

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6268193号
(P6268193)

(45) 発行日 平成30年1月24日 (2018. 1. 24)

(24) 登録日 平成30年1月5日 (2018. 1. 5)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/02 (2006. 01)

A 6 1 B 5/00 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 3 1 0 F

A 6 1 B 5/02 3 1 0 Z

A 6 1 B 5/00 1 0 1 A

請求項の数 53 (全 79 頁)

(21) 出願番号	特願2015-554963 (P2015-554963)	(73) 特許権者	000000033
(86) (22) 出願日	平成26年12月24日 (2014. 12. 24)		旭化成株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/084177		東京都千代田区神田神保町一丁目 1 0 5 番地
(87) 国際公開番号	W02015/098977	(74) 代理人	110000877
(87) 国際公開日	平成27年7月2日 (2015. 7. 2)		龍華国際特許業務法人
審査請求日	平成28年6月6日 (2016. 6. 6)	(72) 発明者	野口 祥宏
(31) 優先権主張番号	特願2013-267106 (P2013-267106)		東京都千代田区神田神保町一丁目 1 0 5 番地
(32) 優先日	平成25年12月25日 (2013. 12. 25)	(72) 発明者	小川 晋平
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		東京都千代田区神田神保町一丁目 1 0 5 番地
(31) 優先権主張番号	特願2014-213213 (P2014-213213)	(72) 発明者	山下 昌哉
(32) 優先日	平成26年10月17日 (2014. 10. 17)		東京都千代田区神田神保町一丁目 1 0 5 番地
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈波測定装置、携帯機器、医療機器システム、及び生体情報コミュニケーションシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の部位から、脈波情報を光学的に取得し、前記脈波情報から第 1 のサンプルデータを含むウィンドウ信号を出力する脈波情報取得部と、

前記脈波情報に基づいて、脈波特徴量を算出する脈波特徴量算出部とを備え、

前記脈波情報取得部は、

前記生体の部位の映像を入力する映像入力部を備え、

時間を示す基準信号に基づいて、前記映像入力部が取得した前記映像のサンプリングレートに生じた揺らぎを補正することで、予め定められたサンプリングレートに固定した前記ウィンドウ信号を前記映像から出力する脈波測定装置。

【請求項 2】

前記脈波特徴量算出部は、

前記ウィンドウ信号の前、後、または前後に第 2 のサンプルデータが統合された統合ウィンドウ信号を出力する統合出力部と、

前記統合ウィンドウ信号を離散周波数変換して前記脈波特徴量を算出する離散周波数変換部と、

を備える請求項 1 に記載の脈波測定装置。

【請求項 3】

前記脈波特徴量算出部は、

10

20

前記ウィンドウ信号に窓関数を掛ける窓関数掛け算部をさらに備え、
前記統合出力部は、
前記窓関数が掛けられた前記ウィンドウ信号の前、後、または前後に前記第 2 のサンプルデータが統合された前記統合ウィンドウ信号を出力する
請求項 2 に記載の脈波測定装置。

【請求項 4】

前記窓関数は、ハニング窓である請求項 3 に記載の脈波測定装置。

【請求項 5】

前記第 2 のサンプルデータは、零である請求項 2 から 4 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

10

【請求項 6】

前記統合出力部は、
前記第 1 のサンプルデータのサンプル数と前記第 2 のサンプルデータのサンプル数の合計が 2 のべき乗となるように、前記第 2 のサンプルデータを前記第 1 のサンプルデータに統合した前記統合ウィンドウ信号を出力し、
前記離散周波数変換部は、前記統合ウィンドウ信号に対して F F T を実行する
請求項 2 から 5 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 7】

前記脈波情報取得部は、
予め定められた時間間隔でそれぞれオーバーラップするように前記ウィンドウ信号を出力する
請求項 2 から 6 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

20

【請求項 8】

前記統合出力部が出力した前記統合ウィンドウ信号は、等しい値のサンプルデータを両端に有する請求項 3 から 7 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 9】

前記基準信号は、前記映像を構成するフレームに含まれるタイムスタンプである請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 10】

前記映像は、交流電源により駆動されている照明が発する光を含み、
前記基準信号は、前記照明の輝度周波数に応じた信号である
請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

30

【請求項 11】

前記脈波特徴量は、脈拍数、脈波の特徴点の時間間隔、及び脈波の特徴点の振幅の少なくとも 1 つを含む
請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 12】

前記脈波特徴量に基づいて、前記生体の健康情報を推定する健康情報推定部を更に備える請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 13】

前記脈波特徴量算出部は、
前記脈波情報に基づいて、前記生体の脈拍数を周波数分析により算出し、前記脈波情報に基づいて、前記生体の脈波の時間情報を算出する脈拍情報算出部を備え、
前記健康情報推定部は、
前記脈拍数と前記時間情報とに基づいて、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を備える
請求項 12 に記載の脈波測定装置。

40

【請求項 14】

前記時間情報は、
前記脈波の立ち上がり時間、前記脈波の立ち下がり時間、及び、前記脈波の 1 拍分の 1

50

階微分信号における立ち上がりゼロクロスポイントと立ち下がりゼロクロスポイントとトップピークとボトムピークのいずれか2点の間の時間のうち、少なくとも1つを含む請求項13に記載の脈波測定装置。

【請求項15】

前記時間情報は、前記立ち上がり時間及び前記立ち下がり時間のうち少なくともいずれかを含み、

前記血压情報出力部は、

前記時間情報の2乗に基づいて、前記血压情報を推定して出力する請求項14に記載の脈波測定装置。

【請求項16】

前記脈拍情報算出部は、

前記周波数分析により算出した前記脈拍数と前記脈波情報とに基づいて、前記時間情報を算出する請求項13から15のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項17】

前記時間情報は、

第1の時間と、前記第1の時間と異なる第2の時間とを含み、

前記脈拍情報算出部は、

前記第1の時間と前記第2の時間とを独立に算出し、

前記第1の時間及び前記第2の時間は、前記脈波の立ち上がり時間、前記脈波の立ち下がり時間、及び、前記脈波の1拍分の1階微分信号における立ち上がりゼロクロスポイントと立ち下がりゼロクロスポイントとトップピークとボトムピークのいずれか2点の間の時間のうち、いずれか2種類の時間である

請求項14または15に記載の脈波測定装置。

【請求項18】

前記血压情報出力部は、

前記脈拍数と前記第1の時間とに基づいて、前記生体の最高血压を推定し、

前記脈拍数と前記第2の時間とに基づいて、前記生体の最低血压を推定し、

前記血压情報として前記推定した前記最高血压と前記推定した前記最低血压とを示す情報を出力する

請求項17に記載の脈波測定装置。

【請求項19】

前記時間情報は、

前記立ち上がり時間及び前記立ち下がり時間を含み、

前記脈拍情報算出部は、

前記立ち上がり時間と前記立ち下がり時間とをそれぞれ独立に算出する

請求項14、15、17、または18のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項20】

前記血压情報出力部は、

前記脈拍数と前記立ち上がり時間とに基づいて、前記生体の最高血压を推定し、

前記脈拍数と前記立ち下がり時間とに基づいて、前記生体の最低血压を推定し、

前記血压情報として前記推定した前記最高血压と前記推定した前記最低血压とを示す情報を出力する

請求項19に記載の脈波測定装置。

【請求項21】

前記脈拍情報算出部は、

前記脈波情報に基づいて、前記脈波の1拍分の1階微分信号における立ち上がりゼロクロスポイントからトップピークまでの間の時間とボトムピークから立ち上がりゼロクロスポイントまでの間の時間とをさらに算出し、

前記血压情報出力部は、

前記立ち上がりゼロクロスポイントから前記トップピークまでの間の時間と前記ボトム

10

20

30

40

50

ピークから前記立ち上がりゼロクロスポイントまでの間の時間とに基づいて、前記
血圧情報を推定して出力する

請求項 1 4 から 2 0 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 2 2】

前記血圧情報出力部は、

前記脈拍数と前記立ち上がり時間と前記立ち上がりゼロクロスポイントから前記トップ
ピークまでの間の時間とに基づいて、前記生体の最高血圧を推定し、

前記脈拍数と前記立ち下がり時間と前記ボトムピークから前記立ち上がりゼロクロスポ
イントまでの間の時間とに基づいて、前記生体の最低血圧を推定し、

前記血圧情報として前記推定した前記最高血圧と前記推定した前記最低血圧とを示す情
報を出力する

10

請求項 2 1 に記載の脈波測定装置。

【請求項 2 3】

前記脈波特徴量算出部は、

前記映像に基づいて、前記生体の脈拍数と前記生体の脈波の時間情報とを算出する脈拍
情報算出部を備え、

前記健康情報推定部は、

前記脈拍数と前記時間情報とに基づいて、前記生体の血圧情報を推定して出力する血圧
情報出力部を備える

請求項 1 2 に記載の脈波測定装置。

20

【請求項 2 4】

前記時間情報は、

前記脈波の立ち上がり時間、及び前記脈波の立ち下がり時間のうち、少なくとも 1 つを
含む請求項 2 3 に記載の脈波測定装置。

【請求項 2 5】

前記脈拍情報算出部は、

前記映像から前記生体の脈波成分信号を抽出する脈波成分信号抽出部と、

前記脈波成分信号から前記生体の脈拍数を算出する脈拍数算出部と、

前記脈波成分信号から前記立ち上がり時間、及び前記立ち下がり時間のうち、少なくと
も 1 つを算出する時間情報算出部と

30

を備える請求項 2 4 に記載の脈波測定装置。

【請求項 2 6】

前記脈拍数算出部は、

前記脈波成分信号を周波数分析した結果に基づいて、前記脈拍数を算出する請求項 2 5
に記載の脈波測定装置。

【請求項 2 7】

前記周波数分析は、離散時間分析であり、前記離散時間分析において入力される前記脈
波成分信号のポイント数は、1 ウィンドウあたり 1 2 8 ポイントである請求項 2 6 に記載
の脈波測定装置。

【請求項 2 8】

40

前記周波数分析は、

F F T 分析またはウェーブレット分析である請求項 2 6 または 2 7 に記載の脈波測定装
置。

【請求項 2 9】

前記時間情報算出部は、

前記脈波成分信号の 1 階微分に基づいて、前記時間情報を算出する請求項 2 5 から 2 8
のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 3 0】

前記時間情報は、

第 1 の時間と、前記第 1 の時間と異なる第 2 の時間とを含み、

50

前記脈拍情報算出部は、
前記第 1 の時間と前記第 2 の時間とを独立に算出し、
前記第 1 の時間は、前記立ち上がり時間及び前記立ち下がり時間のいずれか一方であり

、
前記第 2 の時間は、前記立ち上がり時間及び前記立ち下がり時間のいずれか他方である
請求項 2 5 から 2 9 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 3 1】

前記血压情報出力部は、
前記脈拍数と前記第 1 の時間とに基づいて、前記生体の最高血压を推定し、
前記脈拍数と前記第 2 の時間とに基づいて、前記生体の最低血压を推定し、
前記血压情報として前記推定した前記最高血压と前記推定した前記最低血压とを示す情報
を出力する

請求項 3 0 に記載の脈波測定装置。

【請求項 3 2】

前記時間情報は、
前記立ち上がり時間及び前記立ち下がり時間を含み、
前記脈拍情報算出部は、
前記立ち上がり時間と前記立ち下がり時間とをそれぞれ独立に算出する
請求項 2 5 から 3 1 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 3 3】

前記血压情報出力部は、
前記脈拍数と前記立ち上がり時間とに基づいて、前記生体の最高血压を推定し、
前記脈拍数と前記立ち下がり時間とに基づいて、前記生体の最低血压を推定し、
前記血压情報として前記推定した前記最高血压と前記推定した前記最低血压とを示す情報
を出力する

請求項 3 2 に記載の脈波測定装置。

【請求項 3 4】

前記脈拍情報算出部は、
前記脈波成分信号の 1 拍分の 1 階微分信号における立ち上がりゼロクロスポイントから
トップピークまでの間の時間とボトムピークから立ち上がりゼロクロスポイントまでの間の
の時間とをさらに算出し、
前記血压情報出力部は、
前記立ち上がりゼロクロスポイントから前記トップピークまでの間の時間と前記ボトム
ピークから前記立ち上がりゼロクロスポイントまでの間の時間とにさらに基づいて、前記
血压情報を推定して出力する

請求項 2 5 から 3 3 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 3 5】

前記血压情報出力部は、
前記脈拍数と前記立ち上がり時間と前記立ち上がりゼロクロスポイントから前記トップ
ピークまでの間の時間とに基づいて、前記生体の最高血压を推定し、
前記脈拍数と前記立ち下がり時間と前記ボトムピークから前記立ち上がりゼロクロスポ
イントまでの間の時間とに基づいて、前記生体の最低血压を推定し、
前記血压情報として前記推定した前記最高血压と前記推定した前記最低血压とを示す情報
を出力する

請求項 3 4 に記載の脈波測定装置。

【請求項 3 6】

前記血压情報出力部は、
前記時間情報の 2 乗に基づいて、前記血压情報を推定して出力する請求項 2 3 から 3 5
のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 3 7】

前記部位は、

前記生体の鼻である請求項 1 3 から 3 6 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 3 8】

前記部位は、

前記生体の指先である請求項 1 3 から 3 6 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 3 9】

前記血圧情報は、

血圧、血圧状態、動脈硬化、血管年齢、脳卒中体質のうち、少なくとも 1 つを示す請求項 1 3 から 3 8 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 4 0】

前記脈波情報または前記映像から前記生体の属性情報を取得する属性情報取得部を更に備え、

前記健康情報推定部は、

前記属性情報と前記脈波特徴量に基づいて、前記生体の健康情報を推定する

請求項 1 2 から 3 9 のいずれか一項に記載の脈波測定装置。

【請求項 4 1】

前記属性情報は、性別、年齢、世代、血液型、出身地、国籍、母国語、人種及び体格の少なくとも 1 つを含む請求項 4 0 に記載の脈波測定装置。

【請求項 4 2】

請求項 4 0 または 4 1 に記載の脈波測定装置と、

前記属性情報と前記健康情報のうち少なくともいずれかを表示するディスプレイとを備える携帯機器。

【請求項 4 3】

前記脈波測定装置は、前記映像から前記生体の個人識別情報を取得する個人識別情報取得部を更に備え、

前記個人識別情報と、前記生体の過去の健康情報を記憶する記憶部を更に備え、

前記記憶部に記憶された個人識別情報と前記個人識別情報取得部が取得する個人識別情報が一致するときに、前記生体の健康情報を推定し、

前記記憶部に記憶された個人識別情報と前記個人識別情報取得部が取得する個人識別情報が一致しないときに、前記生体の健康情報を推定しない、

請求項 4 2 に記載の携帯機器。

【請求項 4 4】

請求項 1 2 から 4 1 のいずれか一項に記載の脈波測定装置と、

前記健康情報に基づき制御される医療機器と

を備える医療機器システム。

【請求項 4 5】

前記医療機器は、前記健康情報に基づいて、透析流量を制御する人工透析装置である請求項 4 4 に記載の医療機器システム。

【請求項 4 6】

前記脈波測定装置は、

前記健康情報に基づいて、前記人工透析装置の透析流量を制御する請求項 4 5 に記載の医療機器システム。

【請求項 4 7】

前記健康情報は、血圧情報である請求項 4 5 または 4 6 に記載の医療機器システム。

【請求項 4 8】

前記脈波測定装置または前記人工透析装置は、前記健康情報を医療機関のデータ管理システムに送信する請求項 4 5 から 4 7 のいずれか一項に記載の医療機器システム。

【請求項 4 9】

前記脈波測定装置または前記人工透析装置は、前記健康情報が予め定められた範囲にないときに、前記健康情報またはアラームを前記データ管理システムに送信し、

10

20

30

40

50

前記健康情報が予め定められた範囲であるときに、前記健康情報またはアラームを前記データ管理システムに送信しない

請求項 4 8 に記載の医療機器システム。

【請求項 5 0】

前記データ管理システムは、前記健康情報または前記アラームを受信したときに、アラームを出力する請求項 4 9 に記載の医療機器システム。

【請求項 5 1】

前記人工透析装置は、

前記健康情報を表示するディスプレイを備える請求項 4 5 から 4 9 のいずれか一項に記載の医療機器システム。

【請求項 5 2】

請求項 1 2 から 4 1 のいずれか一項に記載の脈波測定装置を複数有し、

複数の前記脈波測定装置で算出される複数の脈波特徴量または健康情報の各相関を判定する相関判定部

を備え、

前記相関判定部は、前記各相関のうち予め定められた値よりも高い相関がある場合に、前記複数の脈波特徴量のうち対応する脈波特徴量を算出する脈波測定装置に、相関が予め定められた値よりも高いことを示す情報を送信する生体情報コミュニケーションシステム。

【請求項 5 3】

請求項 1 2 から 4 1 のいずれか一項に記載の脈波測定装置を 2 つ有し、

前記 2 つの脈波測定装置の少なくとも 1 つは、

前記 2 つの脈波測定装置で算出される 2 つの脈波特徴量の相関を判定し、前記相関が予め定められた値よりも高い場合に、前記相関が予め定められた値よりも高いことを示す情報を出力する生体情報コミュニケーションシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、脈波測定装置、携帯機器、医療機器システム、及び生体情報コミュニケーションシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、人間の血圧を測定する血圧測定装置において、空気圧で膨張するカフと呼ばれるシートを用いていた。カフは、人間の腕に巻かれて、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 2 0 1 0 - 9 4 4 1 0 号公報

【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、生体の部位から、脈波 (Cardiac Pulse Waveform) 情報を光学的に取得する脈波情報取得部と、脈波情報に基づいて、脈波特徴量を算出する脈波特徴量算出部とを備える脈波測定装置を提供する。

【0005】

本発明の第 2 の態様においては、第 1 の態様における脈波測定装置と、属性情報と健康情報のうち少なくともいずれかを表示するディスプレイとを備える携帯機器を提供する。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

本発明の第 3 の態様においては、第 1 の態様における脈波測定装置と、健康情報に基づき制御される医療機器とを備える医療機器システムを提供する。

【 0 0 0 7 】

本発明の第 4 の態様においては、第 1 の態様における脈波測定装置を複数有し、複数の脈波測定装置で算出される複数の脈波特徴量または健康情報の各相関を判定する相関判定部を備え、相関判定部は、各相関のうち予め定められた値よりも高い相関がある場合に、複数の脈波特徴量のうち対応する脈波特徴量を算出する脈波測定装置に、相関が予め定められた値よりも高いことを示す情報を送信する生体情報コミュニケーションシステムを提供する。

10

【 0 0 0 8 】

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】

【 0 0 0 9 】

【図 1】実施形態 1 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

【図 2】実施形態 2 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

【図 3】実施形態 3 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

【図 4】実施形態 4 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

【図 5】実施形態 5 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

20

【図 6】実施形態 6 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

【図 7】実施形態 7 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

【図 8】実施形態 8 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

【図 9】実施形態 9 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

【図 1 0】実施形態 1 0 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

【図 1 1】実施形態 1 1 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

【図 1 2】実施形態 1 2 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。

【図 1 3】血压情報出力装置 1 0 0 の構成の一例を示す。

【図 1 4】血压情報出力装置 1 0 0 の構成の一例を示す。

【図 1 5】ディスプレイ 3 5 の表示形態の一例を示す。

30

【図 1 6】ディスプレイ 3 5 の表示形態の一例を示す。

【図 1 7】ライブ血压情報出力装置 1 0 1 の構成の一例を示す。

【図 1 8】ライブ血压情報出力装置 1 0 1 の構成の一例を示す。

【図 1 9】ライブ血压情報出力装置 1 0 1 の構成の一例を示す。

【図 2 0】血压情報出力装置 1 0 0 の構成の一例を示す。

【図 2 1】血压情報出力装置 1 0 0 の構成の一例を示す。

【図 2 2】生体 1 0 の映像を抽出する様子を示す。

【図 2 3】脈拍数検出アルゴリズムの一例を示す。

【図 2 4】脈拍数 H R の検出結果を示す。

【図 2 5】脈波時間情報 4 6 の算出アルゴリズムの一例を示す。

40

【図 2 6】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 2 7】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 2 8】C b + C r トレース強度の 1 階微分との比較を示す。

【図 2 9】スプライン補間後の出力波形とその 1 階微分した波形の拡大波形を示す。

【図 3 0】血压 B P と時間情報 T R、T F との相関を示す。

【図 3 1】パラメータ a ~ d の算出アルゴリズムを説明するための図である。

【図 3 2】最高血压 S B P の推定方法の一例を示す。

【図 3 3】最低血压 D B P の推定方法の一例を示す。

【図 3 4】時間ドメインの独立特徴量の設定方法の一例を示す。

【図 3 5】最高血压 S B P の特徴量選定の方法を説明するための図である。

50

- 【図 3 6】最低血圧 D B P の特徴量選定の方法を説明するための図である。
- 【図 3 7】時間ドメインの脈波特徴量を使用した推定式を示す。
- 【図 3 8】時間ドメインの脈波特徴量を使用した推定式を示す。
- 【図 3 9】血圧推定方法 2 と血圧推定方法 3 との比較結果を示す。
- 【図 4 0】トップピーク及びボトムピークに基づいた曲率の導出例を示す。
- 【図 4 1】トップピーク及びボトムピークに基づいた曲率の導出例を示す。
- 【図 4 2】脈波特徴量の算出方法の一例を示す。
- 【図 4 3】微分脈波を用いた特徴量の算出方法の一例を示す。
- 【図 4 4】無次元の脈波特徴量と最高血圧 S B P との相関の一例を示す。
- 【図 4 5】無次元の脈波特徴量と最低血圧 D B P との相関の一例を示す。 10
- 【図 4 6】生体 1 0 の最高血圧 S B P の推定結果を示す。
- 【図 4 7】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 4 8】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 4 9】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 5 0】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 5 1】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 5 2】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 5 3】ウィンドウ信号の切出し方法の一例を示す。
- 【図 5 4】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 5 5】脈波特徴量 7 1 の算出方法の一例を示す。 20
- 【図 5 6】脈波特徴量算出部 7 0 の構成の一例を示す。
- 【図 5 7】脈拍数算出部 2 0 の信号処理のアルゴリズムの一例を示す。
- 【図 5 8】ハニング窓関数の一例を示す。
- 【図 5 9】カイザー・ベッセル派生窓関数の一例を示す。
- 【図 6 0】照明を用いた固定リサンプリングの一例を示す。
- 【図 6 1】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 6 2】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 6 3】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 6 4】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 6 5】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。 30
- 【図 6 6】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 6 7】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。
- 【図 6 8】実施形態 1 3 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。
- 【図 6 9】脈波測定装置 1 0 2 の信号処理の一例を示す。
- 【図 7 0】実施形態 1 4 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。
- 【図 7 1】脈波測定装置 1 0 2 の信号処理の一例を示す。
- 【図 7 2】測定対象者の年齢の推定方法を示す。
- 【図 7 3】測定対象者の年齢の推定方法を示す。
- 【図 7 4】実施形態 1 5 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。
- 【図 7 5】脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。 40
- 【図 7 6】実施形態 1 6 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。
- 【図 7 7】実施形態 1 7 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。
- 【図 7 8】実施形態 1 8 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。
- 【図 7 9】実施形態 1 9 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。
- 【図 8 0】実施形態 2 0 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。
- 【図 8 1】脈波測定装置 1 0 2 の信号処理の一例を示す。
- 【図 8 2】実施形態 2 1 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。
- 【図 8 3】脈波測定装置 1 0 2 の信号処理の一例を示す。
- 【図 8 4】実施形態 2 2 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。
- 【図 8 5】実施形態 2 3 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。 50

【図 8 6】実施形態 2 4 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。

【図 8 7】共感検出システム 5 0 0 の構成の一例を示す。

【図 8 8】共感検出システム 5 0 0 の構成の一例を示す。

【図 8 9】共感検出システム 5 0 0 の構成の一例を示す。

【図 9 0】共感検出システム 5 0 0 の動作の一例を示す。

【図 9 1】共感検出システム 5 0 0 の構成の一例を示す。

【図 9 2】共感検出システム 5 0 0 の動作の一例を示す。

【図 9 3】共感検出システム 5 0 0 の構成の一例を示す。

【図 9 4】共感検出システム 5 0 0 の動作の一例を示す。

【図 9 5】共感検出システム 5 0 0 の構成の一例を示す。

【図 9 6】共感検出システム 5 0 0 の構成の一例を示す。

【図 9 7】生体情報コミュニケーションシステム 6 1 0 の構成の一例を示す。

【図 9 8】脈波の波長と皮膚導電率による情動モニターを示す。

【図 9 9】実施形態 2 5 に係る共感検出システム 5 0 0 の一例を示す。

【図 1 0 0】実施形態 2 6 に係る共感検出システム 5 0 0 の一例を示す。

【図 1 0 1】実施形態 2 7 に係る共感検出システム 5 0 0 の一例を示す。

【図 1 0 2】実施形態 2 8 に係る共感検出システム 5 0 0 の一例を示す。

【図 1 0 3】実施形態 2 9 に係る共感検出システム 5 0 0 の一例を示す。

【図 1 0 4】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】

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

(実施形態 1)

図 1 は、実施形態 1 に係る血压情報出力装置 1 0 0 を示す。本例の血压情報出力装置 1 0 0 は、スマートフォン内に実装されている。血压情報出力装置 1 0 0 は、映像入力部 2 0 及び血压情報出力部 3 0 を備える。

【 0 0 1 2 】

映像入力部 2 0 には、生体 1 0 の単一部位の映像が入力される。映像入力部 2 0 は、カメラを備えており、生体 1 0 の映像を撮影する。本例の映像入力部 2 0 は、生体 1 0 における単一部位を含む映像を取得する。これにより、生体 1 0 の脈波情報を有する映像が映像入力部 2 0 へ光学的に入力される。脈波とは、生体 1 0 の部位における血管の脈動を示す時間波形である。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 の鼻 1 1 の映像がカメラを介して映像入力部 2 0 へ入力される。なお、本明細書において、「生体 1 0 の映像」と記載した場合、生体 1 0 における単一部位を含む映像を指す。これは、映像があらかじめ収録された動画等の場合も同様である。

【 0 0 1 3 】

血压情報出力部 3 0 は、映像入力部 2 0 に入力された映像に基づいて、生体 1 0 の血压情報を出力する。血压情報出力部 3 0 は、血压情報を表示するディスプレイを備える。ここで、血压情報とは、血压 B P (B l o o d P r e s s u r e)、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、血管年齢、または脳卒中体質等、血压 B P に関する情報である。本例において、血压情報出力部 3 0 には生体 1 0 の最高血圧 (S y s t o l i c B l o o d P r e s s u r e : 最高 1 3 0 m m H g)、平均血圧 (平均 1 0 7 m m H g)、最低血圧 (D i a s t o l i c B l o o d P r e s s u r e : 最低 8 5 m m H g) が表示されている。

【 0 0 1 4 】

生体 1 0 の血液は、ヘモグロビン濃度に応じて、光の R G B 成分のうち G 成分 (緑色成

10

20

30

40

50

分)の吸光特性が変化する。脈波は、血流量の変動に対応するので、生体10を透過または反射した光のG成分の変動の周期は、生体10の脈波の周期に対応する。すなわち、本例における生体10の鼻11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。

【0015】

血压情報出力装置100は、鼻11の映像から鼻11の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。血压情報出力装置100は、生体10の映像から、生体10の脈拍数HRと生体10の脈波の時間情報を算出する。時間情報とは、脈波の立ち上がり時間TRや立ち下がり時間TFを指す。そして、血压情報出力装置100は、予め算出された脈拍数HRと脈波の時間情報と血压BPとの関係式、及び脈拍数HRと脈波の時間情報から血压BPを推定して出力する。

10

【0016】

映像入力部20は、生体10における単一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20は、脈波を検出している間に、生体10の単一部位がカメラの撮像領域外に向かって移動している場合に、カメラのパン、チルト、ズーム等を制御して、単一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、血压情報出力装置100は、単一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、脈拍情報を算出してよい。

【0017】

20

本例の血压情報出力装置100は、生体10の鼻11の映像を用いているが、生体10の指先の映像を用いてもよい。例えば、血压情報出力装置100は、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、指先の映像を取得する。また、血压情報出力装置100は、鼻11と指先に限らず、生体10における単一部位の映像を取得してよい。鼻11及び指先は、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11の映像と指先の映像を用いると、脈波情報の抽出感度と脈拍情報の算出精度が高くなる。更に、脈波情報は、指先に装着された単一の光電容積脈波計を用いて抽出されてもよい。

【0018】

このように、本例の血压情報出力装置100は、光学的に脈波情報を抽出して血压情報を出力するので生体10への負担が小さい。また、血压情報出力装置100は、カフを用いた場合の加圧及び減圧のための時間が不要なので、ライブ血压情報を出力できる。ライブ血压情報とは、予め定められた期間毎に連続的に検出されたリアルタイムの血压情報を指す。更に、本例の血压情報出力装置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压情報を推定できる。なお、血压情報出力装置100は、カメラの映像内に複数人存在すれば、複数人の血压情報を同時に推定できる。

30

【0019】

(実施形態2)

図2は、実施形態2に係る血压情報出力装置100を示す。血压情報出力装置100は、映像入力部20と血压情報出力部30とを備える。本例の血压情報出力装置100は、トレッドミル200の内部に実装される。トレッドミル200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200は、ランニングマシンである。

40

【0020】

映像入力部20は、カメラを備えており、トレッドミル200上で運動をしている生体10の鼻11の映像を撮影する。血压情報出力部30は、ディスプレイを備えており、血压情報をディスプレイに表示する。これにより、生体10は運動しながら自らの血压情報を確認できる。なお、血压情報出力部30は、血压情報に加えて脈拍数HRを表示してもよい。

【0021】

50

(実施形態 3)

図 3 は、実施形態 3 に係る血圧情報出力装置 100 を示す。血圧情報出力装置 100 は、映像入力部 20 と血圧情報出力部 30 とを備える。血圧情報出力装置 100 は、洗面台の鏡に実装される。

【0022】

映像入力部 20 は、カメラを備えており、洗面台で手洗いや歯磨き等をしている生体 10 の鼻 11 の映像を撮影する。血圧情報出力部 30 は、ディスプレイを備えており、映像入力部 20 が撮影した映像に応じた生体 10 の血圧情報をディスプレイに表示する。これにより、生体 10 は、手洗いや歯磨き等を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 100 は、簡単でさりげない血圧情報の測定ができるので、恒常的に血圧 B P をモニターできる。

10

【0023】

(実施形態 4)

図 4 は、実施形態 4 に係る血圧情報出力装置 100 を示す。血圧情報出力装置 100 は、映像入力部 20、血圧情報出力部 30、情報入力装置 50 及び P C 本体 210 を備える。血圧情報出力装置 100 は、パーソナルコンピュータ (P C) 内に実装されて、スクリーンセーバーに血圧情報を表示するヘルスケアスクリーンセーバーコンピュータとして機能する。

【0024】

映像入力部 20 は、カメラ 25 を備え、P C を操作する生体 10 の映像を撮影する。情報入力装置 50 は、マウス 51 及びキーボード 52 を備える。生体 10 は、マウス 51 及びキーボード 52 を操作して、P C 本体 210 に命令を送信したり、情報を入力したりする。

20

【0025】

P C 本体 210 は、映像入力部 20、血圧情報出力部 30、情報入力装置 50 に接続される。P C 本体 210 は、映像入力部 20 から入力された映像に基づいて血圧情報を推定する。また、P C 本体 210 は、情報入力装置 50 から入力された情報に基づいて、血圧情報出力部 30 に推定した血圧情報を表示するか否かを決定する。

【0026】

血圧情報出力部 30 は、モニタディスプレイ 211 を備える。モニタディスプレイ 211 は、P C 本体 210 から送られた生体 10 の操作に応じた情報を表示する。また、モニタディスプレイ 211 は、スクリーンセーバーとして、血圧情報表示する。つまり、モニタディスプレイ 211 は、血圧情報表示ディスプレイとして機能する。

30

【0027】

図 4 (a) は、生体 10 が情報入力装置 50 を操作している場合の血圧情報出力装置 100 を示す。P C 本体 210 は、生体 10 が情報入力装置 50 を操作しているとき、P C の動作に応じた情報を血圧情報出力部 30 に送信する。つまり、P C 本体 210 は、生体 10 が情報入力装置 50 を操作している場合、通常の P C 動作に応じた情報を血圧情報出力部 30 に出力する。

