

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3706841号
(P3706841)**

(45) 発行日 平成17年10月19日(2005.10.19)

(24) 登録日 平成17年8月5日(2005.8.5)

(51) Int.Cl.⁷

F I

A 6 1 B 5/022

A 6 1 B 5/02 3 3 7 F

A 6 1 B 5/00

A 6 1 B 5/00 N

A 6 1 B 5/026

A 6 1 B 5/00 1 O 1 E

A 6 1 B 5/00 1 O 1 L

A 6 1 B 5/02 3 4 O D

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2002-113656 (P2002-113656)
 (22) 出願日 平成14年4月16日(2002.4.16)
 (65) 公開番号 特開2003-305014 (P2003-305014A)
 (43) 公開日 平成15年10月28日(2003.10.28)
 審査請求日 平成15年5月2日(2003.5.2)

(73) 特許権者 395016349
 株式会社ケーアンドエス
 愛知県刈谷市井ヶ谷町中前田93番地3
 (74) 代理人 100096840
 弁理士 後呂 和男
 (74) 代理人 100097032
 弁理士 ▲高▼木 芳之
 (72) 発明者 近藤 針次
 愛知県刈谷市井ヶ谷町中前田93番地3
 株式会社ケーアンドエス内

審査官 本郷 徹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体データ測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者の血管へ所定波長の光を照射しこの照射光による透過光あるいは反射光から血流量の変化を光電容積脈波として検出する光電センサを含んだ測定手段と、

得られた光電容積脈波を取り込んで演算処理を行うとともに、その一部にメモリ領域が設けられた演算手段と、

前記演算手段によって算出された結果を表示する表示手段とからなる生体データ測定装置であって、

前記メモリ領域には前記光電容積脈波から前記被験者の血圧値を算出するためのデータ、若しくはこのデータに基づいて算出された演算式が書き込み可能とされており、このデータを計測するための仮想人体モデルは液体を移送可能とする移送管と、

この液体を定められた標準心拍時間毎に圧送するための液体給送手段と、

前記移送管に発生する液体の圧力を計測する圧力センサと、

前記標準心拍時間毎に前記液体の流量を計測するための流量センサと、

前記液体の流量の変化を光電容積脈波として検出する前記光電センサとから構成されるとともに、この仮想人体モデルの移送管を径の異なる移送管に変えて計測を行うことで、

前記データ、若しくは前記演算式として、前記光電センサにより測定された光電容積脈波の心拍時間あたりの脈波面積と前記流量センサによって計測された流量の絶対値との対応関係が算出された血流量変換データ、若しくはこの血流量変換データに基づく血流量演算式と、

前記流量センサによって計測された前記液体の流量の絶対値と前記圧力センサによって計測された圧力の絶対値との対応関係が移送管径毎に算出された参照データ、若しくはこの参照データに基づく血圧演算式とが算出されるとともに、

前記演算手段は、前記被験者の血流量の相対的な変化に対応した前記光電容積脈波より心拍時間当たりの脈波面積を算出し、算出された脈波面積を前記人体仮想モデルで計測された血流量変換データ、若しくは血流量演算式に基づいて演算処理することで前記被験者の血流量の絶対値を算出し、

その後、この絶対値化された血流量及び前記被験者に対する前記光電容積脈波の周期に基づいて前記被験者の血管径の絶対値を算出し、

続いて、前記参照データ若しくは前記血圧演算式のうち、得られた血管径に対応する移送管径の参照データ若しくは血圧演算式を前記メモリ領域から選択し、選択された参照データ若しくは血圧演算式と、絶対値化された前記被験者の血流量に基づいて血圧値を算出することを特徴とする生体データ測定装置。

【請求項 2】

前記測定手段は同一血管の異なる場所に設置された複数の光電センサから構成されるとともに、

前記演算手段がこれら光電センサから得られた測定部位毎の測定値を比較することによって、前記被験者の血管のつまりを検出することを特徴とする請求項 1 記載の生体データ測定装置。

【請求項 3】

前記光電センサにより頭蓋骨若しくは橈骨の動脈、又は前腕動脈を含んだ動脈に対し所定波長の光を照射しこの照射光による透過光あるいは反射光によって、前記動脈内の血流量の変化に対応した光電容積脈波を無侵襲で連続して測定することを特徴とする請求項 1 記載の生体データ測定装置。

【請求項 4】

前記測定手段は前記光電センサに加えて、前記被験者の血管の圧力変動を測定可能な圧力センサが設けられるとともに、前記メモリ領域には前記被験者の測定部位に対応した部位の標準血管径が書き込まれることで、

前記演算手段は前記標準血管径と前記圧力センサから得られる圧力データとに基づいて前記被験者の血管径を算出するとともに、

前記光電センサから得られる前記光電容積脈波に基づいて前記被験者の血液の流速を算出し、更に、これら血管径と流速とに基づいて被験者の血流量を連続して算出することを特徴とする請求項 1 記載の生体データ測定装置。

【請求項 5】

前記測定手段には前記被験者の発汗量、皮膚温を測定可能な発汗・皮膚温測定手段が設けられるとともに、

この発汗・皮膚温測定手段及び前記光電センサに基づいてそれぞれ発汗量の測定、皮膚温の測定、及び血流量の算出がなされ、これら発汗量と血流量との関係を示すデータ及び、皮膚温と血流量との関係を示すデータが被験者ごとに前記メモリ領域に記憶されることを特徴とする請求項 1 記載又は請求項 4 記載の生体データ測定装置。

【請求項 6】

前記メモリ領域には人の身長、体重、年齢、性別のうち少なくともいずれか一つを含んだ体つきデータと体表面積との関係を表した体表面積変換データが記憶されるとともに、

前記演算手段は前記被験者の体つきデータと前記体表面積変換データから前記被験者の体表面積を算出する一方、

前記発汗・皮膚温測定手段によって計測された皮膚温の測定値又は前記演算手段によって前記皮膚温と血流量との関係を示すデータに基づいて算出された皮膚温計算値から前記被験者の皮膚温の平均値を算出し、この皮膚温の平均値と前記体表面積とから前記被験者に必要とされる消費熱量を算出することを特徴とする請求項 5 記載の生体データ測定装置。

【請求項 7】

前記光電センサは血管中の酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの双方に対して吸収・反射される波長帯域の光を照射する一方、

