。

【0005】

【特許文献1】

特開平8-140948号公報（第2-3頁）

【0006】

【特許文献2】

特開平10-295657号公報（第2-3頁）

【0007】

【特許文献3】

特開2001-275998号広報（第2-3頁）

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、後述する通り血圧は血流量と血管抵抗の積で決定される。上記血圧測定方法のいずれもが、血流量（特許文献3などでは血管径に起因する情報）あるいは末梢抵抗（脈波伝搬速度、脈波伝搬時間を利用する方法）のいずれか一方についてしか着目しておらず、特定の測定条件（一定温度、一定時刻等）であればある程度、実測血圧値との相関が得られるが、運動などで血流量は大きく変化し、また末梢血管抵抗はストレス、環境温度などで大きく変化するため、従来の血圧測定法では正確な血圧値を得ることが出来なかった。

【0009】

そこで、本発明の血圧測定方法、及び血圧測定装置における課題は、末梢抵抗および血流量の変化を利用して血圧値を概算し、カフを使用せずに容易に非侵襲的で正確な血圧の測定を可能にすることである。

【0010】

【課題を解決するための手段】

そこで、上記課題を解決するため、本発明の血圧測定装置、及び血圧測定方法においては、血流速度を測定する血流速度測定部を少なくとも2つ有し、血流速度測定部を制御する血流速度測定制御部、血流速度測定部から得られた情報から血流速度を算出し、血流速度を生体の異なる2箇所の部位で測定し、処理部によって前記2箇所の血流速度から血圧を算出する構成とすることにより前記目的を達成する。

【0011】

さらに血圧の測定精度を向上させるため、血管径を測定する血管径測定部、血管径測定部を制御する血管径測定制御部を有し、異なる2箇所の両方で血流速度と血管径を測定し、2箇所の血流速度と血管径から血圧を算出する構成とすることにより前記目的を達成する。

【0012】

また測定精度を向上させるため、血管径を測定する血管径測定部、血流量を測定する血流量測定部、血管径測定部を制御する血管径測定制御部、血流量測定部を制御する血流量測定制御部を有し、異なる2箇所の部位のうち、一方の血管では血流速度と血管径を他方の血管では血流速度と血流量を測定し、血流速度、血管径および血流量から血圧を算出する構成とすることにより前記目的を達成する。

【0013】

また生体表面から生体内部に波動を送受信し、血流量を測定する血流量測定部、血流量測

10

20

30

40

50

定部を制御する血流量測定制御部を有し、異なる2箇所の部位のうち、一方の血管では血流速度と血流量を他方の血管では血流速度を測定し、処理部によって血流速度、および血流量から血圧を算出する構成とするとさらに測定精度を向上させることができる。

【0014】

異なる2箇所の部位は前記一方が橈骨動脈、前記他方は指先の血管としたり、血流速度センサと容積脈波センサと、前記血流速度センサを制御する血流速度センサ制御部、前記容積脈波センサを制御する容積脈波センサ制御部、前記血流速度センサ、容積脈波センサからの信号を処理する処理部を有し、橈骨動脈付近と指先の血管周辺に前記血流速度センサと前記容積脈波センサを設けた構成とすることもできる。

【0015】

さらに、カフを用いる従来の血圧計を用いて収縮期実血圧と拡張期実血圧を測定し、その測定と同時期に前記血流速度、前記血管径などから前記収縮期血圧と拡張期血圧を求め、収縮期血圧から収縮期実血圧を計算する補正係数と、拡張期血圧から拡張期実血圧を計算する補正係数をそれぞれ求め、以降は前記カフを用いる血圧計を使用しないで、前記血流速度や前記血管径を用いて測定したときには、前記収縮期血圧と前記補正係数を用いて収縮期実血圧を求め、前記拡張期血圧と補正係数を用いて拡張期実血圧を算出することで実血圧値を求めることもできる。

【0016】

詳細は以下の発明の実施の形態で説明する。

【0017】

【発明の実施の形態】

上腕部の血液循環状態を図9のようにモデル化する。

【0018】

ただし、図9において v_1 、 Q_1 、 d_1 、 L_1 は橈骨動脈での血流速度、血流量、血管半径、管の長さ v_2 、 Q_2 、 d_2 、 L_2 は指先の動脈での血流速度、血流量、血管半径、管の長さである。

