

(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2004-154376
(P2004-154376A)

(43) 公開日 平成16年6月3日(2004.6.3)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06	A 6 1 B 8/06	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/022	A 6 1 B 5/14 3 1 0	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/0285	A 6 1 B 5/02 3 3 7 A	4 C 3 0 1
A 6 1 B 5/145	A 6 1 B 5/02 3 4 0 H	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2002-323330 (P2002-323330)	(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
(22) 出願日	平成14年11月7日(2002.11.7)	(74) 代理人	100096378 弁理士 坂上 正明
		(72) 発明者	中村 敬彦 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	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

最終頁に続く

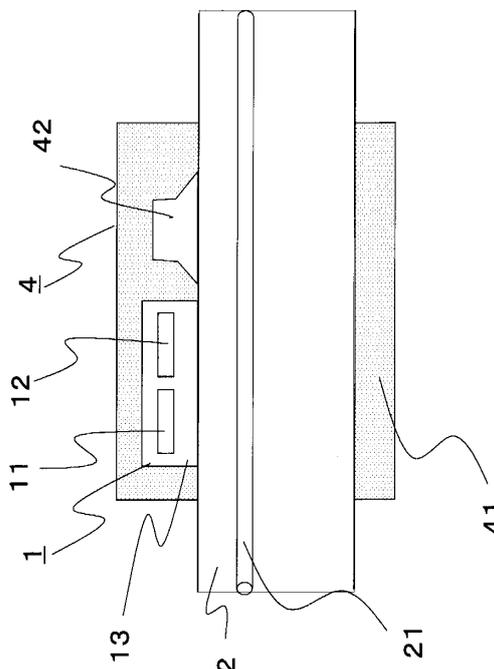
(54) 【発明の名称】 循環動態測定装置

(57) 【要約】

【課題】非侵襲的に生体表面から波動を入力し、生体を流れる体液に反射させて動きや位置から血液等の状態を解析し、循環動態を求めて健康状態を評価するときに、血压によって影響されること無く正確に循環動態を測定する。

【解決手段】循環動態測定装置は、皮膚面から波動を送受信して生体内の循環動態を非侵襲的に検出する手段と、測定部位の血压を検出する手段を基本構成とし、血管径から求めた補正係数と最高血压値と最低血压値から求めた平均血压値を補正に用いることで、精度良く測定する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体表面から生体内部の血液に波動を送受信して、生体内部を循環する血液の循環動態を検出する循環動態測定装置において、前記循環動態を検出する循環センサと、前記循環センサを駆動させる駆動部と、前記循環センサからの信号の受信部と、前記生体の血圧を測定するための血圧測定部と、前記血圧測定部から得られる血圧に関するデータと前記循環動態に関する処理プログラムを実行する信号演算部と、前記循環動態に関する結果を出力する出力部を有し、前記循環センサは前記血圧測定部内に構成され、前記信号演算部では、前記生体内の血管を流れる血流速度と相関する値と、前記血圧測定部から得られる血圧値及び補正係数を用いて算出した平均血圧値を用いて血液レオロジーを求めることを特徴とする循環動態測定装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 の循環動態測定装置において、前記信号演算部では、前記血流速度を求めるときに前記循環センサが計測した血管の血管径を用いて前記補正係数を求め、前記補正係数を用いて算出した平均血圧値と、前記生体内の血管を流れる血流速度と相関する値を用いて血液レオロジーを求めることを特徴とする循環動態測定装置。

【請求項 3】

請求項 2 の循環動態測定装置において、前記信号演算部では、前記血圧値から求まる最低血圧値と最高血圧値を用いて、前記平均血圧値を P_m 、前記最低血圧値を P_d 、前記最高血圧値を P_s 、前記補正係数を C とおくと

20

$$P_m = P_d + (P_s - P_d) / C$$

で表される式によって算出した平均血圧値と、前記生体内の血管を流れる血流速度と相関する値を用いて血液レオロジーを求めることを特徴とする循環動態測定装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 の循環動態測定装置において、前記信号演算部では、前記血流速度と相関する値に前記平均血圧値の逆数を掛けて血液レオロジーを求めることを特徴とする循環動態測定装置。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 の循環動態測定装置において、前記循環センサが前記血圧測定部内部にあることを特徴とする循環動態測定装置。