前記演算手段はその透過光あるいは反射光の光量変化に基づいて両ヘモグロビンの含有量の変化量を算出し、この両ヘモグロビン含有量に基づいて血流量の相対的な変化量を算出することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 に記載の生体データ測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体データ測定装置に関する。

10

【0002】

【従来の技術】

従来、血压値を連続して測定する方法としてはカフと光電センサとを併用するものが知られている。

具体的には、光電センサで計測される光電脈波の相対的な変化量を絶対値化するための手法としてカフが用いられ、測定の初期段階では、光電センサから得られる光電脈波（相対値）とカフから得られる圧脈波（絶対値）とを関連づけるためのキャリブレーションが行われる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

20

上記測定方法の場合、血压を測定するに先立って、カフにより被験者の動脈の圧迫を行う必要があった。この場合、測定のやり直し等、数度動脈の圧迫を行うと被験者に苦痛を強いることとなり、また、カフによる血压測定中は安静にしておく必要があるため被験者が幼児又は子供である場合には、測定が容易に出来ないという問題があった。そのため、カフによる予備測定を行うことなく血压値を測定することが切望されていた。

本発明は上記のような事情に基づいて完成されたものであって、カフによる予備測定を行うことなく血压値を算出することが出来る生体データ測定装置を提供することを目的とする。

【0004】

【課題を解決するための手段】

30

上記の目的を達成するための手段として、請求項 1 の発明は、被験者の血管へ所定波長の光を照射しこの照射光による透過光あるいは反射光から血流量の変化を光電容積脈波として検出する光電センサを含んだ測定手段と、得られた光電容積脈波を取り込んで演算処理を行うとともに、その一部にメモリ領域が設けられた演算手段と、前記演算手段によって算出された結果を表示する表示手段とからなる生体データ測定装置であって、前記メモリ領域には前記光電容積脈波から前記被験者の血压値を算出するためのデータ、若しくはこのデータに基づいて算出された演算式が書き込み可能とされており、このデータを計測するための仮想人体モデルは液体を移送可能とする移送管と、この液体を定められた標準心拍時間毎に圧送するための液体給送手段と、前記移送管に発生する液体の圧力を計測する圧力センサと、前記標準心拍時間毎に前記液体の流量を計測するための流量センサと、前記液体の流量の変化を光電容積脈波として検出する前記光電センサとから構成されるときに、この仮想人体モデルの移送管を径の異なる移送管に変えて計測を行うことで、前記データ、若しくは前記演算式として、前記光電センサにより測定された光電容積脈波の心拍時間あたりの脈波面積と前記流量センサによって計測された流量の絶対値との対応関係が算出された血流量変換データ、若しくはこの血流量変換データに基づく血流量演算式と、前記流量センサによって計測された前記液体の流量の絶対値と前記圧力センサによって計測された圧力の絶対値との対応関係が移送管径毎に算出された参照データ、若しくはこの参照データに基づく血压演算式とが算出されるとともに、前記演算手段は、前記被験者の血流量の相対的な変化に対応した前記光電容積脈波より心拍時間当たりの脈波面積を算出し、算出された脈波面積を前記人体仮想モデルで計測された血流量変換データ、若し

40

50

くは血流量演算式に基づいて演算処理することで前記被験者の血流量の絶対値を算出し、その後、この絶対値化された血流量及び前記被験者に対する前記光電容積脈波の周期に基づいて前記被験者の血管径の絶対値を算出し、続いて、前記参照データ若しくは前記血圧演算式のうち、得られた血管径に対応する移送管径の参照データ若しくは血圧演算式を前記メモリ領域から選択し、選択された参照データ若しくは血圧演算式と、絶対値化された前記被験者の血流量に基づいて血圧値を算出するところに特徴を有する。

【0005】

請求項2の発明は、請求項1に記載のものにおいて、前記測定手段は同一血管の異なる場所に設置された複数の光電センサから構成されるとともに、前記演算手段がこれら光電センサから得られた測定部位毎の測定値を比較することによって、前記被験者の血管のつまりを検出するところに特徴を有する。

10

請求項3の発明は、請求項1に記載のものにおいて、前記光電センサにより頭蓋骨若しくは橈骨の動脈、又は前腕動脈を含んだ動脈に対し所定波長の光を照射しこの照射光による透過光あるいは反射光によって、前記動脈内の血流量の変化に対応した光電容積脈波を無侵襲で連続して測定するところに特徴を有する。

【0006】

請求項4の発明は、請求項1に記載のものにおいて、前記測定手段は前記光電センサに加えて、前記被験者の血管の圧力変動を測定可能な圧力センサが設けられるとともに、前記メモリ領域には前記被験者の測定部位に対応した部位の標準血管径が書き込まれることで、前記演算手段は前記標準血管径と前記圧力センサから得られる圧力データとに基づいて前記被験者の血管径を算出するとともに、前記光電センサから得られる前記光電容積脈波に基づいて前記被験者の血液の流速を算出し、更に、これら血管径と流速とに基づいて被験者の血流量を連続して算出するところに特徴を有する。

20

【0007】

請求項5の発明は、請求項1又は請求項4に記載のものにおいて、前記測定手段には前記被験者の発汗量、皮膚温を測定可能な発汗・皮膚温測定手段が設けられるとともに、この発汗・皮膚温測定手段及び前記光電センサに基づいてそれぞれ発汗量の測定、皮膚温の測定、及び血流量の算出がなされ、これら発汗量と血流量との関係を示すデータ及び、皮膚温と血流量との関係を示すデータが被験者ごとに前記メモリ領域に記憶されるところに特徴を有する。

30

【0008】

請求項6の発明は、請求項5に記載のものにおいて、前記メモリ領域には人の身長、体重、年齢、性別のうち少なくともいずれか一つを含んだ体つきデータと体表面積との関係を表した体表面積変換データが記憶されるとともに、前記演算手段は前記被験者の体つきデータと前記体表面積変換データから前記被験者の体表面積を算出する一方、前記発汗・皮膚温測定手段によって計測された皮膚温の測定値又は前記演算手段によって前記皮膚温と血流量との関係を示すデータに基づいて算出された皮膚温計算値から前記被験者の皮膚温の平均値を算出し、この皮膚温の平均値と前記体表面積とから前記被験者に必要とされる消費熱量を算出するところに特徴を有する。

