

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-7337

(P2016-7337A)

(43) 公開日 平成28年1月18日(2016.1.18)

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

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2014-129390 (P2014-129390)
 (22) 出願日 平成26年6月24日 (2014.6.24)

(71) 出願人 000116024
 ローム株式会社
 京都府京都市右京区西院溝崎町2-1番地
 (74) 代理人 110001933
 特許業務法人 佐野特許事務所
 (72) 発明者 照元 幸次
 京都市右京区西院溝崎町2-1番地 ローム
 株式会社内
 Fターム(参考) 4C017 AA09 AA10 AA12 AB02 AC27
 AC28 BC04 BC08 BC30 FF05

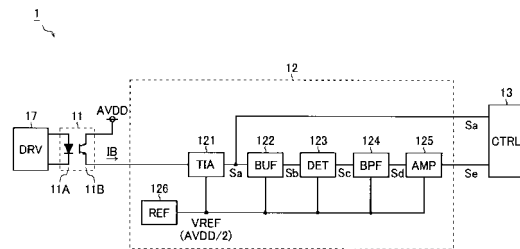
(54) 【発明の名称】 脈波センサ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】屋外活動環境下でも正確な脈波計測(脈拍計測)を行うことのできる脈波センサを提供する。

【解決手段】脈波センサ1は、発光部11Aから生体に光を照射して生体からの反射光または透過光を受光部11Bで検出することにより受光強度に応じた電流信号IBを生成する光センサ部11と、発光部11Aを所定のフレーム周波数及びデューティで点消灯させるパルス駆動部17と、電流信号IBを電圧信号Saに変換する電流/電圧変換回路121(例えばトランスインピーダンスアンプ)と、電圧信号Sa(バッファ122を介した電圧信号Sb)の上側包絡線と下側包絡線を各々抽出して差分することにより検波信号Scを生成する検波回路123と、を有する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

発光部から生体に光を照射して前記生体からの反射光または透過光を受光部で検出することにより受光強度に応じた電流信号を生成する光センサ部と、
前記発光部を所定のフレーム周波数及びデューティで点消灯させるパルス駆動部と、
前記電流信号を電圧信号に変換する電流／電圧変換回路と、
前記電圧信号の上側包絡線と下側包絡線を各々抽出して差分することにより検波信号を生成する検波回路と、
を有することを特徴とする脈波センサ。

【請求項 2】

前記検波回路は、
前記電圧信号の上側包絡線信号を抽出する上側包絡線検波部と、
前記電圧信号の下側包絡線信号を抽出する下側包絡線検波部と、
前記上側包絡線信号と前記下側包絡線信号とを差分して前記検波信号を生成する差動増幅部と、
を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の脈波センサ。

【請求項 3】

前記上側包絡線検波部は、
アノードが前記電圧信号の入力端に接続されてカソードが前記上側包絡線信号の出力端に接続された第 1 ダイオードと、
第 1 端が前記上側包絡線信号の出力端に接続されて第 2 端が基準電圧の印加端に接続された第 1 キャパシタと、
を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の脈波センサ。

【請求項 4】

前記下側包絡線検波部は、
カソードが前記電圧信号の入力端に接続されてアノードが前記下側包絡線信号の出力端に接続された第 2 ダイオードと、
第 1 端が前記下側包絡線信号の出力端に接続されて第 2 端が前記基準電圧の印加端に接続された第 2 キャパシタと、
を含むことを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の脈波センサ。

【請求項 5】

前記検波回路は、前記上側包絡線信号及び前記下側包絡線信号の信号レベルをそれぞれ前記差動増幅部の入力レンジに整合させるレベルシフト部をさらに含むことを特徴とする請求項 2 ~ 請求項 4 のいずれか一項に記載の脈波センサ。

【請求項 6】

前記レベルシフト部は、ハイパスフィルタであることを特徴とする請求項 5 に記載の脈波センサ。

【請求項 7】

前記電流／電圧変換部は、トランスインピーダンスアンプであることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか一項に記載の脈波センサ。

【請求項 8】

前記検波信号に重畳した低周波成分と高周波成分をいずれも除去することによりフィルタ信号を生成するバンドパスフィルタ回路をさらに有することを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 7 のいずれか一項に記載の脈波センサ。

【請求項 9】

前記フィルタ信号を所定のゲインで増幅することにより出力信号を生成する増幅回路をさらに有することを特徴とする請求項 8 に記載の脈波センサ。

【請求項 10】

前記発光部の出力波長は、600nm以下の可視光領域に属することを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 9 のいずれか一項に記載の脈波センサ。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、脈波センサに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、発光部から生体（被験者の腕や指など）に光を照射し、生体を透過した光の受光強度に基づいて被験者の脈波を検出する脈波センサ（いわゆる光電型の脈波センサ）が知られている。この種の脈波センサでは、受光強度が被験者の拍動に伴って変動するので、受光強度に応じた脈波信号の特徴（脈波信号の変動周期など）に基づいて、種々の脈波情報（被験者の脈拍数など）を取得することができる。

10

【0003】

なお、上記に関連する背景技術の一例としては、特許文献1を挙げることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平05-161615号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、日差しの厳しい屋外環境（快晴時の照度：約10万lx）において、被験者の活動時における脈波計測（脈拍計測）を行う場合には、外乱光の影響を受けて測定信号が飽和してしまうという課題があった。