30

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、生体中を循環する体液および循環器を構成する組織の測定装置にかかわり、特に血液の状態を把握し健康の評価、疾患の診断、薬品の効果の評価等を行う技術に関する。

【0002】**【従来技術】**

従来、生体の健康の評価、疾患の診断、生体への薬品の影響の把握等を行うために、血液の情報を利用するいろいろな方法が行われている。例えば医療的には、生体から血液を採集し、その血液を成分分析装置にかけて血液中に含まれるいろいろな血液成分の割合から循環動態を求めて健康状態を評価するといった方法等がある。従来例としては、菊池佑二氏が「毛細血管モデルを用いた全血流動性の測定」というタイトルで発表した方法、すなわち被検者から血液を採取し、リソグラフィックな手法で製作されたマイクロチャネルアレイを用いて、定圧下の血流の通過時間から血液レオロジーを計測する方法が知られている。(例えば非特許文献 1 参照)

40

【0003】**【非特許文献 1】**

菊池佑二、「血液レオロジー計測装置 M C - F A N による食品機能性の迅速・定量評価」、食品研究成果情報、独立行政法人食品総合研究所、平成 1 0

50

年、No. 11

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

本発明が解決しようとする課題は、採血せずに、個体差を考慮して、健康状態や循環動態を評価することである。

【0005】

従来のようなマイクロチャンネルアレイを用いた血液レオロジー測定法では、どうしても被検者から血液を採取するために、注射針を用いて肘部に針を刺し、採血を行わなければならない。従って、食品成分の血液レオロジーへの影響をみるための *in vivo* 試験を行うとしても、同じ人から1日何回も血液採取を行うことができず、連続試験が困難であるという問題がある。また、医療機関を離れて個人が自宅等で自ら採血をして血液レオロジー測定を行おうとしても、従来例のようなマイクロチャンネルアレイを用いた一方法では、自宅に機器を置くこともできず、適切な処理もできないため、医療機関でしか測定ができないという問題もある。

10

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決する手段は、生体の皮膚面から超音波等の波動を送信して反射してくる超音波を受信し、血管を流れる血液の流速をドップラシフト信号の形態で検出し、検出されたドップラシフト信号から血流速度の時間的変化成分を求め、その変化成分から循環動態の1つである血液レオロジーを測定し健康状態を評価する、という手段である。具体的には、脈拍が一拍打つ間の血流速度成分の最大速度成分から血液レオロジーを求め、その結果、血液レオロジーが小さいという結果になると健康であるという評価を出すような評価方法を行う。

20

【0007】

ここで、血液レオロジーを求める際には、血管を流れる血液の流速を正確に求めることが重要となる。しかし血流の流れは血圧の影響を大きく受ける。そこで、血液の流れを正確に求めるためには、血圧の影響を補正する必要がある。これは、次に示すポアユイズの式から容易に推測できる。

【0008】

$$Q = r^4 \cdot P / (8 \eta l) \quad (\text{式1})$$

30

ここで、 Q は流量、 r は管の内径、 η は流体の粘度、 l は管の長さ、 P は圧力差である。また、 Q は最大速度 V_m 、管の内径 r を用いて、

$$Q = r^2 V_m / 2 \quad (\text{式2})$$

と表すことができる。この2式を整理すると、式3が得られる。

【0009】

$$V_m / P = A \cdot 1 / \eta \quad (A = r^2 / 4l) \quad (\text{式3})$$

式3に示されるように、流速と圧力差と粘度に関係があることがわかる。このことを生体情報に置き換えて考えると、血管を流れる流速と血圧と血液レオロジーに相関があるといえる。例えば、血液レオロジーが同じ様な血液でも、血圧が異なると、血管を流れる流速は異なり、血管を流れる流速からだけでは、正確な血液レオロジーを求めることは難しい。即ち、生体内の情報を得ようとするときには、血圧を考慮することなしに、血管を流れる血液の流速から正確な循環動態を求めることは難しいといえる。