【0028】

図 4 (b) は、生体 10 が予め定められた時間、情報入力装置 50 を操作していない場合の血圧情報出力装置 100 を示す。P C 本体 210 は、生体 10 による情報入力装置 50 の操作が予め定められた時間なかった場合、生体 10 の映像に基づいて、生体 10 の血圧情報を推定して血圧情報出力部 30 へ送信する。血圧情報出力部 30 は、血圧情報をモニタディスプレイ 211 に表示する。

40

【0029】

例えば、モニタディスプレイ 211 は、生体 10 の鼻 11 の映像に基づく脈波、脈拍数 (Heart Rate : 72 bpm)、最高血圧 S B P (最高 109 mmHg)、最低血圧 D B P (最低 80 mmHg) を表示する。また、モニタディスプレイ 211 は、脈拍数 H R や血圧 B P に限らず、血管年齢や動脈硬化等の情報を表示してもよい。その後

50

、血圧情報出力装置 100 は、生体 10 が情報入力装置 50 操作した場合、モニタディスプレイ 211 に表示する内容を図 4 (b) の画面から図 4 (a) の画面に戻して、血圧情報の出力を終了する。

【0030】

(実施形態 5)

図 5 は、実施形態 5 に係る血圧情報出力装置 100 を示す。血圧情報出力装置 100 は、「GOOGLE GLASS」(登録商標)等の HMD 220 (ヘッドマウントディスプレイ)、スマートフォン 230 及び腕時計 240 を備える。

【0031】

HMD 220 は、HMD カメラ 221 及びディスプレイ用グラス 222 (血圧情報表示部)を備える。HMD 220 は、生体 10 の映像を HMD カメラ 221 から取得する。つまり、HMD カメラ 221 は、映像入力部 20 の一例である。HMD 220 は、無線で取得した映像または脈波情報をスマートフォン 230 へ送信する。本例のスマートフォン 230 は、映像入力部 20 を映像受信部として機能させて、HMD 220 からの映像を受信してもよい。

10

【0032】

スマートフォン 230 は、ローカルサーバーとして機能する。スマートフォン 230 は、受信した映像または脈波情報に基づいて、ライブの血圧情報を推定する。推定された血圧情報は、血圧情報出力部 30 に表示される。また、スマートフォン 230 は、HMD 220 及び腕時計 240 に血圧情報を送信してよい。

20

【0033】

腕時計 240 は、時間等を表示する時計表示ディスプレイ 241 (血圧情報表示部)を備える。また、腕時計 240 は、スマートフォン 230 から送信された血圧情報を時計表示ディスプレイ 241 にライブで表示する。HMD 220 は、スマートフォン 230 から送信された血圧情報をディスプレイ用グラス 222 上にライブで血圧情報を表示する。

【0034】

スマートフォン 230 及び腕時計 240 は、HMD 220 の代わりに、脈波情報取得部として機能するカメラや光電容積脈波計を有してもよい。腕時計 240 がカメラもしくは光電容積脈波計を有する場合、スマートフォン 230 は、脈波情報受信部を内蔵することにより、腕時計 240 から生体 10 の映像または脈波情報を受信する。スマートフォン 230 は、受信した映像または脈波情報に基づいて、血圧情報を推定して Bluetooth (登録商標)や Wi-Fi (登録商標)等の無線ネットワークを通じて腕時計 240 及び HMD 220 に送信する。

30

【0035】

つまり、血圧情報出力装置 100 は、HMD 220、スマートフォン 230 及び腕時計 240 のいずれから生体 10 の映像を取得してもよい。また、血圧情報出力装置 100 は、ディスプレイ用グラス 222、血圧情報出力部 30 及び時計表示ディスプレイ 241 のいずれにおいても脈波情報を表示してよい。これにより、ユーザーは状況を問わず気軽に脈波情報を確認できる。なお、血圧情報出力装置 100 は、HMD 220 もしくは腕時計 240 に、ローカルサーバーとして機能させてもよい。

40

【0036】

(実施形態 6)

図 6 は、実施形態 6 に係る血圧情報出力装置 100 を示す。実施形態 6 の血圧情報出力装置 100 は、スマートフォン 230 がローカルサーバーとして機能せずにネットワーク通信処理の中継部として機能する点で図 5 の実施例と異なる。スマートフォン 230 は、映像送信部を備えて、映像または脈波情報をネットワークサーバー 231 (クラウドサーバー)に送信する。

【0037】

ネットワークサーバー 231 は、受信した映像または脈波情報に基づいて、ライブの血圧情報を推定する。スマートフォン 230 は、血圧情報受信部を備えて、ネットワークサ

50

ーバー 231 が推定した血圧情報を受信する。

【0038】

スマートフォン 230 は、血圧情報をライブで Bluetooth (登録商標) や Wi-Fi (登録商標) 等の無線ネットワークを通じて腕時計 240 に送信する。腕時計 240 は、時間が表示される時計表示ディスプレイ 241 に血圧情報をライブで表示する。なお、スマートフォン 230 は、腕時計 240 に限らず HMD 220 に送信してもよい。

【0039】

(実施形態 7)

図 7 は、実施形態 7 に係る血圧情報出力装置 100 を示す。本例の血圧情報出力装置 100 は、HMD に実装されている。血圧情報出力装置 100 は、HMD カメラ 221 及びムード表示部 33 を備える。本例の血圧情報出力装置 100 は、目の前にいる生体 10 のムードを検出して表示するムードモニターとして機能する。

10

【0040】

HMD カメラ 221 は、映像入力部 20 として機能して、ユーザー 13 の目の前にいる生体 10 の映像を撮影する。血圧情報出力装置 100 は、HMD カメラ 221 が撮影した映像に基づいて血圧情報を推定する。ムード表示部 33 は、推定された血圧情報を表示する。

【0041】

本例の血圧情報出力装置 100 は、HMD カメラ 221 から目の前にいる生体 10 の映像を取得して、目の前にいる生体 10 の脈拍数 HR や血圧 BP とその変化傾向 (上昇または下降) を推定する。例えば、血圧情報出力装置 100 は、映像に複数の生体 10 がいる場合は、複数の生体 10 の血圧情報を推定する。

20

【0042】

例えば、ムード表示部 33 は、左側の生体 10 の脈拍数 HR が 72 bpm で下降傾向にあり、最高血圧 SBP が 109 mmHg で維持傾向にあり、最低血圧 DBP が 80 mmHg で維持傾向にあることを示す。また、ムード表示部 33 は、右側の生体 10 の脈拍数 HR が 72 bpm で上昇傾向にあり、最高血圧 SBP が 109 mmHg で上昇傾向にあり、最低血圧 DBP が 80 mmHg で上昇傾向にあることを表示する。これにより、ユーザー 13 は、目の前にいる生体 10 との会話におけるムードを知ることができる。

【0043】

30

(実施形態 8)

図 8 は、実施形態 8 に係る血圧情報出力装置 100 を示す。血圧情報出力装置 100 は、手鏡に実装される。血圧情報出力装置 100 は、映像入力部 20 及び血圧情報出力部 30 を備える。

【0044】

映像入力部 20 は、カメラ等により生体 10 の鼻 11 の映像を撮影して、撮影した映像を血圧情報出力部 30 に出力する。血圧情報出力部 30 は、入力された映像に基づいて、鏡上にライブの血圧情報を出力する。本例の血圧情報出力装置 100 は、手鏡を使っている生体 10 の脈拍数 HR、最高血圧 SBP、最低血圧 DBP 及びその変化傾向 (上昇または下降) を推定して、鏡上に血圧情報を表示する。

40

【0045】

(実施形態 9)

図 9 は、実施形態 9 に係る血圧情報出力装置 100 を示す。血圧情報出力装置 100 は、ベッドに備え付けられた映像入力部 20 とスマートフォン 230 で構成される。血圧情報出力装置 100 は、ベッドに備え付けられたカメラ 25 からベッドに寝ている生体 10 の映像を取得する。血圧情報出力装置 100 は、取得した映像を、ユーザー 13 のスマートフォン 230 へ無線で送信する。本例の血圧情報出力装置 100 は、生体 10 の健康等を管理するヘルスマニターとして動作する。

【0046】

スマートフォン 230 は、取得した映像に基づいて、ライブの血圧情報を推定する。例

50

えば、スマートフォン 230 は、ベッドに寝ている生体 10（赤ちゃん、老人、病人等）の脈拍数 HR や血圧情報をライブで表示する。血圧情報出力装置 100 は、脈拍数 HR や血圧 BP が異常であるときに、自動的にユーザー 13（保護者、介護者、医師、看護師等）の電子機器（スマートフォン 230）に異常であることを示す情報を送信する。

【0047】

（実施形態 10）

図 10 は、実施形態 10 に係る血圧情報出力装置 100 を示す。本例の血圧情報出力装置 100 は、運転手監視システムとして機能する。血圧情報出力装置 100 は、鉄道の車両内運転操縦室に備え付けられたカメラ 25 とアラーム出力部 252、及び、運行監視センターの運行監視コンピュータ 250 と運行監視ディスプレイ 251 とで構成される。本例のカメラ 25 は、運転操縦室カメラとして機能する。また、運行監視コンピュータ 250 及び運行監視ディスプレイ 251 は、体調情報出力コンピュータとして機能する。

10

【0048】

カメラ 25 は、生体 10 である運転手の映像を取得して、運行監視コンピュータ 250 に送信する。運行監視コンピュータ 250 は、カメラ 25 から受信した映像に基づいて、運転手のライブの血圧情報を推定する。運行監視コンピュータ 250 は、生体 10 である運転手の脈拍数 HR や血圧 BP 等が異常であるときに、運行監視ディスプレイ 251 に生体 10 の体調が異常である車両の情報を表示する。

【0049】

アラーム出力部 252 は、運転手の脈拍数 HR や血圧 BP 等が異常であるときに、運行監視センターのコンピュータは、生体 10 の体調が異常であることを示す情報をアラーム出力部 252 に送信する。アラーム出力部 252 は、異常が通知された場合、音や光でアラームする。なお、本例の血圧情報出力装置 100 は、鉄道だけではなく、自動車、飛行機、船舶等にも同様に適用できる。

20

【0050】

（実施形態 11）

図 11 は、実施形態 11 に係る血圧情報出力装置 100 を示す。血圧情報出力装置 100 は、ゲームプレイヤーの健康状態を監視するプレイヤーモニターシステムとして機能する。血圧情報出力装置 100 は、生体 10 であるゲームプレイヤーの状態を脈拍数 HR や血圧 BP の変化から推定して、インタラクティブ（双方向）にゲームの進行をコントロールする。血圧情報出力装置 100 は、カメラ 25、ゲームコントローラー 260、ゲーム機本体 261 及びネットワークゲームサーバー 262 で構成される。

30

【0051】

カメラ 25 は、生体 10 の映像を取得する。ゲームコントローラー 260 は、ゲーム機本体 261 に生体 10 から操作された情報を出力するとともに、カメラ 25 から得られた映像を出力する。ゲーム機本体 261 は、ゲームコントローラー 260 が出力した映像情報に基づいてライブの血圧情報を推定する。

【0052】

ネットワークゲームサーバー 262 は、ゲーム機本体 261 が推定した血圧情報から生体 10 の興奮状態やムードを推定する。ネットワークゲームサーバー 262 は、推定した興奮状態やムードに応じて、ゲーム機本体 261 が処理するゲームの進行速度をコントロールする。つまり、ネットワークゲームサーバー 262 は、ゲーム機本体 261 にゲームの進行速度を速くしたり遅くしたりすることを指示する。

40

【0053】

（実施形態 12）

図 12 は、実施形態 12 に係る血圧情報出力装置 100 を示す。血圧情報出力装置 100 は、視聴者モニターシステムとして機能する。血圧情報出力装置 100 は、カメラ 25 及びテレビ 270 を備える。本例の血圧情報出力装置 100 は、カメラ 25 が取得した映像に基づいて、コンテンツの表示を制御するコンテンツ表示制御テレビとして機能する。

【0054】

50

カメラ 25 は、テレビ 270 に備え付けられて、生体 10 である視聴者の映像を取得する。例えば、カメラ 25 は、テレビ 270 の上部に取り付けられる。また、カメラ 25 は、テレビ 270 に内蔵されてもよい。

【0055】

テレビ 270 は、カメラ 25 が取得した生体 10 の映像に基づいて、ライブの血压情報を推定する。テレビ 270 は、推定した血压情報から光過敏性発作の検出及び健康管理を行う。例えば、テレビ 270 は、生体 10 の血压情報から光過敏性発作を検出したときに、自動的にシャットダウンする。また、テレビ 270 は、生体 10 が光過敏性発作を起こすようなコンテンツが送られてきた場合に、自動的にシャットダウンしてよい。

【0056】

実施形態 1 ~ 12 に係る血压情報出力装置 100 は、生体 10 の単一部位の映像から非接触で血压情報を推定できる。そのため、血压情報出力装置 100 は、映像入力部 20 の設置場所を自由に設定できる。血压情報出力装置 100 のユーザーは、自然な動作で生体 10 の血压情報等をライブでモニターできる。

【0057】

図 13 は、血压情報出力装置 100 の構成の一例を示す。血压情報出力装置 100 は、映像入力部 20 及び血压情報出力部 30 を備える。血压情報出力装置 100 は、入力された生体 10 の単一部位の映像から、血压 BP を推定して出力する。なお、本例の血压情報出力装置 100 の構成は、実施形態 1 ~ 12 のいずれの場合においても、利用できる。

【0058】

映像入力部 20 には、生体 10 の単一部位の映像である単一部位映像 26 が入力される。映像入力部 20 は、単一部位映像 26 を血压情報出力部 30 に出力する。

【0059】

血压情報出力部 30 は、単一部位映像 26 に基づいて、生体 10 の血压情報を推定する。例えば、血压情報出力部 30 は、単一部位映像 26 から血压情報推定値 36 を算出する。血压情報出力部 30 は、算出した血压情報推定値 36 を血压情報として出力する。

【0060】

図 14 は、血压情報出力装置 100 の構成の一例を示す。本例の血压情報出力装置 100 は、映像入力部 20 がカメラ 25 を備えた点で図 13 の実施例と異なる。映像入力部 20 は、カメラ 25 により生体 10 の単一部位の映像を取得する。

【0061】

カメラ 25 は、生体 10 の単一部位の映像を撮影する。カメラ 25 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 25 は、撮影した単一部位の映像を血压情報出力部 30 に出力する。

【0062】

図 15 は、血压情報出力装置 100 の構成の一例を示す。本例の血压情報出力装置 100 は、血压情報出力部 30 がディスプレイ 35 を備えている点で図 13 の実施例と異なる。

【0063】

ディスプレイ 35 は、血压情報推定値 36 に基づいて血压情報を表示する。ディスプレイ 35 は、血压情報推定値 36 から得られた血压情報の全ての情報を表示してもよく、血压情報の一部の情報を表示してもよい。

【0064】

例えば、血压情報出力部 30 は、ディスプレイ 35 の代わりにスピーカーを備えて音声信号として血压情報を出力する。また、血压情報出力部 30 は、ディスプレイ 35 の代わりに無線または有線により血压情報を 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する。

【0065】

図 16 は、ディスプレイ 35 の表示形態の一例を示す。図 16 に記載されたディスプレイ 35 の表示形態は、実施形態 1 ~ 12 のいずれにおいても利用できる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

図 1 6 (a) は、生体 1 0 の血圧そのものではなく、生体 1 0 の血圧 B P 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 1 6 (b) は、算出した脈波伝搬情報または推定した血圧 B P 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 1 6 (c) は、算出した脈波伝搬情報または推定した血圧 B P 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 1 6 (b) 及び (c) は、血管状態を示す。

【 0 0 6 7 】

上記図 1 6 (a) ~ (c) の絶対評価の表示に加えて、ディスプレイ 3 5 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 1 0 0 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 1 0 0 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 3 5 に出力してよい。

10

【 0 0 6 8 】

図 1 6 (d) は、血管の硬さ、血管年齢、ユーザーへのアドバイス、及び血管の硬さと血管年齢との関係を示すグラフである。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わかることができる。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。

20

【 0 0 6 9 】

図 1 6 (e) は、生体 1 0 が脳卒中体質であるかどうかをディスプレイ 3 5 が表示する例である。脳卒中体質かどうかの判定は、定常時の血圧と、非常に低負荷な運動後の血圧の変動を調べることで行うことができる。ユーザーは、ディスプレイ 3 5 の表示から、脳卒中体質かどうかを知ることができる。

【 0 0 7 0 】

図 1 7 は、ライブ血圧情報出力装置 1 0 1 の構成の一例を示す。ライブ血圧情報出力装置 1 0 1 は、特に生体 1 0 の顔映像 2 7 からライブの血圧情報を出力する場合の血圧情報出力装置 1 0 0 の一例である。ライブ血圧情報出力装置 1 0 1 は、顔映像入力部 2 3 及びライブ血圧情報出力部 3 1 を備える。

30

【 0 0 7 1 】

ライブ血圧情報出力装置 1 0 1 は、入力された生体 1 0 の顔映像 2 7 から、血圧 B P を推定して出力する。なお、本例のライブ血圧情報出力装置 1 0 1 の構成は、実施形態 1 ~ 1 2 のいずれの場合においても、利用できる。

【 0 0 7 2 】

顔映像入力部 2 3 には、生体 1 0 の顔 1 2 の映像が顔映像 2 7 として入力される。例えば、顔映像 2 7 は、生体 1 0 の鼻 1 1 の映像である。顔映像入力部 2 3 は、入力された顔映像 2 7 をライブ形式でライブ血圧情報出力部 3 1 に出力する。

【 0 0 7 3 】

ライブ血圧情報出力部 3 1 は、入力された顔映像 2 7 に基づいて、生体 1 0 のライブ血圧情報推定値 3 7 を算出する。例えば、ライブ血圧情報出力部 3 1 は、ライブ血圧情報推定値 3 7 をライブ血圧情報として出力する。本例のライブ血圧情報出力装置 1 0 1 は、時々刻々と変化する生体 1 0 の顔 1 2 の情報を取得して、ライブ血圧情報出力部 3 1 からライブ血圧情報を出力する。

40

【 0 0 7 4 】

図 1 8 は、ライブ血圧情報出力装置 1 0 1 の構成の一例を示す。本例のライブ血圧情報出力装置 1 0 1 は、顔映像入力部 2 3 がカメラ 2 5 を備えた点で図 1 7 の実施例と異なる。顔映像入力部 2 3 は、カメラ 2 5 により生体 1 0 の顔 1 2 の映像を取得する。カメラ 2 5 の構成は、図 1 4 のカメラ 2 5 の構成と同じであり、カメラ 2 5 は、取得した顔映像 2 7 をライブ血圧情報出力部 3 1 に出力する。

50

【 0 0 7 5 】

図 1 9 は、ライブ血圧情報出力装置 1 0 1 の構成の一例を示す。本例のライブ血圧情報出力装置 1 0 1 は、ライブ血圧情報出力部 3 1 がディスプレイ 3 5 を備える点で図 1 7 の実施例と異なる。ディスプレイ 3 5 は、図 1 5 のディスプレイ 3 5 と同じ構成であり、ライブ血圧情報出力部 3 1 において、顔映像 2 7 に基づくライブ血圧情報を表示する。ディスプレイ 3 5 の表示形態は、図 1 6 (a) ~ (e) と同じであってよい。

【 0 0 7 6 】

例えば、ライブ血圧情報出力部 3 1 は、ディスプレイ 3 5 の替わりにスピーカーを備えて音声信号としてライブ血圧情報を出力する。また、ライブ血圧情報出力部 3 1 は、ディスプレイ 3 5 の替わりに無線または有線により血圧情報を P C 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する。

10

【 0 0 7 7 】

図 2 0 は、血圧情報出力装置 1 0 0 の構成の一例を示す。血圧情報出力装置 1 0 0 は、脈波情報取得部 2 1、脈拍情報算出部 4 0 及び血圧情報出力部 3 0 を備える。

【 0 0 7 8 】

脈波情報取得部 2 1 は、生体 1 0 の単一部位の光学信号から脈波情報 2 8 を光学的に取得する。例えば、脈波情報取得部 2 1 は、発光ダイオード (L E D) が出力した光の透過光もしくは反射光をフォトダイオード (P D) により検出することで脈波情報を取得する光電容積脈波計である。

【 0 0 7 9 】

20

脈拍情報算出部 4 0 は、抽出された脈波情報 2 8 から脈拍情報を算出する。具体的には、脈拍情報算出部 4 0 は、脈波情報 2 8 の周波数分析により、脈拍数 4 5 を算出する。また、脈拍情報算出部 4 0 は、抽出した単一部位の脈波情報 2 8 に基づいて、生体 1 0 の脈波時間情報 4 6 を算出する。脈波時間情報 4 6 とは、例えば、脈波の立ち上がり時間 T R や立ち下がり時間 T F 等である。

【 0 0 8 0 】

周波数分析は、高速フーリエ変換 (F F T) や離散フーリエ変換 (D F T) 等のフーリエ分析やハール変換やドベシー変換等のウェーブレット分析であってよい。脈拍数 4 5 は、周波数分析を用いることにより、長い時間領域における平均演算等を行うことなく、安定して平均的な脈拍数 4 5 を短時間で求められる。また、脈拍情報算出部 4 0 は、安定した脈拍数 4 5 に更に基づいて、生体 1 0 の脈波の時間情報を算出してよい。

30

【 0 0 8 1 】

血圧情報出力部 3 0 は、脈拍数 4 5 と脈波時間情報 4 6 に基づいて、血圧情報推定値 3 6 を算出する。血圧情報出力部 3 0 は、算出した血圧情報推定値 3 6 を血圧情報として出力する。

【 0 0 8 2 】

図 2 1 は、血圧情報出力装置 1 0 0 の構成の一例を示す。血圧情報出力装置 1 0 0 は、映像入力部 2 0、脈拍情報算出部 4 0 及び血圧情報出力部 3 0 を備える。本例の血圧情報出力装置 1 0 0 は、生体 1 0 の映像を取得する映像入力部 2 0 を備える点で図 2 0 の実施例と異なる。

40

【 0 0 8 3 】

映像入力部 2 0 は、生体 1 0 の単一部位映像 2 6 を取得する。ここで、単一部位映像 2 6 の取得は、周知の画像認識技術により実現できる。例えば、映像入力部 2 0 は、カメラ 2 5 により生体 1 0 の映像を取得する。

【 0 0 8 4 】

脈拍情報算出部 4 0 は、取得された単一部位映像 2 6 から脈拍情報を算出する。具体的には、脈拍情報算出部 4 0 は、単一部位映像 2 6 の周波数分析により脈拍数 4 5 を算出する。また、脈拍情報算出部 4 0 は、抽出した単一部位映像 2 6 に基づいて、生体 1 0 の脈波時間情報 4 6 を算出する。本例の周波数分析は、図 2 0 の実施例において、脈拍情報算出部 4 0 に脈波情報 2 8 が入力される場合の周波数分析と同様であってよい。

50

【 0 0 8 5 】

図 2 2 は、生体 1 0 の映像を抽出する様子を示す。例えば、単一部位映像 2 6 は、生体 1 0 の鼻 1 1 の映像である。映像入力部 2 0 は、画像認識技術により、撮影した映像の中から鼻 1 1 の映像を含む領域を特定する。また、映像入力部 2 0 は、特定した領域から鼻 1 1 の映像を抽出する。

【 0 0 8 6 】

図 2 3 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 1 0 の映像から脈拍数 H R を検出できる。脈波波形の安定的な抽出は、血压 B P を推定するために必要な基盤技術である。例えば、血压情報出力装置 1 0 0 は、対象領域 R O I として、毛細血管の密集する鼻領域を選択することにより、高い S / N 比を有する脈波を検出できる。

10

【 0 0 8 7 】

ステップ S 1 0 0 において、血压情報出力装置 1 0 0 は、測定対象者の映像を取得する。その後、血压情報出力装置 1 0 0 は、取得した測定対象者映像から、R G B 信号を抽出する。一例では、測定対象者映像は、6 4 0 × 4 8 0 画素である。

【 0 0 8 8 】

ステップ S 1 0 1 において、血压情報出力装置 1 0 0 は、抽出した R G B 信号を Y C b C r 信号に変換する。ここで、Y は輝度信号であり、C b、C r は色差信号である。

【 0 0 8 9 】

ステップ S 1 0 2 において、血压情報出力装置 1 0 0 は、輝度信号 Y から顔領域及び対象領域 R O I を検出する。対象領域 R O I は、輝度信号 Y に基づいて特定される。ここで、対象領域 R O I 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。

20

【 0 0 9 0 】

ステップ S 1 0 3 において、血压情報出力装置 1 0 0 は、ステップ S 1 0 2 で特定した対象領域 R O I を抽出する。また、血压情報出力装置 1 0 0 は、抽出された対象領域 R O I における C b + C r 信号を取得する。

【 0 0 9 1 】

ステップ S 1 0 4 において、血压情報出力装置 1 0 0 は、取得した C b + C r 信号に基づいて、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。

30

【 0 0 9 2 】

例えば、対象領域 R O I が、5 0 × 5 0 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 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 9 3 】

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、任意の時刻の値をプロットした 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により、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。

40

【 0 0 9 4 】

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 . 7 5 H z ~ 4 H z の波長領域以外がカットされる。一般的な生体 1 0 の脈拍数 H R は、0 . 7 5 H z ~ 4 H z (脈拍数 4 5 ~ 2 4 0) 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 9 5 】

ステップ S 1 0 7 において、C b + C r トレース信号の周波数分析を行う。ステップ 1

50

06でノイズがカットされたCb+Crトレース信号には、外部環境もしくは生体10の運動に対応する低い周波数の信号と、脈拍数HRに対応する高い周波数の信号が含まれる。血圧情報出力装置100は、周波数分析により不要な信号を除去して、脈拍数HRを検出する。

【0096】

図24は、脈拍数HRの検出結果を示す。各グラフは、時刻[秒]（横軸）に対する脈拍数HR（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24に示されたグラフは、時刻0秒における脈拍数HRの大きさが異なる。例えば、図24(a)、(b)では、測定開始前に運動することによって、時刻0秒における脈拍数HRを上げている。図24(c)~(f)は、測定開始時点において、ほぼ平常状態の脈拍数HRである。

10

【0097】

測定開始後の期間において、運動を停止してから平常時の値に落ち着く脈拍数HRが測定される。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、脈拍数HRの時間に対する変化をとらえている。つまり、脈拍数HRは、カメラ映像からでも精度良く検出される。

【0098】

図25は、脈波時間情報46の算出アルゴリズムの一例を示す。本例の脈拍情報算出部40は、脈波成分信号抽出部41、脈拍数算出部42及び時間情報算出部43を備える。脈拍情報算出部40は、生体10の鼻領域から抽出した映像のRGB信号に基づいて、脈拍数HR、脈波の立ち上がり時間TR、脈波の立ち下がり時間TFを算出する。

20

【0099】

ステップS200において、映像入力部20は、生体10の映像から鼻11の領域を抽出する。映像入力部20は、取得した鼻11領域の抽出映像から、RGB信号を抽出する。

【0100】

ステップS201において、脈波成分信号抽出部41は、抽出されたRGB信号を輝度成分と色差成分からなるYCbCr信号に変換して、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。

【0101】

30

ステップS202において、脈波成分信号抽出部41は、バンドパスフィルタBPFにCb+Cr信号を入力して、脈波成分信号を抽出する。例えば、バンドパスフィルタBPFは、脈波の周波数に対応する帯域(0.75Hz~4Hz)を通過させる。

【0102】

ステップS203において、脈拍数算出部42は、抽出された脈波成分信号を周波数分析して脈拍数HRを算出する。例えば、周波数分析は、FFTやDFT等のフーリエ解析やハール変換やドベシー変換等のウェーブレット解析である。脈拍数HRは、周波数分析により、予め定められたポイント数で平均的な周波数成分が求まり、脈拍数HRに対応するピークを検出することにより導出される(ステップS204)。

【0103】

40

ステップS205において、時間情報算出部43は、カメラ映像(30Hz)から抽出された脈波成分信号をスプライン補間して、1kHzの連続データに変換する。つまり、スプライン補間は、サンプリングレートを30Hzから1kHzに上げる(インターポレーション)。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く、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。

【0104】

ステップS206において、時間情報算出部43は、スプライン補間した脈波成分信号の1階微分を演算することにより、脈波の立ち上がり時間TRを算出する。具体的には、時間情報算出部43は、正の傾きでゼロクロスしてから負の傾きでゼロクロスするまでの

50

時間を計測することで脈波の立ち上がり時間 T_R を算出する（ステップ $S207$ ）。

【0105】

ステップ $S208$ において、時間情報算出部 43 は、立ち上がり時間 T_R 及び脈拍数算出部 42 で算出された脈拍数 HR から立ち下がり時間 T_F を算出する。時間情報算出部 43 は、脈拍数 HR の逆数から脈波の周期を求め、脈波の周期から立ち上がり時間 T_R を引くことで、脈波の立ち下がり時間 T_F を算出する。なお、脈波の立ち下がり時間 T_F は、脈波成分信号の 1 階微分信号が負の傾きでゼロクロスしてから正の傾きでゼロクロスするまでの時間を計測することでも導出される。また、脈拍数 HR は、周波数分析により脈波成分信号を周波数領域に変換せずに、時間領域で周期を算出して逆数をとってもよい。つまり、脈拍数 HR は、1 階微分信号が正の傾きまたは負の傾きでゼロクロスしてから正の傾きまたは負の傾きでゼロクロスするまでの時間を計測することにより求まる。

10

【0106】

本例の周波数分析を用いた脈拍数 HR の算出方法は、1 周期内において脈波の傾きが何度もゼロとなる場合にも、脈拍数 HR が誤って算出されるのを防止できる。また、立ち上がり時間 T_R 及び立ち下がり時間 T_F は、周波数分析と 1 階微分とを組み合わせることにより、精度良く算出される。

【0107】

ステップ $S209$ において、血压情報出力部 30 は、脈拍数 HR 、立ち上がり時間 T_R 、立ち下がり時間 T_F に基づいて血压情報を推定する。血压情報出力部 30 は、血压情報の推定値を血压情報として出力する。

20

【0108】

図 26 は、 $C_b + C_r$ トレース信号生成ステップ（ステップ $S201$ ）で得られた脈波成分信号の波形を示す。具体的には、映像入力部 20 で取得された鼻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 30 回フレームが更新される（30 fps）。

【0109】

図 27 は、脈波帯域抽出ステップ（ステップ $S202$ ）で得られた脈波成分信号の波形を示す。本例の $C_b + C_r$ 信号は、バンドパスフィルタ BPF を通過しているため、図 26 の $C_b + C_r$ 信号と比較して、ノイズが低減されている。つまり、ステップ $S201$ で生成されたトレース信号から脈波帯域以外の不要な帯域が除去されている。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 30 回フレームが更新される（30 fps）。

30

【0110】

図 28 は、 $C_b + C_r$ トレース強度の 1 階微分との比較を示す。横軸はサンプル（サンプリング周波数 1 kHz）を示して、縦軸は $C_b + C_r$ トレース信号の強度を示す。

【0111】

図 28 (a) は、ステップ $S205$ で得られた鼻領域のスプライン補間後の $C_b + C_r$ トレース信号強度の出力波形を示す。図 28 (b) は、ステップ $S206$ で得られた $C_b + C_r$ トレース信号の 1 階微分の波形を示す。図 28 (a) において、傾きがゼロとなるサンプルにおいて、図 28 (b) では、 $C_b + C_r$ トレース信号の強度の 1 階微分がゼロクロスする。

40

【0112】

図 29 は、スプライン補間後の出力波形とその 1 階微分した信号波形を拡大した波形である。横軸はサンプル（サンプリング周波数 1 kHz）を示す。図 29 (a) は、ステップ $S205$ で得られた鼻領域のスプライン補間後の $C_b + C_r$ トレース強度の出力波形を示す。図 29 (b) は、ステップ $S206$ で得られた $C_b + C_r$ トレース強度の 1 階微分の波形を示す。 $C_b + C_r$ トレース 1 階微分強度は、鼻 11 領域の脈波成分信号のボトムとピークの時刻において、ゼロクロスする。

