

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4216810号  
(P4216810)

(45) 発行日 平成21年1月28日 (2009. 1. 28)

(24) 登録日 平成20年11月14日 (2008. 11. 14)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/145 (2006. 01)

A 6 1 B 5/14 3 1 O

A 6 1 B 5/0245 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O B

請求項の数 18 (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2005-1850 (P2005-1850)  
 (22) 出願日 平成17年1月6日 (2005. 1. 6)  
 (65) 公開番号 特開2005-312913 (P2005-312913A)  
 (43) 公開日 平成17年11月10日 (2005. 11. 10)  
 審査請求日 平成18年2月2日 (2006. 2. 2)  
 (31) 優先権主張番号 特願2004-101318 (P2004-101318)  
 (32) 優先日 平成16年3月30日 (2004. 3. 30)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)  
 (31) 優先権主張番号 特願2004-101319 (P2004-101319)  
 (32) 優先日 平成16年3月30日 (2004. 3. 30)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (74) 代理人 100089118  
 弁理士 酒井 宏明  
 (72) 発明者 鈴木 琢治  
 神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株  
 式会社東芝 研究開発センター内  
 (72) 発明者 亀山 研一  
 神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株  
 式会社東芝 研究開発センター内  
 (72) 発明者 森屋 彰久  
 神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株  
 式会社東芝 研究開発センター内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者の手に向けて光を発する光源と当該手の少なくとも一部を通過した光を受光する  
 受光部とを有する検知部と、

前記被験者の指と指の間の水かき部を挟持するように屈曲形状に形成され、挟持部に前  
 記検知部が設けられた支持部材と、

前記被験者に装着され、前記受光部から得られる脈波データに基づいて生体情報を計測  
 する計測部と、

前記支持部材を前記計測部の方向に引っ張る牽引手段と、

を備えたことを特徴とする生体情報計測装置。

10

【請求項 2】

前記支持部材は、前記水かき部の形状に沿った屈曲形状の樹脂で形成されたことを特徴  
 とする請求項 1 に記載の生体情報計測装置。

【請求項 3】

前記牽引手段は、前記支持部材と前記計測部とを接続するケーブルと、該ケーブルを巻  
 き取る巻取部とを備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の生体情報計測装置。

【請求項 4】

前記巻取部は、前記計測部に配置されていることを特徴とする請求項 3 に記載の生体情  
 報計測装置。

【請求項 5】

20

前記巻取部は、前記支持部材の狭持部の手首側端部に配置されていることを特徴とする請求項 3 に記載の生体情報計測装置。

【請求項 6】

前記牽引手段は、前記支持部材と前記計測部とを接続するとともに伸縮性を有するケーブルであることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の生体情報計測装置。

【請求項 7】

前記ケーブルは、前記計測部から前記光源を駆動する信号を送出するための第 1 の信号線と、前記受光部の受光した信号を前記計測部に送出するための第 2 の信号線とを含むことを特徴とする請求項 3 ～ 6 のいずれか一つに記載の生体情報計測装置。

【請求項 8】

前記支持部材は、前記光源の周囲における前記被験者との接触面と、前記受光部の周囲における前記被験者との接触面とに設けられたクッションを有することを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか一つに記載の生体情報計測装置。

【請求項 9】

前記支持部材は、前記光源と前記受光部とを包み込むクッションを設けたことを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか一つに記載の生体情報計測装置。

【請求項 10】

前記支持部材の狭持部は、前記検知部から手首方向に向けて幅広に形成されていることを特徴とする請求項 1 ～ 9 のいずれか一つに記載の生体情報計測装置。

【請求項 11】

前記支持部材において、屈曲形状の先端から手の甲側の前記狭持部の一端までの長さ、と、屈曲形状の先端から手のひら側の前記狭持部の他端までの長さとは異なることを特徴とする請求項 1 ～ 10 のいずれか一つに記載の生体情報計測装置。

【請求項 12】

前記光源と前記受光部は、前記狭持部の手の甲側と手のひら側とに分離して設けられ、前記受光部は、前記光源から発せられて前記手を透過した光を受光することを特徴とする請求項 1 ～ 11 のいずれか一つに記載の生体情報計測装置。

【請求項 13】

前記支持部材において、前記光源から前記狭持部の手首側一端までの長さ、と、前記受光部から前記狭持部の手首側他端までの長さとは異なることを特徴とする請求項 12 に記載の生体情報計測装置。

【請求項 14】

前記光源と前記受光部はともに、前記狭持部の手の甲側または手のひら側に設けられ、前記受光部は、前記光源から発せられて前記手の内部で反射した光を受光することを特徴とする請求項 1 ～ 13 のいずれか一つに記載の生体情報計測装置。

【請求項 15】

前記支持部材は、狭持部の前記検知部を保持する位置に水かき部に沿って回転する回転部材を有することを特徴とする請求項 1 ～ 14 のいずれか一つに記載の生体情報計測装置。

【請求項 16】

利用者の手に向けて光を発する光源と当該手の少なくとも一部を通過した光を受光する受光部とを有する検知部と、

前記利用者の指と指の間の水かき部を狭持するように屈曲形状に形成され、狭持部に前記検知部が設けられた支持部材と、

前記利用者に装着され、前記受光部から得られる脈波データに基づいて生体情報を計測する計測部と、

前記支持部材を前記計測部の方向に引っ張る牽引手段と、を備え、

前記計測部は、

前記脈波データに基づいて自律神経活動の状態を示す指標を算出する指標算出手段と、

前記利用者の体動を示す体動情報を計測する体動計測手段と、

10

20

30

40

50

前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者が覚醒しているか睡眠中かを判定する睡眠判定手段と、

前記睡眠判定手段により覚醒していると判定された場合、前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者の動作の有無を判定する体動判定手段と、

前記体動判定手段により前記利用者が動作をしていないと判定された場合、前記指標算出手段により算出された前記指標を、ネットワークを介して外部装置に送信する第1の送信手段と、

前記睡眠判定手段により睡眠中と判定された場合、前記指標算出手段により算出された前記指標から睡眠中における睡眠深さを示す睡眠状態情報を特定する睡眠状態特定手段と、

前記睡眠状態特定手段により特定された前記睡眠状態情報が、以前に前記睡眠状態特定手段により特定された前記睡眠状態情報と比較して、前記睡眠状態情報が変化したか否かを判定する状態変化判定手段と、

前記状態変化判定手段により前記睡眠状態情報が変化したと判定された場合、前記睡眠状態情報を、ネットワークを介して外部装置に送信する第2の送信手段と、

を備えたことを特徴とする生体情報計測装置。

【請求項17】

利用者の手に向けて光を発する光源と当該手の少なくとも一部を通過した光を受光する受光部とを有する検知部と、

前記利用者の指と指の間の水かき部を挟持するように屈曲形状に形成され、挟持部に前記検知部が設けられた支持部材と、

前記利用者に装着され、前記受光部から得られる脈波データに基づいて生体情報を計測する計測部と、

前記支持部材を前記計測部の方向に引っ張る牽引手段と、を備え、

前記計測部は、

前記脈波データに基づいて自律神経活動の状態を示す指標を算出する指標算出手段と、

前記利用者の体動を示す体動情報を計測する体動計測手段と、

前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者が覚醒しているか睡眠中かを判定する睡眠判定手段と、

前記睡眠判定手段により覚醒していると判定された場合、前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者の動作の有無を判定する体動判定手段と、

前記体動判定手段により利用者が動作をしていないと判定された場合、前記指標算出手段により算出された前記指標を、ネットワークを介して外部装置に送信する第1の送信手段と、

前記睡眠判定手段により睡眠中と判定された場合、前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者の睡眠中の体動の有無を判定する睡眠体動判定手段と、

前記睡眠体動判定手段により睡眠中に体動があったと判定された場合、前記指標算出手段により算出された前記指標から睡眠中における睡眠深さを示す睡眠状態情報を特定する睡眠状態特定手段と、

前記睡眠状態特定手段により特定された前記睡眠状態情報を、ネットワークを介して外部装置に送信する第2の送信手段と、

を備えたことを特徴とする生体情報計測装置。

【請求項18】

利用者の手に向けて光を発する光源と当該手の少なくとも一部を通過した光を受光する受光部とを有する検知部と、

前記利用者の指と指の間の水かき部を挟持するように屈曲形状に形成され、挟持部に前記検知部が設けられた支持部材と、

前記利用者に装着され、前記受光部から得られる脈波データに基づいて生体情報を計測する計測部と、

10

20

30

40

50

前記支持部材を前記計測部の方向に引っ張る牽引手段とを備え、  
前記計測部は、  
前記脈波データに基づいて自律神経活動の状態を示す指標を算出する指標算出手段と、  
前記利用者の体動を示す体動情報を計測する体動計測手段と、  
前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者が覚醒しているか睡眠中かを判定する睡眠判定手段と、  
前記睡眠判定手段により睡眠中と判定された場合、前記指標算出手段により算出された前記指標から睡眠中における睡眠深さを示す睡眠状態情報を特定する睡眠状態特定手段と、  
を備えたことを特徴とする生体情報計測装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、指の間の脈波等に基づいて利用者の生体情報を計測する生体情報計測装置に関し、特にその構造と、計測された生体情報に基づいて通信を行う条件を設定する技術とに関するものである。

【背景技術】

【0002】

被験者の指や耳たぶに光を照射し、その反射光あるいは透過光を検出することによって脈波を計測することができる。計測された脈波を用いることで脈拍数の算出が可能となる。脈拍数を算出する装置は、脈拍モニタ等としてスポーツ時の心肺負荷のチェックなどに用いられる。

20

【0003】

また、赤外光と赤色光の2波長の光を被験者の指や耳たぶに照射し、その反射光あるいは透過光を検出することによって動脈血の血中酸素飽和濃度を計測することができる。このような装置は、パルスオキシメータとして医療現場などで主に呼吸状態管理に利用されている。

【0004】

脈波データは、心拍数または血中酸素飽和濃度の計測のみならず、例えば、被験者の体動を示す体動データと組み合わせることによって被験者の睡眠状態を判定するなど、他の目的に利用することもできる。また、パルスオキシメータで血中酸素飽和濃度を睡眠中に連続的に計測することによって、睡眠時無呼吸症候群のスクリーニングを行なうこともできる。

30

【0005】

このような使用目的の観点から、脈波や血中酸素飽和濃度等の生体情報を計測する装置（生体情報計測装置）は、被験者に長時間装着されている必要がある。

【0006】

しかし、上述した生体情報計測装置は、光源と受光部を含むセンサヘッドを、サポートで指に巻き付けるか、クリップで指に挟むような構造であり、特定用途に用いられることを想定している。そのため、従来の生体情報計測装置は、長時間装着されることを前提としておらず、長時間装着するとかなりの痛みを伴う。医療現場においては長時間装着用のセンサも用いられているが、このタイプは、絆創膏などでセンサヘッドを固定する必要があるため装着が非常に煩雑である。

40

【0007】

そこで、長時間装着することを目的とした脈波あるいは血中酸素飽和濃度を算出する指輪タイプ（例えば、特許文献1、2）および新生児のベルトタイプ（例えば、特許文献3）の装置が提案されている。これらの装置は、指輪の形状の内側に光源と受光部が内蔵され、反射光あるいは透過光を計測し、結果を無線で外部に送信するか、あるいは指輪形状の装置のディスプレイに表示している。

【0008】

50

また、脈波の計測によって被験者の心拍の揺らぎを解析し、その結果から自律神経状態を判定する技術が知られている（例えば、特許文献4参照）。特に、この技術を利用して、自律神経状態及び睡眠時における睡眠状態をリアルタイムに計測し、家電製品など外部機器を制御することが提案されている。

【0009】

しかしながら、生体情報計測装置において、自律神経状態や睡眠状態がその計測の度に送信されるとなると、消費電力が高くなり電池が激しく消耗してしまう。利用者による快適な使用のためには所定の電池で長時間使用できる必要があり、また、利用者の生体情報を取得しているならば、取得した生体情報に基づいて省電力化を図るのが好ましい。

【0010】

そこで、取得した利用者の生体情報または環境情報に基づいて装置の省電力化を図る技術が提案されている（例えば、特許文献5参照）。この技術は、例えばノートブック型コンピュータなどの情報処理装置の省電力化を図るために、利用者の生体情報または環境情報から、その利用者が情報処理装置を利用しているか否かを判断し、利用していないと判断した場合に限り情報処理装置への電力の供給を制御するものである。

【0011】

【特許文献1】特開2001-70264号公報

【特許文献2】特開2001-224088号公報

【特許文献3】特開2001-224561号公報

【特許文献4】特開平7-143972号公報

【特許文献5】特開2001-100870号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、特許文献1及び2で開示された指輪タイプの装置の場合、外部からの光を遮断すること、指の同じ部位を介して光源から発せられた光を受光部が受光すること、および装置を指に固定することなどの要求によって、指輪と指のサイズを一致させる必要がある。また、装着する際にあらかじめ被験者の指のサイズを計測し、計測した指のサイズと一致した装置を用意する必要がある。これらの理由によって、上記した指輪タイプの装置は、装着から計測までの作業が容易に行えないという問題がある。

【0013】

また、特許文献3で開示されたベルトタイプの装置の場合、ベルトにより緩やかに装着することとしているが、これは新生児の動きによる皮膚の損傷の防止および新生児の成長により皮膚の一箇所に大きな圧縮力が係るのを防ぐことを目的としているものであり、新生児の下肢のサイズを問わない装着を可能としたものではない。そのため、新生児の下肢のサイズに合わせたベルトタイプの装置を用意し、それを成長を考慮したうえで装着する必要がある。装着から計測までの作業が容易に行えないという問題がある。

