

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 204964

(P2003 - 204964A)

(43)公開日 平成15年7月22日(2003.7.22)

(51)Int.Cl<sup>7</sup>

識別記号

F I

テ-マコード<sup>\*</sup>(参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 10数)

(21)出願番号 特願2002 - 7787(P2002 - 7787)

(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1月16日(2002.1.16)

(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 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

(74)代理人 100096378

弁理士 坂上 正明

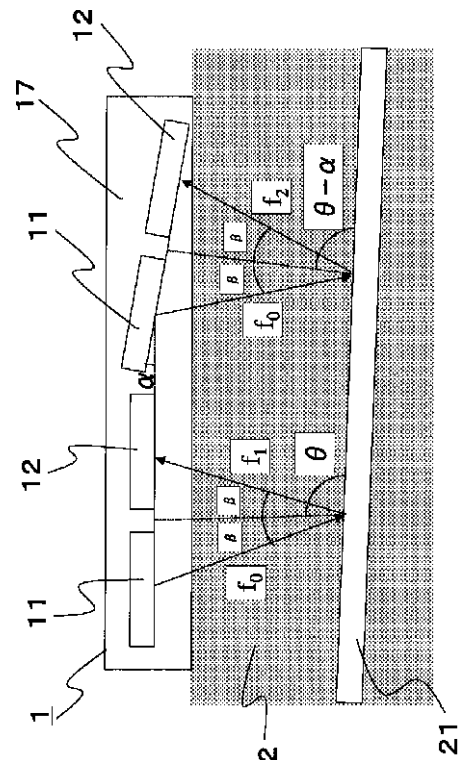
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 循環動態測定装置

(57)【要約】

【目的】 皮膚上の1対の送信用素子と受信素子から構成される循環センサでは、送受信される超音波と血流との角度は測定できないため、血流速度が正確に求められないという問題を解決する。

【構成】 生体表面から内部に波動を送受信する素子を送信用素子と受信素子の対を2対にした循環センサを用い、互いの対から送受信する波動と血流との角度を異なるように素子を配置する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体表面から生体内部の体液に波動を送受信して、前記生体内部の循環動態を検出する循環動態測定装置であって、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する駆動部と、前記循環センサからの信号を受信する受信部と、前記駆動部と受信部とを制御し前記循環動態を求める処理プログラムを実行する信号演算部と、前記信号演算部での処理結果を出力する出力部とを有し、前記循環センサは、送信用素子と受信素子から構成し、しかも前記送信用素子と前記受信素子の対は複数対あり、送受信する波動の進行方向と体液の流れる方向とのなす角度が対ごとに異なることを特徴とする循環動態測定装置。

【請求項2】 請求項1に記載の循環動態測定装置において、前記対が2対であることを特徴とする循環動態測定装置。

【請求項3】 請求項1に記載の循環動態測定装置において、前記送信用素子と前記受信素子の個数が異な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のいずれかに記載の循環動態測定装置において、前記送信用素子が1個であ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3のいずれかに記載の循環動態測定装置において、前記受信素子が1個であることを特徴とする循環動態測定装置。

【請求項6】 請求項4または請求項5に記載の循環動態測定装置において、前記受信素子及び前記送信用素子から送受信される波動と、体液の流れに対しての角度が全て異なることを特徴とする循環動態測定装置。

【請求項7】 生体表面から生体内部の体液に波動を送受信して、前記生体内部の循環動態を検出する循環動態測定装置であって、前記循環動態を検出する循環センサを有し、前記循環センサは送信機能と受信機能を兼ねた送受信素子で且つ複数個からなり、送受信する波動と体液の流れとのなす角度が異なることを特徴とする循環動態測定装置。

【請求項8】 請求項4から請求項7のいずれかに記載の循環動態測定装置において、前記循環センサは、圧電素子を用いて構成することを特徴とする循環動態測定装置。

【請求項9】 請求項8に記載の循環動態測定装置において、血管内を流れる血流速度を求め、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10】 請求項9に記載の循環動態測定装置において、前記循環センサを構成する前記圧電素子は導電性接着剤で基板に固定され、樹脂でコーティングされていることを特徴とする循環動態測定装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体中を循環する

