

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4452875号
(P4452875)

(45) 発行日 平成22年4月21日(2010.4.21)

(24) 登録日 平成22年2月12日(2010.2.12)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	5/0245	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 1 0 P
A 6 1 B	5/107	(2006.01)	A 6 1 B	5/10	3 0 0 Z
A 6 1 B	5/022	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 3 3 B
A 6 1 B	5/02	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	A

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-283215 (P2003-283215)
 (22) 出願日 平成15年7月30日(2003.7.30)
 (65) 公開番号 特開2005-46464 (P2005-46464A)
 (43) 公開日 平成17年2月24日(2005.2.24)
 審査請求日 平成18年7月25日(2006.7.25)

(73) 特許権者 504179255
 国立大学法人 東京医科歯科大学
 東京都文京区湯島 1-5-4 5
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 高谷 節雄
 千葉県千葉市稲毛区轟町 2-4-1 9
 審査官 谷垣 圭二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動脈血管検出装置、圧脈波検出装置、および動脈硬化評価装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の皮膚上に配置されて該皮膚下に存在する血管の位置を検出するための動脈血管検出装置であって、

前記生体の皮膚上に配置される本体と、

該生体の皮膚内に向かって所定波長の光を放射するように該本体の一面に設けられた発光素子と、

前記皮膚下に存在する血管の管壁からの第 1 反射光を受光するために、該本体の一面において前記発光素子に隣接して設けられた第 1 反射光受光素子と、

前記皮膚下に存在する血管を透過した透過光を受光するために、該本体の一面において該発光素子および第 1 反射光受光素子から所定距離離隔し且つ該発光素子との間に前記血管を挟む位置に設けられた透過光受光素子と、

前記本体の一面において前記発光素子と透過光受光素子との間に設けられ、前記血管に押圧される圧力検出素子と、

を、含むことを特徴とする動脈血管検出装置。

【請求項 2】

前記本体の一面において前記第 1 反射光受光素子を通る前記血管の長軸方向に平行な線上に位置し且つ前記発光素子を挟んで該第 1 反射光受光素子と反対側に位置し、前記血管の管壁からの第 2 反射光を受光する第 2 反射光受光素子を含むものである請求項 1 の動脈血管検出装置。

【請求項 3】

前記第 1 反射光受光素子により検出される第 1 反射光または前記第 2 反射光受光素子により検出される第 2 反射光と、前記透過光受光素子により検出される透過光とに基づいて、前記動脈に対してその交差方向の位置を示す位置パラメータを算出する位置パラメータ算出手段を含むものである請求項 1 の圧脈波検出装置。

【請求項 4】

前記位置パラメータ算出手段により算出された位置パラメータに基づいて前記本体の前記動脈の長軸に対する交差方向の位置を表示器に表示させる表示制御手段を含むものである請求項 3 の圧脈波検出装置。

【請求項 5】

前記本体を前記動脈の交差方向に駆動して位置決めする位置決め装置と、
前記圧力検出素子が前記動脈の真上に位置するように、前記位置パラメータ算出手段により算出された位置パラメータに基づいて該位置決め装置を制御する径方向駆動制御手段と

を、含むものである請求項 3 の圧脈波検出装置。

【請求項 6】

前記本体の前記皮膚に垂直な軸心まわりの回転角度を変更する回転角度変更装置と、
前記第 1 反射光受光素子および第 2 反射光受光素子を通る線が前記血管と平行となるように、該第 1 反射光受光素子および第 2 反射光受光素子により検出された第 1 反射光および第 2 反射光に基づいて該回転角度変更装置を制御する回転角度制御手段と

を、含むものである請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の圧脈波検出装置。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の圧脈波検出装置と、
該圧脈波検出装置の圧力検出素子により検出される前記動脈内の圧力に対応する圧脈波に基づいて生体の血圧値を決定する血圧値決定手段と、

該圧脈波検出装置の第 1 反射光受光素子により検出される第 1 反射光、前記第 2 反射光受光素子により検出される第 2 反射光、或いは前記透過光受光素子により検出される透過光の振幅に基づいて、前記動脈の血管径変化に対応する血管径変化パラメータを算出する血管径変化パラメータ算出手段と、

前記血圧値決定手段により決定された血圧値の脈圧と該血管径変化パラメータ算出手段により算出された血管径変化パラメータとに基づいて動脈硬化評価指数を決定する動脈硬化評価指数決定手段と

を、含むことを特徴とする動脈硬化評価装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光を用いて皮膚下の動脈を検出するための動脈血管検出装置、その皮膚下の動脈の内圧である圧波形を検出するための圧脈波検出装置、その受光素子により検出された信号および圧力検出素子により検出された信号に基づいて動脈硬化評価指数を決定する動脈硬化評価装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

生体の動脈内の圧脈波を採取し、その圧脈波から生体の心機能、脈波伝播速度、血管硬度、末梢循環、臓器循環などの評価に有用であるため、種々の試みが提案されている。たとえば、特許文献 1 に記載された圧脈波検出装置では、多数の圧力検出素子（センサレイ）が埋設された押圧面で動脈を押圧したとき、最も大きな信号を出力する圧力検出素子が最適位置の圧力検出素子として決定され、その最適位置の圧力検出素子により検出される圧脈波が出力されるようになっている。

【0003】

しかし、上記のような多数の圧力検出素子が埋設された押圧面を備えた脈波検出装置で

10

20

30

40

50

は、半導体基板にホトリソグラフィを多用して感圧抗体を含む電橋（ブリッジ）を圧力検出素子毎に構成するという高度な加工や計測技術が必要とされるので、コスト高となる。また、圧力検出素子と血管との関係が不明瞭であるため、測定精度に限界があった。

【特許文献1】特開平08-015440号公報

【特許文献2】特開平08-049733号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、皮下動脈の血管位置を容易に検出することができる動脈血管検出装置、構造が簡単で高精度で圧脈波を測定することができる圧脈波検出装置、および生体の動脈硬化を容易に評価することができる動脈硬化評価装置を提供することにある。