【0019】

また、 P_1 は橈骨動脈での血圧、 P_2 は橈骨動脈と指先動脈の中間の部位での血圧、 P_3 は指先動脈末端での血圧である。ここで P_3 は末梢での血圧値で数mmHgと小さいため、 $P_1 - P_3$ が上腕での血圧値であると考えられる。すなわちこの $P_1 - P_3$ が測定したい血圧値となる。 P_1 、 P_2 、 P_3 の関係は、ハーゲン-ポワズイユの法則から、 ρ を血液粘度として

$$P_1 - P_2 = (8 \rho L_1 Q_1) / (\pi d_1^4) \quad \dots (1)$$

$$P_2 - P_3 = (8 \rho L_2 Q_2) / (\pi d_2^4) \quad \dots (2)$$

という関係が成り立つ。なお、式1、2の右辺のうち、 Q_1 、 Q_2 が電気回路に置き換えた場合の電流に、また $8 \rho L_1 / \pi d_1^4$ 、 $8 \rho L_2 / \pi d_2^4$ が抵抗に該当する。 $8 \rho L_1 / \pi d_1^4$ 、 $8 \rho L_2 / \pi d_2^4$ は血管の血管抵抗（末梢抵抗、粘性抵抗）に相当する。そのため、血圧は血流量と血管抵抗の積で表されることになる。

橈骨動脈での血圧値 $P_1 - P_3$ は、式1、2から

$$P_1 - P_3 = (8 \rho L_1 Q_1) / (\pi d_1^4) + (8 \rho L_2 Q_2 / \pi d_2^4) \quad \dots (3)$$

一方血流量 Q_1 、 Q_2 は

$$Q_1 = (\pi d_1^2 v_1) / 8 \quad \dots (4)$$

$$Q_2 = (\pi d_2^2 v_2) / 8 \quad \dots (5)$$

という関係（生体計測とセンサ コロナ社 75項参照）があるため、式3は、

$$\begin{aligned} P_1 - P_3 &= (\rho L_1 v_1 d_1^2) / d_1^4 + (\rho L_2 v_2 d_2^2) / d_2^4 \\ &= \rho (L_1 v_1 / d_1^2 + L_2 v_2 / d_2^2) \quad \dots (6) \end{aligned}$$

となり、 L_1 、 L_2 、 ρ を一定と見なすと、結果として橈骨動脈での血流速度、血管径、指先動脈での血流速度、血管径の測定で血圧の概算ができることがわかる。

【0020】

また式 6 において、血管径 d_2 の測定は指先の血管の径が細く、また血管が多数存在するため、測定が困難な場合が多い。そのため、 d_2 を Q_2 と v_2 で置き換えることを考える。そのため、式 5 を変形して、

$$d_2^2 = 8 Q_2 / (\pi v_2) \quad \dots (7)$$

この式 7 を式 6 に代入すると、

$$\begin{aligned} P_1 - P_3 &= \rho (L_1 v_1 / d_1^2 + L_2 v_2 / (8 Q_2 / \pi v_2)) \\ &= \rho (L_1 v_1 / d_1^2 + \pi L_2 v_2^2 / (8 Q_2)) \quad \dots (8) \end{aligned}$$

10

となり、結果として橈骨動脈の血管径 d_1 、血流速度 v_1 、指先の血流速度 v_2 、血流量 Q_2 でも血圧の概算ができる。

【0021】

さらに、血流量 Q_1 、 Q_2 において、 $Q_1 = a Q_2$ a :定数と仮定すると、式 4、5 から

$$d_1^2 = a v_2 d_2^2 / v_1 \quad \dots (9)$$

この式 9 を式 8 に代入して、

$$\begin{aligned} P_1 - P_3 &= \rho (L_1 v_1^2 / (a v_2 d_2^2) + \pi L_2 v_2^2 / (8 Q_2)) \\ &= \rho (\pi L_1 v_1^2 / (8 a Q_2) + \pi L_2 v_2^2 / (8 Q_2)) \\ &= \rho \pi (L_1 v_1^2 / a + L_2 v_2^2) / (8 Q_2) \quad \dots (10) \end{aligned}$$