体液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。本発明が測定する循環動態とは、循環器内部を移動し生体の組織や細胞に酸素と栄養を与え、炭酸ガスと老廃物を運びさる血液やリンパ液が時間とともに不断に変動している状態のことを示し、例えば流速や流量変化、流動性、脈波動などがこれに当たる。

## 【0002】

【従来の技術】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、専門雑誌「食品研究成果情報、NO.11 1999年発行」に菊池佑二氏が「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。

【0003】その方法は、まず、被検者の肘部をアルコール綿で消毒後、採血前に1mlディスポシリンジと23Gディスポ注射針を用いて抗凝固剤としてヘパリン溶液を5%量になるように入れておいた真空採血管を用いて、肘静脈から採血を行う。次に、シリコンチップを用いて作製された毛細血管モデル(マイクロチャネルアレイシリコンチップ)のマイクロチャネルが幅7μm、長さ30μm、深さ4.5μmの大きさを8736本並列に並んでいるものを用意し、蒸留水、エタノール、液体中性洗剤(商標名: ママレモン)の適量の混合液(目安1:1:0.3)中で超音波洗浄した後、血液レオロジー測定装置(MC-FAN)にセットする。そして、装置内の試料用シリンダーを蒸留水で洗浄した後、生理食塩水に置換し、この生理食塩水100μlを用いてマイクロチャネルアレイ通過時間を20cm水柱差で測定する。

【0004】生理食塩水を測定した後、血液の測定を行う。まず、1mlディスポシリンジに23Gのディスポ針を付け、さらに針先にポリエチレンチューブを10cm程度付けたものを用いて血液試料を200~300μl取り、ポリエチレンチューブの先端をシリンダーの底まで入れて、残った生理食塩水を押し上げるように血液試料を注入する。そして、シリンダー上端開口部からポリエチレンチューブを用いて血液を抜き取りながら100μlになるように調節し、生理食塩水の場合と同様に血液100μlのマイクロチャネルアレイ通過時間を20cm水柱差で測定する。

【0005】このようにして、求めた生理食塩水と採血液のマイクロチャネルアレイ通過時間について、採血液の通過時間を生理食塩水の通過時間で補正を行って、そ

の時間を全血通過時間として、血液レオロジーの指標としている。例えば、全血通過時間が短いと、血液レオロジーが低いと、毛細血管を血流が抵抗無く流れる。すなわち、人体組織の活動の基になる微小循環血流量が多くなるので、健康な体であることの証明になりうる。

【0006】しかしながら、従来のようなマイクロチャ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った。

【0007】

【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非侵襲的に生体表面から波動を入力し、生体を流れる血流に反射させて動きや位置から血液状態を解析し、循環動態を求めて健康状態を評価することにある。また、生体の測定部位にかかわらず、正確な血流速度を求めることによって、健康状態を評価することを可能にすることにある。

【0008】流速を正確に求める方法として、流速計が市販されている。これは管の中を流れる流体の両端にセンサを配置し、超音波などの波動が届くまでの時間を測定して、流速を求めている。しかし、このようなものは生体に非侵襲で応用することはできない。

【0009】また、非侵襲で血流速度を測定するために、超音波などの波動を生体表面から入力し、生体を流れる血液に反射させ、反射した波動からドップラシフト信号  $f$  を得る方法がある。このとき、ドップラシフト信号  $f$  は一般に式1で表される。

$$f = 2 \cdot v \cdot f_0 \cdot \cos \theta / c \quad \text{式1}$$

ここで、 $c$  は生体内の音速、 $f_0$  は入力した波動の周波数、 $v$  は血流速度、 $\theta$  は血流と波動のなす角である。式1より分るように角度によって  $f$  が変化することがわかる。角度  $\theta$  は生体内の血流であり見えないため、皮膚上の循環センサから送受信される超音波と血流との角度は正確に求めることはできない。また、生体表面と血管が平行になっているとはかぎらない。従って、血流速度が正確に測定できず、正確な健康状態を評価できないことがある。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、まず、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する。次に、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。血流速度成分から健康状態を評価する例として、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。

【0012】血流速度を正確に測定するために、生体表面から内部に波動を送受信する素子を送信用素子と受信素子の対を2対にした循環センサを用いる。この時、循環センサの2個の受信素子が受信するドップラシフト信号  $f$  及び  $f'$  を式2及び式3に示す。

$$f = 2 \cdot v \cdot f_0 \cdot \cos \theta / c \quad \text{式2}$$

$$f' = 2 \cdot v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta - \alpha) / c \quad \text{式3}$$