10

【0005】

本発明者等は、以上の事情を背景として種々検討を重ねた結果、皮膚下に動脈が存在する部分に皮膚上の発光素子から所定波長の光を入射させたとき、皮膚内からは動脈の管壁で反射された反射光が発光素子側に配置された受光素子により検出されると同時に、動脈を境にしてその発光素子とは反対側に配置された受光素子によってその反射光が反転した波形の動脈血管透過光が検出されることを見出し、その現象の解析を理論式によるシュミレーションを用いて開始した。本発明はかかる知見に基づいて為されたものである。

【課題を解決するための手段】

20

【0006】

すなわち、請求項1に係る発明すなわち第1発明の要旨とするところは、生体の皮膚上に配置されて該皮膚下に存在する血管の位置を検出するための動脈血管検出装置であって、(a) 前記生体の皮膚上に配置される本体と、(b) その生体の皮膚内に向かって所定波長の光を放射するように該本体の一面に設けられた発光素子と、(c) 前記皮膚下に存在する血管の管壁からの第1反射光を受光するために、該本体の一面において前記発光素子に隣接して設けられた第1反射光受光素子と、(d) 前記皮膚下に存在する血管を透過した透過光を受光するために、該本体の一面において該発光素子および第1反射光受光素子から所定距離離隔し且つ該発光素子との間に前記血管を挟む位置に設けられた透過光受光素子と、(e) 前記本体の一面において前記発光素子と透過光受光素子との間に設けられ、前記血管に押圧される圧力検出素子とを、含むことにある。

30

【0007】

請求項2に係る発明の要旨とするところは、上記第1発明において、前記本体の一面において前記第1反射光受光素子を通る前記血管の長軸方向に平行な線上に位置し且つ前記発光素子を挟んで該第1反射光受光素子と反対側に位置し、前記血管の管壁からの第2反射光を受光する第2反射光受光素子が、さらに含まれることにある。

【0009】

請求項3に係る発明の要旨とするところは、上記第1発明において、前記第1反射光受光素子により検出される第1反射光または前記第2反射光受光素子により検出される第2反射光と、前記透過光受光素子により検出される透過光とに基づいて、前記動脈の長軸に対してその交差方向の位置を示す位置パラメータを算出する位置パラメータ算出手段がさらに含まれることにある。

40

【0010】

請求項4に係る発明の要旨とするところは、上記第1発明において、前記位置パラメータ算出手段により算出された位置パラメータに基づいて前記本体の前記動脈の長軸に対してその交差方向の位置を表示器に表示させる表示制御手段が、さらに含まれることにある。

【0011】

請求項5に係る発明の要旨とするところは、上記第1発明において、(a) 前記本体を前記動脈の長軸の交差方向に駆動して位置決めする位置決め装置と、(b) 前記圧力検出素子

50

が前記動脈の真上に位置するように、前記位置パラメータ算出手段により算出された位置パラメータに基づいて該位置決め装置を制御する径方向駆動制御手段とが、さらに含まれることにある。

【0012】

請求項6に係る発明の要旨とするところは、上記第1発明において、(a) 前記本体の前記皮膚に垂直な軸心まわりの回転角度を変更する回転角度変更装置と、(b) 前記第1反射光受光素子および第2反射光受光素子を通る線が前記血管の長軸と平行となるように、該第1反射光受光素子および第2反射光受光素子により検出された第1反射光および第2反射光に基づいて該回転角度変更装置を制御する回転角度制御手段とが、さらに含まれることにある。

10

【0013】

請求項7に係る発明すなわち第2発明の要旨とするところは、(a) 上記第2発明に関連するいずれかの圧脈波検出装置と、(b) その圧脈波検出装置の圧力検出素子により検出される前記動脈内の圧力に対応する圧脈波に基づいて生体の血圧値を決定する血圧値決定手段と、(c) その脈波検出装置の第1反射光受光素子により検出される第1反射光、前記第2反射光受光素子により検出される第2反射光、或いは前記透過光受光素子により検出される透過光の振幅に基づいて、前記動脈の血管径変化に対応する血管径変化パラメータを算出する血管径変化パラメータ算出手段と、(d) 前記血圧値決定手段により決定された血圧値の脈圧と該径変化パラメータ算出手段により算出された血管径変化パラメータとに基づいて動脈硬化評価指数を決定する動脈硬化評価指数決定手段とを、含むことにある。

20

【発明の効果】

【0014】

請求項1に係る発明すなわち第1発明においては、動脈血管検出装置が、生体の皮膚上に配置されてその皮膚下に存在する血管の位置を検出するために、(a) 前記生体の皮膚上に配置される本体と、(b) その生体の皮膚内に向かって所定波長の光を放射するように該本体の一面に設けられた発光素子と、(c) 前記皮膚下に存在する血管の管壁からの第1反射光を受光するために、該本体の一面において前記発光素子に隣接して設けられた第1反射光受光素子と、(d) 前記皮膚下に存在する血管を透過した透過光を受光するために、該本体の一面において該発光素子および第1反射光受光素子から所定距離離隔し且つ該発光素子との間に前記血管を挟む位置に設けられた透過光受光素子と、(e) 前記本体の一面において前記発光素子と透過光受光素子との間に設けられ、前記血管に押圧される圧力検出素子とを含むことから、血管の管壁からの第1反射光と血管を透過した透過光とに基づいて皮膚下の動脈に対する相対位置が検出されるので、動脈血管の位置が容易に検出されて、その動脈に対する位置決めが容易となる。さらに、圧脈波検出装置が、上記第1発明の動脈血管検出装置において、前記血管に押圧されるための圧力検出素子が、前記本体の一面において前記発光素子と透過光受光素子との間に設けられていることから、圧力検出素子が動脈の真上に位置させられるので、構造が簡単となり、高精度で圧脈波を測定することができる。