20

【0006】

本発明は、本願の発明者により見出された上記の問題点に鑑み、屋外活動環境下でも正確な脈波計測（脈拍計測）を行うことのできる脈波センサを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本明細書中に開示された脈波センサは、発光部から生体に光を照射して前記生体からの反射光または透過光を受光部で検出することにより受光強度に応じた電流信号を生成する光センサ部と、前記発光部を所定のフレーム周波数及びデューティで点消灯させるパルス駆動部と、前記電流信号を電圧信号に変換する電流/電圧変換回路と、前記電圧信号の上側包絡線と下側包絡線を各々抽出して差分することにより検波信号を生成する検波回路とを有する構成（第1の構成）とされている。

30

【0008】

なお、上記第1の構成から成る脈波センサにおいて、前記検波回路は、前記電圧信号の上側包絡線信号を抽出する上側包絡線検波部と、前記電圧信号の下側包絡線信号を抽出する下側包絡線検波部と、前記上側包絡線信号と前記下側包絡線信号とを差分して前記検波信号を生成する差動増幅部と、を含む構成（第2の構成）にするとよい。

【0009】

また、上記第2の構成から成る脈波センサにおいて、前記上側包絡線検波部は、アノードが前記電圧信号の入力端に接続されてカソードが前記上側包絡線信号の出力端に接続された第1ダイオードと、第1端が前記上側包絡線信号の出力端に接続されて第2端が基準電圧の印加端に接続された第1キャパシタと、を含む構成（第3の構成）にするとよい。

40

【0010】

また、上記第2または第3の構成から成る脈波センサにおいて、前記下側包絡線検波部は、カソードが前記電圧信号の入力端に接続されてアノードが前記下側包絡線信号の出力端に接続された第2ダイオードと、第1端が前記下側包絡線信号の出力端に接続されて第2端が前記基準電圧の印加端に接続された第2キャパシタと、を含む構成（第4の構成）にするとよい。

50

【 0 0 1 1 】

また、上記第 2 ~ 第 4 いずれかの構成から成る脈波センサにおいて、前記検波回路は、前記上側包絡線信号及び前記下側包絡線信号の信号レベルをそれぞれ前記差動増幅部の入力レンジに整合させるレベルシフタ部をさらに含む構成（第 5 の構成）にするとよい。

【 0 0 1 2 】

また、上記第 5 の構成から成る脈波センサにおいて、前記レベルシフタ部は、ハイパスフィルタである構成（第 6 の構成）にするとよい。

【 0 0 1 3 】

また、上記第 1 ~ 第 6 いずれかの構成から成る脈波センサにおいて、前記電流 / 電圧変換部は、トランスインピーダンスアンプである構成（第 7 の構成）にするとよい。

10

【 0 0 1 4 】

また、上記第 1 ~ 第 7 いずれかの構成から成る脈波センサは、前記検波信号に重畳した低周波成分と高周波成分をいずれも除去することによりフィルタ信号を生成するバンドパスフィルタ回路をさらに有する構成（第 8 の構成）にするとよい。

【 0 0 1 5 】

また、上記第 8 の構成から成る脈波センサは、前記フィルタ信号を所定のゲインで増幅することにより出力信号を生成する増幅回路をさらに有する構成（第 9 の構成）にするとよい。

【 0 0 1 6 】

また、上記第 1 ~ 第 9 いずれかの構成から成る脈波センサにおいて、前記発光部の出力波長は、600 nm 以下の可視光領域に属する構成（第 10 の構成）にするとよい。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、屋外活動環境下でも正確な脈波計測（脈拍計測）を行うことのできる脈波センサを提供することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 8 】

【 図 1 】 手首での脈波測定の原理を説明するための模式図

【 図 2 】 生体内における光の減衰量（吸光度）が時間的に変化する様子を示す波形図

【 図 3 】 脈波センサ 1 の一構成例を示すブロック図

30

【 図 4 】 光センサ部 1 1 及びパルス駆動部 1 7 の一構成例を示す回路図

【 図 5 】 フィルタ部 1 2 の一構成例を示すブロック図

【 図 6 】 トランスインピーダンスアンプ 1 2 1 の一構成例を示す回路図

【 図 7 】 検波回路 1 2 3 の一構成例を示す回路図

【 図 8 】 電圧信号 S a の一例を示す波形図

【 図 9 】 上側包絡線信号 S U 及び下側包絡線信号 S L の一例を示す波形図

【 図 10 】 出力信号 S e の一例を示す波形図

【 図 11 】 屋外環境下での第 1 測定例（下側包絡線の検波のみ）を示す図

【 図 12 】 屋外環境下での第 2 測定例（上下包絡線の差分検波）を示す図

【 発明を実施するための形態 】

40

【 0 0 1 9 】

< 脈波測定の原理 >

図 1 は、手首での脈波測定の原理を説明するための模式図であり、図 2 は、生体内における光の減衰量（吸光度）が時間的に変化する様子を示す波形図である。

【 0 0 2 0 】

容積脈波法による脈波測定では、例えば、図 1 に示したように、測定窓に押し当てられた生体の一部（図 1 では手首）に向けて発光部（LED [Light Emitting Diode] など）から光が照射され、体内を透過して体外に出てくる光の強度が受光部（フォトダイオードやフォトトランジスタなど）で検出される。ここで、図 2 に示したように、生体組織や静脈血（脱酸素化ヘモグロビン Hb）による光の減衰量（吸光度）は一定であるが、動脈血

50

(酸素化ヘモグロビン HbO_2)による光の減衰量(吸光度)は拍動によって時間的に変動する。従って、可視領域から近赤外領域にある「生体の窓」(光が生体を透過しやすい波長領域)を利用して、末梢動脈の吸光度変化を測定することにより、非侵襲で容積脈波を測定することができる。

