

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-16295  
(P2016-16295A)

(43) 公開日 平成28年2月1日(2016.2.1)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
A 6 1 B 5/02 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 3 7 F 4 C 0 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2014-143301 (P2014-143301)	(71) 出願人	000004260 株式会社デンソー
(22) 出願日	平成26年7月11日 (2014.7.11)	(71) 出願人	507054456 小栗 宏次 愛知県半田市中村町1-18
		(74) 代理人	110000578 名古屋国際特許業務法人
		(72) 発明者	二ツ山 幸樹 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会社デンソー内
		(72) 発明者	河内 泰司 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会社デンソー内

最終頁に続く

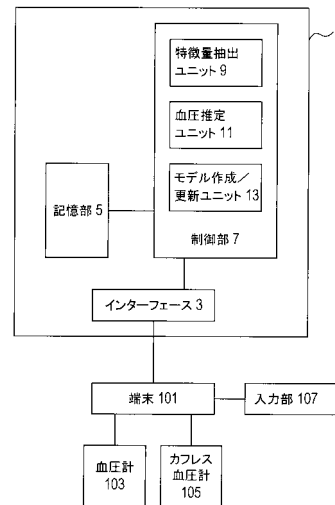
(54) 【発明の名称】 血圧推定装置

(57) 【要約】

【課題】被験者の血圧を精度よく推定できる血圧推定装置を提供すること。

【解決手段】脈波を取得する脈波取得ユニット(3)と、前記脈波から特徴量を抽出する特徴量抽出ユニット(9)と、前記特徴量から、モデルを用いて血圧を推定する血圧推定ユニット(11)と、前記モデルを、個人情報又は前記特徴量を含む教師データに基づき作成又は更新するモデル作成/更新ユニット(13)と、を備え、前記モデル作成/更新ユニットは、前記個人情報又は前記特徴量に応じて、モデルの作成又は更新における学習の判定閾値を変化させることを特徴とする血圧推定装置。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

脈波を取得する脈波取得ユニット(3)と、  
 前記脈波から特徴量を抽出する特徴量抽出ユニット(9)と、  
 前記特徴量から、モデルを用いて血圧を推定する血圧推定ユニット(11)と、  
 前記モデルを、個人情報又は前記特徴量を含む教師データに基づき作成又は更新するモデル作成/更新ユニット(13)と、  
 を備え、  
 前記モデル作成/更新ユニットは、前記個人情報又は前記特徴量に応じて、前記モデルの作成又は更新における学習の判定閾値を変化させることを特徴とする血圧推定装置。

10

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の血圧推定装置であって、  
 前記モデル作成/更新ユニットは、サポートベクター回帰分析により前記モデルを作成又は更新することを特徴とする血圧推定装置。

## 【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の血圧推定装置であって、  
 前記学習の判定閾値は、(1)誤差許容度を表すパラメータ、及び/又は、(2)適合度を表すパラメータを含むことを特徴とする血圧推定装置。

## 【請求項 4】

請求項 1~3 のいずれか 1 項に記載の血圧推定装置であって、  
 前記モデル作成/更新ユニットは、前記教師データにおける年齢が高いほど、(1)誤差許容度を表すパラメータが小さい、及び/又は、(2)適合度を表すパラメータが大きい、という条件の下で前記モデルを作成又は更新することを特徴とする血圧推定装置。

20

## 【請求項 5】

請求項 1~4 のいずれか 1 項に記載の血圧推定装置であって、  
 前記モデルとして、第 1 のモデルと、前記第 1 のモデルよりも曖昧さが大きい第 2 のモデルとを備え、  
 被験者の年齢を取得する年齢取得ユニット(3)を備え、  
 前記血圧推定ユニットは、前記被験者の年齢が所定の閾値未満である場合は前記第 1 のモデルを用い、前記被験者の年齢が前記閾値以上である場合は前記第 2 のモデルを用いることを特徴とする血圧推定装置。

30

## 【請求項 6】

請求項 5 に記載の血圧推定装置であって、  
 前記モデル作成/更新ユニットは、(1)誤差許容度を表すパラメータが前記第 1 のモデルの場合に比べて小さい、及び/又は、(2)適合度を表すパラメータが前記第 1 のモデルの場合に比べて大きい、という条件の下で前記第 2 のモデルを作成又は更新することを特徴とする血圧推定装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は血圧推定装置に関する。