30

【0015】

請求項2に係る発明においては、動脈血管検出装置が、前記本体の一面において前記第1反射光受光素子を通る前記血管の長軸方向に平行な線上に位置し且つ前記発光素子を挟んで該第1反射光受光素子と反対側に位置し、前記血管の管壁からの第2反射光を受光する第2反射光受光素子をさらに含むものであることから、たとえば第1反射光と第2反射光とが同等の強度となるまで本体を回転させることにより、本体の中心線（光センサ軸）を動脈の長軸に対して直交させることができる。

40

【0017】

請求項3に係る発明においては、圧脈波検出装置が、前記第1反射光受光素子により検出される第1反射光または前記第2反射光受光素子により検出される第2反射光と、前記透過光受光素子により検出される透過光とに基づいて、前記動脈の長軸に対してその交差方向の位置を示す位置パラメータを算出する位置パラメータ算出手段をさらに含むことか

50

ら、その位置パラメータを用いて動脈と本体との相対位置を知ることができる。

【0018】

請求項4に係る発明においては、圧脈波検出装置が、前記位置パラメータ算出手段により算出された位置パラメータに基づいて前記本体が前記動脈の長軸に対してその交差方向の位置を表示器に表示させる表示制御手段をさらに含むことから、表示制御手段によって表示器に表示された位置を見て本体をずらすことにより、圧力検出素子を動脈上に容易に位置させることができる。

【0019】

請求項5に係る発明においては、圧脈波検出装置が、(a) 前記本体を前記動脈の長軸の交差方向に駆動して位置決めする位置決め装置と、(b) 前記圧力検出素子が前記動脈の真上に位置するように、前記位置パラメータ算出手段により算出された位置パラメータに基づいて該位置決め装置を制御する径方向駆動制御手段とをさらに含むことから、圧力検出素子が動脈上に位置するように径方向駆動制御手段によって本体が自動的に位置決めされる。

10

【0020】

請求項6に係る発明においては、圧脈波検出装置が、(a) 前記本体の前記皮膚に垂直な軸心まわりの回転角度を変更する回転角度変更装置と、(b) 前記第1反射光受光素子および第2反射光受光素子を通る線が前記血管の長軸と平行となるように、該第1反射光受光素子および第2反射光受光素子により検出された第1反射光および第2反射光に基づいて該回転角度変更装置を制御する回転角度制御手段とを含むことから、回転角度制御手段がたとえば第1反射光と第2反射光とが同等の強度となるまで本体を回転させるように回転角度変更装置を制御することにより、自動的に本体の中心線(光センサ軸)を動脈の長軸に対して直交させることができる。

20

【0021】

請求項7に係る発明すなわち第2発明においては、動脈硬化評価装置は、(a) 上記第2発明に関連するいずれかの圧脈波検出装置と、(b) その圧脈波検出装置の圧力検出素子により検出される前記動脈内の圧力に対応する圧脈波に基づいて生体の血圧値を決定する血圧値決定手段と、(c) その脈波検出装置の第1反射光受光素子により検出される第1反射光、前記第2反射光受光素子により検出される第2反射光、或いは前記透過光受光素子により検出される透過光の振幅に基づいて、前記動脈の血管径変化に対応する血管径変化パラメータを算出する血管径変化パラメータ算出手段と、(d) 前記血圧値決定手段により決定された血圧値の脈圧と該血管径変化パラメータ算出手段により算出された血管径変化パラメータとに基づいて動脈硬化評価指数を決定する動脈硬化評価指数決定手段とを含むことから、生体の動脈硬化を非侵襲且つ容易に評価することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、本発明の一実施形態を図面に基づいて詳細に説明する。図1は、本発明が適用された、動脈血管検出装置或いは圧脈波検出装置を備えた動脈硬化評価装置8の回路構成を説明するブロック図である。

40

【0023】

図1において、圧脈波検出装置10は、患者、被測定者などの生体の一部たとえば上腕12に装着されるとともにその上腕12の皮膚下にある上腕動脈22内の圧脈波を非侵襲で検出するものであり、装着バンド16により上腕12に装着される圧脈波検出プローブ14を備える。圧脈波検出プローブ14は、図2の要部底面図、図3の要部断面図に詳しく示すように、上記装着バンド16が連結されて開口端が生体の皮膚28に略接する状態とされる容器状を成すセンサハウジング18と、そのセンサハウジング18内に収容され且つダイヤフラム19を介してセンサハウジング18の開口から出入り可能に支持されたセンサ20と、そのセンサ20を径方向すなわち上腕動脈22の長軸に直交する方向に移動させるためにセンサハウジング18とセンサ20との間に介在させられたアクチュエー

50

タである一対のベローズ24および26とを、備えている。

【0024】

図3に詳しく示すように、上記センサ20は、前記ダイヤフラム19の中央部が固定されたセンサケース30と、そのセンサケース30に対して垂直軸心 C_1 、まわりに相対回転可能に設けられた本体32と、その本体32を垂直軸心 C_1 、まわりに駆動してその角度位置を変更するためにセンサケース30に設けられた電動モータ31とを備えている。電動モータ31の出力軸に固定された雄ネジ34が本体32に固定されたブラケット36に螺合され、その出力軸の回転に応じて本体32の角度位置が変更されるようになっている。電動モータ31、雄ネジ34、ブラケット36などが回転角度変更装置38を構成している。

10

【0025】

上記本体32の押圧面40には、その幅方向の中央である中心線すなわち光センサ軸 C_2 上に沿って、たとえば800nm程度の単色光を出力するLEDから構成される発光素子42、たとえば歪み抵抗素子を含む電橋、圧力ダイオード、圧力トランジスタなどの半導体圧力検出素子から成る圧力検出素子44、透過光受光素子46が順次配置されている。圧力検出素子44は、光センサ軸 C_2 上において発光素子42と透過光受光素子46との間の中間(中央)位置に配置されている。また、上記押圧面40において、図4に示すように、圧力検出素子44を通り且つ上腕動脈22の長手方向の軸心すなわち長軸方向を示す線 C_3 に平行な線 C_4 上であってその圧力検出素子44を挟んでそれに隣接する位置には、第1反射光受光素子48および第2反射光受光素子50が配置されている。上記透過光受光素子46は、皮膚28下に存在する上腕動脈(血管)22を透過した透過光を受光するために、本体32の押圧面(一面)において発光素子42および第1第2反射光受光素子48、50から所定距離離隔し且つその発光素子42および第1第2反射光受光素子48、50との間に上腕動脈(血管)22を挟む位置に設けられている。