【0014】

また、特許文献4に開示された技術は、利用者が情報処理装置を使用していない場合にその電力の供給を制御して省電力化を目指したものであり、常に稼動してリアルタイムに利用者の生体情報を算出する必要がある生体情報計測装置に用いることはできない。また、特許文献5に開示された技術は、機器内部の電力を制御して省電力化を計るものであり、生体情報を通信する場合における省電力化を目指したものではない。

【0015】

さらに、生体情報に基づいて家電製品などの外部機器を制御するのであれば、生体情報は常に送信される必要はない。利用者が睡眠中の場合は、生体情報が変化したときにのみそれを送信すれば、機器の制御を十分に行えと考えられる。一方、利用者が覚醒している場合、利用者が動いているときの生体情報にはノイズが多く含まれていることから、利用者が動いていないときの生体情報のみの送信であっても、機器の制御を十分に行えと考えられる。

## 【 0 0 1 6 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、生体情報の安定した計測を可能としつつ、装着から生体情報を計測するまでの作業を容易にした生体情報計測装置を提供することを目的としたものである。

## 【 0 0 1 7 】

また、本発明は、計測された生体情報の送信を必要最小限にとどめて、送信のための消費電力を抑えることを目的としたものである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 8 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本態様における発明は、被験者の手に向けて光を発する光源と当該手の少なくとも一部を通過した光を受光する受光部とを有する検知部と、前記被験者の指と指の間の水かき部を挟持するように屈曲形状に形成され、挟持部に前記検知部が設けられた支持部材と、前記被験者に装着され、前記受光部から得られる脈波データに基づいて生体情報を計測する計測部と、前記支持部材を前記計測部の方向に引っ張る牽引手段と、を備えたことを特徴とする。

10

## 【 0 0 2 1 】

また、本態様における発明は、利用者の手に向けて光を発する光源と当該手の少なくとも一部を通過した光を受光する受光部とを有する検知部と、前記利用者の指と指の間の水かき部を挟持するように屈曲形状に形成され、挟持部に前記検知部が設けられた支持部材と、前記利用者に装着され、前記受光部から得られる脈波データに基づいて生体情報を計測する計測部と、前記支持部材を前記計測部の方向に引っ張る牽引手段と、を備え、前記計測部は、前記脈波データに基づいて自律神経活動の状態を示す指標を算出する指標算出手段と、前記利用者の体動を示す体動情報を計測する体動計測手段と、前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者が覚醒しているか睡眠中かを判定する睡眠判定手段と、前記睡眠判定手段により覚醒していると判定された場合、前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者の動作の有無を判定する体動判定手段と、前記体動判定手段により利用者が動作をしていないと判定された場合、前記指標算出手段により算出された前記指標を、ネットワークを介して外部装置に送信する第1の送信手段と、前記睡眠判定手段により睡眠中と判定された場合、前記指標算出手段により算出された前記指標から睡眠中における睡眠深さを示す睡眠状態情報を特定する睡眠状態特定手段と、前記睡眠状態特定手段により特定された前記睡眠状態情報が、以前に前記睡眠状態特定手段により特定された前記睡眠状態情報と比較して、前記睡眠状態情報が変化したか否かを判定する状態変化判定手段と、前記状態変化判定手段により前記睡眠状態情報が変化すると判定された場合、前記睡眠状態情報を、ネットワークを介して外部装置に送信する第2の送信手段と、を備えたことを特徴とする。

20

30

## 【 0 0 2 2 】

また、本態様における発明は、利用者の手に向けて光を発する光源と当該手の少なくとも一部を通過した光を受光する受光部とを有する検知部と、前記利用者の指と指の間の水かき部を挟持するように屈曲形状に形成され、挟持部に前記検知部が設けられた支持部材と、前記利用者に装着され、前記受光部から得られる脈波データに基づいて生体情報を計測する計測部と、前記支持部材を前記計測部の方向に引っ張る牽引手段と、を備え、前記計測部は、前記脈波データに基づいて自律神経活動の状態を示す指標を算出する指標算出手段と、前記利用者の体動を示す体動情報を計測する体動計測手段と、前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者が覚醒しているか睡眠中かを判定する睡眠判定手段と、前記睡眠判定手段により覚醒していると判定された場合、前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者の動作の有無を判定する体動判定手段と、前記体動判定手段により利用者が動作をしていないと判定された場合、前記指標算出手段により算出された前記指標を、ネットワークを介して外部装置に送信する第1の送信手段と、前記睡眠判定手段により睡眠中と判定された場合、前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者の睡眠中の体動の有無を判定す

40

50

る睡眠体動判定手段と、前記睡眠体動判定手段により睡眠中に体動があったと判定された場合、前記指標算出手段により算出された前記指標から睡眠中における睡眠深さを示す睡眠状態情報を特定する睡眠状態特定手段と、前記睡眠状態特定手段により特定された前記睡眠状態情報を、ネットワークを介して外部装置に送信する第2の送信手段と、を備えたことを特徴とする。

#### 【0023】

また、本態様における発明は、利用者の手に向けて光を発する光源と当該手の少なくとも一部を通過した光を受光する受光部とを有する検知部と、前記利用者の指と指の間の水かき部を挟持するように屈曲形状に形成され、挟持部に前記検知部が設けられた支持部材と、前記利用者に装着され、前記受光部から得られる脈波データに基づいて生体情報を計測する計測部と、前記支持部材を前記計測部の方向に引っ張る牽引手段とを備え、前記計測部は、前記脈波データに基づいて自律神経活動の状態を示す指標を算出する指標算出手段と、前記利用者の体動を示す体動情報を計測する体動計測手段と、前記体動計測手段により計測された前記体動情報に基づいて、前記利用者が覚醒しているか睡眠中かを判定する睡眠判定手段と、前記睡眠判定手段により睡眠中と判定された場合、前記指標算出手段により算出された前記指標から睡眠中における睡眠深さを示す睡眠状態情報を特定する睡眠状態特定手段と、を備えたことを特徴とする。

#### 【発明の効果】

#### 【0024】

本発明にかかる生体情報計測装置によれば、指と指の間の水かき部に装着した支持部材の挟持力によって被験者に検出部を装着でき、さらに支持部材を引っ張る牽引手段の張力により該検知部を固定するため、生体情報の安定した計測及び容易な装着を実現しつつ、また該生体情報計測装置は体型を問わず誰でも装着できるため、装着から生体情報を計測するまでの作業が容易となるという効果を奏する。また、指と指の間の水かき部に挟持して装着することにしたので、圧迫される部分が少なくなり、結果的に被験者の痛みを感じさせずに長時間装着した状態で安定した生体情報の計測が可能になるという効果を奏する。

#### 【0025】

また、本発明にかかる生体情報計測装置は、利用者が覚醒しているときでは、利用者が動作していないと判定した場合に自律神経活動情報を送信し、また、利用者が睡眠中のときは、睡眠状態情報が変化したと判定した場合に睡眠状態情報を送信するので、自律神経活動情報または睡眠状態情報の送信する回数が抑えられ、省電力化を図ることができるという効果を奏する。

#### 【0026】

また、本発明にかかる生体情報計測装置は、利用者が覚醒しているときでは、利用者が動作していないと判定した場合に自律神経活動情報を送信し、また、利用者が睡眠中のときは、利用者の体動があったと判定した場合に睡眠状態情報を送信するので、自律神経活動情報または睡眠状態情報の送信する回数が抑えられ、省電力化を図ることができるという効果を奏する。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0027】

以下に添付図面を参照して、この発明にかかる生体情報計測装置の最良な実施の形態を詳細に説明する。

#### 【0028】

##### (第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態にかかる生体情報計測装置10の構成を示すブロック図である。図1に示すとおり、生体情報計測装置10は、生体情報処理装置100と、ケーブル111を介して接続されたセンサヘッド151とを有する。また、生体情報処理装置100は、入力部101と、表示部102と、記憶部103と、データ通信部104と、電源供給部105と、制御部106と、光源制御部107と、脈波計測部108と、

ケーブル巻取部 109 と、血中酸素飽和濃度演算部 110 とを有する。

【0029】

この生体情報計測装置 10 を被験者が装着することで、被験者の生体情報の計測が可能となる。図 2 は、第 1 の実施の形態における生体情報計測装置 10 の被験者による装着例を示した図である。図 2 では、センサヘッド 151 を指と指の間に、生体情報処理装置 100 を手首に装着している。なお、図 2 ではセンサヘッド 151 を人差し指と中指の間に装着しているが、これに制限するものではなく、どの指の間に装着してもよい。

【0030】

図 1 に戻り、入力部 101 は、被験者による電源のオン・オフ、後述する表示部 102 の表示の切り替え、あるいは生体情報の計測に必要な条件の設定に用いられる。

10

【0031】

記憶部 103 は、脈波などの計測データ、血中酸素濃度データなどの算出処理後のデータ、あるいは血中酸素飽和濃度の算出に必要な校正用パラメータなどを記憶する。記憶部 103 は、例えば、フラッシュメモリである。

【0032】

電源供給部 105 は、生体情報処理装置 100 に電力を供給する。この電源供給部 105 を備えることで、生体情報計測装置 10 を携帯した状態で、脈波の計測から脈拍数および血中酸素飽和濃度の算出が可能となる。また、電源供給部 105 を生体情報処理装置 100 側に備えることで、従来の指輪タイプと比べて電源供給部 105 のサイズを大きくでき、長時間の使用が可能となる。

20

【0033】

光源制御部 107 は、赤外光あるいは赤色光がパルス状に出射されるように光源 152 の駆動間隔を制御する。

【0034】

脈波計測部 108 は、後述するセンサヘッド 151 からの出力電流を電流電圧変換器により電圧に変換し、増幅器でその電圧を増幅して、ハイパスフィルタ（カットオフ周波数：0.1Hz）とローパスフィルタ（カットオフ周波数：100Hz）を通過させた後、10ビット A/D 変換器でデジタル量に変換することで、脈波データを取得する。取得した脈波データは制御部 106 に出力される。なお、ハイパスフィルタおよびローパスフィルタのカットオフ周波数は、上述した値に制限するものではない。

30

【0035】

制御部 106 は、生体情報処理装置 100 に内蔵された各部およびデータの入出力を制御する。さらに、制御部 106 は、光源 152 を構成する赤外 LED あるいは赤色 LED の駆動タイミングに合わせて受光部 153 のフォトダイオードから信号を取得することにより、赤外 LED による透過光と赤色 LED による透過光とを選択的に検出することができる。また、制御部 106 は、それぞれの LED の無発光時における受光部 153 の信号を取得することで、外光の影響を打ち消すための校正データを算出することができる。

【0036】

血中酸素飽和濃度演算部 110 は、脈波計測部 108 から得られた、赤外 LED または赤色 LED の拍動成分の比を求め、記憶部 103 に記憶されていた校正用パラメータを用いて血中酸素飽和濃度を算出する。なお、血中酸素飽和濃度の算出する方法はどんな方法を用いてもよいこととする。

40

【0037】

センサヘッド 151 は、被験者の指と指の間に装着され、センサヘッド 151 に備えられた光源 152 と受光部 153 により、被験者の脈波データを取得する。光源 152 は、赤外 LED（例えば波長 940nm）と赤色 LED（例えば波長 660nm）の発光ダイオードからなる。第 1 の実施の形態においては手の甲側に光源 152 が配置され、手のひら側に受光部 153 が配置されることとするが、これに制限するものではなく、手のひら側に光源 152 が配置され、手の甲側に受光部 153 が配置されてもよい。

【0038】

50



図３－１～図３－３は、センサヘッド１５１の形状を示した図である。図３－１は、センサヘッド１５１の側面図を示し、図３－２は、その上面図を示し、図３－３は、その正面図を示す。センサヘッド１５１本体はエポキシなどの固い樹脂で形成され、その樹脂の内部に、検知部を構成する光源１５２および受光部１５３を有する。この樹脂部分は、センサヘッド１５１を指と指との間に支持する支持部材として機能し、被験者の指と指の間の水かき部に沿うように屈曲した狭持部を有する。この狭持部による手の甲側と手のひら側との間の狭持力によりセンサヘッド１５１が固定される。さらにセンサヘッド１５１を形成する樹脂は、指の間に抵抗なく挟めるように、図３－３に示すように、樹脂の両側が内方に凹状に形成された湾曲形状とするのが好ましく、また、図３－２に示すように、屈曲箇所から手首へと向かう方向において手の甲側の樹脂の形状が幅広となっていることが好ましい。これにより、センサヘッド１５１を非常に安定に装着することができ、被験者はセンサヘッド１５１を装着しているにもかかわらず快適に指を動かすことが可能となる。

10

#### 【００３９】

図４は、被験者の手にセンサヘッド１５１が装着された状態を示した図である。また、図５は、図４のＸ－Ｘ'で示した点線におけるセンサヘッド１５１および被験者の手の断面図である。図５に示すように、光源１５２から発せられた光は、被験者の手の水かきを通過した透過光として受光部１５３において受信される。この透過光を検知することで、脈波および血中酸素飽和濃度などの生体情報の測定が可能となる。

