

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3689914号
(P3689914)

(45) 発行日 平成17年8月31日(2005.8.31)

(24) 登録日 平成17年6月24日(2005.6.24)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 5/0245

F I

A61B 5/02 310B

A61B 5/02 310F

A61B 5/02 320P

請求項の数 2 (全 39 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平11-515335 (86) (22) 出願日 平成10年9月4日(1998.9.4) (86) 国際出願番号 PCT/JP1998/003972 (87) 国際公開番号 W01999/012469 (87) 国際公開日 平成11年3月18日(1999.3.18) 審査請求日 平成15年2月4日(2003.2.4) (31) 優先権主張番号 特願平9-241426 (32) 優先日 平成9年9月5日(1997.9.5) (33) 優先権主張国 日本国(JP) (31) 優先権主張番号 特願平9-308913 (32) 優先日 平成9年11月11日(1997.11.11) (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 000002369 セイコーエプソン株式会社 東京都新宿区西新宿2丁目4番1号 (74) 代理人 100098084 弁理士 川▲崎▼ 研二 (72) 発明者 小須田 司 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内 (72) 発明者 近藤 豊 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内 (72) 発明者 栗原 一 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
---	---

(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】

生体の検出部位に光を照射する発光素子を有し、前記発光素子の照射光が前記検出部位にて反射された反射光の強度を検出する反射型光検出装置において、
 光を受光して電気信号に変換する第1の光電変換素子と、
 光を受光して電気信号に変換する第2の光電変換素子と、
 前記第1の光電変換素子の出力信号と前記第2の光電変換素子の出力信号との差分を検出して差分信号を出力する差分検出部と、
 前記差分検出部にて出力された差分信号に基づいて、前記検出部位における血流量を測定する血流量測定部と、
 前記発光素子、前記第1の光電変換素子および前記第2の光電変換素子に外光が直接入射されることを防ぎ、前記発光素子、前記第1の光電変換素子および前記第2の光電変換素子を前記生体に固定するための帯状固定器具とを備え、
 前記第1の光電変換素子、前記第2の光電変換素子および前記発光素子は、以下の配置条件

(i) 前記第2の光電変換素子の受光中心位置から前記発光素子の発光中心位置までの距離が、前記発光素子の発光中心位置から前記第1の光電変換素子の受光中心位置までの距離よりも大きい

(ii) 前記発光素子から発光される光の波長帯域は単一ピークをもつものであり、前記検出部位からの反射光が前記第1の光電変換素子に到達するが前記第2の光電変換素子

子には到達しない

(iii) 前記生体の皮膚表面を伝播して前記第1の光電変換素子および前記第2の光電変換素子にそれぞれ到達する外光の強度は略同一である
を全て充足して配置されることを特徴とする生体情報計測装置。

【請求項2】

前記第1の光電変換素子および前記第2の光電変換素子を直列に配置し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。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、外光の影響を受けることなく照射光が検出物を介して反射してくる反射光の強度を検出するのに好適な反射型光検出装置に関し、さらにこの反射型光検出装置を搭載し、脈波、脈拍、あるいは体動ピッチ等の生体情報を計測するのに好適な生体情報計測装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

脈波や体動などの生体情報を計測する装置には、血液の量の変化を光学的に検出し、その検出結果に基づいて生体情報を表示する電子機器がある。かかる光学式の脈波計測装置（生体情報計測装置）では、LED（発光ダイオード）などの発光素子から指先などに光を照射し、生体（血管）からの反射光フォトダイオードなどの受光素子で受光する。ことにより、血液の脈波によって生じる血流変化を受光光量の変化として検出する。そして、これにより得られる脈波信号に基づいて脈拍数や脈波の変化を表示するようになっている。この場合、発光素子から照射される光としては、従来、赤外光が用いられている。

【0003】

ここで、受光素子に自然光や蛍光灯からの外光が入射すると、外光の入射量の変動に伴い、受光量が変動してしまう。すなわち、外光は、検出しようとする脈波信号に対してノイズ（外乱）として作用するので、従来の脈波計測装置では、指先などの検出部分を遮光カバーで覆うことによって、外光の影響を抑圧している。

【0004】

ところで、自然光が直接あたる屋外などでは、自然光の光量が発光素子の照射光の光量と比較して、極めて大きい。このため、従来の脈波計測装置では、外光に対する遮光カバーをいくら大がかりにしても、屋外といった外光があたる場所で使用すると、外光の一部が指の組織を透過して受光素子に届いてしまい、外光の照度の変動することに起因して脈波の誤検出が発生しやすいという欠点である。したがって、従来の脈波計測装置には、外光があたらない場所、または外光の照度が一定した場所でしか使用できないという制約があり、かかる制約を緩和するには、さらに大掛かりな遮光構造が必要となって、脈波計測装置を小型化できない。

【0005】

かかる問題点を解決するために、実開昭57-74009号には、脈波を検出するための脈波検出素子に加えて、生体の組織と同様の透過率を有するフィルタで覆われ外光を検出する外光検出素子を設け、外光検出素子による外光の検出結果に基づいて、その影響を補償する脈波センサが開示されている。

【0006】

しかしながら、外光の透過率は個人でバラツキがあるため、上記した技術では正確に外光成分を補償することは困難である。また、外光が脈波検出素子に至る経路は脈波検出素子と指の相対的な位置関係に応じて変化する。すなわち、検出装置を使用するたびに、外光が組織に入射してから脈波検出素子に至る光路長が変化する。したがって、透過率が一定のフィルタを設けても、外光成分を正確に補償できない。

【0007】

また、従来のピッチ計では、それに内蔵されている加速度センサなどによって体動信号を

10

20

30

40

50

検出し、この体動信号からピッチを求めている。例えば、万歩計では小型の加速度センサとして piezoelectric PZT が使用されており、これにより検出された体動信号に波形整形を施してピッチを検出していた。

【0008】

また、運動中であっても脈拍を計測可能な携帯型脈拍計として、上述した加速度センサと光学式脈波センサとを組み合わせたものが知られている。この携帯型脈拍計にあつては、加速度センサによって検出された体動信号と光学式脈波センサによって検出された脈波信号とに各々高速フーリエ変換処理（以下、FFT処理という）を施して、体動信号に係わる体動スペクトルと脈波信号に係わる脈波スペクトルとを各々検出している。そして、脈波スペクトルと体動スペクトルとを比較して、脈波スペクトルから体動スペクトルに対応する周波数成分を除去し、残ったスペクトルの中から最大スペクトル強度を有するスペクトルの周波数を、脈波信号の基本波周波数として特定する。そして、脈波信号の基本波周波数に基づいて、脈拍数を算出している。したがって、従来の脈拍計にあつては、FFT処理を2系統で行い、それらの処理結果に基づいて、脈拍数を算出するようにしていた。

10

【0009】

また、加速度センサを用いることなく光学式脈波センサのみを用いて、運動中であっても脈拍数を検出可能にした装置を、本件出願人は、特開平5-241731号として提案している。この装置は、動脈血の酸化ヘモグロビンと静脈血の還元ヘモグロビンと間の吸光特性の相違に着目してなされたものであり、その原理は、酸化ヘモグロビンの吸光特性が還元ヘモグロビンの吸光特性に比較して大きい波長（例えば、940nm）と、還元ヘモグロビンの吸光特性が酸化ヘモグロビンの吸光特性に比較して大きい波長（例えば、660nm）を用いて脈波信号を検出し、両脈波信号を各々FFT処理し、その処理結果を比較することによって脈波信号の基本周波数を特定している。

20

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、万歩計に使用されている小型で安価な加速度センサにあつては、感度方向が一方方向であるため、全ての方向の動作を検出できず、正確な体動の検出を行うことができなかった。なお、これを解決するために3軸の加速度センサを使用することも考えられるが、この場合には装置の構成が複雑となり小型化が難しくなる。

【0011】

また、上述した加速度センサを用いた脈拍計にあつては、仮に加速度センサが故障すると、運動中の脈拍数が計測できなくなるといった問題がある。また、加速度センサの有無に関わりなく、従来の脈拍計にあつては、いずれもFFT処理を2系統持つ必要があるため、構成が複雑となり、さらに周波数解析結果から脈波信号の基本波周波数を特定するための処理が必要になるといった問題があった。

30

【0012】

本発明は上述した背景の下になされたものであり、その主たる目的は、簡易な構成で外光の影響を受けることなく、照射光が検出物を介して反射してくる反射光の強度を検出する反射型光検出装置を用いて、脈波や脈拍等の生体情報を計測するのに好適な生体情報計測装置を提供することにある。

40

【0013】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記した背景の下になされたもので、上述の目的を達成するために、生体の検出部位に光を照射する発光素子を有し、前記発光素子の照射光が前記検出部位にて反射された反射光の強度を検出する反射型光検出装置において、光を受光して電気信号に変換する第1の光電変換素子と、光を受光して電気信号に変換する第2の光電変換素子と、前記第1の光電変換素子の出力信号と前記第2の光電変換素子の出力信号との差分を検出して差分信号を出力する差分検出部と、前記差分検出部にて出力された差分信号に基づいて、前記検出部位における血流量を測定する血流量測定部と、前記発光素子、前記第1の光電変換素子および前記第2の光電変換素子に外光が直接入射されることを防ぎ、前記発光素

50

子、前記第 1 の光電変換素子および前記第 2 の光電変換素子を前記生体に固定するための帯状固定器具とを備え、更に、前記第 1 の光電変換素子、前記第 2 の光電変換素子および前記発光素子は、以下の配置条件 (i) 前記第 2 の光電変換素子の受光中心位置から前記発光素子の発光中心位置までの距離が、前記発光素子の発光中心位置から前記第 1 の光電変換素子の受光中心位置までの距離よりも大きい、 (ii) 前記発光素子から発光される光の波長帯域は単一ピークをもつものであり、前記検出部位からの反射光が前記第 1 の光電変換素子に到達するが前記第 2 の光電変換素子には到達しない (iii) 前記生体の皮膚表面を伝播して前記第 1 の光電変換素子および前記第 2 の光電変換素子にそれぞれ到達する外光の強度は略同一である、を全て充足して配置されることを特徴とする生体情報計測装置を提供する。

10

本発明によれば、外光の影響を受けずに正確な血流量を測定することができるので、信頼性のある生体情報を取得することができる。

【 0 0 1 4 】

好ましい態様において、前記第 1 の光電変換素子および前記第 2 の光電変換素子を直列に配置してもよい。

【 0 0 1 5 】

【 発明の実施の形態 】

A . 第 1 実施形態

A - 1 . 第 1 実施形態の構成

以下、図面を参照しつつ、本発明の一実施形態に係わる生体情報計測装置の構成を説明する。

20

【 0 0 1 6 】

A - 1 - 1 : 全体構成

図 1 は、本実施形態に係わる生体情報計測装置の外観構成を示す図である。図に示すように、脈波計測装置 1 (生体情報計測装置) は、腕時計構造を有する装置本体 1 0 と、この装置本体から引き出されたケーブル 2 0 と、このケーブル 2 0 の先端側に設けられたセンサユニット 3 0 と、このセンサユニット 3 0 を指に装着するためのセンサ固定用バンド 4 0 とから大略構成されている。

【 0 0 1 7 】

装置本体 1 0 は、計時機能が内蔵された時計ケース 1 1、およびこの時計ケース 1 1 を腕に装着するためのリストバンド 1 2 から構成されている。時計ケース 1 1 の表面側には、現在時刻や日付に加えて、センサユニット 3 0 での検出結果に基づく脈波情報 (生体情報) なども表示する液晶表示装置 1 3 が構成されている。また、時計ケース 1 1 の内部には、センサユニット 3 0 による検出結果たる脈波信号 V_m が供給されるデータ処理回路 5 0 と加速度センサ 6 0 とが内蔵されている。加速度センサ 6 0 によって、腕の振りなどで生じる体動が体動信号 V_t として検知される。データ処理回路 5 0 は、脈波信号 V_m および体動信号 V_t に基づいて、信号処理を行い脈拍数などの生体情報を生成する。なお、時計ケース 1 1 の外側面には、時刻合わせや表示モードの切換などを行うためのボタンスイッチ 1 1 1 , 1 1 2 が設けられている。

30

【 0 0 1 8 】

脈波計測装置 1 の電源は、時計ケース 1 1 に内蔵されている電池であり、ケーブル 2 0 は、電池からセンサユニット 2 0 に電力を供給するとともに、センサユニット 3 0 の検出結果を時計ケース 1 1 内のデータ処理回路 5 0 に入力可能である。本例のセンサ固定用バンド 4 0 には、マジックテープが張られており、図 1 に示すように、センサ固定用バンド 4 0 は、センサユニット 3 0 を指の根本に密着した状態で取り付け可能である。

40

【 0 0 1 9 】

センサ固定用バンド 4 0 の内面には、円盤状のセンサユニット 3 0 が固定されており、それには図 2 に模式的に示すように、発光ダイオード (以下、LED と略す) 3 1 およびフォトダイオード 3 2 , 3 3 が指に向けられている。LED 3 1 が、光を指に向けて照射すると、照射光は指の組織の毛細血管を流れる血液中のヘモグロビンによって吸収され、吸

50

収を免れた照射光が組織によって反射され、その反射光がフォトダイオード32, 33によって受光され、受光量に応じた電気信号に変換されるようになっている。また、センサ固定用バンド40の素材は、光を透過させないものが選ばれる。したがって、脈波計測装置1を屋外で使用した場合であっても、自然光がフォトダイオード32, 33に直接入射することはない。

【0020】

A-1-2: センサユニット30の構成

次に、センサユニット30(反射型光検出装置)の構成を説明する。図3はセンサユニットの平面図、図4はセンサユニットの断面図である。図3, 4において、LED31とフォトダイオード32, 33は、回路基板36の表面に形成されている。また、回路基板36の裏面には、OPアンプ34および回路素子35が形成されている。OPアンプ34と回路素子35は、フォトダイオード32, 33の出力信号の差分を増幅する。なお、この点については後述する。また、回路基板36の表面の端部には、透明ガラス37を配した上ケース38が形成されている。この透明ガラス37は、LED31やフォトダイオード32, 33を保護するとともに、光を透過するようになっている。また、回路基板35の裏面側には、ケーブル20の引出穴を備えた下ケース39が形成されている。

10

【0021】

この例では、OPアンプ34をセンサユニット30に内蔵している。仮に、入力インピーダンスが高いOPアンプ34を装置本体10に内蔵すると、ケーブル20の長さだけ配線距離が長くなり、ケーブル20がノイズに対してアンテナとして作用してしまう。そこで、OPアンプ34をセンサユニット30に内蔵して、フォトダイオード32, 33からOPアンプ34までの配線距離を短くし、ノイズが混入しないようにしている。

20

【0022】

この例におけるLED31とフォトダイオード32, 33は、図示するように、直線上に配置されている。ここで、LED31の発光中心位置からフォトダイオード32の受光中心位置までの距離をL1、LED31の発光中心位置からフォトダイオード33の受光中心位置までの距離をL2とすると、 $L1 < L2$ になるように配置される。すなわち、フォトダイオード33は、その受光中心位置からLED31の発光中心位置までの距離L2が、LED31の発光中心位置からフォトダイオード32の受光中心位置までの距離L1と異なるように配置される。これにより、LED31からフォトダイオード33までの光路長は、LED31からフォトダイオード32までの光路長と比較して長くなる。

30

【0023】

ところで、LED31からの照射光は、その波長にもよるが、血液中のヘモグロビンばかりでなく、生体の組織によっても吸収・散乱される。したがって、光路長がある程度長くなると、媒質である生体の組織によって照射光が吸収・散乱され、フォトダイオード32, 33に反射光がほとんど入射しなくなる。この例において距離L1は、組織の吸収・散乱が少なくフォトダイオード32によって血液の流れを検出できるように選ばれており、一方、距離L2はフォトダイオード33によって反射光がほとんど入射しないように選ばれている。したがって、フォトダイオード32の出力信号には、脈波波形が重畳するが、フォトダイオード33の出力信号には脈波波形が現れない。

40

図5はセンサユニットの電氣的な構成を示す回路図である。図に示すようにLED31のアノードは正電源+Vに接続され、そのカソードは抵抗351を介して接地されている。抵抗351は電流制限抵抗として作用するので、所望の電流がLED31に流れる。

【0024】

また、フォトダイオード32のカソードは正電源+Vに接続され、そのアノードはフォトダイオード33のカソードと接続される。フォトダイオード33のアノードが負電源-Vに接続されている。また、フォトダイオード32, 33の接続点XはOPアンプ34の負入力端子に接続され、OPアンプ34の正入力端子は接地されている。OPアンプ34の出力信号は、抵抗352を介して負入力端子にフィードバックされている。このOPアンプ34の入力インピーダンスは極めて高く、かつゲインも大きい。OPアンプ34の負入

50

カ端子は正入力端子にイマジナリーショートされている。これにより、フォトダイオード 32, 33 は逆バイアスされ、光が入射すると光量に応じた電流が発生する。OPアンプ 34 は、電流を電圧に変換して脈波信号 V_m を出力する。

【0025】

ここで、図6に示す実線はこの例におけるフォトダイオード 32, 33 の分光感度特性を示したものである。この図から、フォトダイオード 32, 33 には 700 nm 付近に感度のピークがあることが判る。また、LED 31 の発光特性は図7に示すように、560 nm 付近にピークがあり、その半値幅は 25 nm 程度である。

【0026】

ところで、フォトダイオードによる光電変換の原理は、逆バイアスによってアノード・カソード間に形成される空乏層に光が入射すると、原子が励起状態になって自由電子が発生し、これがホールと再結合して電流がカソードからアノードに流れるというものである。したがって、電流 i_1 , i_2 の向きを図5に示すように取ると、 i_1 は正、 i_2 は負の値となる。図8は図5における点Yで結線を切断したときの接続点Xにおける電圧と電流の関係を示したものである。図に示すようにフォトダイオード 32 に入射する照度が増大すると電流 i_1 は増加し、フォトダイオード 33 に入射する照度が増大すると電流 i_2 は減少する。

