

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-54223

(P2015-54223A)

(43) 公開日 平成27年3月23日(2015.3.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 5/022 (2006.01)	A61B 5/02 337H	4C017
A61B 5/02 (2006.01)	A61B 5/02 A	4C117
A61B 5/0245 (2006.01)	A61B 5/02 337E	
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/02 310Z	
	A61B 5/00 101A	

審査請求 未請求 請求項の数 36 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2013-191127 (P2013-191127)
 (22) 出願日 平成25年9月13日 (2013.9.13)

(71) 出願人 000000033
 旭化成株式会社
 東京都千代田区神田神保町一丁目105番地
 (74) 代理人 110000877
 龍華国際特許業務法人
 (72) 発明者 野口 祥宏
 神奈川県厚木市岡田3050番地 旭化成株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA07 AA08 AB03 AB06 AC26
 BC11 EE01 FF08
 4C117 XB01 XC07 XC26 XD04 XD05
 XD17 XD36 XE14 XE15 XE43
 XF03 XF14 XF15 XF16 XF17
 XJ01 XJ14 XJ21

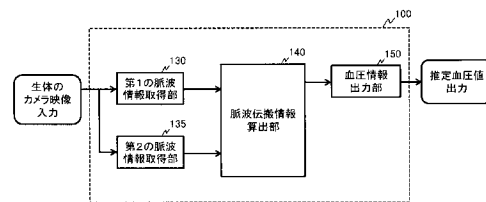
(54) 【発明の名称】 血圧情報出力装置、血圧情報出力プログラム、媒体、血圧情報出力方法

(57) 【要約】

【課題】 生体と非接触で生体の血圧情報を出力する。

【解決手段】 生体の第1の部位から、第1の脈波情報を光学的に取得する第1の脈波情報取得部と、生体の第1の部位と異なる第2の部位から、第1の脈波情報に対して時間差を有する第2の脈波情報を光学的に取得する第2の脈波情報取得部と、第1の脈波情報と第2の脈波情報に基づいて、生体の脈波伝搬情報を算出する脈波伝搬情報算出部と、脈波伝搬情報に基づいて、生体の血圧情報を推定して出力する血圧情報出力部と、を備えた血圧情報出力装置を提供する。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の第 1 の部位から、第 1 の脈波情報を光学的に取得する第 1 の脈波情報取得部と、
前記生体の前記第 1 の部位と異なる第 2 の部位から、前記第 1 の脈波情報に対して時間差を有する第 2 の脈波情報を光学的に取得する第 2 の脈波情報取得部と、

前記第 1 の脈波情報と前記第 2 の脈波情報に基づいて、前記生体の脈波伝搬情報を算出する脈波伝搬情報算出部と、

前記脈波伝搬情報に基づいて、前記生体の血圧情報を推定して出力する血圧情報出力部と、

を備えた血圧情報出力装置。

10

【請求項 2】

前記脈波伝搬情報算出部は、

前記第 1 の脈波情報と前記第 2 の脈波情報の相関から前記脈波伝搬情報を算出する請求項 1 に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 3】

前記第 1 の部位は、

前記生体の鼻である請求項 1 または 2 に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 4】

前記第 2 の部位は、

前記生体の指先である請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の血圧情報出力装置。

20

【請求項 5】

前記第 1 の部位は、前記生体の心臓を挟んで、前記第 2 の部位と対称に位置する請求項 1 に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 6】

前記血圧情報は、

血圧、血圧状態、動脈硬化、血管年齢のうち、少なくともいずれか 1 つを示す情報である請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 7】

生体の第 1 の部位の第 1 の映像を取得する第 1 の映像取得部と、

前記生体の前記第 1 の部位と異なる第 2 の部位の第 2 の映像を取得する第 2 の映像取得部と、

30

前記第 1 の映像および前記第 2 の映像に基づいて、前記生体の脈波伝搬情報を算出する脈波伝搬情報算出部と、

前記脈波伝搬情報に基づいて、前記生体の血圧情報を推定して出力する血圧情報出力部と、

を備えた血圧情報出力装置。

【請求項 8】

前記脈波伝搬情報算出部は、

前記第 1 の映像と前記第 2 の映像との相関から前記脈波伝搬情報を算出する請求項 7 に記載の血圧情報出力装置。

40

【請求項 9】

前記脈波伝搬情報算出部は、

前記第 1 の映像から前記生体の第 1 の脈波成分信号を抽出する第 1 の脈波成分信号抽出部と、

前記第 2 の映像から前記生体の第 2 の脈波成分信号を抽出する第 2 の脈波成分信号抽出部と、

前記第 1 の脈波成分信号と前記第 2 の脈波成分信号との相関を算出して前記脈波伝搬情報を出力する相関算出部と、

を備えた請求項 8 に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 10】

50

前記相関算出部は、

前記第 1 の脈波成分信号の微分値と前記第 2 の脈波成分信号の微分値との相関を算出して前記脈波伝搬情報を出力する請求項 9 に記載の血压情報出力装置。

【請求項 1 1】

前記脈波伝搬情報算出部は、

前記第 1 の映像から前記生体の第 1 の脈波成分信号を抽出し、前記第 2 の映像から前記生体の第 2 の脈波成分信号を抽出し、前記第 1 の脈波成分信号と前記第 2 の脈波成分信号に基づいて、前記脈波伝搬情報を算出する請求項 7 に記載の血压情報出力装置。

【請求項 1 2】

前記脈波伝搬情報算出部は、

前記第 1 の映像の色差信号に基づく第 1 のトレース信号から前記第 1 の脈波成分信号を抽出する第 1 の脈波成分信号抽出部と、

前記第 2 の映像の色差信号に基づく第 2 のトレース信号から前記第 2 の脈波成分信号を抽出する第 2 の脈波成分信号抽出部と、

を備える請求項 1 1 に記載の血压情報出力装置。

【請求項 1 3】

前記血压情報出力部は、

前記生体の脈拍数にさらに基づいて、前記血压情報を推定する請求項 7 から 1 2 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。

【請求項 1 4】

前記第 1 の部位は、

前記生体の鼻である請求項 7 から 1 3 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。

【請求項 1 5】

前記第 2 の部位は、

前記生体の指先である請求項 7 から 1 4 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。

【請求項 1 6】

前記生体の前記第 1 および第 2 の部位と異なる第 3 の部位の第 3 の映像を取得する第 3 の映像取得部をさらに備え、

前記脈波伝搬情報算出部は、

前記第 3 の映像にさらに基づいて、前記生体の脈波伝搬情報を算出する請求項 7 から 1 5 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。

【請求項 1 7】

前記脈波伝搬情報算出部は、

前記第 1 の映像と前記第 2 の映像との相関、前記第 2 の映像と前記第 3 の映像との相関、および前記第 3 の映像と前記第 1 の映像との相関のうち少なくとも 2 つの相関から前記脈波伝搬情報を算出する請求項 1 6 に記載の血压情報出力装置。

【請求項 1 8】

前記血压情報は、

血压、血压状態、動脈硬化、血管年齢のうち、少なくともいずれか 1 つを示す情報である請求項 7 から 1 7 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。

【請求項 1 9】

コンピュータを、請求項 7 から請求項 1 8 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置として機能させる血压情報出力プログラム。

【請求項 2 0】

請求項 1 9 に記載の血压情報出力プログラムを有する媒体。

【請求項 2 1】

生体の第 1 の部位の第 1 の映像を取得することと、

前記生体の前記第 1 の部位と異なる第 2 の部位の第 2 の映像を取得することと、

前記第 1 の映像および前記第 2 の映像に基づいて、前記生体の脈波伝搬情報を算出することと、

10

20

30

40

50

前記脈波伝搬情報に基づいて、前記生体の血圧情報を推定して出力することと、
を備え、これらをコンピュータにより実行する血圧情報出力方法。

【請求項 2 2】

生体の第 1 の部位から取得した第 1 の映像、および、前記生体の前記第 1 の部位と異なる第 2 の部位から取得した第 2 の映像を入力する映像入力部と、

前記第 1 の映像および前記第 2 の映像に基づいて、前記生体の血圧情報を出力する血圧情報出力部と、

を備えた血圧情報出力装置。

【請求項 2 3】

前記映像入力部は、

前記第 1 の映像および前記第 2 の映像を撮影するカメラを備えた請求項 2 2 に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 2 4】

前記血圧情報出力部は、

前記血圧情報を表示するディスプレイを備えた請求項 2 2 に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 2 5】

前記血圧情報出力部は、

前記血圧情報を出力するスピーカーを備えた請求項 2 2 に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 2 6】

前記血圧情報出力部は、

前記血圧情報を電子機器に送信する請求項 2 2 に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 2 7】

前記血圧情報出力部は、

前記血圧情報を医療機関のデータベースに送信する請求項 2 2 に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 2 8】

前記第 1 の映像は、

前記生体の鼻の映像である請求項 2 2 に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 2 9】

前記第 2 の映像は、

前記生体の指先の映像である請求項 2 2 に記載の血圧情報出力装置。

【請求項 3 0】

コンピュータを、請求項 2 2 に記載の血圧情報出力装置として機能させるプログラムを有する媒体。

【請求項 3 1】

生体の第 1 の部位から取得した第 1 の映像、および、前記生体の前記第 1 の部位と異なる第 2 の部位から取得した第 2 の映像を入力することと、

前記第 1 の映像および前記第 2 の映像に基づいて、前記生体の血圧情報を出力することと、

を備え、これらをコンピュータにより実行する血圧情報出力方法。

【請求項 3 2】

前記第 1 の映像および前記第 2 の映像をカメラより取得することをさらに備えた請求項 3 1 に記載の血圧情報出力方法。

【請求項 3 3】

前記血圧情報をディスプレイに表示させることをさらに備えた請求項 3 1 に記載の血圧情報出力方法。

【請求項 3 4】

前記血圧情報を電子機器に送信することをさらに備えた請求項 3 1 に記載の血圧情報出力方法。

【請求項 3 5】

10

20

30

40

50

前記血圧情報を医療機関のデータベースに送信することをさらに備えた請求項 3 1 に記載の血圧情報出力方法。

【請求項 3 6】

生体の第 1 の部位から取得した第 1 の脈波情報、および、前記生体の前記第 1 の部位と異なる第 2 の部位から取得した第 2 の脈波情報を光学的に入力する脈波情報入力部と、前記第 1 の脈波情報および前記第 2 の脈波情報に基づいて、前記生体の血圧情報を出力する血圧情報出力部と、
を備えた血圧情報出力装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、血圧情報出力装置、血圧情報出力プログラム、媒体、および、血圧情報出力方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、人間の血圧を測定する血圧測定装置として、空気圧で膨張するカフと呼ばれるシートを用いたものがあった。カフは、人間の腕に巻かれ、空気圧で膨張して腕に大きな圧力をかける。従来の血圧測定装置は、圧力をかけたときの腕の中の血管の反発力から血圧を測定するものであった（例えば、特許文献 1 参照）。

特許文献 1 特開 2010 - 94410 号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、従来の血圧測定装置は、カフにより生体へ大きな圧力をかけるので、生体への負担が大きい。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の第 1 の態様においては、生体の第 1 の部位から、第 1 の脈波情報を光学的に取得する第 1 の脈波情報取得部と、生体の第 1 の部位と異なる第 2 の部位から、第 1 の脈波情報に対して時間差を有する第 2 の脈波情報を光学的に取得する第 2 の脈波情報取得部と、第 1 の脈波情報と第 2 の脈波情報に基づいて、生体の脈波伝搬情報を算出する脈波伝搬情報算出部と、脈波伝搬情報に基づいて、生体の血圧情報を推定して出力する血圧情報出力部と、を備えた血圧情報出力装置を提供する。

30

【0005】

なお、上記の発明の概要は、本発明の必要な特徴の全てを列挙したものではない。また、これらの特徴群のサブコンビネーションもまた、発明となりうる。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図 1】実施形態 1 に係る血圧情報出力装置 100 の一例を示す。