#### 【００４０】

20

次に、第１の実施の形態での光源１５２あるいは受光部１５３のセンサヘッド１５１への内蔵方法について説明する。図６は、センサヘッド１５１の断面図であり、特に光源１５２が配置された部分を示している。センサヘッド１５１の支持部材と光源１５２との間に弾力性のあるスペーサ６０１が設けられており、光源１５２に接続されたケーブル１１１はケーブル通し穴６０２を通過してセンサヘッド１５１の外部へと導かれている。このスペーサ６０１によって、光源１５２はセンサヘッド１５１の支持部材表面から少し突き出される。この突き出しによって、センサヘッド１５１を装着した際の光源１５２と被験者の水かき部との密着性が向上する。すなわち、光源１５２から受光部１５３までの距離が常に一定となり、安定した生体情報の計測が可能となる。さらに、光源１５２の周囲を囲むようにクッション６０３が設けられており、これにより光源１５２を外光から遮蔽することが可能となる。また、光源１５２の基板はセンサヘッド１５１内に埋め込まれるので、光源１５２はセンサヘッド１５１に安定した状態で固定される。

30

#### 【００４１】

また、図６に示した光源１５２の構成に替えて、例えば図７に示すようにセンサヘッド１５１の支持部材内において光源１５２を包み込んだクッション７０１が設けられてもよい。この場合、光源１５２からのケーブル１１１はクッション７０１を介し、ケーブル通し穴７０２を通過してセンサヘッド１５１の外部に導かれる。この構成においても図６と同様に、光源１５２はセンサヘッド１５１から突き出され、これにより、被験者の水かき部との密着性が向上し、かつクッション７０１により外光を遮光することができる。また、光源１５２を包み込んだクッション７０１はセンサヘッド１５１内に接着によって固定することができ、センサヘッド１５１内への光源１５２の装着が容易になる。なお、図６および図７においては、光源１５２についてのみ説明したが、受光部１５３も同様の構成によってセンサヘッド１５１内に設けることができる。

40

#### 【００４２】

センサヘッド１５１の支持部材は、エポキシなどの硬い樹脂以外の他の樹脂によって形成されてもよい。図８は、センサヘッド１５１の支持部材をシリコーンゴムにより形成した場合のセンサヘッド８０１の一例を示したものである。図８に示すように、シリコーンゴムの支持部材では、指の間の水かき部との密着性を高めるために、矢印で指し示した挟持部の間隔を狭くしておき、これによって生ずる狭持力によりセンサヘッド８０１を水かき部に固定する。挟持部以外の部分は、図３－１～図３－３に示したセンサヘッド１５１

50

と同様の形状であってよい。また、シリコンゴムは、エポキシなどの硬い樹脂と比べて弾力性が高いため、センサヘッド 801 においては、上述したクッション 603 もしくはスペーサ 601 は不要となり、被験者がセンサヘッド 801 を装着したときの装着感も向上する。

#### 【0043】

図 1 に戻り、ケーブル 111 は、光源 152 への信号及び受光部 153 からの信号を生体情報処理装置 100 に送受信するための信号線を内部に含んでいる。また、ケーブル 111 はケーブル巻取部 109 により所定の張力で引っ張られる。

#### 【0044】

図 9 は、ケーブル 111 が生体情報処理装置 100 に内蔵されたケーブル巻取部 109 により引っ張られる概念を示した図である。図 9 では、説明を容易にするため、センサヘッド 151 の形状は簡略化されている。図 9 に示すように、センサヘッド 151 を被験者の指と指の間に引っ掛け、ケーブル巻取部 109 によりケーブル 111 を所定の張力で引くことで、被験者の手の動きに関わらず、センサヘッド 151 を指と指の間に固定することが可能となる。なお、所定の張力は、実測により適切な値として定めることができる。

#### 【0045】

図 1 に戻り、ケーブル巻取部 109 は、ケーブル 111 を所定の張力で引っ張るために用いられる。また、ケーブル巻取部 109 は、被験者が生体情報計測装置 10 を装着しない時、ケーブル 111 を生体情報処理装置 100 内部にしまい込むために用いられる。

#### 【0046】

次に、ケーブル巻取部 109 によるケーブルの巻き取りについて説明する。図 10 は、生体情報処理装置 100 に内蔵されたケーブル巻取部 109 を点線で示した図である。図 10 に示すように、ケーブル 111 は横巻きで巻き取ることができる。このケーブル巻取部 109 による巻き取り力が、上述したケーブル 111 を引っ張るための所定の張力となる。

#### 【0047】

ケーブル巻取部 109 は、生体情報処理装置 100 の内部でケーブル 111 を巻き取るために回転可能な機構を有する。特に、ケーブル 111 内の信号線からの信号が生体情報処理装置 100 に入力されるように、その回転可能な機構としてスリップリングを用いる。図 11 は、生体情報処理装置 100 に内蔵されたスリップリングを示した図である。図 11 に示すように、ケーブル 111 内の 4 本の信号線がそれぞれ 4 つの接点 1101 に接続されている。なお、4 本の信号線とは、2 本の信号入出力用ラインと、1 本の電源ラインと、1 本のグラウンドラインである。また、生体情報処理装置 100 は、4 つの接点 1101 のそれぞれに対応付けられた 4 つのリング状の金属板 1102 を備えている。それぞれの接点 1101 は、ケーブル 111 の巻き取り状態とは関係なく、常に金属板 1102 に接触している。これにより生体情報処理装置 100 は、金属板 1102 を介し、ケーブル 111 内の信号線からの信号を取得することが可能となる。

#### 【0048】

ケーブル巻取部 109 は、生体情報処理装置 100 との着脱が可能な構造であってもよい。具体的には、センサヘッド 151、ケーブル 111 及びケーブル巻取部 109 を一体に形成したカートリッジを、取り替え可能に生体情報処理装置 100 に装着することが考えられる。なお、ケーブル巻取部 109 は、スリップリングを用いなくとも、回転によるねじれをケーブルで吸収するような構造でも構わない。

#### 【0049】

ケーブル巻取部 109 は、横巻きによる巻き取りに限らず、縦巻きによってケーブル 111 を巻き取ってもよい。図 12 は、縦巻きのケーブル巻取部 1201 を備えた生体情報処理装置 1200 を示す図である。図 12 においては、ケーブル巻取部 1201 は点線で示されている。

#### 【0050】

図 1 に戻り、表示部 102 は、脈拍数、あるいは血中酸素飽和濃度の算出結果を表示す

10

20

30

40

50

る。具体的にはLCD (Liquid Crystal Display) などが考えられる。また、表示部102は、センサヘッド151と隔てられた生体情報処理装置100に備えられているので、従来の指輪型の装置と比べて、十分に大きな表示エリアを確保することができる。

#### 【0051】

図13、図14および図15は、生体情報計測装置10により計測された情報を表示部102に表示した例を示した図である。表示の切り替えは、入力部101からの被験者の入力により行われる。図13は、血中酸素飽和濃度(SpO<sub>2</sub>)及び脈拍数の表示例を示した図である。図14は、血中酸素飽和濃度低下頻度(ODI: Oxygen Desaturation Index)の表示例を示した図である。図15は、血中酸素飽和濃度の平均に対して例えば4%以上の低下があった場合、この低下をカウントし、表示部102に一時間毎にこの低下の頻度を表示した場合の例を示した図である。このように、第1の実施の形態における生体情報計測装置10を使用することで、睡眠時に装置の装着による不快感を伴わずに、睡眠時無呼吸症候群のスクリーニングが可能となる。

10

#### 【0052】

図1に戻り、データ通信部104は、生体情報の計測結果を管理するパソコンやPDA端末と、Bluetooth(登録商標)や赤外線などを用いた無線通信または通信ケーブルを介した有線通信によってデータ通信を行う。このデータ通信部104によって外部機器に計測結果を送信することで、外部機器での計測結果の保存、および第三者による計測結果の閲覧等が可能となる。

#### 【0053】

20

第1の実施の形態にかかる生体情報計測装置10によれば、センサヘッド151と生体情報処理装置100とが別体で形成されているので、センサヘッド151の安定な装着によって、痛みを伴わずかつ日常生活に支障がない生態情報の計測を行え、かつ生体情報処理装置100により長時間の生体情報の計測が行える。

#### 【0054】

また、生体情報処理装置100を手首に装着し、センサヘッド151を指と指の間に装着するだけで装着が完了するため、被験者の体型を問わない装着が可能となり、容易な装着方法を提供することができる。また、指と指の間の形状に併せて形成されたセンサヘッド151を装着し、装着されたセンサヘッド151をケーブル巻取部109が所定の張力で引っ張るので、光源152及び受光部153が安定性の高い状態で固定され、被験者の動き、姿勢による影響も少なく安定した脈波の計測が可能となる。これにより脈波あるいは血中酸素飽和濃度などの生体情報の計測精度が向上する。

30

#### 【0055】

なお、第1の実施の形態においては、センサヘッド151と生体情報処理装置100を結ぶ信号線をケーブル111内部に含めたが、ケーブル111と信号線を別の線とし、それぞれの線によってセンサヘッドと生体情報計測装置を接続してもよい。加えて、ケーブル111に含まれていた信号線からの信号の取得を、スリップリングを介した取得に制限するものではなく、信号線から信号を取得できればどのような方法を用いてもよい。

#### 【0056】

##### (変形例)

40

なお、本発明は、上述した第1の実施の形態に限定されるものではなく、以下に例示するような種々の変形が可能である。なお、各変形例におけるセンサヘッドを横から見た図は、センサヘッドを人差し指と中指の間に装着し、図4で示したX-X'と同様の位置による断面図である。

#### 【0057】

##### (変形例1)

上述した第1の実施の形態では、センサヘッド151の支持部材を樹脂により形成した。しかし、センサヘッド151は、樹脂によって形成可能な形状に限らず、被験者の指と指の間の水かき部を挟持する屈曲形状で形成され、一方の挟持部に光源を、他方の挟持部に受光部が設けられた形状であればよい。

50

## 【 0 0 5 8 】

図 1 6 - 1 は、変形例 1 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図であり、図 1 6 - 2 は、同センサヘッドを上から見た形状を示す図である。変形例 1 は、センサヘッドが、光源 1 6 0 1 と、受光部 1 6 0 2 と、くさび状の支持部 1 6 0 3 とにより構成された例である。支持部 1 6 0 3 は、指と指の間で挟持できる程度の弾力性を備えた材料、例えばプラスチックを用いて形成することができる。検知部を構成する光源 1 6 0 1 と受光部 1 6 0 2 とは、支持部 1 6 0 3 の両端に備えられる。この支持部 1 6 0 3 はセンサヘッドの支持部材に相当する。光源 1 6 0 1 は、ケーブル 1 1 1 を介して生体情報処理装置 1 0 0 に接続される。また、受光部 1 6 0 2 は、支持部 1 6 0 3 内部とケーブル 1 1 1 を介して生体情報処理装置 1 0 0 に接続される。この変形例 1 によりセンサヘッドをより安価に生成することが可能となる。なお、図 1 6 - 1 では、光源 1 6 0 1 は手の甲側に配置され、受光部 1 6 0 2 は手のひら側に配置されているが、その逆でもよい。これは変形例 1 に限らず、後述する変形例 9 まで同様とする。

10

## 【 0 0 5 9 】

## ( 変形例 2 )

図 1 7 - 1 は、変形例 2 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図であり、図 1 7 - 2 は、同センサヘッドを上から見た形状を示す図である。変形例 2 は、変形例 1 で示したセンサヘッドの光源 1 6 0 1 および受光部 1 6 0 2 の各々にクッション 1 7 0 2、1 7 0 1 を装着した例である。図 1 7 - 1 に示すように、光源 1 6 0 1 内の LED の周囲にクッション 1 7 0 2 が設けられ、受光部 1 6 0 2 内のフォトダイオードの周囲にクッション 1 7 0 1 が設けられる。クッション 1 7 0 1、1 7 0 2 として、スポンジ状の材料を使用することができる。スポンジ状の材料以外にも、例えばゲル状のパッチを使用してもよい。但し、ゲル状のパッチは取り替え可能な形状にする必要がある。変形例 2 においては、クッション材を装着することで、被験者の皮膚表面への密着性が向上し、外光の遮断が可能となる。

20

## 【 0 0 6 0 】

## ( 変形例 3 )

図 1 8 - 1 は、変形例 3 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図であり、図 1 8 - 2 は、同センサヘッドを上から見た形状を示す図である。変形例 3 では、変形例 1 で示した態様と同様の支持部 1 6 0 3 を用いるが、光源 1 8 0 1 および受光部 1 8 0 2 は、支持部 1 6 0 3 に近いほど幅が狭く、支持部 1 6 0 3 から遠くなるほど幅が広い。変形例 3 では、図 1 8 - 2 に示すような形状の光源 1 8 0 1 および受光部 1 8 0 2 を備えることで、装着時の指の間の違和感が低減されるとともに、手首方向と垂直方向の回転を抑え、安定した計測が可能となる。

30

## 【 0 0 6 1 】

## ( 変形例 4 )

図 1 9 - 1 は、変形例 4 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図であり、図 1 9 - 2 は、同センサヘッドを上から見た形状を示す図である。変形例 4 では、変形例 3 で示した手の甲側の光源 1 8 0 1 の代わりに、ケーブル 1 1 1 方向にさらに長く、かつその途中で屈曲した平面形状である光源 1 9 0 1 を用いた例である。図 1 9 - 1 に示すように、手の甲にある光源 1 9 0 1 の、支持部 1 6 0 3 側の部分と手首側の部分では、手の甲に沿うように途中で屈曲しており、光源 1 9 0 1 の手首側の部分が手のひら側の受光部 1 8 0 2 と平行程度の角度になるように調節されている。この変形例 4 により、さらに、手の動きの影響を受けにくく安定した生体情報の計測が可能となる。