【0027】

ここで、フォトダイオード 32, 33 に入射する光には、LED 31 の照射光が組織によって反射された反射光の他、外光がある。例えば、屋外において、脈波計測装置 1 を使用した場合には、自然光がセンサ固定用バンド 40 で覆われていない指の皮膚から入射し、組織を介してフォトダイオード 32, 33 に外光として入射する。自然光は指全体に均一に照射されるので、フォトダイオード 32, 33 の間の距離を短く設定すれば、それらに入射する外光の照度(強度)は等しくなる。この例にあっては、外光の照度(強度)が等しくなるようにフォトダイオード 32, 33 の位置関係が設定されている。

【0028】

いま、LED 31 の照射光のうち反射光としてフォトダイオード 32, 33 に入射する光の照度を各々 P_a , P_b 、外光の照度を P_c とする。また、照度 P_a , P_b , P_c に対応する電流を各々 i_a , i_b , i_c とする。この場合、図5に示す i_1 , i_2 は、以下の式で与えられる。

$$i_1 = i_a + i_c$$

$$i_2 = -i_b - i_c$$

【0029】

接続点Xにあっては、電流 i_1 と電流 i_2 とが加算されるから、OPアンプ 34 に流れ込む電流 $i_1 + i_2$ は、 $i_a - i_b$ となる。すなわち、外光の照度 P_c に応じた電流 i_c , $-i_c$ は相殺され、LED 31 の反射光に応じた電流がOPアンプ 34 に流れ込むことになる。この結果、脈波信号 V_m は照度 P_a , P_b のみに依存する。図9は脈波信号 V_m と照度 $P_a - P_b$ の関係を示したものである。

【0030】

ところで、LED 31 とフォトダイオード 32, 33 の位置関係は、上述したように、フォトダイオード 32 には反射光が入射し、フォトダイオード 33 には反射光がほとんど入射しないように設定されている。したがって、照度 P_b は照度 P_a と比較して極めて小さいので、電流 $i_1 + i_2$ は以下のように近似できる。

$$i_1 + i_2 = i_a - i_b \sim i_a$$

したがって、脈波信号 V_m はフォトダイオード 32 に入射する反射光の照度 P_a に応じたものとなる。

【0031】

このように構成したセンサユニット 30 を、図1に示すように、センサ固定用バンド 40 を指の根本に装着すると、LED 31 およびフォトダイオード 32, 33 は、発光面および受光面が指表面に向いた状態となる。この状態で、LED 31 が指に向けて光を照

10

20

30

40

50

射すると、生体から反射された光がフォトダイオード32, 33によって受光される。ここで、外光がセンサ固定用バンド40で覆われていない手指の皮膚から入ってフォトダイオード32, 33に入射したとしても、外光の成分は相殺される。したがって、脈動に対応する脈波信号Vmのみをケーブル20を介して装置本体10に入力することができる。

【0032】

A-1-3: データ処理回路50の構成

次に、データ処理回路50について図10を参照して説明する。図10はデータ処理回路の機能ブロック図である。図において、51は脈波信号変換部であって、センサユニット30からの脈波信号Vmをアナログ信号からデジタル信号に変換して脈波データMDとして出力する。52は体動信号変換部であって体動信号Vtをアナログ信号からデジタル信号

10

【0033】

54は脈波周波数解析部であって、記憶部53から読み出された脈波データMDに周波数解析を施して、脈波解析データMKDを生成する。一方、55は体動周波数解析部であって、記憶部53から読み出された体動データTDに周波数解析を施して、体動解析データTKDを生成する。周波数解析の手法としては、各種のものがあるが、この例にあっては短い演算時間で解析できるようにFFT(高速フーリエ変換)が用いられている。

【0034】

次に、56は脈波成分抽出部であって、脈波解析データMKDと体動解析データTKDに基づいて、脈波解析データMKDから体動成分を除去した体動除去脈波解析データMKD'を生成する。具体的には、脈波解析データMKDの各スペクトラム周波数成分の内、体動解析データTKDの各スペクトラム周波数に対応するスペクトラム周波数成分を除去し、体動除去脈波解析データMKD'を生成する。また、57は脈拍数演算部であって、体動除去脈波解析データMKD'に基づいて、脈波成分の基本波周波数Fm1を特定し、60/Fm1を演算して脈拍数HRを生成する。脈拍数HRは液晶表示装置13に供給され、そこに表示される。これによって、ユーザーはジョギング等の運動中であっても自己の脈拍数を知ることができる。

20

【0035】

なお、データ処理回路50は、具体的には、CPU(Central Processing Unit)、CPUの作業領域として機能するRAM(Random Access Memory)、および、上述した機能ブロックを実現するためのプログラムを格納したROM(Read Only Memory)等によって構成される。

30

【0036】

A-2. 第1実施形態の動作

次に、本実施形態の動作を図面を参照しつつ説明する。

A-2-1: センサユニット30の動作

まず、センサユニット30の動作を比較例の動作と比較しながら説明する。図11は、比較例として作成した比較センサユニット30'の回路図である。比較センサユニット30'は、図5に示すセンサユニット30からフォトダイオード33を除いたものであり、従来のセンサユニットに相当する。

40

【0037】

本発明者らは、この比較センサユニット30'とセンサユニット30を用いて比較実験を行った。図12は比較実験のシステムを示すブロック図である。この比較実験においては、比較センサユニット30'とセンサユニット30を指の根本に装着し、ノイズ光源Nから2.2Hzの周波数で照度差5000ルクスの光を外光ノイズとして照射した。具体的には5000ルクスの光を2.2Hzでオン・オフさせるようにノイズ光源Nを制御した。そして、比較センサユニット30'とセンサユニット30の出力信号をスイッチSWで切り換えて、これをゲインが約6000のアンプAで増幅し、増幅された信号を周波数解析装置Sで解析した。

50

【 0 0 3 8 】

図 1 3 は、比較センサユニット 3 0 ' からの出力信号を解析した結果を示したものであり、図 1 4 はセンサユニット 3 0 からの出力信号を解析した結果を示したものである。図 1 3 に示すように、比較センサユニット 3 0 ' の出力信号には、外光の影響を受けて、ノイズスペクトル S_n が 2 . 2 H z 付近に存在する。この例の脈波スペクトル S_m は略 1 . 7 H z に存在する。脈波スペクトル S_m のスペクトル強度は、ノイズスペクトル S_n と比較して 1 / 2 程度しかない。このため、仮に、比較センサユニット 3 0 ' を脈波計測装置 1 に適用すると、ノイズスペクトル S_n を脈波スペクトル S_m と誤検出して、誤った脈拍数 H R を算出してしまう。

【 0 0 3 9 】

これに対して、図 1 4 に示すように、センサユニット 3 0 の出力信号には、ノイズスペクトル S_n が存在しない。したがって、センサユニット 3 0 を用いた脈波計測装置 1 にあっては、正確な脈波スペクトル S_m に基づいて、脈拍数 H R を求めることができる。

【 0 0 4 0 】

次に、本発明者らは、比較センサユニット 3 0 ' およびセンサユニット 3 0 について、ノイズ光源 N の照度差を変化させ、ノイズスペクトル強度と脈波スペクトル強度の関係を測定した。図 1 5 はこの測定結果を示したグラフである。このグラフにおいて縦軸は相対強度 Q (ノイズスペクトル強度 / 脈波スペクトル強度 + ノイズスペクトル強度)、横軸はノイズ光源 N の照度差である。相対強度 Q の値が低い程、ノイズ成分が小さくなるので、正確に脈波スペクトル S_m を検出できることになる。

【 0 0 4 1 】

比較センサユニット 3 0 ' の出力信号では、ノイズ強度が大きくなるにつれ、相対強度 Q の値が高くなり、ノイズ強度が略 8 0 0 0 ルクスで、ノイズスペクトル強度と脈波スペクトル強度が等しくなる。そして、ノイズ強度が 4 万ルクスに達すると、相対強度の値がほぼ 1 0 0 % になってしまう。脈波スペクトル S_m とノイズスペクトル S_n の判別をスペクトル強度の大小で行うならば、比較センサユニット 3 0 ' は略 8 0 0 0 ルクス以上で使用不能となってしまう。

【 0 0 4 2 】

これに対して、センサユニット 3 0 の出力信号は、ノイズ強度の値にかかわらず、全く影響を受けていない。このことは、真夏の屋外であっても外光の影響を受けることなく、脈波スペクトル S_m を正確に検出できることを意味する。

【 0 0 4 3 】

A - 2 - 2 : データ処理回路 5 0 の動作

次に、図 1 6 はデータ処理回路 5 0 の動作を示すフローチャートである。まず、脈波信号変換部 5 1 が脈波信号 V_m をアナログ信号からデジタル信号に変換して脈波データ M D を生成し (ステップ S 1)、体動信号変換部 5 2 が体動信号 V_t をアナログ信号からデジタル信号に変換して体動データ T D を生成する (ステップ S 2)。記憶部 5 3 は、脈波データ M D と体動データ T D を記憶する (ステップ S 3)。

【 0 0 4 4 】

次に、脈波周波数解析部 5 4 は、記憶部 5 3 から読み出された脈波データ M D に F F T 処理を施して、脈波解析データ M K D を生成する (ステップ S 4)。この場合、脈波信号 V_m は、腕の振りや体の上下動などの体動の影響を受けているため、脈波解析データ M K D には、真の脈波成分の他、体動成分が重畳している。図 1 7 (a) は脈波解析データ M K D の一例である。なお、図 1 7 (a) 中の 1 . 5 H z 近傍および 3 H z 近傍の周波数成分は体動成分である。

【 0 0 4 5 】

次に、体動周波数解析部 5 5 は、記憶部 5 3 から読み出された体動データ M D に F F T 処理を施して、体動解析データ T K D を生成する (ステップ S 5)。図 1 7 (b) は体動解析データ T K D の一例である。ここで、体動解析データ T K D の各スペクトル周波数は、脈波解析データ M K D の体動成分に係わる各スペクトル周波数と一致する。なお、この例

10

20

30

40

50

では、それらのスペクトル強度が一致しているが、相違する場合もある。これは、体動信号THが腕の振りなどによって生じる加速度として直接検出されるのに対して、血液流は血管や組織などの影響を受けるからである。

【0046】

次に、体動周波数解析部55は、脈波解析データMKDの各スペクトル周波数成分の内、体動解析データTKDの各スペクトル周波数に対応するスペクトル周波数成分を除去して、体動除去脈波解析データMKD'を脈波成分として生成する。このような処理によって、体動成分のスペクトル強度が脈波解析データMKDと体動解析データTKDの間で相違しても、脈波解析データMKDから体動成分を除去して、脈波成分を抽出することができる。例えば、脈波解析データMKDと体動解析データTKDが図17(a), (b)に示すものであるならば、体動除去脈波解析データMKD'は図17(c)に示すものとなる。

10

【0047】

次に、脈拍数演算部57は、体動除去脈波解析データMKD'に基づいて、脈波成分の基本波周波数Fm1を特定し、60/Fm1を演算して脈拍数HRを生成する。脈波成分の基本波周波数Fm1は体動除去脈波解析データMKD'中の各スペクトルのうち最大のスペクトル強度を示す周波数を特定することによって行われる。具体的には、各スペクトル強度を順次比較して、最大のものを検索する。例えば、体動除去脈波解析データMKD'が図17(c)に示すものであるとすれば、F1が脈波成分の基本波周波数Fm1として特定される。

20

【0048】

このように本実施形態によれば、フォトダイオード32, 33をLED31からの距離が相違し、かつ、外光が等しく入射する位置に配置したので、外光による影響を簡易な構成で確実に相殺することができる。これにより、真夏の屋外などでも脈波計測装置1を使用することが可能となる。また、脈波信号Vmに周波数解析を施して、体動成分を除去するようにしたので、ランニングなどの運動中であっても脈拍数HRを検出することができる。これにより、被験者は自己の健康状態を走りながら管理することができるので、効果的なトレーニングを行うことができる。

【0049】

A-3. 第1実施形態の変形例

30

本発明は、上述した第1実施形態に限定されるものではなく、以下に述べる各種の変形が可能である。

(1) 上述した第1実施形態にあつては、脈波信号を検出するセンサユニット30を反射型光検出装置の一例として説明したが、本発明は、これに限定されるものでなく、発光部と光電変換部とを備え、発光部からの照射光を検出物で反射し、その反射光の光量を検出する反射型光検出装置であれば、いかなるものにも適用できる。例えば、工業製品の生産ラインにおいて製品の個数を計測する装置、複写機において紙の有無を検出する装置等に応用することができる。

【0050】

(2) 上述した第1実施形態にあつて、センサユニット30を構成するLED31とフォトダイオード32, 33の位置関係は、図3に示すように、直線状に配置したが、本発明はこれに限定されるものではなく、LED31からフォトダイオード32までの距離L1、LED31からフォトダイオード33までの距離L2が、相違すればどのような位置関係にあつてもよい。例えば、図18に示すようにLED31とフォトダイオード32を結ぶ直線が、フォトダイオード32, 33を結ぶ直線と直交するような配置であつてもよい。

40

【0051】

(3) 上述した第1実施形態にあつて、センサユニット30を、図19に示すように構成してもよい。図19に示すセンサユニット30の回路図が、図5に示すものと異なるのは、フォトダイオード32のカソードとフォトダイオード33のアノードを接地させた点で

50

ある。この場合にも、上述した実施形態と同様に、電流 i_1 と電流 i_2 が接続点 X で加算されるので、外光の照度 P_c に応じた電流 i_c を相殺することができる。

【0052】

(4) 上述した実施形態にあって、フォトダイオード 32, 33 の分光感度特性は、その一例として図 6 に実線で示したものとして説明したが、同図中に点線で示すように約 950 nm がピーク波長であってもよい。一般に、300 nm ~ 600 nm の波長の光を検出光として用いると、皮膚から 3 mm 程度内部の血液流を計測できることが知られている。これは、波長の短い光は生体の組織で吸収あるいは散乱され易いからである。したがって、検出光の波長範囲を 300 nm ~ 600 nm にすると、外光のうち波長範囲が 300 nm ~ 600 nm のものが生体の組織で吸収・散乱されるので、外光の影響を受けにくいものにしてすることができる。しかし、分光感度をこの範囲に制限した特殊な素子は高価である。これに対して、上述した第 1 実施形態で説明した分光感度特性や図 6 中に点線で示す特性を示すフォトダイオードは、安価で安定した特性を示す。上述した第 1 実施形態においては、外光を相殺することができるから、検出光の波長範囲を 300 nm ~ 600 nm に限定しなくとも、図 6 に実線あるいは点線で示す分光感度特性を有するフォトダイオードを用いて正確に脈波信号 V_m を検出できる。この場合には、組織の内部にまで照射光が到達するため、橈骨動脈などの各種動脈の脈動を検出することができる。

10

【0053】

(5) 上述した第 1 実施形態にあって、データ処理回路 50 では、体動除去解析データ MKD' に基づいて、脈拍数 HR を算出したが、本発明はこれに限定されるものではなく、体動除去解析データ MKD' の低域成分を解析して呼吸数を示す呼吸数情報を算出するようにしても良い。また、体動除去解析データ MKD' に逆 FFT 処理を施し、その処理結果に基づいて、平脈、弦脈、滑脈といった脈象を特定するようにしてもよい。要は、データ処理回路 50 は、体動除去解析データ MKD' に基づいて、生体の状態を示す生体情報を生成する回路であれば如何なるものであってもよい。

20

【0054】

(6) 上述した実施形態にあっては、指の根本を脈波信号 V_m の検出部位の一例として説明したが、センサユニット 30 の形態を適宜変更することによって、生体の皮膚であればどのような箇所であっても脈波信号 V_m を検出できる。例えば、首の周り、耳朶、手首といった箇所を検出部位としてもよい。

30

【0055】

B. 第 2 実施形態

第 2 実施形態は、体動計測装置に関するものである。体動計測装置では、上述した第 1 実施形態のセンサユニット 30 (反射型光検出装置) を一部変更して体動を計測するために用いる。

【0056】

B-1. 原理

まず、本実施形態における体動信号の検出原理を説明する。本実施形態に係る体動計測装置においては、受光部と発光部を備えた反射型光学センサ (後述するセンサユニット 30) を用いて体動を検出している。

40

【0057】

図 20 は、反射型光学センサの原理を説明するための図である。図において A1 は発光部、B1 は受光部である。また、T1 は表皮であり、C1 は毛細血管および細動脈である。表皮 T1 から血管 C1 までの間には、生体組織が形成されている。そして、血管 C1 の内部には血液が流れている。

発光部 A1 から照射された光の一部は、生体の組織や血液中のヘモグロビンによって吸収され、また、他の一部は、生体の組織によって反射され、その反射光が受光部 B1 によって受光される。受光部 B1 は受光量に応じて電気信号を出力する。したがって、受光部 B1 の出力信号には、生体の組織による吸収と血液中のヘモグロビンによる吸収が反映されている。

50

【 0 0 5 8 】

図 2 1 は、生体に体動がなく安静な状態において、人の血管部分に外部から光を照射したときの吸光度の分布を示す図であり、I 2 は組織による吸光成分、I 3 は静脈血による吸光成分、I 4 は動脈血による吸光成分である。

この場合、組織による吸光成分 I 2 には組織濃度が変化しないため、一定である。また、静脈血による吸光成分 I 3 も一定である。これは、静脈に脈動がなく、濃度変化がないためである。図 2 2 は、このことを示す図であり、心臓から送り出された血液の脈動が次第になくなり、静脈においては完全に消えていることが判る。

【 0 0 5 9 】

一方、生体に体動がある状態を考えると、その体動の影響が血液流に及び、動脈血による吸光成分 I 4 と静脈血による吸光成分 I 3 が変動する。また、手足の振りによって組織が振動するため、この部分の吸光度も変動する。

したがって、体動の有無に関わらず、動脈血の吸光成分 I 4 が変動するため、血管 C に単に光を照射してその反射光を受光部 B 1 で検出したとしても、受光部 B 1 の出力信号を体動信号として取り扱うことはできない。