【0021】

なお、図1では、図示の便宜上、脈波センサ(発光部と受光部)を手首の背側(外側)に装着した様子が描写されているが、脈波センサの装着位置についてはこれに限定されるものではなく、手首の腹側(内側)であってもよいし、他の部位(指先、指の第3関節、額、眉間、鼻先、頬、眼下、こめかみ、耳たぶなど)であってもよい。

【0022】

<脈波から分かること>

なお、心臓及び自立神経の支配を受けている脈波は、常に一定の挙動を示すものではなく、被験者の状態によって様々な変化(揺らぎ)を生じるものである。従って、脈波の変化(揺らぎ)を解析することにより、被験者の様々な身体情報を得ることができる。例えば、心拍数からは、被験者の運動能力や緊張度などを知ることができ、心拍変動からは、被験者の疲労度、快眠度、及び、ストレスの大きさなどを知ることができる。また、脈波を時間軸で2回微分することにより得られる加速度脈波からは、被験者の血管年齢や動脈硬化度などを知ることができる。

【0023】

<脈波センサ>

図3は、脈波センサの一構成例を示すブロック図である。本構成例の脈波センサ1は、本体ユニット10と、本体ユニット10の両端部に取り付けられて生体2(具体的には手首)に巻き回されるベルト20とを備えた腕輪構造(腕時計型構造)とされている。ベルト20の素材としては、皮革、金属、樹脂などを用いることができる。

【0024】

本体ユニット10は、光センサ部11と、フィルタ部12と、制御部13と、表示部14と、通信部15と、電源部16と、パルス駆動部17と、を含む。

【0025】

光センサ部11は、本体ユニット10の裏面(生体2と対向する側の面)に設けられており、発光部11Aから生体2に光を照射して生体2からの反射光(又は透過光でも可)を受光部11Bで検出することにより受光強度に応じた電流信号を生成する。本構成例の脈波センサ1において、光センサ部11は、発光部11Aと受光部11Bが生体2を挟んで互いに反対側に設けられた構成(いわゆる透過型、図1の破線矢印を参照)ではなく、発光部11Aと受光部11Bが生体2に対していずれも同じ側に設けられた構成(いわゆる反射型、図1の実線矢印を参照)とされている。なお、本願の発明者らは、手首での脈波測定について、十分に脈波の測定が可能であることを実際に実験で確認済みである。

【0026】

フィルタ部12は、光センサ部11から入力される電流信号に各種の信号処理(電流/電圧変換処理、検波処理、フィルタ処理、及び、増幅処理)を施して制御部13に出力する。なお、フィルタ部12の具体的な構成については後ほど詳細に説明する。

【0027】

制御部13は、脈波センサ1全体の動作を統括的に制御するほか、フィルタ部12の出力信号に各種の信号処理を施すことにより、脈波に関する種々の情報(脈波の揺らぎ、心拍数、心拍変動、及び、加速度脈波など)を取得する。なお、制御部13としては、CPU[central processing unit]などを好適に用いることができる。

【0028】

表示部14は、本体ユニット10の表面(生体2と対向しない側の面)に設けられており、表示情報(日付や時間に関する情報のほか、脈波の測定結果なども含まれる)を出力する。すなわち、表示部14は、腕時計の文字盤面に相当する。なお、表示部14としては、液晶表示パネルなどを好適に用いることができる。

10

20

30

40

50

【0029】

通信部15は、脈波センサ1の測定データを外部機器（パーソナルコンピュータや携帯電話機など）に無線または有線で送信する。特に、脈波センサ1の測定データを外部機器に無線で送信する構成であれば、脈波センサ1と外部機器とを有線で接続する必要がなくなるので、例えば、被験者の行動を制約せずに測定データのリアルタイム送信を行うことが可能となる。また、脈波センサ1を防水構造とする際には、外部端子を完全に排除するという観点から、測定データの外部送信方式として無線送信方式を採用することが望ましい。なお、無線送信方式を採用する場合、通信部15としては、Bluetooth（登録商標）無線通信モジュールICなどを好適に用いることができる。

【0030】

電源部16は、バッテリーとDC/DCコンバータを含み、バッテリーからの入力電圧を所望の出力電圧に変換して脈波センサ1の各部に供給する。このように、バッテリー駆動方式の脈波センサ1であれば、脈波の測定時に外部からの給電ケーブルを接続する必要がないので、被験者の行動を制約せずに脈波の測定を行うことが可能となる。なお、上記のバッテリーとしては、繰り返し充電を行うことが可能な二次電池（リチウムイオン二次電池や電気二重層キャパシタなど）を用いることが望ましい。このように、バッテリーとして二次電池を用いる構成であれば、煩わしい電池交換作業が不要となるので、脈波センサ1の利便性を高めることができる。また、バッテリー充電時における外部からの電力供給方式としては、USB [universal serial bus] ケーブルなどを用いる接触給電方式であってもよいし、電磁誘導方式、電界結合方式、及び、磁界共鳴方式などの非接触給電方式であってもよい。ただし、脈波センサ1を防水構造とする際には、外部端子を完全に排除するという観点から、外部からの電力供給方式として非接触給電方式を採用することが望ましい。

【0031】

パルス駆動部17は、光センサ部11の発光部11Aを所定のフレーム周波数 f （例えば50～1000Hz）、及び、デューティ D （1/8～1/200）で点消灯させる。

【0032】

上記のように、腕輪構造を有する脈波センサ1であれば、被験者が意図的に脈波センサ1を手首から外さない限り、脈波の測定中に脈波センサ1が手首から脱落してしまうおそれは殆どないので、被験者の行動を制約せずに脈波の測定を行うことが可能となる。

