

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7615511号
(P7615511)

(45)発行日 令和7年1月17日(2025.1.17)

(24)登録日 令和7年1月8日(2025.1.8)

(51)国際特許分類	F I			
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 1 0 A	
A 6 1 B 5/022(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 1 0 B	
A 6 1 B 5/021(2006.01)	A 6 1 B	5/022	4 0 0	
A 6 1 B 5/107(2006.01)	A 6 1 B	5/021		
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B	5/107	3 0 0	
請求項の数 19 (全24頁) 最終頁に続く				

(21)出願番号	特願2023-542311(P2023-542311)	(73)特許権者	000006231 株式会社村田製作所 京都府長岡京市東神足1丁目10番1号
(86)(22)出願日	令和4年8月1日(2022.8.1)	(74)代理人	100079108 弁理士 稲葉 良幸
(86)国際出願番号	PCT/JP2022/029428	(74)代理人	100109346 弁理士 大貫 敏史
(87)国際公開番号	WO2023/021970	(74)代理人	100117189 弁理士 江口 昭彦
(87)国際公開日	令和5年2月23日(2023.2.23)	(74)代理人	100134120 弁理士 内藤 和彦
審査請求日	令和5年11月22日(2023.11.22)	(74)代理人	100126480 弁理士 佐藤 睦
(31)優先権主張番号	特願2021-134057(P2021-134057)	(72)発明者	志牟田 亨 京都府長岡京市東神足1丁目10番1号
(32)優先日	令和3年8月19日(2021.8.19)		最終頁に続く
(33)優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		
(31)優先権主張番号	特願2021-180758(P2021-180758)		
(32)優先日	令和3年11月5日(2021.11.5)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		

(54)【発明の名称】 生体センサ及び生体情報測定システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

ユーザの手の指又は手首に装着可能に構成されたセンサ本体と、
前記ユーザの脈波信号を測定する脈波センサと、
前記ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置のそれぞれにおいて前記脈波センサが測定する脈波信号から脈波特徴量を計算し、前記少なくとも2つの測定位置の高低と、前記少なくとも2つの測定位置における脈波特徴量の変化とから、前記ユーザの血圧と前記脈波特徴量との間の相関関係を求め、前記相関関係の変化から前記ユーザの血行状態を推定する信号処理装置と、
を備える生体センサ。

【請求項2】

請求項1に記載の生体センサであって、
前記信号処理装置は、前記相関関係を示すデフォルトの関係式を備え、前記少なくとも2つの測定位置の高さの差に対応する前記ユーザの血圧の差と、前記少なくとも2つの測定位置における脈波特徴量の変化量に基づいて前記デフォルトの関係式を校正し、校正された前記関係式に基づいて、前記脈波特徴量から前記ユーザの血圧を推定する、生体センサ。

【請求項3】

請求項1に記載の生体センサであって、
前記信号処理装置は、前記相関関係を示す複数のデフォルトの関係式の中から、前記脈

波センサによる前記脈波信号の測定結果から求まる前記相関関係を最も近似する関係式を選択し、選択された前記関係式に基づいて、前記脈波特徴量から前記ユーザの血圧を推定する、生体センサ。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の生体センサであって、

前記信号処理装置は、選択された前記関係式を、前記少なくとも 2 つの測定位置の高さの差に対応する前記ユーザの血圧の差と、前記少なくとも 2 つの測定位置における脈波特徴量の変化量に基づいて較正し、較正された前記関係式に基づいて、前記脈波特徴量から前記ユーザの血圧を推定する、生体センサ。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の生体センサであって、

前記信号処理装置は、前記ユーザの姿勢が変化した後前記脈波信号が安定する状態になっているか否かを判定し、前記脈波信号が安定する状態になっているものと判定した後、前記相関関係を求める、生体センサ。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の生体センサであって、

前記少なくとも 2 つの測定位置で前記ユーザが前記脈波信号を測定する姿勢は、前記ユーザが座位で手を胸の高さで前記生体センサを水平に保持する姿勢、前記ユーザが座位で手を顔の高さで前記生体センサを水平に保持する姿勢、及び前記ユーザが座位で手を腹の高さで前記生体センサを水平に保持する姿勢、のうち何れか 2 つ以上の姿勢である、生体センサ。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の生体センサであって、

前記少なくとも 2 つの測定位置で前記ユーザが前記脈波信号を測定するために姿勢を変えるときの前記生体センサの加速度を測定する加速度センサを更に備え、前記信号処理装置は、前記加速度センサが測定した前記生体センサの加速度から、前記少なくとも 2 つの測定位置の高さの差を計算する、生体センサ。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の生体センサであって、

前記信号処理装置は、前記ユーザの身体特徴を示す情報から、前記少なくとも 2 つの測定位置の高さの差の統計的な平均値を求める、生体センサ。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の生体センサと、前記生体センサと通信可能に構成されている携帯型制御ユニットとを備える生体情報測定システムであって、

前記携帯型制御ユニットは、
撮影装置と、

前記携帯型制御ユニットを一方の手で把持しているユーザに対して、前記生体センサが装着されている他方の手を前記少なくとも 2 つの測定位置に移動させる旨の指示と、前記生体センサが装着されている他方の手が各測定位置に位置しているときに、前記生体センサが装着されている他方の手と前記ユーザの顔とを前記撮影装置で撮影する旨の指示とを前記ユーザに提示するとともに、前記撮影装置により撮影された画像を表示する表示装置と、

各測定位置において前記撮影装置により撮影された画像から、前記生体センサが装着されている他方の手と前記顔との相対的な位置関係に基づいて、前記少なくとも 2 つの測定位置の高さの差を推定する制御装置と、

を備える生体情報測定システム。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の生体センサと、前記生体センサと通信可能に構成されている携帯型制御ユニットとを備える生体情報測定システムであって、

前記携帯型制御ユニットは、

10

20

30

40

50

撮影装置と、

前記携帯型制御ユニットを一方の手で把持しているユーザに対して、前記生体センサが装着されている他方の手を前記少なくとも2つの測定位置に移動させる旨の指示と、前記生体センサが装着されている他方の手が各測定位置に位置しているときに、前記生体センサが装着されている他方の手と前記ユーザの顔とを前記撮影装置で撮影する旨の指示とを前記ユーザに提示するとともに、前記撮影装置により撮影された画像を表示する表示装置と、

各測定位置において前記撮影装置により撮影された画像から、前記生体センサと前記顔との相対的な位置関係に基づいて、前記少なくとも2つの測定位置の高さの差を推定する制御装置と、

を備える生体情報測定システム。

【請求項11】

請求項1に記載の生体センサと、前記生体センサと通信可能に構成されている携帯型制御ユニットとを備える生体情報測定システムであって、

前記携帯型制御ユニットは、

撮影装置と、

前記生体センサが装着されている手で前記携帯型制御ユニットを把持しているユーザに対して、前記生体センサが装着されている手を前記少なくとも2つの測定位置に移動させる旨の指示と、前記生体センサが装着されている手が各測定位置に位置しているときに、前記ユーザの顔を前記撮影装置で撮影する旨の指示とを前記ユーザに提示するとともに、前記撮影装置により撮影された画像を表示する表示装置と、

各測定位置において前記撮影装置により撮影された画像から、前記ユーザの顔と前記携帯型制御ユニットとの位置関係及び前記携帯型制御ユニットの傾きに基づいて前記少なくとも2つの測定位置の高さの差を推定する制御装置と、

を備える生体情報測定システム。

【請求項12】

請求項11に記載の生体情報測定システムであって、

前記制御装置は、前記生体センサが装着されている手で前記ユーザが前記携帯型制御ユニットを把持しているか否かを判定する、生体情報測定システム。

【請求項13】

請求項9に記載の生体情報測定システムであって、

前記表示装置は、前記顔の目標位置及び目標表示サイズをグラフィカルに表示する、生体情報測定システム。

【請求項14】

請求項1乃至5のうち何れか1項に記載の生体センサであって、

前記少なくとも2つの測定位置で前記ユーザが前記脈波信号を測定する姿勢は、

前記ユーザが平坦面の上で仰臥位の姿勢で手を胸の高さで前記生体センサを水平に保持する姿勢、及び

前記ユーザが平坦面の上で仰臥位の姿勢で手を前記平坦面の高さで前記生体センサを水平に保持する姿勢

を含む、生体センサ。

【請求項15】

請求項7に記載の生体センサであって、

前記信号処理装置は、前記加速度センサが測定した前記生体センサの加速度から、前記生体センサが装着されている手が前記少なくとも2つの測定位置で水平に保持されているか否かを判定する、生体センサ。

【請求項16】

請求項1に記載の生体センサであって、

前記脈波センサは、前記ユーザの異なる血行状態のそれぞれにおいて、前記ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置のそれぞれにおいて脈波信号を測定する

10

20

30

40

50

、生体センサ。

【請求項 17】

請求項 16 に記載の生体センサであって、

前記ユーザの異なる血行状態は、前記ユーザの食事前の血行状態及び前記ユーザの食事後の血行状態を含む、生体センサ。

【請求項 18】

請求項 16 に記載の生体センサであって、

前記ユーザの異なる血行状態は、前記ユーザの運動前の血行状態及び前記ユーザの運動後の血行状態を含む、生体センサ。

【請求項 19】

請求項 16 に記載の生体センサであって、

前記ユーザの異なる血行状態は、前記ユーザの入眠前の血行状態及び前記ユーザの起床後の血行状態を含む、生体センサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体センサ及び生体情報測定システムに関わる。