【 0 0 6 0 】

ところで、組織の吸光成分 I 2 や血液の吸光成分 I 3 , I 4 は、ある周波数特性をもっており、照射光の波長によって吸光度が相違している。図 2 3 は、還元ヘモグロビン H b と酸化ヘモグロビン H b O² との分子吸光係数を示した図である。ここで、酸化ヘモグロビン H b O² は動脈血中に主として存在し、還元ヘモグロビン H b は静脈血中に存在している。上述したように静脈には脈動がないから、脈動に係わる吸光成分は、酸化ヘモグロビン H b O² による吸光度を考慮すれば足りる。ここで、酸化ヘモグロビン H b O² の吸光係数は、図 2 3 に示されるように 6 0 0 n m を越えると急激に減少していることが判る。一方、組織の吸光度は、6 0 0 n m を越えても減衰しない。

【 0 0 6 1 】

したがって、6 0 0 n m 以上の波長領域において発光部 A 1 から生体に光を照射すると、酸化ヘモグロビン H b O² では照射光がほとんど吸収されず、組織によって照射光の大半が吸収されることとなる。この場合に体動があったとすると、上述したように組織が振動するので、体動に応じて照射光が組織に吸収される割合が変動する。したがって、その反射光を受光部 B 1 で受光すれば、受光部 B 1 の出力信号を体動信号として取り扱うことができる。第 2 実施形態は、以上の体動検出原理に着目して生体の体動を計測するものである。

【 0 0 6 2 】

B - 2 . 第 2 実施形態の構成

B - 2 - 1 : 全体構成

第 2 実施形態に係る体重計測装置の外観構成は、図 1 に示す第 1 実施形態に係る脈波計測装置 1 と同一である。但し、第 2 実施形態では、第 1 実施形態のセンサユニット 3 0 の代わりにセンサユニット 3 0 0 を用いる。ここで、センサユニット 3 0 0 は、6 0 0 n m 以上の波長領域において反射光を電気信号に変換するように構成されており、体動の度合いを示す体動信号 V t がセンサユニット 3 0 から出力されるようになっている。このため、装置本体 1 0 の内部には加速度センサ 6 0 が設けられていない。また、装置本体 1 0 の内部に設けられるデータ処理回路 5 0 は、体動信号 V t に F F T 処理を施し、その処理結果を解析することにより、ピッチ P を算出している。

【 0 0 6 3 】

B - 2 - 2 : センサユニット 3 0 0 の構成

第 2 実施形態のセンサユニット 3 0 0 の機械的構成は、L E D 3 1 (発光部) の代わりに L E D 3 1 0 を使用する点を除いて、第 1 実施形態のセンサユニット 3 0 と同じである。したがって、L E D 3 1 0 とフォトダイオード 3 2 , 3 3 との位置関係は、図 3 および図 4 に示す L E D 3 1 を L E D 3 1 0 に置き換えたものとなっている。

【 0 0 6 4 】

10

20

30

40

50

ここで、フォトダイオード 32, 33 の分光感度特性は、図 6 に実線で示したものと同一である。一方、図 24 は、LED 310 の発光特性を示したものである。したがって、センサユニット 300 では、両特性が重なる範囲である 660 nm を中心に 630 nm ~ 690 nm の波長領域において計測が行われる。630 nm ~ 690 nm の波長領域では、図 23 に示すように酸化ヘモグロビン HbO_2 の吸光度が減少している。このため、フォトダイオード 32, 33 の出力信号は、脈波成分が抑圧され、体動成分が大半を占めることとなる。

【0065】

この例における LED 310 とフォトダイオード 32, 33 は、第 1 実施系形態と同様に配置されているから（図 3, 4 参照）、LED 310 からフォトダイオード 33 までの光路長は、LED 310 からフォトダイオード 32 までの光路長と比較して長くなる。

10

【0066】

LED 310 からの照射光は、生体の組織によって吸収・散乱されるが、光路長がある程度長くなると、媒質である生体の組織によって照射光がほとんど吸収される。したがって、光路長が長い場合には、フォトダイオード 32, 33 に反射光が入射しなくなる。第 1 実施形態で説明したように図 3 に示す距離 L_1 は、組織の吸収・散乱が比較的少なくフォトダイオード 32 によって組織の動きを検出できるように選ばれており、一方、同図に示す距離 L_2 はフォトダイオード 33 に反射光がほとんど入射しないように選ばれている。したがって、フォトダイオード 32 の出力信号は、体動による組織変動を反映したものになるが、フォトダイオード 33 の出力信号には体動波形が現れない。

20

【0067】

次に、センサユニット 300 の回路図を、図 25 に示す。センサユニット 300 は、図 5 に示すセンサユニット 30 と比較して、LED 31 を LED 310 に置き換えた点と OP アンプ 34 が体動信号 V_t を出力する点とが相違する。

ここで、フォトダイオード 32, 33 の位置関係は、第 1 実施形態で説明したように外光の照度（強度）が等しくなるように設定されている。したがって、外光の照度 P_c に対応する電流 i_c は、接続点 X において電流 i_1 と電流 i_2 とが加算されることにより相殺される。

【0068】

一方、LED 310 からフォトダイオード 33 まで距離 L_2 は、LED 310 からの光がほとんど入射しないように選ばれているから、照度 P_b は照度 P_a と比較して極めて小さい。この結果、電流 $i_1 + i_2$ は以下のように近似できる。

30

$$i_1 + i_2 = i_a - i_b \sim i_a$$

したがって、体動信号 V_t はフォトダイオード 32 に入射する反射光の照度 P_a に応じたものとなる。

このように構成したセンサユニット 300 において、図 5 に示す示すように、センサ固定用バンド 40 を指の根本に装着すると、LED 310 およびフォトダイオード 32, 33 は、発光面および受光面が指表面に向いた状態となる。この状態で、LED 310 が指に向けて光を照射すると、生体から反射された光がフォトダイオード 32, 33 によって受光される。ここで、外光がセンサ固定用バンド 40 で覆われていない手指の皮膚から入って受光されたとしても、外光の成分は相殺されるので、体動に対応する体動信号 V_t のみをケーブル 20 を介して装置本体 10 に入力することができる。

40

【0069】

B-2-3: データ処理回路 500 の構成

次に、第 2 実施形態に係るデータ処理回路 500 について図 26 を参照して説明する。なお、データ処理回路 500 は、第 1 実施形態と同様に装置本体 10 に内蔵されている。また、データ処理回路 500 は、具体的には、CPU、CPU の作業領域として機能する RAM、および、上述した機能ブロックを実現するためのプログラムを格納した ROM 等によって構成される。

【0070】

50

図26はデータ処理回路500の機能ブロック図である。図において、体動信号変換部52は、センサユニット300からの体動信号 V_t をアナログ信号からデジタル信号に変換して体動データTDとして出力する。記憶部53はRAM等で構成され、所定期間の体動データTDを記憶する。体動周波数解析部55は、記憶部53から読み出された体動データTDに周波数解析を施して、体動解析データTKDを生成する。周波数解析の手法としては、各種のものがあるが、この例にあっては短い演算時間で解析できるようにFFT（高速フーリエ変換）が用いられる。

【0071】

次に、ピッチ演算部540は、体動解析データTKDの各スペクトラム強度に基づいて、ピッチPを演算し、その演算結果を液晶表示部に出力する。

10

このピッチ演算部540は、信号特定部541、第1波確認部542、第2波確認部543、および信号判別部544から構成される。

信号特定部541は、所定の周波数以上の領域でパワーが所定のレベル以上にある信号をピッチを求めるための基準波として特定する。第1波確認部542は、基準波の周波数の1/3倍に相当する周波数を有する高レベルの信号があるか否かを判断する。第2波確認部543は、基準波の周波数の2/3倍に相当する周波数を有する高レベルの信号があるか否かを判断する。

【0072】

信号判別部544は、第1波確認部542が基準波の周波数の1/3倍に相当する周波数を有する高レベルの信号が無いと判断したときには、基準波を体動の基本波に対する第2高調波であると判断する。また、信号判別部544は、第2波確認部543が基準波の周波数の2/3倍に相当する周波数の位置に高レベルの信号がないと判断したときにも、基準波を体動の基本波に対する第2高調波であると判断する。

20

また、信号判別部544は、第1波確認部542および第2波確認部543の確認結果に基づいて基準波を基本波に対する第3高調波であると判断したときでも、基準波が所定の周波数レベル以上にあると判断したときに、はじめて基準波は基本波に対する第3高調波であると断定する。一方、信号判別部544は、基準波が処理の周波数レベル以下にあると判断したときには、基準波は基本波に対する第2高調波であると断定する。

【0073】

このように構成したピッチ演算部540は、歩行時のスペクトルと走行時のスペクトルとの違いから自動的に歩行状態にあるか走行状態にあるかを判断し、それぞれの場合に適した演算を行うことによってピッチを求めるようになっている。

30

その原理は、以下の通りである。まず、図27(a)は、走行時の典型的なスペクトラムである。走行時には、同図に示すように体動の基本波に対応する線スペクトルSA1、および体動の基本波に対する第2高調波成分に相当する線スペクトルSA2が出現する。これらのうち、第2高調波成分に相当する線スペクトルSA2は、基本波に対応する線スペクトルSA1に比してレベルが著しく高い。走行時には、右足をステップした時と左足をステップした時に均等に上下動が出るので、体動成分の第2高調波が出現するからである。また、腕の振りの基本波(SA1に相当)は、腕の振り出しおよび引き戻しを一周期とする振り子運動に相当する。しかし、走行時には腕の振りを滑らかな振り子運動にするのが難しいので、腕の振りの基本波パワーが弱めになる。一方、腕の振り出しおよび引き戻しのそれぞれの瞬間に加速度がかかるため、第2高調波成分は、腕の振りの基本波成分より強くである。

40

【0074】

これに対して、図27(b)は歩行時の典型的なスペクトラムである。歩行時には、体動の基本波に対応する線スペクトルSB1、第2高調波に対応する線スペクトルSB2、および第3高調波に対応する線スペクトルSB3が出現する。歩行時には、走行時ほど体動に上下動がなく、また、手振りに起因する信号成分が強く出現する。その特徴は、基本波に対応する線スペクトルSB1に現れる。その結果、各線スペクトルSB1、SB2、SB3の比率は一定しない。しかし、走行時に比較して、線スペクトルSB1および線スペ

50

クトル S B 3 のレベルは、線スペクトル S B 2 のレベルよりも高い。

【 0 0 7 5 】

ここで、走行時の第 2 高調波に対応する線スペクトル S A 2、歩行時の第 2 高調波に対応する線スペクトル S B 2、および歩行時の第 3 高調波に対応する線スペクトル S B 3 は、通常、100 回 / 分以上の周波数領域に出現する。従って、100 回 / 分以上の周波数領域を監視し、そこに出現した信号のうち、高レベルの信号が基本波に対する第 2 高調波であるか第 3 高調波であるのかを判断すれば、走行時であるか歩行時であるかを判断できる。

【 0 0 7 6 】

走行時においては、100 回 / 分以上の周波数領域に基本波に対する第 3 高調波が高レベルの信号として出現するので、この信号の周波数に 2 / 3 倍を掛けた値から歩行時のピッチ P を求めることができる。逆に走行時には、100 回 / 分以上の周波数領域に基本波に対する第 2 高調波が高レベルの信号として出現するので、この信号の周波数から走行時のピッチ P を求めることができる。ピッチ演算部 5 4 0 は、走行時におけるスペクトルパターンと歩行時におけるスペクトルパターンの違いを利用して、ピッチ P を求めるように構成されている。

【 0 0 7 7 】

B - 3 . 第 2 実施形態の動作

次に、本実施形態の動作を図面を参照しつつ説明する。

B - 3 - 1 : センサユニット 3 0 0 の動作

まず、センサユニット 3 0 0 の動作を比較例の動作と比較しながら説明する。比較例では、図 2 4 に示す発光特性を有する L E D 3 1 の替わりに、図 2 8 に示す発光特性を有する L E D 3 1 0 ' を用いて比較センサユニット 3 0 0 ' を構成した。この場合、L E D 3 1 0 ' の発光特性は、ピーク波長が 5 2 5 n m であって、その半値幅は 4 0 n m である。すなわち、比較センサユニット 3 0 0 ' にあっては、酸化ヘモグロビン H b O ² の吸光特性が大きい波長領域において、計測が行われることになる (図 2 3 参照) 。

【 0 0 7 8 】

図 2 8 は、比較センサユニット 3 0 0 ' の出力信号波形 W F 1 の一例とその周波数解析結果を示す図である。同図において S t 1 は体動成分の基本波に対応するスペクトルであり、その周波数は 1 . 1 H z である。また、S t 2 は体動成分の第 2 高調波に対応するスペクトルであり、その周波数は 2 . 2 H z である。一方、S m は、脈波成分の基本波に対応するスペクトルである。このように、計測に用いる波長領域を 6 0 0 n m 未満に設定すると、酸化ヘモグロビン H b O ² によって照射光が吸光されるので、動脈血の脈動がスペクトル S m として計測されてしまう。この場合には、体動成分に係わるスペクトル S t 1 , S t 2 よりもスペクトル S m の強度の方が大きくなってしまっているので、体動の基本波を誤って検出してしまい、その結果、正確なピッチ P を検出することができない。

【 0 0 7 9 】

これに対して、図 3 0 はセンサユニット 3 0 0 の出力信号波形 W F 2 の一例とその周波数解析結果を示す図である。この例の L E D 3 1 0 は、図 2 4 に示すように 6 6 0 n m にピーク波長があり、その半値幅が 4 0 n m となる発光特性を示している。このように計測に用いる波長領域を 6 0 0 n m 以上に設定すると、酸化ヘモグロビン H b O ² による照射光の吸光はほとんどないので、脈波成分に係わるスペクトル S m のスペクトル強度が大幅に減少する。この結果、図 3 0 に示すように、スペクトル S m よりも体動成分に係わるスペクトル S t 1 , S t 2 のスペクトル強度が大きくなり、スペクトル S m を体動成分として誤検出することがなく、正確に体動成分を計測することが可能となる。

また、センサユニット 3 0 0 は、外光の影響をキャンセルするように構成されているので、屋外におけるランニングなどの運動中であっても体動信号 V t を高い S N 比の下に検出することが可能となる。

【 0 0 8 0 】

B - 3 - 2 : データ処理回路 5 0 0 の動作

10

20

30

40

50

次に、データ処理回路500においては、センサユニット300によって体動信号Vtが検出されると、体動信号変換部52が体動信号Vtをアナログ信号からデジタル信号に変換して体動データTDを生成する。この体動データTDは記憶部53に記憶され、所定のタイミングで記憶部53から読み出される。次に、体動周波数解析部55が、記憶部53から読み出された体動データTDにFFT処理を施して、体動解析データTKDを生成すると、ピッチ演算部540は体動解析データTKDの各スペクトルに基づいて、ピッチPを演算する。

【0081】

ここで、ピッチ演算部540におけるピッチ演算処理の動作を図31に示すフローチャートを参照して説明する。まず、ステップST1では、周波数解析後の体動解析データTKDの中からレベルの最も高い信号（線スペクトル）を見つける。この信号は、ピッチを求めるための基準波となるべき信号の候補である。ステップST2では、この基準波の周波数が100回/分以上であるか否かを判断する。

10

【0082】

ここで、基準波の周波数が100回/分未満であれば、ステップST3において別の候補を見つけることになる。この後、ステップST4において、先の信号を除く他の信号の中から最もレベルの高い信号を基準波としてを見つける。この処理においてピッチをそのまま今回のピッチとし（ステップST5）、ステップST6において、この値をピッチとして確定する。

【0083】

これに対して、ステップST3、ST4での処理を行ううちに、100回/分以上の高レベルの信号が見つければ、この信号を基準波とする。ステップST7では、この基準波の周波数の1/3倍の周波数を有し、かつ、基準波の振幅に対して1/2倍以上の振幅を有する信号があるか否かを判断する。

20

【0084】

ステップST7で、基準波の周波数の1/3倍に相当する周波数を有し、かつ、基準波の振幅に対して1/2倍以上の振幅の信号がない場合には、ステップST8に進む。ステップST8では、基準波の周波数の2/3倍に相当する周波数を有し、かつ、基準波の振幅に対して1/2倍以上の振幅を有する信号があるか否かを判断する。

【0085】

ステップST8で、基準波の周波数の1/3倍に相当する周波数を有し、かつ、基準波の振幅に対して1/2倍以上の振幅の信号がなければ、基準波は、第2高調波成分に相当する信号と判断できる。このため、ステップST6において、この値をそのままピッチとして確定する。

30

【0086】

これに対して、ステップST7において、基準波の周波数の1/3倍に相当する周波数を有し、かつ、基準波の振幅に対して1/2倍以上の振幅の信号がある場合には、ステップST9に進む。ステップST9では、この基準波の周波数が150回/分以上であるか否かを判断する。この150回/分という値は、100回/分の1.5倍の数値である。通常の場合、歩行中のピッチは100回/分～150回/分であり、走行中のピッチは150回/分～200回/分である。したがって、150回/分という数値を境界として歩行状態か走行状態かの再確認に用いることができる。ステップST9において、基準波の周波数が150回/分以上であると判断した場合には、この基準波は、第3高調波成分に相当する信号と断定できる。このため、ステップST10において、この信号の周波数を2/3倍し、2/3倍した値を、ステップST6において、ピッチとして確定する。

40

【0087】

また、ステップST7において、基準波の周波数の1/3倍に相当する周波数を有し、かつ、基準波の振幅に対して1/2倍以上の振幅の信号がないと判断した場合には、ステップST8に進む。ステップST8において、基準波の周波数の2/3倍に相当する周波数を有し、かつ、基準波の振幅に対して1/2倍以上の振幅の信号があると判断した場合に

50

は、ステップS T 9に進む。ステップS T 9において、この基準波の周波数が150回/分以上であると判断した場合には、この基準波は歩行時の基本波に対する第3高調波であると確認できる。それ故、基準波は、第3高調波成分に相当する信号と断定できるから、ステップS T 10において、この信号の周波数を2/3倍し、この2/3した値をステップS T 6において、ピッチとして確定する。