40

## 【背景技術】

## 【0002】

カフ血圧計の測定値と、脈波の特徴量とに基づいて学習されたニューラルネットを用いて、脈波の特徴量から被験者の血圧を推定する方法が提案されている(特許文献 1 参照)。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0003】

【特許文献 1】特開 2000-126142 号公報

50

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

しかしながら、特許文献1記載の技術では、被験者の血圧を精度よく推定することができない。本発明は、こうした問題にかんがみてなされたものであり、被験者の血圧を精度よく推定できる血圧推定装置を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0005】

本発明の血圧推定装置は、脈波を取得する脈波取得ユニットと、脈波から特徴量を抽出する特徴量抽出ユニットと、特徴量から、モデルを用いて血圧を推定する血圧推定ユニットと、モデルを、個人情報又は特徴量を含む教師データに基づき作成又は更新するモデル作成/更新ユニットと、を備え、モデル作成/更新ユニットは、個人情報又は特徴量に応じて、モデルの作成又は更新における学習の判定閾値を変化させることを特徴とする。本発明の血圧推定装置は、被験者の血圧を精度よく推定することができる。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【0006】

【図1】血圧推定装置1の構成を表すブロック図である。

【図2】血圧推定装置1が実行する血圧推定処理を表すフローチャートである。

【図3】図3A、図3B、図3Cは特徴量の例を表す説明図である。

【図4】図4Aは、第1のモデルのみを使用して取得した推定血圧と、カフ測定血圧との相関を表すグラフであり、図4Bは、被験者の年齢に応じて第1のモデル及び第2のモデルを使い分けて取得した推定血圧と、カフ測定血圧との相関を表すグラフである。

20

【図5】血圧推定装置1が実行する血圧推定処理を表すフローチャートである。

【図6】教師データの一例を表す説明図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0007】

以下、本発明が適用された実施形態について、図面を用いて説明する。

## &lt; 第1の実施形態 &gt;

## 1. 血圧推定装置1の構成

血圧推定装置1の構成を図1に基づき説明する。血圧推定装置1は、インターフェース3、記憶部5、及び制御部7を備える。

30

## 【0008】

インターフェース3は、外部の端末101との間で情報の送受信を行う。なお、インターフェース3は、脈波取得ユニット及び年齢取得ユニットの一例である。

記憶部5は、情報の記憶、保存、及び読み出しを行う。記憶部5は、例えば、HDD（ハードディスクドライブ）により構成できる。

## 【0009】

制御部7は、CPU、RAM、ROM等を備える周知のコンピュータである。制御部7は、機能的に、特徴量抽出ユニット9、血圧推定ユニット11、及びモデル作成/更新ユニット13を備える。制御部7は、これらの各ユニットにより、後述する処理を実行する。

40

## 【0010】

なお、端末101には、血圧計103、カフレス血圧計105、及び入力部107が接続している。端末101は、これらと血圧推定装置1との間の情報の送受信を中継する。血圧計101は、カフを用いて被験者の正確な血圧を測定する。以下では、血圧計101で測定した血圧を、カフ測定血圧とする。カフ測定血圧は、端末101を介して血圧推定装置1に送信される。

## 【0011】

カフレス血圧計105は、血圧推定装置1を用いて、被験者の血圧を推定する。すなわち、カフレス血圧計105は、被験者の脈波を取得し、その脈波を、端末101を介して

50

血圧推定装置 1 に送信する。脈波の取得には、公知の脈波センサを用いることができる。脈波センサとしては、例えば、以下のものが挙げられる。脈波センサは、緑色の光（5000 ~ 8000 の波長を含む光）を出射する発光ダイオードを備え、その光を、被験者の指先等に照射する。また、脈波センサは、照射した光が患者の指の毛細血管内で反射された反射光をフォトダイオードで受光し、受光した光に対応する電気信号（脈波）を出力する。

#### 【0012】

血圧推定装置 1 は、後述するように、カフレス血圧計 105 から送信された脈波に基づき、被験者の血圧を推定する。以下では、血圧推定装置 1 が推定した血圧を推定血圧とする。血圧推定装置 1 は、推定血圧を、端末 101 を介してカフレス血圧計 105 に送信する。以上のようにして、カフレス血圧計 105 は、被験者の脈波から、被験者の推定血圧を得ることができる。

