

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6180604号  
(P6180604)

(45) 発行日 平成29年8月16日(2017.8.16)

(24) 登録日 平成29年7月28日(2017.7.28)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>H04M</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>H04M</b>	<b>1/00</b>	<b>R</b>
<b>A61B</b>	<b>5/02</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A61B</b>	<b>5/02</b>	<b>310Z</b>
<b>A61B</b>	<b>5/022</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A61B</b>	<b>5/02</b>	<b>634E</b>
<b>A61B</b>	<b>5/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A61B</b>	<b>5/00</b>	<b>L</b>

請求項の数 8 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2016-195664 (P2016-195664)	(73) 特許権者	000006633
(22) 出願日	平成28年10月3日(2016.10.3)		京セラ株式会社
(62) 分割の表示	特願2015-512493 (P2015-512493) の分割		京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地
原出願日	平成26年4月15日(2014.4.15)	(74) 代理人	110001416
(65) 公開番号	特開2017-22777 (P2017-22777A)		特許業務法人 信栄特許事務所
(43) 公開日	平成29年1月26日(2017.1.26)	(72) 発明者	安島 弘美
審査請求日	平成28年10月20日(2016.10.20)		京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地
(31) 優先権主張番号	特願2013-85964 (P2013-85964)		京セラ株式会社内
(32) 優先日	平成25年4月16日(2013.4.16)	審査官	樋熊 政一
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		
(31) 優先権主張番号	特願2013-177107 (P2013-177107)		
(32) 優先日	平成25年8月28日(2013.8.28)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 機器、機器の制御方法および制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

角速度を検出する角速度センサと、前記検出された角速度に基づいて利用者のバイタルサインを算出するコントローラと、を備える機器であって、

前記角速度センサは、前記機器の所定の面内の一部を利用者の被測定部位に接触させ、前記所定の面内の他の部分を前記利用者に接触させないで立て掛けた状態における前記機器自身の動きを角速度として検出する、機器。

【請求項2】

前記機器は、タッチスクリーンディスプレイを含む第1面と、前記第1面に対向する第2面とを備え、

前記角速度センサは、前記第2面内の一部を利用者の部位に接触させた状態における前記機器自身の動きを角速度として検出する、請求項1に記載の機器。

【請求項3】

前記コントローラは、前記タッチスクリーンディスプレイに対する所定の操作に基づいて、前記バイタルサインの測定を開始する、請求項2に記載の機器。

【請求項4】

前記角速度センサは、利用者の脈動に伴う連続的な角速度を検出し、  
前記コントローラは、前記角速度センサが検出した連続的な角速度に基づいて、利用者の連続的なバイタルサインを算出する、請求項1から3のいずれか1項に記載の機器。

【請求項5】

前記コントローラは、前記バイタルサインとして血圧、脈圧、脈拍、脈波、または脈動に伴う変位量を算出する、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の機器。

【請求項 6】

角速度センサとコントローラとからなる機器の制御方法であって、

前記角速度センサは、前記機器の所定の面内の一部を利用者の部位に接触させ、前記所定の面内の他の部分を前記利用者の部位に接触させないで立て掛けた状態における前記機器自身の動きを角速度として検出し、

前記コントローラは、前記検出された角速度に基づいて利用者のバイタルサインを算出する機器の制御方法。

【請求項 7】

角速度センサとコントローラとからなる機器の制御プログラムであって、

前記角速度センサは、前記機器の所定の面内の一部を利用者の部位に接触させ、前記所定の面内の他の部分を前記利用者の部位に接触させないで立て掛けた状態における前記機器自身の動きを角速度として検出し、

前記コントローラは、前記検出された角速度に基づいて利用者のバイタルサインを算出する制御プログラム。

【請求項 8】

角速度を検出する角速度センサと、前記検出された角速度に基づいて利用者のバイタルサインを算出するコントローラと、前記角速度センサを搭載した筐体と、を備える機器であって、

前記筐体の所定の部分を利用者の被測定部位に接触させ、且つ、前記筐体の他方の部分を前記筐体とは連動して動かない載置面に接触させて、前記筐体に生じる動きを角速度として検出する、機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、機器、機器の制御方法および制御プログラム、ならびにシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

加速度センサを備える装置が知られている。加速度センサを備える装置には、例えば、スマートフォンおよび携帯電話が含まれる。加速度センサを備える装置では、検出した加速度が種々の制御に用いられている。検出した加速度を、落下時の状態制御に用いる例が、特許文献 1 に記載されている。特許文献 1 に記載された携帯電話を含む従来の携帯電話では、加速度センサが携帯電話自体の状態検出に用いられていた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】日本国特開 2006 - 107657 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、備えられたモーションセンサを活用することができる機器、制御方法、および制御プログラム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】

本発明の実施形態に係る機器は、モーションファクタを検出するモーションセンサと、前記モーションセンサが検出するモーションファクタをセルフコントロールファクタとして処理するコントローラと、を備え、前記コントローラは、利用者のバイタルサインファクタとして、前記モーションセンサが検出するモーションファクタを処理する。

【0006】

10

20

30

40

50

本発明の実施形態に係る機器は、加速度および角速度の少なくとも一方を検出するモーションセンサと、前記モーションセンサが検出するモーションファクタをセルフコントロールファクタとして処理するコントローラと、を備え、前記コントローラは、利用者のバイタルサインファクタとして、前記モーションセンサが検出するモーションファクタを処理する。

【0007】

本発明の実施形態に係る機器は、前記機器を利用者の部位に当てた際にモーションセンサが検出するモーションファクタを、当該利用者のバイタルサインファクタとして処理するコントローラを備える。

【0008】

本発明の実施形態に係る機器は、前記機器を利用者の橈骨動脈に当てた際にモーションセンサが検出するモーションファクタを、当該利用者のバイタルサインとして処理するコントローラを備える。

【0009】

本発明の実施形態に係る機器は、モーションセンサで連続して検出されたモーションファクタを、連続したバイタルサインファクタとして処理するコントローラを備える。

【0010】

本発明の実施形態に係る機器は、モーションセンサで検出されたモーションファクタから利用者の脈力、血圧、脈圧、脈拍、または脈動に伴う変位量を算出するコントローラを備える。

【0011】

本発明の実施形態に係る機器は、モーションセンサで検出されたモーションファクタから利用者の脈圧と脈動に伴う変位量とを算出し、前記算出された脈圧と前記算出された脈動に伴う変位量とに基づいて、利用者の血管の粘弾性を推定するコントローラを備える。

【0012】

本発明の実施形態に係る機器は、血流開放後の時間と当該血流開放後の時間に対応するバイタルサインとの関係に基づいて、利用者の血管の粘弾性を推定するコントローラを備える。

【0013】

本発明の実施形態に係る機器において、前記血流開放後の時間に対応するバイタルサインは、利用者の脈拍毎の最大血圧、最大脈力、最大脈圧、または脈動に伴う最大変位量である。

【0014】

本発明の実施形態に係る機器は、モーションファクタから算出された第1の指標と、該第1の指標に対応し脈波の反射現象に応じた第2の指標と、からなる複数の組から回帰直線を推定し、該推定された回帰直線の傾きから、利用者の血圧反射機能を推定するコントローラを備える。

【0015】

本発明の実施形態に係る機器の制御方法は、モーションファクタを検出するモーションセンサ、および、前記モーションセンサが検出するモーションファクタをセルフコントロールファクタとして処理するコントローラを備える機器の制御方法であって、利用者のバイタルサインファクタとして、前記モーションセンサが検出するモーションファクタを前記コントローラに処理させる。

【0016】

本発明の実施形態に係る機器の制御方法は、加速度および角速度の少なくとも一方を検出するモーションセンサ、および、前記モーションセンサが検出するモーションファクタをセルフコントロールファクタとして処理するコントローラを備える機器の制御方法であって、利用者のバイタルサインファクタとして、前記モーションセンサが検出するモーションファクタを前記コントローラに処理させる。

【0017】

本発明の実施形態に係る機器の制御プログラムは、モーションファクタを検出するモーションセンサ、および、前記モーションセンサが検出するモーションファクタをセルフコントロールファクタとして処理するコントローラを備える機器の制御プログラムであって、利用者のバイタルサインファクタとして、前記モーションセンサが検出するモーションファクタを前記コントローラに処理させる。

【0018】

本発明の実施形態に係る機器の制御プログラムは、加速度および角速度の少なくとも一方を検出するモーションセンサ、および、前記モーションセンサが検出するモーションファクタをセルフコントロールファクタとして処理するコントローラを備える機器の制御プログラムであって、利用者のバイタルサインファクタとして、前記モーションセンサが検出するモーションファクタを前記コントローラに処理させる。

10

【0019】

本発明の実施形態に係る機器は、角速度センサが検出する角速度に基づいて利用者の脈力を算出するコントローラを備える。

【0020】

本発明の実施形態に係る機器は、角速度センサで利用者の脈動に伴う連続的な角速度を検出し、前記角速度センサが検出した連続的な角速度に基づいて、利用者の連続的な脈力を算出するコントローラを備える。

【0021】

本発明の実施形態に係る機器は、角速度センサで検出された角速度から利用者の血圧、脈圧、脈拍、または脈動に伴う変位量を算出するコントローラを備える。

20

【0022】

本発明の実施形態に係る機器は、角速度センサで検出された角速度から利用者の脈圧と脈動に伴う変位量とを算出し、前記算出された脈圧と前記算出された脈動に伴う変位量とに基づいて、利用者の血管の粘弾性を推定するコントローラを備える。

【0023】

本発明の実施形態に係る機器は、血流開放後の時間と当該血流開放後の時間に対応するバイタルサインとの関係に基づいて、利用者の血管の粘弾性を推定するコントローラを備える。

【0024】

本発明の実施形態に係る機器において、血流開放後の時間に対応するバイタルサインは、利用者の脈拍毎の最大血圧、最大脈力、最大脈圧、または脈動に伴う最大変位量である。

30

【0025】

本発明の実施形態に係る機器は、検出された角速度に基づいて算出された第1の指標と、該第1の指標に対応し脈波の反射現象に応じた第2の指標と、からなる複数の組から回帰直線を推定し、該推定された回帰直線の傾きから、利用者の血圧反射機能を推定するコントローラを備える。

【0026】

本発明の実施形態に係る機器の制御方法は、角速度センサが検出する角速度に基づいて利用者の脈力を算出する。

40

【0027】

本発明の実施形態に係る機器の制御プログラムは、角速度センサが検出する角速度に基づいて利用者の脈力を算出する。

【0028】

本発明の実施形態に係る機器は、利用者の脈動に伴う連続的な加速度を検出する加速度センサと、前記加速度センサの検出した連続的な加速度に基づいて、利用者の連続的な脈力を算出するコントローラと、を備える。

【0029】

本発明の実施形態に係る機器は、加速度センサで検出された加速度から利用者の血圧、

50

脈圧、脈拍、または脈動に伴う変位量を算出するコントローラを備える。

【0030】

本発明の実施形態に係る機器は、加速度センサで検出された加速度から利用者の脈圧と脈動に伴う変位量とを算出し、前記算出された脈圧と前記算出された脈動に伴う変位量とに基づいて、利用者の血管の粘弾性を推定するコントローラを備える。

【0031】

本発明の実施形態に係る機器は、血流開放後の時間と当該血流開放後の時間に対応するバイタルサインとの関係に基づいて、利用者の血管の粘弾性を推定するコントローラを備える。

【0032】

本発明の実施形態に係る機器において、血流開放後の時間に対応するバイタルサインは、利用者の脈拍毎の最大血圧、最大脈圧、最大脈圧、または脈動に伴う最大変位量である。

【0033】

本発明の実施形態に係る機器は、検出された加速度に基づいて算出された第1の指標と、該第1の指標に対応し脈波の反射現象に応じた第2の指標と、からなる複数の組から回帰直線を推定し、該推定された回帰直線の傾きから利用者の血圧反射機能を推定するコントローラを備える。

【0034】

本発明の実施形態に係るシステムは、利用者の脈動に伴う連続的な加速度を検出する加速度センサと、前記加速度センサの検出した連続的な加速度に基づいて連続脈力を算出するコントローラと、を含む。

