

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6716712号

(P6716712)

(45) 発行日 令和2年7月1日 (2020.7.1)

(24) 登録日 令和2年6月12日 (2020.6.12)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 B
	A 6 1 B 5/02 3 1 0 V
	A 6 1 B 5/022 4 0 0 H

請求項の数 4 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2018-550188 (P2018-550188)	(73) 特許権者	000005049
(86) (22) 出願日	平成29年11月6日 (2017.11.6)		シャープ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2017/039920		大阪府堺市堺区匠町 1 番地
(87) 国際公開番号	W02018/088358	(74) 代理人	110000338
(87) 国際公開日	平成30年5月17日 (2018.5.17)		特許業務法人HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK
審査請求日	平成31年4月26日 (2019.4.26)	(72) 発明者	大西 潤哉
(31) 優先権主張番号	特願2016-219887 (P2016-219887)		大阪府堺市堺区匠町 1 番地 シャープ株式会社内
(32) 優先日	平成28年11月10日 (2016.11.10)	(72) 発明者	足立 佳久
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)		大阪府堺市堺区匠町 1 番地 シャープ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像解析装置および生体情報生成システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体を撮像した画像を解析することにより、前記生体の脈波を検出する画像解析装置であって、

酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい波長領域のうちの近赤外光波長領域に光透過特性を有する、または、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい波長領域のうちの可視光波長領域および近赤外光波長領域に光透過特性を有する第 1 フィルタと、

酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい波長領域のうちの可視光波長領域および近赤外光波長領域に光透過特性を有する第 2 フィルタと、
を通して前記生体を撮像した画像を複数取得する取得部と、

前記取得部が取得した複数の前記生体の画像を解析することにより前記生体の脈波を検出する画像解析部とを備え、

前記画像解析部は、前記第 1 フィルタを通して撮像された画像と共に、前記第 2 フィルタを通して撮像された画像を用いて前記脈波を検出し、

前記生体の動作を検出する動作センサーによって検出された前記生体の動作に基づいて、前記画像解析部が検出した脈波の補正を行う補正部を備えることを特徴とする画像解析装置。

【請求項 2】

生体を撮像する撮像装置と、

前記生体の動作を検出する動作センサーと、
請求項 1 に記載の画像解析装置と、

前記画像解析装置が検出した脈波に基づいて、前記生体の生体情報を生成する生体情報生成装置と備えることを特徴とする生体情報生成システム。

【請求項 3】

前記生体情報生成装置は、前記動作センサーが検出した動作と、前記生体情報とに基づいて、他の装置を制御する制御命令を生成する制御命令生成部を備えていることを特徴とする請求項 2 に記載の生体情報生成システム。

【請求項 4】

前記補正部は、前記生体の特定の動作に関する脈波の補正量により補正することを特徴とする請求項 1 に記載の画像解析装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

以下の開示は、生体の脈波を検出する脈波検出装置および画像解析装置、並びに当該脈波検出装置が検出した生体の脈波に基づいて生体の生体情報を生成する生体情報生成システムに関する。

【背景技術】

【0002】

心臓の血液駆出に伴う血管の拍動を表現する波形を意味する脈波を検出する脈波検出装置が知られている。このような脈波検出装置によって検出された脈波から、ストレスレベルや血圧などの生体情報を取得することができる。

20

【0003】

脈波検出装置として、接触式の脈波検出装置が知られている。しかしながら、接触方式の脈波検出装置では、被測定者が測定を意識した状態になり、かつ、被測定者の測定箇所が脈波検出装置と接触することによる血管の変形が生じるため、脈波を正確に検出することが困難である。

【0004】

上記問題点を解決することができる非接触式の脈波検出装置が知られており、例えば、特許文献 1 に開示されている。特許文献 1 に開示されている脈波検出装置では、カメラで被測定者を撮像した画像から当該画像内での被測定者の顔の脈波の検出領域の位置を算出し、当該検出領域において脈波を検出している。

30

【0005】

また、特許文献 1 の脈波検出装置では、カメラに、R (Red)、G (Green)、B (Blue) の 3 種の受光素子が搭載されており、カメラで撮像した画像に含まれる 3 つの波長成分、すなわち R 成分、G 成分および B 成分のうち血液の吸光特性が異なる R 成分と G 成分の 2 つの波長成分の代表値の時系列データを用いて、脈波を検出している。すなわち、特許文献 1 の脈波検出装置では、可視光波長領域の光の強度を用いて脈波を検出している。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0006】

【特許文献 1】日本国公開特許公報「特開 2014 - 198201 号公報 (2014 年 10 月 23 日公開)」

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献 1 の脈波検出装置では、上述したように、可視光波長領域の光の強度を用いて脈波を検出している。可視光波長領域の光の強度を用いて脈波を検出する場合、可視光は生体内部への透過深度が浅いため、被測定者の表面にある毛細血管における脈波しか検出することができない。その結果、特許文献 1 の脈波検出装置では、脈波を

50

精度高く検出できないという問題がある。

【0008】

また、被測定者が動いた場合には、脈波を検出する精度が低下するという問題がある。

【0009】

本開示の一態様に係る脈波検出装置および画像解析装置は、上記の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、生体の脈波を精度高く検出することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記の課題を解決するために、本開示の一態様に係る脈波検出装置は、生体を撮像した画像を解析することにより、前記生体の脈波を検出する脈波検出装置であって、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい波長領域のうちの近赤外光波長領域に光透過特性を有する第1フィルタを通して前記生体を複数回撮像する撮像部と、前記撮像部によって撮像された複数の前記生体の画像を解析することにより前記生体の脈波を検出する画像解析部とを備え、前記画像解析部は、前記複数の画像によって示される、近赤外光波長領域の光の強度の変化を検出することにより前記脈波を検出する。

10

【0011】

上記の課題を解決するために、本開示の一態様に係る画像解析装置は、生体を撮像した画像を解析することにより、前記生体の脈波を検出する画像解析装置であって、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい波長領域のうちの近赤外光波長領域に光透過特性を有する第1フィルタを通して前記生体を撮像した画像を複数取得する取得部と、前記取得部が取得した複数の前記生体の画像を解析することにより前記生体の脈波を検出する画像解析部とを備え、前記画像解析部は、前記複数の画像によって示される、近赤外光波長領域の光の強度の変化を検出することにより前記脈波を検出する。

20

【0012】

上記の課題を解決するために、本開示の一態様に係る画像解析装置は、生体を撮像した画像を解析することにより、前記生体の脈波を検出する画像解析装置であって、前記生体を撮像した画像を解析することにより前記生体の脈波を検出する画像解析部と、前記生体の動作を検出する動作センサーによって検出された前記生体の動作に基づいて、前記画像解析部が検出した脈波の補正を行う補正部とを備える。

30

【発明の効果】

【0013】

本開示の一態様によれば、生体の脈波を精度高く検出するという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本開示の実施形態1に係る生体情報生成システムの主要部の構成を示すブロック図である。

【図2】上記生体情報生成システムが備えるカメラの構成を示す概略図である。

【図3】上記カメラが備える赤色フィルタ、第1緑色フィルタ、青色フィルタ、および赤外光フィルタの光透過率を示すグラフである。

40

【図4】上記生体情報生成システムが備える検出領域設定部による検出領域の設定を説明するための図である。

【図5】上記生体情報生成システムによって算出したストレスレベルと、従来の装置によって算出したストレスレベルとの相関を示すものであり、(a)は積分値LFの相関を示すグラフであり、(b)は積分値HFの相関を示すグラフであり、(c)はLF/HFの値の相関を示すグラフである。

【図6】上記生体情報生成システムにおける処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図7】上記生体情報生成システムの変形例としての生体情報生成システムの主要部の構

50

成を示すブロック図である。

【図 8】上記生体情報生成システムの他の変形例としての生体情報生成システムの主要部の構成を示すブロック図である。

【図 9】上記生体情報生成システムのさらなる変形例としての生体情報生成システムの主要部の構成を示すブロック図である。

【図 10】本開示の実施形態 2 に係る生体情報生成システムの主要部の構成を示すブロック図である。

【図 11】上記生体情報生成システムが備えるカメラの構成を示す概略図である。

【図 12】上記カメラが備える赤色フィルタ、第 1 緑色フィルタ、青色フィルタ、および第 2 緑色フィルタの光透過率を示すグラフである。

10

【図 13】本開示の実施形態 3 に係る生体情報生成システムの主要部の構成を示すブロック図である。

【図 14】上記生体情報生成システムが備えるカメラの構成を示す概略図である。

【図 15】上記カメラが備える赤色フィルタ、第 1 緑色フィルタ、青色フィルタ、およびシアンフィルタの光透過率を示すグラフである。

【図 16】本開示の実施形態 4 に係る生体情報生成システムの主要部の構成を示すブロック図である。

【図 17】上記生体情報生成システムにおける処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図 18】酸化ヘモグロビンおよび還元ヘモグロビンの光吸収係数を示すグラフである。

20

【発明を実施するための形態】

【0015】

本開示の実施形態について、図面に基づいて説明すれば以下の通りである。なお、以下の各実施形態においては、人を撮像することにより得られた画像からその人の脈波を検出する脈波検出装置および画像解析装置について説明するが、本開示はこれに限定されない。すなわち、人以外の生体（心臓を有する任意の生体）を撮像することにより得られた動画像からその生体の脈波を検出する脈波検出装置および画像解析装置も本開示の範疇に含まれる。なお、脈波とは、心臓の血液駆出に伴う血管の拍動を表現する波形を意味する。

【0016】

〔実施形態 1〕

30

以下、本開示の実施形態 1 における生体情報生成システム 1 A について、図 1 ~ 図 6 を参照しながら詳細に説明する。

【0017】

（生体情報生成システム 1 A の構成）

生体情報生成システム 1 A の構成について、図 1 を参照しながら説明する。図 1 は、生体情報生成システム 1 A の主要部の構成を示すブロック図である。

【0018】

図 1 に示すように、生体情報生成システム 1 A は、脈波検出装置 2 A と、生体情報生成装置 3 A とを備えている。

【0019】

40

（脈波検出装置 2 A）

図 1 に示すように、脈波検出装置 2 A は、カメラ（撮像部、撮像装置）10 A と、画像解析部（画像解析装置）20 A とを備えている。

【0020】

（カメラ 10 A）

カメラ 10 A について、図 2 を参照しながら説明する。図 2 は、カメラ 10 A の構成を示す概略図である。

【0021】

図 2 に示すように、カメラ 10 A は、複数の受光素子を含むイメージセンサー（不図示）を備えており、各受光素子に、赤色フィルタ 11、第 1 緑色フィルタ（第 1 フィルタ、