【0009】

40

請求項7の発明は、請求項1ないし請求項6のいずれかに記載のものにおいて、前記光電センサは血管中の酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの双方に対して吸収・反射される波長帯域の光を照射する一方、前記演算手段はその透過光あるいは反射光の光量変化に基づいて両ヘモグロビンの含有量の変化量を算出し、この両ヘモグロビン含有量に基づいて血流量の相対的な変化量を算出するところに特徴を有する。

【0010】

【発明の作用及び効果】

< 請求項1の発明 >

請求項1の発明によれば、流量センサ、圧力センサを備えた仮想人体モデルでは、液体給送手段により加圧された液体を移送管に流して計測が行われ、その結果、流量（絶対値）

50

と圧力（絶対値）との関係が得られる。このシュミレーションは異なる径（例えば、 $\phi 2.0$ 、 $\phi 2.5$ 、 $\phi 3.0$ ）の移送管毎になされ、その結果が参照データとして演算手段のメモリ領域に書き込まれる。すなわち、移送管径に対応した複数の参照データが書き込まれる。

また、この計測の際には光電センサによって移送管内の液体の流量を光電容積脈波（相対値）として計測しつつ、一方では流量センサによって流量の絶対量を計測している。これにより光電容積脈波と液体の流量との対応関係、すなわち血流量変換データが得られる。尚、この血流量変換データは移送管毎に測定する必要はない。

【0011】

一方、被験者に対する測定の際には、光電センサによって被験者の血管に所定波長の光が照射され光電容積脈波（相対値）が検出される。すると、演算手段が被験者から得られた光電容積脈波を、仮想モデルによって得られた血流量変換データに基づいて演算処理を行い、被験者の血流量（絶対値）を算出する。続いて、演算手段は被験者の光電容積脈波の周期から脈拍を算出し、前記した血流量とともに被験者の血管径（絶対値）を算出する。その後、演算手段は、メモリ領域にある複数の参照データの中から、算出された血管径に対応した参照データを選択するとともに、選択された参照データと血流量（絶対値）とから血圧（絶対値）を算出する。

【0012】

このように、演算手段のメモリ領域には、予め、流量と圧力との対応関係を表す参照データが移送管の径毎に記憶されている。そのため、光電容積脈波に基づいて算出される血流量及び脈拍から血管径を算出してやれば、被験者の血管径に対応した参照データが得られて、これに基づき血流量から血圧値を算出することが出来る。従って、従来、被験者の個体ばらつきを考慮した場合に必要とされていた測定の初期段階で行われるキャリブレーションを廃止し、光電センサによる測定のみを行えば血圧を測定することが出来る。かくして、被験者に対し苦痛を強いることがなく測定を行うことが出来、また、測定手順の簡素化がなされる。

【0013】

< 請求項 2 の発明 >

動脈等の血管が硬化してつまっている際には、その部分では血液の流れが悪くなるため血流量が減少する。

そこで、請求項 2 の発明によれば、複数の光電センサを同一血管の異なる場所に設置しており、その設置部位毎に光電容積脈波が計測される。続いて、演算手段が測定部位毎に計測された測定値を比較することで血管のつまり、すなわち動脈硬化を検出することが出来る。

【0014】

< 請求項 3 の発明 >

従来、頭蓋骨内の血流量を測定する際には、被験者の頭蓋骨に小さな孔を開けてその隙間から音波等を照射して測定を行っていた。請求項 3 の発明によれば、光電センサによって音波に比べて短い波長の光を照射することが出来るため、無侵襲で頭蓋骨内の動脈の血流量に対応した光電容積脈波を測定すること出来る。

また、光電センサをその他の動脈、例えば、橈骨動脈又は前腕動脈に対し照射すれば、動脈内の血流量の変化に対応した光電容積脈波を測定することが出来る。

【0015】

< 請求項 4 の発明 >

請求項 4 の発明によれば、測定手段として光電センサに加えて被験者の血管の圧力変動を測定可能な圧力センサを設けるとともに、メモリ領域に標準血管径、すなわち、測定部位における人の血管径の平均値を書き込んでおく。

ここで、血管の径は経時的に変化するが、血管の拡張・縮小は被験者の血圧値の推移と関連性があることから、圧力センサから得られる圧力データと標準血管径とに基づいて被験者の血管径を算出することが出来る。

10

20

30

40

50

また、光電センサから得られる光電容積脈波に基づいて被験者の血液の流速を算出することが出来る。これより、血管径と流速とに基づいて被験者の血流量を算出することが出来る。

【 0 0 1 6 】

< 請求項 5 の発明 >

請求項 5 の発明、出願人の知見によれば発汗量と血流量、皮膚温と血流量とはいずれも対応関係があり、発汗量・皮膚温は血流量の変化に追従して推移する。

そのため、発汗量と血流量との関係及び、皮膚温と血流量との関係をメモリ領域に記憶しておけば、例えば、同一の被験者に対し、同じような状況下で測定を行う場合には、演算手段がメモリ領域から被験者の発汗量・皮膚温と血流量との関係を示すデータを選択するとともに、光電センサから得られる光電容積脈波に基づいて血流量を算出する。

10

これにより、直接発汗量・皮膚温を測定しなくても、血流量と選択されたデータとに基づいて発汗量・皮膚温を算出することが出来る。

【 0 0 1 7 】

< 請求項 6 の発明 >

請求項 6 の発明によれば、演算手段のメモリ領域には体つきと体表面積との関係を表した体表面積データが記憶されている。そのため、例えば身長、体重、性別、年齢等が入力されると、演算手段はその場合の体表面積を概算する。また、演算手段は発汗・皮膚温測定手段によって計測された測定値から被験者の皮膚温の平均値を算出し、続いて、体表面積と皮膚温データの平均値とから被験者に必要とされる消費熱量全体を算出することが出来る。

20

【 0 0 1 8 】

< 請求項 7 の発明 >

請求項 7 の発明によれば、光電センサから酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの両ヘモグロビンによって吸収・反射される波長帯域の光を照射し、その透過光あるいは反射光を光電容積脈波として検出してやれば、得られる光電容積脈波の推移から血流量の推移を知ることが出来る。