【0035】

本発明の実施形態に係るシステムは、加速度センサで検出された連続的な加速度から利用者の連続血圧を算出するコントローラを含む。

【0036】

本発明の実施形態に係る機器の制御方法は、加速度センサによって検出された連続的な加速度に基づいて、利用者の連続脈力を算出する。

【0037】

本発明の実施形態に係る機器の制御プログラムは、加速度センサによって検出された連続的な加速度に基づいて、利用者の連続脈力を算出する。

【0038】

本発明によれば、機器が備えるモーションセンサを活用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】図1は、実施形態に係るスマートフォンの外観を示す斜視概略図である。

【図2】図2は、実施形態に係るスマートフォンの外観を示す正面概略図である。

【図3】図3は、実施形態に係るスマートフォンの外観を示す背面概略図である。

【図4】図4は、ホーム画面の一例を示す図である。

【図5】図5は、実施形態に係るスマートフォンの機能を示すブロック概略図である。

【図6】図6は、実施形態に係るスマートフォンが行う制御フローの一例を示す図である。

。

【図7】図7は、実施形態に係るスマートフォンのアプリケーションの実行画面の例を示す図である。

【図8】図8は、実施形態に係るスマートフォンのアプリケーションの実行画面の例を示す図である。

【図9】図9は、実施形態に係るスマートフォンにベルトを取り付けた例を示す概略図である。

【図10】図10は、実施形態に係るスマートフォンによって、バイタルサインを測定する際の第1の例を示す概略図である。

10

20

30

40

50

【図 1 1】図 1 1 は、実施形態に係るスマートフォンによって、バイタルサインを測定した際の概略波形を示す図である。

【図 1 2】図 1 2 は、実施形態に係るスマートフォンによって、バイタルサインを測定する際の第 2 の例を示す概略図である。

【図 1 3】図 1 3 は、図 1 2 に示した第 2 の例を x 軸方向から視した概略図である。

【図 1 4】図 1 4 は、算出された連続血圧を示す図である。

【図 1 5】図 1 5 は、第 2 実施形態に係るスマートフォンが行う制御フローの一例を示す図である。

【図 1 6】図 1 6 ( A ) と図 1 6 ( B ) は、算出された脈動に伴う変動と、算出された連続血圧とを示す図である。

【図 1 7】図 1 7 は、脈圧と、A I との関係を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0040】

本発明を実施するための実施形態を、図面を参照しつつ詳細に説明する。以下では、機器の一例として、スマートフォンについて説明する。

【0041】

図 1 から図 3 を参照しながら、実施形態に係るスマートフォン 1 の外観について説明する。図 1 から図 3 に示すように、スマートフォン 1 は、ハウジング 2 0 を有する。ハウジング 2 0 は、フロントフェイス 1 A と、バックフェイス 1 B と、サイドフェイス 1 C 1 ~ 1 C 4 とを有する。フロントフェイス 1 A は、ハウジング 2 0 の正面である。バックフェイス 1 B は、ハウジング 2 0 の背面である。サイドフェイス 1 C 1 ~ 1 C 4 は、フロントフェイス 1 A とバックフェイス 1 B とを接続する側面である。以下では、サイドフェイス 1 C 1 ~ 1 C 4 を、どの面であるかを特定することなく、サイドフェイス 1 C と総称することがある。

【0042】

スマートフォン 1 は、タッチスクリーンディスプレイ 2 と、ボタン 3 A ~ 3 C と、照度センサ 4 と、近接センサ 5 と、レシーバ 7 と、マイク 8 と、カメラ 1 2 とをフロントフェイス 1 A に有する。スマートフォン 1 は、カメラ 1 3 をバックフェイス 1 B に有する。スマートフォン 1 は、ボタン 3 D ~ 3 F と、コネクタ 1 4 とをサイドフェイス 1 C に有する。以下では、ボタン 3 A ~ 3 F を、どのボタンであるかを特定することなく、ボタン 3 と総称することがある。

【0043】

タッチスクリーンディスプレイ 2 は、ディスプレイ 2 A と、タッチスクリーン 2 B とを有する。ディスプレイ 2 A は、液晶ディスプレイ (Liquid Crystal Display)、有機 E L パネル (Organic Electro-Luminescence panel)、又は無機 E L パネル (Inorganic Electro-Luminescence panel) 等の表示デバイスを備える。ディスプレイ 2 A は、文字、画像、記号又は図形等を表示する。

【0044】

タッチスクリーン 2 B は、タッチスクリーン 2 B に対する指、又はスタイラスペン等の接触を検出する。タッチスクリーン 2 B は、複数の指、又はスタイラスペン等がタッチスクリーン 2 B に接触した位置を検出することができる。

【0045】

タッチスクリーン 2 B の検出方式は、静電容量方式、抵抗膜方式、表面弾性波方式 (又は超音波方式)、赤外線方式、電磁誘導方式、および荷重検出方式等の任意の方式でよい。静電容量方式では、指、又はスタイラスペン等の接触および接近を検出することができる。以下では、説明を簡単にするため、タッチスクリーン 2 B が接触を検出する指、又はスタイラスペン等は単に「指」ということがある。

【0046】

スマートフォン 1 は、タッチスクリーン 2 B により検出された接触、接触が行われた位置、接触が行われた時間、および接触が行われた位置の経時変化に基づいてジェスチャの

10

20

30

40

50

種別を判別する。ジェスチャは、タッチスクリーンディスプレイ 2 に対して行われる操作である。スマートフォン 1 によって判別されるジェスチャには、タッチ、ロングタッチ、リリース、スワイプ、タップ、ダブルタップ、ロングタップ、ドラッグ、フリック、ピンチイン、ピンチアウト等が含まれる。

【 0 0 4 7 】

タッチは、タッチスクリーン 2 B に指が触れるジェスチャである。スマートフォン 1 は、タッチスクリーン 2 B に指が接触するジェスチャをタッチとして判別する。ロングタッチとは、タッチスクリーン 2 B に指が一定時間以上触れるジェスチャである。スマートフォン 1 は、タッチスクリーン 2 B に指が一定時間以上接触するジェスチャをロングタッチとして判別する。リリースは、指がタッチスクリーン 2 B から離れるジェスチャである。スマートフォン 1 は、指がタッチスクリーン 2 B から離れるジェスチャをリリースとして判別する。

10

【 0 0 4 8 】

タップは、タッチに続いてリリースをするジェスチャである。スマートフォン 1 は、タッチに続いてリリースをするジェスチャをタップとして判別する。ダブルタップは、タッチに続いてリリースをするジェスチャが 2 回連続するジェスチャである。スマートフォン 1 は、タッチに続いてリリースをするジェスチャが 2 回連続するジェスチャをダブルタップとして判別する。ロングタップは、ロングタッチに続いてリリースをするジェスチャである。スマートフォン 1 は、ロングタッチに続いてリリースをするジェスチャをロングタップとして判別する。

20

【 0 0 4 9 】

スワイプは、指がタッチスクリーンディスプレイ 2 上に接触したままで移動するジェスチャである。スマートフォン 1 は、指がタッチスクリーンディスプレイ 2 上に接触したままで移動するジェスチャをスワイプとして判別する。ドラッグは、移動可能なオブジェクトが表示されている領域を始点としてスワイプをするジェスチャである。スマートフォン 1 は、移動可能なオブジェクトが表示されている領域を始点としてスワイプをするジェスチャをドラッグとして判別する。

【 0 0 5 0 】

フリックは、タッチに続いて指が一方方向へ高速で移動しながらリリースするジェスチャである。スマートフォン 1 は、タッチに続いて指が一方方向へ高速で移動しながらリリースするジェスチャをフリックとして判別する。フリックは、指が画面の上方向へ移動する上フリック、指が画面の下方向へ移動する下フリック、指が画面の右方向へ移動する右フリック、指が画面の左方向へ移動する左フリック等を含む。

30

【 0 0 5 1 】

ピンチインは、複数の指が近づく方向にスワイプするジェスチャである。スマートフォン 1 は、複数の指が近づく方向にスワイプするジェスチャをピンチインとして判別する。ピンチアウトは、複数の指が遠ざかる方向にスワイプするジェスチャである。スマートフォン 1 は、複数の指が遠ざかる方向にスワイプするジェスチャをピンチアウトとして判別する。

【 0 0 5 2 】

スマートフォン 1 は、タッチスクリーン 2 B を介して判別するこれらのジェスチャに従って動作を行う。スマートフォン 1 では、ジェスチャに基づいた動作が行われるので、利用者にとって直感的で使いやすい操作性が実現される。判別されるジェスチャに従ってスマートフォン 1 が行う動作は、タッチスクリーンディスプレイ 2 に表示されている画面に応じて異なる。

40

【 0 0 5 3 】

図 4 を参照しながら、ディスプレイ 2 A に表示される画面の例について説明する。図 4 は、ホーム画面の一例を示している。ホーム画面は、デスクトップ、ランチャ、又は待受画面 (idle screen) と呼ばれることもある。ホーム画面は、ディスプレイ 2 A に表示される。ホーム画面は、スマートフォン 1 にインストールされているアプリケーションのう

50

ち、どのアプリケーションを実行するかを利用者に選択させる画面である。スマートフォン1は、ホーム画面で選択されたアプリケーションをフォアグラウンドで実行する。フォアグラウンドで実行されるアプリケーションの画面は、ディスプレイ2Aの表示領域40に表示される。

【0054】

スマートフォン1は、ホーム画面にアイコンを配置することができる。図4に示すホーム画面50は、ディスプレイ2Aの表示領域のうち第1領域41に表示されている。ホーム画面50には、複数のアイコン51が配置されている。それぞれのアイコン51は、スマートフォン1にインストールされているアプリケーションと予め対応付けられている。スマートフォン1は、アイコン51に対するジェスチャを検出すると、そのアイコン51 10  
に対応付けられているアプリケーションを実行する。例えば、スマートフォン1は、メールアプリケーションに対応付けられたアイコン51に対するタップが検出されると、メールアプリケーションを実行する。

【0055】

スマートフォン1は、メールアプリケーションをフォアグラウンドで実行している状態で、例えばボタン3Bに対するクリックが検出されると、ホーム画面50をディスプレイ2Aの第1領域41に表示し、メールアプリケーションをバックグラウンドで実行する。そして、スマートフォン1は、ブラウザアプリケーションに対応付けられたアイコン51 20  
に対するタップが検出されると、ブラウザアプリケーションをフォアグラウンドで実行する。バックグラウンドで実行されているアプリケーションは、当該アプリケーションおよび他のアプリケーションの実行状況に応じて中断したり、終了させたりすることが可能である。

【0056】

アイコン51は、画像と文字列を含む。アイコン51は、画像に代えて、記号又は図形を含んでもよい。アイコン51は、画像又は文字列のいずれか一方を含まなくてもよい。アイコン51は、所定の規則に従って配置される。アイコン51の背後には、壁紙52が表示される。壁紙は、フォトスクリーン又はバックスクリーンと呼ばれることもある。スマートフォン1は、任意の画像を壁紙52として用いることができる。画像は、例えば、 30  
利用者の設定に従って任意の画像が壁紙52として決定される。

【0057】

スマートフォン1は、ホーム画面の数を増減することができる。スマートフォン1は、 30  
例えば、ホーム画面の数を利用者による設定に従って決定する。スマートフォン1は、ホーム画面の数が複数であっても、選択された1つをディスプレイ2Aに表示する。又はスマートフォン1は、ホーム画面を表示中にジェスチャを検出すると、ディスプレイ2Aに表示するホーム画面を切り替える。例えば、スマートフォン1は、右フリックを検出すると、ディスプレイ2Aに表示するホーム画面を1つ左のホーム画面に切り替える。また、スマートフォン1は、左フリックを検出すると、ディスプレイ2Aに表示するホーム画面を1つ右のホーム画面に切り替える。

【0058】

ディスプレイ2Aの表示領域40の上端には、第2領域42が設けられている。第2領域42には、充電電池の残量を示す残量マーク421、および通信用の電波の電界強度を示す電波レベルマーク422が表示される。スマートフォン1は、第2領域42に、現在時刻、天気の情報、実行中のアプリケーション、通信システムの種別、電話のステータス、装置のモード、装置に生じたイベント等を表示してもよい。第2領域42は、利用者に対して各種の通知を行うために用いられる。第2領域42は、ホーム画面50以外の画面でも設けられることがある。第2領域42が設けられる位置は、ディスプレイ2Aの上端に限られない。 40

【0059】

ここで、ホーム画面50の上下方向について説明する。ホーム画面50の上下方向は、ディスプレイ2Aに表示される文字又は画像の上下方向を基準とした方向である。よって、ホーム画面50では、タッチスクリーンディスプレイ2の長手方向において第2領域4 50