50

第2フィルタ)12、青色フィルタ13、および赤外光フィルタ(第1フィルタ)14のいずれかが備えられている。カメラ10Aは、これら赤色フィルタ11、第1緑色フィルタ12、青色フィルタ13、および赤外光フィルタ14をそれぞれ透過した光の強度(輝度)を検出し、撮像画像を生成する。上述の4種類のフィルタのいずれかが設けられた受光素子によって、撮像画像における各画素が形成される。

【0022】

赤色フィルタ11、第1緑色フィルタ12、青色フィルタ13、および赤外光フィルタ14の透過特性(感度特性)について、図3を参照しながら説明する。図3は、赤色フィルタ11、第1緑色フィルタ12、青色フィルタ13、および赤外光フィルタ14の光透過率を示すグラフである。図3に示すように、赤色フィルタ11は、約600nm~約700nmの赤色の可視光波長領域の光を透過させる。第1緑色フィルタ12は、約500nm~約600nmの緑色の可視光波長領域の光、および約805nm以上の近赤外線領域の波長の光を透過させる。青色フィルタ13は、約400nm~約500nmの青色の可視光波長領域の波長の光を透過させる。赤外光フィルタ14は、約805nm以上の近赤外線領域の波長の光を透過させる。

10

【0023】

カメラ10Aは、赤色フィルタ11を透過した光の強度、第1緑色フィルタ12を透過した光の強度、青色フィルタ13、および赤外光フィルタ14を透過した光の強度に基づいて、所定の時間間隔で被写体(生体)を複数回撮像し、その結果生成した複数の撮像画像を画像解析部20Aへ出力する。以下の説明では、カメラ10Aは、複数の撮像画像を含む動画像を画像解析部20Aへ出力するものとする。

20

【0024】

(画像解析部20A)

画像解析部20Aは、カメラ10Aから出力された動画像に含まれる複数の撮像画像を解析することにより生体の脈波を検出する。画像解析部20Aは、上記動画像に含まれる複数の撮像画像(フレーム)のうちの一部のみを用いて脈波を検出してもよい。画像解析部20Aは、図1に示すように、検出領域設定部(取得部)21Aと、画素値算出部22Aと、脈波検出部23Aとを備えている。

【0025】

検出領域設定部21Aは、カメラ10Aから出力された生体の動画像を取得し(すなわち、検出領域設定部21Aは、カメラ10Aから出力された画像を複数取得する取得部としての機能を有する)、当該動画像に含まれる撮像画像のそれぞれにおいて、脈波を検出する検出領域を設定する。なお、検出領域は、撮像画像において、生体の肌が撮像されている領域から選択される必要がある。これは、脈波は、被測定者の肌の色の時間的な変化を用いて検出されるためである。

30

【0026】

図4は、検出領域設定部21Aによる検出領域の設定を説明するための図である。具体的には、検出領域設定部21Aは、図4に示すように、まず、カメラ10Aから出力された生体の動画像の所定のフレームごとに生体の顔領域Fを検出する。生体の顔領域Fの検出は、公知の技術を用いることができる。次に、検出領域設定部21Aは、検出した生体の顔領域Fにおいて額領域Dを検出領域として設定する。検出領域として額領域Dを設定する場合、顔領域Fの左から1/5~4/5の幅であり、かつ、顔領域Fの上から0~1/5の領域を検出領域とすればよい。検出領域として、額領域D以外にも、鼻または頬の領域を設定してもよい。額、鼻、頬には動脈があり、また、額、鼻、頬は生体の顔がカメラ10Aを向いているときに検出しやすい領域であるため、検出領域として好ましい。また、生体がカメラ10Aに対して横を向いている場合には、首を検出領域としてもよい。

40

【0027】

画素値算出部22Aは、撮像画像に含まれる各画素を表現するための各色(R、G、BおよびIR(Infrared))の画素値(階調値)を用いて、検出領域(例えば、額領域D)における各色の画素値の演算値を算出する。当該演算値とは、撮像画像における検出領域

50

に含まれる複数の画素の画素値に対して所定の演算を行うことによって得られる値であり、当該検出領域に含まれる画素の画素値の大きさを反映した値である。画素値算出部 22 A は、例えば、額領域 D における各色の画素値の平均（平均画素値）を、額領域 D における画素値の演算値として算出してもよい。また、画素値算出部 22 A は、例えば、額領域 D の中心に近い画素の画素値の重みづけを大きくし、額領域 D の中心から離れた画素の画素値の重みづけを小さくして算出された統計値を、額領域 D における画素値の演算値として算出してもよい。以降の説明では、画素値算出部 22 A が、額領域 D における各色の平均画素値を、額領域 D における画素値の演算値として算出するものとして説明する。

【0028】

画素値算出部 22 A は、平均画素値の時間変化を取得するため、上記動画像における所定の時間（例えば、30 秒間）分のフレームについて平均画素値の算出を行う。画素値算出部 22 A は、算出した各色の平均画素値を脈波検出部 23 A へ出力する。

【0029】

ここで、生体の血液に含まれる、酸化ヘモグロビンおよび還元ヘモグロビンによる光の吸収について、図 18 を参照しながら説明する。図 18 は、酸化ヘモグロビンおよび還元ヘモグロビンの光吸収係数を示すグラフである。図 18 に示すように、453 nm ~ 499 nm、529 ~ 546 nm、569 ~ 584 nm、および 805 nm ~ 1300 nm の波長領域では、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい。

【0030】

したがって、529 ~ 546 nm、569 ~ 584 nm、および 805 nm ~ 1300 nm の波長領域に光透過特性を有する第 1 緑色フィルタ 12 を透過した光の強度に基づいて算出した平均画素値は、生体の血液中における酸化ヘモグロビンの濃度の情報を有している。また、近赤外線領域である 805 nm ~ 1300 nm の波長領域に光透過特性を有する赤外光フィルタ 14 を透過した光の強度に基づいて算出した平均画素値も同様に、生体の血液中における酸化ヘモグロビンの濃度の情報を有している。

【0031】

脈波検出部 23 A は、画素値算出部 22 A が算出した各色の平均画素値の変化を検出することにより生体の脈波を算出する。上述したように、画素値算出部 22 A が算出した各色の平均画素値のうち、第 1 緑色フィルタ 12 または赤外光フィルタ 14 を透過した光の強度に基づいて算出した平均画素値は、生体の血液中における酸化ヘモグロビンの濃度の情報を有している。そこで、脈波検出部 23 A は、上記酸化ヘモグロビンの濃度変化に基づいて生体の脈波を算出する。

【0032】

具体的には、脈波検出部 23 A は、まず、画素値算出部 22 A が算出した各色の平均画素値に対して独立成分分析を行い、色数と同じ数（すなわち、4 つ）の独立成分を取り出す。次に、脈波検出部 23 A は、取り出した 4 つの独立成分に対して、0.75 ~ 3.0 Hz のデジタルバンドパスフィルタを用いて、低周波成分および高周波成分をそれぞれ除去する。次に、脈波検出部 23 A は、低周波成分および高周波成分を除去した 4 つの独立成分に対して、高速フーリエ変換を行い、各独立成分の周波数のパワースペクトルを算出する。次に、脈波検出部 23 A は、算出した各独立成分の周波数のパワースペクトルの 0.75 ~ 3.0 Hz におけるピーク値を算出し、各独立成分のピーク値のうち最もピーク値の大きいピークを有する独立成分を脈波として検出する。そして、脈波検出部 23 A は、検出した脈波を生体情報生成装置 3 A へ出力する。

【0033】

なお、画素値算出部 22 A が算出した平均画素値の時間に対する変動が大きい場合、脈波検出部 23 A は、各色の平均画素値に対してそれぞれトレンド除去を行い（IEEE Trans Biomed Eng, 2002 Feb;49(2):172-175 参照）、上記変動を除去した後の各色の平均画素値に対して、独立成分分析を行ってもよい。

【0034】

10

20

30

40

50

なお、画像解析部 20A (検出領域設定部 21A、画素値算出部 22A および脈波検出部 23A) は、生体を撮像した画像を解析することにより、生体の脈波を検出する画像解析装置として機能するとも言える。

【0035】

(生体情報生成装置 3A)

生体情報生成装置 3A は、脈波検出装置 2A が検出した脈波に基づいて、生体の生体情報を生成する。また、生体情報生成装置 3A は、生成した生体情報に基づいて、外部装置 (他の装置) 90 に対して制御命令を生成する。生体情報生成装置 3A は、図 1 に示すように、ストレスレベル算出部 31 と、心拍数算出部 32 と、血圧算出部 33A と、制御命令生成部 34A とを備えている。

10

【0036】

ストレスレベル算出部 31 は、脈波検出装置 2A から出力された脈波に基づいて生体のストレスレベルを算出する。なお、本実施形態における「ストレス」とは、交感神経および副交感神経の活性のバランスを意味する。具体的には、交感神経が副交感神経に比べて活性状態である場合を、「ストレス状態」と称する。他方、副交感神経が交感神経に比べて活性状態である場合を、「リラックス状態」と称する。

【0037】

具体的には、ストレスレベル算出部 31 は、まず、脈波検出装置 2A から出力された脈波から脈波のピークを検出する。次に、ストレスレベル算出部 31 は、あるピークが検出された時間と当該あるピークの次にピークが検出された時間との間に対して高速フーリエ変換を行い、周波数のパワースペクトルを算出する。次に、ストレスレベル算出部 31 は、算出した周波数のパワースペクトルにおいて、 $0.04 \sim 0.15 \text{ Hz}$ におけるパワースペクトルの積分値 LF、および $0.15 \sim 0.4 \text{ Hz}$ におけるパワースペクトルの積分値 HF をそれぞれ算出する。次に、ストレスレベル算出部 31 は、積分値 LF を積分値 HF で除した値 (LF / HF の値) を算出し、算出した LF / HF の値を制御命令生成部 34A へ出力する。

20

【0038】

なお、積分値 LF は交感神経の活性度を示す指標であり、積分値 HF は副交感神経の活性度を示す指標である。また、 LF / HF の値が小さい (低い) ことは、生体がリラックス状態にあることを示し、他方、当該 LF / HF の値が大きい (高い) ことは、生体がストレス状態にあることを示すことが知られている。

30

【0039】

ここで、本実施形態の生体情報生成システム 1A によって算出した積分値 LF、積分値 HF、および LF / HF の値と、指先に検出器を接触させて脈波算出する従来の装置によって算出した積分値 LF、積分値 HF、および LF / HF の値との相関について、図 5 を参照しながら説明する。図 5 は、生体情報生成システム 1A によって算出したストレスレベルと、従来の装置によって算出したストレスレベルとの相関を示すものであり、(a) は積分値 LF の相関を示すグラフであり、(b) は積分値 HF の相関を示すグラフであり、(c) は LF / HF の値の相関を示すグラフである。図 5 の (a) ~ (c) に示すように、生体情報生成システム 1A が算出した積分値 LF、積分値 HF、および LF / HF の値と、従来の装置が算出した積分値 LF、積分値 HF、および LF / HF の値とは、高い相関が得られていることがわかる。