【背景技術】

【0002】

脈波信号は、心臓が血管を通じて血液を送り出すことに伴って生じる、血管の容積変化を波形としてとらえたものであり、この容積変化を検出するセンサは、脈波センサと呼ばれている。脈波センサとして、光電脈波法により、脈波信号を測定する光電脈波センサが実用化されている。特許文献 1 には、脈波センサを用いて測定されたユーザの脈波信号から血圧を推定し、心臓の高さと脈波信号の測定位置の高さとの差に基づいて、血圧の推定値を補正する方法が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特開 2017 - 47016 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、脈波信号と血圧との間の相関関係は一般的に明らかになっておらず、また、個人差も大きいため、心臓の高さと脈波信号の測定位置の高さとの差に基づいて、血圧の推定値を補正するだけでは、十分な精度で血圧を推定することは困難である。

【0005】

そこで、本発明は、ユーザの脈波信号から生体情報を十分な精度で推定することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述の課題を解決するため、本発明に関わる生体センサは、ユーザの手の指又は手首に装着可能に構成されたセンサ本体と、ユーザの脈波信号を測定する脈波センサと、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも 2 つの測定位置のそれぞれにおいて脈波センサが測定する脈波信号から脈波特徴量を計算し、少なくとも 2 つの測定位置の高低と、少なくとも 2 つの測定位置における脈波特徴量の変化とから、ユーザの血圧と脈波特徴量との間の相関関係を求める信号処理装置とを備える。

【発明の効果】

【0007】

本発明に関わる生体センサによれば、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも 2 つの測定位置の高低と、少なくとも 2 つの測定位置における脈波特徴量の変化とから、ユー

10

20

30

40

50

ザの血圧と脈波特徴量との間の相関関係をユーザ毎に求めることにより、ユーザの脈波信号から生体情報を十分な精度で推定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施形態に関わる生体情報測定システムの構成を示す説明図である。

【図2】本発明の実施形態に関わる生体情報測定システムの構成を示す説明図である。

【図3】本発明の実施形態に関わる脈波特徴量の説明図である。

【図4】本発明の実施形態に関わる脈波特徴量と血圧との相関関係を示すグラフである。

【図5】本発明の実施形態に関わる脈波特徴量と血圧との相関関係を示すグラフである。

【図6】本発明の実施形態に関わる脈波特徴量と血圧との相関関係を示すグラフである。

10

【図7】本発明の実施形態に関わる脈波特徴量と血圧との相関関係を示すグラフである。

【図8】本発明の実施形態に関わる脈波特徴量と血圧との相関関係を示すグラフである。

【図9】本発明の実施形態に関わる脈波特徴量と血圧との相関関係を示すグラフである。

【図10】本発明の実施形態に関わる脈波特徴量と血圧との相関関係を示すグラフである。

【図11】本発明の実施形態に関わる脈波特徴量と血圧との相関関係を示すグラフである。

【図12】本発明の実施形態に関わる座位の測定姿勢の説明図である。

【図13】本発明の実施形態に関わる座位の測定姿勢の説明図である。

【図14】本発明の実施形態に関わる座位の測定姿勢の説明図である。

【図15】本発明の実施形態に関わる撮影装置が撮影したユーザの画像から、少なくとも2つの測定位置の高さの差を推定する方法の説明図である。

20

【図16】本発明の実施形態に関わる撮影装置が撮影したユーザの画像から、少なくとも2つの測定位置の高さの差を推定する方法の説明図である。

【図17】本発明の実施形態に関わる撮影装置が撮影したユーザの画像から、少なくとも2つの測定位置の高さの差を推定する方法の説明図である。

【図18】本発明の実施形態に関わる撮影装置が撮影したユーザの画像から、少なくとも2つの測定位置の高さの差を推定する方法の説明図である。

【図19】本発明の実施形態に関わる特徴量の時間経過に対する変化を示すグラフである。

【図20】本発明の実施形態に関わる仰臥位の測定姿勢の説明図である。

【図21】本発明の実施形態に関わる仰臥位の測定姿勢の説明図である。

【発明を実施するための形態】

30

【0009】

以下、各図面を参照しながら本発明の実施形態について説明する。ここで、同一符号は、同一の構成要素を示すものとし、重複する説明は省略する。

【0010】

図1は本発明の実施形態に関わる生体情報測定システム100の構成を示す説明図である。生体情報測定システム100は、ユーザの生体情報を測定する生体センサ200と、生体センサ100と通信可能に構成されている携帯型制御ユニット300とを備えている。

【0011】

生体センサ200は、ユーザの手の指又は手首に装着可能に構成された環状（指輪型又はリストバンド型）のセンサ本体201と、ユーザの脈波信号を測定する脈波センサ202とを備えている。センサ本体201は、中空筒状の形状を有しており、脈波センサ202は、センサ本体201の内側の部分（すなわち、ユーザの指又は手首などの体表面に対向する部分）に取り付けられている。

40

【0012】

脈波センサ202は、例えば、光電脈波センサである。光電脈波センサとして、例えば、反射型のタイプを使用することができる。反射型の光電脈波センサは、赤外線や赤色光、或いは、550nm付近の緑色波長の光をユーザの体表面に向けて照射し、フォトダイオード又はフォトランジスタを用いて、ユーザの体表面で反射した光を計測する。動脈の血液内には、酸化ヘモグロビンが存在しており、入射光を吸収する特性を有しているため、心臓の脈動に伴って変化する血流量（血管の容積変化）を時系列的にセンシングする

50

ことにより、脈波信号を計測することができる。

【0013】

携帯型制御ユニット300は、ユーザを撮影する撮影装置301と、撮影装置301により撮影された画像を表示する表示装置302とを備える。携帯型制御ユニット300は、例えば、スマートフォンと呼ばれる多機能携帯電話端末である。撮影装置301は、例えば、デジタルカメラである。表示装置302は、例えば、液晶ディスプレイである。

【0014】

図2は本発明の実施形態に関わる生体情報測定システム100の構成を示す説明図である。生体センサ200は、上述のセンサ本体201及び脈波センサ202の他に、信号処理装置203、通信装置204、及び加速度センサ205を備えている。

10

【0015】

信号処理装置203は、脈波センサ202が測定する脈波信号からユーザの各種の生体情報（例えば、血圧、血糖値、心拍数、酸素飽和濃度、血管抵抗、血流量、動脈硬化度、自律神経機能など）を推定する処理を行う。例えば、信号処理装置203は、脈波信号から脈波特徴量を計算し、脈波特徴量に基づいて血圧を推定する処理を行うことができる。脈波信号から脈波特徴量を計算し、脈波特徴量に基づいて血圧を推定する処理に言及した文献として、例えば、特開2016-16295号公報が知られている。また、例えば、信号処理装置203は、脈波信号から血糖値を推定する処理を行うことができる。脈波信号から血糖値を推定する処理に言及した文献として、例えば、特許第6544751号が知られている。また、例えば、信号処理装置203は、脈波信号から、変動の周期を求め

ことにより、心拍数（脈拍数）を推定することができる。また、例えば、信号処理装置203は、心拍の周期変動の周波数成分をパワースペクトル解析することにより、自律神経機能の指標値を計算することができる。また、例えば、信号処理装置203は、赤外線と赤色の二つの波長の光を使用する光電脈波センサにより得られる脈波信号から脈動（変化量）を求めることにより、動脈血中酸素飽和濃度を推定することができる。また、例えば、信号処理装置203は、加速度センサ205の検出値から、ユーザの活動量及び睡眠状態（睡眠／覚醒の区別及び睡眠の質）を推定することもできる。生体センサ200は、温度センサを備えてもよく、この場合、信号処理装置203は、温度センサの検出値から、ユーザの体表温を取得することができる。

20

【0016】

このように、脈波信号から各種の生体情報を推定することができる。以下の説明においては、脈波信号から血圧を推定する処理を例に挙げて説明する。

30

【0017】

信号処理装置203は、静水圧の影響を考慮に入れて血圧の推定値を補正する処理を行う。一般的に、血圧の測定位置が心臓より高い場合、血圧の測定値は、重力による血管内の静水圧の圧差だけ低くなる。逆に、血圧の測定位置が心臓よりも低い場合には、血圧の測定値は、血管内の静水圧の圧差だけ高くなる。血圧の測定位置が心臓の高さから1cm上下すると、血圧（測定値）は約0.7mmHg変化することが知られている。

【0018】

信号処理装置203は、例えば、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置のそれぞれにおいて脈波センサ202が測定する脈波信号から脈波特徴量を計算し、脈波特徴量から血圧を推定する処理を行う。ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置でユーザが脈波信号を測定する姿勢は、座位の姿勢でもよく、或いは、仰臥位の姿勢でもよい。

40

【0019】

ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置でユーザが脈波信号を測定する姿勢は、例えば、ユーザが座位で手を胸の高さで生体センサ200を水平に保持する姿勢、ユーザが座位で手を顔の高さで生体センサ200を水平に保持する姿勢、及びユーザが座位で手を腹の高さで生体センサ200を水平に保持する姿勢のうち何れか2つ以上の姿勢とすることができる。

50

【 0 0 2 0 】

ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置でユーザが脈波信号を測定する姿勢は、例えば、ユーザが平坦面の上で仰臥位の姿勢で手を胸の高さで生体センサ200を水平に保持する姿勢、及びユーザが平坦面の上で仰臥位の姿勢で手を平坦面の高さで生体センサ200を水平に保持する姿勢でもよい。