【 0 0 1 9 】

【 発明の実施の形態 】

< 第 1 実施形態 >

30

本発明の第 1 実施形態を図 1 ないし図 7 によって説明する。

生体データ測定装置は、図 1 に示すように、被験者 5 の血流量の変化を光電容積脈波として検出する光電センサ 26 を含んだ脈波測定器（本発明の測定手段に相当する）20 と、この脈波測定器 20 の出力ラインに接続されて、光電容積脈波を連続して取り込んで演算処理を行うデータ処理手段（本発明の演算手段に相当する）10 と、データ処理手段 10 によって算出された結果を表示するモニタ（本発明の表示手段により表示する）30 により構成されている。

【 0 0 2 0 】

データ処理手段 10 は A / D コンバータ 11、CPU 12、メモリ領域 13 を備えている。脈波測定器 20 で検出された光電容積脈波は A / D コンバータ 11 を介してデジタル化され CPU 12 に連続的に取り込まれる。すると、CPU 12 がデジタル化された光電容積脈波をメモリ領域 13 に書き込まれた後述する参照データ、血流量変換データに基づいて演算処理することで被験者の最高血圧・最低血圧を心拍毎に算出し、モニタ 30 が血圧値及び光電容積脈波の波形を表示する。

40

【 0 0 2 1 】

図 2 に示すように、脈波測定器 20 はリストバンド 21 及び本体部 22 とから構成されている。リストバンド 21 は、例えば両端部が結合可能となっており被験者 5 の手首に固定することが出来る。本体部 22 は手首に宛われる側が開放した筐体 23 に、開口部分を塞ぐ板部材 24 を備えている。この板部材 24 は筐体 23 との間に設けられたばね部材 25 によって弾性支持されており、常には被験者 5 の皮膚側に押圧されている。

50

【0022】

この板部材24には複数の貫通孔が形成されており、これら貫通孔には光電センサ26が板部材24の奥側から差し込まれた状態で固定されている。光電センサ26は投光部26Aとして発光LEDと、受光部26Bとしてのフォトランジスタとから構成されている。尚、発光LEDとしては血流量に対応した出力がフォトランジスタを介して得られるものであればよく、例えば、血液中の酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの双方に対して吸収・反射される波長帯域の光を使用する。この場合には、フォトランジスタの出力は血液中のヘモグロビンの含有量の変化量に追従して推移するため、得られる出力は血流量の相対的な変化量に対応するものとなる。

また、脈波測定器20には投光部26Aを駆動するための駆動回路(図示せず)、及び受光部26Bの出力信号を処理する受信回路(図示せず)を備えており、得られた光電容積脈波は前記出力ラインを介して前記データ処理手段10に伝達される。

10

【0023】

続いて、光電容積脈波(相対値)から被験者の血流量(絶対値)を算出するための血流量変換データ、及び被験者の血流量(絶対値)から被験者の最高血圧・最低血圧(絶対値)を算出するための参照データについて図3ないし図5を参照して説明する。

参照データ及び血流量変換データは、図3に示す仮想人体モデル40での計測によって得られる。具体的には、仮想人体モデル40は液体(模擬血液、すなわち、人の血液と成分が似たものであればよく、例えば、動物の血液等を使用すればよい。)49が貯められたタンク41と、液体49を循環・移送するためのチューブ(本発明の移送管に相当し、人の血管を想定したもの)42と、このチューブ42に液体49を標準心拍時間、例えば0.75秒(心拍数では80回/minに相当)毎に圧送するためのポンプ43(本発明の液体給送手段に相当する)を備えている。更に、チューブ42の途中には標準心拍時間あたりの液体49の流量を計測する流量センサ44、液体49の流量を光電容積脈波として検出する光電センサ45及び圧力測定部46とが設けられている。圧力測定部46はゴム製の圧力弁47Aによって上下2室に仕切られた容器47と、容器47の下室側に接続された圧力センサ48によって構成されるとともに、上室には前記チューブ42が接続されており前記液体49が上室内を循環可能とされている。

20

尚、光電センサ26と光電センサ45は同種のものであることが望ましい。

【0024】

30

かくして、液体49が圧送されると圧力弁47Aが下方に変位して下室側の圧力が変動し最大となる。この圧力(人体における最高血圧に相当)が圧力センサ48によって計測される。一方、液体49が圧送された後には圧力弁47Aが上室側へ移動し下室側の圧力が変動し最小となり、この圧力(人体における最低血圧に相当)が圧力センサ48によって計測される。

また、光電センサ45、流量センサ44、圧力センサ48の出力ラインはそれぞれA/Dコンバータ11に接続されている。

【0025】

以上のようにして構成された仮想人体モデル40による計測によって、血流量変換データが算出される。具体的には、まず、標準心拍時間あたりの脈波面積(図4の(a)参照)S₀が光電センサ45から得られる光電容積脈波(相対値)に基づいて算出される。更に、標準心拍時間あたりの液体49流量Q₀が流量センサ44によって算出され、これらの対応関係が血流量変換データ(図4の(b)参照)としてメモリ領域13に書き込まれる。

40

尚、この血流量変換データを数式化して血流量演算式として、メモリ領域13に書き込んでおいてもよい。

【0026】

また、仮想人体モデル40では人の血管径のばらつきを考慮するためにチューブ42径を変えて(例えば、φ2.0、φ2.5、φ3.0等)計測を行い、そこから得られる流量センサ44の出力と圧力センサ48の出力、すなわち流量と圧力との対応関係を参照デー

50

タ（図 5 参照）としてメモリ領域 13 に書き込む。

この参照データについても前記血流量変換データと同様に、数式化して血圧演算式としてメモリ領域 13 に書き込んでおいてもよい。

尚、本実施形態では血流量変換データ及び参照データを計測するのに、上記した仮想人体モデル 40 を工学的に構成したが、図 7 に示すように動物実験することにより計測することも出来る。

【0027】

次に、以上のように構成された生体データ測定装置によって、被験者 5 の血圧を算出する手順を図 6 のフローチャートを参照して説明する。

まず、被験者 5 に対しリストバンド 21 を巻き付けて光電センサ 26 が被験者 5 の血管と対応した位置となるように脈波測定器 20 をセットする。その後、投光部 26 A、受光部 26 B によって被験者 5 の光電容積脈波が連続して測定されるとともに、測定された光電容積脈波は A/D コンバータ 11 を介して CPU 12 に取り込まれる（a 工程）。