20

【0026】

皮膚28下においては、発光素子42から入射された光は、図3の矢印(実線)に示すように上腕動脈22の管壁に反射され、その反射光の一部が上記第1反射光受光素子48および第2反射光受光素子50によって受光される。また、発光素子42から入射された光のうちの一部は、図3の矢印(破線)に示すように上腕動脈22の管内を透過し、透過光受光素子46によって受光される。このとき、上腕動脈22は脈拍に同期して大径(太く)となったり小径(細く)となったりすることが繰り返される。上記第1反射光受光素子48および第2反射光受光素子50によって受光される第1反射光および第2反射光は、上腕動脈22が大径となるほど距離が小さくなってその強度が大きくなるので、図5の上段に示すように、上腕動脈22の径の脈動すなわち血压波形に同期して変化する信号波形となる。一方、上記透過光受光素子46によって受光される透過光は、上腕動脈22が大径となるほど透過経路が長くなって吸収量が大きくなり、その強度が小さくなるので、図5の下段に示すように、上腕動脈22の径の脈動すなわち血压波形に反転して変化する信号波形となる。

30

【0027】

図1に戻って、電子制御装置60は、CPU62、ROM64、RAM66、A/D変換器70などを備えている。CPU62は、RAM66の一時記憶機能を利用しつつ予めROM64に記憶された入力信号を処理し、発光素子42を駆動制御するLED駆動回路68、電動モータ31を駆動制御するための回転モータ駆動回路72、押圧制御バルブ73を駆動制御する押圧制御バルブ駆動回路74、位置制御バルブ75を駆動制御する位置制御バルブ駆動回路76、表示器78を制御する。上記押圧制御バルブ73は、圧縮性または非圧縮性の流体を圧送するポンプ80からの圧力を元圧とし、センサハウジング18とダイヤフラム19とにより形成された気密な空間内の圧力を電子制御装置60からの指令に従って調節し、センサ20の皮膚28に対する押圧力を制御する。それらポンプ80、押圧制御バルブ73、センサハウジング18、ダイヤフラム19などが、本体32の押圧面40に設けられた圧力検出素子44を上腕動脈22に押圧するための押圧装置98を

40

50

構成している。また、上記位置制御バルブ75は、ポンプ80からの圧力を元圧とし、一对のペローズ24および26の差圧を電子制御装置60からの指令に従って調節し、センサ20の径方向位置を制御する。それら位置制御バルブ75、ポンプ80、ペローズ24および26などが、本体32の径方向位置を決める位置決め装置94を構成している。

【0028】

図6は、上記電子制御装置60の制御作動の要部を説明する機能ブロック線図である。図6において、第1信号読込手段82は、第1反射光受光素子48および第2反射光受光素子50によって検出された第1反射光および第2反射光を示す第1反射光信号 R_1 および第2反射光信号 R_2 を逐次読み込む。回転角度駆動制御手段84は、上記第1反射光信号 R_1 および第2反射光信号 R_2 の大きさと例えば振幅或いは実効値が相互に等しくなるように電動モータ31を逐次制御し、本体32の中心線すなわち光センサ軸 C_2 を上腕動脈22の長軸方向を示す線 C_3 に直交させる。

10

【0029】

第2信号読込手段86は、第1反射光受光素子48によって検出された第1反射光を示す第1反射光信号 R_1 、或いは第2反射光受光素子50によって検出された第2反射光を示す第2反射光信号 R_2 と、透過光受光素子46によって受光される透過光を示す透過光信号 T とを逐次読み込む。面積算出手段88は、たとえば上記第2信号読込手段86により読み込まれた第1反射光信号 R_1 および透過光信号 T に基づいてそれら第1反射光信号 R_1 の一周期の面積 M_1 と透過光信号 T の一周期の面積 M_2 とを逐次算出する。その面積 M_1 および面積 M_2 は、上記第1反射光信号 R_1 および透過光信号 T を示す時間分散系のデータポイントの大きさを積算することにより求められる。位置パラメータ算出手段90は、たとえば上記面積 M_1 および面積 M_2 に基づいて面積比 R_s (%) [$= 100 \times M_1 / (M_1 + M_2)$]を逐次算出する。面積比 R_s は、上腕動脈22に対する本体32上の圧力検出素子44の相対位置を表す位置パラメータに対応する量である。面積比 R_s がたとえば50%であれば圧力検出素子44が上腕動脈22の真上に位置する状態を示し、50%よりも大きい場合は上腕動脈22が圧力検出素子44の真下位置よりも第1反射光受光素子48および第2反射光受光素子50側に移動した状態を示し、50%よりも小さい場合は上腕動脈22が圧力検出素子44の真下位置よりも透過光受光素子46側に移動した状態を示す。