40

【0040】

心拍数算出部 32 は、脈波検出装置 2A から出力された脈波に基づいて生体の心拍数を算出する。具体的には、心拍数算出部 32 は、所定の時間 (例えば、30 秒) における、脈波検出装置 2A から出力された脈波のピークの数をカウントすることにより、生体の心拍数を算出する。次に、心拍数算出部 32 は、算出した生体の心拍数を制御命令生成部 34A へ出力する。

【0041】

血圧算出部 33A は、脈波検出装置 2A から出力された脈波に基づいて生体の血圧を算

50

出する。具体的には、血圧算出部 3 3 A は、まず、脈波検出装置 2 A から出力された脈波を 2 回微分することにより加速度脈波を導出する。次に、血圧算出部 3 3 A は、導出した加速度脈波から a 波～e 波を特定し、a 波～e 波から各特徴量（具体的には、a 波～e 波の振幅、a 波の振幅に対する b 波～e 波の振幅の比、および a 波から b 波～e 波までの時間間隔）を算出する。上記の各特徴量は、脈波伝搬速度と相関関係があることが知られており、また、脈波伝搬速度と血圧とは相関関係があることが知られている。すなわち、上記の各特徴量と血圧とは相関関係がある。そこで、予め、上記各特徴量のデータおよび血圧のデータを取得し、例えば、これらのデータを用いて重回帰分析を行うことにより、血圧の算出式を作成しておく。そして、血圧算出部 3 3 A は、上記特徴量を上記算出式に当てはめることにより、生体の血圧を算出する。次に、血圧算出部 3 3 A は、算出した生体の血圧を制御命令生成部 3 4 A へ出力する。

10

【0042】

制御命令生成部 3 4 A は、ストレスレベル算出部 3 1、心拍数算出部 3 2、および血圧算出部 3 3 A から出力された生体情報に基づいて、外部装置 9 0 に対して制御命令を生成する。外部装置 9 0 として、ロボット、テレビ、パソコン、冷暖房装置などの電子機器を挙げることができる。外部装置 9 0 がロボットである場合、制御命令生成部 3 4 A は、ユーザの生体情報に応じて、ユーザがリラックスできるような発話やジェスチャーを行うようにロボットに対して制御命令を出す。外部装置 9 0 がテレビまたはパソコンである場合、制御命令生成部 3 4 A は、ユーザの生体情報に応じて、ユーザがリラックスできるような画像や音声を出力するようにテレビまたはパソコンに対して制御命令を出す。外部装置 9 0 が冷暖房装置である場合、制御命令生成部 3 4 A は、ユーザの生体情報に対応させた温度調整や風量・風向きの調整を行うように冷暖房装置に対して制御命令を出す。

20

【0043】

なお、制御命令生成部 3 4 A は、ストレスレベル算出部 3 1 から出力されたユーザのストレスレベル、心拍数算出部 3 2 から出力されたユーザの心拍数、および血圧算出部 3 3 A から出力されたユーザの血圧の生体情報の少なくとも 1 つに基づいて、外部装置 9 0 に対して制御命令を生成すればよく、必ずしもストレスレベル、心拍数、および血圧のすべての生体情報に基づいて制御命令を生成する必要はない。

【0044】

（生体情報生成システム 1 A の動作）

30

次に、生体情報生成システム 1 A の動作について、図 6 を参照しながら説明する。図 6 は、生体情報生成システム 1 A における処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【0045】

図 6 に示すように、生体情報生成システム 1 A は、まず、カメラ 1 0 A により生体を撮像し（S 1）、撮像した生体の動画像を画像解析部 2 0 A へ出力する。

【0046】

次に、検出領域設定部 2 1 A が、カメラ 1 0 A から出力された生体の動画像において、生体の顔領域 F を検出する（S 2）。

【0047】

次に、検出領域設定部 2 1 A が、検出した生体の顔領域 F のうち、額領域 D を設定する（S 3）。

40

【0048】

次に、画素値算出部 2 2 A が、カメラ 1 0 A から出力された動画像によって示される、各画素についての各色の光強度（画素値）を用いて、額領域 D における各色の平均画素値を算出する。（S 4）。

【0049】

次に、画素値算出部 2 2 A は、平均画素値を所定時間算出したかどうかを判定する（S 5）。平均画素値を所定時間算出していない場合（S 5 で NO）、ステップ S 2 へ戻る。一方、平均画素値を所定時間算出した場合（S 5 で YES）、画素値算出部 2 2 A は、算出した各色の平均画素値を脈波検出部 2 3 A へ出力する。

50

【 0 0 5 0 】

次に、脈波検出部 2 3 A は、画素値算出部 2 2 A が算出した各色の平均画素値から、脈波を検出し (S 6)、検出した脈波を生体情報生成装置 3 A へ出力する。

【 0 0 5 1 】

次に、ストレスレベル算出部 3 1、心拍数算出部 3 2、および血圧算出部 3 3 A が、脈波検出部 2 3 A (画像解析部 2 0 A) から出力された脈波に基づいて、生体情報を生成し (S 7)、生成した生体情報を制御命令生成部 3 4 A へ出力する。

【 0 0 5 2 】

次に、制御命令生成部 3 4 A がストレスレベル算出部 3 1、心拍数算出部 3 2、および血圧算出部 3 3 A から出力された生体情報に基づいて、外部装置 9 0 に対して制御命令を生成し (S 8)、外部装置 9 0 に対して制御命令を出力する (S 9)。

10

【 0 0 5 3 】

以上のように、本実施形態に係る脈波検出装置 2 A は、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい波長領域のうちの近赤外光波長領域に光透過特性を有する第 1 緑色フィルタ 1 2 または赤外光フィルタ 1 4 を通して、生体を複数回撮像するカメラ 1 0 A と、カメラ 1 0 A によって撮像された複数の前記生体の画像を解析することにより生体の脈波を検出する画像解析部 2 0 A とを備えている。そして、画像解析部 2 0 A は、前記複数の画像によって示される、近赤外光波長領域の光の強度の変化を検出することにより脈波を検出する。

【 0 0 5 4 】

20

上記の構成によれば、画像解析部 2 0 A は、第 1 緑色フィルタ 1 2 または赤外光フィルタ 1 4 を通してカメラ 1 0 A によって撮像した生体の複数の画像によって示される、近赤外光波長領域の光の強度の変化を検出する。近赤外光は生体内部への透過深度が深いため、カメラ 1 0 A によって撮像した生体の複数の画像は、生体の自律神経に応じて収縮・弛緩し、血流量が変化する細動脈などの生体深部の血管の情報を含んでいる。したがって、カメラ 1 0 A によって撮像した生体の複数の画像によって示される、近赤外光波長領域の光の強度の変化を検出することによって生体の脈波を検出する脈波検出装置 2 A は、可視光波長領域の光の強度の変化を検出することにより脈波を検出する従来の脈波検出装置に比べて、生体の脈波をより精度高く検出することができる。

【 0 0 5 5 】

30

また、近赤外光が測定時における周囲の様々な光環境や、生体の顔の化粧などの外乱の影響を受けにくいと、脈波検出装置 2 A は、生体の脈波をさらに精度高く検出することができる。

【 0 0 5 6 】

また、生体情報生成システム 1 A は、脈波検出装置 2 A と、脈波検出装置 2 A が検出した生体の脈波に基づいて、生体の生体情報を生成する生体情報生成装置 3 A と備えている。

【 0 0 5 7 】

上記の構成によれば、生体情報生成装置 3 A が、脈波検出装置 2 A により精度高く検出された脈波を用いて生体の生体情報を生成する。これにより、生体情報生成システム 1 A は、生体の生体情報をより正確に生成することができる。

40

【 0 0 5 8 】

また、生体情報生成システム 1 A は、生体情報生成装置により生成された生体の生体情報に基づいて、外部装置 9 0 を制御する制御命令を生成する制御命令生成部を備えている。これにより、生体情報生成システム 1 A は、生体の状況に対応させて外部装置 9 0 を動作させることができる。

【 0 0 5 9 】

また、身長、体重、年齢などのユーザのデータを生体情報生成システム 1 A に予め記録しておくことにより、生体情報をより正確に算出させることもできる。

【 0 0 6 0 】

50

また、カフ式の血圧計によって測定した血圧と、生体情報生成システム 1 A によって算出した血圧とを同時に測定し、測定した 2 つ血圧間から算出した補正係数を生体情報生成システム 1 A に予め記録させておき、生体情報生成システム 1 A によって算出した血圧を当該補正係数により補正することで血圧をより正確に算出させることもできる。

【 0 0 6 1 】

< 変形例 1 >

次に、生体情報生成システム 1 A の変形例としての生体情報生成システム 1 B について説明する。なお、説明の便宜上、前記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

【 0 0 6 2 】

10

(生体情報生成システム 1 B の構成)

生体情報生成システム 1 B の構成について、図 7 を参照しながら説明する。図 7 は、生体情報生成システム 1 B の主要部の構成を示すブロック図である。

【 0 0 6 3 】

図 7 に示すように、生体情報生成システム 1 B は、生体情報生成システム 1 A における脈波検出装置 2 A および生体情報生成装置 3 A に代えて、脈波検出装置 2 B および生体情報生成装置 3 B を備えている。また、生体情報生成システム 1 B は、生体情報生成システム 1 A の構成に加えて、測距センサー 4 を備えている。

【 0 0 6 4 】

脈波検出装置 2 B は、生体情報生成システム 1 A の脈波検出装置 2 A における画像解析部 2 0 A に代えて、画像解析部 2 0 B を備えている。画像解析部 2 0 B は、画像解析部 2 0 A における検出領域設定部 2 1 A、画素値算出部 2 2 A、および脈波検出部 2 3 A に代えて、検出領域設定部 2 1 B と、画素値算出部 2 2 B と、脈波検出部 2 3 B とを備えている。

20

【 0 0 6 5 】

検出領域設定部 2 1 B は、カメラ 1 0 A から出力された生体の動画像を構成する各撮像画像において、脈波を検出するための検出領域を 2 箇所を設定する。例えば、検出領域設定部 2 1 B は、額と鼻とを検出領域としてもよい。検出領域の設定の方法は、検出領域設定部 2 1 A と同様にして行うことができる。

【 0 0 6 6 】

30

画素値算出部 2 2 B は、検出領域設定部 2 1 B が設定した 2 箇所の検出領域において、各色の平均画素値を算出する。平均画素値の算出の方法は、画素値算出部 2 2 A と同様にして行うことができる。

【 0 0 6 7 】

脈波検出部 2 3 B は、画素値算出部 2 2 B が算出した 2 箇所の平均画素値から、それぞれ脈波を算出する。脈波の算出の方法は、脈波検出部 2 3 A と同様にして行うことができる。

