

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5067024号
(P5067024)

(45) 発行日 平成24年11月7日(2012.11.7)

(24) 登録日 平成24年8月24日(2012.8.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2007-149858 (P2007-149858)	(73) 特許権者	000002185
(22) 出願日	平成19年6月6日(2007.6.6)		ソニー株式会社
(65) 公開番号	特開2008-301915 (P2008-301915A)		東京都港区港南1丁目7番1号
(43) 公開日	平成20年12月18日(2008.12.18)	(74) 代理人	100112955
審査請求日	平成22年3月9日(2010.3.9)		弁理士 丸島 敏一
		(72) 発明者	大木 光晴
			東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
			式会社内
		(72) 発明者	増野 智経
			東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
			式会社内
		審査官	福田 裕司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報取得装置および生体情報取得方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光を発光する発光手段と、

前記発光された光を生体に透過または反射させた画像を時系列に撮像するイメージセンサと、

前記画像を前記イメージセンサに結像させるレンズと、

前記撮像された画像における所定の2個所の領域について輝度が時系列における極値となる時刻T1およびT2をそれぞれ取得する極値時刻取得手段と、

前記2個所の領域の前記イメージセンサにおける距離をY、前記レンズの焦点距離をf、前記撮像の際の前記レンズと前記生体との距離をLとして、脈波伝播速度 $P = (Y \times L / f) / (T2 - T1)$ を算出する脈波伝播速度算出手段と

を具備することを特徴とする生体情報取得装置。

【請求項 2】

前記発光手段は、単色の光を発光することを特徴とする請求項1記載の生体情報取得装置。

【請求項 3】

前記極値時刻取得手段は、前記2個所の領域の各々における輝度の平均値が時系列における極値となる時刻T1およびT2をそれぞれ取得することを特徴とする請求項1記載の生体情報取得装置。

【請求項 4】

10

20

前記極値時刻取得手段は、前記撮像された画像を半分に区切った２つの領域の各々における輝度の平均値が時系列における極値となる時刻 T_1 および T_2 をそれぞれ取得し、

前記脈波伝播速度算出手段は、前記２個所の領域の中心点間の前記イメージセンサにおける距離を Y として前記脈波伝播速度 $P = (Y \times L / f) / (T_2 - T_1)$ を算出することを特徴とする請求項１記載の生体情報取得装置。

【請求項５】

光を発光する発光手段と、

前記発光された光を生体に透過または反射させた画像を時系列に撮像するイメージセンサと、

前記画像を前記イメージセンサに結像させるレンズと、

前記イメージセンサの全長 K 、前記レンズの焦点距離 f 、前記撮像の際の前記レンズと前記生体との距離 L をパラメータとして保持するパラメータ保持手段と、

前記撮像された画像を半分に区切った２つの領域の各々における輝度の平均値が時系列における極値となる時刻 T_1 および T_2 をそれぞれ取得する極値時刻取得手段と、

前記極値時刻取得手段によって取得された前記時刻および前記パラメータ保持手段に保持された前記パラメータに基づいて脈波伝播速度 $P = \{ (K / 2) \times L / f \} / (T_2 - T_1)$ を算出する脈波伝播速度算出手段と

を具備することを特徴とする生体情報取得装置。

【請求項６】

光を発光する発光手段と、前記発光された光を生体に透過または反射させた画像を時系列に撮像するイメージセンサと、前記画像を前記イメージセンサに結像させるレンズと、前記イメージセンサの全長 K 、前記レンズの焦点距離 f 、前記撮像の際の前記レンズと前記生体との距離 L をパラメータとして保持するパラメータ保持手段とを備える生体情報取得装置における生体情報取得方法であって、

前記撮像された画像を半分に区切った２つの領域の各々における輝度の平均値が時系列における極値となる時刻 T_1 および T_2 をそれぞれ取得する極値時刻取得手順と、

前記極値時刻取得手順によって取得された前記時刻および前記パラメータ保持手段に保持された前記パラメータに基づいて脈波伝播速度 $P = \{ (K / 2) \times L / f \} / (T_2 - T_1)$ を算出する脈波伝播速度算出手順と

を具備することを特徴とする生体情報取得方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、生体情報取得装置に関し、特に脈波伝播速度を取得する生体情報取得装置、および、その処理方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