20

【0030】

径方向駆動制御手段92は、上記位置パラメータに対応する面積比 R_s に基づいて、上腕動脈22が圧力検出素子44の真下位置となるように本体32を径方向すなわち上腕動脈22に直交する方向へ移動させる。径方向駆動制御手段92は、たとえば、面積比 R_s が目標値である50%と一致するように、或いは50%を中心とする所定の目標範囲内たとえば40~60%の範囲内となるように、位置制御バルブ75を制御して本体32を上腕動脈22に直交する方向において位置決めする。表示制御手段100は、上記位置パラメータに対応する面積比 R_s に基づいて、本体32の上腕動脈22に対する交差方向の位置を表示器78に表示させる。表示器78は、たとえば図7に示すように、上腕動脈22の真上に圧力検出素子44が位置する状態を示すための中央位置表示部110、圧力検出素子44が上腕動脈22よりも左側すなわち上腕動脈22が圧力検出素子44よりも透過光受光素子46側に位置する状態を示すための左側位置表示部112、圧力検出素子44が上腕動脈22よりも右側すなわち上腕動脈22が圧力検出素子44よりも発光素子42側に位置する状態を示すための右側位置表示部114を備えており、上記表示制御手段100は、面積比 R_s が所定の目標範囲内たとえば40~60%の範囲内であれば上記中央位置表示部110を点灯表示させ、面積比 R_s がその目標範囲の下限値たとえば40%より小さい場合は上記左側位置表示部114を点灯させ、面積比 R_s がその目標範囲の上限値たとえば60%を超える場合は上記右側位置表示部114を点灯させる。

30

40

【0031】

押圧力制御手段96は、圧力検出素子44からの信号に基づいて押圧制御バルブ98を制御する。たとえば、本体32の径方向位置および回転角度位置が制御されて上腕動脈2

50

2の真上に位置する圧力検出素子44の押圧力を変化させる過程でその圧力検出素子44により検出された圧脈波の振幅が最大となる最適押圧力を決定し、圧脈波に基づく血圧測定期間中は本体32の押圧力をその最適押圧力に保持する。

【0032】

血圧値決定手段102は、予め求められた関係から圧力検出素子44により検出された圧脈波の実際の下ピーク値(極小値)および上ピーク値(極大値)に基づいて生体の最低血圧値 BP_{DIA} (mmHg)および最高血圧値 BP_{SYS} (mmHg)を決定する。上記関係としては、オシロメトリック血圧測定装置によりカフを用いて測定された値に較正されたものが好適に用いられる。血管径変化パラメータ算出手段104は、第1反射光受光素子48により検出される第1反射光信号 R_1 、第2反射光受光素子50により検出される第2反射光信号 R_2 、或いは透過光受光素子46により検出される透過光信号Tの振幅に基づいて、上腕動脈22の径変化に対応する血管径変化パラメータを算出する。上記第1反射光信号 R_1 、第2反射光信号 R_2 、或いは透過光信号Tの振幅値Aは、上腕動脈22の血管径変化すなわち管壁の変位を示している。

10

【0033】

動脈硬化評価指数決定手段106は、血圧値決定手段102により決定された最高血圧値 BP_{SYS} と最低血圧値 BP_{DIA} との差である脈圧 $PP(=BP_{SYS}-BP_{DIA})$ と、血管径変化パラメータ算出手段104により算出された血管径変化パラメータが示す上腕動脈22の管壁の変位に対応する振幅値Aとに基づいて動脈硬化評価指数を決定する。この動脈硬化評価指数としては、単位圧力変化あたりの管壁の変位 A/PP またはその逆数が用いられる。上腕動脈22の柔軟性が高い場合には A/PP が大きい、上腕動脈22が硬くなるとその A/PP が小さくなる。

20

【0034】

図8は、電子制御装置60の制御作動の要部を説明するフローチャートである。図8において、前記第1信号読込手段82に対応するステップ(以下、ステップを省略する)S1では、第1反射光受光素子48および第2反射光受光素子50によって検出された第1反射光および第2反射光を示す第1反射光信号 R_1 および第2反射光信号 R_2 が逐次読み込まれる。次いで、前記回転角度駆動制御手段84に対応するS2では、上記第1反射光信号 R_1 および第2反射光信号 R_2 の大きさと例えば振幅或いは実効値が相互に等しくなるように電動モータ31が制御され、本体32の押圧面40の中心線すなわち光センサ軸 C_2 が上腕動脈22の長軸方向を示す線 C_3 に直交させられる。

30

【0035】

前記第2信号読込手段86に対応するS3では、第1反射光信号 R_1 或いは第2反射光信号 R_2 と、透過光受光素子46によって受光される透過光を示す透過光信号Tとが読み込まれる。前記面積算出手段88に対応するS4では、たとえば上記第1反射光信号 R_1 の面積 M_1 と透過光信号Tの面積 M_2 とが逐次算出される。次に、前記位置パラメータ算出手段90に対応するS5では、それら第1反射光信号 R_1 の面積 M_1 と透過光信号Tの面積 M_2 とに基づいて、位置パラメータに対応する面積比 $R_S(\%) [=100 \times M_1 / (M_1 + M_2)]$ が算出される。

【0036】

次いで、S6では、上記面積比 R_S が予め設定された目標範囲内であるか否かが判断される。この目標範囲は、たとえば40%に設定される下限値 R_L とたとえば60%に設定される上限値 R_U との間の範囲である。上記S6において面積比 R_S が下限値 R_L よりも小さいと判断された場合は、前記径方向駆動制御手段92に対応するS7において第1反射光受光素子48を上腕動脈22に接近させる方向に本体32が移動させられるように位置制御バルブ75が制御される。次いで、前記表示制御手段100に対応するS8において、上腕動脈22が圧力検出素子44よりも透過光受光素子46側に位置する状態を示すために、表示器78の左側位置表示部112が点灯させられる。反対に、上記S6において面積比 R_S が上限値 R_U よりも大きいと判断された場合は、前記径方向駆動制御手段92に対応するS9において第1反射光受光素子48を上腕動脈22から離隔させる方向に

40

50

本体 3 2 が移動させられるように位置制御バルブ 7 5 が制御される。次いで、前記表示制御手段 1 0 0 に対応する S 1 0 において、上腕動脈 2 2 が圧力検出素子 4 4 よりも発光素子 4 2 側に位置する状態を示すために、右側位置表示部 1 1 4 が点灯させられる。