40

【0010】

また、血圧の影響を補正する場合、どのような血圧値（例えば、最高血圧値や最低血圧値）を用いて補正を行えばよいか分らない。本発明では補正を行う際、その人の血圧の代表値として平均血圧値を考えた。平均血圧値は標準生理学などに掲載されている式4で表現される。

【0011】

$$P_m = P_d + P_p / 3 \quad (\text{式4})$$

ここで P_m は平均血圧値、 P_d は拡張期血圧、 P_p は脈圧である。ただし、この式は上腕

50

部での測定には合致するものである。例えば、頸動脈等の大動脈や指先部の細動脈には適用できない。即ち、式4は上腕部位で測定した平均血圧値となるが、その他の部位で測定した平均血圧値にはならない。なぜなら、血圧の波形は図12に示すように、部位によって異なり、波形の重心となる平均血圧値も異なるためである。

【0012】

故に、式4により求めた平均血圧値を用いて補正を行い、正確に血液レオロジーを求めるためには、必ず上腕部で測定しなければならないという制限をうける。

【0013】

そこで、測定部位を選ばず、平均血圧値を求めて、血液レオロジーを正確に求めるためには、次のような手段を用いる。

【0014】

まず、血圧の測定部内に循環動態の測定部を設ける。これにより、血圧の測定部と循環動態の測定部が合致するので、血液レオロジーを評価する際に、血圧による影響を正確に補正することができる。

【0015】

血圧による影響を補正するための血圧値には、平均血圧値を用いる。最高血圧値や最低血圧値のみでは、その人の血圧を表現しきれているとは言えないので、両方を含む式によって平均血圧値を求めて用いる。

【0016】

血圧測定部が上腕である場合は式4で求められることが経験的にわかっている。これは上腕部位での血圧波形からも確認されている。しかし、他の部位では血圧波形がことなるので、それにあう平均血圧値を求める式を用意した。

【0017】

補正に用いる平均血圧値は、血圧測定部で求めた最高血圧値と最低血圧値と、循環動態の測定部で求めた血管径から決定される補正係数Cを用い、式5から求める。

【0018】

$$P_m = P_d + (P_s - P_d) / C \quad (\text{式5})$$

ここで、 P_d は最低血圧値、 P_s は最高血圧値、 C は血管径から求めた補正係数である。例えば上腕部位の場合は $C = 3$ を用いればよい。また、大動脈の場合には $C = 2$ を用いれば、また、末梢動脈では $C = 4$ を用いればよい。これらの値を用いると、血圧波形の重心から求める平均血圧値と同じになる。

【0019】

また、血管径と血圧は関係があることは標準生理学などに記載されており、血管径を測定することで、血圧波形を推測できる。その推測された血圧波形の平均血圧値は式5によって求める。補正係数Cは血圧波形によってきまるので、血管径を測定することで、補正係数Cを決めることが可能になる。従って、式5を用いることにより、部位を選ばず、平均血圧値を求めることができ、精度よく血液レオロジーを求めることが可能になる。

【0020】

以上の結果、血圧測定部及び循環動態の測定部が限定されず、測定部位がどこであっても、精度よく健康状態を評価することができるようになる。

【0021】

【発明の実施の形態】

本発明の循環動態測定装置の基本構成は、皮膚面から波動を送受信して生体内の循環動態を非侵襲的に検出する手段（循環センサ）と、測定部位の血圧を検出する手段（血圧測定部）を有するものである。

【0022】

循環センサは皮膚面から波動の送受信をすることにより、血流速度、血流量、血管径、血管厚などの生体情報を検出する。血流速度変化は、ドップラ効果によって生ずるドップラシフト量を測定することにより、血管径は、血管に反射して返ってくる時間の遅れを測定することにより、検出される。なお、血流速度検出に用いる波動には超音波が使用される