【0113】

脈波の立ち上がり時間 T_R は、最高血压 SBP と相関がある 1 周期のバイアスポトム（

50

B i a s B o t t o m) からトップ (1 s t S y s t o l i c P e a k) までの時間である。脈波の立ち下がり時間 T F は、最低血圧 D B P と相関があるトップから再びバイアスボトムに下がるまでの時間である。なお、脈拍数 H R を用いると、脈波の立ち上がり時間 T R 及び立ち下がり時間 T F の和 (T R + R F) は、60 / P R で表される。

【 0 1 1 4 】

(血圧推定方法 1)

図 3 0 は、血圧 B P と時間情報 T R、T F との相関を示す。図 3 0 (a) は、最高血圧 S B P と立ち上がり時間 T R との相関を示す。最高血圧 S B P は、立ち上がり時間 T R の 2 乗と強い相関がある。また、図 3 0 (b) は、最低血圧 D B P と立ち下がり時間 T F との相関を示す。最低血圧 D B P は、立ち下がり時間 T F の 2 乗と強い相関がある。以下、最高血圧 S B P と立ち上がり時間 T R との関係式、及び最低血圧 D B P と立ち下がり時間 T F との関係式について説明する。

10

【 0 1 1 5 】

映像として抽出される生体 1 0 の鼻領域の面積を S [m ²]、鼻領域の毛細血管を 1 つの血管に集約したと仮定したときの血管の深さを D (t) [m]、単位体積あたりの血液質量を m [k g / m ³]、ヘモグロビン濃度に関する比例定数を k、脈波強度を I (t) としたときに、脈波強度 I (t) は、次式で表すことができる。

[数 1]

$$I(t) = k m S D(t) \cdots (1)$$

力を F、運動量を p (ただし、質量 M、速度 v とすると、p = M v) としたときに、次のニュートンの運動方程式が成立する。

20

[数 2]

$$F = dp / dt = M v \cdots (2)$$

式 (1) を式 (2) に代入すると次式が得られる。

【 数 3 】

$$F = \frac{d}{dt} \{ m S D(t) \frac{d}{dt} D(t) \} \cdots (3)$$

30

式 (3) から血管の圧力 P は、次式で表される。

【 数 4 】

$$P = \frac{F}{S}$$

$$= \frac{d}{dt} \{ m D(t) \frac{d}{dt} D(t) \} \cdots (4)$$

40

式 (1) を式 (4) に代入すると次式が得られる。

【 数 5 】

$$P = \frac{1}{k^2 m S^2} \frac{d}{dt} \{ I(t) \frac{d}{dt} I(t) \} \cdots (5)$$

50

【 0 1 1 6 】

ここで、最高血圧 S B P は、血管が拡張して脈波強度がボトムからトップまで上がっていく時間において、血液が血管を圧迫する平均的な圧力であるため、最高血圧 S B P は、次のように導出される。

【 数 6 】

$$\begin{aligned} \text{SBP} &= \frac{1}{TR} \int_0^{TR} P dt \\ &= \frac{1}{TR} \frac{1}{k^2 m S^2} \int_0^{TR} \frac{d}{dt} \left\{ I(t) \frac{d}{dt} I(t) \right\} dt \\ &= \frac{1}{TR} \frac{1}{k^2 m S^2} \left[I(t) \frac{d}{dt} I(t) \right]_0^{TR} \quad \dots \quad (6) \end{aligned}$$

10

20

【 0 1 1 7 】

ここで、 $I(T R) = I_{p e a k 1}$ (脈波強度のトップ値: 1 s t S y s t o l i c P e a k) とし、 $d I(T R) / d t$ を平均変化率 $I_{p e a k 1} / T R$ で近似すると、式 (6) は次式となる。

【 数 7 】

$$\text{SBP} = \frac{1}{k^2 m S^2} \frac{I_{p e a k 1}^2}{TR^2} + \text{Const} \quad \dots \quad (7)$$

30

式 (7) より最高血圧 S B P が立ち上がり時間 T R の 2 乗と強い相関があることがわかる。

【 0 1 1 8 】

更に、 $I_{p e a k 1}$ が脈拍数 H R に比例するとし、式 (7) に係る比例定数を全て 1 つの比例定数 K 1 で置き換えると、次式が得られる。

【 数 8 】

$$\text{SBP} = K1 \frac{HR^2}{TR^2} + \text{Const} \quad \dots \quad (8)$$

式 (8) を式変形して対数近似の形式に書き換えると、次式が得られる。

40

【 数 9 】

$$\text{SBP} \times \text{HR} = a \log_{10} \left(\frac{TR^2}{HR} \right) + b \quad \dots \quad (9)$$

なお、図 3 0 (a) の破線は、a、b に予め定められた値を代入したときの式 (9) のグラフであり、各測定プロットに沿った曲線となっていることがわかる。

【 0 1 1 9 】

最低血圧 D B P は、血管が収縮して脈波強度がトップからボトムまで下がっていく時間において、血液が血管を圧迫する平均的な圧力である。最低血圧 D B P の関係式は、最高

50

血圧 S B P と同様に導出される。

【数 1 0】

$$\begin{aligned} \text{DBP} &= \frac{1}{TF} \int_{TR}^{TR+TF} P dt \\ &= \frac{1}{TF} \frac{1}{k^2 m S^2} \int_{TR}^{TR+TF} \frac{d}{dt} \left\{ I(t) \frac{d}{dt} I(t) \right\} dt \\ &= \frac{1}{TF} \frac{1}{k^2 m S^2} \left[I(t) \frac{d}{dt} I(t) \right]_{TR}^{TR+TF} \dots \quad (10) \end{aligned}$$

10

ここで、 $d I (T F) / d t$ を平均変化率 - I_{peak1} / TF で近似すると式 (1 0) は次式となる。

【数 1 1】

$$\text{DBP} = \frac{1}{k^2 m S^2} \frac{I_{peak1}^2}{TF^2} + \text{Const} \dots \quad (11)$$

20

式 (1 1) より最低血圧が立ち下がり時間 TF の 2 乗と強い相関があることがわかる。

【 0 1 2 0】

更に、 I_{peak1} が脈拍数 HR に比例するとし、式 (1 1) に係る比例定数を全て 1 つの比例定数 $K2$ で置き換えると、次式が得られる。

【数 1 2】

$$\text{DBP} = K2 \frac{HR^2}{TF^2} + \text{Const} \dots \quad (12)$$

30

【 0 1 2 1】

式 (1 2) を式変形して対数スケールの形式に書き換えると、次式が得られる。

【数 1 3】

$$\frac{HR^2}{\text{DBP}} = c \log_{10}(TF^2) + d \dots \quad (13)$$

40

【 0 1 2 2】

なお、図 3 0 (b) の破線は、 c 、 d に所定の値を代入したときの式 (1 3) のグラフであり、各測定プロットに沿った曲線となっていることがわかる。式 (9) と式 (1 3) は、対数近似しているが、近似の方法はどのような方法でも良く、近似の方法に応じた数式を用いればよい。

【 0 1 2 3】

図 3 1 は、式 (9) 及び式 (1 3) のパラメータ (a 、 b 、 c 、 d) の算出アルゴリズムを説明するための図である。血圧情報出力部 3 0 は、鼻領域の映像と血圧計による真の

50

血圧 B P (正解血圧) を予め同期して収録する。血圧情報出力部 30 は、鼻 11 領域の映像から算出した脈波の時間情報 T R、T F と脈拍数 H R と血圧 S B P、D B P の組み合わせ群が得られる。血圧情報出力部 30 は、脈波の時間情報 T R、T F と脈拍数 H R 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、c、d) を算出する。

【 0 1 2 4 】

本例では、収録したカメラ映像から時間情報 T R、T F 及び脈拍数 H R を算出して、正解値 S B P、D B P と合わせて、データ 2 組ごとにパラメータ (a、b、c、d) を算出する。また、算出されたパラメータ (a、b、c、d) からそれぞれの平均値を算出する。

10

【 0 1 2 5 】

本例で算出したパラメータ (a、b、c、d) は、以下の通りである。

$$a = -156.75$$

$$b = 934.03$$

$$c = -0.02467$$

$$d = 0.15028$$

【 0 1 2 6 】

血圧情報出力部 30 は、取得した映像から時間情報 T R、T F と脈拍数 H R 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 30 は、時間情報 T R、T F と脈拍数 H R が算出されると、予め算出されたパラメータ (a、b、c、d)、式 (9)、及び式 (13) に基づいて、血圧 S B P、D B P を推定できる。

20

【 0 1 2 7 】

なお、パラメータ (a、b、c、d) は、最小二乗法で求められてよい。また、血圧情報出力部 30 は、複数の連立方程式からパラメータ (a、b、c、d) の数ごとに連立方程式を解き、解いた各パラメータ (a、b、c、d) の重心または中心値をそれぞれのパラメータ (a、b、c、d) としてもよい。

【 0 1 2 8 】

パラメータ (a、b、c、d) は、分散が生じるものの、まとまった分布となる。また、血圧情報出力部 30 は、顔画像から性別及び年齢等を割出して、性別及び年齢等に応じたパラメータ (a、b、c、d) を選択してもよい。これにより、血圧推定の精度が向上する。

30

【 0 1 2 9 】

(血圧推定方法 2)

図 3 2 は、最高血圧 S B P の推定方法の一例を示す。本例の最高血圧 S B P の推定式では、特徴量として TR^2 / HR 及び HR を用いる。縦軸は最高血圧 S B P [mm H g] であり、横軸は

$$-157 \log_{10} \left(\frac{TR^2}{HR} \right) + 934 \frac{1}{HR}$$

40

である。最高血圧 S B P は、脈拍数 H R 及び立ち上がり時間 T R を用いた推定式に対して相関を有する。

【 0 1 3 0 】

図 3 3 は、最低血圧 D B P の推定方法の一例を示す。本例の最低血圧 D B P の推定式では、脈波特徴量として HR^2 及び TF^2 を用いる。縦軸は最低血圧 D B P [mm H g] であり、横軸は

$$\frac{HR^2}{-0.0247 \log_{10}(TF^2) + 0.15}$$

である。最低血圧 D B P は、脈拍数 H R 及び立ち下がり時間 T F を用いた推定式に対して相関を有する。

【 0 1 3 1 】

10

(血圧推定方法 3)

図 3 4 は、時間ドメインの脈波特徴量の設定方法の一例を示す。図 3 4 (a) 及び (b) は、それぞれ脈波及び脈波速度を示す。また、図 3 4 (c) 及び (d) は、サンプル数 1 0 0 0 ~ 2 0 0 0 付近の脈波及び脈波速度の拡大図である。本例では、サンプル数 1 0 0 0 ~ 2 0 0 0 の脈波を処理ウィンドウ中の n 番目の脈波とする。

【 0 1 3 2 】

時間ドメインの脈波特徴量とは、例えば、図中の P w n、T R n、T F n、T 1 n、T 2 n、T 3 n、T 4 n である。時間ドメインの脈波特徴量は、振幅ドメインの脈波特徴量と比較してカメラの撮影環境の影響を受けにくい。そのため、生体 1 0 から光学的に脈波情報を取得する場合、時間ドメインの脈波特徴量を含むことが好ましい。

20

【 0 1 3 3 】

P w n、T R n、T F n は、処理ウィンドウ中の n 番目の脈波の特徴量である。P w n は、n 番目の脈波のパルス幅を示す。即ち、P w n は、n 番目の脈波における、脈波速度の立ち上がりゼロクロスポイントと次の立ち上がりゼロクロスポイントとの間の時間である。なお、パルス幅は、脈波と脈波速度とで等しくなる。

【 0 1 3 4 】

T R n は、n 番目の脈波の立ち上がり時間 T R を示す。即ち、T R n は、n 番目の脈波における、脈波速度の立ち上がりゼロクロスポイントから次の立ち下がりゼロクロスポイントまでの時間である。また、T F n は、n 番目の脈波の立ち下がり時間 T F を示す。即ち、T F n は、n 番目の脈波における、脈波速度の立ち下がりゼロクロスポイントから次の立ち上がりゼロクロスポイントまでの時間である。

30

【 0 1 3 5 】

T 1 n は、脈波速度の立ち上がりゼロクロスポイントから次のトップピークまでの時間である。また、T 2 n は、脈波速度のトップピークから次の立ち下がりゼロクロスポイントまでの時間である。T 3 n は、脈波速度の立ち下がりゼロクロスポイントから次のボトムピークまでの時間である。また、T 4 n は、脈波速度のボトムピークから次の立ち上がりゼロクロスポイントまでの時間である。なお、脈波のトップピーク及びボトムピークは、脈波速度が 0 になる点である。

【 0 1 3 6 】

血圧推定方法 3 において、時間ドメインの脈波特徴量 P w n、T R n、T F n、T 1 n、T 2 n、T 3 n、T 4 n は、それぞれ独立に算出された脈波特徴量である。本明細書において、脈波特徴量を独立に算出するとは、2 以上の脈波特徴量が従属関係にならないように算出することを指す。即ち、互いに独立な脈波特徴量とは、一方の脈波特徴量が、他方の脈波特徴量の関数とならない関係を指す。なお、互いに独立な脈波特徴量は、互いに完全に独立している場合だけでなく、互いの相関関係が弱い場合を含んでよい。例えば、T 1 n 及び T 4 n を脈波特徴量として用いる場合は、T R n 及び T F n を脈波特徴量として用いる場合よりも独立性が高い。一方、脈拍数 H R、立ち上がり時間 T R 及び立ち下がり時間 T F は、 $TF = 60 / HR - TR$ の関係を有する。したがって、最高血圧 S B P 及び最低血圧 D B P の推定に、脈拍数 H R、立ち上がり時間 T R 及び立ち下がり時間 T F 等の互いに依存した推定式を用いると、最高血圧 S B P と最低血圧 D B P とが連動した挙動

40

50

を示す。

【 0 1 3 7 】

互いに独立な脈波特徴量を最高血圧 S B P 及び最低血圧 D B P の推定に用いる場合、一方が最高血圧 S B P の推定式に用いられ、他方が最高血圧 S B P の推定式に用いられることが好ましい。これにより、最高血圧 S B P と最低血圧 D B P とが強制連動することなく、それぞれ独立に推定できる。

【 0 1 3 8 】

なお、脈波特徴量は、独立性の観点に加えて、推定精度の観点など様々な観点から選定されてよい。つまり、脈波特徴量は、用途に応じて適宜変更され得る。

【 0 1 3 9 】

図 3 5 は、最高血圧 S B P の脈波特徴量選定の方法を説明するための図である。時間ドメインの抽出脈波特徴量 (T 1 ~ T 4) をベースに、様々な脈波特徴量のバリエーションを試した。その中から最高血圧 S B P との相関の高い脈波特徴量を選定した。

【 0 1 4 0 】

本例では、横軸に最高血圧 S B P を取り、縦軸にそれぞれ P W、T R、T F、T 1、T 2、T 3、T 4、T R / P W、T R ² / P W、T F / P W、T F ² / P W、T 1 / P W、T 1 ² / P W、T 2 / P W、T 2 ² / P W、T 3 / P W、T 3 ² / P W、T 4 / P W、T 4 ² / P W を取った。それぞれのグラフを比較すると、T R 及び T 1 ² / P W が最高血圧 S B P と最も相関が高い結果となった。

【 0 1 4 1 】

図 3 6 は、最低血圧 D B P の脈波特徴量選定の方法を説明するための図である。最高血圧 S B P の場合と同様に、時間ドメインの抽出脈波特徴量 (T 1 ~ T 4) をベースに、様々な脈波特徴量のバリエーションを試した。その中から最低血圧 D B P との相関の高い脈波特徴量を選定した。

【 0 1 4 2 】

本例では、横軸に最低血圧 D B P を取り、縦軸にそれぞれ P W、T R、T F、T 1、T 2、T 3、T 4、T R / P W、T R ² / P W、T F / P W、T F ² / P W、T 1 / P W、T 1 ² / P W、T 2 / P W、T 2 ² / P W、T 3 / P W、T 3 ² / P W、T 4 / P W、T 4 ² / P W を取った。それぞれのグラフを比較すると、T 4 及び T F ² / P W が最低血圧 D B P と最も相関が高い結果となった。

【 0 1 4 3 】

図 3 7 は、時間ドメインの脈波特徴量を使用した場合の最高血圧 S B P の推定式を示す。図 3 5 で比較した結果から最高血圧 S B P の推定式に、T R 及び T 1 ² / P W を用いる。本例の最高血圧 S B P は、選択した脈波特徴量の多重線形結合により推定式を導出する。即ち、最高血圧 S B P の推定式は、以下の式で表される。

$$SBP = a + b \times TR + c \times \frac{T1^2}{PW}$$

ここで、それぞれの係数値 a、b、c は重回帰分析により算出される。本例の係数値は、a = 177.6、b = -0.2405、c = 0.7729 となる。

【 0 1 4 4 】

図 3 7 において、縦軸は最高血圧 S B P [mm H g] を示し、横軸は

10

20

30

40

$$178 - 0.240 TR + 0.773 \frac{T1^2}{PW}$$

を示す。本例の推定式では、図 3 2 の場合と比較して最高血圧 S B P の推定精度が向上している。

【 0 1 4 5 】

図 3 8 は、時間ドメインの脈波特徴量を使用した場合の最低血圧 D B P の推定式を示す。図 3 6 で比較した結果から最低血圧 D B P の推定式に、 $T4$ 及び TF^2 / PW を用いる。本例の最低血圧 D B P は、選択した脈波特徴量の多重線形結合により推定式を導出する。即ち、最低血圧 D B P の推定式は、以下の式で表される。

$$DBP = d + e \times T4 + f \times \frac{TF^2}{PW}$$

ここで、それぞれの係数値 d 、 e 、 f は重回帰分析により算出される。本例の係数値は、 $d = 44.07$ 、 $e = -0.0796$ 、 $f = 0.1867$ となる。

【 0 1 4 6 】

図 3 8 において、縦軸は最低血圧 D B P [mm H g] を示し、横軸は

$$44 - 0.0976 T4 + 0.187 \frac{TF^2}{PW}$$

を示す。本例の推定式では、図 3 3 の場合と比較して最低血圧 D B P の推定精度が向上している。

【 0 1 4 7 】

図 3 9 は、血圧推定方法 2 と血圧推定方法 3 との比較結果を示す。図 3 9 (a) は、血圧推定方法 2 を用いた場合の推定結果を示す。図 3 9 (b) は、血圧推定方法 3 を用いた場合の推定結果を示す。本例では、血圧推定の精度向上評価を複数人に対して複数回測定した。破線は、推測値と測定値が一致する場合を示す。即ち、プロットされた点が破線に近ければ近い程、血圧の推定精度が高い。図 3 9 (a) 及び (b) を比較すると、血圧推定方法 3 を用いた場合の最高血圧 S B P は、血圧推定方法 2 を用いた場合よりも、破線に沿ってプロットされていることが分かる。即ち、血圧推定方法 3 は、最高血圧 S B P の推定精度が高い。

【 0 1 4 8 】

血圧推定方法 3 は、最高血圧 S B P と最低血圧 D B P の強制連動を解消した。言い換えると、最高血圧 S B P の脈波特徴量と最低血圧 D B P の脈波特徴量とは、同一の脈拍数及び立ち上がり時間を含まない。また、本例の最高血圧 S B P 及び最低血圧 D B P の推定には、変動の大きな脈拍数 H R を用いないので、脈拍数 H R に対する依存性が解消される。

【 0 1 4 9 】

以下では、血管の伸縮性を考慮することにより、血圧の推定精度を向上させる方法について説明する。例えば、血管の伸縮性は、脈波波形または 1 階以上の微分脈波波形の、トップピーク α_{PT} またはボトムピーク α_{PB} 近傍の曲率と相関がある。よって、当該曲率

に相当する脈波特徴量に基づいて血圧を推定すれば、血管の伸縮性を考慮した血圧の推定が可能となる。

【0150】

図40は、トップピーク α_{PT} 及びボトムピーク α_{PB} に基づいた曲率の導出方法の一例を示す。トップピーク α_{PT} またはボトムピーク α_{PB} のうち、いずれか2点間を振幅、時間及び脈波の軌跡に関して区切った点を脈波特徴点としてよい。例えば、隣接するトップピーク α_{PT} とボトムピーク α_{PB} との2点間の振幅に関して区切る場合、ボトムピーク α_{PB} から10%、30%、50%、70%、90%の点をそれぞれ脈波特徴点 α_{R10} 、 α_{R30} 、 α_{R50} 、 α_{R70} 、 α_{R90} とする。また、ボトムピーク α_{PB1} の時間から脈波特徴点 α_{R10} 、 α_{R30} 、 α_{R50} 、 α_{R70} 、 α_{R90} までのそれぞれの時間 T_{R10} 、 T_{R30} 、 T_{R50} 、 T_{R70} 、 T_{R90} を脈波特徴量としてもよい。

10

【0151】

図41は、トップピーク α_{PT1} 及びボトムピーク α_{PB2} に基づいた曲率の導出方法の一例を示す。例えば、トップピーク α_{PT1} からボトムピーク α_{PB2} までを振幅に関して区切り、10%、30%、50%、70%、90%の点をそれぞれ脈波特徴点 α_{F10} 、 α_{F30} 、 α_{F50} 、 α_{F70} 、 α_{F90} とする。また、ボトムピーク α_{PT1} から脈波特徴点 α_{F10} 、 α_{F30} 、 α_{F50} 、 α_{F70} 、 α_{F90} までのそれぞれの時間 T_{F10} 、 T_{F30} 、 T_{F50} 、 T_{F70} 、 T_{F90} を脈波特徴量としてもよい。

【0152】

本例では、脈波の曲率を導出する場合について説明したが、微分脈波の曲率を導出する場合も、脈波の場合と同様に曲率を導出してよい。例えば、脈波特徴量は、1階微分脈波のトップピーク α_{1PT} 、ボトムピーク α_{1BT} 、2階微分脈波のトップピーク α_{2PT} 、ボトムピーク α_{2BT} などである。

20

【0153】

図42は、脈波特徴量の設定方法の一例を示す。本例の脈波特徴量は、脈波特徴点の振幅、脈波特徴点の時間間隔、脈波の周波数、及び脈波の位相の少なくとも1つに基づいて算出される。例えば、脈波のボトムピーク α_{PB1} から直後のトップピーク α_{PT1} までの立ち上がり振幅 H_R 、及び立ち上がり時間 T_R を脈波特徴量としてよい。また、脈波のトップピーク α_{PT1} から直後のボトムピーク α_{PB2} までの立ち下がり振幅 H_F 、及び立ち下がり時間 T_F を脈波特徴量としてよい。

30

【0154】

図43は、微分脈波を用いた脈波特徴量の算出方法の一例を示す。例えば、脈波特徴量は、1階微分脈波のボトムピーク α_{1PB1} から直後のトップピーク α_{1PT1} までの立ち上がり振幅 H_{1R} 、立ち上がり時間 T_{1R} 、あるいは脈波のトップピーク α_{1PT1} から直後のボトムピーク α_{1PB2} までの立ち下がり振幅 H_{1F} 、立ち下がり時間 T_{1F} 、2階微分脈波のボトムピーク α_{2PB1} から直後のトップピーク α_{2PT1} までの立ち上がり振幅 H_{2R} 、立ち上がり時間 T_{2R} 、あるいは脈波のトップピーク α_{2PT1} から直後のボトムピーク α_{2PB2} までの立ち下がり振幅 H_{2F} 、立ち下がり時間 T_{2F} である。

【0155】

なお、生体10の脈波を微分した微分脈波は、生体10の脈波と同様に周期関数である。また、微分脈波の振幅は、0を基準に上下変動を繰り返す。よって、1階微分脈波の脈波特徴量は、1階微分脈波のトップピーク α_{1PT} の振幅 H_{1PT} 又はボトムピーク α_{1PB} の振幅 H_{1PB} であってよい。同様に、2階微分脈波の脈波特徴量は、2階微分脈波のトップピーク α_{2PT} の振幅 H_{2PT} 、ボトムピーク α_{2PB} の振幅 H_{2PB} であってよい。

40

【0156】

さらに、脈波特徴量は、生体10の脈波の脈波特徴量、1階微分脈波の脈波特徴量、2階微分脈波の脈波特徴量、及びn階微分の脈波特徴量の累乗であってよい。また、脈波特徴量は、生体10の脈波の脈波特徴量、1階微分脈波の脈波特徴量、2階微分脈波の脈波

50

特徴量、及び n 階微分の脈波特徴量の少なくとも 1 つを組み合わせた和、差、積、比であってよい。

【0157】

脈波特徴量は、所定の時間内あるいは所定の拍数内における脈波特徴量に基づいて算出されてよい。より具体的には、脈波特徴量は、所定の時間内あるいは所定の拍数内における脈波特徴量の平均、合計、分散、共分散、標準偏差、中央値である。また、10秒間の中央値を脈波特徴量とする場合、さらに1秒経過ごとに中央値を再計算してもよい。その結果、1秒ごとに脈波特徴量を更新することができるので、連続的に血圧情報を推定できる。

【0158】

なお、脈波のトップピーク α_{PT} 近傍の曲率を表す脈波特徴量は、 $(HR + HF) / H_{2PT}$ 、 $T_F - T_{F90}$ 、 $T_F - T_{F70}$ 、 $T_F - T_{F50}$ 、 $T_F - T_{F30}$ 、 $T_F - T_{F10}$ 、 $T_R + T_F - T_{R90} - T_{F90}$ 、 $T_R + T_F - T_{R70} - T_{F70}$ 、 $T_R + T_F - T_{R50} - T_{F50}$ 、 $T_R + T_F - T_{R30} - T_{F30}$ 、 $T_R + T_F - T_{R10} - T_{F10}$ で表すのが好ましい。また、脈波のボトムピーク α_{PT} 近傍の曲率を表す脈波特徴量は、 $(HR + HF) / H_{2PT}$ 、 T_{R10} 、 T_{R30} 、 T_{R50} 、 T_{R70} 、 T_{R90} 、 $T_{R10} + T_{F10}$ 、 $T_{R30} + T_{F30}$ 、 $T_{R50} + T_{F50}$ 、 $T_{R70} + T_{F70}$ 、 $T_{R90} + T_{F90}$ で表すのが好ましい。

【0159】

脈波のピーク近傍の曲率を表す脈波特徴量を用いる場合、脈波特徴量は、脈波のピーク近傍の曲率を表す脈波特徴量の累乗であってもよい。また、脈波のピーク近傍の曲率を表す脈波特徴量から、複数を組み合わせた和、差、積、比を脈波特徴量としてもよい。特に、脈波のトップピーク α_{PT} 近傍の曲率を表す脈波特徴量と脈波のボトムピーク α_{PT} 近傍の曲率を表す脈波特徴量との比は、最高血圧 SBP 及び最低血圧 DBP との相関が高いので好ましい。

【0160】

図44は、無次元の脈波特徴量と最高血圧 SBP との相関の一例を示す。本例の最高血圧 SBP の推定式には、無次元の脈波特徴量として振幅比を用いる。横軸は無次元の脈波特徴量 $(T_R + T_F - T_{R90} - T_{F90}) / ((HR + HF) / H_{2PT})^{1/2}$ であり、縦軸は最高血圧 SBP [mmHg] である。ここで、脈波特徴量を X とすると、最高血圧 $SBP = aX + b$ で表される。係数 a 及び b は任意の値である。

【0161】

本例の脈波特徴量は、脈波特徴量同士の比を計算することによって規格化された無次元の脈波特徴量である。よって、無次元の脈波特徴量は、脈拍数の大小による影響を低減できる。

【0162】

図45は、無次元の脈波特徴量と最低血圧 DBP との相関の一例を示す。本例の最低血圧 DBP の推定式には、無次元の脈波特徴量として振幅比を用いる。横軸は無次元の脈波特徴量 $(T_F - T_{F90}) / (T_{R10} + T_{F10})$ であり、縦軸は最低血圧 DBP [mmHg] である。ここで、脈波特徴量を X とすると、最低血圧 $DBP = cY + d$ で表される。係数 c 及び d は任意の値である。

【0163】

本例の脈波特徴量は、脈波特徴量同士の比を計算することによって規格化された無次元の脈波特徴量である。よって、最高血圧 SBP 及び最低血圧 DBP の推定式に、無次元の脈波特徴量をそれぞれ用いることにより脈拍数の大小による影響を低減した血圧の推定が可能になる。

【0164】

図46は、生体10の最高血圧 SBP と最低血圧 DBP 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、血圧 BP [mmHg] を示す。実線が本例のカメラ映像からの最高血圧推定値と最低血圧推定値 [mmHg] を示し、破線が血圧計の最高血圧

10

20

30

40

50

測定値と最低血圧測定値 [mm H g] を示す。ここで、正解値は、血圧計により測定した血圧 B P である。

【 0 1 6 5 】

図 4 6 (a) ~ (c) は、脈拍数算出部 4 2 の周波数分析が離散時間分析の 1 つである F F T を用いた場合を示す。図 4 6 (a) は、周波数分析において入力される脈波成分信号のポイント数が 5 1 2 ポイント (1 7 . 0 7 s e c) の場合を示して、図 4 6 (b) が 1 2 8 ポイント (4 . 2 7 s e c)、図 4 6 (c) が 6 4 ポイント (2 . 1 4 s e c) の場合を示す。図 4 6 (a) ~ (c) のいずれもカフと同程度の精度のよい血圧推定ができている。特に、図 4 6 (b)、(c) のように、ポイント数が高々 1 2 8 程度であれば、測定対象者の映像入力後 5 秒弱で血圧情報が出力され、その後はポイント数をオーバーラップさせながらずらしていくことで連続して血圧情報が出力される。これにより、ライブで血圧情報が出力される。

10

【 0 1 6 6 】

血圧情報出力装置 1 0 0 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 1 0 への負担が少ない。また、血圧情報出力装置 1 0 0 は、カフによる加圧及び減圧が不要なので、連続的に血圧情報を取得できる。特に血圧情報出力装置 1 0 0 は、映像から生体 1 0 の脈波情報を抽出する場合、生体 1 0 と非接触かつ非拘束で血圧情報を推定できる。

【 0 1 6 7 】

なお、本例では、R G B 成分を有する映像に基づいて、血圧情報を出力する血圧情報出力装置 1 0 0 を示した。しかし、入力される映像は、R G B 成分を有する映像に限られず、グレースケールの映像であってよい。例えば、血圧情報出力装置 1 0 0 は、近赤外線カメラからのグレースケール映像から G 成分に対応する濃淡成分を抽出する。これにより、本例の血圧情報出力装置 1 0 0 と同様に血圧情報を出力できる。更に、血圧情報出力装置 1 0 0 は、2 × 2 ピクセルや 1 × 2 ピクセルのアレーセンサの映像から脈波情報を取得してよい。

20

【 0 1 6 8 】

(動脈硬化の推定)

血圧情報出力装置 1 0 0 は、算出した血圧 B P 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、脈波の立ち上がり時間 T R 及び立ち下がり時間 T F が短くなる。すなわち、立ち上がり時間 T R 及び立ち下がり時間 T F は、動脈硬化が進んで血管壁が肥厚し、硬く、狭くなった血管ほど小さくなる。よって、立ち上がり時間 T R 及び立ち下がり時間 T F に基づいて、血圧 B P のみならず、動脈硬化の推定を手軽に行える。

30

【 0 1 6 9 】

(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 の表示は、ユーザーにとってより分かりやすくなる。

40

【 0 1 7 0 】

(脳卒中体質の推定)

血圧情報出力装置 1 0 0 は、算出した血圧 B P から脳卒中体質を推定できる。脳卒中は、血圧の変動が原因で起こる。これは、太い血管に直結して血流の圧を受けやすい血管が、血圧の変動によって詰まったり破れたりしてしまう穿通枝 (せんつうし) によって起こる。つまり、定常時の血圧と、非常に低負荷な運動後の血圧の変動を調べることで、脳卒中体質かどうかの判定を行うことができる。例えば、座って測定した血圧値と、一度立ち上がって再び座って測定した血圧値との差が約 1 5 mm H g 以上あるかどうかで、脳卒中体質の判定を行うことができる。よって、血圧情報出力装置 1 0 0 は、非接触で連続的な血圧測定により、定常時と低負荷運動後の血圧変動を連続してライブに測定できるため、