【0088】

ただし、ステップS T 9において、この基準波の周波数が150回/分未満の値であれば、基準波は、第3高調波成分に相当する信号でないと判断できる。したがって、この基準波の1/3倍、または2/3倍の周波数を有する信号はあくまでもノイズであり、基準波は、第2高調波成分であると判断できる。したがって、ステップS T 6において、この値をそのままピッチとして確定する。

10

【0089】

このように、基準波の周波数の1/3倍に相当する周波数の位置に、基準波の振幅に対して1/2倍以上の振幅の信号がなく、かつ、基準波の周波数の2/3倍に相当する周波数の位置に、基準波の振幅に対して1/2倍以上の振幅の信号がない場合には、基準波を第2高調波であると判断する。

【0090】

また、基準波の周波数の1/3倍に相当する周波数の位置に、基準波の振幅に対して1/2倍以上の振幅の信号が有り、あるいは、基準波の周波数の2/3倍に相当する周波数の位置に、基準波の振幅に対して1/2倍以上の振幅の信号が有る場合には、基準波の周波数が150回/分以上であると判断したときにはじめて、基準波は第3高調波であると判断する。

20

【0091】

以上説明したように、第2実施形態にあっては、体動があると組織が振動し、これに応じて吸光特性が変動するという点に着目して、光学式センサによって体動信号V tを計測するようにした。このため、機械的な加速度センサを用いる場合と比較して、装置の信頼性を高めるとともに構成を簡易なものにすることができる。また、どの方向に体動があっても組織は振動するので、本実施形態によるセンサユニット300は体動を総合的に検出している。したがって、加速度センサのように各軸に対応したものを各々設けなくとも、一つのセンサユニット300で体動を確実に検出することが可能である。

30

【0092】

また、センサユニット300における体動信号V tの計測に用いる波長領域を600nm以上に設定したので、検出信号中の脈動成分を充分抑圧することができ、良好なS N比の下で体動信号V tを検出することができる。さらに、2個のフォトダイオード32, 33によって外光の影響をキャンセルするようにしたので、屋外における運動中にも、正確な体動信号V tを検出することができる。

【0093】

B - 4 : 第2実施形態の変形例

(1) 上述した第2実施形態にあっては、指元で体動を検出したが、後述する第3実施形態と同様に、センサユニット300を時計ケース11の下側に内蔵し、手首の甲から体動信号V tを検出するようにしてもよい。また、図25に示すセンサユニット300からフォトダイオード33を削除してもよい。この場合には、外光成分をキャンセルすることはできないが、計測に用いる波長領域を600nmに設定しているので、脈波成分の重畳がない体動信号V tを得ることができる。

40

【0094】

(2) また、第2実施形態においては、発光部であるLED310の発光特性を600nm以上の波長でピークを有するように設定し、受光部であるフォトダイオード32の分光感度特性を400nm~800nmの範囲内に設定することにより、600nm以上の波長領域で計測できるようにした。しかし、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、発光部の照射光を400nm~800nmの波長範囲内でエネルギーを有するように

50

設定し、受光部の600nm以上の波長領域に分光感度特性を持つように設定してもよい。要は、計測に用いられる波長領域を600nm以上に設定すればよい。

【0095】

また、図23からわかるように酸化ヘモグロビンHbO²の吸収光係数は600nmから900nmの間で特に減少している。したがって、計測に用いられる波長領域を600nmから900nmまでの範囲内に設定することが特に望ましい。なお、この場合に、フィルタを用いることによって、計測に用いられる波長領域を限定するようによい。

【0096】

C. 第3実施形態

次に、本発明の第3実施形態に係わる生体情報計測装置について、図面を参照しつつ、説明する。この生体情報計測装置は、体動を除去した脈波信号に基づいて脈拍等の生体情報を計測するものである。

10

【0097】

C-1. 第3実施形態の構成

C-1-1: 全体構成

図32は、第3実施形態に係わる生体情報計測装置の断面図である。図に示すように、生体情報計測装置は腕時計構造を有している。この例では、第1実施形態で説明したセンサユニット30に対応するセンサユニット301が、時計ケース11の裏面側に本体と一体になって形成されている。時計ケース11には、これを腕に装着するためのリストバンド12が構成されており、リストバンド12を手首に巻きつけて装着すると、時計ケース11の裏面側が手首の甲に密着する。時計ケース11の裏面側には、裏蓋154で固定される透明ガラス137が設けられている。透明ガラス137は、センサユニット301を保護する。また、透明ガラス137は、LED310, 311の照射光、および、生体を介して得られる反射光を透過する。

20

【0098】

時計ケース11の表面側には、現在時刻や日付に加えて、センサユニット301の検出結果に基づく脈拍数HRなどの生体情報も表示する液晶表示装置13が構成されている。また、時計ケース11の内部には、メイン基板151の上側にCPU等の各種IC回路が設けられており、これによってデータ処理回路501が構成される。また、メイン基板151の裏面側には電池152が設けられており、電池152から液晶表示装置13、メイン基板151およびセンサユニット301に電源が供給されるようになっている。メイン基板151とセンサユニット301とは、ヒートシール153によって接続されている。ヒートシール153に形成される配線によって、メイン基板151からセンサユニット301に電源が供給され、また、センサユニット301からメイン基板151に脈波信号Vmが供給される。データ処理回路501は、脈波信号VmにFFT処理を施し、その処理結果を解析することにより、脈拍数HRを算出している。なお、時計ケース11の外側面には、時刻合わせや表示モードの切替などを行うためのボタンスイッチ111, 112(図示せず)が図1に示す脈波計測装置と同様に設けられている。

30

【0099】

この生体情報計測装置のリストバンド12を手首に巻きつけて装着すると、時計ケース11の裏面側が手首の甲に向けられる。このため、LED310, 311からの光が透明ガラス137を介して手首の甲に照射され、その反射光がフォトダイオード32, 33に受光される。

40

【0100】

C-1-2: センサユニット301の構成

次に、センサユニット301(反射型光検出装置)の構成例として2態様を説明する。

C-1-2-1: 第1の態様

図33はセンサユニット301を裏面側から見た平面図である。図33において、LED310, 311とフォトダイオード32, 33が、回路基板36の裏面側に形成されており、その表面側には、OPアンプ34および回路素子35が形成されている(図32参照

50

)。OPアンプ34と回路素子35は、フォトダイオード32, 33の出力信号の差分を増幅する差分演算手段として機能する。なお、この点については後述する。

【0101】

ここで、この例におけるフォトダイオード32, 33の分光感度特性は、第1および第2実施形態と同様に図6に示すものとなる。また、LED310の発光特性も第2実施形態と同様に図24に示すものとなる。一方、LED311としては、図28に示す発光特性を有するものが用いられる。すなわち、LED31は、660nmをピーク波長として半値幅40nmの発光特性を有しており、一方、LED311は、525nmをピーク波長として半値幅40nmの発光特性を有している。ところで、600nm以上の波長領域では酸化ヘモグロビン HbO^2 による照射光の吸光がほとんど行われず、600nm未満の波長領域において酸化ヘモグロビン HbO^2 の吸光係数が増大する。また、酸化ヘモグロビン HbO^2 は血液流の脈動に従って移動するので、酸化ヘモグロビン HbO^2 による吸光特性の変動は脈波に対応する。一方、体動があると組織が振動するが、組織の吸光特性は、酸化ヘモグロビン HbO^2 のように600nm以上の波長領域で急激に低下することはない。したがって、600nm以上の波長の光を照射するLED310は体動検出用の発光部として、600nm未満の波長の光を照射するLED311は血液流検出用の発光部として用いられる。

10

【0102】

また、この例におけるLED310, 311とフォトダイオード32, 33は、図33に示すように、直線上に配置されている。ここで、LED310の発光中心位置からフォトダイオード32の受光中心位置までの距離を L_1 、LED310の発光中心位置からフォトダイオード33の受光中心位置までの距離を L_2 、LED311の発光中心位置からフォトダイオード33の受光中心位置までの距離を L_1' 、LED311の発光中心位置からフォトダイオード32の受光中心位置までの距離を L_2' とする。この場合、LED310, 311とフォトダイオード32, 33は、 $L_1 < L_2$ かつ $L_1' < L_2'$ になるように配置される。すなわち、フォトダイオード33は、その受光中心位置からLED310の発光中心位置までの距離 L_2 が、LED310の発光中心位置からフォトダイオード32の受光中心位置までの距離 L_1 と異なるように配置され、かつ、距離 L_1' と距離 L_2' が異なるように配置される。これにより、LED310からフォトダイオード33までの光路長は、LED310からフォトダイオード32までの光路長と比較して長くなる。また、LED311からフォトダイオード32までの光路長は、LED311からフォトダイオード33までの光路長と比較して長くなる。

20

30

【0103】

ところで、LED311からの照射光は、LED310からの照射光と同様に生体の組織によって吸収・散乱されるが、光路長がある程度長くなると、媒質である生体の組織によって照射光がほとんど吸収され、フォトダイオード32, 33に反射光が入射しなくなる。この例において距離 L_1' は、組織の吸収・散乱が比較的少なくフォトダイオード33によって脈波が検出できるように選ばれており、一方、距離 L_2' はフォトダイオード32に反射光がほとんど入射しないように選ばれている。したがって、フォトダイオード32には、外光と体動による組織変動を反映した反射光が入射される。一方、フォトダイオード33には、外光と血液流に応じた反射光が入射される。この場合、体動があると、血液流は、組織や血管に圧迫され、そのありようが変動する。すなわち、フォトダイオード33に入射する反射光量の変動は、脈波成分に体動成分が重畳したものとなる。

40

【0104】

ここで、フォトダイオード33に入射する外光の光量を P_c 、反射光の内、脈波に対応する光量を P_m 、体動に対応する光量を P_t' とし、フォトダイオード32に入射する外光の照度を P_c 、反射光の照度(すなわち、体動に対応する照度)を P_t として、以下の説明を進める。なお、フォトダイオード32, 33に各々入射する外光の光量をいずれも P_c としたのは、両フォトダイオード32, 33が近接して配置されているので、組織を介して入力される外光の照度が等しくなるからである。

50

【0105】

図33は脈波センサユニット300の電気的な構成を示すブロック図である。図に示すようにフォトダイオード33には電流*i*₁が流れ、フォトダイオード32には電流*i*₂が流れる。差分演算手段340は電流*i*₁から電流*i*₂を減算し、この差分に応じた電圧を脈波信号*V*_mとして出力する。なお、差分演算手段340は、例えば、図35に示すようなOPアンプと抵抗(回路素子)を用いた差動増幅器で実現することができる。

【0106】

ここで、照度*P*_m、*P*_t、*P*_t'、*P*_cに対応する電流を*i*_m、*i*_t、*i*_t'、*i*_cとする。この場合、図34に示す*i*₁、*i*₂は、以下の式で与えられる。

$$i_1 = i_m + i_{t'} + i_c$$

$$i_2 = i_t + i_c$$

10

【0107】

したがって、差分演算手段340から出力される脈波信号*V*_mは、以下の式で与えられる。ただし、*k*は電流電圧変換ゲインである。

$$V_m = k(i_1 - i_2)$$

$$= k(i_m + i_{t'} - i_t)$$

【0108】

すなわち、外光の照度*P*_cに応じた電流*i*_c、*-i*_cは相殺される。また、体動成分に対応する電流は*i*_t' - *i*_tとなり、血液流中の体動成分と組織の体動成分が相殺され、*i*_mに比較して*i*_t' - *i*_tは極めて小さいものとなる。したがって、脈波信号*V*_mは以下の式のように近似できる。

$$V_m = k(i_m + i_{t'} - i_t) \sim k \cdot i_m$$

この結果、差分演算手段340の出力信号を体動が除去された脈波信号*V*_mとして取り扱うことができる。

20

【0109】

なお、この例においては、差分演算手段340を図35に示すような差動増幅器で実現したが、フォトダイオード32、33の後段に各々増幅器を設けてフォトダイオード32、33の出力信号を増幅した後、AD変換器を介してデジタル信号に変換し、これらのデジタル信号をCPU等のデジタル信号処理回路で差分演算するようにしてもよい。この場合にも、上記した電流*i*₁、*i*₂の値に対応するデジタル信号間で差分演算が行われるので、脈波信号*V*_mに対応する脈波データを得ることができる。また、各デジタル信号のゲインをデジタル処理で調整することにより、体動成分を効果的に抑圧することができ、脈波データのSN比を高めることが可能となる。

30

【0110】

C-1-2-2: 第2の態様

第2の態様に係わるセンサユニット301の機械的な構成は、上述した図33に示すものと同様であり、この例においても、外光がキャンセルされるように距離*L*₁、*L*₂と距離*L*₁'、*L*₂'とが設定される。

【0111】

図36は、第2の態様に係わるセンサユニット301の回路図である。同図が図25に示すセンサユニット300と相違するのは、LED311と抵抗351'が設けられた点と、フォトダイオード32とフォトダイオード33とを逆に配置した点である。

40

【0112】

ここで、フォトダイオード33に流れる電流*i*₁とフォトダイオード32に流れる電流*i*₂の向きを図35に示すように取ると、*i*₁は正、*i*₂は負の値となる。ここで、点Yで結線を切断したときの接続点Xにおける電圧と電流の関係は、上述した図8に示したものとなる。すなわち、フォトダイオード33に入射する照度が増大すると電流*i*₁は増加し、フォトダイオード32に入射する照度が増大すると電流*i*₂は減少する。

【0113】

ここで、照度*P*_m、*P*_t、*P*_t'、*P*_cに対応する電流を*i*_m、*i*_t、*i*_t'、*i*_cとす

50

る。この場合、図36に示す i_1 、 i_2 は、以下の式で与えられる。

$$i_1 = i_m + i_{t'} + i_c$$

$$i_2 = i_t - i_c$$

【0114】

接続点Xにあっては、電流 i_1 と電流 i_2 が加算されるから、OPアンプ34に流れ込む電流 $i_1 + i_2$ は、 $i_m + i_{t'} - i_t$ となる。すなわち、外光の照度 P_c に応じた電流 i_c 、 $-i_c$ は相殺される。また、体動成分に対応する電流は $i_{t'} - i_t$ となり、血液流中の体動成分と組織の体動成分が相殺され、 i_m に比較して $i_{t'} - i_t$ は極めて小さいものとなる。したがって、脈波信号 V_m は以下の式のように近似できる。

$$V_m = k(i_m + i_{t'} - i_t) \sim k \cdot i_m$$

この結果、OPアンプ34の出力信号を体動が除去された脈波信号 V_m として取り扱うことができる。

【0115】

このように、センサユニット301では、酸化ヘモグロビン HbO_2 の吸光特性が600nmを境に急変する点に着目して、LED310とLED311の発光特性を各々体動成分検出用と血液流検出用に設定した。加えて、センサユニット301では、フォトダイオード33の検出信号からフォトダイオード32で検出される体動成分を差し引くようにしたので、体動成分の除去された脈波信号 V_t を得ることができる。しかも、この差分を取る処理において、外光成分も同時にキャンセルされるので、SN比の良い脈波信号 V_t を得ることができる。

【0116】

C-1-3：データ処理回路501の構成

次に、データ処理回路501について図37を参照して説明する。なお、データ処理回路501は、第1実施形態のデータ処理回路50と同様に装置本体10に内蔵されている。また、データ処理回路501は、具体的には、CPU、CPUの作業領域として機能するRAM、および、上述した機能ブロックを実現するためのプログラムを格納したROM等によって構成される。

【0117】

図において、脈波信号変換部51は、センサユニット301からの脈波信号 V_m をアナログ信号からデジタル信号に変換して脈波データMDとして出力する。記憶部53は、所定期間の脈波データMDを記憶する。脈波周波数解析部54は、記憶部53から読み出された脈波データMDに周波数解析を施して、脈波解析データMKDを生成する。周波数解析の手法としては、各種のものがあるが、この例にあっては短い演算時間で解析できるようにFFT（高速フーリエ変換）が用いられている。

【0118】

次に、脈拍数演算部57は、脈波解析データMKDの各スペクトラム強度に基づいて、脈拍数HRを演算し、その演算結果を液晶表示装置13に出力する。脈拍数演算部57は、各スペクトル強度を比較して、スペクトル強度が最大になる周波数 F_h を特定する。この周波数 F_h は脈波信号 V_m の基本波周波数であるから、脈拍数演算部57は、 $60F_h$ を演算することによって1分間当たりの脈拍回数である脈拍数HRを算出する。こうして算出された脈拍数HRは、液晶表示装置13に表示されるようになっている。なお、脈波信号 V_m のSN比が十分高い場合には、周波数解析によらず、単純に脈波信号 V_m を波形整形し矩形波に変換して、当該矩形波の周期を求め、脈拍数HRを表示するようによい。

【0119】

C-2. 第3実施形態の動作

次に、第3実施形態に係わる生体情報計測装置の動作を説明する。始めに、被験者は、図32に示す腕時計形状をした生体情報計測装置をリストバンド12を用いて手首に巻きつけて装着する。そして、ランニング等の運動を屋外で行うと、手首の血管を流れる血液流に、例えば、腕の振り等に応じた体動成分が重畳する。

10

20

30

40

50

【0120】

まず、センサユニット301においては、LED311から525nmをピーク波長とする光を手首の甲に向けて照射し、生体を介して得た反射光をフォトダイオード33で検出する。また、LED310から660nmをピーク波長とする光を手首の甲に向けて照射し、生体を介して得た反射光をフォトダイオード32で検出する。

【0121】

ここで、660nmにピーク波長を有する光は、組織に吸収され易いが、血液流中の酸化ヘモグロビン HbO_2 にはほとんど吸収されない。したがって、フォトダイオード32で検出される電流は、体動に応じて動く組織の変動に対応するものとなる。一方、525nmをピーク波長とする光は、血液中の酸化ヘモグロビン HbO_2 によって吸収されやすい。このため、フォトダイオード33で検出される電流は、血液流の動きに対応したものになる。この場合、血液流にはその脈動に応じた脈波成分に、体動に応じた体動成分が重畳している。したがって、フォトダイオード32で検出される電流には、脈波成分に体動成分が重畳したものとなる。さらに、フォトダイオード32, 33には外光が手首の組織を介して入来するので、フォトダイオード32, 33の出力電流には、外光成分が重畳したものとなる。

