

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2015 年 4 月 2 日(02.04.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/045554 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01) *A61B 5/026* (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/068184
- (22) 国際出願日: 2014 年 7 月 8 日(08.07.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-200445 2013 年 9 月 26 日(26.09.2013) JP
- (71) 出願人: シャープ株式会社(SHARP KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒5458522 大阪府大阪市阿倍野区長池町 2 2 番 2 2 号 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 椿 郁子(TSUBAKI, Ikuko).
- (74) 代理人: 特許業務法人HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK (HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK); 〒5300041 大阪府大阪市北区天神橋 2 丁目北 2 番 6 号 大和南森町ビル Osaka (JP).

- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

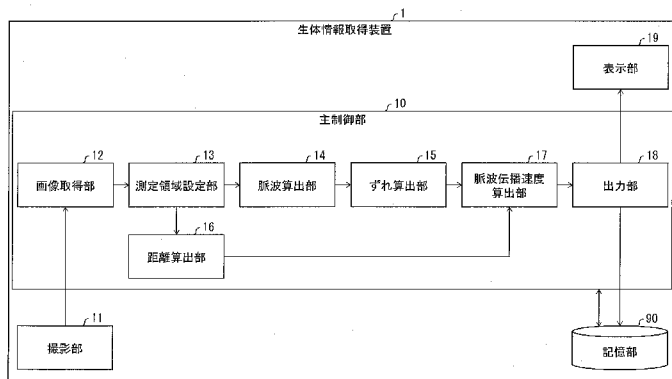
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: BIO-INFORMATION-ACQUIRING DEVICE AND BIO-INFORMATION-ACQUIRING METHOD

(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

図 1



- 1 Bio-information-acquiring device
- 10 Main control unit
- 11 Imaging unit
- 12 Image-acquiring section
- 13 Measurement region-setting section
- 14 Pulse wave-calculating section
- 15 Shift-calculating section
- 16 Distance-calculating section
- 17 Pulse wave propagation velocity-calculating section
- 18 Output section
- 19 Display unit
- 90 Storage unit

(57) Abstract: The bio-information-acquiring device (1) is provided with: a measurement region-setting section (13) for specifying, by image processing, the respective regions that correspond to two or more areas of a living body in frame images configuring a moving image obtained by filming the living body; a pulse wave-calculating section (14) for observing the respective regions specified and detecting the respective pulse waves of the two or more areas; and a shift-calculating section (15) for calculating the phase difference between the detected pulse waves of the two or more areas.

(57) 要約: 生体情報取得装置 (1) は、生体を撮影して得られた動画像を構成するフレーム画像において上記生体の少なくとも 2 つの部位の各々に対応する領域を画像処理によって特定する測定領域設定部 (13) と、特定された各領域を参照し、上記少なくとも 2 つの部位の各々の脈波を検出する脈波算出部 (14) と、検出された上記少なくとも 2 つの部位の脈波の位相差を算出するずれ算出部 (15) と、を備えている。

WO 2015/045554 A1

明 細 書

発明の名称： 生体情報取得装置および生体情報取得方法

技術分野

[0001] 本発明は、脈波を取得する生体情報取得装置に関する。

背景技術

[0002] 生体（例えば、人体）を撮影することにより得られた動画像を参照して脈波を検出する技術が広く用いられている。ここで、「脈波」とは、心臓の血液駆出に伴う血管の拍動を波形として表現したもののことを指す。特に、血管の圧力変化を波形として表現した脈波は、「圧脈波」と呼ばれ、血管の容積変化を波形として表現した脈波は、「容積脈波」と呼ばれる。

[0003] 特許文献1には、顔を撮影することにより得られた顔画像から容積脈波を検出する方法が開示されている。特許文献1に記載の方法では、血管の容積変化に応じて人の顔の色が変化するという現象を利用し、容積脈波を検出している。

[0004] 特許文献1の方法は、専用の撮影装置を必要とせず、また、被写体（すなわち、被測定者の顔）を照らすための専用の照明装置も必要としない。従って、一般的なビデオカメラを用いて、被測定者の脈波の検出が可能である。また、特許文献1の方法では、被測定者はカメラに顔を向けている必要があるが、被測定者の身体の一部（例えば、指）が拘束されることは必要とされない。

[0005] 脈波から導出可能な生体情報（生体の生理状態を示す指標）としては、脈波伝播速度が挙げられる。ここで、「脈波伝播速度」とは、血管を脈波が伝播する速度のことを指す。脈波伝播速度は、生体の2つの部位間の血管の長さを、これら2つの部位における脈波の位相差（到達時間のずれ）で割ることにより算出できる。脈波には、血管が硬くなるほど伝播速度が速くなるという性質があるため、脈波伝播速度は、動脈硬化等の心血管疾患を発見するために有益な指標として用いられる。

[0006] 特許文献2には、指の根元及び先端における脈波から脈波伝播速度を算出する装置が開示されている。特許文献2の装置では、指を撮影することにより得られた指画像を参照して指の根元及び先端における脈波を検出する。

[0007] 特許文献2に記載の装置において、指画像の撮影は、光源から照射され指を透過した光を、指に対して光源と反対側に配置されたカメラで検出することによって行われる。この際、指画像上の予め定められた2つの領域に指の先端及び根元の像が形成されるよう、被測定者の指は、光源とカメラとの間の所定の位置に固定される（この固定は、例えば、指を挿入孔に挿入することによって実現される）。

[0008] 指の根元及び先端における脈波は、指画像上の上記2つの領域（指の先端及び根元の像が形成される領域）における輝度値の時間変化として検出される。ここでは、動脈が膨張することに伴い、指を透過する光の強度が低下するという現象を利用している。脈波伝播速度は、指の根元から先端までの距離を、指画像上の上記2つの領域の各々において輝度値が極小になる時刻の差で割ることにより算出される。

先行技術文献

特許文献

[0009] 特許文献1：米国特許US2011/0251593A1号明細書（2011年10月13日公開）

特許文献2：日本国公開特許公報「特開2008-301915号公報（2008年12月18日公開）」

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] 生体（例えば、人体）の異なる部位における脈波の位相差を用いることによって、各種生体情報を導出することができる。上述した脈波伝播速度は、そのような生体情報の一例である。

[0011] しかしながら、特許文献2に記載の装置を用いて脈波の位相差を算出する

場合、画像の予め定められた2つの領域に被測定者の予め定められた2つの部位（例えば、指の先端及び根元）の像が形成される必要がある。このため、これらの部位が光源とカメラとの間の所定の位置に固定されるよう、生体を拘束する必要が生じるという問題があった。

[0012] また、特許文献1の方法では、被測定者の顔全体に亘り平均化された色の変化を用いて、容積脈波を算出している。すなわち、特許文献1の方法は、1箇所領域のみに於いて、脈波を検出する方法といえる。従って、顔の各位置に応じて、脈波が到達する時間にずれが生じることによる影響が考慮されておらず、高精度な脈波の測定結果が得られないという問題があった。

[0013] 本発明は、上記の問題を解決するためになされたものであり、その目的は、生体を拘束することなく、生体の異なる部位における脈波の位相差を算出し、この位相差から各種生体情報を導出することが可能な生体情報取得装置を実現することにある。

課題を解決するための手段

[0014] 上記の課題を解決するために、本発明の一態様に係る生体情報取得装置は、生体を撮影して得られた動画像から生体情報を導出する生体情報取得装置であって、上記動画像を構成するフレーム画像において上記生体の少なくとも2つの部位の各々に対応する領域を画像処理によって特定する領域特定手段と、上記領域特定手段により特定された各領域を参照し、上記少なくとも2つの部位の各々の脈波を検出する脈波検出手段と、上記脈波検出手段により検出された上記少なくとも2つの部位における脈波の位相差を算出する位相差算出手段と、を備えている。

発明の効果

[0015] 本発明の一態様に係る生体情報取得装置によれば、生体を拘束することなく、その生体の異なる部位における脈波の位相差を算出することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の実施形態1に係る生体情報取得装置の構成を示す機能ブロック

図である。

[図2] (a) は、本発明の実施形態 1 において、撮影部が被測定者の顔を撮影している様子を例示する図である。(b) は、図 2 の (a) に示された撮影環境のもとで得られる複数のフレーム画像のうちの 1 つを例示する図である。

[図3] (a) は、本発明の実施形態 1 において、顔領域から抽出された肌色領域を例示する図である。(b) は、顔領域における 2 箇所の測定領域を例示する図である。

[図4] 本発明の実施形態 1 に係る生体情報取得装置における、脈波伝播速度を算出する処理の流れを例示するフローチャートである。

[図5] 本発明の実施形態 2 に係る生体情報取得装置の構成を示す機能ブロック図である。

[図6] (a) は、本発明の実施形態 2 における手領域を含んだフレーム画像を例示する図である。(b) は、手領域における 2 箇所の測定領域を例示する図である。

[図7] 本発明の実施形態 2 における算出点 $M(i)$ 、 $M(i-1)$ 、 $M(i+1)$ 、ベクトル $u(i)$ 、 $v(i)$ 、および、角度 θ を例示する図である。

[図8] 本発明の実施形態 3 に係る生体情報取得装置の構成を示す機能ブロック図である。

[図9] 本発明の実施形態 4 に係る生体情報取得装置の構成を示す機能ブロック図である。

[図10] 本発明の実施形態 5 に係る生体情報取得装置の構成を示す機能ブロック図である。

[図11] 本発明の実施形態 6 に係る生体情報取得装置の構成を示す機能ブロック図である。

発明を実施するための形態

[0017] 本発明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、人を撮影することにより得られた動

画像からその人の生体情報を導出する生体情報取得装置について説明するが、本発明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）を撮影することにより得られた動画像からその生体の生体情報を導出する生体情報導出装置も本発明の範疇に含まれる。

[0018] 〔実施形態１〕

本発明の実施形態１について、図１～図４に基づいて説明すれば、以下の通りである。

[0019] （生体情報取得装置１）

図１は、本実施形態の生体情報取得装置１の構成を示す機能ブロック図である。生体情報取得装置１は、撮影部１１、表示部１９、記憶部９０、および主制御部１０を備えている。

[0020] （撮影部１１）

撮影部１１は、被写体（すなわち、被測定者１２１）を撮影して動画像を生成し、生成した動画像を、主制御部１０が備える画像取得部１２へ与える。

[0021] 撮影部１１による被写体の撮影は、あらかじめ設定された測定時間（例えば３０秒）に亘り行われる。撮影部１１は、測定時間全体に亘って動画像を蓄積した後に、動画像を画像取得部１２に与えてもよいし、または、動画像を一定時間ずつに分割し、測定時間の途中で、順次に動画像を画像取得部１２に与えてもよい。

[0022] なお、撮影部１１から画像取得部１２への動画像の出力は、ケーブル等の有線によって行われてもよいし、または、無線によって行われてもよい。また、撮影部１１は、撮影部１１の内部に設けられた記録媒体（例えば、半導体メモリ）に動画像を記録し、画像取得部１２が、当該動画像を読み込んでもよい。

[0023] 図２の（ａ）は、撮影部１１が被測定者１２１の顔を撮影している様子を例示する図である。図２の（ａ）は、机１２２の前に座って読書をしている被測定者１２１を、撮影部１１が撮影している状況を示している。撮影部１

1 は、被測定者 1 2 1 の顔を撮影できるように、机 1 2 2 の上に設置されている。

[0024] 図 2 の (a) に示されているように、撮影部 1 1 は、被測定者 1 2 1 を拘束することなく、被測定者 1 2 1 の身体の一部を撮影することができる。なお、撮影部 1 1 によって撮影される被測定者 1 2 1 の身体の一部は、顔に限定されない。例えば、後述の実施形態 2 に示されるように、被測定者 1 2 1 の身体の一部として、手が撮影されてもよい。さらに、照明器具等が設置されていてもよく、また、例えば指のような厚さの薄い部位については、照明器具等からの透過光を撮影してもよい。

[0025] (表示部 1 9)

表示部 1 9 は、液晶ディスプレイ等の表示装置である。表示部 1 9 は、主制御部 1 0 によって算出された脈波伝播速度を、画像データまたはテキストデータ等のデータとして、表示することができる。表示部 1 9 の詳細な動作については、後述する。

[0026] (記憶部 9 0)

記憶部 9 0 は、主制御部 1 0 が実行する各種のプログラム、および、プログラムによって使用されるデータを格納する記憶装置である。

[0027] (主制御部 1 0)

主制御部 1 0 は、撮影部 1 1 および表示部 1 9 の動作を統括的に制御する。主制御部 1 0 の機能は、記憶部 9 0 に記憶されたプログラムを、CPU (Central Processing Unit) が実行することによって実現されてよい。

[0028] 本実施形態において、主制御部 1 0 は、以下に説明する画像取得部 1 2、測定領域設定部 1 3 (領域特定手段)、脈波算出部 1 4 (脈波検出手段)、ずれ算出部 1 5 (位相差算出手段)、距離算出部 1 6 (距離算出手段)、脈波伝播速度算出部 1 7 (速度算出手段)、および出力部 1 8 として機能する。

[0029] (画像取得部 1 2)

画像取得部 1 2 は、撮影部 1 1 から与えられた動画像を、フレームごとに

分解し、フレーム画像を生成する。また、画像取得部 12 は、生成したフレーム画像に符号化が施されている場合には、当該フレーム画像に復号化を施す。そして、画像取得部 12 は、フレーム画像を、測定領域設定部 13 へ与える。

[0030] なお、撮影部 11 から、フレーム画像が 1 フレームずつ与えられる場合には、画像取得部 12 において、動画像をフレームごとに分解する処理は必要ない。

[0031] (測定領域設定部 13)

測定領域設定部 13 は、画像取得部 12 から与えられたフレーム画像を読み込み、測定領域を設定する。測定領域とは、被測定者の人体の部位における、脈波を検出する対象となる部位に対応する、フレーム画像の内部の領域である。

[0032] なお、測定領域は、フレーム画像において、被測定者の肌が撮影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。また、本発明では、複数の部位における脈波の測定を目的としているため、測定領域設定部 13 は、少なくとも 2 箇所の測定領域を設定する。

[0033] 脈波は、心臓からの血液の駆出によって生じ、動脈に沿って末梢へ伝播する。このため、脈波が心臓からの距離が異なるそれぞれの測定領域に到達するまでの時間には、ずれが生じる。従って、測定領域設定部 13 は、心臓からの距離が異なる複数の部位に対応する、複数の測定領域を設定する。

[0034] 以下、測定領域設定部 13 が、被測定者 121 の顔の画像に測定領域を設定する場合について説明する。図 2 の (b) は、図 2 の (a) に示された撮影環境のもとで得られる複数のフレーム画像のうちの 1 つを例示する図である。図 2 の (b) において、フレーム画像 111 は、複数のフレーム画像のうちの 1 つを表す。