【 0 0 6 8 】

測距センサー 4 は、検出領域設定部 2 1 B において設定された 2 箇所の検出領域間の距離を測定する(すなわち、上記 2 箇所の検出領域間の距離を検出する)。本変形例の測距センサー 4 は、距離変化による受光素子の結像位置の変化に基づいて距離を算出する三角測距式の測距センサーにてなっているが、これに限られるものではない。測距センサーは、例えば、測距センサーから光が照射されてから受光されるまでの時間を測定し、測定した時間に基づいて距離を算出するタイム・オブ・フライト式の測距センサーであってもよい。測距センサー 4 は、測定した上記 2 箇所の検出領域間の距離を血圧算出部 3 3 B に出力する。

40

【 0 0 6 9 】

生体情報生成装置 3 B は、生体情報生成システム 1 A の生体情報生成装置 3 A における血圧算出部 3 3 A に代えて、血圧算出部 3 3 B を備えている。

【 0 0 7 0 】

50

血圧算出部 33B は、脈波検出装置 2B から出力された 2 箇所における脈波と、測距センサー 4 によって測定された上記 2 箇所の間の距離とに基づいて生体の血圧を算出する。

【0071】

具体的には、血圧算出部 33B は、まず、脈波検出装置 2B から出力された 2 箇所における脈波を用いて、脈波伝搬速度を算出する。より詳細には、血圧算出部 33B は、測距センサー 4 によって測定された上記 2 箇所の間の距離を、上記 2 箇所における脈波の立ち上がりの時間差で除することにより脈波伝搬速度を算出する。

【0072】

ここで、上述したように、脈波伝搬速度と血圧とは相関関係がある。そこで、予め、脈波伝搬速度のデータおよび血圧のデータを取得し、例えば、これらのデータを用いて回帰分析を行うことにより、血圧の算出式を作成しておく。そして、血圧算出部 33B は、上記脈波伝搬速度を上記算出式に当てはめることにより、生体の血圧を算出する。

【0073】

以上のように、生体情報生成システム 1B は、測距センサー 4 を備え、測距センサー 4 が検出した上記 2 箇所の間の距離と、脈波検出装置 2B が検出した脈波とに基づいて、生体の血圧を算出する（生体情報を生成する）ので、生体の血圧をより正確に算出することができる。

【0074】

また、例えば、本開示の一態様に係る生体情報生成システムをスマートフォンに搭載し、当該スマートフォンが有する機能を用いて脈波伝搬速度を算出することにより、生体の血圧を測定することができる。ここでは、スマートフォンがメインカメラと、該メインカメラに隣接して設けられた白色 LED (Light Emitting Diode) と、ユーザの顔を撮像するインカメラ（サブカメラ）を備えているものとする。まず、ユーザの人差し指を上記メインカメラおよび上記白色 LED に接触させることにより、ユーザの人差し指から脈波を検出する。また、同時に上記インカメラにより、ユーザの顔から脈波を検出する。そして、ユーザの人差し指から検出した脈波と、ユーザの顔から検出した脈波とに基づいて脈波伝搬速度を検出し、上記算出式に当てはめることにより、生体の血圧を算出することもできる。

【0075】

< 変形例 2 >

次に、生体情報生成システム 1A の他の変形例としての生体情報生成システム 1C について説明する。なお、説明の便宜上、前記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

【0076】

（生体情報生成システム 1C の構成）

生体情報生成システム 1C の構成について、図 8 を参照しながら説明する。図 8 は、生体情報生成システム 1C の主要部の構成を示すブロック図である。

【0077】

図 8 に示すように、生体情報生成システム 1C は、生体情報生成システム 1A における生体情報生成装置 3A に代えて、生体情報生成装置 3C を備えている。また、生体情報生成システム 1C は、生体情報生成システム 1A の構成に加えて、心電信号検出装置 5 を備えている。

【0078】

心電信号検出装置 5 は、生体の心電信号を検出する心電計である。心電信号検出装置 5 は、検出した生体の心電信号を、後述する血圧算出部 33C へ出力する。

【0079】

生体情報生成装置 3C は、生体情報生成システム 1A の生体情報生成装置 3A における血圧算出部 33A に代えて、血圧算出部 33C を備えている。

【0080】

血圧算出部 33C は、脈波検出装置 2A から出力された脈波と、心電信号検出装置 5 に

10

20

30

40

50

よって検出した生体の心電信号とに基づいて生体の血圧を算出する。

【0081】

具体的には、血圧算出部33Cは、まず、心電信号検出装置5によって検出した生体の心電信号におけるピーク（または、ピークの立ち上がり）の時間と、脈波検出装置2Aから出力された脈波におけるピーク（または、ピークの立ち上がり）の時間との時間差から脈波伝搬時間を算出する。ここで、脈波伝搬時間と血圧とは相関関係がある。そこで、予め、脈波伝搬時間のデータおよび血圧のデータを取得し、例えば、これらのデータを用いて回帰分析を行うことにより、血圧の算出式を作成しておく。そして、血圧算出部33Cは、算出した脈波伝搬時間を上記算出式に当てはめることにより、生体の血圧を算出する。

10

【0082】

以上のように、生体情報生成システム1Cは、心電信号検出装置5を備え、心電信号検出装置5が検出した心電信号と、脈波検出装置2Aが検出した脈波とに基づいて、生体の血圧を算出する（生体情報を生成する）ので、生体の血圧をより正確に算出することができる。

【0083】

なお、生体情報生成システム1Bにおける血圧算出部33Bは、脈波検出装置2Bから出力された2箇所において検出した脈波の立ち上がりの時間差から脈波伝搬時間を求めることにより、生体情報生成システム1Cにおける血圧算出部33Cと同様に（すなわち、心電信号から脈波伝搬時間を算出する場合と同様に）、生体の血圧を算出することができる。

20

【0084】

<変形例3>

次に、生体情報生成システム1Aの他の変形例としての生体情報生成システム1Dについて説明する。なお、説明の便宜上、前記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

【0085】

生体情報生成システム1Dの構成について、図9を参照しながら説明する。図9は、生体情報生成システム1Dの主要部の構成を示すブロック図である。

【0086】

図9に示すように、生体情報生成システム1Dは、生体情報生成システム1Aにおける脈波検出装置2Aに代えて、脈波検出装置2Cを備えている。

30

【0087】

脈波検出装置2Cは、生体情報生成システム1Aにおける脈波検出装置2Aの構成に加えて、さらに近赤外光照射装置19を備えている。

【0088】

近赤外光照射装置19は、近赤外光を照射する照射装置であり、カメラ10Aにより生体の動画像を撮像する際に、生体に対して近赤外光を照射する。

【0089】

以上のように、脈波検出装置2Cは、近赤外光照射装置19を備えている。これにより、カメラ10Aによって生体内部への透過深度が深い近赤外光の反射光をより強く検出することができるので、画像解析部20Aにおいて生体の脈波をより精度高く検出することができる。

40

【0090】

〔実施形態2〕

本開示の他の実施形態について、図10～図12に基づいて説明すれば、以下のとおりである。なお、説明の便宜上、前記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

【0091】

本実施形態の生体情報生成システム1Eは、カメラ10Bの構成が実施形態1の生体情

50

報生成システム 1 A のカメラ 1 0 A と異なっている。

【 0 0 9 2 】

(生体情報生成システム 1 E の構成)

生体情報生成システム 1 E の構成について、図 1 0 を参照しながら説明する。図 1 0 は、生体情報生成システム 1 E の主要部の構成を示すブロック図である。

【 0 0 9 3 】

図 1 0 に示すように、生体情報生成システム 1 E は、生体情報生成システム 1 A における脈波検出装置 2 A に代えて、脈波検出装置 2 D を備えている。

【 0 0 9 4 】

脈波検出装置 2 D は、生体情報生成システム 1 A における脈波検出装置 2 A のカメラ 1 0 A に代えてカメラ 1 0 B を備えている。カメラ 1 0 B について、図 1 1 を参照しながら説明する。図 1 1 は、カメラ 1 0 B の構成を示す概略図である。

【 0 0 9 5 】

図 1 1 に示すように、カメラ 1 0 B には、イメージセンサー (不図示) が備える複数の受光素子のそれぞれに、赤色フィルタ 1 1、第 1 緑色フィルタ 1 2、青色フィルタ 1 3、および第 2 緑色フィルタ (第 2 フィルタ) 1 5 のいずれかが備えられている。カメラ 1 0 B は、赤色フィルタ 1 1、第 1 緑色フィルタ 1 2、青色フィルタ 1 3、および第 2 緑色フィルタ 1 5 をそれぞれ透過した光の強度 (輝度) を検出し、撮像画像を生成する。上述の 4 種類のフィルタのいずれかが設けられた受光素子によって、撮像画像における各画素が形成される。

【 0 0 9 6 】

第 2 緑色フィルタ 1 5 の透過特性 (感度特性) について、図 1 2 を参照しながら説明する。図 1 2 は、第 2 緑色フィルタ 1 5 の光透過率を示すグラフである。なお、図 1 2 には、赤色フィルタ 1 1、第 1 緑色フィルタ 1 2、および青色フィルタ 1 3 の光透過率を併せて示している。図 1 2 に示すように、第 2 緑色フィルタ 1 5 は、第 1 緑色フィルタ 1 2 と同様に、約 5 0 0 n m ~ 約 6 0 0 n m の緑色の可視光波長領域の光、および約 8 0 5 n m 以上の近赤外線領域の波長の光を透過させる。

【 0 0 9 7 】

カメラ 1 0 B は、赤色フィルタ 1 1 を透過した光の強度、第 1 緑色フィルタ 1 2 を透過した光の強度、青色フィルタ 1 3、および第 2 緑色フィルタ 1 5 を透過した光の強度に基づいて、被写体 (生体) を撮像した動画画像を生成し、生成した動画画像を画像解析部 2 0 A へ出力する。

【 0 0 9 8 】

画像解析部 2 0 A における脈波検出のための画像処理方法は、実施形態 1 のそれと同様であるため、その説明を省略する。

【 0 0 9 9 】

以上のように、本実施形態における脈波検出装置 2 D は、第 1 緑色フィルタ 1 2 を通して撮像された画像と共に、緑色波長領域に光透過特性を有する第 2 緑色フィルタ 1 5 を通して撮像された画像を用いて生体の脈波を検出する。上述したように、緑色波長領域は、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい、5 2 9 ~ 5 4 6 n m および 5 6 9 ~ 5 8 4 n m の波長領域を含んでいる。したがって、脈波検出装置 2 D は、第 1 緑色フィルタ 1 2 を通して撮像された画像と共に、緑色波長領域に光透過特性を有する第 2 緑色フィルタ 1 5 を通して撮像された画像を用いて生体の脈波を検出するので、生体の血管の情報をより多く検出することができるため、生体の脈波を精度高く検出することができる。