10

#### 【0013】

入力部 107 は、ユーザ（被験者又は他の人）が情報を入力可能な構成であり、入力部 107 に入力された情報は、端末 101 を介して血圧推定装置 1 に送信される。入力部 107 に入力される情報としては、例えば、被験者の個人情報（身長、体重、年齢、性別等）がある。

#### 【0014】

血圧推定装置 1 は、例えば、クラウドコンピュータにより実現することができる。

#### 2. 血圧推定装置 1 が実行する血圧推定処理

20

血圧推定装置 1（特に制御部 7）が実行する血圧推定処理を図 2、図 3 に基づき説明する。なお、この処理は、カフレス血圧計 105 から、血圧推定処理を実行する旨の指示があった場合に行われる。

#### 【0015】

図 2 のステップ 1 では、インターフェース 3 を用いて、端末 101 から、被験者の個人情報（身長、体重、年齢、性別等）を取得する。なお、この個人情報は、入力部 107 に入力され、端末 101 を経由して、血圧推定装置 1 に送信されたものである。

#### 【0016】

ステップ 2 では、インターフェース 3 を用いて、端末 101 から被験者の脈波を取得する。なお、この脈波は、カフレス血圧計 105 が被験者から取得し、端末 101 を経由して、血圧推定装置 1 に送信したものである。

30

#### 【0017】

ステップ 3 では、特徴量抽出ユニット 9 が、前記ステップ 2 で取得した脈波から、特徴量（脈波特徴量）を抽出する。特徴量としては、例えば、図 3 A に示すように、脈波から抽出される P0、P1、P2、T 等がある。また、特徴量としては、例えば、図 3 B に示すように、脈波の 1 階微分（速度脈波）から抽出される a1 ~ f1 等がある。また、特徴量としては、例えば、図 3 C に示すように、脈波の 2 階微分（加速度脈波）から抽出される a ~ f 等がある。その他の脈波としては、例えば、PTT、HR、容積 AI 等がある。

#### 【0018】

図 2 に戻り、ステップ 4 では、前記ステップ 1 で取得した個人情報に含まれる年齢が 60 歳未満であるか否かを判断する。60 歳未満である場合はステップ 5 に進み、60 歳以上である場合はステップ 6 に進む。なお、60 歳は、閾値の一例である。

40

#### 【0019】

ステップ 5 では、血圧推定ユニット 11 が、前記ステップ 3 で抽出した特徴量から、第 1 のモデルを用いて被験者の血圧（推定血圧）を推定する。この第 1 のモデルは、特徴量を入力すると、それに対応する推定血圧を出力するものである。第 1 のモデルについては後述する。

#### 【0020】

ステップ 6 では、血圧推定ユニット 11 が、前記ステップ 3 で抽出した特徴量から、第

50

2のモデルを用いて被験者の血圧（推定血圧）を推定する。この第2のモデルは、特徴量を入力すると、それに対応する推定血圧を出力するものである。第2のモデルについては後述する。

【0021】

ステップ7では、前記ステップ5又は6で推定した被験者の推定血圧を、端末101を介してカフレス血圧計105に送信する。

3. 血圧推定装置1が実行するモデル作成処理

(1) 血圧推定装置1（特にモデル作成/更新ユニット13）が第1のモデルを作成する方法を説明する。まず、記憶部5に教師データを記憶しておく。教師データは、複数の単位データから成る。各単位データは、被験者のカフ測定血圧、同一の被験者から同時に得た複数の特徴量、及び同一の被験者の個人情報（身長、体重、年齢、性別）から成る。ここでは、教師データが、n個の単位データから成るとする。nは十分大きい自然数である。n個の単位データには、それぞれ、1、2、3・・・i、i+1、・・・nの識別番号を付して区別する。

10

【0022】

なお、教師データは、同一の被験者について、血圧計103を用いて被験者のカフ測定血圧を取得するとともに、カフレス血圧計105、及び血圧推定装置1を用いて特徴量を取得し（前記ステップ2、3参照）、入力部107にその被験者の個人情報を入力することで得ることができる。