20

となり、指先の血流量 Q_2 、血流速度 v_2 、手首の橈骨動脈での血流速度 v_1 から血圧の概算が可能である。

【0022】

また、式 6 において、血管径 d_1 、 d_2 の変化が（脈拍ごとにおける血管径の最大値、最小値の変動が）それほど大きくないと仮定することも可能であり、この場合、生体内の 2 箇所の血流速度 v_1 、 v_2 によって血圧が概算できる。

以上をまとめると、

- 1、橈骨動脈の血管径と血流速度、指先の血管での血流速度と血管径
 - 2、橈骨動脈の血管径と血流速度、指先の血管での血流速度と血流量
 - 3、橈骨動脈の血流速度、指先の血管での血流速度と血流量
 - 4、橈骨動脈の血流速度と指先の血管での血流速度
- のいずれかによって血圧の測定が可能である。

30

【0023】

ただし、3 に関しては $Q_1 = a Q_2$ という仮定が、4 に関してはさらに血流量変化が大きいという仮定が入っているため、装置自体は簡便なものとするができるが、測定精度としてはやや落ちる。1、2 に関しては測定する情報が多く、センサの保持構造、センサと血管との位置あわせ等を考慮しなければならないため、装置が大掛かりとなりやすい。

40

【0024】

そのため、使用形態、必要とされる測定精度、使用環境などを考慮していずれの方法を採用するか決定する必要がある。例えば、もっぱら室内での測定であり、環境温度が一定とみなせたり、激しい運動の前後などでは測定しないなどの条件を満たす場合には 3、4 などの簡便な方法によって血圧を測定し、それ以外の条件においては 1、2 などの基本的な方法によって血圧を測定するなどである。

【0025】

なお、本実施の形態では、橈骨動脈と指先の血管を対象としたが、一方が末梢部位（たとえば耳朶）で他方が比較的太い血管（頸動脈など）であれば上記関係とほぼ同じ関係が成立すると考えられるため、他の部位、血管での測定でも可能である。ただし、身体への装

50

着性、測定の実便性を考慮すると、橈骨動脈と指先での測定が最適である。

【0026】

詳細な装置構成などについては以下の実施例で述べる。

【0027】

(実施例1)

本発明の血圧測定装置の一実施例について図1～図5を用いて説明する。本実施例において本発明の血圧測定装置の基本構成を説明する。

【0028】

図1は、本発明の実施例にかかわる血圧測定装置の実施例の外観上の構成を示す図であり、図2は図1の指先測定部10の断面図、図3は手首測定部20の断面図、図4は信号処理部、図5は測定された血流速、光センサ出力から換算した血管径、血流量の波形を示す説明図である。 10

【0029】

図1に示すように、本実施例の血圧測定装置は、指先測定部10、手首測定部20、図示しない信号処理部50、図示しない出力部5658、ケーブル60から構成されている。

【0030】

図2は、図1上の指の長手方向(A-A')の断面図を図示したものである。

【0031】

図2に示すように、指先測定部10は指サック16の内側に血流速度センサ11、血流速度センサ12、光センサ13が存在する。光センサ13はLED14とフォトダイオード15によって構成される。 20

【0032】

血流速度センサ11、血流速度センサ12はそれぞれ所定の周波数の超音波を送受信する超音波センサである。超音波を血流に向けて照射すると、血流によって反射した超音波の周波数がドップラ効果を受けて変化する。この周波数の変化を検知することにより、血流速度を測定する。ここで、超音波センサと指先の血管との設置角度がずれると、測定される血流速度が変化するため、図2のように血流速度センサを二つ設けている。

【0033】

ドップラシフト周波数 Δf は超音波送信角度と血管のなす角度 θ より次の式11を用いて血流速度を求めている。 30

【0034】

$$v = b \Delta f / 2 f c \cos \theta \quad (11)$$

ここで、 b は生体内の音速、 f は送信超音波の周波数である。

【0035】

前記の方法で式11を用いて血流速度を求めるためには、動脈と波動のなす角 θ が既知である必要がある。しかしながら、動脈の位置が正確に把握できている場合は少ないので、図2に示すような複数個の血流速度センサを用いて θ が未知な場合についても血流速度が求められるようなセンサを作製した。生体表面から内部に波動を送受信する血流速度センサ11、12を1対にした。この時、血流速度センサがそれぞれ受信するドップラシフト信号 Δf 及び $\Delta f'$ 、そして2個の血流速度センサのなす角を α とすると式12を用いて θ 40