2に近い側がホーム画面50の上側となり、第2領域42から遠い側がホーム画面50の下側となる。第2領域42において電波レベルマーク422が表示されている側がホーム画面50の右側であり、第2領域42において残量マーク421が表示されている側がホーム画面50の左側である。

【0060】

なお、図4に示したホーム画面50は、一例であり、各種の要素の形態、各種の要素の配置、ホーム画面50の数、およびホーム画面50での各種の操作の仕方等は上記の説明の通りでなくてもよい。

【0061】

図5は、スマートフォン1の構成を示すブロック図である。スマートフォン1は、タッチスクリーンディスプレイ2と、ボタン3と、照度センサ4と、近接センサ5と、通信ユニット6と、レシーバ7と、マイク8と、ストレージ9と、コントローラ10と、カメラ12および13と、コネクタ14と、モーションセンサ15と、を有する。

10

【0062】

タッチスクリーンディスプレイ2は、上述したように、ディスプレイ2Aと、タッチスクリーン2Bとを有する。ディスプレイ2Aは、文字、画像、記号、又は図形等を表示する。タッチスクリーン2Bは、受付領域に対する接触を入力として受け付ける。つまり、タッチスクリーン2Bは、接触を検出する。コントローラ10は、スマートフォン1に対するジェスチャを検出する。コントローラ10は、タッチスクリーン2Bと協働することによって、タッチスクリーン2B（タッチスクリーンディスプレイ2）における操作（ジェスチャ）を検出する。コントローラ10は、タッチスクリーン2Bと協働することによって、ディスプレイ2A（タッチスクリーンディスプレイ2）における操作（ジェスチャ）を検出する。

20

【0063】

ボタン3は、利用者によって操作される。ボタン3は、ボタン3A～ボタン3Fを有する。コントローラ10はボタン3と協働することによってボタンに対する操作を検出する。ボタンに対する操作は、例えば、クリック、ダブルクリック、プッシュ、ロングプッシュ、およびマルチプッシュである。

【0064】

例えば、ボタン3A～3Cは、ホームボタン、バックボタン又はメニューボタンである。本実施形態では、ボタン3A～3Cとしてタッチセンサ型のボタンを採用している。例えば、ボタン3Dは、スマートフォン1のパワーオン/オフボタンである。ボタン3Dは、スリープ/スリープ解除ボタンを兼ねてもよい。例えば、ボタン3Eおよび3Fは、音量ボタンである。

30

【0065】

照度センサ4は、照度を検出する。例えば、照度とは、光の強さ、明るさ、輝度等である。照度センサ4は、例えば、ディスプレイ2Aの輝度の調整に用いられる。近接センサ5は、近隣の物体の存在を非接触で検出する。近接センサ5は、例えば、タッチスクリーンディスプレイ2が顔に近付けられたことを検出する。

【0066】

通信ユニット6は、無線により通信する。通信ユニット6によって行われる通信方式は、無線通信規格である。例えば、無線通信規格として、2G、3G、4G等のセルラーフォンの通信規格がある。例えば、セルラーフォンの通信規格として、LTE（Long Term Evolution）、W-CDMA、CDMA2000、PDC、GSM（登録商標）、PHS（Personal Handy-phone System）等がある。例えば、無線通信規格として、WiMAX（Worldwide Interoperability for Microwave Access）、IEEE802.11、Bluetooth（登録商標）、IrDA、NFC等がある。通信ユニット6は、上述した通信規格の1つ又は複数をサポートしていてもよい。

40

【0067】

レシーバ7は、コントローラ10から送信される音声信号を音声として出力する。マイ

50

ク 8 は、利用者等の音声を音声信号へ変換してコントローラ 10 へ送信する。なお、スマートフォン 1 は、レシーバ 7 に加えて、スピーカをさらに有してもよい。スマートフォン 1 は、レシーバ 7 に代えて、スピーカをさらに有してもよい。

【 0 0 6 8 】

ストレージ 9 は、プログラムおよびデータを記憶する。また、ストレージ 9 は、コントローラ 10 の処理結果を一時的に記憶する作業領域としても利用される。ストレージ 9 は、半導体記憶デバイス、および磁気記憶デバイス等の任意の記憶デバイスを含んでよい。また、ストレージ 9 は、複数の種類の記憶デバイスを含んでよい。また、ストレージ 9 は、メモリカード等の可搬の記憶媒体と、記憶媒体の読み取り装置との組み合わせを含んでよい。

10

【 0 0 6 9 】

ストレージ 9 に記憶されるプログラムには、フォアグラウンド又はバックグラウンドで実行されるアプリケーションと、アプリケーションの動作を支援する基本プログラムとが含まれる。アプリケーションは、例えば、ディスプレイ 2 A に所定の画面を表示させ、タッチスクリーン 2 B を介して検出されるジェスチャに応じた処理をコントローラ 10 に実行させる。基本プログラムは、例えば、OS である。アプリケーションおよび基本プログラムは、通信ユニット 6 による無線通信又は記憶媒体を介してストレージ 9 にインストールされてもよい。

【 0 0 7 0 】

ストレージ 9 は、例えば、基本プログラム 9 A、メールアプリケーション 9 B、ブラウザアプリケーション 9 C、およびバイタルサインの測定アプリケーション 9 Z を記憶する。メールアプリケーション 9 B は、電子メールの作成、送信、受信、および表示等のための電子メール機能を提供する。ブラウザアプリケーション 9 C は、WEB ページを表示するための WEB ブラウジング機能を提供する。測定アプリケーション 9 Z は、スマートフォン 1 を介して利用者の人体の現在の状態を示す数値情報としてバイタルサインを測定する機能を提供する。ここでバイタルサインとは、生きている状態を示す指標である。本実施形態において、バイタルサインは、脈力、脈拍、心拍、呼吸に伴う動き、血圧、脈圧、および脈動に伴う変化量等の、利用者の生体徴候である。本実施形態において、バイタルサインは、モーションセンサにより検出されたバイタルサインファクタから算出される。バイタルサインは、コントローラ 10 の制御により測定、算出される。

20

30

【 0 0 7 1 】

基本プログラム 9 A は、スマートフォン 1 を稼働させるための各種制御に関する機能を提供する。基本プログラム 9 A は、例えば、通信ユニット 6、レシーバ 7、およびマイク 8 等を制御することによって、通話を実現させる。なお、基本プログラム 9 A が提供する機能は、メールアプリケーション 9 B 等の他のプログラムが提供する機能と組み合わせて利用されることがある。

【 0 0 7 2 】

コントローラ 10 は、例えば、CPU (Central Processing Unit) である。コントローラ 10 は、通信ユニット 6 等の他の構成要素が統合された SoC (System-on-a-Chip) 等の集積回路であってもよい。コントローラ 10 は、スマートフォン 1 の動作を統括的に制御して各種の機能を実現する。

40

【 0 0 7 3 】

具体的には、コントローラ 10 は、ストレージ 9 に記憶されているデータを必要に応じて参照しつつ、ストレージ 9 に記憶されているプログラムに含まれる命令を実行して、ディスプレイ 2 A および通信ユニット 6 等を制御することによって各種機能を実現する。コントローラ 10 は、タッチスクリーン 2 B、ボタン 3、モーションセンサ 15 等の各種検出部の検出結果に応じて、制御を変更することができる。本実施形態のコントローラ 10 は、各種検出部の検出結果に応じて制御を実行する制御モードを第 1 モードと第 2 モードとで変更することができる。この制御モードは、各種検出部の検出結果の検出対象を変更する際に、変更することが可能である。

50

## 【0074】

カメラ12は、フロントフェイス1Aに面している物体を撮影するインカメラである。カメラ13は、バックフェイス1Bに面している物体を撮影するアウトカメラである。

## 【0075】

コネクタ14は、他の装置が接続される端子である。コネクタ14は、USB (Universal Serial Bus)、HDMI (登録商標)、MHL (Mobile High-definition Link)、ライトピーク (Light Peak)、サンダーボルト (Thunderbolt (登録商標))、イヤホンマイクコネクタのような汎用的な端子であってもよい。コネクタ14は、Dockコネクタのような専用に設計された端子でもよい。コネクタ14に接続される装置には、例えば、充電器、外部ストレージ、スピーカ、通信装置、情報処理装置が含まれる。

10

## 【0076】

モーションセンサ15は、モーションファクタを検出する。このモーションファクタは、コントローラ10によって、自機であるスマートフォン1のコントロールファクタとして処理される。コントローラ10は、モーションセンサ15により検出されたモーションファクタを、自機のおかれた状況を示すコントロールファクタとして処理する。本実施形態のモーションセンサ15には、加速度センサ16と、方位センサ17と、角速度センサ18と、傾きセンサ19とが含まれている。

## 【0077】

加速度センサ16は、スマートフォン1に働く加速度を検出する。加速度センサ16は、検出した加速度を出力する。例えば加速度の方向がモーションファクタ出力されると、コントローラ10は、スマートフォン1の動いている方向を反映したコントロールファクタとして処理に利用することが可能となる。例えば加速度の大きさが出力されると、コントローラ10は、スマートフォン1の動いている方向を反映したコントロールファクタとして処理に利用することが可能となる。本実施形態では、加速度センサ16として3つの軸方向における加速度を検出可能なセンサを採用している。本実施形態の加速度センサ16が検出する3つの軸方向は、互いに略直交している。図1~3に示したx方向、y方向、z方向は、加速度センサ16の3つの軸方向と対応している。

20

## 【0078】

方位センサ17は、地磁気の向きを検出する。方位センサ17は、検出した地磁気の向きを出力する。例えば地磁気の向きがモーションファクタとして出力されると、コントローラ10は、スマートフォン1の向いている方位を反映したコントロールファクタとして処理に利用することが可能となる。例えば地磁気の向きの変化がモーションファクタとして出力されると、コントローラ10は、スマートフォン1の向いている方位の変化を反映したコントロールファクタとして処理に利用することが可能となる。

30

## 【0079】

角速度センサ18は、スマートフォン1の角速度を検出する。角速度センサ18は、検出した角速度を出力する。例えば角速度の有無がモーションファクタとして出力されると、コントローラ10は、スマートフォン1の回転を反映したコントロールファクタとして処理に利用することが可能となる。例えば角速度の向きがモーションファクタとして出力されると、コントローラ10は、スマートフォン1の回転方向を反映したコントロールファクタとして処理に利用することが可能となる。本実施形態では、角速度センサ18として3つの軸方向に対する角速度を検出可能なセンサを採用している。図1~3に示したx方向、y方向、z方向は、角速度センサ18の3つの軸方向と対応している。

40

## 【0080】

傾きセンサ19は、スマートフォン1の重力方向に対する傾きを検出する。傾きセンサ19は、検出した傾きを出力する。例えば重力方向に対する傾きがモーションファクタとして出力されると、コントローラ10は、スマートフォン1の傾きを反映したコントロールファクタとして処理に利用することが可能となる。

## 【0081】

これらモーションセンサ15の加速度センサ16、方位センサ17、角速度センサ18

50

、および傾きセンサ 19 の出力は、複数センサの出力を組み合わせる利用することが可能である。モーションセンサ 15 の出力を組み合わせる処理することによって、自機であるスマートフォン 1 における動きを高度に反映させた処理をコントローラ 10 によって実行することが可能となる。

【 0082 】

本実施形態では、モーションセンサ 15 に含まれる加速度センサ 16 および角速度センサ 17 の少なくとも一方がスマートフォン 1 のモーションファクタの検出に用いられる。言い換えると、本実施形態のモーションファクタには、加速度、および角速度の少なくとも一方が含まれる。このモーションファクタを、スマートフォン 1 は、姿勢変化、位置変化、および方向変化の少なくとも 1 つを反映したコントロールファクタとして処理する。このコントロールファクタとして処理は、コントローラ 10 によって実行される。本実施形態では、重力方向に対するスマートフォン 1 の 3 軸方向の傾きの変化を姿勢変化としている。

10

【 0083 】

このモーションファクタを姿勢変化のコントロールファクタとして利用する例としては、画面の表示方向を変更する処理が挙げられる。スマートフォン 1 では、x 軸方向と y 軸方向とを比較して、重力方向により近い軸方向に沿って画面が表示されるように画面の表示方向を変更される。この画面の表示方向の変更の際して、スマートフォン 1 では、モーションファクタがコントロールファクタとして処理し、画面の物理的な向きを判断している。