【0122】

この後、センサユニット301は、フォトダイオード33の出力電流とフォトダイオード32の出力電流の差分を演算し、その演算結果に基づいて脈波信号Vmを生成する。この差分演算によって体動成分と外光成分とがキャンセルされる。

例えば、フォトダイオード33で検出される信号波形WF1とその周波数解析結果が図29に示すものであり、フォトダイオード32で検出される信号波形WF2とその周波数解析結果が図30に示すものであるとすると、センサユニット301から出力される脈波信号Vmの信号波形WF3とその周波数解析結果は図38に示すものとなる。これらの図を比較すると、脈波信号Vmに重畳している体動成分St1, St2は、図29に示すフォトダイオード33で検出される信号の体動成分St1, St2と比較してレベルが大幅に減衰していることが判る。このように、センサユニット301は、SN比が良好な脈波信号Vmを生成する。

【0123】

次に、脈波信号Vmがデータ処理回路501に供給されると、脈波信号Vmは、脈波信号変換部51によってアナログ信号からデジタル信号に変換され、脈波データMDが生成される。脈波データMDは、記憶部53に順次記憶され、所定のタイミングで読み出されて脈波周波数解析部54に供給される。次に、脈波周波数解析部54が脈波データMDにFFT処理を施して、周波数解析を行い脈波解析データMKDを生成する。この後、脈拍数演算部57は、脈波解析データMKDの各スペクトルの中から最大のスペクトル強度を有するスペクトルを特定する。そして、脈拍数演算部57が当該スペクトル周波数Fhに基づいて、60Fhを演算することにより、脈拍数HRを算出すると、この脈拍数HRが液晶表示装置13に表示される。これによって、被験者は運動中であっても、体動が除去された脈波信号Vmに基づいて正確な脈拍数HRを知ることができる。この結果、ランニングのペースを自己管理することができるので、効果的なトレーニングを行うことができる。

【0124】

このように、第3実施形態に係わる生体情報計測装置によれば、差分演算手段340によって、フォトダイオード32, 33からの出力信号の差分を演算して体動成分を抑圧した脈波信号Vmを生成したので、従来の装置のように2系統のFFT処理を行わなくとも一系統のFFT処理で脈拍数HR等の生体情報を得ることができる。この結果、装置全体の構成を簡易にすることができ、また、CPU等の演算処理の負荷を軽減することができる。

さらに、差分演算手段340による差分処理では、体動成分のみならず外光の影響も同時にキャンセルされるので、屋外における運動中にも脈拍数HR等を正確に計測することが

10

20

30

40

50

できる。

【 0 1 2 5 】

C - 3 . 第 3 実施形態の変形例

(1) 上述した第 3 実施形態にあって、センサユニット 3 0 1 を構成する L E D 3 1 0 , 3 1 1 とフォトダイオード 3 2 , 3 3 の位置関係は、図 3 3 に示すように、直線状に配置したが、本発明はこれに限定されるものではなく、L E D 3 1 0 からフォトダイオード 3 2 までの距離 L_1 , L E D 3 1 0 からフォトダイオード 3 3 までの距離 L_2 が相違し、かつ距離 L_1' と距離 L_2' が相違すればどのような位置関係にあっててもよい。例えば、図 3 9 に示すように L E D 3 1 0 とフォトダイオード 3 2 を結ぶ直線が、フォトダイオード 3 2 , 3 3 を結ぶ直線と直交し、L E D 3 1 1 とフォトダイオード 3 3 を結ぶ直線が、フ

10

【 0 1 2 6 】

(2) 上述した第 3 実施形態において、センサユニット 3 0 1 では、フォトダイオード 3 2 の検出電流とフォトダイオード 3 3 の検出電流の差分に基づいて脈波信号 V_m を生成したが、この場合に、脈波成分に重畳する体動成分が正確にキャンセルされるように、フォトダイオード 3 2 で検出される検出電流のゲインを調整するようにしてもよい。

例えば、図 3 4 に示す脈波センサユニット 3 0 1 中の差分演算手段 3 4 0 において、抵抗 r の値を調整するようにすればよい。また、図 3 6 に示す脈波センサユニット 3 0 1 にあっては、抵抗 3 5 1 の値を調整して、体動に係わる照度 P_t を可変するようにしてもよい。

20

【 0 1 2 7 】

D . 第 4 実施形態

第 3 実施形態では、差分演算手段 3 4 0 を用いることにより、体動成分を抑圧した脈波信号 V_m を生成した。そして、脈波信号 V_m に F F T 処理を施して脈拍数 $H R$ を算出した。しかしながら、エアロビクスのように腕の振りが不規則な運動で運動強度が大きくなると、体動成分を十分抑圧することができないことがある。そこで、第 4 実施形態の生体情報計測装置では、脈波信号 V_m に自己相関演算を施すことによって、脈波信号 V_m に含まれる不規則な体動成分を抑圧する。そして、脈波信号 V_m の自己相関演算結果に基づいて、周波数解析を施すことによって、正確な脈拍数 $H R$ を算出している。

【 0 1 2 8 】

D - 1 : 第 4 実施形態の構成

第 4 実施形態に係る生体情報計測装置は、第 3 実施形態のデータ処理回路 5 0 1 に自己相関演算部 5 8 を追加した点を除いて、第 3 実施形態の生体情報計測装置と同じである。図 4 0 は第 4 実施形態に係るデータ処理回路 5 0 2 のブロック図である。このデータ処理回路 5 0 2 は、記憶部 5 3 と脈波周波数解析部 5 4 との間に自己相関演算部 5 8 を有している。自己相関演算部 5 8 は、脈波データ $M D$ を入力サンプルデータとして後述する自己相関関数を演算し、自己相関脈波データ $M D'$ を生成する。

30

【 0 1 2 9 】

ここで、自己相関関数について説明する。脈波波形は、心臓の収縮によって大動脈に送り出される血液流が動脈を伝達される際の脈動を示すものである。このため、脈波波形は心臓の拍動に同期した一定の周期を有する。これに対して、不規則な体動は、周期性を有していない。自己相関関数は、周期性のある成分を強めることができる。したがって、不規則な体動成分と規則的な脈波成分とが含まれる脈波データ $M D$ に自己相関演算を施すと、体動成分を抑圧して脈波成分を強調することができる。

40

【 0 1 3 0 】

ここで、不規則変動を $x(t)$ で表すものとし、 $x(t)$ に周期 T の周期変動があるならば、 $x(t)$ は以下に示す式で与えられる。

$$x(t) = x(t \pm nT) \text{ ただし、 } n = 0, 1, 2, \dots$$

つまり、周期の整数倍だけずらすと元の波形と重なってしまう。不規則変動 $x(t)$ が周期性の強いものであるならば、周期の整数倍だけ時間軸をずらすと元の波形と似たものと

50

なる。したがって、ある時間 だけずらした波形が元の波形とどれだけ似ているかを調べ、変動中の周期成分を判別するには $x(t)$ と $x(t + \tau)$ の相関を求めればよい。自己相関関数は、時間に関する不規則変量を $x(t)$ とするとき、時間隔たった二つの変動の積の平均値で定義され、次式で与えられる。

$$C(\tau) = E[x(t) \cdot x(t + \tau)]$$

ここで、 E はアンサンブル平均であるが、定常確立過程では時間平均で置き換えることができる。このため、自己相関関数 $C(\tau)$ は、以下に示す式で表すことができる。

【 0 1 3 1 】

【 数 1 】

$$c(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t) \cdot x(t + \tau) dt$$

10

【 0 1 3 2 】

上記した式は、連続信号の自己相関関数 $C(\tau)$ であるが、離散的データの自己相関関数は、以下の式で与えられる。

【 0 1 3 3 】

【 数 2 】

$$c(\tau) = \frac{1}{N-i} \sum_{j=1}^{N-1} \{x(j) \cdot x(j+i)\}$$

$$i = 0, 1, 2, \dots, N-1$$

20

【 0 1 3 4 】

なお、 $X(j)$; $j = 1, 2, \dots, N$ は、 N 個の有限サンプル値である。

上述した自己相関演算部 5 8 は、 N 個の脈波データ $M D(j)$ に対して、上記した式で定義される積和演算を実行して、自己相関脈波データ $M D'$ を生成している。自己相関脈波データ $M D'$ は、脈波データ $M D$ と比較して、不規則な体動成分が抑圧され、脈波成分が強調されたものとなる。したがって、脈波周波数解析部 5 4 で生成される脈波解析データ $M K D$ の S/N 比を高くすることができる。この結果、脈拍数演算部 5 7 は、脈スペクトルの周波数を的確に判別し、正確な脈拍数 $H R$ を算出することができる。

【 0 1 3 5 】

D - 2 : 第 4 実施形態の動作

第 4 実施形態に係る生体情報計測装置の動作は、自己相関演算動作を除いて上述した第 3 実施形態の動作と同じである。このため、自己相関演算部 5 8 の動作を比較例を参照して説明する。なお、以下の例では、不規則な体動の下、各センサユニットで計測を行った。

【 0 1 3 6 】

< 比較例 1 >

まず、比較例 1 では、図 5 に示すセンサユニット 3 0 において、LED 3 1 として図 2 8 に示す発光波長特性を有するもの（発光中心波長が 5 2 5 nm）を使用した。図 4 1 は、比較例 1 におけるセンサユニット 3 0 の出力信号波形 $W F 4$ とその周波数解析結果を示す図である。この場合、出力信号波形 $W F 4$ には若干の周期性があるようにも見える。しかし、周波数解析結果を見ると、脈スペクトル $S m$ のパワー値は、他のスペクトルのパワー値と同程度である。したがって、この構成では、不規則な体動があると、脈スペクトル $S m$ の周波数を特定することができない。

40

【 0 1 3 7 】

< 比較例 2 >

次に、比較例 2 では、図 5 に示すセンサユニット 3 0 において、LED 3 1 として図 2 4 に示す発光波長特性を有するもの（発光中心波長が 6 6 0 nm）を使用した。図 4 2 は、比較例 2 におけるセンサユニット 3 0 の出力信号波形 $W F 5$ とその周波数解析結果を示す図である。この場合の波長領域は、6 6 0 nm を中心とするものとなるので、出力信号波形 $W F 5$ は体動成分を示すものとなる。

50

【 0 1 3 8 】

< 比較例 3 >

次に、比較例 3 では、第 3 実施形態に係るセンサユニット 3 0 0 を用いた。図 4 3 は、比較例 3 におけるセンサユニット 3 0 0 の出力信号波形 W F 6 とその周波数解析結果を示す図である。この場合は、センサユニット 3 0 0 において体動成分が抑圧される。このため、図 4 3 に示す出力信号波形 W F 6 と図 4 1 に示す出力信号波形 W F 4 とを比較すると、出力信号波形 W F 6 の方が脈波成分が強調されているように見える。しかし、図 4 3 に示すように出力信号波形 W F 6 の周波数解析結果を見ると、脈スペクトル S m と同程度のパワーを持つ他のスペクトルが存在する。したがって、この構成では、不規則な体動があると、脈スペクトル S m の周波数を特定することができない。

10

【 0 1 3 9 】

< 実施例 >

上述した比較例 3 に対して、実施例では、出力信号波形 W F 6 を脈波データ M D として自己相関演算部 5 8 に取り込み、これに自己相関演算を施して自己相関脈波データ M D ' を生成した。図 4 4 は、実施例の自己相関脈波データ M D ' を示す波形 W F 7 とその周波数解析結果を示す図である。この図に示す波形 W F 7 から、自己相関演算を施すと体動成分が十分抑圧され、周期性のある脈波成分が強調されることが判る。この場合、波形 W F 7 の周波数解析結果を見ると、脈スペクトル S m のパワー値は、他のスペクトルのパワー値と比較して最も大きい。したがって、この構成によれば、不規則な体動があっても、脈スペクトル S m の周波数を特定することが可能である。

20

【 0 1 4 0 】

このように、第 4 実施形態にあっては、自己相関演算を脈波データ M D に施すことによって、不規則な体動成分を抑圧して、周期性のある脈波成分を強調することができる。この結果、より正確な脈拍数 H R を脈拍数演算部 5 7 で演算することができる。

【 0 1 4 1 】

D - 3 . 第 4 実施形態の変形例

上述した第 4 実施形態においては、自己相関演算部 5 8 によって、周期性のある脈波成分を強調する処理を行った。このため、自己相関脈波データ M D ' から脈拍数 H R を直接算出するようにして、脈波周波数解析部 5 4 と脈拍数演算部 5 7 を省略するようにしてもよい。この場合には、自己相関脈波データ M D ' を基準レベルデータ（直流レベルに相当）と比較することによって、脈波周期を算出し、その算出結果に基づいて脈拍数 H R を算出するにすればよい。この生体情報計測装置は、周波数解析を行う必要がないので、処理速度が遅い C P U によって構成することができる。また、周波数解析に伴う処理負荷を削減できるので消費電力を削減できる。したがって、安価な携帯機器に好適である。

30

【 0 1 4 2 】

E . 第 5 実施形態

第 4 実施形態においては、自己相関演算部 5 8 によって自己相関演算を実行するようにした。しかし、自己相関演算は積和算によって行われるため、演算負荷が重い。ところで、自己相関演算は、不規則な体動成分を抑圧して規則的な脈波成分を強調するために行われる。したがって、体動成分の周期性が強ければ、自己相関演算による体動成分の抑圧効果は少ない。そこで、第 5 実施形態においては、体動信号 V t の S N 比を算出し、この算出結果に基づいて自己相関演算を行うか否かを決定している。

40

【 0 1 4 3 】

E - 1 . データ処理回路 5 0 3

図 4 5 は第 5 実施形態に係るデータ処理回路 5 0 3 のブロック図である。このデータ処理回路 5 0 3 に入力される脈波信号 V m は、例えば、第 4 実施形態で説明した比較例 3 のセンサユニット 3 0 0 により生成されたものである。一方、体動信号 V t は、例えば、第 4 実施形態で説明した比較例 2 のセンサユニット 3 0 により生成されたものである（ L E D の発光中心波長が 6 6 0 n m ）。

脈波信号 V m は、脈波信号変換部 5 1 によってデジタル信号に変換され、脈波データ M D

50

となる。体動信号 V_t は体動信号変換部 52 によってデジタル信号に変換され、体動データ M_D となる。脈波データ M_D と体動データ M_D は記憶部 53 に記憶され、この後、所定のタイミングで読み出される。

【0144】

SN比判定部 59 は、体動解析データ T_{KD} に基づいて、体動データの SN 比を判定する。具体的には、まず、体動解析データ T_{KD} の各スペクトルのうち、最もレベルの高いスペクトルを特定する。次に、このスペクトルの SN 比を算出する。次に、算出した SN 比を予め定められた基準値と比較し、比較結果に基づいて制御信号 C_{TL} を生成する。ここで、各スペクトルのレベルを L_1, L_2, \dots, L_n とし、この中で最も高いものを L_{max} で表すものとする。この場合、SN 比は、次式で与えられる。

【0145】

【数3】

$$SN \text{ 比} = \sqrt{\frac{L_{max}^2}{L_1^2 + L_2^2 + \dots + L_n^2}}$$

【0146】

ところで、上記した式では、2乗の演算を n 回行う必要があるので、処理負荷が重い。そこで、以下に示す式にしたがって簡易的に SN 比を算出するようにしてもよい。

【0147】

【数4】

$$SN \text{ 比} = \frac{L_{max}}{L_1 + L_2 + \dots + L_n}$$

【0148】

仮に、被験者が、規則的な運動を行うものとするれば、規則的な体動が発生するから、SN 比は高くなる。このような場合には、自己相関演算を行っても、体動成分の抑圧効果は小さい。一方、被験者が、不規則的な運動を行うものとするれば、不規則的な体動が発生するから、SN 比は低くなる。このような場合には、自己相関演算による体動成分の抑圧効果が大きい。したがって、SN 比に基づいて、自己相関演算を行うべきか否かの判断をすることができる。上述した基準値は、自己相関演算によって所望の効果が得られるように、定められている。この意味において、SN 比判定部 59 は、体動の不規則性の度合いを検出し、この検出結果に基づいて自己相関演算を行うか否かを判定する判定手段として機能する。

【0149】

SN 比判定部 59 から出力される制御信号 C_{TL} は、自己相関演算部 58 とスイッチ S_W に供給される。自己相関演算部 58 は、制御信号 C_{TL} によって動作が制御される。これにより、自己相関演算部 58 は、SN 比が高い場合には動作を停止し、一方、SN 比が低い場合には自己相関演算を実行する。また、スイッチ S_W は、制御信号 C_{TL} に基づいて、脈波データ M_D と自己相関脈波データ M_D' のうちいずれか一方を選択する。スイッチ S_W は、SN 比が高い場合に脈波データ M_D を出力し、SN 比が低い場合に自己相関脈波データ M_D' を出力する。したがって、自己相関演算の効果が大きい場合にのみ、当該演算を実行することになる。

【0150】

このように、第5実施形態によれば、体動信号 V_t の SN 比（体動の不規則性の度合い）に基づいて、自己相関演算を行うようにしたので、CPU の演算負荷を削減できるとともに、消費電力を削減することができる。

【0151】

E-2. 第5実施形態の変形例

(1) 第5実施形態においても、第4実施形態の変形例と同様に、自己相関脈波データ M_D' または脈波データ M_D から脈拍数 HR を直接算出するようにして、脈波周波数解析部 54 と脈拍数演算部 57 を省略するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

(2) また、解析対象データの不規則性(非定常性)が強い場合には、以下のようにして脈拍数HRを算出するしてもよい。まず、体動データTDと脈波データMDに各々自己相関演算を施して、自己相関体動データと自己相関脈波データMD'を各々生成する。次に、自己相関脈波データMD'と自己相関体動データの差分を算出する。次に、差分演算結果を周期解析あるいは周波数解析することにより、脈拍数HRを算出する。