[0035] 測定領域設定部 13 は、フレーム画像において、顔検出処理を行う。顔検出処理は、公知の適当な方法によって行われてよい。図 2 の (b) に示され

るように、被測定者 1 2 1 の顔全体を含むフレーム画像 1 1 1 の内部の領域に、顔検出処理によって検出された顔領域 1 3 1 が設定される。顔領域 1 3 1 は、例えば、被測定者 1 2 1 の顔の画像全体を内包する矩形である。

[0036] 次に、測定領域設定部 1 3 は、顔領域 1 3 1 から、肌色領域 1 4 1 を抽出する。すなわち、測定領域設定部 1 3 は、顔領域 1 3 1（またはフレーム画像 1 1 1）の色空間を、H S V（Hue, Saturation, Value）色空間に変換する。そして、測定領域設定部 1 3 は、H（色相）、S（彩度）、V（明度）の値が、それぞれ所定の範囲内に存在する画素を、肌色領域 1 4 1 として抽出する。

[0037] なお、肌色領域 1 4 1 を抽出するために、H S V 色空間以外の色空間が用いられてもよい。図 3 の（a）は、顔領域 1 3 1 から抽出された肌色領域 1 4 1 を例示する図である。

[0038] 次に、測定領域設定部 1 3 は、肌色領域 1 4 1 から、2 箇所の測定領域 1 5 4（第 1 領域）および測定領域 1 5 5（第 2 領域）を設定する。ここでは、図 3 の（b）を参照し、顔の上部（第 1 部位、すなわち、被測定者 1 2 1 の心臓からより遠い部位）に対応する測定領域 1 5 4 と、顔の下部（第 2 部位、すなわち、被測定者 1 2 1 の心臓により近い位置）に対応する測定領域 1 5 5 とが、それぞれ設定される場合について説明を行う。

[0039] 図 3 の（b）は、顔領域 1 3 1 における 2 箇所の測定領域 1 5 4 および 1 5 5 を例示する図である。なお、図 3 の（b）において、顔の上部が存在する側（すなわち、頭に近い部分）を上側、顔の下部が存在する側（すなわち、頭から遠い部分）を下側として、位置の上下関係を規定する。また、下側から上側（または、上側から下側）へ向かう方向を、縦方向と呼称する。

[0040] 測定領域設定部 1 3 は、肌色領域高さ p を算出する。肌色領域高さ p とは、（i）肌色領域 1 4 1 の上端に位置する画素の縦方向の座標と、（i i）肌色領域 1 4 1 の下端に位置する画素の縦方向の座標と、の間の差の値として得られる量である。

[0041] 次に、測定領域設定部 1 3 は、肌色領域高さ p 、および、あらかじめ設定

された定数 c ($0 < c < 1$) を用いて、測定領域高さ $c \times p$ を算出する。

[0042] 測定領域設定部 13 は、肌色領域 141 のうち、肌色領域 141 の上端から、 $c \times p$ まで下側の範囲に含まれる部分を、測定領域 154 として設定する。また、測定領域設定部 13 は、肌色領域 141 のうち、肌色領域 141 の下端から、 $c \times p$ まで上側の範囲に含まれる部分を、測定領域 155 として設定する。

[0043] そして、測定領域設定部 13 は、フレーム画像および顔領域 131、ならびに、測定領域 154 および 155 を、脈波算出部 14 および距離算出部 16 へそれぞれ与える。

[0044] なお、測定領域設定部 13 において、測定領域 154 (第 1 領域) を設定するために用いられる定数 c と、測定領域 155 (第 2 領域) を設定するために用いられる定数 c とは、互いに異なる値であってもよい。

[0045] また、測定領域設定部 13 が測定領域を設定する方法は、上述の方法に限られない。例えば、公知の顔器官検出処理によって、目と口とを検出する方法を用いてもよい。この場合、フレーム画像において、肌色領域 141 のうち、目より上の部分を測定領域 154 として設定し、かつ、肌色領域 141 のうち、口より下の部分を測定領域 155 として設定してもよい。また、顔が斜めに撮影されている場合でも、適切に顔の上下を選択するために、顔の向きをさらに検出してもよい。

[0046] なお、フレーム画像において、顔の上下の部分に限らず、顔の左右の部分等の他の部分を、測定領域として設定してもよい。また、測定領域の個数は、複数であればよく、必ずしも 2 つに限定されない。例えば、顔器官検出処理によって検出された鼻の近傍の部分を、さらに測定領域として設定してもよい。従って、測定領域設定部 13 は、 N 個 (N は、2 以上の整数) の測定領域を設定することができる。

[0047] なお、本実施形態では、各フレームにおいて、測定領域を選択する場合が例示されている。他方、最初のフレームにおいて測定領域を設定し、後続のフレームでは、最初のフレームにおいて設定された測定領域をそのまま用い

てもよい。また、例えば5フレーム毎など、一定のフレーム間隔ごとに測定領域を選択し、それ以外のフレームでは、前のフレームにおいて設定された測定領域を用いてもよい。

[0048] 他の例として、最初のフレームにおいて測定領域を設定し、かつ、後続のフレームにおいては、前のフレームとの間で動き検出処理を行うことによって、前のフレームの測定領域と対応する領域を、測定領域として設定してもよい。

[0049] (脈波算出部14)

脈波算出部14は、測定領域設定部13において設定された測定領域154および155のそれぞれにおいて、脈波を検出する。脈波算出部14における脈波の計算は、RGB (Red, Green, Blue) 色空間のG (緑) 値の時間的な変化を利用して行われる。

[0050] この計算方法は、血液中に含まれるヘモグロビンが、緑色の光を吸収するという性質に着目したものである。従って、血流によって生じた肌の表面の色の時間的な変化を、近似的に容積脈波とみなすことによって、脈波の計算が行われる。

[0051] 脈波算出部14は、各フレーム画像において、各測定領域（すなわち、測定領域154および155のそれぞれ）内の各画素のG値の平均値を算出する。なお、各フレーム画像の色空間がRGB色空間でない場合には、脈波算出部14は、各フレーム画像に対して、RGB色空間への変換をあらかじめ行う。

[0052] 脈波算出部14は、G値の平均値に対して、時間方向のローパスフィルタを用いた平滑化処理を行い、ノイズを除去する。ローパスフィルタの周波数特性は、脈拍の周波数が通過域に含まれるように選択される。従って、例えば、4Hz以下の周波数を通過域とするローパスフィルタが用いられる。

[0053] 脈波算出部14は、脈波が、最大値として1を、最小値として-1を、それぞれ有するように、正規化処理を行う。正規化処理は、例えば、以下の式(1)によって行われる。

[0054] [数1]

$$g(t) = \frac{2f(t) - \max - \min}{\max - \min} \quad (1)$$

[0055] ここで、式（１）の右辺における $f(t)$ は、ローパスフィルタによる平滑化処理が行われた後における、測定領域 154 または 155 内の G 値の平均値を表す。 t は、フレーム番号を表す。また、 $\max$ は、測定時間における $f(t)$ の最大値を表し、 $\min$ は、測定時間における $f(t)$ の最小値を表す。式（１）の左辺における $g(t)$ は、正規化処理によって得られた測定領域 154 または 155 内における脈波を表す。

[0056] 脈波算出部 14 における一連の処理の結果、測定領域 154 における脈波 $g_1(t)$ （第 1 脈波）、および、測定領域 155 における脈波 $g_2(t)$ （第 2 脈波）が、それぞれ検出される。脈波算出部 14 は、脈波 $g_1(t)$ および $g_2(t)$ を、ずれ算出部 15 へ与える。

[0057] なお、脈波算出部 14 において、正規化処理に先立ち、緩やかな時間変動を除去するトレンド除去処理がさらに行われてもよい。また、脈波を検出するために用いる量は、 G 値に限定されない。例えば、画素の輝度に対して、同様の処理を行うことにより、脈波を検出してもよい。また、測定領域の個数が 3 以上の場合にも、測定領域が 2 個の場合と同様に、各測定領域に対してそれぞれ脈波を検出すればよい。

[0058] （ずれ算出部 15）

ずれ算出部 15 は、脈波 $g_1(t)$ と脈波 $g_2(t)$ との間の時間的なずれ、すなわち、脈波 $g_1(t)$ と脈波 $g_2(t)$ との位相差を算出する。位相差の算出は、2 つの脈波 $g_1(t)$ と脈波 $g_2(t)$ との間における、相互相関関数 $z(\tau)$ を算出することによって行われる。 τ はずらし量を表す。そして、相互相関関数 $z(\tau)$ の値が最小となるずらし量が、位相差として算出される。

[0059] 脈波 $g_1(t)$ と脈波 $g_2(t)$ に対する相互相関関数 $z(\tau)$ は、以下の式（２）によって表される。なお、 T は、測定時間に含まれるフレーム数

である。

[0060] [数2]

$$z(\tau) = \frac{1}{T-\tau} \sum_{t=0}^{T-\tau-1} \{g_1(t)g_2(t+\tau)\} \quad (2)$$

[0061] ずれ算出部15は、あらかじめ設定された定数 α を用いて、 $-\alpha \leq \tau \leq \alpha$ の範囲において、 $z(\tau)$ の値を算出する。なお、 α は、想定される位相差の最大値である。

[0062] そして、ずれ算出部15は、 $-\alpha \leq \tau \leq \alpha$ の範囲において、 $z(\tau)$ の値が最小となる τ の値 $\tau = \tau_{min}$ を算出する。 τ_{min} （フレーム）は、脈波 $g_1(t)$ と脈波 $g_2(t)$ との位相差である。ずれ算出部15は、位相差 τ_{min} の値を、脈波伝播速度算出部17へ与える。

[0063] ずれ算出部15は、さらに、 τ_{min} とその近傍における相互相関関数 $z(\tau)$ の値とを用いて、パラボラフィッティングやスプライン補間を行い、位相差 τ_{min} を小数画素精度で算出してもよい。

[0064] また、撮影部11において、ローリングシャッターを用いたイメージセンサによって撮影が行われた場合、フレーム画像内の画素の画素値は、画素が下方に位置するほど遅れて撮影される。この場合は、ずれ算出部15は、 $(q_2 - q_1) \times \gamma \times r / n$ を、位相差 τ_{min} に加算することで、ローリングシャッターによって生じた撮影時刻の差の補正を、位相差 τ_{min} に行ってもよい。

[0065] ここで、 q_1 および q_2 はそれぞれ、第1領域（例えば、測定領域154）および第2領域（例えば、測定領域155）に含まれる画素の縦方向の座標の平均値である。 $\gamma(s)$ は画像の最上行の画素の撮影時刻に対する最下行の画素の撮影時刻の差である。 r （フレーム／ s ）は、画像取得部12へ与えられた動画像のフレームレートである。 n はフレーム画像の縦方向の画素数である。

[0066] なお、測定領域の個数が3以上の場合には、複数の測定領域のうち取り得る2つの組み合わせの各々に対して、測定領域が2個の場合と同様に、各々

の位相差 τ_{min} を算出すればよい。また、位相差 τ_{min} は、ずれ τ_{min} と称されてもよい。

[0067] (距離算出部 16)

距離算出部 16 は、最初のフレームについて、顔領域 131 における測定領域 154 および 155 との間の距離 d (画素) を、

$$d = p - 2 \times c \times p$$

として算出する。また、距離算出部 16 は、顔領域 131 の縦方向における、上端の座標と、下端の座標との差の値としての、顔領域 131 の高さ h (画素) を算出する。図 3 の (b) には、 d および h がそれぞれ例示されている。

[0068] 距離算出部 16 は、測定領域 154 に対応する部位と、測定領域 155 に対応する部位との間の距離である、部位間距離 D (mm) を、

$$D = H \times d / h$$

として算出する。そして、距離算出部 16 は、部位間距離 D の値を、脈波伝播速度算出部 17 へ与える。

[0069] なお、 H (mm) は、あらかじめ測定した被測定者 121 の顔の高さ、または、人の平均的な顔の高さである。 H の値は、あらかじめ記憶部 90 に記録されており、距離算出部 16 によって適宜読み出される。

[0070] 本実施形態では、測定領域 154 および 155 との間の最短距離を、距離 d としているが、距離 d を算出する方法は、これに限定されない。例えば、測定領域 154 および 155 との間の最長距離を、距離 d としてもよい。また、測定領域 154 の中心点と、測定領域 155 の中心点との間の距離を、距離 d としてもよい。

[0071] なお、最初のフレームにおいて部位間距離 D を求める例を示したが、それに限らず、最後のフレーム、または中間のフレームにおいて、部位間距離 D を算出してもよい。また、各フレームにおいて距離 d を算出し、それらの平均値を用いて部位間距離 D を算出してもよい。また、部位間距離 D から血管の長さを求める換算式をあらかじめ用意し、その換算式によって求めた血管

の長さの値を部位間距離Dとしてもよい。

[0072] なお、測定領域の個数が3以上の場合には、複数の測定領域のうち取り得る2つの組み合わせの各々に対して、部位間距離Dを算出すればよい。

[0073] (脈波伝播速度算出部17)

脈波伝播速度算出部17は、ずれ算出部15において算出された位相差 τ_{min} と、距離算出部16において算出された部位間距離Dとを用いて、脈波伝播速度V (mm/s) を算出する。

[0074] すなわち、脈波伝播速度算出部17は、

$$V = D \times r / \tau_{min}$$

によって、脈波伝播速度Vを算出する。なお、 r (フレーム/s) は、画像取得部12へ与えられた動画像のフレームレートである。脈波伝播速度算出部17は、脈波伝播速度Vの値を、出力部18へ与える。

[0075] なお、測定領域の個数が3以上の場合には、複数の測定領域のうち取り得る2つの組み合わせの各々に対して、脈波伝播速度Vを算出すればよい。

[0076] (出力部18)

出力部18は、主制御部10の外部に設けられた装置に、脈波伝播速度Vを出力する。例えば、出力部18は、表示部19に脈波伝播速度Vを出力してもよい。また、出力部18は、記憶部90に脈波伝播速度Vを出力してもよい。

[0077] また、出力部18は、出力対象となる装置での処理が容易化されるように、脈波伝播速度Vを適宜変換してもよい。例えば、出力部18が、表示部19に脈波伝播速度Vを出力する場合、出力部18は、脈波伝播速度Vを、数値データから、テキストデータまたは画像データに変換してもよい。

[0078] (生体情報取得装置1における脈波伝播速度を算出する処理の流れ)

以下、図4を参照して、生体情報取得装置1における脈波伝播速度を算出する処理の流れについて説明する。図4は、生体情報取得装置1における脈波伝播速度を算出する処理の流れを例示するフローチャートである。

[0079] はじめに、画像取得部12は、撮影部11から与えられた動画像を、フレ

ームごとに分解し、フレーム画像を生成する（処理 S 1）（フレーム画像生成工程）。

[0080] 測定領域設定部 1 3 は、フレーム画像において、2つの測定領域 1 5 4 および 1 5 5 を設定する（処理 S 2）（領域特定工程）。脈波算出部 1 4 は、測定領域 1 5 4 における脈波 $g_1(t)$ と測定領域 1 5 5 における脈波 $g_2(t)$ とを、それぞれ検出する（処理 S 3）（脈波検出工程）。