脈波伝播速度 (PWV : Pulse Wave Velocity) は、動脈における脈波の伝播速度を示すものであり、動脈硬化などの心血管疾患の発見に役立つことが知られている。この脈波伝播速度を測定する方法として、例えば、血管パターンにおける心拍同期信号の検出位置を２個所決定し、両検出位置間の距離と心拍同期信号の発生時間に基づいて脈波伝播速度を測定する装置が知られている。

【０００３】

このような装置として、例えば、胸部表皮上に装着された心音マイクと上腕部に巻回された圧力センサとを用いて脈波伝播速度を測定する装置において、血管長を決定する方法が提案されている（例えば、特許文献１参照。）。この従来技術では、生体組織中を超音波が伝播する速度を記憶しておいて、心音マイクから超音波を出力させた場合の実測値を上記速度によって割ることにより血管長を算出している。

【特許文献１】特開２００３－２３０５４３号公報（図１）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上述の従来技術では、心音マイクと圧力センサとを用いて脈波伝播時間を測定し、脈波伝播速度を求めている。しかしながら、このような全身に亘る脈波伝播時間を測定するためには測定装置が大掛かりなものになり、日常的な測定には必ずしも適しているとは言い難い。

【0005】

本発明はこのような状況に鑑みてなされたものであり、脈波伝播速度を取得するための生体情報取得装置を小型化することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、上記課題を解決するためになされたものであり、その第1の側面は、光を発光する発光手段と、上記発光された光を生体に透過または反射させた画像を時系列に撮像するイメージセンサと、上記画像を上記イメージセンサに結像させるレンズと、上記撮像された画像における所定の2個所の領域について輝度が時系列における極値となる時刻T1およびT2をそれぞれ取得する極値時刻取得手段と、上記2個所の領域の上記イメージセンサにおける距離をY、上記レンズの焦点距離をf、上記撮像の際の上記レンズと上記生体との距離をLとして、脈波伝播速度 $P = (Y \times L / f) / (T2 - T1)$ を算出する脈波伝播速度算出手段とを具備することを特徴とする生体情報取得装置である。これにより、撮像された画像における輝度の時系列の遷移に基づいて脈波伝播速度を算出させるという作用をもたらす。

【0007】

また、この第1の側面において、上記発光手段は単色の光を発光するものであってもよい。例えば、白熱電球、ハロゲンランプ、または、白色発光ダイオードの他、赤色発光ダイオードのような単色の光源を用いることができる。

【0008】

また、この第1の側面において、上記極値時刻取得手段は、上記2個所の領域の各々における輝度の平均値が時系列における極値となる時刻T1およびT2をそれぞれ取得してもよい。これにより、局所的な変化による影響を吸収させるという作用をもたらす。

【0009】

また、この第1の側面において、上記極値時刻取得手段が上記撮像された画像を半分に区切った2つの領域の各々における輝度の平均値が時系列における極値となる時刻T1およびT2をそれぞれ取得し、上記脈波伝播速度算出手段が上記2個所の領域の中心点間の上記イメージセンサにおける距離をYとして上記脈波伝播速度 $P = (Y \times L / f) / (T2 - T1)$ を算出してもよい。これにより、画像を半分に区切った2つの領域を基準として脈波伝播速度を算出させるという作用をもたらす。

【0010】

また、本発明の第2の側面は、光を発光する発光手段と、上記発光された光を生体に透過または反射させた画像を時系列に撮像するイメージセンサと、上記画像を上記イメージセンサに結像させるレンズと、上記イメージセンサの全長K、上記レンズの焦点距離f、上記撮像の際の上記レンズと上記生体との距離Lをパラメータとして保持するパラメータ保持手段と、上記撮像された画像を半分に区切った2つの領域の各々における輝度の平均値が時系列における極値となる時刻T1およびT2をそれぞれ取得する極値時刻取得手段と、上記極値時刻取得手段によって取得された上記時刻および上記パラメータ保持手段に保持された上記パラメータに基づいて脈波伝播速度 $P = \{ (K / 2) \times L / f \} / (T2 - T1)$ を算出する脈波伝播速度算出手段とを具備することを特徴とする生体情報取得装置である。これにより、固有のパラメータおよび撮像された画像における輝度の時系列の遷移に基づいて脈波伝播速度を算出させるという作用をもたらす。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、脈波伝播速度を取得するための生体情報取得装置を小型化することができるという優れた効果を奏し得る。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