【0036】

$$\theta = \tan^{-1}(\Delta f' / \Delta f - \cos \alpha) / \sin \alpha \quad (12)$$

そして、ここで求めた θ と Δf を式11に代入することにより、血流速度 v を求めることができる。また、ここで、血流速度センサを2個以上にし、 θ を数多く算出して平均をとる方法を用いても、 θ の測定精度が上がるのでさらに良い。

【0037】

なお、本実施例では血流速度センサ11、血流速度センサ12は、送信用、受信用に圧電素子(PZT)を1枚ずつ用いた連続式ドップラ血流センサを使用しており、制御する周波数としては9.6MHzの周波数を使用した。この場合、橈骨動脈を流れる血液に反射 50

した超音波のドップラシフト周波数は最高で4 K～5 K H zあり、血流速度は最高速度のピーク値で1.0 m/s程度であった。

【0038】

次に、光センサ13について説明する。光センサ13はフォトダイオード15、LED14から構成される。

本実施例ではLED14によって照射された光が指先の毛細血管などを通過してきた光をフォトダイオード15によって検出する透過型の構成とした。

【0039】

ヘモグロビンの吸収係数が660 nm付近で高くなるという吸光特性を利用するため、LED14の発光する波長は600～850 nmが適当である。

以上の血流速度センサ、光センサを指サック16内に配置して指先測定部10を構成する。

10

【0040】

次に手首測定部20の構成を説明する。

図3に示すように手首測定部20は血流速度センサ22、血流速度センサ23、光センサ24、リストバンド21で構成される。

【0041】

血流速度センサ22、血流速度センサ23は、指先測定部10の血流速度センサ11、血流速度センサ12と同じものを利用することもできるし、使用するPZTの形状、周波数を変更して使用することも可能である。指先にくらべ、橈骨動脈の血流速度は速く、また指先の血管より深い位置に血管が存在する。超音波の送信周波数と減衰率は比例関係にあり、超音波の送信周波数が高くなると生体内部で減衰する割合が大きくなる。一方、ドップラシフト周波数も送信周波数に比例する。

20

【0042】

そのため、超音波の減衰を抑えるため、血流によるドップラシフト周波数は低下するが、制御する周波数を指先の血流速度センサより低く設定することも有効であるが、本実施例では血流速度センサ11、12と同じ駆動周波数のセンサを使用した。

【0043】

光センサ24はLED26、フォトダイオード25から構成される。光センサについても、指先測定部10と同様の光センサを使用することもできるし、また使用する光の波長、強度を変更することも可能である。

30

【0044】

指先の血管は極めて多数存在し、その血管径を測定することは難しいが、後述するとおり、おおよその血流量の測定は比較的容易である。これに対して橈骨動脈へは光を正確に血管にあわせて照射する必要があるため、一般に指先よりも手首の橈骨動脈の測定の方が難しい。そのため、LED、フォトダイオードを複数個用いて、強度が最も大きいLED、フォトダイオードの組み合わせを利用することで、手首測定部のずれを補正することが有効となる。

【0045】

なお、LED26とフォトダイオード25の離間距離は測定できる生体内部の深さに比例し、広いほど深い部位の測定が可能となるが、受光される光の強度も低下してしまうため、最適な間隔とする必要があり、本実施例では5 mmとした。

40

【0046】

以上の光センサ24、血流速度センサ22、23をリストバンド21内側に設けることで手首測定部20を構成している。

【0047】

指サック16、リストバンド21ともに、外乱光を遮断する保持の仕方などの構造を工夫すると、さらに測定精度を向上させることができる。

【0048】

次に本実施例の血圧計の信号処理部50について説明する。

50

図 4 に示すように、信号処理部 50 は血流速度センサ制御部 51, 52, 光センサ制御部 53, 54, 血流速度処理部 55, 光信号処理部 56、処理演算部 57, 出力部 58 とから構成される。

【0049】

血流速度センサ制御部 51, 52 は血流速度センサ 11, 12, 22, 23 の制御信号を送信し、その出力を受信する。そして血流速度処理部 55 によって出力が処理される。