[0081] ずれ算出部 1 5 は、脈波 $g_1(t)$ と脈波 $g_2(t)$ との時間的なずれを示す量である位相差 τ_{min} を算出する（処理 S 4）（位相差算出工程）。距離算出部 1 6 は、測定領域 1 5 4 に対応する部位と、測定領域 1 5 5 に対応する部位との間の距離、すなわち部位間距離 D を算出する（処理 S 5）（距離算出工程）。

[0082] そして、脈波伝播速度算出部 1 7 は、位相差 τ_{min} と、部位間距離 D とを用いて、脈波伝播速度 V を算出する（処理 S 6）（速度算出工程）。出力部 1 8 は、主制御部 1 0 の外部に設けられた装置（例えば、表示部 1 9 または記憶部 9 0）に、脈波伝播速度 V を出力する（処理 S 7）（脈波伝播速度出力工程）。

[0083] 上述の処理 S 1～S 7 によって、生体情報取得装置 1 において、脈波伝播速度 V が得られる。

[0084] 上記の例では、あらかじめ設定された測定時間（例えば 3 0 秒）に亘って得られた動画像を用いて、脈波伝播速度を 1 回出力しているが、それに限らず、あらかじめ設定された測定間隔（例えば 3 秒）毎に、脈波伝播速度を出力してもよい。この場合、測定時間と測定間隔とは各々あらかじめ設定され、測定間隔毎に、その時点とその時点から測定時間だけ前の時点との間の動画像を用いて、脈波伝播速度 V を算出し出力する。

[0085] （生体情報取得装置 1 の効果）

生体情報取得装置 1 によれば、被測定者 1 2 1 の人体を撮影して得られた動画像の各フレーム画像において、脈波を検出するための対象となる複数の部位に対応する、複数の測定領域を、画像認識処理によって自動的に設定で

きる。

[0086] また、測定中に被測定者 1 2 1 が動いたとしても、複数の部位に対応するフレーム画像上の領域、すなわち、脈波を検出するために参照されるフレーム画像上の領域が画像処理によって特定される。

[0087] すなわち、生体情報取得装置 1 は、被測定者 1 2 1 を拘束することなく撮影された画像を用いても、複数の測定領域（すなわち、測定領域 1 5 4 および 1 5 5）にそれぞれ対応する複数の部位において、脈波 $g_1(t)$ および $g_2(t)$ を検出できる。

[0088] 従って、生体情報取得装置 1 によれば、被測定者を撮影した画像において、脈波を測定するための複数の領域を簡易な方法で設定することができるという効果を奏する。

[0089] また、生体情報取得装置 1 によれば、脈波 $g_1(t)$ および $g_2(t)$ を用いて、脈波伝播速度 V を算出できるという効果を奏する。

[0090] 〔実施形態 2〕

本発明の他の実施形態について、図 5～図 7 に基づいて説明すれば、以下の通りである。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] （生体情報取得装置 2）

図 5 は、本実施形態の生体情報取得装置 2 の構成を示す機能ブロック図である。本実施形態の生体情報取得装置 2 は、（i）実施形態 1 の生体情報取得装置 1 が備える主制御部 10 を、主制御部 20 によって置き換え、かつ、（i i）実施形態 1 の主制御部 10 が備える測定領域設定部 13 を、測定領域設定部 23（測定領域設定手段）によって置き換えることにより得られる構成である。

[0092] なお、本実施形態の生体情報取得装置 2 が有するその他の部材は、実施形態 1 の生体情報取得装置 1 が有する各部材と同様であるため、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

[0093] （測定領域設定部 23）

測定領域設定部 2 3 は、被測定者 1 2 1 の手に複数の測定領域を設定する。この点において、本実施形態の測定領域設定部 2 3 は、実施形態 1 の測定領域設定部 1 3 が、被測定者 1 2 1 の顔に複数の測定領域を設定している点と異なる。

[0094] 撮影部 1 1 は、図 2 の (a) に示されるように、被測定者 1 2 1 の手を撮影できるように、机 1 2 2 の上に設置されている。そして、被測定者 1 2 1 の手が撮影されたフレーム画像が、測定領域設定部 2 3 に与えられる。図 6 の (a) は、図 2 の (a) に示された撮影環境のもとで得られる複数のフレーム画像のうちの 1 つを例示する図である。図 6 の (a) において、フレーム画像 2 1 1 は、複数のフレーム画像のうちの 1 つを表す。

[0095] 測定領域設定部 2 3 は、フレーム画像において、手領域検出処理を行う。手領域検出処理は、例えば肌色領域を抽出する等の、公知の適当な方法によって行われてよい。図 6 の (a) に示されている手領域 2 7 1 は、手領域検出処理によって得られた領域の一例である。

[0096] 次に、測定領域設定部 2 3 は、手領域 2 7 1 から、2 箇所の測定領域 2 7 4 (第 1 領域) および測定領域 2 7 5 (第 2 領域) を設定する。例えば、図 6 の (b) に示されるように、指の先端を含む領域 (すなわち、心臓からより遠い部位である第 1 部位に対応する領域) が測定領域 2 7 4 として、手首を含む領域 (すなわち、心臓からより近い部位である第 2 部位に対応する領域) が測定領域 2 7 5 として、それぞれ設定される。

[0097] 図 6 の (b) は、手領域 2 7 1 における 2 箇所の測定領域 2 7 4 および 2 7 5 を例示する図である。なお、測定領域 2 7 4 は、先端側領域とも呼称される。また、測定領域 2 7 5 は、根元側領域とも呼称される。

[0098] 測定領域設定部 2 3 は、測定領域 2 7 4 を設定するために、指の認識処理を行う。指の認識処理には、公知の適当な方法が用いられてよいが、例えば以下の方法によって行われる。

[0099] すなわち、測定領域設定部 2 3 は、手領域 2 7 1 の輪郭を形成する曲線において、凸状であり、かつ、曲線の曲がり具合が最大となる点を、先端点と

して検出する。先端点は、指先を示す点として考えられてよい。以下に、測定領域設定部23の具体的な処理の一例について説明する。

[0100] はじめに、測定領域設定部23は、手領域271の輪郭を抽出し、さらに輪郭形状を平滑化する処理を行う。続いて、測定領域設定部23は、輪郭を形成する曲線において、時計回りに一定間隔で順に、算出点 $M(i)$ ($i = 1, 2, \dots$)を設定する。

[0101] 次に、測定領域設定部23は、算出点 $M(i)$ から $M(i+1)$ へ向かうベクトル $u(i)$ 、および、算出点 $M(i)$ から $M(i-1)$ へ向かうベクトル $v(i)$ を、それぞれ算出する。

[0102] そして、測定領域設定部23は、ベクトル $u(i)$ と $v(i)$ とが成す角度 θ ($0 \leq \theta < 360^\circ$)を算出する。 $0 < \theta < 180^\circ$ の場合、算出点 $M(i)$ は、凸状の位置である。また、 $180^\circ < \theta < 360^\circ$ の場合、算出点 $M(i)$ は、凹状の位置である。

[0103] 測定領域設定部23は、角度 θ の値が最小となる算出点 $M(i)$ を検出し、当該算出点 $M(i)$ を、先端点として特定する。図7には、算出点 $M(i)$ 、 $M(i-1)$ 、 $M(i+1)$ 、ベクトル $u(i)$ 、 $v(i)$ 、および、角度 θ が例示されている。

[0104] 図6の(b)に示されるように、測定領域設定部23は、上述の指の認識処理の結果として、手領域271において、先端点272を検出する。そして、測定領域設定部23は、手領域271において、先端点272から最も距離が離れた点を、根元点273として検出する。

[0105] 続いて、測定領域設定部23は、先端点272から所定の一定距離の範囲に存在する領域を、測定領域274（すなわち、先端側領域）として設定する。また、測定領域設定部23は、根元点273から所定の一定距離の範囲に存在する領域を、測定領域275（すなわち、根元側領域）として設定する。

[0106] 測定領域設定部23は、フレーム画像および手領域271、ならびに、測定領域274および275を、脈波算出部14および距離算出部16へそれ

ぞれ与える。以降、実施形態 1 と同様に、生体情報取得装置 2 において、脈波 $g_1(t)$ および $g_2(t)$ 、ならびに、脈波伝播速度 V が算出される。

[0107] なお、測定領域設定部 23 において、測定領域の個数を 3 以上とする場合には、測定領域 274 と測定領域 275 との中間に存在する適当な領域を、3 つ目以降の測定領域として追加すればよい。

[0108] また、根元点 273 は、先端点 272 から最も距離が離れた点に限定されず、先端点 272 から一定以上の距離が離れた点であってもよい。

[0109] また、距離算出部 16 において用いられる H の値としては、あらかじめ測定した被測定者 121 の手の大きさ、または、人の平均的な手の大きさを示す数値（例えば、手首から中指の先端までの長さ）が、用いられてよい。

[0110] 本実施例の他の例として、撮影部 11 が被測定者 121 の顔と手の両方を同時に測定し、測定領域設定部 23 は、顔と手の両方にそれぞれ 1 つ以上の測定領域を設定してもよい。ずれ算出部 15 では、顔に設定された測定領域における脈波と、手に設定された測定領域における脈波との間の位相差を算出してもよい。距離算出部 16 では、予め測定した被測定者 121 の顔と手の間の長さを用いて、顔に設定された測定領域と、手に設定された測定領域との間の部位間距離を算出してもよい。

[0111] 脈波伝播速度算出部 17 は、(i) 顔に設定された測定領域における脈波と、手に設定された測定領域における脈波との間の位相差、および、(ii) 顔に設定された測定領域と、手に設定された測定領域との間の部位間距離とを用いて、脈波伝播速度を算出してもよい。

[0112] (生体情報取得装置 2 の効果)

生体情報取得装置 2 によれば、被測定者 121 の手を撮影することによって得られた動画像の各フレーム画像に対して、複数箇所の測定領域（すなわち、測定領域 274 および 275）を設定できる。

[0113] 従って、本実施形態の生体情報取得装置 2 によっても、実施形態 1 の生体情報取得装置 1 と同様に、被測定者 121 を拘束せずに、脈波 $g_1(t)$ お

よび $g_2(t)$ 、ならびに、脈波伝播速度 V を算出できるという効果を奏する。

[0114] 〔実施形態 3〕

本発明の他の実施形態について、図 8 に基づいて説明すれば、以下の通りである。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。

[0115] （生体情報取得装置 3）

図 8 は、本実施形態の生体情報取得装置 3 の構成を示す機能ブロック図である。本実施形態の生体情報取得装置 3 は、実施形態 1 の生体情報取得装置 1 が備える主制御部 10 を、主制御部 30 によって置き換えることにより得られる構成である。

[0116] なお、本実施形態の生体情報取得装置 3 が有するその他の部材は、実施形態 1 の生体情報取得装置 1 が有する各部材と同様であるため、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

[0117] （主制御部 30）

主制御部 30 は、画像取得部 12、測定領域設定部 13、脈波算出部 14、ずれ算出部 15、脈波後処理部 37（脈波高精度化手段）、および出力部 18 として機能する。

[0118] 従って、本実施形態の主制御部 30 は、実施形態 1 の主制御部 10 から、（i）距離算出部 16 を除外し、かつ、（ii）脈波伝播速度算出部 17 を、脈波後処理部 37 によって置き換えることにより得られる構成である。

[0119] 本実施形態の主制御部 30 は、脈波をより高精度に検出するために構成されている。従って、本実施形態の主制御部 30 は、実施形態 1 の主制御部 10 とは異なり、脈波伝播速度の算出を目的として構成されたものではない。

[0120] （脈波後処理部 37）

脈波後処理部 37 には、脈波算出部 14 において検出された、 N 個（ N は、2 以上の整数）の脈波が与えられる。以降、 N 個の脈波を、脈波 $g_1(t)$ （第 1 脈波）、脈波 $g_2(t)$ （第 2 脈波）、…、脈波 $g_N(t)$ （第 N

脈波)として呼称する。なお、測定領域設定部13において設定されたN個の測定領域を、測定領域1A、測定領域2A、…、測定領域NAとして呼称する。

[0121] 脈波 $g_1(t)$ は、測定領域1Aに対応する部位において計算された脈波を、脈波 $g_2(t)$ は、測定領域2Aに対応する部位において計算された脈波を、脈波 $g_N(t)$ は、測定領域NAに対応する部位において計算された脈波を、それぞれ表す。

[0122] また、脈波後処理部37には、ずれ算出部15において算出された、測定領域1Aとそれ以外の測定領域との間の $(N-1)$ 個の位相差が与えられる。以降、 $(N-1)$ 個の位相差を、位相差 τ_{min2} 、位相差 τ_{min3} 、…、位相差 τ_{minN} として呼称する。

[0123] 位相差 τ_{min2} は、脈波 $g_1(t)$ と脈波 $g_2(t)$ との位相差を、位相差 τ_{min3} は、脈波 $g_1(t)$ と脈波 $g_3(t)$ との位相差を、位相差 τ_{minN} は、脈波 $g_1(t)$ と脈波 $g_N(t)$ との位相差を、それぞれ表す。従って、位相差 $\tau_{min2} \sim \tau_{minN}$ は、脈波 $g_1(t)$ と、脈波 $g_2(t) \sim g_N(t)$ のそれぞれとの位相差であると言える。

[0124] 脈波後処理部37は、以下の式(3)によって、後処理脈波 $g(t)$ を計算する。

[0125] [数3]

$$g(t) = \frac{1}{N} \{g_1(t) + g_2(t + \tau_{min2}) + g_3(t + \tau_{min3}) + \dots + g_N(t + \tau_{minN})\} \quad (3)$$

[0126] 後処理脈波 $g(t)$ は、N個の脈波 $g_1(t) \sim g_N(t)$ が、位相差を除いて平均化された脈波であると言える。式(3)によって、脈波 $g_1(t) \sim g_N(t)$ に含まれるノイズ成分の影響が低減された、後処理脈波 $g(t)$ を得ることができる。

[0127] なお、後処理脈波 $g(t)$ の計算方法は、式(3)に限定されない。例えば、N個の脈波 $g_1(t) \sim g_N(t)$ に対して、位相差を除き、重みつき平均または相乗平均などの、相加平均(すなわち、式(3)の右辺)以外の

平均値を算出し、後処理脈波 $g(t)$ としてもよい。また、 N 個の脈波 $g_1(t) \sim g_N(t)$ に対して、位相差を除き、中央値または最頻値などの統計値を算出し、後処理脈波 $g(t)$ としてもよい。また、 N 個の脈波 $g_1(t) \sim g_N(t)$ に対して、位相差を除いた後に、主成分分析や独立成分分析等の多変量解析を行って得られた成分を、後処理脈波 $g(t)$ としてもよい。

