

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4452824号
(P4452824)

(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 1
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 7 E
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 3 6 Z
	A 6 1 B 5/02 3 3 3 B
	A 6 1 B 5/02 3 1 0 B

請求項の数 10 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2003-419726 (P2003-419726)	(73) 特許権者	504179255
(22) 出願日	平成15年12月17日(2003.12.17)		国立大学法人 東京医科歯科大学
(65) 公開番号	特開2005-131356 (P2005-131356A)		東京都文京区湯島 1-5-4 5
(43) 公開日	平成17年5月26日(2005.5.26)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成18年12月12日(2006.12.12)		弁理士 吉田 研二
(31) 優先権主張番号	特願2003-348660 (P2003-348660)	(74) 代理人	100096976
(32) 優先日	平成15年10月7日(2003.10.7)		弁理士 石田 純
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(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	伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動脈血管検出装置、血圧測定装置、および圧脈波検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の皮膚上に装着される本体を有し、該本体が、

前記生体内の動脈に向かって皮膚上から所定波長の光を照射する発光素子と、該発光素子から発光された光が生体組織内で反射または散乱させられて生じた光を受光するために、該発光素子を挟んで該発光素子から等距離に配置された2つの受光素子と、をそれぞれ備えた2つの光センサ装置と、

該2つの光センサ装置の間に配置され、前記生体の皮膚を圧力可変に押圧する押圧部材と

を含むことを特徴とする動脈血管検出装置。

【請求項 2】

請求項1の動脈血管検出装置であって、

前記発光素子として、中心波長が530nm~570nmの範囲内である光を発光する第1波長発光素子と、赤色光または近赤外光を発光する第2波長発光素子とを備えていることを特徴とする動脈血管検出装置。

【請求項 3】

前記本体を、前記2つの光センサ装置および前記押圧部材の配列方向に対して直交方向に平行移動させる直交方向移動装置と、

前記本体を該本体を含む平面内で回転させる回転装置と

を、さらに含み、

該直交方向移動装置と回転装置とにより、前記2つの光センサ装置にそれぞれ備えられた一対の受光素子により検出される脈波強度が同じになり、且つ、それぞれの強度が最大となるように、前記本体を位置決めすることを特徴とする請求項1または請求項2の動脈血管検出装置。

【請求項4】

生体の皮膚上に装着される本体を有し、

該本体は、2つの光センサ装置と、該2つの光センサ装置の間に配置され、前記生体の皮膚を圧力可変に押圧する押圧部材とを含み、

該光センサ装置は、前記生体内の動脈に向かって皮膚上から所定波長の光を照射する複数の発光素子が該2つの光センサ装置および前記押圧部材の配列方向に対して直交する方向に1列に配列されるとともに、該発光素子から発光された光が生体組織内で反射または散乱させられて生じた光を受光するための受光素子を備えていることを特徴とする動脈血管検出装置。

10

【請求項5】

請求項4の動脈血管検出装置であって、

前記2つの光センサ装置にそれぞれ1列に配列されている複数の発光素子を順次発光させる発光制御手段と、

該発光制御手段により複数の発光素子が順次発光させられたときに前記受光素子により検出される複数の脈波の向きを互いに比較すること、または、該複数の脈波の大きさを互いに比較することに基づいて、一方の光センサ装置下における前記動脈の位置、および他方の光センサ装置下における前記動脈の位置をそれぞれ決定する動脈位置決定手段と

20

を、さらに含むことを特徴とする動脈血管検出装置。

【請求項6】

前記本体を、前記2つの光センサ装置および前記押圧部材の配列方向に対して直交方向に平行移動させる直交方向移動装置と、

前記本体を該本体を含む平面内で回転させる回転装置と、

前記動脈位置決定手段において、前記2つの光センサ装置にそれぞれ1列に配列されている複数の発光素子のうち、配列の中央の発光素子下に前記動脈の位置が決定されるように、前記直交方向移動装置と回転装置を用いて前記本体の位置を粗調整した後、前記受光素子により検出される該配列の中央の発光素子からの信号強度が最大となるように前記本体の位置を微調整する最適本体位置制御手段とを、

30

さらに含むことを特徴とする請求項5の動脈血管検出装置。

【請求項7】

生体の血圧値を測定する血圧測定装置であって、

請求項1乃至請求項6のいずれかの動脈血管検出装置と、

該動脈血管検出装置の押圧部材の押圧力が連続的に変化させられる過程で、前記2つの光センサ装置のうち前記動脈の下流側に位置させられた光センサ装置に備えられた受光素子により逐次検出される脈波強度が、予め定められた状態になったときの前記押圧部材の押圧力に基づいて、前記生体の最高血圧値を決定する最高血圧値決定手段と

を含むことを特徴とする血圧測定装置。

40

【請求項8】

請求項7の血圧測定装置であって、

前記最高血圧値決定手段が、前記動脈血管検出装置の押圧部材の押圧力が連続的に変化させられる過程で、前記2つの光センサ装置のうち前記動脈の下流側に位置させられた光センサ装置に備えられた受光素子により逐次検出される脈波強度が、0に近い予め設定された判断基準値を境界とする所定範囲を超えたときの前記押圧部材の押圧力に基づいて、前記生体の最高血圧値を決定することを特徴とする血圧測定装置。

【請求項9】

請求項7または請求項8の血圧測定装置であって、

前記動脈血管検出装置の押圧部材の押圧力が連続的に変化させられる過程で、一方の光

50

センサ装置に備えられた受光素子により検出される脈波形と、他方の光センサ装置に備えられた受光素子により検出される脈波形とを比較し、2つの脈波形の下部形状が略等しくなったときの前記押圧部材の押圧力に基づいて、前記生体の最低血圧値を決定する最低血圧値決定手段

を、さらに含むことを特徴とする血圧測定装置。

【請求項10】

生体からの圧脈波を検出する圧脈波検出装置であって、

請求項9の血圧測定装置を有し、

該血圧測定装置に含まれる前記押圧部材の押圧面に設けられ、前記生体からの圧脈波を検出する圧力検出素子と、

該血圧測定装置により決定された最高血圧値および最低血圧値に基づいて平均血圧値を決定し、連続的に圧脈波を検出するために、前記押圧部材の押圧力を該平均血圧値に維持する最適押圧力制御手段と

を、さらに含むことを特徴とする圧脈波検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光センサから照射される光を用いて皮膚下の動脈を検出する動脈血管検出装置、皮膚上から動脈を押圧する押圧部材の押圧力を変化させる過程で、上記光センサから照射された光が動脈などの生体組織内で反射または散乱させられた二次光（すなわち反射光または散乱光）が表す脈波の変化に基づいて血圧を測定する血圧測定装置、および上記動脈血管検出装置により動脈位置を決定して圧脈波を検出する圧脈波検出装置に関する。

【背景技術】

【0002】

心血管系機能の診断のために、生体内の動脈を検出して、その動脈の圧力すなわち血圧を測定したり、その動脈からの圧脈波を測定することが広く行われている。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（センサアレイ）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。

【特許文献1】実開05-020709号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【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圧脈波検出装置では、半導体基板にホトリソグラフィを多用して感圧抵抗体を含む電橋（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。

【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且つ高精度に検出することができる動脈血管検出装置、構造が簡単で低コスト化が可能な血圧測定装置、構造が簡単で高精度な圧脈波を測定することができる圧脈波検出装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

前記目的を達成するための第1発明は、生体の皮膚上に装着される本体を有し、その本体が、前記生体内の動脈に向かって皮膚上から所定波長の光を照射する発光素子と、その発光素子から発光された光が生体組織内で反射または散乱させられて生じた光を受光するために、その発光素子を挟んでその発光素子から等距離に配置された2つの受光素子と、をそれぞれ備えた2つの光センサ装置と、その2つの光センサ装置の間に配置され、前記