50

脳卒中体質判定を非常に手軽に行える。

【 0 1 7 1 】

図 4 7 は、脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。脈波測定装置 1 0 2 は、生体の部位 1 4 に基づいて、生体の脈波を測定する。脈波測定装置 1 0 2 は、脈波情報取得部 6 0 及び脈波特徴量算出部 7 0 を備える。

【 0 1 7 2 】

脈波情報取得部 6 0 は、生体の部位 1 4 から脈波情報 6 1 を取得する。例えば、生体の部位 1 4 は、生体の前腕部、手首、足首、顔、耳、及び鼻のいずれかである。中でも、鼻は毛細血管が密集しているので、高い S / N 比を実現できる。脈波情報 6 1 は、脈波トレース信号であることが好ましい。

10

【 0 1 7 3 】

脈波特徴量算出部 7 0 は、脈波情報 6 1 に基づいて脈波特徴量 7 1 を算出する。脈波特徴量 7 1 は、脈波の形状の特徴的な部分を数値化したものである。また、脈波特徴量 7 1 は、脈波の強度及び時間に関する情報を含んでよい。例えば、脈波特徴量 7 1 は、脈波トレース信号に基づいて取得した、脈波、速度脈波、及び加速度脈波の少なくとも 1 つに基づいて算出される。

【 0 1 7 4 】

図 4 8 は、脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。本例の脈波情報 6 1 は、生体の部位 1 4 から取得した映像情報 6 2 に基づく。

【 0 1 7 5 】

20

脈波情報取得部 6 0 は、生体の部位 1 4 から映像情報 6 2 を取得する。映像情報 6 2 とは、脈波情報取得部 6 0 が生体の部位 1 4 から光学的に撮影した画像または動画である。脈波測定装置 1 0 2 は、映像情報 6 2 に基づいて脈波情報 6 1 を取得するので、生体にかかる負担が少ない。

【 0 1 7 6 】

図 4 9 は、脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。本例の脈波情報取得部 6 0 は、カメラ 6 3 を備える点で図 4 7 の脈波情報取得部 6 0 と異なる。

【 0 1 7 7 】

カメラ 6 3 は、生体の部位 1 4 から映像情報 6 2 を取得する。例えば、カメラ 6 3 は、CCD センサ、CMOS センサを有する。また、カメラ 6 3 は、情報端末用のカメラでもよい。情報端末用のカメラは、デスクトップ PC、ラップトップ PC、タブレット PC、携帯電話、スマートフォン、腕時計型端末、テレビ、ゲーム機に内蔵または外付けして使用する。なお、カメラ 6 3 は、映像情報 6 2 を保持する映像情報記憶媒体を備え、過去に取得した映像情報 6 2 を出力してよい。

30

【 0 1 7 8 】

図 5 0 は、脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。脈波情報取得部 6 0 は、映像情報 6 2 から映像信号を取得する。本例の脈波情報取得部 6 0 は、RGB / YCbCr 変換部 6 4、脈波トレース信号検出部 6 5、BPF 6 6 及びサンプリングレート変更部 6 7 を備える。

【 0 1 7 9 】

40

RGB / YCbCr 変換部 6 4 は、生体の部位 1 4 から取得した映像情報 6 2 を、映像信号に変換する。例えば、映像信号は、RGB 信号、CMYK 信号、YCbCr 信号である。Y は輝度信号、Cb、Cr は色差信号を示す。RGB / YCbCr 変換部 6 4 は、映像信号を任意の形式に変換してもよい。例えば、RGB / YCbCr 変換部 6 4 は、RGB 信号を YCbCr 信号に変換することができ、その逆変換もできる。

【 0 1 8 0 】

また、RGB / YCbCr 変換部 6 4 は、映像信号のうち、いずれか 1 つの信号または複数の信号の組み合わせに基づいて、顔領域及び対象領域 ROI を検出してもよい。例えば、対象領域 ROI は、YCbCr 信号のうち、Y 信号のみに基づいて検出できる。

【 0 1 8 1 】

50

更に、RGB/YCbCr変換部64は、映像信号から映像脈波信号を取得することができる。映像脈波信号は、映像信号のうち、いずれか1つの信号または複数の信号を組み合わせた信号である。映像脈波信号は、信号の安定性が高いCb+Cr信号であることが好ましい。Cb+Cr信号は、YCbCr信号のうち、Cb及びCrの和に基づく信号である。なお、RGB/YCbCr変換部64は、映像脈波信号を、映像領域に基づいてガウシアンフィルタリングしてもよい。

【0182】

脈波トレース信号検出部65は、映像脈波信号に基づいて、任意の時刻の値をプロットした脈波トレース信号を検出する。脈波トレース信号を検出することにより、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、脈波トレース信号は、各画素の映像脈波信号を映像領域全域において合計された信号である。また、脈波トレース信号は、各画素の映像脈波信号の平均でもよい。この場合、脈波トレース信号は、映像領域ごとに一つの値となる。

10

【0183】

BPF66は、脈波トレース信号をフィルタリングする。BPF66は、予め定められた波長領域以外をカットする。これにより、BPF66は、脈波情報61に用いる波長領域以外の雑音をカットできる。

【0184】

サンプリングレート変更部67は、BPF66がフィルタリングした信号のサンプリングレートを変更する。例えば、サンプリングレート変更部67は、映像情報62から取得した30Hzの脈波トレース信号を補間して、1kHzの脈波トレース信号に変更する。補間方法は、スプライン補間、ラグランジュ補間、線形補間などであってよい。中でも、精度が高いスプライン補間が好ましい。

20

【0185】

図51は、脈波測定装置102の構成の一例を示す。本例の脈波情報取得部60は、脈波トレース信号検出部65、BPF66、サンプリングレート変更部67及び発光部、受光部68を備える。

【0186】

発光部、受光部68は、生体の部位14に光を照射する発光部、及び、生体の部位14からの反射光または透過光を受光する受光部を備える。例えば、発光部は、発光ダイオード(LED)を有する。発光部は、生体の部位14の血液に含まれるヘモグロビンが緑色の波長領域に吸収特性を持つので、緑色LEDであることが好ましい。また、受光部は、フォトダイオード(PD)、フォトトランジスタを有してよい。受光部は、生体の血流の変化に伴う、発光部が発光した光量の変化を検出する。

30

【0187】

脈波トレース信号検出部65は、受光部が検出した光量に基づいて、予め定められた時刻における値をプロットした脈波トレース信号を作成できる。本例の脈波情報取得部60は、フィルタリング及び/またはサンプリングレートの変更ができる。

【0188】

図52は、脈波測定装置102の構成の一例を示す。本例の脈波情報取得部60は、ウィンドウ切出し部69をさらに備える点で図51の構成と異なる。

40

【0189】

ウィンドウ切出し部69は、トレース信号を予め定められたウィンドウ・サイズで切出す。切出されたトレース信号を本明細書では、ウィンドウ信号と称する。また、ウィンドウ・サイズとは、ウィンドウ信号の時間幅を指す。ウィンドウ切出し部69は、予め定められた間隔でウィンドウ信号を切り出す。ウィンドウ切出し部69は、切出したウィンドウ信号をBPF66に出力する。

【0190】

図53は、ウィンドウ信号の切出し方法の一例を示す。ウィンドウ切出し部69は、Cb+Crトレース信号から、予め定められた時間間隔でオーバーラップするように複数の

50

ウィンドウ信号を切り出す。第 1 のウィンドウ信号は、直近のウィンドウ信号である。第 1 のウィンドウ信号と隣接するウィンドウ信号をそれぞれ第 2 ～ 第 4 のウィンドウ信号とする。本明細書において、隣接するウィンドウ信号同士のずれを、オーバーラップ・シフト時間と称する。

【 0 1 9 1 】

オーバーラップ・シフト時間は、脈拍情報取得部 6 0 が脈拍数を算出する周期に等しい。即ち、脈拍情報取得部 6 0 は、オーバーラップ時間のシフト量ごとに脈拍数を算出する。本例のオーバーラップ・シフト時間は互いに等しい時間である。

【 0 1 9 2 】

図 5 4 は、脈波測定装置 1 0 2 の構成の一例を示す。本例の脈波特徴量算出部 7 0 は、脈拍情報算出部 7 2 を更に備える。

10

【 0 1 9 3 】

脈拍情報算出部 7 2 は、脈波情報 6 1 に基づいて、生体の脈拍数 7 3 及び生体の脈波の時間情報 7 4 を算出する。脈拍情報算出部 7 2 は、図 2 5 で示した脈波時間情報 4 6 の算出アルゴリズムを用いて、脈拍数 7 3 及び時間情報 7 4 を算出してよい。

【 0 1 9 4 】

脈拍数 7 3 は、脈波の特徴点の時間間隔から算出するほか、安定性の高い周波数分析で算出することもできる。例えば、周波数分析は、フーリエ分析、ウェーブレット分析である。フーリエ分析は、高速フーリエ変換 (F F T)、離散フーリエ変換 (D F T) のいずれかであってよい。また、ウェーブレット分析は、ハール変換、ドベシー変換のいずれか

20

【 0 1 9 5 】

時間情報 7 4 は、脈波の立ち上がり時間及び前記脈波の立ち下がり時間の少なくとも 1 つを含む情報である。時間情報 7 4 は、脈波情報 6 1 及び脈拍数 7 3 に基づいて算出されてもよい。また、時間情報 7 4 は、図 4 0 から図 4 3 で説明した時間ドメインの特徴量を含んでよい。

【 0 1 9 6 】

例えば、時間情報 7 4 が第 1 の時間と、第 1 の時間と異なる第 2 の時間とを含む場合、脈拍情報算出部 7 2 は、第 1 の時間と第 2 の時間とを独立に算出する。この場合、最高血圧 S B P は、脈拍情報算出部 7 2 が出力した脈拍数 7 3 と第 1 の時間とに基づいて推定されてよい。また、最低血圧 D B P は、脈拍情報算出部 7 2 が出力した脈拍数 7 3 と第 2 の時間とに基づいて推定されてよい。このように、最高血圧 S B P と最低血圧 D B P を推定するために使用する時間ドメインの特徴量を独立に取ることにより、最高血圧 S B P と最低血圧 D B P の強制連動の問題を解決できる。

30

【 0 1 9 7 】

また、時間情報 7 4 が立ち上がり時間 T R と、立ち下がり時間 T F とを含む場合、脈拍情報算出部 7 2 は、立ち上がり時間 T R と立ち下がり時間 T F とを独立に算出する。この場合、最高血圧 S B P は、脈拍情報算出部 7 2 が出力した脈拍数 7 3 と立ち上がり時間 T R とに基づいて推定されてよい。最低血圧 D B P は、脈拍情報算出部 7 2 が出力した脈拍数 7 3 と立ち下がり時間 T F とに基づいて推定されてよい。

40

【 0 1 9 8 】

さらに、時間情報 7 4 は、脈波の 1 拍分の 1 階微分信号における立ち上がりゼロクロスポイントからトップピークまでの間の時間と、ボトムピークから立ち上がりゼロクロスポイントまでの間の時間とを含んでよい。また、脈拍情報算出部 7 2 は、脈波の 1 拍分の 1 階微分信号における立ち上がりゼロクロスポイントからトップピークまでの間の時間と、ボトムピークから立ち上がりゼロクロスポイントまでの間の時間とを独立に算出する。この場合、最高血圧 S B P は、脈拍情報算出部 7 2 が出力した脈拍数 7 3 と脈波の 1 拍分の 1 階微分信号における立ち上がりゼロクロスポイントからトップピークまでの間の時間とに基づいて推定されてよい。最低血圧 D B P は、脈拍情報算出部 7 2 が出力した脈拍数 7 3 とボトムピークから立ち上がりゼロクロスポイントまでの間の時間とに基づいて推定さ

50

れてよい。

【0199】

図55は、脈波特徴量71の算出方法の一例を示す。図55の(A)~(C)は、それぞれ(A)脈波、(B)速度脈波、(C)加速度脈波を示す。速度脈波及び加速度脈波はそれぞれ、脈波の1階微分及び2階微分である。

【0200】

脈波特徴量71は、脈拍数、脈波の特徴点の時間間隔、脈波の特徴点の振幅のうち、いずれか単独でもよく、複数の組み合わせでもよい。脈波特徴量算出部70が算出する脈波特徴量71の数の制限はない。例えば、脈波特徴量算出部70は、脈波の特徴点を3点(a、b、c)取得する。a-b間、b-c間の時間間隔をそれぞれ T_{ab} 、 T_{bc} とし、点a、b、cそれぞれの振幅を P_a 、 P_b 、 P_c とする。この場合、脈波特徴量71は、 T_{ab} 、 T_{bc} 、 P_a 、 P_b 、 P_c のうち、いずれか1つ、または、いずれかの累乗であってよい。また、脈波特徴量71は、 T_{ab} 、 T_{bc} 、 P_a 、 P_b 、 P_c から2つ以上を組み合わせた和、差、積、商でもよい。脈波特徴量71は、脈拍数、及び脈波の特徴点の時間間隔のうち、いずれか1つまたは複数の組み合わせであることが好ましい。脈拍数、及び脈波の特徴点の時間間隔は、測定環境によるバラツキが小さく精度が高いからである。

10

【0201】

例えば、脈波の特徴点は、脈波、速度脈波、加速度脈波それぞれの極大点、極小点、及び予め定められた区間内における脈波、速度脈波、加速度脈波それぞれの最大点、最小点の少なくとも1つである。また、脈波の特徴点は、脈波、速度脈波、加速度脈波それぞれの振幅が予め定められた条件を満たす点であってよい。脈波の特徴点は、他の特徴点から予め定められた時間経過後の脈波、速度脈波、加速度脈波それぞれの点であってよい。

20

【0202】

なお、脈波特徴量71は、更新することができる。更新は、所定拍数ごとでもよく、所定時間ごとでもよい。所定時間ごとに更新する場合、好ましくは30秒以内、より好ましくは10秒以内、更に好ましくは5秒以内、もっとも好ましくは1秒以内に更新する。一方、所定拍数ごとに更新する場合、好ましくは30拍以内、より好ましくは10拍以内、更に好ましくは5拍以内、もっとも好ましくは1拍ごとに更新する。更新する時間を短くすることにより、脈波の急変を出力に反映することができる。また、更新する時間を短くすることにより、脈波の詳細な変動を測定することができる。更新による脈波特徴量の変動を脈波特徴量71としてもよい。また、脈波特徴量が所定の条件を満たした回数を脈波特徴量71としてもよい。所定回数は、所定の時間または所定の拍数内の回数でよい。

30

【0203】

図56は、脈波特徴量算出部70の構成の一例を示す。脈波特徴量算出部70は、窓関数掛け算部75、統合出力部76及び離散周波数変換部77を備える。本例の脈波特徴量算出部70には、脈波情報61として所定のウィンドウ・サイズで切出された処理ウィンドウ脈波が入力される場合について説明する。

【0204】

窓関数掛け算部75は、入力された処理ウィンドウ脈波に予め定められた窓関数を掛ける。窓関数は、ハニング窓、カイザー・ベッセル派生窓、ガウス窓、ハミング窓、テューキー窓、ブラックマン窓等の信号処理に一般的に用いられる関数であってよい。窓関数掛け算部75は、窓関数を掛けて処理した処理ウィンドウ脈波をウィンドウ処理脈波として統合出力部76に出力する。

40

【0205】

統合出力部76は、入力されたウィンドウ処理脈波にサンプルデータを統合した統合ウィンドウ信号を生成する。サンプルデータは、窓関数の掛けられたウィンドウ信号の前、後、または前後に統合されてよい。例えば、統合出力部76がウィンドウ処理脈波のゼロ拡張を行う場合、サンプルデータは零である。ウィンドウ処理脈波のゼロ拡張を行うことにより、ウィンドウ処理脈波の解像度が上がる。統合出力部76は、生成した統合ウィン

50

ドウ信号を離散周波数変換部 77 に出力する。

【0206】

離散周波数変換部 77 は、統合出力部 76 が出力した統合ウィンドウ信号を離散周波数変換して、脈波特徴量を算出する。離散周波数変換部 77 は、統合ウィンドウ信号に対して、高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) を実行することにより得られる FFT スペクトラムを算出する。例えば、離散周波数変換部 77 は、高解像度の統合ウィンドウ信号から得られた FFT スペクトラムにより、高分解能な脈拍数を算出する。

【0207】

図 57 は、脈拍数算出部 20 の信号処理のアルゴリズムの一例を示す。本例の脈波特徴量算出部 70 に入力された処理ウィンドウ脈波は、脈波情報取得部 60 により不要な成分が除去された信頼性の高い脈波である。脈波特徴量算出部 70 は、切出された処理ウィンドウ脈波を用いて、正確な脈拍数を算出するためにステップ S201 ~ S203 の処理を施す。

【0208】

ステップ S201 において、窓関数掛け算部 75 は、処理ウィンドウ脈波に、ハニング窓関数又はカイザー・ベッセル派生窓関数を用いてウィンドウ処理を実行する。これにより、時間的な重み付けが可能になる。また、処理ウィンドウ脈波の両端のパルス強度が等しくなるように窓関数を選択してよい。

【0209】

ステップ S202 において、統合出力部 76 は、ウィンドウ処理脈波の後ろにサンプルデータを統合して統合ウィンドウ信号を生成する。例えば、サンプルデータは、窓関数が掛けられた後の処理ウィンドウ脈波の両端のパルス強度と等しいデータである。この場合、本例のサンプルデータは零である。また、統合ウィンドウ信号のサイズは、2 のべき乗サイズになるようにゼロ拡張される。ゼロ拡張することにより、サンプルデータの統合前と比較して分解能を上げることができる。

【0210】

ステップ S203 において、離散周波数変換部 77 は、統合ウィンドウ信号に FFT を実行し、FFT スペクトラムを算出する。FFT の周波数分解能 Δf は、サンプル数 N 及びサンプリングレート f_s によって、 $\Delta f = f_s / N$ で決まる。したがって、サンプル数 N が多いほど、分解能 Δf が改善する。

【0211】

例えば、ポイント数 128 のウィンドウ信号をゼロ拡張せずにそのまま FFT による周波数分析をした場合、周波数分解能は 0.23 Hz である。脈拍数で表すと 14 bpm であるため、それより小さい脈拍数の変動を検出することができない。一方、同じポイント数 128 のウィンドウ信号に対して、ゼロの信号を 896 個加え、サンプル数を 1024 にすると、周波数分解能は 0.029 Hz になる。脈拍数で表すと 1.7 bpm である。ゼロ拡張後のサンプル数に制限はないが、2 のべき乗であることが好ましく、256、512、1024、2048、4096 がより好ましい。

【0212】

以上の通り、脈波特徴量算出部 70 は、 30 Hz という低いサンプリングレートの処理ウィンドウ脈波から、統合ウィンドウ信号を算出する。そのため、脈波信号を光学的に取得する場合に、サンプリング周波数をアップサンプリングすることなく、高分解能の脈拍数変動を測定することができる。

【0213】

図 58 は、ハニング窓関数を示す。ハニング窓関数は FFT 用窓関数の一例である。ハニング窓関数は、フレームの両端が零となるような窓関数である。また、ハニング窓関数 $w(n)$ は下記の式 (14) により表される。

10

20

30

40

【数 1 4】

$$w(n) = 0.5 \left(1 - \cos \left(2\pi \frac{n}{N} \right) \right), \quad 0 \leq n \leq N$$

ここで、 n はサンプル要素を示し、 N はサンプル数を示す。

10

【0 2 1 4】

ハニング窓関数は、ウィンドウ中心時間（フレーム数 6 4 付近）に重みがある関数である。そのため、ウィンドウ中心時間における脈波を中心として、脈拍数を測定することとなる。例えば、3 0 H z のフレームレートにおいて、ウィンドウ・サイズを 1 2 8 サンプル数として F F T から脈拍数測定を行う場合、ハニング窓では約 4 秒前の脈波を中心にした脈拍数測定が行われる。即ち、脈拍数測定時間から、中心時間までの時間差によって、レスポンス・タイムが生じる場合がある。

【0 2 1 5】

図 5 9 は、カイザー・ベッセル派生窓関数（K B D : K a i s e r - B e s s e l - D e r i v e d W i n d o w）の一例を示す。K B D 窓関数は、ハニング窓関数と同様に、フレームの両端が零となるような窓関数である。

20

【0 2 1 6】

K B D 窓関数 d_k は、カイザー窓 w_k の項で公式を用いて下記の式（1 5）により表される。

【数 1 5】

$$d_k = \begin{cases} \sqrt{\frac{\sum_{j=0}^k w_j}{\sum_{j=0}^n w_j}} & \text{if } 0 \leq k < n \\ \sqrt{\frac{\sum_{j=0}^{2n-1-k} w_j}{\sum_{j=0}^n w_j}} & \text{if } n \leq k < 2n \\ 0 & \text{if } k \leq 0, 2n \leq k \end{cases}$$

30

40

【0 2 1 7】

（数 2）式は、長さ $2n$ の窓を定義している。ここで、 d_k は、変形離散コサイン変換（M D C T : m o d i f i e d d i s c r e t e c o s i n e t r a n s f o r m）に対する次のプリンセン・ブラッドレイ条件を満たす。即ち、 d_k は、 $w_{n-k} = w_k$ の場合に、 $d_k^2 + d_{k+n}^2 = 1$ で表される。また、K B D 窓は、もう 1 つの M D C T 条件である対象性 $d_k = d_{2n-1-k}$ も満たす。

【0 2 1 8】

K B D 窓関数は、フレーム数が 4 0 から 9 0 付近における重み付けが大きい。一方、ハニング窓関数は、フレーム数が 6 4 付近の所に集中して重み付けがある。よって、K B D 窓関数は、ハニング窓関数と比較して、より最新の抽出サンプルに近い脈波に対する重み

50

付けが高い。そのため、K B D窓は、より最新の抽出サンプルに近い脈波の値が反映しやすくなるので、呼吸状態推定のレスポンスを向上できる。

【0219】

図60は、照明を用いた固定リサンプリングの一例を示す。脈波情報取得部60は、取得した映像を固定リサンプリングすることにより、脈波の検出精度を高めることができる。図60において、○印は固定サンプリングレートを示し、×印は映像サンプリングレートを示す。

【0220】

固定サンプリングレートとは、脈波情報取得部60が映像を取得する理想的な周波数を指す。例えば、脈波情報取得部60は、30Hzの固定サンプリングレートで映像を取得する。

10

【0221】

映像サンプリングレートとは、脈波情報取得部60が取得する実際のサンプリングレートを指す。例えば、脈波情報取得部60がスマートフォン等の携帯端末に搭載された場合、映像サンプリングレートに揺らぎが生じる。そのため、映像サンプリングレートと固定サンプリングレートとの間にずれが生じる。また、映像サンプリングレートに揺らぎが生じると、取得した脈拍数の正確な時間が分からなくなる。

【0222】

一方、交流電源により駆動されている照明が発する光は、人の目によって知覚されないが一定の輝度周波数で正確に動作する。また、脈波情報取得部60が取得した映像には、照明の位相を算出するのに必要な情報が含まれる。照明の位相は、予め定められた領域の照明の反射光の強度から算出できる。予め定められた領域とは、映像に含まれる物体の一部の領域であってよい。予め定められた領域は、移動しないことが好ましい。また、脈波情報取得部60は、照明の反射光でなくとも、照明の光を直接撮影してもよい。例えば、脈波情報取得部60は、予め定められた領域の反射光の最大強度及び最小強度を事前に算出する。これにより、脈波情報取得部60は、予め定められた領域の反射光の強度を測定し、映像から照明の位相を算出できる。即ち、映像サンプリングレートが目標とする位相とずれていた場合、その映像の位相を照明の位相から補正できる。このように、脈波情報取得部60は、映像サンプリングレートの揺らぎを、照明の輝度周波数で補正することにより、呼吸情報の推定精度を向上できる。言い換えると、脈波情報取得部60は、画像に写り込んだ照明を基準クロックとして用いることができる。

20

30

【0223】

このような方法により、血圧情報出力装置100は、図23のステップS105あるいは図25のステップS201において、映像のサンプリングレート揺らぎを補正してよい。測定対象者の映像と関連付けて取得したタイムスタンプ(時刻情報)に基づき、スプライン補間により固定サンプリングレートに補正することができる。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く、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。

【0224】

図61は、脈波測定装置102の構成の一例を示す。本例の脈波測定装置102は、ユーザー情報取得部80を更に備える。

40

【0225】

ユーザー情報取得部80は、映像情報62からユーザーを特定する。ユーザー情報取得部80は、特定したユーザーのユーザー情報81を取得する。ユーザー情報取得部80は、映像情報62から測定対象者の顔の特徴を抽出することにより、ユーザーを識別する。ユーザーの識別には、顔のパーツの相対位置や大きさ、目や鼻やほお骨やあごの形を特徴として利用してよい。ユーザー情報取得部80は、予め登録された既存ユーザーの映像情報62と、取得した映像情報62を比較して、特徴が一致するユーザーを特定する。ユーザー情報取得部80は、ユーザーを特定できなかった場合、新規ユーザーとして登録する。ユーザー情報81には、識別情報、確認情報及び周辺情報が含まれる。例えば、識別情

50

報には、名前、ID、定型文がある。確認情報には、スケジュール、連絡事項、備忘録がある。周辺情報には、測定履歴情報、他のユーザーに関する情報がある。

【0226】

例えば、医療機関、家庭、学校、職場において、装置を複数のユーザーが使用する場合、測定結果をユーザーごとに記録・管理する。この場合、名前及びID等の個人を特定する情報を別途入力する必要がない。ユーザー情報81があれば、ユーザーの入室時刻、退出時刻、在室時間、外出時間を管理できる。

【0227】

図62は、脈波測定装置102の構成の一例を示す。本例の脈波測定装置102は、ユーザー情報取得部80の代わりに属性情報取得部82を備える点で図61の例と異なる。

10

【0228】

属性情報取得部82は、映像情報62から属性情報83を推定する。属性情報取得部82は、映像情報62から測定対象者の顔の特徴を抽出することにより、属性を識別することができる。属性の識別には、顔のパーツの相対位置や大きさ、目や鼻やほお骨やあごの形を特徴として利用してよい。属性情報取得部82は、予め登録された属性ごとのモデルと、取得した属性情報83とを比較し、特徴が一致する属性を特定する。例えば、属性情報83は、性別、年齢、世代、血液型、出身地、国籍、母国語、人種及び体格の少なくとも1つを含む。

【0229】

図63は、脈波測定装置102の構成の一例を示す。本例の脈波測定装置102は、健康情報推定部85を更に備える点で、図47の例と異なる。

20

【0230】

健康情報推定部85は、脈波特徴量71に基づいて健康情報86を推定する。例えば、脈波特徴量71を a とすると、健康情報86は予め設定された関数 $f(a)$ を用いて推定できる。但し、脈波特徴量71が複数ある場合は、 a は複数の要素を含む行列で表すことができる。

【0231】

例えば、健康情報推定部85は、リラックス状態であるか否かを示す健康情報86を推定する。健康情報86は、周波数分析によって算出した脈拍数を脈波特徴量71とした場合、脈拍数が小さいほど精神的にリラックス状態であることを示す。また、健康情報86は、脈波の極小点 b から直後の極大点 c までの時間 T_{bc} を脈波特徴量71とした場合、 T_{bc} が大きいほど高血圧症の傾向があることを示す。

30

【0232】

健康情報86は、脈拍関連情報、血圧関連情報、呼吸関連情報、精神関連情報、推薦情報のうち少なくとも1つを含んでよい。血圧関連情報は、血圧情報、血流情報、血管情報、血液情報、心機能情報、循環器情報のいずれかである。例えば、血圧情報は、最高(収縮期)血圧、最低(拡張期)血圧、平均血圧、脈圧のいずれかである。血圧情報は mmHg の単位を使ってもよい。血圧情報は、高血圧、正常血圧、低血圧の3段階評価のような段階的な評価であってよい。

【0233】

例えば、血流情報は、血流速度、血流量である。また、血管情報は、血管径、血管壁厚、動脈硬化レベル、ヤング率、血管年齢である。血液情報は、血中酸素濃度、血液組成、ヘモグロビン濃度、血液粘性であってよい。脈拍関連情報は、脈拍数、脈波伝搬時間、脈波伝搬速度であってよい。脈拍数は、 bpm 、 Hz の単位を使うことができる。精神関連情報は、緊張度、ストレスレベル、覚醒レベル、集中度、感情であってよい。推薦情報は、薬、医療機関、サプリメント、運動メニュー、睡眠方法、フィットネスクラブ、飲食物、飲食店、料理、書籍、音楽、映像、インターネットサイト、健康アドバイス、健康リスクであってよい。

40

【0234】

図64は、脈波測定装置102の構成の一例を示す。本例の脈波測定装置102は、脈

50

波情報取得部 60、脈波特徴量算出部 70、ユーザー情報取得部 80、属性情報取得部 82、健康情報推定部 85 及び情報出力部 90 を備える。

【0235】

健康情報推定部 85 は、脈波特徴量 71 に加えてユーザー情報 81 に基づいて健康情報 86 を推定する。例えば、脈波特徴量 71 及びユーザー情報 81 をそれぞれ a 、 b とすると、健康情報 86 は予め設定された関数 $f(a, b)$ を用いて推定できる。なお、脈波特徴量 71 及びユーザー情報 81 がそれぞれ複数ある場合、 a 、 b はそれぞれ複数の要素を含む行列で表すことができる。

【0236】

また、健康情報推定部 85 は、ユーザー情報 81 とユーザーの測定履歴とを比較して健康情報 86 を推定してもよい。健康情報推定部 85 は、ユーザー情報 81 を反映させて、健康情報 86 を推定するので、健康情報 86 の推定精度が向上する。また、健康情報推定部 85 は、健康情報 86 をユーザーごとに補正することにより、推定精度を高くできる。

【0237】

健康情報推定部 85 は、脈波特徴量 71 に加えて属性情報 83 に基づいて健康情報 86 を推定してもよい。例えば、脈波特徴量 71 及び属性情報 83 をそれぞれ a 、 c とすると、健康情報 86 は関数 $f(a, c)$ を用いて推定できる。なお、脈波特徴量 71 及び属性情報 83 がそれぞれ複数ある場合は、 a 、 c はそれぞれ複数の要素を含む行列で表すことができる。この場合、健康情報推定部 85 は、属性ごとの統計的な測定結果を参照できる。即ち、健康情報推定部 85 は、統計的な測定結果に基づいて健康情報 86 を推定できる。

【0238】

健康情報推定部 85 は、属性情報 83 を反映させて、健康情報 86 を推定するので、健康情報 86 の推定精度が向上する。また、健康情報推定部 85 は、健康情報 86 を属性ごとに補正することにより、推定精度を高くできる。なお、健康情報推定部 85 は、情報出力部 90 を含む構成としてもよい。

【0239】

健康情報推定部 85 は、推定した健康情報 86 と、特定の属性の統計的な健康情報 86 との相関を算出できる。更に、健康情報推定部 85 は、脈波特徴量 71 及び属性情報 83 に加えて、環境情報及びユーザー情報 81 のいずれか、または両方に基づいて健康情報 86 を推定してよい。

【0240】

情報出力部 90 は、健康情報推定部 85 が推定した健康情報 86 に基づいて出力情報 91 を出力する。例えば、情報出力部 90 は、ランプ、ディスプレイ及びスピーカーのうち、いずれか 1 つまたは複数を備える。ランプは、光の強度または光の波長で出力情報 91 を表してよい。ディスプレイは、文字及び画像のうち、1 つまたは複数を組み合わせて、出力情報 91 を表してよい。文字は、例えば、数字、英字、ギリシャ文字、アラビア文字、ひらがな、カタカナ、漢字のいずれかである。画像は、例えば、グラフ、静止画、動画である。静止画は、例えば、映像情報 62 を編集・加工したイラストや顔画像である。動画は、例えば、脈波、推定値、血管、血流の変動を表すイメージ映像である。スピーカーは、音声で出力情報 91 を表してよい。情報出力部 90 は、圧力、電流、形状で出力情報 91 を表してよい。情報出力部 90 は、無線または有線のネットワークで接続した周辺機器またはデータベースに出力情報 91 を送信してよい。