【図 2】実施形態 2 に係る血圧情報出力装置 200 の一例を示す。

40

【図 3】実施形態 3 に係る血圧情報出力装置 300 の一例を示す。

【図 4】血圧情報出力装置 100 の構成の一例を示す。

【図 5】血圧情報出力装置 100 の構成の一例を示す。

【図 6】血圧情報出力装置 100 の構成の一例を示す。

【図 7】ディスプレイ 122 の表示形態の一例を示す。

【図 8】血圧情報出力装置 100 の構成の一例を示す。

【図 9】生体 103 の映像を抽出する様子を示す。

【図 10】脈拍数検出アルゴリズムの一例を示す。

【図 11】脈拍数検出結果を示す。

【図 12】脈波伝搬時間の検出アルゴリズムの一例を示す。

50

- 【図 1 3】脈波成分信号の波形を示す図である。
- 【図 1 4】脈波成分信号の波形を示す図である。
- 【図 1 5】鼻領域のスプライン補間後の出力波形を示す。
- 【図 1 6】スプライン補間後の出力波形を 1 階微分した信号波形を示す。
- 【図 1 7】2 階微分（脈波加速度波形）の出力波形を示す。
- 【図 1 8】相互相関をとって位相差を検出した後の出力波形である。
- 【図 1 9】脈波伝搬時間 P T T と血圧 B P の関係を示す。
- 【図 2 0】脈波伝搬に関する血管モデルを示す。
- 【図 2 1】パラメータ（a、b、c）の分布を示したベクトル図である。
- 【図 2 2】生体 1 0 3 の最高血圧の推定結果を示す。
- 【図 2 3】最高血圧と最低血圧の推定結果を示す。
- 【図 2 4】血圧情報出力装置 1 0 0 の構成の一例を示す。
- 【図 2 5】血圧情報出力装置 1 0 0 の構成の一例を示す。
- 【図 2 6】血圧情報出力装置 1 0 0 の構成の一例を示す。
- 【図 2 7】血圧情報出力装置 1 0 0 の構成の一例を示す。
- 【図 2 8】コンピュータ 1 9 0 0 のハードウェア構成の一例を示す。
- 【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、発明の実施の形態を通じて本発明を説明するが、以下の実施形態は特許請求の範囲にかかる発明を限定するものではない。また、実施形態の中で説明されている特徴の組み合わせの全てが発明の解決手段に必須であるとは限らない。

【0008】

（実施形態 1）

図 1 は、本発明の実施形態 1 の血圧情報出力装置 1 0 0 を示す図である。血圧情報出力装置 1 0 0 は、スマートフォン内に実装されている。血圧情報出力装置 1 0 0 は、映像入力部 1 0 1 および血圧情報出力部 1 0 2 を備える。

【0009】

映像入力部 1 0 1 には、生体 1 0 3 の 2 箇所以上の映像が入力される。映像入力部 1 0 1 は、カメラを備えており、生体 1 0 3 の映像をカメラにより撮影して入力する。本例の映像入力部 1 0 1 は、生体 1 0 3 において離間した 2 箇所以上の部位を含む動画を取得する。これにより、生体 1 0 3 の脈波情報を有する映像が映像入力部 1 0 1 へ光学的に入力される。脈波とは、生体 1 0 3 の部位における血管の脈動を示す時間波形であり、脈波情報とは、当該時間波形に関する情報である。例えば脈波情報は、脈波がピークを示すタイミングに関する情報を含む。本例では、生体 1 0 3 の鼻 1 0 4 の映像と指先 1 0 5 の映像がカメラを介して映像入力部 1 0 1 へ入力される。

【0010】

血圧情報出力部 1 0 2 は、映像入力部 1 0 1 に入力された映像に基づいて、生体 1 0 3 の血圧情報を出力する。血圧情報出力部 1 0 2 は、血圧情報を表示するディスプレイを備える。ここで、血圧情報とは、血圧、高血圧状態、正常血圧状態、低血圧状態、動脈硬化等の血管の状態、または血管年齢等、血圧に関する情報である。本例において、血圧情報出力部 1 0 2 には生体 1 0 3 の最高血圧（Max 130 mmHg）、平均血圧（107 mmHg）、最低血圧（Min 85 mmHg）が表示されている。

【0011】

生体 1 0 3 の血液は、ヘモグロビン濃度に応じて、光の RGB 成分のうち G 成分（緑色成分）の透過量が増える。動脈血には、静脈血に比べてヘモグロビンが多く含まれている。脈波は、動脈血の血流量の変動に対応するので、生体 1 0 3 を透過または反射した光の G 成分の変動は、生体 1 0 3 の脈波に対応する。すなわち、本例における生体 1 0 3 の鼻 1 0 4 の映像と指先 1 0 5 の映像には、脈波に応じた G 成分の変動波形が含まれている。従って、鼻 1 0 4 と指先 1 0 5 の映像における G 成分の波形の位相差から、心臓から鼻 1 0 4 までの脈波の伝搬時間と、心臓から指先 1 0 5 までの脈波の伝搬時間の差分がわか

10

20

30

40

50

る。血圧情報出力装置 100 は、鼻 104 の映像から鼻 104 の毛細血管の脈波成分信号と、指先 105 の映像から指先 105 の毛細血管の脈波成分信号を抽出する。脈波成分信号は、脈波情報を含む映像の RGB 信号もしくは、YCbCr 信号である。

【0012】

血圧情報出力装置 100 は、2つの映像の相関から、脈波伝搬情報を算出する。脈波伝搬情報とは、脈波伝搬時間 PTT または、その逆数に比例した脈波伝搬速度 PWV を含む。血圧情報出力装置 100 は、予め算出された脈波伝搬情報と血圧 BP との関係式、および脈波伝搬情報から血圧 BP を推定して出力する。血圧情報出力装置 100 は、ヘモグロビン濃度の変動に基づいて検出される同質の2つの脈波情報に基づいて、脈波伝搬情報を算出しているので、高精度に血圧 BP を推定できる。

10

【0013】

映像入力部 101 は、2箇所の部位の動きを検出して、当該部位に追従して撮影してよい。映像入力部 101 は、脈波を検出している間に、2箇所の部位の少なくとも一方がカメラの撮像領域外に向かって移動している場合に、カメラのズーム等を制御して、2箇所の部位がカメラの撮像領域内となるように制御してよい。また、血圧情報出力装置 100 は、2箇所の部位の移動速度が所定の値以下である期間に取得した脈波情報に基づいて、脈波伝搬情報を算出してよい。本例では、1つのカメラから生体 103 の2箇所の映像を入力しているが、2つ以上のカメラからそれぞれの部位の映像を入力してよい。例えば、スマートフォンの裏面に設けられた光学式指紋センサを用いて、指先 105 の画像を取得してよい。また、鼻 104 と指先 105 に限らず、生体における互いに異なる領域の映像をそれぞれ入力してよい。しかし、鼻 104 および指先 105 は、毛細血管が集中しているため、ヘモグロビン濃度が高くなる。このため、鼻 104 の映像と指先 105 の映像を用いる方が、脈波情報の抽出感度と脈波伝搬情報の算出精度が高くなる。

20

【0014】

さらに、脈波情報は、2つの映像から抽出されてよく、指先に装着された光電容積脈波計を2つ以上用いて抽出されてもよい。また、脈波情報は、一方が映像から、他方が光電容積脈波計から抽出されてもよい。

【0015】

このように、実施形態1の血圧情報出力装置 100 は、光学的に脈波情報を抽出して血圧情報を出力するようにしたので生体への負担が小さい。また、カフを用いた場合の加圧および減圧のための時間が不要なので、連続的に血圧情報を出力できる。さらに、実施形態1の血圧情報出力装置 100 は、映像から脈波情報を抽出する構成であるため、生体と非接触かつ非拘束で血圧情報を推定できる。さらに、カメラの映像内に複数人存在すれば、複数人の血圧を同時に測定できる。

30

【0016】

(実施形態2)

図2は、実施形態2の血圧情報出力装置 200 を示す図である。血圧情報出力装置 200 は、トレッドミル 206 に備え付けられている。トレッドミル 206 は、フィットネスジム等におけるランニングマシン、ウォーキングマシン、エアロバイク等の運動機器である。本例のトレッドミル 206 は、ランニングマシンである。

40

【0017】

血圧情報出力装置 200 は、実施形態1と同様に、映像入力部 201 と血圧情報出力部 202 とを備える。ここで、血圧情報出力装置 200 は、トレッドミル 206 の内部に実装される。

【0018】

映像入力部 201 は、カメラを備えており、映像が入力される。具体的には、映像入力部 201 には、トレッドミル 206 上で運動をしている生体 203 の鼻 204 の映像と指先 205 の映像が入力される。

【0019】

血圧情報出力部 202 は、ディスプレイを備えて血圧情報をディスプレイに表示する。

50

これにより、生体 203 は運動しながら自らの血圧情報を知ることができる。なお、血圧情報に加えて、脈拍数 CPR を表示してもよい。

【0020】

(実施形態 3)

図 3 は、実施形態 3 の血圧情報出力装置 300 を示す図である。血圧情報出力装置 300 は、実施形態 1 と同様に、映像入力部 301 と血圧情報出力部 302 とを備える。血圧情報出力装置 300 は、洗面台の鏡に実装される。

【0021】

映像入力部 301 は、カメラを備えており、映像が入力される。具体的には、映像入力部 201 には、洗面台で手洗いや歯磨き等をしている生体 103 の鼻 104 の映像と指先 105 の映像が入力される。

10

【0022】

ディスプレイを備えて血圧情報出力部 302 が血圧情報を出力する。血圧情報出力部 302 は、手洗いや歯磨き等をしている生体 103 の血圧情報をディスプレイに表示する。これにより、生体 103 は、手洗いや歯磨き等しながら自らの血圧情報を知ることができる。本例の血圧情報出力装置 300 は、簡単でさりげない測定ができるので、恒常的に血圧をモニターできる。

【0023】

図 4 は、血圧情報出力装置 100 の構成の一例を示す。血圧情報出力装置 100 は、映像入力部 110 および血圧情報出力部 120 を備える。血圧情報出力装置 100 は、入力された生体の映像から、血圧 BP を推定して出力する。なお、本例の血圧情報出力装置 100 の構成は、実施形態 1 ~ 3 のいずれの場合においても、利用できる。

20

【0024】

生体 103 は、第 1 領域 106 および第 2 領域 107 を有する。第 1 領域 106 および第 2 領域 107 は、それぞれ異なる領域である。例えば、第 1 領域 106 は、生体 103 の部位である鼻 104 の映像であり、第 2 領域 107 は、生体 103 の部位である指先 105 の映像である。

【0025】

映像入力部 110 には、第 1 領域 106 および第 2 領域 107 の映像がそれぞれ、第 1 領域映像 112 および第 2 領域映像 114 として入力される。映像入力部 110 は、第 1 領域映像 112 および第 2 領域映像 114 を血圧情報出力部 120 に出力する。

30

【0026】

血圧情報出力部 120 は、第 1 領域映像 112 および第 2 領域映像 114 に基づいて、生体 103 の血圧情報を算出する。例えば、血圧情報出力部 120 は、算出した血圧情報を推定血圧値として出力する。

【0027】

図 5 は、血圧情報出力装置 100 の構成の一例を示す。図 4 とは、映像入力部 110 がカメラ 116 を備えた点で異なる。映像入力部 110 は、カメラ 116 により生体 103 の第 1 の映像および第 2 の映像を取得する。

【0028】

カメラ 116 は、第 1 領域映像 112 および第 2 領域映像 114 を撮影する。カメラ 116 は、CCD センサもしくは、CMOS センサ等を撮像素子として備える。カメラ 116 は、撮影した第 1 領域映像 112 および第 2 領域映像 114 を血圧情報出力部 120 に出力する。