20

【 0084 】

このモーションファクタを位置変化のコントロールファクタとして利用する例としては、GPS 信号を受信できない場所でスマートフォン 1 の位置を更新する処理が挙げられる。この位置の更新の際して、スマートフォン 1 では、モーションファクタをコントロールファクタとして処理し、移動距離を算出している。この処理は、GPS 信号を受信できない場所に限られるものではなく、位置精度を高めるべく、GPS 信号と併せて処理することも可能である。

【 0085 】

このモーションファクタを方向変化のコントロールファクタとして利用する例としては、地磁気が検知できない場所でスマートフォン 1 の方向を更新する処理が挙げられる。この方向変化の更新の際して、スマートフォン 1 では、モーションファクタをコントロールファクタとして処理し、軸回転の量を算出している。この処理は、地磁気が検知できない場所に限られるものではなく、方向の精度を高めるべく、地磁気検出信号と併せて処理することも可能である。

30

【 0086 】

本実施形態では、コントローラ 10 の制御モードが第 1 モードである場合と、第 2 モードである場合とで、モーションファクタに基づく処理が異なっている。第 1 モードでは、検出したモーションファクタが、スマートフォン 1 の位置変化、方向変化、および姿勢変化の少なくとも 1 つを含む状態変化であるとして、自機のコントロールファクタ（セルフコントロールファクタ）として処理される。第 2 モードでは、検出したモーションファクタが、利用者のバイタルサインファクタとして処理される。スマートフォン 1 は、例えば、バイタルサインファクタとしてモーションファクタを処理する場合、検出したモーションファクタに基づいて例えば演算および出力などの処理が実行される。出力には、ディスプレイ 2A への表示、およびサーバ等への送信などが含まれる。なお、本実施形態では、第 1 モードと第 2 モードとで個々に異なる制御を実行しているが、これに限られない。例えば、コントローラ 10 の制御モードを第 2 モードに変更した際に、第 1 モードでの処理に加えた新たな処理としてもよい。

40

【 0087 】

なお、本実施形態の加速度センサ 16 および角速度センサ 18 として 3 方向が互いに直交するものを採用したが、3 方向が互いに直交していなくてもよい。3 方向が互いに直交

50

していない加速度センサおよび角速度センサでは、演算によって直交する3方向における加速度および角速度を算出可能である。また、加速度センサと角速度センサとは基準とする方向が異なってもよい。

【0088】

なお、図5においてストレージ9が記憶することとしたプログラムの一部又は全部は、通信ユニット6による無線通信で他の装置からダウンロードされてもよい。また、図5においてストレージ9が記憶することとしたプログラムの一部又は全部は、ストレージ9に含まれる読み取り装置が読み取り可能な記憶媒体に記憶されていてもよい。また、図5においてストレージ9が記憶することとしたプログラムの一部又は全部は、コネクタ14に接続される読み取り装置が読み取り可能なCD、DVD、又はBlu-ray（登録商標）等の記憶媒体に記憶されていてもよい。

10

【0089】

図5に示したスマートフォン1の構成は一例であり、本発明の要旨を損なわない範囲において適宜変更してよい。例えば、ボタン3の数と種類は図5の例に限定されない。例えば、スマートフォン1は、画面に関する操作のためのボタンとして、ボタン3A~3Cに代えて、テンキー配列又はQWERTY配列等のボタンを備えていてもよい。スマートフォン1は、画面に関する操作のために、ボタンを1つだけ備えてもよいし、ボタンを備えなくてもよい。図5に示した例では、スマートフォン1が2つのカメラを備えることとしたが、スマートフォン1は、1つのカメラのみを備えてもよいし、カメラを備えなくてもよい。照度センサ4と近接センサ5とは、1つのセンサから構成されていてもよい。図5

20

【0090】

以下に、スマートフォン1が、測定アプリケーション9Zに従って利用者のバイタルサインを測定する例を示す。

【0091】

図6は、実施形態に係るスマートフォンで実行されるフローの第1の例を示す図である。この図6に示したフローは、基本プログラム9Aおよび測定アプリケーション9Zが協業して実行される。スマートフォン1は、ステップS101に示したように測定アプリケーション9Zを起動済であるか否かによって、ステップS102又はステップS106に進む。ステップS101、S106、S107の処理は、基本プログラム9Aに基づいて実行され、ステップS102~ステップS105の処理は、測定アプリケーション9Zに基づいて実行される。この測定アプリケーション9Zは、例えば、図5に示したアイコン51をタップすることで起動することができる。

30

【0092】

スマートフォン1は、測定アプリケーション9Zが起動されると、例えば図7に示したアプリケーションの操作画面60を第1領域41に表示する。スマートフォン1は、アイコン61をタップするとバイタルサインの測定を開始することが可能な画面に遷移させ、アイコン62がタップされると測定アプリケーション9Zの設定を変更することが可能な画面に遷移させ、アイコン63がタップされると測定アプリケーション9Zを終了させる。スマートフォン1は、ステップS102において、バイタルサインの測定を開始するかを確認する。バイタルサインの測定を開始することが可能な画面の例を図8に示す。スマートフォン1は、図8に示した例のアイコン64がタップされると、バイタルサインの測定が開始される。スマートフォン1は、バイタルサインの測定が開始されるとステップS103に進み、測定が開始されないとステップS106に進む。このフローでは、ステップS102からステップS103に進む際に、コントローラ10がモーションファクタに基づく制御を実行するモードが第1モードから第2モードに変更される。

40

【0093】

スマートフォン1は、ステップS103において、利用者のバイタルサインを測定する

50

。ステップS103では、加速度センサ16および角速度センサ18の少なくとも一方から得られるモーションファクタを利用者のバイタルサインファクタとして処理する。つまり、このステップS103では、加速度センサ16および角速度センサ18の少なくとも一方から得られるモーションファクタが、利用者のバイタルサインファクタとして処理される。本実施形態では、バイタルサインファクタとして、脈動による血管を押し広げる力に基づく脈力を測定する。この脈力は、スマートフォン1を測定部位に当てた際に、加速度センサ16および角速度センサ18の少なくとも一方から得られるモーションファクタを、脈力によるスマートフォン1の動きとして処理することで得られる。本実施形態のステップS103は、コントローラ10の制御モードが第2モードに設定されている。スマートフォン1は、ステップS103のバイタルサインファクタを測定すると、ステップS

10

**【0094】**

スマートフォン1は、ステップS103にて利用者のバイタルサインを示すものとして得られたデータを、ステップS104において演算する。このバイタルサインを示すデータの演算によって、例えば脈圧、連続脈圧、血圧、連続血圧、脈拍、および脈動に伴う変位量などを算出することができる。なお、以降の記載では、血圧は、収縮期血圧（最大血圧）と拡張期血圧（最小血圧）を意味し、脈圧は最大血圧と最小血圧との差を意味する。また、連続脈圧と連続血圧は、連続に収縮拡張を繰り返す脈動の1周期における脈圧と血圧とをそれぞれ意味し、連続的な時間変化を含む脈圧と血圧をそれぞれ意味する。つまり、このステップS104では、加速度センサ16および角速度センサ18の少なくとも一

20

**【0095】**

スマートフォン1は、ステップS104にて演算した結果を、ステップS105において出力する。ここでは、バイタルサインの演算結果を出力としては、例えばディスプレイ2Bへの表示、バイタルサインを収集するサーバへの送信など種々の方法が挙げられる。つまり、このステップS105では、加速度センサ16および角速度センサ18の少なく

30

**【0096】**

スマートフォン1は、ステップS101又はステップS102からステップS106およびS107に進む。スマートフォン1は、ステップS106において、スマートフォン1のモーションを測定する。このスマートフォン1のモーションは、加速度センサ16および角速度センサ18の少なくとも一方を用いて測定される。スマートフォン1は、モーションを検出すると、ステップS107に進む。スマートフォン1は、ステップS107において、検出したモーションに対応するモーションファクタをコントロールファクタとして処理する。ステップS107では、モーションに基づくコントロール処理が実行される。

40

**【0097】**

本実施形態のステップS107は、コントローラ10の制御モードが第1モードに設定されている。この制御の例としては、スマートフォン1のx軸方向が重力方向に沿ったときに画面の表示方向を変更する制御が挙げられる。

**【0098】**

50

以下に、加速度センサ 16 で、バイタルサインとしての利用者の脈動に伴う加速度を測定する例を示す。

【0099】

まず、図9に例として示したようなベルト70を、スマートフォン1に装着する。このベルト70のバネ定数は、脈波の振動、すなわち脈動に追従させるべく適切な値が設定される。次に、図10に例として示したように、ベルト70を装着したスマートフォン1を利用者の手首に装着し、測定部位に接触させる。このとき、重力により制御が複雑になるのを低減するために、スマートフォン1のx-y平面が重力方向に対して略平行になるように設置することが好ましい。次に、この状態で加速度センサ16がモーションファクタとして利用者の脈動に伴う加速度を連続して測定する。この加速度の測定に際しては、図10を例に示したように、設置物などを握って手首を安定させることで、測定精度を高めることができる。次にコントローラ10は連続して測定された加速度から、脈力を算出する。測定により得られた脈力の連続波形としては、例えば図11に示すものが挙げられる。脈力の算出方法については次に詳述する。

10

【0100】

スマートフォン1は、測定された加速度から次の数式1および数式2に示す関係から連続血圧  $P(t)$  を演算する。より詳しくは、測定された加速度から数式2に基づいて脈力  $f(t)$  を演算する。次に、演算した脈力  $f(t)$  から数式1に基づいて連続血圧  $P(t)$  を演算する。この数式2では次の変数および定数を用いている。  $f(t)$  : 脈力、  $p(t)$  : 血管を押し広げる力に基づくスマートフォン1に働く力、  $a(t)$  : 加速度センサで測定した加速度、  $S$  : スマートフォン1の橈骨(とうこつ)動脈への接触面積、  $M$  : スマートフォン1の質量、  $K$  : ベルト70のバネ定数、  $D$  : ベルト70 - スマートフォン1系の速度減衰定数。

20

【0101】

【数1】

$$P(t) = A_1 \times f(t) + B_1$$

30

【0102】

【数2】

$$f(t) = p(t)S = Ma(t) + D \int a(t)dt + K \iint a(t)dt dt$$

なお、この数式2では、血管および皮膚系の質量がスマートフォン1の質量  $M$  に比べて極めて軽いとして、近似として定数  $M$  を採用している。この数式2のバネ系では、血管および皮膚系のバネ定数がベルト70のバネ定数  $K$  に比べて極めて小さいとして、近似値として定数  $K$  を採用している。この数式2の速度減衰系では、血管および皮膚系の粘性摩擦係数がベルト70 - スマートフォン1系の速度減衰定数  $D$  に比べて極めて小さいとして、近似値として定数  $D$  を採用している。この数式2に示した定数  $M$  ,  $K$  ,  $D$  は、事前に測定した値を採用している。この定数  $M$  ,  $K$  ,  $D$  は、製造誤差を考慮して事前に設定されている。スマートフォン1と橈骨(とうこつ)動脈とは、実際には接触していないが、接触面積  $S$  は両者が接触していると仮定した計算上のパラメータである。この数式1に示した定数  $A_1$  ,  $B_1$  は、次の測定方法により近似値が算出される。まず、加速度センサで測定した加速度  $a(t)$  と数式2によって、バイタルサインとして脈力  $f(t)$  を算出する。算出した脈力  $f(t)$  から、脈力の最大値  $f_{MAX}$  および脈力の最小値  $f_{MIN}$  を特定する。次に、一般の家庭用血圧計を用いて血圧の最大値  $P_{MAX}$  および最小値  $P_{MIN}$  を測

40

50

定する。この際に用いられる一般の血圧計としては、測位部位による違いを少なくするために、手首に巻く方式を採用する血圧計が好ましい。最後に、脈力の最大値  $f_{MAX}$  および脈力の最小値  $f_{MIN}$ 、ならびに血圧の最大値  $P_{MAX}$  および最小値  $P_{MIN}$  から、定数  $A_1$ 、 $B_1$  を算出する。

【0103】

上述のように算出した定数を用いて、バイタルサインとしての脈力から血圧を算出することができる。このとき、算出されるバイタルサインは、コントローラ等に内蔵されるタイマーでカウントされた時間を変数とする連続値となる。つまり、スマートフォン1では、連続血圧を算出することが可能となる。