【 0 0 2 1 】

信号処理装置203は、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置の高低と、少なくとも2つの測定位置における脈波特徴量の変化とから、ユーザの血圧と脈波特徴量との間の相関関係を求める。この相関関係を求める処理の詳細については、後述する。

【 0 0 2 2 】

なお、信号処理装置203は、例えば、プロセッサ、メモリ、及び入出力インタフェースを備える電子回路である。

【 0 0 2 3 】

通信装置204は、生体センサ200と携帯型制御ユニット300との間の無線通信を通じて各種のデータ（例えば、各種の測定データ又は各種の制御データ（例えば、コマンド））の送受信を行うための無線通信回路である。生体センサ200と携帯型制御ユニット300との間の無線通信として、例えば、ブルートゥース（登録商標）などの近距離無線通信を用いることができる。

【 0 0 2 4 】

加速度センサ205は、少なくとも2つの測定位置でユーザが脈波信号を測定するために姿勢を変えるとききの生体センサ200の加速度を測定する。生体センサ200の加速度を測定する理由については、後述する。

【 0 0 2 5 】

携帯型制御ユニット300は、上述の撮影装置301及び表示装置302の他に、通信装置303、制御装置304、及び傾斜センサ305を備えている。

【 0 0 2 6 】

通信装置303は、携帯型制御ユニット300と生体センサ200との間の無線通信を通じて各種のデータ（例えば、各種の測定データ又は各種の制御データ（例えば、コマンド））の送受信を行うための無線通信回路である。

【 0 0 2 7 】

制御装置304は、撮影装置301、表示装置302、通信装置303、及び傾斜センサ305を制御するための各種の制御処理を行う。制御装置304は、例えば、プロセッサ、メモリ、及び入出力インタフェースを備える電子回路である。制御装置304による制御処理の詳細については、後述する。

【 0 0 2 8 】

傾斜センサ305は、少なくとも2つの測定位置でユーザが脈波信号を測定するために姿勢を変えるとききの所定の基準線（例えば、鉛直線）に対する携帯型制御ユニット300の傾きを検出する。所定の基準線に対する携帯型制御ユニット300の傾きを検出する理由については、後述する。

【 0 0 2 9 】

次に、図3を参照しながら、脈波特徴量について説明する。符号401は、脈波信号を1階微分することにより得られる速度脈波信号を示す。符号402は、脈波信号を2階微分することにより得られる加速度脈波信号を示す。加速度脈波信号402のピーク（極大ピーク及び極小ピーク）は、それぞれ、同図に示すように、a波、b波、c波、d波、及びe波と呼ばれる。符号403は、容積脈波信号を示す。脈波特徴量として、例えば、各ピーク（a波、b波、c波、d波、及びe波）のピーク時間差、各ピークの高さ、脈拍間隔に対する各ピーク時間差の比率、ピーク半値幅、加速度脈波信号402のa～e波部分のプラス側の面積とマイナス側の面積の比率、測定された脈波波形と脈波波形のテンプレートとの間の一致度などを用いることができる。また、脈波特徴量として、1拍毎の脈波

10

20

30

40

50

特徴量のみならず、数拍から数十拍程度の脈波特徴量の平均値や標準偏差も用いることができる。

【 0 0 3 0 】

次に、図 4 乃至図 7 を参照しながら、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも 2 つの測定位置の高低（2 つの測定位置のうち、どちらの測定位置が相対的に高く、どちらの測定位置が相対的に低いかを示す関係）と、少なくとも 2 つの測定位置における脈波特徴量の変化とから、ユーザの血圧と脈波特徴量との間の相関関係を求める処理について説明する。例えば、血圧が高い状態から低い状態に変わったとき（測定位置が低い状態から高い状態に変わったとき）の脈波特徴量の変化から、血圧と脈波特徴量との間の相関関係を求めることができる。また、例えば、血圧が低い状態から高い状態に変わったとき（測定位置が高い状態から低い状態に変わったとき）の脈波特徴量の変化から、血圧と脈波特徴量との間の相関関係を求めることができる。ユーザの血圧と脈波特徴量との間の相関関係を求める処理では、血圧の変化に対する脈波特徴量の変化の傾向が分かればよい。血圧の変化に対する脈波特徴量の変化の傾向を求める過程で、2 つの測定位置の高さの差を求め、この高さの差に対応する血圧の差を考慮に入れることにより、血圧の変化に対する脈波特徴量の変化の傾向を精度よく推定することができる。

10

【 0 0 3 1 】

説明の便宜上、上述の各種の脈波特徴量の中から二つの脈波特徴量を選択し、選択した二つの脈波特徴量のうち一方を脈波特徴量 A と呼び、他方を脈波特徴量 B と呼ぶ。

【 0 0 3 2 】

ユーザの血圧と脈波特徴量との間の相関関係を示すデフォルトの関係式（1）を以下に示す。

20

【 0 0 3 3 】

$$\text{血圧} = a \times A + b \times B + c \quad \dots \quad (1)$$

【 0 0 3 4 】

ここで、A は脈波特徴量 A を示し、B は脈波特徴量 B を示す。なお、定数 a , b , c は、ユーザ毎に異なり得る。

【 0 0 3 5 】

図 4 は、血圧と脈波特徴量 A との相関関係を示すグラフである。図 5 は、血圧と脈波特徴量 B との相関関係を示すグラフである。図 4 及び図 5 において、符号 5 0 1 は、関係式（2）のグラフを示し、符号 5 0 2 は、関係式（3）のグラフを示している。

30

【 0 0 3 6 】

$$\text{血圧} = a_1 \times A + b_1 \times B + c_1 \quad \dots \quad (2)$$

$$\text{血圧} = a_2 \times A + b_2 \times B + c_2 \quad \dots \quad (3)$$

【 0 0 3 7 】

ここで、関係式（2）の定数 a₁ , b₁ , c₁ は、例えば、ある特定のユーザに固有のものであり、関係式（3）の定数 a₂ , b₂ , c₂ は、例えば、別の特定のユーザに固有のものである。

【 0 0 3 8 】

図 6 の符号 5 0 3 1 , 5 0 3 2 は、それぞれ、脈波センサ 2 0 2 による脈波信号の測定結果から求まる、ユーザ（血圧と脈波特徴量 A との関係が決定されていないユーザ）の血圧に対する脈波特徴量 A の測定点を示す。これらの測定点 5 0 3 1 , 5 0 3 2 を回帰分析することにより、そのユーザの血圧と脈波特徴量 A との相関関係を示すグラフ 5 0 3 が得られる。

40

【 0 0 3 9 】

図 7 の符号 5 0 3 3 , 5 0 3 4 は、それぞれ、脈波センサ 2 0 2 による脈波信号の測定結果から求まる、ユーザ（血圧と脈波特徴量 B との関係が決定されていないユーザ）の血圧に対する脈波特徴量 B の測定点を示す。これらの測定点 5 0 3 3 , 5 0 3 4 を回帰分析することにより、そのユーザの血圧と脈波特徴量 B との相関関係を示すグラフ 5 0 3 が得られる。

50

【 0 0 4 0 】

グラフ 5 0 3 を表す関係式 (4) は、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも 2 つの測定位置の高さの差に対応するユーザの血圧の差と、少なくとも 2 つの測定位置における脈波特徴量の変化量とから求めた相関関係 (ユーザの血圧と脈波特徴量との間の相関関係) に基づいて、デフォルトの関係式 (1) の定数 a , b , c を較正したものであり、以下のように記述することができる。

【 0 0 4 1 】

$$\text{血圧} = a^3 \times A + b^3 \times B + c^3 \dots (4)$$

【 0 0 4 2 】

なお、 a^3 、 b^3 の値から c^3 を求められるようにあらかじめ式、もしくはテーブルを作成しておけば、 a^3 、 b^3 の値から c^3 を自動的に算出することができる。 c^3 の精度を向上するために、従来のオシロメトリック法等で同時に測定した血圧値を入力するようにしてもよい。また、血圧絶対値精度よりも血圧変動量が重要な場合は、血圧を相対値表示としてもよい。

10

【 0 0 4 3 】

血圧と脈波特徴量 A , B との相関関係がグラフ 5 0 3 により与えられるユーザの血圧は、脈波特徴量 A , B から関係式 (4) を用いて求めることができる。

【 0 0 4 4 】

このようにして、デフォルトの関係式 (1) を、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも 2 つの測定位置の高さの差に対応するユーザの血圧の差と、少なくとも 2 つの測定位置における脈派特徴量の変化量とから求めた相関関係 (ユーザの血圧と脈派特徴量との間の相関関係) に基づいて較正し、較正された関係式 (4) に基づいて、脈波特徴量からユーザの血圧を推定することができる。血圧の差と脈波特徴量の変化量との間の相関関係をユーザ毎に最適化することにより、脈波特徴量から血圧を高精度に推定することができる。

20

【 0 0 4 5 】

なお、上述の例では、一つのデフォルトの関係式 (1) の定数 a , b , c をユーザ毎に最適化する例について説明したが、このようなデフォルトの関係式を 1 つに決定することができない場合には、複数のデフォルトの関係式を予め用意し、複数のデフォルトの関係式の中から、脈波センサ 2 0 2 による脈波信号の測定結果から求まる相関関係 (血圧の差と脈波特徴量の変化量との間の相関関係) を最も近似する関係式を選択し、選択された関係式に基づいて、脈波特徴量からユーザの血圧を推定してもよい。

