

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6493680号  
(P6493680)

(45) 発行日 平成31年4月3日(2019.4.3)

(24) 登録日 平成31年3月15日(2019.3.15)

(51) Int.Cl.

F 1

<b>A 6 1 B</b>	<b>5/022</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/022	Z
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/02</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/022	4 0 0 Z
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/107</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/022	4 0 0 E
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/02	B
			A 6 1 B	5/107	3 0 0

請求項の数 20 (全 49 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2015-197233 (P2015-197233)  
 (22) 出願日 平成27年10月2日 (2015.10.2)  
 (65) 公開番号 特開2016-77890 (P2016-77890A)  
 (43) 公開日 平成28年5月16日 (2016.5.16)  
 審査請求日 平成30年4月12日 (2018.4.12)  
 (31) 優先権主張番号 特願2014-208206 (P2014-208206)  
 (32) 優先日 平成26年10月9日 (2014.10.9)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 314012076  
 パナソニックIPマネジメント株式会社  
 大阪府大阪市中央区城見2丁目1番61号  
 (74) 代理人 100109210  
 弁理士 新居 広守  
 (74) 代理人 100137235  
 弁理士 寺谷 英作  
 (74) 代理人 100131417  
 弁理士 道坂 伸一  
 (72) 発明者 吉岡 元貴  
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ  
 ソニック株式会社内  
 (72) 発明者 小澤 順  
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ  
 ソニック株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 非接触血圧測定装置、及び、非接触血圧測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ユーザの肌が撮像された肌画像を取得する画像取得部と、  
 前記肌画像を用いて、前記肌画像における輝度の時間変化を算出し、前記輝度の時間変化において、前記輝度がピークになる時刻を示す時刻情報を、脈波タイミングとして算出する脈波タイミング算出部と、

受信アンテナで受信された、前記ユーザで反射した電波の信号を取得する電波取得部と、

前記電波取得部が取得した電波の信号を用いて、前記ユーザと前記受信アンテナとの距離の時間変化を算出し、前記距離の時間変化において距離がピークになる時刻を示す時刻情報を、心拍タイミングとして算出する心拍タイミング算出部と、

前記脈波タイミングと前記心拍タイミングとの時間差に基づいて、前記ユーザの血圧を決定する血圧決定部とを備える

非接触血圧測定装置。

【請求項2】

前記心拍タイミング算出部は、脈波タイミング算出部が算出した脈波タイミングを用いて、前記距離の時間変化における脈波タイミングから所定の時間範囲前に、ピークになる時刻を示す時刻情報を、心拍タイミングとして算出する

請求項1の非接触血圧測定装置。

【請求項3】

前記非接触血圧測定装置は、さらに、

前記画像取得部が取得した前記肌画像から前記ユーザの姿勢の変化量を計測する姿勢計測部を備え、

前記血圧決定部は、前記姿勢計測部が計測した前記変化量が所定の閾値以下である期間に前記画像取得部が取得した前記肌画像から算出された前記脈波タイミングと、前記期間に前記電波取得部が取得した電波から算出された前記心拍タイミングとの時間差に基づいて、前記血圧を決定する

請求項 1 に記載の非接触血圧測定装置。

【請求項 4】

前記画像取得部は、前記ユーザの肌と、前記ユーザの胸部を含む部分とが撮像された前記肌画像を取得し、

前記姿勢計測部は、前記肌画像のうち肌が撮像された部分である肌部分、又は、前記肌画像のうち前記胸部が撮像された部分である胸部部分の動き量を前記変化量として計測し、

前記血圧決定部は、前記姿勢計測部が計測した前記肌部分又は前記胸部部分の動き量が所定の閾値以下である前記期間に前記画像取得部が取得した前記肌画像から算出された前記脈波タイミングと、前記期間に前記電波取得部が取得した電波から算出された前記心拍タイミングとの時間差に基づいて、前記血圧を決定する

請求項 3 に記載の非接触血圧測定装置。

【請求項 5】

前記画像取得部は、さらに、

前記電波取得部が電波を取得する方向とは異なる方向から前記ユーザを撮像した画像を取得する姿勢計測用取得部を有し、

前記姿勢計測部は、前記姿勢計測用取得部が取得した前記画像から、前記変化量を計測する

請求項 3 に記載の非接触血圧測定装置。

【請求項 6】

前記血圧決定部は、

脈波タイミングと心拍タイミングとの時間差、及び、所定のパラメータを含む予め定められた関係式を用いて、前記脈波タイミング算出部が算出した脈波タイミングと前記心拍タイミング算出部が算出した心拍タイミングとの時間差から前記血圧を決定する

請求項 1 に記載の非接触血圧測定装置。

【請求項 7】

前記非接触血圧測定装置は、さらに、

カフを用いて前記ユーザの血圧を計測するカフ式血圧計測部を備え、

前記血圧決定部は、前記カフ式血圧計測部が計測した前記ユーザの血圧を用いて、前記関係式に含まれる前記所定のパラメータを決定する

請求項 6 に記載の非接触血圧測定装置。

【請求項 8】

前記脈波タイミング算出部は、複数の前記脈波タイミングを算出し、

前記心拍タイミング算出部は、算出された複数の前記脈波タイミングのそれぞれに対応する複数の前記心拍タイミングを算出し、

前記血圧決定部は、

互いに対応する前記脈波タイミング及び前記心拍タイミングの組のうち、( i ) 前記カフ式血圧計測部が最高血圧を計測したタイミングである第一タイミングから、最低血圧を計測したタイミングである第二タイミングまでの期間に含まれる前記組から定められる時間差、( i i ) 前記第一タイミングに最も近い組から定められる時間差、又は、( i i i ) 前記第二タイミングに最も近い組から定められる時間差、に基づいて、前記関係式に含まれる前記所定のパラメータを決定する

請求項 7 に記載の非接触血圧測定装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 9】

前記肌画像は、前記ユーザの腕のうち、前記カフ式血圧計測部が装着されている部分より先の部分の肌が撮像された肌画像である

請求項 7 に記載の非接触血圧測定装置。

## 【請求項 10】

前記脈波タイミング算出部は、複数の前記脈波タイミングを算出し、

前記心拍タイミング算出部は、算出された複数の前記脈波タイミングのそれぞれに対応する複数の前記心拍タイミングを算出し、

前記血圧決定部は、

互いに対応する前記脈波タイミング及び前記心拍タイミングの組のそれぞれから複数の前記時間差を算出し、算出された複数の前記時間差を統計処理した値に基づいて、前記血圧を決定する

請求項 1 に記載の非接触血圧測定装置。

10

## 【請求項 11】

前記非接触血圧測定装置は、さらに、

前記関係式に含まれる前記所定のパラメータの候補が格納されているモデル蓄積部と、

前記ユーザの身長、体重、年齢又は血圧のいずれか 1 つを少なくとも含むプロフィール情報を受け付ける受付部とを備え、

前記血圧決定部は、

前記受付部が受け付けた前記プロフィール情報に基づいて、前記モデル蓄積部に格納された前記候補のうち前記血圧を決定するために用いるものを決定し、決定した前記候補を含む前記関係式を用いて前記血圧を決定する

請求項 6 に記載の非接触血圧測定装置。

20

## 【請求項 12】

前記非接触血圧測定装置は、さらに、

前記画像取得部による前記肌画像の取得、及び、前記電波取得部による電波の取得に適した位置に前記ユーザの身体が位置するように、前記ユーザの身体の位置を指定するための提示を行う第二提示部を備える

請求項 1 に記載の非接触血圧測定装置。

## 【請求項 13】

前記第二提示部は、さらに、

前記画像取得部による前記肌画像の取得、及び、前記電波取得部による電波の取得の際に、前記ユーザの身体を静止させること、前記ユーザが安静にすること、前記ユーザが息を吸うこと、又は、前記ユーザが息を吐くことを含む指示情報を前記ユーザに提示する

請求項 12 に記載の非接触血圧測定装置。

30

## 【請求項 14】

前記第二提示部は、さらに、

前記画像取得部が前記肌画像を取得するたびに、取得された前記肌画像を即時的に前記ユーザに提示する

請求項 12 に記載の非接触血圧測定装置。

40

## 【請求項 15】

前記非接触血圧測定装置は、さらに、

前記画像取得部が取得した前記肌画像のうち、所定の肌部分が撮像された部分である肌領域を特定する肌領域特定部と、

前記画像取得部が取得した前記肌画像のうち、前記ユーザの胸部が撮像された部分である胸部領域を特定する胸部領域特定部と、

前記胸部領域特定部が特定した前記胸部領域内の特徴点の時間変化する移動ベクトルに含まれる呼吸成分を算出する呼吸成分算出部とを備え、

前記脈波タイミング算出部は、前記肌領域における時間変化する輝度に基づいて前記脈波タイミングを算出し、

50

前記心拍タイミング算出部は、前記電波取得部が取得した電波の信号から得られる前記ユーザまでの時間変化する距離と、前記呼吸成分算出部が算出した前記呼吸成分とに基づいて前記心拍タイミングを算出する

請求項 1 に記載の非接触血圧測定装置。

【請求項 16】

前記心拍タイミング算出部は、時間経過に伴い周期的に時間変化する前記呼吸成分のピーク又はボトムを含む所定期間において前記電波取得部により取得された電波に基づいて、前記心拍タイミングを算出する

請求項 15 に記載の非接触血圧測定装置。

【請求項 17】

前記心拍タイミング算出部は、時間経過に伴い周期的に変化する前記呼吸成分の周波数を算出し、前記電波取得部が取得した電波の信号のうち、算出した前記周波数を含む周波数帯域での周期的な変化をフィルタリングすることで、前記心拍タイミングを算出する

請求項 15 に記載の非接触血圧測定装置。

【請求項 18】

前記心拍タイミング算出部は、前記呼吸成分と、前記電波取得部が取得した電波の信号とを用いて適応フィルタリングすることで、前記心拍タイミングを算出する

請求項 15 に記載の非接触血圧測定装置。

【請求項 19】

前記胸部領域特定部は、さらに、

前記肌画像に含まれる前記ユーザの肩のラインを特定し、特定した前記ライン上に前記特徴点を設定し、設定した前記特徴点を用いて前記呼吸成分を算出する

請求項 15 に記載の非接触血圧測定装置。

【請求項 20】

非接触血圧測定方法であって、

ユーザの肌が撮像された肌画像を取得する画像取得ステップと、前記肌画像における時間変化する輝度がピークになる時刻を示す時刻情報を、脈波タイミングとして算出する脈波タイミング算出ステップと、

前記ユーザで反射した電波の信号を取得する電波取得ステップと、

前記電波取得ステップで取得した電波の信号から得られる前記ユーザまでの時間変化する距離がピークになる時刻を示す時刻情報を、心拍タイミングとして算出する心拍タイミング算出ステップと、

前記脈波タイミングと前記心拍タイミングとの時間差に基づいて、前記ユーザの血圧を決定する血圧決定ステップとを含み、

前記画像取得ステップ、前記脈波タイミング算出ステップ、前記電波取得ステップ、前記心拍タイミング算出ステップ、及び前記血圧決定ステップの少なくとも1つのステップは、回路により実行される

非接触血圧測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、非接触血圧測定装置、及び、非接触血圧測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には、心電の R 波と、指先などの指尖で取得した脈波の時間差（脈波伝播時間）から血圧を推定する装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許第 5443899 号公報

10

20

30

40

50

【特許文献2】特許第5198603号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献1に開示される従来技術では、心電のR波を計測するために胸などに電極を装着する必要がある、また、指先などに脈波計測部を装着する必要がある、不便である。

【0005】

そこで、本発明は、非接触で血圧を測定する非接触血圧測定装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一態様に係る非接触血圧測定装置は、ユーザの肌が撮像された肌画像を取得する画像取得部と、前記肌画像を用いて、前記肌画像における輝度の時間変化を算出し、前記輝度の時間変化において、前記輝度がピークになる時刻を示す時刻情報を、脈波タイミングとして算出する脈波タイミング算出部と、受信アンテナで受信された、前記ユーザで反射した電波の信号を取得する電波取得部と、前記電波取得部が取得した電波の信号を用いて、前記ユーザと前記受信アンテナとの距離の時間変化を算出し、前記距離の時間変化において距離がピークになる時刻を示す時刻情報を、心拍タイミングとして算出する心拍タイミング算出部と、前記脈波タイミングと前記心拍タイミングとの時間差に基づいて、前記ユーザの血圧を決定する血圧決定部とを備える。

【0007】

なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なCD-ROMなどの記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムおよび記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

【発明の効果】

【0008】

本発明の非接触血圧測定装置は、非接触で血圧を測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、実施の形態1における非接触血圧測定装置の構成を示す第一のブロック図である。

【図2A】図2Aは、実施の形態1における非接触血圧測定装置の第一の外観図である。

【図2B】図2Bは、実施の形態1における非接触血圧測定装置がユーザにより利用される様子を示す模式図である。

【図3】図3は、実施の形態1における脈波タイミングの算出の第一の説明図である。

【図4A】図4Aは、実施の形態1における脈波タイミングの算出の第二の説明図である。

。

【図4B】図4Bは、実施の形態1における脈波タイミングの算出の第三の説明図である。

。

【図5】図5は、実施の形態1における、算出された脈波タイミングの説明図である。

【図6A】図6Aは、実施の形態1における心拍タイミングの算出の原理を示す説明図である。

【図6B】図6Bは、実施の形態1における心拍タイミングの算出の第一の説明図である。

。

【図7】図7は、実施の形態1における心拍タイミングの算出の第二の説明図である。

【図8】図8は、実施の形態1における、算出された心拍タイミングの説明図である。

【図9】図9は、実施の形態1における、脈波タイミングと心拍タイミングとによる血圧決定の説明図である。

【図10A】図10Aは、実施の形態1における血圧の提示の第一の説明図である。

10

20

30

40

50

【図10B】図10Bは、実施の形態1における血圧の提示の第二の説明図である。

【図11】図11は、実施の形態1における非接触血圧測定装置の血圧測定処理の流れを示すフローチャートである。

【図12】図12は、実施の形態1における非接触血圧測定装置の血圧測定の詳細な処理の流れを示す第一のフローチャートである。

【図13】図13は、実施の形態1における非接触血圧測定装置の血圧測定の詳細な処理の流れを示す第二のフローチャートである。

【図14】図14は、実施の形態1における非接触血圧測定装置の第二のシステム構成図である。

【図15】図15は、実施の形態1におけるモデル蓄積部に蓄積されたモデルの一例の説明図である。

10

【図16】図16は、実施の形態1における非接触血圧測定装置による普段の血圧の設定の一例の説明図である。

【図17】図17は、実施の形態1における脈波タイミングの算出の説明図である。

【図18A】図18Aは、実施の形態1における提示部による提示の第一の説明図である。

【図18B】図18Bは、実施の形態1における提示部による提示の第二の説明図である。

【図18C】図18Cは、実施の形態1における提示部による提示の第三の説明図である。

20

【図18D】図18Dは、実施の形態1における提示部による提示の第四の説明図である。

【図19】図19は、実施の形態1における非接触血圧測定装置の第二の外観図である。

【図20A】図20Aは、実施の形態1における非接触血圧測定装置がユーザにより利用される様子を示す説明図である。

【図20B】図20Bは、実施の形態1における非接触血圧測定装置の外観図の第二例の説明図である。

【図20C】図20Cは、実施の形態1の変形例1における非接触血圧測定装置の構成を示すブロック図である。

【図20D】図20Dは、実施の形態1の変形例1における姿勢計測部の処理の説明図である。

30

【図20E】図20Eは、実施の形態1の変形例1における計測タイミングの決定方法の説明図である。

【図20F】図20Fは、実施の形態1の変形例1における姿勢変動計測用撮像部の説明図である。

【図20G】図20Gは、実施の形態1の変形例2における非接触血圧測定装置の構成を示すブロック図である。

【図20H】図20Hは、実施の形態1の変形例2におけるパラメータを決定するタイミングの説明図である。

【図20I】図20Iは、実施の形態1の変形例2における非接触血圧計測装置がユーザにより利用される様子の第一例を示す模式図である。

40

【図20J】図20Jは、実施の形態1の変形例2における非接触血圧計測装置がユーザにより利用される様子の第二例を示す模式図である。

【図20K】図20Kは、実施の形態1の変形例2における非接触血圧計測装置がユーザにより利用される様子の第三例を示す模式図である。

【図21】図21は、実施の形態2における非接触血圧測定装置の構成を示すブロック図である。

【図22A】図22Aは、実施の形態2における非接触血圧測定装置による脈波成分領域の特定処理の第一の説明図である。

【図22B】図22Bは、実施の形態2における非接触血圧測定装置による脈波成分領域

50

の特定処理の第二の説明図である。

【図 2 3 A】図 2 3 A は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による胸部領域の特定処理の第一の説明図である。

【図 2 3 B】図 2 3 B は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による胸部領域の特定処理の第二の説明図である。

【図 2 4 A】図 2 4 A は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による呼吸成分の算出の第一の説明図である。

【図 2 4 B】図 2 4 B は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による呼吸成分の算出の第二の説明図である。

【図 2 4 C】図 2 4 C は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による呼吸成分の算出の第三の説明図である。

10

【図 2 5】図 2 5 は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置により算出される呼吸成分の説明図である。

【図 2 6】図 2 6 は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による脈波タイミングの算出の第一の説明図である。

【図 2 7】図 2 7 は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による脈波タイミングの算出の第二の説明図である。

【図 2 8】図 2 8 は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置の血圧測定処理の流れを示すフローチャートである。

【図 2 9】図 2 9 は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置の血圧測定の詳細な処理の流れを示す第一のフローチャートである。

20

【図 3 0】図 3 0 は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置の血圧測定の詳細な処理の流れを示す第二のフローチャートである。

【図 3 1 A】図 3 1 A は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による肩の領域の特定処理の第一の説明図である。

【図 3 1 B】図 3 1 B は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による肩の領域の特定処理の第二の説明図である。

【図 3 2 A】図 3 2 A は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による呼吸のタイミングを促す第一の提示の説明図である。

【図 3 2 B】図 3 2 B は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による呼吸のタイミングを促す第二の提示の説明図である。

30

【図 3 3 A】図 3 3 A は、実施の形態 2 における心拍の時間変化を複素平面上で示した第一の模式図である。

【図 3 3 B】図 3 3 B は、実施の形態 2 における心拍の時間変化を複素平面上で示した第二の模式図である。

【図 3 4】図 3 4 は、実施の形態 2 における非接触血圧測定装置による脈波タイミングの算出の第三の説明図である。

【図 3 5】図 3 5 は、各実施の形態における非接触血圧測定装置の変形例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

40

【0010】

(本発明の基礎となった知見)

血圧は健康に欠かせないパラメータであり、こまめな計測が推奨されている。高血圧のユーザはもちろん、低血圧のユーザも、ストレス、喫煙、夜間高血圧など、一時的に高血圧になっている場合もある。そのため、日常的にこまめに血圧の計測及び管理をすることが健康促進に繋がる。

【0011】

特許文献 1 に開示される従来技術では、心電の R 波を計測するために胸などに電極を装着する必要があり、また、指先などに脈波計測部を装着する必要があり、不便である。

【0012】

50

そこで、本発明は、非接触で血圧を測定する非接触血圧測定装置を提供する。

【0013】

具体的には、本発明は、顔や手などの肌の部分における輝度などの画像情報と、ミリ波センサを用いて胸部の信号情報の変化を用い、非接触で血圧を測定する非接触血圧測定装置を提供する。

【0014】

このような問題を解決するために、本発明の一態様に係る非接触血圧測定装置は、ユーザの肌が撮像された肌画像を取得する画像取得部と、前記肌画像を用いて、前記肌画像における輝度の時間変化を算出し、前記輝度の時間変化において、前記輝度がピークになる時刻を示す時刻情報を、脈波タイミングとして算出する脈波タイミング算出部と、受信アンテナで受信された、前記ユーザで反射した電波の信号を取得する電波取得部と、前記電波取得部が取得した電波の信号を用いて、前記ユーザと前記受信アンテナとの距離の時間変化を算出し、前記距離の時間変化において距離がピークになる時刻を示す時刻情報を、心拍タイミングとして算出する心拍タイミング算出部と、前記脈波タイミングと前記心拍タイミングとの時間差に基づいて、前記ユーザの血圧を決定する血圧決定部とを備える。