【0028】

CPU 12 では、被験者 5 の光電脈波容積脈波（相対値）に基づいて、1 心拍当たりの脈波面積が算出され、更に、1 心拍時間の脈波面積を前記した標準心拍時間当りに換算する処理が合わせて行われる（b 工程）。例えば、1 心拍時間を t_1 、標準心拍時間を t_2 とし、1 心拍当たりの脈波面積を s_1 とすると、標準心拍時間 t_2 に換算した脈波面積 s_2 は次のようになる。

$$s_2 = s_1 \times t_2 / t_1$$

以下、この標準心拍時間に換算した脈波面積を S とする。

この脈波面積 S と図 4 の（b）に示す血流量変換データとから被験者の血流量 Q （絶対値）が算出される（c 工程）。例えば、被験者 5 の標準心拍時間当たり脈波面積 S が S_1 であった場合、被験者の血流量は Q_1 となる。また、血流量 Q の算出とともに被験者 5 の光電容積脈波の周期に基づいて脈拍も算出される（c 工程）。

【0029】

続いて、算出された血流量 Q 、脈拍に基づいて被験者 5 の血管径が血管径算出アルゴリズムから算出される（d 工程）。

すると、CPU 12 はメモリ領域 13 に書き込まれている複数の参照データの中から、算出された血管径と対応する参照データを選択する（e 工程）。例えば、算出された血管径が $\phi 2.0$ の場合は図 5 の（a）の参照データが選択される。かくして、参照データが選定されると、CPU 12 が c 工程で算出した被験者 5 の血流量 Q （絶対値）と参照データとから被験者 5 の血圧値 P （絶対値）を算出する（f の工程）。例えば、被験者 5 の血流量 Q の値が Q_1 であった場合には、図 5 に示すように、被験者 5 の最大血圧、最小血圧値はそれぞれ P_{max1} 、 P_{min1} となり、その結果がモニタ 30 に表示される（g の工程）。

尚、上記したフローチャートでは、脈波面積 S と血流量変換データとから被験者 5 の血流量 Q （絶対値）を算出し、血流量 Q （絶対値）と参照データとから被験者 5 の血圧値 P を算出することとしたが、脈波面積 S と血流量演算式とから被験者 5 の血流量 Q （絶対値）を算出し、算出された血流量 Q （絶対値）と血圧演算式とから被験者 5 の血圧値 P を算出してもよい。

【0030】

このように、データ処理手段 10 のメモリ領域 13 には、予め、流量と圧力との対応関係を表す参照データがチューブ 42 径毎に書き込まれている。そのため、光電容積脈波に基づいて血流量 Q 及び脈拍を算出し、それらから血管径を算出してやれば、被験者 5 の血管径に対応した参照データが決定される。

その後、被験者 5 の血流量 Q と参照データとから被験者 5 の血圧値 P を算出することが出来る。従って、従来、被験者 5 の個体ばらつきを考慮した場合に必要なとされていた測定の初期段階で行われるキャリブレーションを廃止し、光電センサ 26 による測定のみを行えば血圧を測定することが出来る。かくして、被験者 5 に対し苦痛を強いることがなく測定

10

20

30

40

50

を行うことが出来、また、測定手順の簡素化が図られる。

【0031】

また、上記した生体データ測定装置は以下のように使用することも出来る。

前記光電センサ26を複数個（例えば、投光部26A、受光部26Bとも各4個）設けるとともに、これら光電センサ26を被験者5の同一血管上の異なる場所に設置しておき、データ処理手段10によって測定部位毎に血流量を算出する。動脈硬化が起こって血管が詰まっている場合には、その部分で血流量が減少するため、CPU12によって算出された血流量Qの比較を行うことで動脈硬化を検出することが出来る。

【0032】

更に、前記脈波測定器20のリストバンド21を人の頭部に巻き付けることが出来るように変更して、光電センサ26が頭蓋骨に向くようにセットする。この時、光電センサ26の投光部26Aから照射される照射光を所定の波長帯域にあるものを使用すれば照射光が頭蓋骨内に進入し、内部の血管の血流量に対応した光電容積脈波を無侵襲で測定することが出来る。

10

また、光電センサ26をその他の動脈、例えば、橈骨動脈又は前腕動脈に対し照射すれば、動脈内の血流量の変化に対応した光電容積脈波を測定することが出来る。

【0033】

更にまた、測定手段として光電センサ26に加えて、被験者5の血管の圧力変動を測定可能な被験者用圧力センサ（図示せず）を設けることによって、前記した仮想人体モデル40を使用することなく、被験者5の血流量を算出することが出来る。この場合には、メモリ領域13に標準血管径、すなわち、測定部位における人の血管径の平均値を予め書き込んでおく。

20

ここで、血管の径は経時的に変化するが、血管径の拡張・縮小は被験者5の血圧値Pの推移と関連性があることから、被験者用圧力センサから得られる圧力データと標準血管径とに基づいて被験者5の血管径値を算出することが出来る。

また、光電センサ26から得られる光電容積脈波に基づいて被験者5の血液の流速を算出することが出来る。これより、血管径と流速とに基づいて被験者5の血流量を算出することが出来る。

【0034】

<第2実施形態>

30

次に、本発明の第2実施形態を図8ないし図10を参照して説明する。

第1実施形態では、測定手段を光電センサ26を備えた脈波測定器20により構成するとともに、データ処理手段10では被験者5の血圧値Pを算出したが、第2実施形態では、測定手段として脈波測定器20に加えて、発汗量測定器50及び皮膚温検出のための温度センサ60を備え、被験者5の血圧値Pに加えて、発汗量及び皮膚温を計測する。

【0035】

発汗量測定器50について説明すると、図9に示すように、本願と同一の出願人による特開平10-262958号公報掲載の発汗量測定装置と基本原理を同じくする。すなわち、発汗量測定器50にはカプセル51が備えられ、そのカプセル51に形成した凹所52の開口52Aを、患者の皮膚面で閉塞して取付けられる。そして、カプセル51の側面には、凹所52に連通する供給口53と排出口54とが設けられ、供給口53に連なるゴム管53Aを介してポンプ（図示せず）から凹所52内に例えば低湿度窒素ガスが一定流量で供給される。一方、排出口54に連なるゴム管54Aの途中には湿度計（図示せず）が設けられ、排出空気湿度を測定している。また、このカプセル51には、温度計と加熱冷却器（例えば、ペルチェ素子）とが内蔵されて、凹所52内の温度を一定に保つように制御されている。そして、発汗量測定器50の出力ラインもA/Dコンバータ11を介してCPU12に接続されており、検出された湿度計及び温度計の出力結果が発汗量信号として演算手段に取り込まれて演算され、被験者5の発汗量が得られる。