[0128] 脈波後処理部 37 は、後処理脈波 $g(t)$ の値を、出力部 18 へ与える。そして、出力部 18 から、主制御部 30 の外部に設けられた装置に、後処理脈波 $g(t)$ が出力される。なお、実施形態 1 と同様の距離算出部と脈波伝播速度算出部とをさらに設けて、脈波伝播速度の算出をさらに行ってもよい。

[0129] (生体情報取得装置 3 の効果)

生体情報取得装置 3 によれば、複数の測定領域 1A $\sim$ NA において、脈波 $g_1(t) \sim g_N(t)$ をそれぞれ検出することによって、より高精度な脈波である後処理脈波 $g(t)$ が得られるという効果を奏する。

[0130] [実施形態 4]

本発明の他の実施形態について、図 9 に基づいて説明すれば、以下の通りである。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。

[0131] (生体情報取得装置 4)

図 9 は、本実施形態の生体情報取得装置 4 の構成を示す機能ブロック図である。本実施形態の生体情報取得装置 4 は、実施形態 1 の生体情報取得装置 1 が備える主制御部 10 を、主制御部 40 によって置き換えることにより得られる構成である。

[0132] なお、本実施形態の生体情報取得装置 4 が有するその他の部材は、実施形態 1 の生体情報取得装置 1 が有する各部材と同様であるため、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

[0133] (主制御部 40)

主制御部 40 は、画像取得部 12、測定領域設定部 13、脈波算出部 44（脈波検出手段）、ずれ算出部 15、距離算出部 16、脈波伝播速度算出部 17、補正值算出部 49（補正值算出手段）、および出力部 18 を備えている。従って、本実施形態の主制御部 40 は、（i）実施形態 1 の主制御部 10 が備える脈波算出部 14 を、脈波算出部 44 によって置き換え、かつ、（i i）実施形態 1 の主制御部 10 に、補正值算出部 49 を付加することにより得られる構成である。

[0134] 本実施形態の主制御部 40 は、撮影部 11 が表示部 19 の近傍に設置されている状況に対処することを目的として構成されている。

[0135] 例えば、被測定者 121 が表示部 19 に顔を向けている場合を想定する。この場合、表示部 19 から発せられる光が、被測定者 121 の顔に照射される。表示部 19 から発せられる光は、表示部 19 が表示しているデータ（例えば、動画像）に応じて、時間的に変化する。従って、撮影部 11 によって撮影された被測定者 121 の顔画像の色は、血流と関係なく、表示部 19 から発せられる光に起因して時間的に変化する。

[0136] 従って、本実施形態の主制御部 40 は、表示部 19 から発せられる光に起因して生じる、被測定者 121 の顔画像の色の時間的な変化を補正することを目的として構成されている。

[0137] （本実施形態の表示部 19 および撮影部 11）

本実施形態において、表示部 19 は、あらかじめ設定された所定の時間間隔のもとで、表示画像を、補正值算出部 49 へ出力する。

[0138] また、本実施形態において、撮影部 11 は、表示部 19 の上面、表示部 19 の下面、または、表示部 19 の側面に配置されている。すなわち、撮影部 11 は、表示部 19 の近傍に配置されているとも言える。なお、撮影部 11 の動作は、実施形態 1 と同様である。

[0139] （補正值算出部 49）

補正值算出部 49 は、表示部 19 から表示画像を与えられる。補正值算出部 49 は、表示画像に含まれる各画素の G 値の平均値を算出する。G 値の平

均値の算出は、表示画像の全体を対象として行われてもよいし、表示画像の一部の領域を対象として行われてもよい。なお、表示画像の一部の領域は、G値の算出に先立ち、補正值算出部49において、あらかじめ設定されている。

[0140] そして、補正值算出部49は、G値の平均値に、所定の定数を乗算することにより、補正值を算出する。補正值を算出するための定数は、補正值算出部49において、あらかじめ設定されている。

[0141] 補正值算出部49によって算出された補正值は、表示部19から発せられる光が、被測定者121の顔画像の色の時間的な変化に及ぼす影響を相殺するための値と言える。なお、各画素のG値の平均値に替えて、各画素の輝度の平均値に対して、同様の処理を行うことにより、補正值を算出してもよい。

[0142] 補正值算出部49は、所定の時間間隔のもとで表示部19から与えられた、各表示画像に対して、上述の補正值を算出する。そして、補正值算出部49は、所定の時間間隔ごとに算出した補正值を、記憶部90へ記録する。その結果、所定の時間間隔ごとに算出された補正值の時系列データが得られる。

[0143] 続いて、補正值算出部49は、補正值の時系列データの時間間隔を、撮影部11が動画像を撮影する時間間隔に補正する処理を行う。この補正処理には、例えば、スプライン補間が用いられる。

[0144] 結果として、補正值算出部49は、測定領域設定部13から出力された各フレーム画像に対応する補正值を算出する。そして、補正值算出部49は、各フレーム画像に対応する補正值を、脈波算出部44へ与える。

[0145] なお、補正值算出部49において、各フレーム画像に対応する補正值の算出は、全ての表示画像が補正值算出部49に与えられた後に、一括して行われてもよいし、または、それぞれの表示画像が補正值算出部49に与えられるごとに、逐次的に行われてもよい。

[0146] (脈波算出部44)

脈波算出部 44 は、実施形態 1 の脈波算出部 14 と同様に、各フレーム画像において、測定領域内の各画素の G 値の平均値を算出する。そして、脈波算出部 44 は、各フレーム画像における測定領域内の各画素の G 値の平均値から、各フレーム画像に対応する補正値を減算することによって、補正後の G 値の平均値を算出する。

[0147] 脈波算出部 44 は、補正後の G 値の平均値に対して、実施形態 1 の脈波算出部 14 と同様に、平滑化処理および正規化処理を行うことにより、脈波 $g_1(t)$ および $g_2(t)$ を検出する。

[0148] なお、補正値算出部 49 において、各画素の輝度の平均値に基づき補正値が算出されている場合には、脈波算出部 44 は、各フレーム画像における測定領域内の各画素の輝度の平均値を用いて、脈波 $g_1(t)$ および $g_2(t)$ を検出すればよい。

[0149] なお、本実施形態では、1つの表示部として、表示部 19 が設けられている構成が例示されているが、表示部は複数設けられていてもよい。従って、出力部 18 が出力対象とする表示部と、補正値算出部 49 へ表示画像を与える表示部とは、それぞれ異なるものであってもよい。

[0150] (生体情報取得装置 4 の効果)

生体情報取得装置 4 によれば、表示部 19 から発せられる光に起因して生じる、被測定者 121 の顔画像の色の時間的な変化の影響を、表示部 19 に表示されている表示画像を用いた補正によって排除することができる。

[0151] 従って、表示部 19 から発せられる光が、被測定者 121 の脈波を測定すべき対象となる部分（例えば、顔）に照射されている場合においても、検出された脈波の精度が低減することを抑制できるという効果を奏する。

[0152] なお、本実施形態の生体情報取得装置 4 は、実施形態 1 の生体情報取得装置 1 と同様に、脈波伝播速度 V を算出する構成として例示されている。しかし、本実施形態の生体情報取得装置 4 の構成は、これに限定されず、実施形態 3 の生体情報取得装置 3 と同様に、後処理脈波 $g(t)$ を検出する構成であってもよい。

[0153] また、本実施形態の生体情報取得装置 4 は、実施形態 2 の生体情報取得装置 2 と同様に、被測定者 1 2 1 の手が、脈波を測定する対象の部位となるように構成されてもよい。

[0154] 〔実施形態 5〕

本発明の他の実施形態について、図 1 0 に基づいて説明すれば、以下の通りである。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。

[0155] （生体情報取得装置 5）

図 1 0 は、本実施形態の生体情報取得装置 5 の構成を示す機能ブロック図である。本実施形態の生体情報取得装置 5 は、（i）実施形態 1 の生体情報取得装置 1 が備える撮影部 1 1 を、ステレオカメラ 5 1（撮影部）によって置き換え、かつ、（i i）実施形態 1 の生体情報取得装置 1 が備える主制御部 1 0 を、主制御部 5 0 によって置き換えることにより得られる構成である。

[0156] なお、本実施形態の生体情報取得装置 5 が有するその他の部材は、実施形態 1 の生体情報取得装置 1 が有する各部材と同様であるため、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

[0157] （ステレオカメラ 5 1）

ステレオカメラ 5 1 は、左目用のレンズおよび右目用のレンズの 2 つのレンズが設けられたカメラである。ステレオカメラ 5 1 は、左目用のレンズおよび右目用のレンズを用いて、被写体を撮影し、動画像を生成する。

[0158] 以下、ステレオカメラ 5 1 が、実施形態 1 の撮影部 1 1 と同様に、被測定者 1 2 1 の顔を撮影することによって生成した動画像を、画像取得部 5 2 へ与える場合について説明する。なお、ステレオカメラ 5 1 は、被測定者 1 2 1 の顔以外の部位を測定してもよく、例えば、実施形態 2 の撮影部 1 1 と同様に、被測定者 1 2 1 の手を撮影してもよい。

[0159] （主制御部 5 0）

主制御部 5 0 は、画像取得部 5 2、測定領域設定部 5 3（測定領域設定手

段)、脈波算出部 14、ずれ算出部 15、距離算出部 56 (距離算出手段)、脈波伝播速度算出部 17、および出力部 18を備えている。従って、本実施形態の主制御部 50は、実施形態 1の主制御部 10が備える画像取得部 12、測定領域設定部 13、および距離算出部 16のそれぞれを、画像取得部 52、測定領域設定部 53、および距離算出部 56によって置き換えることにより得られる構成である。

[0160] (画像取得部 52)

画像取得部 52は、ステレオカメラ 51から与えられた動画像を、フレームごとに分解し、左目用フレーム画像および右目用フレーム画像を、それぞれ生成する。そして、画像取得部 12は、左目用フレーム画像および右目用フレーム画像を、測定領域設定部 53へ与える。

[0161] (測定領域設定部 53)

測定領域設定部 53は、画像取得部 52から与えられた、左目用フレーム画像および右目用フレーム画像をそれぞれ読み込む。そして、測定領域設定部 53は、左目用フレーム画像 (左目用画像) および右目用フレーム画像 (右目用画像) のいずれか一方に対して、測定領域設定部 13と同様に、測定領域を設定する。

[0162] 以降、測定領域設定部 53において、左目用フレーム画像に対して、2つの測定領域 554 (第 1 領域) および測定領域 555 (第 2 領域) を設定する場合について、説明を行う。なお、測定領域 554は、測定領域 154と同様に、被測定者 121の顔の上側の領域である。また、測定領域 555は、測定領域 155と同様に、被測定者 121の顔の下側の領域である。

[0163] 測定領域設定部 53は、左目用フレーム画像および右目用フレーム画像、ならびに、測定領域 554および 555を、脈波算出部 14および距離算出部 56へそれぞれ与える。

[0164] なお、脈波算出部 14、ずれ算出部 15、脈波伝播速度算出部 17、および出力部 18の動作は、実施形態 1と同様であるため、説明を省略する。以下、距離算出部 56の動作について説明を行う。

[0165] (距離算出部 5 6)

距離算出部 5 6 は、左目用フレーム画像および右目用フレーム画像の両方を用いて、左目用フレーム画像における測定領域 5 5 4 および 5 5 5 に含まれる各画素の視差（すなわち、左目用フレーム画像と右目用フレーム画像との間に生じる、各画素の位置のずれ）を、それぞれ算出する。なお、視差を推定する方法は、公知の適当な方法を用いてよい。

[0166] 距離算出部 5 6 は、測定領域 5 5 4 に含まれる各画素の視差の平均値を、平均視差 $\delta 1$ （画素）として算出する。また、距離算出部 5 6 は、測定領域 5 5 5 に含まれる各画素の視差の平均値を、平均視差 $\delta 2$ （画素）として算出する。

[0167] そして、距離算出部 5 6 は、測定領域 5 5 4 に含まれる被写体からカメラまでの実際の距離 $K 1$ （mm）、および、測定領域 5 5 5 に含まれる被写体からカメラまでの実際の距離 $K 2$ （mm）を、

$$K 1 = (B \times F) / (\alpha \times \delta 1)$$

$$K 2 = (B \times F) / (\alpha \times \delta 2)$$

によって算出する。

[0168] ここで、 B （mm）は、ステレオカメラ 5 1 の基線長であり、 F （mm）は、ステレオカメラ 5 1 の焦点距離であり、 α （mm／画素）は、ステレオカメラ 5 1 の横方向の画素ピッチ（1 画素の横幅）である。

[0169] 続いて、距離算出部 5 6 は、測定領域 5 5 4 に対応する部位と、測定領域 5 5 5 に対応する部位との間の距離である、部位間距離 D （mm）を、以下の式（4）によって算出する。

[0170] [数4]

$$D = \sqrt{(X_1 - X_2)^2 + (Y_1 - Y_2)^2 + (K_1 - K_2)^2} \quad (4)$$

[0171] ここで、 $X 1$ 、 $X 2$ 、 $Y 1$ 、 $Y 2$ は、以下の式（5）によって表される。

[0172]

[数5]

$$\left\{ \begin{array}{l} X_1 = \frac{K_1}{F} \alpha \left(x_1 - \frac{m}{2} \right) \\ X_2 = \frac{K_2}{F} \alpha \left(x_2 - \frac{m}{2} \right) \\ Y_1 = \frac{K_1}{F} \beta \left(y_1 - \frac{n}{2} \right) \\ Y_2 = \frac{K_2}{F} \beta \left(y_2 - \frac{n}{2} \right) \end{array} \right. \quad (5)$$

[0173] なお、 β (mm/画素) は、左目用フレーム画像の縦方向の画素ピッチ (1画素の縦幅) である。 m は、左目用フレーム画像の横方向の画素数であり、 n は、左目用フレーム画像の縦方向の画素数である。また、 (x_1, y_1) は、測定領域554の下端の点を示す座標であり、 (x_2, y_2) は、測定領域555の上端の点を示す座標である。座標 (x_1, y_1) および (x_2, y_2) は、実施形態1の距離算出部16と同様にして算出されてよい。

[0174] 本実施形態の距離算出部56において算出された部位間距離 D は、測定領域554と測定領域555との間の視差の違い (奥行きの違い) を考慮した量であり、実施形態1の距離算出部16において算出された部位間距離 D に比べて、さらに精度が高い量とであると言える。

[0175] 距離算出部56は、部位間距離 D の値を、脈波伝播速度算出部17へ与える。脈波伝播速度算出部17は、距離算出部56において算出された部位間距離 D の値を用いることにより、実施形態1に比べて、脈波伝播速度 V をより高精度に算出することができる。

[0176] なお、部位間距離 D は、必ずしも式(4)によって算出されなくともよい。例えば、ステレオカメラ51の回転、または、ステレオカメラ51に設けられたレンズの特性の影響を補正し、部位間距離 D が算出されてもよい。