のが一般的であるが、レーザ等他の波動を用いることも可能である。

【0023】

また、血圧測定部内に循環センサを配置することで、正確に血圧の影響を補正する。また、血圧の補正に用いる平均血圧値は式5を用いて求める。

【0024】

次に、本発明の循環動態測定装置の測定原理について説明する。循環動態測定方法は、脈拍の拍動時にあらわれる循環成分の時間変化の形から循環動態を求めるものである。具体的には循環動態として血液のレオロジーを求める。図1に血流速度の脈拍拍動に伴う時間変化のグラフを示す。血液レオロジーの特徴成分として、平均血圧値で補正した最大血流速度 V_x があげられ、血液レオロジーと最大血流速度 V_x が相関関係にある。

10

【0025】

以下、添付図面を参照して、本発明の実施の形態に係る循環動態測定装置について説明する。

【0026】

【実施例】

図2は生体2と圧力測定部4の外観を示した図である。生体2の部位としては首、上腕、手首、指先などの比較的露出しやすい場所が挙げられる。

【0027】

図3は生体2と循環動態測定装置の循環センサ1、圧力測定部4、生体内の血管21を示す1例である。循環センサ1は送受信部が生体方向に向くように設置され、生体表面に接するように配置されている。本実施例においては超音波を用いて送受信を行う。循環センサ1は圧力測定部4内に配置することで、血流測定部の血圧値を測定できるようになる。マイクロホン42と循環センサ1は測定する血管21を観測できる位置にあれば、血流の流れる方向との関係は特にはない。

20

即ち、血流が流れてくる方向(心臓に近い方)にマイクロホン42があっても、循環センサ1があっても良い。マイクロホン42と循環センサ1の順番と測定結果には因果関係はない。

【0028】

図3に示した循環センサ1は樹脂13中に送信用圧電素子11及び受信用圧電素子12を固定している例であるが、図4に示す循環センサ1でもよい。図4に示す循環センサ1は送信用圧電素子11及び受信用圧電素子12が超音波の伝播を減衰する基板14上に導電性接着剤15で固定されている。用いる基板としては例えばガラエポ基板があげられる。樹脂中に圧電素子を固定する方法よりも精度良く圧電素子を配置でき、超音波が減衰する基板を用いることでノイズを抑えることができ、SN比の高い循環センサ1が作製できる。送信用圧電素子11及び受信用圧電素子12は基板14上の図示しないパターンとワイヤーボンド16によって接続され、送信用圧電素子11及び受信用圧電素子12を駆動することが可能になっている。また、送信用圧電素子11及び受信用圧電素子12は樹脂17でコーティングされている。樹脂13は送信用圧電素子11及び受信用圧電素子12を保護し、さらに生体との音響整合を取ることによって、超音波を効率よく生体内に送受信している。樹脂13は多層構造にするとよく、生体と接する層には生体のしわや皮膚鱗による空気層を無くすような柔らかい樹脂を用いると、空気層による超音波の減衰がなくなり、効率よく送受信できる。

30

40

【0029】

実施例の循環動態測定装置の信号処理部3の内部構成と、信号処理部3と循環センサ1及び圧力測定部4の接続状態を示すブロック図を図5に示す。図示するように、信号処理部3は、駆動部31、受信部32、信号演算部33、出力部34、圧力信号受信部35によって概略構成されている。

【0030】

実施例の駆動部31は循環センサ1に設置された送信用圧電素子11を振動させ、超音波を血管21に向けて入射するための駆動電圧を送信する。受信部32は循環センサ1に設

50

置された受信用圧電素子 1 2 が超音波を受信した時に発生する電圧を受信する。また、圧力測定部 4 が測定した血圧値は電圧に変換され、その信号を圧力信号受信部 3 5 が受信する。圧力測定部 4 は、圧迫帯 4 1、圧力操作部（図示省略）、マイクロホン 4 2 からなる。圧迫帯 4 1 の圧力は圧力操作部によって調整される。また、圧力操作部は圧迫帯 4 1 の圧力値を測定している。