【0050】

そして、血流速度処理部 55 によって指先、橈骨動脈の各血流速度が求められ、処理演算部 57 に処理された信号が送られる。

光センサ 13, 24 は光センサ制御部 53, 54 によって内部の LED を発光しフォトダイオードによって受信された信号を出力する。受信信号は光信号処理部 56 によって処理される。

【0051】

光センサは、LED によって発光した光が、血液にその強度の一部を吸収されフォトダイオードによって検出されることになる。そのため、LED によって発光し、フォトダイオードによって検出される領域の血液量が多いほど受信信号（ここでは電圧値となる）は小さくなり、逆に血液量が少ないほど受信信号は大きくなる。

【0052】

この際、指先については毛細血管が極めて細いため、上記光の反射領域に毛細血管が無数に存在することになる。そのため、指先測定部 10 内の光センサ 13 の出力は複数の毛細血管を通過する血液量、すなわち血流量と同一視することができる。血流速度についても、複数の血管の血流速度を混合した形で検出されることになるが、(1) 測定するのは複数の血管の血流速度分布であり、その最高流速あるいは平均流速を指先での血流速度とみなせばよいこと、(2) 指先の血管それぞれにおいて、血流速度に大きな差がないとみなせることから血流速度に関しては、指先に血流速度センサを大まかにとりつけることで血流速度の測定が可能である。

【0053】

一方、手首測定部 20 内に設けられた光センサ 24 の場合、手首の橈骨動脈 103 の血管径は 2～3 mm 程度と大きく、上記光の反射領域には橈骨動脈 103 が大部分の割合を占めているものと見なせる。この場合、光センサ 24 の信号は、橈骨動脈 103 の径が大きいほど光の吸収が大きくなって信号強度が小さくなり、橈骨動脈 103 の径が小さいほど光の吸収が小さくなって信号強度が大きくなる。そのため、手首測定部 20 内に設けられた光センサ 24 によって橈骨動脈 103 の血管径変化を測定できることになる。

【0054】

このように血流速度処理部 55, 光信号処理部 56 によってそれぞれ橈骨動脈の血流速度 v_1 , 血管径 d_1 、指先の血流速度 v_2 、血流量 Q_2 が求められ、処理演算部 57 によって式 8 を使用し、これらの情報から血圧を概算する。

【0055】

次に、実施例 1 の血圧測定方法について説明する。図 5 に手首の血流速度 v_1 (図 5 (a))、手首の光信号出力の逆数 (血管径 d_1 と相似、図 5 (b))、指先の血流速度 v_2 (図 5 (c))、指先の光信号出力の逆数 (血流量 Q と相似、図 5 (d)) の脈拍拍動に伴う時間変化のグラフを示した。

【0056】

図 5 中の v_{1max} 、 v_{2max} 、 d_{1max} 、 Q_{2max} のとき、式 8 によって求められる血圧が収縮期血圧であり、 v_{1min} 、 v_{2min} 、 d_{1min} 、 Q_{2min} のとき、式 8 によって求められる血圧が拡張期血圧である。

【0057】

処理演算部 57 は式 8 に基づいて血圧変化を概算する。

なお、この場合血圧 (拡張期、収縮期) の相対変化を概算することは可能であるが、血管径 d_1 、血流量 Q_2 とともに絶対値ではないこと、また式 8 内の L_1 , L_2 , ρ が未定であ

10

20

30

40

50

ることから、血圧の絶対値を求めることは出来ない。

【0058】

そのため、カフを使用して血圧の絶対値を測定できる血圧計によって一度血圧値を測定し、そのときの血流量、血流速度などを計測し、補正することで、血圧の絶対値を概算することが可能となる。

【0059】

通常血圧計（コロトコフ法）と比較実験（日内変動を30分刻みで測定）を行った。血圧が収縮期で110～130mmHg、拡張期で75～90mmHgの範囲で変動したが、相関係数 $r^2 = 0.7$ で良好な相関関係を得ることができた。式（10）をもとに補正係数を求め、実血圧値に換算したところ、実際の血圧値との最大誤差は5%以内（120mmHgで5mmHg以内）であり、十分な測定精度を得ることができた。また、運動時（自転車に20分乗った前後、及びクールダウン時）においても、相関係数 $r^2 = 0.66$ と良好な関係が得られた。なお、通常血圧計では、カフで加圧して止血する際の血圧値が測定されるのに対して、本発明の血圧測定装置においては脈拍ごとの血圧の測定ができる。