【0104】

以下に、角速度センサ18でバイタルサインとしての利用者の脈動に伴う角速度を測定する例を示す。

【0105】

まず、図12および図13に例として示したように、スマートフォン1を測定部位である利用者の手首に接触させる。このとき、スマートフォン1は、摩擦係数が大きく、転がり抵抗の小さい台に設置することが好ましい。このような特性を備える台としては、例えばゴム製の敷物が挙げられる。次に、この状態で角速度センサ18がモーションファクタとして脈動に伴う角速度を連続して測定する。この角速度の測定に際しては、図12に示したように、設置物などを握って手首を安定させることで、測定精度を高めることができる。次にコントローラ10は連続して測定された角速度から、脈力トルクを算出する。脈力トルクの算出方法については次に詳述する。

【0106】

スマートフォン1は、測定された角速度から次の数式3および数式4に示す関係から連続血圧  $P(t)$  を演算する。より詳しくは、測定された角速度から数式4に基づいて脈力トルク  $f(t)L$  を演算する。次に、演算した脈力トルク  $f(t)L$  から数式3に基づいて連続血圧  $P(t)$  を演算する。この数式2では次の変数および定数を用いている。 $f(t)$ ：脈力、 $p(t)$ ：血管を押し広げる力に基づくスマートフォン1に働く力、 $\omega(t)$ ：角速度センサ18で測定した角速度、 $\Theta$ ：重力方向に対する初期角度、 $S$ ：スマートフォン1の橈骨(とうこつ)動脈への接触面積、 $I$ ：スマートフォン1の慣性モーメント、 $M$ ：スマートフォン1の質量、 $K$ ：ベルト70のバネ定数、 $D$ ：ベルト70-スマートフォン1系の速度減衰定数、 $g$ ：重力加速度、 $L$ ：スマートフォン1の回転中心から接触位置までの距離。

【0107】

【数3】

$$P(t) = A_2 \times f(t)L + B_2$$

【0108】

【数4】

$$f(t)L = p(t)SL = I \frac{d}{dt} \omega(t) + D\omega(t) + K \int \omega(t)dt + MgL \sin(\Theta - \int \omega(t)dt)$$

なお、この数式4では、血管および皮膚系の質量がスマートフォン1の質量  $M$  に比べて極めて軽いとして、近似として定数  $M$  を採用している。この数式4のバネ系では、血管および皮膚系のバネ定数がベルト70のバネ定数  $K$  に比べて極めて小さいとして、近似値として定数  $K$  を採用している。この数式4の粘性摩擦係数では、血管および皮膚系の粘性摩擦係数がベルト70-スマートフォン1系の粘性摩擦係数  $D$  に比べて極めて小さいとして

10

20

30

40

50

、近似値として定数Dを採用している。この数式4に示した定数M, K, Dは、事前に測定した値を採用している。この定数M, K, Dは、製造誤差を考慮して事前に設定されている。スマートフォン1と橈骨(とうこつ)動脈とは、実際には接触していないが、接触面積Sは両者が接触していると仮定した計算上のパラメータである。

【0109】

この数式3に示した定数 $A_2$ ,  $B_2$ は、次の測定方法により近似値が算出される。まず、角速度センサで測定した角速度 $\omega(t)$ と数式4によって、バイタルサインとして、脈力トルク $f(t)L$ を算出する。脈力トルク $f(t)L$ は、利用者の脈動に伴う回転トルクである。算出した脈力トルク $f(t)L$ から、脈力トルクの最大値 $fL_{MAX}$ および脈力の最小値 $fL_{MIN}$ を特定する。次に、一般の家庭用血圧計を用いて血圧の最大値 $P_{MAX}$ および最小値 $P_{MIN}$ を測定する。この際に用いられる一般の血圧計としては、測位部位による違いを少なくするために、手首に巻く方式を採用する血圧計が好ましい。最後に、脈力トルクの最大値 $fL_{MAX}$ および脈力の最小値 $fL_{MIN}$ 、ならびに血圧の最大値 $P_{MAX}$ および最小値 $P_{MIN}$ から、定数 $A_2$ ,  $B_2$ を算出する。

【0110】

上述のように算出した定数を用いて、スマートフォン1はバイタルサインとしての脈力トルクから血圧を算出することができる。このとき、算出されるバイタルサインは、コントローラ等に内蔵されるタイマーでカウントされた時間を変数とする連続値となる。つまり、スマートフォン1では、連続血圧を算出することが可能となる。

【0111】

脈力トルクの算出に際して角速度センサ18の出力を利用すると、当該出力の微分又は積分の演算を多重しなくても脈力トルクを算出することができる。スマートフォン1は、角速度センサ18を利用することによって、演算の際の丸め誤差による影響を低減し、精度を高めることができる。上述の説明において、脈力トルク $f(t)L$ を算出する例を示したが、脈力 $f(t)$ を算出してもよい。

【0112】

図14は、検出された角速度もしくは加速度に基づいて算出された連続血圧 $P(t)$ を示す図であり、横軸は時間、縦軸は血圧を示す。血管への血液の流入によって生じる容積変化を体表面から波形としてとらえたものを脈波といい、以降図14に示す波を脈波と呼ぶ。図14に示す脈波は、利用者のn回分の脈拍であり、nは1以上の整数である。コントローラ10は、検出された角速度から、数式3、数式4に従って連続血圧を演算する。もしくは、コントローラ10は検出された加速度から、数式1、数式2に従って連続血圧を演算する。算出された連続血圧は、利用者の体動などが原因のノイズを含む場合があるので、DC成分を除去する補正を行い、脈動成分を抽出してもよい。脈波は、心臓からの血液の駆出により生じた前進波と、血管分岐や血管径の変化部から生じた反射波とが重なりあった合成波である。脈拍毎の前進波による脈波のピークを $P_{Fn}$ 、脈拍毎の反射波による脈波のピークを $P_{Rn}$ 、脈拍毎の脈波の最小値を $P_{Sn}$ すると、脈圧は $P_{Mn} = P_{Fn} - P_{Sn}$ 、 $AI_n = (P_{Rn} - P_{Sn}) / (P_{Fn} - P_{Sn})$ で表わされる。AIは、脈波の反射現象を表す反射波の大きさを定量化したものである。AI<sub>n</sub>は脈拍毎のAIを表す。AIは、動脈硬化が進んで脈波伝搬速度が速くなった高齢者などでは大きくなることがある。AIは、血管の機械的特性を示す指標として用いることができる。血管の機械的特性とは末梢血管抵抗、コンプライアンス、特性インピーダンス、脈波伝搬時間等であり、AIはこれらの特性を総合した指標として用いることができる。

【0113】

スマートフォン1は、本実施形態で算出されたバイタルサインから、利用者の血管の粘弾性を推定することができる。粘弾性とは、液体固有の粘性および固体固有の弾性の両性質を合わせたものである。物体の変形のしにくさを表している。血管の粘弾性は、動脈硬化の進行に従い変化する。血管の粘弾性を推定することは、動脈硬化の進行度合いを知るために重要である。しかし、非侵襲で血管の粘弾性を評価する方法は確立されていない。本実施形態では、非侵襲で利用者の血管の粘弾性を推定する。

## 【 0 1 1 4 】

以下に、スマートフォン 1 が、測定アプリケーションに従って利用者のモーションファクタを測定し、利用者の血管の粘弾性を推定する例を示す。

## 【 0 1 1 5 】

図 1 5 は、第 2 実施形態に係るスマートフォン 1 で実行されるフローを示す図である。以下、図 6 に示した第 1 の実施形態と同じ点については説明を省略し、異なる点について説明を行う。図 1 5 に図示していないが、スマートフォン 1 は、検出したモーションに対応するモーションファクタをコントロールファクタとして処理してもよい。

## 【 0 1 1 6 】

図 1 5 に示したフローは、基本プログラム 9 A および測定アプリケーション 9 Y が協業して実行される。測定アプリケーション 9 Y は、スマートフォン 1 を介して利用者の生体徴候を示す数値情報としてモーションファクタを検出する。測定アプリケーション 9 Y は、検出されたモーションファクタをバイタルサインファクタとして処理してバイタルサインを算出する。測定アプリケーション 9 Y は、算出されたバイタルサインから血管粘弾性を推定する機能を提供する。本実施形態の算出されたバイタルサインは、血圧、脈圧、脈力、および脈動に伴う変位置である。

## 【 0 1 1 7 】

スマートフォン 1 は、ステップ S 2 0 1 で測定アプリケーション 9 Y を起動済であると、ステップ S 2 0 2 に進む。スマートフォン 1 は、ステップ S 2 0 2 において、測定者に駆血の開始を指示する。駆血の開始の指示は、スマートフォン 1 のディスプレイ 2 A に表示してもよいし、音声でアナウンスしてもよい。測定者は駆血開始の指示により、利用者に駆血を行う。駆血とは、測定部位への血流を妨げることである。本実施形態では、動脈における測定部位への血流を妨げるために行う。駆血は、モーションファクタを検出する測定部位から心臓に近い位置をゴム等で巻き上げることにより行われる。例えば測定部位が橈骨動脈の場合、駆血位置は上腕部とすることが好ましい。駆血は、市販の駆血帯を用いてもよい。駆血帯の巻き上げ強さは、橈骨動脈の脈動振幅（脈圧に相当する）が巻き上げ前の約半分より小さくなる程度でよい。駆血帯の巻き上げ強さを圧力センサ等で一定に制御できる装置を用いることにより、スマートフォン 1 は測定者毎および利用者毎の測定のばらつきをより小さくすることができる。駆血方法はゴム等による巻き上げに限らず、空気圧によってもよい。測定部位への血流を妨げる方法は駆血に限らず、測定部位への血流を一時的に妨げることができればよい。例えば、利用者は自ら、測定部位を心臓より高く上げて血流を妨げ、測定部位を心臓より低くして血流開放を行ってもよい。

## 【 0 1 1 8 】

スマートフォン 1 は、ステップ S 2 0 2 で駆血の指示をした後に、ステップ S 2 0 3 において駆血開始の検知を行う。測定者は、スマートフォン 1 の画面上をタッチするなどして、駆血の開始をスマートフォン 1 に報知することができる。スマートフォン 1 は駆血開始を検知するまで、駆血の指示を継続する。

## 【 0 1 1 9 】

スマートフォン 1 はステップ S 2 0 3 で駆血の開始を検知したら、バイタルサインの測定を開始する（ステップ S 2 0 4）。スマートフォン 1 は、加速度センサ 1 6 および角速度センサ 1 8 の少なくとも一方からモーションファクタを検出し、利用者のバイタルサインファクタとして処理する。本実施形態では、バイタルサインとして、脈動による血管を押し広げる力に基づく脈力を測定する。脈力は、スマートフォン 1 を測定部位に当てた際に、加速度センサ 1 6 および角速度センサ 1 8 の少なくとも一方から得られるモーションファクタを、脈力によるスマートフォン 1 の動きとして処理することで得られる。ステップ S 2 0 4 において、スマートフォン 1 はバイタルサインの測定の開始と共に、タイマーによって測定時間のカウントを開始する。タイマーはあらかじめ設定された周波数のクロック信号を出力する。タイマーはコントローラ 1 0 からタイマー動作の指示を受け、クロック信号をコントローラ 1 0 に出力する。加速度センサ 1 6 および角速度センサ 1 8 の少なくとも一方は、コントローラ 1 0 を介して入力されるクロック信号に従って、モーシ

10

20

30

40

50

ンファクタを複数回取得する。タイマーはコントローラ 10 の外部に備えられていてもよいし、コントローラ 10 に含まれていてもよい。スマートフォン 1 はバイタルサインの測定を開始すると、ステップ S 205 に進む。

【0120】

スマートフォン 1 は、ステップ S 205 において、測定者に駆血の開放を指示する。駆血の開放指示は、スマートフォン 1 のディスプレイ 2A に表示してもよいし、音声でアナウンスしてもよい。駆血を開放する条件は適宜設定される。例えば、駆血を開放する条件は、脈動の振幅が所定の大きさ以下になった場合としてもよい。例えばスマートフォン 1 は、脈動振幅の大きさが駆血前の脈動振幅の半分以下となった場合を、所定の大きさ以下と判断する。もしくは、駆血を開放する条件は、駆血開始からの所定の経過時間でもよい。所定の経過時間は、駆血後の脈動振幅が所定の大きさ以下となるための十分な時間とする。駆血開始から開放までの時間は、おおよそ数秒である。

10

【0121】

スマートフォン 1 は、ステップ S 205 で駆血の開放を指示した後に、ステップ S 206 において駆血の開放の検知を行う。測定者は、スマートフォン 1 の画面上をタッチするなどして、駆血の開放の完了をスマートフォン 1 に報知することができる。スマートフォン 1 は駆血の開放の完了を検知するまで、駆血の開放の指示を継続する。