図6に、教師データの一例を示す。教師データを構成する各単位データには、電子血圧計で計測された血圧値、個人情報（身長、体重、年齢、性別等）及び特徴量が記憶されている。教師データにおいて単位データは複数存在し、様々な被験者について取得されている。

20

【0023】

モデル作成/更新ユニット13は、上記の教師データに基づき、サポートベクター回帰分析により、第1のモデルを作成する。第1のモデルは、下記（式1）として表すことができる。ここで、yは被験者の推定血圧であり、xは被験者の特徴量である。また、w、bはそれぞれ、xに対してyを表すためのモデル係数である。

【0024】

【数1】

$$(式1) \quad y = f(x) = \langle w \cdot x \rangle + b$$

$$(式2) \quad L(x, y, f) = \max(0, |y - f(x)| - \varepsilon)$$

$$(式3) \quad \|w\|^2 + C \sum_{i=1}^n (\xi_i^2 + \hat{\xi}_i^2)$$

$$(式4) \quad (\langle w \cdot x_i \rangle + b) - y_i \leq \varepsilon + \xi_i$$

$$(式5) \quad y_i - (\langle w \cdot x_i \rangle + b) - y_i \leq \varepsilon + \hat{\xi}_i$$

$$(式6) \quad \xi_i, \hat{\xi}_i \geq 0$$

上記（式1）は線形回帰式であって、推定式は - インセンシティブ損失関数Lを用いて（式2）のように表される。式（4）～（6）が成立する条件の下で、式（3）が最小となるように最適化問題を解くことで、（式1）におけるw、bが求められ、第1のモデ

30

40

50

ルが得られる。

【 0 0 2 5 】

【 数 2 】

$$(式7) \quad \varepsilon = \varepsilon_0^{-0.1*(age-10)}$$

$$(式8) \quad C = C_0^{0.1*age}$$

なお、(式3)から(式6)において、とその複素共役はスラック変数であり、誤分類の度合いを表す変数である。また、(式3)の第1項はモデルの複雑さを表し、これが大きいほどモデルは複雑である。また、は誤差許容度を表すパラメータであり、Cは適合度を表すパラメータである。が小さいほど、第1のモデルの曖昧さが大きくなり、Cが大きいほど、第1のモデルの曖昧さが大きくなる。

10

【 0 0 2 6 】

ここで曖昧さが大きいとは、モデルの作成において、カフ測定血圧と推定血圧との関係性を弱く学習することを意味し、曖昧さが小さいとは、カフ測定血圧と推定血圧との関係性を強く学習することを意味する。

【 0 0 2 7 】

また、(式3)から(式6)においてiは、単位データに付された識別番号を表すものであり、1からnのいずれかである。

20

(2) 血圧推定装置1は、基本的には第1のモデルの場合と同様に、第2のモデルを作成する。ただし、サポートベクター回帰分析において、誤差許容度を表すパラメータが第1のモデルの場合に比べて小さく、適合度を表すパラメータCが第1のモデルの場合に比べて大きい、という条件の下で第2のモデルを作成する。その結果、第2のモデルは、第1のモデルよりも曖昧さが大きいものとなる。

【 0 0 2 8 】

なお、本実施形態において、上述した、誤差許容度を表すパラメータと、適合度を表すパラメータCとは、学習の判定閾値の一例である。このように、誤差許容度を表すパラメータや適合度を表すパラメータCをモデル作成における学習の判定閾値として用いることで、モデルの曖昧さを調整することができる。

30

【 0 0 2 9 】

(3) 血圧推定装置1は、既に第1のモデルが存在する場合、上述した方法で第1のモデルを新たに作成し、新たな第1のモデルで、従来の第1のモデルを置換する(更新する)ことができる。

【 0 0 3 0 】

更新のときに使用する教師データは、従来の第1のモデルを作成するときに使用した教師データに、新たに得た単位データを追加したものとすることができる。あるいは、更新のときに使用する教師データは、従来の第1のモデルの作成後に得た単位データのみから成るものであってもよい。

40

【 0 0 3 1 】

また、血圧推定装置1は、既に第2のモデルが存在する場合、上述した方法で第2のモデルを新たに作成し、新たな第2のモデルで、従来の第2のモデルを置換する(更新する)ことができる。