10

【0015】

これによれば、非接触血圧測定装置は、肌画像に基づいて非接触でユーザ（被験者）の脈波タイミングを算出し、また、電波の信号に基づいて非接触でユーザの心拍タイミングを算出し、これらを用いてユーザの血圧を決定する。ユーザから取得する情報は、上記のとおり、肌画像と電波の信号とであり、ユーザに接触することなく取得される。よって、非接触血圧測定装置は、非接触で血圧を測定することができる。

20

【0016】

また、ユーザは、非接触血圧測定装置を用いて、非接触で簡易に血圧を測定することができるので、日常環境下で簡易に血圧を計測することが可能となる。そのため、人々の健康促進を図ることが可能となる。

【0017】

例えば、前記心拍タイミング算出部は、脈波タイミング算出部が算出した脈波タイミングを用いて、前記距離の時間変化における脈波タイミングから所定の時間範囲前に、ピークになる時刻を示す時刻情報を、心拍タイミングとして算出する。

【0018】

例えば、前記非接触血圧測定装置は、さらに、前記画像取得部が取得した前記肌画像から前記ユーザの姿勢の変化量を計測する姿勢計測部を備え、前記血圧決定部は、前記姿勢計測部が計測した前記変化量が所定の閾値以下である期間に前記画像取得部が取得した前記肌画像から算出された前記脈波タイミングと、前記期間に前記電波取得部が取得した電波から算出された前記心拍タイミングとの時間差に基づいて、前記血圧を決定する。

30

【0019】

これにより、非接触血圧測定装置は、ユーザの姿勢の変化量が比較的小さいことで、非接触血圧測定装置による血圧計測に適した量である場合にユーザの血圧を測定する。ユーザの姿勢の変化が大ききときには、非接触血圧測定装置により出力される血圧の精度が低下する。よって、非接触血圧測定装置は、精度が低い測定結果を出力することを回避することができる。

40

【0020】

例えば、前記画像取得部は、前記ユーザの肌と、前記ユーザの胸部を含む部分とが撮像された前記肌画像を取得し、前記姿勢計測部は、前記肌画像のうち肌が撮像された部分である肌部分、又は、前記肌画像のうち前記胸部が撮像された部分である胸部部分の動き量を前記変化量として計測し、前記血圧決定部は、前記姿勢計測部が計測した前記肌部分又は前記胸部部分の動き量が所定の閾値以下である前記期間に前記画像取得部が取得した前記肌画像から算出された前記脈波タイミングと、前記期間に前記電波取得部が取得した電波から算出された前記心拍タイミングとの時間差に基づいて、前記血圧を決定する。

【0021】

50

これにより、非接触血圧測定装置は、ユーザの姿勢の変化量を、具体的にユーザの肌及び胸部から取得する。よって、非接触血圧測定装置は、精度が低い測定結果を出力することを回避することができる。

【 0 0 2 2 】

例えば、前記画像取得部は、さらに、前記電波取得部が電波を取得する方向とは異なる方向から前記ユーザを撮像した画像を取得する姿勢計測用取得部を有し、前記姿勢計測部は、前記姿勢計測用取得部が取得した前記画像から、前記変化量を計測する。

【 0 0 2 3 】

これにより、非接触血圧測定装置は、ユーザの姿勢の変化をより検出しやすい方向から取得された画像に基づいて、ユーザの姿勢の変化を取得することができる。脈波タイミングを算出するために取得された画像は、ユーザを正面から撮像した画像であることが想定される。一方、脈波タイミングの算出に際して、ユーザが前後方向に移動する場合、ユーザが左右方向に移動する場合に比べて精度が大きく低下する。よって、ユーザを正面からではなく、横又は斜め方向から撮像した画像によりユーザの姿勢の変化を取得することで、より正確にユーザの姿勢の変化を取得することができる。よって、非接触血圧測定装置は、精度が低い測定結果を出力することを回避することができる。

10

【 0 0 2 4 】

例えば、前記血圧決定部は、脈波タイミングと心拍タイミングとの時間差、及び、所定のパラメータを含む予め定められた関係式を用いて、前記脈波タイミング算出部が算出した脈波タイミングと前記心拍タイミング算出部が算出した心拍タイミングとの時間差から前記血圧を決定する。

20

【 0 0 2 5 】

これにより、非接触血圧測定装置は、脈波タイミングと心拍タイミングとの時間差から、関係式を用いて、具体的に、ユーザの血圧を算出することで決定することができる。

【 0 0 2 6 】

例えば、前記非接触血圧測定装置は、さらに、カフを用いて前記ユーザの血圧を計測するカフ式血圧計測部を備え、前記血圧決定部は、前記カフ式血圧計測部が計測した前記ユーザの血圧を用いて、前記関係式に含まれる前記所定のパラメータを決定する。

【 0 0 2 7 】

これにより、非接触血圧測定装置は、ユーザの血圧の決定に用いる関係式に含まれるパラメータを、従来血圧を測定するのに用いられているカフ式血圧測定による測定結果を用いて決定する。よって、非接触血圧測定装置は、より正確にユーザの血圧を測定することができる。

30

【 0 0 2 8 】

例えば、前記脈波タイミング算出部は、複数の前記脈波タイミングを算出し、前記心拍タイミング算出部は、算出された複数の前記脈波タイミングのそれぞれに対応する複数の前記心拍タイミングを算出し、前記血圧決定部は、互に対応する前記脈波タイミング及び前記心拍タイミングの組のうち、( i ) 前記カフ式血圧計測部が最高血圧を計測したタイミングである第一タイミングから、最低血圧を計測したタイミングである第二タイミングまでの期間に含まれる前記組から定められる時間差、( i i ) 前記第一タイミングに最も近い組から定められる時間差、又は、( i i i ) 前記第二タイミングに最も近い組から定められる時間差、に基づいて、前記関係式に含まれる前記所定のパラメータを決定する。

40

【 0 0 2 9 】

これにより、非接触血圧測定装置は、カフ式血圧測定を行ったタイミングに比較的近いタイミングに取得された脈波タイミング及び心拍タイミングを用いて関係式に含まれるパラメータを決定する。よって、非接触血圧測定装置は、より正確にユーザの血圧を測定することができる。

【 0 0 3 0 】

例えば、前記肌画像は、前記ユーザの腕のうち、前記カフ式血圧計測部が装着されてい

50

る部分より先の部分の肌が撮像された肌画像である。

【0031】

これにより、非接触血圧測定装置は、カフ式血圧測定の対象となっているユーザの腕の先の手などから取得された肌画像から脈波タイミングを算出する。カフ式血圧測定の対象となっているユーザの腕から得られる、カフ式血圧測定による血圧と、脈波タイミング及び心拍タイミングの時間差から得られる血圧とを用いて、関係式に含まれるパラメータがより正確に決定される。よって、非接触血圧測定装置は、より正確にユーザの血圧を測定することができる。

【0032】

例えば、前記脈波タイミングは、前記輝度が時間経過に伴い上昇する又は一定値をとる状態から下降する状態に変わるタイミングである。

【0033】

これにより、非接触血圧測定装置は、より正確にユーザの脈波タイミングを取得することができる。肌画像における輝度は、ユーザの脈波によって降下することが知られている。よって、非接触血圧測定装置は、単に輝度のピークを探索するのではなく、輝度が降下するタイミングを取得することで、より正確に、ユーザの脈波のタイミングを取得することができる。

【0034】

例えば、前記脈波タイミング算出部は、複数の前記脈波タイミングを算出し、前記心拍タイミング算出部は、算出された複数の前記脈波タイミングのそれぞれに対応する複数の前記心拍タイミングを算出し、前記血圧決定部は、互いに対応する前記脈波タイミング及び前記心拍タイミングの組のそれぞれから複数の前記時間差を算出し、算出された複数の前記時間差を統計処理した値に基づいて、前記血圧を決定する。

【0035】

これにより、非接触血圧測定装置は、ユーザの心拍のたびに、ユーザの血圧を測定しユーザに提示する。よって、ユーザは、非接触血圧測定装置による血圧の測定を開始して比較的短時間で測定結果が得られるとともに、血圧の測定結果を連続的に得ることができる。

【0036】

例えば、前記脈波タイミング算出部は、複数の前記脈波タイミングを算出し、前記心拍タイミング算出部は、算出された複数の前記脈波タイミングのそれぞれに対応する複数の前記心拍タイミングを算出し、前記非接触血圧測定装置は、さらに、互いに対応する前記脈波タイミング及び前記心拍タイミングの組のそれぞれから複数の前記時間差を、取得された時刻に対応付けて提示する第一提示部を備える。

【0037】

これにより、非接触血圧測定装置は、連続的に測定した血圧をユーザに提示する。ユーザは、非接触血圧測定装置による提示により、血圧の推移を把握することができる。

【0038】

例えば、前記非接触血圧測定装置は、さらに、前記関係式に含まれる前記所定のパラメータの候補が格納されているモデル蓄積部と、前記ユーザの身長、体重、年齢又は血圧のいずれか1つを少なくとも含むプロフィール情報を受け付ける受付部とを備え、前記血圧決定部は、前記受付部が受け付けた前記プロフィール情報に基づいて、前記モデル蓄積部に格納された前記候補のうち前記血圧を決定するために用いるものを決定し、決定した前記候補を含む前記関係式を用いて前記血圧を決定する。

【0039】

これにより、非接触血圧測定装置は、ユーザのプロフィール情報に基づいて、脈波タイミング及び心拍タイミングから血圧を決定するための関係式を定めることができる。これにより、決定される血圧の精度を、より高めることができる。

【0040】

例えば、前記非接触血圧測定装置は、さらに、前記画像取得部による前記肌画像の取得

10

20

30

40

50

、及び、前記電波取得部による電波の取得に適した位置に前記ユーザの身体が位置するように、前記ユーザの身体の位置を指定するための提示を行う第二提示部を備える。

【0041】

これにより、非接触血圧測定装置は、ユーザの身体の位置が非接触血圧測定装置による血圧測定に適した位置になるようにユーザへの提示を行う。これによりユーザが身体の位置を変更すれば、非接触血圧測定装置（特に、電波取得部）が取得する情報の精度が向上し、ユーザの血圧をより高い精度で決定することができる。

【0042】

例えば、前記第二提示部は、さらに、前記画像取得部による前記肌画像の取得、及び、前記電波取得部による電波の取得の際に、前記ユーザの身体を静止させること、前記ユーザが安静にすること、前記ユーザが息を吸うこと、又は、前記ユーザが息を吐くことを含む指示情報を前記ユーザに提示する。

10

【0043】

これにより、非接触血圧測定装置は、ユーザの身体の動き、又は、呼吸のタイミングをユーザに指示する。これにより、非接触血圧測定装置（特に、電波取得部）は、測定に適したユーザの身体の動き又は呼吸タイミングの下で、情報を取得することができ、ユーザの血圧をより高い精度で決定することができる。

【0044】

例えば、前記第二提示部は、さらに、前記画像取得部が前記肌画像を取得するたびに、取得された前記肌画像を即時的に前記ユーザに提示する。

20

【0045】

これにより、非接触血圧測定装置は、物理的な鏡を備えない場合であっても、鏡のような使い方をユーザに提供することができる。

【0046】

例えば、前記非接触血圧測定装置は、さらに、前記画像取得部が取得した前記肌画像のうち、所定の肌部分が撮像された部分である肌領域を特定する肌領域特定部と、前記画像取得部が取得した前記肌画像のうち、前記ユーザの胸部が撮像された部分である胸部領域を特定する胸部領域特定部と、前記胸部領域特定部が特定した前記胸部領域内の特徴点の時間変化する移動ベクトルに含まれる呼吸成分を算出する呼吸成分算出部とを備え、前記脈波タイミング算出部は、前記肌領域における時間変化する輝度に基づいて前記脈波タイミングを算出し、前記心拍タイミング算出部は、前記電波取得部が取得した電波の信号から得られる前記ユーザまでの時間変化する距離と、前記呼吸成分算出部が算出した前記呼吸成分とに基づいて前記心拍タイミングを算出する。

30

【0047】

これにより、非接触血圧測定装置は、画像から得られる呼吸成分をさらに用いて、心拍タイミングを算出する。電波の信号により得られる心拍タイミングだけでなく、画像から得られる呼吸成分を用いることで、算出される心拍タイミングの精度を向上させることができる。

【0048】

例えば、前記心拍タイミング算出部は、時間経過に伴い周期的に時間変化する前記呼吸成分のピーク又はボトムを含む所定期間において前記電波取得部により取得された電波に基づいて、前記心拍タイミングを算出する。

40

【0049】

これにより、非接触血圧測定装置は、呼吸による影響が小さい期間である、画像における呼吸成分のピーク又はボトムを含む期間においてユーザから取得された画像及び電波の信号を用いて、心拍タイミングを算出することができる。これにより、決定される血圧の精度を、より高めることができる。

【0050】

例えば、前記心拍タイミング算出部は、時間経過に伴い周期的に変化する前記呼吸成分の周波数を算出し、前記電波取得部が取得した電波の信号のうち、算出した前記周波数を

50

含む周波数帯域での周期的な変化をフィルタリングすることで、前記心拍タイミングを算出する。

【 0 0 5 1 】

これにより、非接触血圧測定装置は、呼吸成分の周期的変動の周波数をフィルタリングすることで、心拍タイミングをより精度よく算出することができる。

【 0 0 5 2 】

例えば、前記心拍タイミング算出部は、前記呼吸成分と、前記電波取得部が取得した電波の信号とを用いて適応フィルタリングすることで、前記心拍タイミングを算出する。

【 0 0 5 3 】

これにより、非接触血圧測定装置は、適応フィルタリングにより、心拍タイミングをより精度よく算出することができる。

【 0 0 5 4 】

例えば、前記胸部領域特定部は、さらに、前記肌画像に含まれる前記ユーザの肩のラインを特定し、特定した前記ライン上に前記特徴点を設定し、設定した前記特徴点を用いて前記呼吸成分を算出する。

【 0 0 5 5 】

これにより、非接触血圧測定装置は、ユーザの呼吸成分を、画像におけるユーザの肩のラインから取得する。ユーザの肩のライン上に特徴点を設定すれば、時間変化した場合に各時間における特徴点（対応点）が得られやすいので、より正確に呼吸成分を取得することができる。これにより、決定される血圧の精度を、より高めることができる。

【 0 0 5 6 】

また、本発明の一態様に係る非接触血圧測定方法は、ユーザの肌が撮像された肌画像を取得する画像取得ステップと、前記肌画像における時間変化する輝度がピークになる時刻を示す時刻情報を、脈波タイミングとして算出する脈波タイミング算出ステップと、前記ユーザで反射した電波の信号を取得する電波取得ステップと、前記電波取得ステップで取得した電波の信号から得られる前記ユーザまでの時間変化する距離がピークになる時刻を示す時刻情報を、心拍タイミングとして算出する心拍タイミング算出ステップと、前記脈波タイミングと前記心拍タイミングとの時間差に基づいて、前記ユーザの血圧を決定する血圧決定ステップとを含む。

【 0 0 5 7 】

これにより、上記の非接触血圧測定装置と同様の効果を奏する。

【 0 0 5 8 】

なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なCD-ROMなどの記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたは記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

【 0 0 5 9 】

以下、実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 6 0 】

なお、以下で説明する実施の形態は、いずれも包括的または具体的な例を示すものである。以下の実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、ステップ、ステップの順序などは、一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、以下の実施の形態における構成要素のうち、最上位概念を示す独立請求項に記載されていない構成要素については、任意の構成要素として説明される。

【 0 0 6 1 】

（実施の形態 1）

本実施の形態において、非接触で血圧を測定する非接触血圧測定装置について説明する。

【 0 0 6 2 】

本実施の形態に係る非接触血圧測定装置 1 1 0 について説明する。図 1 は、本実施の形

10

20

30

40

50

態における非接触血圧測定装置 110 の構成を示す第一のブロック図である。図 2 A は、本実施の形態における非接触血圧測定装置 110 の外観図である。図 2 B は、本実施の形態における非接触血圧測定装置 110 がユーザにより利用される様子を示す模式図である。

【0063】

図 1 に示すように、非接触血圧測定装置 110 は、画像取得部 101 と、脈波タイミング算出部 102 と、ミリ波取得部 103 と、心拍タイミング算出部 104 と、血圧決定部 105 と、提示部 106 とを備える。

【0064】

具体的には、非接触血圧測定装置 110 は、ユーザの肌が撮像された肌画像を取得する画像取得部 101 と、肌画像における時間変化する輝度がピークになる時刻を示す時刻情報を、脈波タイミングとして算出する脈波タイミング算出部 102 と、ユーザで反射したミリ波の信号を取得するミリ波取得部 103 と、ミリ波取得部 103 が取得したミリ波の信号から得られるユーザまでの時間変化する距離がピークになる時刻を示す時刻情報を、心拍タイミングとして算出する心拍タイミング算出部 104 と、脈波タイミングと心拍タイミングとの時間差に基づいて、ユーザの血圧を決定する血圧決定部 105 とを備える。これらの機能ブロックについては、後で詳細に説明する。

【0065】

図 2 A は、非接触血圧測定装置 110 の外形の一例を示す。図 2 A に示すように、非接触血圧測定装置 110 は、1 つの筐体に各機能ブロックが配置されている。

【0066】

非接触血圧測定装置 110 の筐体の前面には、ミリ波の送信部 113 A と受信部 113 B、画像を撮像する画像取得部 101、及び、情報を提示する提示部 106 が備えられている。

【0067】

送信部 113 A から発せられたミリ波が、人に反射し、反射してきた信号を受信部 113 B が受信することで、人や人の動きを検知する。本発明では、非接触血圧測定装置 110 は、人の胸部から反射してきた信号をもとに、心臓の収縮に起因する拍動を検知する。また、画像取得部 101 が人の顔や手などを撮像し、例えば輝度の変化をもとに脈拍を検知する。そして、非接触血圧測定装置 110 は、それぞれの拍動と脈拍との時間差である脈波伝播時間をもとに血圧を決定し、提示部 106 により掲示する。以下、各構成要素と本発明の詳細を説明する。

【0068】

(画像取得部 101)

画像取得部 101 は、人の顔又は手を含む肌が撮像された画像である肌画像を取得する。肌画像は、人の同一の箇所を時間的に連続する複数のタイミングに撮像された画像であり、例えば、動画又は複数枚の静止画で構成される。

【0069】

画像取得部 101 は、画像を撮像することで肌画像を取得してもよいし、他の装置等により撮像された肌画像のデータを取得することで、肌画像を取得してもよい。画像取得部 101 は、画像を撮像する場合、例えば CCD (Charge Coupled Device) 又は CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor Image Sensor) などのイメージセンサを備えるカメラ等により実現される。

【0070】

(脈波タイミング算出部 102)

脈波タイミング算出部 102 は、画像取得部 101 が取得した肌画像の時間変化する輝度の変化に基づいて、脈波タイミングを算出する。

【0071】

一般に、心臓が収縮することにより、心臓から血液が送り出され、送り出された血液が

10

20

30

40

50

顔又は手などに到達する。ヘモグロビンなどの血液中の成分の量に依存して、撮像した画像における顔又は手の輝度が変化する。

【 0 0 7 2 】

可視光を用いて撮像された画像において、緑色に対応する周波数の近辺を含む周波数帯の画像情報に、大きな輝度の変化が現れる。例えば、比較的多くの血液が流入している状態の顔又は手に相当する画素の緑色等の輝度は、比較的少ない血液が流入している状態の顔又は手に相当する画素の緑色等の輝度と比べて小さい。よって、脈波タイミング算出部 1 0 2 は、肌画像における輝度の時間変化を用いて脈波のタイミングを算出する。ここで、脈波のタイミングとは、脈波の波形におけるピークの位置における時刻である。つまり、脈波タイミング算出部 1 0 2 は、肌画像における時間変化する輝度がピークになる時刻を示す時刻情報を、脈波タイミングとして算出する。

10

【 0 0 7 3 】

図 3 は、本実施の形態における脈波タイミングの算出の第一の説明図である。具体的には、図 3 は、画像取得部 1 0 1 が人の顔を撮像した場合に、撮像された頬の領域の赤色成分 ( R )、緑色成分 ( G ) 及び青色成分 ( B ) それぞれの輝度変化を示した図である。横軸に時間、縦軸に輝度の変化を示している。

【 0 0 7 4 】

脈波に起因し、R、G及びB(以降、単に「RGB」とも記載する)それぞれの輝度が周期的に変化していることがわかる。日常環境下で撮像した場合、撮像された画像には、散乱光又は様々な要因によってノイズが入るので、フィルタ等の信号処理を施し、脈波に起因する信号変化を算出するのが望ましい。本実施の形態では、ローパスフィルタを通したGの輝度変化を用いる。なお、時間変化する輝度から脈波が到達するタイミングを求めるには、さまざまな方法を用いることが可能である。例えば、山登り法などの局所探索法を用いて求めることができる。