【 0 1 0 0 】

[実施形態 3]

本開示の他の実施形態について、図 1 3 ~ 図 1 5 に基づいて説明すれば、以下のとおりである。

【 0 1 0 1 】

本実施形態の生体情報生成システム 1 F は、カメラ 1 0 C の構成が実施形態 1 の生体情報生成システム 1 A のカメラ 1 0 A と異なっている。

【 0 1 0 2 】

(生体情報生成システム 1 F の構成)

生体情報生成システム 1 F の構成について、図 1 3 を参照しながら説明する。図 1 3 は、生体情報生成システム 1 F の主要部の構成を示すブロック図である。

【 0 1 0 3 】

図 1 3 に示すように、生体情報生成システム 1 F は、生体情報生成システム 1 A における脈波検出装置 2 A に代えて、脈波検出装置 2 E を備えている。

【 0 1 0 4 】

脈波検出装置 2 E は、生体情報生成システム 1 A における脈波検出装置 2 A のカメラ 1 0 A に代えてカメラ 1 0 C を備えている。カメラ 1 0 C について、図 1 4 を参照しながら説明する。図 1 4 は、カメラ 1 0 C の構成を示す概略図である。

【 0 1 0 5 】

図 1 4 に示すように、カメラ 1 0 C は、イメージセンサー (不図示) が備える複数の受光素子のそれぞれに、赤色フィルタ 1 1、第 1 緑色フィルタ 1 2、青色フィルタ 1 3、およびシアンフィルタ (第 2 フィルタ) 1 6 のいずれかが備えられている。カメラ 1 0 C は、赤色フィルタ 1 1、第 1 緑色フィルタ 1 2、青色フィルタ 1 3、およびシアンフィルタ 1 6 をそれぞれ透過した光の強度 (輝度) を検出し、撮像画像を生成する。上述の 4 種類のフィルタのいずれかが設けられた受光素子によって、撮像画像における各画素が形成される。

【 0 1 0 6 】

シアンフィルタ 1 6 の透過特性 (感度特性) について、図 1 5 を参照しながら説明する。図 1 5 は、シアンフィルタ 1 6 の光透過率を示すグラフである。なお、図 1 5 には、赤色フィルタ 1 1、第 1 緑色フィルタ 1 2、および青色フィルタ 1 3 の光透過率を併せて示している。図 1 5 に示すように、シアンフィルタ 1 6 は、約 4 5 0 n m ~ 約 5 5 0 n m の緑色の可視光波長領域の光、および約 8 0 5 n m 以上の近赤外線領域の波長の光を透過させる。

【 0 1 0 7 】

カメラ 1 0 C は、赤色フィルタ 1 1 を透過した光の強度、第 1 緑色フィルタ 1 2 を透過した光の強度、青色フィルタ 1 3、およびシアンフィルタ 1 6 を透過した光の強度に基づいて、被写体 (生体) を撮像した動画画像を生成し、生成した動画画像を画像解析部 2 0 A へ出力する。

【 0 1 0 8 】

以上のように、本実施形態における脈波検出装置 2 E は、第 1 緑色フィルタ 1 2 を通して撮像された画像と共に、シアン波長領域に光透過特性を有するシアンフィルタ 1 6 を通して撮像された画像を用いて生体の脈波を検出する。ここで、シアンの波長領域は、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい、4 5 3 n m ~ 4 9 9 n m および 5 2 9 ~ 5 4 6 n m の波長領域を含んでいる。したがって、脈波検出装置 2 E は、第 1 緑色フィルタ 1 2 を通して撮像された画像と共に、シアンの波長領域に光透過特性を有するシアンフィルタ 1 6 を通して撮像された画像を用いて生体の脈波を検出するので、生体の血管の情報をより多く検出することができるため、生体の脈波を精度高く検出することができる。

【 0 1 0 9 】

[実施形態 4]

本開示の他の実施形態について、図 1 6 および図 1 7 に基づいて説明すれば、以下のとおりである。

【 0 1 1 0 】

生体の脈波は、生体の動作によって変化する。そこで、本実施形態における生体情報生成システム 1 G では、動作センサー 6 を備え、動作センサー 6 によって検出した生体の動

10

20

30

40

50

作に基づいて、脈波の補正、および外部装置 90 に対する制御命令の生成を行う点が、生体情報生成システム 1A とは異なっている。

【0111】

(生体情報生成システム 1G の構成)

生体情報生成システム 1G の構成について、図 16 を参照しながら説明する。図 16 は、生体情報生成システム 1G の主要部の構成を示すブロック図である。

【0112】

図 16 に示すように、生体情報生成システム 1G は、生体情報生成システム 1A における脈波検出装置 2A および生体情報生成装置 3A に代えて、脈波検出装置 2F および生体情報生成装置 3D を備えている。また、生体情報生成システム 1G は、生体情報生成システム 1A の構成に加えて動作センサー (ジェスチャーセンサー) 6 を備えている。

10

【0113】

動作センサー 6 は、生体の動作 (ジェスチャー) を検出するセンサーである。動作センサー 6 は、近赤外光を照射する照射部 (不図示) と、当該照射部から照射され生体に反射された近赤外光を検出するカメラ (不図示) と、当該カメラにより検出した近赤外光の強度の変化に基づいて生体の動作を検出する検出部 (不図示) とを備えている。動作センサー 6 は、検出した生体の動作を示す情報を、後述する脈波補正部 24 および制御命令生成部 34B へ出力する。

【0114】

脈波検出装置 2F は、生体情報生成システム 1A における脈波検出装置 2A の画像解析部 20A に代えて、画像解析部 20C を備えている。画像解析部 20C は、画像解析部 20A の構成に加えて、脈波補正部 (補正部) 24 を備えている。

20

【0115】

脈波補正部 24 は、動作センサー 6 によって検出された生体の動作に基づいて、脈波検出部 23A が検出した脈波の補正を行う。

【0116】

例えば、頭の上下動や体を傾かせるなどの動作により生体の顔が垂直方向に移動する場合、生体の血管にかかる圧力が変化するために、脈波が変化する。そこで、脈波補正部 24 は、生体の特定の動作に関する脈波の補正量を予め設定して置き、動作センサー 6 によって検出された生体の動作に基づいて、脈波検出部 23A が検出した脈波を上記補正量によって補正し、生体情報生成装置 3D へ出力する。これにより、脈波検出装置 2F は、より精度高く生体の脈波を検出することができる。

30

【0117】

また、例えば、両手を激しく動かしたり、体を左右に揺らすなど生体の体の動きが所定の動きよりも大きい場合、脈波が乱れるため、その期間の脈波は、検出する意味がない脈波である。そこで、脈波補正部 24 は、動作センサー 6 によって検出された生体の動作が所定の動きよりも大きい場合、脈波検出部 23A が検出した脈波を生体情報生成装置 3D へ出力しない。これにより、脈波検出装置 2F が検出する脈波の検出誤差が大きくなることを抑制することができる。

【0118】

生体情報生成装置 3D は、生体情報生成システム 1A の生体情報生成装置 3A における制御命令生成部 34A に代えて、制御命令生成部 34B を備えている。

40

【0119】

制御命令生成部 34B は、動作センサー 6 が検出した生体の動作と、ストレスレベル算出部 31、心拍数算出部 32、および血圧算出部 33A から出力された生体情報とに基づいて、外部装置 90 に対して制御命令を生成する。

【0120】

具体的には、外部装置 90 がロボットである場合、制御命令生成部 34B は、ユーザがロボットに対して手を振っていることを動作センサー 6 により検出すると、発話やジェスチャーを開始させるようにロボットに対して制御命令を出す。さらに、制御命令生成部 3

50

4 B は、ストレスレベル算出部 3 1、心拍数算出部 3 2、および血圧算出部 3 3 A から出力されたユーザの生体情報に応じて、ユーザがリラックスできるような発話やジェスチャーを行うようにロボットに対して制御命令を出す。外部装置 9 0 がテレビまたはパソコンである場合、制御命令生成部 3 4 B は、ユーザが手を広げるまたは狭める動作を動作センサー 6 により検出すると、表示を拡大または縮小させるようにテレビまたはパソコンに対して制御命令を出す。さらに、制御命令生成部 3 4 B は、ストレスレベル算出部 3 1、心拍数算出部 3 2、および血圧算出部 3 3 A から出力されたユーザの生体情報に応じて、ユーザがリラックスできるような画像や音声を出力するようにテレビまたはパソコンに対して制御命令を出す。外部装置 9 0 が冷暖房装置である場合、制御命令生成部 3 4 B は、ユーザが暑がっている、寒がっているなどの動作を動作センサー 6 により検出すると、冷暖房装置に対して冷暖房の制御命令を出す。さらに、制御命令生成部 3 4 B は、ストレスレベル算出部 3 1、心拍数算出部 3 2、および血圧算出部 3 3 A から出力されたユーザの生体情報に応じて、温度調節、風量、風向きなどの更に詳細な制御命令を冷暖房装置に対して出す。

10

【 0 1 2 1 】

(生体情報生成システム 1 G の動作)

次に、生体情報生成システム 1 G の動作について、図 1 7 を参照しながら説明する。図 1 7 は、生体情報生成システム 1 G における処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【 0 1 2 2 】

20

図 1 7 のフローチャートにおいて、S 1 ~ S 6 は、実施形態 1 の図 6 に示す S 1 ~ S 6 と同様であるため、説明を省略する。

【 0 1 2 3 】

生体情報生成システム 1 G では、脈波検出部 2 3 A が脈波を検出した後 (S 6)、脈波補正部 2 4 が、動作センサー 6 によって検出された生体の動作に基づいて、脈波検出部 2 3 A が検出した脈波の補正を行い (S 1 1)、補正した脈波を生体情報生成装置 3 D へ出力する。

【 0 1 2 4 】

次に、ストレスレベル算出部 3 1、心拍数算出部 3 2、および血圧算出部 3 3 A が、脈波補正部 2 4 (画像解析部 2 0 C) から出力された脈波に基づいて、生体情報を生成し (S 7)、生成した生体情報を制御命令生成部 3 4 B へ出力する (S 7)。

30

【 0 1 2 5 】

次に、制御命令生成部 3 4 B が、動作センサー 6 が検出した生体の動作と、ストレスレベル算出部 3 1、心拍数算出部 3 2、および血圧算出部 3 3 A から出力された生体情報とに基づいて、外部装置 9 0 に対して制御命令を生成し (S 1 2)、外部装置 9 0 に対して制御命令を出力する (S 9)。