次に本発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【 0 0 1 3 】

図 1 は、本発明の実施の形態における生体情報取得装置の側面図の一例を示す図である。この生体情報取得装置では、基台 1 1 0 の上に照射部 1 2 0 および撮像部 1 3 0 が設けられている。

10

【 0 0 1 4 】

照射部 1 2 0 は、支持部 1 2 1 と、発光部 1 2 2 と、挿入口 1 2 3 とを備えている。支持部 1 2 1 は、一端において基台 1 1 0 に接続し、照射部 1 2 0 全体を支持するものである。発光部 1 2 2 は、生体に照射するための光を発光するものである。本発明の実施の形態では、光の色は特に限定されず、例えば、白熱電球、ハロゲンランプ、または、白色発光ダイオードの他、赤色発光ダイオードのような単色の光源を用いることができる。挿入口 1 2 3 は、生体の一部として、例えば指 9 9 を挿入させるための誘導口である。

【 0 0 1 5 】

なお、上述の発光部 1 2 2 において、白熱電球などの個数や定格電力は適宜選択してよい。また、生体情報取得装置全体を太陽に向けて指 9 9 をかざすように配置することにより、白熱電球などに代えて太陽光線を光源として用いるようにしてもよい。

20

【 0 0 1 6 】

一方、撮像部 1 3 0 は、支持部 1 3 1 と、カメラ本体 1 3 2 とを備えている。支持部 1 3 1 は、一端において基台 1 1 0 に接続し、カメラ本体 1 3 2 を支持するものである。カメラ本体 1 3 2 は、被写体を撮像するためのものであり、汎用のデジタルスチルカメラやデジタルビデオカメラであってもよく、また、専用のカメラであってもよい。このカメラ本体 1 3 2 は、複数の画像を連続して撮像するための連写モードを備えていることが望ましい。

【 0 0 1 7 】

カメラ本体 1 3 2 の先端にはレンズ部 1 3 3 が設けられており、レンズ部 1 3 3 の視線軸が発光部 1 2 2 と直交するように、支持部 1 3 1 によって固定保持されている。カメラ本体 1 3 2 は、レンズ部 1 3 3 によって集光された光を撮像素子によって光電変換する。この撮像素子は、1次元ラインセンサまたは2次元イメージセンサであり、例えば、CCD (Charge Coupled Device) センサやCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサによって実現することができる。なお、これら撮像素子としてはR (赤)、G (緑)、B (青) の3色に対して感度を有するものが多く利用されており、その場合、一般に何れの素子も800nmから1000nm付近に感度を有しており、すなわち近赤外成分も受光できるようになっている。

30

【 0 0 1 8 】

カメラ本体 1 3 2 で撮影された画像は順次、画像処理部 2 4 0 に転送されるようになっている。この画像処理部 2 4 0 は、専用のハードウェアにより構成してもよく、また、一般的なパーソナルコンピュータにより実現してもよい。

40

【 0 0 1 9 】

図 2 は、本発明の実施の形態における画像処理部 2 4 0 の機能構成例を示す図である。この画像処理部 2 4 0 には、照射部 1 2 0 によって照射された光を生体に透過させた画像が、撮像部 1 3 0 によって供給される。この画像処理部 2 4 0 は、撮像画像保持部 2 4 1 と、根元側平均値算出部 2 4 2 と、先端側平均値算出部 2 4 3 と、根元側極小時刻選択部 2 4 4 と、先端側極小時刻選択部 2 4 5 と、パラメータ保持部 2 4 6 と、脈波伝播速度算出部 2 4 7 と、表示部 2 4 8 とを備えている。

【 0 0 2 0 】

50

撮像画像保持部 241 は、撮像部 130 から供給された画像を保持するものである。この画像は時系列に撮像されたものであり、ここでは 1 秒当たり 60 枚の撮像間隔で、5 秒間に相当する 300 枚の画像を想定する。この撮像間隔は短いほど脈波伝播速度の算出精度を向上させることができるが、実用的には脈拍（脈波）の周期よりも十分に短ければよいと考えられる。通常、脈拍の周期は 0.5 秒から 1 秒程度であるため、撮影間隔は例えば 0.02 秒間隔未満（つまり、1 秒間あたり 50 枚以上）であれば十分である。また、全体としての撮影時間は、原理的には脈拍（脈波）の周期と同等の時間でよいが、安定した測定のためには数秒間程度確保することが望ましい。