40

【0036】

次に、皮膚温検出のための温度センサ60は、例えば、熱膨張式、熱電対あるいはサーミ

50

スタ式のものを使用すればよく、被験者 5 の腕などに取り付けて測定を行うことで被験者 5 の皮膚温を検出可能となっている。皮膚温検出のための温度センサ 60 の出力ラインも A/D コンバータ 11 を介して CPU 12 に接続されており、検出された測定結果は皮膚温検出としてデータ処理手段 10 に取り込まれて演算され、被験者 5 の皮膚温が得られる。

一方、CPU 12 には、これら発汗量・皮膚温データが取り込まれる間、脈波測定器 20 から被験者 5 の光電容積脈波が取り込まれ、この光電容積脈波と前述した血流量変換データより被験者の血流量 Q が算出される。

これにより、CPU 12 は発汗量と血流量 Q との対応関係、皮膚温と血流量 Q との対応関係をそれぞれ算出し、これを被験者 5 毎にメモリ領域 13 に書き込んでおく（図 10 参照）。

この時、測定時の環境（湿度、温度等）等のデータとともに合わせて書き込んでおくことが望ましい。

【0037】

出願人の知見によれば、発汗量と血流量及び、皮膚温と血流量とはそれぞれ対応関係がある。そのため、既に該当する被験者 5 の発汗量と血流量及び、皮膚温と血流量との対応関係がメモリ領域 13 に書き込まれていれば新たに発汗量測定器 50、及び皮膚温検出のための温度センサ 60 によって測定を行わなくても、脈波測定器 20 によって光電容積脈波の測定を行えば、メモリ領域 13 に書き込まれた発汗量、皮膚温と血流量 Q との対応関係に基づいて被験者 5 の発汗量及び皮膚温を算出することが出来る。

尚、被験者 5 自身のデータであっても、なるべく、測定日の湿度及び温度等が近いデータを使用することが望ましく、そうすることで誤差となる要因を排斥することが出来正確なデータを得ることが出来る。

【0038】

また、メモリ領域 13 に、次に説明する体表面積変換データを書き込んでくるとともに、CPU 12 によって測定された皮膚温の所定時間当たりの平均値を算出してやれば被験者 5 に必要とされる体内総消費量を算出することが出来る。体表面積変換データは人の体つきと体表面積との対応関係をまとめたデータであって、例えば、身長、体重、年齢、性別を入力すると、その人の体表面積が算出される。そのため、皮膚温の平均値と体表面積とに基づいて、被験者 5 の体内総消費量を算出することが出来る。

【0039】

< 他の実施形態 >

本発明は上記記述及び図面によって説明した実施形態に限定されるものではなく、例えば次のような実施形態も本発明の技術的範囲に含まれ、さらに、下記以外にも要旨を逸脱しない範囲内で種々変更して実施することができる。

【0040】

(1) 第一実施形態では、1 心拍当たりの血流量を光電センサ 26 によって測定したが、レーザ光及び他の光源あるいは超音波・圧力センサを利用して測定しても良い。

【0041】

(2) 第一実施形態では、動脈硬化を検出する際に、被験者 5 の血流量を固定式の光電センサ 26 によって測定を行ったが、スキャナー式のもので測定してもよい。

【0042】

(3) 第一・二実施形態では、測定対象を人としたが、例えば植物を測定対象とすることが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第一実施形態に係る生体データ測定装置のブロック図

【図 2】脈波測定器の断面図

【図 3】仮想人体モデルのブロック図

【図 4】(a) 光電脈波の波形図

(b) 脈波面積と流量の推移を示すグラフ

10

20

30

40

50

【図 5】血流量と血圧値の推移を示すグラフ

【図 6】最高血圧・最低血圧を算出する手順を示すフローチャート

【図 7】動物実験のブロック図

【図 8】本発明の第二実施形態に係る生体データ測定装置のブロック図

【図 9】発汗量測定器のカプセルの部分破断斜視図

【図 10】(a) 血流量と発汗量の推移を示すグラフ

(b) 皮膚温度と発汗量の推移を示すグラフ

【符号の説明】

10 ... データ処理手段 (演算手段)

13 ... メモリ領域

20 ... 脈波測定器 (測定手段)

26 ... 光電センサ

30 ... モニタ (表示手段)

40 ... 仮想人体モデル

42 ... チューブ (移送管)

43 ... ポンプ (液体給送手段)

44 ... 流量センサ

45 ... 光電センサ

48 ... 圧力センサ

49 ... 液体

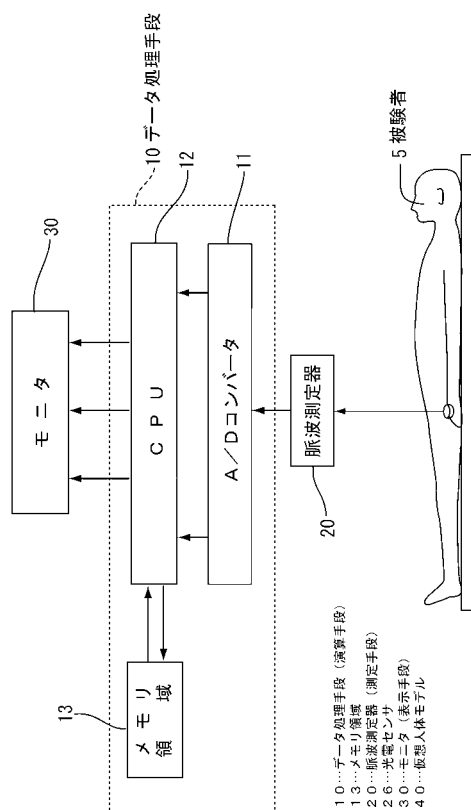
50 ... 発汗量測定器 (発汗・皮膚温測定手段)

60 ... 皮膚温検出のための温度センサ (発汗・皮膚温測定手段)