圧迫帯 4 1 の圧力を生体 2 の最高血圧値以上にすると血管 2 1 内の血流は止まり、血管からの音がなくなる。また、圧迫帯 4 1 の圧力を生体 2 の最低血圧値以下にしても、血管からの音がなくなる。この音をマイクロホン 4 2 で検出し、圧力信号受信部 3 5 は最高血圧値と最低血圧値のデータを信号演算部 3 3 に送る。

【0031】

圧力測定部 4 は、図 6 に示すようなものでもよい。図 6 での圧力測定部 4 は、圧迫帯 4 1、圧力操作部（図示省略）、振動センサ 4 3 からなる。圧迫帯 4 1 は圧力操作部によって圧力が調整される。また、圧力操作部は圧迫帯 4 1 の圧力値を測定している。圧迫帯 4 1 の圧力を生体 2 の最高血圧値以上にすると血管 2 1 内の血流は止まる。その後圧迫帯 4 1 の圧力を下げていくと、血流の流れに伴って、振動が大きくなり、さらに下げていくと振動が急に小さくなる。この振動を振動センサ 4 6 で検出し、振動が大きくなった圧力を最高血圧値、振動が小さくなる圧力を最低血圧値として、圧力信号受信部 3 5 は信号演算部 3 3 に信号を送信する。図 6 のような構造にすることで、振動センサ 4 3 は図示するように圧迫帯 4 1 と管で接続され、振動が伝われば、圧迫帯 4 1 近傍にある必要性はなく、構造を簡易化できるという利点がある。

【0032】

また、圧力測定部 4 は、図 7 のようなものでもよい。図 7 の圧力測定部 4 は、圧迫帯 4 1、圧力操作部（図示省略）、圧力センサ 4 4 からなる。圧迫帯 4 1 は圧力操作部によって圧力を生体の最高血圧値以下に調整される。圧迫帯 4 1 は生体 2 を平らに圧迫することができ、血管 2 1 上に配置された圧力センサ 4 4 が血管 2 1 の脈動に対応する圧力即ち脈圧を検出する。この方式では非観血ながら一心拍ごとの圧力波形を得ることができる。圧力信号受信部 3 5 は信号演算部 3 3 に圧力波形の信号を送信する。

【0033】

信号演算部 3 3 は、内部に備えた記憶領域（図示省略）に記憶されている処理プログラムを実行することによって、循環動態の測定に関する各種処理を実行し、その処理結果を出力部 3 4 に出力する。また、信号演算部 3 3 は、受信用圧電素子 1 2 から発せられた超音波の周波数と受信された超音波の周波数を比較する事により、血流によるドップラ効果を算出する。そして、周波数の変化より血管 2 1 を流れる血流速度を算出し、その速度の時間変化を求める。また、信号演算部 3 3 では、生体内の血圧は、緊張等によって変化するのに伴って、血流速度が変化するので、圧力測定部 4 から得られた信号を用いて、速度の時間変化を補正する演算を実行する。従って、緊張等による影響、個体差による血圧の影響を補正することができ、正確な血液レオロジーを求めることができる。例えば、本当は同じような血液レオロジーを持ちながら、血圧値が違うために血流速が異なる場合、血流速のみから血液レオロジーを求めると異なった血液レオロジーとなってしまう、正確な判断ができないが、血圧値を測定することで、このようなことは防げる。また、血流測定部と血圧測定部を異なる部位で測定する場合、例えば血圧測定を上腕部で行い、血流測定を指先部で行って補正するのでは、上腕部と指先部の血圧値は異なるので血液レオロジーを求めるのに正確に反映できない。しかし、本実施例のようにすることで、これらの問題を解決できる。そして、脈拍の拍動時にあらわれる血流速度の時間変化の形が、血液のレオロジーと相関関係があり、この脈拍拍動時にあらわれる血流速度変化から循環動態として血液レオロジーを求めている。例えば、血流変化が大きければ、血液の粘度が低い状態であるといえる。