(3) また、第5実施形態において、体動信号Vtは第1実施形態で説明した加速度センサ60によって検出されたものであってもよい。

【0152】

F. 第6実施形態

上述した、第3実施形態においては、脈波検出用と体動検出用のLED310, 311を用いることによって、体動成分を除去した。第6実施形態にあつては、体動検出用のLED311を省略して、手首の甲から、脈波信号Vmを計測するものである。

【0153】

図46は、本実施形態に係わる生体情報計測装置の断面図である。第6実施形態に係わる生体情報計測装置が、図32に示す第3実施形態の生体情報計測装置と相違するのは、センサユニット302において、LED311とフォトダイオード32が省略されている点、LED310の代わりにLED312が設けられている点、およびフィルタ138が設けられている点である。

【0154】

ここで、フィルタ138は、LED312およびフォトダイオード32と透明ガラス37との間に設けられている。したがって、LED311のからの照射光はフィルタ138を介して手首の甲に照射され、また、生体の組織で反射された反射光がフィルタ138を介してフォトダイオード33に入射する。

【0155】

ここで、フォトダイオード33の分光感度特性は、図6に示すように250nm~850nmの波長領域で感度がある。また、LED312は、500nm~600nmの波長の光を発光できるように設定されている。この場合、LED312は、例えば、図7に示す発光特性を有するものであってもよい。また、550nm~650nmといったように、発光波長の一部が500nm~600nmの範囲内にあるものであってもよい。

【0156】

ここで、フィルタ138の透過特性は、LED311から、フォトダイオード33までの計測系において、計測に用いられる光の総合的な波長領域が、500nm~600nmの範囲内となるように設定されている。例えば、LED312が550nm~650nmの波長の光を発光するものとすれば、フィルタ138は、550nm~600nmの波長範囲に通過帯域があり、600nm~650nmの波長の光を十分減衰させる。

【0157】

次に、センサユニット302の電気的な構成を示す回路図を図47に示す。この図において、LED312に電源+Vが供給されると、抵抗351'の値によって定まる電流がLED312に流れ、光が照射される。この照射光は、フィルタ138を介して手首の光に照射され、血液流中の酸化ヘモグロビンHbO²で吸収される。吸収を免れた光が生体の組織で反射される。反射光は、再びフィルタ138を介してフォトダイオード33に入射される。

【0158】

フォトダイオード33のカソードは電源+Vに接続され、アノードはOPアンプ34の負入力端子に接続されている。また、OPアンプ34の正入力端子は接地されている。フォトダイオード33のアノードはグランドにイマジナリーショートされる。したがって、フォトダイオード33は、逆バイアスされ、光がそこに入射すると、光量に応じた電流が流れる。OPアンプ34と抵抗352は、フォトダイオード33からの電流を電圧に変換するとともに増幅する。したがって、OPアンプ34の出力信号は、入射光の光量に応じて変動する。

10

20

30

40

50

【 0 1 5 9 】

ところで、上述したように血液流中の酸化ヘモグロビン HbO^2 と生体の組織とでは、計測に用いられる光の波長によって光の吸収特性が異なる。したがって、脈波成分を検出するのに適した波長領域があると考えられる。

そこで、本発明者らは、日本人を被験者として、計測に用いられる光の主波長（ピーク波長）を変更し、脈波成分を検出するのに適した波長領域を実験によって計測した。

【 0 1 6 0 】

この実験では、指元および手首の甲に本実施形態のセンサユニットを装着し、ランニングを想定しピッチ 130 の腕振り動作を行った。そして、検出された脈波信号 V_m に周波数解析を施した。この場合、体動成分はピッチ 130 に対応するものとなるので、このことを利用して、周波数解析結果から脈成分と推定されるスペクトルおよび体動成分と推定されるスペクトルを特定し、その比を求めグラフに示したものが図 48, 48 である。両図において、横軸は計測に用いた光の主波長であり、縦軸は脈成分の周波数スペクトルの高さ（以下、MT比と称する）と体動成分の周波数スペクトルの高さとの比（脈スペクトル高さ / 体動スペクトル高さ）である。脈スペクトル高さが体動スペクトル高さと比較して高いほど、体動スペクトルを脈スペクトルであると誤検出することがなくなる。したがって、MT比が高ければ高いほど脈波の検出性に優れているといえる。

10

【 0 1 6 1 】

図 48 は指元の計測結果、図 49 は手首の甲の計測結果であり、いずれもおおむね波長 600 nm を境に脈波の検出に適した波長領域と体動の検出に適した波長領域とが分かっている。このことは、図 23 に示す酸化ヘモグロビン HbO^2 の分子吸収特性が 600 nm の波長を境に急変することと一致する。すなわち、600 nm 以上の波長領域では血液流中に存在する酸化ヘモグロビン HbO^2 によって照射光の吸収がほとんどないので、脈波信号 V_m の MT 比が劣化する。一方、600 nm 以下の波長領域では酸化ヘモグロビン HbO^2 の吸光度が増大するから、脈波信号 V_m の MT 比が大きくなる。

20

【 0 1 6 2 】

ここで、図 48 と図 49 を比較すると、手首の甲で計測した場合は、指元で計測した場合と比較して、500 nm 未満の波長領域で MT 比が劣化していることが判る。これは、手首の甲の方が指元と比較して、皮膚のメラニン色素の量が多いことに起因する。すなわち、メラニン色素は、短い波長の光を反射散乱する性質があるため、波長が短くなると照射光が生体の内部に届きにくくなる傾向がある。したがって、照射光が生体の内部に流れる血液で吸収されにくくなるため、脈スペクトルの MT 比が劣化する。なお、図 48, 49 はピッチ 130 の条件における計測結果であるが、ピッチ強度を変えても図の相対的傾向は変わらない。

30

【 0 1 6 3 】

腕時計構造をした本実施形態の生体情報計測装置にあっては、手首の甲を脈波信号 V_m の検出部位とするため、計測に用いる光の波長領域を 500 nm ~ 600 nm の範囲内に設定している。上述した計測結果は日本人によるものであるが、白人種においても同様の結果が得られる。また、黒人種にあっては、メラニン色素の量が多いので、500 nm ~ 600 nm で計測することがより望ましい。

40

【 0 1 6 4 】

こうして検出された脈波信号 V_m がデータ処理回路 501 に供給されると、データ処理回路 501 は、第 3 実施形態と同様に、脈波信号 V_m に基づいて脈拍数 HR を演算して、これを液晶表示装置 13 に表示させる。

【 0 1 6 5 】

以上説明したように、本実施形態によれば、手首の甲において、脈波成分を検出するのに好適な 500 nm ~ 600 nm の波長範囲内にある光を用いて、脈波信号 V_m を計測したので、SN比が良好な脈波信号 V_m を得ることができる。また、この脈波信号 V_m を用いて、脈拍数 HR を求めたので運動中にあっても正確な脈拍数 HR が算出される。

【 0 1 6 6 】

50

上述した第6実施形態において、フィルタ138を用いること無く、発光部であるLED312として525nmの波長にピークを有するものを用い、受光部であるフォトダイオード33として400nm~800nmに分光感度を持つものを使用することにより、計測に用いる主波長の領域を500nm~600nmに設定するようにしてもよい。また、発光部の照射光を400nm~800nmの波長範囲内でエネルギーを有するように設定し、受光部の分光感度を500nm~600nmの波長範囲内に持たせるようにしてもよい。要は、計測に用いられる波長領域を500nm~600nmに設定できるのであれば、どのような構成を適用してもよい。

【0167】

また、上述した第6実施形態では手首の甲を検出部位とした。しかし、メラニン色素の量は手首の甲と手首の内側や腕の周りで大差はないので、生体情報計測装置の外観態様を適宜変更して手首の周りや腕の周りで脈波信号Vmを計測するようにしてもよい。

【0168】

G. 応用例

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、以下に述べる各種の変形が可能である。

(1) 上述した第1実施形態、および第2~第6実施形態にあって、各データ処理開路では、脈波解析データMKDに基づいて、脈拍率HRを算出したが、本発明はこれに限定されるものではなく、脈波解析データMKDの低域成分を解析して呼吸数を算出するようにしても良い。また、脈波解析データMKDに逆FFT処理を施し、その処理結果に基づいて、平脈、弦脈、滑脈といった脈象を特定するようにしてもよい。要は、データ処理回路は、脈波解析データMKDに基づいて、生体の状態を示す生体情報を生成する回路であれば如何なるものであってもよい。

【0169】

(2) 上述した第1実施形態では指元を脈波信号Vmの検出部位とし、第2~第6実施形態にあっては、手首の甲を検出部位の一例として説明した。しかし、センサユニットの形態を適宜変更することによって、生体の皮膚であればどのような箇所であっても脈波信号Vmを検出できる。例えば、首の周り、耳朶、手首といった箇所を検出部位としてもよい。

【0170】

(3) 上述した各実施形態にあって、フォトダイオード32, 33の分光感度特性は、その一例として図6に実線で示したものとして説明した。しかし、それらの分光感度特性は、同図中に点線で示すように約950nmがピーク波長であってもよい。一般に、300nm~600nmの波長の光を検出光として用いると、皮膚から3mm程度内部の血液流を計測できることが知られている。これは、波長の短い光は生体の組織で吸収あるいは散乱され易いからである。したがって、検出光の波長範囲を300nm~600nmにすると、外光のうち波長範囲が300nm~600nmのものが生体の組織で吸収・散乱されるので、外光の影響を受けにくいものにすることができる。しかし、分光感度をこの範囲に制限した特殊な素子は高価である。これに対して、上述した実施形態で説明した分光感度特性や図6中に点線で示す特性を示すフォトダイオードは、安価で安定した特性を示す。上述した各実施形態においては、外光を相殺することができるから、検出光の波長範囲を300nm~600nmに限定しなくとも、図6に実線あるいは点線で示す分光感度特性を有するフォトダイオードを用いて正確に脈波信号Vmを検出できる。

【0171】

【図面の簡単な説明】

【図1】第1実施形態に係わる生体情報計測装置の外観構成を示す図である。

【図2】同実施形態に係わるセンサユニット30の装着状態を模式的に示す断面図である。

【図3】同実施形態に係わるセンサユニット30の平面図である。

【図4】同実施形態に係わるセンサユニット30の断面図である。

10

20

30

40

50

【図5】同実施形態に係わるセンサユニット30の電気的な構成を示す回路図である。

【図6】同実施形態に係わるフォトダイオード32, 33の分光感度特性を示す図である。

【図7】同実施形態に係わるLED31の発光特性を示す図である。

【図8】図5における点Yで結線を切断したときの接続点Xにおける電圧と電流の関係を示したものである。

【図9】同実施形態に係わる脈波信号と照度Pa - Pbの関係を示す図である。

【図10】同実施形態に係わるデータ処理回路50の機能ブロック図である。

【図11】比較例として作成した比較センサユニット30'の回路図である。

【図12】比較実験のシステムを示すブロック図である。

10

【図13】比較センサユニット30'からの出力信号を解析した結果を示す図である。

【図14】センサユニット30からの出力信号を解析した結果を示す図である。

【図15】ノイズ光源の照度を変化させて、ノイズスペクトル強度と脈波スペクトル強度を、比較センサユニット30'およびセンサユニット30について測定した結果を示す図である。

【図16】同実施形態に係わるデータ処理回路50の動作を示すフローチャートである。

【図17】(a)は脈波解析データMKD、(b)は体動解析データTKD、(c)は体動除去脈波解析データMKD'の各々一例である。

【図18】第1実施形態の変形例に係わるセンサユニット30の平面図である。

【図19】第1実施形態の変形例に係わるセンサユニット30の電気的構成を示す回路図である。

20

【図20】第2実施形態に係わる反射型光学センサの原理を説明するための図である。

【図21】生体に体動がなく安静な状態において、人の血管部分に外部から光を照射したときの吸光度の分布を示す図である。

【図22】心臓から送り出された血液の血圧値の変化を示す図である。

【図23】還元ヘモグロビンHbと酸化ヘモグロビンHbO²との分子吸光係数を示した図である。

【図24】同実施形態に係わるLED310の発光特性を示す図である。

【図25】同実施形態に係わるセンサユニット300の電気的な構成を示す回路図である。

30

【図26】同実施形態に係わるデータ処理回路500の機能ブロック図である。

【図27】(a)は走行時における体動信号のスペクトルの典型例であり、(b)は歩行時における体動信号のスペクトルの典型例である。

【図28】比較センサユニット300'に用いられるLED310'の発光特性を示す図である。

【図29】比較センサユニット300'の出力信号波形の一例とその周波数解析結果を示す図である。

【図30】センサユニット300の出力信号波形の一例とその周波数解析結果を示す図である。

【図31】同実施形態に係わるピッチ演算部540のピッチ演算処理の動作を示すフローチャートである。

40

【図32】第3実施形態に係わる生体情報計測装置の断面図である。

【図33】同実施形態の第1の態様に係るセンサユニット301を裏面側から見た平面図である。

【図34】同実施形態の第1の態様に係るセンサユニット301の電気的な構成を示すブロック図である。

【図35】同実施形態の差分演算手段340の一例を示す回路図である。

【図36】同実施形態の第2の態様に係るセンサユニット301の回路図である。

【図37】同実施形態に係わるデータ処理回路501のブロック図である。

【図38】同実施形態に係わる脈波信号の信号波形と周波数解析結果の一例を示す図であ

50

る。

【図39】第3実施形態の変形例に係わるセンサユニット301の平面図である。

【図40】第4実施形態に係わるデータ処理回路502のブロック図である。

【図41】比較例1で計測された出力信号波形と周波数解析結果の一例を示す図である。

【図42】比較例2で計測された出力信号波形と周波数解析結果の一例を示す図である。

【図43】比較例3で計測された出力信号波形と周波数解析結果の一例を示す図である。

【図44】実施例で計測された出力信号波形と周波数解析結果の一例を示す図である。

【図45】第5実施形態に係わるデータ処理回路503のブロック図である。

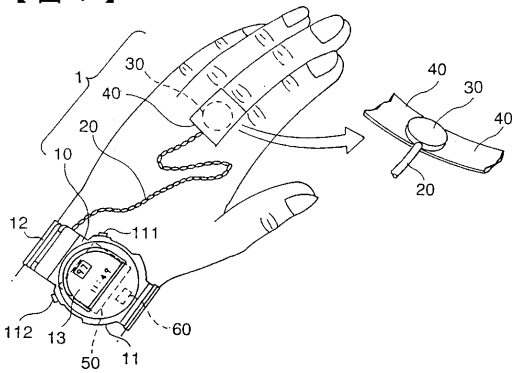
【図46】第6実施形態に係わる生体情報計測装置の断面図である。

【図47】同実施形態に係わるセンサユニット302の電気的な構成を示す回路図である 10

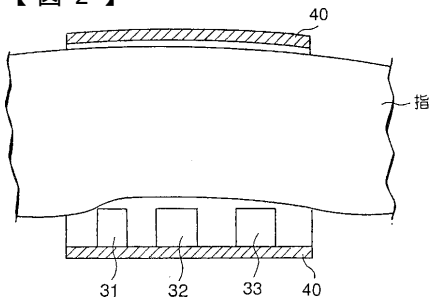
【図48】指で計測した計測結果に基づいて、計測に用いる光の波長と、体動スペクトルに対する脈スペクトルの割合との関係を示すグラフである。