20

【 0 0 7 5 】

なお、ピークは、輝度が時間経過に伴い上昇する又は一定値をとる状態から下降する状態に変わるタイミングとして算出すると、より正確な脈波タイミングを算出することができる。

【 0 0 7 6 】

図 4 A は、本実施の形態における脈波タイミングの算出の第二の説明図である。具体的には、図 4 A は、脈波タイミングの算出を説明する図である。図 4 A において、脈波タイミング算出部 1 0 2 は、現在の参照点を時刻  $t_2$  とする。脈波タイミング算出部 1 0 2 は、時刻  $t_2$  における輝度値と、時刻  $t_2$  より時間的に一つ前の時刻  $t_1$  における輝度値および一つ後の時刻  $t_3$  における輝度値とをそれぞれ比較し、ともに参照点の方が大きいかな否かを判定する。この場合、時刻  $t_2$  における輝度値は、時刻  $t_1$  における輝度値より大きい、時刻  $t_3$  における輝度値より小さいので、判定は否とし、参照点を一つインクリメントすることで、参照点が時刻  $t_3$  となる。

30

【 0 0 7 7 】

脈波タイミング算出部 1 0 2 は、参照点を時刻  $t_3$  として上記と同様の判定を行う。すなわち、時刻  $t_3$  における輝度値が、時間的に一つ前の時刻  $t_2$  における輝度値および一つ後の時刻  $t_4$  における輝度値より大きいので、判定は正とする。これにより、脈波タイミング算出部 1 0 2 は、参照点が局所的なピークに到達したとして、時刻  $t_3$  を脈波が到達し始めたタイミングとして特定する。

40

【 0 0 7 8 】

図 4 B は、本実施の形態における脈波タイミングの算出の第三の説明図である。具体的には、図 4 B はローパスフィルタを通したGの輝度変化のグラフであり、ピーク探索によって算出した脈波タイミングが白い丸印で示されている。

【 0 0 7 9 】

図 5 は、本実施の形態における、算出された脈波タイミングの説明図である。具体的には、図 5 は、上記によって得られたタイミングが脈波によるものであることを説明するた

50

めの図である。

【 0 0 8 0 】

図5において、人の指先に光電式指尖脈波計測器を装着し、測定した脈波タイミングが示されている。また、同時に顔の動画を撮像し、撮像した動画における輝度の変化から算出した脈波タイミングが示されている。そして、上記の2つの方法により算出された脈波タイミングの時間間隔（脈波と、当該脈波の次の脈波との時間間隔）の推移示されている。白い丸印が指尖脈波計測器から得られた脈波であり、黒い四角印が動画から得られた脈波である。横軸は各脈波間隔を示し、縦軸は脈波間隔の時間（ミリ秒）を示す。

【 0 0 8 1 】

図5に示されるように、脈波の時間間隔は一定ではなく、約700msから820msまでの間で変動していることが分かる。そして、指尖脈波の脈波間隔と非常に高い時間相関を有する脈波間隔が、顔の画像の輝度変化からも得られていることが分かる。このように、画像の輝度変化を用いることで、単に1分間の脈波の回数等だけでなく、1回1回、血液が顔に流入してくる脈波のタイミングが比較的精度よく検出できることが分かる。

【 0 0 8 2 】

なお、ピークの探索方法は山登り法に限ったものではなく、自己相関法や微分関数を用いたもの、あるいはその他のピーク探索法でもよい。また、脈波の抽出であるため、一般的な脈波（例えば60bpmから180bpm）の知識に基づき、ピーク間隔を例えば1000msから333msの間で求める等の知識ベースの処理を用いることとしてもよい。このようにすることで、日常環境時にロバストな心拍タイミング抽出が可能となる。

【 0 0 8 3 】

（ミリ波取得部103）

図1に戻り、ミリ波取得部103は、人から反射したミリ波の信号を取得する制御回路である。ミリ波取得部103は、受信アンテナを備え、受信アンテナでミリ波を受信することでミリ波の信号を取得してもよいし、他の装置等により受信されたミリ波の信号のデータを取得することで、ミリ波の信号を取得してもよい。

【 0 0 8 4 】

ミリ波取得部103は、ミリ波を受信する場合、ミリ波帯を利用したレーダの送受信回路で構成される。具体的には、ミリ波取得部103は、ミリ波の送信部113A（送信回路）と受信部113B（受信回路）とを有する。ミリ波取得部103は、送信波を送信した時刻と、送信波が対象物に当たり対象物により反射された反射波を受信した時刻との時間差から、対象物までの距離を検出する。また、ミリ波取得部103は、送信波と反射波との位相又は周波数差から、対象物の移動又は速度を取得する。また、ミリ波取得部103は、アレイアンテナを用いた到達方向差から物体の距離を検出する。なお、ミリ波レーダについては、いわゆる自動車の衝突防止や、より高精度を目的とした符号変調を用いた手法（特許文献2）など、様々な手法が知られており、ここではその詳細は問わないものとする。

【 0 0 8 5 】

ミリ波取得部103が取得するミリ波の位相は、人の心臓が拍動することによる、ミリ波取得部103と人との距離の変化により変化する。よって、ミリ波取得部103が連続的にミリ波を取得すれば、取得されたミリ波には、ミリ波取得部103と人との距離の変化の時系列の情報が含まれる。ここでのミリ波取得部103と人との距離とは、受信アンテナと人との距離を意味する。

【 0 0 8 6 】

なお、ミリ波と異なる帯域の電波により上記と同様のことを行うことも可能である。その場合、ミリ波取得部103の代わりに、電波取得部が用いられる。電波取得部は、ミリ波帯と異なる帯域の電波を用いること以外は、ミリ波取得部103と同様である。

【 0 0 8 7 】

図6Aは、本実施の形態における心拍タイミングの算出の原理を示す説明図である。

【 0 0 8 8 】

10

20

30

40

50

ミリ波取得部 1 0 3 は、送信部 1 1 3 A により所定の周波数信号あるいはパルス波を送信し、反射物から跳ね返ってきた信号を受信部 1 1 3 B により受信する。また、この際、送信する信号は、周波数、振幅、あるいは符号などで変調し、送ったタイミングが分かるようになっている。そして、到達時間差によって距離を計測することとなる。本実施の形態では、例えば人の胸部に当たったミリ波の反射波から、心臓の収縮又は拍動に起因して生じる胸部の体動の変化を検出する。心拍や呼吸などの動きは非常に小さいので、到達時間差に加え、信号の位相差を用いて距離変化を求める。跳ね返った信号を  $r(t)$  とすると、(式 1) ~ (式 5) を用いて、距離が算出される。

【 0 0 8 9 】

【 数 1 】

$$r(t) = A(t) \cos(2\pi f_0(t - 2d/c)) \quad (\text{式 1})$$

10

【 0 0 9 0 】

この信号の同相成分 (I) 及び直交成分 (Q) は、それぞれ、(式 2) 及び (式 3) となり、(式 4) により位相が算出される。

【 0 0 9 1 】

【 数 2 】

$$I(t) = A(t) \cos(4\pi f_0 d/c) \quad (\text{式 2})$$

20

【 数 3 】

$$Q(t) = A(t) \sin(4\pi f_0 d/c) \quad (\text{式 3})$$

【 数 4 】

$$\text{phase} = (4\pi f_0 d/c) = \tan^{-1}(Q/I) \quad (\text{式 4})$$

30

【 0 0 9 2 】

(式 4) の位相と、信号が往復する距離  $2d$ 、光の速さ  $c$ 、波長  $2/f$  などから、(式 5) により距離が算出される。

【 0 0 9 3 】

【 数 5 】

$$d = c/4\pi f_0 \tan^{-1}(Q/I) \quad (\text{式 5})$$

40

【 0 0 9 4 】

図 6 B は、本実施の形態における心拍タイミングの算出の第一の説明図である。具体的には、図 6 B は、胸部の体動の変化 (距離) を示した図である。

【 0 0 9 5 】

図 6 B には、26 GHz 帯を用いたスペクトル拡散型レーダを用い、人の胸部からの反射波の位相変化が示されている。スペクトル拡散型レーダは、PN 符号のチップ・レートと符号周期とを調整することで、距離分解能と最大探知距離との関係を自由に設定することができるので、例えば胸部にレンジを合わせることで微弱な胸部の変化を捉えることが

50

可能となる。図 6 B において横軸は時間、縦軸は位相変化である。心臓が収縮する心拍に伴って、距離が変化していることが分かる。

【 0 0 9 6 】

(心拍タイミング算出部 1 0 4 )

図 1 に戻り、心拍タイミング算出部 1 0 4 は、位相変化の情報をもとに心拍のタイミングを算出する。心拍のタイミングは、例えば図 4 と同様、所定のピーク探索によって算出することができる。

【 0 0 9 7 】

図 7 は、本実施の形態における心拍タイミングの算出の第二の説明図である。具体的には、図 7 は、ピーク探索によって得られた心拍タイミングを示す図である。図 6 と同様、横軸は時間、縦軸は位相変化であり、得られた各ピークを白い丸印で示している。

10

【 0 0 9 8 】

図 8 は、本実施の形態における、算出された心拍タイミングの説明図である。図 8 は、上記によって得られたタイミングが心拍によるものであることを説明するための図である。

【 0 0 9 9 】

人の心臓近辺に心電計を装着し、装着した人に対して R 波と呼ばれる心拍タイミングを測定した。また、心電計による心拍タイミングの計測と同時にミリ波による心拍タイミングの計測を行い、位相の変化から算出した。そして、心電計により計測された心拍タイミングと、ミリ波により計測された心拍タイミングの心拍間の時間の推移をグラフに示したものが図 8 である。白い丸印が心電計により計測された心拍タイミングの間隔（心拍間隔）であり、黒い四角印がミリ波により計測された心拍間隔である。横軸は各脈波間隔を示し、縦軸は脈波間隔の時間（ミリ秒）を示す。

20

【 0 1 0 0 】

図 8 に示されるように、心拍の時間間隔（いわゆる R R I ( R - R I n t e r v a l ) ) は一定ではなく、約 6 0 0 m s から 9 5 0 m s までの間で変動していることが分かる。また、心電計により計測された R R I と非常に高い時間相関を有する心拍間隔がミリ波の位相変化から計測された R R I から得られていることが分かる。このように、ミリ波の位相変化を用いることで、1 回 1 回の心臓の収縮による心拍のタイミングが比較的精度よく検出できることが分かる。

30

【 0 1 0 1 】

( 血圧決定部 1 0 5 )

図 1 に戻り、血圧決定部 1 0 5 は、脈波タイミング算出部 1 0 2 で得られた脈波のタイミングと、心拍タイミング算出部 1 0 4 で得られた心拍のタイミングとの時間差（脈波伝播時間と呼ぶ）をもとにユーザの血圧を決定する。より具体的には、血圧決定部 1 0 5 は、心拍のタイミングと、当該心拍に対応する脈波のタイミングとの時間差をもとにユーザの血圧を決定する。ここで、「心拍に対応する脈波」とは、1 つの心拍と、当該 1 つの心拍により生ずる 1 つの脈波との関係をいうものとする。

【 0 1 0 2 】

一般的に、心臓が収縮することで血液が流れ始める瞬間から指先などに到達するまでの時間間隔（脈波伝播時間）は、血圧と相関があると言われている。具体的には、血圧が高いほど脈波伝播時間がより短くなり、血圧が低いほど脈波伝播時間がより長くなる。また、これらの関係を所定の近似式で表し、血圧を決定する手法が従来知られている。所定の近似式は、一次関数であってもよいし、複数の一次関数の組み合わせであってもよいし、二次以上の関数であってもよい。

40

【 0 1 0 3 】

本実施の形態では、例えば下記の（式 6 ）を所定の近似式として用いて血圧を決定する。

【 0 1 0 4 】

【数6】

$$P = \alpha t + \beta \quad (\text{式6})$$

【0105】

ここで、 $t$ は脈波伝播時間であり、 $\alpha$ 及び $\beta$ は係数(パラメータ)である。本実施の形態では、例えば、係数 $\alpha = -0.8$ 、係数 $\beta = 250$ とする。

【0106】

図9は、本実施の形態における、脈波タイミングと心拍タイミングとによる血圧決定の説明図である。図9は、縦軸にミリ波の位相変化と画像の輝度変化とをとり、横軸に時間をとり、模式的に示した図である。

10

【0107】

図9において、ミリ波の位相変化から算出された心拍のタイミングが白い四角印で示されている。心拍のタイミングは、 $h_1$ 、 $h_2$ 、 $h_3$ 及び $h_4$ である。また、画像の輝度変化から算出された脈波タイミングが白い丸印で示されている。脈波のタイミングは、 $t_1$ 、 $t_2$ 、 $t_3$ 及び $t_4$ である。

【0108】

図9に示されるように、心拍のタイミングと脈波のタイミングとには、所定の時間差が生じていることが分かる。血圧決定部105は、この時間差をもとに血圧を決定する。例えば時刻 $h_1$ と $t_1$ との時間差は $170\text{ms}$ となっている。よって、血圧決定部105は、(式6)より、血圧を $114\text{mmHg}$ ( $= -0.8 \times 170 + 250$ )と決定する。

20

【0109】

なお、血圧決定部105は、複数回の脈波伝播時間を統計処理した値を用いることとしてもよい。統計処理とは、例えば、平均値をとる処理、中央値をとる処理などである。例えば、統計処理として平均値をとる場合、計測された4回の脈波伝播時間は $170\text{ms}$ 、 $171\text{ms}$ 、 $169\text{ms}$ 、 $171\text{ms}$ であるので、平均値は $170\text{ms}$ 、血圧は $114\text{mmHg}$ と決定される。脈波や心拍のタイミングには誤差を含む場合があり、また日常環境下ではノイズの影響により精度よくタイミングが計測できない場合もある。そこで、複数回の脈波伝播時間を用いることにより、よりロバストな血圧計測が可能となる。

30

【0110】

(提示部106)

図1に戻り、提示部106は、血圧決定部105により決定された血圧を提示する。提示部106は、血圧決定部105により決定された血圧を表示画面に表示することで血圧を提示する。なお、提示部106は、第一提示部又は第二提示部に相当する。

【0111】

図10Aは、本実施の形態における血圧の提示の第一の説明図である。図10Aに示すように、提示部106は、血圧決定部105により決定された血圧「 $114\text{mmHg}$ 」を提示している。

【0112】

なお、血圧は常時変動している。そのため、提示部106は、血圧の推移を提示することとしてもよい。図10Bは、本実施の形態における血圧の提示の第二の説明図である。図10Bに示されるように、決定された現在の血圧 $114\text{mmHg}$ に加え、血圧の時系列変化がグラフとして示されている。血圧は、ストレス、喫煙、起床時、睡眠時等、さまざまな要因によって大きく変動している。そのため、ある瞬間の血圧のみならず、血圧のトレンドを把握しておくことが健康の維持には必要である。例えば、普段は比較的低い血圧であっても、ストレス、喫煙、起床時など、瞬間的には高くなっている場合もある。また、こういった現象に本人は気づかない、いわゆる仮面高血圧なども近年課題となっている。非接触血圧測定装置110は、画像及びミリ波により非接触で血圧を測定し、また時々刻々と変化する血圧の推移を簡易に計測することを可能とする技術である。非接触血圧測

40

50

定装置 110 による測定の結果、ユーザの健康維持、促進を図ることが可能となる。

【0113】

以上述べた、本実施の形態に係る非接触血圧測定装置 110 の動作フローを図 11、図 12 及び図 13 を用いて説明する。

【0114】

図 11 は、本実施の形態における非接触血圧測定装置 110 の血圧測定処理の流れを示すフローチャートである。

【0115】

まず、画像取得部 101 は、顔の画像を肌画像として撮像する（ステップ S101）。なお、画像取得部 101 は、肌画像を撮像する代わりに、顔の画像の画像データを他の装置等から取得してもよい。

10

【0116】

次に、脈波タイミング算出部 102 は、ステップ S101 で画像取得部 101 が撮像した肌画像の輝度の変化から脈波タイミングを算出する（ステップ S102）。

【0117】

図 12 は、ステップ S102 の詳細フローである。

【0118】

まず、脈波タイミング算出部 102 は、輝度の変化を計測できる、例えば頬などの特定の領域を特定する（ステップ S201）。

【0119】

脈波タイミング算出部 102 は、領域内の輝度変化を算出する（ステップ S202）。

20

【0120】

脈波タイミング算出部 102 は、ピーク探索法などによって脈波タイミングを算出する。具体的には、脈波タイミング算出部 102 は、 $i = 2$  と設定し、時刻  $t_i$ （つまり時刻  $t_2$ ）を参照点として設定する（ステップ S203）。ここで  $i$  は、参照点を示すインデックスの変数である。以降でも同様である。

【0121】

脈波タイミング算出部 102 は、ステップ S203 で設定した参照点の前後の時刻である時刻  $t(i-1)$ 、及び、時刻  $t(i+1)$  における輝度値のそれぞれと、時刻  $t_i$  における輝度値とについて比較演算を行う（ステップ S204）。

30

【0122】

ステップ S204 において、時刻  $t_i$  における輝度値が、前後の時刻における輝度値のそれぞれより大きい場合（ステップ S204 で Yes）、局所的なピークとして当該参照点を脈波タイミングとして特定する（ステップ S206）。

【0123】

一方、ステップ S204 において、時刻  $t_i$  における輝度値が、前後の時刻における輝度値のいずれかより小さい場合（ステップ S204 で No）、参照点を示すインデックス  $i$  をインクリメントする（ステップ S207）。そして、インクリメント後の参照点を用いて、再び、前後の時刻における輝度値との比較を行う（ステップ S204 へ戻る）。また、輝度変化の最終点に到達した場合（ステップ S207 で Yes）、メインフローへと戻る（ステップ S103 へ）。

40

【0124】

図 11 に戻り、次に（あるいは画像と平行し）、ミリ波取得部 103 は、ミリ波を検出する（ステップ S103）。なお、ミリ波取得部 103 は、ミリ波を検出する代わりに、ミリ波のデータを他の装置等から取得してもよい。

【0125】

心拍タイミング算出部 104 は、検出されたミリ波の位相変化から心拍タイミングを算出する（ステップ S104）。

【0126】

図 13 は、ステップ S104 の詳細フローである。

50

## 【 0 1 2 7 】

まず、心拍タイミング算出部 1 0 4 は、胸部からの反射波の位相変化を算出する（ステップ S 3 0 2）。

## 【 0 1 2 8 】

心拍タイミング算出部 1 0 4 は、ピーク探索法などによって脈波タイミングを算出する。具体的には、心拍タイミング算出部 1 0 4 は、 $i = 2$  と設定し、時刻  $t_i$ （つまり時刻  $t_2$ ）を参照点として設定する（ステップ S 3 0 3）。

## 【 0 1 2 9 】

心拍タイミング算出部 1 0 4 は、ステップ S 3 0 3 で設定した参照点の前後の時刻である時刻  $t(i - 1)$ 、及び、時刻  $t(i + 1)$  におけるミリ波の位相のそれぞれと、時刻  $t_i$  におけるミリ波の位相とについて比較演算を行う（ステップ S 3 0 4）。

10

## 【 0 1 3 0 】

ステップ S 3 0 4 において、時刻  $t_i$  におけるミリ波の位相が、前後の時刻におけるミリ波の位相のそれぞれより大きい場合（ステップ S 3 0 4 で Yes）、局所的なピークとして当該参照点を脈波タイミングとして特定する（ステップ S 3 0 6）。

## 【 0 1 3 1 】

一方、ステップ S 3 0 4 において、時刻  $t_i$  におけるミリ波の位相が、前後の時刻におけるミリ波の位相のいずれかより小さい場合（ステップ S 3 0 4 で No）、参照点を示すインデックス  $i$  をインクリメントする（ステップ S 3 0 7）。そして、インクリメント後の参照点を用いて、再び、前後の時刻におけるミリ波の位相との比較を行う（ステップ S 3 0 4 へ戻る）。また、位相変化の信号の最終点に到達した場合（ステップ S 3 0 7 で Yes）、メインフローへと戻る（ステップ S 1 0 5 へ）。