【 0 0 3 2 】

更新のときに使用する教師データは、従来の第2のモデルを作成するときに使用した教師データに、新たに得た単位データを追加したものとすることができる。あるいは、更新のときに使用する教師データは、従来の第2のモデルの作成後に得た単位データのみから成るものであってもよい。

【 0 0 3 3 】

50

第1のモデル、第2のモデルを更新するタイミングは適宜設定することができる。例えば、第1のモデル、第2のモデルを前回作成又は更新してから、所定時間が経過したタイミング、あるいは、教師データが所定量蓄積されたタイミング等において、第1のモデル、第2のモデルを更新することができる。また、ユーザの指示に応じて、第1のモデル、第2のモデルを更新することができる。

【0034】

4. 血圧推定装置1が奏する効果

以上詳述した血圧推定装置1によれば、以下の効果が得られる。

血圧推定装置1は、被験者の血圧を精度よく推定することができる。このことを以下の試験により確かめた。同一の被験者について同時に、血圧推定装置1を用いて推定血圧を取得するとともに、カフ血圧計を用いてカフ測定血圧を取得した。この結果、推定血圧と、それに対応するカフ測定血圧との組を得ることができる。この組を複数取得した。

10

【0035】

そして、図4Bに示すように、横軸をカフ測定血圧とし、縦軸を推定血圧とするグラフにおいて、上記の複数の組をそれぞれプロットした。各プロットの誤差標準偏差を計算すると、9.2 mmHgであり、小さい値であった。すなわち、推定血圧はばらつきが小さく、カフ測定血圧との相関が高かった。なお、この試験において血圧推定装置1が脈波から抽出した特徴量は図3A～図3Cに示すP0～P2, a1～f1, a～fとした。

【0036】

また、参考例として、同一の被験者について同時に、血圧推定装置1を用いて推定血圧を取得するとともに、カフ血圧計を用いてカフ測定血圧を取得した。ただし、ここでは、上述した血圧推定処理ではなく、被験者の年齢によらず、常に第1のモデルを使用する方法で、推定血圧を取得した。そして、図4Aに示すように、常に第1のモデルを用いて得られた推定血圧と、それに対応するカフ測定血圧との組をグラフ上に複数プロットした。各プロットの誤差標準偏差を計算すると、10.0 mmHgであり、比較的大きい値であった。すなわち、常に第1のモデルを用いる方法で得られた推定血圧は、第1のモデル及び第2のモデルを被験者の年齢に応じて使い分ける方法に比べて、推定血圧のばらつきが大きく、推定血圧とカフ測定血圧との相関が低かった。

20

【0037】

血圧推定装置1が被験者の血圧を精度よく推定することができる理由は以下のように推測できる。高齢の被験者では、個人差が大きく、血圧と脈波との関係が崩れやすいため、曖昧さを許容するモデルが望ましい。血圧推定装置1は、高齢者に対しては、第1のモデルよりも曖昧さが大きい第2のモデルを使用するので、被験者の年齢に応じた適切なモデルを使用することができる。その結果、推定血圧を精度よく推定できると考えられる。

30

< 第2の実施形態 >

1. 血圧推定装置1の構成

本実施形態の血圧推定装置1は、前記第1の実施形態と同様の構成を有する。

【0038】

2. 血圧推定装置1が実行する血圧推定処理

血圧推定装置1(特に制御部7)が実行する血圧推定処理を図5に基づき説明する。なお、この処理は、カフレス血圧計105から、処理を実行する旨の指示があった場合に行われる。

40

【0039】

図5のステップ11では、インターフェース3を用いて、端末101から被験者の脈波を取得する。なお、この脈波は、カフレス血圧計105が被験者から取得し、端末101を経由して、血圧推定装置1に送信したものである。

【0040】

ステップ12では、特徴量抽出ユニット9が、前記ステップ11で取得した脈波から、特徴量(脈波特徴量)を抽出する。特徴量は、前記第1の実施形態と同様である。

ステップ13では、血圧推定ユニット11が、前記ステップ12で抽出した特徴量から

50

、モデルを用いて被験者の血圧（推定血圧）を推定する。このモデルは、特徴量を入力すると、それに対応する推定血圧を出力するものである。モデルについては後述する。

【0041】

ステップ14では、前記ステップ13で推定した被験者の推定血圧を、端末101を介してカフレス血圧計105に送信する。

### 3. 血圧推定装置1が実行するモデル作成処理

(1) 本実施形態の血圧推定装置1は、基本的には、前記第1の実施形態において第1のモデルや第2のモデルを作成する方法と同様にして、モデルを作成する。ただし、本実施形態では、誤差許容度を表すパラメータである  $\varepsilon$  として、(式7)に示すものを用い、適合度を表すパラメータである  $C$  として、(式8)に示すものを用いる。