【図49】手首の甲で計測した計測結果に基づいて、計測に用いる光の波長と、体動スペクトルに対する脈スペクトルの割合との関係を示すグラフである。

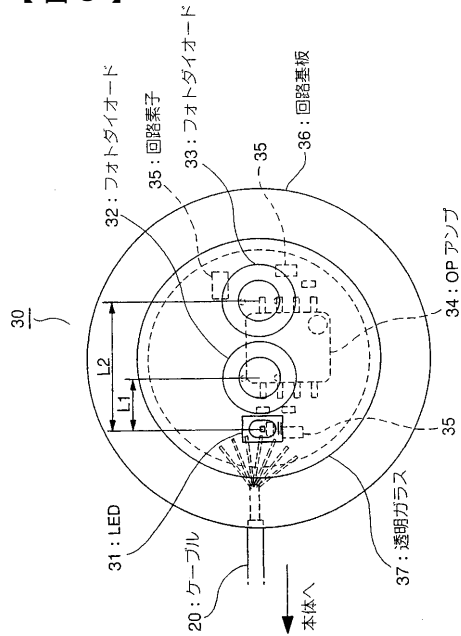
【図1】



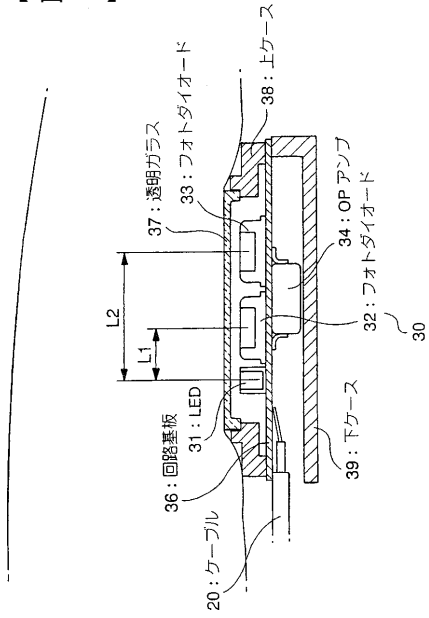
【図2】



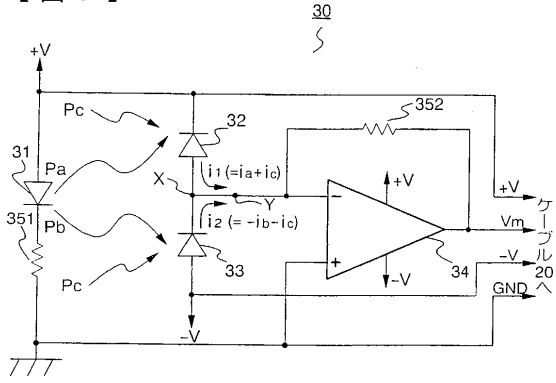
【図3】



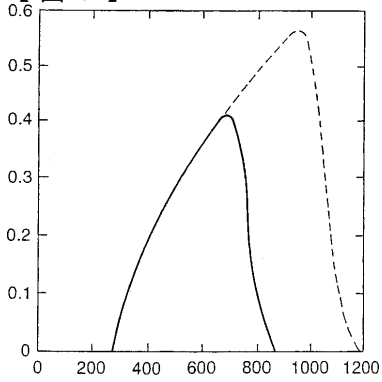
【図4】



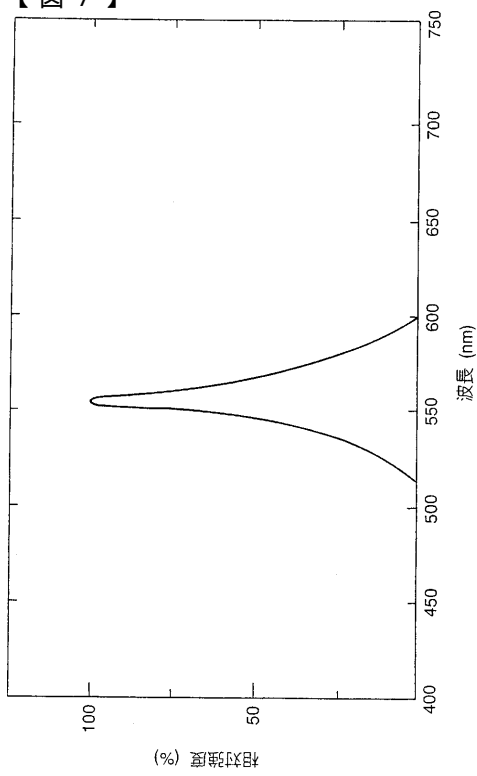
【図5】



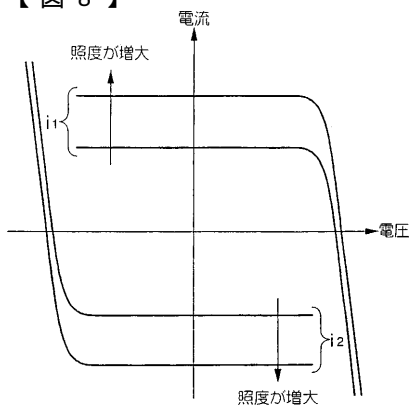
【図6】



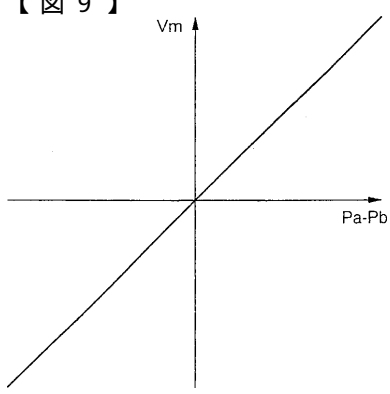
【図7】



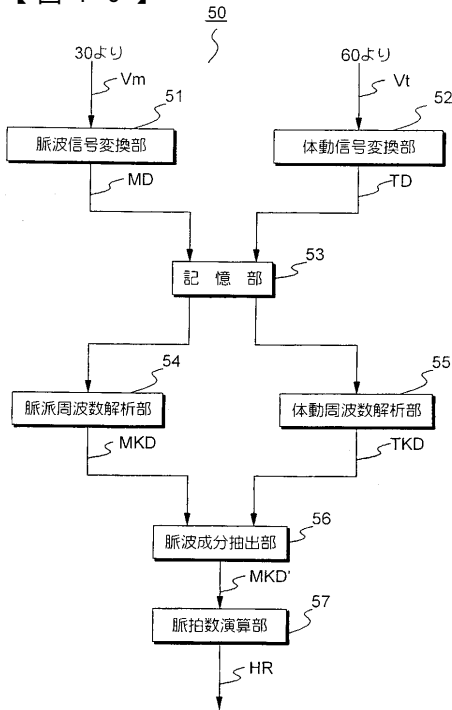
【図8】



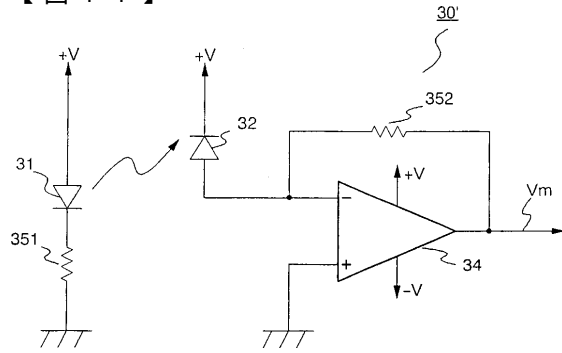
【図9】



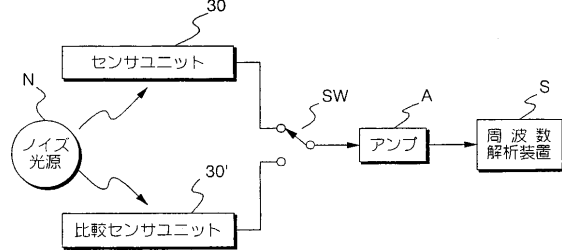
【図10】



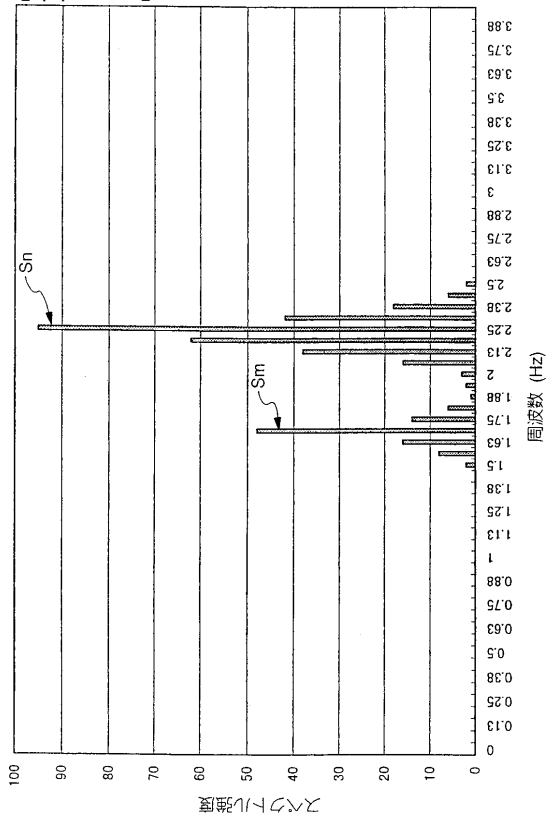
【図11】



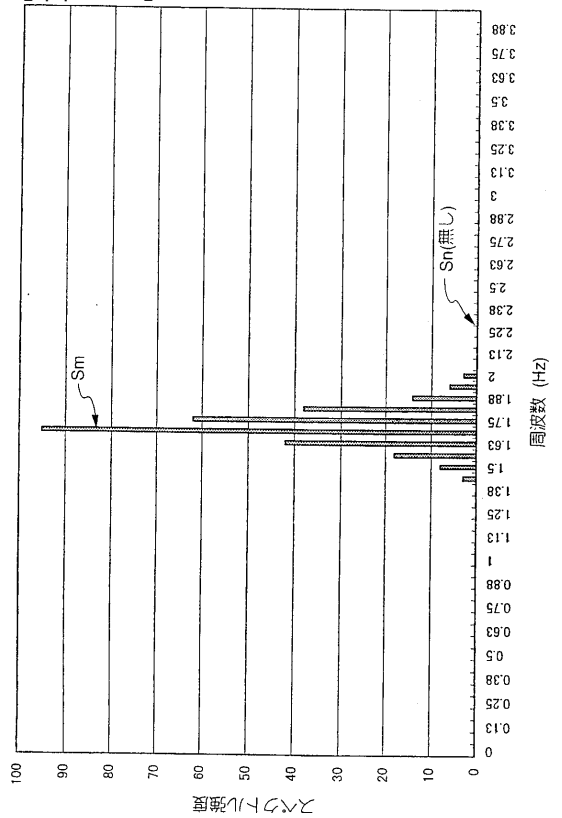
【図12】

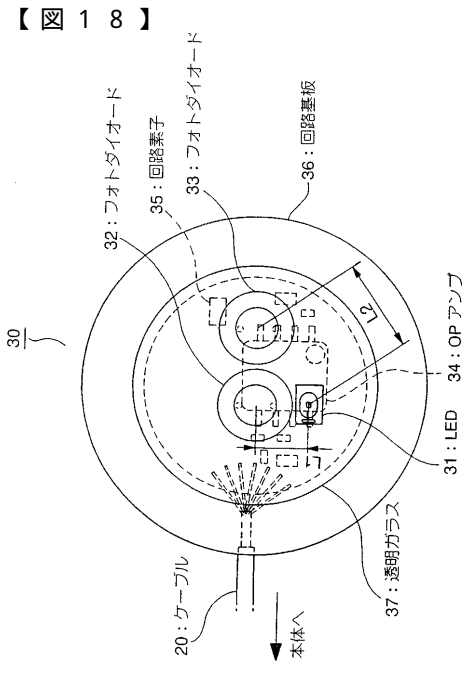
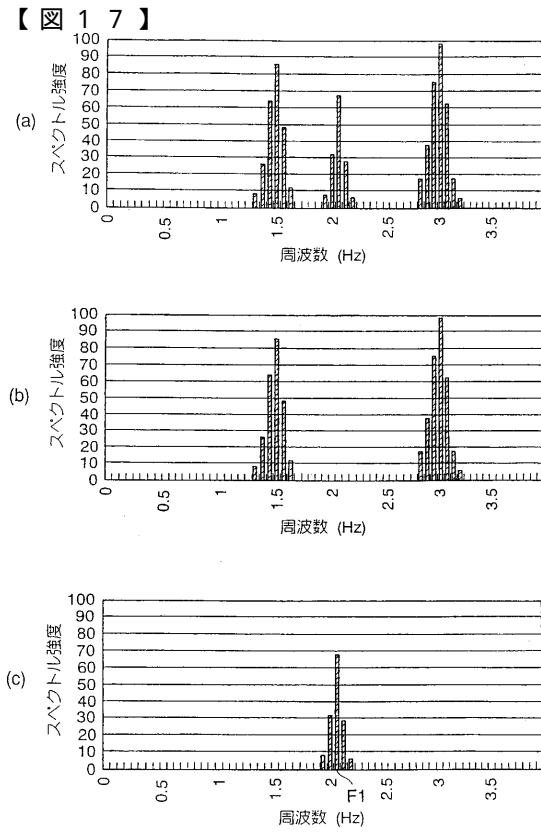
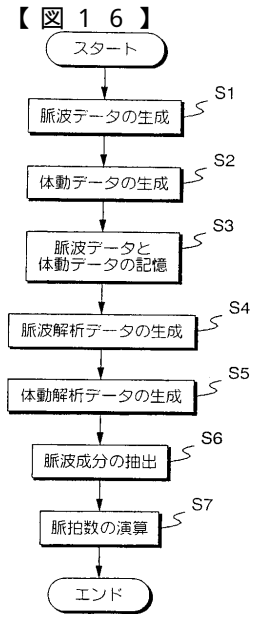
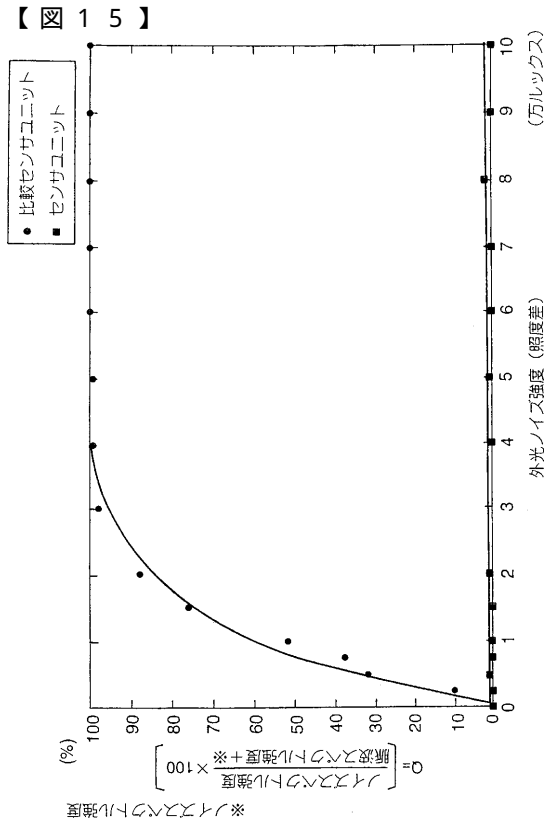