ここで、 $c$  は生体内の音速、 $f_0$  は入力した波動の周波数、 $v$  は血流速度、 $\theta$  は血流と波動のなす角、 $\alpha$  は2個の受信素子間のなす角である。この2式より、 $v$  が式4に示すように求められる。

【0014】

$$\tan \alpha = (f' / f - \cos \theta) / \sin \theta \quad \text{式4}$$

従って、式2及び式4から循環センサと血流とのなす角が正確に求められ、正確な血流速度を求めることができる。

【0015】即ち、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の循環動態の情報を検出する測定装置において、循環動態を検出する循環センサと、循環センサを駆動させる駆動部と、循環センサからの信号の受信部と、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、結果を出力する出力部を有し、循環センサは送信用素子と受信素子から構成され、送信用素子と受信素子の対が複数対あり、それぞれの対が送受信する波動の進行方向と血液の流れる方向とのなす角度が対ごとに異なるようにする。

【0016】

【発明の実施の形態】本発明の循環動態測定装置の測定原理は、脈拍の拍動時にあらわれる循環成分、例えば血液の流れる速度の時間変化の形から循環動態を求めるものである。そして、本発明の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を基本構成とするものである。また、血流速度を正確に求めるために、送信用素子と受信素子の対が複数対あり、それぞれの対が送受信する波動の進行方向と血液の流れる方向とのなす角度が対ごとに異なる構成になっている。

【0017】皮膚面から体内に向けて放射される定周波数の波動信号は体内物質に反射されて返ってくる。この反射波動信号を受信してその中に含まれている体液情報を検出するのであるが、反射物質は血管内の血流に特定されるものではない。血管内の血流であれば速度成分を

持って移動しているのでその反射波は波動の周波数がドップラ効果によってシフトされるが、骨や血管といった速度成分を持たない静止物質の場合には定周波数のまま反射されて返ってくるので、容易に除去できる。また、体内物質に反射して返ってくる時間の遅れを検出することにより、生体内部の構造、例えば血管径や血管厚の変化を検出することもできる。これらの形状変化成分もまた、循環動態の一部として考えることができる。これら循環動態から生体の健康状態を評価することが本測定装置の最終目的となる。

【0018】また、本発明において検出したい物理量は着目している血流の流速等であるが、循環器内の流れの平均流速は一般に最も周波数成分としてレベルの高い信号が対応することで、その成分を抽出する。この流速検出には超音波ドップラ流速計の技術を用いることができる。また、入射波と反射波を一对としたときに、複数対の波動の送受信を行うことにより、正確な流速を求める。なお、流速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、レーザー等他の波動を用いることも可能である。また、容積変化を検出する場合に用いる波動にはレーザーやダイオード等の光が使用されるのが一般的である。

【0019】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。

【0020】

【実施例1】図1は実施例1について、生体2と循環動態測定装置の循環センサ1、生体内の血管21を示したものである。循環センサ1は送信用圧電素子11と受信用圧電素子12で超音波の送受信を行う対が2対あり、対同士が角度θを持つような構成になっている。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

$$f = v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta + \alpha) / c + v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta - \alpha) / c$$

式7

ここで、cは生体内の音速、f<sub>0</sub>は入力波の周波数、vは血流速度、αおよびθは血流と波動のなす角、は2対の素子間でのなす角、である。は超音波を入射してから反射するまでの時間と送信用圧電素子11と受信用圧電素子12の距離からもとまる。また、式7、式8より、は式9で示される。

【0024】

$$\tan \alpha = (f' / f - \cos \theta) / \sin \theta$$

式9

よって、式7、式9から血流速度vが正確に求められる。また、送受信する超音波は3対以上あっても良いが、正確な血流速度を求めることと、コストや消費電力を考慮すると、2対であることが適している。

【0025】図1に示した循環センサ1は樹脂17中に固定されている例であるが、図10に示す循環センサ1でもよい。図10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

\*体表面に接するように配置されている。このようにすることで、血流の流れる方向と送受信される超音波の進行方向が2対で角度が異なるようになる。本実施例においては超音波を用いて送受信を行う。実施例1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と循環センサ部1の接続状態を示すブロック図を図2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によって概略構成されている。