10

【0042】

【数2】

$$(式7) \quad \varepsilon = \varepsilon_0^{-0.1*(age-10)}$$

$$(式8) \quad C = C_0^{0.1*age}$$

ここで、 $\varepsilon_0$ 、 $C_0$  はそれぞれ定数であり、ageは教師データにおける被験者の年齢である。よって、本実施形態では、サポートベクター回帰分析において、教師データにおける年齢が高いほど、誤差許容度を表すパラメータ  $\varepsilon$  が小さく、適合度を表すパラメータ  $C$  が大きい、という条件の下でモデルを作成する。すなわち、本実施形態では、サポートベクター回帰分析において、教師データにおける年齢が高いほど、曖昧さを大きくする条件でモデルを作成する。

20

【0043】

なお、本実施形態において、上述した、誤差許容度を表すパラメータ  $\varepsilon$  と、適合度を表すパラメータ  $C$  とは、学習の判定閾値の一例である。それらのパラメータは、教師データにおける被験者の年齢に応じて変化する。

【0044】

(2) 血圧推定装置1は、既にモデルが存在する場合、上述した方法でモデルを新たに作成し、新たなモデルで、従来のモデルを置換する（更新する）ことができる。

30

更新のときに使用する教師データは、従来のモデルを作成するときに使用した教師データに、新たに得た単位データを追加したものとすることができる。あるいは、更新のときに使用する教師データは、従来のモデルの作成後に得た単位データのみから成るものであってもよい。

【0045】

モデルを更新するタイミングは適宜設定することができ、例えば、前記第1の実施形態と同様とすることができる。

### 4. 血圧推定装置1が奏する効果

以上詳述した血圧推定装置1によれば、以下の効果が得られる。すなわち、本実施形態の血圧推定装置1は、被験者の血圧を精度よく推定することができる。

40

<その他の実施形態>

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されることなく、種々の形態を採り得る。

【0046】

(1) 前記第1の実施形態におけるステップ4で、閾値とする年齢は60歳には限定されず、適宜設定できる。例えば、55歳、65歳、70歳、75歳等とすることができる。

【0047】

(2) 前記第1の実施形態において、誤差許容度を表すパラメータ  $\varepsilon$  は第1のモデルの

50

場合と同じであり、適合度を表すパラメータCが第1のモデルの場合に比べて大きい、という条件の下で第2のモデルを作成してもよい。この場合でも、前記第1の実施形態と略同様の効果を奏することができる。

【0048】

また、前記第1の実施形態において、誤差許容度を表すパラメータが第1のモデルの場合に比べて小さく、適合度を表すパラメータCが第1のモデルの場合と同じ、という条件の下で第2のモデルを作成してもよい。この場合でも、前記第1の実施形態と略同様の効果を奏することができる。

【0049】

(3) 前記第2の実施形態において、誤差許容度を表すパラメータは教師データにおける年齢によらず一定であり、適合度を表すパラメータCは教師データにおける年齢が高いほど大きい、という条件の下でモデルを作成してもよい。この場合でも、前記第2の実施形態と略同様の効果を奏することができる。

10

【0050】

また、教師データにおける年齢が高いほど、誤差許容度を表すパラメータが小さく、適合度を表すパラメータCは教師データにおける年齢によらず一定である、という条件の下でモデルを作成してもよい。この場合でも、前記第2の実施形態と略同様の効果を奏することができる。

【0051】

(4) 前記第1、第2の実施形態において、血压推定装置1は、モデルの作成、及び更新のうち、一方のみを行うものであってもよい。

20

(5) 前記第1、第2の実施形態において、血压推定装置1は、サポートベクター回帰分析以外の方法で、教師データに基づきモデルを作成又は更新してもよい。

【0052】

(6) 前記第1、第2の実施形態において、血压推定装置1が変化させる学習の判定閾値は、誤差許容度を表すパラメータ及び適合度を表すパラメータC以外のものであってもよい。