10

20

30

40

50

生体の皮膚を圧力可変に押圧する押圧部材とを含むことを特徴とする動脈血管検出装置である。

【0006】

第2発明は、第1発明の動脈血管検出装置において、前記発光素子として、中心波長が530nm～570nmの範囲内である光を発光する第1波長発光素子と、赤色光または近赤外光を発光する第2波長発光素子とを備えていることを特徴とする。

【0007】

第3発明は、第1発明または第2発明の動脈血管検出装置において、前記本体を、前記2つの光センサ装置および前記押圧部材の配列方向に対して直交方向に平行移動させる直交方向移動装置と、前記本体をその本体を含む平面内で回転させる回転装置とを、さらに
10 含み、その直交方向移動装置と回転装置とにより、前記2つの光センサ装置にそれぞれ備えられた一対の受光素子により検出される脈波強度が同じになり、且つ、それぞれの強度が最大となるように、前記本体を位置決めすることを特徴とする。

【0008】

第4発明は、生体の皮膚上に装着される本体を有し、その本体は、2つの光センサ装置と、その2つの光センサ装置の間に配置され、前記生体の皮膚を圧力可変に押圧する押圧部材とを含み、その光センサ装置は、前記生体内の動脈に向かって皮膚上から所定波長の光を照射する複数の発光素子とその2つの光センサ装置および前記押圧部材の配列方向に対して直交する方向に
20 一列に配列されるとともに、その発光素子から発光された光が生体組織内で反射または散乱させられて生じた光を受光するための受光素子を備えていることを特徴とする動脈血管検出装置である。

【0009】

第5発明は、第4発明の動脈血管検出装置であって、前記2つの光センサ装置にそれぞれ一列に配列されている複数の発光素子を順次発光させる発光制御手段と、その発光制御手段により複数の発光素子が順次発光させられたときに前記受光素子により検出される複数の脈波の向きを互いに比較すること、または、該複数の脈波の大きさを互いに比較することに基づいて、一方の光センサ装置下における前記動脈の位置、および他方の光センサ装置下における前記動脈の位置をそれぞれ決定する動脈位置決定手段とを、さらに含むことを特徴とする。

【0010】

第6発明は、第5発明の動脈血管検出装置であって、前記本体を、前記2つの光センサ装置および前記押圧部材の配列方向に対して直交方向に平行移動させる直交方向移動装置と、前記本体をその本体を含む平面内で回転させる回転装置と、前記動脈位置決定手段において、前記2つの光センサ装置にそれぞれ一列に配列されている複数の発光素子のうち、配列の中央の発光素子下に前記動脈の位置が決定されるように、前記直交方向移動装置と回転装置を用いて前記本体の位置を粗調整した後、前記受光素子により検出されるその配列の中央の発光素子からの信号強度が最大となるように前記本体の位置を微調整する最適本体位置制御手段とを、さらに含むことを特徴とする。

【0011】

第7発明は、生体の血圧値を測定する血圧測定装置であって、第1発明乃至第6発明のいずれかの動脈血管検出装置と、その動脈血管検出装置の押圧部材の押圧力が連続的に変化させられる過程で、前記2つの光センサ装置のうち前記動脈の下流側に位置させられた光センサ装置に備えられた受光素子により逐次検出される脈波強度が、予め定められた状態になったときの前記押圧部材の押圧力に基づいて、前記生体の最高血圧値を決定する最高血圧値決定手段とを含むことを特徴とする。

【0012】

第8発明は、第7発明の血圧測定装置において、前記最高血圧値決定手段が、前記動脈血管検出装置の押圧部材の押圧力が連続的に変化させられる過程で、前記2つの光センサ装置のうち前記動脈の下流側に位置させられた光センサ装置に備えられた受光素子により逐次検出される脈波強度が、0に近い予め設定された判断基準値を境界とする所定範囲を
50

超えたときの前記押圧部材の押圧力に基づいて、前記生体の最高血圧値を決定することを特徴とする。

【0013】

第9発明は、第7発明または第8発明の血圧測定装置において、前記動脈血管検出装置の押圧部材の押圧力が連続的に変化させられる過程で、一方の光センサ装置に備えられた受光素子により検出される脈波形と、他方の光センサ装置に備えられた受光素子により検出される脈波形とを比較し、2つの脈波形の下部形状が略等しくなったときの前記押圧部材の押圧力に基づいて、前記生体の最低血圧値を決定する最低血圧値決定手段を、さらに含むことを特徴とする。

【0014】

第10発明は、生体からの圧脈波を検出する圧脈波検出装置であって、第9発明の血圧測定装置を有し、その血圧測定装置に含まれる前記押圧部材の押圧面に設けられ、前記生体からの圧脈波を検出する圧力検出素子と、その血圧測定装置により決定された最高血圧値および最低血圧値に基づいて平均血圧値を決定し、連続的に圧脈波を検出するために、前記押圧部材の押圧力をその平均血圧値に維持する最適押圧力制御手段とを、さらに含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

上記第1発明よれば、光センサ装置には、発光素子から発光された光が生体組織内で反射または散乱して生じた光を受光するための2つの受光素子が、発光素子を挟んで発光素子から等距離に備えられているので、2つの受光素子により検出される光の強度が等しくなるように光センサ装置の位置決め操作をすると、光センサ装置の発光素子が動脈の真上に位置する。この位置決め操作を2つの光センサ装置についてそれぞれ行えば、一定区間の動脈を容易に検出することができる。また、押圧部材は、2つの光センサ装置の間に配置されているので、確実に動脈を押圧することができる。

【0016】

第2発明によれば、530nm～570nmの波長の光を発光する第1波長発光素子と、赤色光または近赤外光を発光する第2波長発光素子とが備えられており、530nm～570nmの波長の光を発光する第1波長発光素子が動脈の真上付近に位置するときは、その光が生体組織内で反射または散乱させられた二次光が表す脈波は、赤色光または近赤外光が生体組織内で反射または散乱させられて生じた脈波に対して反転するが、第1波長発光素子が動脈の真上付近にないときは、二次光が表す脈波は、赤色光または近赤外光の二次光が表す脈波に対して反転しないので、第1波長発光素子から発光された光の二次光が表す脈波が、赤色光または近赤外光の二次光が表す脈波に対して反転するように位置決めすることにより、第1波長発光素子が動脈の上部に位置するように、動脈血管検出装置の位置を粗調整することができる。

【0017】

第3発明によれば、前記2つの光センサ装置にそれぞれ備えられた一対の受光素子により検出される脈波強度が同じになり、且つ、それぞれの強度が最大となるようにするための前記本体の移動を自動で行うことができる。

【0018】

第4発明によれば、2つの光センサ装置には、それぞれ、発光素子が一列に配列されているとともに、発光素子から発光された光が生体組織内で反射または散乱して生じた光を受光する受光素子が備えられていることから、発光素子の配列方向が動脈と交差するように本体を皮膚上に装着した場合、その一列に配列された発光素子を順次発光させたときに受光素子により検出される複数の脈波を比較すると、動脈の真上またはそれに近い位置の発光素子からの脈波は、動脈の上部から離れている多数の発光素子からの脈波に対して反転するとともに、脈波の大きさが他の脈波よりも大きくなるので、受光素子により検出される複数の脈波の向きまたは脈波の大きさを相互に比較することで、一方の光センサ装置下における動脈の位置および他方の光センサ装置下における動脈のおおよその位置を決定