40

## 【 0 0 6 2 】

## ( 変形例 5 )

図 2 0 - 1 は、変形例 5 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図であり、図 2 0 - 2 は、同センサヘッドを上から見た形状を示す図である。変形例 5 は、図 1 6 - 1 に示した支持部 1 6 0 3 の代わりに支持部 2 0 0 1 を用いた例であり、支持部 2 0 0 1 は、支持部 1 6 0 3 と比較して、手の甲側の光源 1 6 0 1 との結合点からその屈曲先端までの

50

長さが、手のひら側の受光部 1 6 0 2 との結合点からその屈曲先端までの長さよりも長い。図 2 0 - 1 に示すように、光源 1 6 0 1 が水かき部よりさらに手首に近い位置に配置されるため、被験者は光源 1 6 0 1 に阻害されず指を閉じることができる。これにより光源 1 6 0 1 の配置における安定性が高まり、かつ被験者の装着感が向上する。ただし、変形例 5 では、光源 1 6 0 1 から発せられる光が透過する部分の肉厚は、水かき部の厚みよりも大きいため、上述した第 1 の実施の形態および変形例 1 ~ 4 よりも、光源 1 6 0 1 から発せられる光の強度を受光部 1 6 0 2 で受光可能な程度に強くする必要がある。

#### 【 0 0 6 3 】

##### ( 変形例 6 )

図 2 1 - 1 は、変形例 6 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図であり、図 2 1 - 2 は、同センサヘッドを上から見た形状を示す図である。変形例 6 は、光源 1 6 0 1 もしくは受光部 1 6 0 2 と支持部 2 1 0 1 との間に回転部材 2 1 0 2、2 1 0 3 を設けた例である。回転部材 2 1 0 2、2 1 0 3 は、例えば図 2 1 - 2 に示すように、支持部 2 1 0 1 の先端に連結された回転軸 2 1 0 4 からなり、これにより、支持部 2 1 0 1 は光源 1 6 0 1 あるいは受光部 1 6 0 2 に対して揺動可能に連結される。これら回転部材 2 1 0 2、2 1 0 3 によって、光源 1 6 0 1 及び受光部 1 6 0 2 は、被験者の動きにかかわらず、被験者の水かき部表面に常に密着した状態となる。これは、外光の影響を受けにくくなるとともに、検知における被験者の動きの影響が低減され、安定した生体情報の計測が可能となることを意味する。なお、回転部材 2 1 0 2、2 1 0 3 は、図 2 1 - 2 において、一方向にのみ回転する回転軸 2 1 0 4 を含んだ機構として示されているが、光源 1 6 0 1 及び受光部 1 6 0 2 が複数の方向に回転することができる部材を用いてもよい。例えば、回転部材 2 1 0 2、2 1 0 3 として球状のジョイントを用いると、縦横 2 軸の自由度が得られ、センサヘッドの装着性および生体情報の計測の安定性をより向上させることができる。

#### 【 0 0 6 4 】

##### ( 変形例 7 )

図 2 2 - 1 は、変形例 7 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図であり、図 2 2 - 2 は、同センサヘッドを上から見た形状を示す図である。変形例 7 は、金属板を曲げることで形成した板バネ 2 2 0 1 をセンサヘッドの支持部材として用い、この屈曲した板バネ 2 2 0 1 の内面に光源 1 6 0 1 および受光部 1 6 0 2 を設けた例である。図 2 2 - 1 に示すように、受光部 1 6 0 2 から光源 1 6 0 1 を介してケーブル 1 1 1 内へ導かれる信号線は板バネ 2 2 0 1 の内面側に設けられる。この変形例 7 により、被験者の指の間の水かき部は所定の圧力で押され、センサヘッドがずれにくくなる。また、光源 1 6 0 1 及び受光部 1 6 0 2 と水かき部との密着性が向上するので、外光が遮断され、光源 1 6 0 1 から受光部 1 6 0 2 までの距離が一定となる。これにより安定した生体情報の計測が可能となる。

#### 【 0 0 6 5 】

##### ( 変形例 8 )

図 2 3 - 1 は、変形例 8 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図であり、図 2 3 - 2 は、同センサヘッドを上から見た形状を示す図である。変形例 8 は、金属板を貼り合わせたピンセット機構による板バネ 2 3 0 1 をセンサヘッドの支持部材として用い、この板バネ 2 3 0 1 の内面側に光源 1 6 0 1 および受光部 1 6 0 2 を設けた例である。この変形例 8 は、変形例 7 と同様に、被験者の指の間の水かき部が所定の圧力で押されるので、センサヘッドがずれにくくなり、外光が遮断され、光源 1 6 0 1 から受光部 1 6 0 2 までの距離が一定となり、安定した生体情報の計測が可能となる。

#### 【 0 0 6 6 】

##### ( 変形例 9 )

図 2 4 - 1 は、変形例 9 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図であり、図 2 4 - 2 は、同センサヘッドを上から見た形状を示す図である。変形例 9 は、直径 1 mm 程度のピアノ線あるいはステンレスなどにより形成されたクリップバネ 2 4 0 1 でセンサヘ

ッドの支持部材を形成し、このクリップバネ 2 4 0 1 の内面側に光源 1 6 0 1 および受光部 1 6 0 2 を設けた例である。この変形例 9 は、変形例 7 と同様に、被験者の指の間の水かき部が所定の圧力で押されるので、センサヘッドがずれにくくなり、外光が遮断され、光源 1 6 0 1 から受光部 1 6 0 2 までの距離が一定となり、安定した生体情報の計測が可能となる。

#### 【 0 0 6 7 】

##### ( 変形例 1 0 )

上述した第 1 の実施の形態および変形例 1 ~ 9 では、センサヘッド 1 5 1 の狭持部の一方に光源を備え、他方に受光部を備える、いわゆる透過型の検知部が設けられた例であったが、それに替えて、光源と受光部がともにセンサヘッドの狭持部の片側に設けられた、いわゆる反射型の検知部が設けられてもよい。図 2 5 は、変形例 1 0 として、反射型の検知部を設けたセンサヘッド 1 6 1 を示す図であり、特に、図 3 - 1 に対応する側面図を示す。図 2 5 に示すように、変形例 1 0 では、センサヘッド 1 6 1 の支持部材となる樹脂内の手のひら側に、光源 1 6 6 と受光部 1 6 3 とが隣接して配置される。光源 1 6 6 から発せられた光は、水かき部の内部において反射され、受光部 1 6 3 に入射する。これにより、センサヘッド 1 6 1 は、脈波データをケーブル 1 1 1 を介して生体情報処理装置 1 0 0 へと送信することができる。なお、図 2 5 では、光源 1 6 6 と受光部 1 6 3 は、センサヘッド 1 6 1 の支持部材の長手方向（屈曲部から手首方向に向かう方向）に沿って並べられているが、この並置方向に限らず、その長手方向に対して垂直に並べられてもよい。また、光源 1 6 6 と受光部 1 6 3 とは、センサヘッド 1 6 1 の支持部材となる樹脂内の手の甲側に設けられてもよい。

#### 【 0 0 6 8 】

##### ( 変形例 1 1 )

図 2 6 - 1 は、変形例 1 1 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図であり、図 2 6 - 2 は、同センサヘッドを上から見た形状を示す図である。変形例 1 1 は、変形例 1 に示した構造において、透過型の検知部に替えて、上述した反射型の検知部を設けた例である。図 2 6 - 1 および図 2 6 - 2 に示すように、光源部 1 6 0 1 と受光部 1 6 0 2 はともに支持部 1 6 0 3 の手のひら側に配置される。特に、これら図では、光源部 1 6 0 1 と受光部 1 6 0 2 は、支持部 1 6 0 3 の屈曲部先端から手首方向に向かって並べられている。しかしながら、光源部 1 6 0 1 と受光部 1 6 0 2 は、この並置方向に限らず、支持部 1 6 0 3 の長手方向に対して垂直に並べられてもよい。また、光源部 1 6 0 1 と受光部 1 6 0 2 とは、支持部 1 6 0 3 の手の甲側に設けられてもよい。また、この変形例 1 1 と同様に、他の変形例 2 ~ 9 において反射型の検知部を採用することもでき、この場合にも上述した各変形例による効果を享受することができる。

#### 【 0 0 6 9 】

##### ( 変形例 1 2 )

図 2 7 - 1 は、変形例 1 2 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図であり、図 2 7 - 2 は、同センサヘッドを上から見た形状を示す図である。上述した第 1 の実施の形態および変形例においては、ケーブル巻取部 1 0 9 は生体情報処理装置 1 0 0 内に内蔵されていたが、変形例 1 2 ではケーブル巻取部 1 0 9 に相当するケーブル巻取部 2 5 0 2 がセンサヘッド内に内蔵される。具体的には、図 2 7 - 1 に示すように、ケーブル巻取部 2 5 0 2 は、光源 2 5 0 1 内に内蔵される。なお、図 2 7 - 1 および図 2 7 - 2 では、変形例 1 に示した構造のセンサヘッド内にケーブル巻取部を備える構成を示しているが、本変形例 1 2 は、変形例 2 ~ 1 1 に対しても同様に適用することができる。これにより、生体情報処理装置 1 0 0 内においてケーブル巻取部 1 0 9 を備える必要がなく、生体情報処理装置 1 0 0 にセンサヘッドとの接続を果たすコネクタが備えられれば、血中酸素飽和濃度などの生体情報の計測が可能となる。

#### 【 0 0 7 0 】

##### ( 変形例 1 3 )

上述した第 1 の実施の形態および変形例においては、センサヘッドの手の甲側からの一

本のケーブル 1 1 1 により生体情報処理装置 1 0 0 と接続されていたが、これに制限するものではない。例えば指と指の間に装着したセンサヘッドを手のひら側からケーブルを伸ばして生体情報処理装置 1 0 0 に接続されてもよい。また、センサヘッドから生体情報処理装置 1 0 0 への接続を一本のケーブルに制限するものではなく、複数のケーブルによりセンサヘッドから生体情報処理装置 1 0 0 に接続することとしてもよい。

#### 【 0 0 7 1 】

図 2 8 は、第 1 の実施の形態において示した生体情報処理装置 1 0 0 に相当する生体情報処理装置 2 6 0 0 内に、2 つのケーブル巻取部 2 6 0 1、2 6 0 3 を備えた例を示す図である。生体情報処理装置 2 6 0 0 からは、ケーブル巻取部 2 6 0 1、2 6 0 3 にそれぞれ接続されたケーブル 2 6 0 2、2 6 0 4 が外側に導き出されている。

10

#### 【 0 0 7 2 】

図 2 9 - 1 および図 2 9 - 2 は、上述した生体情報処理装置 2 6 0 0 を被験者が装着した状態を示す図である。図 2 9 - 1 は手の甲側を示し、図 2 9 - 2 は手のひら側を示す。これらの図に示すように、手の甲側および手のひら側の両方から所定の張力でセンサヘッド 2 7 0 1 を引くことで、よりセンサヘッド 2 7 0 1 の装着の安定化を図ることが可能となる。なお装着方法は図 2 9 - 1 および図 2 9 - 2 に示した方法に限らず、どの指の間に装着してもよく、またセンサヘッド 2 7 0 1 を固定できれば、ケーブル 2 6 0 2、2 6 0 4 はどの部位の表面を介してもよい。

#### 【 0 0 7 3 】

( 第 2 の実施の形態 )

20

第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置は、生体情報処理装置内にケーブル巻取部を備えていたが、第 2 の実施の形態にかかる生体情報計測装置では、センサヘッドと生体情報処理装置とを電氣的に接続するケーブルを、伸縮性を有する素材と信号線とで形成し、これにより、ケーブル巻取部を不要としている。

#### 【 0 0 7 4 】

図 3 0 は、第 2 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の機能ブロック構成を示す図である。図 3 0 において、図 1 と共通する部分には同一の符号を付してその説明を省略する。図 3 0 に示す生体情報処理装置 2 0 0 には、ケーブル巻取部は備えられず、センサヘッド 1 5 1 は、生体情報処理装置 2 0 0 の光源制御部 1 0 7 と脈波計測部 1 0 8 とに直接接続されている。

30

#### 【 0 0 7 5 】

ケーブル 1 2 0 は、その長手方向において伸縮自在であり、内部に信号線を含んでいる。図 3 1 は、ケーブル 1 2 0 の一例を示す図である。図 3 1 では、電話の受話器のケーブルのような螺旋構造のチューブ 1 1 3 内に信号線 1 1 2 が封入されている。この例では特に、チューブ 1 1 3 は、引っ張り力を確保するために通常の受話器ケーブルより硬度の高い素材で形成されていることが好ましい。

#### 【 0 0 7 6 】

図 3 2 は、ケーブル 1 2 0 の他の例を示す図である。図 3 2 では、信号線 1 1 2 は、伸縮性のあるゴム素材 1 1 4 内に螺旋状に埋設されている。これら 2 つの例に示すような構造によって、伸縮性のあるケーブル 1 2 0 を提供することができる。

40

#### 【 0 0 7 7 】

このように、第 2 の実施の形態にかかる生体情報計測装置では、ケーブル 1 1 2 を巻き取るための機構が不要となるので、第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置と比べて、より簡単な構成で同じ機能を実現することができる。

#### 【 0 0 7 8 】

( 第 3 の実施の形態 )

図 3 3 は、本発明の第 3 の実施の形態にかかる生体情報計測装置 3 0 0 の構成、および生体情報計測装置 3 0 0 から送信されたデータを受信する通信装置 3 5 1 そして P C ( Personal Computer ) 3 5 2 を介して制御される照明 3 5 3 およびエアコン 3 5 4 を示すブロック図である。図 3 3 に示すとおり、第 3 の実施の形態にかかる生体情報計測装置 3 0