[0177] なお、測定領域の個数が3以上の場合には、複数の測定領域のうち取り得る2つの測定領域の組み合わせの各々に対して、部位間距離 D を算出すれば

よい。

[0178] (生体情報取得装置 5 の効果)

生体情報取得装置 5 によれば、ステレオカメラ 5 1 によって撮影された動画像を用いて、各測定領域間の視差の違いをも考慮して、各測定領域に対応する部位間距離 D を算出することができる。従って、脈波伝播速度 V をも、より高精度に算出することができるという効果を奏する。

[0179] なお、本実施形態の生体情報取得装置 5 は、実施形態 1 の生体情報取得装置 1 と同様に、被測定者 1 2 1 の手を測定対象とする構成として例示されている。しかし、本実施形態の生体情報取得装置 5 の構成は、これに限定されず、実施形態 2 の生体情報取得装置 2 と同様に、被測定者 1 2 1 の手を測定対象とする構成であってもよい。

〔実施形態 6〕

本発明の他の実施形態について、図 1 1 に基づいて説明すれば、以下の通りである。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。

[0180] (生体情報取得装置 6)

図 1 1 は、本実施形態の生体情報取得装置 6 の構成を示す機能ブロック図である。本実施形態の生体情報取得装置 6 は、(i) 実施形態 1 の生体情報取得装置 1 が備える撮影部 1 1 を、第 1 撮影部 6 1 a (撮影部) および第 2 撮影部 6 1 b (撮影部) によって置き換えることにより得られる構成である。

[0181] なお、本実施形態の生体情報取得装置 6 が有するその他の部材は、実施形態 1 の生体情報取得装置 1 が有する各部材と同様であるため、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

[0182] 本実施形態の生体情報取得装置 6 の概略構成は、複数の撮影部を有している点において、実施形態 1 の生体情報取得装置 1 と異なる。なお、本実施形態では、生体情報取得装置 6 が 2 つの撮影部 (第 1 撮影部 6 1 a および第 2 撮影部 6 1 b) を有している構成が例示されているが、撮影部の個数は 2 つ

に限定されず、3つ以上であってもよい。

[0183] 第1撮影部61aおよび第2撮影部61bは、それぞれ被測定者121の異なる部位を撮影する。例えば、第1撮影部61aは、被測定者121の顔を撮影し、第2撮影部61bは、被測定者121の指を撮影する。

[0184] 第1撮影部61aおよび第2撮影部61bは、生成した動画像を画像取得部12へ出力する。なお、第1撮影部61aおよび第2撮影部61bによる撮影は、同期して行われることが望ましい。

[0185] 画像取得部12は、第1撮影部61aおよび第2撮影部61bから出力された複数の動画像を、それぞれフレーム画像に分解する。

[0186] 測定領域設定部13は、フレーム画像に測定領域を設定する。本実施形態のように、第1撮影部61aおよび第2撮影部61bのそれぞれが、顔と指を撮影する例では、顔が撮影された動画像のフレーム画像には、実施形態1と同様にして、顔領域の中の特定の領域に測定領域が設定される。顔領域に設定される測定領域は、1つであってもよいし、複数であってもよい。

[0187] また、指が撮影された動画像のフレーム画像にも、1つ以上の測定領域が設定される。例えば、近接撮影によって画像全体が指の領域として得られる場合には、画像全体を1つの測定領域としてもよい。このようにして、複数の動画像に対して、各々のフレーム画像にそれぞれ1つ以上の測定領域が設定される。

[0188] 脈波算出部14は、各測定領域に対して実施形態1と同様に脈波を算出する。そして、ずれ算出部15は、実施形態1と同様に、各測定領域において算出されたそれぞれの脈波に対し、取り得る2つの測定領域の組み合わせのそれぞれに対して位相差を算出する。もし複数の撮影部が同期していない場合には、ずれ算出部15は、撮影されたタイミングのずれの補正も行う。

[0189] 距離算出部16は、各測定領域において算出されたそれぞれの脈波に対し、取り得る2つの測定領域の組み合わせのそれぞれに対して部位間距離を算出する。2つの測定領域が異なる撮影部において撮影されている場合には、部位間距離の算出には、あらかじめ計測された被測定者の体の一部の長さを

そのまま用いてよい。

[0190] 脈波伝播速度算出部 17 は、実施形態 1 と同様に、脈波と位相差と部位間距離から、脈波伝播速度を算出する。なお、実施形態 3 と同様に、脈波後処理部を設けて、脈波伝播速度の算出に替わり、脈波の高精度化を行ってもよい。

[0191] (生体情報取得装置 6 の効果)

生体情報測定装置 6 によれば、1 台のカメラでは撮影が難しい複数の部位間でも、脈波の位相差を算出することができるという効果を奏する。なお、例えば、第 1 撮影部 61a としては、スマートフォンのインカメラ（すなわち、スマートフォンの表示部が配設されている側の面に搭載されたカメラ）を、第 2 撮影部 61b としては、スマートフォンのアウトカメラ（すなわち、インカメラが設けられている面とは反対側の面に搭載されたカメラ）を、それぞれ用いることができる。

[0192] [変形例]

上述の実施形態 1～6 では、被測定者 121 の顔または手を測定対象とする場合について説明を行っているが、測定対象はこれに限定されない。脈波を検出するための測定対象は、被測定者の 121 身体の所定の部位のうち、肌が露出した部分であればよく、例えば、被測定者 121 の腕、足、腹部等であってもよい。

[0193] [ソフトウェアによる実現例]

生体情報取得装置 1、2、3、4、5、6 の制御ブロック（特に主制御部 10、20、30、40、50）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 を用いてソフトウェアによって実現してもよい。

[0194] 後者の場合、生体情報取得装置 1、2、3、4、5、6 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、本発明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等を用いることができる。また、上記プログラムは、該プログラムを伝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、本発明は、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。

[0195] 〔まとめ〕

本発明の態様1に係る生体情報取得装置(1)は、生体(例えば、被測定者121)を撮影して得られた動画像から生体情報を導出する生体情報取得装置であって、上記動画像を構成するフレーム画像において上記生体の少なくとも2つの部位の各々に対応する領域(例えば、測定領域154および155)を画像処理によって特定する領域特定手段(測定領域設定部13)と、上記領域特定手段により特定された各領域を参照し、上記少なくとも2つの部位の各々の脈波(例えば、脈波 $g_1(t)$ および $g_2(t)$)を検出する脈波検出手段(脈波算出部14)と、上記脈波検出手段により検出された上記少なくとも2つの部位における脈波の位相差(τ_{min})を算出する位相差算出手段(ずれ算出部15)と、を備えている。

[0196] 上記の構成によれば、測定中に生体が動いたとしても、その生体の少なくとも2つの部位に対応するフレーム画像上の領域、すなわち、脈波を検出するために参照されるフレーム画像上の領域が画像処理によって特定される。従って、上記の構成によれば、測定中に生体を拘束することなく、これら少なくとも2つの部位における脈波の位相差を算出することができるという効果を奏する。

[0197] また、本発明の態様2に係る生体情報取得装置は、上記態様1において、上記領域特定手段により特定された領域間の距離(d)から、上記少なくと

も2つの部位間の距離である部位間距離（D）を算出する距離算出手段（距離算出部16）と、上記位相差算出手段により算出された位相差と上記距離算出手段により算出された部位間距離から、脈波伝播速度（V）を算出する速度算出手段（脈波伝播速度算出部17）と、をさらに備えていてもよい。

[0198] 上記の構成によれば、測定中に生体を拘束することなく、脈波伝搬速度を算出することができるという効果を奏する。

[0199] また、本発明の態様3に係る生体情報取得装置は、上記態様1または2において、上記脈波検出手段により検出された少なくとも2つの脈波において、上記位相差算出手段により算出された位相差を除いた統計値（例えば、後処理脈波 $g(t)$ ）を算出する脈波高精度化手段（脈波後処理部37）をさらに備えていてもよい。

[0200] 上記の構成によれば、測定中に生体を拘束することなく、ノイズが低減された従来よりも精度の高い脈波を算出することができるという効果を奏する。

[0201] また、本発明の態様4に係る生体情報取得装置は、上記態様1から3のいずれか1つにおいて、上記動画画は、複数のカメラ（例えば、第1撮影部61aおよび第2撮影部61b）によって撮影されることにより得られたものであってもよい。

[0202] 上記の構成によれば、1台のカメラでは撮影が難しい複数の部位間でも、脈波の位相差を算出することができるという効果を奏する。

[0203] また、本発明の態様5に係る生体情報取得装置は、上記態様1から4のいずれか1つにおいて、上記生体は、人であり、上記動画画は、上記人の顔および上記人の手の少なくともいずれかを撮影することにより得られたものであり、上記領域特定手段は、上記顔および上記手の少なくともいずれかに含まれる少なくとも2つの部位の各々に対応する領域（例えば、測定領域154および155、ならびに、測定領域274および275）を画像処理により特定してもよい。

[0204] 上記の構成によれば、例えば公知の顔検出処理および手領域検出処理の少

なくともいずれかを用いて、測定中に生体を拘束することなく、正確な脈波伝搬速度を算出することができるという効果を奏する。

[0205] また、本発明の態様6に係る生体情報取得装置は、上記態様1から5のいずれか1つにおいて、上記少なくとも2つの部位は、上記生体において心臓からの距離が異なる部位であってもよい。

[0206] 上記の構成によれば、脈波の位相差を算出するために好適な部位を選択できるという効果を奏する。

[0207] また、本発明の態様7に係る生体情報取得装置は、上記態様1から6のいずれか1つにおいて、表示部(19)に表示された画像を参照し、当該表示部から発せられる光が脈波の検出に及ぼす影響を相殺するための補正値を算出する補正値算出手段(補正値算出部49)をさらに備え、上記脈波検出手段は、上記補正値をさらに用いて、上記脈波を検出してもよい。

[0208] 上記の構成によれば、脈波の位相差をより正確に算出することができるという効果を奏する。

[0209] また、本発明の態様8に係る生体情報取得装置は、上記態様2において、上記動画画は、ステレオカメラ(51)を用いて上記生体を撮影することによって得られた、左目用画像(左目用フレーム画像)および右目用画像(右目用フレーム画像)を含むものであり、上記距離算出手段は、上記左目用画像および上記右目用画像を用いて算出した平均視差($\delta 1$ 、 $\delta 2$)をさらに用いて、上記部位間距離を算出してもよい。

[0210] 上記の構成によれば、脈波伝搬速度をより正確に算出することができる効果を奏する。

[0211] また、本発明の態様9に係る生体情報取得方法は、生体を撮影して得られた動画画から生体情報を導出する生体情報取得方法であって、上記動画画を構成するフレーム画像において上記生体の少なくとも2つの部位の各々に対応する領域を画像処理によって特定する領域特定工程と、上記領域特定工程により特定された各領域を参照し、上記少なくとも2つの部位の各々の脈波を検出する脈波検出工程と、上記脈波検出工程により検出された上記少なく

とも2つの部位の脈波の位相差を算出する位相差算出工程と、を含んでいる。

[0212] 上記の構成によれば、上記態様1に係る生体情報取得装置と同様に、測定中に生体を拘束することなく、これら少なくとも2つの部位における脈波の位相差を算出することができるという効果を奏する。

[0213] また、本発明の各態様に係る生体情報取得装置は、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生体情報取得装置が備える各手段として動作させることにより上記生体情報取得装置をコンピュータにて実現させる生体情報取得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、本発明の範疇に入る。

[0214] [付記事項]

本発明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発明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。

[0215] なお、本発明は、以下のようにも表現できる。

[0216] すなわち、本発明の一態様に係る生体情報取得装置は、画像から脈波を算出する生体情報取得装置であって、前記脈波を算出する測定領域を少なくとも2つ設定する測定領域設定手段と、前記各々の測定領域において脈波を算出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段で得られた各々の脈波の間のずれを算出するずれ算出手段と、を備える。

[0217] また、本発明の一態様に係る生体情報取得装置は、前記各々の測定領域の間の距離を算出する距離算出手段と、前記ずれと前記測定領域の距離とから脈波伝播速度を算出する脈波伝播速度算出手段と、をさらに備える。

[0218] また、本発明の一態様に係る生体情報取得装置において、前記画像は、脈波の被測定者の顔画像を含み、全測定領域設定部は、前記被測定者の顔画像の領域から少なくとも2箇所の領域を、前記測定領域として設定する。

[0219] また、本発明の一態様に係る生体情報取得装置において、前記画像は、脈波の被測定者の手画像を含み、全測定領域設定部は、前記被測定者の手画像の領域から少なくとも2箇所の領域を、前記測定領域として設定する。

[0220] また、本発明の一態様に係る生体情報取得装置は、前記各々の脈波の間のずれを用いて脈波の精度を向上する脈波後処理手段をさらに備える。

[0221] また、本発明の一態様に係る生体情報取得装置は、画像を表示する表示手段と、前記表示手段で表示された前記画像に基づいて補正値を算出する補正値算出手段と、をさらに備え、前記脈波検出手段で前記補正値を用いて前記脈波を算出する。

[0222] また、本発明の一態様に係る生体情報取得装置において、前記被測定者を撮影した前記画像は、ステレオカメラで撮影されたものであり、前記距離算出手段で前記測定領域の間の奥行きの違いを用いて前記測定領域間の前記距離を算出する。

産業上の利用可能性

[0223] 本発明は、生体情報取得装置、特に、脈波を測定する装置に利用することができる。

符号の説明

- [0224] 1, 2, 3, 4, 5, 6 生体情報取得装置
- 1 1 撮影部
 - 1 3, 2 3, 5 3 測定領域設定部（領域特定手段）
 - 1 4, 4 4 脈波算出部（脈波検出手段）
 - 1 5 ずれ算出部（位相差算出手段）
 - 1 6, 5 6 距離算出部（距離算出手段）
 - 1 7 脈波伝播速度算出部（速度算出手段）
 - 1 9 表示部
 - 3 7 脈波後処理部（脈波高精度化手段）
 - 4 9 補正値算出部（補正値算出手段）
 - 5 1 ステレオカメラ（撮影部）

6 1 a 第 1 撮影部 (撮影部)

6 1 b 第 2 撮影部 (撮影部)

1 2 1 被測定者

1 5 4, 1 5 5, 2 7 4, 2 7 5, 5 5 4, 5 5 5 測定領域

D 部位間距離

N 整数 (測定領域の個数を表す整数)

1 A ~ N A 測定領域

$g_1(t) \sim g_N(t)$ 脈波

$g(t)$ 後処理脈波 (脈波の統計値)