30

【 0 0 4 6 】

複数のデフォルトの関係式として、以下の関係式 (5) , (6) を例示する。

【 0 0 4 7 】

$$\text{血圧} = a \times A + c_1 \dots (5)$$

$$\text{血圧} = b \times B + c_2 \dots (6)$$

【 0 0 4 8 】

ここで、デフォルトの関係式 (5) , (6) の定数 a , b , c_1 , c_2 は、ユーザ毎に異なり得る。脈波特徴量 A と血圧との間に相関関係があるものの、脈波特徴量 B と血圧との間に相関関係がみられないユーザに対しては、デフォルトの関係式 (5) を適用することができる。一方、脈波特徴量 B と血圧との間に相関関係があるものの、脈波特徴量 A と血圧との間に相関関係がみられないユーザに対しては、デフォルトの関係式 (6) を適用することができる。

40

【 0 0 4 9 】

図 8 は、血圧と脈波特徴量 A との相関関係を示すグラフである。図 8 において、符号 5 0 4 は、デフォルトの関係式 (5) のグラフを示す。図 9 は、血圧と脈波特徴量 B との相関関係を示すグラフである。図 9 において、符号 5 0 5 は、デフォルトの関係式 (6) のグラフを示す。

【 0 0 5 0 】

50

図10の符号5041, 5042は、それぞれ、脈波センサ202による脈波信号の測定結果から求まる、ユーザ(血圧と脈波特徴量Aとの関係が決定されていないユーザ)の血圧に対する脈波特徴量Aの測定点を示す。このユーザの場合、血圧が変化しても、脈波特徴量Aには殆ど変化が見られない(相関関係が弱い)ことが分かる。

【0051】

図11の符号5051, 5052は、それぞれ、脈波センサ202による脈波信号の測定結果から求まる、ユーザ(血圧と脈波特徴量Bとの関係が決定されていないユーザ)の血圧に対する脈波特徴量Bの測定点を示す。このユーザの場合、血圧の変化に伴って脈波特徴量Bも変化し、その相関関係は、デフォルトの関係式(6)に近似している。そこで、デフォルトの関係式(5), (6)の中から、デフォルトの関係式(6)を選択し、選択された関係式(6)に基づいて、脈波特徴量からユーザの血圧を推定することができる。

10

【0052】

上述の説明では、複数のデフォルトの関係式(5), (6)の中から、脈波センサ202による脈波信号の測定結果から求まる相関関係(ユーザの血圧と脈波特徴量との間の相関関係)を最も近似する関係式(6)を選択し、選択された関係式(6)に基づいて、脈波特徴量からユーザの血圧を推定する例を示したが、この選択された関係式(6)を、少なくとも2つの測定位置の高さの差に対応するユーザの血圧の差と、少なくとも2つの測定位置における脈波特徴量の変化量に基づいて校正し、校正された関係式(6)に基づいて、脈波特徴量からユーザの血圧を推定してもよい。この校正処理は、デフォルトの関係式(1)を校正して関係式(4)を求める処理と同様である。また、少なくとも2つの測定位置の高さの差に対応するユーザの血圧の差を考慮に入れて、複数のデフォルトの関係式(5), (6)の中から、脈波センサ202による脈波信号の測定結果から求まる相関関係(ユーザの血圧と脈波特徴量との間の相関関係)を最も近似する関係式(6)を選択してもよい。

20

【0053】

説明の便宜上、血圧の差と脈波特徴量の変化量との間の相関関係を求めるために用いる脈波特徴量の数が2つである例を説明したが、血圧の差と脈波特徴量の変化量との間の相関関係を求めるために用いる脈波特徴量の数は、2つに限られるものではなく、例えば、1つ又は3つ以上でもよい。また、デフォルトの関係式は、制御装置304のメモリ内に予め記憶してもよく、或いは、クラウド上のサーバに保存されているデフォルトの関係式を携帯型制御ユニット300がネットワーク経由で読み出して、その読み出したデフォルトの関係式を信号処理装置203が用いてもよい。

30

【0054】

次に、図12乃至図14を参照しながら、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置でユーザが脈波信号を測定する座位の姿勢について説明する。図12乃至図14において、符号600は、ユーザを示し、符号601は、ユーザの顔(より具体的には、額又は目)を示し、符号602は、ユーザの胸(より具体的には、乳頭)を示し、符号603は、ユーザの腹(より具体的には、へそ)を示す。

【0055】

図12は、ユーザ600が座位で手を顔601の高さで生体センサ200を水平に保持する姿勢を示す。この姿勢における測定位置は、座位の姿勢をとるユーザ600の顔601の位置である。

40

【0056】

図13は、ユーザ600が座位で手を胸602の高さで生体センサ200を水平に保持する姿勢を示す。この姿勢における測定位置は、座位の姿勢をとるユーザ600の胸602の位置である。

【0057】

図14は、ユーザ600が座位で手を腹603の高さで生体センサ200を水平に保持する姿勢を示す。この姿勢における測定位置は、座位の姿勢をとるユーザ600の腹603の位置である。

50

【 0 0 5 8 】

ユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる少なくとも 2 つの測定位置でユーザ 6 0 0 が脈波信号を測定する座位の姿勢として、図 1 2 乃至図 1 4 に示す姿勢をとることにより、再現性の高い姿勢を実現できるとともに、このような姿勢を維持するために手に力を入れる必要がなく、手の震えを抑制できる。これらの姿勢において、ユーザ 6 0 0 の手のひらを、顔 6 0 1、胸 6 0 2、又は腹 6 0 3 に当ててもよく、また、ユーザ 6 0 0 の指（例えば、人指し指）を、顔 6 0 1、胸 6 0 2、又は腹 6 0 3 に当ててもよい。

【 0 0 5 9 】

なお、ユーザ 6 0 0 の手が水平に保持されている姿勢（手が水平方向を向く姿勢）と、ユーザ 6 0 0 の手が垂直に保持されている姿勢（手が垂直方向を向く姿勢）とでは、心臓からの高さが同じであれば、血圧は同じ値になるが、脈波信号に差異が生じる場合がある。ユーザ 6 0 0 が座位で手を顔 6 0 1 の高さで生体センサ 2 0 0 を保持する姿勢、ユーザ 6 0 0 が座位で手を胸 6 0 2 の高さで生体センサ 2 0 0 を保持する姿勢、及びユーザ 6 0 0 が座位で手を腹 6 0 3 の高さで生体センサ 2 0 0 を保持する姿勢では、どの姿勢も、ユーザ 6 0 0 の手は水平方向を向くため、脈波信号の測定値のばらつきを抑制するのに効果的である。信号処理装置 2 0 3 は、加速度センサ 2 0 5 が測定した生体センサ 2 0 0 の加速度から、生体センサ 2 0 0 が装着されている手が各測定位置で水平に保持されているか否か（すなわち、水平方向からずれる向きに手が動いていないかどうか）を判定してもよい。

【 0 0 6 0 】

座位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる少なくとも 2 つの測定位置の高さの差を推定する方法として、（ 1 ）ユーザの身体特徴を示す情報から推定する方法、（ 2 ）加速度センサ 2 0 5 が測定した生体センサ 2 0 0 の加速度から推定する方法、及び（ 3 ）撮影装置 3 0 1 が撮影したユーザ 6 0 0 の画像から推定する方法がある。これらの方法について、以下に説明する。

【 0 0 6 1 】

まず、ユーザ 6 0 0 の身体特徴を示す情報から、座位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる少なくとも 2 つの測定位置の高さの差を推定する方法について説明する。

【 0 0 6 2 】

ユーザ 6 0 0 の額、乳頭、及びへその高さは、ユーザ 6 0 0 の身長から、統計的に推定することができる。ユーザ 6 0 0 の身体特徴を示す情報（身長などの情報）は、信号処理装置 2 0 3 内のメモリに予め記憶しておいてもよく、或いは、クラウド上のサーバに保存されているユーザ 6 0 0 の身体特徴を示す情報（身長などの情報）を携帯型制御ユニット 3 0 0 からネットワーク経由で読み出して、その読み出した情報を、生体センサ 2 0 0 と携帯型制御ユニット 3 0 0 との間の無線通信を通じて信号処理装置 2 0 3 に転送してもよい。ユーザ 6 0 0 の身体特徴を示す情報（身長などの情報）を利用できない場合には、人間の額、乳頭、及びへその高さの統計上の平均値から、ユーザ 6 0 0 の額、乳頭、及びへその高さを推定してもよい。

【 0 0 6 3 】

人体寸法データベースには、人間の身長（Height）、内眼角高（Entocanthion height）、乳頭高（Nipple height）、バスト高（Bust height）、及び臍高（Omphalion height）などの情報が格納されている。例えば、心臓の高さとして、乳頭高の値を用いると、心臓とへそとの高さの差は、乳頭高と臍高との差から推定できる。また、例えば、額と内眼角高との差は、5 センチ前後であるため、内眼角高と心臓との高さの差に、額と内眼角高との差を加算することで、額の高さを推定できる。

【 0 0 6 4 】

信号処理装置 2 0 3 は、ユーザ 6 0 0 の身体特徴を示す情報から、座位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる少なくとも 2 つの測定位置の高さの差の統計的な平均値を求めることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 5 】

次に、加速度センサ 2 0 5 が測定した生体センサ 2 0 0 の加速度から、座位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる少なくとも 2 つの測定位置の高さの差を推定する方法について説明する。