10 【0021】実施例1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に設置された受信用圧電素子12が超音波を受信した時に発生する電圧を受信する。信号演算部33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34に出力する。また、信号演算部33は、送信用圧電素子11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、血流のドップラ効果を算出する。そして、周波数の変化より血管21を流れる血流速度算出し、その速度の時間変化を求める。この時、図1に示した受信する超音波の周波数f<sub>1</sub>およびf<sub>2</sub>は式5及び式6で表される。

$$【0022】 f_1 = f_0 + f \quad \text{式5}$$

$$f_2 = f_0 + f' \quad \text{式6}$$

ここで、f<sub>0</sub>は送信周波数、f、f'はそれぞれのドップラシフト信号である。また、f、f'は式7、式8で示される。

【0023】

40 基板としては例えばガラス基板があげられる。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17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17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燐による空気層を無くする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。

【0026】そして、脈拍の拍動時にあらわれる血流速

度v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。

【0027】次に、実施例1の循環動態測定方法について説明する。本実施例では循環動態として血液のレオロジーを求めた。図3に血流速度の脈拍動に伴う時間変化のグラフを示した。血液レオロジーの特徴成分として、最大血流速度Vxがあげられる。この最大血流速度Vxが血液レオロジーと相関関係にある。

【0028】

【実施例2】図4は実施例2について、生体2と循環動態測定装置の循環センサ1、生体内の血管21を示したものである。循環センサ1は送信用圧電素子13が2個からなり、2個の圧電素子は角度をなすように配置されている。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。実施例2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と循環センサ部1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によって概略構成されている。\*

$$f = v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta) / c + v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta) / c \quad \text{式10}$$

$$f' = v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta) / c - v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta) / c \quad \text{式11}$$

ここで、cは生体内の音速、f<sub>0</sub>は入力した波動の周波数、vは血流速度、θは血流と波動のなす角、θ<sub>1</sub>は2組の循環センサのなす角、である。また、式12、式13より、式14で示される。

$$\tan(\theta) = (f' / f - \cos(\theta)) / \sin(\theta) \quad \text{式14}$$

よって、式12、式14から血流速度vが正確に求められる。また、圧電素子が2個ですみ、部材費が安くなる。

【0033】図示はしないが、実施例1と同様に循環センサ1は基板上に送信用圧電素子を配置し、樹脂でコーティングした構成にしてもよい。

【0034】

【実施例3】図6は実施例3について、生体2と循環動態測定装置の循環センサ1、生体内の血管21を示したものである。循環センサ1は送信用圧電素子11、1個と受信用圧電素子12、2個から構成され、生体方向に向くように設置されている。本実施例においては超音波を用いて送受信を行う。実施例3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と循環センサ部1の接続状態を示すブロック図を図7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によって概略構成されてい\*

$$f = v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta) / c + v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta) / c \quad \text{式15}$$

$$f_2 = f_0 + f' \quad \text{式16}$$

ここで、cは生体内の音速、f<sub>0</sub>は入力した波動の周波数、vは血流速度、θは血流と波動のなす角、θ<sub>1</sub>は2組の循環センサのなす角、である。また、式17、式18で示される。

\*【0029】実施例2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13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に設置された送信用圧電素子13が超音波を受信した時に発生する電圧を受信する。ここで送信用圧電素子13は送信用圧電素子と受信用圧電素子の2つの機能を併せ持つものである。信号演算部33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34に出力する。また、信号演算部33は、送信用圧電素子13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、血流のドップラ効果を算出する。そして、周波数の変化より血管21を流れる血流速度算出し、その速度の時間変化を求める。この時、図4に示した受信する超音波の周波数f<sub>1</sub>およびf<sub>2</sub>は式10及び式11で表される。

$$f_1 = f_0 + f \quad \text{式10}$$

$$f_2 = f_0 + f' \quad \text{式11}$$

ここで、f<sub>0</sub>は送信周波数、f、f'はそれぞれのドップラシフト信号である。また、f、f'は式12、式13で示される。

【0031】

$$f_1 = f_0 + f \quad \text{式12}$$

\*【0035】実施例3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に設置された受信用圧電素子12が超音波を受信した時に発生する電圧を受信する。信号演算部33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34に出力する。また、信号演算部33は、受信用圧電素子11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、血流のドップラ効果を算出する。そして、周波数の変化より血管21を流れる血流速度算出し、その速度の時間変化を求める。この時、図6に示した受信する超音波の周波数f<sub>1</sub>およびf<sub>2</sub>は式15及び式16で表される。