【0033】

また、腕輪構造を有する脈波センサ1であれば、被験者に対して脈波センサ1を装着していることをあまり意識させずに済むので、長期間（数日～数ヶ月）に亘る継続的な脈波測定を行う場合であっても、被験者に過度のストレスを与えずに済む。

【0034】

特に、脈波の測定結果だけでなく、日時情報なども表示することのできる表示部14を備えた脈波センサ1（すなわち、腕時計構造の脈波センサ1）であれば、被験者は脈波センサ1を腕時計として日常的に装着することができるので、脈波センサ1の装着に対する抵抗感をさらに払拭することが可能となり、延いては、新規ユーザ層の開拓に寄与することが可能となる。

【0035】

また、脈波センサ1は、防水構造としておくことが望ましい。このような構成とすることにより、水（雨）や汗などに濡れても故障せずに脈波を測定することが可能となる。また、脈波センサ1を多人数で共用する場合（例えばスポーツジムでの貸し出し用として使用する場合）には、脈波センサ1を丸ごと水洗いすることにより、脈波センサ1を清潔に保つことが可能となる。

【0036】

<光センサ部及びパルス駆動部>

図4は、光センサ部11及びパルス駆動部17の一構成例を示す回路図である。本構成例の光センサ部11は、発光ダイオード（発光部に相当）11Aと、フォトトランジスタ（受光部に相当）11Bとを含む。また、本構成例のパルス駆動部17は、スイッチ17

10

20

30

40

50

1と電流源172とを含む。

【0037】

発光ダイオード11Aのアノードは、スイッチ171を介して電源電圧AVDDの印加端に接続されている。発光ダイオード11Aのカソードは、電流源172を介して接地端に接続されている。スイッチ171は、パルス駆動信号S171に応じてオン/オフされる。電流源172は、輝度制御信号S172に応じた定電流IAを生成する。なお、運動時や屋外での脈波測定を精度良く実施するためには、発光ダイオード11Aをできるだけ高い輝度でパルス駆動することが望ましい。

【0038】

スイッチ171がオンされているときには、定電流IAの流れる電流経路が導通されるので、発光ダイオード11Aが点灯して生体2に光が照射される。このとき、フォトトランジスタ11Bのコレクタとエミッタの間には、生体2から戻ってくる反射光の受光強度に応じた電流信号IBが流れる。一方、スイッチ171がオフされているときには、定電流IAの流れる電流経路が遮断されるので、発光ダイオード11Aが消灯する。

【0039】

<フィルタ部>

図5はフィルタ部12の一構成例を示すブロック図である。本構成例のフィルタ部12は、トランスインピーダンスアンプ121（以下、TIA[transimpedance amplifier]121と略称する）と、バッファ回路122と、検波回路123と、バンドパスフィルタ回路124と、増幅回路125と、基準電圧生成回路126と、を含む。

【0040】

TIA121は、電流信号IBを電圧信号Saに変換して後段のバッファ回路122と制御部13に各々出力する電流/電圧変換回路の一種である。

【0041】

バッファ回路122は、電圧信号Saをバッファ信号Sbとして後段に伝達するボルテージフォロワである。

【0042】

検波回路123は、パルス駆動される電圧信号Sbからその包絡線のみを抽出することにより検波信号Scを生成し、これを後段に出力する。より具体的に述べると、検波回路123は、電圧信号Sbの上側包絡線（パルス上端側の信号変化）と下側包絡線（パルス下端側の信号変化）を各々抽出して差分することにより検波信号Scを生成する。検波回路123の具体的な回路構成については、後ほど詳細に説明する。

【0043】

バンドパスフィルタ回路124は、検波信号Scに重畳した低周波成分と高周波成分をいずれも除去することによりフィルタ信号Sdを生成し、これを後段に出力する。なお、バンドパスフィルタ回路124の通過周波数帯域は、0.6~4.0Hz程度に設定しておくことが望ましい。

【0044】

増幅回路125は、フィルタ信号Sdを所定のゲインで増幅することにより出力信号Seを生成し、これを後段の制御部13に出力する。

【0045】

基準電圧生成回路126は、電源電圧AVDDを1/2に分圧することにより基準電圧VREF(=AVDD/2)を生成し、これをフィルタ部12の各部に供給する。

【0046】

本構成例のフィルタ部12であれば、被験者の体動ノイズを適切に除去することができるので、被験者の安静時における脈波はもちろん、被験者の運動時（歩行時、ジョギング時、ないしは、ランニング時など）における脈波についても、高精度に検出することが可能となる。

【0047】

また、本構成例のフィルタ部12において、TIA121、バッファ回路122、検波

10

20

30

40

50

回路 1 2 3、バンドパスフィルタ回路 1 2 4、及び、増幅回路 1 2 5 は、いずれも基準電圧 V_{REF} ($= A V D D / 2$) をセンターとして動作するので、フィルタ部 1 2 の出力信号 S_e は、基準電圧 V_{REF} に対して上下に振幅変動する波形となる。従って、本構成例のフィルタ部 1 2 であれば、出力信号 S_e の飽和 (電源電圧 $A V D D$ や接地電圧 $G N D$ への張り付き) を防止して、脈波データを正しく検出することが可能となる。

【 0 0 4 8 】

さらに、本構成例のフィルタ部 1 2 であれば、検波回路 1 2 3 における上下包絡線の差分検波処理により、屋外活動環境下でも正確な脈波計測 (脈拍計測) を行うことが可能となる。この点については、後ほど詳細に説明する。