【 0 0 6 6 】

生体センサ 2 0 0 は、ある 1 つの測定位置（例えば、図 1 2 に示す測定位置）で静止した状態で脈波信号を測定し、その後、もう一つの測定位置（例えば、図 1 3 に示す測定位置）で静止した状態で脈波信号を測定する。信号処理装置 2 0 3 は、2 つの測定位置でユーザ 6 0 0 が脈波信号を測定するために姿勢を変えるときに、加速度センサ 2 0 5 が測定した生体センサ 2 0 0 の加速度を重力加速度の影響を考慮して二階積分することにより、2 つの測定位置の高さの差（生体センサ 2 0 0 の鉛直方向の移動距離）を計算することができる。このようにして、信号処理装置 2 0 3 は、少なくとも 2 つの測定位置でユーザ 6 0 0 が脈波信号を測定するために姿勢を変えるときに、加速度センサ 2 0 5 が測定した生体センサ 2 0 0 の加速度から、少なくとも 2 つの測定位置の高さの差を計算することができる。

10

【 0 0 6 7 】

次に、撮影装置 3 0 1 が撮影したユーザ 6 0 0 の画像から、少なくとも 2 つの測定位置の高さの差を推定する第 1 の方法について説明する。

【 0 0 6 8 】

図 1 5 に示すように、表示装置 3 0 2 は、携帯型制御ユニット 3 0 0 を一方の手（例えば、右手）で把持しているユーザ 6 0 0 に対して、生体センサ 2 0 0 が装着されている他方の手（例えば、左手）を少なくとも 2 つの測定位置に移動させる旨の指示と、生体センサ 2 0 0 が装着されている他方の手（例えば、左手）が各測定位置に位置しているときに、生体センサ 2 0 0 が装着されている他方の手（例えば、左手）とユーザ 6 0 0 の顔 6 0 1 とを撮影装置 3 0 1 で撮影する旨の指示とをユーザ 6 0 0 に提示するとともに、撮影装置 3 0 1 により撮影された画像を表示する。

20

【 0 0 6 9 】

例えば、制御装置 3 0 4 は、撮影装置 3 0 1 が撮影した画像からユーザ 6 0 0 の顔 6 0 1 と、生体センサ 2 0 0 が装着されている他方の手（例えば、左手）とを区別して認識する。制御装置 3 0 4 は、各測定位置において、撮影装置 3 0 1 により撮影された画像から、生体センサ 2 0 0 が装着されている他方の手（例えば、左手）と顔 6 0 1 との相対的な位置関係に基づいて、少なくとも 2 つの測定位置の高さの差を推定する。制御装置 3 0 4 は、少なくとも 2 つの測定位置の高さの差の推定結果を、無線通信を通じて信号処理装置 2 0 3 に送信する。

30

【 0 0 7 0 】

このように、ユーザ 6 0 0 の身体特徴を示す情報から、ユーザ 6 0 0 の顔の大きさ（全頭高、頭幅など）を推定することで、画像内の顔の大きさから 2 つの測定位置の高さの差の推定精度を向上できる。

【 0 0 7 1 】

また、例えば、制御装置 3 0 4 は、撮影装置 3 0 1 が撮影した画像からユーザ 6 0 0 の顔 6 0 1 と、生体センサ 2 0 0 とを区別して認識する。制御装置 3 0 4 は、各測定位置において撮影装置 3 0 1 により撮影された画像から、生体センサ 2 0 0 と顔 6 0 1 との相対的な位置関係に基づいて、少なくとも 2 つの測定位置の高さの差を推定する。制御装置 3 0 4 は、少なくとも 2 つの測定位置の高さの差の推定結果を、無線通信を通じて信号処理装置 2 0 3 に送信する。

40

【 0 0 7 2 】

図 1 6 に示すように、表示装置 3 0 2 は、顔 6 0 1 の目標位置及び表示目標サイズを示す表示目標範囲 7 0 0 を、表示装置 3 0 2 に表示されている顔 6 0 1 にスーパーインポーズするようにグラフィカルに表示してもよい。表示目標範囲 7 0 0 は、例えば、楕円形又は長方形などの図形でよい。顔 6 0 1 の表示位置及び表示サイズが顔 6 0 1 の目標位置及

50

び表示目標サイズにそれぞれ一致するように、顔601と表示装置301との位置関係を調整することにより、撮影装置301により撮影された画像から、(1)生体センサ200が装着されている他方の手(例えば、左手)と顔601との相対的な位置関係又は(2)生体センサ200と顔601との相対的な位置関係に基づいて、少なくとも2つの測定位置の高さの差を推定することができる。

【0073】

次に、撮影装置301が撮影したユーザ600の画像から、少なくとも2つの測定位置の高さの差を推定する第2の方法について説明する。

【0074】

図17に示すように、表示装置302は、生体センサ200が装着されている手(例えば、右手)で携帯型制御ユニット300を把持しているユーザ600に対して、生体センサ200が装着されている手(例えば、右手)を少なくとも2つの測定位置に移動させる旨の指示と、生体センサ200が装着されている手(例えば、右手)が各測定位置に位置しているときに、ユーザ600の顔601を撮影装置301で撮影する旨の指示とをユーザ600に提示するとともに、撮影装置301により撮影された画像を表示する。

10

【0075】

制御装置304は、各測定位置において撮影装置301により撮影された画像から、ユーザ600の顔601と携帯型制御ユニット300との位置関係、及び所定の基準線(例えば、鉛直線)に対する携帯型制御ユニット300の傾きに基づいて、少なくとも2つの測定位置の高さの差を推定する。傾斜センサ305は、少なくとも2つの測定位置でユーザが脈波信号を測定するために姿勢を変えるときに所定の基準線(例えば、鉛直線)に対する携帯型制御ユニット300の傾きを検出する。

20

【0076】

図18に示すように、表示装置302は、顔601の目標位置及び表示目標サイズを示す表示目標範囲700を、表示装置302に表示されている顔601にスーパーインポーズするようにグラフィカルに表示してもよい。顔601の表示位置及び表示サイズが顔601の目標位置及び表示目標サイズにそれぞれ一致するように、顔601と表示装置301との位置関係を調整することにより、撮影装置301により撮影された画像から、ユーザ600の顔601と携帯型制御ユニット300との位置関係、及び所定の基準線(例えば、鉛直線)に対する携帯型制御ユニット300の傾きに基づいて、少なくとも2つの測定位置の高さの差を推定することができる。制御装置304は、少なくとも2つの測定位置の高さの差の推定結果を、無線通信を通じて信号処理装置203に送信する。

30

【0077】

このように、ユーザ600の身体特徴を示す情報から、ユーザ600の顔の大きさ(全頭高、頭幅など)を推定することで、画像内の顔の大きさから2つの測定位置の高さの差の推定精度を向上できる。

【0078】

制御装置304は、生体センサ200が装着されている手でユーザ600が携帯型制御ユニット300を把持しているか否かを判定してもよい。これにより、生体センサ200が装着されている手(例えば、右手)とは異なる手(例えば、左手)でユーザ600が携帯型制御ユニット300を把持したまま、脈波信号を測定してしまうことを抑制できる。制御装置304は、例えば、生体センサ200と携帯型制御ユニット300との間のNFCのような近距離無線通信が可能であるか否か、或いは、生体センサ200からの無線信号の受信強度が閾値以上であるか否かに基づいて、生体センサ200が装着されている手でユーザ600が携帯型制御ユニット300を把持しているか否かを判定することができる。

40

【0079】

次に、脈波信号の安定状態について説明する。ユーザ600の心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置でユーザ600が脈波信号を測定するために姿勢を変えると、姿勢を変えてから一定時間(約10~20秒ほど)の間、脈波信号は不安定に変動し得る。このため、ユーザ600の姿勢が変わってから、一定時間、脈波信号が安定しているか

50

否かを判定し、脈波信号が安定状態にあると判定されてから、血圧と脈波特徴量との間の相関関係の導出を開始するのが望ましい。

【 0 0 8 0 】

脈波信号の安定状態を判定する方法として、(1) ユーザ 6 0 0 の姿勢が変わってからの経過時間を基に安定状態を判定する方法、及び(2) 脈波信号の変動値が閾値未満に収束したか否かを基に安定状態を判定する方法がある。これらの方法について、以下に説明する。

【 0 0 8 1 】

まず、ユーザ 6 0 0 の姿勢が変わってからの経過時間を基に安定状態を判定する方法について説明する。この方法では、ユーザ 6 0 0 が各姿勢をとってから測定された脈波信号の初期期間(例えば、初期 0 ~ 1 5 秒、好ましくは、初期 0 ~ 2 0 秒)の脈波信号は、安定しておらず、初期期間経過後は、脈波信号は安定状態にあると判定する。各姿勢をとる時刻は、例えば、ユーザ 6 0 0 の測定開始操作時刻、又は、携帯型制御ユニット 3 0 0 の撮像画像から自動判定した時刻などでよい。

10

【 0 0 8 2 】

図 1 9 は、生体センサ 2 0 0 を装着した手を、へその高さで 3 0 秒間保持した後、胸の高さに上げて 3 0 秒間保持し、その後、へその高さに戻して 3 0 秒間保持したときに測定した脈波波形から抽出した脈波特徴量の変化をプロットしている。この脈波特徴量として、1 0 秒間の平均値を用いた。点線のグラフは、ユーザ 6 0 0 の姿勢が変化した直後からの 1 0 秒間の平均値(0 - 1 0 s e c 平均)を示している。実線のグラフは、ユーザ 6 0 0 の姿勢が変化してから 1 5 秒経過してからの 1 0 秒間の平均値(1 5 - 2 5 s e c 平均)を示している。