20

## 【 0 1 3 2 】

図 1 1 に戻り、血压決定部 1 0 5 は、脈波タイミング算出部 1 0 2 で算出された脈波タイミングと、心拍タイミング算出部 1 0 4 で算出された心拍タイミングとの時間差（脈波伝播時間）を算出する（ステップ S 1 0 5）。

## 【 0 1 3 3 】

血压決定部 1 0 5 は、脈波伝播時間から血压を決定するためのパラメータ（係数、 $\alpha$ 、 $\beta$ ）を参照し（ステップ S 1 0 6）、血压を決定する（ステップ S 1 0 7）。

## 【 0 1 3 4 】

提示部 1 0 6 は、決定された血压を提示する（ステップ S 1 0 8）。

30

## 【 0 1 3 5 】

以上の一連の流れにより、非接触血压測定装置 1 1 0 は、ユーザの血压を測定することができる。

## 【 0 1 3 6 】

以降、本実施の形態における各構成要素を変更した形態について説明する。

## 【 0 1 3 7 】

（血压決定部のパラメータ（モデル））

脈波伝播時間と血压との関係は、個人差を有する場合があります。また、身長、体重、体脂肪率、年齢等に依存する場合もある。また、高血圧のユーザは  $\alpha$  及び  $\beta$  の係数が比較的高い場合もある。そこで、これらの情報に応じたモデル、すなわち本例の場合  $\alpha$  と  $\beta$  のセットを複数蓄積しておき、個人に応じてこれらのモデルを切り替えることとしてもよい。

40

## 【 0 1 3 8 】

図 1 4 は、本実施の形態における非接触血压測定装置の第二のシステム構成図（非接触血压測定装置 1 1 0 A のシステム構成図）である。非接触血压測定装置 1 1 0 A は、非接触血压測定装置 1 1 0 の構成要素に加え、モデル蓄積部 1 0 7 を備える。

## 【 0 1 3 9 】

モデル蓄積部 1 0 7 は、血压決定のための脈波伝播時間に関するモデルを蓄積している。モデル蓄積部 1 0 7 は、本実施の形態では、係数  $\alpha$  及び  $\beta$  の値を蓄積している。

## 【 0 1 4 0 】

50

図15は、本実施の形態におけるモデル蓄積部107に蓄積されたモデルの一例の説明図である。モデル蓄積部107は、複数のモデルを蓄積している。例えば普段の血圧が139mmHg以下のユーザの場合を標準タイプとし、標準タイプの場合に係数 $a = -0.8$ 、係数 $b = 250$ を用いる。また、普段の血圧が140mmHg以上の場合を高血圧タイプとし、高血圧タイプの場合に係数 $a = -0.9$ 、係数 $b = 280$ を用いる。このように、モデル蓄積部107は、これらの複数のモデルを蓄積している。

#### 【0141】

図16は、本実施の形態における非接触血圧測定装置110Aによる普段の血圧の設定の一例の説明図である。図16において、普段の血圧の設定として「142mmHg」と入力されている。そこで高血圧タイプの係数である $a = -0.9$ 、係数 $b = 280$ を用い、脈波伝播時間をもとに血圧を決定することとなる。

10

#### 【0142】

なお、普段の血圧を用いて係数 $a$ のみを切り替え、係数 $b$ は新たに算出することとしてもよい。例えば、図15同様、普段の血圧が139mmHg以下の標準タイプの場合、係数 $a = -0.8$ 、また、140mmHg以上の高血圧タイプの場合は係数 $a = -0.9$ とする。普段の血圧が142mmHgと入力され、非接触血圧測定装置110Aで算出した脈波伝播時間が170ミリ秒であったとする。この場合、(式6)より、係数 $b$ は293( $= 142 - 170 \times (-0.9)$ )と逆算できる。以降、血圧決定部105は、この係数を用いて血圧を決定することとしてもよい。

#### 【0143】

20

脈波伝播時間からの血圧決定は、個人差を有することがあり、普段の血圧をもとにパラメータやモデルを調整することでより正確な血圧決定が可能となる。また、脈波伝播時間は時系列で計測が可能であるので、瞬間の血圧のみならず、時系列での血圧の変動の計測も容易である。よって、常時変化する血圧であっても簡易に計測が可能となり、月日の経過によるトレンド、すなわち年々血圧が高くなっている等の検知も可能となり、健康管理や異常の早期発見にも繋がる。

#### 【0144】

なお、血圧の決定のための式は(式6)に限ったものではなく、体重や体脂肪率などのパラメータを考慮した多項式としてもよい。体重や体脂肪率などのパラメータを考慮した多項式を用いることで、血圧測定の精度の向上を図ることができる。

30

#### 【0145】

なお、非接触血圧測定装置110Aは、さらに、ユーザの身長、体重、年齢又は血圧のいずれか1つを少なくとも含むプロフィール情報を受け付ける受付部(不図示)を備えていてもよい。そして、血圧決定部105は、受付部が受け付けたプロフィール情報に基づいて、モデル蓄積部107に格納された候補のうち血圧を決定するために用いるものを決定し、決定した候補を含む関係式を用いて血圧を決定してもよい。

#### 【0146】

なお、上記のようにモデルを用いて係数 $a$ 及び $b$ を切り替えることは、図11のステップS106で行われる。つまり、ステップS106において、血圧決定部105は、モデル蓄積部107に蓄積されたモデル(本例の場合係数 $a$ 、 $b$ )を参照して血圧を決定する

40

#### 【0147】

(脈波タイミングの算出のための色成分、対象領域、分析方法、フィルタ)

本実施の形態において脈波タイミングの算出は、RGBのうちのGを用いて行ったが、これに限ったものではなく、R又はBを用いて行ってもよいし、これらを組み合わせてもよい。例えば、RGBの信号を入力として独立成分分析手法を用い、抽出された信号をもとに脈波タイミングを算出することとしてもよい。日常環境下で撮像した場合、散乱光や様々な要因によってノイズが入るため、Gの輝度変化のみから必ずしも精度よく心拍成分が算出できるとは限らない。

#### 【0148】

50

独立成分分析法は、ある複数の入力信号が、複数のセンサに異なる比率等で混在する場合、それぞれの入力信号は独立であるという仮定のもと、複数のセンサの値から確率的にもとの入力信号を分離抽出する技術である。脈波成分は、Gのみならず、RGBそれぞれに、他のノイズと混在して入っていると考えられる。そこでRGBを用い、成分分析法によって脈波成分を分離抽出することが可能となる。

【0149】

図17は、本実施の形態における脈波タイミングの算出の説明図である。図17は、図3と同様、実際の顔画像を撮像し、頬の領域のRGBの輝度変化を示した図である。横軸に時間、縦軸に輝度の変化を示している。最下段のグラフは、RGBを用い独立成分分析法によって得られた信号にローパスフィルタをかけたものである。RGBそれぞれの輝度変化に表れている脈波による周期的な変化が精度よく抽出されていることが分かる。

10

【0150】

脈波タイミング算出部102は、最下段の脈波成分が抽出された信号を用いてピーク探索法などによって脈波タイミングを算出することとしてもよい。

【0151】

また、脈波タイミング算出部102は、顔の複数の異なる箇所、例えば右頬と左頬や額など、脈波に伴う輝度変化が生じやすい複数の領域を対象領域として、独立成分分析や主成分分析等、いわゆる統計信号処理やフィルタを用い、脈波によって生じる輝度の変化を抽出することとしてもよい。

【0152】

20

日常環境下で本装置の使用をする場合、散乱光やユーザの動きなど、様々な要因によってノイズが入る可能性があり、例えばGのみからではノイズの影響が大きく、脈波タイミングの算出が困難な場合などに有効である。

【0153】

(操作例、IF)

図18A～図18Dは、本実施の形態における提示部106による提示の説明図である。

【0154】

図18Aは、非接触血圧測定装置110と、非接触血圧測定装置110に対面するユーザを示している。

30

【0155】

図18Bは提示画面に表示される内容を示している。具体的には、図18Bには、ユーザの顔及び胸部と、メッセージと、領域を示す枠とが表示されている。

【0156】

ユーザの顔及び胸部は、画像取得部101により取得されたものが即時的に表示されるものである。メッセージ及び領域を示す枠は、ユーザの身体(顔及び胸部)の位置を適切な位置にするよう、ユーザに促すためのものである。例えば、最初に「顔が領域内に入るように位置して下さい」等のメッセージを提示し、ユーザが所定の位置や角度、領域に位置することを促している。画像による脈波タイミングは、頬や額など、顔の所定の領域の輝度を用いることで、より精度良く検出できるので、図18Bのように領域を示す枠を提示し、ユーザに所定の位置を促すことで、より精度良い検出が可能となる。また、ミリ波による心拍タイミングも、胸部正面等、レーダが所定の位置に当たり反射してくる信号を用いることでより精度良く検出できるので、図18Bのように領域を示す枠を提示し、ユーザに所定の位置を促すことでより精度良い検出が行えることとなる。なお、ここでは顔での脈波検出を例に説明を行っているが、「手を領域内に位置して下さい」等、他の肌の領域を用いることとしてもよい。

40

【0157】

図18Cは、図18Bの計測開始ボタンが押された場合に、計測中である旨を提示している。なお、ユーザが領域内に入った場合に、ユーザが領域内に入ってから所定時間経過後に自動的に開始することとしてもよい。画像による脈波タイミング及びミリ波による心

50

拍タイミングは、光の変化や、体動など、さまざまな環境ノイズに影響を受けることがあり、より精度良い計測を行うためには、ユーザは静止安静にしていることが望ましい場合もある。そこで「3秒間安静にしてください」等、静止安静を促すメッセージの掲示がなされている。なお、脈波や心拍は一般的に80bpm~100bpmなどであり、1秒間に少なくとも1回は行われるため、血压決定に必要な脈波伝播時間も1秒程度で計測することが可能である。ここでは誤差や精度を考慮し、数回の平均を取得するため、3秒間の安静を促しているが、これに限ったものではない。図18Dは計測が終了し、血压が「114mmHg」と計測されたことが分かる。また、非接触血压測定装置110において、脈波伝播時間は時系列で常時計測することが可能であり、同様に血压も時系列で計測することが可能であるので、現在の血压とともに時系列変化をグラフとして提示している。

10

**【0158】**

図19は、本実施の形態における非接触血压測定装置の第二の外観図である。具体的には、図19は、非接触血压測定装置110の外観図と、非接触血压測定装置110の使用シーンの一例を示す図である。図19において、非接触血压測定装置110は、一般的な鏡の下端に備えられている。また、正面に画像取得部101とミリ波の受信部113B、及び送信部113A、そして情報を提示する提示部106、機器の操作を行う操作ボタン114がある。なお、鏡の下端でなく、上端、左端又は右端であってもよい。

**【0159】**

一般的にユーザは、起床後や入浴前後、あるいはトイレの後など、洗面所などに備えられた鏡の前に立つ場合が日常生活の中ではよくある。また、このような状況において、ユーザは、鏡に対しては正面を向き（鏡に対して正対し）、身だしなみを整えたり、鏡に映る自分の姿から体調や体重などの健康状態を認識したりする。このとき、ユーザは所定の時間、比較的、静止安静にしていることもある。このようなユーザの状態は、非接触血压測定装置110により心拍及び脈波を検出するのに非常に適している場合があり、ノイズの少ない、非常に安定したデータを取得しやすい。また、洗面所など所定の屋内は、外部からの外乱光の影響が少ない空間環境である場合もあり、ノイズの少ない、非常に安定したデータを取得しやすい。そこで、非接触血压測定装置110をこのような環境に設置し、あるいは鏡などをセットにし、使用されることとしてもよい。

20

**【0160】**

例えば、非接触血压測定装置110は、ユーザの入浴前後や洗面の際に、鏡の前でユーザが操作ボタン114を押し、その後数秒で血压を測定するという使用方法が可能となる。あるいは鏡の前に立つと自動的に非接触血压測定装置110による計測が行われ、血压が計測されることとしてもよい。非接触血压測定装置110は、非接触で非常に簡易に血压を計測できる特徴があるので、ユーザの負荷なく日常的に血压の計測が可能となる。さらに起床後や入浴時やトイレ等、このような環境下に備えられ鏡の前に立つ行動は、一般的に毎日のように行われる動作であり、日々の定期的な測定が重要と言われている血压を、ユーザによる煩雑な作業又は操作を伴うことなく、非常に簡易に日常的に計測することが可能となり、ユーザの健康促進に貢献することができる。また、入浴前など、毎日、比較的決まった時間帯での計測も容易となり、血压計測という観点や健康管理の面でも効果的な計測を行うことができる。

30

40

**【0161】**

さらに、入浴前後、又は、トイレで用を足す際などは血压が大きく変化するとされている。また、起床時や早朝時に一時的に高血圧となるユーザがあり、早朝高血圧と心筋梗塞とは相関性があることが医学的に言われている。血压は常時変動しており、高血圧の人はもちろん、正常な血压であっても急激に高くなる場合もあり、普段の血压のみならず、時間帯によって変化する血压を把握することも健康上必要と考えられている。

**【0162】**

非接触血压測定装置110を上記のように使用すれば、早朝や入浴前後、トイレの後など、変化のある際の血压計測が簡易に行え、ユーザの健康管理を効果的に図ることが可能となる。なお、使用例はこれに限ったものではなく、例えばベッドの横や寝室の天井や壁

50

などに置くこととしてもよい。睡眠時や、起床時の血圧を簡易に計測することができる。また、リビングやテレビの近辺に置き、あるいは設置し、リビングで安静にしている際や、あるいはテレビを見ている際の血圧を測定することとしても良い。リビングでの安静時や、テレビを見ている際などの環境下では、ユーザは安静に、また静止している場合があり、さらに装置に対し顔や胸が正面を向くことが多い場合がある。ノイズの影響が少ない信号を測定できる可能性が高く、精度よく血圧測定を行うことが可能となる。

#### 【0163】

図20Aは、本実施の形態における非接触血圧測定装置110がユーザにより利用される様子を示す説明図である。図19の外観図は、室内に設置あるいは置くタイプであるが、小型の非接触血圧測定装置110を持ち歩き、必要なときに血圧を計測するタイプとしてもよい。例えば、普段は携帯しておき、図20Aのように、計測する際に手に保持し、あるいは机など所定の位置に置き、日常的に血圧を計測するなどが挙げられる。図20Bは外観図の一例であり、例えば手鏡タイプの形状をしており、提示部106Aと、画像取得部101と、ミリ波取得部103の送信部113A及び受信部113Bと、操作ボタン114などが備えられている。提示部106Aは、内部に鏡（ハーフミラー）を有する構成とすれば、単なる鏡として用いる場合と、非接触血圧測定装置110による提示を行う場合とを切り替えることも可能である。このようにすることで、必要なときに簡易に計測し、日々の健康管理を図ることができる。

#### 【0164】

また、物理的な鏡を用いる代わりに、画像取得部101が取得した画像を即時的（リアルタイム）に提示部106Aに提示することで、ユーザにより鏡のように使用されることも可能である。

#### 【0165】

（実施の形態1の変形例1）

実施の形態1においては、ミリ波等のレーダを用いて心臓の微小な動きと、顔や手などの肌が露出している部分での色の微弱な変化情報を用いて血圧を測定する非接触血圧測定装置について説明した。これらの微小な信号から精度高く血圧を計測するためには、被験者の姿勢、特に胸部の体動の変化が小さい期間での計測が必要になる。また、脈波を計測する肌が露出している部分においても、計測に用いる領域の変化がない方が精度高く血流の変化を計測することが可能になる。

#### 【0166】

そこで、本変形例では、図1のシステム構成に対して、さらに、画像取得部101の可視画像の情報をを用いて被験者の姿勢を計測する姿勢計測部を保有する非接触血圧測定装置について説明する。この非接触血圧測定装置は、被験者の姿勢情報を利用して脈波伝播時間を計測するタイミングを制御するものである。

#### 【0167】

図20Cは、本変形例における非接触血圧測定装置110Bの構成を示すブロック図である。図20Cにおいて、姿勢計測部20A1以外の各モジュールの動作は、実施の形態1と同様であるので、詳細な説明を省略する。

#### 【0168】

姿勢計測部20A1は、画像取得部101が取得した画像からユーザの各部分の動き量を計測することで、ユーザの姿勢を計測する。特に、脈波を計測できる肌が露出している部分である、顔領域、手の領域等を抽出し、それぞれの領域での動き量を計測する。また、心臓の動きを計測するため、胸部領域の画像の動き量を計測する（図20D参照）。

#### 【0169】

そして、血圧決定部105は、姿勢計測部20A1が計測した変化量が所定の閾値以下である期間に画像取得部101が取得した肌画像から算出された脈波タイミングと、当該期間にミリ波取得部103が取得した電波から算出された心拍タイミングとの時間差に基づいて、ユーザの血圧を決定する。

#### 【0170】

図20Eは、本変形例における計測タイミングの決定方法の説明図である。図20Eは、所定時間内での各領域の動き量の時系列を示したものである。図20Eにおける区間Aは、顔の動きは比較的小さく、胸部領域の動きが比較的大きい区間の一例である。例えば、ユーザが正面やある方角を向いてはいるが、体を動かしているような状況である。あるいは、体は動かしてはいないが腕を動かし、胸部を遮ったり、腕を動かすことによって胸部も伴って動いてしまうような状況も考えられる。この場合、顔画像により脈波は抽出できる場合があるものの、ミリ波による胸部領域からの信号はノイズに埋もれてしまい、正確に心拍タイミングが抽出できない場合が多い。仮にこの区間Aの信号を用いて血圧を測定した場合、測定結果が正確なものとはならず、ユーザに誤解を生じ、使い勝手が非常に悪いものとなる場合もある。

10

## 【0171】

一方、図20Eにおける区間Cは、胸部領域の動きは小さいものの、顔の動きが比較的大きい区間の一例である。例えば、ソファや鏡の前、テレビの前、寝室等、部屋で静止しているものの、顔をキョロキョロと動かし、おしゃべりなどをすることに伴って顔の肌領域が動いてしまったりするような状況などがある。この場合、ミリ波による胸部領域の信号から心拍は抽出できる場合があるものの、顔画像により脈波がノイズに埋もれてしまい、正確に心拍タイミングが抽出できないこととなる。区間Aと同様、区間Cも、測定結果が正確なものとはならず、ユーザに誤解を生じ、使い勝手が非常に悪いものとなる場合もある。

## 【0172】

20

これらに対して、区間Bは、胸部領域の動きと、肌領域ともに動きが比較的小さい区間の一例である。例えば各動き量に閾値などを設け、ともに閾値以下の場合に血圧を測定することとしてもよい。正確な血圧測定が可能となる。また、バックグラウンドで血圧測定をしつつ、閾値以下の場合にユーザに表示することとしてもよい。

## 【0173】

特に日常環境下での利用を想定した場合、ユーザの顔などの肌領域と胸部とがともに静止している時間は、限られていることもある。しかしながら、非接触血圧測定装置110Bは、数回（最小1回）の時間差から血圧を測定することができるので、ユーザは、長時間、顔及び胸部を静止している必要がない。本構成によって、被験者の各領域の動きが発生しているものの血圧の測定に必要な部分の動き量が少ない時間帯を抽出し、その時間帯

30

## 【0174】

脈波タイミング算出部102は、ユーザが体を動かしていた場合であっても、肌領域の位置をトラッキングすることにより、比較的精度良く、脈波のタイミングを抽出し得る。一方、ミリ波に現れる心拍の変化は、非常に小さいため、わずかな体の動き及びノイズの影響を受けやすい。したがって、脈波タイミングがより正確な値であり、心拍タイミングはより不正確な値である場合が多いことが考えられる。そこで、心拍タイミング算出部104は、脈波タイミングの時刻を起点として、心拍のタイミングを算出しても良い。

## 【0175】

具体的には、心拍タイミング算出部104は、脈波タイミングの時刻を起点として、所定の時間範囲に含まれる心拍タイミングを算出しても良い。所定の時間範囲は、脈波タイミングよりも前の時間範囲である。所定の時間範囲の例は、脈波タイミングから50ms以上300ms以下前の時間範囲である。

40

## 【0176】

脈波タイミングよりも前の時間範囲を用いるのは、心臓の動きに応じた心拍が生じ、その後、ユーザの顔などに脈波が到達するためである。

## 【0177】

図9を用いて、心拍タイミング算出部104の処理を説明する。図9において、脈波タイミング( $t_3$ )が算出されている。脈波タイミング( $t_3$ )は正確であるとみなし、脈波タイミング( $t_3$ )から所定時間前に含まれる心拍タイミング( $h_3$ )を特定する。