【0034】

信号演算部 3 3 で平均血圧値 P_m を求めるときは式 5 を用いる。

【0035】

10

20

30

40

50

Cは循環センサ1の送信用圧電素子11からパルスで超音波を送信し、受信用圧電素子12で受信する時間を測定することで血管径を測定し、Cを決定する。Cは整数である必要はなく、血管径に応じて適当なC、例えばC=3.5などを用いてP_mを決定する。式5のように平均血圧値を求めることで、測定部位によらず平均血圧値を式5で求められる。この平均血圧値を利用して、血流速度の補正を行い、血液レオロジーを求める。

【0036】

次に、本発明の装置を用いたレオロジー測定装置の結果及び精度の評価を行った結果を示す。リファレンスデータとして、従来例にあげたマイクロチャネルアレイを用いた血液レオロジー測定装置(MC-FAN)の測定結果を用いた。MC-FANは、採血した血液をマイクロチャネルアレイに流し、血液の通過時間から血液レオロジーを評価する装置である。被験者10人のMC-FANでの全血通過時間と最大血流速度V_xと血圧値(最高血圧値と最低血圧値)の測定データを図11に示す。測定部位は左手の人差し指であった。最大血流速度V_xは、循環センサ1から得られるドップラシフト量から求めた。

10

【0037】

血圧値で補正しない場合の結果を図8に、本方法によって求めた結果を図10に示す。血圧値で補正しない場合でも最大血流速度V_xと全血通過時間に相関はあるが、異常値が認められた。これは血圧の個体差の影響によるもので、本方法のようにすることで、このような問題は除去できる。

【0038】

また、平均血圧値を用いて補正する場合において、一般的に知られている式4を用いたときの結果を図9に、本方法によって求めた結果を図10に示す。補正の具体的な方法としては、最大血流速度V_xに求めた平均血圧値の逆数を掛けることによって求めた。図10では、血管径から求めた補正係数に2.5を用いた。

20

このときの相関係数R²を比較すると、式4で補正した場合はR²=0.7195、本方法での結果の場合はR²=0.7255であった。このことから、最大血流速度V_xを本方法によって求める平均血圧値で補正することの有効性がいえる。

【0039】

【発明の効果】

以上のように、本発明によれば、生体表面から内部に波動を送受信して前記生体内部の循環動態の情報を検出する測定装置に、循環動態を検出する機能と生体の血圧を検出する機能を提供し、血管径から求めた補正係数を用いて算出する平均血圧値を用いることにより、高精度な循環動態の測定を求めることが可能となった。また、採血せずに測定できるため、連続試験が容易になり、測定場所の制限を受けず、自宅などでも測定が可能となった。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の循環動態測定装置が計測する血流速度の脈拍拍動に伴う時間変化のグラフである。