20

【 0 0 8 3 】

へその高さで血圧を測定すると、血圧の測定値は高くなり、胸の高さで血圧を測定すると、血圧の測定値は低くなる。1 5 - 2 5 s e c 平均は、血圧の変化と強く相関しているのに対し、0 - 1 0 s e c 平均は、血圧の変化との相関が弱い。姿勢が変化した直後は、脈波特徴量が安定しないことが分かる。これは、人間の生理反応によるものであり、姿勢変化直後における脈波信号の一時的な不安定化を抑制することは無理である。脈波信号が安定化するまでの時間には、個人差があるため、姿勢が変化した直後からの初期期間(0 ~ 1 5 秒、或いは、0 ~ 2 0 秒)の脈波信号は、安定しておらず、初期期間経過後は、脈波信号は安定状態にあると判定するのが望ましい。

30

【 0 0 8 4 】

次に、脈波信号の変動値が閾値未満に収束したか否かを基に安定状態を判定する方法について説明する。この方法では、脈波信号の脈波特徴量の変化率、変化速度、又は、変動(ばらつき)の範囲の何れかが閾値未満に収束したときに、脈波信号は安定状態にあると判定する。

【 0 0 8 5 】

信号処理装置 2 0 3 は、ユーザ 6 0 0 の姿勢が変化した後に脈波信号が安定する状態になっているか否かを、上述の判定方法(1)又は(2)に従って判定する。信号処理装置 2 0 3 は、脈波信号が安定する状態になっているものと判定した後に、血圧と脈波特徴量との間の相関関係を求める。

40

【 0 0 8 6 】

次に、図 2 0 及び図 2 1 を参照しながら、ユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる 2 つの測定位置でユーザ 6 0 0 が脈波信号を測定する仰臥位の姿勢について説明する。

【 0 0 8 7 】

図 2 0 は、ユーザ 6 0 0 が平坦面 8 0 0 の上で仰臥位の姿勢で手を平坦面 8 0 0 の高さで生体センサ 2 0 0 を水平に保持する姿勢を示す。この姿勢における測定位置は、仰臥位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 の背面の位置(ユーザ 6 0 0 の背面に接する平坦面 8 0 0 の位置)である。平坦面 8 0 0 は、例えば、寝具又は床である。

【 0 0 8 8 】

50

図 2 1 は、ユーザ 6 0 0 が平坦面 8 0 0 の上で仰臥位の姿勢で手を胸 6 0 2 の高さで生体センサ 2 0 0 を水平に保持する姿勢を示す。この姿勢における測定位置は、仰臥位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 の胸 6 0 2 の位置である。

【 0 0 8 9 】

ユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる 2 つの測定位置でユーザ 6 0 0 が脈波信号を測定する仰臥位の姿勢として、図 2 0 及び図 2 1 に示す姿勢をとることにより、再現性の高い姿勢を実現できるとともに、このような姿勢を維持するために手に力をいれる必要がなく、手の震えを抑制できる。これらの姿勢において、ユーザ 6 0 0 の手のひらを、胸 6 0 2、又は平坦面 8 0 0 に当ててもよく、また、ユーザ 6 0 0 の指（例えば、人指し指）を、胸 6 0 2、又は平坦面 8 0 0 に当ててもよい。

10

【 0 0 9 0 】

なお、ユーザ 6 0 0 の手が水平に保持されている姿勢（手が水平方向を向く姿勢）と、ユーザ 6 0 0 の手が垂直に保持されている姿勢（手が垂直方向を向く姿勢）とでは、心臓からの高さが同じであれば、血圧は同じ値になるが、脈波信号に差異が生じる場合がある。ユーザ 6 0 0 が平坦面 8 0 0 の上で仰臥位の姿勢で手を平坦面 8 0 0 の高さで生体センサ 2 0 0 を水平に保持する姿勢、及びユーザ 6 0 0 が平坦面 8 0 0 の上で仰臥位の姿勢で手を胸 6 0 2 の高さで生体センサ 2 0 0 を水平に保持する姿勢では、どの姿勢も、ユーザ 6 0 0 の手は水平方向を向くため、脈波信号の測定値のばらつきを抑制するのに効果的である。信号処理装置 2 0 3 は、加速度センサ 2 0 5 が測定した生体センサ 2 0 0 の加速度から、生体センサ 2 0 0 が装着されている手が各測定位置で水平に保持されているか否か（すなわち、水平方向からずれる向きに手が動いていないかどうか）を判定してもよい。

20

【 0 0 9 1 】

仰臥位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる 2 つの測定位置の高さの差を推定する方法として、（ 1 ）ユーザの身体特徴を示す情報から推定する方法、及び（ 2 ）加速度センサ 2 0 5 が測定した生体センサ 2 0 0 の加速度から推定する方法がある。これらの方法について、以下に説明する。

【 0 0 9 2 】

まず、ユーザの身体特徴を示す情報から、仰臥位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる 2 つの測定位置の高さの差を推定する方法について説明する。

【 0 0 9 3 】

仰臥位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 が手を平坦面 8 0 0 に置くと、ユーザ 6 0 0 の手の高さは、ユーザ 6 0 0 の心臓の高さよりも低くなる。ユーザ 6 0 0 の心臓は、ユーザ 6 0 0 の胸のほぼ中央にあるため、仰臥位の姿勢では、ユーザ 6 0 0 の手の高さは、ユーザ 6 0 0 の胸厚の約半分の高さの分だけ、ユーザ 6 0 0 の心臓の高さより低くなる。

ユーザ 6 0 0 の胸厚は、ユーザ 6 0 0 の身長から、統計的に推定することができる。

【 0 0 9 4 】

ユーザ 6 0 0 の身体特徴を示す情報（身長などの情報）は、信号処理装置 2 0 3 内のメモリに予め記憶しておいてもよく、或いは、クラウド上のサーバに保存されているユーザ 6 0 0 の身体特徴を示す情報（身長などの情報）を携帯型制御ユニット 3 0 0 からネットワーク経由で読み出して、その読み出した情報を、生体センサ 2 0 0 と携帯型制御ユニット 3 0 0 との間の無線通信を通じて信号処理装置 2 0 3 に転送してもよい。

40

【 0 0 9 5 】

信号処理装置 2 0 3 は、ユーザ 6 0 0 の身体特徴を示す情報から、仰臥位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる 2 つの測定位置の高さの差の統計的な平均値を求めることができる。

【 0 0 9 6 】

なお、加速度センサ 2 0 5 が測定した生体センサ 2 0 0 の加速度から、仰臥位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる 2 つの測定位置の高さの差を推定する方法は、加速度センサ 2 0 5 が測定した生体センサ 2 0 0 の加速度から、座位の姿勢をとるユーザ 6 0 0 の心臓からの高さが異なる 2 つの測定位置の高さの差を推定する方法と同じであ

50

るため、その詳細な説明を省略する。

【 0 0 9 7 】

上述の説明においては、脈波信号から血圧を推定する処理を例示したが、本発明はこの例に限られるものではない。例えば、脈波信号から、血管抵抗を推定することもできる。血管抵抗を推定する場合、脈波信号は、血圧の影響を受けるため、心臓の高さで脈波信号を測定することにより、測定値のばらつきを低減できる。また、心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置で脈波信号を測定し、少なくとも2つの測定位置の高さの差に対応するユーザ600の血圧の差と、少なくとも2つの測定位置における脈波特徴量の変化量との間の相関関係を求めることにより、血管抵抗の推定精度を高めることができる。

【 0 0 9 8 】

また、脈波信号から、血糖値、動脈硬化度、及び血流量を推定する場合においても、同様に、心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置で脈波信号を測定し、少なくとも2つの測定位置の高さの差に対応するユーザ600の血圧の差と、少なくとも2つの測定位置における脈波特徴量の変化量との間の相関関係を求めることにより、血糖値、動脈硬化度、及び血流量の推定精度を高めることができる。

【 0 0 9 9 】

また、ユーザ600の姿勢は、脈拍数、血流量、体表温、及び呼吸に影響を与えるため、予め定められた姿勢（例えば、図12, 13, 14, 20, 21に示す姿勢）で脈波信号の測定を行うことにより、測定値のばらつきを低減できる。

【 0 1 0 0 】

脈波特徴量Aと、血圧及び血管抵抗との間の相関関係を示す関係式(7)を以下に示す。

【 0 1 0 1 】

$$A = d \times \text{血圧} + e \times \text{血管抵抗} + f \quad \dots \quad (7)$$

【 0 1 0 2 】

脈波特徴量Bと、血圧及び血管抵抗との間の相関関係を示す関係式(8)を以下に示す。

【 0 1 0 3 】

$$B = g \times \text{血圧} + h \times \text{血管抵抗} + i \quad \dots \quad (8)$$

【 0 1 0 4 】

関係式(7)及び(8)の定数d, e, f, g, h, iは、ユーザ毎に異なり得る。

【 0 1 0 5 】

血圧及び血管抵抗を、脈波特徴量A, B及び定数d, e, f, g, h, iを用いて表すと、(9)式及び(10)式が得られる。

【 0 1 0 6 】

$$\text{血圧} = -h / (e \times g - d \times h) \times A + e / (e \times g - d \times h) \times B + (f \times h - e \times i) / (e \times g - d \times h) \quad \dots \quad (9)$$

【 0 1 0 7 】

$$\text{血管抵抗} = g / (e \times g - d \times h) \times A - d / (e \times g - d \times h) \times B - (f \times g - d \times i) / (e \times g - d \times h) \quad \dots \quad (10)$$