【0122】

スマートフォン 1 は、ステップ S 206 で駆血の開放の完了を検知したら、所定時間後にバイタルサインの測定を終了する(ステップ S 207)。所定時間は、少なくとも脈動の振幅が安定するまでの時間を考慮して設定する。駆血の開放から脈動振幅が安定するまでの時間は、おおよそ数秒である。スマートフォン 1 は駆血の開放から脈動振幅の安定までの時間をあらかじめ予測し、予測時間が経過したら、自動的に測定を終了するようにしてもよい。本実施形態では、測定者のスマートフォン 1 への報知に基づいて測定の開始及び終了を行ったが、本発明はこれに限らない。例えばスマートフォン 1 は、測定アプリケーション 9Y の起動と同時にバイタルサインの測定を開始してもよい。例えばスマートフォン 1 は、測定されたバイタルサインファクタに基づいて駆血の開放と脈動振幅の安定とを自動的に検知し、測定を終了してもよい。

20

【0123】

コントローラ 10 は、利用者のバイタルサインをステップ S 208 において演算する。バイタルサインファクタの演算によって、コントローラ 10 は、例えば脈力、脈圧、連続脈圧、血圧、連続血圧、脈拍、および脈動に伴う変位量などのバイタルサインを算出することができる。ステップ S 208 では、コントローラ加速度センサ 16 および角速度センサ 18 の少なくとも一方から得られるモーションファクタが、利用者のバイタルサインファクタとして処理され、バイタルサインが演算される。本実施形態のステップ S 208 は、連続血圧および脈動に伴う変位量を演算する一例を示す。スマートフォン 1 は、バイタルサインファクタを演算すると、ステップ S 209 に進む。なお、ステップ S 208 におけるバイタルサインファクタの演算については、図 6 のステップ S 104 と同様なのでここでは省略する。

30

【0124】

スマートフォン 1 は、ステップ S 208 にて演算した連続血圧および脈動に伴う変位量から、ステップ S 209 において利用者の血管粘弾性を推定する。なお、このステップ S 209 における血管粘弾性の推定については後に詳述する。

40

【0125】

スマートフォン 1 は、ステップ S 208 で演算したバイタルサイン、およびステップ S 209 にて推定した血管粘弾性の結果を、ステップ S 210 において出力する。スマートフォン 1 は、結果の出力が終了すると、フローを終了する。なお、上述のフローでは測定者が測定を行う例を示したが、利用者が測定を行ってもよい。

【0126】

図 16 (A) と図 16 (B) は、上述のフローにおいて測定された角速度に基づいて算

50

出された脈動に伴う変位量と、連続血圧を示す図である。横軸は時間であり、駆血開始直後からの連続血圧を示している。

【0127】

図16(A)は脈動に伴う変位量と時間の関係を示す図である。脈動に伴う変位量 $z$ は、初期値を0とし、スマートフォン1の角速度センサ18で測定された角速度 $\omega(t)$ を時間で積分することにより算出される。駆血開始と共に血流が妨げられるため、血管は膨張しながら脈圧は小さくなっていく。従って、脈動に伴う変位量 $z$ は徐々に大きくなり、脈圧に相当する変位量 $z$ は徐々に小さくなっていく(図16(A)0秒から $t_A$ 秒の間)。なお、 $n$ は脈拍を表し、1以上の整数である。 $t_A$ 秒で駆血開放されると、妨げられていた血流が一気に血管を流れるため、脈圧は大きくなり、徐々に定常状態に戻る。従って、駆血開放後の脈圧に相当する変位量 $z_n$ は最大となり、徐々に小さくなり定常状態に戻る。(図16(A) $t_A$ 秒から $t_B$ 秒の間)。

10

【0128】

図16(B)に示す実線は算出された連続血圧 $P(t)$ を示す図である。連続血圧 $P(t)$ は数式3および数式4によって算出される。なお、算出された連続血圧 $P(t)$ は、利用者の体動などが原因のノイズを除去するために、DC成分を除去する補正を行った。その結果、図16(b)に示す連続血圧 $P(t)$ は脈圧成分を抽出したものとなっている。駆血を開始すると血流が妨げられるため、脈圧 $P_M$ は徐々に小さくなっていく。(図16(B)0秒から $t_A$ 秒の間)。 $t_A$ 秒で駆血開放されると、妨げられていた血流が一気に血管を流れるため、駆血開放後の脈圧 $P_{Mn}$ は最大となり、徐々に小さくなり定常状態に戻る(図16(B) $t_A$ 秒から $t_B$ 秒の間)。

20

【0129】

次に、スマートフォン1は利用者の血管の粘弾性を推定する。血管は、弾性と粘性の両方の挙動を示すので、スマートフォン1は弾性率および粘性率を算出することで、血管の粘弾性を推定することができる。

【0130】

血管の弾性は、血管への応力と歪みから推定することができる。本実施形態では、スマートフォン1は弾性率 $E$ を算出して血管の弾性を推定する。弾性率 $E$ は、算出された脈圧 $P_{Mn}$ (血管壁への応力)と算出された脈動に伴う変位量 $z_n$ (歪み)とに基づいて推定される。弾性率 $E = P_{Mn} / z_n$ の関係から弾性率 $E$ を推定する。脈圧 $P_{Mn}$ および脈動に伴う変位量 $z_n$ は、同一脈拍における脈圧および脈動に伴う変位量である。なお、 $n$ は脈拍を表し、1以上の整数である。好ましくは脈圧および脈動に伴う変位量が大きい方が、測定誤差がより小さくなるので、駆血開放後の1拍目の脈拍から $P_{Mn}$ および $z_n$ を抽出することが好ましい。

30

【0131】

血管の粘性は、駆血開放後の血管の挙動から推定することができる。本実施形態では、スマートフォン1は粘性率 $\eta$ を算出して血管の粘性を推定する。粘性率 $\eta$ は、駆血開放後の時間と、駆血開放後の時間に対応するバイタルサインとの関係に基づいて推定される。図16(B)において、駆血開放後の時間に対応するバイタルサインは脈拍毎の最大血圧である。図16(B)に示す点線は、駆血開放後の脈拍毎の最大血圧と時間との関係を最小二乗法で近似した減衰曲線である。この減衰曲線から導かれる時定数 $\tau$ と前述の弾性率 $E$ から血管の粘性率 $\eta$ は推定される。血管の粘性率 $\eta = E \times \tau$ に従って推定される。時定数 $\tau$ は、駆血開放後の最大血圧を示す時間を基準に、減衰曲線の示す値が $1/e$ ( $e$ は自然対数の底)となる時間とする。

40

【0132】

上述の実施形態では、血管の弾性率と粘性率を算出して血管の粘弾性を推定したが、本発明はこれに限らない。血管の弾性率と粘性率の少なくとも一方を算出して血管の粘弾性を推定してもよい。上述の実施形態では、駆血開放後の時間に対応するバイタルサインとして脈拍毎の最大血圧を用いたが、本発明はこれに限らない。駆血開放後の時間に対応するバイタルサインとして、脈拍毎の最大脈圧、最大脈力、または脈動に伴う最大変化量を

50

用いてもよい。

【0133】

本実施形態では、スマートフォン1のセンサを用いるので、装置が小型で、かつ非侵襲に血管の粘弾性を推定することができ、利用者の動脈硬化の進行度合いを知ることができる。また、測定時間は数分であり、短時間で測定できるため、利用者の身体的負担を小さくすることができる。

【0134】

次に図17を用いて、算出された連続血圧から利用者の血圧反射機能を推定する方法について説明する。図17は、第1の指標である脈圧と、第2の指標であるAIとの関係をプロットしたもので、点線は回帰直線を示す。

10

【0135】

本実施形態で演算されたバイタルサインから、利用者の血圧反射機能を推定することができる。血圧反射機能とは、自律神経機能を介した、血圧の値を一定の範囲に保持するための反射システムのことである。一般に血圧が上昇すると、反射的に脈拍が下がり、心筋の収縮力が低下し、血管が拡張するので血圧が下がって正常値に復帰する。このような機能を血圧反射機能と呼ぶ。この血圧反射機能が低下することが、高血圧症の原因の一つになっている。そのため、血圧反射機能を推定することは、高血圧症の原因を知るために重要である。本実施形態では、この血圧反射機能を、非侵襲で、大型の設備を用いることなく推定することが可能である。

【0136】

20

コントローラ10は、検出されたモーションファクタ（本実施形態では角速度）に基づいて算出された連続血圧 $P(t)$ から、第1の指標である脈拍毎の脈圧 $P_{M1} \sim P_{Mn}$ と、脈波の反射現象に応じた第2の指標である脈拍毎の $AI_1 \sim AI_n$ を算出する。なお、前述の通り $n$ は測定された脈拍を表し、脈拍毎に脈圧とAIとは対応づけられている。脈圧は、前進波による脈波のピーク $P_F$ と脈波の最小値 $P_S$ との差であり、体動や装置に起因するノイズの影響を少なくできるので、第1の指標として好ましい。AIは、前進波による脈波のピーク $P_F$ と反射波による脈波のピーク $P_R$ との比であり、体動およびセンサ自体の特性に起因するノイズの影響を少なくできるので、第2の指標として好ましい。

【0137】

コントローラ10は、これら対応づけられた脈圧 $P_M$ とAIとからなる $n$ 組の複数の組から回帰直線を推定する。脈圧が上昇すると、血管の血圧反射機能によって血管は拡張し、反射波の大きさを定量化したAIは小さくなる。従って、回帰直線の傾きによって、血管の血圧反射機能を推定することができる。すなわち、回帰直線の傾きがゼロに近づくほど、血管の血圧反射機能の感受性は低下していると推定される。

30

【0138】

本実施形態では、スマートフォン1のセンサを用いるので、装置が小型で、かつ非侵襲に血管の血圧反射機能を推定することができる。また、数十組以上程度のデータがあれば推定が可能であり、測定時間は数分で、短時間で測定できる。血圧は大小幅のあるデータを用いることが回帰直線の精度上好ましい。従って、測定中利用者に映像等で刺激を与えて意図的に血圧を変動させてもよい。第1の指標に脈圧を、第2の指標にAIを用いることにより、体動や装置に起因するノイズの影響を少なくでき、高精度な推定が可能である。第2の指標にAIを用いることにより、血管の機械的特性を総合した推定が可能である。

40

【0139】

上述の実施形態では、モーションファクタとして角速度を検出したが、加速度を検出してもよく、脈動に伴う連続的な動きを検出できればよい。また第1の指標として脈圧を用いたが、本発明はこれに限らない。第1の指標は、モーションファクタから算出された指標であればよく、血圧、脈力、脈力トルク、角速度から算出された変位角、もしくは加速度から算出された変位量等でもよい。第2の指標は、脈波の反射現象に応じたものであればよく、反射波による脈波のピーク $P_R$ を用いてもよい。第1の指標、第2の指標によっ

50

ては、回帰分析を行い、回帰係数によって血圧反射機能を推定してもよい。

【0140】

上述の実施形態では、血管の血圧反射機能を推定したが、本発明はこれに限らない。例えば、第2の指標として、脈拍間隔RRを用いて回帰分析を行うことにより、心臓の血圧反射機能を推定することができる。これは、脈圧が上昇すると反射的に脈拍が下がる反射機能を推定するものである。例えば、第1の指標として算出された脈波に基づいて周波数分析を行うことにより、利用者のストレスおよび痛み等の推定を行うことができる。以上説明した通り、本実施形態では、モーションファクタから算出された第1の指標、もしくは第1の指標と第2の指標との相関関係に基づいて、利用者の自律神経機能の推定を行うことができる。

10

【0141】

本発明を完全かつ明瞭に開示するために特徴的な実施例に関し記載してきた。しかし、添付の請求項は、上記実施例に限定されるべきものでなく、本明細書に示した基礎的事項の範囲内で当該技術分野の当業者が創作しうるすべての変形例および代替可能な構成を具現化するように構成されるべきである。

【0142】

上述の実施形態において、スマートフォン1は、ステップS103とステップS104との間に測定したバイタルサインファクタが正常であることを判定してもよい。この測定したバイタルサインファクタが正常である否かは、バイタルサインを示すデータのバラツキが所定値よりも大きいか否かによって判断される。例えば、x方向に沿った辺を平面に載置して当該x方向を軸とする角速度によってバイタルサインファクタを測定する場合、理想的な測定ではx方向およびy方向を軸とする角速度の値は変動しない。かかるx方向およびy方向を軸とする角速度の値が大きく変動する場合は正常なデータを測定できず、異常なデータを測定してしまった可能性が高い。この場合、測定したデータを破棄して再測定を促す表示をおこなったり、新たなデータの測定を開始したりしてもよい。