【0060】

血圧値は1拍1拍で異なる値を示すため、上記実験においては脈拍5拍分の平均値（拡張期、収縮期のそれぞれの状態における）から血圧を算出した。

【0061】

血流量Qが脈拍ごとにあまり変化せず、ほぼ一定と見なせるとすると、式10から、指先、手首の橈骨動脈の2カ所の血流速度を求めるだけで、血圧変動の測定が可能となる。

【0062】

この場合、上記のような運動を伴わない安静時の日内変動では良好な相関関係が得られが、運動など、血流量Qが増大する場合では相関関係がくずれ、 $r^2 = 0.35$ となった。そのため、使用条件によって使用する関係式を使い分ける必要がある。

【0063】

なお、血圧測定装置の構成は、適宜変更することが可能であり、たとえば、血流速度センサをレーザドップラ方式のセンサに変更したり、フォトダイオードをフォトトランジスタに変更するなどの変更は当然可能である。

【0064】

また、指先の血流量の代わりに指先の血管の血管径を超音波エコー法などによって測定し、これから式6を使用して血圧を測定することも可能である。

【0065】

（実施例2）

本発明の血圧測定装置の一実施例について図6を用いて説明する。本実施例は、実施例1における手首測定部20の変形例を示す。

【0066】

図6は、図3の光センサ24の代わりに超音波を送受信することで橈骨動脈の血管径を測定する血管径センサ31を設けた実施例である。

【0067】

前述したとおり、血管径は光センサでも測定できるが、径を求めるためには、光センサのLEDの光照射範囲や、受光感度などをあらかじめ調べておく必要があり、センサごとの感度ばらつきなどを考慮すると、精度良く求めることは難しかった。一方、本実施例のような、超音波センサの場合、超音波の送信時間と受信時間の差を求めることで容易に血管径の測定が可能となる。そのため、本実施例の用に、超音波を利用した血管径センサを設けることで、血圧測定の精度を更に向上させることができる。

【0068】

（実施例3）

本発明の血圧測定装置の一実施例について図7を用いて説明する。本実施例は、実施例1における指先測定部10の変形例を示す。

【0069】

図7は、指先測定部10、手首測定部20（図示省略）を時計部40に設けた例である。指先測定部10に指先をあてて、時計のバンドに設けた図示しない手首測定部20によって血流速、血流量などの測定を行う。使用時には、手首に時計40のバンドを巻き付け、測定したいときに反対の手の人差し指（図7の例だと右手の）を測定部に押しあてることで測定が可能となる。

このような構成にすることで、手首測定部から指先測定部へよけいな配線などが不要となり、持ち運び、使用方法が容易となる。

【0070】

（実施例4）

本発明の血圧測定装置の一実施例について図8を用いて説明する。

本実施例は指先測定部10をマウス型の支持体に設けた例である。このように指先測定部10を据え置き型にすることで、指先測定部10がずれにくくなり、指先101と指先測定部10の接触状態を一定に保ちやすくなる。

指先測定部10と指先101の接触状態の再現性を向上させるため、指先測定部10の下部に圧力センサを設けて接触圧力を一定に保ったり、指先10との位置ずれを防止するため、指先測定部10の周囲をくぼませるなどをするとさらに測定精度を向上させることができる。

前述のような通常の血圧計との比較実験を行ったところ、相関係数 $r^2 = 0.68$ と良好な相関を得ることができた。

【0071】

【発明の効果】

以上のように、本発明の血圧測定方法、及び血圧測定装置によれば、カフを使用せず、精度良く血圧を測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】実施例1に係る指先測定部、手首測定部を腕に装着した状態である。

【図2】図1における指先測定部のA-A'断面である。

【図3】図1における手首測定部の断面図である。

【図4】実施例1に係る信号処理部の説明図である。

【図5】血流速、光強度の変動を示した説明図である。

【図6】実施例2に係る手首測定部の変形例である。

【図7】実施例3に係る手首測定部、指先測定部の変形例である。

【図8】実施例3に係る手首測定部、指先測定部の変形例である。

【図9】上腕部のモデル図を示す。

【符号の説明】

- 10 指先測定部
- 20 手首測定部
- 11 血流速センサ
- 12 血流速センサ
- 13 光センサ
- 14 LED
- 15 フォトダイオード
- 16 指サック
- 21 リストバンド
- 22 血流速センサ
- 23 血流速センサ
- 24 光センサ
- 25 LED
- 26 フォトダイオード
- 31 血管径センサ