10

20

30

40

50

することができ、また、この動脈のおおよその位置の決定は、一列に配列された複数の発光素子を一回ずつ発光させるだけでよいので、迅速に行うことができる。また、動脈のおおよその位置を迅速に決定できることから、迅速に本体を適切な位置に位置させることができる。さらに、2つの光センサ装置の位置を適切な位置に決定することにより、2つの光センサ装置の間に配置されている押圧部材も、確実に動脈を押圧することができる。

【0019】

第5発明によれば、発光制御手段および動脈位置決定手段により、一方の光センサ装置下における動脈の位置および他方の光センサ装置下におけるおおよその動脈の位置を自動的に決定することができる。

【0020】

第6発明によれば、最適本体位置制御手段により、前記本体の中央下に動脈が位置するように自動で本体が移動させられる。

【0021】

第7発明および第8発明には、押圧力が連続的に高められる場合と、押圧力が、一旦、最高血圧値よりも高い値まで高められた後に、連続的に低下させられる場合とがあり、押圧力が連続的に高められる場合には、所定範囲の下限値が前記判断基準値となり、押圧力が、一旦、最高血圧値よりも高い値まで高められた後に、連続的に低下させられる場合には、所定範囲の上限値が前記判断基準値となる。

そして、押圧部材の押圧力が連続的に高められていく場合、押圧力の上昇に伴い、下流側の光センサ装置に備えられた受光素子により検出される脈波の強度は減少していき、その押圧力が皮膚下の動脈の最高血圧値と等しいか、またはそれよりも高くなって血流が遮断されると、遮断部位の下流では血流がなくなるので、脈波強度が極めて小さくなり、脈波強度は所定範囲の下側となるので、そのときの押圧力に基づいて最高血圧値が決定できる。一方、押圧力が、一旦、最高血圧値よりも高い値まで高められた後に、連続的に低下させられる場合、押圧力の低下開始当初は血流が遮断されているので、下流側の光センサ装置に備えられた受光素子により検出される脈波の強度は極めて小さいが、その押圧力が皮膚下の動脈の最高血圧値と等しいか、またはそれよりも低くなって動脈内で血流が再開すると、脈波強度は大きくなり所定範囲の上側となるので、そのときの押圧力に基づいて最高血圧値が決定できる。

【0022】

第9発明によれば、押圧部材の押圧力が、その押圧部材によって押圧されている動脈の最低血圧値を含む範囲で連続的変化させられるが、押圧部材の押圧力がその動脈の最低血圧値よりも低い場合には、押圧部材の押圧によって動脈の血流はほとんど減少させられないので、上流側の受光素子により検出される脈波の形状と、下流側の受光素子により検出される脈波の形状はそれほど違わないが、押圧部材の押圧力がその動脈の最低血圧値よりも高い場合、動脈圧よりも押圧部材の押圧力が勝っている期間は下流側の受光素子により検出される信号が増加しないことから、下流側の受光素子により検出される脈波は下部が切り取られたような形状となるので、上流側の受光素子により検出される脈波の下部形状と、下流側の受光素子により検出される脈波の下部形状との比較に基づいて最低血圧値が決定できる。

【0023】

第10発明によれば、実際に測定された最高血圧値および最低血圧値に基づいて平均血圧値が決定されて、その平均血圧値にて押圧部材が皮膚を押圧する状態で、押圧部材の押圧面に備えられた圧力検出素子により圧脈波が検出されるので、動脈血管の一部が略偏平に押しつぶされた状態で圧脈波が検出されるので、簡単な構造により、血管内圧力を正確に表す圧脈波を連続的に検出することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。図1および図2は、本発明が適用された血圧測定装置10に備えられたプローブ12が、生体の上腕部14に装着

10

20

30

40

50

された状態における要部断面図であり、図1は図2に示すI-I線で切断した上腕動脈16に垂直な断面図、図2は図1の示すII-II線で切断した上腕動脈16に略平行な断面図である。また、図3は、プローブ12の底面図である。なお、血圧測定装置10は、血圧値BPや圧脈波などに基づいて心血管系機能の評価するために用いる装置であり、動脈血管検出装置および圧脈波検出装置としての機能も有する。

【0025】

プローブ12は、装着バンド18によって上腕部14に装着されている。プローブ12は、その装着バンド18が連結されて開口端が生体の皮膚20に略接する状態とされる容器状を成すハウジング22と、そのハウジング22内に收容され且つダイヤフラム24を介してハウジング22の開口から出入り可能に支持された押圧部26と、その押圧部26を径方向すなわち上腕動脈16の長軸に直交する方向に移動させるためにハウジング22と押圧部26との間に介在させられたアクチュエータである一对のペローズ28および30とを備えている。上記ハウジング22とダイヤフラム24との間の空間は、主圧力室31を構成しており、配管33を介して主圧力室31内の空気が給排されることにより、主圧力室31内の圧力が調整される。なお、図1において29は上腕骨である。

10

【0026】

上記押圧部26は、図2に示すように、前記ダイヤフラム24の中央部が固定されたケース32と、そのケース32に対して垂直軸心C1回りに相対回転可能に設けられた本体34と、その本体34を垂直軸心C1回りに駆動してその角度位置を変更するためにケース32に設けられた電動モータ36とを備えており、電動モータ36の出力軸に固定された雄ネジ38が本体34に固定されたブラケット40に螺合され、その出力軸の回転に応じて本体34が水平方向に回転させられるようになっている。これら、電動モータ36、雄ネジ38、ブラケット40などが回転装置42を構成している。

20

【0027】

本体34は、ブラケット40がその上面に固定された長手矩形形状の基板44と、その基板44の長手方向中央において、その基板44の下面に固定され、押圧部材としても機能する圧脈波センサ46と、その圧脈波センサ46を挟むように基板44の長手方向両側において蛇腹ゴム48を介して基板44に固定された2つの光センサ装置すなわち上流側光センサ装置50および下流側光センサ装置52とを備えている。

【0028】

2つの蛇腹ゴム48内は、それぞれ上流側圧力室54および下流側圧力室56を構成しており、それら上流側圧力室54および下流側圧力室56内の空気が配管58、60を介して給排されることにより、上流側圧力室54および下流側圧力室56内の圧力が調整される。

30

【0029】

上流側光センサ装置50および下流側光センサ装置52は、同一の構成であり、図3に示すように、それらの押圧面62a、bには、2つの押圧面62a、bの中心を通る中心線C2上に、互いに異なる波長を発光する第1波長発光素子64a、bおよび第2波長発光素子66a、bが配置されており、その中心線C2を挟み、且つ、それら第1波長発光素子64a、bおよび第2波長発光素子66a、bからの距離が等距離になるように、第1受光素子68a、bおよび第2受光素子70a、bが配置されている。また、圧脈波センサ46の押圧面72には、前記中心線C2上となるように、圧力検出素子74が配置されている。すなわち、圧力検出素子74は、2つの光センサ装置50、52の間であって、発光素子64a(または66a)と発光素子64b(または66b)との間を結ぶ直線上に配置されている。上記第1波長発光素子64a、bが発光する光の波長(第1波長)は、たとえば、生体組織および血液による光吸収が赤色光や近赤外光に比べて10倍以上である波長(中心波長 = 530nm ~ 570nm、好ましくは530nm ~ 550nm)である。また、第2波長発光素子66a、bが発光する光の波長(第2波長)には、酸素化ヘモグロビンの吸光係数と無酸素化ヘモグロビンの吸光係数とが略等しい波長である800nm、または他の近赤外光の波長、または赤色波長(たとえば650nm)を用い