【 0 0 4 9 】

< T I A >

図 6 は、T I A 1 2 1 の一構成例を示す回路図である。本構成例の T I A 1 2 1 は、オペアンプ A M P 1 と、抵抗 R_1 と、キャパシタ C_1 と、を含む。オペアンプ A M P 1 の非反転入力端 (+) は、基準電圧 V_{REF} ($= A V D D / 2$) の印加端に接続されている。オペアンプ A M P 1 の反転入力端 (-) は、フォトダイオード 1 1 B のエミッタに接続されている。フォトダイオード 1 1 B のコレクタは、電源電圧 $A V D D$ の印加端に接続されている。オペアンプ A M P 1 の出力端は、電圧信号 S_a の出力端に相当する。抵抗 R_1 及びキャパシタ C_1 は、それぞれ、オペアンプ A M P 1 の反転入力端 (-) と出力端との間に並列接続されている。

【 0 0 5 0 】

本構成例の T I A 1 2 1 では、オペアンプ A M P 1 の反転入力端 (-) から抵抗 R_1 を介して電圧信号 S_a の出力端に至る電流経路を電流信号 I_B が流れる。従って、オペアンプ A M P 1 の反転入力端 (-) には、電圧信号 S_a に抵抗 R_1 の両端間電圧を足し合わせた電圧 ($= S_a + I_B \times R_1$) が印加される。一方、オペアンプ A M P 1 は、非反転入力端 (+) と反転入力端 (-) がイマジナリショートするように出力信号 S_a を生成する。従って、T I A 1 2 1 で生成される電圧信号 S_a は、基準電圧 V_{REF} から抵抗 R_1 の両端間電圧を差し引いた電圧値 ($V_{REF} - I_B \times R_1$) となる。

【 0 0 5 1 】

すなわち、抵抗 R_1 に流れる電流信号 I_B (フォトトランジスタ 1 1 B での受光量に相当) が大きいほど電圧信号 S_a が低くなり、逆に、電流信号 I_B が小さいほど電圧信号 S_a が高くなる。なお、T I A 1 2 1 のゲインは、抵抗 R_1 の抵抗値を変えることによって任意に調整することが可能である。

【 0 0 5 2 】

< 検波回路 >

図 7 は検波回路 1 2 3 の一構成例を示す回路図である。本構成例の検波回路 1 2 3 は、上側包絡線検波部 1 2 3 a と、下側包絡線検波部 1 2 3 b と、レベルシフタ部 1 2 3 c 及び 1 2 3 d と、差動増幅部 1 2 3 e と、を含む。

【 0 0 5 3 】

上側包絡線検波部 1 2 3 a は、バッファ信号 S_b (バッファ 1 2 2 を介して入力される電圧信号 S_a) の上側包絡線 (パルス上端側の信号変化) を抽出して上側包絡線信号 S_U を生成する回路ブロックであり、ダイオード D_{11} とキャパシタ C_{11} とを含む。ダイオード D_{11} のアノードは、バッファ信号 S_b の入力端に接続されている。ダイオード D_{11} のカソードは、上側包絡線信号 S_U の出力端に接続されている。キャパシタ C_{11} の第 1 端は、上側包絡線信号 S_U の出力端に接続されている。キャパシタ C_{11} の第 2 端は、基準電圧 V_{REF} の印加端に接続されている。なお、上側包絡線信号 S_U のバイアス点を決めておく場合には、キャパシタ C_{11} と並列に抵抗を接続しても構わない。

【 0 0 5 4 】

下側包絡線検波部 1 2 3 b は、バッファ信号 S_b の下側包絡線 (パルス下端側の信号変化) を抽出して下側包絡線信号 S_L を生成する回路ブロックであり、ダイオード D_{12} とキャパシタ C_{12} とを含む。ダイオード D_{12} のカソードは、バッファ信号 S_b の入力端

10

20

30

40

50

に接続されている。ダイオード D 1 2 のアノードは、下側包絡線信号 S L の出力端に接続されている。キャパシタ C 1 2 の第 1 端は、下側包絡線信号 S L の出力端に接続されている。キャパシタ C 1 2 の第 2 端は、基準電圧 V R E F の印加端に接続されている。

【 0 0 5 5 】

レベルシフタ部 1 2 3 c は、上側包絡線信号 S U の信号レベルを差動増幅部 1 2 3 e の入力レンジに整合させる回路ブロックであり、キャパシタ C 1 3 と抵抗 R 1 1 とを含む。キャパシタ C 1 3 の第 1 端は、上側包絡線検波部 1 2 3 a の出力端に接続されている。キャパシタ C 1 3 の第 2 端及び抵抗 R 1 1 の第 1 端は、いずれも差動増幅部 1 2 3 e の第 1 入力端（反転入力端）に接続されている。抵抗 R 1 1 の第 2 端は、基準電圧 V R E F の印加端に接続されている。

10

【 0 0 5 6 】

レベルシフタ部 1 2 3 d は、下側包絡線信号 S L の信号レベルを差動増幅部 1 2 3 e の入力レンジに整合させる回路ブロックであり、キャパシタ C 1 4 と抵抗 R 1 2 とを含む。キャパシタ C 1 4 の第 1 端は、下側包絡線検波部 1 2 3 b の出力端に接続されている。キャパシタ C 1 4 の第 2 端及び抵抗 R 1 2 の第 1 端は、いずれも差動増幅部 1 2 3 e の第 2 入力端（非反転入力端）に接続されている。抵抗 R 1 2 の第 2 端は、基準電圧 V R E F の印加端に接続されている。