【 0 1 0 8 】

なお、信号処理装置203によって実行される上述の各種の処理（例えば、(1)脈波センサ202が測定する脈波信号からユーザ600の各種の生体情報（例えば、血圧、血糖値、心拍数、酸素飽和濃度、血管抵抗、血流量、動脈硬化度、自律神経機能など）を推定する処理、(2)ユーザ600の血圧と脈波特徴量との間の相関関係を求める処理、(3)ユーザ600の血圧と脈波特徴量との間の相関関係を示すデフォルトの関係式を較正する処理、(4)ユーザ600の血圧と脈波特徴量との間の相関関係を示す複数のデフォルトの関係式の中から、脈波センサ202による脈波信号の測定結果から求まる相関関係を最も近似する関係式を選択する処理、(5)ユーザ600の姿勢が変化した後脈波信号が安定する状態になっているか否かを判定する処理、(6)ユーザ600の心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置の高さの差を計算する処理、(7)生体センサ200が装着されている手が少なくとも2つの測定位置で水平に保持されているか否かを判

10

20

30

40

50

定する処理など)の全部又は一部を、信号処理装置203に替わって、携帯型制御ユニット300の制御装置304が実行してもよい。制御装置304のメモリには、信号処理装置203によって実行される上述の各種の処理の全部又は一部を制御装置304のプロセッサに実行させるためのプログラムが格納されていてもよい。制御装置304のプロセッサは、このプログラムを実行することにより、信号処理装置203によって実行される上述の各種の処理の全部又は一部を信号処理装置203に替わって実行することができる。

【0109】

次に、ユーザの血行状態の変動が、ユーザの血圧と脈波特徴量との間の相関関係に与える影響について説明する。

【0110】

上述のデフォルトの関係式(1)における定数 a 、 b 、 c 、関係式(5)における定数 a 、 c_1 、及び関係式(6)における定数 b 、 c_2 は、ユーザ毎に固有の定数である。本発明者の研究により、これらの定数 a 、 b 、 c 、 c_1 、 c_2 は、ユーザの血行状態が異なると、異なる値に変動し得ることが判明している。このため、定数 a 、 b 、 c 、 c_1 、 c_2 は、血行状態の関数として扱うことができる。

【0111】

脈波センサ202は、例えば、ユーザの異なる血行状態のそれぞれにおいて、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置のそれぞれにおいて脈波信号を測定する。これにより、信号処理装置203は、血行状態と定数 a 、 b 、 c 、 c_1 、 c_2 との関係を定める関数を推定することができる。

【0112】

ユーザの血行状態は、例えば、ユーザの脈波特徴量から推定することができる。血行状態は血管年齢と相関しており、血管年齢は、加速度脈波信号の b 波及び d 波の波形から推定できるため、 b 波及び d 波の脈波特徴量を用いて、血行状態を推定することができる。信号処理装置203は、このようにして推定した血行状態から関数(血行状態と定数 a 、 b 、 c 、 c_1 、 c_2 との関係を定める関数)に基づいて定数 a 、 b 、 c 、 c_1 、 c_2 を推定し、デフォルトの関係式(1)、(5)、(6)からユーザの血圧を推定することができる。これにより、血圧の推定精度を高めることができる。

【0113】

ユーザの異なる血行状態は、例えば、ユーザの食事前の血行状態及びユーザの食事後の血行状態を含んでもよい。人間は、食事をすると、代謝量が増大し、血行がよくなることが知られており、このような生理的反応は、食事誘発性熱産生と呼ばれている。ユーザの食事前の血行状態及びユーザの食事後の血行状態のそれぞれにおいて、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置のそれぞれにおいて脈波信号を測定することにより、血行状態と定数 a 、 b 、 c 、 c_1 、 c_2 との関係を定める関数を推定することができる。

【0114】

ユーザの食事前の血行状態及びユーザの食事後の血行状態を区別する方法として、例えば、脈波信号の測定時に、食事の前後の区別をユーザが携帯型制御ユニット300に入力する方法や、ユーザの活動量及び血行状態から食事の前後を生体センサ200又は携帯型制御ユニット300が区別する方法(例えば、ユーザの活動量が増加していないのにも関わらず、ユーザの血行状態がよくなると、ユーザが食事をとったものと判定する方法)などがある。

【0115】

ユーザの異なる血行状態は、例えば、ユーザの運動前の血行状態及びユーザの運動後の血行状態を含んでもよい。人間は、運動(特に、有酸素運動)をすると、血行がよくなることが知られている。ユーザの運動前の血行状態及びユーザの運動後の血行状態のそれぞれにおいて、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置のそれぞれにおいて脈波信号を測定することにより、血行状態と定数 a 、 b 、 c 、 c_1 、 c_2 との関係を定める関数を推定することができる。

10

20

30

40

50

【0116】

ユーザの運動前の血行状態及びユーザの運動後の血行状態を区別する方法として、例えば、脈波信号の測定時に、運動の前後の区別をユーザが携帯型制御ユニット300に入力する方法や、ユーザの活動量及び血行状態から運動の前後を生体センサ200又は携帯型制御ユニット300が区別する方法（例えば、ユーザの活動量が増加し、且つ血行状態がよくなると、ユーザが運動を行ったものと判定する方法）などがある。

【0117】

ユーザの異なる血行状態は、例えば、ユーザの入眠前の血行状態及びユーザの起床後の血行状態を含んでもよい。人間は、入眠前では、脳への血流が低下し、逆に、抹消への血流が増加する傾向がある。また、人間は、睡眠中では、血圧が低下し、起床時に血圧が増加する傾向がある。このように、入眠前の血行状態と起床後の血行状態は異なる傾向が見られる。ユーザの入眠前の血行状態及びユーザの起床後の血行状態のそれぞれにおいて、ユーザの心臓からの高さが異なる少なくとも2つの測定位置のそれぞれにおいて脈波信号を測定することにより、血行状態と定数 a , b , c , c_1 , c_2 との関係を決める関数を推定することができる。

10

【0118】

ユーザの入眠前の血行状態及びユーザの起床後の血行状態を区別する方法として、例えば、脈波信号の測定時に、入眠前であるのか或いは起床後であるのかの区別をユーザが携帯型制御ユニット300に入力する方法や、ユーザの活動量の時間経過に伴う変化から、入眠前であるのか或いは起床後であるのかを生体センサ200又は携帯型制御ユニット300が区別する方法（例えば、活動量が一定時間低下すると、ユーザが睡眠に入ったものと判定する方法）などがある。

20

【0119】

なお、以上説明した実施形態は、本発明の理解を容易にするためのものであり、本発明を限定して解釈するためのものではない。本発明は、その趣旨を逸脱することなく、変更/改良され得るとともに、本発明にはその等価物も含まれる。即ち、実施形態に当業者が適宜設計変更を加えたものも、本発明の特徴を備えている限り、本発明の範囲に含まれる。また、実施形態が備える各要素は、技術的に可能な限りにおいて組み合わせることができ、これらを組み合わせたものも本発明の特徴を含む限り本発明の範囲に含まれる。

30

【符号の説明】

【0120】

100 ... 生体情報測定システム 200 ... 生体センサ 201 ... センサ本体 202 ... 脈波センサ 203 ... 信号処理装置 204 ... 通信装置 205 ... 加速度センサ 300 ... 携帯型制御ユニット 301 ... 撮影装置 302 ... 表示装置 303 ... 通信装置 304 ... 制御装置 305 ... 傾斜センサ 600 ... ユーザ 700 ... 表示目標範囲 800 ... 平坦面