50

## 【 0 1 7 8 】

図 9 に示す心拍データは、ノイズが少ないデータを示している。しかし、実際に測定されるミリ波信号は、ユーザの僅かな動き、ユーザの呼吸、又はノイズによって、本来の心拍タイミングではない多くのピークが含まれる。脈波のタイミングを起点として、心拍に起因するピークを取得することにより、誤ったピークを検知することを低減できる。つまり、脈波のタイミングを用いることにより、多くのピークから心拍に起因するピークを取得できる可能性が高くなる。その結果、ユーザの動き及びノイズ等に左右されず、高い精度で脈波タイミングを取得することができる。

## 【 0 1 7 9 】

また、本実施の形態で示したように、ミリ波によるドップラー効果を用いて心臓の動きを計測する場合に、ユーザの前後方向の体動が小さいときに計測するのが好ましい。心臓が伸縮拡張する際の動きは、胸部の前後方向に現れやすいためである。

## 【 0 1 8 0 】

そこで、ユーザの前後方向のノイズとなる体動が正確にとれるように、図 2 0 F に示すように、ユーザの横方向から姿勢を計測する撮像部（カメラ）である姿勢計測用取得部 1 0 5 A を設置することが好ましい。すなわち、横方向から体の動きを検知し、図 2 0 E と同様、体動が小さい際に血圧測定をすることとなる。一方、脈波を計測する画像は、ユーザの肌が露出している部分の画像であればよいので、ユーザの横顔からの撮像画像でも問題ない。そこで、心臓の動きを計測するミリ波を送受信する方向と、姿勢計測用取得部 1 0 5 A がユーザの画像を撮像する方向とを、図 2 0 F に示すように、互いに垂直となる方向にすることで、より精度の高い測定が可能になる。

## 【 0 1 8 1 】

なお、図 2 0 F では、ミリ波取得部 1 0 3（送信部 1 1 3 A 及び受信部 1 1 3 B）に対して体が正面を向いており、カメラに対して横向きの場合を示しているが、ミリ波取得部 1 0 3 に対して体が横向きで、カメラに対して体が正面の場合であってもよい。つまり、ミリ波取得部 1 0 3 のミリ波受信方向と、カメラの撮像方向とが直行している。

## 【 0 1 8 2 】

図 2 0 J に、ミリ波取得部 1 0 3 に対して体が横を向いており、姿勢計測用取得部 1 0 5 A に対して体が正面を向いている例を示す。

## 【 0 1 8 3 】

例えば、提示部 1 0 6 を基準に、ミリ波取得部 1 0 3、及び姿勢計測用取得部 1 0 5 A が配置されても良い。提示部 1 0 6 はユーザに情報を提示する表示面を有している。

## 【 0 1 8 4 】

図 2 0 F 及び図 2 0 J において、ミリ波取得部 1 0 3 は、提示面が垂直な方向でミリ波を受信するように受信部 1 1 3 B が配置され、姿勢計測用取得部 1 0 5 A は、提示面と平行な方向に撮像方向を有する。

## 【 0 1 8 5 】

心臓の鼓動による胸部周辺の振動は、必ずしも正面のみならず、横や斜め等であっても検出することができる。特に、呼吸によって、胸部又は腹部の動きは、体の正面方向に大きく生じるため、体の横又は斜めから心拍を検出することで、呼吸の影響を抑制しつつ、より精度よく心臓の鼓動による振動を検知することが可能となる。

## 【 0 1 8 6 】

一方、ミリ波に対して前後方向（この場合、ユーザにとっては横方向の動きとなる）に、体が大きく動いた場合、ミリ波による体の動きの検出は困難である。この場合、垂直に備えられたカメラで、ユーザの動きを検出することで、横方向の動きが小さい場合に（ミリ波に対して前後の動き）、ミリ波において心拍タイミングを検出してよい。または、横方向の動きが小さい場合の心拍タイミングを、信頼度が高いとして優先的に採用することとしてもよい。より精度の高い測定が可能となる。

## 【 0 1 8 7 】

なお、ミリ波取得部 1 0 3 がミリ波を送受信する方向と、姿勢計測用取得部 1 0 5 A が

10

20

30

40

50

画像を撮像する方向は、互いに一致しない方向であればよく、垂直の方向でなくてもよい。つまり、姿勢継続用取得部 105A は、ユーザの横方向から姿勢を計測するように配置されるだけでなく、例えば、ユーザの斜め前方から、又は、ユーザの斜め後方から、姿勢を計測するように配置されてもよい。

【0188】

ミリ波で計測される心拍の信号は、心臓に近いユーザの左側からの計測がより望ましい。ユーザの左側は、ユーザの心臓に近いためである。

【0189】

また、呼吸に起因する成分を抑制するために、ユーザの斜め側又は横側からミリ波を計測することが望ましい。

【0190】

画像によって脈波を検出する場合は、顔の肌領域の計測がしやすい、正面から画像を取得することが望ましい。そこで、図 20K のように、ミリ波取得部 103 と、姿勢計測用取得部 105A とを、例えば 45 度から 90 度の範囲に位置させても良い。つまり、表示面に対して垂直な方向でミリ波を受信するようにミリ波の受信部 113B が配置され、表示面に対して垂直から 45 度の傾きを有する向きに撮像方向を有するように姿勢計測用取得部 105A が配置されても良い。

【0191】

(実施の形態 1 の変形例 2)

本実施の形態 1 の非接触血圧測定装置 110 は、図 16 に示すように、ユーザの普段の血圧を入力させて、個人ごとに、血圧を決定する変数を求める。血圧の精度をさらに高めるためには、カフ式の血圧を測定(カフ式血圧測定)する装置で血圧を計測しているときのユーザの心臓の動きと脈波とを計測することが望ましい。

【0192】

図 20G は、本変形例における非接触血圧測定装置の構成を示すブロック図である。

【0193】

本変形例における非接触血圧測定装置 110C は、図 1 のシステム構成に対して、さらに、カフ式血圧計測部 20E1 を備える。非接触血圧測定装置 110C は、個人ごとの係数を算出する際には、カフ式血圧計測部 20E1 で計測した値を用いてモデル蓄積部 107 に蓄積するパラメータを決定する。なお、非接触血圧測定装置 110C は、複数の人に対するカフ式血圧測定の結果を用いて算出された標準的な係数をパラメータとしてもよい。

【0194】

図 20H は、本変形例におけるパラメータを決定するタイミングの説明図である。図 20H において、横軸が時間を示しており、(a)、(b) 及び (c) のそれぞれは、心拍のタイミング、脈波のタイミング、及び、パラメータの決定タイミングを示している。

【0195】

一般に、カフ式の血圧計測方式においては、カフを使って腕の血流を止め、その後、カフを減圧する過程で血管壁に生じる振動(脈波)を用いて血圧を測定している。また、カフを減圧していくと、ある時点で脈波が急激に大きくなる。脈波はその後急激に小さくなり、ある時点からあまり変化しなくなる。脈波が急激に大きくなったときのカフの圧力を最高血圧(収縮期血圧)、変化がなくなるときの圧力を最低血圧(拡張期血圧)としている。

【0196】

そこで、上記においてカフの減圧開始後の最高血圧を測定するタイミング  $t_{high}$  と、最低血圧を測定するタイミング  $t_{low}$  との間での脈波伝播時間を用いてパラメータを決定する。具体的には、タイミング  $t_{high}$  とタイミング  $t_{low}$  との間における、心拍のタイミング  $h_3$  と脈波のタイミング  $t_3$  とを用いて、パラメータを決定する。このようにすることで、個人にあったパラメータをより精度よく決定することができる。

10

20

30

40

50

## 【0197】

なお、上記で、`t_high`と`t_low`との間の心拍及び脈波を用いてパラメータを決定すると説明したが、上記間ではなく、上記タイミングに比較的近いタイミングに同様にパラメータを決定することも可能である。言い換えれば、血压決定部105は、互に対応する脈波タイミング及び心拍タイミングの組のうち、(i)カフ式血压計測部20E1が最高血压を計測したタイミングである第一タイミングから、最低血压を計測したタイミングである第二タイミングまでの期間に含まれる組から定められる時間差、(ii)第一タイミングに最も近い組から定められる時間差、又は、(iii)第二タイミングに最も近い組から定められる時間差、に基づいて、(式6)に含まれる所定のパラメータを決定するようにしてもよい。

10

## 【0198】

図20Iは、本変形例における血压計測装置ユーザにより利用される様子の一例を示す模式図である。

## 【0199】

カフ式血压計測方式では、ユーザの一方の腕の上腕部分にカフを装着し、血压を計測することが多い。そこで、さらに、測定の精度を向上させるためには、図20Iに示すように、画像取得部101がカフ式血压測定部(ユーザの手を圧迫する部分)の先の手のひら等の肌画像を取得するようにしてもよい。これにより、カフ式血压測定部の先の手のひら等の血流を画像により測定することで、より精度を高めることが可能になる。

## 【0200】

20

(実施の形態2)

本実施の形態において、取得された画像を用いて、ミリ波から得られる心拍タイミングの精度を向上させる非接触血压測定装置について説明する。

## 【0201】

図21は、本実施の形態における非接触血压測定装置110Dの構成を示すブロック図である。

## 【0202】

非接触血压測定装置110Dは、実施の形態1に示す構成要素に加え、脈波成分領域特定部108と、胸部領域特定部109と、呼吸成分算出部111とを備える。

## 【0203】

30

脈波成分領域特定部108は、カメラなどの画像取得部101で撮像された画像において、顔、額、頬など、脈波タイミングを算出するための領域を特定する。

## 【0204】

図22A及び図22Bは、本実施の形態における非接触血压測定装置110Dによる脈波成分領域の特定処理の説明図である。図22Aを参照しながら、領域特定について説明する。図22Aは、画像取得部101により撮像された画像を示している。本実施の形態では、脈波成分を抽出する領域として、脈波による輝度変化が得られやすい領域の一つである頬を用いる場合を説明する。

## 【0205】

脈波成分領域特定部108は、撮像された画像から顔の領域を特定する。なお、顔の認識については、`Harri-like`特徴量を用いた顔認識技術など、様々なパターン認識技術が知られており、ここでは手法の詳細は問わないものとする。図22Aにおいて、特定された顔領域を破線枠22A1で示している。

40

## 【0206】

脈波成分領域特定部108は、顔領域から、所定の領域(例えば右下1/4など)を頬の領域として特定する。図22Bにおいて、特定された頬の領域を破線枠22B1で示している。なお、額で行う場合は、例えば上方1/4など、領域の位置や大きさを変更することで脈波成分を抽出する領域は変更可能であるのは言うまでもない。また、額又は頬などの特定の部位ではなく、色のスペクトル情報を用い、顔全体から肌色領域を抽出し利用することとしてもよい。また、これらの複合でもよい。顔の向きに寄らず、ユーザの状況に

50

応じた脈波抽出が可能となる。

【0207】

脈波タイミング算出部102は、実施の形態1と同様、画像の輝度変化から脈波のタイミングを算出する。本変形例において、脈波タイミング算出部102は、脈波成分領域特定部108で特定された領域を用いて行う。手法は実施の形態1と同様であるので説明を省略する。

【0208】

胸部領域特定部109は、画像取得部101で撮像された画像から、胸部の領域を特定する。

【0209】

図23A及び図23Bは、本実施の形態における非接触血圧測定装置110Dによる胸部領域の特定処理の説明図である。

【0210】

図23Aは、胸部の領域特定を説明する図である。図23Aは、図22Aと同様、撮像された画像を示している。胸部領域は、例えば特定された顔領域を基準に所定の領域（例えば顔領域の下段であって、横を顔領域の横の2倍、縦を顔領域の縦の1/2倍など）を胸部領域として特定するものとする。図23Aにおいて、特定された胸部領域を破線枠23A1で示している。

【0211】

呼吸成分算出部111は、胸部領域特定部109で特定された領域内の画像を用いて呼吸成分を算出する。呼吸成分算出部111は、例えば、胸部領域内の所定の特徴点のオプティカルフローを用いて算出する。胸部領域内で得られたオプティカルフローの特徴点を白い丸印23B1により示している。

【0212】

なお、オプティカルフローとは、動画など時系列の画像から、所定の特徴点や特徴点の群、あるいは所定の物体の動きの大きさと方向をベクトルとして表した概念である。特徴点を抽出する方法としては、Lucas-Kanade法など様々な手法が知られており、特徴点は、任意に選択したり、あるいは、追従のしやすさ（すなわち時系列的に次の画像上での対応点の得られやすさ）など、特徴点に適しているか否かを表す所定の閾値やパラメータを用いて自動的に選択されたりすることで得られる。

【0213】

例えば、図23Bのような人の胸部の画像の場合、背景と人（服を着ている場合は背景と服の境界線上）との境目や、特に環境光の影響から肩の部分などが自動的に特徴点として得られる。また、被服を着用している場合は、被服の縫い目や折り目、デザインに応じた部分（例えばストライプのシャツのなど場合は、胸部の筐体的な形状に沿ったライン上など）、ボタン部分などに沿ったライン上に自動的に特徴点が多得られることが多い。この特徴点のオプティカルフローを用いて、呼吸成分算出部111は、呼吸成分を算出する。

【0214】

図24A、図24B及び図24Cは、本実施の形態における非接触血圧測定装置110Dによる呼吸成分の算出の説明図である。具体的には、図24A及び図24Bは、呼吸とオプティカルフローとの関係を示しており、図23Bに示す胸部領域23A1と、得られた特徴点23B1とを拡大して示した図である。

【0215】

ユーザが呼吸をすると、特徴点が呼吸に伴って所定の方向及び大きさで移動する。図24Aには、ユーザが息を吸った際の各特徴点23B1の動き（フロー）24A1が示されている。ユーザが息を吸うのに伴って、肩近辺の特徴点は上方へ移動し、胸部近辺の特徴点は胸部が膨らむ方向へ移動していることがわかる。

【0216】

図24Bは、ユーザが息を吐いた際の各特徴点23B1のフロー24A2であり、息を吐くのに伴って、肩近辺の特徴点は下方へ移動し、胸部近辺の特徴点は胸部が縮む方向へ

10

20

30

40

50

移動していることがわかる。

【0217】

そこで、例えば特徴点のそれぞれのフロー（移動のベクトル）の体幹軸方向成分（フローのコサイン成分であって上をプラス、下をマイナスとする）を総和した値を呼吸成分として算出する。体幹軸方向成分を用いることで、呼吸とは無関係の体動やノイズ成分を除去し、呼吸に伴う動きを精度よく抽出できるからである。

【0218】

図25は、本実施の形態における非接触血圧測定装置110Dにより算出される呼吸成分の説明図である。具体的には、図25は、特徴点のそれぞれのフローの大きさを総和した値であってノイズ除去のためにローパスフィルタを施し、グラフとして示した図である。呼吸に伴った周期性が得られていることが分かる。

10

【0219】

心拍タイミング算出部104は、実施の形態1と同様、ミリ波取得部103で検出された受信信号から心拍タイミングを算出する。さらに本実施の形態では、呼吸成分算出部111で算出された呼吸成分を用い、呼吸による影響を除去することで心拍タイミングを算出する。

【0220】

ユーザが大きく呼吸をしている場合、ミリ波信号を照射し、ユーザの胸部で反射され、ミリ波取得部103によって検出された信号は、呼吸による胸部の動きも検出する。

【0221】

図26は、本実施の形態における非接触血圧測定装置110Dによる脈波タイミングの算出の第一の説明図である。具体的には、図26は、呼吸時のミリ波信号である。約10秒の間、一定の周期で大きく呼吸をしている際のミリ波受信信号にローパスフィルタをかけたグラフである。横軸は時間（秒）、縦軸は位相変化（ $100\mu\text{m}$ ）である。呼吸によって周期的な信号が得られているのが分かる。

20

【0222】

我々の実験では、呼吸による振幅は1～3mm程度である。一方、心臓の鼓動によって生じる変化は、0.1～0.2mm程度であり、呼吸によって埋もれる場合や、あるいはピークが得られにくい場合がある。図26において、矢印で示す小さなピークは心拍による位相変化であるが、呼吸と比較し、小さいことが分かる。また、息を吸っている際や、吐いている際は、埋もれていたり、ピークが僅かであったりすることが分かる。

30

【0223】

そこで、本実施の形態では呼吸成分算出部111で得られた呼吸信号を用い、心拍タイミングを算出する。

【0224】

例えば、呼吸の影響の少ないタイミング、例えば息を吸いきる前後の所定の期間（周期信号のピーク（山）の部分）、又は、息を吐ききる前後の所定の期間（周期信号のボトム（谷）の部分）を用いて心拍タイミングを算出する。ここでは息を吸いきる前後の所定の区間（周期信号の山の部分）を例に説明する。

【0225】

図27は、本実施の形態における非接触血圧測定装置110Dによる脈波タイミングの算出の第二の説明図である。具体的には、図27は、心拍タイミング算出を説明する図である。図27の（a）は、図25と同様、呼吸成分算出部111で得られた呼吸成分である。また、図27の（b）は図26と同様、ミリ波取得部103で検出された信号である。横軸は時間であり、画像取得部101で撮像された動画と、ミリ波取得部103で検出されたミリ波の時間を同期させて示している。同じユーザの呼吸時の状態をセンシングしており、同期した呼吸成分が表れていることが分かる。

40

【0226】

まず、図27の（a）に示す呼吸成分算出部111で得られた呼吸成分の周期信号から、山の谷と、所定の区間とを特定する。例えばピークサーチ法によって谷を特定し、谷を

50

中心にプラスマイナス0.5秒の計1秒を所定の区間とする。一般的に心拍は80bpm以上であり、少なくとも1秒の間に1回は含まれる可能性が高いからである。また、息を吐ききる前後の所定の区間や、息を吸いきる前後の所定区間は、息を吸っている最中や吐いている最中の変化と比較して胸部の動きが小さく、心臓の鼓動による変化がピークとして捉えられやすいためである。

【0227】

なお、区間の特定はこれに限ったものではなく、周波数分析や相関法によって求めてもよい。呼吸は日常比較的周期的に行われているものであり、谷や山の区間を効率よく特定することができる。また、トレンド抽出を行い、振幅変動の少ない区間を求めることとしてもよい。比較的周期に変動のあるときでも、呼吸変動の小さい区間の特定が可能となる。

10

【0228】

次に、ミリ波取得部103で検出された信号を用いて、前記区間内で心拍タイミングを検出する。呼吸を吐ききる前後や信号の大きなトレンドは谷となっている中で、その間に鼓動があると、それにともなって胸部が僅かに動き、心拍のピークが現れることがある。例えば実施の形態1同様、ピークサーチ法などによって心拍タイミングを算出する。例えば図27の(b)のt1、t2、t3、t4が得られた心拍タイミングである。

【0229】

以上が、本実施の形態における心拍タイミングの算出である。得られた心拍タイミングと、脈波タイミング算出部102で得られた画像の輝度変化による脈波タイミングとの時間差を用いての血圧決定については、実施の形態1と同様であり、血圧決定部105において血圧を決定し、提示部106に提示することとなる。

20

【0230】

本実施の形態に係る動作フローを図28、図29、図30を用いて説明する。全体のフローは実施の形態1と同様であり、同様のステップには同じ符号を付与している。

【0231】

図28は、本実施の形態における非接触血圧測定装置110Dの血圧測定処理の流れを示すフローチャートである。本フローチャートは、図11のフローチャートと比較して、脈波成分を抽出するための領域特定(ステップS401)と、胸部領域特定(ステップS402)と、呼吸成分算出(ステップS403)とが加えられている。

30

【0232】

まず、画像取得部101は、顔の画像を肌画像として撮像する(ステップS101)。

【0233】

次に、脈波成分領域特定部108は、脈波を抽出する領域(例えば頬などの領域)を特定する(ステップS401)。

【0234】

次に、脈波タイミング算出部102は、ステップS401で特定された領域内の輝度の変化から脈波タイミングを算出する(ステップS102)。詳細フローは図12と同様であり、ここでは説明を省略する。

【0235】

次に(あるいは脈波領域特定と平行し)、胸部領域特定部109は、胸部の領域を特定する(ステップS402)。そして、呼吸成分算出部111は、呼吸成分を算出する(ステップS403)。

40

【0236】

図29は、ステップS403の詳細フローである。

【0237】

まず、呼吸成分算出部111は、特徴点を算出する(ステップS501)。呼吸成分算出部111は、例えば、人と背景の境界ラインや肩のラインに添って特徴点を算出する(対応点が得られやすいためである)。