【 0 0 5 7 】

このように、レベルシフタ部 1 2 3 c 及び 1 2 3 d としては、それぞれ、V R E F 基準で動作するハイパスフィルタを用いることができる。

20

【 0 0 5 8 】

差動増幅部 1 2 3 e は、レベルシフタ部 1 2 3 c 及び 1 2 3 d を各々介して入力される上側包絡線信号 S U と下包絡線信号 S L との差分を増幅して検波信号 S c を生成する回路ブロックであり、オペアンプ A M P 2 と抵抗 R 1 3 ~ R 1 6 とを含む。抵抗 R 1 3 の第 1 端は、レベルシフタ部 1 2 3 c の出力端に接続されている。抵抗 R 1 3 の第 2 端と抵抗 R 1 4 の第 1 端は、いずれもオペアンプ A M P 2 の反転入力端（-）に接続されている。抵抗 R 1 4 の第 2 端は、オペアンプ A M P 2 の出力端に接続されている。抵抗 R 1 5 の第 1 端は、レベルシフタ部 1 2 3 d の出力端に接続されている。抵抗 R 1 5 の第 2 端と抵抗 R 1 6 の第 1 端は、いずれもオペアンプ A M P 2 の非反転入力端（+）に接続されている。抵抗 R 1 6 の第 2 端は、基準電圧 V R E F の印加端に接続されている。オペアンプ A M P 2 の出力端は、検波信号 S c の出力端に接続されている。

30

【 0 0 5 9 】

< 上下包絡線の差分検波処理 >

次に、図 8 ~ 図 1 0 を適宜参照しながら、検波回路 1 2 3 による上下包絡線の差分検波処理について詳細に説明する。

【 0 0 6 0 】

図 8 は、電圧信号 S a （延いてはバッファ信号 S b ）の一例を示す波形図である。本図では、日差しの厳しい屋外環境（快晴時の照度：約 1 0 万 l x ）で計測した電圧信号 S a の波形を示している。なお、静止期間 T x は被験者が静止状態である期間を示しており、活動期間 T y は被験者が活動状態（ジョギング状態）である期間を示している。また、本図の下段枠内には、静止期間 T x における電圧信号 S a の部分拡大図が描写されている。

40

【 0 0 6 1 】

なお、発光部 1 1 A のパルス駆動条件について述べると、フレーム周波数 f は、5 0 ~ 1 0 0 0 H z の範囲内で設定することが望ましい（例えば f = 1 2 8 H z ）。また、オンデューティ D o n （フレーム周期（T = 1 / f ）に占めるオン期間 T o n の割合）は、1 / 8 ~ 1 / 2 0 0 の範囲内で設定することが望ましい（例えば D o n = 1 / 1 6 ）。

【 0 0 6 2 】

先にも述べたように、T I A 1 2 1 で生成される電圧信号 S a は、基準電圧 V R E F から抵抗 R 1 の両端間電圧を差し引いた電圧値（V R E F - I B x R 1 ）となる。ここで、静止期間 T x には、被験者が静止しているので、光センサ 1 が生体 2 （手首）から浮き上

50

がってしまうことも殆どなく、受光部 1 1 B に対する外来光の入射は適切に遮断されている。従って、電圧信号 S_a に重畳する体動信号（被験者の体動に起因する信号変動成分）は十分に小さく、部分拡大図の A 点で示すように、発光部 1 1 A の消灯期間 T_{off} に T_{IA121} で得られる電圧信号 S_a （オフ電圧信号 $S_a@A$ ）は、基準電圧 V_{REF} とほぼ一致する。

【0063】

すなわち、静止期間 T_x には、発光部 1 1 A の点灯期間 T_{on} に T_{IA121} で得られる電圧信号 S_a （オン電圧信号 $S_a@B$ ）の電圧値がほぼ被験者の拍動のみに応じて変動する（符号 X を参照）。従って、静止期間 T_x にのみ脈波計測を行うのであれば、電圧信号 S_a の下側包絡線（オン電圧信号 $S_a@B$ の信号変化）のみを抽出することにより、被験者の脈波データ（出力信号 S_e ）を取得することも十分に可能である。

10

【0064】

一方、活動期間 T_y には、被験者が活動しているので、体動（腕振りや着地衝撃など）によって光センサ 1 が生体 2（手首）から浮き上がりやすく、受光部 1 1 B に対する外来光の入射を十分に遮断することができなくなる。特に、日差しの厳しい屋外環境下では、電圧信号 S_a に重畳する体動信号が無視することのできない大きさとなる。

【0065】

すなわち、活動期間 T_y には、オン電圧信号 $S_a@B$ の電圧値が被験者の拍動だけでなく被験者の体動によっても変動する（符号 Y を参照）。従って、静止期間 T_x だけでなく活動期間 T_y にも脈波計測を行う場合、電圧信号 S_a の下側包絡線（オン電圧信号 $S_a@B$ の信号変化）のみを抽出するだけでは、被験者の脈波データ（出力信号 S_e ）を精度良く取得することができなくなる。

20

【0066】

ここで、本願の発明者は、鋭意研究の結果、体動信号が電圧信号 S_a の上側包絡線（オフ電圧信号 $S_a@A$ の信号変化）として表出すること（符号 Z を参照）に着目し、屋外活動環境下における体動信号の影響をキャンセルして被験者の脈波データ（出力信号 S_e ）を精度良く取得するためには、電圧信号 S_a の上下包絡線を各々抽出して両者の差分検波処理を行えばよい、という新規な着想を得るに至った。

【0067】

図 9 は、上側包絡線信号 S_U 及び下側包絡線信号 S_L の一例を示す波形図である。本図中では、図示の便宜上、電圧信号 S_a （ないしはパルファ信号 S_b ）を網掛けで表示し、これに重ね合わせる形で上側包絡線信号 S_U 及び下側包絡線信号 S_L が描写されている。