【図2】本実施例について、生体と血圧測定部の外観を示した図である。

【図3】実施例について、生体と循環センサと血圧測定部の関係を示した図である。

【図4】循環センサの1例を示す図である。

40

【図5】実施例について、信号処理部の内部構成と、循環センサと血圧測定部との接続状態を示すブロック図である。

【図6】血圧測定部の1例を示す図である。

【図7】血圧測定部の1例を示す図である。

【図8】補正していないときの最大血流速度V_xと全血通過時間の関係を示す図である。

【図9】式4を用いて求めた平均血圧値で補正したときの最大血流速度V_xと全血通過時間の関係を示す図である。

【図10】本方法を用いて補正したときの最大血流速度V_xと全血通過時間の関係を示す図である。

【図11】測定データの表を示した図である。

50

【図12】血管径と圧力波形の関係を示した図である。

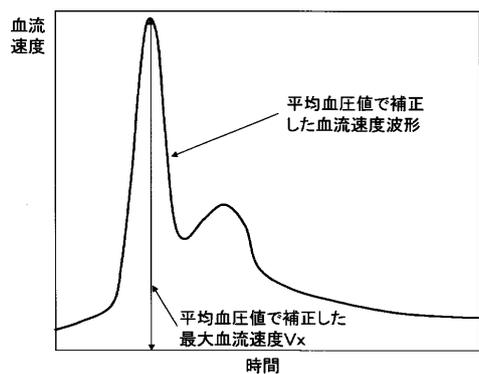
【符号の説明】

- 1 循環センサ
- 2 生体
- 3 信号処理部
- 4 圧力測定部
- 11 送信用圧電素子
- 12 受信用圧電素子
- 13 樹脂
- 14 基板
- 15 導電性接着剤
- 16 ワイヤーボンド
- 21 血管
- 31 駆動部
- 32 受信部
- 33 信号演算部
- 34 出力部
- 35 圧力信号受信部
- 41 圧迫帯
- 42 マイクロホン
- 43 振動センサ
- 44 圧力センサ