【0241】

また、情報出力部 90 は、出力情報 91 に基づいて周辺機器を操作・制御してよい。周辺機器は、例えば、健康器具、医療機器、車両、その他の装置である。健康器具は、例えば、ランニングマシン、エアロバイク、加圧バンド、マッサージチェアである。医療機器は、例えば、除細動器、人工透析装置、点滴装置、輸血装置、採血装置、人工呼吸器である。車両は、例えば、ロケット、航空機、鉄道、バス、乗用車、遊具、自転車である。その他の装置は、空調設備、暖房機器、冷房機器、乾燥機、加湿器、除湿器、換気扇、照明

10

20

30

40

50

器具、音響装置、携帯音楽プレイヤー、調理機器、デスクトップPC、ラップトップPC、タブレットPC、携帯電話、スマートフォン、腕時計型端末、テレビ、ゲーム機、ドアであってよい。

【0242】

図65は、脈波測定装置102の構成の一例を示す。本例の脈波測定装置102は、図64の脈波測定装置102の構成に加えて、環境情報取得部87を更に備える。

【0243】

環境情報取得部87は、映像情報62から環境情報88を取得する。環境情報88は、例えば、測定日、測定時刻、測定場所、気温、湿度、気圧である。本例の脈波測定装置102は、脈波特徴量71に加えて環境情報88に基づいて健康情報86を推定する。また、健康情報86は、脈波特徴量算出部70に加えて、ユーザー情報81、属性情報83及び環境情報88の少なくとも1つに基づいて推定されてよい。

10

【0244】

健康情報86は、関数を用いて推定できる。例えば、脈波特徴量71及び環境情報88をそれぞれa、dとすると、健康情報86は関数 $f(a, d)$ を用いて推定できる。なお、脈波特徴量71及び環境情報88がそれぞれ複数ある場合は、a、dはそれぞれ複数の要素を含む行列で表すことができる。

【0245】

また、脈波測定装置102は、脈波特徴量71に加えて、ユーザー情報81、属性情報83及び環境情報88の少なくとも1つに基づいて、健康情報86を推定してよい。例えば、脈波特徴量71、ユーザー情報81、属性情報83及び環境情報88をそれぞれa、b、c、dとすると、健康情報86は予め定められた関数 $f(a, b, c, d)$ を用いて推定できる。

20

【0246】

図66は、脈波測定装置102の構成の一例を示す。本例の情報出力部90は、健康情報86に加えて、映像情報62、脈波情報61、ユーザー情報81及び属性情報83のうち、少なくとも1つの情報に基づいて情報を出力する。なお、脈波測定装置102は、環境情報取得部87を備えることにより、環境情報88に基づいて、出力情報91を出力してよい。

【0247】

30

図67は、脈波測定装置102の構成の一例を示す。本例の脈波測定装置102は、記憶部89を備える。

【0248】

記憶部89は、ユーザー情報81及び属性情報83を記憶する。また、記憶部89は、過去の健康情報86を記憶してもよい。本例ではユーザー情報81及び属性情報83を合わせて個人識別情報と称する。記憶部89は、記憶した個人識別情報とユーザー情報取得部80及び属性情報取得部82が取得する個人識別情報とが一致するときに、個人識別情報を健康情報推定部85に送信する。一方、記憶部89は、記憶部89に記憶された個人識別情報とユーザー情報取得部80及び属性情報取得部82が取得する個人識別情報が一致しないときに、個人識別情報を健康情報推定部85に送信しない。即ち、脈波測定装置102は、個人識別情報が予め記憶した個人識別情報と一致した場合にのみ、健康情報86を推定する。

40

【0249】

本明細書において開示された脈波測定装置102は、生体が身に着ける衣類やアクセサリであってよい。アクセサリは、例えば、指輪、首輪、ネックレス、髪飾り、ピアス、イヤリング、耳栓、イヤホン、ヘッドホン、メガネ、ゴーグル、アイマスク、リストバンド、ミサंगा、腕時計、マスク、帽子、手袋、ヘルメット、靴、サンダルである。また、脈波測定装置102は、生体の皮膚に貼るシールやパッチであってよい。

【0250】

(実施形態13)

50

図 6 8 は、実施形態 1 3 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、携帯情報端末 2 8 0 に実装され、ユーザー情報 8 1 を取得する。脈波測定装置 1 0 2 には、携帯情報端末 2 8 0 が備えるカメラ 6 3 により取得された 3 0 f p s の映像情報 6 2 が入力される。本例の携帯情報端末 2 8 0 は、入力された映像情報 6 2 に基づいて、ユーザー名、健康判定結果、最高血圧、最低血圧及び脈波を表示する。このように、ユーザーは手軽に健康情報 8 6 の判定結果を参照できる。

【 0 2 5 1 】

図 6 9 は、実施形態 1 3 に係る脈波測定装置 1 0 2 の信号処理の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、ステップ S 3 0 1 からステップ S 3 1 4 を実行する。

【 0 2 5 2 】

ステップ S 3 0 1 において、カメラ 6 3 は、3 0 f p s の映像情報 6 2 を取得する。ステップ S 3 0 2 において、ステップ S 3 0 1 で取得した映像情報 6 2 の R G B 信号を、Y 信号及び C b + C r 信号に変換する。ステップ S 3 0 3 において、変換した Y 信号に基づいて顔領域を検出する。また、ステップ S 3 0 4 において、検出した顔領域から対象領域 R O I を特定する。

【 0 2 5 3 】

ステップ S 3 0 5 において、顔領域の画像から顔の特徴を抽出して個人を識別し、ユーザー情報 8 1 を取得する。ステップ S 3 0 6 において、対象領域 R O I の C b + C r 信号に基づいて 3 0 H z の脈波トレース信号を作成する。ステップ S 3 0 7 において、脈波トレース信号をバンドパスフィルタ B P F に通したのち、ステップ S 3 0 8 において、高速フーリエ変換 (F F T) によって周波数分析を施し、脈拍数を算出する。

【 0 2 5 4 】

一方で、ステップ S 3 0 9 において、バンドパスフィルタ B P F に通した脈波トレース信号をスプライン補間して 1 k H z の脈波にアップサンプリングする。ステップ S 3 1 0 において、アップサンプリングした 1 k H z の脈波から脈波特徴量を算出する。ステップ S 3 1 1 において、脈波特徴量 7 1 及びユーザー情報 8 1 に基づいて血圧情報を推定する。

【 0 2 5 5 】

ステップ S 3 1 2 において、血圧情報、ユーザー情報 8 1、脈拍数に基づいて、ユーザーの健康情報を判定する。ステップ S 3 1 2 では、ユーザー情報 8 1 に基づき、測定対象者の過去の測定データと比較して補正を加えることができるので、血圧情報の推定精度が向上する。

【 0 2 5 6 】

ステップ S 3 1 3 において、ユーザー名、脈波情報、血圧情報及び健康情報をディスプレイに表示する。その一方で、ステップ S 3 1 4 において、ユーザーの健康情報をユーザー情報 8 1 として記録する。これにより、脈波測定装置 1 0 2 は、手軽にユーザーごとの健康を管理できる。

【 0 2 5 7 】

(実施形態 1 4)

図 7 0 は、実施形態 1 4 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、携帯機器の一例である携帯情報端末 2 8 0 に実装され、属性情報 8 3 を取得する。脈波測定装置 1 0 2 には、携帯情報端末 2 8 0 が備えるカメラ 6 3 により取得された 3 0 f p s の映像情報 6 2 が入力される。本例の携帯情報端末 2 8 0 は、入力された映像情報 6 2 に基づいて、性別、年齢等の属性情報 8 3、健康判定結果、最高血圧、最低血圧及び脈波を表示する。このように、ユーザーは手軽に健康情報 8 6 の判定結果を参照できる。

【 0 2 5 8 】

図 7 1 は、実施形態 1 4 に係る脈波測定装置 1 0 2 の信号処理の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、ステップ S 4 0 1 からステップ S 4 1 3 を実行する。

【 0 2 5 9 】

【 0 2 6 6 】

ライブネス推定部 9 5 は、脈波特徴量 7 1 に基づいて、ライブネス情報 9 6 を推定する。例えば、ライブネス推定部 9 5 は、脈波特徴量 7 1 が予め定められた範囲にあれば、その被撮像物は生体であると推定する。また、ライブネス推定部 9 5 は、脈波特徴量 7 1 が予め定められた範囲になければ、その被撮像物は生体でないと推定する。なお、ライブネス推定部 9 5 は、映像情報 6 2 の代わりに健康情報 8 6 に基づいて、生体のライブネス情報 9 6 を推定してもよい。

【 0 2 6 7 】

ライブネス情報 9 6 は、脈波情報取得部 6 0 が取得した映像情報 6 2 が、生体の写真や画像などではなく、生身の生体の部位 1 4 を取得したか否かを示す。即ち、ライブネス情報 9 6 は、生体認証情報、生存性情報または活性情報として用いられる。

10

【 0 2 6 8 】

本例の脈波測定装置 1 0 2 は、ライブネス情報 9 6 に基づいて、生体認証を行う。脈波測定装置 1 0 2 は、算出した脈波特徴量 7 1 などから非撮像物の個体認識を行えば、セキュリティと利便性のより高いシステムを構築できる。例えば、脈波測定装置 1 0 2 は、カメラを用いた画像認証により個人を識別してドアを開錠する、携帯機器の操作ロックを外す、ＡＴＭなどで本人を認証する等に利用される。脈波測定装置 1 0 2 は、瞬きをする、画面の表示の方向に体を動かす等のユーザーに負荷のかかる作業を強いる必要をなくすることができる。また、本例の脈波測定装置 1 0 2 は、暗証番号の入力等が不要なので、あまり時間をかけずに、ライブネス情報 9 6 の認証を完了できる。

20

【 0 2 6 9 】

(実施形態 1 6)

図 7 6 は、実施形態 1 6 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、インターホン 2 9 5 に実装される。脈波測定装置 1 0 2 は、実施形態 1 3 の場合と同様に血圧情報を推定し、ユーザー情報 8 1 に基づいてドアロックの解錠及び入退出時刻を記録できる。例えば、インターホン 2 9 5 は、測定対象者のユーザー情報 8 1 が予め登録してあれば自動的に解錠し、測定対象者のユーザー情報 8 1 が予め登録してなければマニュアルで解錠する。

【 0 2 7 0 】

(実施形態 1 7)

図 7 7 は、実施形態 1 7 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、体組成計 3 0 0 に実装される。脈波測定装置 1 0 2 は、実施形態 1 3 の場合と同様に血圧情報を推定し、ディスプレイ 3 0 1 に表示できる。脈波測定装置 1 0 2 は、血圧情報に加えて、同時に測定した体重、体脂肪率に基づいて総合的な健康情報 8 6 を推定してもよい。推定された健康情報 8 6 は、ディスプレイ 3 0 1 に表示される。

30

【 0 2 7 1 】

(実施形態 1 8)

図 7 8 は、実施形態 1 8 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、接客カウンター 3 1 0 に実装される。脈波測定装置 1 0 2 は、実施形態 1 4 の場合と同様に血圧情報を推定し、ディスプレイ 3 1 1 に表示できる。また、脈波測定装置 1 0 2 は、血圧情報及び属性情報 8 3 に基づいて、顧客に適した商品に関する推薦情報を判定する。脈波測定装置 1 0 2 は、判定した推薦情報をディスプレイ 3 1 1 に表示して、商品を顧客に提案する。このように、脈波測定装置 1 0 2 は、カメラ 6 3 が顧客を撮影するだけで、顧客に最適な商品を提案できる。なお、顧客が会員である場合には、さらにユーザー情報 8 1 に基づいて推薦情報を判定してもよい。

40

【 0 2 7 2 】

(実施形態 1 9)

図 7 9 は、実施形態 1 9 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、入場ゲート 3 2 0 に実装される。脈波測定装置 1 0 2 は、実施形態 1 4 と同様に、カメラ 6 3 で取得した映像情報 6 2 から健康情報 8 6 を判定できる。脈波測定装置 1

50

02は、健康情報86に基づいて入場ゲート320の開閉を制御し、入場を制限できる。

【0273】

(実施形態20)

図80は、実施形態20に係る脈波測定装置102の一例を示す。本例の脈波測定装置102は、人工透析システム330に設けられる。

【0274】

人工透析患者が座るリクライニングチェア331は、30fpsの映像情報を取得するカメラ332を備える。30fpsの映像情報は、BlueTooth(登録商標)等で人工透析装置本体333に送信する。なお、リクライニングチェア331と人工透析装置本体333との通信は、有線及び無線を問わず、既知の方式により通信されてよい。

10

【0275】

人工透析装置本体333は、カメラ332が取得した映像情報に基づいて、健康情報86を算出する。また、人工透析装置本体333は、算出した健康情報86に基づいて、透析流量をリアルタイムで制御する。算出した健康情報86は、ディスプレイに表示されてよい。

【0276】

図81は、実施形態20に係る脈波測定装置102の信号処理の一例を示す。本例の脈波測定装置102は、ステップS501からステップS515を実行する。

【0277】

ステップS501からステップS511は、基本的に、ステップS301からステップS412及びステップS401からステップS412と同様である。但し、本例の脈波測定装置102は、ステップS305の個人識別及びステップS405の属性判定を実行しない。そのため、ステップS510では、脈波特徴量71のみに基づいて血压情報を推定する。また、ステップS511において、血压情報及び脈拍数に基づいて、人工透析患者の健康情報86を判定する。

20

【0278】

ステップS512において、脈拍数、血压情報及び血压情報の推移を表したグラフをディスプレイに表示する。ステップS513において、血压情報をネットワークで接続された医療機関334に送信する。これにより、遠隔地の医療従事者に、人工透析患者の血压情報を知らせることができる。医療機関334は、データ管理システムに接続されてよい。

30

【0279】

ステップS514において、血压情報に基づいて人工透析装置を制御する。例えば、人工透析中に患者の血压が急降下する場合がある。しかし、カフ式の血压測定装置は、血管の圧迫による患者の負担が大きく、連続的に血压変動をモニタリングすることができない。本例の人工透析システム330は、透析中の血压変動を圧迫することなく非侵襲で、患者の負担が小さい。そのため、本例の脈波測定装置102は、患者の血压変動を連続的にモニタリングすることができる。これにより、本例の人工透析システム330は、人工透析患者に対する負荷を軽減するように、透析流量をリアルタイムに制御できる。

【0280】

本例の人工透析システム330は、健康情報86が予め定められた範囲にないときに、健康情報86またはアラームを医療機関334のデータ管理システムに送信してよい。一方、健康情報86が予め定められた範囲にあるときに、健康情報86またはアラームを医療機関334のデータ管理システムに送信しなくてよい。医療機関334のデータ管理システムは、健康情報86またはアラームを受信したときに、アラームを出力する。なお、本実施形態では、人工透析システム330を例に示した。しかし、脈波測定装置102は、除細動器、点滴装置、輸血装置、採血装置、人工呼吸器においても同様に、患者の血压変動を非侵襲かつ連続的にモニタリングできる。

40

【0281】

(実施形態21)

50

図 8 2 は、実施形態 2 1 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、人工透析システム 3 3 0 に設けられる。人工透析患者が手首に装着するリストバンド 3 3 6 に備えられた発光部と受光部で取得した 3 0 H z の脈波トレース信号を、Blue Tooth (登録商標) で人工透析装置本体 3 3 3 に送信して入力する。人工透析装置本体 3 3 3 及び医療機関 3 3 4 は、実施形態 2 0 の場合と同様に機能してよい。

【 0 2 8 2 】

図 8 3 は、実施形態 2 1 に係る脈波測定装置 1 0 2 の信号処理の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、ステップ S 6 0 1 からステップ S 6 1 1 を実行する。

【 0 2 8 3 】

ステップ S 6 0 1 において、リストバンド 3 3 6 に備えられた発光部が発光した光を、受光部が受光する。これにより、リストバンド 3 3 6 は、3 0 H z の脈波を検出できる (ステップ S 6 0 2)。ステップ S 6 0 3 からステップ S 6 1 1 は、基本的にステップ S 5 0 6 からステップ S 5 1 4 と同様のステップを実行する。本例の人工透析システム 3 3 0 は、リストバンド 3 3 6 を人工透析患者の手首に巻くという簡単な構成で、人工透析患者の血圧推移を随時モニタリングすることができる。

【 0 2 8 4 】

(実施形態 2 2)

図 8 4 は、実施形態 2 2 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、作業管理システム 3 4 0 に設けられる。作業管理システム 3 4 0 は、ヘルメット 3 4 1 及び管理コンピュータ 3 4 3 で構成される。作業管理システム 3 4 0 は、工事現場等の作業者の健康情報を管理する。

【 0 2 8 5 】

測定対象者が着用するヘルメット 3 4 1 に備えられたカメラ 3 4 2 で取得した 3 0 f p s の映像情報を、Blue Tooth (登録商標) で管理コンピュータ 3 4 3 に送信する。管理コンピュータ 3 4 3 は、映像情報 6 2 を用いて、測定対象者の健康情報 8 6 を判定する。判定された健康情報 8 6 は、ディスプレイ 3 4 4 に表示される。なお、複数の測定対象者がそれぞれヘルメット 3 4 1 を着用している場合、管理コンピュータ 3 4 3 は、複数の測定対象者の健康情報 8 6 を一括してディスプレイ 3 4 4 に表示してよい。

【 0 2 8 6 】

(実施形態 2 3)

図 8 5 は、実施形態 2 3 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、乗客管理システム 3 5 0 に設けられる。乗客管理システム 3 5 0 は、座席 3 5 1 及び管理コンピュータ 3 5 3 を備える。

【 0 2 8 7 】

測定対象者の前の座席 3 5 1 のヘッドレストに備えられたカメラ 3 5 2 で取得した 3 0 f p s の映像情報は、Blue Tooth (登録商標) で管理コンピュータ 3 5 3 に送信して入力される。管理コンピュータ 3 5 3 は、映像情報 6 2 を用いて、測定対象者の健康情報 8 6 を判定する。判定された健康情報 8 6 は、ディスプレイ 3 5 4 に表示される。なお、複数の測定対象者がそれぞれ座席 3 5 1 に座っている場合、管理コンピュータ 3 4 3 は、複数の測定対象者の健康情報 8 6 を一括してディスプレイ 3 4 4 に表示してよい。

【 0 2 8 8 】

(実施形態 2 4)

図 8 6 は、実施形態 2 4 に係る脈波測定装置 1 0 2 の一例を示す。本例の脈波測定装置 1 0 2 は、マッサージチェア 3 6 0 に実装される。

【 0 2 8 9 】

マッサージチェア 3 6 0 は、発光部と受光部 3 6 2 を有するアームレスト 3 6 1 を備える。発光部と受光部 3 6 2 は、測定対象者の前腕の皮膚表面から脈波トレース信号を取得する。マッサージチェア 3 6 0 は、脈波トレース信号を用いて、健康情報 8 6 を判定する。マッサージチェア 3 6 0 は、健康情報 8 6 に基づいて、マッサージの負荷を調整できる。ここではマッサージチェア 3 6 0 の例を示したが、例えばリクライニングベッドに本発

10

20

30

40

50

明の脈波測定装置 102 を備えれば、健康情報 86 に基づいてリクライニング角度を操作できる。

【0290】

以上の通り、脈波測定装置 102 は、生体の血管を圧迫しない非侵襲な方法で血圧を高精度に推定する。そのため、人間が利用する様々な道具、装置等に、脈波測定装置 102 を実装することにより、自然な形で人間の脈波を測定できる。

【0291】

図 87 は、共感検出システム 500 の構成の一例を示す。本例の共感検出システム 500 は、第 1 生体センサ 510、第 2 生体センサ 515、無線接続部 520、信号判定部 530 及び共感判定部 540 を備える。生体センサは、2 人以上の被験者それぞれに 1 つずつ装着される。本例では、第 1 被験者に第 1 生体センサ 510 が装着され、第 2 被験者に第 2 生体センサ 515 が装着される。信号判定部 530 及び共感判定部 540 は、第 1 生体信号取得部 511 及び第 2 生体信号取得部 516 とネットワークで繋がれたサーバーに設置されてもよい。

10

【0292】

共感検出システム 500 は、第 1 生体センサ 510 及び第 2 生体センサ 515 を連携させ、それぞれの生体センサが同時あるいは一定時間内に有意な信号を出力したか否かを判定する。これにより、共感検出システム 500 は、複数の被験者間の共感を検出する。

【0293】

第 1 生体センサ 510 は、第 1 生体信号取得部 511 及び第 1 共感通知部 512 を備える。第 1 生体信号取得部 511 は、生体の部位 14 から第 1 生体信号を取得する。例えば、第 1 生体信号は、第 1 被験者の脈波情報 61 である。脈波情報 61 は、映像情報 62 から取得されても、皮膚導電率の測定によって取得されてもよい。

20

【0294】

第 2 生体センサ 515 は、第 2 生体信号取得部 516 及び第 2 共感通知部 517 を備える。第 2 生体信号取得部 516 は、生体の部位 14 から第 2 生体信号を取得する。例えば、第 2 生体信号は、第 2 被験者の脈波情報 61 である。本例の第 2 生体信号は、第 1 生体信号と同様の測定方法によって測定されるが、第 1 生体信号と異なる測定方法によって測定されてもよい。

【0295】

無線接続部 520 は、第 1 生体センサ 510 及び第 2 生体センサ 515 との間で信号を無線通信する。また、無線接続部 520 は、第 1 生体信号取得部 511 及び第 2 生体信号取得部 516 に接続される。無線接続部 520 には、第 1 生体信号取得部 511 が取得した第 1 生体信号及び第 2 生体信号取得部 516 が取得した第 2 生体信号が入力される。無線接続部 520 は、第 1 生体信号及び第 2 生体信号を信号判定部 530 に送信する。

30

【0296】

信号判定部 530 は、第 1 生体信号及び第 2 生体信号が有意な信号か否かを判定し、第 1 判定結果及び第 2 判定結果を得る。例えば、有意な信号とは、ノイズによって生じた信号でないことを指す。また、有意な信号とは、被験者の感情の変化によって生じた信号を指す。信号判定部 530 は、第 1 判定結果及び第 2 判定結果を共感判定部 540 に送信する。

40

【0297】

共感判定部 540 は、第 1 判定結果及び第 2 判定結果に基づいて、第 1 被験者と第 2 被験者との間に共感が発生したか否かを判定する。具体的には、共感判定部 540 は、第 1 判定結果及び第 2 判定結果が予め定められた期間内に 2 つ以上発生するか否かを判定することにより、共感が発生したか否かを判定する。例えば、予め定められた期間内に 2 つ以上発生するとは、第 1 生体信号取得部 511 から有意な信号が発生し続けている間に、第 2 生体信号取得部 516 から有意な信号が発生することを指す。共感判定部 540 は、判定した共感発生情報を無線接続部 520 に送信する。無線接続部 520 は、共感発生情報を第 1 共感通知部 512 及び第 2 共感通知部 517 に送信する。

50

【0298】

第1共感通知部512は、共感発生情報を第1被験者に送信し、第2共感通知部517は、共感発生情報を第2被験者に通知する。例えば、共感検出システム500は、第1生体センサ510または第2生体センサ515のいずれかの生体センサが有意でない信号を検知した場合、被験者の共感が発生していないと判断する。また、共感検出システム500は、複数の被験者の有意な信号が同時に検知された場合に、複数の被験者間の共感を検出する。複数の被験者が生体センサを装着した場合、全ての被験者の共感を通知してもよいし、共感した被験者の共感のみを通知してもよい。

【0299】

図88は、共感検出システム500の構成の一例を示す。本例の共感検出システム500は、第1生体センサ510、第2生体センサ515及び解析機能付センサ550を備える。例えば、第1生体センサ510及び第2生体センサ515は、スマートウォッチ（子機）であり、解析機能付センサ550は、スマートフォン（親機）であってよい。それぞれのスマートウォッチ及びスマートフォンは無線接続部を備える。また、図87に示した共感検出システム500と同一の構成は、図87の例と同様に動作する。

10

【0300】

第1生体センサ510は、第1生体信号取得部511、第1共感通知部512及び第1無線接続部521を備える。第1無線接続部521は、第1生体信号取得部511が取得した第1生体信号を解析機能付センサ550に送信する。本例の第1無線接続部521は、Bluetooth（登録商標）で通信されるが、Wi-Fi（登録商標）によるインターネット通信であってもよい。

20

【0301】

第2生体センサ515は、第2生体信号取得部516、第2共感通知部517及び第2無線接続部522を備える。第2無線接続部522は、第2生体信号取得部516が取得した第2生体信号を解析機能付センサ550に送信する。本例の第2無線接続部522は、Bluetooth（登録商標）で通信されるが、Wi-Fi（登録商標）によるインターネット通信であってもよい。

【0302】

解析機能付センサ550は、第3無線接続部523、信号判定部530及び共感判定部540を備える。第3無線接続部523は、第1生体信号及び第2生体信号を受信して、信号判定部530に送信する。また、第3無線接続部523は、共感判定部540が判定した共感発生情報を受信し、第1無線接続部521及び第2無線接続部522に送信する。

30

【0303】

本例の第1生体センサ510及び第2生体センサ515は、それぞれ無線接続部を備えるので、スマートフォンとスマートウォッチが互いに通信することができる。そのため、本例の共感検出システム500は、アプリケーションへの応用範囲が広い。

【0304】

図89は、共感検出システム500の構成の一例を示す。本例の共感検出システム500は、解析機能付センサ550及び第2生体センサ515で構成される。解析機能付センサ550はスマートウォッチの親機であり、第2生体センサ515はスマートウォッチ子機である。

40

【0305】

解析機能付センサ550は、第1生体信号取得部511、第1共感通知部512、第1無線接続部521、信号判定部530及び共感判定部540を備える。これにより、解析機能付センサ550は、生体信号の取得、判定、共感判定、及び共感通知の全てを実行できる。図87の例で示した構成は、図87と同様に動作する。

【0306】

本例の解析機能付センサ550は、スマートウォッチに実装される。そのため、本例の共感検出システム500は、スマートフォンを用いずに、スマートウォッチのみでユーザ

50

ーに共感情報を通知できる。

【0307】

図90は、共感検出システム500の動作の一例を示す。共感判定部540は、ステップS701からステップS706を実行することにより、共感を判定する。

【0308】

ステップS701において、信号判定部530は、第1生体信号取得部511が取得した第1生体信号を受信する。ステップS702において、信号判定部530は、第1生体信号が有意な信号か否かを判定する。信号判定部530が第1生体信号を有意な信号であると判定した場合、ステップS703に進む。一方、信号判定部530が第1生体信号を有意な信号でないと判定した場合、ステップS701に戻る。

10

【0309】

ステップS703において、信号判定部530は、第2生体信号取得部516の第2生体信号を受信する。ステップS704において、信号判定部530は、第2生体信号が有意な信号か否かを判定する。信号判定部530が第2生体信号を有意な信号であると判定した場合、ステップS705に進む。一方、信号判定部530が第2生体信号を有意な信号でないと判定した場合、ステップS701に戻る。

【0310】

ステップS705において、共感判定部540は、第1生体信号及び第2生体信号が同時に発生したか否かを判定する。共感判定部540が第1生体信号及び第2生体信号の発生が同時であると判定した場合、ステップS706に進む。一方、共感判定部540が第1生体信号及び第2生体信号の発生が同時でないと判定した場合、ステップS701に戻る。ステップS706において、第1無線接続部521及び第2無線接続部522に共感発生情報を通知する。基本的にステップS706が終了するとステップS701に戻り、ステップS701からステップS706を繰り返す。但し、共感検出システム500を動作させる必要がなくなった場合は任意のタイミングで終了してもよい。

20

【0311】

図91は、共感検出システム500の構成の一例を示す。本例の共感検出システム500は、図88に示した構成に加えて第N生体センサ560を更に備える。

【0312】

第N生体センサ560は、第N生体信号取得部561、第N共感通知部562及び第N無線接続部526を備える。第N生体信号取得部561は、第N生体信号を取得する。第N無線接続部526は、第N生体信号を第3無線接続部523に送信する。

30

【0313】

第3無線接続部523は、第1から第N生体信号を信号判定部530に送信する。信号判定部530は、第1から第N生体信号を有意であるか否かを判定した第1から第N判定結果を共感判定部540に送信する。共感判定部540は、第1から第N判定結果に基づいて共感の有無を判定し、共感発生情報を生成する。

【0314】

例えば、第1生体センサ510を装着した第1被験者と、第2生体センサ515を装着した第2被験者が共感し、第N生体センサ560を装着した第N被験者が共感しなかった場合、第3無線接続部523は、第1無線接続部521及び第2無線接続部522には、共感発生情報を送信する一方で、第N無線接続部526に共感発生情報を送信しない。このように、本例の共感検出システム500は、共感した被験者のみに共感発生情報を通知することができるので、共感していない被験者に知らせることなく共感者に知らせることができる。なお、共感判定部540は、第1生体センサ510、第2生体センサ515及び第N生体センサ560のそれぞれに設けられてもよい。

40

【0315】

図92は、共感検出システム500の動作の一例を示す。共感検出システム500は、ステップS801からステップS810を実行する。

【0316】

50

ステップS801において、第3無線接続部523は、第1生体信号取得部511から第1生体信号を受信する。ステップS802において、第3無線接続部523は、第2生体信号取得部516から第2生体信号を受信する。ステップS803において、第3無線接続部523は、第N生体信号取得部561から第N生体信号を受信する。

【0317】

ステップS804において、信号判定部530は、第1から第N信号の内、有意な信号を判定し、第1から第N判定結果を算出する。また、共感判定部540は、第1から第N判定結果に基づいて、有意かつ同時に発生した信号が2つ以上あるか否かを判定する。

【0318】

ステップS805において、共感判定部540は、第1生体信号が共感した信号であるか否かを判定する。第1生体信号が共感した信号である場合、ステップS806に進む。一方、第1生体信号が共感した信号でない場合、ステップS807に進む。ステップS806において、第3無線接続部523は、第1無線接続部521に共感発生情報を通知する。

10

【0319】

ステップS807において、共感判定部540は、第2生体信号が共感した信号であるか否かを判定する。第2生体信号が共感した信号である場合、ステップS808に進む。一方、第2生体信号が共感した信号でない場合、ステップS809に進む。ステップS808において、第3無線接続部523は、第2無線接続部522に共感発生情報を通知する。

20

【0320】

ステップS809において、共感判定部540は、第N生体信号が共感した信号であるか否かを判定する。第2生体信号が共感した信号である場合、ステップS810に進む。一方、第2生体信号が共感した信号でない場合、ステップS801に戻る。ステップS810において、第3無線接続部523は、第N無線接続部526に共感発生情報を通知する。基本的にステップS810が終了するとステップS801に戻り、ステップS801からステップS810を繰り返す。但し、共感検出システム500を動作させる必要がなくなった場合は任意のタイミングで終了してもよい。

【0321】

図93は、共感検出システム500の構成の一例を示す。本例の共感検出システム500は、第1生体センサ510及び第2生体センサ515を備える。第1生体センサ510は、第1スマートウォッチに実装され、第2生体センサ515は、第2スマートウォッチに実装される。

30

【0322】

第1生体センサ510は、第1生体信号取得部511、第1共感通知部512、第1無線接続部521、第1信号判定部531及び第1共感判定部541に加えて、無線強度判定部570、パートナー位置情報表示部580、第1位置情報取得部581及び第4無線接続部524を備える。一方、第2生体センサ515は、第2生体信号取得部516、第2共感通知部517、第2無線接続部522、第2信号判定部532及び第2共感判定部542に加えて、第5無線接続部525及び第2位置情報取得部582を備える。

40

【0323】

無線強度判定部570は、第1無線接続部521から無線強度情報が入力される。例えば、無線強度情報とは第1生体信号取得部511と第2生体信号取得部516とが無線で接続されているか否かを示す情報である。また、無線強度情報は、第1無線接続部521と第2無線接続部522との無線の強さが予め定められた閾値以上であるか否かを示す。無線強度判定部570は、無線強度情報に基づいて、無線強度判定結果を算出する。本例の無線強度判定部570は、第1生体センサ510のみに設けられるが、第2生体センサ515にも無線強度判定部570が設けられてよい。

【0324】

パートナー位置情報表示部580は、無線強度判定結果に応じて、パートナー位置情報

50

を表示するか否か決定する。より具体的には、パートナー位置情報表示部 580 は、無線強度判定結果が予め定められた範囲内である場合、パートナー位置情報を表示しない。一方、パートナー位置情報表示部 580 は、無線強度判定結果が予め定められた範囲内でない場合、パートナー位置情報を表示する。