50

0 は、加速度センサ 301 と、脈波センサ 302 と、メモリ 303 と、バッテリー 304 と、通信部 305 と、制御部 310 とから構成される。なお、生体情報計測装置 300 は、利用者の生活環境を妨げないように携帯できる方が好ましく、例えば加速度センサ 301 および脈波センサ 302 を含んで一体となった指輪形状等が考えられるが、形状または携帯できるか否かについて制限を設けるものではない。

【0079】

脈波センサ 302 は、反射型の脈波センサであり赤色ダイオードとフォトダイオードからなり、血流量を赤色ダイオードによる発光の反射からフォトダイオードにおいて電気信号に変換するものであり、利用者の指先など脈波が計測できる部位に装着する必要がある。ただし、第 3 の実施の形態は、装着する部位を指先に制限するものではない。

10

【0080】

加速度センサ 301 は、利用者に装着させて体動を計測するための手段であり、例えば 3 軸加速度センサである。なお、加速度センサ 301 は、利用者に対し装着する部位を選ぶことで、得られる情報の種類や精度が変化するので、生体情報計測装置 300 とは分離して設けられてもよい。

【0081】

バッテリー 304 は、生体情報計測装置 300 に電力を供給するためのものである。バッテリー 304 から電力が供給されるため、生体情報計測装置 300 は自律神経指標の算出、及び自律神経指標または睡眠状態データの送信が可能となる。なお、バッテリー 304 は、生体情報計測装置 300 に内蔵できればよく、形状等について制限するものではない。

20

【0082】

制御部 310 は、脈波センサ 302 または加速度センサ 301 から取得したデータに基づいて、利用者の自律神経指標の算出、覚醒時もしくは睡眠時であるかの判定、さらに睡眠時ならば睡眠深さを示す睡眠状態データの特定を行うものである。この制御部 310 は、睡眠覚醒判定部 311 と、無体動判定部 312 と、指標算出部 313 と、状態特定部 314 と、状態変化判定部 315 とから構成されている。ここで、睡眠深さとは、レム睡眠、ノンレム睡眠という睡眠の質と、ノンレム睡眠の中の深さの程度の両方を含んでいる。

【0083】

睡眠覚醒判定部 311 は、睡眠を判定する手段であり、加速度センサ 301 から取得した加速度により、利用者が連続して体動したか否かを検知し、覚醒しているか睡眠中か判定する。第 3 の実施の形態においては、加速度センサ 301 から得られるデータに基づいて加速度を算出する。体動の判定値  $Mg$  は、例えば、以下に示す式 (1) によって算出される。ここで、前回記録された加速度を  $(X_{pre}, Y_{pre}, Z_{pre})$  と、今回計測された加速度を  $(X_{cur}, Y_{cur}, Z_{cur})$  とする。

30

【0084】

【数 1】

$$Mg = \sqrt{(X_{pre} - X_{cur})^2 + (Y_{pre} - Y_{cur})^2 + (Z_{pre} - Z_{cur})^2} / 256 \quad \dots(1)$$

【0085】

すなわち、体動の判定値  $Mg$  は、前回記録された加速度  $(X_{pre}, Y_{pre}, Z_{pre})$  から、今回計測された加速度  $(X_{cur}, Y_{cur}, Z_{cur})$  において、それぞれの軸別に差を求め、それぞれの 2 乗和の平方により算出される。この算出された判定値  $Mg$  が 1 G を超えたか否かにより体動の有無を判定し、さらに 1 G を超えた回数が 5 秒以内に 3 回を超えた場合に、覚醒していると判定し、3 回未満の場合には睡眠中と判定する。また、この 5 秒以内に 3 回というのが第 1 の条件である。5 秒以内に 1 G が 3 回を超えることが連続して 5 分以上続いて計測された場合、その後 5 秒以内に 3 回未満であっても一定の期間に限り利用者は覚醒していると判定する。なお、この一定期間は実測により最適な値を定めるものとする。

40

【0086】

50



無体動判定部 312 は、睡眠覚醒判定部 311 において利用者が覚醒していると判断された場合において、さらに加速度センサ 301 から取得した加速度により、覚醒時の利用者が体動したか否かを判定する。具体的には、上述した睡眠覚醒判定部 311 で、体動が 5 秒以内に 3 回未満であっても利用者が覚醒していると判定される一定の期間内において、20 秒間、加速度センサ 301 から体動がない場合に利用者は動作していないものと判定し、その旨を通信部 305 に出力し、通信部 305 から、このとき指標算出部 313 によって算出された自律神経指標を送信する。

【0087】

指標算出部 313 は、自律神経活動情報を生成する手段であり、具体的には、脈波センサ 302 で計測された脈波及びメモリ 303 に蓄積された脈波に基づいて、一定期間毎に自律神経指標を算出し、算出された自律神経指標をメモリ 303 に蓄積する。具体的な算出方法としては、メモリ 303 に蓄積されていた脈波データから得られる心拍変動の周波数分析を行い、その結果得られたパワースペクトル中の約 0.3 Hz 前後の成分のパワー値の全体のパワー値に占める割合を HF とし、パワースペクトル中の約 0.1 Hz 前後の成分のパワー値を約 0.3 Hz 前後の成分のパワー値で割った値を LF として算出する。HF は自律神経系の副交感神経の活動状態を反映した値であり、LF は自律神経系の交感神経の活動状態を反映した値であり、この HF および LF を自律神経指標とする。なお、自律神経指標は上述した HF および LF の値に制限するものではなく、睡眠状態データについて判定できる値であり、また家電製品などを制御するために必要な自律神経状態を表す値であればよい。なお、自律神経指標の算出を行う一定期間は、実測により最適な期間を定めるものとする。

【0088】

状態特定部 314 は、メモリ 303 に蓄積されていた自律神経指標に基づいて、利用者の睡眠状態を示す睡眠状態データを特定し、メモリ 303 に蓄積する。第 3 の実施の形態においては、状態特定部 314 は、HF が第 1 の所定値より大きいかな否かにより、Non-REM 睡眠か REM 睡眠かを特定し、Non-REM 睡眠と特定した場合にはさらに、第 2 の所定値より大きいかな否かにより、深い睡眠状態か浅い睡眠状態かを特定する。また、LF の値についても同様に睡眠状態データを特定するための所定値を設けて、HF および LF の値により判定を加えることで、精度の高い睡眠状態データの特定が可能となる。さらに、上述した所定値は個人によって異なるため実測により最適な値を設定する必要がある。なお、睡眠状態データの特定の特定方法は、上述した方法に制限するものではなく、指標算出部 313 から算出された自律神経指標に基づいて睡眠状態データを特定できる方法であればよい。さらに、第 3 の実施の形態においては、睡眠状態データを REM、浅い睡眠状態、深い睡眠状態の 3 つに分けたが、この分け方に限らず、REM と Non-REM のみ、もしくはさらに多くの睡眠状態に分けてもよい。

【0089】

状態変化判定部 315 は、本発明の状態変化判定手段に相当し、状態特定部 314 から入力された睡眠状態データと前回特定されたメモリ 303 に蓄積されていた睡眠状態データとに基づいて睡眠状態データが変化したか否かを判定する。変化したと判定された場合は、その旨を通信部 305 に送信し、睡眠状態データを通信部 305 から送信する。

【0090】

通信部 305 は、算出された自律神経指標または特定された睡眠状態データを送信する。メモリ 303 は、脈波、自律神経指標、睡眠状態データを蓄積する。具体的には、脈波は自律神経指標を算出するために、自律神経指標は睡眠状態データの特定または通信部 105 より送信されるために、睡眠状態データは計測された睡眠状態データと比較して睡眠状態データが変化したか否かを判定するために必要となる。なお、メモリ 103 に蓄積する情報は、脈波、自律神経指標、睡眠状態データに制限するものではなく、自律神経指標を算出するため、もしくは送信するために必要な情報であればよい。

【0091】

第 3 の実施の形態における生体情報計測装置 300 の構成は上述したとおりであり、次

10

20

30

40

50

に、生体情報計測装置 300 から送信された情報を受信する通信装置 351 と、情報を取得し家電製品の等の制御を行う外部装置である PC 352 と、そして PC により制御される照明 353 と、エアコン 354 について説明する。

【0092】

通信装置 351 は、生体情報計測装置 300 の通信部 305 から送信された自律神経指標または睡眠状態データを受信し、受信した自律神経指標または睡眠状態データを PC 352 に出力する。生体情報計測装置 300 の通信部 305 との通信方式は、利用者の生活環境において利用可能な通信方式であればよく、例えば無線を用いた通信方式などが考えられる。

【0093】

PC 352 は、通信装置 351 から入力された自律神経指標または睡眠状態データに基づいて、利用者に適した環境にするために照明 353 またはエアコン 354 を制御する。例えば、PC 352 が、入力された自律神経指標である HF および LF に基づいて、利用者が興奮状態と判断した場合、リラックスさせるために照明 353 を暖かみのある色に変更する。あるいは明るさを和らげる等の制御を行うことが考えられる。他には睡眠状態データから深い睡眠状態と判断した場合、エアコン 354 の温度を調節するなどの制御を行うことが考えられる。送信される生体情報により照明 353 およびエアコン 354 を制御するので、利用者に快適な生活環境を提供することが可能となる。また、睡眠状態データが変化したとき、もしくは覚醒時に無体動の時に限り情報が送信されるため、PC 352 における処理の軽減が可能となる。なお PC 352 により制御される家電製品を照明 353 またはエアコン 354 に限るものではない。

【0094】

照明 353 およびエアコン 354 は、利用者に快適な環境を提供するために、PC 352 により制御される。このため、照明 353 およびエアコン 354 は、PC 352 と通信可能である必要があるが、通信方式について特に制限はないものとする。

【0095】

次に、以上のように構成された本実施の形態に係る生体情報計測装置 300 の処理を説明する。図 34 は第 3 の実施の形態にかかる生体情報計測装置 300 の処理の手順の一例を示すフローチャートである。なお、生体情報計測装置 300 の処理を以下の手順に制限するものではない。

【0096】

まず、脈波センサ 302 は、脈波を計測する（ステップ S201）。計測された脈波はメモリ 303 に蓄積される（ステップ S202）。この計測あるいは蓄積された脈波に基づいて指標算出部 313 は、自律神経指標を算出する（ステップ S203）。ここで、自律神経指標とは、自律神経系の副交感神経の活動状態を反映した活動値 HF と、自律神経系の交感神経の活動状態を反映した活動値 LF とによって表わされる。算出された自律神経指標はメモリ 303 に蓄積される（ステップ S204）。

【0097】

加速度センサ 301 は、加速度を計測することにより利用者の体動を計測する（ステップ S205）。そして睡眠覚醒判定部 311 は、加速度センサ 301 により検出された体動に基づいて利用者が覚醒しているか睡眠中かを判定する（ステップ S206）。具体的には加速度センサ 301 により計測された加速度において 1 G を超える加速度が 5 秒以内に 3 回以上検出された場合は覚醒していると判定し、5 秒以内に 3 回未満の場合は睡眠中と判定する。また、加速度センサ 301 において 5 秒以内に 1 G が 3 回を超えることが連続して 5 分以上続いて計測された場合、その後 5 秒以内に 3 回未満であっても一定の期間に限り利用者は覚醒していると判定する。

【0098】

図 35 は、加速度センサ 301 により検出された加速度による、覚醒しているときと睡眠中における体動の頻度を示した図である。図 35 に示したように 5 秒で 1 G 以上を 3 回以上超えるようなら睡眠覚醒判定部 311 は、覚醒時と判定し、5 秒以上で 1 G 以上を 3

10

20

30

40

50

回未満の場合は睡眠中と判定している。

【 0 0 9 9 】

図 3 4 に戻り、睡眠覚醒判定部 3 1 1 により睡眠中と判定された場合 ( ステップ S 2 0 6 : Y e s )、状態特定部 3 1 4 は、メモリ 3 0 3 に蓄積されていた自律神経指標を取得し、睡眠状態データを特定する ( ステップ S 2 0 7 )。詳しくは自律神経指標とされる H F および L F に基づいて睡眠状態データを特定する。睡眠状態データは R E M 睡眠、浅い睡眠状態、深い睡眠状態の 3 つに分けられる。そして、今回特定された睡眠状態データは、状態変化判定部 3 1 5 により、メモリ 3 0 3 に蓄積されていた前回特定された睡眠状態データと比較し、睡眠状態データが変化したか否か判定される ( ステップ S 2 0 8 )。睡眠状態データの変化とは、具体的には前回の睡眠状態データが浅い睡眠状態ならば、今回特定された睡眠状態データが、深い睡眠状態もしくは R E M 睡眠の場合に睡眠状態が変化したと判定されたことをいう。そして、状態変化判定部 3 1 5 により睡眠状態データが変化した判定された場合 ( ステップ S 2 0 8 : Y e s )、通信部 3 0 5 が、今回特定された睡眠状態データを送信する ( ステップ S 2 0 9 )。また状態変化判定部 3 1 5 により睡眠状態データが変化しなかったと判定された場合 ( ステップ S 2 0 8 : N o )、特に処理を行わない。その後、特定された睡眠状態データをメモリ 3 0 3 に蓄積する ( ステップ S 2 1 0 )。なお、蓄積された睡眠状態データは、次回利用者の睡眠状態データに変化があったか否かに用いられる。