【0053】

(7) 前記第1、第2の実施形態において、血压推定装置1は、教師データに含まれる年齢ではなく、特徴量に応じて、学習の判定閾値(例えば、誤差許容度を表すパラメータや適合度を表すパラメータC)を変化させてもよい。

30

【0054】

(8) 前記第1の実施形態において、第1のモデルを作成又は更新するとき、前記第2の実施形態と同様の方法で、モデルを作成又は更新することができる。すなわち、サポートベクター回帰分析において、教師データにおける年齢が高いほど、誤差許容度を表すパラメータが小さく、適合度を表すパラメータCが大きい、という条件の下で第1のモデルを作成又は更新することができる。

【0055】

また、前記第1の実施形態において、第2のモデルを作成又は更新するとき、前記第2の実施形態と同様の方法で、モデルを作成又は更新することができる。すなわち、サポートベクター回帰分析において、教師データにおける年齢が高いほど、誤差許容度を表すパラメータが小さく、適合度を表すパラメータCが大きい、という条件の下で第2のモデルを作成又は更新することができる。

40

【0056】

(9) 前記第1、第2の実施形態における1つの構成要素が有する機能を複数の構成要素として分散させたり、複数の構成要素が有する機能を1つの構成要素に統合させたりしてもよい。例えば、血压推定装置1は、カフレス血压計105を含んでいてもよい。また、記憶部5は、制御部7とは別の装置内にあり、制御部7とオンラインで接続されていてもよい。また、血压推定装置1は、端末101、血压計103、及び入力部107から選択される1以上を含んでいてもよい。

50

【0057】

(10)また、前記第1、第2の実施形態の構成の少なくとも一部を、同様の機能を有する公知の構成に置き換えてもよい。また、前記第1、第2の実施形態の構成の一部を、課題を解決できる限りにおいて省略してもよい。また、前記第1、第2の実施形態の構成の少なくとも一部を、他の実施形態の構成に対して付加又は置換してもよい。なお、特許請求の範囲に記載した文言のみによって特定される技術思想に含まれるあらゆる態様が本発明の実施形態である。

【0058】

(11)上述した血压推定装置1の他、当該血压推定装置1を構成要素とするシステム、当該血压推定装置1としてコンピュータを機能させるためのプログラム、このプログラムを記録した媒体、血压推定方法等、種々の形態で本発明を実現することもできる。

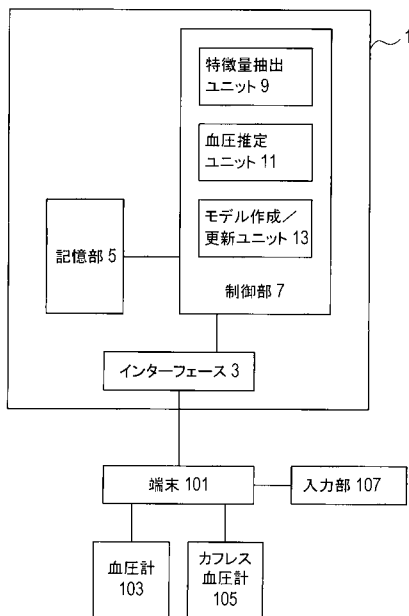
10

【符号の説明】

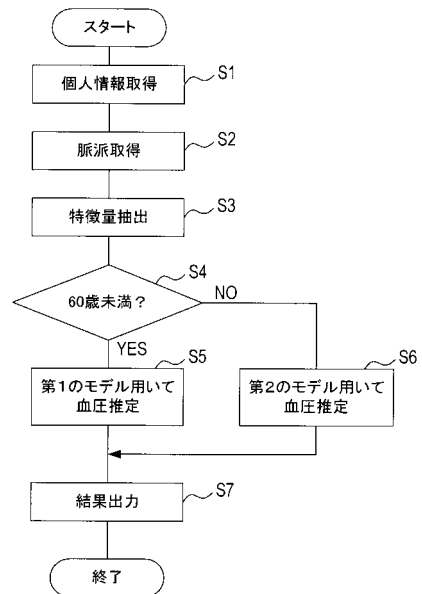
【0059】

1...血压推定装置、3...インターフェース、5...記憶部、7...制御部、9...特徴量抽出ユニット、11...血压推定ユニット、13...モデル作成/更新ユニット、101...端末、103...血压計、105...カフレス血压計、107...入力部