30

【0068】

上側包絡線信号 S_U は、先述の体動信号に相当する。従って、上側包絡線信号 S_U の信号値は、静止期間 T_x にはほぼ固定値（基準電圧 V_{REF} ）となり、活動期間 T_y には被験者の体動に応じた変動値となる。

【0069】

一方、下側包絡線信号 S_L は、体動信号が重畳した脈波信号に相当する。従って、上側包絡線信号 S_U と下側包絡線信号 S_L との差分処理を行うことにより、脈波信号に重畳している体動信号を除去することが可能となる。

40

【0070】

図 10 は、上下包絡線の差分検波処理により得られる出力信号 S_e の一例を示す波形図である。出力信号 S_e の振幅は、脈波計測状況（被験者の静止時 / 活動時）の影響をさほど受けることなく、静止期間 T_x と活動期間 T_y のいずれにおいても、所定の範囲内に収まっていることが分かる。この結果は、脈波信号に重畳していた体動信号が上下包絡線の差分検波処理によって適切に除去されたことを意味する。

【0071】

< 評価結果 >

図 11 及び図 12 は、それぞれ、日差しの厳しい屋外環境（快晴時の照度：約 10 万 lx）での第 1 測定例（下側包絡線の検波のみ）及び第 2 測定例（上下包絡線の差分検波）

50

を示す図である。なお、両図の (a) 欄には心拍数 (b p m [beats per minute]) の時間変化 (実線 : 光電型脈波センサ、破線 : 圧電型脈波センサ (リファレンス用)) が描写されており、両図の (b) 欄には出力信号 S e の波形が描写されている。

【 0 0 7 2 】

図 1 1 で示すように、下側包絡線の検波のみを行った場合、静止時 (着座時) の計測結果 (脈拍数) はリファレンスとほぼ一致するが、活動時 (歩行時) の計測結果は前半部分がリファレンスから乖離する。また、下側包絡線の検波のみを行う場合には、体動の影響を受けやすい活動時の計測で出力飽和を生じないように、出力信号 S e の利得を低めに設定しておく必要がある。そのため、体動の影響を受けにくい静止時の計測では、出力振幅が不必要に小さく抑えられてしまうので、計測精度低下の要因となり得る。

10

【 0 0 7 3 】

一方、図 1 2 で示すように、上下包絡線の差分検波を行った場合には、静止時と活動時のいずれにおいても、各々の計測結果 (脈拍数) がリファレンスとよく一致する。また、上下包絡線の差分検波を行う場合には、静止時と活動時との間で出力信号 S e の振幅に大きな変化がなく、出力信号 S e の利得を不必要に下げる必要がない。従って、出力信号 S e の振幅を十分に大きく設定することができるので、活動時の計測精度だけでなく静止時の計測精度も高めることが可能となる。

【 0 0 7 4 】

< 出力波長についての考察 >

実験では、いわゆる反射型の脈波センサにおいて、発光部の出力波長を 1 (赤外 : 9 4 0 n m)、 2 (緑 : 6 3 0 n m)、及び、 3 (青 : 4 6 8 n m) とし、発光部の出力強度 (駆動電流値) を 1 m A、 5 m A、 1 0 m A に変化させたときの挙動を各々調査した。その結果、およそ波長 6 0 0 n m 以下の可視光領域において、酸素化ヘモグロビン H b O₂ の吸収係数が大きくなり、測定される脈波のピーク強度が大きくなるため、脈波の波形を比較的取得しやすいことが分かった。

20

【 0 0 7 5 】

なお、動脈血の酸素飽和度を検出するパルスオキシメータでは、酸素化ヘモグロビン H b O₂ の吸収係数 (実線) と脱酸素化ヘモグロビン H b の吸収係数 (破線) との差が最大となる近赤外領域の波長 (7 0 0 n m 前後) が発光部の出力波長として広く一般的に用いられているが、脈波センサ (特に、いわゆる反射型の脈波センサ) としての利用を考えた場合には、上記の実験結果で示したように、波長 6 0 0 n m 以下の可視光領域を発光部の出力波長として用いることが望ましいと言える。

30

【 0 0 7 6 】

ただし、単一の光センサ部を用いて、脈波と血中酸素飽和度の両方を検出する場合には従前と同様、近赤外領域の波長を用いても構わない。

【 0 0 7 7 】

< その他の変形例 >

なお、本明細書中に開示された種々の発明の構成は、上記実施形態のほか、発明の主旨を逸脱しない範囲で種々の変更を加えることが可能である。すなわち、上記実施形態は、全ての点で例示であって、制限的なものではないと考えられるべきであり、本発明の技術的範囲は、上記実施形態の説明ではなく、特許請求の範囲によって示されるものであり、特許請求の範囲と均等の意味及び範囲内に属する全ての変更が含まれると理解されるべきである。

40

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 7 8 】

本明細書中に開示されている種々の発明は、脈波センサや睡眠センサの利便性を高めるための技術として利用することが可能であり、ヘルスケアサポート機器、ゲーム機器、音楽機器、ペットコミュニケーションツール、車両の運転手の居眠り防止機器など、様々な分野への応用が可能であると考えられる。