40

【0029】

図 6 は、血圧情報出力装置 100 の構成の一例を示す。図 4 とは、血圧情報出力部 120 がディスプレイ 122 を備えた点で異なる。ディスプレイ 122 は、血圧情報出力部 120 において、第 1 領域映像 112 および第 2 領域映像 114 に基づく血圧情報を表示する。

【0030】

50

血圧情報出力部 102 は、ディスプレイ 122 の代わりにスピーカーを備えて音声信号として血圧情報を出力してよい。血圧情報出力部 102 は、ディスプレイ 122 の代わりに無線または有線により血圧情報を PC 等の電子機器もしくは病院等の医療機関のデータベースに送信してよい。

【0031】

図 7 は、ディスプレイ 122 の表示形態の一例を示す。図 7 に記載されたディスプレイ 122 の表示形態は、実施形態 1 ~ 3 のいずれにおいても利用できる。

【0032】

図 7 (a) は、生体 103 の血圧そのものではなく、生体 103 の血圧 BP が高血圧であるか、正常血圧であるか、低血圧であるか等の血圧状態を表示する例である。図 7 (b) は、算出した脈波伝搬情報または推定した血圧 BP に基づいて、動脈硬化があるかどうかを表示した例である。図 7 (c) は、算出した脈波伝搬情報または推定した血圧 BP に基づいて、血管年齢の推定結果を表示した例である。つまり、図 7 (b) および (c) は、血管状態を示す。

【0033】

上記図 7 (a) ~ (c) の絶対評価の表示に加えて、ディスプレイ 122 は、個人ごとの平均値と比較した相対評価を表示してもよい。また、血圧情報出力装置 100 は、その内部に記憶部を設け、過去に推定した血圧情報を記憶部に記憶してよい。この場合、血圧情報出力装置 100 は、過去の血圧情報と現在の血圧情報を合わせてディスプレイ 122 に出力してよい。

【0034】

図 7 (d) は、血管の硬さ、血管年齢、ユーザーへのアドバイス、および血管の硬さと血管年齢との関係を示すグラフを表示する。実線は、年齢毎の平均的な血管の硬さである平均値ラインを示す。ユーザーは、グラフから、平均値ラインより高いか低いかを知ることができる。その他、例えば、「今回のあなたの血圧は、通常よりも高血圧です。」、「今回のあなたの血圧は、通常よりも低血圧です。」、「今回のあなたの血圧は、通常です。」等の情報を表示してよい。

【0035】

図 8 は、血圧情報出力装置 100 の構成の一例を示す。本例の血圧情報出力装置 100 は、脈波伝搬情報を算出して、推定血圧を出力する。血圧情報出力装置 100 は、第 1 の脈波情報取得部 (第 1 の脈波情報入力部 / 第 1 の映像取得部) 130、第 2 の脈波情報取得部 (第 2 の脈波情報入力部 / 第 2 の映像取得部) 135、脈波伝搬情報算出部 140 および血圧情報出力部 150 を備える。ここで、第 1 の脈波情報取得部 130 と第 2 の脈波情報取得部 135 が図 4 ~ 図 6 の映像入力部 110 に対応し、脈波伝搬情報算出部 140 と血圧情報出力部 150 が血圧情報出力部 120 に対応する。

【0036】

第 1 の脈波情報取得部 130 は、生体 103 の第 1 の部位から、第 1 の脈波情報を光学的に取得する。第 1 の脈波情報取得部 130 は、光学的に取得した第 1 の脈波情報から第 1 の映像を抽出する。つまり、第 1 の脈波情報取得部 130 は、生体 103 の第 1 の部位から、第 1 の映像を取得する。

【0037】

第 2 の脈波情報取得部 135 は、生体 103 の第 1 の部位と異なる第 2 の部位から、第 2 の脈波情報を光学的に取得する。第 2 の脈波情報取得部 135 は、光学的に取得した第 2 の脈波情報から第 2 の映像を抽出する。第 2 の脈波情報は、第 1 の脈波情報に対して時間差を有する。つまり、第 2 の脈波情報取得部 135 は、生体 103 の第 2 の部位から、第 2 の映像を取得する。

【0038】

第 1 の映像と第 2 の映像の取得は、周知の画像認識技術により実現できる。第 1 の映像および第 2 の映像は、1 つの映像から取得されてもよく、互いに異なる複数の映像から取得されてもよい。第 1 の脈波情報取得部 130 および第 2 の脈波情報取得部 135 は、1

10

20

30

40

50

つのカメラから映像を取得してもよく、互いに異なるカメラから映像をそれぞれ取得してもよい。

【0039】

脈波伝搬情報算出部140は、抽出した第1の映像および第2の映像に基づいて、生体103の脈波伝搬情報を算出する。例えば、脈波伝搬情報算出部140は、第1の脈波情報と第2の脈波情報の相関から、生体103の脈波伝搬情報を算出する。

【0040】

血圧情報出力部150は、脈波伝搬情報に基づいて、生体103の血圧情報を推定して出力する。血圧情報出力部150は、生体103の脈拍数にさらに基づいて、血圧情報を推定してよい。

【0041】

図9は、生体103の映像を抽出する様子を示す。第1領域106および第2領域107は、それぞれ、生体103の異なる領域である。具体的には、第1領域106は、生体103の鼻の領域である。第2領域107は、生体103の指先の領域である。

【0042】

第1領域106および第2領域107の選択は、生体103の任意の領域であってよい。例えば、第1領域106は、生体103の心臓を挟んで、第2領域107と対称に位置してよい。なお、生体103の心臓を挟んで対称に位置するとは、心臓に対して完全に対称である必要はない。例えば、第1領域106および第2領域107は、それぞれ左右の指先領域であってよい。また、心臓を挟んで対称な位置は、心臓からの距離が等しい2つの位置を指してもよい。

【0043】

第1の脈波情報取得部130および第2の脈波情報取得部135は、画像認識技術により、鼻および指先の領域をそれぞれ特定する。また、第1の脈波情報取得部130および第2の脈波情報取得部135は、特定した領域から鼻の映像および指先の映像をそれぞれ抽出する。

【0044】

図10は、脈拍数検出アルゴリズムの一例を示す。本例のアルゴリズムを用いることで、生体103の映像から脈拍数を検出できる。脈波波形の安定的な抽出は、血圧BPを推定するために必要な基盤技術である。例えば、血圧情報出力装置100は、対象領域ROIとして、毛細血管の密集する鼻領域を選択すれば、高いS/N比を有する脈波を検出できる。

【0045】

ステップS100において、血圧情報出力装置100は、顔領域の抽出映像を取得する。その後、血圧情報出力装置100は、取得した顔領域抽出映像から、RGB信号を抽出する。一例では、顔領域抽出映像は、640×480画素である。

【0046】

ステップS101において、血圧情報出力装置100は、抽出したRGB信号をYCbCr信号に変換する。ここで、Yは輝度信号であり、Cb、Crは色差信号である。

【0047】

ステップS102において、血圧情報出力装置100は、輝度信号Yから顔領域および対象領域ROIを検出する。対象領域ROIは、輝度信号Yに基づいて特定される。ここで、対象領域ROIは、脈波情報を含む色差信号の変化が検出できる程度に血管が集中している領域であれば、鼻領域に限定されない。

【0048】

ステップS103において、血圧情報出力装置100は、ステップS102で特定した対象領域ROIを抽出する。また、血圧情報出力装置100は、抽出された対象領域ROIにおけるCb+Cr信号を取得する。

【0049】

ステップS104において、血圧情報出力装置100は、取得したCb+Cr信号に基

10

20

30

40

50

づいて、対象領域 R O I をガウシアンフィルタリングする。ガウシアンフィルタリングとは、対象領域 R O I の中心部分の強度を大きくして、対象領域 R O I の周辺部を抑え込む処理のことである。

【 0 0 5 0 】

例えば、対象領域 R O I が、 50×50 画素の領域とした場合、対象領域 R O I の周辺部は、生体 1 0 3 の動作に伴い対象領域 R O I 以外の領域の信号が混入する。ガウシアンフィルタリングは、信頼性の低い対象領域 R O I の周辺の信号をフィルタリングする。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 0 5 において、フィルタリングされた信号に基づいて、任意の時刻における値をプロットした $C_b + C_r$ トレース信号を作成する。 $C_b + C_r$ トレース信号を採用することで、演算量を低減して、脈波波形を安定的に抽出できる。例えば、 $C_b + C_r$ トレース信号は、各画素の $C_b + C_r$ を対象領域 R O I 全域において合計された値である。あるいは $C_b + C_r$ トレース信号は、各画素の $C_b + C_r$ 信号の平均であってよい。これにより、 $C_b + C_r$ トレース信号は、対象領域 R O I において一つの値が得られる。

10

【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 0 6 において、バンドパスフィルタ B P F を通して $0.75 \text{ Hz} \sim 4 \text{ Hz}$ の波長領域以外をカットする。一般的な生体 1 0 3 の脈拍数 C P R は、 $0.75 \text{ Hz} \sim 4 \text{ Hz}$ (脈拍数 45 ~ 240) の範囲に対応するため、脈拍の帯域以外のノイズをカットできる。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 0 7 において、周波数の分析を行う。ステップ 1 0 6 でノイズがカットされた $C_b + C_r$ トレース信号には、外部環境もしくは生体 1 0 3 の運動に対応する低い周波数の信号と、脈拍数 C P R に対応する高い周波数の信号が含まれる。血压情報出力装置 1 0 0 は、周波数の分析結果に基づいて、脈拍数 C P R を検出して出力する。

20

【 0 0 5 4 】

図 1 1 は、脈拍数検出結果を示す。各グラフは、時刻 [秒] (横軸) に対する心拍数 H R (縦軸) の変化を示す。実線は、カメラ映像からの脈拍数検出値であり、プロットは、光電式脈波モニター測定値 (正解値) である。図 1 1 に示されたグラフは、時刻 0 秒における心拍数 H R の大きさが異なる。例えば、図 1 1 (a)、(b) では、測定開始前に運動することによって、時刻 0 秒における心拍数 H R を上げている。図 1 1 (c) ~ (f) は、測定開始時点において、ほぼ平常状態の心拍数 H R である。

30

【 0 0 5 5 】

測定開始後は、運動を停止してから平常時の値に落ち着く心拍数 H R が測定される。このときの、本実施形態に係る脈拍検出方法は、光電式の脈波モニターの測定結果と誤差が少なく、心拍数 H R の時間に対する変化をとらえている。つまり、心拍数 H R は、カメラ映像からであっても精度良く検出できる。

【 0 0 5 6 】

図 1 2 は、脈波伝搬時間の検出アルゴリズムの一例を示す。本例の脈拍伝搬情報算出部 1 4 0 は、第 1 の脈波成分信号抽出部 1 4 1、第 2 の脈波成分信号抽出部 1 4 2、相関算出部 1 4 3 を備える。脈拍伝搬情報算出部 1 4 0 は、第 1 の脈波情報取得部 1 3 0 および第 2 の脈波情報取得部 1 3 5 から入力された $Y C_b C_r$ 信号に基づいて、脈波伝搬時間 P T T を算出する。

40

【 0 0 5 7 】

脈拍伝搬情報算出部 1 4 0 は、抽出した映像から脈波伝搬情報を算出する。本例の第 1 の脈波成分は、顔領域の映像であり、第 2 の脈波成分は、指先領域の映像である。

【 0 0 5 8 】

第 1 の脈波成分信号抽出部 1 4 1 は、第 1 の映像から生体 1 0 3 の第 1 の脈波成分信号を抽出する。第 1 の脈波成分信号抽出部 1 4 1 には、第 1 の脈波情報取得部 1 3 0 により取得された顔領域の抽出映像が、 $Y C_b C_r$ 信号として入力される。

【 0 0 5 9 】

50

第2の脈波成分信号抽出部142は、第2の映像から生体103の第2の脈波成分信号を抽出する。第2の脈波成分信号抽出部142には、第2の脈波情報取得部135により取得された指先領域の抽出映像が、YCbCr信号として入力される。