【0021】

根元側平均値算出部 242 は、撮像画像保持部 241 に保持された画像の各々について指 99 の根元側（付け根側）の画像部分の輝度の平均値を算出するものである。時刻を t （ t は整数）とすると、根元側の画像部分の輝度の平均値は時系列に $AV1(t)$ として表される。なお、この場合の平均値は根元側の画像部分全体の平均値としてもよいが、画像周辺部に指の投影像が存在しない場合には根元側の画像部分の中央領域（例えば、根元側の画像部分の中心点の近傍の 100 画素四方）の平均値を算出するようにしてもよい。さらに、平均値の算出を省いて、根元側の画像部分の中心点などの代表点の値を用いるようにしてもよい。

【0022】

先端側平均値算出部 243 は、撮像画像保持部 241 に保持された画像の各々について指 99 の先端側の画像部分の輝度の平均値を算出するものである。根元側の場合と同様に、時刻 t の先端側の画像部分の輝度の平均値は時系列に $AV2(t)$ として表される。なお、平均値の算出の要領についても根元側の場合と同様である。

【0023】

根元側極小時刻選択部 244 は、根元側平均値算出部 242 によって算出された根元側の画像部分の輝度の平均値 $AV1(t)$ の中で、時系列において極小値を示す時刻を選択するものである。

【0024】

先端側極小時刻選択部 245 は、先端側平均値算出部 243 によって算出された先端側の画像部分の輝度の平均値 $AV2(t)$ の中で、時系列において極小値を示す時刻を選択するものである。

【0025】

パラメータ保持部 246 は、脈波伝播速度の算出に必要な既知のパラメータを保持するものである。このパラメータの具体的な内容については後述する。

【0026】

脈波伝播速度算出部 247 は、根元側極小時刻選択部 244 および先端側極小時刻選択部 245 によって選択された時刻と、パラメータ保持部 246 に保持されるパラメータとに基づいて脈波伝播速度を算出するものである。この脈波伝播速度算出部 247 における脈波伝播速度の算出法については後述する。

【0027】

表示部 248 は、脈波伝播速度算出部 247 によって算出された脈波伝播速度を表示するものである。この表示部 248 は、例えば LCD（Liquid Crystal Display）パネルなどにより実現される。

【0028】

図 3 は、本発明の実施の形態における撮像画像 300 の一例を示す図である。ここでは、撮像画像 300 を中心線 330 によって 2 つの領域に分割して、それぞれの領域における輝度を測定する。この図において右側が指 99 の根元側の画像部分 310 であり、左側が指 99 の先端側の画像部分 320 である。根元側の画像部分 310 の輝度の平均値を根元側平均値算出部 242 が算出し、先端側の画像部分 320 の輝度の平均値を先端側平均値算出部 243 が算出する。

【0029】

ここで、根元側の画像部分 3 1 0 の中心点 3 1 1 をその代表点とし、先端側の画像部分 3 2 0 の中心点 3 2 1 をその代表点とする。このとき、撮像画像 3 0 0 の横方向の長さを W とすると、根元側の画像部分 3 1 0 の中心点 3 1 1 と先端側の画像部分 3 2 0 の中心点 3 2 1 との間の距離は、その半分の「 $W / 2$ 」となる。

【 0 0 3 0 】

図 4 は、本発明の実施の形態における撮像部 1 3 0 と指 9 9 の位置関係を示す図である。撮像部 1 3 0 は、撮像素子 1 3 4 およびレンズ部 1 3 3 を備えており、レンズ部 1 3 3 は撮像素子 1 3 4 と被写体（指 9 9）との間に配置される。このレンズ部 1 3 3 から撮像素子 1 3 4 までの距離は、レンズ部 1 3 3 の焦点距離 f である。

【 0 0 3 1 】

また、レンズ部 1 3 3 から指 9 9 までの距離を L とする。この距離 L は、本発明の実施の形態のように挿入口 1 2 3 と撮像部 1 3 0 との位置関係を固定することにより、生体情報取得装置において一定の値になる。