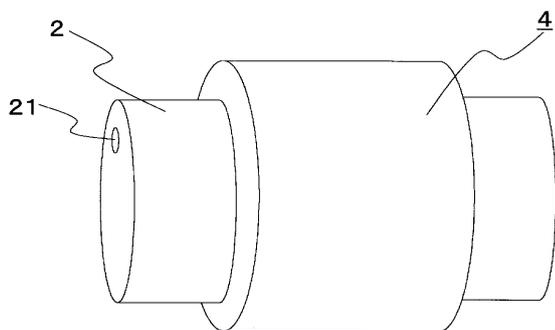
10

20

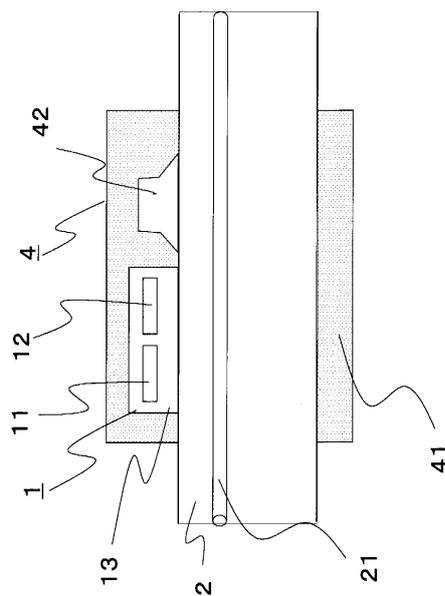
【図1】



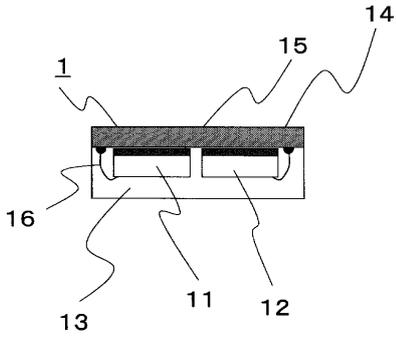
【図2】



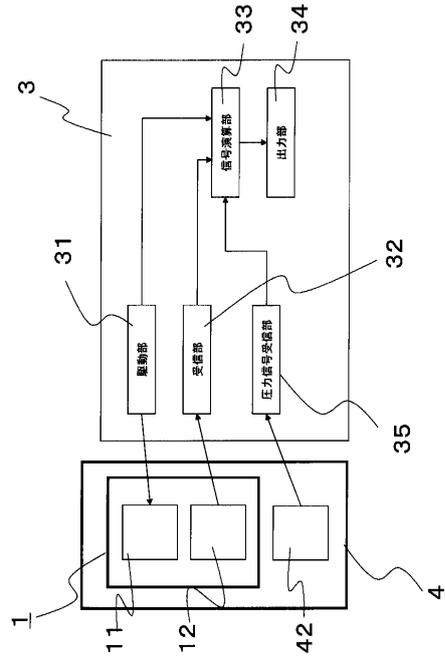
【図3】



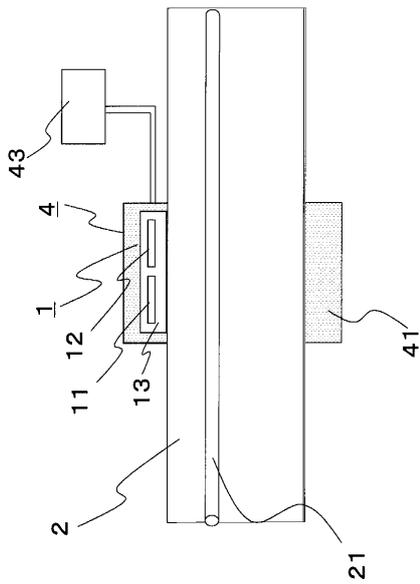
【 図 4 】



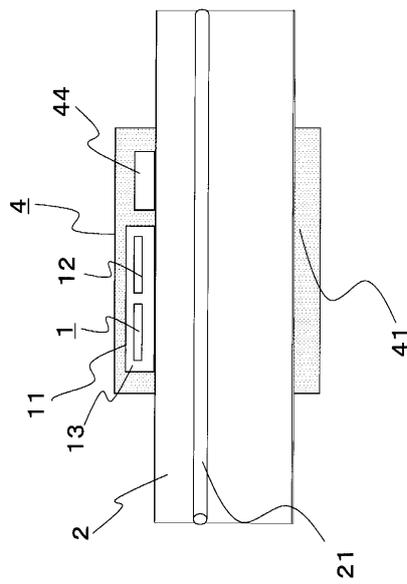
【 図 5 】



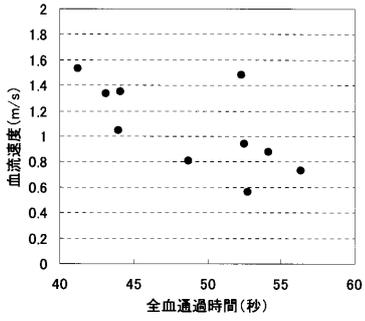
【 図 6 】



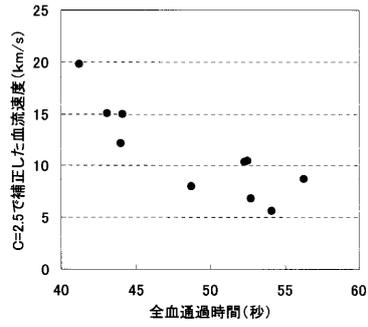
【 図 7 】



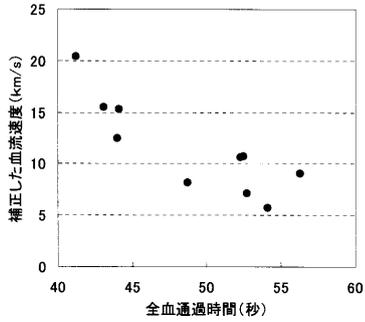
【 図 8 】



【 図 1 0 】



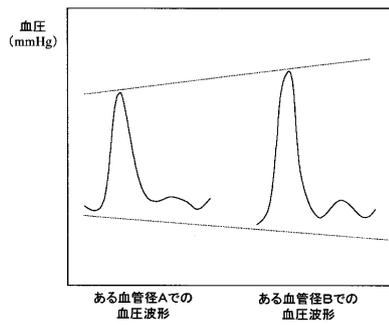
【 図 9 】



【 図 1 1 】

被験者	全血通過時間 (sec.)	血流速度 (m/s)	最高血圧値 (mmHg)	最低血圧値 (mmHg)
A	56.3	0.73	115	64
B	52.7	0.56	111	64
C	43.1	1.34	109	75
D	41.2	1.53	100	63
E	48.7	0.81	119	89
F	44.1	1.35	107	79
G	54.1	0.88	194	133
H	52.3	1.48	175	122
I	52.5	0.94	110	77
J	44.0	1.05	110	72

【 図 1 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 仲村 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

(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

F ターム(参考) 4C017 AA08 AA11 AB02 AB03 AC03 AC23 AC30 BC11 BC14 BD01

4C038 KK00 KL05 KM01 KX02

4C301 AA03 DD02 DD21 DD30 EE11 GA03 GB15 JB28

4C601 DD01 DD30 DE01 EE09 GA01 GA03 GB01 GB12 GB14 JB34

JB41 JB43