【0238】

50

次に、呼吸成分算出部 1 1 1 は、ユーザの体動に伴う、特徴点のフロー（移動ベクトル）を算出する（ステップ S 5 0 2）。

【 0 2 3 9 】

次に、呼吸成分算出部 1 1 1 は、移動ベクトルの体幹軸方向成分の総和を算出する（ステップ S 5 0 3）。得られた周期信号が呼吸に基づく信号となる。

【 0 2 4 0 】

図 2 8 に戻り、次に、ミリ波取得部 1 0 3 は、ミリ波を検出する（ステップ S 1 0 3）。

【 0 2 4 1 】

心拍タイミング算出部 1 0 4 は、検出されたミリ波の位相変化から心拍タイミングを算出決する（ステップ S 1 0 4）。

【 0 2 4 2 】

図 3 0 は、ステップ S 1 0 4 の詳細フローである。

【 0 2 4 3 】

まず、心拍タイミング算出部 1 0 4 は、呼吸成分算出部 1 1 1 で得られた呼吸成分から、例えば呼吸を吐ききる前後である周期信号の谷の区間を特定する（ステップ S 6 0 1）。本実施の形態では、この区間内からピークサーチ法などで心拍タイミングを算出する。

【 0 2 4 4 】

次に、心拍タイミング算出部 1 0 4 は、胸部からの反射波の位相変化を算出する（ステップ S 6 0 2）。

【 0 2 4 5 】

そして、心拍タイミング算出部 1 0 4 は、区間内のピーク探索法などによって心拍タイミングを算出する。具体的には、心拍タイミング算出部 1 0 4 は、 $i = 2$  と設定し、時刻  $t_i$ （つまり時刻  $t_2$ ）を参照点として設定する（ステップ S 6 0 3）。

【 0 2 4 6 】

心拍タイミング算出部 1 0 4 は、ステップ S 6 0 3 で設定した参照点の前後の時刻である時刻  $t(i-1)$ 、及び、時刻  $t(i+1)$  におけるミリ波の位相と、時刻  $t_i$  におけるミリ波の位相とについて比較演算を行う（ステップ S 6 0 4）。

【 0 2 4 7 】

ステップ S 6 0 4 において、時刻  $t_i$  におけるミリ波の位相が、前後の時刻におけるミリ波の位相のそれぞれよりとも大きい場合（ステップ S 6 0 4 で Yes）、局所的なピークとして当該参照点を心拍タイミングとして特定する（ステップ S 6 0 6）。

【 0 2 4 8 】

一方、ステップ S 6 0 4 において、時刻  $t_i$  におけるミリ波の位相が、前後の時刻におけるミリ波の位相のいずれかより小さい場合（ステップ S 6 0 4 で No）、参照点を示すインデックス  $i$  をインクリメントする（ステップ S 6 0 7）。そして、インクリメント後の参照点を用いて、再び、前後の時刻におけるミリ波の位相との比較を行う（ステップ S 6 0 4 へ戻る）。

【 0 2 4 9 】

また、区間終了後は次の区間へと移り、同様にピークサーチを行い、信号の最終点に到達した場合（ステップ S 3 0 7 の Yes）、メインフローへと戻る（ステップ S 1 0 5 へ）。

【 0 2 5 0 】

図 2 8 に戻り、血圧決定部 1 0 5 は、脈波タイミング算出部 1 0 2 で算出された脈波タイミングと、心拍タイミング算出部 1 0 4 で算出された心拍タイミングとの時間差（脈波伝播時間）を算出する（ステップ S 1 0 5）。

【 0 2 5 1 】

血圧決定部 1 0 5 は、モデル蓄積部 1 0 7 に蓄積されたモデルにおけるパラメータ（係数、）を参照し（ステップ S 1 0 6）、血圧を決定する（ステップ S 1 0 7）。

【 0 2 5 2 】

10

20

30

40

50

提示部 106 は、決定された血圧を提示する（ステップ S108）。

【0253】

なお、本実施の形態において、オプティカルフローの特徴点は胸部領域内で任意の点として説明を行ったが、これに限ったものではない。例えば、Canny エッジなどで画像のエッジ抽出を行い、Hough 変換などを用いて人と背景の差から肩のラインを抽出し、肩のライン上に特徴点を抽出して用いることとしてもよい。

【0254】

図 31A 及び図 31B は、本実施の形態における非接触血圧測定装置 110D による肩の領域の特定の説明図である。図 31A には、エッジ抽出によって、ユーザの肩のライン 31A1 が、太い線として抽出されている。図 31B には、ライン 31A1 上に得られた特徴点 31B1 が示されている。特徴点 31B1 の上下の動きベクトルの総和が、呼吸成分として扱われることとなる。

10

【0255】

人は呼吸をする際、呼吸とともに特に肩のラインが微小に上下動することがある。そこで肩のライン上や近辺に特徴点を算出し、この特徴点の移動ベクトルを呼吸成分として用いることで、呼吸とは無関係の動き（例えば横や奥行き方向への移動）の影響を除去し、精度良い呼吸成分の算出が可能となる。

【0256】

なお、本実施の形態において、ミリ波信号からの心拍タイミング算出は、呼吸の影響の少ない区間を特定し、区間内での算出を行ったがこれに限ったものではない。呼吸の振幅（1～3mm）及び周期（1分間に高々数十回）と、心拍の振幅（0.1～0.3mm）及び周期（例えば 80bpm）とは、それぞれ大きく異なるので、これらの情報を用いて心拍タイミングを算出することとしてもよい。例えば、心拍のピーク幅は 0.5～1秒程度であるため、ピークサーチの際、ピーク幅の情報を用いて選択することで、よりロバストな心拍タイミング算出が可能となる。

20

【0257】

また、例えば、LMS (Least Mean Square) などの適応フィルタによって、呼吸成分を除去した後心拍タイミングを算出することとしてもよい。画像によって得られる胸部からの呼吸成分の信号は、主に呼吸の信号であって、心拍の微弱な信号はほぼないと考えられる（ただし、その他のノイズ信号は除く）。服を着ている場合などは心臓の鼓動によって服が揺れ、画像に信号として表れる可能性はほぼなく、また服を着ていない場合や肌の領域であっても、ミリ波の解像度と比較し、画像の解像度から得られる情報からは、鼓動による揺れは検知できないのが一般的である。一方、ミリ波からの信号には、呼吸と鼓動による心拍成分が混合された信号が検出される。ミリ波は服を貫通し、実際の胸部表面の微弱な動きを検知できるため、呼吸と鼓動の成分が含まれることとなる。一方、呼吸に関しては、同じタイミングで同じ現象を、画像とミリ波という別のセンサ媒体で取得していることとなる。

30

【0258】

そこで、一方（例えばミリ波）を入力とし、他方（画像）を参照データとして適応フィルタを施すことで、同一成分（呼吸成分）は除去され、一方（ミリ波）にのみ存在する心拍成分が残ることとなる。このように適応フィルタによって得られた信号から、心拍タイミングを算出することとしてもよい。

40

【0259】

また、画像による呼吸成分から周波数を算出し、当該周波数を除去するノッチフィルタをミリ波信号に施し、得られた信号から心拍タイミングを算出することとしてもよい。

【0260】

日常環境下において、ミリ波により得られる信号は、呼吸と心拍とが混在する信号となるが、主に呼吸のみの信号、又は、周波数情報を画像から得ることにより、呼吸の影響を除去することができ、呼吸の影響を除去した信号から精度よく心拍タイミングを算出することが可能となる。

50

## 【0261】

また、提示部106に呼吸のタイミングに関する情報を提示し、ユーザに所定の呼吸を促すこととしてもよい。

## 【0262】

図32A及び図32Bは、本実施の形態における非接触血圧測定装置110Dによる呼吸のタイミングを促す第一の提示の説明図である。

## 【0263】

図32Aには「息を吸って下さい」と提示され、図32Bには「息を吐いて下さい」と提示されている。ユーザは、このような提示を見ながら提示されるタイミングで呼吸をすることで、血圧の測定が行われる。一方、心拍タイミング算出部104では、既知である、提示される呼吸タイミングに応じた信号が検出されると仮定し、呼吸の影響が少ない、息を吸う前後の区間や、吐き終える前後の区間を利用して心拍タイミングを算出することができる。

10

## 【0264】

なお、提示部106は、さらに、「3秒間息を止めてください」等、所定の区間、息を止めることを促すこととしてもよい。心拍タイミングの算出に適した呼吸をユーザに促すことで、より精度良い心拍タイミングの算出が可能となる。

## 【0265】

脈拍は通常、安静時に60から70拍あるため、約1秒に一回の割合で脈波伝播時間を計測できる。すなわち、理想的な状態においては、毎秒、連続的に血圧を測定することが可能になる。これにより、呼吸状態によって、血圧がどのように変化しているかを確認することができる。また、深呼吸等によって、どれくらい血圧が改善するかを視覚的に確認することができる。つまり、非接触血圧測定装置110Dは、短時間で1回の測定を完了し、また、測定を複数回連続的に行うことにより血圧の推移を測定することができるというメリットがある。

20

## 【0266】

(ミリ波の虚数空間での処理)

なお、実施の形態1におけるミリ波の信号処理については、位相変化をもとに心拍成分を得ていたが、これに限ったものではない。次のような信号処理を加えることで、よりSN比の高い、精度のよい心拍成分を抽出することとしてもよい。

30

## 【0267】

図26は、呼吸時の心拍成分であり、(式5)によって得られた距離をあらわしたものである。

## 【0268】

図33Aは、本実施の形態における心拍の時間変化を複素平面上で示した第一の模式図である。図33Aにおいて、呼吸時の心拍の動きを、距離に変換する前の、元の複素平面状でモデル化した模式図が示されている。

## 【0269】

反射波の振幅 $A(t)$ は、反射面の強度、大きさ又は形状に依存する。人の胸部からの反射とした場合、 $A(t)$ の大きさはほぼ一定であり、また呼吸にともなう変化もあまりないと考えられる。そのため、複素平面上で、ベクトルの大きさが振幅 $A$ をほぼ一定に保ったまま、ベクトルが所定の回転運動(弧を描き、往復する形)を行う(図33Aの(a))。一方、心臓が収縮・拡張することによって生じる変化は、呼吸の変化と比較して小さく、瞬時的であり、例えば(図33Aの(b))の $B(t)$ のように表れ、信号としてはこれらの加算ベクトルとしてのみ得られることとなる。そしてまた呼吸による動き(図33Aの(c))となる。すなわち、呼吸及び心拍の体動信号は、比較的定常な回転ベクトルと瞬時的なベクトルとが加算されたモデルとして考えることができる。

40

## 【0270】

そこで、例えば、所定の区間の同相成分、直交成分から、呼吸による成分を算出し、これを抑制することで、瞬時的な心拍を強調し、心拍成分をよりロバストに得ることとして

50

もよい。例えば、前後の所定の値（ $n$ とする）から平均して得られたベクトル長さ  $A'$  に対し、重み係数  $\alpha$  を掛け（式 8）、それを元のベクトルから減算することで（式 7）呼吸成分を抑制したベクトルが得られる。

【 0 2 7 1 】

【 数 7 】

$$A'(t) = A(t) - f(n, \alpha) \quad (\text{式 7})$$

【 数 8 】

10

$$f(n, \alpha) = \alpha \sum_{k=t-n/2}^{k=t+n/2} A(k) / n \quad (\text{式 8})$$

【 0 2 7 2 】

図 3 3 B の ( a ) は、呼吸成分を抑制した場合のベクトル運動を示した図である。図 3 3 A の ( a ) に対し、ベクトル長さが短い  $A'$  が、呼吸によって回転運動を示している。この際、心拍が生じた場合、瞬時的にベクトル  $B$  が表れることとなる（図 3 3 B の ( b )）。このようにして得られた複素平面上でのベクトルから位相を算出し、距離として算出しなおしたものが図 3 4 である。

20

【 0 2 7 3 】

図 3 4 は、本実施の形態における非接触血圧測定装置 1 1 0 D による脈波タイミングの算出の第三の説明図である。

【 0 2 7 4 】

複素ベクトル平面上では呼吸が強調され、位相の変化も強調されるので、図 3 4 では、図 2 6 と比較して心拍成分がより強調された信号が得られる。なお、上記手法に限ったものではなく、呼吸によるベクトル変化は、息を吸う際などの区間を用いたり、心拍が大きくえら得た直後の所定区間（この間は心拍成分がないと考えられる）を用いたりするなどして得ることとしてもよい。また、反射ノイズによる定常成分を除去し、円の中心を求め、シフトさせることとしてもよい。

30

【 0 2 7 5 】

（各実施の形態の変形例）

上記各実施の形態の非接触血圧測定装置は、以下のように表現することもできる。

【 0 2 7 6 】

すなわち、非接触血圧測定装置 1 1 0 E は、ユーザの肌が撮像された肌画像における時間変化する輝度がピークになる時刻を示す時刻情報を、脈波タイミングとして検出する脈波タイミング検出部 3 5 0 1 と、ユーザで反射した電波の信号から得られるユーザまでの時間変化する距離がピークになる時刻を示す時刻情報を、心拍タイミングとして検出する心拍タイミング検出部 3 5 0 2 と、脈波タイミングと心拍タイミングとの時間差に基づいて、ユーザの血圧を決定する血圧決定部 3 5 0 3 とを備える。

40

【 0 2 7 7 】

これにより、上記各実施の形態の非接触血圧測定装置と同様の効果を奏する。

【 0 2 7 8 】

また、本発明は、上記コンピュータプログラム又は上記デジタル信号を、電気通信回線、無線又は有線通信回線、インターネットを代表とするネットワーク等を経由して伝送するものとしてもよい。

【 0 2 7 9 】

また、本発明は、マイクロプロセッサとメモリを備えたコンピュータシステムであって、上記メモリは、上記コンピュータプログラムを記憶しており、上記マイクロプロセッサ

50

は、上記コンピュータプログラムに従って動作するとしてもよい。

【0280】

また、上記プログラム又は上記デジタル信号を上記記録媒体に記録して移送することにより、又は上記プログラム又は上記デジタル信号を、上記ネットワーク等を経由して移送することにより、独立した他のコンピュータシステムにより実施するとしてもよい。

【0281】

なお、上記各実施の形態において、各構成要素は、専用のハードウェアで構成されるか、各構成要素に適したソフトウェアプログラムを実行することによって実現されてもよい。各構成要素は、CPUまたはプロセッサなどのプログラム実行部が、ハードディスクまたは半導体メモリなどの記録媒体に記録されたソフトウェアプログラムを読み出して実行

10

【0282】

すなわち、このプログラムは、コンピュータに、ユーザの肌が撮像された肌画像を取得する画像取得ステップと、前記肌画像における時間変化する輝度がピークになる時刻を示す時刻情報を、脈波タイミングとして算出する脈波タイミング算出ステップと、前記ユーザで反射した電波の信号を取得する電波取得ステップと、前記電波取得ステップで取得した電波の信号から得られる前記ユーザまでの時間変化する距離がピークになる時刻を示す時刻情報を、心拍タイミングとして算出する心拍タイミング算出ステップと、前記脈波タイミングと前記心拍タイミングとの時間差に基づいて、前記ユーザの血圧を決定する血圧

20

【0283】

さらに、上記実施の形態及び上記変形例をそれぞれ組み合わせるとしてもよい。

【0284】

本開示において、ユニット、デバイスの全部又は一部、又はブロック図の機能ブロックの全部又は一部は、半導体装置、半導体集積回路(IC)、又はLSI(large scale integration)を含む一つ又は一つ以上の電子回路によって実行されてもよい。LSI又はICは、一つのチップに集積されてもよいし、複数のチップを組み合わせる構成されてもよい。例えば、記憶素子以外の機能ブロックは、一つのチップに集積されてもよい。ここでは、LSIやICと呼んでいるが、集積の度合いによって呼び方が変わり、システムLSI、VLSI(very large scale integration)、若しくはULSI(ultra large scale integration)と呼ばれるかもしれない。LSIの製造後にプログラムされる、Field Programmable Gate Array(FPGA)、又はLSI内部の接合関係の再構成又はLSI内部の回路区画のセットアップができるreconfigurable logic deviceも同じ目的で使うことができる。

30

【0285】

さらに、ユニット、装置、又は装置の一部の、全部又は一部の機能又は操作は、ソフトウェア処理によって実行することが可能である。この場合、ソフトウェアは一つ又は一つ以上のROM、光学ディスク、ハードディスクドライブ、などの非一時的記録媒体に記録され、ソフトウェアが、処理装置(processor)によって実行された場合に、ソフトウェアは、ソフトウェア内の特定の機能を、処理装置(processor)と周辺のデバイスに実行させる。システム又は装置は、ソフトウェアが記録されている一つ又は一つ以上の非一時的記録媒体、処理装置(processor)、及び必要とされるハードウェアデバイス、例えばインターフェース、を備えていてもよい。

40

【0286】

今回開示された実施の形態は全ての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味及び範囲内での全ての変更が含まれることが意図される。

【産業上の利用可能性】

【0287】

50

本発明は、特に、非接触血圧測定装置等に利用可能である。

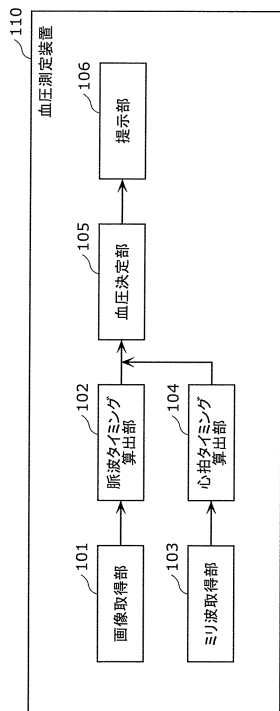
【符号の説明】

【 0 2 8 8 】

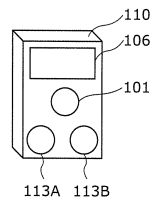
- 1 0 1 画像取得部
- 1 0 2 脈波タイミング算出部
- 1 0 3 ミリ波取得部
- 1 0 4 心拍タイミング算出部
- 1 0 5、3 5 0 3 血圧決定部
- 1 0 6、1 0 6 A 提示部
- 1 0 7 モデル蓄積部
- 1 0 8 脈波成分領域特定部
- 1 0 9 胸部領域特定部
- 1 1 0、1 1 0 A、1 1 0 B、1 1 0 C、1 1 0 D、1 1 0 E 非接触血圧測定装置
- 1 1 1 呼吸成分算出部
- 1 1 3 A 送信部
- 1 1 3 B 受信部
- 1 1 4 操作ボタン
- 3 5 0 1 脈波タイミング検出部
- 3 5 0 2 心拍タイミング検出部