【 0 0 3 2 】

指 9 9 における根元側 A からの光は、レンズ部 1 3 3 において屈折され、撮像素子 1 3 4 における領域 C に結像する。また、指 9 9 における先端側 B からの光は、レンズ部 1 3 3 において屈折され、撮像素子 1 3 4 における領域 D に結像する。したがって、撮像素子 1 3 4 上の距離を Y とすると、指 9 9 における距離 X は、以下の式 1 により算出することができる。

$$X = Y \times L / f \quad (\text{式 1})$$

【 0 0 3 3 】

ここで、図 3 と同様に撮像素子 1 3 4 を 2 つの領域に分割することを想定する。指 9 9 の伸びる方向における撮像素子 1 3 4 上の全長を K とすると、先端側の画像部分の中心点と根元側の画像部分の中心点との間の距離はその半分の「 $K / 2$ 」となる。この「 $K / 2$ 」を距離 Y に代入すると、指 9 9 における距離 X は、以下の式 2 になる。

$$X = (K / 2) \times L / f \quad (\text{式 2})$$

【 0 0 3 4 】

したがって、指 9 9 において根元側 A が動脈膨張した時刻と先端側 B が動脈膨張した時刻との時間差 T を取得できれば、以下の式 3 により脈波伝播速度 P を算出することができる。

$$P = X / T = \{ (K / 2) \times L / f \} / T \quad (\text{式 3})$$

【 0 0 3 5 】

指 9 9 における根元側 A による領域 C の画像の輝度の平均値は、時刻 T_1 において極小値となる。これは、根元側 A が動脈膨張した時刻を意味する。また、指 9 9 における先端側 B による領域 D の画像の輝度の平均値は、時刻 T_2 において極小値となる。これは、先端側 B が動脈膨張した時刻を意味する。したがって、時刻 T_2 から時刻 T_1 を減算した値は、根元側 A から先端側 B へ脈波が移動した時間差 T を示すことになる。なお、同図の輝度のグラフにおいて、下方側がより明るい値を示すことを意味している。

【 0 0 3 6 】

したがって、脈波伝播速度 P は、以下の式 4 により算出することができる。

$$P = \{ (K / 2) \times L / f \} / (T_2 - T_1) \quad (\text{式 4})$$

【 0 0 3 7 】

ここで、焦点距離 f はレンズ部 1 3 3 に固有の値である。また、撮像素子 1 3 4 の全長 K は撮像素子 1 3 4 に固有の値である。さらに、レンズ部 1 3 3 から指 9 9 までの距離 L は生体情報取得装置において一定の値である。したがって、これら焦点距離 f 、全長 K 、距離 L は、固定値としてパラメータ保持部 2 4 6 に保持しておくことができる。そして、時刻 T_1 および T_2 が取得されるたびにこれらの固定値がパラメータ保持部 2 4 6 から読み出され、脈波伝播速度算出部 2 4 7 において上述の式 4 により脈波伝播速度 P が算出される。

【 0 0 3 8 】

10

20

30

40

50

図 5 は、本発明の実施の形態における生体情報取得装置による実験データを示す図である。ここでは、根元側の画像部分の輝度の平均値 $AV1(t)$ および先端側の画像部分の輝度の平均値 $AV2(t)$ が「1/30」秒の撮像間隔でプロットされている。

【0039】

$AV1(t)$ が極小値となるのは第 10 番目の時刻 $T1$ であり、 $AV2(t)$ が極小値となるのは第 11 番目の時刻 $T2$ である。したがって、この場合の脈波の移動時間は、「1/30」秒であることがわかる。

【0040】

現状の技術では、撮像間隔が 1 秒当たり 30 枚程度であれば、家庭用のビデオカメラでも実現されている。今後の LSI 技術の進歩によって撮像間隔がさらに短縮化され、脈波伝播速度の算出精度もさらに向上することが期待できる。

【0041】

次に本発明の実施の形態における生体情報取得装置の動作について図面を参照して説明する。

【0042】

図 6 は、本発明の実施の形態における生体情報（脈波伝播速度）取得方法の処理手順例を示す流れ図である。まず、撮像部 130 において時系列に撮像された各時刻の画像が、撮像画像保持部 241 に保持される（ステップ S811）。