40

50

るが、酸素飽和度も測定する場合には、650nmを用いることが好ましい。

【0030】

図4は、血圧測定装置10の全体構成を説明するブロック図である。電子制御装置80は、CPU82、ROM84、RAM86、A/D変換器88などを備えている。CPU82は、RAM86の一時記憶機能を利用しつつ、操作キー89などから供給される信号に従って予めROM84に記憶されたプログラムを実行することにより、発光素子64、66を駆動制御するLED駆動回路90、電動モータ36を駆動制御するためのモータ駆動回路92、主圧力室31内の押圧力すなわち圧脈波センサ46が皮膚20を押圧する押圧力を制御する主制御弁94を駆動制御する主制御弁駆動回路96、ペローズ28、30内の圧力を制御する位置制御弁98を駆動制御する位置制御弁駆動回路100、上流側圧力室54および下流側圧力室56内の圧力すなわち上流側光センサ装置50および下流側光センサ装置52の押圧力を制御する光センサ装置押圧力制御弁102を駆動制御する光センサ装置押圧力制御弁駆動回路104、および表示器106を制御する。

10

【0031】

上記主制御弁94、位置制御弁98、および光センサ装置押圧力制御弁102は、空気ポンプ108と接続されており、その空気ポンプ108により発生させられる圧力を共通の元圧としている。主圧力室31には、前記配管33を介して主制御弁94および圧力センサ110が接続されており、上流側圧力室54は、配管58を介して光センサ装置押圧力制御弁102および圧力センサ112に接続されており、下流側圧力室56は、配管60を介して光センサ装置押圧力制御弁102および圧力センサ114に接続されている。

20

【0032】

図5は、上記電子制御装置80の制御機能の要部を示す機能ブロック図である。図5において、圧脈波センサ押圧力制御手段120は、圧力センサ110から供給される信号に基づいて主圧力室31内の圧力を判断しつつ、主制御弁駆動回路96を駆動制御して主圧力室31内の圧力すなわち圧脈波センサ46の押圧力を制御する。光センサ装置押圧力制御手段122は、圧力センサ112、114から供給される信号に基づいて上流側圧力室54内の圧力および下流側圧力室56内の圧力を判断しつつ、光センサ装置押圧力制御弁駆動回路104を駆動制御して上流側圧力室54内の圧力すなわち上流側光センサ装置50の押圧力および下流側圧力室56内の圧力すなわち下流側光センサ装置52の押圧力を制御する。

30

【0033】

発光制御手段124は、第1波長発光素子64および第2波長発光素子66のいずれを用いるかが決定されている場合には、LED駆動回路90に駆動制御信号を出力することにより、上流側光センサ装置50において決定された側の発光素子64aまたは66aと下流側光センサ装置52において決定された側の発光素子64bまたは66bとを予め設定された発光タイミングでそれぞれ発光させる。上記発光タイミングは、上流側光センサ装置50の発光素子64aまたは66aから発光された光が生体組織内を伝播して下流側光センサ装置52の受光素子68a、70aに検出されたり、逆に、下流側光センサ装置52の発光素子64bまたは66bから発光された光が生体組織内を伝播して上流側光センサ装置50の受光素子68b、70bに検出されてしまうことを防止するために、互いに異なる周波数(たとえば2kHzと3kHzなど)に設定されるか、または、同一の周波数であって、交互に発光させるように設定されている。

40

【0034】

波長選択手段126は、動脈検出および血圧測定に、第1波長発光素子64および第2波長発光素子66のいずれを用いるかを決定するものであり、発光制御手段124により、第1波長発光素子64および第2波長発光素子66をそれぞれ発光させ、そのとき第1受光素子68および第2受光素子70の少なくとも一方から供給される信号強度を比較して、信号強度が強い側の波長を動脈検出および血圧測定に用いる波長として選択する。

【0035】

脈波表示手段128は、前記発光タイミングに従って信号を分離することにより、上流

50

側光センサ装置 50 の第 1 受光素子 68 a、第 2 受光素子 70 a により検出される第 1 波長および第 2 波長由来の脈波、下流側光センサ装置 52 の第 1 受光素子 68 b、第 2 受光素子 70 b により検出される第 1 波長および第 2 波長由来の脈波を、表示器 106 にそれぞれ表示する。

【0036】

第 1 波長として 530 nm ~ 570 nm が用いられており、第 2 波長は赤色光または近赤外光の波長であるので、発光素子 64、66 が上腕動脈 16 の上部にあるとき、受光素子 68、70 により検出される第 1 波長由来の脈波は、第 2 波長由来の脈波に対して反転するが、発光素子 64、66 が上腕動脈 16 の上部から比較的大きくずれているときは、第 1 波長由来の脈波は第 2 波長由来の脈波に対して反転しない。図 6 ~ 図 9 はこのことを示す実験データである。すなわち、図 6 ~ 図 9 は、いずれも、530 nm の波長の光を発光する発光素子、赤色光 (Red) を発光する発光素子および赤外光 (IR) を発光する発光素子を発光させたときに受光素子により検出される後方散乱光を示す波形であって、図 6 および図 8 は、530 nm の波長の光を発光する発光素子を上腕動脈直上に位置させ、赤色光 (Red) を発光する発光素子および赤外光 (IR) を発光する発光素子を上腕動脈直上から外れた位置に位置させた場合の波形、図 7 は赤色光 (Red) を発光する発光素子および赤外光 (IR) を発光する発光素子を上腕動脈直上に位置させ、530 nm の波長の光を発光する発光素子を上腕動脈直上から外れた位置に位置させた場合の波形、図 9 は 530 nm の波長の光を発光する発光素子、赤色光 (Red) を発光する発光素子、および赤外光 (IR) を発光する発光素子を、全て上腕動脈直上から外れた位置に位置させた場合の波形である。図 6 ~ 9 に示されるように、赤色光および赤外光の後方散乱光は、発光素子の位置に拘わらず下向きの波形 (心臓の収縮に伴って信号強度が減少する波形) である。それに対して、530 nm の光の後方散乱光は、発光素子の位置が上腕動脈直上にある場合には、上向きの波形 (心臓の収縮に伴って信号強度が増加する波形) であるが (図 6、図 8)、発光素子の位置が上腕動脈直上から外れた位置である場合には、下向きの波形となる (図 7、図 9)。

【0037】

また、第 1 受光素子 68 と第 2 受光素子 70 は、発光素子 64、66 から等距離に配置されているので、発光素子 64、66 が上腕動脈 16 の真上に位置すると、第 1 受光素子 68 により検出される脈波の大きさと第 2 受光素子 70 により検出される脈波の大きさが等しくなり、且つ、それぞれの脈波の大きさが最大となる。一方、発光素子 64、66 が上腕動脈 16 の真上からずれるほど、第 1 受光素子 68 により検出される脈波の大きさと第 2 受光素子 70 により検出される脈波の大きさととの差が大きくなる。従って、これらの脈波が表示器 106 に表示されると、発光素子 64、66 が上腕動脈 16 の真上に位置しているか否かが判断できる。

【0038】

そこで、第 1 波長由来の脈波が、第 2 波長由来の脈波に対して反転するように、2 つの光センサ装置 50、52 の大雑把な装着位置を決定する。続いて、発光素子 64、66 が上腕動脈 16 の真上からずれていると判断できる場合、装置操作者は、発光素子 64、66 を上腕動脈 16 の真上に移動させるために、操作キー 89 を操作するので、操作キー 89 から、本体 34 を平行移動または回転移動させることを指示する信号が供給される。直交方向移動制御手段 130 は、本体 34 を上腕動脈 16 に直交する方向に平行移動させることを指示する信号が供給された場合に実行される制御であり、圧脈波センサ押圧力制御手段 120 および光センサ装置押圧力制御手段 122 により圧脈波センサ 46 および光センサ装置 50、52 の押圧力を本体 34 を移動可能な程度に弱めさせた後、位置制御弁駆動回路 100 を駆動制御することにより、一对のペローズ 28、30 の差圧を調節して、本体 34 を 2 つの光センサ装置 50、52 および圧脈波センサ 46 の配列方向に直交する方向すなわち中心線 C2 に直交する方向に平行移動させ、その後再び、圧脈波センサ押圧力制御手段 120 および光センサ装置押圧力制御手段 122 により圧脈波センサ 46 および光センサ装置 50、52 の押圧力を脈波が検出できる程度に予め設定された所定の押圧