【 0 1 2 6 】

以上のように、画像解析装置としての画像解析部 2 0 C は、生体を撮像した画像を解析することにより生体の脈波を検出する画像解析部としての、検出領域設定部 2 1 A、画素値算出部 2 2 A および脈波検出部 2 3 A と、生体の動作を検出する動作センサー 6 によって検出された生体の動作に基づいて、検出領域設定部 2 1 A、画素値算出部 2 2 A および脈波検出部 2 3 A が検出した脈波の補正を行う脈波補正部 2 4 とを備えている。これにより、画像解析部 2 0 C は、より精度高く生体の脈波を検出することができる。

40

【 0 1 2 7 】

また、生体情報生成システム 1 G は、生体を撮像するカメラ 1 0 A と、生体の動作を検出する動作センサー 6 と、画像解析部 2 0 C と、画像解析部 2 0 C が検出した脈波に基づいて、生体の生体情報を生成する生体情報生成装置 3 D と備える。これにより、生体情報生成システム 1 G は、画像解析部 2 0 C によって検出された詳細な脈波に基づいて、生体の生体情報をより精度高く生成することができる。

【 0 1 2 8 】

50

さらに、生体情報生成システム 1 G は、動作センサー 6 が検出した生体の動作と、ストレスレベル算出部 3 1、心拍数算出部 3 2、および血圧算出部 3 3 A が生成した生体情報とに基づいて、他の装置を制御する制御命令を生成する制御命令生成部を備えている。これにより、生体情報生成システム 1 G は、生体の体外に現れる情報（動作センサー 6 が検出した生体の動作）と、生体の体内の情報（ストレスレベル算出部 3 1、心拍数算出部 3 2、および血圧算出部 3 3 A から出力された生体情報）とをともに用いて、外部装置 9 0 を制御する制御命令を生成することができる。その結果、生体情報生成システム 1 G は、生体の状況により対応させて外部装置 9 0 を動作させることができる。

【0129】

〔ソフトウェアによる実現例〕

脈波検出装置 2 A ~ 2 F の制御ブロック（特に、画像解析部 2 0 A ~ 2 0 C）および生体情報生成装置 3 A ~ 3 D の制御ブロック（特に、ストレスレベル算出部 3 1、心拍数算出部 3 2、血圧算出部 3 3 A ~ 3 3 C、および制御命令生成部 3 4 A・3 4 B）は、集積回路（ICチップ）等に形成された論理回路（ハードウェア）によって実現してもよいし、CPU（Central Processing Unit）を用いてソフトウェアによって実現してもよい。

【0130】

後者の場合、脈波検出装置 2 A ~ 2 F および生体情報生成装置 3 A ~ 3 D は、各機能を実現するソフトウェアであるプログラムの命令を実行する CPU、上記プログラムおよび各種データがコンピュータ（または CPU）で読み取り可能に記録された ROM（Read Only Memory）または記憶装置（これらを「記録媒体」と称する）、上記プログラムを展開する RAM（Random Access Memory）などを備えている。そして、コンピュータ（または CPU）が上記プログラムを上記記録媒体から読み取って実行することにより、本開示の目的が達成される。上記記録媒体としては、「一時的でない有形の媒体」、例えば、テープ、ディスク、カード、半導体メモリ、プログラマブルな論理回路などを用いることができる。また、上記プログラムは、該プログラムを送送可能な任意の伝送媒体（通信ネットワークや放送波等）を介して上記コンピュータに供給されてもよい。なお、本開示の一態様は、上記プログラムが電子的な伝送によって具現化された、搬送波に埋め込まれたデータ信号の形態でも実現され得る。

【0131】

〔まとめ〕

本開示の態様 1 に係る脈波検出装置（2 A ~ 2 F）は、生体を撮像した画像を解析することにより、前記生体の脈波を検出する脈波検出装置であって、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい波長領域のうちの近赤外光波長領域に光透過特性を有する第 1 フィルタ（第 1 緑色フィルタ 1 2、赤外光フィルタ 1 4）を通して前記生体を複数回撮像する撮像部（カメラ 1 0 A ~ 1 0 C）と、前記撮像部によって撮像された複数の前記生体の画像を解析することにより前記生体の脈波を検出する画像解析部（2 0 A ~ 2 0 C）とを備え、前記画像解析部は、前記複数の画像によって示される、近赤外光波長領域の光の強度の変化を検出することにより前記脈波を検出する。

【0132】

上記の構成によれば、画像解析部は、近赤外光波長領域に光透過特性を有する第 1 フィルタを通して撮像した生体の複数の画像によって示される、近赤外光波長領域の光の強度の変化を検出する。ここで、近赤外光波長領域の光の強度は、生体の表皮近傍に存在する毛細血管の情報だけでなく、細動脈などの生体深部の血管の情報を含んでおり、細動脈は、生体の自律神経に応じて収縮・弛緩し、血流量が変化する。そのため、脈波検出装置は、生体の脈波を精度高く検出することができる。

【0133】

本開示の態様 2 に係る脈波検出装置（2 A ~ 2 F）は、上記態様 1 において、前記撮像部は、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい波長領域のうちの可視光波長領域に光透過特性を有する第 2 フィルタ（第 1 緑色フィルタ 1 2、第 2 緑色フィルタ 1 5、シアンフィルタ 1 6）を通して前記生体を複数回撮像し、前記

10

20

30

40

50

画像解析部は、前記第 1 フィルタを通して撮像された画像と共に、前記第 2 フィルタを通して撮像された画像を用いて前記脈波を検出する構成であってもよい。

【 0 1 3 4 】

上記の構成によれば、第 1 フィルタを通して撮像された画像と共に、視光波長領域に光透過特性を有する第 2 フィルタを通して撮像された画像を用いて脈波を検出する。これにより、表皮表面の毛細血管の情報をさらに考慮に入れて脈波を検出するので、より精度高く生体の脈波を検出することができる。

【 0 1 3 5 】

本開示の態様 3 に係る脈波検出装置 (2 D) は、上記態様 2 において、前記撮像部は、前記第 2 フィルタとして、緑色波長領域に光透過特性を有するフィルタ (第 2 緑色フィルタ 1 5) を備えている構成であってもよい。

10

【 0 1 3 6 】

上記の構成によれば、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい波長領域のうちの緑色波長領域に光透過特性を有するフィルタを通して撮像された画像を用いて脈波を検出することができる。

【 0 1 3 7 】

本開示の態様 4 に係る脈波検出装置 (2 E) は、上記態様 2 において、前記撮像部は、前記第 2 フィルタとして、シアンの波長領域に光透過特性を有するフィルタ (シアンフィルタ 1 6) を備えている構成であってもよい。

【 0 1 3 8 】

20

上記の構成によれば、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい波長領域のうちのシアンの波長領域に光透過特性を有するフィルタを通して撮像された画像を用いて脈波を検出することができる。

【 0 1 3 9 】

本開示の態様 5 に係る脈波検出装置 (2 A ~ 2 F) は、上記態様 1 ~ 4 のいずれかにおいて、前記画像解析部は、前記生体の画像における前記生体の顔領域を特定し、該顔領域の少なくとも一部から前記生体の脈波を検出する構成であってもよい。

【 0 1 4 0 】

上記の構成によれば、画像解析部は、顔領域において生体の画像を用いて脈波を検出することができる。

30

【 0 1 4 1 】

本開示の態様 6 に係る脈波検出装置 (2 A ~ 2 F) は、上記態様 5 において、前記顔領域の少なくとも一部は、前記生体の鼻、額、頬の少なくとも 1 つを含む構成であることが好ましい。

【 0 1 4 2 】

上記の構成によれば、生体の鼻、額、頬には、動脈があるため、脈波をより精度高く検出することができる。

【 0 1 4 3 】

本開示の態様 7 に係る脈波検出装置 (2 C) は、上記態様 1 ~ 6 のいずれかにおいて、近赤外光を照射する照射装置 (近赤外光照射装置 1 9) をさらに備える構成であることが好ましい。

40

【 0 1 4 4 】

上記の構成によれば、照射装置により近赤外光を照射するので、撮像部により生体内部への透過深度が深い近赤外光の反射光を多く検出することができる。その結果、脈波をより精度高く検出することができる。

【 0 1 4 5 】

本開示の態様 8 に係る生体情報生成システム (1 A ~ 1 G) は、上記態様 1 ~ 7 のいずれかの脈波検出装置と、前記脈波検出装置が検出した生体の脈波に基づいて、前記生体の生体情報を生成する生体情報生成装置 (3 A ~ 3 D) と備える。

【 0 1 4 6 】

50

上記の構成によれば、生体情報生成システムは、上記脈波検出装置によって検出された詳細な脈波に基づいて、生体の生体情報をより精度高く生成することができる。

【0147】

本開示の態様9に係る生体情報生成システム(1C)は、上記態様8において、心電信信号を検出する心電信信号検出装置(5)をさらに備え、前記生体情報生成装置(3C)は、前記心電信信号検出装置が検出した心電信信号と、前記脈波検出装置で検出した生体の脈波とに基づいて、前記生体情報を生成する構成であってもよい。

【0148】

上記の構成によれば、脈波検出装置が検出した脈波と、心電信信号検出装置が検出した心電信信号とに基づいて脈波伝搬時間を算出し、当該脈波伝搬時間を用いて生体情報を生成する。これにより、生体情報をより正確に生成することができる。

10

【0149】

本開示の態様10に係る生体情報生成システム(1B)は、上記態様8において、測距センサー(4)をさらに備え、前記測距センサーが検出した距離と、前記脈波検出装置が検出した脈波とに基づいて、前記生体情報を生成する構成であってもよい。

【0150】

上記の構成によれば、脈波検出装置が検出した脈波と、測距センサーが検出した距離とに基づいて脈波伝搬速度を算出し、当該脈波伝搬速度を用いて生体情報を生成する。これにより、生体情報をより正確に生成することができる。

【0151】

20

本開示の態様11に係る生体情報生成システム(1A~1G)は、上記態様8~10のいずれかにおいて、前記生体情報とは、心拍数、血圧、ストレスレベルの少なくとも1つに関わる情報であってもよい。

【0152】

本開示の態様12に係る生体情報生成システム(1A~1G)は、上記態様8~11のいずれかにおいて、前記生体情報生成装置は、前記生体情報に基づいて、他の装置を制御する制御命令を生成する制御命令生成部(34A・34B)を備えている構成であってもよい。

【0153】

上記の構成によれば、生体の状況に対応させて他の装置を動作させることができる。

30

【0154】

本開示の態様13に係る画像解析装置(画像解析部20A~20C)は、生体を撮像した画像を解析することにより、前記生体の脈波を検出する画像解析装置であって、酸化ヘモグロビンの光吸収係数が還元ヘモグロビンの光吸収係数よりも大きい波長領域のうちの近赤外光波長領域に光透過特性を有する第1フィルタを通して前記生体を撮像した画像を複数取得する取得部(検出領域設定部21A・21B)と、前記取得部が取得した複数の前記生体の画像を解析することにより前記生体の脈波を検出する画像解析部(検出領域設定部21A・21B、画素値算出部22A・22B、脈波検出部23A・23B)とを備え、前記画像解析部は、前記複数の画像によって示される、近赤外光波長領域の光の強度の変化を検出することにより前記脈波を検出する。