【0060】

相関算出部143は、第1の脈波成分信号と第2の脈波成分信号との相関を算出して脈波伝搬情報を出力する。相関算出部143は、第1の脈波成分信号の微分値と第2の脈波成分信号の微分値との相関を算出して脈波伝搬時間PTTを出力する。

【0061】

脈波伝搬時間PTTは、心臓から鼻までの血管の距離と心臓から指先までの血管の距離は異なるので、心臓から鼻までの脈波伝搬時間PTTと心臓から指先までの脈波伝搬時間PTTが異なる。このため、鼻領域の脈波成分信号と指先領域の脈波成分信号との間には、心臓から鼻までの血管の距離と心臓から指先までの血管の距離との差に応じた時間差(位相差)が生じる。

10

【0062】

ステップ200において、第1の脈波情報取得部130は、鼻領域抽出映像を取得して、鼻の毛細血管の脈波成分信号を出力する。ここで、鼻の映像は、輝度Y、色差信号Cb、Crで構成される。

【0063】

また、第2の脈波情報取得部135は、指先領域抽出映像を取得して、指先領域のYCbCr信号を第2の脈波成分信号抽出部142に出力する。第2の脈波情報取得部135は、映像を取得する領域が、第1の脈波情報取得部130とは異なるものの、信号の処理方法は第1の脈波情報取得部130と同様である。

20

【0064】

ステップS201において、第1の脈波成分信号抽出部141は、入力された色差信号Cb、Crに基づいてCb+Crトレース信号を生成する。第1の脈波成分信号抽出部141は、鼻領域に対応するCb+Crトレース信号を生成して、第2の脈波成分信号抽出部142は、指先領域に対応するCb+Crトレース信号を生成する。Cb+Crトレース信号を生成することにより、脈波成分の振幅が大きくなる。

【0065】

ステップS202において、第1の脈波成分信号抽出部141および第2の脈波成分信号抽出部142は、脈波帯域である帯域0.75Hz~4Hzのバンドパスフィルタにトレース信号を通す。これにより、鼻領域および指先領域の脈波成分信号が、トレース信号から抽出される。つまり、ステップS202は、ステップS106と同様に、脈拍の帯域以外のノイズを除去する。

30

【0066】

ステップS203において、相関算出部143は、鼻領域の脈波成分信号と指先領域の脈波成分信号とをそれぞれスプライン補間によりインターポレーション(補間)する。具体的には、スプライン補間とは、カメラ映像(30Hz)から抽出した脈波を補間して、1KHzの連続データに変換することである。スプライン補間は、微分演算の精度を高くして、誤差を小さくする。なお、補間方法は、スプライン補間に限らず、ラグランジュ補間でもよいし、線形補間でもよいが、スプライン補間は演算量が小さくかつ精度が良いため好ましい。

40

【0067】

ステップS204において、スプライン補間後の出力波形を1階微分する。光電容積脈波は、モーション・アーチファクトもしくは光の拡散などにより、最大点および最小点が安定しない場合がある。脈波の1次微分波形を用いることにより、変曲点をより明確に検出することができる。

【0068】

ステップS205において、相関算出部143は、鼻領域の脈波成分信号と指先領域の脈波成分信号との相関を算出する。また、相関算出部143は、2つの映像情報から直接

50

相関を算出してよい。相関算出部 1 4 3 は、脈波波形の 1 次微分波形に対する相互相関位相差を検出して、1 m s 単位で脈波伝搬時間 P T T を正確に算出する。

【 0 0 6 9 】

図 1 3 は、ステップ S 2 0 1 で得られた脈波成分信号の波形を示す図である。具体的には、第 1 の脈波情報取得部 1 3 0 および第 2 の脈波情報取得部 1 3 5 で取得された鼻領域の脈波成分信号および指先領域の脈波成分信号の波形を示す。横軸は、フレーム数を示して、縦軸は、C b + C r 信号のトレース強度を示す。各フレームは、1 秒間の間に 3 0 回フレームが更新される (3 0 f p s)。上の波形が鼻領域の脈波成分信号であり、下の波形が指先領域の脈波成分信号である。

【 0 0 7 0 】

図 1 4 は、ステップ S 2 0 2 で得られた脈波成分信号の波形を示す図である。具体的には、ステップ S 2 0 2 で生成されたトレース信号をバンドパスフィルタ B P F に通して、脈波帯域のみを抽出した場合の波形を示す。横軸は、フレーム数を示して、縦軸は、C b + C r 信号のトレース強度を示す。各フレームは、1 秒間に 3 0 回フレームが更新される (3 0 f p s)。上の波形が鼻領域の脈波成分信号であり、下の波形が指先領域の脈波成分信号である。バンドパスフィルタ B P F を通過した C b + C r 信号は、図 1 4 のバンドパスフィルタ B P F を通過していない C b + C r 信号と比較して、ノイズが低減されている。

【 0 0 7 1 】

図 1 5 は、ステップ S 2 0 3 で得られた鼻領域のスプライン補間後の出力波形を示す。横軸はサンプル (サンプル周波数 1 k H z) を示して、縦軸は C b + C r トレース信号の強度を示す。また、指先領域のスプライン補間後の C b + C r トレース強度は、図 1 5 の波形の位相をずらした波形に相当する。鼻領域と指先領域の位相差は、図 1 5 のスプライン補間後のグラフからも検出できる。

【 0 0 7 2 】

図 1 6 は、ステップ S 2 0 4 で得られたスプライン補間後の出力波形を 1 階微分した信号波形を示す。横軸はサンプル (サンプル周波数 1 k H z) を示して、縦軸は C b + C r トレース 1 階微分信号の強度を示す。C b + C r トレース 1 階微分強度は、鼻領域の脈波成分信号のピークと指先領域の脈波成分信号のピークの時刻において、ゼロクロスする波形となる。つまり、相関算出部 1 4 3 は、脈波成分信号を 1 階微分することにより鼻領域の脈波成分信号のピークと、指先領域の脈波成分信号のピークとの時間差を算出できる。このため、相関算出部 1 4 3 は、脈波伝搬情報を精度よく算出できる。つまり、より正確な血圧情報推定を行うことができる。なお、相関算出部 1 4 3 は、1 階微分の出力波形 (脈波速度波形) に限らず、2 階微分の出力波形 (脈波加速度波形) を用いてもよい。

【 0 0 7 3 】

図 1 7 は、2 階微分 (脈波加速度波形) の出力波形を示す。横軸はサンプル (サンプル周波数 1 k H z) を示して、縦軸は C b + C r トレース 2 階微分信号の強度を示す。2 階微分の出力波形は、脈波成分信号の変曲点、つまり凹凸の切り替わりポイントにおいて、ゼロクロスする波形となる。したがって、相関算出部 1 4 3 は、脈波成分信号を 2 階微分することにより鼻領域の脈波成分信号の変曲点と、指先領域の脈波成分信号の変曲点との時間差を算出できる。これにより、相関算出部 1 4 3 は、脈波伝搬情報を精度よく算出できる。

【 0 0 7 4 】

図 1 8 は、相互相関をとって位相差を検出した後の、ステップ S 2 0 5 で得られた出力波形である。横軸はサンプル (サンプル周波数 1 k H z) を示して、縦軸は相互相関係数を示す。相関算出部 1 4 3 は、鼻領域と指先領域に基づく信号の相互相関を算出する。鼻領域および指先領域の脈波成分信号の位相差は、相関算出部 1 4 3 の算出した相互相関から算出される。

【 0 0 7 5 】

図 1 9 は、脈波伝搬時間 P T T と血圧 B P の関係を示す。横軸は時刻 (秒) を示して、

10

20

30

40

50

縦軸は脈波伝搬時間 P T T (m s)、および、血圧 B P (m m H g) を示す。また、実線が脈波伝搬時間 P T T を示して、白抜き四角が血圧計で測定した血圧 B P を示す。

【 0 0 7 6 】

相関算出部 1 4 3 は、鼻領域および指先領域の脈波成分信号の位相差から脈波伝搬時間 P T T を算出できる。図 1 9 のグラフから、血圧 B P が低いと、脈波伝搬時間 P T T が大きくなる傾向にあることが分かる。一方、血圧 B P が高いと、脈波伝搬時間 P T T が小さくなる傾向にあることが分かる。

【 0 0 7 7 】

図 2 0 は、脈波伝搬に関する血管モデルを示す。脈波伝搬速度 P W V は、M o e n s - K o r t e w e g の式として [数 1] で表される。

10

[数 1]

$$PWV = \frac{L}{PTT} = \sqrt{\frac{Eh}{\rho 2R}}$$

ここで、L は血管の長さ、 ρ は血液密度、R は血管内径、E は血管壁弾性(ヤング率)、h は血管壁厚さを指す。

【 0 0 7 8 】

血管壁弾性(ヤング率) E と血圧 B P の関係は、[数 2] 式で表される。

[数 2]

20

$$E = E_0^{\alpha(BP - BP_0)}$$

E₀ は血管壁弾性(ヤング率)の公称値、BP₀ は血圧公称値、 α は定数である。

【 0 0 7 9 】

[数 1] および [数 2] から脈波伝搬時間 P T T または脈波伝搬速度 P W V と血圧 B P との関係式を導くことができる。関係式は、近似を含むものでも含まないものでもよい。

【 0 0 8 0 】

血圧情報出力部 1 5 0 は、算出した脈波伝搬時間 P T T から予め導いた上記関係式に基づいて、血圧 B P を算出する。[数 1] と [数 2] より、例えば、次の関係式 [数 3] ~ [数 5] が導かれる。

30

[数 3]

$$BP = PTT + b$$

[数 4]

$$BP = \frac{1}{(PTT)^2} + b$$

[数 5]

$$BP = \ln(b PTT)$$

[数 3] ~ [数 5] において、変数である脈波伝搬時間 P T T 以外のパラメータ (a、b、) は、以下の通り算出できる。

【 0 0 8 1 】

血圧情報出力部 1 5 0 は、鼻領域および指先領域の映像と血圧計による真の血圧 B P (正解血圧) を予め同期して収録する。そして、血圧情報出力部 1 5 0 は、鼻領域と指先領域の映像から算出した脈波伝搬時間 P T T と血圧 B P の組み合わせ群が得られる。血圧情報出力部 1 5 0 は、脈波伝搬時間 P T T と血圧 B P の組み合わせ群から、複数の連立方程式を解いてパラメータ (a、b、) を算出する。

40

【 0 0 8 2 】

血圧情報出力部 1 5 0 は、取得した映像から脈波伝搬時間 P T T を算出して、血圧 B P を推定できる。つまり、血圧情報出力部 1 5 0 は、脈波伝搬時間 P T T が算出されると予め算出されたパラメータ (a、b、) および [数 3] ~ [数 5] のいずれかに基づいて、血圧 B P を推定できる。

【 0 0 8 3 】

50

なお、パラメータ (a、 b、) は、最小二乗法で求められてよい。また、血压情報出力部 150 は、複数の連立方程式からパラメータ (a、 b、) の数ごとに連立方程式を解き、解いた各パラメータ (a、 b、) の重心または中心値を求めて、重心または中心値をそれぞれのパラメータ (a、 b、) としてもよい。

【 0084 】

[数 3] ~ [数 5] は、血压 B P が脈波伝搬時間 P T T の関数であるが、さらに心拍数 H R に基づいた関係式に書き換え、血压 B P を算出してもよい。例えば、[数 3] は、心拍数 H R を含む関係式に書き換えると [数 6] になる。

[数 6]

$$B P = a P T T + b H R + c$$

10

【 0085 】

血压情報出力部 150 は、脈波伝搬情報を算出するために抽出した脈波成分信号を周波数解析して、振幅特性が最大となる周波数を心拍数 H R として算出する。血压情報出力部 150 は、脈波伝搬情報のみから血压情報を推定する場合に比べて心拍数 H R を用いた方が、正確に血压情報を推定できる。なお、[数 6] のパラメータ (a、 b、 c) は、[数 3] ~ [数 5] でパラメータ (a、 b、) を求めた場合と同様の手法により予め求められてよい。