$\tau_{min}, \tau_{min2} \sim \tau_{minN}$ 位相差

δ_1, δ_2 平均視差

V 脈波伝播速度

請求の範囲

- [請求項1] 生体を撮影して得られた動画像から生体情報を導出する生体情報取得装置であって、
- 上記動画像を構成するフレーム画像において上記生体の少なくとも2つの部位の各々に対応する領域を画像処理によって特定する領域特定手段と、
- 上記領域特定手段により特定された各領域を参照し、上記少なくとも2つの部位の各々の脈波を検出する脈波検出手段と、
- 上記脈波検出手段により検出された上記少なくとも2つの部位における脈波の位相差を算出する位相差算出手段と、を備えていることを特徴とする生体情報取得装置。
- [請求項2] 上記領域特定手段により特定された領域間の距離から、上記少なくとも2つの部位間の距離である部位間距離を算出する距離算出手段と、
- 上記位相差算出手段により算出された位相差と上記距離算出手段により算出された部位間距離から、脈波伝播速度を算出する速度算出手段と、をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の生体情報取得装置。
- [請求項3] 上記脈波検出手段により検出された少なくとも2つの脈波において、上記位相差算出手段により算出された位相差を除いた統計値を算出する脈波高精度化手段をさらに備えていることを特徴とする請求項1または2に記載の生体情報取得装置。
- [請求項4] 上記動画像は、複数のカメラによって撮影されることにより得られたものであることを特徴とする請求項1から3のいずれか1項に記載の生体情報取得装置。
- [請求項5] 上記生体は、人であり、
- 上記動画像は、上記人の顔および上記人の手の少なくともいずれかを撮影することにより得られたものであり、

上記領域特定手段は、上記顔および上記手の少なくともいずれかに含まれる少なくとも2つの部位の各々に対応する領域を画像処理により特定することを特徴とする請求項1から4のいずれか1項に記載の生体情報取得装置。

[請求項6] 上記少なくとも2つの部位は、上記生体において心臓からの距離が異なる部位であることを特徴とする請求項1から5のいずれか1項に記載の生体情報取得装置。

[請求項7] 表示部と、

 上記表示部に表示された画像を参照し、上記表示部から発せられる光が脈波の検出に及ぼす影響を相殺するための補正値を算出する補正値算出手段と、をさらに備え、

 上記脈波検出手段は、上記補正値をさらに用いて上記脈波を検出することを特徴とする請求項1から6のいずれか1項に記載の生体情報取得装置。

[請求項8] 上記動画画は、ステレオカメラを用いて上記生体を撮影することによって得られた左目用画像および右目用画像を含むものであり、

 上記距離算出手段は、上記左目用画像および上記右目用画像を用いて算出した視差をさらに用いて、上記部位間距離を算出することを特徴とする請求項2に記載の生体情報取得装置。

[請求項9] 生体を撮影して得られた動画画から生体情報を導出する生体情報取得方法であって、

 上記動画画を構成するフレーム画像において上記生体の少なくとも2つの部位の各々に対応する領域を画像処理によって特定する領域特定工程と、

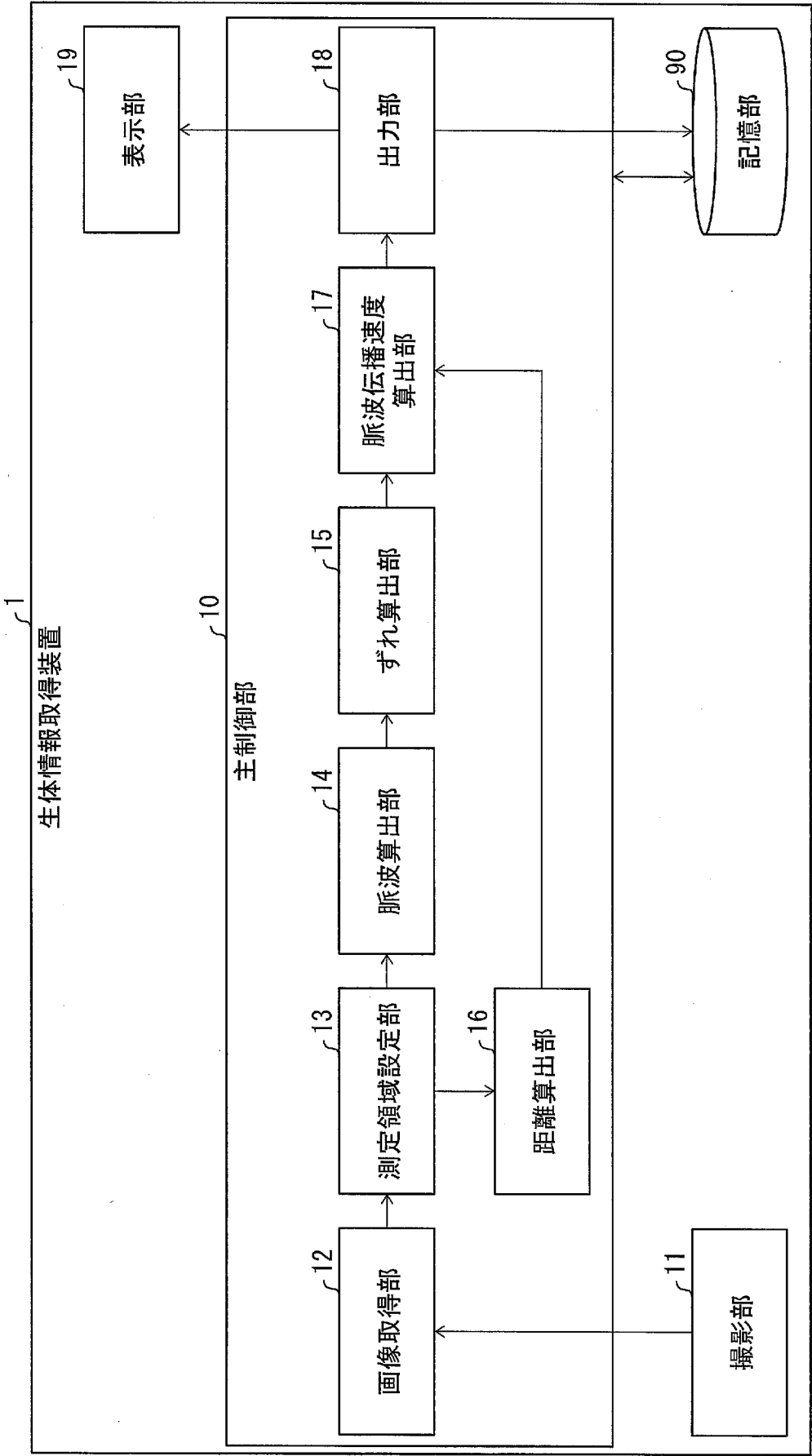
 上記領域特定工程により特定された各領域を参照し、上記少なくとも2つの部位の各々の脈波を検出する脈波検出工程と、

 上記脈波検出工程により検出された上記少なくとも2つの部位における脈波の位相差を算出する位相差算出工程と、を備えていることを

特徴とする生体情報取得方法。

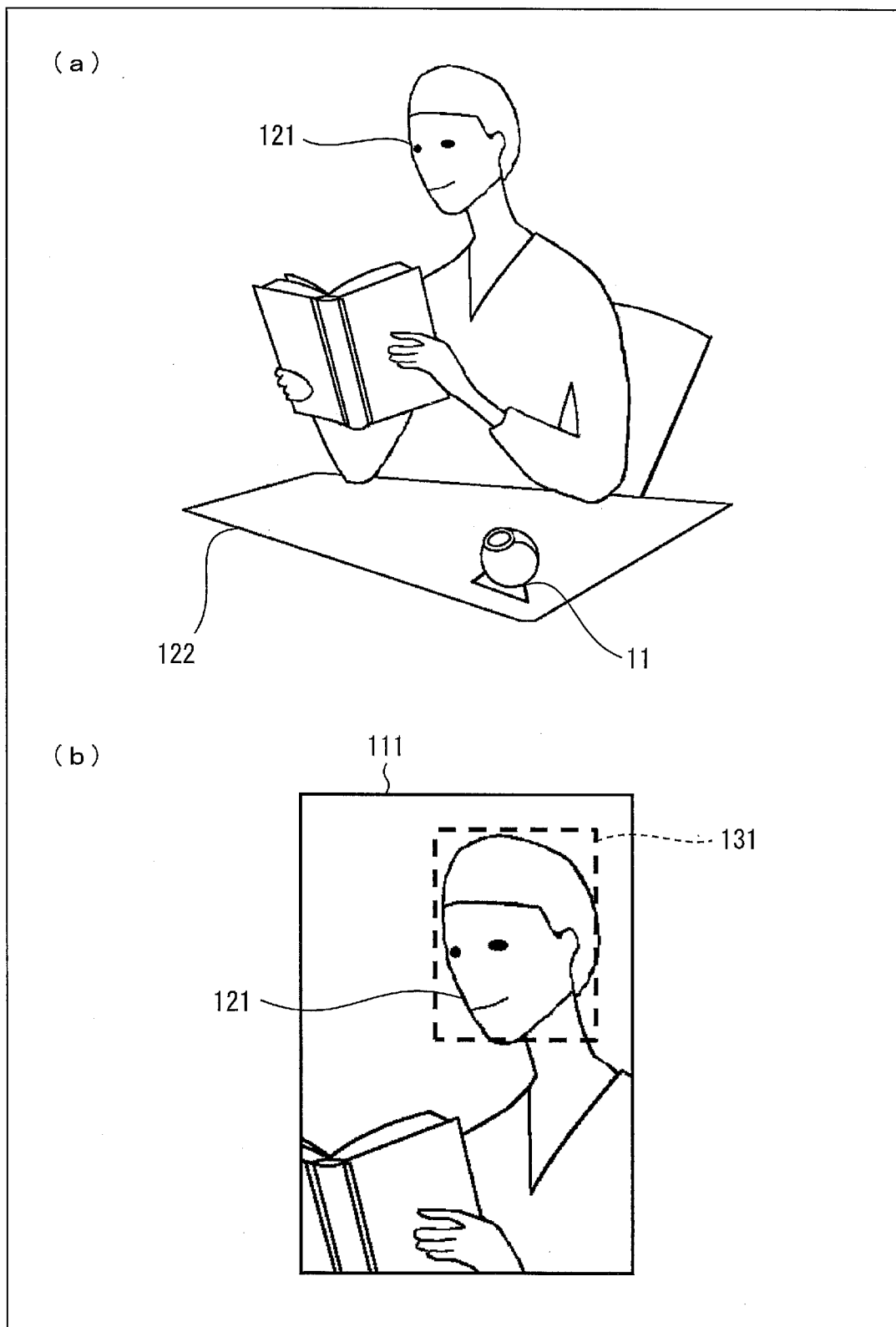
[図1]

図 1



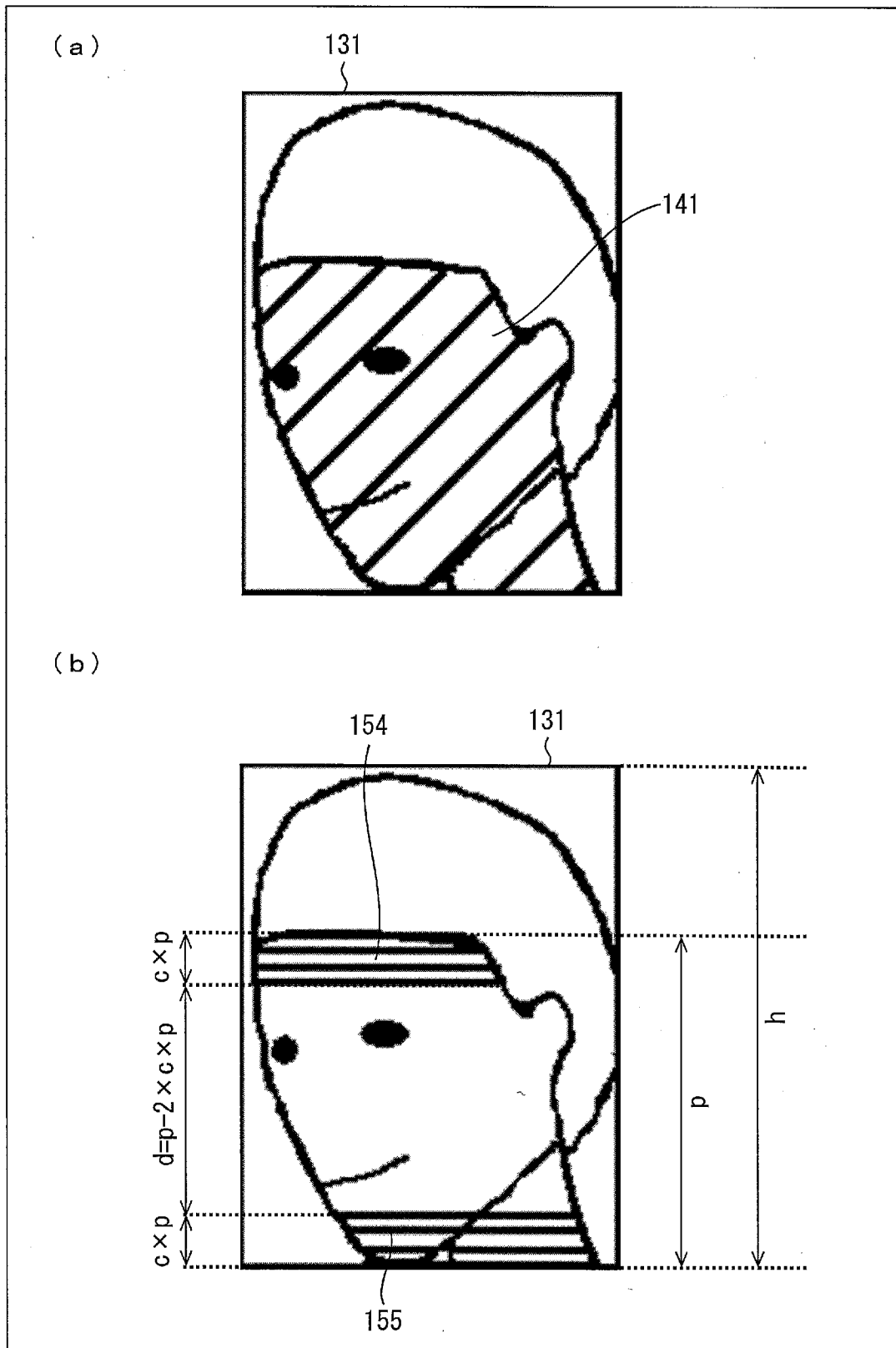
[図2]