【0325】

パートナー位置情報表示部 580 は、パートナー位置情報を表示する場合、第 1 生体センサ 510 及び第 2 生体センサ 515 の位置情報に基づいて、第 1 生体センサ 510 から第 2 生体センサ 515 までの距離及び方向を表示する。また、パートナー位置情報は、第 1 生体信号取得部 511 から第 2 生体信号取得部 516 までの距離及び方向であってよい。距離は気圧差を含んでよく、方向は方位でも上下前後左右であってもよい。

10

【0326】

第 1 位置情報取得部 581 は、第 1 生体センサ 510 の位置情報を示す第 1 位置情報を取得する。例えば、第 1 位置情報とは、衛星測位システムを用いた情報、無線基地局を用いた情報、気圧センサを用いた情報の少なくとも 1 つの情報である。

【0327】

第 4 無線接続部 524 は、第 2 生体センサ 515 の位置情報を示す第 2 位置情報を、第 2 生体センサ 515 から受信する。第 4 無線接続部 524 は、第 2 位置情報をパートナー位置情報表示部 580 に送信する。本例の第 4 無線接続部 524 は、Wi-Fi (登録商標) によるインターネット通信であるが、Bluetooth (登録商標) による通信であってもよい。

20

【0328】

第 2 位置情報取得部 582 は、第 2 位置情報を取得する。例えば、第 2 位置情報とは、第 2 生体センサ 515 に関する、衛星測位システムを用いた情報、無線基地局を用いた情報、気圧センサを用いた情報の少なくとも 1 つの情報である。

【0329】

図 94 は、共感検出システム 500 の動作の一例を示す。本例の共感検出システム 500 は、ステップ S901 からステップ S904 を実行する。ステップ S901 からステップ S904 を実行することにより、第 1 生体センサ 510 及び第 2 生体センサ 515 が繋がっていない場合に、位置情報をパートナー位置情報表示部 580 に表示する。これにより、第 1 生体センサ 510 及び第 2 生体センサ 515 のユーザーは、生体センサが繋がる位置に近付くことができる。

30

【0330】

ステップ S901 において、無線強度判定部 570 は、第 1 無線接続部 521 と第 2 無線接続部 522 とが繋がっているか否かを判定する。第 1 無線接続部 521 と第 2 無線接続部 522 とが繋がっている場合には、ステップ S902 に進まない。無線強度判定部 570 は、予め定められた期間経過後、再度ステップ S901 の実行を開始する。一方、第 1 無線接続部 521 と第 2 無線接続部 522 とが繋がっていない場合、ステップ S902 に進む。

【0331】

ステップ S902 において、パートナー位置情報表示部 580 は、第 1 位置情報取得部 581 から第 1 位置情報を取得する。ステップ S903 において、第 4 無線接続部 524 を用いて、第 5 無線接続部 525 から第 2 位置情報を取得する。ステップ S904 において、パートナー位置情報表示部 580 は、第 1 位置情報及び第 2 位置情報に基づいて、第 1 生体信号取得部 511 から第 2 生体信号取得部 516 までの距離及び方向を表示する。

40

【0332】

なお、基本的にステップ S904 が終了するとステップ S901 に戻り、ステップ S901 からステップ S904 を繰り返す。但し、共感検出システム 500 を動作させる必要がなくなった場合、または、無線強度判定部 570 が無線強度を判定する必要がなくなった場合等、任意のタイミングで終了してもよい。

【0333】

50

図 9 5 は、共感検出システム 5 0 0 の構成の一例を示す。本例の共感発生地図部 5 8 5 は、第 1 生体センサ 5 1 0 及び第 2 生体センサ 5 1 5 に加えて、サーバー 5 8 3 に設けられた共感発生地図部 5 8 5 を更に備える。サーバー 5 8 3 は、第 4 無線接続部 5 2 4 とネットワークで繋がれる。

【 0 3 3 4 】

共感発生地図部 5 8 5 は、取得した位置情報を用いて共感が発生した地点を地図上にプロットする。プロットする地図は、一般的な地図に加えて、施設平面図であってもよい。共感発生地図部 5 8 5 は、共感が発生した地点を地図にプロットする際に、ユーザー情報で分類できる。

【 0 3 3 5 】

10

図 9 6 は、共感検出システム 5 0 0 の構成の一例を示す。本例の第 1 生体センサ 5 1 0 及び第 2 生体センサ 5 1 5 は、第 1 ユーザー情報登録部 5 1 3 及び第 2 ユーザー情報登録部 5 1 8 をそれぞれ備える。

【 0 3 3 6 】

第 1 ユーザー情報登録部 5 1 3 は、第 1 生体センサ 5 1 0 のユーザーのユーザー情報 8 1 を予め登録する。第 1 ユーザー情報登録部 5 1 3 にユーザー情報 8 1 を登録することにより、信号判定及び共感判定の精度が向上する。また、第 1 ユーザー情報登録部 5 1 3 は、ペアとなる第 2 生体センサ 5 1 5 のユーザーのユーザー情報 8 1 を登録してもよい。

【 0 3 3 7 】

共感検出システム 5 0 0 は、共感の発生をユーザー情報 8 1 で分類してもよい。これにより、どのようなユーザー情報 8 1 を持ったユーザー同士が共感するかといった傾向を知ることができる。例えば、ユーザー情報 8 1 は、年齢、世代、性別、人種、国籍及び母国語の少なくとも 1 つを含む。

20

【 0 3 3 8 】

図 9 7 は、生体情報コミュニケーションシステム 6 1 0 の構成の一例を示す。生体情報コミュニケーションシステム 6 1 0 は、複数の脈波測定装置 1 0 2 と相関判定部 6 1 1 で構成される。

【 0 3 3 9 】

生体情報コミュニケーションシステム 6 1 0 は、相関の強い脈波測定装置 1 0 2 のユーザー同士がコミュニケーションするために用いられる。これにより、互いに気が合うユーザー同士のコミュニケーションを促進できる。

30

【 0 3 4 0 】

相関判定部 6 1 1 は、複数の脈波測定装置 1 0 2 で算出される複数の脈波特徴量 7 1 または健康情報 8 6 の各相関を判定する。相関判定部 6 1 1 は、判定した各相関のうち予め定められた値よりも高い相関がある場合に、複数の脈波特徴量 7 1 のうち対応する脈波特徴量を算出する脈波測定装置 1 0 2 に、相関が予め定められた値よりも高いことを示す情報を送信する。

【 0 3 4 1 】

脈波測定装置 1 0 2 の少なくとも 1 つは、相関判定部 6 1 1 を備える構成であってもよい。その場合、相関判定部 6 1 1 を備える脈波測定装置 1 0 2 は、他の脈波測定装置 1 0 2 で算出される脈波特徴量 7 1 の相関を判定する。そして、相関判定部 6 1 1 を備える脈波測定装置 1 0 2 は、相関が予め定められた値よりも高い場合に、相関が予め定められた値よりも高いことを示す情報を出力してよい。

40

【 0 3 4 2 】

図 9 8 は、脈波の波長と皮膚導電率による情動モニターを示す。本例の被験者は、右手首の甲側に脈波センサを装着し、左手首の内側に皮膚導電率センサを装着する。グラフ (A) は脈波センサにより測定した脈波の波長を示し、グラフ (B) は測定した皮膚導電率の一次微分を示す。グラフ (A) 及び (B) の横軸は 2 0 H z サンプルングのサンプル数を示し、縦軸はそれぞれの信号指標を示す。

【 0 3 4 3 】

50

被験者は、それぞれのセンサを装着した状態で、才能発掘コンテストに合格した女性歌手のムービーを鑑賞する。グラフ（Ａ）において、脈波の波長が徐々に短くなる期間は、脈拍数が徐々に上昇する期間に相当する。グラフ（Ａ）及び（Ｂ）を参照すると、脈拍数が徐々に上昇する期間と皮膚導電率が徐々に高まる期間とが一致する。即ち、いずれのセンサにおいても、同じタイミングで変化しており、それぞれのセンサで被験者の情動を検出したと言える。よって、本明細書において、脈拍を測定するために使用した脈波センサは、皮膚導電率の測定に置き換えることができる。

【０３４４】

（実施形態２５）

図９９は、実施形態２５に係る共感検出システム５００の一例を示す。本例の共感検出システム５００は、リストバンド３３６内に実装される。

10

【０３４５】

１つのリストバンド３３６（スマートウォッチを含む）に情動センサと振動器と通信器を実装し、ユーザー２名にリストバンド３３６をそれぞれ装着する。２つの情動センサが同時に情動を検出したら振動器を振るわせてユーザーに通知することで、ユーザー２名の共感をモニターする。情動センサは、脈波信号の波長や拍数の変化、更には脈波信号から計算される血圧の変化をモニターしてもよいし、皮膚導電率の一次微分の変化をモニターしてもよい。運動によっても脈波は変化し、深呼吸によっても皮膚導電率は変化し、また接触不良によってもこれらの情動センサの信号は変化する。しかし、本例の共感検出システム５００は、共感のみをモニターすることにより、情動以外の要因による誤判定を削減できる。

20

【０３４６】

振動器は携帯電話のマナーモードのバイブレータや家庭用ゲーム機のコントローラに用いられるバイブレータと同様の振動子を用いて実現できる。通信器は、Bluetooth（登録商標）によって２つのリストバンド３３６を直接接続する。なお、通知手段は振動を主とするが、その他、触覚、光、音及び温度等、いずれの手段を用いて通知してもよい。

【０３４７】

また、通信器は、１つのスマートフォンに２つのリストバンド３３６をBluetooth（登録商標）で接続し、スマートフォンを介して２つのリストバンド３３６を間接的に接続することもできる。あるいはリストバンド１台とスマートフォン１台とをBluetooth（登録商標）で接続し２つのスマートフォンをWi-Fi（登録商標）経由のインターネットで接続することで２つのリストバンドを間接的に接続することもできる。

30

【０３４８】

本実施例は、ユーザーを２名に限定するものではなくユーザーが３名以上でも実施可能である。その場合、共感発生通知は、共感検出に寄与したユーザーにのみに通知しても、無線で接続可能な全員に同時に通知してもよい。例えば、ユーザーの性別を予め登録しておくか、性別毎に専用のリストバンドを用意して、同性同士の共感の発生を無視する工夫もできる。

【０３４９】

共感が発生した位置を地図や施設平面図にプロットすることで、ノイズの少ない情動マップを作成することもできる。また、２つのリストバンド３３６を接続する無線の強度をモニターすることにより、相手との距離を判定し、ユーザー２名が離れ離れになって迷子になることを防ぐべく、相手までの距離と方向を示すアプリケーションに展開できる。

40

【０３５０】

（実施形態２６）

図１００は、実施形態２６に係る共感検出システム５００の一例を示す。本例の共感検出システム５００は、テレビ電話５９０内に実装される。

【０３５１】

テレビ電話５９０は、通信相手の顔画像と自らのカメラで撮像した顔画像のそれぞれが

50

ら脈波信号を検出する。また、テレビ電話 590 は、脈波信号の波長、拍数、あるいは血圧の変化をモニターして同時に情動が検出されたか否かを判定する。テレビ電話 590 は、判定された情動を画面に表示して、ユーザーに共感の発生を通知する。判定された情動は、スマートフォンが備えるバイブレータによってユーザーに共感の発生を通知してもよい。また、スマートフォンのスピーカーから共感の発生を声やサウンドアイコン（チャイム）で通知してもよい。なお、テレビ電話 590 は、映像と音声に加えて、通知情報を重畳して送信することで、共感の発生を通信相手と共有することもできる。

【0352】

（実施形態 27）

図 101 は、実施形態 27 に係る共感検出システム 500 の一例を示す。本例の共感検出システム 500 は、スマートフォン 595 内に実装される。

10

【0353】

スマートフォン 595 は、インカメラ 596 を備える。スマートフォン 595 は、インカメラ 596 により撮像した顔画像から脈波信号を検出する。脈波信号から、脈波信号の波長、拍数、あるいは血圧の変化をモニターし、情動発生情報が検出される。スマートフォン 595 は、ソーシャルネットワーク・メッセージ交換アプリケーション（例：LINE（登録商標）、Messenger（登録商標））において、検出した情動の発生を送信する。スマートフォン 595 は、自らの情動発生情報と相手から送信されてきた情動発生情報とから共感の発生を検出し、メッセージ交換アプリケーションのお囁き機能（例：LINE（登録商標）スタンプ、絵文字）を用いてユーザーに共感の発生を通知する。

20

【0354】

本実施形態において、互いの情動は必ずしも時間的に同時である必要はない。例えば、ユーザーの一方がメッセージの編集に情動が発生したことをメッセージと共に相手に送信し、その返信メッセージをもう一方のユーザーが編集に情動が発生した場合を共感の発生として取り扱うこともできる。

【0355】

（実施形態 28）

図 102 は、実施形態 28 に係る共感検出システム 500 の一例を示す。本例の共感検出システム 500 は、カメラ 600 に実装される。

【0356】

カメラ 600 は、複数の被写体を撮影しているときに、それぞれの被写体の顔画像から脈波信号を検出する。カメラ 600 は、脈波信号の波長、拍数、あるいは血圧の変化をモニターして、共感が発生したペアを特定する。特定されたペアは、写真または動画に共感の発生とそのペアを指し示す画像を重畳するものである。カメラ 600 は、シャッターが押されたか否かによらず、共感発生タイミングで自動的に撮像してもよい。

30

【0357】

（実施形態 29）

図 103 は、実施形態 29 に係る共感検出システム 500 の一例を示す。本例の共感検出システム 500 は、アウトカメラ 606 及びインカメラ 607 を備えたスマートフォン 605 に実装される。

40

【0358】

スマートフォン 605 は、アウトカメラ 606 で撮像した被写体の顔画像とインカメラ 607 で撮像したユーザーの顔画像のそれぞれから脈波信号を検出する。被写体は、人に限らずペットの犬猫でもよく、被写体の顔画像は、ペットの鼻や舌を含んでよい。スマートフォン 605 は、脈波信号の波長、拍数、あるいは血圧の変化をモニターして同時に情動が検出されたか否かを判定する。スマートフォン 605 が備えるバイブレータによってユーザーに共感の発生を通知する。共感発生の通知は、撮像した写真やムービーにユーザーとの共感の証をアイコンや音声（ガイダンスまたはサウンドアイコン）で記録してもよい。あるいは共感が発生した時だけインカメラ 607 のユーザーの顔写真をアウトカメラ 606 の画像の一部に重畳してもよい。

50

【 0 3 5 9 】

本明細書に開示された共感検出システム 5 0 0 は、複数のユーザーが同じ刺激を受ければ同時に同じ生体反応を引き起こす現象を利用して、ノイズによる誤判定を削減する。例えば、同時に同じ生体反応を引き起こす現象とは、映画館で同じ場面で泣いたり、テーマパークで突然の人気キャラクターの出現に感動したり、電話で会話する離れた二人が一緒に感動することである。

【 0 3 6 0 】

本明細書に開示された共感検出システム 5 0 0 により、互いの表情を見たり会話を交わしたりといった意思疎通ができない状況下にあっても、互いの共感をリアルタイムに確認することができるようになる。例えば、映画館に複数人で行った場合、映画鑑賞中は互いの顔は見えないし話し掛けることもはばかれるので共感したシーンか否かを互いに確認することはできないが、生体センサを備えたリストバンドをそれぞれの手首に装着して共感したことを検知し、同じくリストバンドに備えた振動器を用いて通知すれば、他の観客に迷惑を掛けることなく互いの共感をリアルタイムに確認することができる。

【 0 3 6 1 】

図 1 0 4 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を備える。

【 0 3 6 2 】

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 3 6 3 】

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 からプログラムまた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 3 6 4 】

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/または、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 からプログラムまた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 2084 へと接続する。

【0365】

RAM 2020 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-ROM 2095、または 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、RAM 2020 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、CPU 2000 において実行される。

【0366】

コンピュータ 1900 にインストールされ、コンピュータ 1900 を血圧情報出力装置として機能させるプログラムは、映像入力モジュール、血圧情報出力モジュール、脈拍情報算出モジュールとを備える。これらのプログラムまたはモジュールは、CPU 2000 等に働きかけて、コンピュータ 1900 を、血圧情報出力装置としてそれぞれ機能させる。

10

【0367】

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脈波情報取得部 21、血圧情報出力部 30 及び脈拍情報算出部 40 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また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圧情報出力装置 100、及びライブ血圧情報出力装置 101 が構築される。

20

【0368】

また、コンピュータ 1900 にインストールされ、コンピュータ 1900 を脈波測定装置として機能させるプログラムは、脈波情報取得モジュール、脈波特徴量算出モジュール、健康情報推定モジュールとを備える。これらのプログラムまたはモジュールは、CPU 2000 等に働きかけて、コンピュータ 1900 を、脈波測定装置としてそれぞれ機能させる。

【0369】

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脈波情報取得部 60、脈波特徴量算出部 70 及び健康情報推定部 85 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または加工を実現することにより、使用目的に応じた特有の脈波測定装置 102 が構築される。

30

【0370】

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、CPU 2000 は、RAM 2020 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、CPU 2000 の制御を受けて、RAM 2020、ハードディスクドライブ 2040、フレキシブルディスク 2090、または CD-ROM 2095 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、CPU 2000 が転送元の記憶装置また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 また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。

40

【0371】

また、CPU 2000 は、ハードディスクドライブ 2040、CD-ROM ドライブ 2060 (CD-ROM 2095)、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

50

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及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/または記憶装置に含まれるものとする。

10

【0372】

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（また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。

20

【0373】

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。

【0374】

また、請求の範囲、明細書、及び図面中において示した装置、システム、プログラム、及び方法における動作、手順、ステップ、及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。請求の範囲、明細書、及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。

30

【0375】

以上に示したプログラムまたはモジュールは、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または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またはインターネットに接続されたサーバーシステムに設けたハードディスクまたは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。

40

【0376】

以上、説明した実施態様を以下に記す。

[実施態様1]

生体の部位から、脈波情報を光学的に取得する脈波情報取得部と、
前記脈波情報に基づいて、前記生体の脈拍数を周波数分析により算出し、前記脈波情報に基づいて、前記生体の脈波の時間情報を算出する脈拍情報算出部と、
前記脈拍数と前記時間情報とに基づいて、前記生体の血圧情報を推定して出力する血圧

50

情報出力部と、

を備える血圧情報出力装置。

[実施態様 2]

前記時間情報は、

前記脈波の立ち上がり時間、及び前記脈波の立ち下がり時間のうち、少なくとも 1 つである実施態様 1 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 3]

前記部位は、

前記生体の鼻である実施態様 1 または 2 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 4]

前記部位は、

前記生体の指先である実施態様 1 または 2 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 5]

前記血圧情報出力部は、

前記時間情報の 2 乗に基づいて、前記血圧情報を推定して出力する実施態様 2 から 4 のいずれか一項に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 6]

前記血圧情報は、

血圧、血圧状態、動脈硬化、血管年齢、脳卒中体質のうち、少なくとも 1 つを示す実施態様 1 から 5 のいずれか一項に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 7]

前記脈拍情報算出部は、

前記周波数分析により算出した前記脈拍数と前記脈波情報とに基づいて、前記時間情報を算出する実施態様 1 から 6 のいずれか一項に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 8]

生体の部位の映像を入力する映像入力部と、

前記映像に基づいて、前記生体の脈拍数と前記生体の脈波の時間情報とを算出する脈拍情報算出部と、

前記脈拍数と前記時間情報とに基づいて、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、

を備える血圧情報出力装置。

[実施態様 9]

前記時間情報は、

前記脈波の立ち上がり時間、及び前記脈波の立ち下がり時間のうち、少なくとも 1 つである実施態様 8 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 10]

前記脈拍情報算出部は、

前記映像から前記生体の脈波成分信号を抽出する脈波成分信号抽出部と、

前記脈波成分信号から前記生体の脈拍数を算出する脈拍数算出部と、

前記脈波成分信号から前記立ち上がり時間、及び前記立ち下がり時間のうち、少なくとも 1 つを算出する時間情報算出部と、

を備える実施態様 9 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 11]

前記脈拍数算出部は、

周波数分析に基づいて、前記脈拍数を算出する実施態様 10 に記載の血圧情報出力装置。

。

[実施態様 12]

前記周波数分析は、離散時間分析であり、前記離散時間分析において入力される前記脈波成分信号のポイント数は、1 ウィンドウあたり 128 ポイントである実施態様 11 に記載の血圧情報出力装置。

10

20

30

40

50

- [実施態様 13]
前記周波数分析は、
FFT 分析である実施態様 12 に記載の血压情報出力装置。
- [実施態様 14]
前記周波数分析は、
ウェーブレット分析である実施態様 12 に記載の血压情報出力装置。
- [実施態様 15]
前記時間情報算出部は、
前記脈波成分信号の 1 階微分に基づいて、前記時間情報を算出する実施態様 10 から 14 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。 10
- [実施態様 16]
前記部位は、
前記生体の鼻である実施態様 8 から 15 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。
- [実施態様 17]
前記部位は、
前記生体の指先である実施態様 7 から 15 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。
- [実施態様 18]
前記血压情報出力部は、
前記時間情報の 2 乗に基づいて、前記血压情報を推定して出力する実施態様 8 から 17 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。 20
- [実施態様 19]
前記血压情報は、
血压、血压状態、動脈硬化、血管年齢、脳卒中体質のうち、少なくとも 1 つを示す実施態様 8 から 18 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。
- [実施態様 20]
前記生体が情報を前記血压情報出力装置に入力する際に用いられる情報入力装置を更に備え、
前記血压情報出力部は、
ディスプレイを備え、前記情報入力装置への入力が予め定められた時間なかった場合に、前記血压情報を前記ディスプレイに表示する実施態様 8 から 19 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。 30
- [実施態様 21]
前記血压情報出力部は、
前記情報入力装置へ情報が入力された場合に、前記血压情報を前記ディスプレイの表示を中止する実施態様 20 に記載の血压情報出力装置。
- [実施態様 22]
前記情報入力装置は、
キーボードまたはマウスである実施態様 20 または 21 に記載の血压情報出力装置。
- [実施態様 23]
前記血压情報出力部は、 40
ディスプレイを備え、スクリーンセーバーとして、前記血压情報を前記ディスプレイに表示する実施態様 8 から 19 のいずれか一項に記載の血压情報出力装置。
- [実施態様 24]
コンピュータを、実施態様 8 から実施態様 23 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。
- [実施態様 25]
実施態様 24 に記載の血压情報出力プログラムを有する媒体。
- [実施態様 26]
生体の単一の部位の映像を取得することと、
前記映像に基づいて、前記生体の脈拍数と前記生体の脈波の時間情報を算出することと 50

、
前記脈拍数と前記時間情報とに基づいて、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。

[実施態様 27]

生体の単一の部位の映像を入力する映像入力部と、
前記映像に基づいて、前記生体の血圧情報を出力する血圧情報出力部と、
を備える血圧情報出力装置。

[実施態様 28]

前記映像入力部は、
前記映像を撮影するカメラを備える実施態様 27 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 29]

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る実施態様 27 に記載の血圧情報出力装置

10

。

[実施態様 30]

前記生体が情報を入力する情報入力装置を更に備え、
前記血圧情報出力部は、
前記情報入力装置への入力が予め定められた時間なかった場合に、前記血圧情報を前記
ディスプレイに表示する実施態様 29 に記載の血圧情報出力装置。

20

[実施態様 31]

前記血圧情報出力部は、
前記情報入力装置へ情報が入力された場合に、前記血圧情報を前記ディスプレイの表示
を中止する実施態様 30 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 32]

前記情報入力装置は、
キーボードまたはマウスである実施態様 30 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 33]

前記血圧情報出力部は、
スクリーンセーバーとして、前記血圧情報を前記ディスプレイに表示する実施態様 29
に記載の血圧情報出力装置。

30

[実施態様 34]

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る実施態様 27 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 35]

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実施態様 27 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 36]

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実施態様 27 に記載の血圧情報出力
装置。

40

[実施態様 37]

前記映像は、
前記生体の鼻の映像である実施態様 27 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 38]

前記映像は、
前記生体の指先の映像である実施態様 27 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 39]

コンピュータを、実施態様 27 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。

50

〔実施態様 4 0 〕

生体の単一の部位の映像を入力することと、
前記映像に基づいて、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。

〔実施態様 4 1 〕

前記映像をカメラより取得することを更に備える実施態様 4 0 に記載の血圧情報出力方法。

〔実施態様 4 2 〕

前記血圧情報をディスプレイに表示させることを更に備える実施態様 4 0 に記載の血圧情報出力方法。

10

〔実施態様 4 3 〕

前記表示させることは、
情報入力装置へ前記生体が情報を予め定められた時間入力しなかった場合に、前記血圧情報を前記ディスプレイに表示させることである実施態様 4 2 に記載の血圧情報出力方法。

〔実施態様 4 4 〕

前記情報入力装置へ情報が入力された場合に、前記血圧情報を前記ディスプレイの表示を中止する実施態様 4 3 に記載の血圧情報出力方法。

〔実施態様 4 5 〕

前記情報入力装置は、
キーボードまたはマウスである実施態様 4 3 に記載の血圧情報出力方法。

20

〔実施態様 4 6 〕

前記表示させることは、
スクリーンセーバーとして、前記血圧情報を前記ディスプレイに表示させることである実施態様 4 2 に記載の血圧情報出力方法。

〔実施態様 4 7 〕

前記血圧情報を電子機器に送信することを更に備える実施態様 4 0 に記載の血圧情報出力方法。

〔実施態様 4 8 〕

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更に備える実施態様 4 0 に記載の血圧情報出力方法。

30

〔実施態様 4 9 〕

生体の顔映像を入力する顔映像入力部と、
前記顔映像に基づいて、前記生体のライブ血圧情報を出力するライブ血圧情報出力部と、
を備えるライブ血圧情報出力装置。

〔実施態様 5 0 〕

前記顔映像入力部は、
前記顔映像を撮影するカメラを備える実施態様 4 9 に記載のライブ血圧情報出力装置。

〔実施態様 5 1 〕

前記ライブ血圧情報出力部は、
前記ライブ血圧情報を表示するディスプレイを備える実施態様 4 9 に記載のライブ血圧情報出力装置。

40

〔実施態様 5 2 〕

前記生体が情報を入力する情報入力装置を更に備え、
前記ライブ血圧情報出力部は、
前記情報入力装置への入力が予め定められた時間なかった場合に、前記ライブ血圧情報を前記ディスプレイに表示する実施態様 5 1 に記載のライブ血圧情報出力装置。

〔実施態様 5 3 〕

前記ライブ血圧情報出力部は、

50

前記情報入力装置へ情報が入力された場合に、前記ライブ血圧情報を前記ディスプレイの表示を中止する実施態様 5 2 に記載のライブ血圧情報出力装置。

[実施態様 5 4]

前記情報入力装置は、

キーボードまたはマウスである実施態様 5 2 に記載のライブ血圧情報出力装置。

[実施態様 5 5]

前記血圧情報出力部は、

スクリーンセーバーとして、前記ライブ血圧情報を前記ディスプレイに表示する実施態様 5 1 に記載のライブ血圧情報出力装置。

[実施態様 5 6]

前記ライブ血圧情報出力部は、

前記ライブ血圧情報を出力するスピーカーを備える実施態様 4 9 に記載のライブ血圧情報出力装置。

[実施態様 5 7]

前記ライブ血圧情報出力部は、

前記ライブ血圧情報を電子機器に送信する実施態様 4 9 に記載のライブ血圧情報出力装置。

[実施態様 5 8]

前記ライブ血圧情報出力部は、

前記ライブ血圧情報を医療機関のデータベースに送信する実施態様 4 9 に記載のライブ血圧情報出力装置。

[実施態様 5 9]

前記顔映像は、

前記生体の鼻の映像である実施態様 4 9 に記載のライブ血圧情報出力装置。

[実施態様 6 0]

コンピュータを、実施態様 4 9 に記載のライブ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。

[実施態様 6 1]

生体の顔映像を入力することと、

前記顔映像に基づいて、前記生体のライブ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ライブ血圧情報出力方法。

[実施態様 6 2]

前記顔映像をカメラより取得することを更に備える実施態様 6 1 に記載のライブ血圧情報出力方法。

[実施態様 6 3]

前記ライブ血圧情報をディスプレイに表示させることを更に備える実施態様 6 2 に記載のライブ血圧情報出力方法。

[実施態様 6 4]

前記表示させることは、

情報入力装置へ前記生体が情報を予め定められた時間入力しなかった場合に、前記ライブ血圧情報を前記ディスプレイに表示させることである実施態様 6 3 に記載のライブ血圧情報出力方法。

[実施態様 6 5]

前記情報入力装置へ情報が入力された場合に、前記ライブ血圧情報の表示を中止することを更に備えた実施態様 6 4 に記載のライブ血圧情報出力方法。

[実施態様 6 6]

前記情報入力装置は、

キーボードまたはマウスである実施態様 6 4 に記載のライブ血圧情報出力方法。

[実施態様 6 7]

前記表示させることは、

10

20

30

40

50

スクリーンセーバーとして、前記ライブ血圧情報を前記ディスプレイに表示させることである実施態様 6 3 に記載のライブ血圧情報出力方法。

[実施態様 6 8]

前記ライブ血圧情報を電子機器に送信することを更に備える実施態様 6 1 に記載のライブ血圧情報出力方法。

[実施態様 6 9]

前記ライブ血圧情報を医療機関のデータベースに送信することを更に備える実施態様 6 1 に記載のライブ血圧情報出力方法。

[実施態様 7 0]

生体の顔映像を入力する顔映像入力部と、
前記顔映像に基づいて、前記生体の血圧情報をスクリーンセーバー表示する血圧情報表示ディスプレイと、
を備えるヘルスケアスクリーンセーバーコンピューター。

[実施態様 7 1]

生体の映像を入力する映像入力部と、
前記映像に基づいて、血圧情報を表示する血圧情報表示部と、
を備えるヘッドマウントディスプレイ。

[実施態様 7 2]

生体の脈波情報を取得する脈波情報取得部と、
前記脈波情報に基づいて、血圧情報を表示する血圧情報表示部と、
を備える腕時計。

[実施態様 7 3]

ヘッドマウントディスプレイが取得した生体の映像を受信する映像受信部と、
前記映像に基づいて、血圧情報を無線通信で出力する血圧情報出力部と、
を備える血圧情報出力装置。

[実施態様 7 4]

前記無線通信は、
BlueTooth (登録商標) である実施態様 7 3 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 7 5]

前記無線通信は、
Wi-Fi (登録商標) である実施態様 7 4 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 7 6]

腕時計が取得した生体の脈波情報を受信する脈波情報受信部と、
前記脈波情報に基づいて、血圧情報を無線通信で出力する血圧情報出力部と、
を備える血圧情報出力装置。

[実施態様 7 7]

前記無線通信は、
BlueTooth (登録商標) である実施態様 7 6 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 7 8]

前記無線通信は、
Wi-Fi (登録商標) である実施態様 7 7 に記載の血圧情報出力装置。

[実施態様 7 9]

生体の映像を入力する映像入力部と、
前記映像をネットワークサーバーに送信する映像送信部と、
前記ネットワークサーバーから血圧情報を受信する血圧情報受信部と、
前記血圧情報を出力する血圧情報出力部と、
を備える血圧情報出力装置。

[実施態様 8 0]

生体の映像を入力する映像入力部と、
前記映像に基づいて、前記生体のムード情報を表示するムード表示部と、

を備えるムードモニター。

〔実施態様 8 1〕

前記映像入力部は、

複数の生体の映像を入力し、

前記ムード表示部は、

前記複数の生体のムード情報を表示する実施態様 8 0 に記載のムードモニター。

〔実施態様 8 2〕

生体の映像を入力する映像入力部と、

前記映像に基づいて、前記生体の血圧情報を表示する血圧情報表示部と、

を備える鏡。

10

〔実施態様 8 3〕

ベッドの生体の映像を取得するカメラと、

前記映像を受信して前記生体の血圧情報を出力する携帯機器と、

を備えるヘルスマニター。

〔実施態様 8 4〕

車両の運転手の映像を取得する運転操縦室カメラと、

前記映像を受信して前記運転手の体調情報を出力する体調情報出力コンピュータと、

を備える運転手監視システム。

〔実施態様 8 5〕

前記体調情報を受信してアラームを出力するアラーム出力部を更に備える実施態様 8 4 に記載の運転手監視システム。

20

〔実施態様 8 6〕

ゲームプレイヤーの映像を取得するカメラを有するゲームコントローラーと、

前記映像を受信して前記ゲームプレイヤーの情報をネットワークゲームサーバーに送信し、前記ネットワークゲームサーバーによりゲーム進行がコントロールされるゲーム機本体と、