20

【0143】

上述の実施形態において、ステップS103, 104を独立のステップSとして記載したが、これらのステップを並行して進めてもよい。並行してステップを進める例としては、計測したデータから逐次演算する場合は挙げられる。

【0144】

上述の実施形態では、ステップS103において、利用者のバイタルサインファクタを加速度センサ16および角速度センサ18の少なくとも一方を用いて測定したが、バイタルサインの測定手段はこれらに限られない。例えば、スマートフォン1のフロントフェイス1Aに利用者の腕を接触させることで、タッチスクリーン2Bをバイタルサインの測定に利用することができる。バイタルサインの測定に利用可能なタッチスクリーン2Bで検出される情報の例としては、利用者のバイタルサインをタッチスクリーン2Bの位置情報、タッチスクリーン2Bの静電容量変化、およびタッチスクリーン2Bへの荷重などが挙げられる。例えばタッチスクリーン2Bの位置情報は、スマートフォン1と利用者の手首との接触位置の把握に利用することができる。利用者の手首との接触位置を把握することで、スマートフォン1の偏重心によって生じる演算パラメータの誤差を低減することができる。また、タッチスクリーン2Bによって静電容量の変化を検出したり、タッチスクリーン2Bに対する荷重を検出したりすることによって、スマートフォン1と利用者の手首との接触が安定しているか否かを判断することができる。

30

40

【0145】

上記の実施形態では、バイタルサインを測定する携帯機器の一例として、スマートフォンについて説明したが、添付の請求項に係る装置は、スマートフォンに限定されない。例えば、添付の請求項に係る装置は、モバイルフォン、携帯型パソコン、デジタルカメラ、メディアプレイヤー、電子書籍リーダー、ナビゲータ、又はゲーム機等の携帯電子機器であってもよい。

【0146】

50

上記の数式 2 では、弾性係数および減衰係数に近似値を採用した。数式 2 の弾性係数  $K_0$  および減衰係数  $D_0$  は、ステップ応答法によって、より精度よく求めることができる。ステップ応答法では、ベルト 70 を用いてスマートフォン 1 を利用者の手首に装着した状態で、強制的な振動を生じさせ、当該振動が減衰していく際の振幅変化から弾性係数  $K_0$  および減衰係数  $D_0$  を求めることができる。このステップ応答法などによって実測した係数を数式 2 に採用してもよい。

【0147】

スマートフォン 1 と橈骨動脈との接触面積  $S$  の値を測定可能である場合は、数式 2 又は数式 4 から連続血圧  $p(t)$  を直接演算してもよい。

【0148】

本実施形態のスマートフォン 1 は、定数  $A_1$  ,  $B_1$  又は定数  $A_2$  ,  $B_2$  を演算した際の重力方向に対する角度  $\theta$  を基準角度  $\theta_0$  として記憶してもよい。スマートフォン 1 は、ステップ  $S103$  においてバイタルサインを測定する前に、当該バイタルサインを測定する際の測定角度  $\theta_x$  と基準角度  $\theta_0$  とを比較する。この測定角度  $\theta_x$  と基準角度  $\theta_0$  のずれが所定の範囲よりも大きくなっていると、スマートフォン 1 と利用者のとの接触状態が大きくなり、演算した定数  $A$  ,  $B$  もまた大きくずれている可能性が高い。このような場合、スマートフォン 1 は、バイタルサインの測定を中止したり、スマートフォン 1 の設置状態の再調整を促したりしてもよい。

【0149】

上述の実施形態では、スマートフォン 1 を測定部位に直に接触させているが、測定部位とスマートフォン 1 との間に介在するものがある場合でもよい。例えば、利用者の動きを伝える物を介在させて、かかる物の動きを利用者のバイタルサインとして測定してもよい。

【0150】

上述の実施形態では、スマートフォン 1 がモーションセンサおよびコントローラを備えていたが、モーションセンサおよびコントローラが別々の機器に備えられていてもよい。この場合、モーションセンサを備える機器と、コントローラを備える機器とでシステムが構成される。

【0151】

また、本発明は、下記のような形態として構成されても良い。

【0152】

本発明の機器は、モーションファクタを検出するモーションセンサと、上記モーションセンサが検出するモーションファクタを処理するコントローラと、を備え、上記コントローラは、上記モーションファクタに基づいて、利用者のバイタルサインファクタを算出する。

【0153】

本発明の機器において、上記モーションセンサは、上記モーションファクタとして、加速度および角速度の少なくとも一方を検出し、上記コントローラは、上記加速度および角速度の少なくとも一方に基づいて、脈力および脈力トルクの少なくとも一方を算出する。

【0154】

本発明の機器において、上記モーションセンサは、上記モーションファクタとして、連続的な加速度および連続的な角速度の少なくとも一方を検出し、上記コントローラは、上記連続的な加速度および連続的な角速度の少なくとも一方に基づいて、連続的な脈力および連続的な脈力トルクの少なくとも一方を算出する。

【0155】

本発明の機器において、上記コントローラは、上記モーションファクタに基づいて、利用者の血圧、脈圧、脈拍、および脈動に伴う変位量の少なくともいずれか 1 つを算出する。

【0156】

本発明の機器において、上記モーションセンサは、上記モーションファクタとして、連続的な加速度および連続的な角速度の少なくとも一方を検出し、上記コントローラは、上

10

20

30

40

50

記連続的な加速度および連続的な角速度の少なくとも一方に基づいて、連続血圧を算出する。

【0157】

本発明の機器において、上記モーションセンサは、上記モーションファクタとして、連続的な脈動を検出し、上記コントローラは、上記連続的な脈動に基づいて、連続血圧を算出する。

【0158】

本発明の機器において、上記モーションセンサは、上記モーションファクタとして、連続的な脈動を検出し、上記コントローラは、上記連続的な脈動に基づいて、連続脈圧を算出する。

10

【0159】

本発明の機器において、上記モーションセンサは、上記モーションファクタとして、連続的な脈動を検出し、上記コントローラは、上記連続的な脈動に基づいて、連続加速度を算出する。

【0160】

本発明の機器において、上記モーションセンサは、上記モーションファクタとして、脈圧と脈動に伴う変位量を検出し、上記コントローラは、上記脈圧と脈動に伴う上記変位量に基づいて、利用者の血管の粘弾性を推定する。

【0161】

本発明の機器において、上記コントローラは、血流開放後の時間と当該血流開放後の時間に対応するバイタルサインとの関係に基づいて、利用者の血管の粘弾性を推定する。

20

【0162】

本発明の機器において、上記血流開放後の時間に対応するバイタルサインは、利用者の脈拍毎の最大血圧、最大脈力、最大脈圧、または脈動に伴う最大変位量である。

【0163】

本発明の機器において、上記コントローラは、上記モーションファクタから算出された第1の指標と、該第1の指標に対応し脈波の反射現象に応じた第2の指標と、からなる複数の組から回帰直線を推定し、該推定された回帰直線の傾きから、利用者の血圧反射機能を推定する。

【0164】

本発明の機器において、上記コントローラは、上記機器を利用者の部位に当てた際に上記モーションセンサが検出するモーションファクタに基づいて、当該利用者のバイタルサインを算出する。

30

【0165】

本発明の機器において、上記コントローラは、上記機器を利用者の橈骨動脈に当てた際に上記モーションセンサが検出するモーションファクタに基づいて、当該利用者のバイタルサインを算出する。

【0166】

本発明の機器において、上記コントローラは、上記モーションセンサで検出された連続的なモーションファクタに基づいて、連続的なバイタルサインを算出する。

40

【0167】

本発明の機器において、上記コントローラは、上記モーションセンサで検出されたモーションファクタから利用者の血圧と脈拍の少なくとも一方を算出する。

【0168】

本発明の機器の制御方法は、モーションファクタを検出するモーションセンサと、上記モーションセンサが検出するモーションファクタを処理するコントローラと、を備える、機器の制御方法であって、上記モーションファクタに基づいて、利用者のバイタルサインを算出する工程を備える。

【0169】

本発明の機器の制御方法において、上記モーションセンサは、上記モーションファクタ

50

として、加速度および角速度の少なくとも一方を検出し、上記コントローラは、上記加速度および角速度の少なくとも一方に基づいて、脈力および脈力トルクの少なくとも一方を算出する工程を備える。

【0170】

本発明の機器の制御方法において、上記モーションセンサは、上記モーションファクタとして、連続的な加速度および連続的な角速度の少なくとも一方を検出し、上記コントローラは、上記連続的な加速度および連続的な角速度の少なくとも一方に基づいて、連続的な脈力および連続的な脈力トルクの少なくとも一方を算出する工程を備える。

【0171】

本発明の機器の制御プログラムは、モーションファクタを検出するモーションセンサと、上記モーションセンサが検出するモーションファクタを処理するコントローラと、を備える、機器の制御プログラムであって、上記モーションファクタに基づいて、上記コントローラに、利用者のバイタルサインを算出させる。

10

【0172】

本発明を詳細にまた特定の実施態様を参照して説明したが、様々な変更や修正を加えることができることは当業者にとって明らかである。

本出願は、2013年4月16日出願の日本特許出願・出願番号2013-085964、2013年8月28日出願の日本特許出願・出願番号2013-177107、2014年1月30日出願の日本特許出願・出願番号2014-016044、2014年2月27日出願の日本特許出願・出願番号2014-036931に基づくものであり、その内容はここに参照として取り込まれる。

20

【符号の説明】

【0173】

- 1 スマートフォン
- 2 タッチスクリーンディスプレイ
- 2A ディ스플레이
- 2B タッチスクリーン
- 3 ボタン
- 4 照度センサ
- 5 近接センサ
- 6 通信ユニット
- 7 レシーバ
- 8 マイク
- 9 ストレージ
- 9A 基本プログラム
- 9B メールアプリケーション
- 9C ブラウザアプリケーション
- 9Z 測定アプリケーション
- 10 コントローラ
- 12, 13 カメラ
- 14 コネクタ
- 15 モーションセンサ
- 16 加速度センサ
- 17 方位センサ
- 18 角速度センサ
- 19 角度センサ
- 20ハウジング
- 40 表示領域
- 41 第1領域
- 42 第2領域
- 50 ホーム画面