図 2



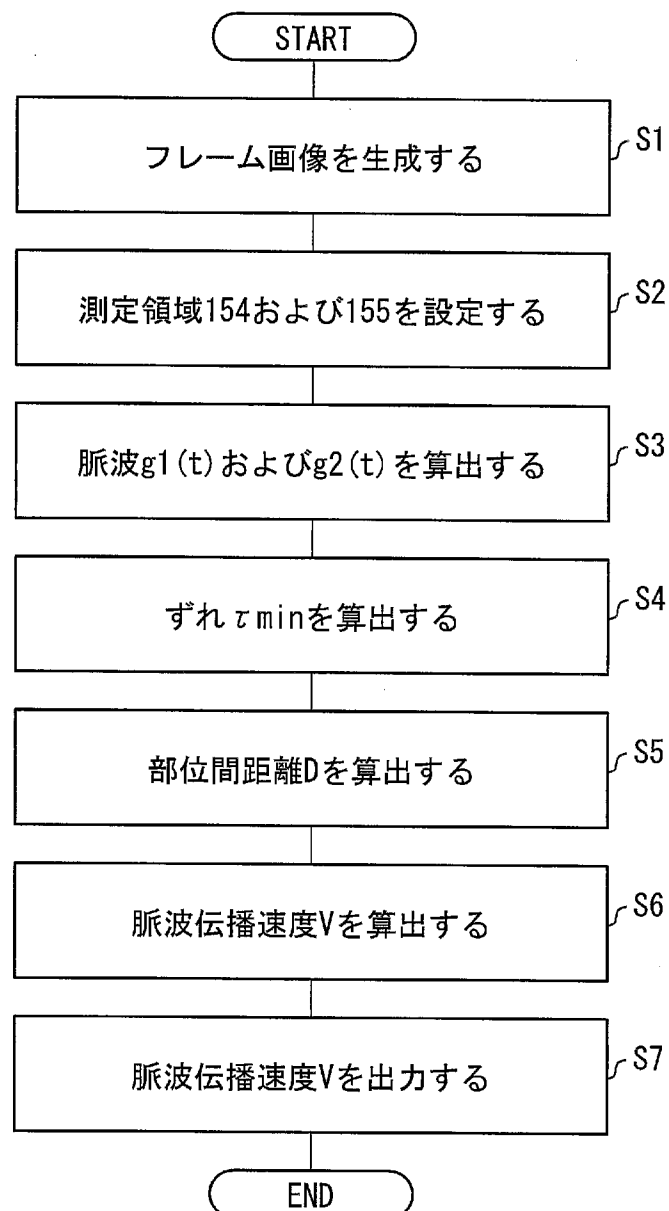
[図3]

図 3



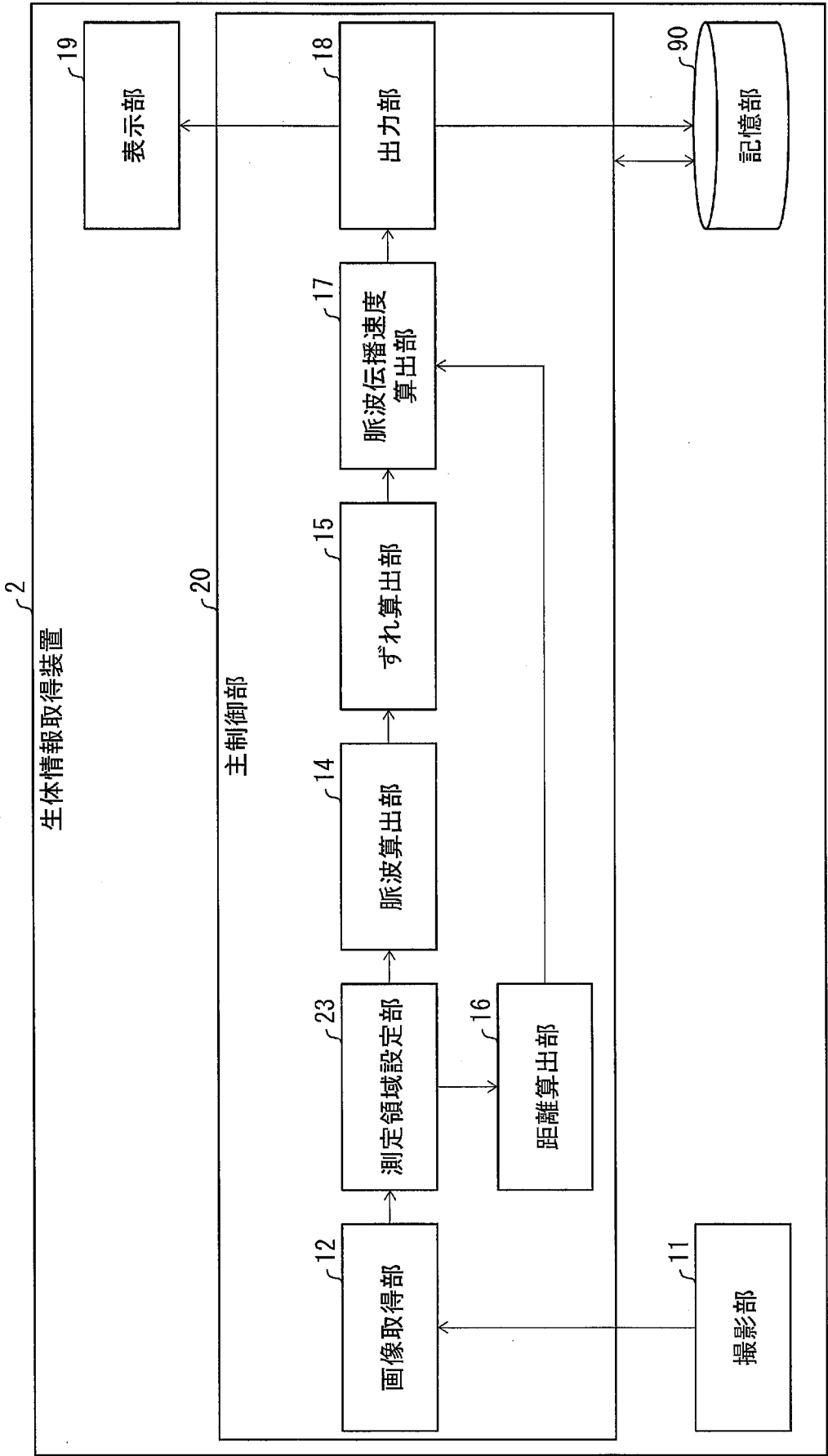
[図4]

図 4



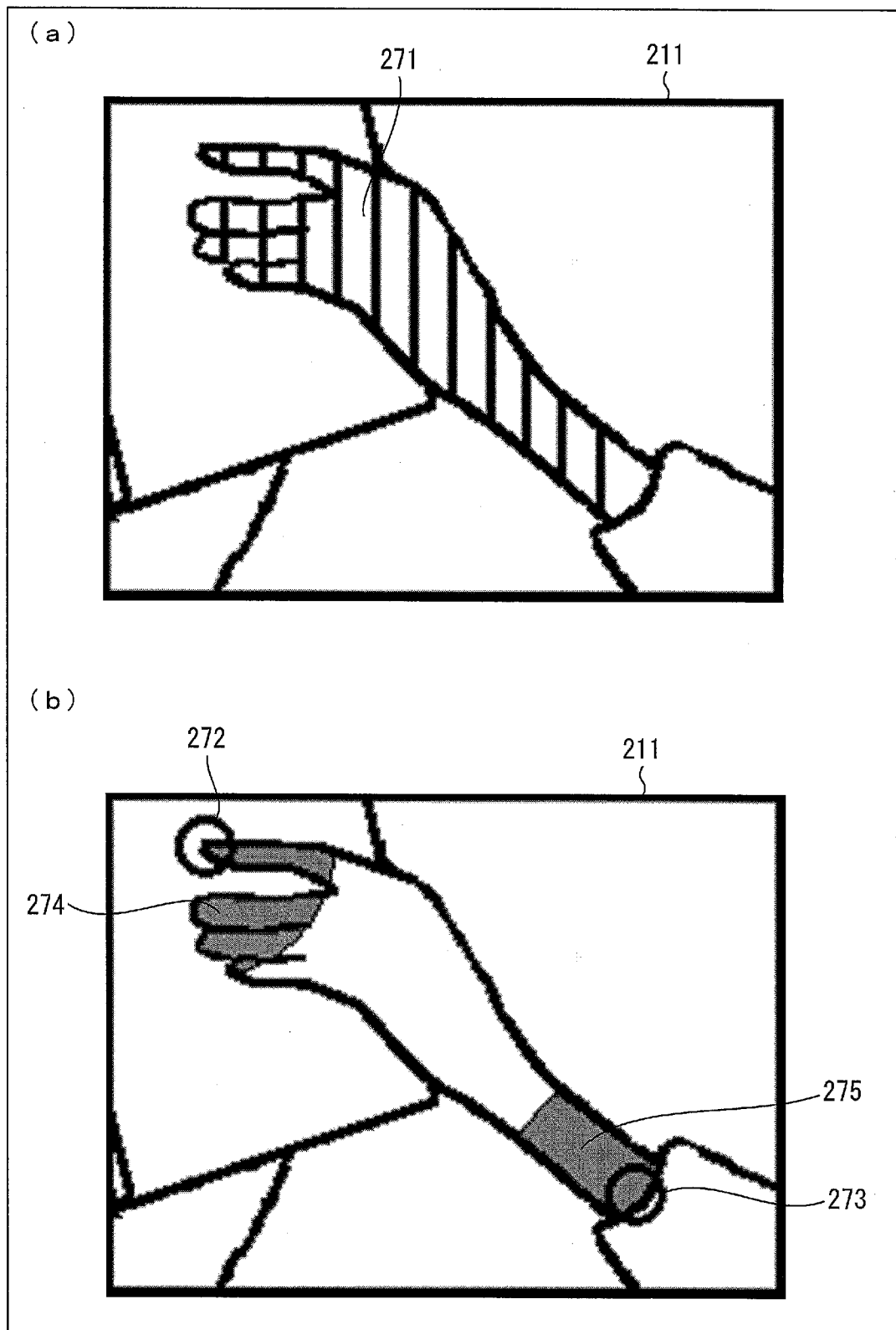
[図5]

図 5



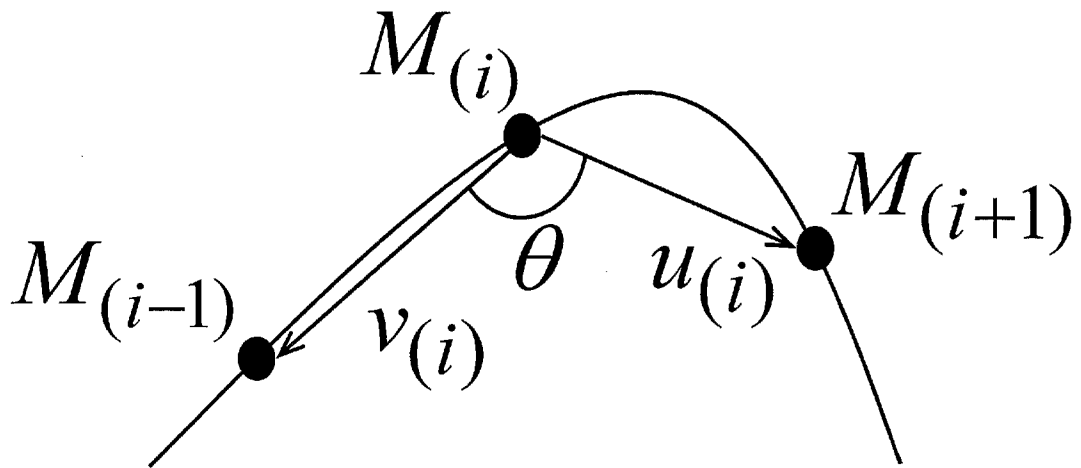
[図6]

図 6



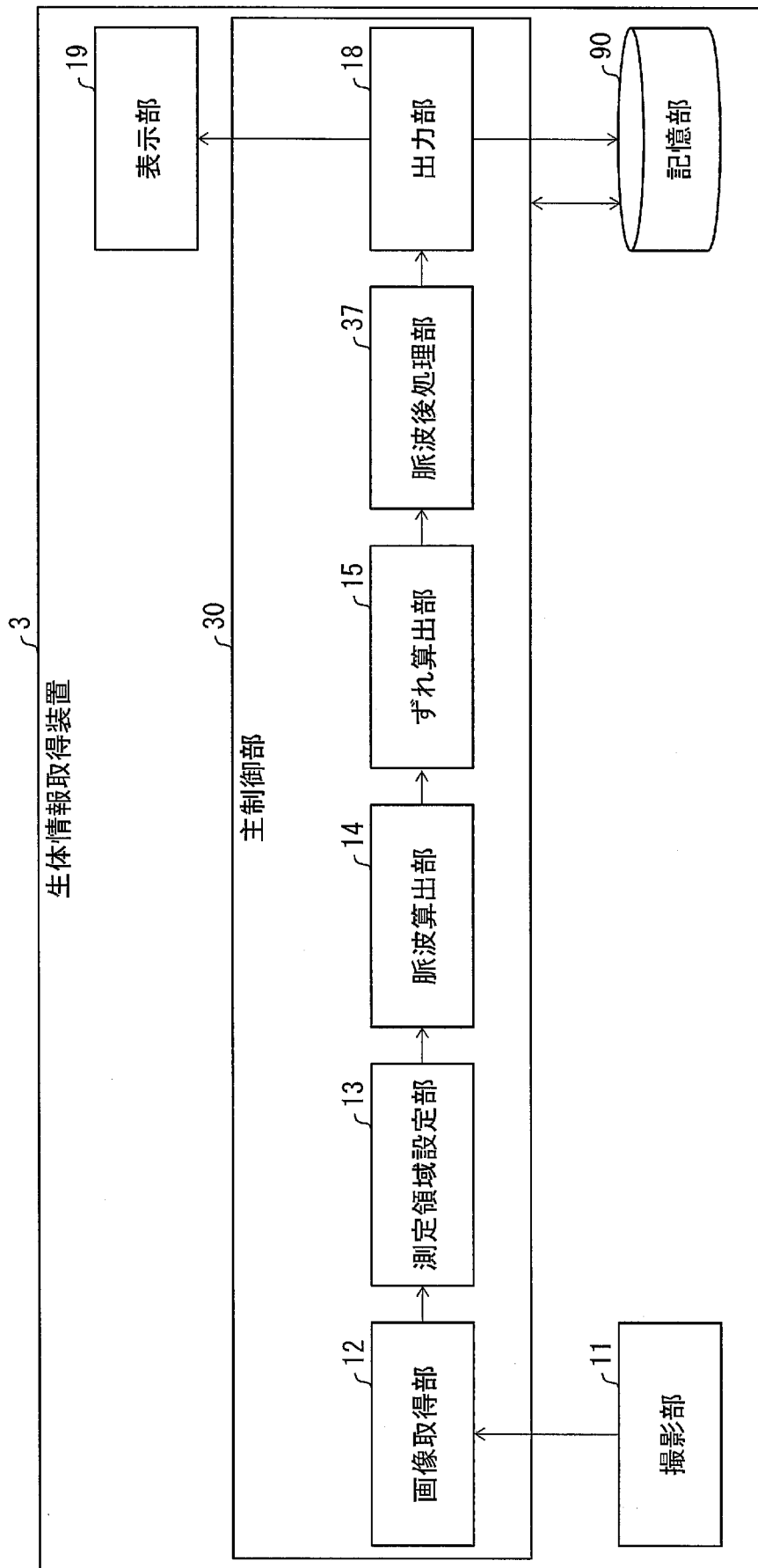
[図7]