10

【 0 1 0 0 】

図 3 6 は、利用者の睡眠状態の変化による、睡眠状態データのデータ送信時を示した図である。W A K E は利用者が覚醒している状態を示し、上述したとおり加速度センサ 3 0 1 において 5 秒で 1 G 以上を 3 回以上超える場合などが該当する。R E M、浅い睡眠状態、深い睡眠状態は、状態変化判定部 3 1 5 により判定された睡眠状態データである。そして睡眠状態が変化した直後となる、矢印の元で表された時間において、睡眠状態データが通信部 3 0 5 により送信される。また、送信される睡眠状態データは、矢印で指し示した変化後の睡眠状態である。

20

【 0 1 0 1 】

図 3 4 に戻り、睡眠覚醒判定部 3 1 1 により覚醒していると判定された場合 ( ステップ S 2 0 6 : N o )、無体動判定部 3 1 2 は、利用者が動いているか否か判定する ( ステップ S 2 1 1 )。具体的には加速度センサ 3 0 1 により得られた加速度が 1 G を超える値が 2 0 秒計測されなかった場合に利用者は動いていないと判定する。また、この 1 G を超える加速度が 2 0 秒計測されなかった場合が第 2 の条件である。無体動判定部 3 1 2 により利用者は動いていないと判定された場合 ( ステップ S 2 1 1 : Y e s )、通信部 3 0 5 によりメモリ 3 0 3 に蓄積されていた自律神経指標を送信する ( ステップ S 2 1 2 )。無体動判定部 3 1 2 により利用者が動いていると判定された場合 ( ステップ S 2 1 1 : N o )、特に処理は行わない。また、自律神経指標の計算を所定時間範囲で無体動と判定された場合、その時間範囲での自律神経指標を提示してもよい。

30

【 0 1 0 2 】

第 3 の実施の形態により、睡眠中においては睡眠状態データを送信し、覚醒しているときには自律神経指標を送信する。つまり睡眠時と覚醒時では異なるパラメータを送信するので、利用者の状態に適した家電製品等の制御が可能となる。なお、ステップ S 2 0 1 からステップ S 2 0 4 における脈波の計測から自律神経指標の蓄積までの処理手順と、ステップ S 2 0 5 からステップ S 2 1 2 までの加速度計測から睡眠状態データまたは自律神経指標の送信および睡眠状態データの蓄積までの処理手順は並列して行われる処理であり、脈波計測や加速度計測などのタイミングを制限するものではない。

40

【 0 1 0 3 】

また、状態変化判定部 3 1 5 により利用者の睡眠状態データの変化を判定し、前回の睡眠状態データと異なる場合に限り、通信部 3 0 5 により睡眠状態データの送信を行うことで、通信回数が抑えられ、省電力化を図ることができる。さらに無体動判定部 3 1 2 により利用者が動作していないものと判定した場合に限りデータ通信を行うため、通信回数が

50

抑えられ、省電力化を図ることができる。また、無体動判定部 3 1 2 により無体動時の脈波に基づいて自律神経指標を算出し、算出された自律神経指標を送信するため、ノイズなど影響が少なく信頼性の高いデータの送信が可能となる。

#### 【 0 1 0 4 】

なお、第 3 の実施の形態において記載されたパラメータの値は一例として示したものであり、これらの値に制限されることはない。具体的には、睡眠覚醒判定部 3 1 1 における、加速度センサ 3 0 1 で計測された値が 1 G を超えたか否かで判断するもの制限せず、睡眠か覚醒か判定するための回数も 5 秒間に 3 回のみに制限するものでもない。無体動判定部 3 1 2 において覚醒していると判断するための時間を 5 分に、また動作をしていないと判定するための時間を 2 0 秒間に制限するものではない。

10

#### 【 0 1 0 5 】

( 第 4 の実施の形態 )

第 3 の実施の形態にかかる生体情報計測装置では、睡眠時において睡眠状態データに変化があった場合に、睡眠状態データを送信したが、この第 4 の実施の形態にかかる生体情報計測装置では、睡眠時において加速度センサ 3 0 1 により利用者の体動が計測された場合に、睡眠状態データを送信するものである。

#### 【 0 1 0 6 】

図 3 7 は、本発明の第 4 の実施の形態にかかる生体情報計測装置 4 0 0 の構成を示すブロック図である。図 3 7 に示すとおり、第 4 の実施の形態にかかる生体情報計測装置 4 0 0 は、加速度センサ 3 0 1 と、脈波センサ 3 0 2 と、メモリ 4 0 1 と、バッテリー 3 0 4 と、通信部 3 0 5 と、制御部 4 1 0 とから構成され、第 3 の実施の形態の制御部 3 1 0 は、それとは処理の異なる制御部 4 1 0 に変更され、メモリ 3 0 3 は、蓄積している情報の異なるメモリ 4 0 1 に変更されている。以下の説明では、上述した第 3 の実施の形態と同一の構成要素には同一の符号を付してその説明を省略している。

20

#### 【 0 1 0 7 】

制御部 4 1 0 は、睡眠覚醒判定部 3 1 1、無体動判定部 3 1 2、指標算出部 3 1 3、状態特定部 3 1 4、睡眠体動判定部 4 1 1 とから構成され、上述した第 3 の実施の形態における生体情報計測装置 3 0 0 から状態変化判定部 3 1 5 を削除し、その代わりに睡眠体動判定部 4 1 1 が追加されている。

#### 【 0 1 0 8 】

30

睡眠体動判定部 4 1 1 は、睡眠覚醒判定部 3 1 1 で睡眠中と判定された場合において、利用者の睡眠時において体動の有無を判定する。これは睡眠状態に変化が生じる時に体動が起こることが知られているため、体動があったと判定した場合に睡眠状態が変化したものとみなし、睡眠状態データを通信部 3 0 5 により送信する。

#### 【 0 1 0 9 】

メモリ 4 0 1 は、脈波、神経活動指標を蓄積し、第 1 の実施の形態にかかるメモリ 3 0 3 では蓄積していた睡眠状態データを蓄積しないこととした。これは第 4 の実施の形態においては睡眠状態データの変化を判定しないからである。当然メモリ 4 0 1 に蓄積する情報は、脈波、自律神経指標に制限するものではなく、自律神経指標を算出するため、もしくは送信するために必要な情報であればよい。

40

#### 【 0 1 1 0 】

次に、以上のように構成された本実施の形態に係る生体情報計測装置 4 0 0 の処理を説明する。図 3 8 は第 4 の実施の形態に係る生体情報計測装置 4 0 0 の処理の手順の一例を示すフローチャートである。なお、生体情報計測装置 4 0 0 の処理を以下の手順に制限するものではない。

#### 【 0 1 1 1 】

まず第 3 の実施の形態の図 3 4 のステップ S 2 0 1 からステップ S 2 0 4 と同様に脈波から自律神経指標を算出し、自律神経指標をメモリ 4 0 1 に蓄積する。

#### 【 0 1 1 2 】

そして第 3 の実施の形態の図 3 4 のステップ S 2 0 5 からステップ S 2 0 6 と同様に加

50

速度を計測し、計測された加速度に基づいて利用者が覚醒しているか睡眠中かを判定する。そして睡眠覚醒判定部 3 1 1 において睡眠中と判定された場合（ステップ S 2 0 6 : Yes）、睡眠体動判定部 4 1 1 は、睡眠中において体動があるか否かを判定する（ステップ S 3 0 1）。睡眠体動判定部 4 1 1 における体動の有無の判定では、例えば加速度センサ 3 0 1 が 1 G を超えた値が 1 0 秒間に 2 回あった場合に体動があったと判定する。この 1 0 秒間に 2 回が第 3 の条件に相当する。ただし、睡眠中の体動の有無は、利用者の違いによる個人差があるため 2 回に制限するものではなく、利用者各人にとって最適な値を実測により設定する必要がある。

【 0 1 1 3 】

睡眠体動判定部 4 1 1 により体動ありと判定された場合（ステップ S 3 0 1 : Yes）、状態特定部 3 1 4 により睡眠状態データを特定する（ステップ S 3 0 2）。睡眠状態データの特定する方法は第 1 の実施の形態のステップ S 2 0 7 と同様とする。状態特定部 3 1 4 により特定された睡眠状態データは通信部 3 0 5 により送信される（ステップ S 3 0 3）。

【 0 1 1 4 】

また、睡眠覚醒判定部 3 1 1 において覚醒していると判定された場合（ステップ S 2 0 6 : No）は、第 3 の実施の形態の図 3 4 のステップ S 2 1 1 からステップ S 2 1 2 と同様に、利用者が体動していない場合に限り、自律神経指標を送信する。

【 0 1 1 5 】

図 3 9 は、利用者の体動の測定による、睡眠状態データのデータ送信時を示した図である。上述した睡眠体動判定部 4 1 1 により体動があったと判定された場合、その時の睡眠状態データを通信部 3 0 5 により送信される。また、図 3 9 における矢印先で示された睡眠状態を睡眠状態データとして、矢印の元で表された時間に、通信部 3 0 5 により送信される。

【 0 1 1 6 】

第 4 の実施の形態においては、睡眠時に体動があった場合に限り睡眠状態データを送信することで、通信回数が抑えられ、消費電力を押さえることが可能となる。

【 0 1 1 7 】

また、第 4 の実施の形態においては第 3 の実施の形態と同様に、無体動判定部 3 1 2 により利用者が動作していないものと判定した場合に限りデータ通信を行うため、通信回数が抑えられ、省電力化が図られ、かつ、無体動判定部 3 1 2 により無体動時の脈波に基づいて自律神経指標を算出し、算出された自律神経指標を送信するため、ノイズなど影響が少なく信頼性の高いデータの送信が可能となる。なお、第 4 の実施の形態においても第 3 の実施の形態と同様に、記載されたパラメータの値は一例として示したものであり、これらの値に制限されない。

【 0 1 1 8 】

なお、第 4 の実施の形態においては、睡眠中において体動があったと判定された場合に、その時の睡眠状態データを通信部 3 0 5 により送信されることとしたが、判定を睡眠中の体動があったか否かのみに制限するものではなく、例えば第 3 の実施の形態で示した睡眠中の睡眠状態データの変化があったか否かの判定と組み合わせて、データ通信するか否かを決定してもよい。

【 0 1 1 9 】

なお、本発明は上述した実施の形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその趣旨を逸脱しない範囲で構成要件を変形して具体化できる。また、上記実施形態・変形例に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態・変形例に示される全構成要素からいくつかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる変形例の構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 0 1 2 0 】

例えば、第 3 および第 4 の実施の形態において説明した脈波センサ 3 0 2 や加速度センサ 3 0 1 を、第 1 の実施の形態において説明したセンサヘッド 1 5 1 とケーブル 1 1 1 と

10

20

30

40

50

ケーブル巻取部 109 とからなる構成に置換することができる。同様に、第 3 および第 4 の実施の形態において説明した脈波センサ 302 や加速度センサ 301 を、第 2 の実施の形態において説明したセンサヘッド 151 とケーブル 120 とからなる構成に置換することができる。

【産業上の利用可能性】

【0121】

以上のように、本発明にかかる生体情報計測装置は、脈波および血中酸素飽和濃度などの生体情報の測定や生活環境の制御に有用であり、特に、日常生活や睡眠時における長時間計測や快適な生活環境の提供に適している。

【図面の簡単な説明】

10

【0122】

【図 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の機能ブロック構成を示す図である。

【図 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置における被験者の装着例を示す図である。

【図 3 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置のセンサヘッドの側面図である。

【図 3 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置のセンサヘッドの上面図である。

【図 3 - 3】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置のセンサヘッドの正面図である。

20

【図 4】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置のセンサヘッドを被験者の手に装着した状態を示す図である。

【図 5】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置のセンサヘッドおよびセンサヘッドを装着した被験者の手の断面図である。

【図 6】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置のセンサヘッドの光源周囲の断面図である。

【図 7】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の他の例のセンサヘッドの光源周囲の断面図である。

【図 8】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の他の例のセンサヘッドの形状を示した図である。

30

【図 9】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置のケーブルが生体情報計測装置に内蔵されたケーブル巻取部により引っ張られる概念を示した図である。

【図 10】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置に内蔵された横巻きによるケーブル巻取部を点線で示した図である。

【図 11】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置に内蔵されたスリップリングを示した図である。

【図 12】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置に内蔵された縦巻きによるケーブル巻取部を点線で示した図である。

【図 13】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の表示部上の血中酸素飽和濃度 (SpO<sub>2</sub>) 及び脈拍数の表示例を示した図である。

40

【図 14】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の表示部上の血中酸素飽和濃度低下頻度 (ODI: Oxygen Desaturation Index) の表示例を示した図である。

【図 15】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の表示部上に、血中酸素飽和濃度の平均に対して 4 % 以上の低下があった頻度を一時間毎に表示した場合の例を示した図である。

【図 16 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 1 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図である。

【図 16 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 1 におけるセンサヘッドを上から見た形状を示す図である。

50

【図 17 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 2 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図である。

【図 17 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 2 におけるセンサヘッドを上から見た形状を示す図である。

【図 18 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 3 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図である。

【図 18 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 3 におけるセンサヘッドを上から見た形状を示す図である。

【図 19 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 4 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図である。

10

【図 19 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 4 におけるセンサヘッドを上から見た形状を示す図である。

【図 20 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 5 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図である。

【図 20 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 5 におけるセンサヘッドを上から見た形状を示す図である。

【図 21 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 6 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図である。

【図 21 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 6 におけるセンサヘッドを上から見た形状を示す図である。

20

【図 22 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 7 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図である。