$$f_1 = f_0 + f \quad \text{式15}$$

$$f_2 = f_0 + f' \quad \text{式16}$$

ここで、f<sub>0</sub>は送信周波数、f、f'はそれぞれのドップラシフト信号である。また、f、f'は式17、式18で示される。

【0037】

圧電素子同士のなす角、である。また、式17、式18より、は式19で示される。

$$\tan \theta = \left\{ \frac{f' - f + f' \cdot \cos \alpha - f \cdot \cos \beta}{f' \cdot \sin \alpha - f \cdot \sin \beta} \right\}$$

よって、式17、式19から血流速度  $v$  が正確に求められ、このようにすることで、圧電素子が3個ですみ、また圧電素子の駆動も連続駆動できるので、パルス駆動と比較して回路が容易になり、コストが安くなる。また、効率よく送受信を行うために、実施例1と同様に循環センサ1は基板上に圧電素子を配置し、樹脂でコーティングした構成にしてもよい。

【0039】また、図6では送信用圧電素子11は左端の圧電素子であるが、中心の圧電素子が送信用圧電素子でもよく、この場合は式17~式19が式20~式22で表され、血流速度  $v$  を正確に求めることができる。

【0040】

$$f = v \cdot f_0 \cdot \cos \theta / c + v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta + \alpha) / c \quad \text{式20}$$

$$f' = v \cdot f_0 \cdot \cos \theta / c + v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta - \beta) / c \quad \text{式21}$$

$$\tan \theta = \frac{\Delta f - \Delta f + \Delta f \cdot \cos \alpha - \Delta f \cdot \cos \beta}{\Delta f \cdot \sin \beta + \Delta f' \cdot \sin \alpha} \quad \text{式22}$$

【0041】

【実施例4】図8は実施例4について、生体2と循環動態測定装置の循環センサ1、生体内の血管21を示したものである。循環センサ1は送信用圧電素子11、2個と受信用圧電素子11、1個から構成され、生体方向に向くように設置されている。本実施例においては超音波を用いて送受信を行う。実施例3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と循環センサ部1の接続状態を示すブロック図を図9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、駆動操作部35によって

$$f = v \cdot f_0 \cdot \cos \theta / c + v \cdot f_0 \cdot \cos(\theta - \beta) / c$$

式25

ここで、 $c$ は生体内の音速、 $f_0$ は入力した波動の周波数、 $v$ は血流速度、 $\theta$ は血流と波動のなす角、 $\alpha$ 、 $\beta$ は圧電素子同士のなす角、である。また、式25、式26よ

$$\tan \theta = \left\{ \frac{f' - f \cdot \cos \alpha + f' \cdot \cos \beta - f \cdot \cos \beta}{f' \cdot \sin \alpha - f \cdot \sin \beta} \right\}$$

よって、式25、式27から血流速度  $v$  が正確に求められる。

【0046】

【発明の効果】以上のように、本発明によれば、循環動態測定装置に、生体表面から内部に波動を入射して、波動が血管を流れる血液に反射し、血液の情報を含んで生体内から反射してくる波動を生体表面で検出する機能を持たせ、生体表面から内部の測定対象の血管に波動を入射する入射部、及び、血管を流れる血液の情報を含んで生体内から反射してくる波動を生体表面で検出する検出部を有し、複数の波動を送受信することにより、動脈内を流れる血流速度を正確に求めることができ、血流速度

\*【0038】

概略構成されている。

【0042】実施例4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に設置された受信用圧電素子12が超音波を受信した時に発生する電圧を受信する。受信用圧電素子12が受信した信号がどちらの送信用圧電素子11から送信された超音波を判断するために、駆動操作部35の信号を用いている。信号演算部33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34に出力する。また、信号演算部33は、受信用圧電素子11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、血流のドップラ効果を算出する。そして、周波数の変化より血管21を流れる血流速度算出し、その速度の時間変化を求める。この時、図8に示した受信する超音波の周波数  $f_1$  および  $f_2$  は式23及び式24で表される。

$$f_1 = f_0 + f \quad \text{式23}$$

$$f_2 = f_0 + f' \quad \text{式24}$$

ここで、 $f_0$ は送信周波数、 $f$ 、 $f'$ はそれぞれのドップラシフト信号である。また、 $f$ 、 $f'$ は式25、式26で示される。

【0044】

から血流レオ式を導出することができ、健康状態を評価できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】実施例1について、生体と循環センサ部の関係を示した図である。