40

50

【図面】

【図 1】

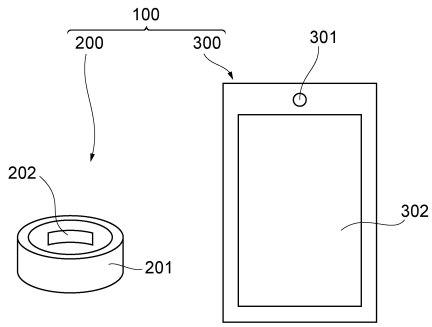


図 1

【図 2】

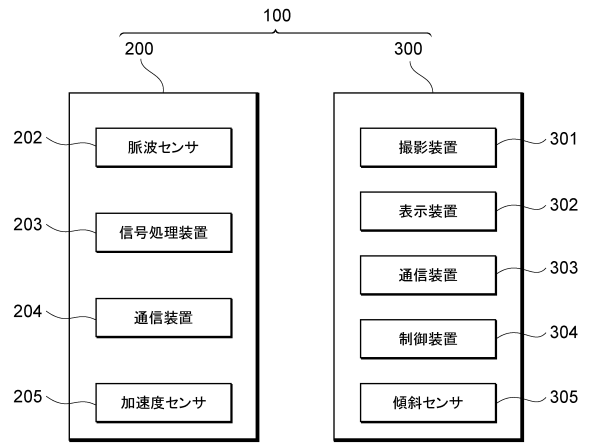


図 2

【図 3】

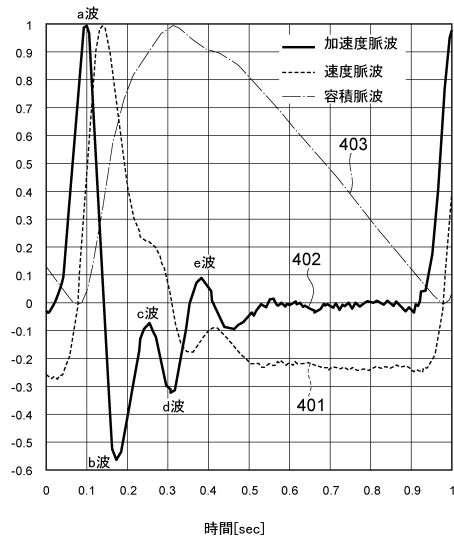


図 3

【図 4】

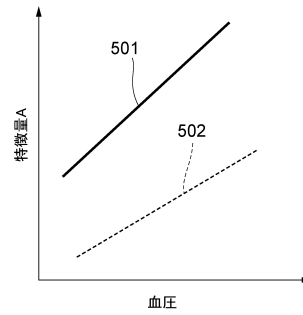


図 4

10

20

30

40

50

【图 5】

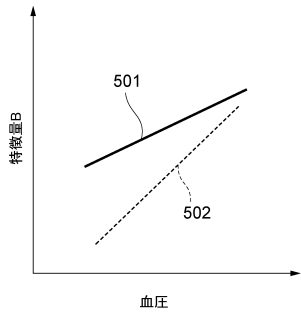


图 5

【图 6】

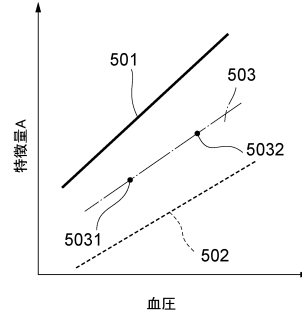


图 6

10

【图 7】

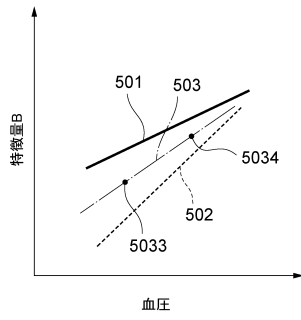


图 7

【图 8】

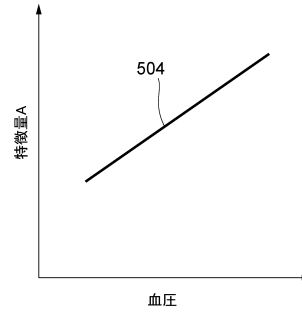


图 8

20

【图 9】

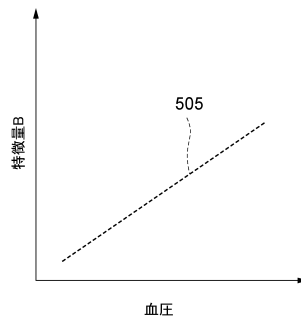


图 9

【图 10】

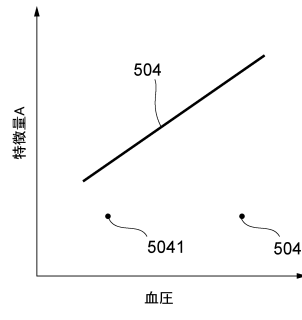


图 10

30

40

50

【图 1 1】

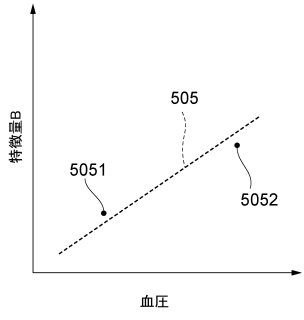


图 1 1

【图 1 2】

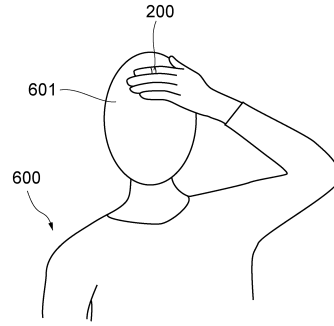


图 1 2

10

【图 1 3】

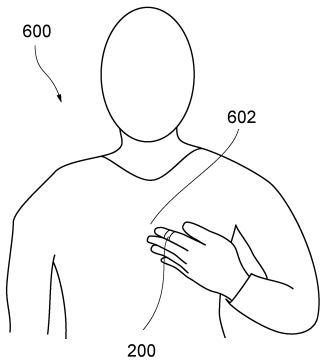


图 1 3

【图 1 4】

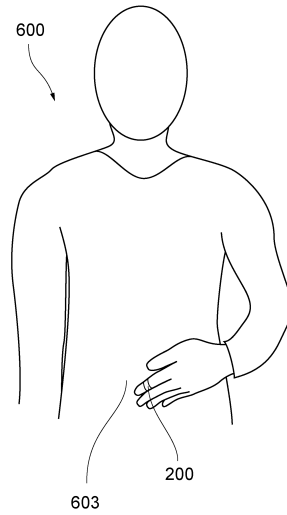


图 1 4

20

30

40

50

【 図 1 5 】

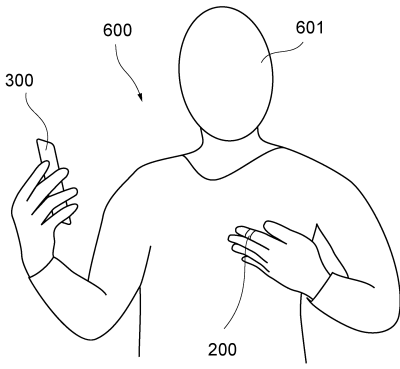


図 1 5

【 図 1 6 】

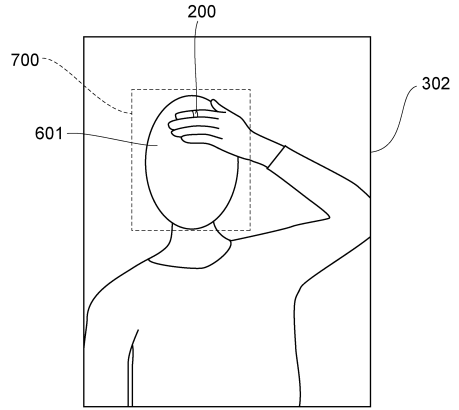


図 1 6

10

【 図 1 7 】

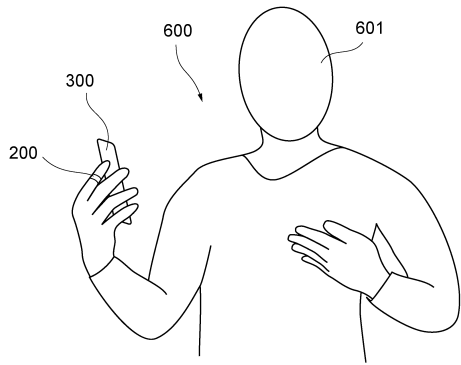


図 1 7

【 図 1 8 】

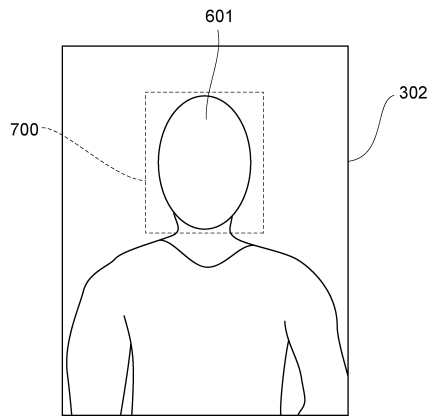


図 1 8

20

30

40

50

【 図 1 9 】

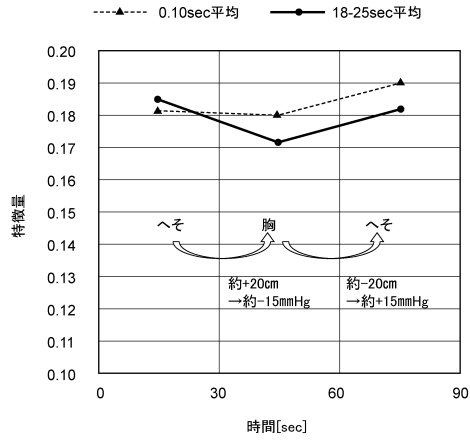


図 1 9

【 図 2 0 】

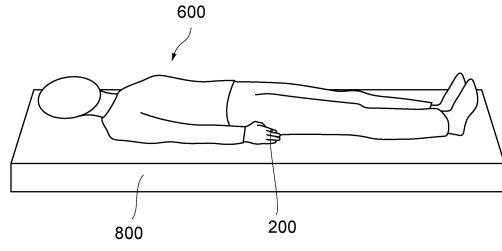


図 2 0

10

【 図 2 1 】

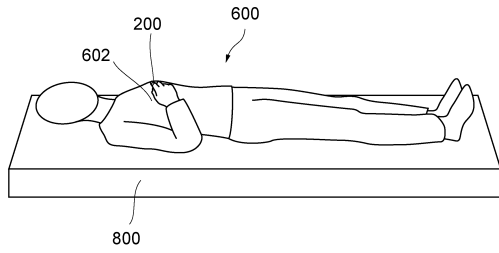


図 2 1

20

30

40

50

フロントページの続き

(51)国際特許分類

F I
A 6 1 B 5/11 2 3 0

株式会社村田製作所内

審査官 遠藤 直恵

(56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 2 1 / 0 0 0 0 4 2 9 (U S , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 7 / 0 1 7 2 4 3 1 (U S , A 1)
特開 2 0 0 8 - 0 6 1 8 3 1 (J P , A)
特開 2 0 1 7 - 0 4 7 0 1 6 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 4 / 1 3 6 3 1 0 (W O , A 1)
特開 2 0 1 8 - 0 2 3 7 6 8 (J P , A)
特開 2 0 1 8 - 1 1 7 8 6 2 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 7 / 1 7 9 6 9 3 (W O , A 1)
国際公開第 2 0 1 4 / 2 0 8 2 8 9 (W O , A 1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 2 - 5 / 0 3、5 / 0 6 - 5 / 2 2