40

【0155】

上記の構成によれば、画像解析部は、近赤外光波長領域に光透過特性を有する第1フィルタを通して撮像した生体の複数の画像によって示される、近赤外光波長領域の光の強度の変化を検出する。ここで、近赤外光波長領域の光の強度は、生体の表皮近傍に存在する毛細血管の情報だけでなく、細動脈などの生体深部の血管の情報を含んでおり、細動脈は、生体の自律神経に応じて収縮・弛緩し、血流量が変化する。そのため、画像解析装置は、生体の脈波を精度高く検出することができる。

【0156】

本開示の態様14に係る画像解析装置(画像解析部20C)は、生体を撮像した画像を解析することにより、前記生体の脈波を検出する画像解析装置であって、前記生体を撮像

50

した画像を解析することにより前記生体の脈波を検出する画像解析部（検出領域設定部 2 1 A・2 1 B、画素値算出部 2 2 A・2 2 B、脈波検出部 2 3 A・2 3 B）と、前記生体の動作を検出する動作センサーによって検出された前記生体の動作に基づいて、前記画像解析部が検出した脈波の補正を行う補正部（脈波補正部 2 4）とを備える。

【0157】

上記の構成によれば、補正部により動作センサーによって検出された前記生体の動作に基づいて、前記画像解析部が検出した脈波の補正を行うことができるので、生体の脈波を精度高く検出することができる。

【0158】

本開示の態様 1 5 に係る生体情報生成システム（1 G）は、生体を撮像する撮像装置（カメラ 1 0 A）と、前記生体の動作を検出する動作センサー（6）と、上記態様 1 4 の画像解析装置と、前記画像解析装置が検出した脈波に基づいて、前記生体の生体情報を生成する生体情報生成装置（3 D）とを備える。

10

【0159】

上記の構成によれば、生体情報生成システムは、上記画像解析装置によって検出された詳細な脈波に基づいて、生体の生体情報をより精度高く生成することができる。

【0160】

本開示の態様 1 6 に係る生体情報生成システム（1 G）は、上記態様 1 5 において、前記生体情報生成装置は、前記動作センサーが検出した動作と、前記生体情報とに基づいて、他の装置を制御する制御命令を生成する制御命令生成部（3 4 B）を備えている構成であることが好ましい。

20

【0161】

上記の構成によれば、生体の体外に現れる情報と、生体の体内の情報とをともに用いて、他の装置を制御する制御命令を生成することができる。その結果、生体の状況により対応させて他の装置を動作させることができる。

【0162】

本開示の各態様に係る脈波検出装置および生体情報生成装置は、コンピュータによって実現してもよく、この場合には、コンピュータを上記脈波検出装置または生体情報生成装置が備える各部（ソフトウェア要素）として動作させることにより上記脈波検出装置または生体情報生成装置をコンピュータにて実現させる脈波検出装置または生体情報生成装置の制御プログラム、およびそれを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体も、本開示の範疇に入る。

30

【0163】

本開示は上述した各実施形態に限定されるものではなく、請求項に示した範囲で種々の変更が可能であり、異なる実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を適宜組み合わせて得られる実施形態についても本開示の技術的範囲に含まれる。さらに、各実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を組み合わせることにより、新しい技術的特徴を形成することができる。

【0164】

（関連出願の相互参照）

40

本出願は、2016年11月10日に出願された日本国特許出願：特願2016-219887に対して優先権の利益を主張するものであり、それを参照することにより、その内容の全てが本書に含まれる。

【符号の説明】

【0165】

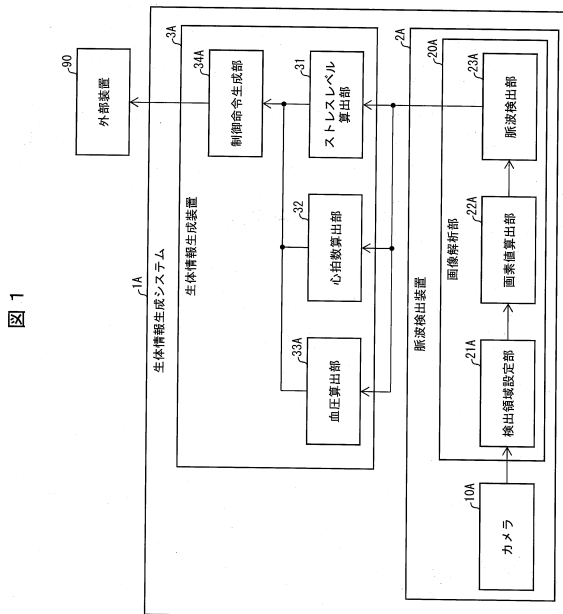
- | | |
|-----------|------------|
| 1 A ~ 1 G | 生体情報生成システム |
| 2 A ~ 2 F | 脈波検出装置 |
| 3 A ~ 3 D | 生体情報生成装置 |
| 4 | 測距センサー |
| 5 | 心電信号検出装置 |

50

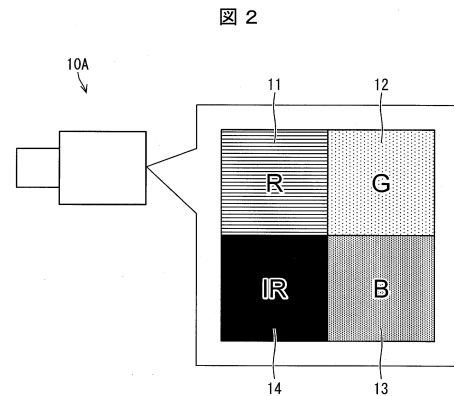
- 6 動作センサー
 10A ~ 10C カメラ（撮像部、撮像装置）
 12 第1緑色フィルタ（第1フィルタ、第2フィルタ）
 14 赤外光フィルタ（第1フィルタ）
 15 第2緑色フィルタ（第2フィルタ）
 16 シアンフィルタ（第2フィルタ）
 19 近赤外光照射装置（照射装置）
 20A ~ 20C 画像解析部（画像解析装置）
 21A、21B 検出領域設定部（取得部、画像解析部）
 22A、22B 画素値算出部（画像解析部）
 23A、23B 脈波検出部（画像解析部）
 24 脈波補正部（補正部）
 34A、34B 制御命令生成部
 90 外部装置（他の装置）