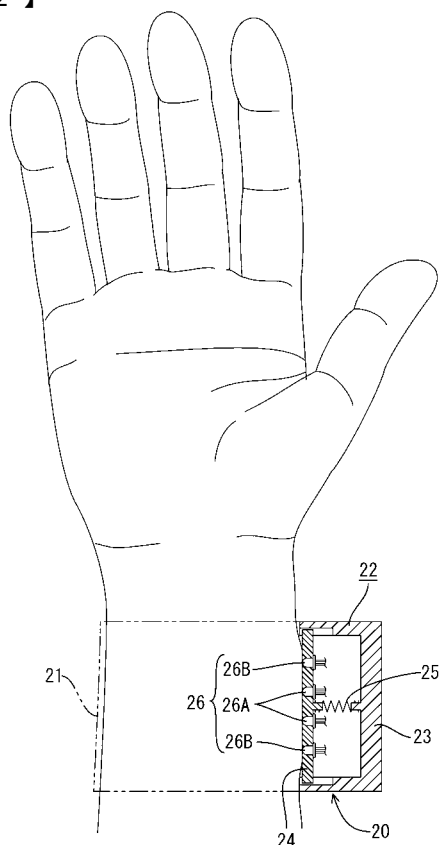
10

20

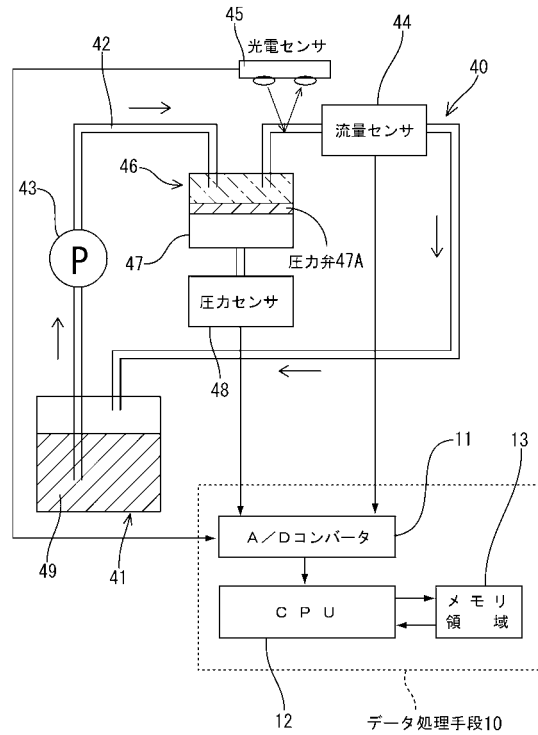
【図 1】



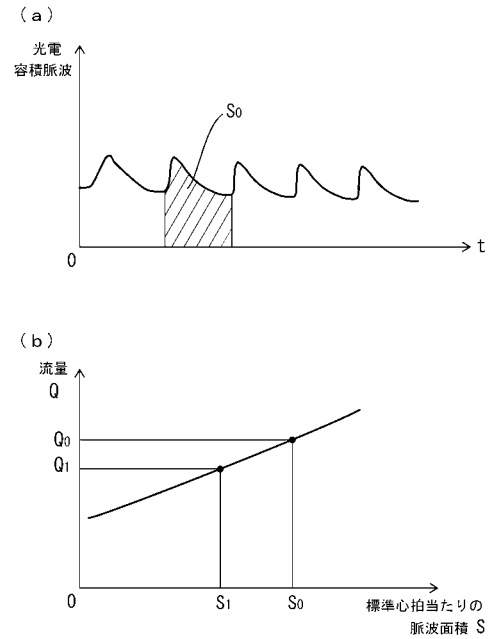
【図 2】



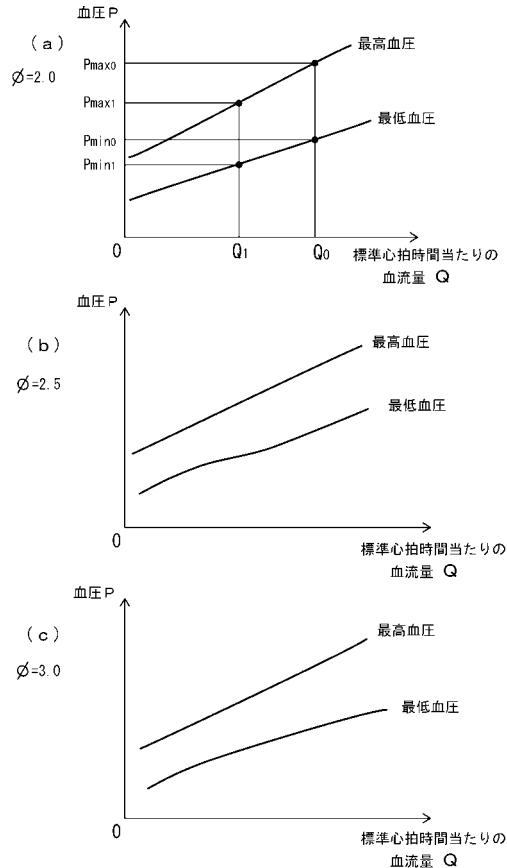
【図 3】



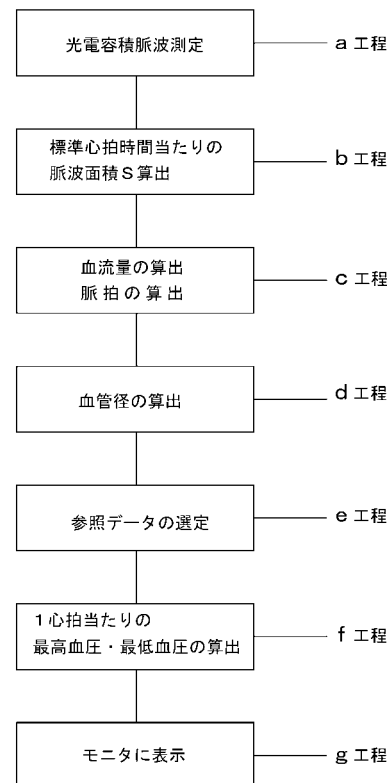
【図 4】



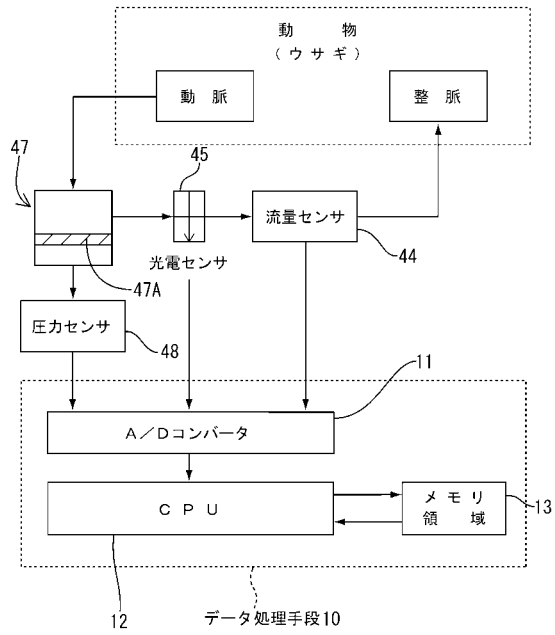
【図 5】



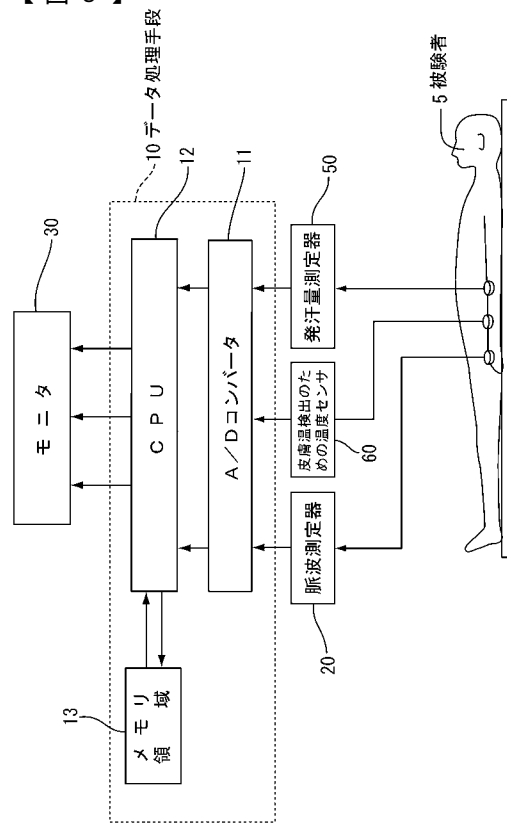
【図 6】



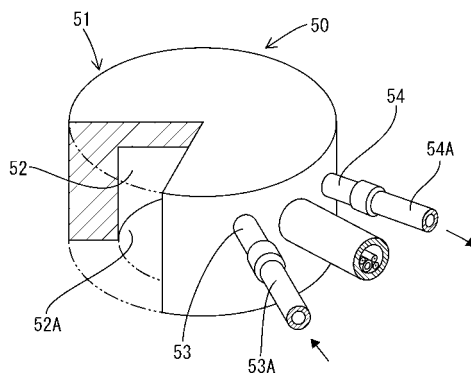
【圖 7】



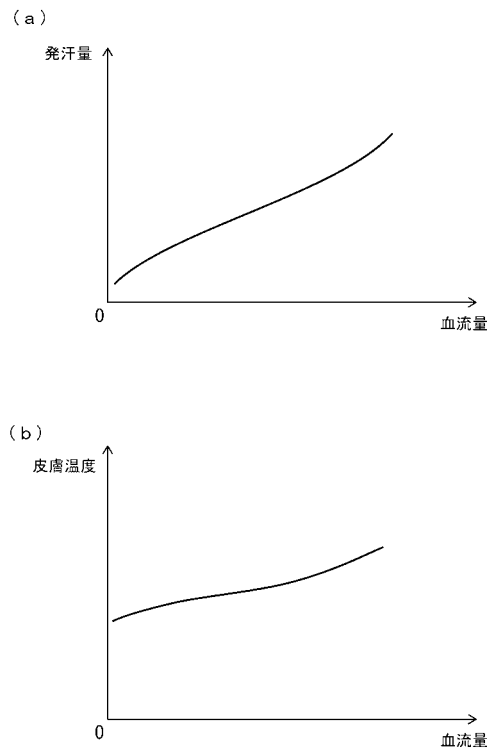
【 図 8 】



【 圖 9 】



【 図 1 0 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2000-083911(JP,A)
特開平10-000184(JP,A)
特開平09-294728(JP,A)
特開平01-207035(JP,A)
特開2001-161650(JP,A)
特開2001-149326(JP,A)
特開2001-099463(JP,A)
特開平09-294727(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 5/022
A61B 5/00
A61B 5/00 101
A61B 5/026

专利名称(译)	生物数据测量装置		
公开(公告)号	JP3706841B2	公开(公告)日	2005-10-19
申请号	JP2002113656	申请日	2002-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	KEE安藤ESU		
申请(专利权)人(译)	株式会社ケーアンドエス		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社ケーアンドエス		