10

20

30

40

50

力とする。本実施例では、この直交方向移動制御手段130、位置制御弁98、位置制御弁駆動回路100、一对のペローズ28、30等が、直交方向移動装置131を構成する。

【0039】

回転制御手段132は、本体34を回轉移動させることを指示する信号が供給された場合に実行される制御であり、圧脈波センサ押圧力制御手段120および光センサ装置押圧力制御手段122により圧脈波センサ46および光センサ装置50、52の押圧力を本体34を移動可能な程度に弱めさせた後、モータ駆動回路92を駆動制御することにより電動モータ36を回轉させて、本体34を水平方向に所定角度回轉させ、その後再び、圧脈波センサ押圧力制御手段120および光センサ装置押圧力制御手段122により圧脈波センサ46および光センサ装置50、52の押圧力を脈波が検出できる程度に予め設定された所定の押圧力とする。

10

【0040】

血圧値決定手段134は、圧脈波センサ押圧力制御手段120により、圧脈波センサ46の押圧力を一般的な最高血圧値 BP_{SYS} よりも高い圧力（たとえば180mmHg）に設定された目標押圧力まで上昇させ、続いて、その圧脈波センサ46の押圧力を所定の降圧速度で降圧させるとともに、光センサ装置押圧力制御手段122により、圧脈波センサ46の押圧力が増加、減少しても光センサ装置50、52の押圧力が変化しないように光センサ装置50、52の押圧力を維持させる。圧脈波センサ46の押圧力が上記目標押圧力の状態では、上腕動脈16は圧脈波センサ46の押圧力により閉塞させられているので、閉塞部位の下流側には血流がなく、下流側光センサ装置52の受光素子68b、70bにより検出される信号強度はほぼゼロであるが、圧脈波センサ46の押圧力を上記目標押圧力から降圧させていき、上腕動脈16の血流が再開すると、上記受光素子68b、70bにより検出される信号強度が増加し始める。そして、さらに、圧脈波センサ46の押圧力が降圧させられてその押圧力が上腕動脈16の最低血圧値 BP_{DIA} を下まわると、圧脈波センサ46の上流と下流の血液流量は等しくなる。従って、血圧値決定手段134は、下流側光センサ装置52の受光素子68b、70bにより検出される信号強度が、ほとんどゼロであった状態から、ゼロに近い値に予め設定された判断基準値 TH を上限とする範囲を超えたときを判定し、そのとき圧力センサ110により検出される押圧力を最高血圧値 BP_{SYS} に決定し、上流側光センサ装置50の受光素子68a、70aにより検出される信号強度と、下流側光センサ装置52の受光素子68b、70bにより検出される信号強度が略等しくなったときを判定し、そのとき圧力センサ110により検出される押圧力を最低血圧値 BP_{DIA} に決定する。

20

30

【0041】

最適押圧力制御手段136は、血圧値決定手段134により決定された最高血圧値 BP_{SYS} および最低血圧値 BP_{DIA} に基づいて平均血圧値 BP_{MEAN} を算出し、上腕動脈16からの圧脈波を検出するために、圧脈波センサ46の押圧力をその平均血圧値 BP_{MEAN} に維持する。上記平均血圧値 BP_{MEAN} は、最低血圧値 BP_{DIA} に、最高血圧値 BP_{SYS} と最低血圧値 BP_{DIA} との差（すなわち脈圧 PP ）の $1/3$ を加えることにより算出する。圧脈波センサ46の押圧力が平均血圧値 BP_{MEAN} に維持されると、上腕動脈16の血管壁の圧脈波センサ46側が略偏平になるので、圧脈波センサ46の押圧面72に配置されている圧力検出素子74により、正確な形状の圧脈波（すなわち上腕脈波）が連続的に検出される。

40

【0042】

圧脈波表示制御手段138は、圧脈波センサ46の押圧力が、上記最適押圧力制御手段136により最適押圧力に制御されている状態で圧力検出素子74により検出される圧脈波（すなわち上腕脈波）を、表示器106に表示させる。

【0043】

図10は、図5に示した電子制御装置80の制御機能のうち、血圧決定に関する制御を示すフローチャートである。このフローチャートは、波長選択手段126により、第1波

50

長発光素子 6 4 および第 2 波長発光素子 6 6 のいずれを発光させるかが決定され、直交方向移動制御手段 1 3 0 および回転方向制御手段 1 3 2 により、本体 3 4 が上腕動脈 1 6 と平行且つその上腕動脈 1 6 真上に位置させられた後に実行される。

【 0 0 4 4 】

まず、ステップ S 1 (以下、ステップを省略する。)では、圧脈波センサ 4 6 の押圧力の昇圧制御を開始する。すなわち、主制御弁駆動回路 9 6 を駆動制御することにより、圧脈波センサ 4 6 の押圧力を昇圧させるとともに、光センサ装置押圧力制御弁駆動回路 1 0 4 を制御して、圧脈波センサ 4 6 の押圧力の昇圧に対応して上流側圧力室 5 4 および下流側圧力室 5 6 内の圧力を降圧させることにより、光センサ装置 5 0、5 2 の押圧力を維持させる。

10

【 0 0 4 5 】

続く S 2 では、圧脈波センサ 4 6 の押圧力が前記目標押圧力に到達したか否かを判断する。この判断が否定された場合には、この判断を繰り返し実行する。この S 2 の判断が繰り返される間は、前記圧脈波センサ 4 6 の押圧力の昇圧制御が継続される。一方、S 2 の判断が肯定された場合には、S 3 において、圧脈波センサ 4 6 の押圧力の降圧制御を開始する。すなわち、主制御弁駆動回路 9 6 を駆動制御することにより、圧脈波センサ 4 6 の押圧力を所定の速度で降圧させるとともに、光センサ装置押圧力制御弁駆動回路 1 0 4 を制御して、圧脈波センサ 4 6 の押圧力の降圧に対応して上流側圧力室 5 4 および下流側圧力室 5 6 内の圧力を昇圧させることにより、光センサ装置 5 0、5 2 の押圧力を維持させる。

20

【 0 0 4 6 】

そして、続く S 4 では、下流側光センサ装置 5 2 に備えられている第 1 波長発光素子 6 4 b および第 2 波長発光素子 6 6 b のうち、予め血压決定に使用する側に決定した素子を、所定の周波数で発光させる。続く S 5 では、下流側光センサ装置 5 2 の受光素子 6 8 b、7 0 b から供給される信号を読み込み、続く S 6 では、圧力センサ 1 1 0 からの信号に基づいて圧脈波センサ 4 6 の押圧力を決定する。

【 0 0 4 7 】

続く S 7 では、上記 S 5 で読み込んだ信号の強度が、ゼロに近い値に予め設定された判断基準値 TH よりも大きくなったか否かを判断する。この判断が否定された場合には、前記 S 4 以下を繰り返し実行することにより、発光素子 6 4 b または 6 6 b の発光、受光素子 6 8 b、7 0 b からの信号読み込み、圧脈波センサ 4 6 の押圧力の決定を逐次実行する。一方、S 7 の判断が肯定された場合には、その直前に S 6 において決定した押圧力を最高血压値 $B P_{S y S}$ に決定する。