【0043】

そして、根元側平均値算出部 242 において、各時刻 t における根元側の画像部分の輝度の平均値 $AV1(t)$ が算出される（ステップ S821）。また、先端側平均値算出部 243 において、各時刻 t における先端側の画像部分の輝度の平均値 $AV2(t)$ が算出される（ステップ S822）。

【0044】

ステップ S821 および S822 において算出された平均値 $AV1(t)$ および $AV2(t)$ について、根元側極小時刻選択部 244 および先端側極小時刻選択部 245 において極小値を示す時刻が選択される。すなわち、平均値 $AV1(t)$ の中で時系列において輝度の極小値を示す時刻が $T1$ として選択され（ステップ S831）、平均値 $AV2(t)$ の中で時系列において極小値を示す時刻が $T2$ として選択される（ステップ S832）。

【0045】

ステップ S831 および S832 において選択された時刻 $T1$ および $T2$ に基づいて、脈波伝播速度算出部 247 において式 1 により脈波伝播速度 P が算出される（ステップ S841）。算出された脈波伝播速度 P は、表示部 248 に表示される（ステップ S842）。

【0046】

このように、本発明の実施の形態によれば、時系列に撮像された画像の 2 個所の画像部分のそれぞれについて根元側極小時刻選択部 244 および先端側極小時刻選択部 245 において輝度の極小値を示す時刻を求め、両時刻の差異に基づいて式 1 により脈波伝播速度 P を算出することができる。

【0047】

なお、本発明の実施の形態における生体情報取得装置は、静脈認証装置としても作用させることが出来る。すなわち、この装置を使うことによって、静脈認証による個人の特定と、その個人の生体情報（健康に関する情報）の取得の両者を実現することができる。例えば、大病院などでは、1つのパルスオキシメータを使って、短時間に次々と複数の患者の脈波伝播速度を測定する場合がある。この場合、どの患者の測定値であったかを人手を介して診断書などに記入しており、測定値と患者をとり間違える可能性があった。しかし、本発明の実施の形態における生体情報取得装置によれば、脈波伝播速度を測定すると同時に、被検者がどの患者であるかを静脈認証により特定することができる。つまり、1つの装置によって、「患者の特定」と「その患者の脈波伝播速度」が一組の電子データとし

10

20

30

40

50

て出力されるため、このデータを使って電子カルテに書き込むことにより、人為的ミスをなくすることができる。

【 0 0 4 8 】

以上、本発明の実施の形態として、透過型による実現例について説明した。パルスオキシメータには透過型および反射型があるのと同様に、本発明も、透過型のみに限定するわけではなく、反射型の構成としてもよい。すなわち、照射部と受光部とが指を挟んで反対側に存在する構成（透過型）ではなく、照射部と受光部とが指に対して同じ側に存在する構成（反射型）であってもよい。

【 0 0 4 9 】

また、本発明の実施の形態では、極小値を用いて計算を行っていたが、同様に、極大値を用いて計算してもよいことは言うまでもない。

10

【 0 0 5 0 】

なお、本発明の実施の形態は本発明を具現化するための一例を示したものであり、以下に示すように特許請求の範囲における発明特定事項とそれぞれ対応関係を有するが、これに限定されるものではなく本発明の要旨を逸脱しない範囲において種々の変形を施すことができる。

【 0 0 5 1 】

すなわち、請求項 1 において、発光手段は例えば発光部 1 2 2 に対応する。また、イメージセンサは例えば撮像素子 1 3 4 に対応する。また、レンズは例えばレンズ部 1 3 3 に対応する。また、極値時刻取得手段は例えば根元側極小時刻選択部 2 4 4 および先端側極小時刻選択部 2 4 5 に対応する。また、脈波伝播速度算出手段は例えば脈波伝播速度算出部 2 4 7 に対応する。

20

【 0 0 5 2 】

また、請求項 5 において、発光手段は例えば発光部 1 2 2 に対応する。また、イメージセンサは例えば撮像素子 1 3 4 に対応する。また、レンズは例えばレンズ部 1 3 3 に対応する。また、パラメータ保持手段は例えばパラメータ保持部 2 4 6 に対応する。また、極値時刻取得手段は例えば根元側極小時刻選択部 2 4 4 および先端側極小時刻選択部 2 4 5 に対応する。また、脈波伝播速度算出手段は例えば脈波伝播速度算出部 2 4 7 に対応する。