[标]发明人	近藤針次		
发明人	近藤 針次		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/01 A61B5/022 A61B5/026		
FI分类号	A61B5/02.337.F A61B5/00.N A61B5/00.101.E A61B5/00.101.L A61B5/02.340.D A61B5/01.100 A61B5/02.634.F A61B5/02.800.D A61B5/02.860 A61B5/022.400.F A61B5/026.120 A61B5/0295		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AA09 4C017/AA11 4C017/AA16 4C017/AA20 4C017/AB02 4C017/AB06 4C017/AC01 4C017/AC11 4C017/AC27 4C017/AC28 4C017/AC40 4C017/BB12 4C017/BC11 4C017/CC01 4C017/EE15 4C017/FF30 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XD14 4C117/XE06 4C117/XE14 4C117/XE15 4C117/XE16 4C117/XE23		
审查员(译)	本乡 彻		
其他公开文献	JP2003305014A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够计算血压值而不用袖带进行初步测量的生物数据测量装置。解决方案：该生物数据测量装置由脉冲波测量装置20组成，脉冲波测量装置20设有光电传感器26，用于检测对象5的血流作为光电体积脉冲波；数据处理装置10，用于执行算术处理；数据处理装置10具有存储区域13，其中写入血流转换数据和多个参考数据。两个数据都是由虚拟人体模型40实际测量并且与光电传感器26的光电体积脉冲波有关的数据（绝对值）。数据处理装置10由此可以在基础上计算对象5的血压值。对象5的光电体积脉冲波和写入存储区域13的数据