を備えるプレイヤーモニターシステム。

〔実施態様 8 7〕

視聴者の映像を入力するカメラと、

前記映像に基づいて、コンテンツの表示を制御するコンテンツ表示制御テレビと、

を備える視聴者モニターシステム。

30

〔実施態様 8 8〕

前記コンテンツ表示制御テレビは、

前記視聴者が光過敏性発作を起こしているときに、シャットダウンする実施態様 8 7 に記載の視聴者モニターシステム。

〔実施態様 8 9〕

前記コンテンツ表示制御テレビは、

前記視聴者が光過敏性発作を起こすようなコンテンツが送られてきたときに、シャットダウンする実施態様 8 7 に記載の視聴者モニターシステム。

40

【0 3 7 7】

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、請求の範囲の記載から明らかである。

【符号の説明】

【0 3 7 8】

1 0・・・生体、1 1・・・鼻、1 2・・・顔、1 3・・・ユーザー、1 4・・・生体の部位、2 0・・・映像入力部、2 1・・・脈波情報取得部、2 3・・・顔映像入力部、2 5・・・カメラ、2 6・・・単一部位映像、2 7・・・顔映像、2 8・・・脈波情報、3 0・・・血圧情報出力部、3 1・・・ライブ血圧情報出力部、3 3・・・ムード表示部、

50

35・・・ディスプレイ、36・・・血圧情報推定値、37・・・ライブ血圧情報推定値、
 40・・・脈拍情報算出部、41・・・脈波成分信号抽出部、42・・・脈拍数算出部、
 43・・・時間情報算出部、45・・・脈拍数、46・・・脈波時間情報、50・・・
 情報入力装置、51・・・マウス、52・・・キーボード、60・・・脈波情報取得部、
 61・・・脈波情報、62・・・映像情報、63・・・カメラ、64・・・RGB/YCbCr変換部、
 65・・・脈波トレース信号検出部、66・・・BPF、67・・・サンプリングレート変更部、
 68・・・発光部、受光部、69・・・ウィンドウ切出し部、70・・・脈波特徴量算出部、
 71・・・脈波特徴量、72・・・脈拍情報算出部、73・・・脈拍数、74・・・時間情報、
 75・・・窓関数掛け算部、76・・・統合出力部、77・・・離散周波数変換部、
 80・・・ユーザー情報取得部、81・・・ユーザー情報、82・・・属性情報取得部、
 83・・・属性情報、85・・・健康情報推定部、86・・・健康情報、87・・・環境情報取得部、
 88・・・環境情報、89・・・記憶部、90・・・情報出力部、91・・・出力情報、
 95・・・ライブネス推定部、96・・・ライブネス情報、100・・・血圧情報出力装置、
 101・・・ライブ血圧情報出力装置、102・・・脈波測定装置、200・・・トレッドミル、
 210・・・PC本体、211・・・モニタディスプレイ、220・・・HMD、221・・・HMDカメラ、
 222・・・ディスプレイ用グラス、230・・・スマートフォン、231・・・ネットワークサ
 ーバー、240・・・腕時計、241・・・時計表示ディスプレイ、250・・・運行監
 視コンピュータ、251・・・運行監視ディスプレイ、252・・・アラーム出力部、
 260・・・ゲームコントローラー、261・・・ゲーム機本体、262・・・ネットワー
 クゲームサーバー、270・・・テレビ、290・・・ドア、291・・・ディスプレイ、
 295・・・インターホン、300・・・体組成計、301・・・ディスプレイ、310・・・
 接客カウンター、311・・・ディスプレイ、320・・・入場ゲート、330・・・
 人工透析システム、331・・・リクライニングチェア、332・・・カメラ、333・・・
 人工透析装置本体、334・・・医療機関、336・・・リストバンド、340・・・
 作業管理システム、341・・・ヘルメット、342・・・カメラ、343・・・
 管理コンピュータ、344・・・ディスプレイ、350・・・乗客管理システム、351・・・
 座席、352・・・カメラ、360・・・マッサージチェア、361・・・アームレスト、
 362・・・発光部、受光部、500・・・共感検出システム、510・・・第1生体センサ、
 511・・・第1生体信号取得部、512・・・第1共感通知部、513・・・第1ユーザー情報登録部、
 515・・・第2生体センサ、516・・・第2生体信号取得部、517・・・第2共感通知部、
 518・・・第2ユーザー情報登録部、520・・・無線接続部、521・・・第1無線接続部、
 522・・・第2無線接続部、523・・・第3無線接続部、524・・・第4無線接続部、
 525・・・第5無線接続部、526・・・第N無線接続部、530・・・信号判定部、531・・・
 第1信号判定部、532・・・第2信号判定部、540・・・共感判定部、541・・・第1共感判定部、
 542・・・第2共感判定部、550・・・解析機能付センサ、560・・・第N生体センサ、
 561・・・第N生体信号取得部、562・・・第N共感通知部、570・・・無線強度判定部、
 580・・・パートナー位置情報表示部、581・・・第1位置情報取得部、582・・・
 第2位置情報取得部、583・・・サーバー、585・・・共感発生地図部、590・・・
 テレビ電話、595・・・スマートフォン、596・・・インカメラ、600・・・カメラ、
 605・・・スマートフォン、606・・・アウトカメラ、607・・・インカメラ、
 610・・・生体情報コミュニケーションシステム、611・・・
 相関判定部、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