【 0 0 5 3 】

また、請求項 6 において、発光手段は例えば発光部 1 2 2 に対応する。また、イメージセンサは例えば撮像素子 1 3 4 に対応する。また、レンズは例えばレンズ部 1 3 3 に対応する。また、パラメータ保持手段は例えばパラメータ保持部 2 4 6 に対応する。また、極値時刻取得手順は例えばステップ S 8 3 1 および S 8 3 2 に対応する。また、脈波伝播速度算出手順は例えばステップ S 8 4 1 に対応する。

30

【 0 0 5 4 】

なお、本発明の実施の形態において説明した処理手順は、これら一連の手順を有する方法として捉えてもよく、また、これら一連の手順をコンピュータに実行させるためのプログラム乃至そのプログラムを記憶する記録媒体として捉えてもよい。

【図面の簡単な説明】

40

【 0 0 5 5 】

【図 1】本発明の実施の形態における生体情報取得装置の側面図の一例を示す図である。

【図 2】本発明の実施の形態における画像処理部 2 4 0 の機能構成例を示す図である。

【図 3】本発明の実施の形態における撮像画像 3 0 0 の一例を示す図である。

【図 4】本発明の実施の形態における撮像部 1 3 0 と指 9 9 の位置関係を示す図である。

【図 5】本発明の実施の形態における生体情報取得装置による実験データを示す図である。

【図 6】本発明の実施の形態における生体情報取得方法の処理手順例を示す流れ図である。

【符号の説明】

50

【 0 0 5 6 】

9 9 指

1 1 0 基台

1 2 0 照射部

1 2 1 支持部

1 2 2 発光部

1 2 3 挿入口

1 3 0 撮像部