図 7

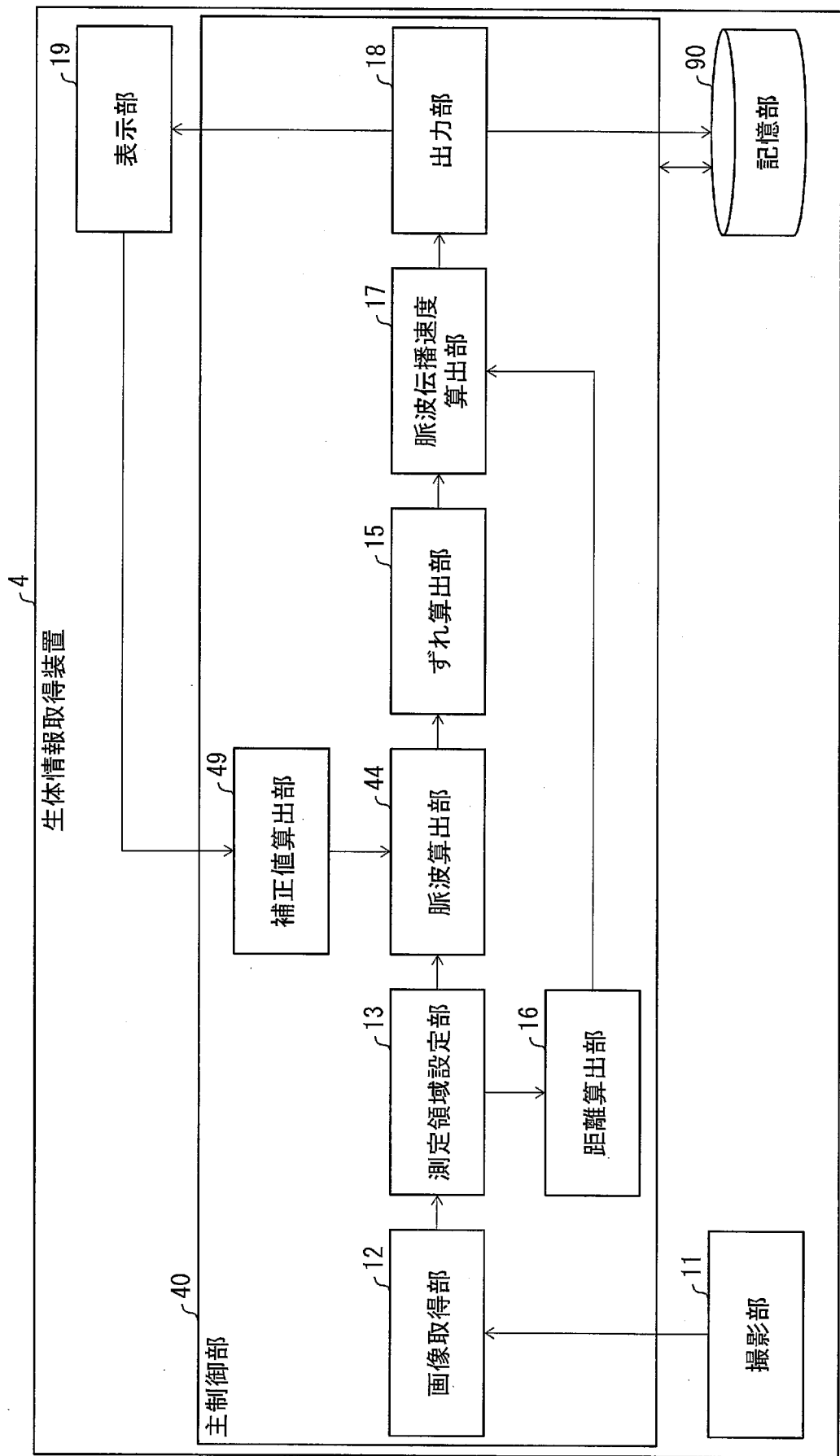


[図8]

図 8

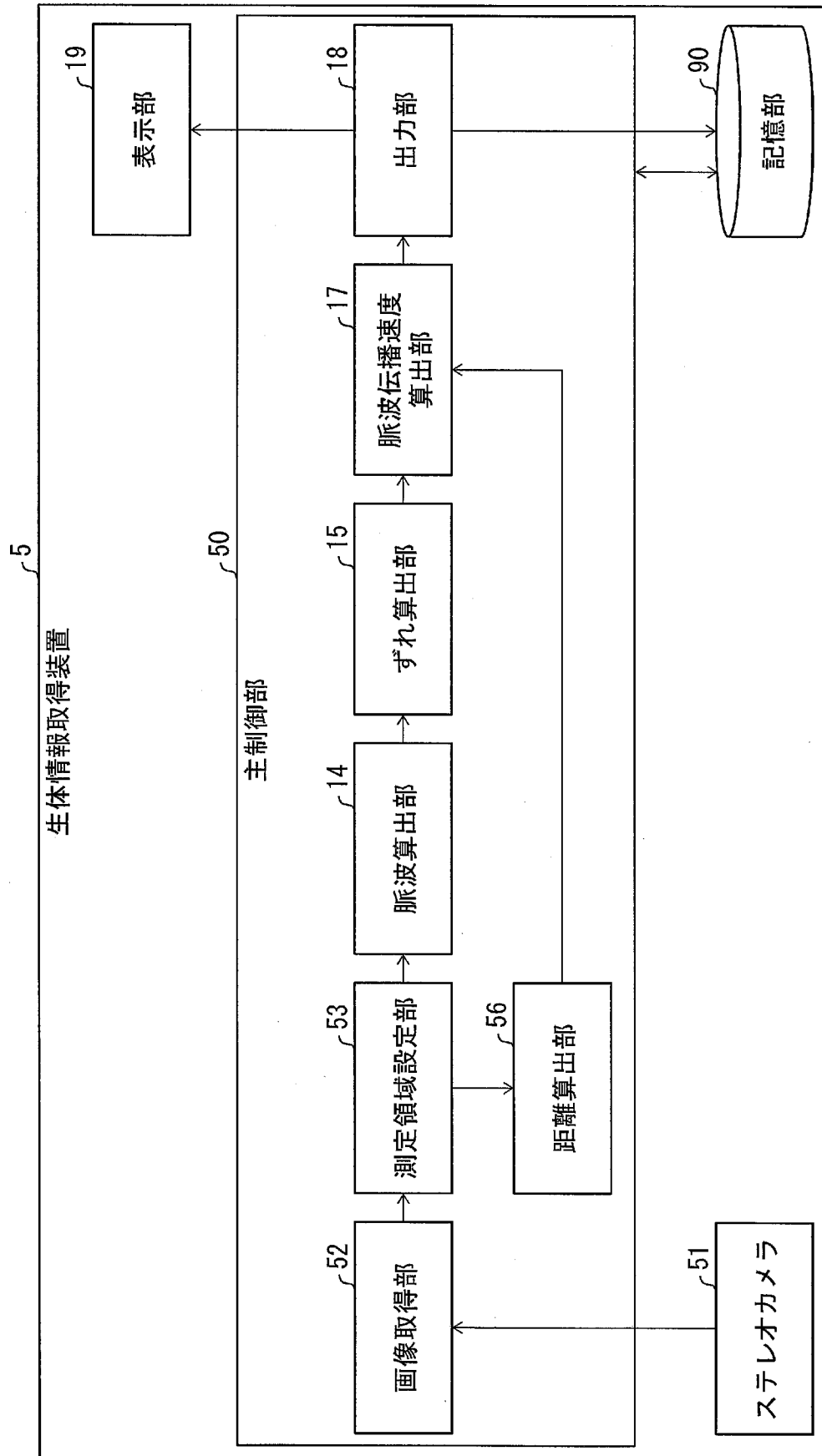


[図9]



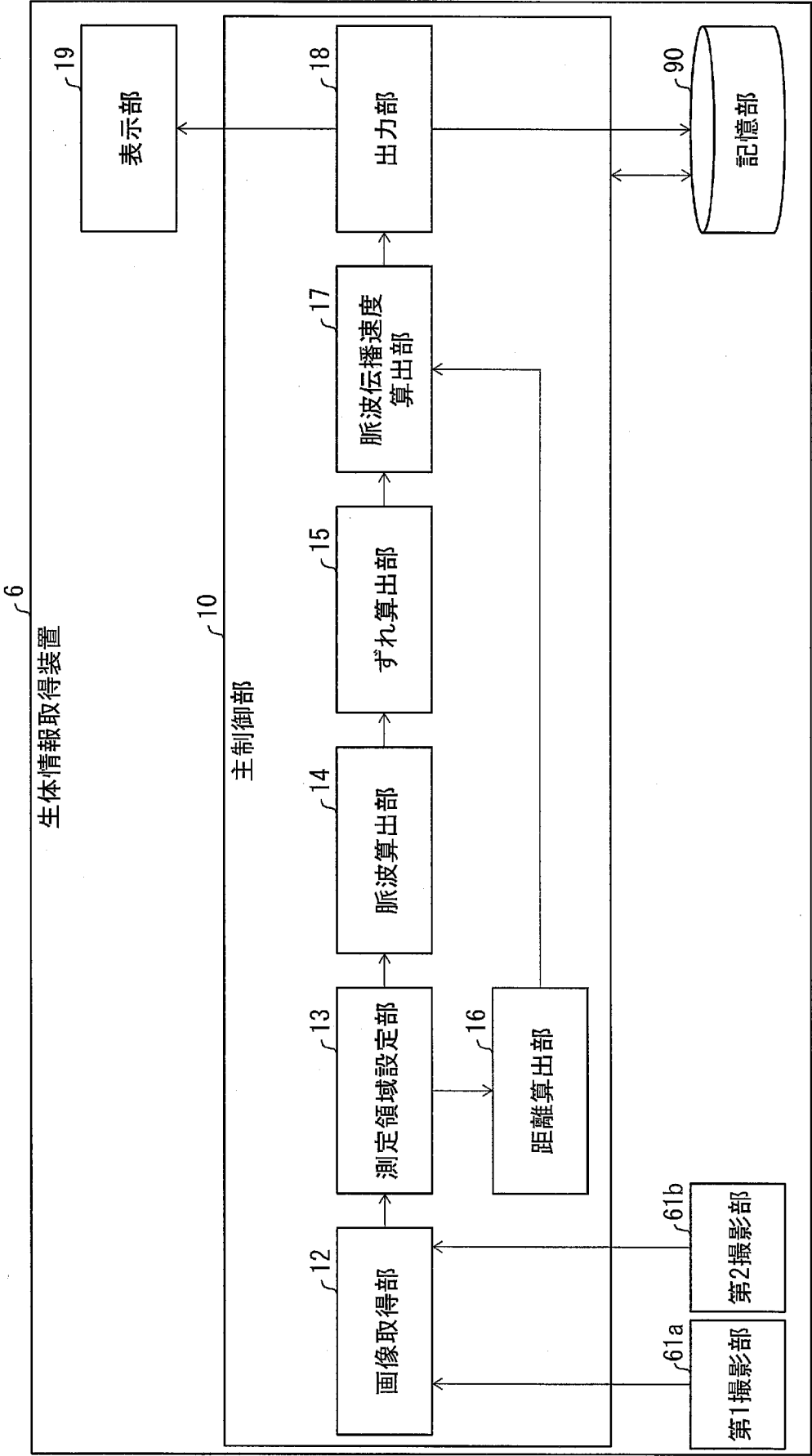
[図10]

図 10



[図11]

図 11



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/068184

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i, A61B5/026(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/0245, A61B5/00, A61B5/026

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2013-169464 A (Xerox Corp.), 02 September 2013 (02.09.2013), paragraphs [0014] to [0021] & US 2013/0218028 A1 & EP 2631874 A1 & CN 103251391 A & MX 2013001867 A	1, 5-6, 9 2-4, 7-8
Y A	JP 2008-301915 A (Sony Corp.), 18 December 2008 (18.12.2008), paragraph [0006] & US 2008/0306372 A1 & EP 2000084 A1 & CN 101317756 A & AT 467387 T	2 7-8
Y A	JP 2006-192288 A (Toshiba Corp.), 27 July 2006 (27.07.2006), paragraphs [0028] to [0034] (Family: none)	3 7-8

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
12 September, 2014 (12.09.14)

Date of mailing of the international search report
22 September, 2014 (22.09.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/068184

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	WO 2012/078996 A2 (TK HOLDINGS INC.), 14 June 2012 (14.06.2012), paragraph [0017]; fig. 1A to B & JP 2014-504191 A & EP 2648618 A2 & CN 103347446 A	4 7-8
A	JP 2008-142254 A (Nihon University), 26 June 2008 (26.06.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-9
A	JP 9-299342 A (Kabushiki Kaisha Amutekkusu), 25 November 1997 (25.11.1997), entire text; all drawings (Family: none)	1-9
A	JP 2009-517166 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 30 April 2009 (30.04.2009), entire text; all drawings & US 2010/0217139 A1 & EP 1959823 A2 & WO 2007/063516 A2 & CN 101316552 A	1-9

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/0245 (2006.01) i, A61B5/00 (2006.01) i, A61B5/026 (2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/0245, A61B5/00, A61B5/026

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y A	JP 2013-169464 A（ゼロックス コーポレーション）2013.09.02, 段落【0014】～【0021】 & US 2013/0218028 A1 & EP 2631874 A1 & CN 103251391 A & MX 2013001867 A	1, 5-6, 9 2-4, 7-8
Y A	JP 2008-301915 A（ソニー株式会社）2008.12.18, 段落【0006】 & US 2008/0306372 A1 & EP 2000084 A1 & CN 101317756 A & AT 467387 T	2 7-8

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 2 . 0 9 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

2 2 . 0 9 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

南川 泰裕

2 Q

4 8 4 3

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2006-192288 A (株式会社東芝) 2006. 07. 27, 段落【0028】～【0034】 (ファミリーなし)	3 7-8
Y A	WO 2012/078996 A2 (TK HOLDINGS INC.) 2012. 06. 14, 段落【0017】、FIGS. 1A-B & JP 2014-504191 A & EP 2648618 A2 & CN 103347446 A	4 7-8
A	JP 2008-142254 A (学校法人日本大学) 2008. 06. 26, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9
A	JP 9-299342 A (株式会社アムテックス) 1997. 11. 25, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9
A	JP 2009-517166 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2009. 04. 30, 全文、全図 & US 2010/0217139 A1 & EP 1959823 A2 & WO 2007/063516 A2 & CN 101316552 A	1-9