10

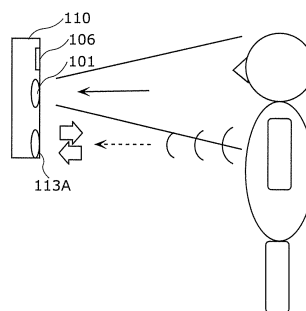
【 図 1 】



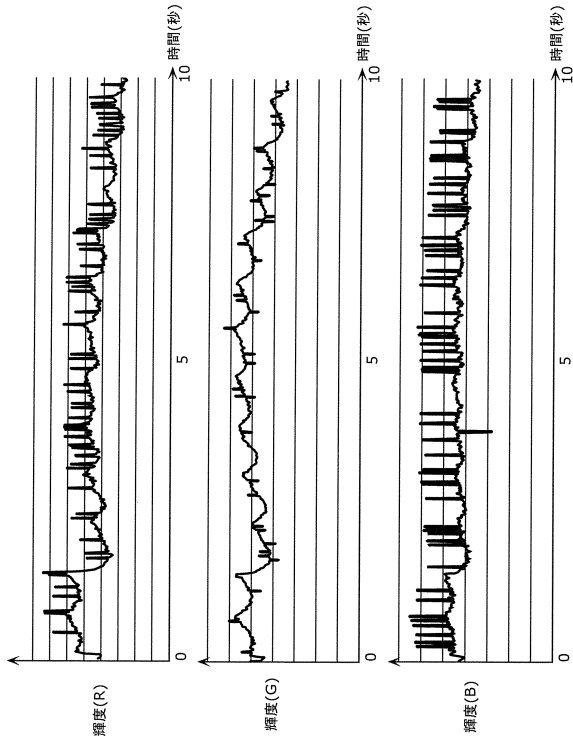
【 図 2 A 】



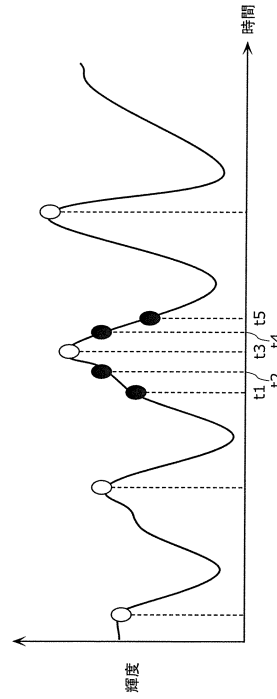
【 図 2 B 】



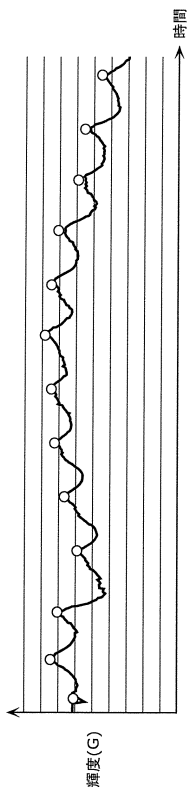
【図3】



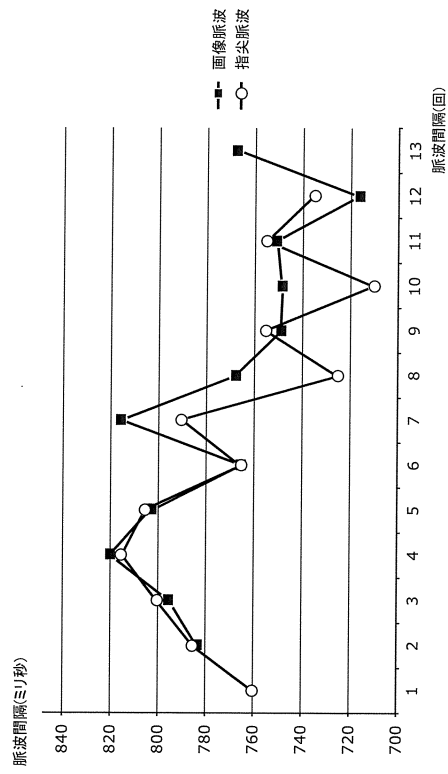
【図4A】



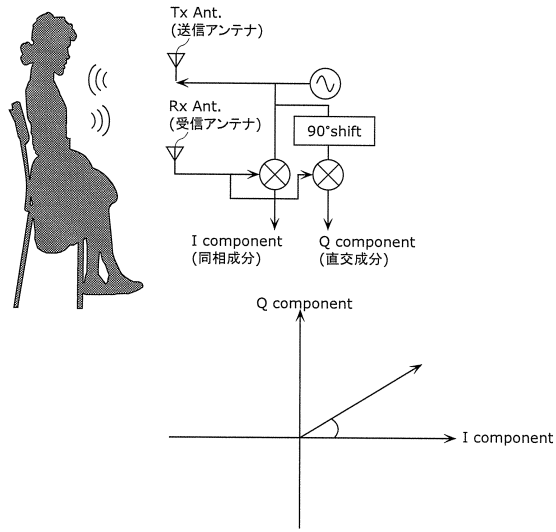
【図4B】



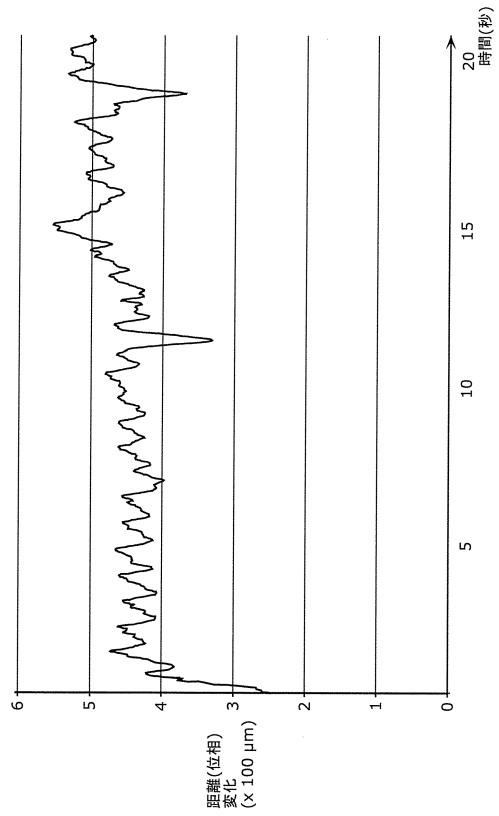
【図5】



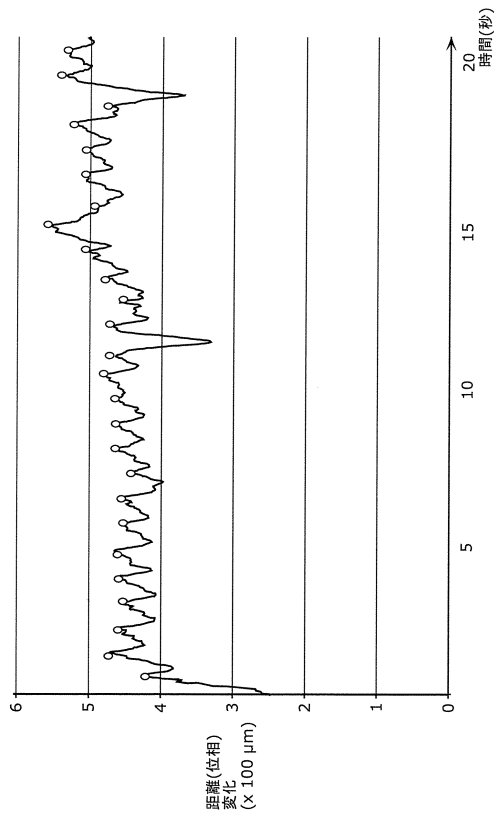
【図 6 A】



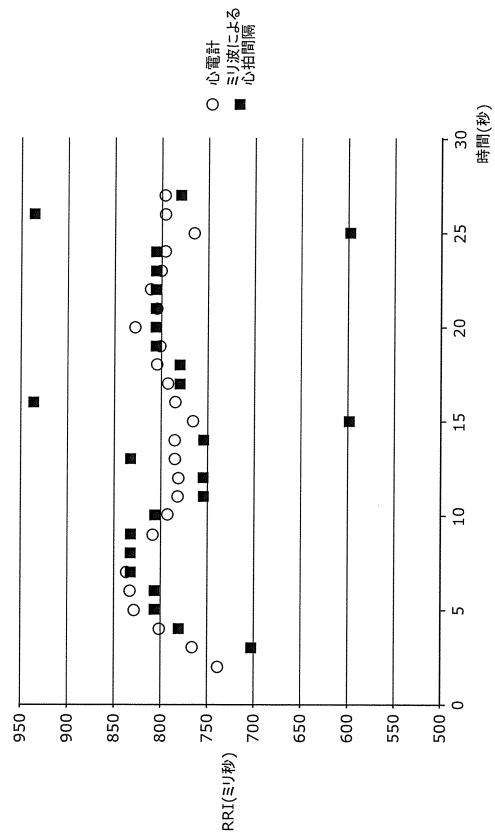
【図 6 B】



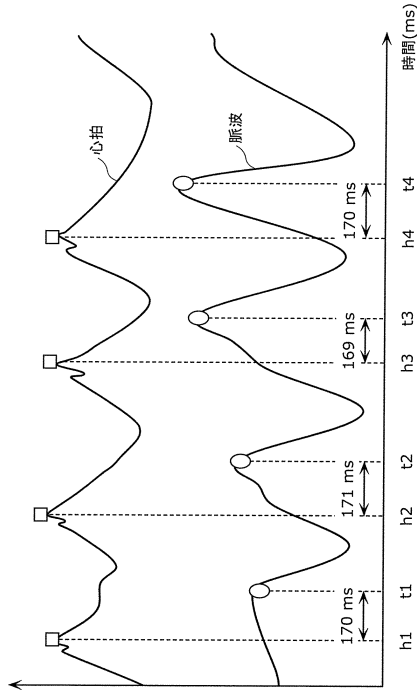
【図 7】



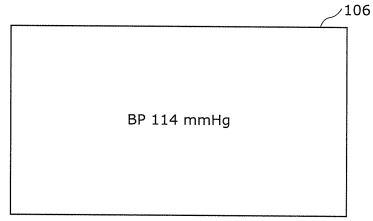
【図 8】



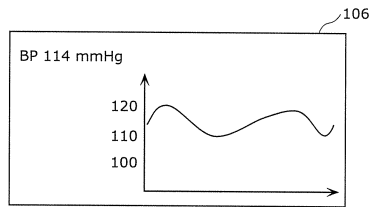
【図9】



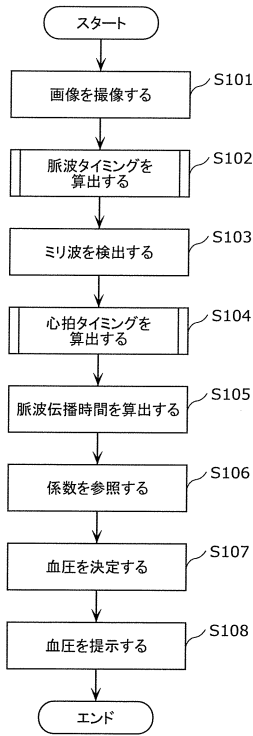
【図10A】



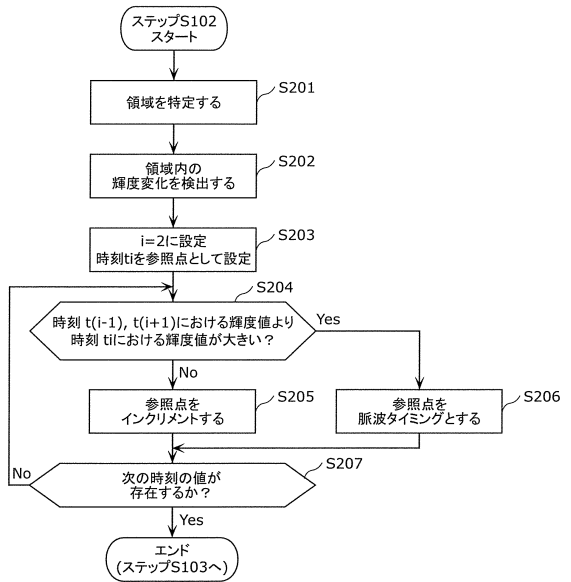
【図10B】



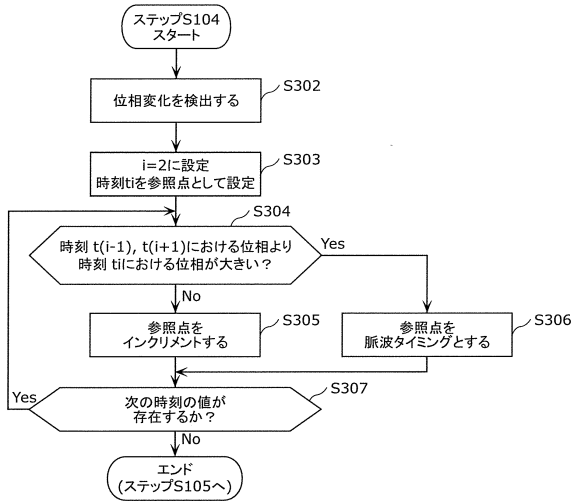
【図11】



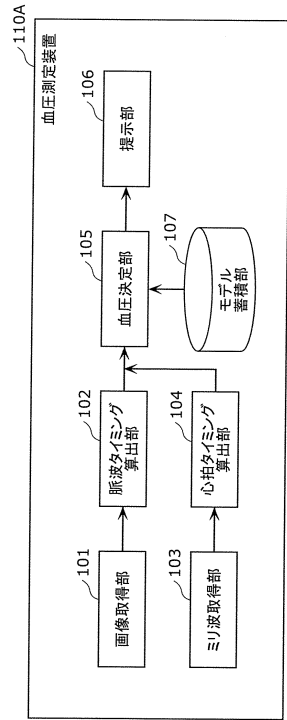
【図12】



【図13】



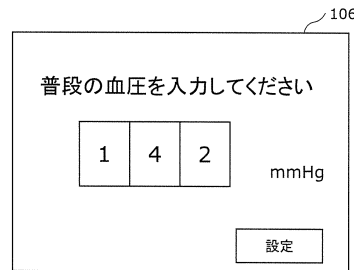
【図14】



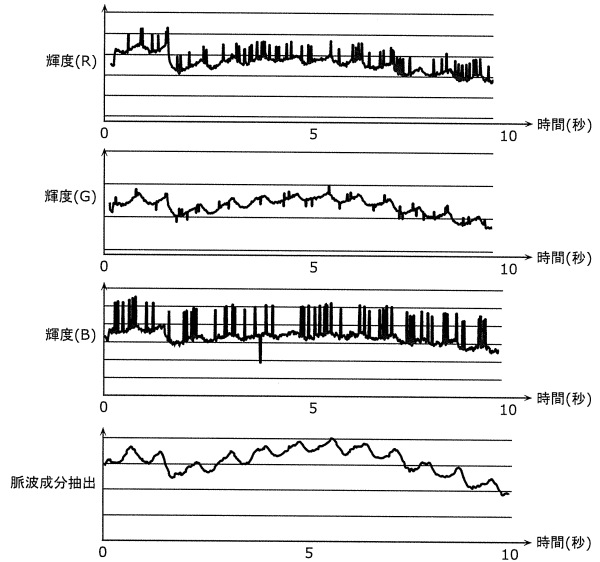
【図15】

	係数β	
	250	
	280	
	..	
ユーザタイプ	係数α	
標準 (~ 139 mmHg)	-0.8	
高血圧 (140 mmHg ~ 159 mmHg)	-0.9	
..	..	