30

【 0 0 4 8 】

そして、続く S 9 では、下流側光センサ装置 5 2 に備えられている第 1 波長発光素子 6 4 b および第 2 波長発光素子 6 6 b のうち、予め血压決定に使用する側に決定した素子を、所定の周波数で発光させるとともに、上流側光センサ装置 5 0 に備えられている第 1 波長発光素子 6 4 a および第 2 波長発光素子 6 6 a のうち、予め血压決定に使用する側に決定した素子を、所定の周波数で発光させる。そして、続く S 1 0 では、下流側光センサ装置 5 2 の受光素子 6 8 b、7 0 b から供給される信号および上流側光センサ装置 5 0 の受光素子 6 8 a、7 0 a から供給される信号を読み込む。そして、S 1 1 では、圧力センサ 1 1 0 からの信号に基づいて圧脈波センサ 4 6 の押圧力を決定する。

40

【 0 0 4 9 】

続く S 1 2 では、前記 S 1 0 において受光素子 6 8、7 0 から信号を一拍分読み込んだか否かを判断する。この判断が否定された場合には、前記 S 9 以下を繰り返し実行する。一方、S 1 2 の判断が肯定された場合には、S 1 3 において、S 1 1 で決定された一拍分の押圧力を平均する。そして、続く S 1 4 では、前記 S 9 乃至 S 1 2 の繰り返しにより検出した一拍分の上流側の脈波および一拍分の下流側の脈波について下部形状を比較して、両者が略等しいか否かを判断する。上流側の脈波の下部部分は、たとえば、振幅の所定割合以下の部分とし、下流側の脈波の下部部分は、その上流側脈波の下部部分が検出された

50

期間に検出された部分とする。そして、両者が略等しいか否かは、たとえば、相関係数が所定値以上であるか否かに基づいて判断する。

【0050】

上記S14の判断が否定された場合には、前記S9以下を再び繰り返し実行する。一方、S14の判断が肯定された場合には、続くS15において、その直前に前記S13で算出した押圧力を最低血圧値 BP_{DIA} に決定する。そして、続くS16において、主制御弁駆動回路96を制御して、主圧力室31内の圧力を急速に排圧させ、次いで、S17において、前記S8で決定した最高血圧値 BP_{SYS} およびS15で決定した最低血圧値 BP_{DIA} を、表示器106に表示する。

【0051】

以上、説明したように、本実施例によれば、光センサ装置50、52には、発光素子64、66から発光された光が生体組織内で反射または散乱させられて生じた脈波を受光するための2つの受光素子68、70が、発光素子64、66を挟んで発光素子64、66から等距離に備えられているので、2つの受光素子68、70により検出される脈波の強度が等しくなるように光センサ装置50、52の位置決め操作をすると、発光素子64、66が上腕動脈16の真上に位置する。この位置決め操作を2つの光センサ装置50、52についてそれぞれ行うことにより、一定区間の上腕動脈16を容易に検出することができる。また、圧脈波センサ46は、2つの光センサ装置50、52の間に配置されているので、確実に上腕動脈16を押圧することができる。

【0052】

また、本実施例によれば、530nm～570nmの第1波長を発光する第1波長発光素子64と、赤色光または近赤外光を発光する第2波長発光素子66とが備えられており、530nm～570nmの波長の光を発光する第1波長発光素子64が上腕動脈16の真上付近に位置するときは、その光が生体組織内で反射または散乱させられた二次光が表す脈波は、赤色光または近赤外光が生体組織内で反射または散乱させられて生じた脈波に対して反転するが、第1波長発光素子64が上腕動脈16の真上付近にないときは、二次光が表す脈波は、赤色光または近赤外光の二次光が表す脈波に対して反転しないので、第1波長発光素子64から発光された光の二次光が表す脈波が、赤色光または近赤外光の二次光が表す脈波に対して反転するように位置決めすることにより、第1波長発光素子64が動脈の上部に位置するように、血圧測定装置10の位置を粗調整することができる。

【0053】

また、本実施例によれば、直交方向移動装置131による平行移動および回転装置42による回転移動により、2つの光センサ装置50、52にそれぞれ備えられた一对の受光素子64、66により検出される脈波強度が同じになり、且つ、それぞれの強度が最大となるようにするための本体34の移動を自動で行うことができる。

【0054】

また、本実施例によれば、圧脈波センサ46の押圧力が、目標押圧力から低下させられていく過程で下流側光センサ装置52に備えられている受光素子68b、70bにより検出される信号強度が所定の判断基準値THを超えたときの圧脈波センサ46の押圧力が最高血圧値 BP_{SYS} に決定される。また、圧脈波センサ46の押圧力がさらに低下させられ、下流側光センサ装置52に備えられている受光素子68b、70bにより検出される信号強度が上流側光センサ装置50に備えられている受光素子68a、70aにより検出される信号強度と略等しくなったときの圧脈波センサ46の押圧力が最低血圧値 BP_{DIA} に決定されるので、簡単な構造により血圧測定装置を構成することができる。

【0055】

また、本実施例によれば、実際に測定された最高血圧値 BP_{SYS} および最低血圧値 BP_{DIA} の少なくとも一方に基づいて最適押圧力が決定されて、その最適押圧力にて圧脈波センサ46が皮膚を押圧する状態で、圧脈波センサ46の押圧面72に備えられた圧力検出素子74により圧脈波が検出されるので、簡単な構造により、正確な形状の圧脈波を連続的に検出することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

次に、本発明の第2実施例を説明する。なお、以下の説明において、前述の第1実施例と共通する部分には同一の符号を付して説明を省略する。第2実施例は、上流側光センサ装置150および下流側光センサ装置152に備えられている素子の数および配列位置が第1実施例と異なり、また、電子制御装置80の制御機能が第1実施例と異なる以外は、第1実施例と同様の構成を有する。

【 0 0 5 7 】

図11は、第2実施例の血圧測定装置に備えられているプローブ154の底面図であり、第1実施例の図3に対応する図である。図11に示すように、プローブ154の本体156には、押圧部材としても機能する圧脈波センサ46、およびその圧脈波センサ46を挟むようにその圧脈波センサ46の両側に配置された上流側光センサ装置150、下流側光センサ装置152が、図11には図示されていない基板44に固定されている。

10

【 0 0 5 8 】

上流側光センサ装置150の押圧面150aには、第1実施例と同様に、530~570nm程度の波長の光を発光する第1波長発光素子64、および赤色光または近赤外光の光を発光する第2波長発光素子66が備えられているが、第1実施例と異なり、それらとともに複数(図11では各10個)備えられている。これら複数の第1波長発光素子64および第2波長発光素子66は、それぞれ、上流側光センサ装置150、圧脈波センサ46、および下流側光センサ装置152の配列方向(すなわち中心線C2方向)に対して直交する方向に一行に、且つ、等間隔に配置されている。また、第2波長発光素子66は第1波長発光素子64よりも圧脈波センサ46側に配置されている。第2実施例では、第1波長発光素子64は上腕動脈検出用であり、第2波長発光素子66は酸素飽和度や呼吸数を算出するための容積脈波検出用である。

20

【 0 0 5 9 】

さらに、上流側光センサ装置150の押圧面150aには、第1波長発光素子64および第2波長発光素子66の配列の一方の端に隣接する位置であって、配列の端に位置する第1波長発光素子64と第2波長発光素子66から等距離となる位置に、受光素子158が配置されている。