【 0086 】

図 21 は、パラメータ (a、 b、 c) の分布を示したベクトル図である。血压情報出力部 150 は、ベクトルの重心の各成分をパラメータ (a、 b、 c) として、予め用意する。また、血压情報出力部 150 は、予め用意したパラメータ (a、 b、 c) と、入力される脈波伝搬時間 P T T および心拍数 H R から [数 6] を計算して、血压 B P を算出できる。

20

【 0087 】

パラメータ (a、 b、 c) は、分散が生じるものの、まとまった分布となっている。また、血压情報出力部 150 は、顔画像から性別および年齢等を割出して、性別および年齢等に応じたパラメータ (a、 b、 c) を選択してもよい。これにより、血压推定の精度が向上する。

【 0088 】

なお、脈波伝搬時間 P T T および心拍数 H R から最高血压および最低血压を算出する場合の方程式は以下の通りである。

30

$$\text{最高血压 (S y s t o l i c B P) } = a_1 P T T + b_1 H R + c_1$$

$$\text{最低血压 (D i a s t o l i c B P) } = a_2 P T T + b_2 H R + c_2$$

つまり、血压情報出力部 150 は、最高血压および最低血压それぞれに対応するパラメータ (a₁、 b₁、 c₁) とパラメータ (a₂、 b₂、 c₂) とをそれぞれ予め算出する。これにより、[数 6] を用いて、血压を推定する場合と同様に最高血压および最低血压を同時に推定できる。ここで、最高血压とは、心臓が収縮した時に、全身に血液が送り出された時の圧力であり、最低血压とは、心臓が拡張して、心臓内に血液が戻ってきた時の圧力である。

【 0089 】

40

図 22 は、生体 103 の最高血压の推定結果を示す。横軸は測定回数 (回) を示しており、縦軸は、最高血压 (m m H g) を示す。実線が本例のカメラ映像からの最大血压推定値 (m m H g) を示し、破線が血压計の最大血压測定値 (m m H g) を示す。ここで、正解値は、血压計により測定した最大血压とする。

【 0090 】

図 22 において、カメラ映像からの最大血压推定値と血压計の最大血压測定値との間では、5% 程度の誤差が生じている。しかしながら、血压測定は、カフで測定した場合であっても 5 ~ 10% 程度の誤差は生じるといわれている。そのため、本例の血压情報出力装置 100 は、カフと同程度の精度のよい血压推定ができていることがわかる。本例では、パラメータは、それぞれ a₁ = - 0 . 2 6、 b₁ = - 0 . 1 1、 c₁ = 1 0 6 . 5 5 であ

50

る。

【0091】

図23は、最高血圧と最低血圧の推定結果を示す。横軸は測定回数(回)を示して、縦軸は血圧(mmHg)を示す。実線が本例のカメラ映像からの血圧推定値(mmHg)を示して、破線が血圧計の血圧測定値(mmHg)を示す。カメラ映像からの血圧推定方法であっても、血圧計で測定した最高血圧および最低血圧と非常に近い推定結果が得られた。例えば、最高血圧と最低血圧の同時推定において、パラメータは、それぞれ $a_1 = -0.26$ 、 $b_1 = -0.11$ 、 $c_1 = 106.55$ 、 $a_2 = -0.17$ 、 $b_2 = -0.11$ 、 $c_2 = 64.00$ である。

【0092】

図24から図27に、3つの映像から血圧推定する場合を示す。生体103の3箇所領域からの映像を取得し、3箇所領域の中から2領域間の脈波伝搬情報をそれぞれ出力し、それら複数の2領域間脈波伝搬情報から1つの脈波伝搬情報を算出することで安定した高精度な脈波伝搬情報を獲得し、その脈波伝搬情報に基づいて血圧推定を行なう。つまり、相関の情報が増えて脈波伝搬情報をより正確に算出することができるため、さらに正確な血圧情報推定を行うことができる。なお、血圧情報出力装置100は、2つの映像または3つの映像に基づいて、血圧情報を推定して出力する形態に限らず、4以上の映像から血圧情報を推定して出力してもよい。

【0093】

図24は、血圧情報出力装置100の構成の一例を示す。血圧情報出力装置100は、第1領域映像取得部160、第2領域映像取得部162、第3領域映像取得部164、脈波伝搬情報算出部140および血圧推定部170を備える。本例の血圧情報出力装置100は、第3の脈波情報を含む第3領域映像を取得する第3領域映像取得部164を備える点、脈波伝搬情報算出部140が3つの映像を入力して脈波伝搬情報を出力する点が図8の血圧情報出力装置と異なる。ここで、第1領域映像取得部160と第2領域映像取得部162と第3領域映像取得部164が図4~図6の映像入力部110に対応し、脈波伝搬情報算出部140と血圧推定部170が図4~図6の血圧情報出力部120に対応する。なお、血圧推定部170がその他の血圧情報を推定して出力する血圧情報出力部であってもよいことは、言うまでもない。

【0094】

第1領域映像取得部160、第2領域映像取得部162および第3領域映像取得部164は、それぞれ生体103の異なる3箇所領域から映像を抽出して取得する。例えば、鼻を含む領域(鼻領域)と、右手の指先を含む領域(右手指先領域)と、左手の指先を含む領域(左手指先領域)の3箇所領域から映像を取得する。

【0095】

脈波伝搬情報算出部140は、第1領域映像取得部160および第2領域映像取得部162が取得した領域間の脈波伝搬情報と、第1領域映像取得部160および第3領域映像取得部164が取得した領域間の脈波伝搬情報とを算出する。

【0096】

脈波伝搬情報算出部140は、抽出した2つの脈波伝搬情報の平均をとることで脈波伝搬情報を算出する。例えば、脈波伝搬情報算出部140は、鼻領域と右手指先領域間、および、鼻領域と左手指先領域間の脈波伝搬情報の平均を取ることにより脈波伝搬情報を算出する。

【0097】

血圧推定部170は、脈波伝搬情報算出部140が算出した脈波伝搬情報に基づいて血圧を推定する。このような構成により、血圧情報出力装置100は、安定かつ高精度に血圧を推定できる。

【0098】

図25は、血圧情報出力装置100の構成の一例を示す。本例の血圧情報出力装置100は、脈波伝搬情報算出部140が、第1 2領域間脈波伝搬情報算出部144および第

10

20

30

40

50

第1 3領域間脈波伝搬情報算出部1 4 5を有して、血压推定部1 7 0が、第1 2領域間血压推定部1 7 2、第1 3領域間血压推定部1 7 4および推定血压値平均部1 7 6を有する点で図2 4と異なる。ここで、第1領域映像取得部1 6 0と第2領域映像取得部1 6 2と第3領域映像取得部1 6 4が図4～図6の映像入力部1 1 0に対応し、脈波伝搬情報算出部1 4 0と血压推定部1 7 0が図4～図6の血压情報出力部1 2 0に対応する。なお、血压推定部1 7 0がその他の血压情報を推定して出力する血压情報出力部であってもよいことは、言うまでもない。

【0 0 9 9】

第1 2領域間脈波伝搬情報算出部1 4 4は、第1領域映像取得部1 6 0および第2領域映像取得部1 6 2が取得した映像が入力される。第1 2領域間脈波伝搬情報算出部1 4 4は、入力された映像に基づいて、脈波伝搬情報を算出する。

10

【0 1 0 0】

第1 3領域間脈波伝搬情報算出部1 4 5には、第1領域映像取得部1 6 0および第3領域映像取得部1 6 4が取得した映像が入力される。第1 3領域間脈波伝搬情報算出部1 4 5は、入力された映像に基づいて、脈波伝搬情報を算出する。

【0 1 0 1】

第1 2領域間血压推定部1 7 2には、第1 2領域間脈波伝搬情報算出部1 4 4が算出した脈波伝搬情報が入力される。第1 2領域間血压推定部1 7 2は、入力された脈波伝搬情報に基づいて血压を推定する。

【0 1 0 2】

第1 3領域間血压推定部1 7 4には、第1 3領域間脈波伝搬情報算出部1 4 5が算出した脈波伝搬情報が入力される。第1 3領域間血压推定部1 7 4は、入力された脈波伝搬情報に基づいて血压を推定する。

20

【0 1 0 3】

推定血压値平均部1 7 6は、第1 2領域間血压推定部1 7 2および第1 3領域間血压推定部1 7 4が推定した血压の平均値を算出する。推定血压値平均部1 7 6は、求めた平均値を推定血压として出力する。これにより、血压情報出力装置1 0 0は、安定かつ高精度に血压を推定できる。

【0 1 0 4】

図2 6は、血压情報出力装置1 0 0の構成の一例を示す。本例の血压情報出力装置1 0 0は、動脈閉塞指標算出部2 1 0を備える点で図2 5と異なる。ここで、第1領域映像取得部1 6 0と第2領域映像取得部1 6 2と第3領域映像取得部1 6 4が図4～図6の映像入力部1 1 0に対応し、脈波伝搬情報算出部1 4 0と血压推定部1 7 0と動脈閉塞指標算出部2 1 0が図4～図6の血压情報出力部1 2 0に対応する。

30

【0 1 0 5】

第1 2領域間脈波伝搬情報算出部1 4 4には、第1領域映像取得部1 6 0および第2領域映像取得部1 6 2が取得した映像が入力される。第1 2領域間脈波伝搬情報算出部1 4 6は、入力された映像に基づいて、第1領域および第2領域間の脈波伝搬情報を算出して、第1 2領域間血压推定部1 7 2に出力する。

【0 1 0 6】

第1 3領域間脈波伝搬情報算出部1 4 5には、第1領域映像取得部1 6 0および第3領域映像取得部1 6 4が取得した映像が入力される。第1 3領域間脈波伝搬情報算出部1 4 7は、入力された映像に基づいて、第1領域および第3領域間の脈波伝搬情報を算出して、第1 3領域間血压推定部1 7 4に出力する。

40

【0 1 0 7】

動脈閉塞指標算出部2 1 0には、第1 2領域間血压推定部1 7 2および第1 3領域間血压推定部1 7 4が推定した血压値がそれぞれ入力される。動脈閉塞指標算出部2 1 0は、入力された複数の血压値を比較して、動脈閉塞の診断指標を出力する。

【0 1 0 8】

例えば、動脈閉塞指標算出部2 1 0には、鼻領域および右手指先領域間の血压推定結果

50

と、鼻領域および左手指先領域間の血圧推定結果が入力される。これにより、動脈閉塞指標算出部 210 は、右側と左側の血圧推定値を比較して、上腕動脈の閉塞診断の指標にする。また、動脈閉塞指標算出部 210 は、左右の脈波伝搬情報が違っているかどうかを調べることでも上腕動脈の閉塞診断の指標にすることができる。さらに、動脈閉塞指標算出部 210 は、左右の手指先の代わりに左右の下肢を抽出領域として、股動脈の閉塞診断の指標としてよい。なお、本例では、動脈閉塞指標算出部 210 への入力は、第 1 2 領域間血圧推定部 172 が推定した血圧値と、第 1 3 領域間血圧推定部が推定した血圧値であるが、血圧値でなくそれぞれの脈波伝搬時間 PTT を入力として動脈閉塞指標を算出してもよい。

【0109】

図 27 は、血圧情報出力装置 100 の構成の一例を示す。本例の血圧情報出力装置 100 は、相関算出部 143 を備える点で図 24 と相違する。相関算出部 143 は、第 1 2 領域間相関算出部 146、第 1 3 領域間相関算出部 147 および第 2 3 領域間相関算出部 148 を備える。ここで、第 1 領域映像取得部 160 と第 2 領域映像取得部 162 と第 3 領域映像取得部 164 が図 4 ~ 図 6 の映像入力部 110 に対応し、相関算出部 143 と脈波伝搬情報算出部 140 と血圧推定部 170 が図 4 ~ 図 6 の血圧情報出力部 120 に対応する。なお、血圧推定部 170 がその他の血圧情報を推定して出力する血圧情報出力部であってもよいことは、言うまでもない。