1 3 1 支持部

1 3 2 カメラ本体

1 3 3 レンズ部

1 3 4 撮像素子

2 4 0 画像処理部

2 4 1 撮像画像保持部

2 4 2 根元側平均値算出部

2 4 3 先端側平均値算出部

2 4 4 根元側極小時刻選択部

2 4 5 先端側極小時刻選択部

2 4 6 パラメータ保持部

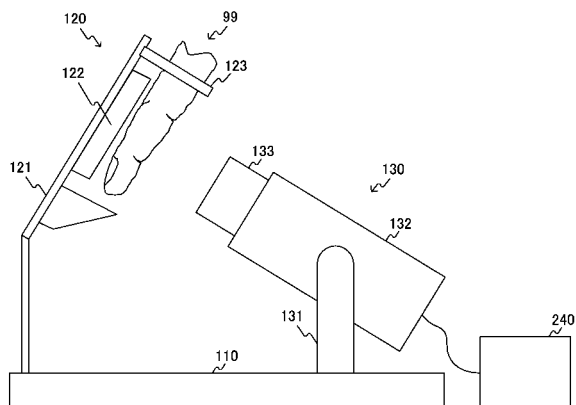
2 4 7 脈波伝播速度算出部

2 4 8 表示部

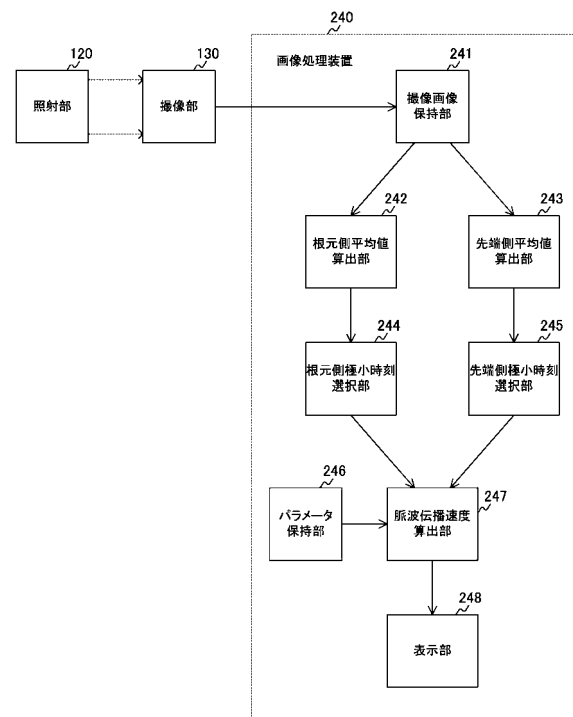
10

20

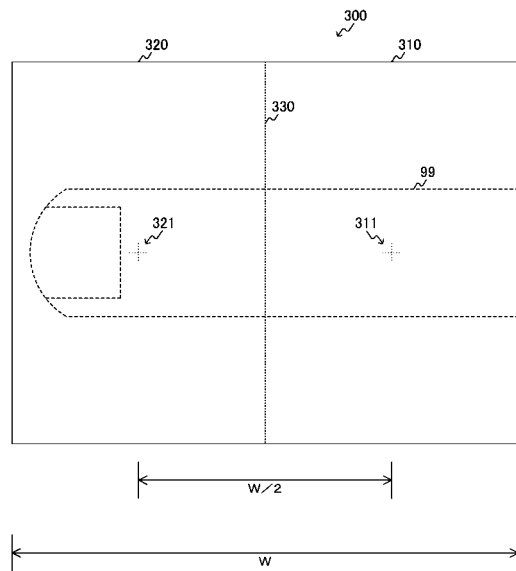
【 図 1 】



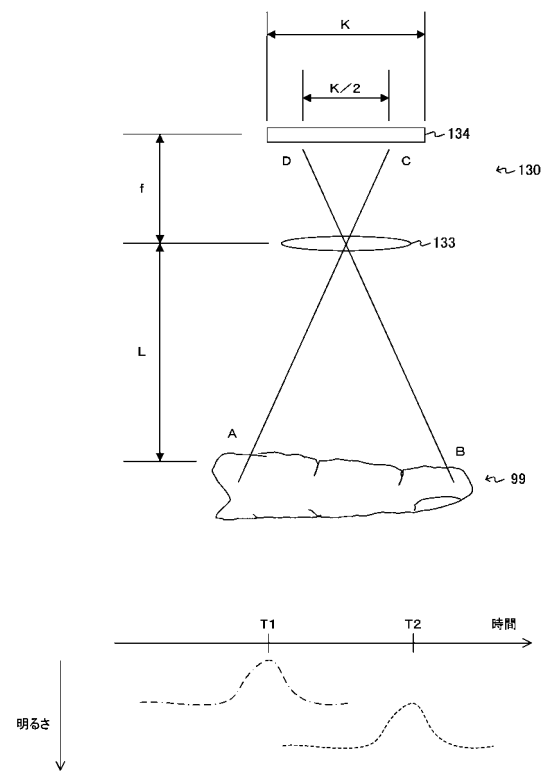
【 図 2 】



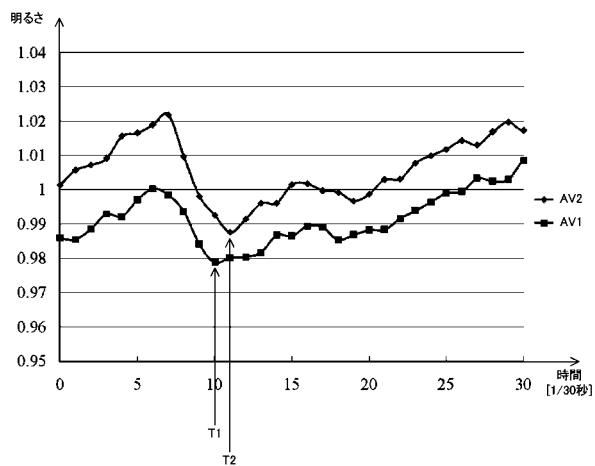
【図 3】



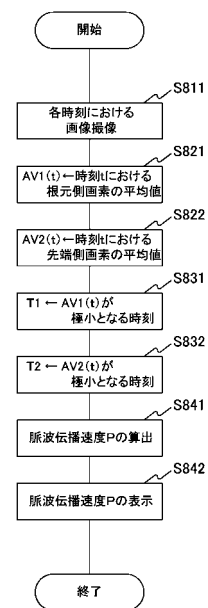
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-331268(JP,A)
特開2005-046306(JP,A)
特開2003-146107(JP,A)
特開平07-124126(JP,A)
特開昭60-088536(JP,A)
特開平11-290285(JP,A)
特開2003-290154(JP,A)
特開2005-270570(JP,A)
特開2007-125144(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0245