10

20

30

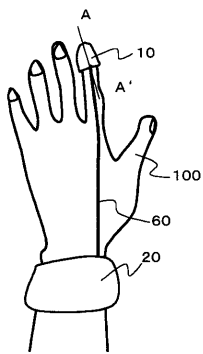
40

50

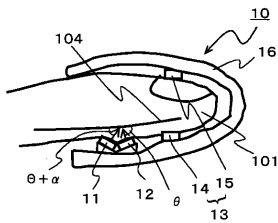
50 信号処理部
 51、52 血流速度センサ制御部
 53、54 光センサ制御部
 55 血流速度処理部
 56 光信号処理部
 57 処理演算部
 58 出力部
 60 ケーブル
 100 手
 101 指先
 102 手首
 103 橈骨動脈
 104 指先の血管
 v_1 , v_2 血流速度
 d_1 , d_2 血管径
 V 血圧
 Q , Q_1 , Q_2 血流量
 ρ 血液粘度
 R_1 , R_2 血管抵抗

10

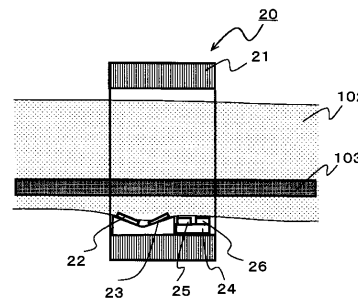
【図 1】



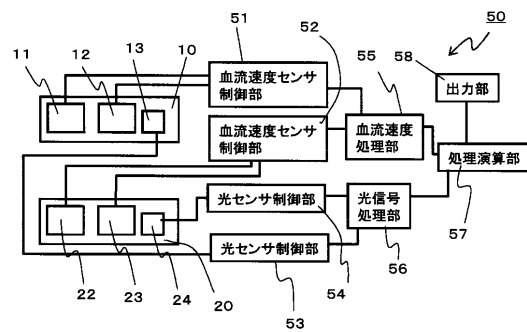
【図 2】



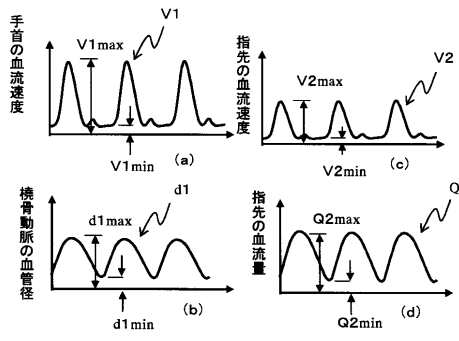
【図 3】



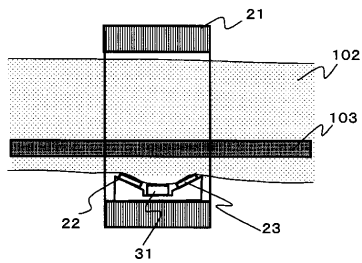
【図 4】



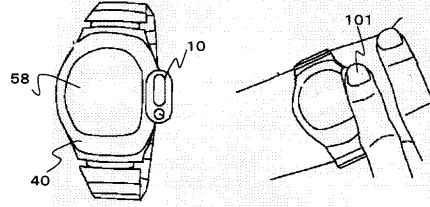
【図 5】



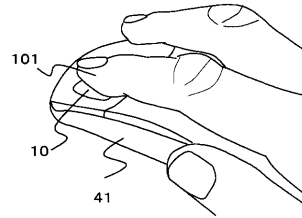
【図 6】



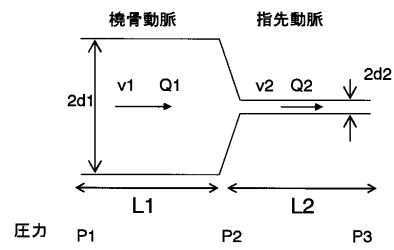
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C017 AA08 AA09 AA11 AA20 AB02 AB03 AC23 AC28 BC11 BC14
DD20 EE15 FF05
4C601 DD01 DD03 DD04 DD06 DE02 EE09 EE11 EE20 GA40 LL33