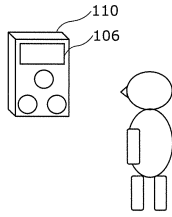
【図16】



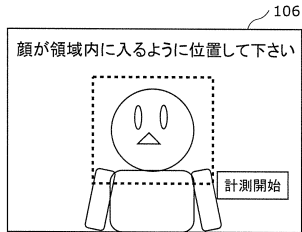
【図17】



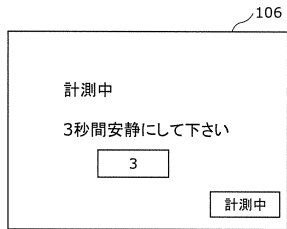
【図18A】



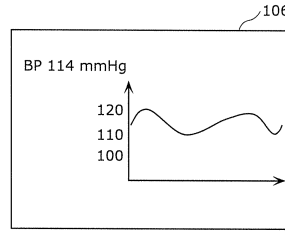
【図18B】



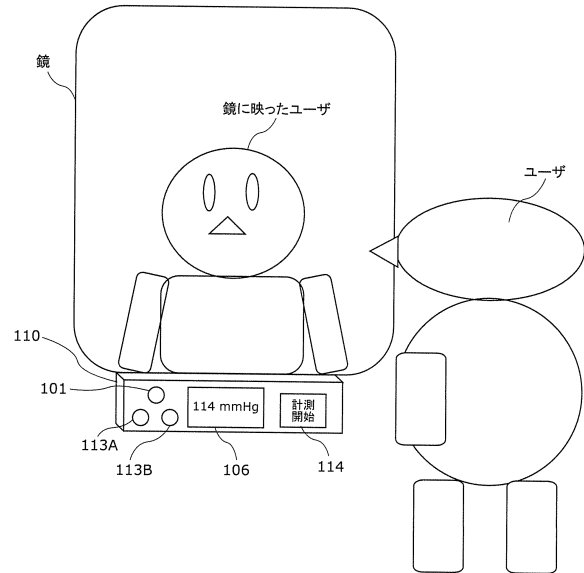
【図18C】



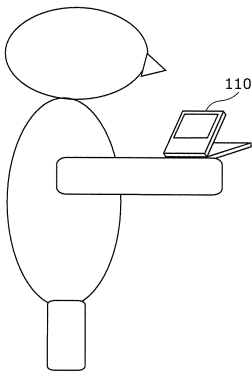
【図18D】



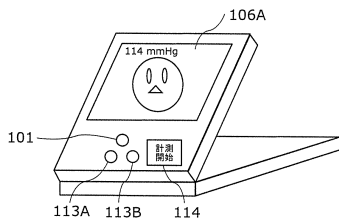
【図19】



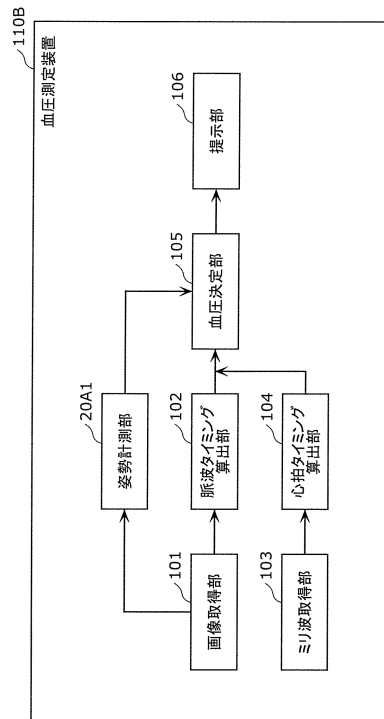
【図20A】



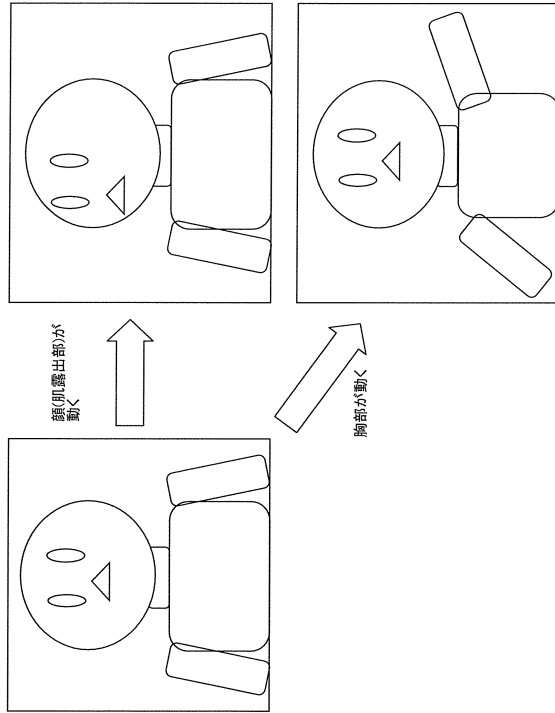
【図20B】



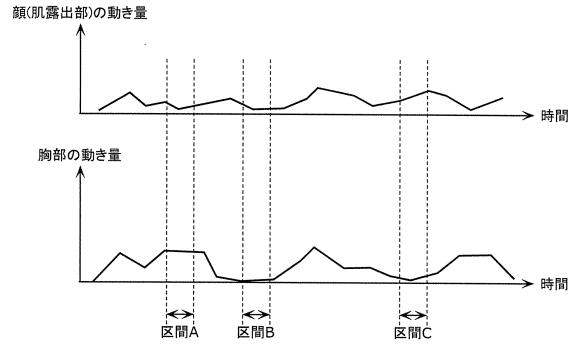
【図20C】



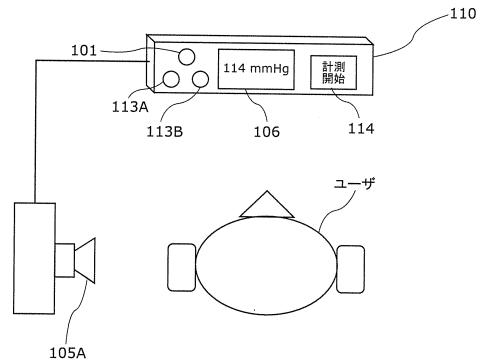
【図20D】



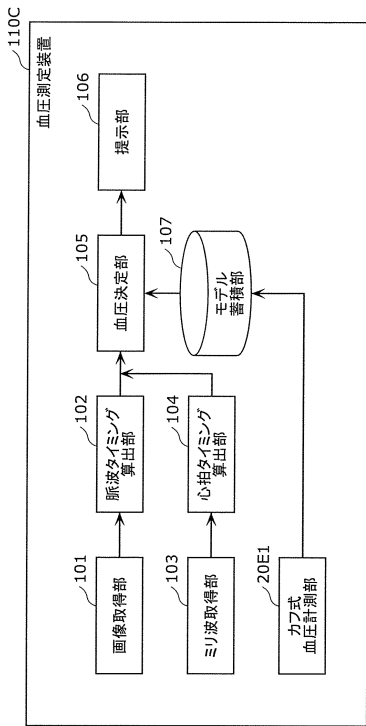
【図20E】



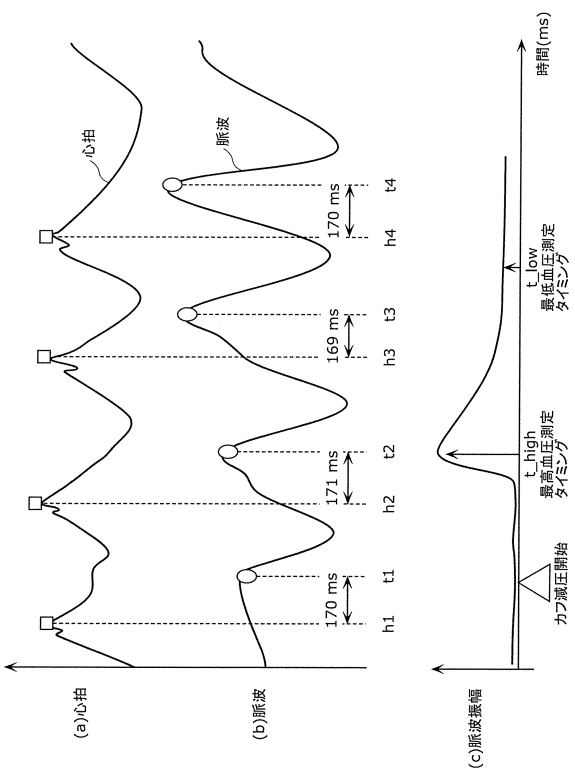
【図20F】



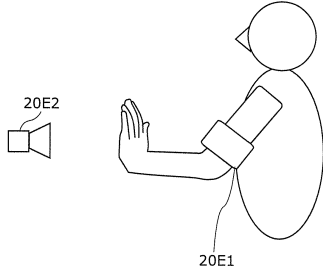
【図20G】



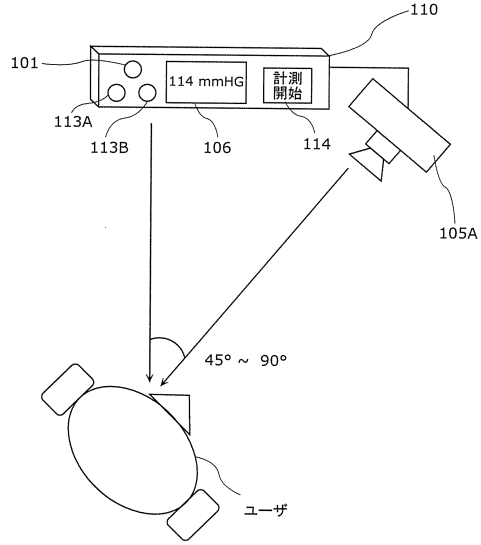
【図20H】



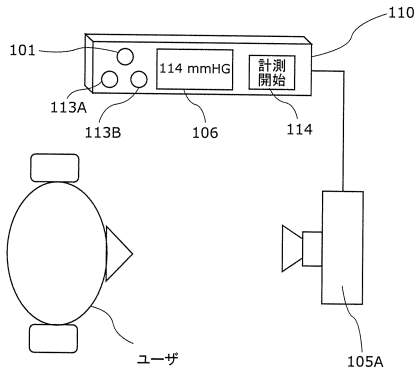
【図20I】



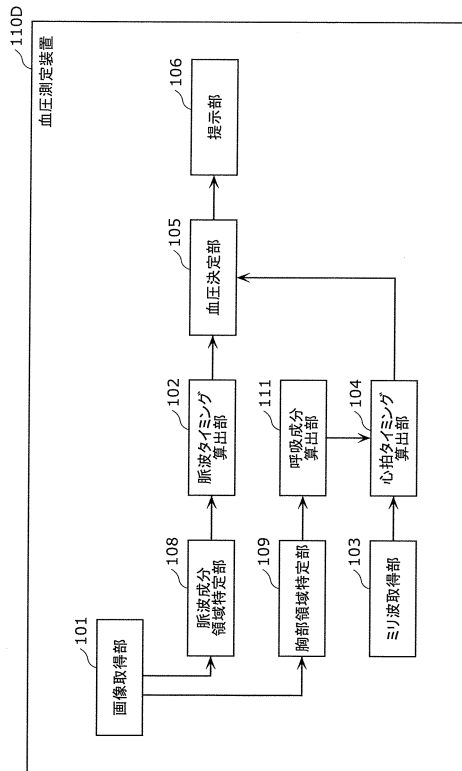
【図20K】



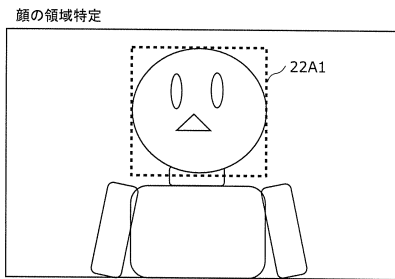
【図20J】



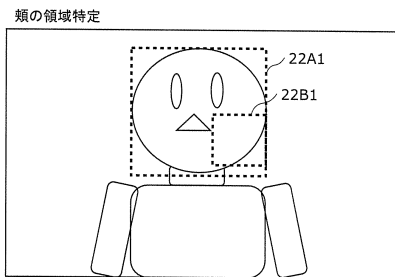
【図21】



【図22A】

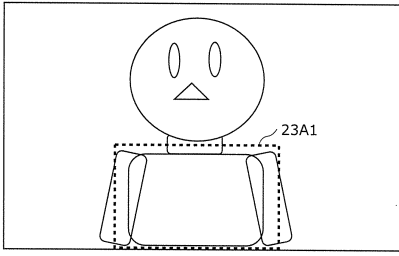


【図22B】



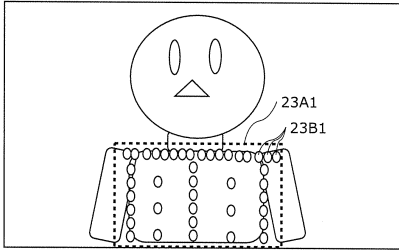
【図23A】

胸部領域の特定

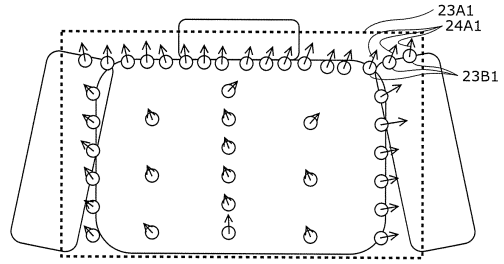


【図23B】

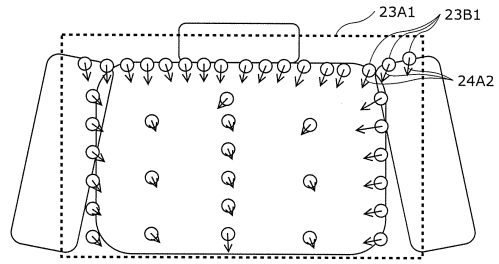
特徴点の特定



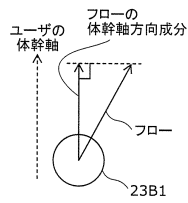
【図24A】



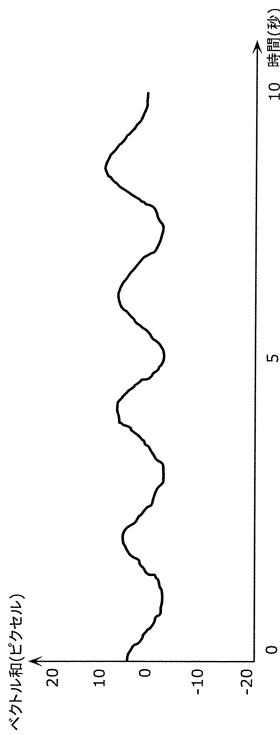
【図24B】



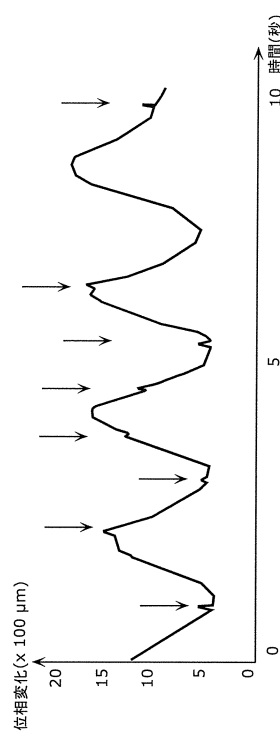
【図24C】



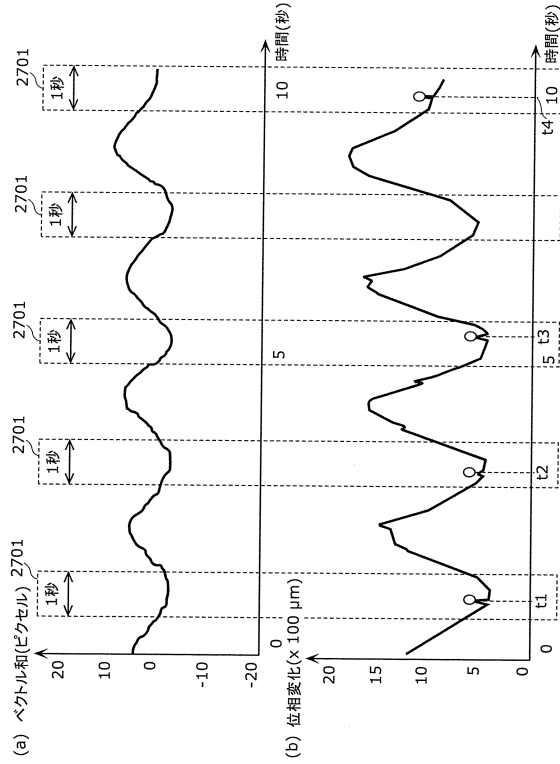
【図25】



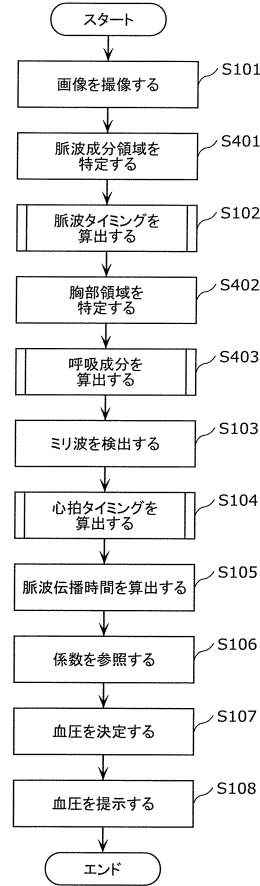
【図26】



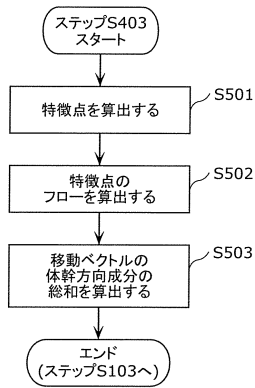
【図27】



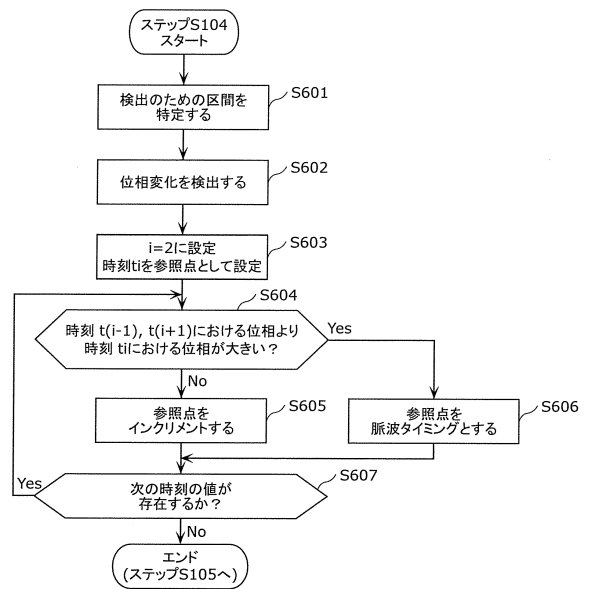
【図28】



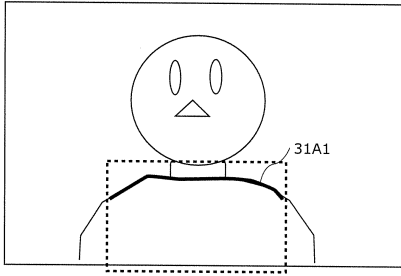
【図29】



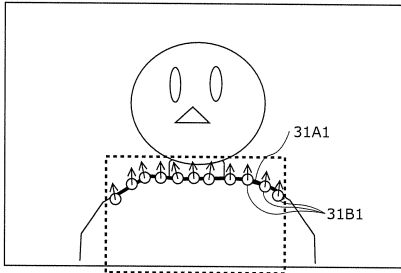
【図30】



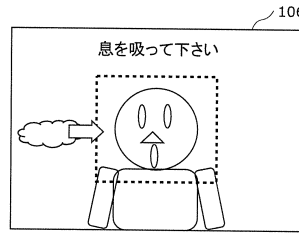
【図 3 1 A】



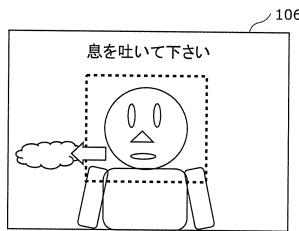
【図 3 1 B】



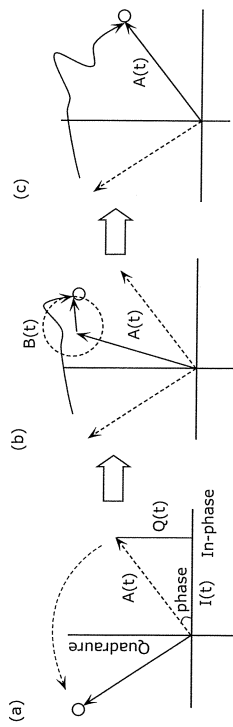
【図 3 2 A】



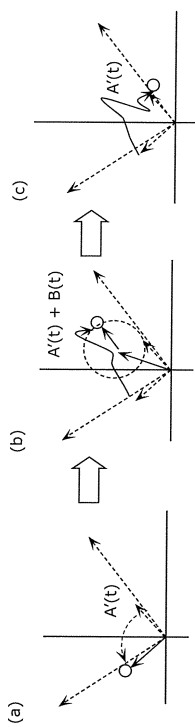
【図 3 2 B】



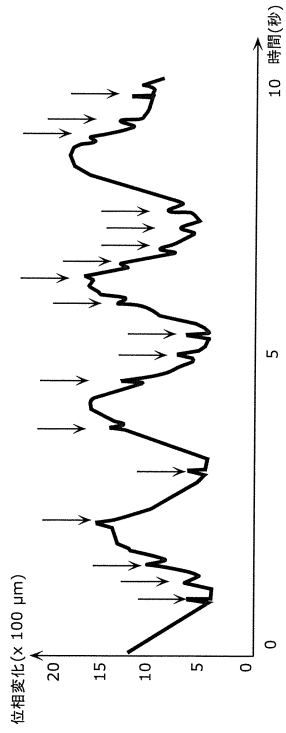
【図 3 3 A】



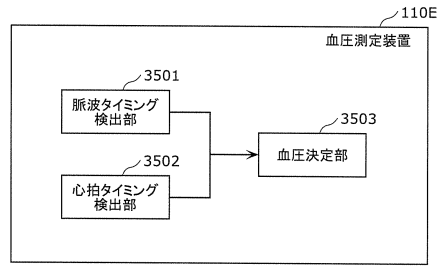
【図 3 3 B】



【図34】



【図35】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
A 6 1 B 5/00 M  
A 6 1 B 5/022 Z D M

審査官 高松 大

(56)参考文献 特開2005-270570(JP,A)  
特表2014-529797(JP,A)  
特開2014-188237(JP,A)  
国際公開第2013/093690(WO,A1)  
米国特許出願公開第2014/0358017(US,A1)  
特開2011-050438(JP,A)  
特開2009-232897(JP,A)  
国際公開第2005/112764(WO,A1)  
実開平02-111404(JP,U)  
特開2009-226192(JP,A)  
特開平11-276448(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 5 / 0 2 2  
A 6 1 B 5 / 0 0  
A 6 1 B 5 / 0 2  
A 6 1 B 5 / 1 0 7

专利名称(译)	非接触式血压测量装置和非接触式血压测量方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP6493680B2</a>	公开(公告)日	2019-04-03
申请号	JP2015197233	申请日	2015-10-02
申请(专利权)人(译)	松下IP管理有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下IP管理有限公司		
[标]发明人	吉岡元貴 小澤順		
发明人	吉岡 元貴 小澤 順		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/02 A61B5/107 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0064 A61B5/0082 A61B5/02108 A61B5/022 A61B5/024 A61B5/0507 A61B5/11 A61B5/1113 A61B5/113 A61B5/7278 G01S13/88		
FI分类号	A61B5/022.Z A61B5/022.400.Z A61B5/022.400.E A61B5/02.B A61B5/107.300 A61B5/00.M A61B5/022.ZDM A61B5/02.630.Z A61B5/02.634.E A61B5/02.634.Z A61B5/10.300.D		
F-TERM分类号	4C017/AA01 4C017/AA09 4C017/AA10 4C017/AC26 4C017/AC40 4C017/BB12 4C017/BC11 4C038 /VA04 4C038/VB03 4C038/VC05		
代理人(译)	新居 広守 荣作Teratani Dozaka真一		
优先权	2014208206 2014-10-09 JP		
其他公开文献	JP2016077890A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

**摘要(译)**  
 本发明的目的是在不接触的情况下测量血压。非接触式血压测量装置(110)使用图像获取单元(101)计算皮肤图像的亮度的时间变化,以获取用户皮肤的皮肤图像和皮肤图像,脉搏定时计算单元102,其计算指示亮度在变化中达到峰值的时间的时间信息,以及毫米波获取单元,其获取由接收天线接收的用户反射的无线电波信号。使用由毫米波获取单元103获取的无线电波信号和指示距离在距离的时间变化中达到峰值的时间的时间信息103来计算用户和接收天线之间的距离的时间变化,它包括作为定时计算的心跳定时计算单元104,以及基于脉搏波定时和心跳定时之间的时间差确定用户血压的血压确定单元105。[选图]图1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6493680号 (P6493680)
(45) 発行日 平成31年4月3日 (2019. 4. 3)	(24) 登録日 平成31年3月15日 (2019. 3. 15)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 5 / 0 2 2 ( 2 0 0 6 . 0 1 )	A 6 1 B 5 / 0 2 2 Z	
A 6 1 B 5 / 0 2 ( 2 0 0 6 . 0 1 )	A 6 1 B 5 / 0 2 2 4 0 0 Z	
A 6 1 B 5 / 1 0 7 ( 2 0 0 6 . 0 1 )	A 6 1 B 5 / 0 2 2 4 0 0 E	
A 6 1 B 5 / 0 0 ( 2 0 0 6 . 0 1 )	A 6 1 B 5 / 0 2 B	
	A 6 1 B 5 / 1 0 7 3 0 0	
	請求項の数 20 (全 49 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号 特願2015-197233 (P2015-197233)	(73) 特許権者 314012076	
(22) 出願日 平成27年10月2日 (2015. 10. 2)	パナソニックIPマネジメント株式会社	
(65) 公開番号 特開2016-77890 (P2016-77890A)	大阪府大阪市中央区城見2丁目1番61号	
(43) 公開日 平成28年5月16日 (2016. 5. 16)	(74) 代理人 100109210	
審査請求日 平成30年4月12日 (2018. 4. 12)	弁理士 新居 広守	
(31) 優先権主張番号 特願2014-208206 (P2014-208206)	(74) 代理人 100137235	
(32) 優先日 平成26年10月9日 (2014. 10. 9)	弁理士 寺谷 英作	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100131417	
	弁理士 道坂 伸一	
	(72) 発明者 吉岡 元貴	
	大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内	
	(72) 発明者 小澤 順	
	大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 非接触式血压測定装置、及び、非接触式血压測定方法