【0110】

第 1 2 領域間相関算出部 146 には、第 1 領域映像取得部 160 および第 2 領域映像取得部 162 が取得した映像が入力される。第 1 2 領域間相関算出部 146 は、第 1 領域および第 2 領域間の相関を算出して、脈拍伝搬情報算出部 140 に出力する。

【0111】

第 1 3 領域間相関算出部 147 には、第 1 領域映像取得部 160 および第 3 領域映像取得部 164 が取得した映像が入力される。第 1 3 領域間相関算出部 147 は、第 1 領域および第 3 領域間の相関を算出して、脈拍伝搬情報算出部 140 に出力する。

【0112】

第 2 3 領域間相関算出部 148 には、第 2 領域映像取得部 162 および第 3 領域映像取得部 164 が取得した映像が入力される。第 2 3 領域間相関算出部 148 は、第 2 領域および第 3 領域間の相関を算出して、脈拍伝搬情報算出部 140 に出力する。

【0113】

脈波伝搬情報算出部 140 は、生体 103 の異なる 3 箇所映像から 3 つの 2 領域間の相関が入力される。本例の脈波伝搬情報算出部 140 は、複数の 2 領域間の相関から 1 つの脈波伝搬情報を算出する。これにより、血圧情報出力装置 100 は、安定かつ高精度に血圧推定を行う。

【0114】

例えば、脈波伝搬情報算出部 140 には、鼻領域および右手指先領域間の相関と、鼻領域および左手指先領域間の相関と、右手指先領域および左手指先領域間の相関とが入力される。脈波伝搬情報算出部 140 は、これら 3 つの相関に基づいて脈波伝搬情報を算出する。具体的には、脈波伝搬情報算出部 140 は、3 つの相関の平均を取って脈波伝搬情報を出力してよい。また、脈波伝搬情報算出部 140 は、3 つの相関の平均をとる代わりに、3 つの相関の中から相関の高いものを選択して脈波伝搬情報を出力してよい。そして、出力された脈波伝搬情報が血圧推定部 170 に入力される。これにより、血圧情報出力装置 100 は、安定して高精度に血圧 BP の推定を行う。

【0115】

(動脈硬化の推定)

血圧情報出力装置 100 は、算出した血圧 BP から動脈硬化を推定できる。閉塞性動脈硬化症は、血管壁が肥厚し、硬く、狭くなった症状を指す。閉塞性動脈硬化症は、抹消動脈硬化が進んだ状態で、血管の搾取が高度になると脈波が伝搬されにくくなり、脈波伝搬時間 PTT が短くなる。すなわち、脈波伝搬時間 PTT は、動脈硬化が進んで血管壁が肥

10

20

30

40

50

厚し、硬く、狭くなった血管ほど小さくなる。従来のカフを用いた上腕動脈から心臓を含む足首動脈の間の脈波伝搬時間 P T T の測定に準じて、手指先領域から足首領域間の脈波伝搬情報に基づいて脈波伝搬時間 P T T を算出することにより、動脈硬化の推定を手軽に行うことができる。

【 0 1 1 6 】

また、血圧情報出力装置 1 0 0 は、手指先領域、足首領域に加えて、鼻領域の脈波伝搬情報も同時に算出することで、鼻領域から手指先領域間の相関および鼻領域から足首領域間の相関から、手指先血圧と足首血圧も同時に推定することができる。例えば、足首血圧および手指先血圧比も考慮することで、より正確に動脈硬化を推定できる。

【 0 1 1 7 】

(血管年齢の推定)

また、血圧情報出力装置 1 0 0 は、血管の硬さの統計データからあてはまる年齢を割り出して、動脈硬化の推定結果を推定血管年齢として表示する。これにより、血圧情報出力装置 1 0 0 は、ユーザーにとってより分かりやすく表示できる。

【 0 1 1 8 】

図 2 8 は、本実施形態に係るコンピュータ 1 9 0 0 のハードウェア構成の一例を示す。本実施形態に係るコンピュータ 1 9 0 0 は、ホスト・コントローラ 2 0 8 2 により相互に接続される CPU 2 0 0 0、RAM 2 0 2 0、グラフィック・コントローラ 2 0 7 5、及び表示装置 2 0 8 0 を有する CPU 周辺部と、入出力コントローラ 2 0 8 4 によりホスト・コントローラ 2 0 8 2 に接続される通信インターフェイス 2 0 3 0、ハードディスクドライブ 2 0 4 0、及び CD - ROM ドライブ 2 0 6 0 を有する入出力部と、入出力コントローラ 2 0 8 4 に接続される ROM 2 0 1 0、フレキシブルディスク・ドライブ 2 0 5 0、及び入出力チップ 2 0 7 0 を有するレガシー入出力部とを備える。

【 0 1 1 9 】

ホスト・コントローラ 2 0 8 2 は、RAM 2 0 2 0 と、高い転送レートで RAM 2 0 2 0 をアクセスする CPU 2 0 0 0 及びグラフィック・コントローラ 2 0 7 5 とを接続する。CPU 2 0 0 0 は、ROM 2 0 1 0 及び RAM 2 0 2 0 に格納されたプログラムに基づいて動作し、各部の制御を行う。グラフィック・コントローラ 2 0 7 5 は、CPU 2 0 0 0 等が RAM 2 0 2 0 内に設けたフレーム・バッファ上に生成する画像データを取得し、表示装置 2 0 8 0 上に表示させる。これに代えて、グラフィック・コントローラ 2 0 7 5 は、CPU 2 0 0 0 等が生成する画像データを格納するフレーム・バッファを、内部に含んでもよい。

【 0 1 2 0 】

入出力コントローラ 2 0 8 4 は、ホスト・コントローラ 2 0 8 2 と、比較的高速な入出力装置である通信インターフェイス 2 0 3 0、ハードディスクドライブ 2 0 4 0、CD - ROM ドライブ 2 0 6 0 を接続する。通信インターフェイス 2 0 3 0 は、ネットワークを介して他の装置と通信する。ハードディスクドライブ 2 0 4 0 は、コンピュータ 1 9 0 0 内の CPU 2 0 0 0 が使用するプログラム及びデータを格納する。CD - ROM ドライブ 2 0 6 0 は、CD - ROM 2 0 9 5 からプログラム又はデータを読み取り、RAM 2 0 2 0 を介してハードディスクドライブ 2 0 4 0 に提供する。

【 0 1 2 1 】

また、入出力コントローラ 2 0 8 4 には、ROM 2 0 1 0 と、フレキシブルディスク・ドライブ 2 0 5 0、及び入出力チップ 2 0 7 0 の比較的低速な入出力装置とが接続される。ROM 2 0 1 0 は、コンピュータ 1 9 0 0 が起動時に実行するブート・プログラム、及び / 又は、コンピュータ 1 9 0 0 のハードウェアに依存するプログラム等を格納する。フレキシブルディスク・ドライブ 2 0 5 0 は、フレキシブルディスク 2 0 9 0 からプログラム又はデータを読み取り、RAM 2 0 2 0 を介してハードディスクドライブ 2 0 4 0 に提供する。入出力チップ 2 0 7 0 は、フレキシブルディスク・ドライブ 2 0 5 0 を入出力コントローラ 2 0 8 4 へと接続すると共に、例えばパラレル・ポート、シリアル・ポート、キーボード・ポート、マウス・ポート等を介して各種の入出力装置を入出力コントローラ

10

20

30

40

50

2084へと接続する。

【0122】

RAM2020を介してハードディスクドライブ2040に提供されるプログラムは、フレキシブルディスク2090、CD-ROM2095、又はICカード等の記録媒体に格納されて利用者によって提供される。プログラムは、記録媒体から読み出され、RAM2020を介してコンピュータ1900内のハードディスクドライブ2040にインストールされ、CPU2000において実行される。

【0123】

コンピュータ1900にインストールされ、コンピュータ1900を血压情報出力装置として機能させるプログラムは、第1領域映像取得モジュール、第2領域映像取得モジュール、第3領域映像取得モジュール、脈拍伝搬情報算出モジュールおよび血压推定モジュールとを備える。これらのプログラム又はモジュールは、CPU2000等に働きかけて、コンピュータ1900を、血压情報出力装置としてそれぞれ機能させる。

10

【0124】

これらのプログラムに記述された情報処理は、コンピュータ1900に読み込まれることにより、ソフトウェアと上述した各種のハードウェア資源とが協働した具体的手段である第1領域映像取得部160、第2領域映像取得部162、第3領域映像取得部164、脈拍伝搬情報算出部140および血压推定部170として機能する。そして、これらの具体的手段によって、本実施形態におけるコンピュータ1900の使用目的に応じた情報の演算又は加工を実現することにより、使用目的に応じた特有の血压情報出力装置100が構築される。

20

【0125】

一例として、コンピュータ1900と外部の装置等との間で通信を行う場合には、CPU2000は、RAM2020上にロードされた通信プログラムを実行し、通信プログラムに記述された処理内容に基づいて、通信インターフェイス2030に対して通信処理を指示する。通信インターフェイス2030は、CPU2000の制御を受けて、RAM2020、ハードディスクドライブ2040、フレキシブルディスク2090、又はCD-ROM2095等の記憶装置上に設けた送信バッファ領域等に記憶された送信データを読み出してネットワークへと送信し、もしくは、ネットワークから受信した受信データを記憶装置上に設けた受信バッファ領域等へと書き込む。このように、通信インターフェイス2030は、DMA(ダイレクト・メモリ・アクセス)方式により記憶装置との間で送受信データを転送してもよく、これに代えて、CPU2000が転送元の記憶装置又は通信インターフェイス2030からデータを読み出し、転送先の通信インターフェイス2030又は記憶装置へとデータを書き込むことにより送受信データを転送してもよい。

30

【0126】

また、CPU2000は、ハードディスクドライブ2040、CD-ROMドライブ2060(CD-ROM2095)、フレキシブルディスク・ドライブ2050(フレキシブルディスク2090)等の外部記憶装置に格納されたファイルまたはデータベース等の中から、全部または必要な部分をDMA転送等によりRAM2020へと読み込ませ、RAM2020上のデータに対して各種の処理を行う。そして、CPU2000は、処理を終えたデータを、DMA転送等により外部記憶装置へと書き戻す。このような処理において、RAM2020は、外部記憶装置の内容を一時的に保持するものとみなせるから、本実施形態においてはRAM2020および外部記憶装置等をメモリ、記憶部、または記憶装置等と総称する。本実施形態における各種のプログラム、データ、テーブル、データベース等の各種の情報は、このような記憶装置上に格納されて、情報処理の対象となる。なお、CPU2000は、RAM2020の一部をキャッシュメモリに保持し、キャッシュメモリ上で読み書きを行うこともできる。このような形態においても、キャッシュメモリはRAM2020の機能の一部を担うから、本実施形態においては、区別して示す場合を除き、キャッシュメモリもRAM2020、メモリ、及び/又は記憶装置に含まれるものとする。

40

50

【0127】

また、CPU2000は、RAM2020から読み出したデータに対して、プログラムの命令列により指定された、本実施形態中に記載した各種の演算、情報の加工、条件判断、情報の検索・置換等を含む各種の処理を行い、RAM2020へと書き戻す。例えば、CPU2000は、条件判断を行う場合においては、本実施形態において示した各種の変数が、他の変数または定数と比較して、大きい、小さい、以上、以下、等しい等の条件を満たすかどうかを判断し、条件が成立した場合（又は不成立であった場合）に、異なる命令列へと分岐し、またはサブルーチンを呼び出す。

【0128】

また、CPU2000は、記憶装置内のファイルまたはデータベース等に格納された情報を検索することができる。例えば、第1属性の属性値に対し第2属性の属性値がそれぞれ対応付けられた複数のエントリが記憶装置に格納されている場合において、CPU2000は、記憶装置に格納されている複数のエントリの中から第1属性の属性値が指定された条件と一致するエントリを検索し、そのエントリに格納されている第2属性の属性値を読み出すことにより、所定の条件を満たす第1属性に対応付けられた第2属性の属性値を得ることができる。