【図2】実施例1について、信号処理部の内部構成と、循環センサとの接続状態を示すブロック図である。

【図3】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4】実施例2について、生体と循環センサ部の関係を示した図である。

【図5】実施例2について、信号処理部の内部構成と、

循環センサとの接続状態を示すブロック図である。

【図6】実施例3について、生体と循環センサ部の関係を示した図である。

【図7】実施例3について、信号処理部の内部構成と、循環センサとの接続状態を示すブロック図である。

【図8】実施例4について、生体と循環センサ部の関係を示した図である。

【図9】実施例4について、信号処理部の内部構成と、循環センサとの接続状態を示すブロック図である。

【図10】循環センサの1例を示す図である。

【符号の説明】

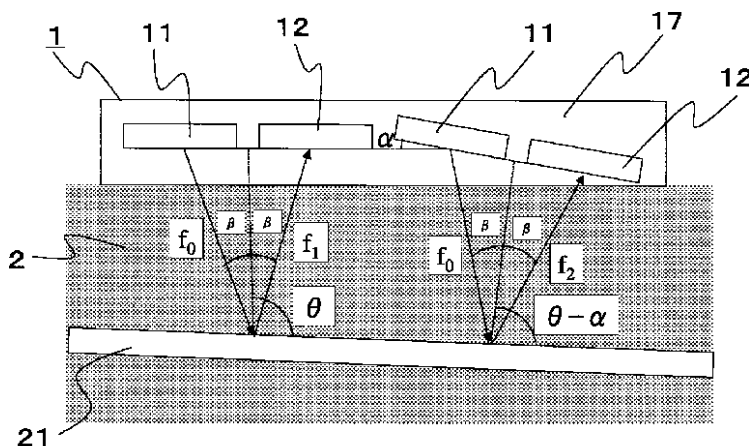
- 1 循環センサ
- 11 送信用圧電素子
- 12 受信信用圧電素子

- \* 13 送受信用圧電素子
- 14 基板
- 15 導電性接着剤
- 16 ワイヤーボンド
- 17 樹脂
- 2 生体
- 21 血管
- 3 信号処理部
- 31 駆動部
- 32 受信部
- 33 信号演算部
- 34 出力部
- 35 駆動操作部