【図 22 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 7 におけるセンサヘッドを上から見た形状を示す図である。

【図 23 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 8 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図である。

【図 23 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 8 におけるセンサヘッドを上から見た形状を示す図である。

【図 24 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 9 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図である。

30

【図 24 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 9 におけるセンサヘッドを上から見た形状を示す図である。

【図 25】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 10 におけるセンサヘッドを示す図である。

【図 26 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 11 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図である。

【図 26 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 11 におけるセンサヘッドを上から見た形状を示す図である。

【図 27 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 12 におけるセンサヘッドを横から見た形状を示す図である。

40

【図 27 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 12 におけるセンサヘッドを上から見た形状を示す図である。

【図 28】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 13 において内蔵された 2 つのケーブル巻取部を点線で示した図である。

【図 29 - 1】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 13 の手の甲側の状態を示す図である。

【図 29 - 2】第 1 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の変形例 13 の手のひら側の状態を示す図である。

【図 30】第 2 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の機能ブロック構成を示す図である。

50

【図 3 1】第 2 の実施の形態にかかる生体情報計測装置のケーブルの一例を示す図である。

【図 3 2】第 2 の実施の形態にかかる生体情報計測装置のケーブルの他の例を示す図である。

【図 3 3】第 3 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の機能ブロック構成および生体情報計測装置から送信されたデータを受信する通信装置そして P C を介して制御される照明およびエアコンを示す図である。

【図 3 4】第 3 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の処理手順の一例を示す図である。

【図 3 5】第 3 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の加速度センサにより検出された加速度による生体情報計測装置の利用者が覚醒しているときと睡眠中における体動の頻度を示す図である。

10

【図 3 6】第 3 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の睡眠状態の変化に基づく睡眠状態データのデータ送信時を示す図である。

【図 3 7】第 4 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の機能ブロック構成および生体情報計測装置から送信されたデータを受信する通信装置そして P C を介して制御される照明およびエアコンを示す図である。

【図 3 8】第 4 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の処理手順の一例を示した図である。

【図 3 9】第 4 の実施の形態にかかる生体情報計測装置の睡眠中の体動の計測に基づく睡眠状態データのデータ送信時を示す図である。

20

【符号の説明】

【 0 1 2 3 】

1 0 , 3 0 0 , 4 0 0 生体情報計測装置

1 0 0 , 1 2 0 0 , 2 6 0 0 生体情報処理装置

1 0 1 入力部

1 0 2 表示部

1 0 3 記憶部

1 0 4 データ通信部

1 0 5 電源供給部

1 0 6 制御部

1 0 7 光源制御部

1 0 8 脈波計測部

1 0 9 , 1 2 0 1 , 2 5 0 2 , 2 6 0 1 , 2 6 0 3 ケーブル巻取部

1 1 0 血中酸素飽和濃度演算部

1 1 1 , 1 2 0 , 2 6 0 2 , 2 6 0 4 ケーブル

1 1 2 信号線

1 5 1 , 8 0 1 , 2 7 0 1 センサヘッド

1 5 2 , 1 6 0 1 , 1 8 0 1 , 1 9 0 1 , 2 5 0 1 光源

1 5 3 , 1 6 0 2 , 1 8 0 2 受光部

30

3 0 0 , 4 0 0 生体情報計測装置

3 0 1 加速度センサ

3 0 2 脈波センサ

3 0 3 , 4 0 1 メモリ

3 0 4 バッテリ

3 0 5 通信部

3 1 0 , 4 1 0 制御部

3 1 1 睡眠覚醒判定部

3 1 2 無体動判定部

3 1 3 指標算出部

40

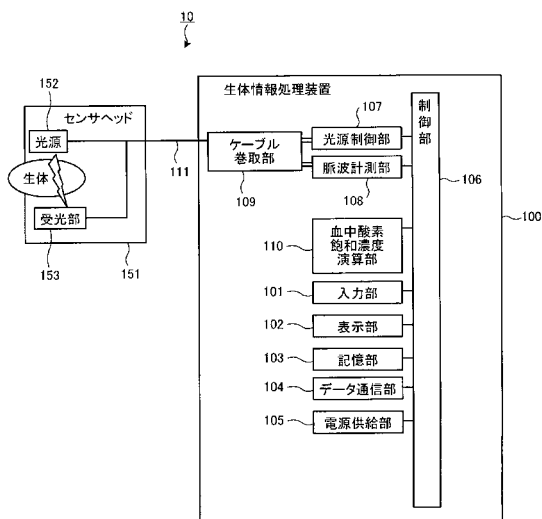
50



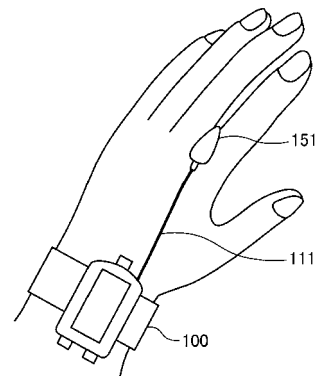
3 1 4 状態特定部  
 3 1 5 状態変化判定部  
 3 5 1 通信装置  
 3 5 2 P C  
 3 5 3 照明  
 3 5 4 エアコン  
 4 1 1 睡眠体動判定部  
 6 0 1 スペーサ  
 6 0 2 , 7 0 2 ケーブル通し穴  
 6 0 3 , 7 0 1 , 1 7 0 1 , 1 7 0 2 クッション  
 1 1 0 1 接点  
 1 1 0 2 金属板  
 1 6 0 3 , 2 0 0 1 , 2 1 0 1 支持部  
 2 1 0 2 , 2 1 0 3 回転軸  
 2 2 0 1 , 2 3 0 1 板バネ  
 2 4 0 1 クリップバネ