10

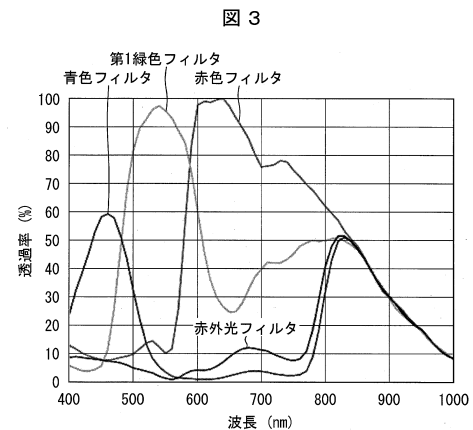
【図1】



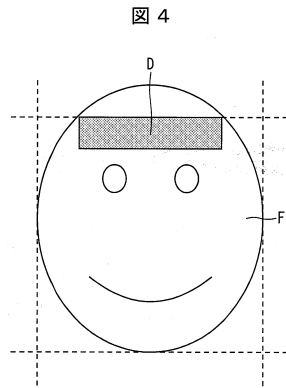
【図2】



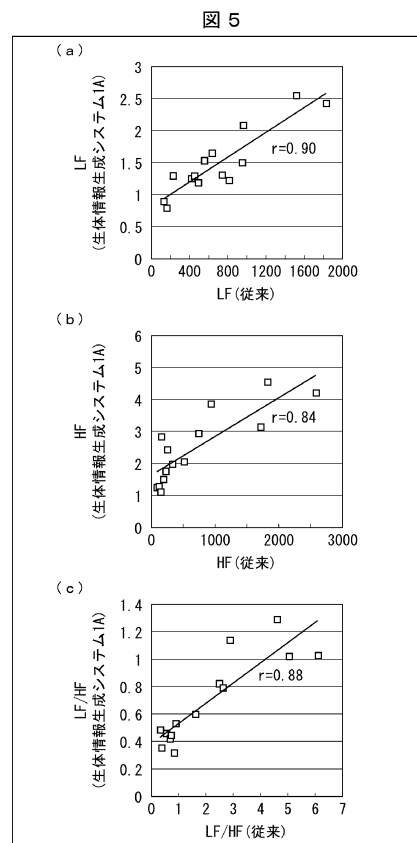
【図3】



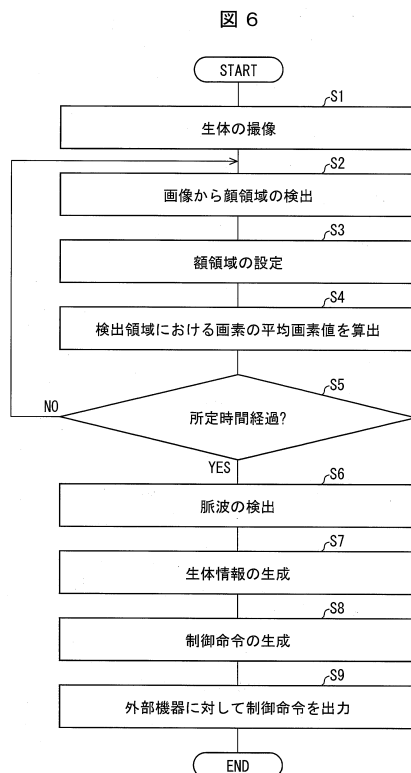
【図 4】



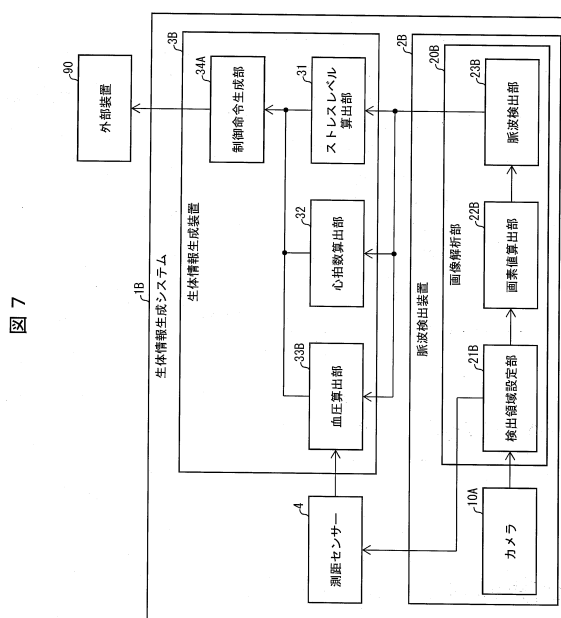
【図 5】



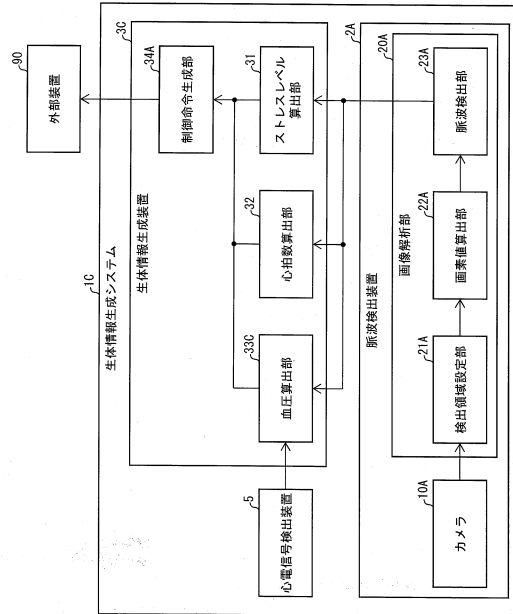
【図 6】



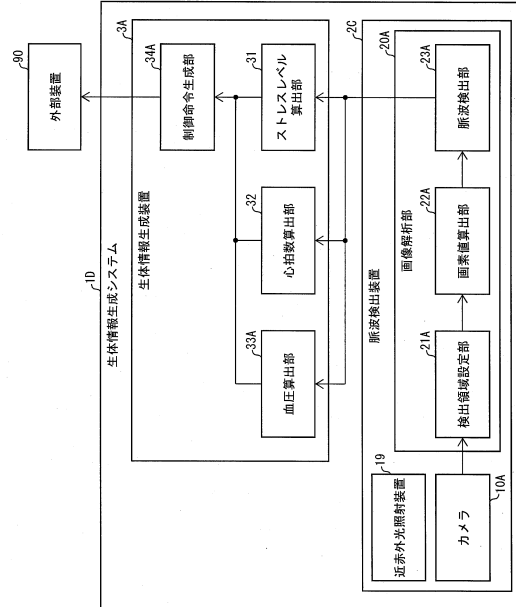
【図 7】



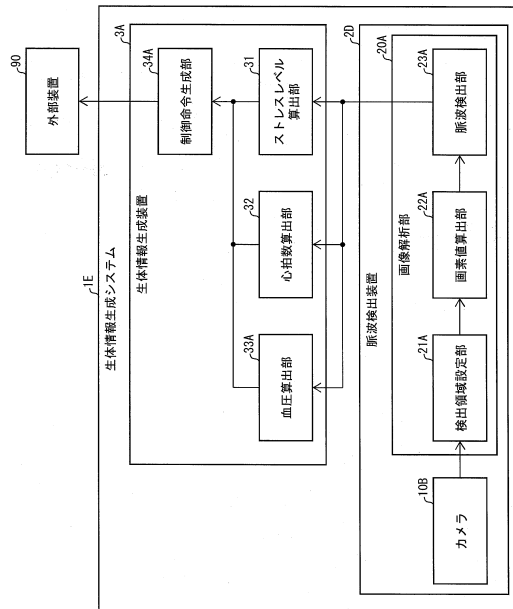
【 図 8 】



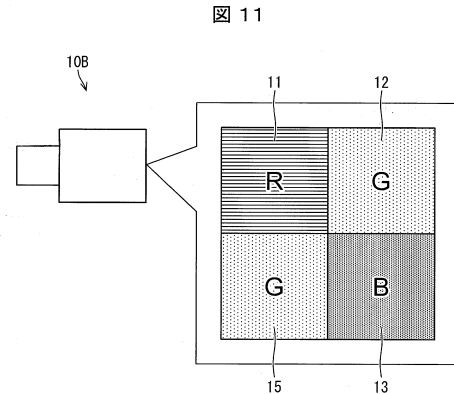
【 図 9 】



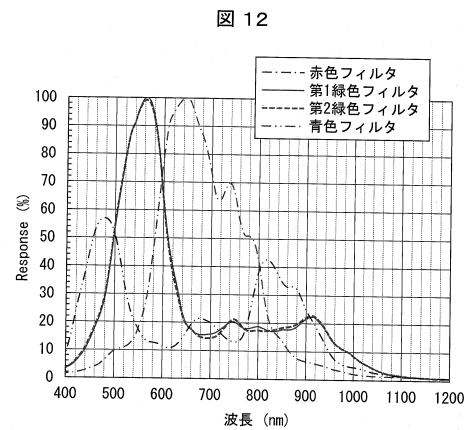
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】

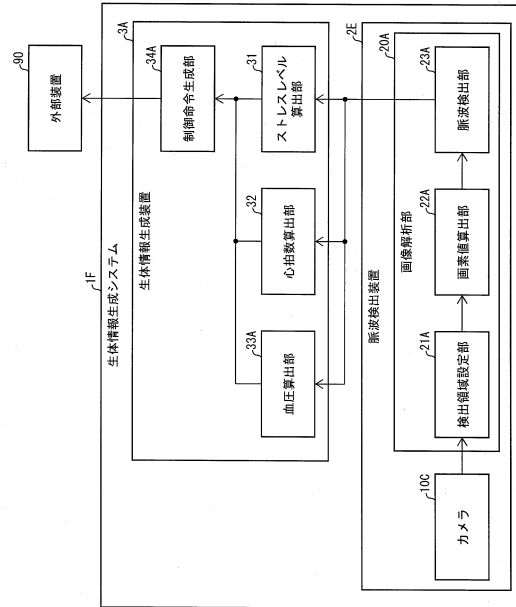


【 図 1 2 】



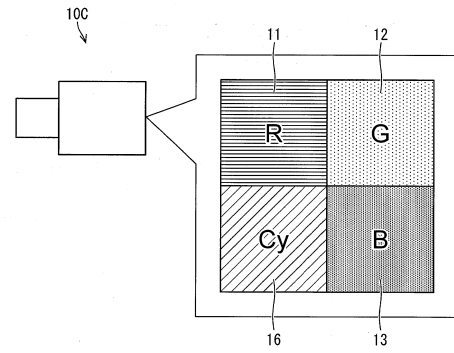
【図 13】

図 13



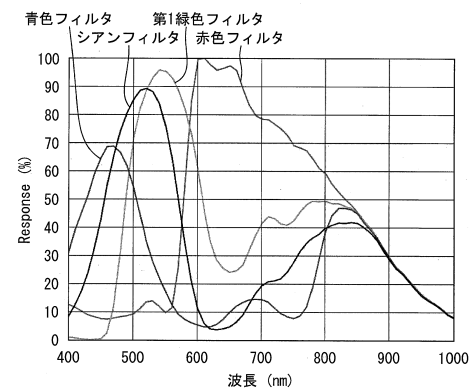
【図 14】

図 14



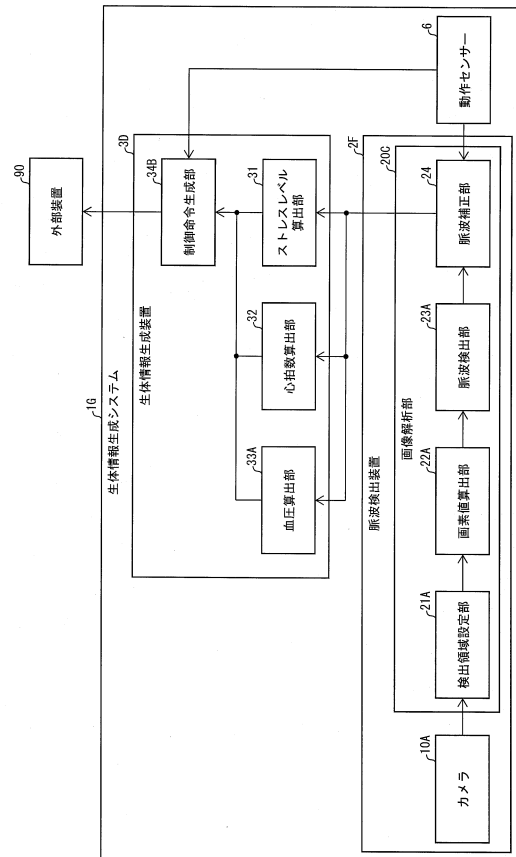
【図 15】

図 15



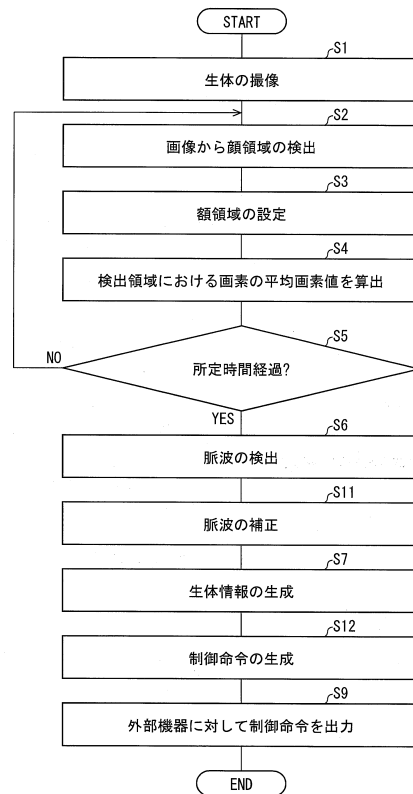
【図 16】

図 16



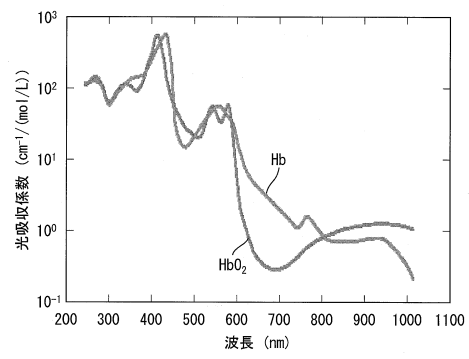
【図 17】

図 17



【図 18】

図 18



フロントページの続き

- (72)発明者 奥村 哲也
大阪府堺市堺区匠町1番地 シャープ株式会社内
- (72)発明者 布川 貴史
大阪府堺市堺区匠町1番地 シャープ株式会社内
- (72)発明者 小川 莉絵子
大阪府堺市堺区匠町1番地 シャープ株式会社内

審査官 遠藤 直恵

- (56)参考文献 特開2016-103786(JP,A)
国際公開第2016/162980(WO,A1)
国際公開第2016/163019(WO,A1)
特開2015-100432(JP,A)
特開2014-100244(JP,A)
特開2008-301915(JP,A)
国際公開第2012/115220(WO,A1)
特開2005-188969(JP,A)
国際公開第2016/159151(WO,A1)

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