【 0 0 6 0 】

下流側光センサ装置152の押圧面152aにも、上流側光センサ装置150の押圧面150aと同様に、中心線C2方向に対して直交する方向に一行に、且つ、等間隔に、第1波長発光素子64および第2波長発光素子66が複数(図11では各10個)備えられており、また、第1波長発光素子64および第2波長発光素子66の配列の一方の端に隣接する位置であって、配列の端に位置する第1波長発光素子64と第2波長発光素子66から等距離となる位置に、受光素子158が配置されている。なお、下流側光センサ装置152においても、第2波長発光素子66は第1波長発光素子64よりも圧脈波センサ46側に配置されており、受光素子158は、上流側光センサ装置150において受光素子158が配置されている側と同じ側に配置されている。

30

【 0 0 6 1 】

図12は、第2実施例における電子制御装置80の制御機能の要部を示す機能ブロック図であり、第1実施例の図5に対応する図である。図12において、図5と異なるのは、発光制御手段160、動脈位置決定手段162、最適本体位置制御手段163、血圧値決定手段164であり、また、第2実施例では、波長選択手段126、脈波表示手段128が設けられていない。

40

【 0 0 6 2 】

発光制御手段160は、LED駆動回路90に駆動制御信号を出力することにより、上流側光センサ装置150の押圧面150aに一行に配列されている第1波長発光素子64を、所定の発光間隔で所定時間ずつ順次発光させ、また、下流側光センサ装置152についても、その押圧面152aに一行に配列されている第1波長発光素子64を、所定の発光間隔で所定時間ずつ順次発光させる。なお、各第1波長発光素子64を発光させる時間

50

は、一拍分程度またはそれ以上の時間とされ、また、上流側光センサ装置 150 の第 1 波長発光素子 64 から発光された光が生体組織内を伝播して下流側光センサ装置 152 の受光素子 158 に検出されたり、逆に、下流側光センサ装置 152 の第 1 波長発光素子 64 から発光された光が生体組織内を伝播して上流側光センサ装置 150 の受光素子 158 に検出されてしまうことを防止するために、上流側光センサ装置 150 において第 1 波長発光素子 64 を発光させる期間と、下流側光センサ装置 152 において第 1 波長発光素子 64 を発光させる期間とは、異なるように設定されている。

【0063】

動脈位置決定手段 162 は、発光制御手段 160 により一列に配列されている複数の第 1 波長発光素子 64 が順次発光させられたときに、受光素子 158 により検出される複数の脈波を相互に比較して、多数の脈波に対して向きが反転している脈波を決定することに基づいて、上流側光センサ装置 150 に一列に配列されている複数の第 1 波長発光素子 64 のうち上腕動脈 16 の真上またはその近くに位置する第 1 波長発光素子 64 である上部発光素子 M を決定し（すなわち複数の第 1 波長発光素子 64 のうちの素子の下に上腕動脈 16 が位置しているかを決定し）、また、下流側光センサ装置 152 についても、一列に配列されている複数の第 1 波長発光素子 64 から、上腕動脈 16 の真上またはその近くに位置する第 1 波長発光素子 64 である上部発光素子 M を決定する。

【0064】

ここで、脈波の向きが他の多数の脈波の向きに対して反転している脈波を決定することで上部発光素子 M が決定できる理由を説明すると、第 1 実施例でも説明したように、530 nm ~ 570 nm の波長である第 1 波長の光の場合、受光素子 158 により検出される脈波は、発光源（すなわち第 1 波長発光素子 64）が上腕動脈 16 の上部にあるときは、発光源が上腕動脈 16 の上部から比較的大きくずれているときに対して、受光素子 158 により検出される脈波の向きがベースラインに対して反転する。従って、受光素子 158 により検出される複数の脈波のうち、上腕動脈 16 の真上またはその付近に位置する第 1 波長発光素子 64 を発光源とする脈波の向きは、上腕動脈 16 の真上付近に位置しない残りの多数の第 1 波長発光素子 64 を発光源とする脈波に対して反転する。そのため、他の多数の脈波に対して向きが反転している脈波の発光源である第 1 波長発光素子 64 を上部発光素子 M に決定できるのである。また、各第 1 波長発光素子 64 から発光させられた光が、上腕動脈 16 にて反射または散乱させられて受光素子 158 に到達する光路長を考えると、上腕動脈 16 の真上に位置する第 1 波長発光素子 64 から発光された光の光路長が最短となるので、上腕動脈 16 の真上に位置する第 1 波長発光素子 64 の発光に基づく信号が最大となる。従って、受光素子 158 により検出される脈波の大きさが最も大きくなる第 1 波長発光素子 64 を、上部発光素子 M に決定することもできる。なお、脈波が最も大きいかどうかの決定は、たとえば、各第 1 波長発光素子 64 が発光させられている間に受光素子 158 に検出される信号強度の平均値、その間の最大値、その間の最大値と最小値の差などを比較することにより行う。

【0065】

さらに、動脈位置決定手段 162 は、決定した上流側光センサ装置 150 における上部発光素子 M および下流側光センサ装置 152 における上部発光素子 M を、その上部発光素子 M の配列における位置が分かるように表示器 106 に表示する。たとえば、図 13 に示すような本体 156 の底面の概略図を表示し、上部発光素子 M を、他の素子と異なる色で表示する。または、各第 1 波長発光素子 64 に連続番号が付与されている場合には、上部発光素子 M の番号を表示器 106 に表示してもよい。

【0066】

最適本体位置制御手段 163 は、回転制御手段 132 および直交方向移動制御手段 130 に制御信号を出力して、前記動脈位置決定手段 162 により決定される上流側光センサ装置 150 の上部発光素子 M および下流側光センサ装置 152 の上部発光素子 M が、それぞれ、配列の中央の第 1 波長発光素子 64 となる位置に、本体 156 の装着位置を粗調整し、次いで、その上部発光素子 M が発光させられたときに受光素子 158 により検出され

10

20

30

40

50

る信号強度が最も大きくなるように、本体156の装着位置を微調整する。このように本体156の位置が最適位置とされると、圧脈波センサ46の押圧面72に備えられている圧力検出素子74は、上腕動脈16の真上に位置することになる。

【0067】

血圧値決定手段164は、第1実施例の血圧値決定手段134とほぼ同様の制御内容により、最高血圧値 BP_{SYS} および最低血圧値 BP_{DIA} を決定する。すなわち、第2実施例の血圧値決定手段164も、第1実施例の血圧値決定手段134の制御内容を具体的に示した図10のフローチャートに従って血圧値 BP を決定するが、第1実施例では、第1波長発光素子64および第2波長発光素子66は、上流側光センサ装置150および下流側光センサ装置152に各1個ずつ備えられているのみであったのに対し、第2実施例では、上流側光センサ装置150および下流側光センサ装置152に、第1波長発光素子64および第2波長発光素子66が複数備えられているので、発光素子64、66の数の違いに起因する制御内容の相違がある。すなわち、血圧値決定手段164は、図10のS4に相当するステップでは、下側光センサ装置152において配列の中央に位置する第1波長発光素子64または第2波長発光素子66のうち予め定められているいずれか一方が発光させられ、図10のS9に相当するステップでは、上側光センサ装置150において配列の中央に位置する第1波長発光素子64または第2波長発光素子66のうち予め定められているいずれか一方、および、そのS4において発光させられた素子が、それぞれ所定の周波数で発光させられる。