10

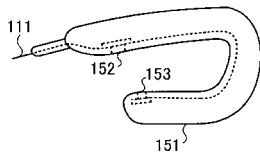
【図 1】



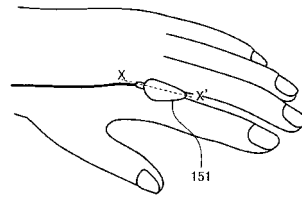
【図 2】



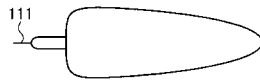
【図 3 - 1】



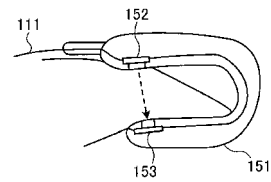
【図 4】



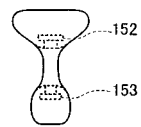
【図 3 - 2】



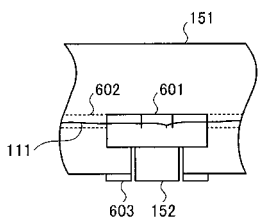
【図 5】



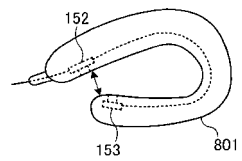
【図 3 - 3】



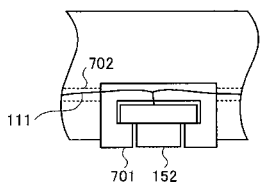
【図 6】



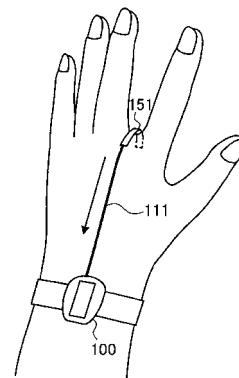
【図 8】



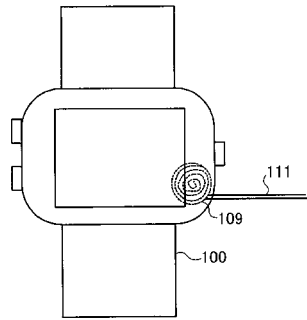
【図 7】



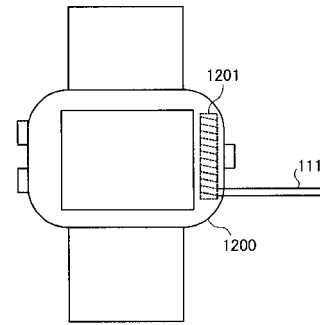
【図 9】



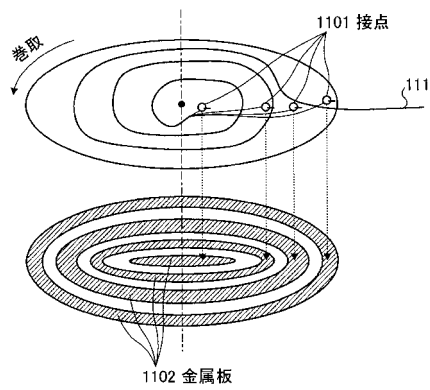
【図 10】



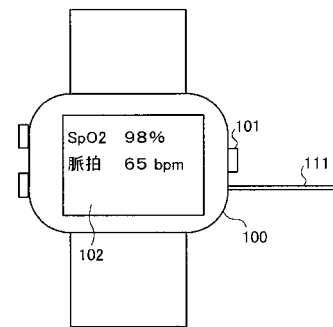
【図 12】



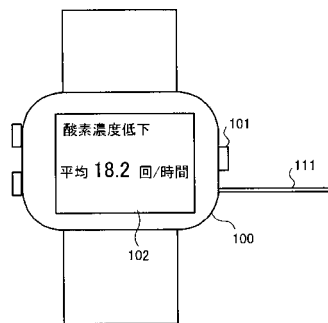
【図 11】



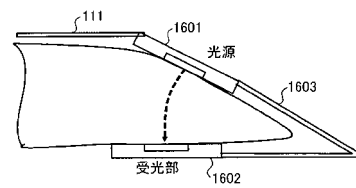
【図 13】



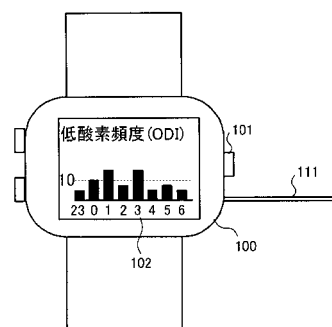
【図 14】



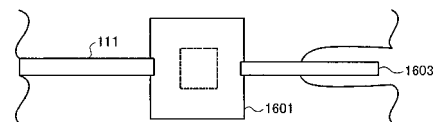
【図 16 - 1】



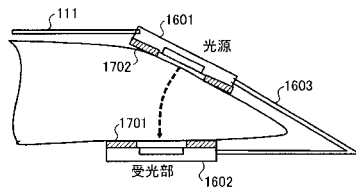
【図 15】



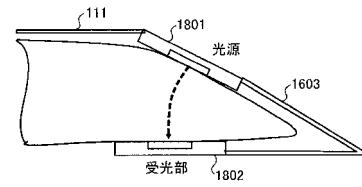
【図 16 - 2】



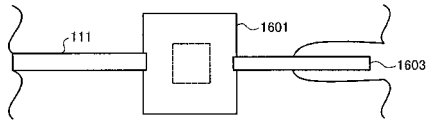
【図 17 - 1】



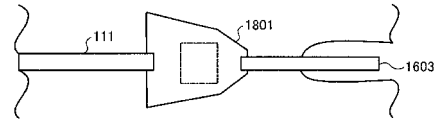
【図 18 - 1】



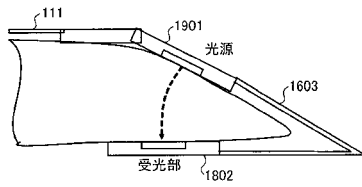
【図 17 - 2】



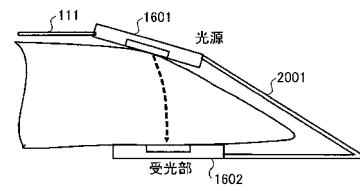
【図 18 - 2】



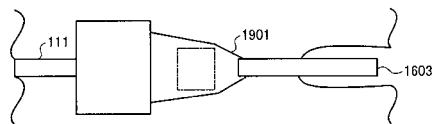
【図 19 - 1】



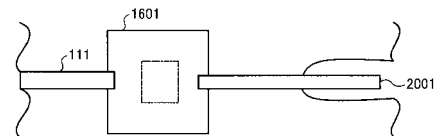
【図 20 - 1】



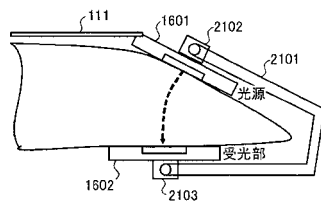
【図 19 - 2】



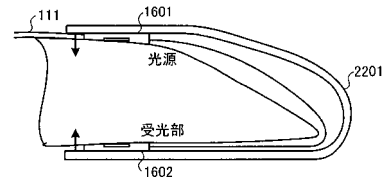
【図 20 - 2】



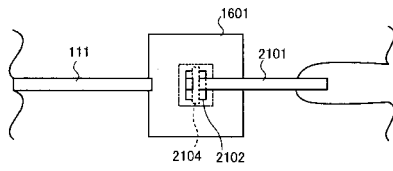
【図 2 1 - 1】



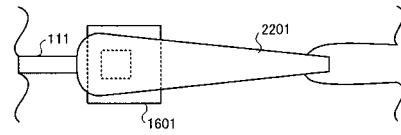
【図 2 2 - 1】



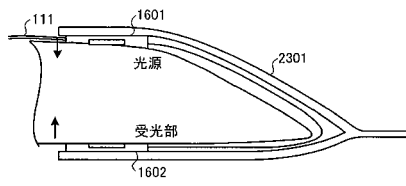
【図 2 1 - 2】



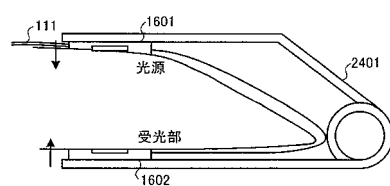
【図 2 2 - 2】



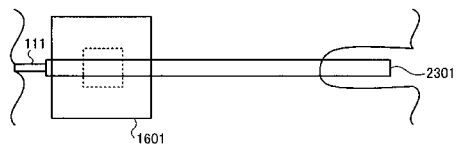
【図 2 3 - 1】



【図 2 4 - 1】



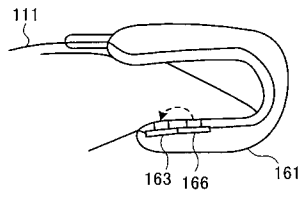
【図 2 3 - 2】



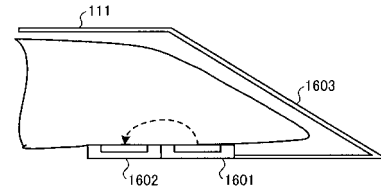
【図 2 4 - 2】



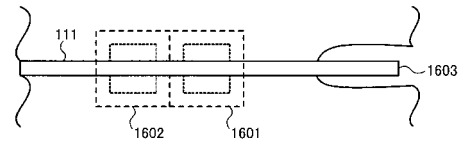
【図 25】



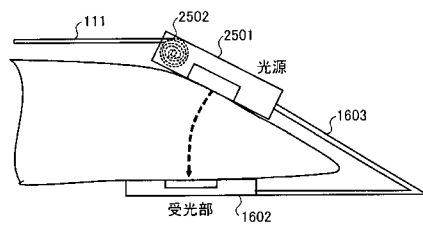
【図 26 - 1】



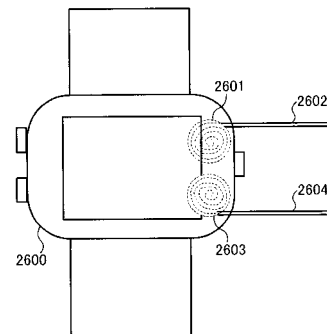
【図 26 - 2】



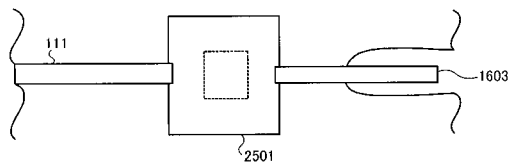
【図 27 - 1】



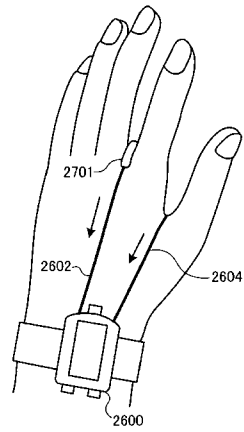
【図 28】



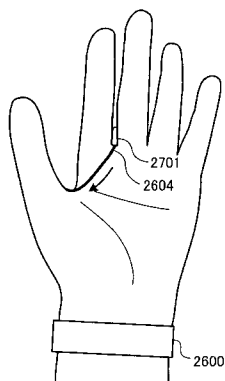
【図 27 - 2】



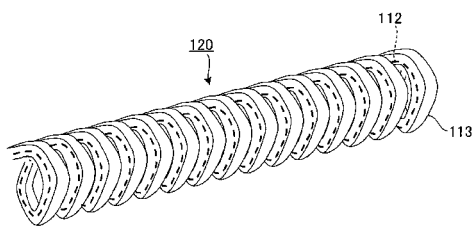
【図 29 - 1】



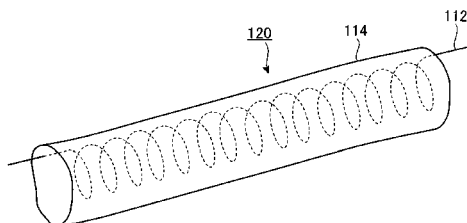
【図 29 - 2】



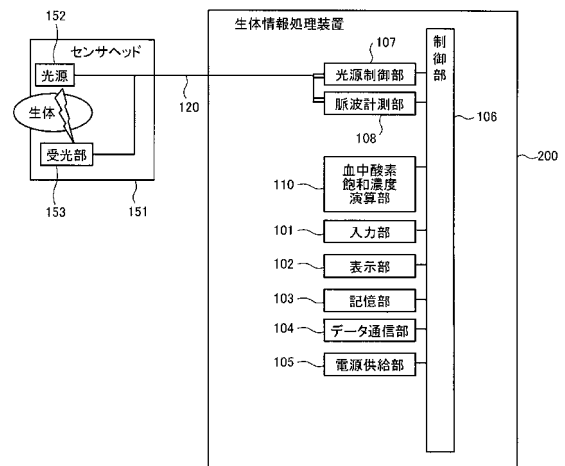
【図 31】



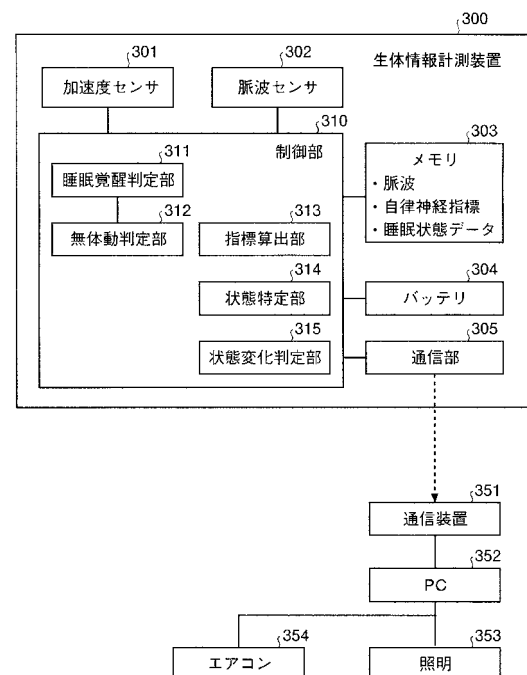
【図 32】



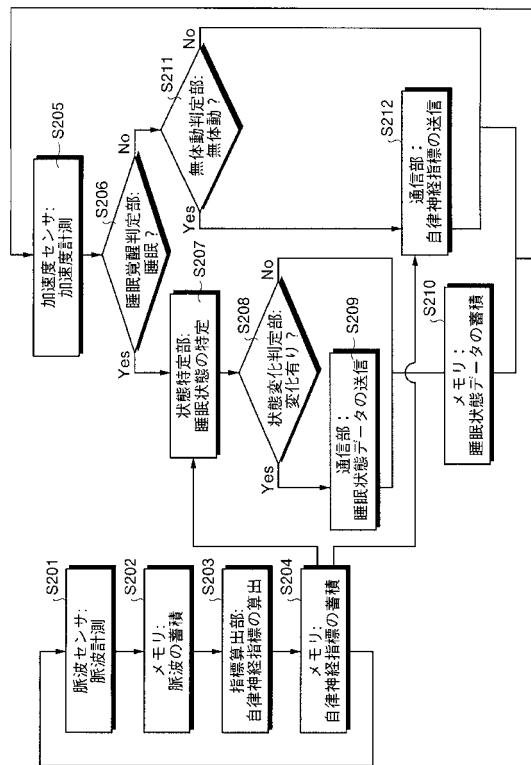
【図 30】



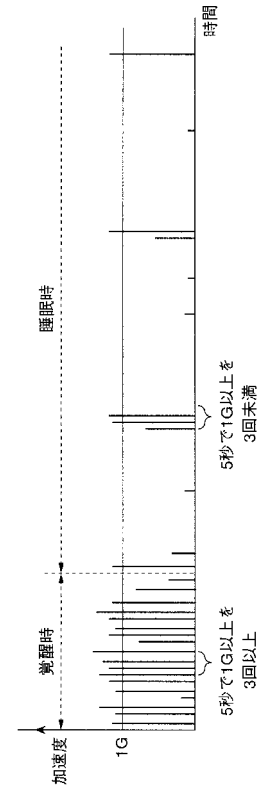
【図 33】



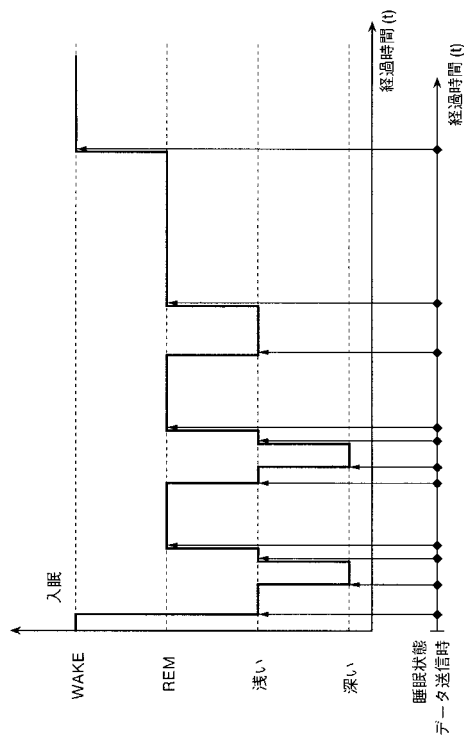
【図 3 4】



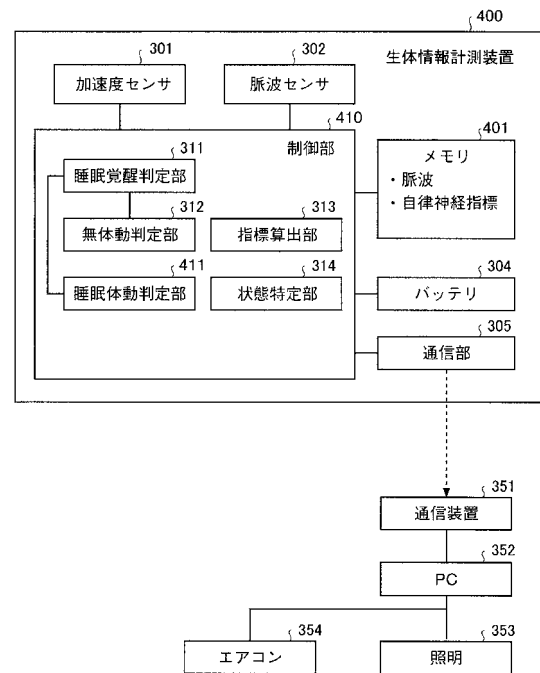
【図 3 5】



【図 3 6】

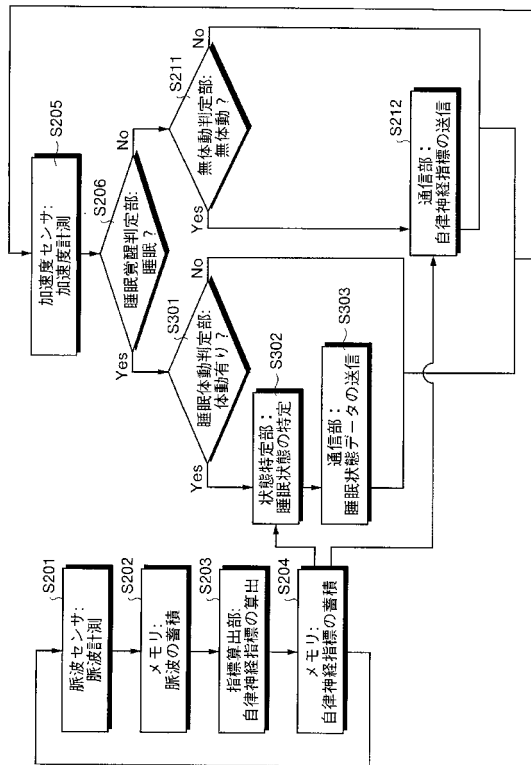


【図 3 7】

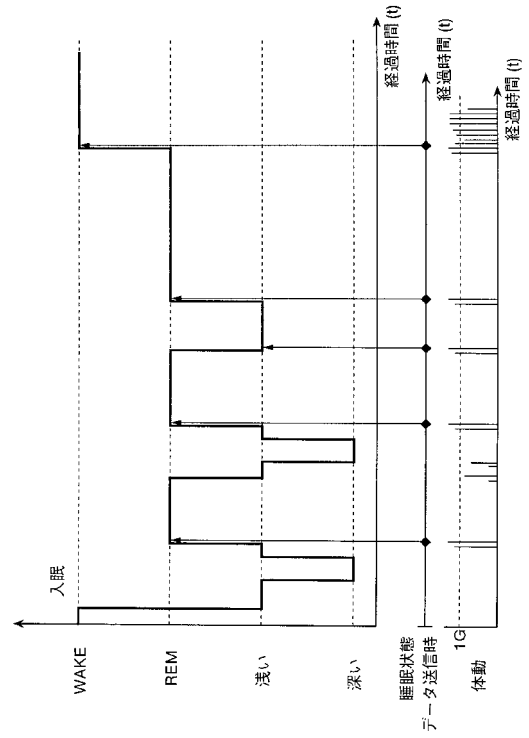




【図 38】



【図 39】



---

フロントページの続き

(72)発明者 大内 一成

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝 研究開発センター内

審査官 五関 統一郎

(56)参考文献 特開2000-083914(JP,A)

実開平05-007203(JP,U)

特開2004-049579(JP,A)

特開平04-352938(JP,A)

特開平01-135329(JP,A)

特開平08-024243(JP,A)

特開平11-216131(JP,A)

特開2001-070264(JP,A)

特開2001-224561(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00