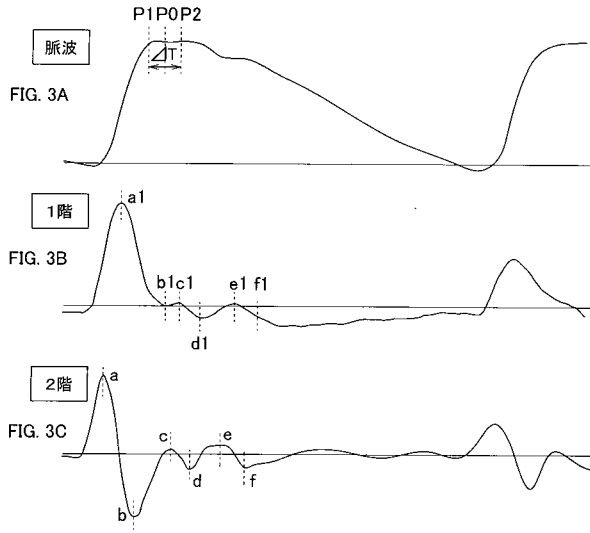
【図1】



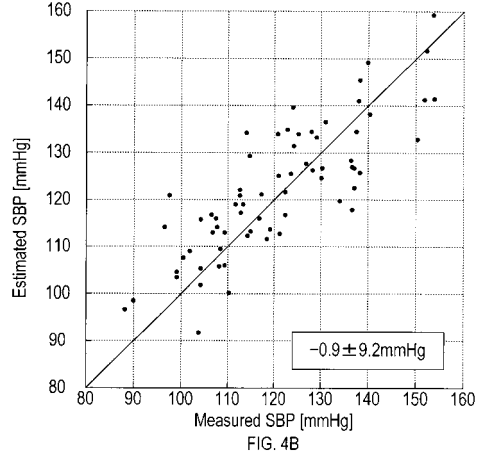
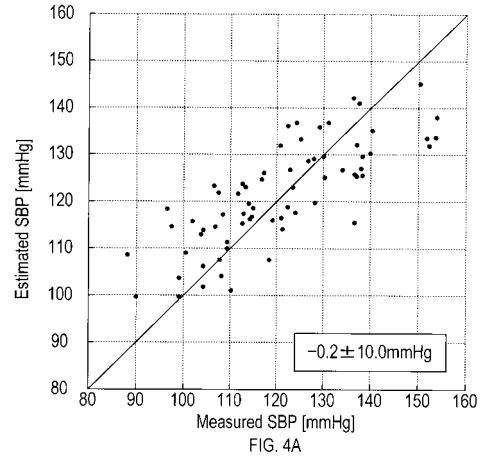
【図2】



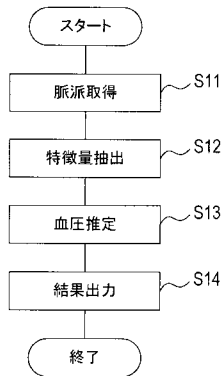
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

測定番号	性別	年齢	身長	体重	個人情報										血压・心拍										特徴量									
					性別	年齢	身長	体重	脈波	特徴量	血压	心拍	特徴量	血压	心拍	特徴量	血压	心拍	特徴量															
001	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
002	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
003	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
004	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
005	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
006	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
007	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
008	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
009	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
010	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
011	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
012	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
013	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
014	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
015	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
016	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
017	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
018	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
019	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
020	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
021	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
022	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														
023	M	55	175	65	160	107	86	79	8	1.01	84	-0.12	191	-0.13	193	-0.36	202	0.23	345	-0.11														

---

フロントページの続き

(72)発明者 岸本 圭史

愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会社デンソー内

(72)発明者 小栗 宏次

愛知県半田市中村町1-18

(72)発明者 河中 治樹

愛知県長久手市茨ヶ廻間1522-3 愛知県公立大学法人 愛知県立大学内

Fターム(参考) 4C017 AA08 AA09 AB03 AC28 BC11 BC17 BC23 BC28 BD04 FF08