【図13】

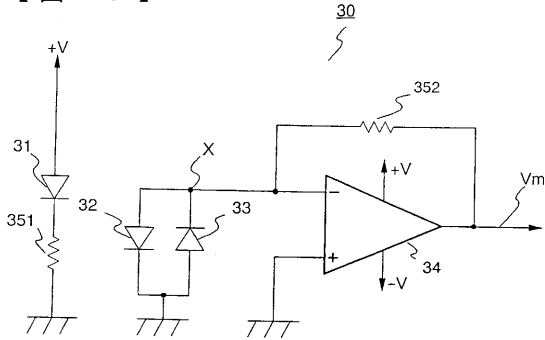


【図14】

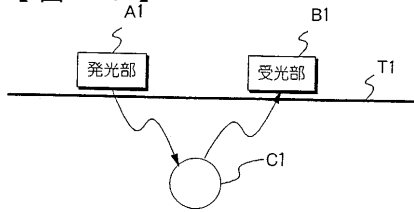




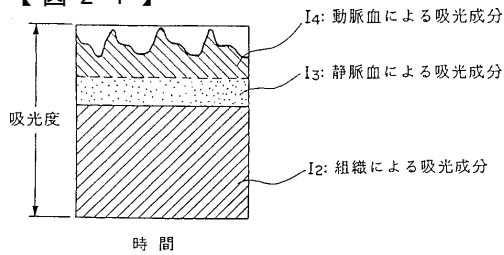
【図19】



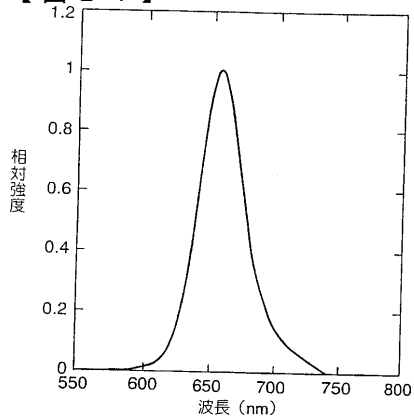
【図20】



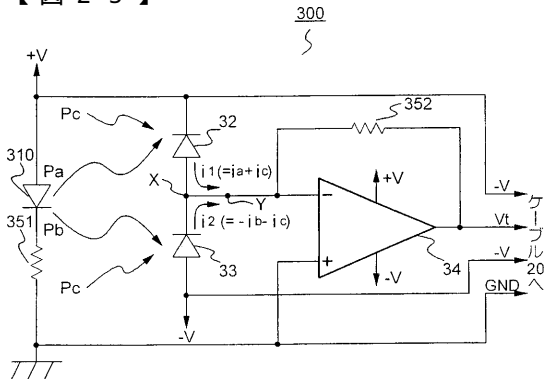
【図21】



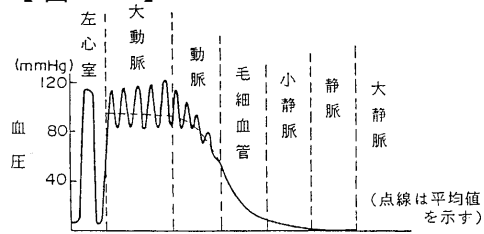
【図24】



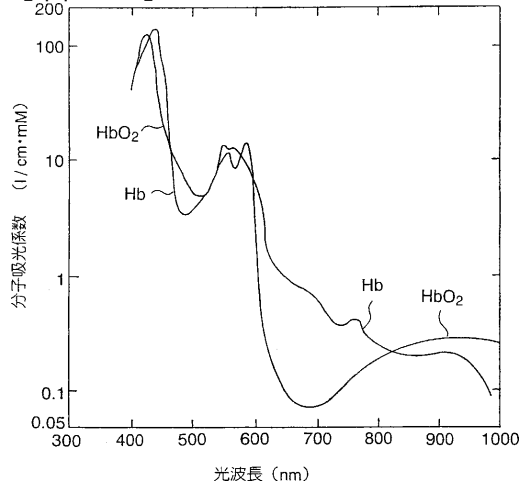
【図25】



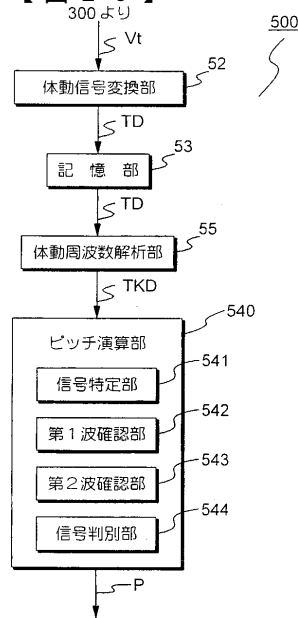
【図22】



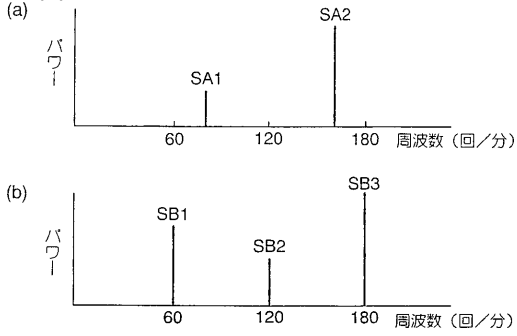
【図23】



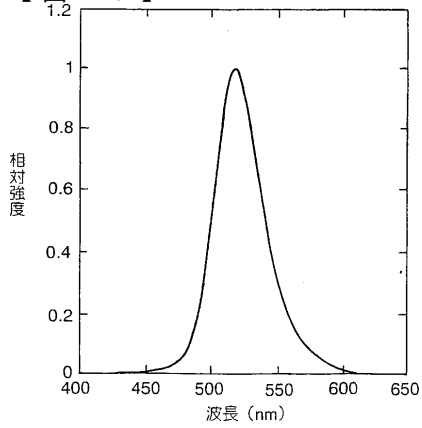
【図26】



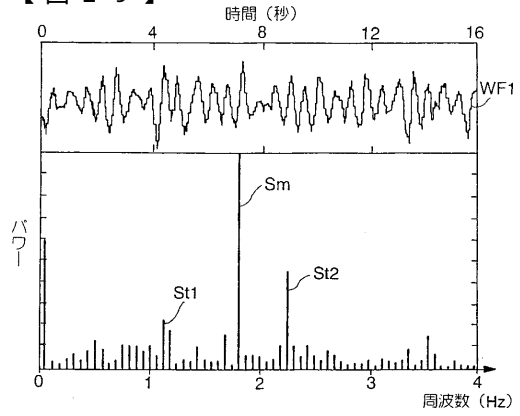
【図 27】



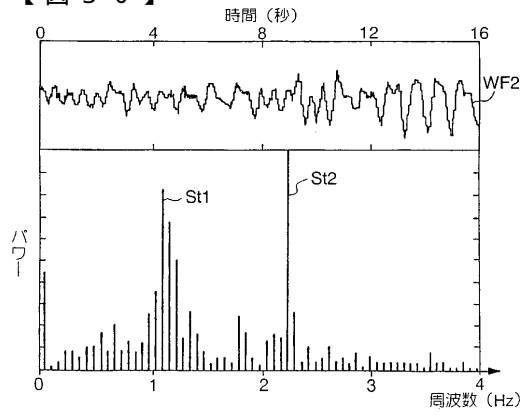
【図 28】



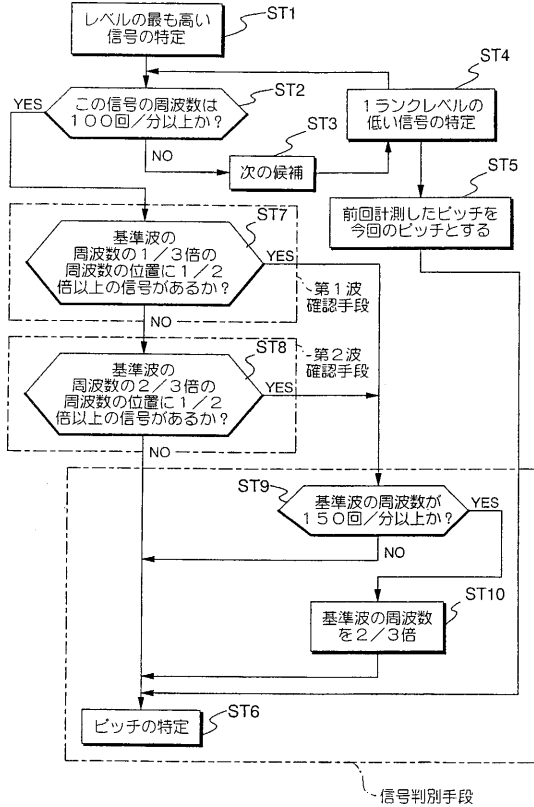
【図 29】



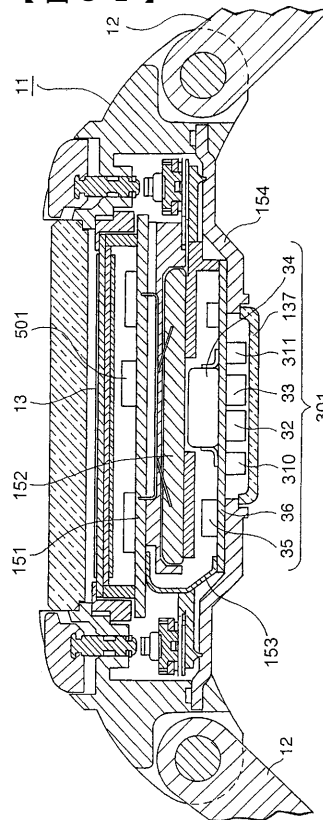
【図 30】



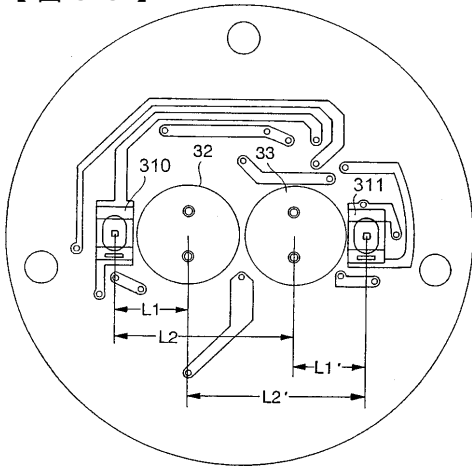
【図 31】



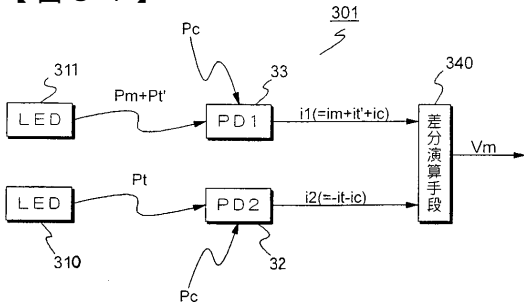
【図 32】



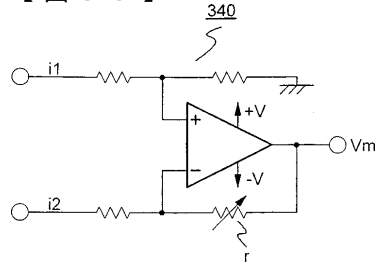
【図 3 3】



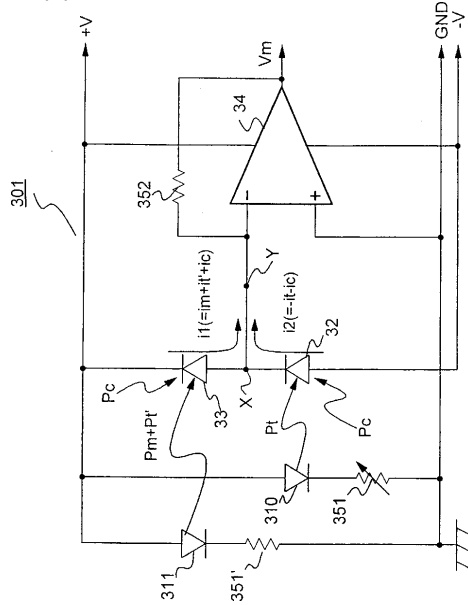
【図 3 4】



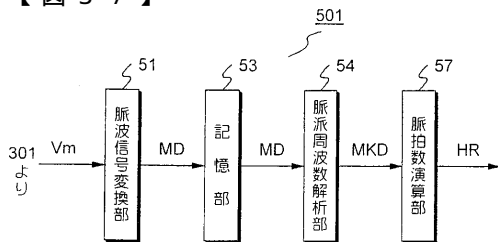
【図 3 5】



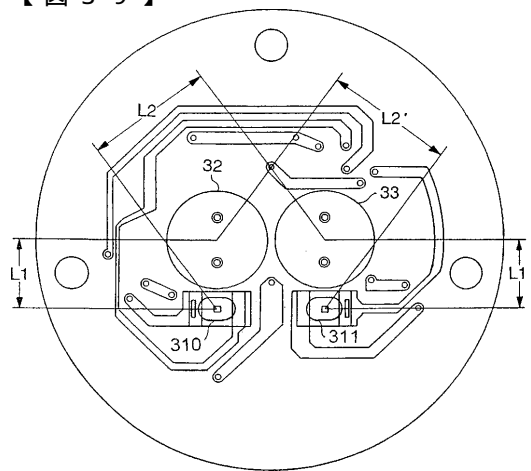
【図 3 6】



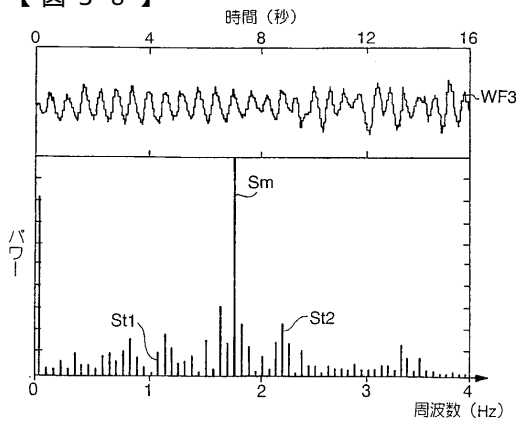
【図 3 7】



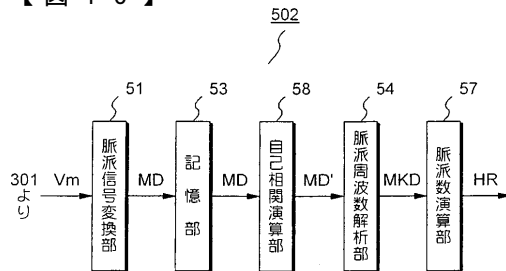
【図 3 9】



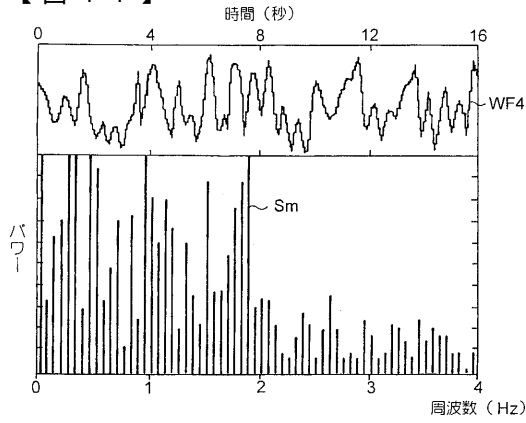
【図 3 8】



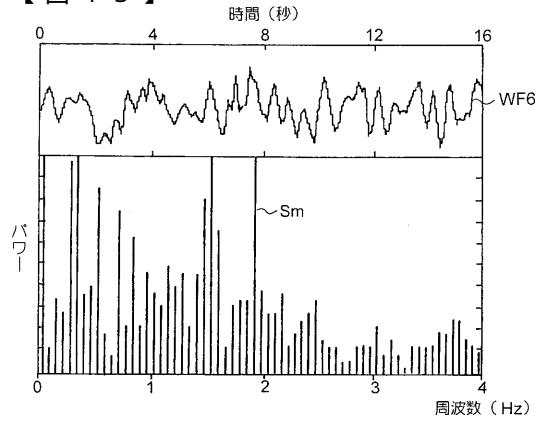
【図 4 0】



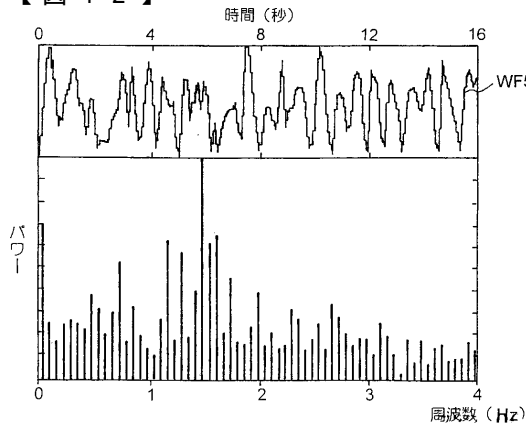
【図41】



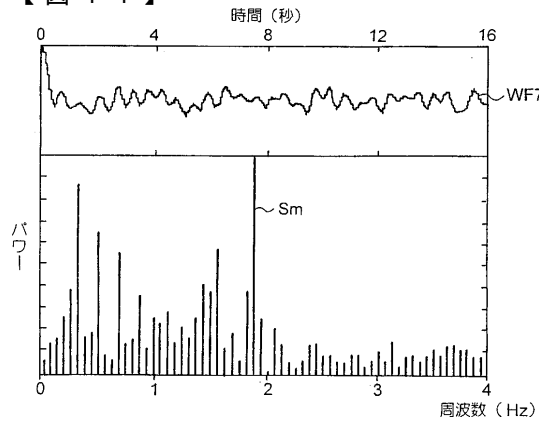
【図43】



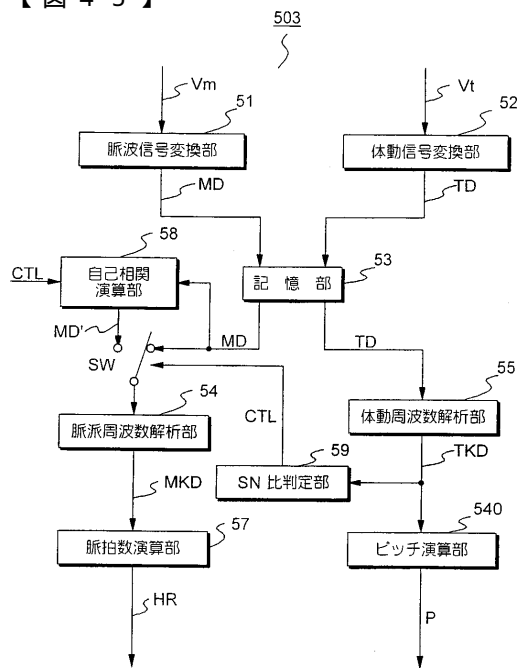
【図42】



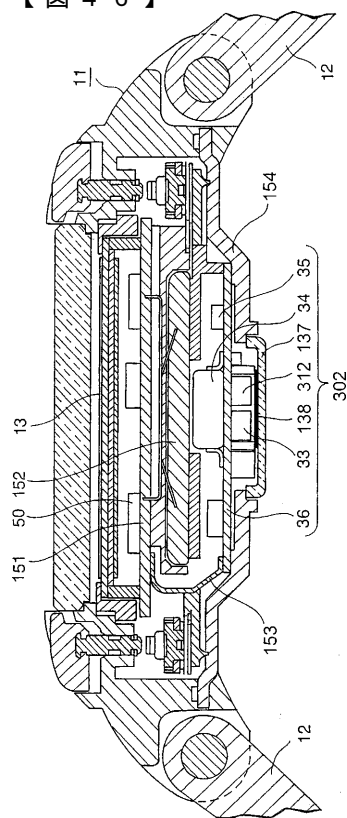
【図44】



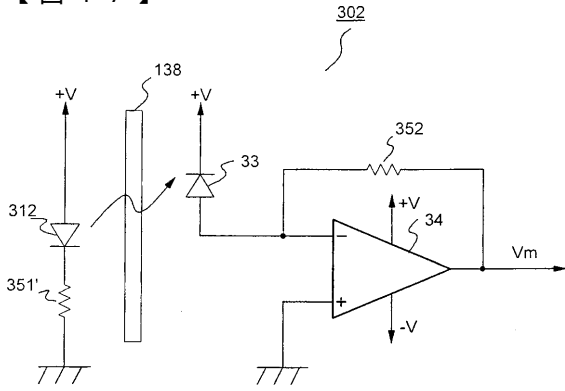
【図45】



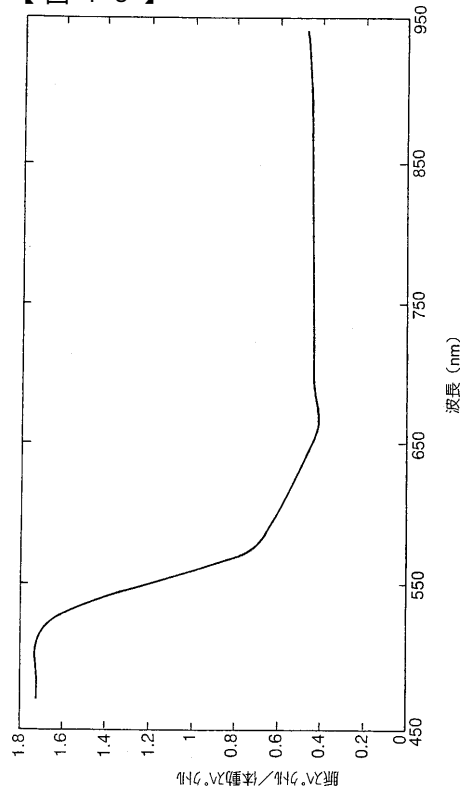
【図46】



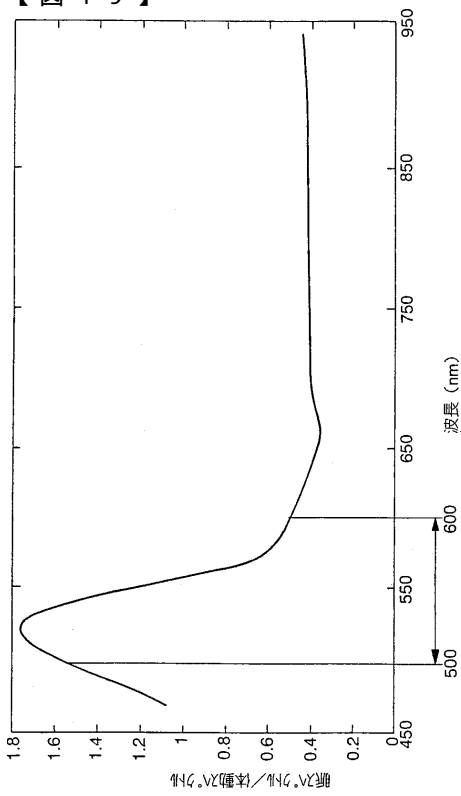
【 図 4 7 】



【 図 4 8 】



【 図 4 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 馬場 教充
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 国際公開第96/028085(WO, A1)
実公昭60-025203(JP, Y2)
特開昭60-135029(JP, A)
特開昭50-161080(JP, A)
欧州特許出願公開第941694(EP, A1)
欧州特許第6198951(EP, B1)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)
A61B 5/0245