【 0 0 3 7 】

上記 S 6 乃至 S 1 0 の作動により面積比 R_s が予め設定された目標範囲内となって S 6 の判断が肯定されると、前記押圧力制御手段 9 6 および表示制御手段 1 0 0 に対応する S 1 1 において、表示器 7 8 の中央位置表示部 1 1 0 が点灯表示されることにより、圧力検出素子 4 4 が上腕動脈 2 2 の真上に位置させられている状態が表示される。同時に、圧力検出素子 4 4 により検出される圧脈波信号が最大振幅となったときの押圧力がセンサ 2 0 の皮膚 2 8 に対する最適押圧力として決定されるとともに、その押圧力が最適押圧力に維持される。次いで、前記血圧値決定手段 1 0 2 に対応する S 1 2 において、予め求められた関係から圧力検出素子 4 4 により検出される実際の圧脈波信号の下ピーク値（極小値）および上ピーク値（極大値）に基づいて生体の最低血圧値 $B P_{DIA}$ および最高血圧値 $B P_{SYS}$ が決定される。続いて、前記血管径変化パラメータ算出手段 1 0 4 に対応する S 1 3 において、第 1 反射光受光素子 4 8 により検出される第 1 反射光信号 R_1 、第 2 反射光受光素子 5 0 により検出される第 2 反射光信号 R_2 、或いは透過光受光素子 4 6 により検出される透過光信号 T の振幅 A に基づいて、上腕動脈 2 2 の血管径変化に対応する血管径変化パラメータが算出される。そして、前記動脈硬化評価指数決定手段 1 0 6 に対応する S 1 4 においては、S 1 2 により決定された最高血圧値 $B P_{SYS}$ と最低血圧値 $B P_{DIA}$ との差である脈圧 $PP (= B P_{SYS} - B P_{DIA})$ と、S 1 3 により決定された血管径変化パラメータが示す上腕動脈 2 2 の管壁の変位に対応する振幅値 A とに基づいて動脈硬化評価指数たとえば単位圧力変化あたりの管壁の変位 A / PP が決定され、表示器 7 8 に表示される。

【 0 0 3 8 】

上述のように、本実施例によれば、生体の皮膚 2 8 上に配置されてその皮膚 2 8 下に存在する上腕動脈 2 2 の位置を検出するために、(a) その生体の皮膚（表皮）2 8 上に配置される本体 3 2 と、(b) その生体の皮膚 2 8 内に向かって所定波長たとえば 8 0 0 n m の光を放射するようにその本体 3 2 の押圧面（一面）4 0 に設けられた発光素子 4 2 と、(c) 皮膚 2 8 下に存在する上腕動脈 2 2 の管壁からの第 1 反射光を受光するために、その本体 3 2 の押圧面 4 0 において発光素子 4 2 に隣接して設けられた第 1 反射光受光素子 4 8 と、(d) 皮膚 2 8 下に存在する上腕動脈 2 2 を透過した透過光を受光するために、その本体 3 2 の押圧面 4 0 においてその発光素子 4 2 および第 1 反射光受光素子 4 8 から所定距離離隔し且つその発光素子 4 2 および第 1 反射光受光素子 4 8 との間を上腕動脈 2 2 を挟む位置に設けられた透過光受光素子 4 6 とを含む動脈血管検出装置が備えられていることから、上腕動脈 2 2 の管壁からの第 1 反射光と血管を透過した透過光とに基づいて皮膚 2 8 下の上腕動脈 2 2 に対する圧力検出素子 4 4 の相対位置が検出されるので、上腕動脈 2 2 の位置が容易に検出されて、その上腕動脈 2 2 に対する位置決めが容易となる。

【 0 0 3 9 】

また、本実施例によれば、上記動脈血管検出装置は、本体 3 2 の押圧面 4 0 において第 1 反射光受光素子 4 8 を通る上腕動脈 2 2 の長軸方向に平行な線 C_4 上に位置し且つ発光素子 4 2 を挟んでその第 1 反射光受光素子 4 8 と反対側に位置し、上腕動脈 2 2 の管壁からの第 2 反射光を受光する第 2 反射光受光素子 5 0 をさらに含むものであることから、たとえば第 1 反射光と第 2 反射光とが同等の強度となるまで本体を回転させることにより、本体 3 2 の押圧面 4 0 の中心線（光センサ軸） C_2 を上腕動脈 2 2 に対して直交させることができる。

【 0 0 4 0 】

また、本実施例によれば、圧脈波検出装置 1 0 は、上記動脈血管検出装置において、上腕動脈 2 2 に対して押圧されるための圧力検出素子 4 4 が、本体 3 2 の押圧面 4 0 において発光素子 4 2 と透過光受光素子 4 6 との間に設けられていることから、圧力検出素子 4 4 が上腕動脈 2 2 の真上に位置させられるので、構造が簡単となり、高精度で圧脈波を測

10

20

30

40

50

定することができる。

【0041】

また、本実施例によれば、圧脈波検出装置10は、第1反射光受光素子48により検出される第1反射光または第2反射光受光素子50により検出される第2反射光と、透過光受光素子46により検出される透過光とに基づいて、上腕動脈22の長軸に対してその交差方向の位置を示す位置パラメータすなわち面積比 R_s を算出する位置パラメータ算出手段90をさらに含むことから、その位置パラメータすなわち面積比 R_s を用いて上腕動脈22と本体32すなわち圧力検出素子44との相対位置を知ることができる。

【0042】

また、本実施例によれば、圧脈波検出装置10は、位置パラメータ算出手段90により算出された位置パラメータすなわち面積比 R_s に基づいて本体32が上腕動脈22の長軸に対してその交差方向の位置を表示器78に表示させる表示制御手段100をさらに含むことから、表示制御手段100によって表示器78に表示された位置を見て本体32をずらすことにより、手動によっても圧力検出素子44を上腕動脈22上に容易に位置させることができる。

10

【0043】

また、本実施例によれば、圧脈波検出装置10は、(a) 本体32を上腕動脈22の長軸の交差方向に駆動して位置決めする位置決め装置94と、(b) 圧力検出素子44が上腕動脈22の真上に位置するように、位置パラメータ算出手段90により算出された位置パラメータすなわち面積比 R_s に基づいてその位置決め装置94を制御する径方向駆動制御手段92とをさらに含むことから、圧力検出素子44が上腕動脈22上に位置するように径方向駆動制御手段92によって本体32が自動的に位置決めされる。