10

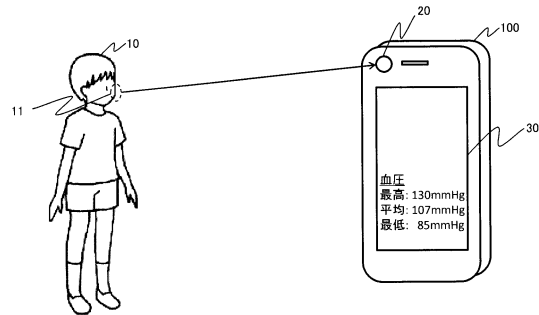
20

30

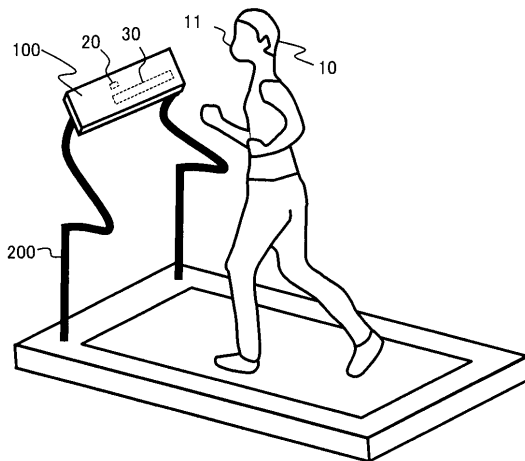
40

50

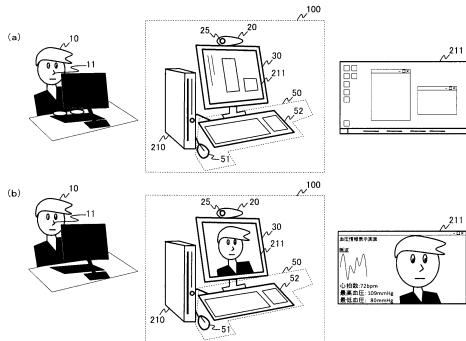
【図 1】



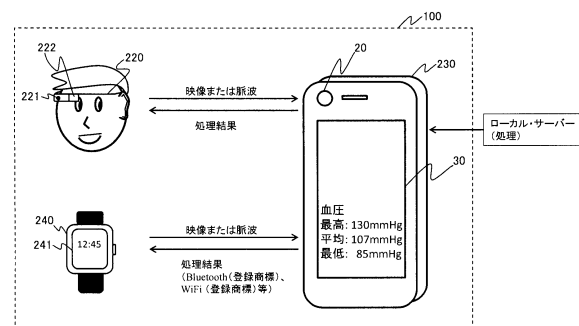
【図 2】



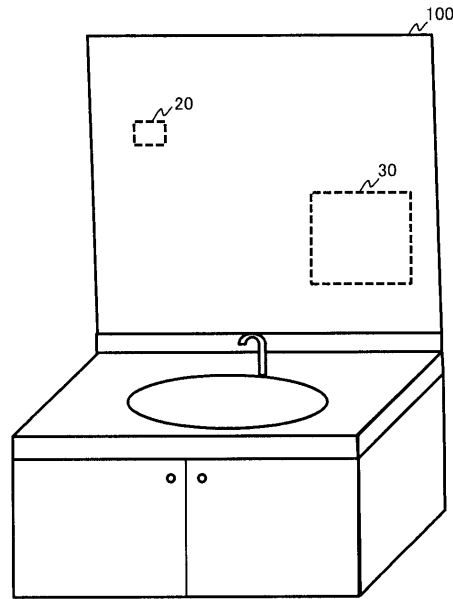
【図 4】



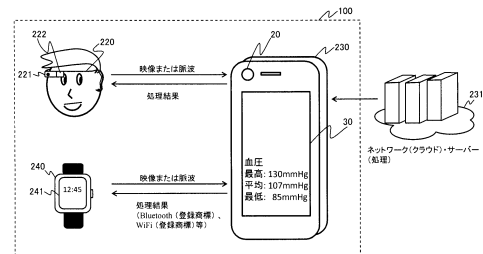
【図 5】



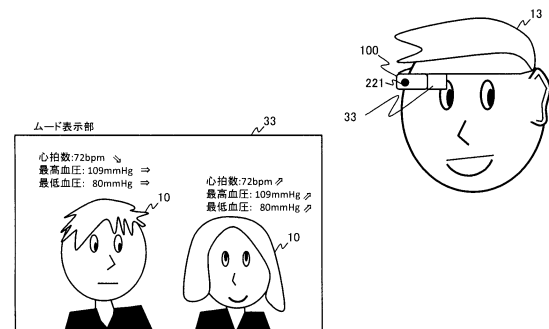
【図 3】



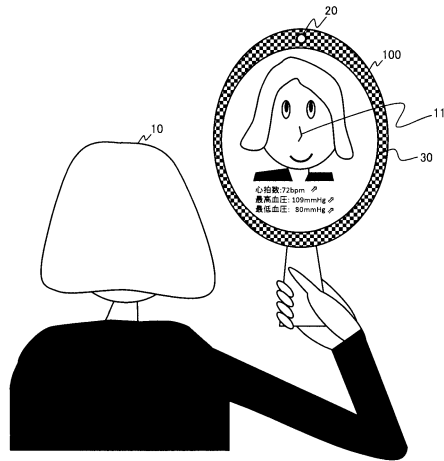
【図 6】



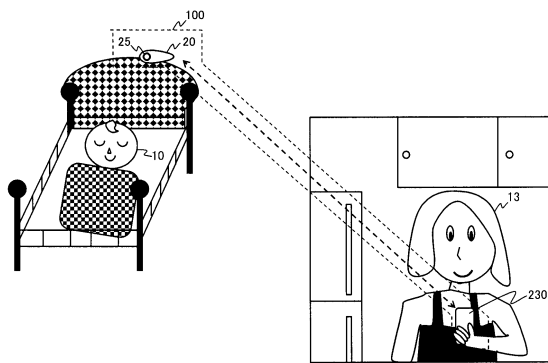
【図 7】



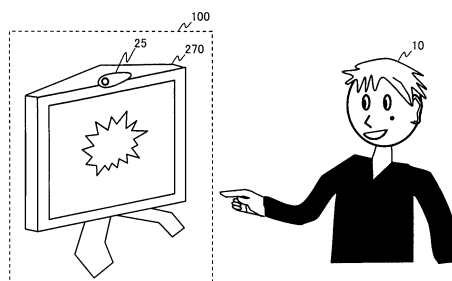
【図 8】



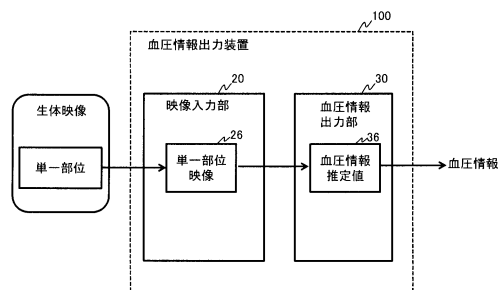
【図 9】



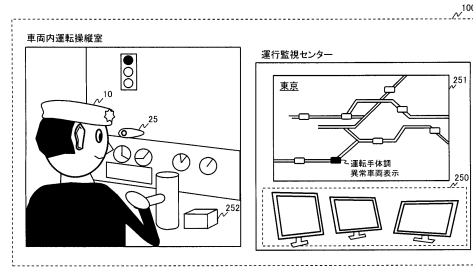
【図 12】



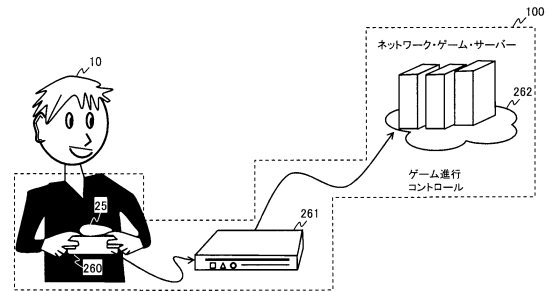
【図 13】



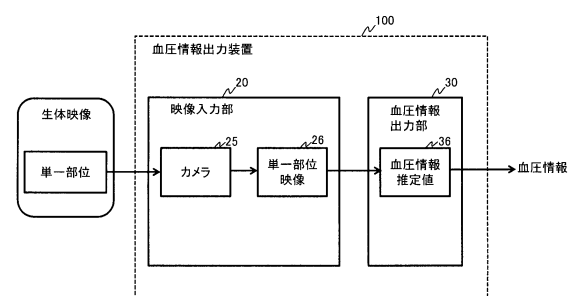
【図 10】



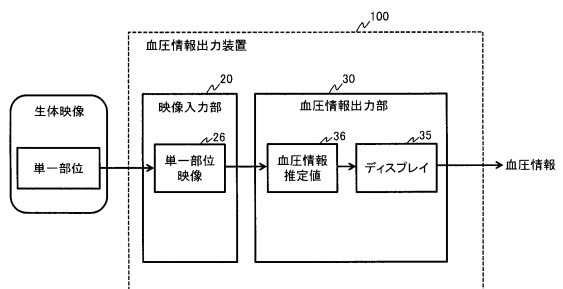
【図 11】



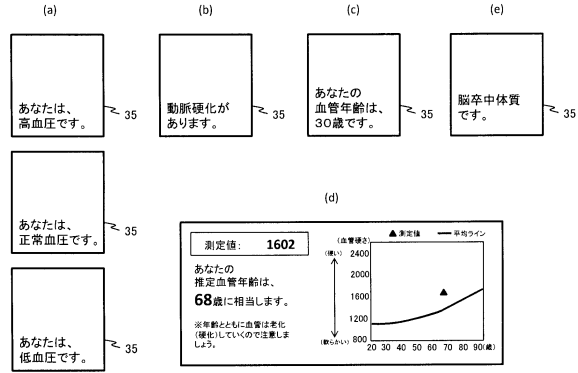
【図 14】



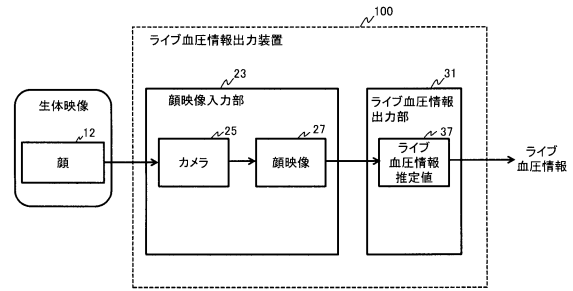
【図 15】



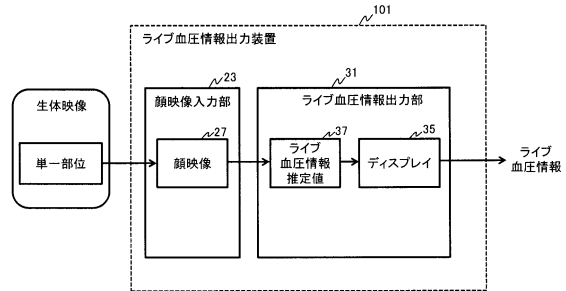
【図 16】



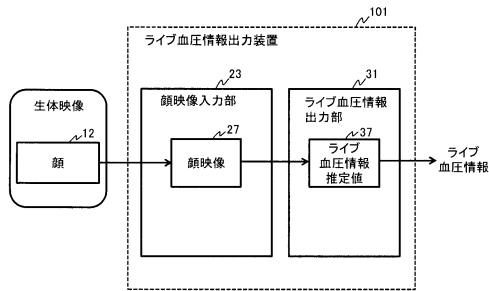
【図 18】



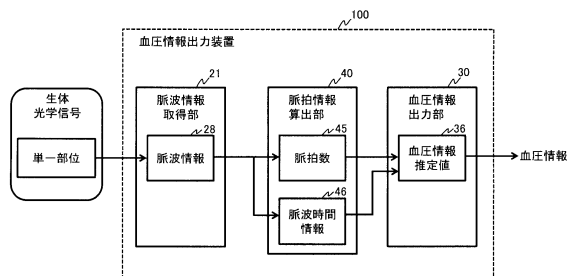
【図 19】



【図 17】



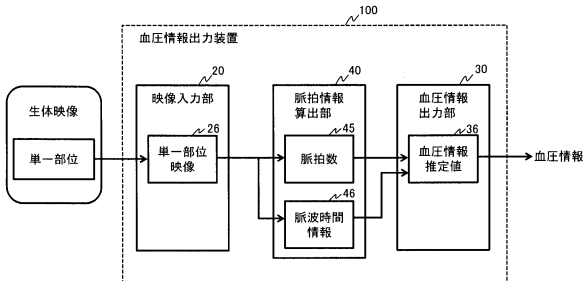
【図 20】



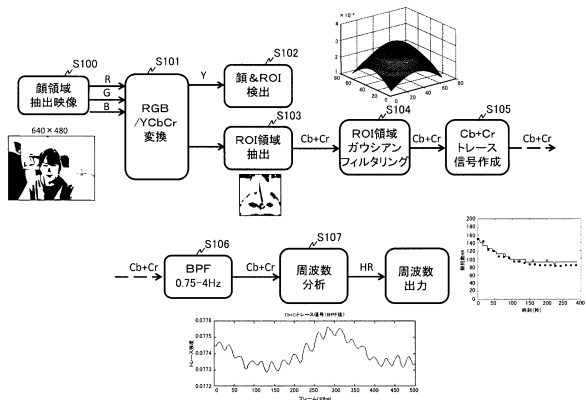
【図 22】



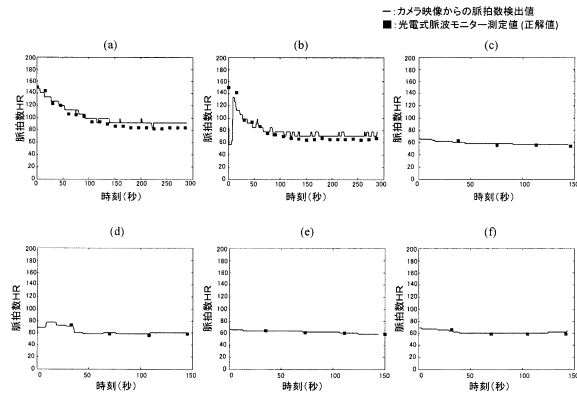
【図 21】



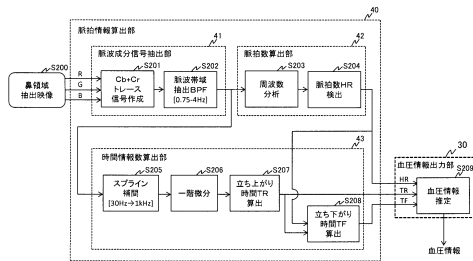
【図 23】



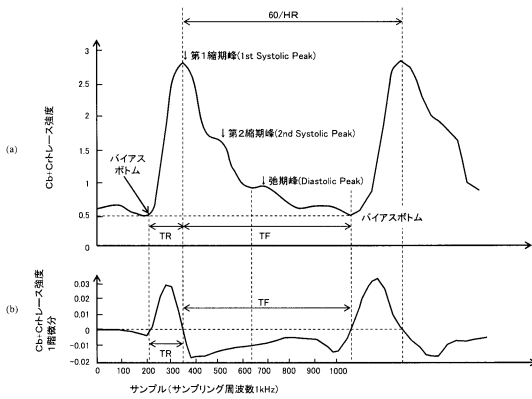
【図 24】



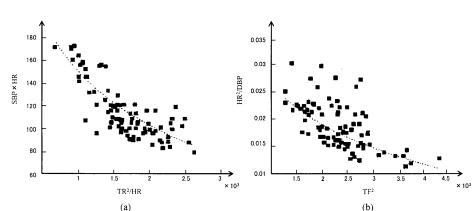
【図 25】



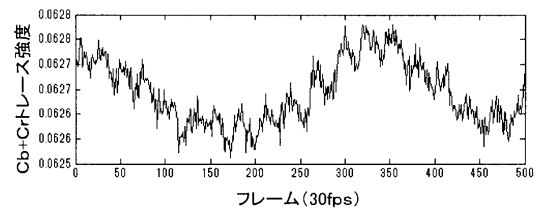
【図 29】



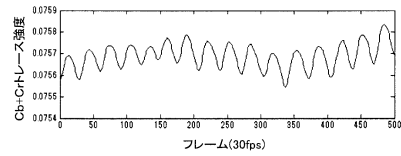
【図 30】



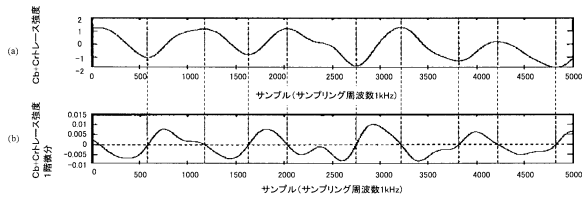
【図 26】



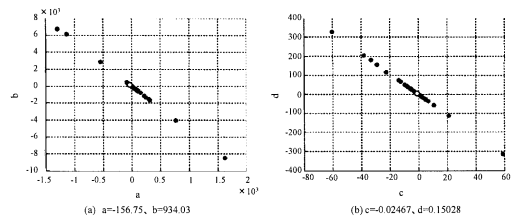
【図 27】



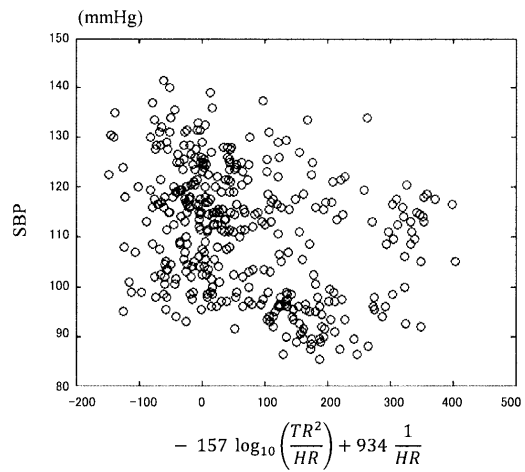
【図 28】



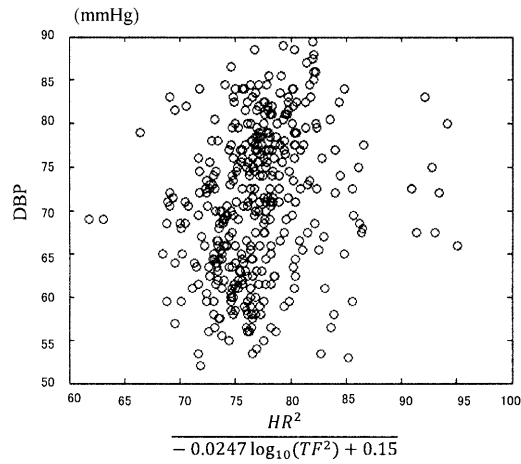
【図 31】



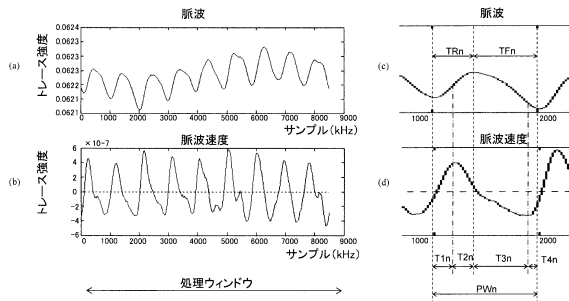
【図 32】



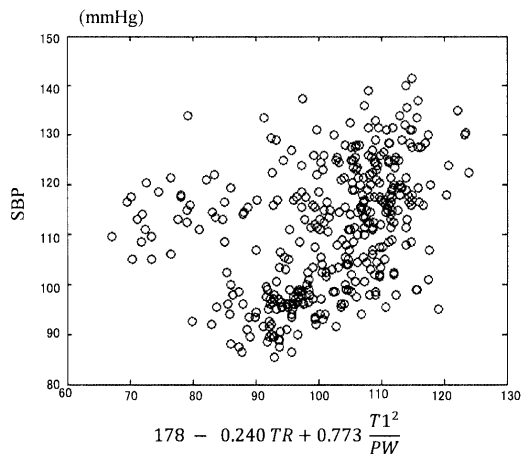
【図 3 3】



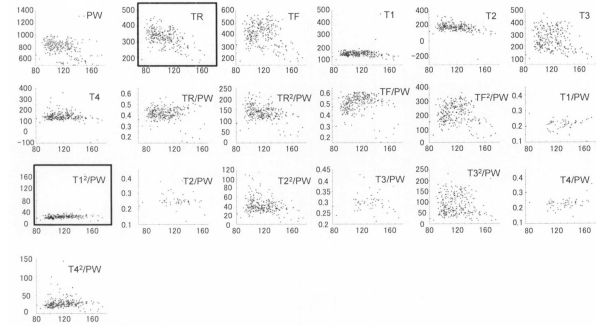
【図 3 4】



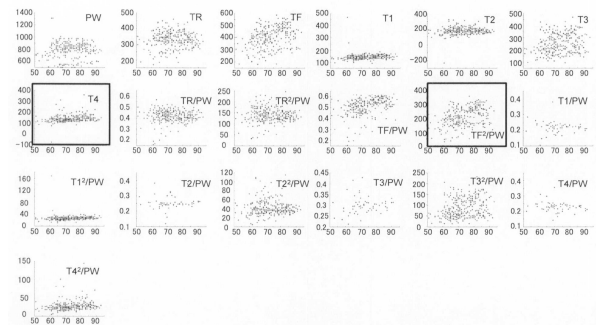
【図 3 7】



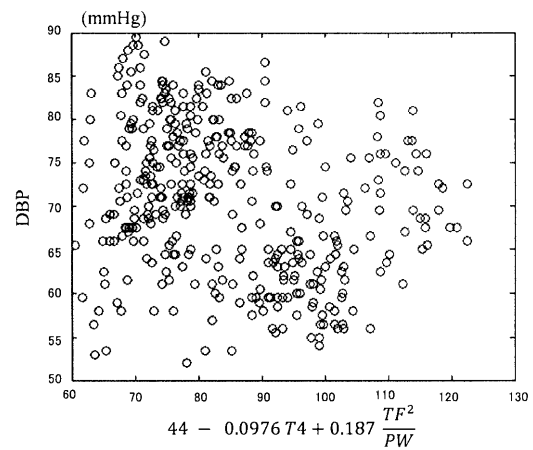
【図 3 5】



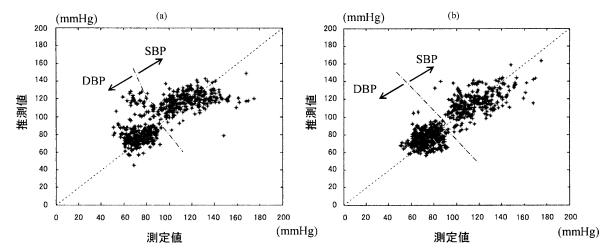
【図 3 6】



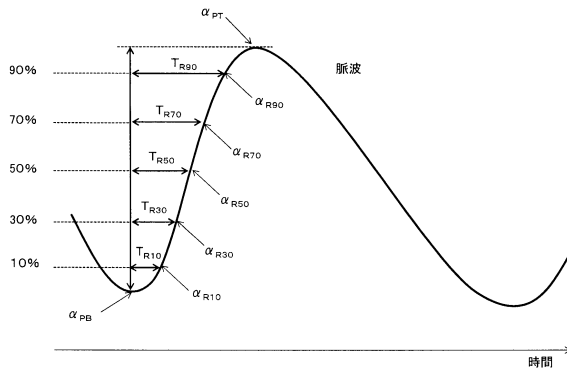
【図 3 8】



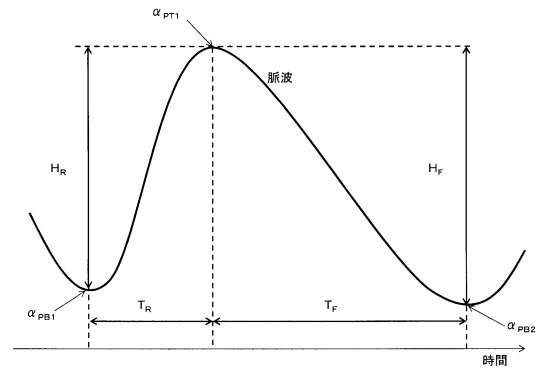
【図 3 9】



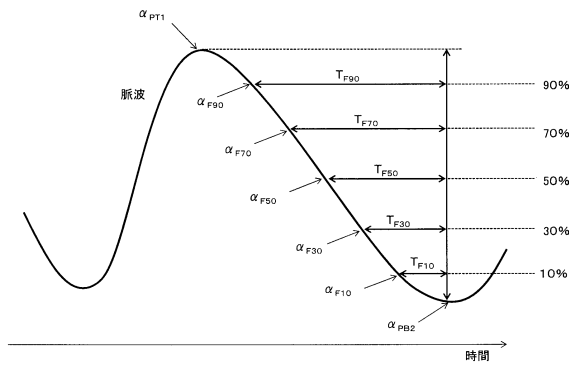
【図 4 0】



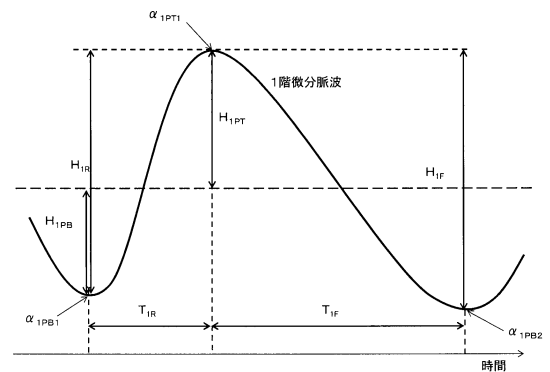
【図 4 2】



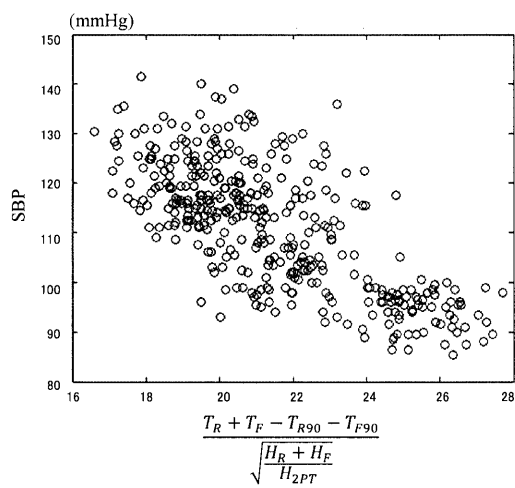
【図 4 1】



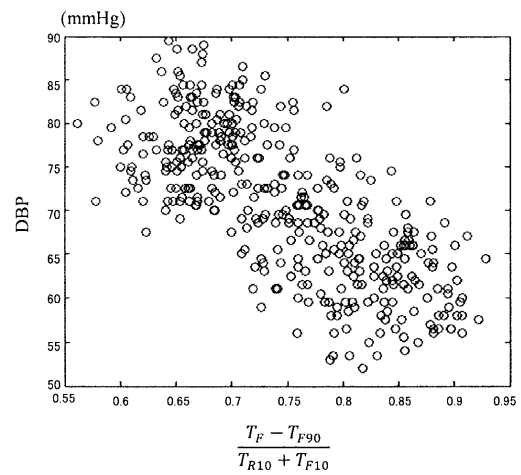
【図 4 3】



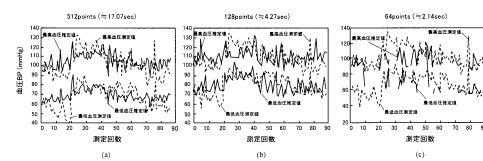
【図 4 4】



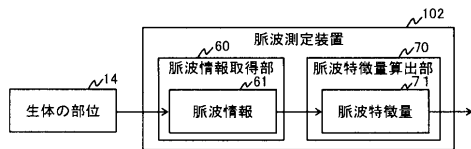
【図 4 5】



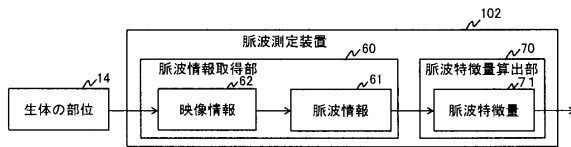
【図 4 6】



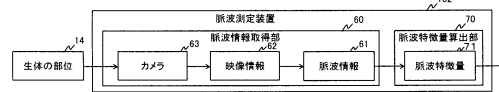
【図 47】



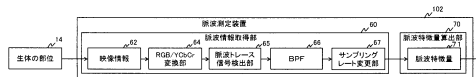
【図 48】



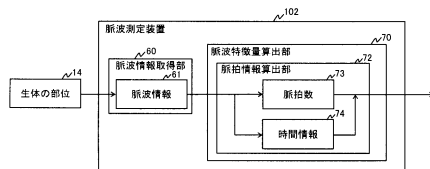
【図 49】



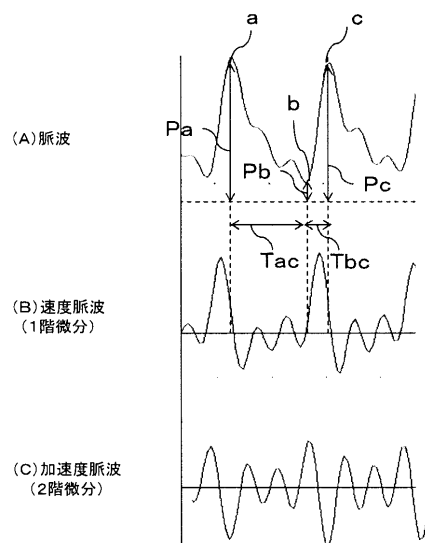
【図 50】



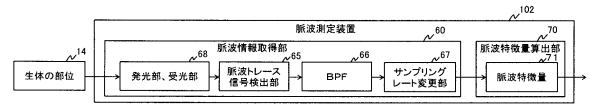
【図 54】



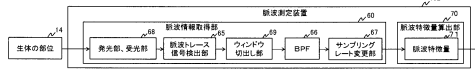
【図 55】



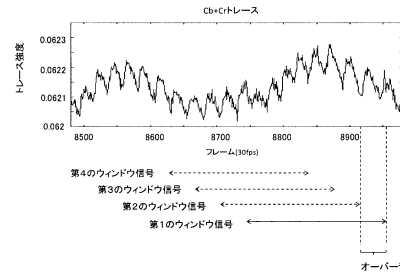
【図 51】



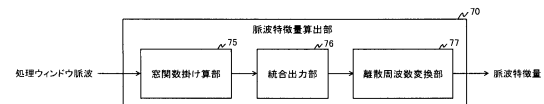
【図 52】



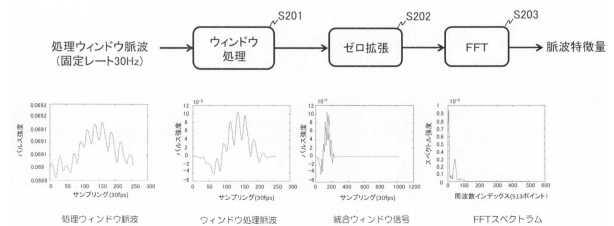
【図 53】



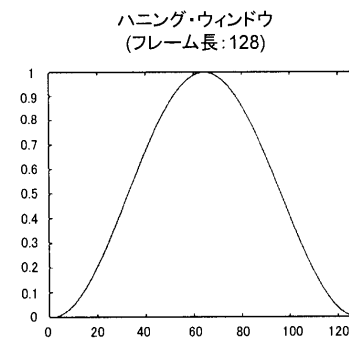
【図 56】



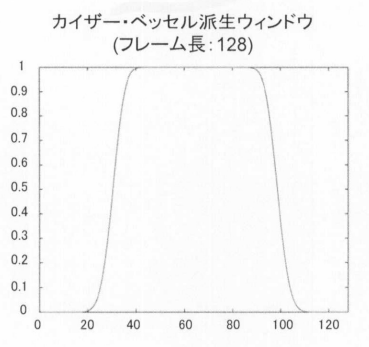
【図 57】



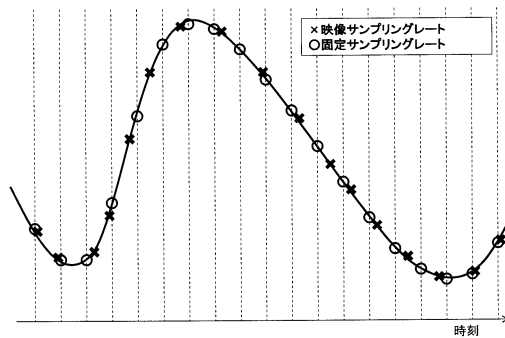
【図 58】



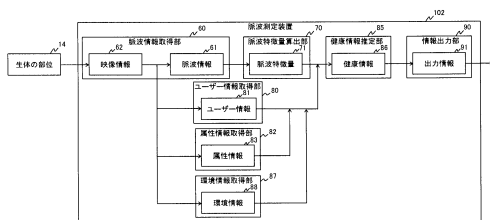
【図 59】



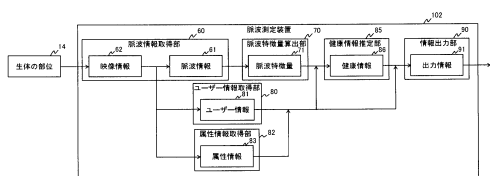
【図 60】



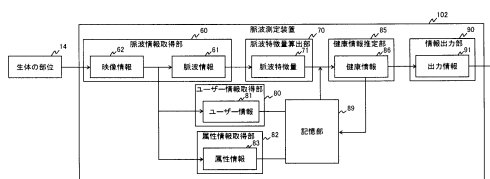
【図 65】



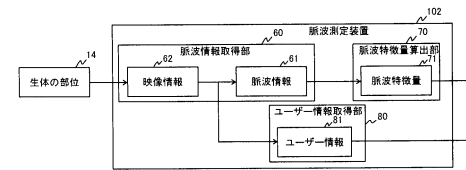
【図 66】



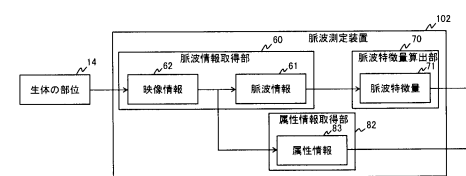
【図 67】



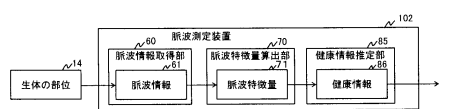
【図 61】



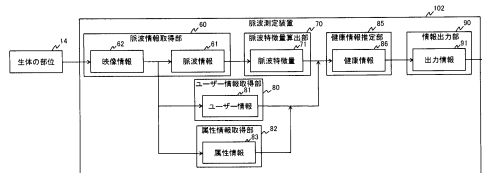
【図 62】



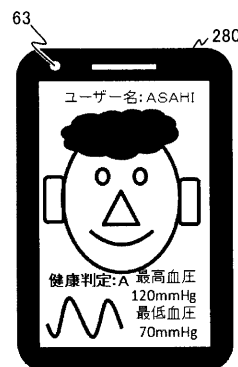
【図 63】



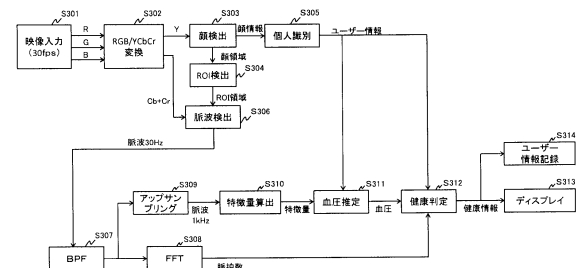
【図 64】



【図 68】



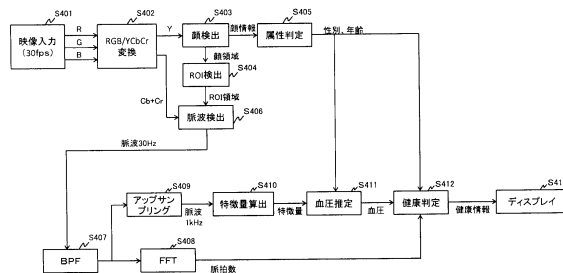
【図 69】



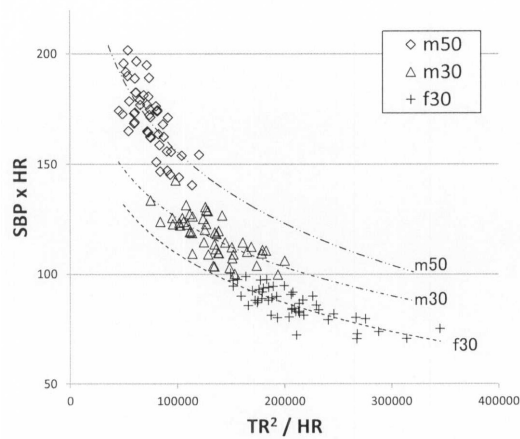
【図 70】



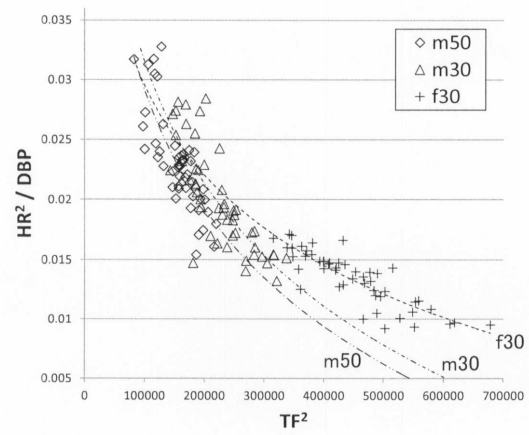
【図 71】



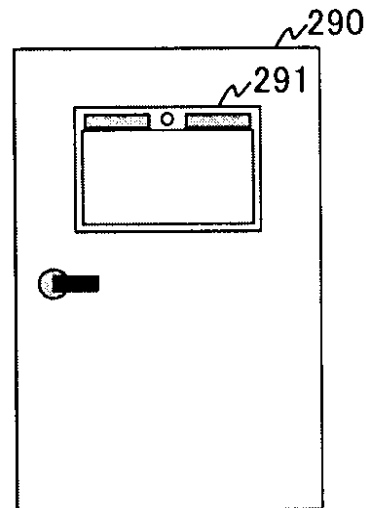
【図 73】



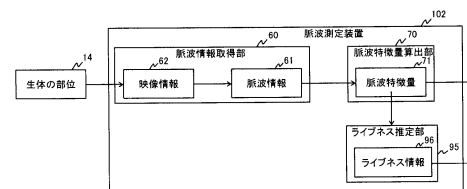
【図 72】



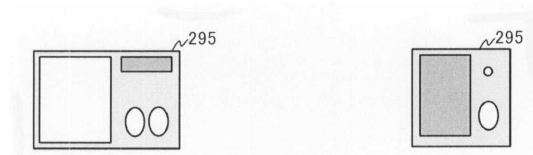
【図 74】



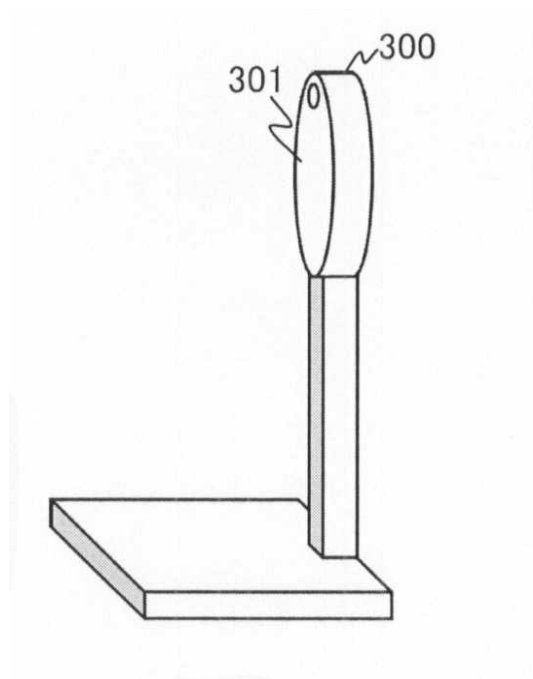
【図 75】



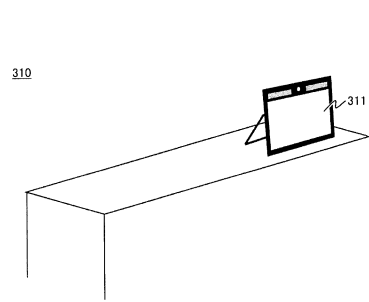
【 図 7 6 】



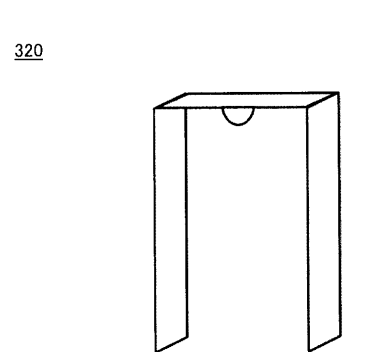
【 ㊦ 7 7 】



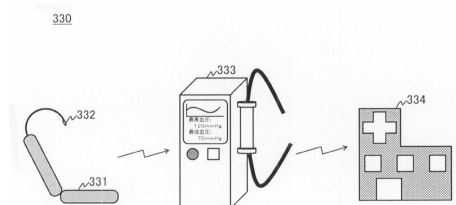
【 図 7 8 】



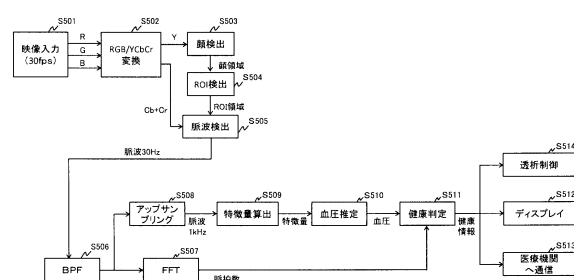
【 図 7 9 】



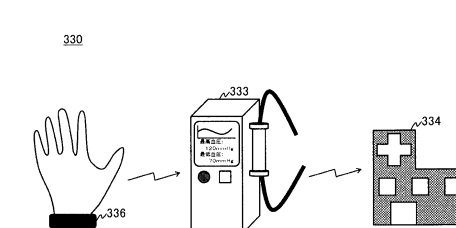
【 図 8 0 】



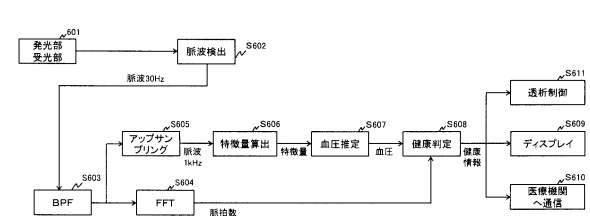
【 図 8 1 】



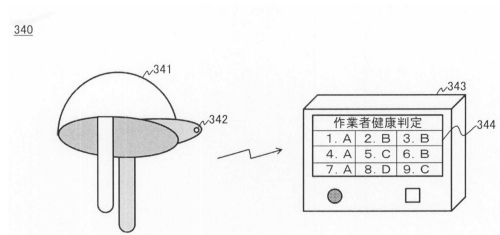
【图 8 2】



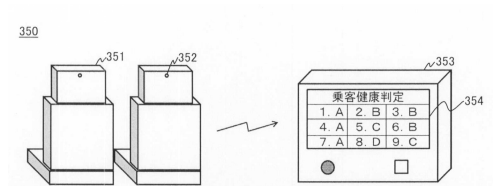
【 図 8 3 】



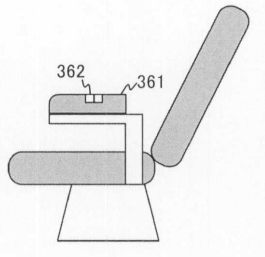
【 図 8 4 】



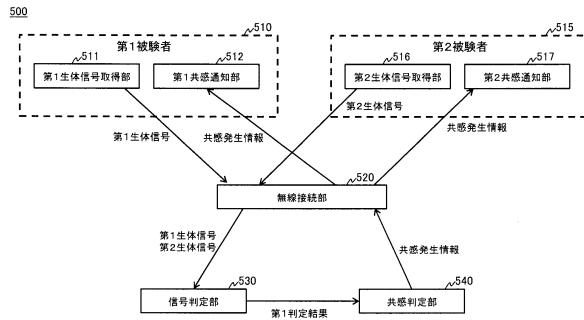
【 図 8 5 】



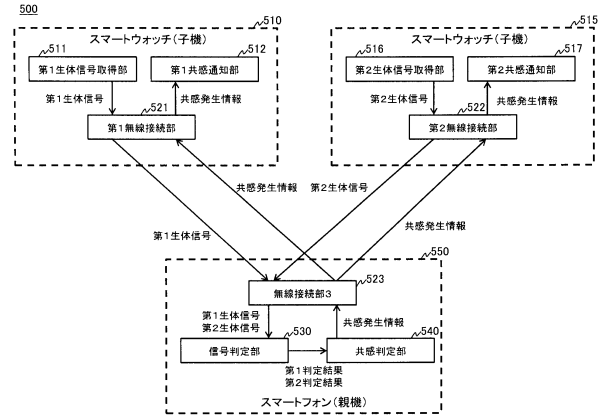
【 図 8 6 】



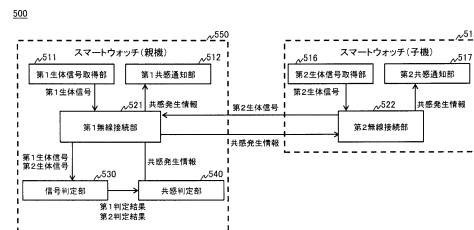
【 図 8 7 】



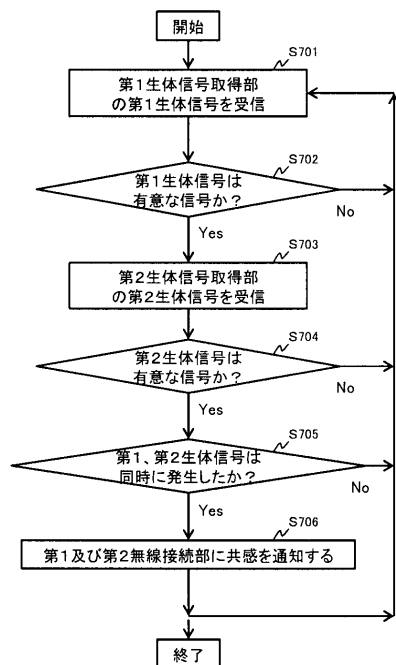
【 図 8 8 】



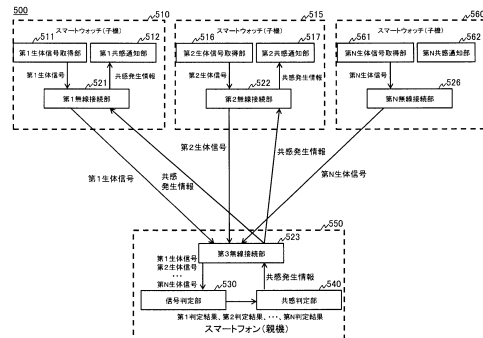
【 図 8 9 】



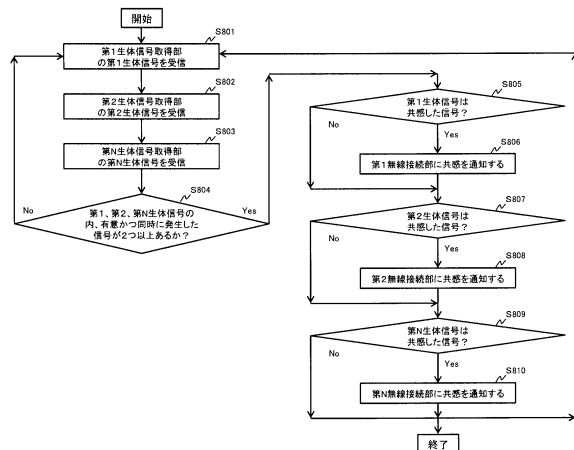
【 ㊦ 9 0 】



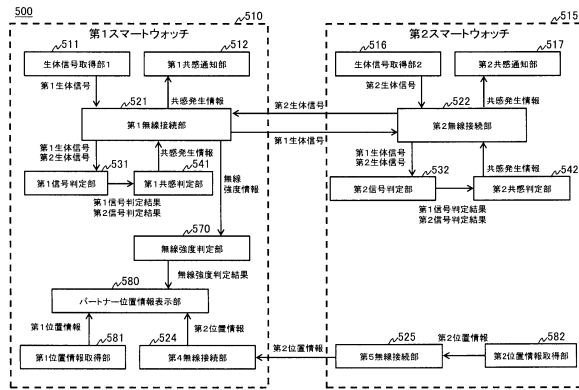
【 図 9 1 】



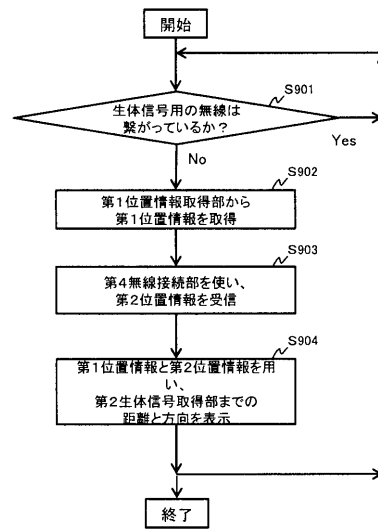
【 図 9 2 】



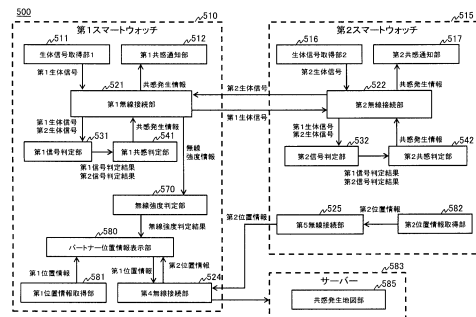
【図 93】



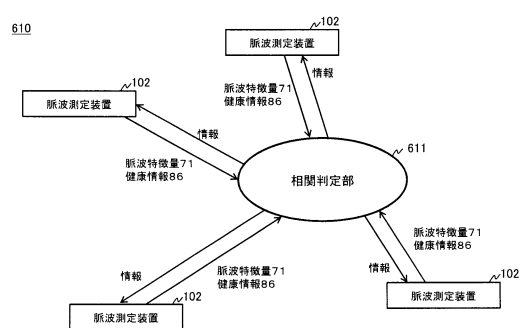
【図 94】



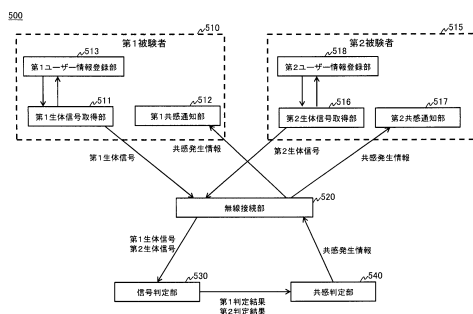
【図 95】



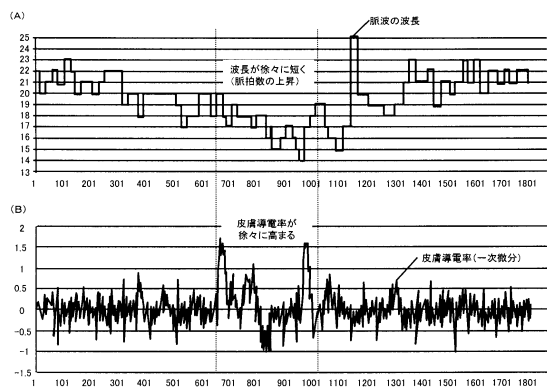
【図 97】



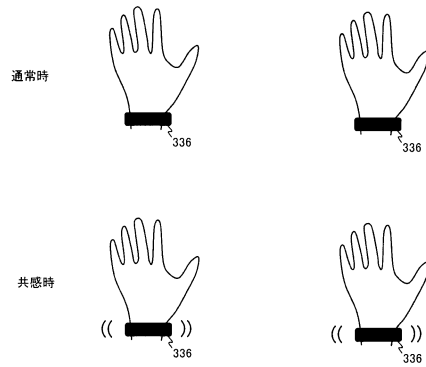
【図 96】



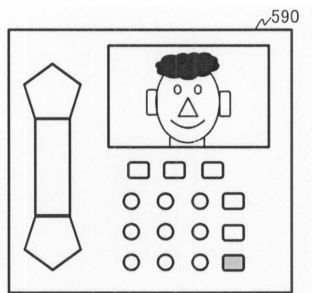
【図 98】



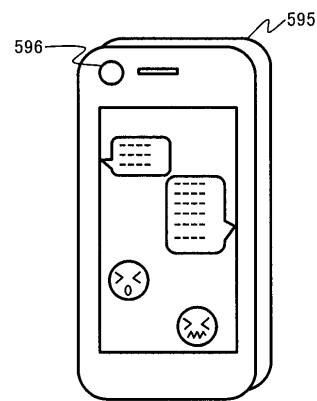
【図 99】



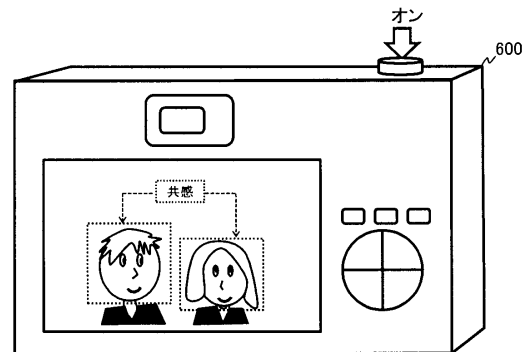
【図 100】



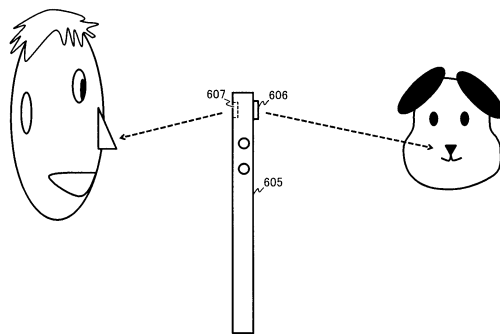
【図 101】



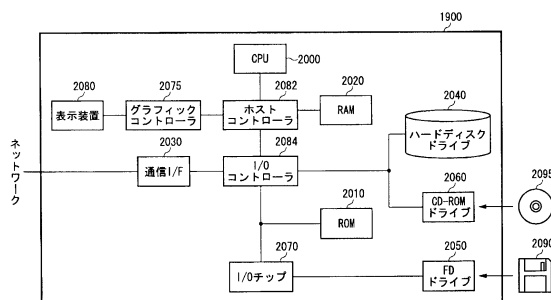
【図 102】



【図 103】



【図 104】



フロントページの続き

(72)発明者 岡本 明浩
東京都千代田区神田神保町一丁目105番地

審査官 佐藤 高之

(56)参考文献 特開2005-160640(JP,A)
特開2013-208312(JP,A)
特開2013-248386(JP,A)
特開2002-330968(JP,A)
国際公開第2007/043328(WO,A1)
特開2002-320593(JP,A)
特開2008-279185(JP,A)
特開2007-125151(JP,A)
特開2010-051592(JP,A)
特開平05-285218(JP,A)
特開2012-081063(JP,A)
特開2010-187993(JP,A)
特開平10-295657(JP,A)
前田崇,外2名,補間を用いたFFTの実装と評価,情報処理学会研究報告ハイパフォーマンス
コンピューティング(HPC),2003年 3月11日,第2003巻,第29(2002-HPC-093)号,
p.89-94

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61B 5/00-5/0295

专利名称(译)	脉搏波测量装置，便携装置，医疗装置系统，生物信息通信系统		
公开(公告)号	JP6268193B2	公开(公告)日	2018-01-24
申请号	JP2015554963	申请日	2014-12-24
[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		
当前申请(专利权)人(译)	旭化成株式会社		
[标]发明人	野口祥宏 小川晋平 山下昌哉 岡本明浩		
发明人	野口 祥宏 小川 晋平 山下 昌哉 岡本 明浩		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0077 A61B5/02108 A61B5/029 A61B5/6898 A61B5/7278 A61M1/1601 A61M2230/005 A61B5/0022 A61B5/02007 A61B5/02125 A61B5/02416 A61B5/117 A61B5/4836 A61B5/6819 A61B5/6826 A61B5/7246 A61B5/742 A61B5/746		
FI分类号	A61B5/02.310.F A61B5/02.310.Z A61B5/00.101.A		
优先权	2013267106 2013-12-25 JP 2014213213 2014-10-17 JP		
其他公开文献	JPWO2015098977A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种脉搏测量装置，该脉搏波测量装置包括：心脏脉搏波形信息获取单元，其从生物体的区域光学地获取心脏脉搏波形信息；脉冲波特征量计算单元，基于脉搏波形信息计算脉搏波特征量，脉冲波形信息获取单元具有视频输入单元，该视频输入单元接收生物体区域的视频输入，以及脉冲波形信息获取单元从脉冲波形信息输出包括第一样本数据的窗口信号，并且基于指示时间的参考信号从视频输出采样率固定为预定速率的窗口信号。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6268193号 (P6268193)
(45) 発行日 平成30年1月24日 (2018. 1. 24)		(24) 登録日 平成30年1月5日 (2018. 1. 5)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 5 / 0 2 (2006. 01) A 6 1 B 5 / 0 0 (2006. 01)		F I A 6 1 B 5 / 0 2 3 1 0 F A 6 1 B 5 / 0 2 3 1 0 Z A 6 1 B 5 / 0 0 1 0 1 A	
請求項の数 53 (全 79 頁)			
(21) 出願番号 特願2015-554963 (P2015-554963) (86) (22) 出願日 平成26年12月24日 (2014. 12. 24) (86) 国際出願番号 PCT / JP2014 / 084177 (87) 国際公開番号 W02015 / 098977 (87) 国際公開日 平成27年7月2日 (2015. 7. 2) 審査請求日 平成28年6月6日 (2016. 6. 6) (31) 優先権主張番号 特願2013-267106 (P2013-267106) (32) 優先日 平成25年12月25日 (2013. 12. 25) (33) 優先権主張国 日本国 (JP) (31) 優先権主張番号 特願2014-213213 (P2014-213213) (32) 優先日 平成26年10月17日 (2014. 10. 17) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)		(73) 特許権者 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 東京都千代田区神田神保町一丁目105番地 (72) 発明者 小川 晋平 東京都千代田区神田神保町一丁目105番地 (72) 発明者 山下 昌哉 東京都千代田区神田神保町一丁目105番地 地 最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 脈波測定装置、携帯機器、医療機器システム、及び生体情報コミュニケーションシステム			