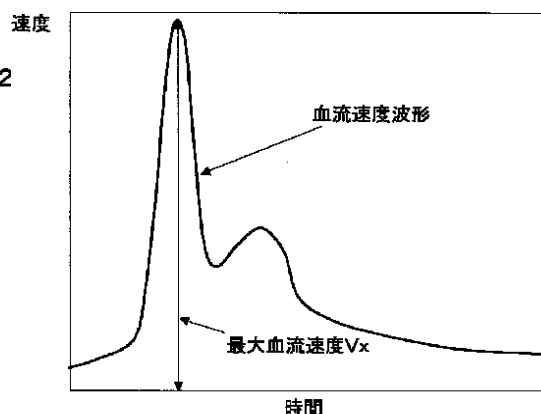
10

\*

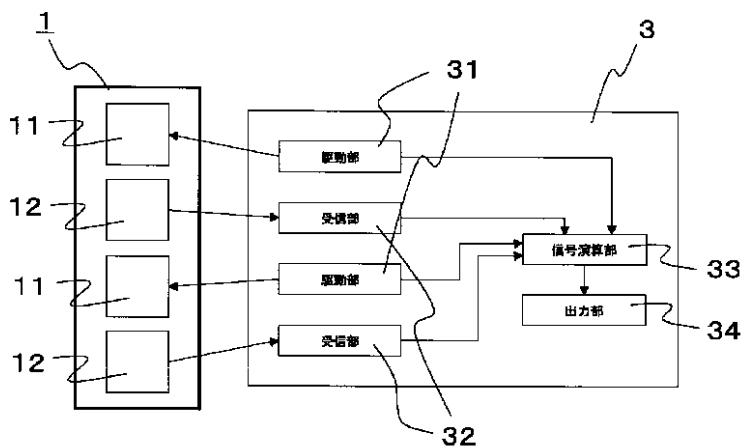
【図1】



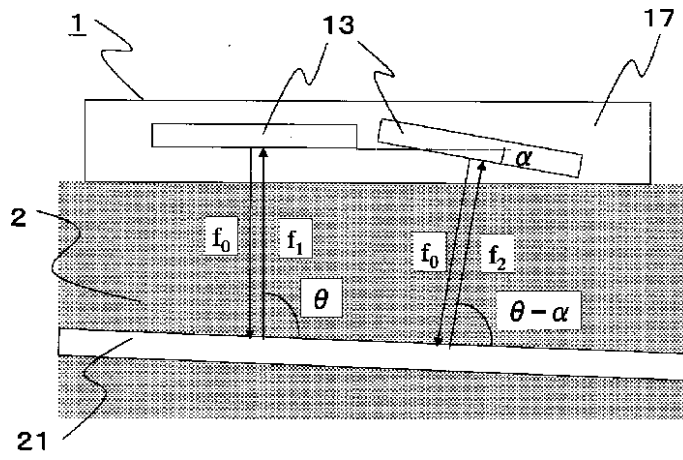
【図3】



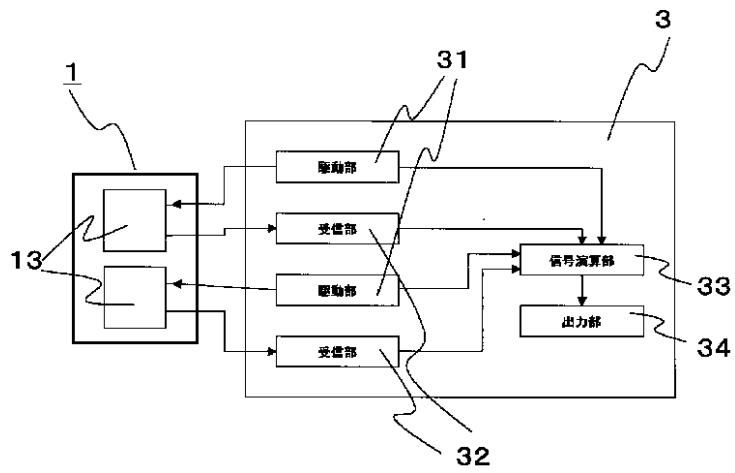
【図2】



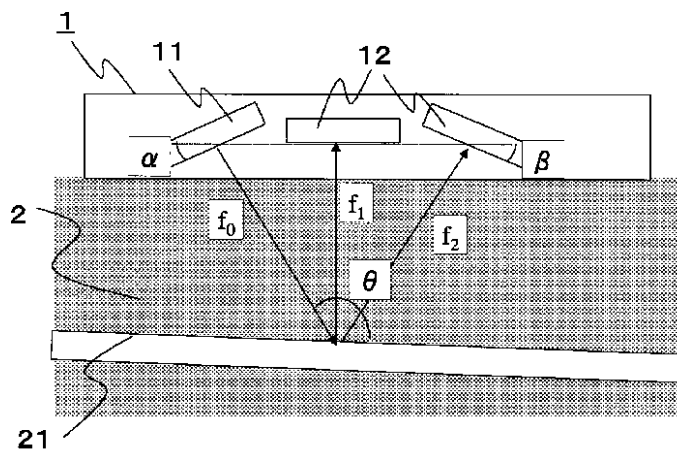
【図4】



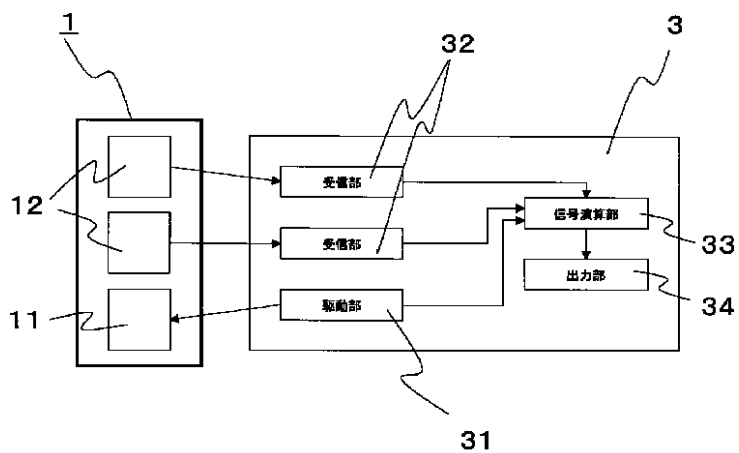
【図5】



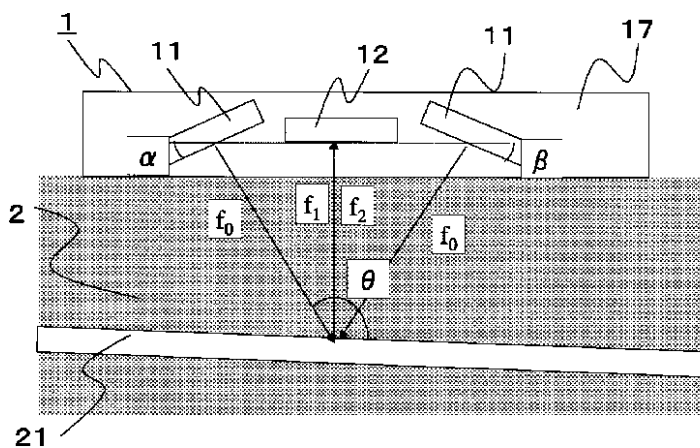
【図6】



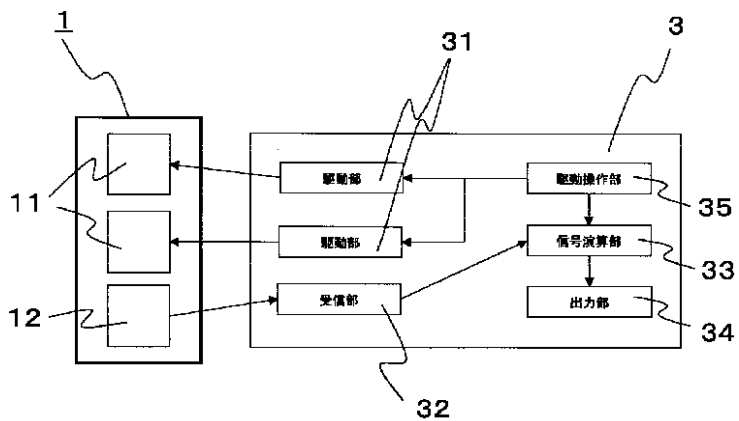
【図7】



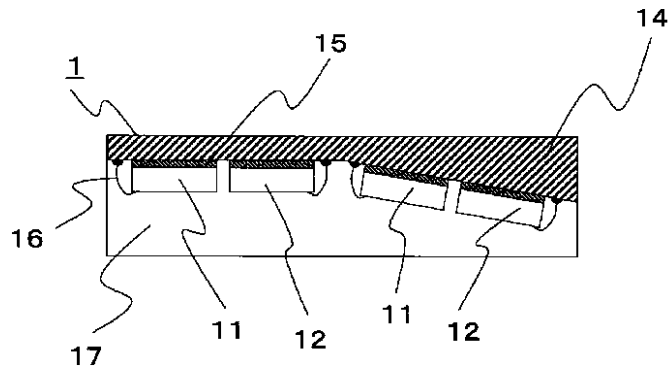
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(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

(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  
Fターム(参考) 4C301 DD01 DD02 EE11 JB21  
4C601 DD03 DE01 EE09 JB34

专利名称(译)	循环动态测定装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003204964A</a>	公开(公告)日	2003-07-22
申请号	JP2002007787	申请日	2002-01-16
[标]申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
[标]发明人	中村敬彦 新荻正隆 山本三七男 村松博之 仲村隆		
发明人	中村 敬彦 新荻 正隆 山本 三七男 村松 博之 仲村 隆		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/EE11 4C301/JB21 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/DD04 4C601/LL38		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

在客观皮肤的接收元件和发射元件构成的一次循环的传感器，它不能在角超声波和血流之间测量到被发送和接收，即不能准确地得到的血流速度要解决的问题。【构成】使用循环的传感器对，两对接收元件和发射元件的元件对不同发送和接收活体表面内的波，将所述元件的波和用于发送和接收的一对彼此的血流量之间的角度的到。