20

【0044】

また、本実施例によれば、圧脈波検出装置10は、(a) 本体32の皮膚28に垂直な軸心 C_1 まわりの回転角度を変更する回転角度変更装置38と、(b) 第1反射光受光素子48および第2反射光受光素子50を通る線 C_4 が上腕動脈22と平行となるように、第1反射光受光素子48および第2反射光受光素子50により検出された第1反射光および第2反射光に基づいて回転角度変更装置38を制御する回転角度制御手段84とを含むことから、回転角度駆動制御手段84がたとえば第1反射光と第2反射光とが同等の強度となるまで本体を回転させるように回転角度変更装置38を制御することにより、自動的に本体32の中心線(光センサ軸) C_2 を上腕動脈22の長軸に対して直交させることができる。

30

【0045】

また、本実施例の動脈硬化評価装置8は、(a) 上記の圧脈波検出装置10と、(b) その圧脈波検出装置10の圧力検出素子44により検出される上腕動脈22内の圧力に対応する圧脈波に基づいて生体の最低血圧値 BP_{DIA} および最高血圧値 BP_{SYS} を決定する血圧値決定手段102と、(c) その脈波検出装置10の第1反射光受光素子48により検出される第1反射光、第2反射光受光素子50により検出される第2反射光、或いは透過光受光素子46により検出される透過光の振幅 A に基づいて、上腕動脈22の径変化に対応する血管径変化パラメータを算出する血管径変化パラメータ算出手段104と、(d) 血圧値決定手段102により決定された血圧値の脈圧 PP とその血管径変化パラメータ算出手段104により算出された血管径変化パラメータすなわち管壁の変位を示す振幅 A とに基づいて動脈硬化評価指数たとえば単位圧力変化あたりの管壁の変位 A/PP を決定する動脈硬化評価指数決定手段106とを含むことから、生体の動脈硬化を非侵襲且つ容易に評価することができる。

40

【0046】

以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明は他の態様においても適用される。

【0047】

例えば、前述の実施例において、位置パラメータ算出手段90により算出される血管位

50

置パラメータとして、第1反射光信号 R_1 および透過項信号 T の面積比 R_s が用いられていたが、面積差であってもよく、また、第1反射光信号 R_1 および透過項信号 T の振幅比や振幅差であってもよい。また、その第1反射光信号 R_1 に替えて第2反射光信号 R_2 が用いられてもよい。

【0048】

また、前述の実施例において、圧力検出素子44により検出された圧脈波は、血圧値の決定のために用いられていたが、生体の2部位間における動脈の伝播時間差やそれから求められる脈波伝播速度 PWV 、振幅増加指数 AI の決定のために用いられてもよい。

【0049】

また、前述の実施例において、前記位置パラメータ、血管径変化パラメータを求めるとしての第1、第2反射光信号 R_1 、 R_2 や透過光信号 T 、或いは血圧や時間差を求めるとしての上腕脈波は、1拍の脈波から求められてもよいし、予め設定された時間区間内或いは予め設定された拍数の脈波からその平均値などを利用して求められてもよい。

【0050】

また、前述の圧脈波検出装置10は、上腕動脈22の圧脈波を検出するものであったが、他の部位の皮下動脈たとえば頸動脈、橈骨動脈、足背動脈、浅側頭動脈などに対して用いられるものであってもよい。

【0051】

また、前述の圧脈波検出装置10において、本体32の押圧面40に設けられた第1反射光受光素子48および第2反射光受光素子50の一方が除去されても差し支えない。この場合には、回転角度変更装置38や回転角度駆動制御手段84が不要となる。

【0052】

また、前述の実施例において、圧脈波検出装置10として用いる場合には、血圧値決定手段102、血管径変化パラメータ算出手段104、動脈硬化評価指数決定手段106は必ずしも必要でない。

【0053】

以上、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、これはあくまでも一実施形態であり、本発明は当業者の知識に基づいて種々の変更、改良を加えた態様で実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】本発明の一実施例であって、動脈血管検出装置或いは圧脈波検出装置を備えた動脈硬化評価装置の回路構成を説明するブロック図である。

【図2】図1の圧脈波検出プローブの開口部を示す底面図である。

【図3】図1の圧脈波検出プローブの要部であって、使用状態のセンサの断面を示す部分断面図である。

【図4】図1の圧脈波検出装置の本体の押圧面が皮膚に押圧された状態を説明する図である。

【図5】図1の圧脈波検出装置の本体の押圧面に設けられた第1反射光検出素子により検出された第1反射光信号 R_1 および透過光検出素子により検出された透過光信号 T の信号波形をそれぞれ示すである。

【図6】図1の電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図7】図1の表示器の一部であって、皮膚下の上腕動脈と圧脈波検出装置の圧力検出素子との相対位置を示すために点灯させられる左側位置表示部、中央位置表示部、右側位置表示部を示す図である。