【0068】

以上説明した第2実施例によれば、2つの光センサ装置150、152には、それぞれ、第1波長発光素子64が一行に配列されているとともに、第1波長発光素子64から発光された光が生体組織内で反射または散乱して生じた光を受光する受光素子158が備えられていることから、第1波長発光素子64の配列方向が上腕動脈16と交差するように本体156を皮膚上に装着した場合、発光制御手段160により、その一行に配列された第1波長発光素子64が順次発光させられたときに受光素子158により検出される複数の脈波を比較すると、上腕動脈16の真上またはその付近に位置する第1波長発光素子64からの脈波は、上腕動脈16の上部から離れている多数の第1波長発光素子64からの脈波に対して反転するので、動脈位置決定手段162により、受光素子158により検出される複数の脈波の比較に基づいて、上流側光センサ装置150下における上腕動脈16の位置および下流側光センサ装置152下における上腕動脈16のおおよその位置を決定することができる。この上腕動脈16のおおよその位置の決定は、一行に配列された複数の第1波長発光素子64を一回ずつ発光させるだけでよいので、迅速に行うことができる。また、上腕動脈16のおおよその位置を迅速に決定できることから、配列の中央の第1波長発光素子64が上部発光素子Mとなるように粗調整した後、最適本体位置制御手段163による制御を経る本体156の最適位置決定までの全体の時間が短時間になる。さらに、2つの光センサ装置150、152の位置を適切な位置に決定することにより、2つの光センサ装置150、152の間に配置されている圧脈波センサ46も、確実に上腕動脈16を押圧することができる。

【0069】

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、本発明はその他の態様においても適用される。

【0070】

たとえば、前述の第1実施例では、光センサ装置50、52には、互いに異なる波長を発光する2つの発光素子62、64が備えられていたが、発光素子は1つであってもよい。

【0071】

また、前述の第2実施例では、第1波長発光素子64により上腕動脈16の位置を決定していたが、第2波長発光素子66を用いて上腕動脈16の位置を決定してもよい。第2波長発光素子66を用いて上腕動脈16の位置する場合には、第1波長発光素子64は必

要ない。また、容積脈波の検出が必要ない場合、すなわち、酸素飽和度や呼吸数などを算出しない場合には、第2波長発光素子66は設けられなくてもよい。

【0072】

また、前述の第2実施例では、受光素子158は、第1波長発光素子64の配列の一方の端に隣接する位置に配置されていたが、受光素子158の位置は、各発光素子64、66から上腕動脈16を経た光を検出できる位置であれば押圧面150a、152a上のどの位置であってもよく、たとえば、第1波長発光素子64の配列よりも圧脈波センサ46から遠い側であってもよい。

【0073】

また、前述の実施例では、プローブ12は上腕部14に装着されていたが、他の部位、たとえば、足首や大腿部などに装着されてもよい。

10

【0074】

なお、上述したの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】

【0075】

【図1】本発明が適用された血圧測定装置に備えられたプローブが、上腕部に装着された状態における要部断面図であり、図2に示すI-I線で切断した断面図である。

【図2】本発明が適用された血圧測定装置に備えられたプローブが、上腕部に装着された状態における要部断面図であり、図1に示すII-II線で切断した断面図である。

20

【図3】プローブの底面図である。

【図4】血圧測定装置の全体構成を説明するブロック図である。

【図5】図4の電子制御装置の制御機能の要部を示す機能ブロック図である。

【図6】530nmの波長の光を発光する発光素子上腕動脈直上に位置させ、赤色光(Red)を発光する発光素子および赤外光(IR)を発光する発光素子上腕動脈直上から外れた位置に位置させたときに、受光素子により検出される後方散乱光を示す波形である。

【図7】530nmの波長の光を発光する発光素子上腕動脈直上から外れた位置に位置させ、赤色光(Red)を発光する発光素子および赤外光(IR)を発光する発光素子上腕動脈直上に位置させたときに、受光素子により検出される後方散乱光を示す波形である。

30

【図8】530nmの波長の光を発光する発光素子上腕動脈直上に位置させ、赤色光(Red)を発光する発光素子および赤外光(IR)を発光する発光素子上腕動脈直上から外れた位置に位置させたときに、受光素子により検出される後方散乱光を示す波形である。

【図9】530nmの波長の光を発光する発光素子、赤色光(Red)を発光する発光素子および赤外光(IR)を発光する発光素子を、全て上腕動脈直上から外れた位置に位置させたときに、受光素子により検出される後方散乱光を示す波形である。

【図10】図5に示した電子制御装置の制御機能のうち、血圧決定に関する制御を示すフローチャートである。

40

【図11】第2実施例の血圧測定装置に備えられているプローブの底面図であり、第1実施例の図3に対応する図である。

【図12】第2実施例における電子制御装置の制御機能の要部を示す機能ブロック図であり、第1実施例の図5に対応する図である。

【図13】図12の動脈位置決定手段により、光センサ装置下における上腕動脈の位置を示すために表示器に表示される本体の底面の概略図である。

【符号の説明】

【0076】

10：血圧測定装置（動脈血管検出装置、圧脈波検出装置）

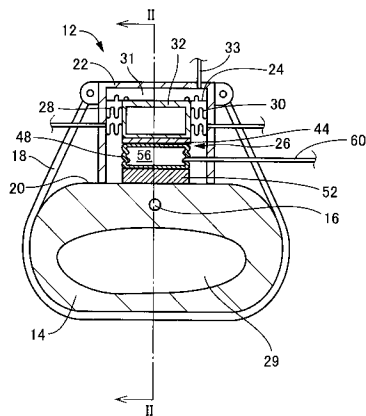
34：本体

50

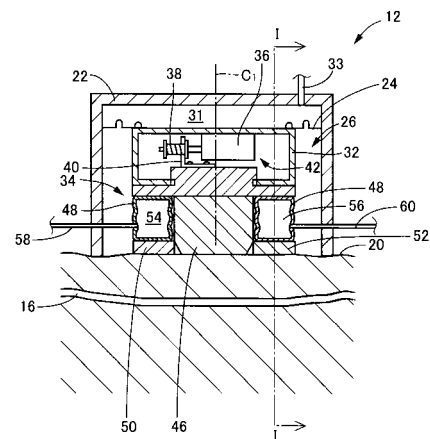
- 4 2 : 回 転 装 置
- 4 6 : 圧 脈 波 セ ン サ (押 圧 部 材)
- 5 0 : 上 流 側 光 セ ン サ 装 置
- 5 2 : 下 流 側 光 セ ン サ 装 置
- 6 4 : 第 1 波 長 発 光 素 子
- 6 6 : 第 2 波 長 発 光 素 子
- 6 8 : 第 1 受 光 素 子
- 7 0 : 第 2 受 光 素 子
- 7 4 : 圧 力 検 出 素 子
- 1 3 1 : 直 交 方 向 移 動 装 置
- 1 3 4 : 血 圧 値 決 定 手 段 (最 高 血 圧 値 決 定 手 段 、 最 低 血 圧 値 決 定 手 段)
- 1 3 6 : 最 適 押 圧 力 制 御 手 段
- 1 5 0 : 上 流 側 光 セ ン サ 装 置
- 1 5 2 : 下 流 側 光 セ ン サ 装 置
- 1 5 6 : 本 体
- 1 5 8 : 受 光 素 子
- 1 6 0 : 発 光 制 御 手 段
- 1 6 2 : 動 脈 位 置 決 定 手 段
- 1 6 3 : 最 適 本 体 位 置 制 御 手 段

10

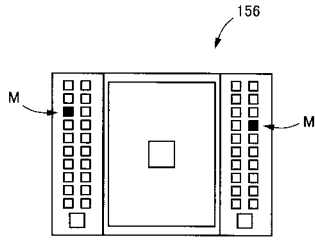
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 13 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2005-046464(JP,A)
特開平11-128184(JP,A)
実開平05-020709(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02 - 5/03