10

【0129】

また、特許請求の範囲、明細書、および図面中において示した装置、システム、プログラム、および方法における動作、手順、ステップ、および段階等の各処理の実行順序は、特段「より前に」、「先立って」等と明示しておらず、また、前の処理の出力を後の処理で用いるのでない限り、任意の順序で実現しうることに留意すべきである。特許請求の範囲、明細書、および図面中の動作フローに関して、便宜上「まず、」、「次に、」等を用いて説明したとしても、この順で実施することが必須であることを意味するものではない。

20

【0130】

以上に示したプログラム又はモジュールは、外部の記録媒体に格納されてもよい。記録媒体としては、フレキシブルディスク2090、CD-ROM2095の他に、DVD又はCD等の光学記録媒体、MO等の光磁気記録媒体、テープ媒体、ICカード等の半導体メモリ等を用いることができる。また、専用通信ネットワーク又はインターネットに接続されたサーバシステムに設けたハードディスク又はRAM等の記憶装置を記録媒体として使用し、ネットワークを介してプログラムをコンピュータ1900に提供してもよい。

30

【0131】

以上、本発明を実施の形態を用いて説明したが、本発明の技術的範囲は上記実施の形態に記載の範囲には限定されない。上記実施の形態に、多様な変更または改良を加えることが可能であることが当業者に明らかである。その様な変更または改良を加えた形態も本発明の技術的範囲に含まれ得ることが、特許請求の範囲の記載から明らかである。

【符号の説明】

【0132】

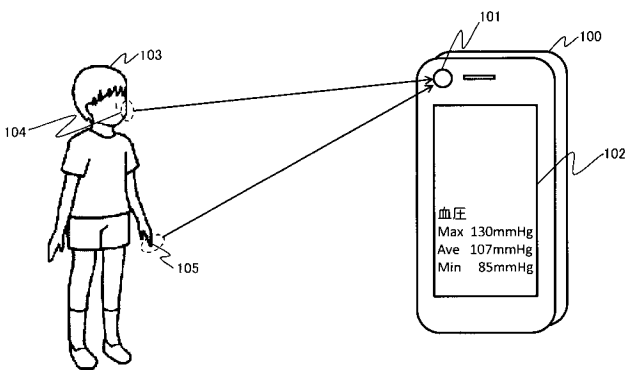
100 血压情報出力装置、101 映像入力部、102 血压情報出力部、103 生体、104 鼻、105 指先、106 第1領域、107 第2領域、110 映像入力部、112 第1領域映像、114 第2領域映像、116 カメラ、120 血压情報出力部、122 ディスプレイ、130 第1の脈波情報取得部、135 第2の脈波情報取得部、140 脈拍伝搬情報算出部、141 第1の脈波成分信号抽出部、142 第2の脈波成分信号抽出部、143 相関算出部、144 第1 2領域間脈波伝搬情報算出部、145 第1 3領域間脈波伝搬情報算出部、146 第1 2領域間相関算出部、147 第1 3領域間相関算出部、148 第2 3領域間相関算出部、150 血压情報出力部、160 第1領域映像取得部、162 第2領域映像取得部、164 第3領域映像取得部、170 血压推定部、172 第1 2領域間血压推定部、174 第1 3領域間血压推定部、176 推定血压値平均部、200 血压情報出力装置、201 映像入力部、202 血压情報出力部、203 生体、204 鼻、205

40

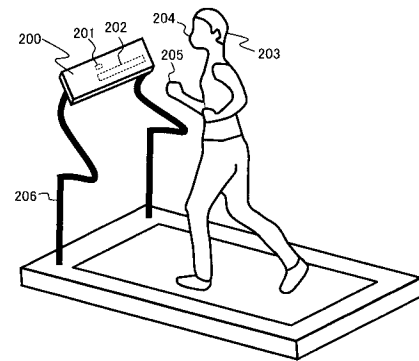
50

指先、206 トレッドミル、210 動脈閉塞指標算出部、300 血圧情報出力装置、301 映像入力部、302 血圧情報出力部、1900 コンピュータ、2000 CPU、2010 ROM、2020 RAM、2030 通信インターフェイス、2040 ハードディスクドライブ、2050 フレキシブルディスク・ドライブ、2060 CD-ROMドライブ、2070 入出力チップ、2075 グラフィック・コントローラ、2080 表示装置、2082 ホスト・コントローラ、2084 入出力コントローラ、2090 フレキシブルディスク、2095 CD-ROM