【図8】図1の電子制御装置の制御作動の要部を説明するフローチャートである。

【符号の説明】

【0055】

8：動脈硬化評価装置
10：圧脈波検出装置

10

20

30

40

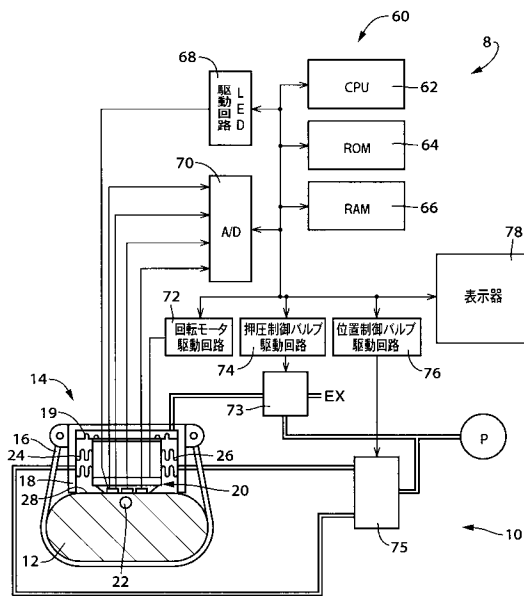
50

- 2 2 : 上腕動脈 (動脈)
- 2 8 : 皮膚
- 3 2 : 本体
- 3 8 : 回転角度変更装置
- 4 0 : 押圧面 (一面)
- 4 2 : 発光素子
- 4 4 : 圧力検出素子
- 4 6 : 透過光受光素子
- 4 8 : 第 1 反射光受光素子
- 5 0 : 第 2 反射光受光素子
- 6 0 : 電子式演算制御装置
- 7 8 : 表示器
- 8 4 : 回転角度制御手段
- 9 0 : 位置パラメータ算出手段
- 9 2 : 径方向駆動制御手段
- 9 4 : 位置決め装置
- 8 4 : 時間差算出手段
- 8 6 : 心疾患判定手段
- 1 0 0 : 表示制御手段
- 1 0 2 : 血圧値決定手段
- 1 0 4 : 径変化パラメータ算出手段
- 1 0 6 : 動脈硬化評価指数決定手段

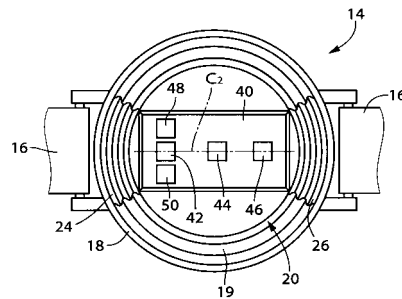
10

20

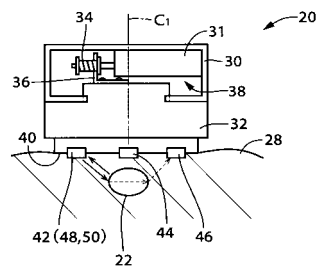
【 図 1 】



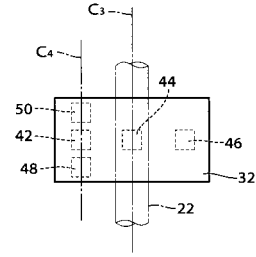
【 図 2 】



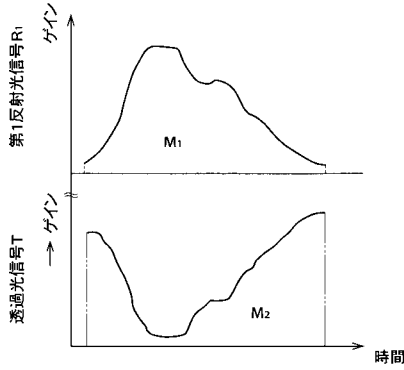
【 図 3 】



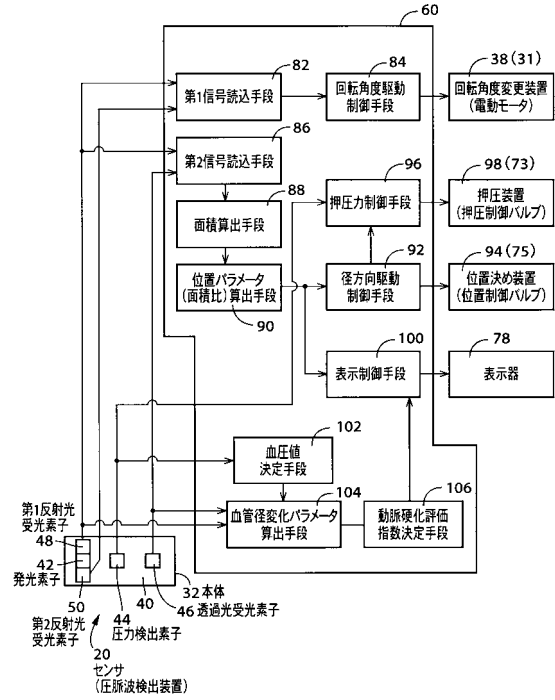
【図4】



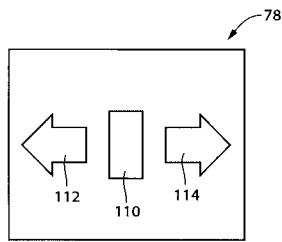
【図5】



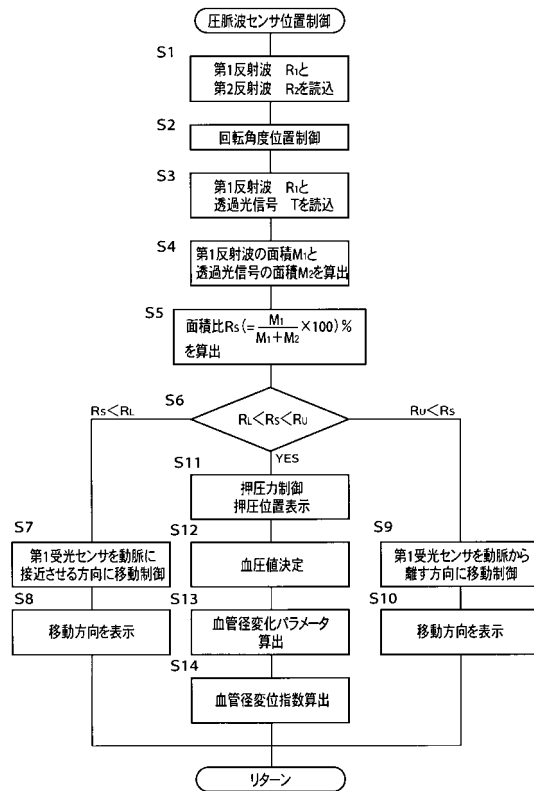
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表2003-508143(JP,A)
特開平11-178803(JP,A)
特開平09-122083(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/02-5/03