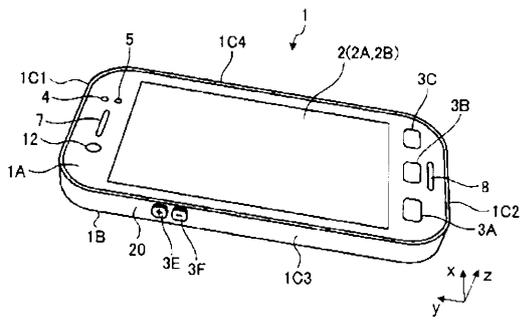
30

40

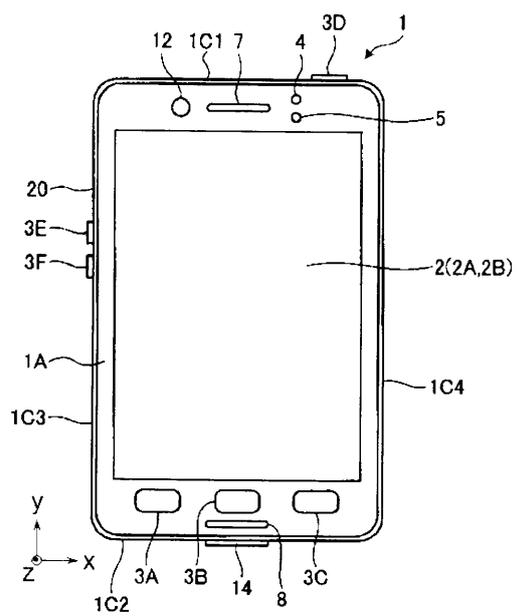
50

- 5 1 アイコン
- 6 0 操作画面
- 6 1 , 6 2 , 6 3 , 6 4 アイコン
- 7 0 ベルト

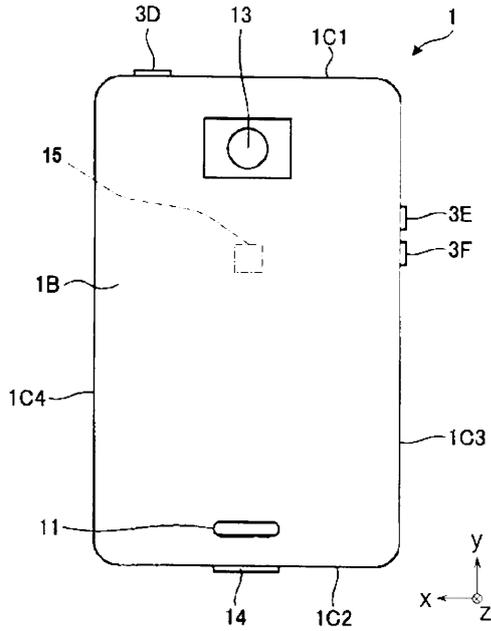
【図 1】



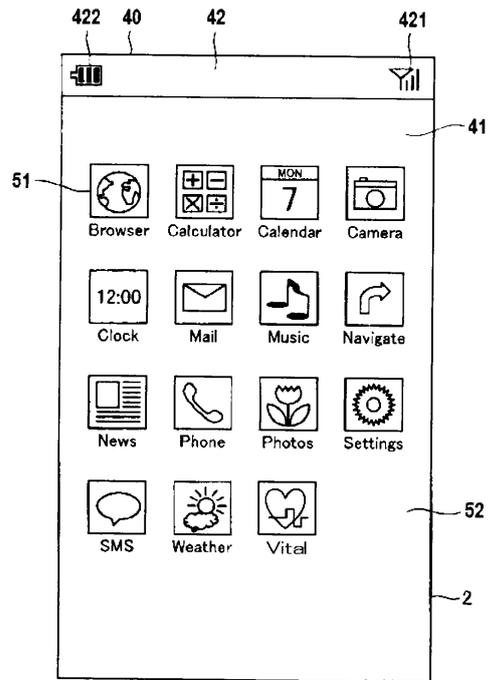
【図 2】



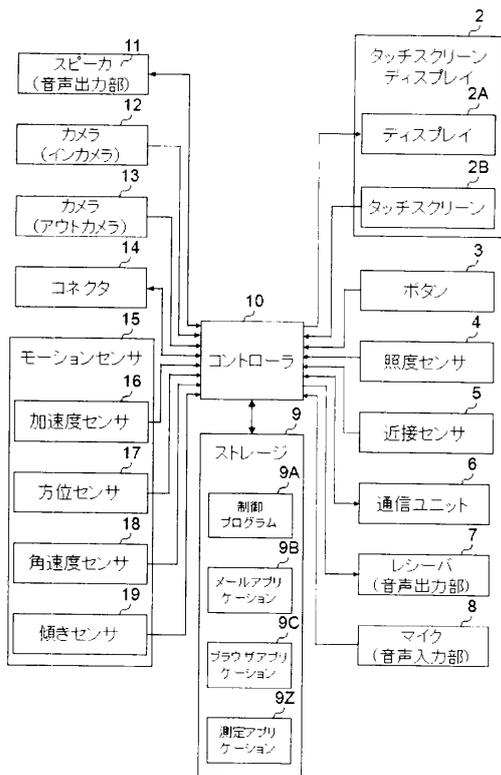
【図3】



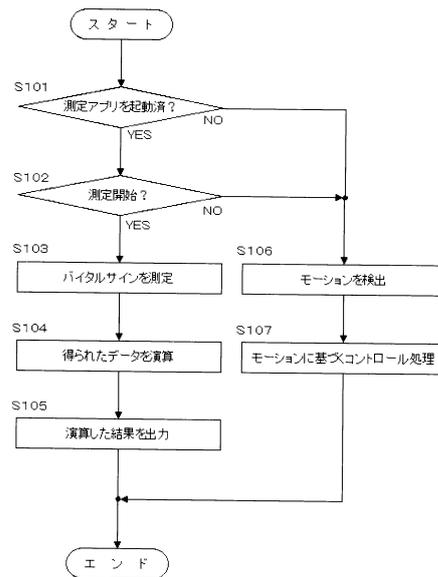
【図4】



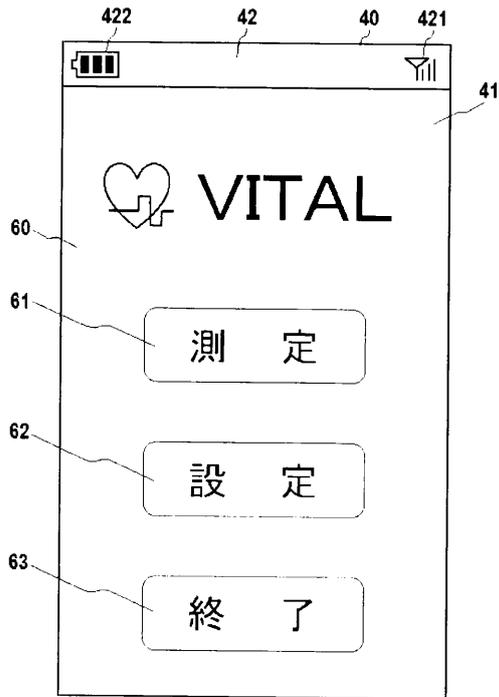
【図5】



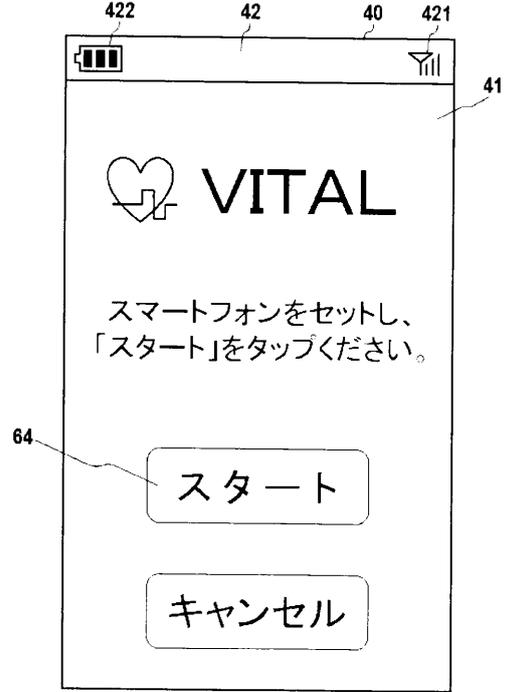
【図6】



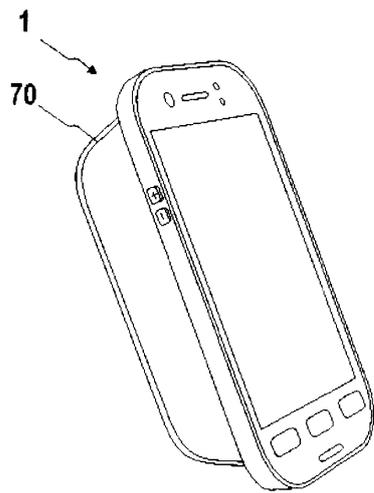
【図7】



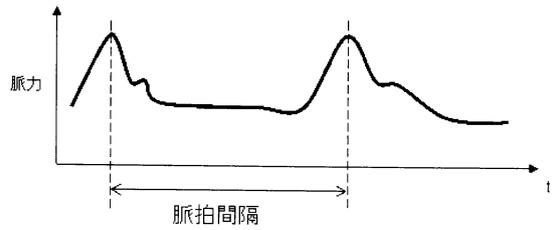
【図8】



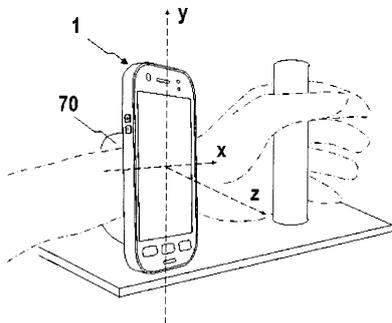
【図9】



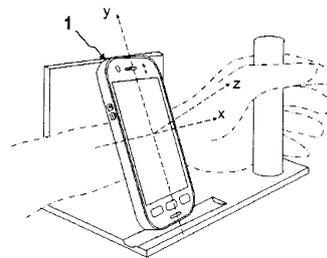
【図11】



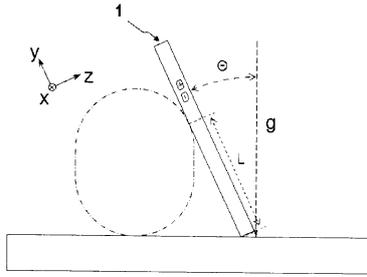
【図10】



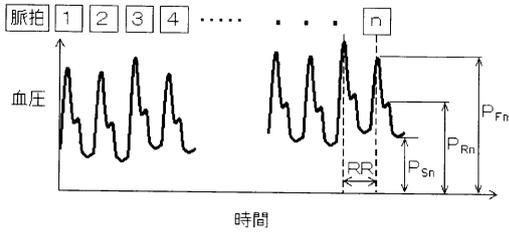
【図12】



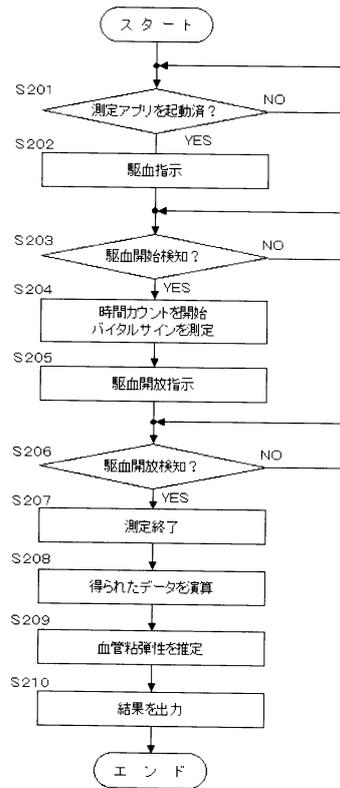
【図13】



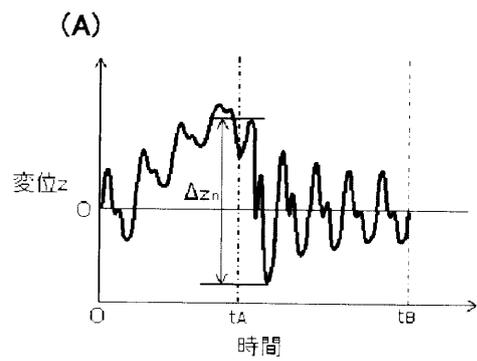
【図14】



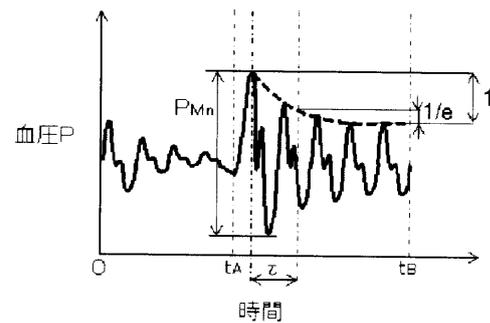
【図15】



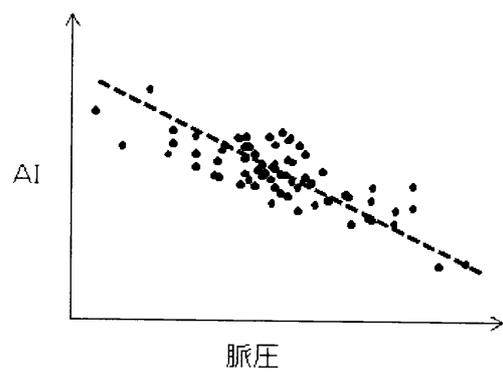
【図16】



(B)



【図17】



## フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 特願2014-16044(P2014-16044)  
(32)優先日 平成26年1月30日(2014.1.30)  
(33)優先権主張国 日本国(JP)  
(31)優先権主張番号 特願2014-36931(P2014-36931)  
(32)優先日 平成26年2月27日(2014.2.27)  
(33)優先権主張国 日本国(JP)

## 早期審査対象出願

- (56)参考文献 特開2012-105762(JP,A)  
特開2001-272413(JP,A)  
特開2004-321252(JP,A)  
特開2006-107657(JP,A)  
特開2002-17693(JP,A)  
特開平10-211172(JP,A)  
実開平7-37104(JP,U)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02 - 5/03