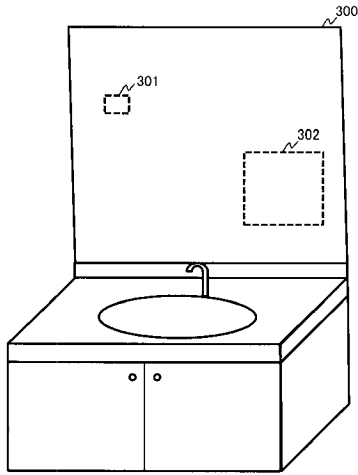
【図1】



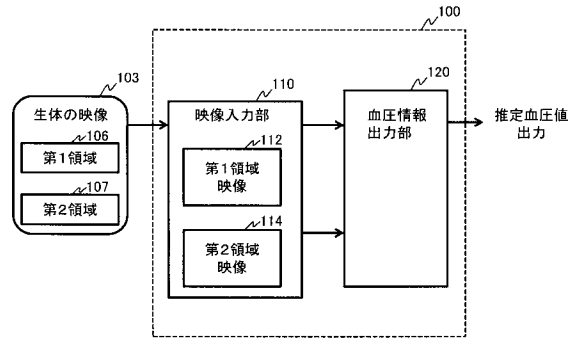
【図2】



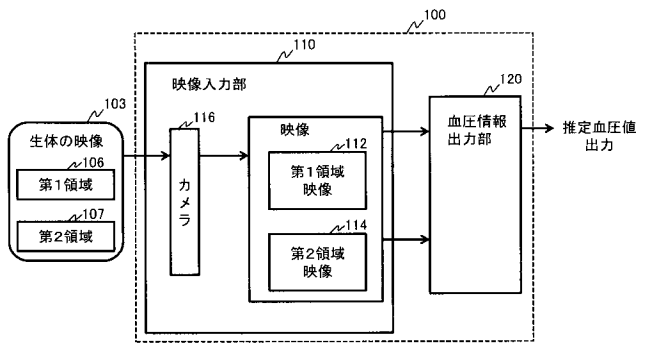
【 図 3 】



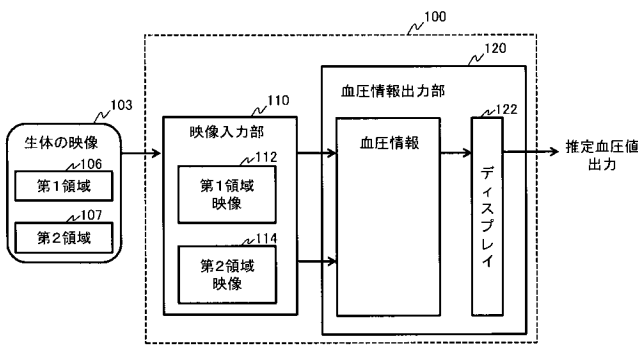
【 図 4 】



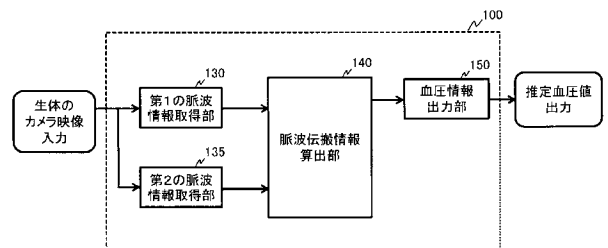
【 図 5 】



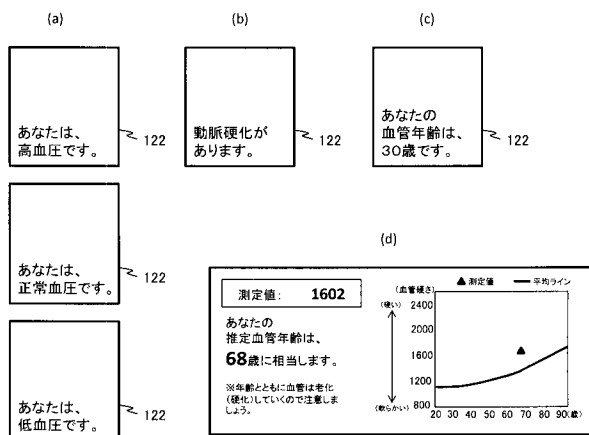
【 図 6 】



【 図 8 】



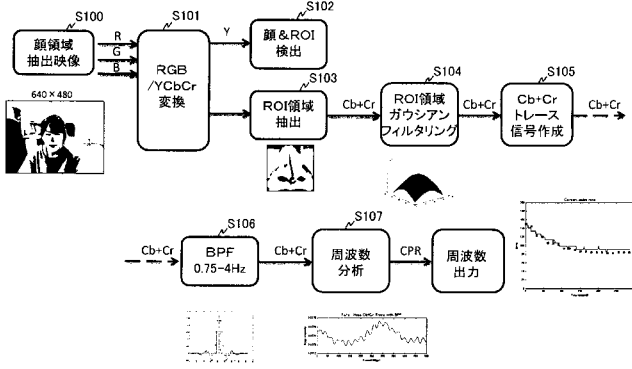
【 図 7 】



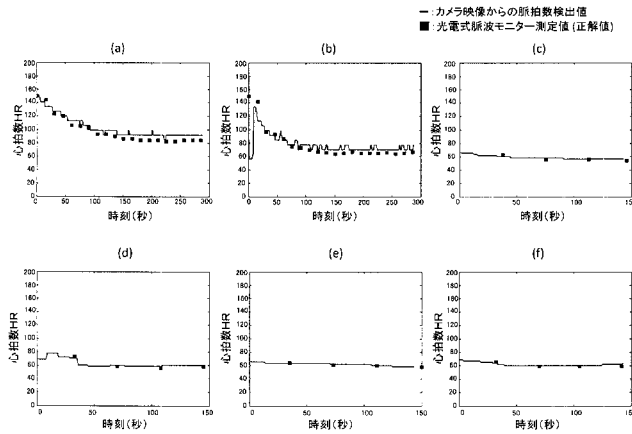
【 図 9 】



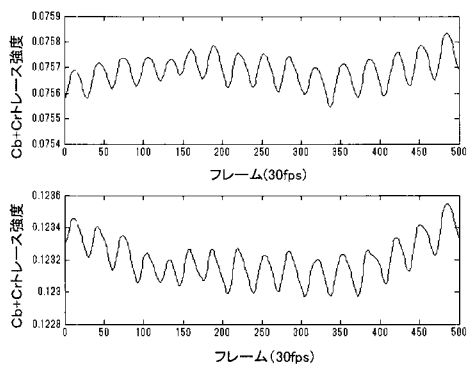
【図10】



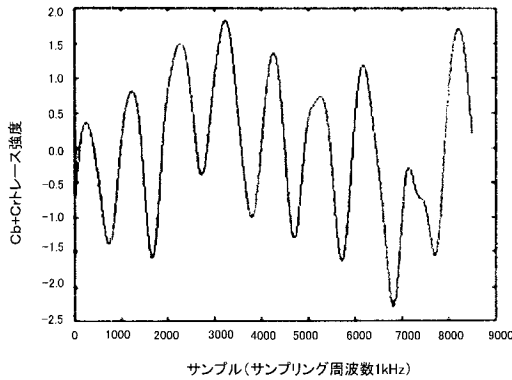
【図11】



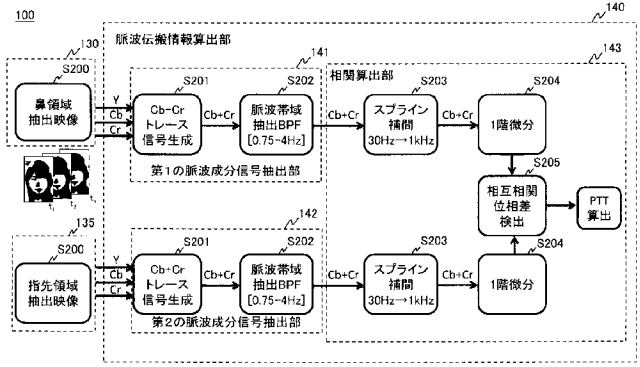
【図14】



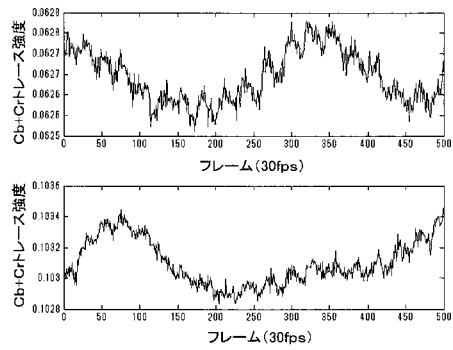
【図15】



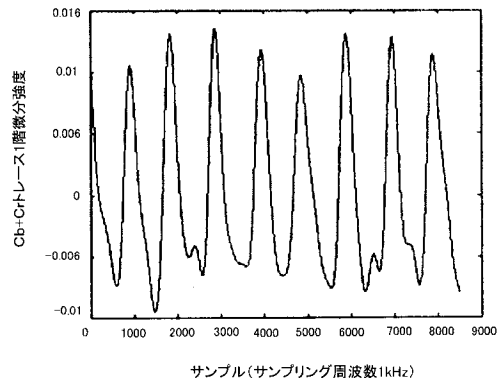
【図12】



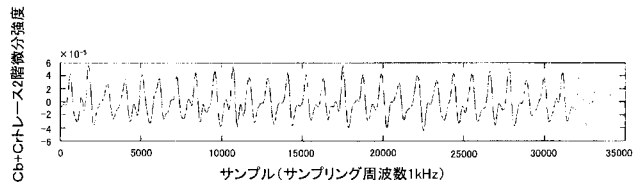
【図13】



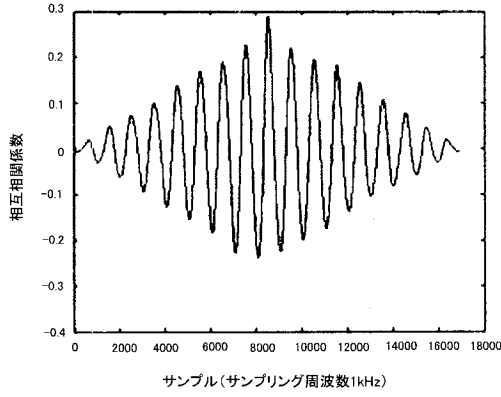
【図16】



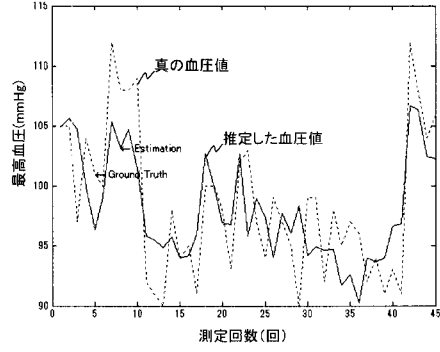
【図17】



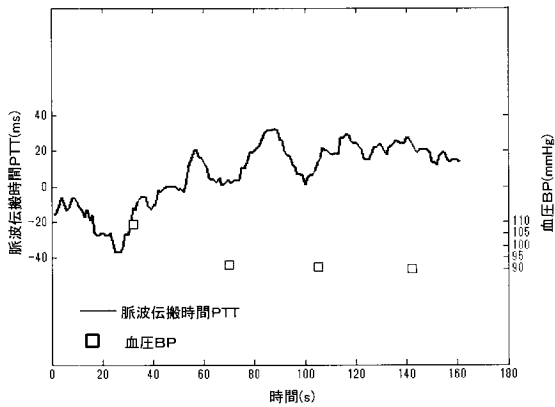
【図18】



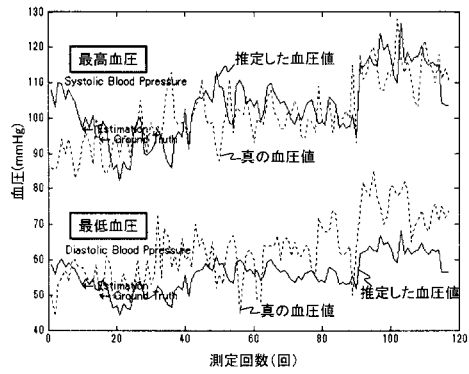
【図22】



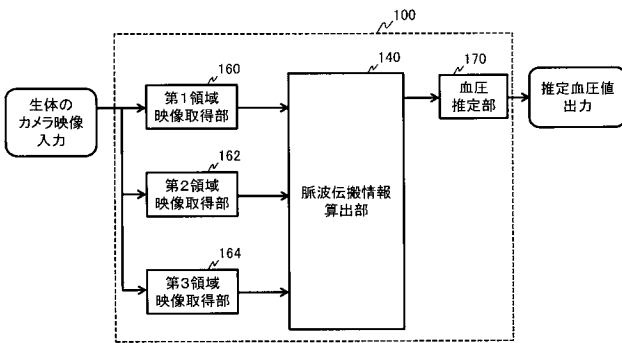
【図19】



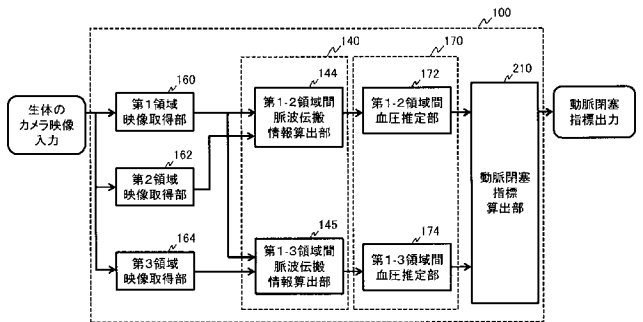
【図23】



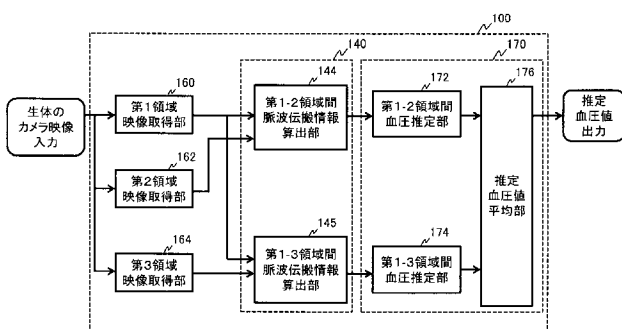
【図24】



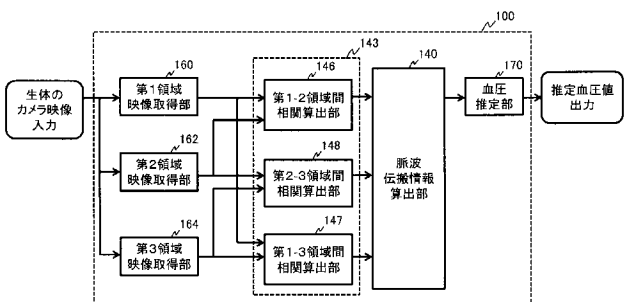
【図26】



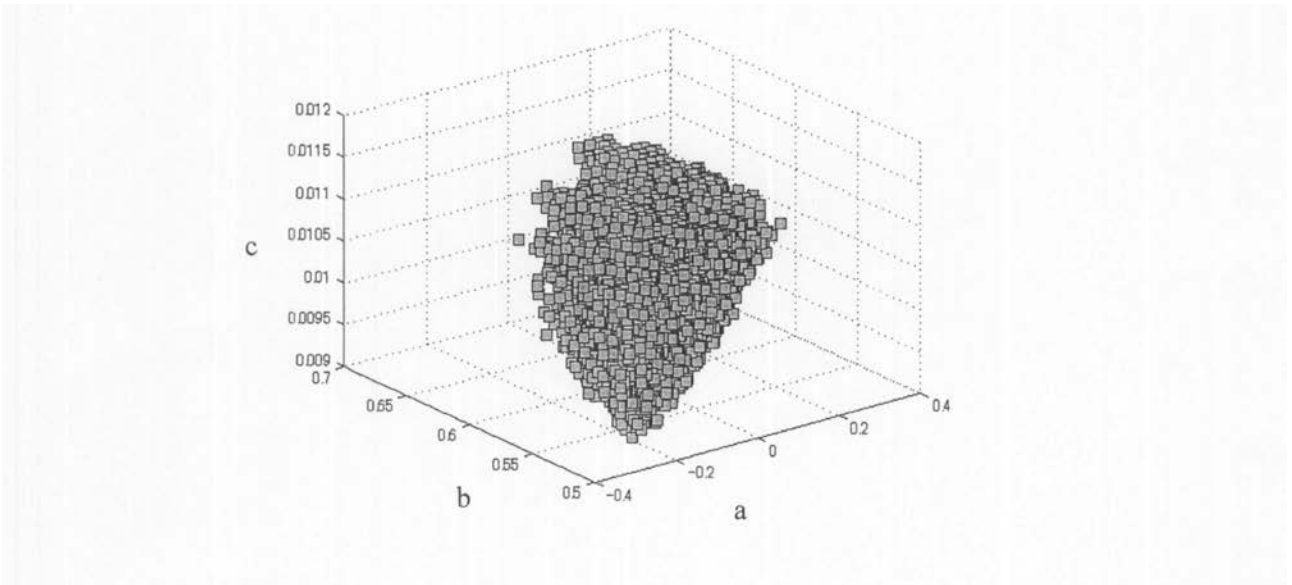
【図25】



【図27】



【 図 2 1 】



专利名称(译)	血压信息输出装置，血压信息输出程序，介质，血压信息输出方法		
公开(公告)号	JP2015054223A	公开(公告)日	2015-03-23
申请号	JP2013191127	申请日	2013-09-13
[标]申请(专利权)人(译)	旭化成工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	旭化成株式会社		
[标]发明人	野口祥宏		
发明人	野口 祥宏		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/02 A61B5/0245 A61B5/00		
FI分类号	A61B5/02.337.H A61B5/02.A A61B5/02.337.E A61B5/02.310.Z A61B5/00.101.A A61B5/02.310.V A61B5/02.634.E A61B5/02.634.H A61B5/022.400.E A61B5/022.400.H		
F-TERM分类号	4C017/AA07 4C017/AA08 4C017/AB03 4C017/AB06 4C017/AC26 4C017/BC11 4C017/EE01 4C017/FF08 4C117/XB01 4C117/XC07 4C117/XC26 4C117/XD04 4C117/XD05 4C117/XD17 4C117/XD36 4C117/XE14 4C117/XE15 4C117/XE43 4C117/XF03 4C117/XF14 4C117/XF15 4C117/XF16 4C117/XF17 4C117/XJ01 4C117/XJ14 4C117/XJ21		
其他公开文献	JP6308742B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在不接触生物体的情况下输出生物体的血压信息。 解决方案：第一脉搏波信息获取单元，其从活体的第一部分以及与活体的第一部分不同的第二部分光学地获取第一脉搏波信息。 第二脉搏波信息获取单元基于第一脉搏波信息和第二脉搏波信息光学地获取相对于脉搏波信息具有时间差的第二脉搏波信息。 提供了一种血压信息输出装置，其包括：脉搏波传播信息计算单元，其计算脉搏波传播信息；以及血压信息输出单元，其基于脉搏波传播信息来估计并输出生物体的血压信息。。

[选择图]图8