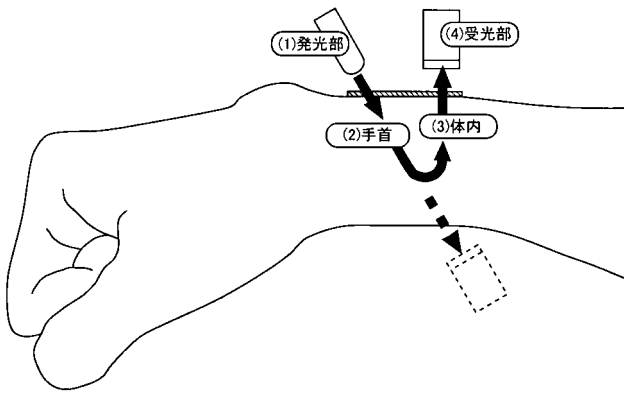
【 符号の説明 】

50

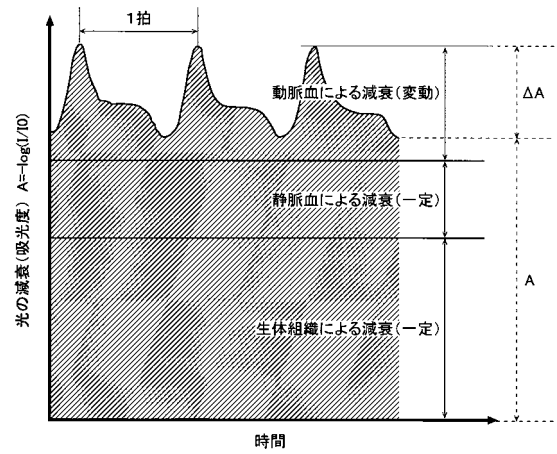
【 0 0 7 9 】

1	脈波センサ	
2	生体（手首、耳など）	
1 0	本体ユニット	
1 1	光センサ部	
1 1 A	発光ダイオード（発光部）	
1 1 B	フォトトランジスタ（受光部）	
1 2	フィルタ部	
1 2 1	トランスインピーダンスアンプ（電流 / 電圧変換回路）	
1 2 2	バッファ回路	10
1 2 3	検波回路	
1 2 3 a	上側包絡線検波部	
1 2 3 b	下側包絡線検波部	
1 2 3 c、1 2 3 d	レベルシフタ部（ハイパスフィルタ）	
1 2 3 e	差動増幅部	
1 2 4	バンドパスフィルタ回路	
1 2 5	増幅回路	
1 2 6	基準電圧生成回路	
1 3	制御部	
1 4	表示部	20
1 5	通信部	
1 6	電源部	
1 7	パルス駆動部	
1 7 1	スイッチ	
1 7 2	電流源	
2 0	ベルト	
A M P 1、A M P 2	オペアンプ	
R 1、R 1 1 ~ R 1 6	抵抗	
C 1、C 1 1 ~ C 1 4	キャパシタ	
D 1 1、D 1 2	ダイオード	30

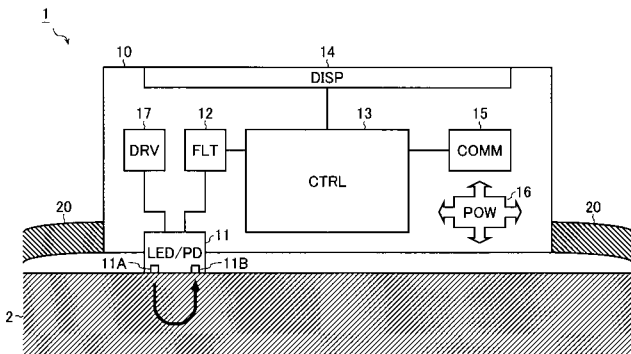
【 図 1 】



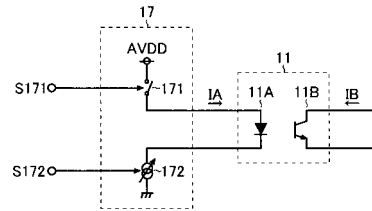
【 図 2 】



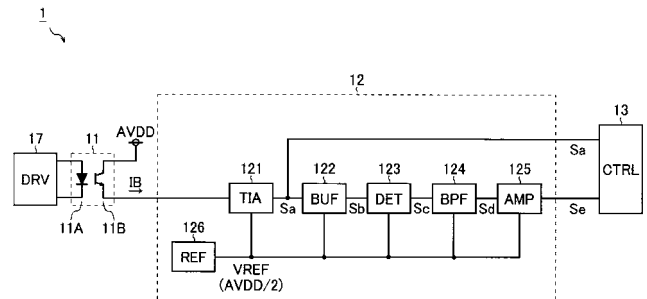
【 図 3 】



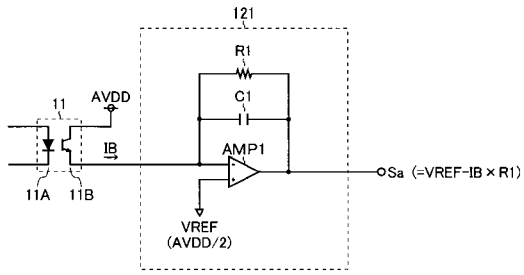
【 図 4 】



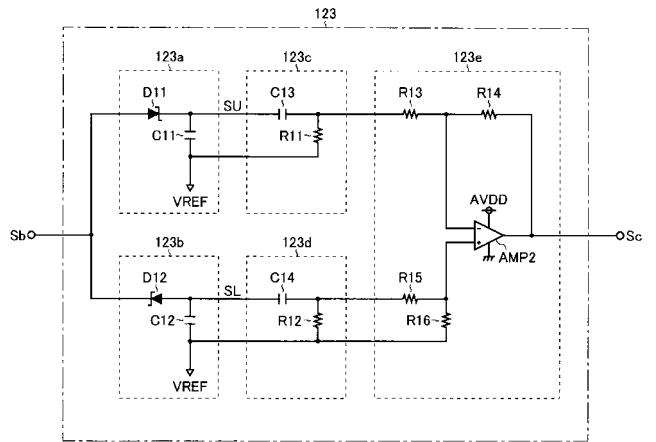
【 図 5 】



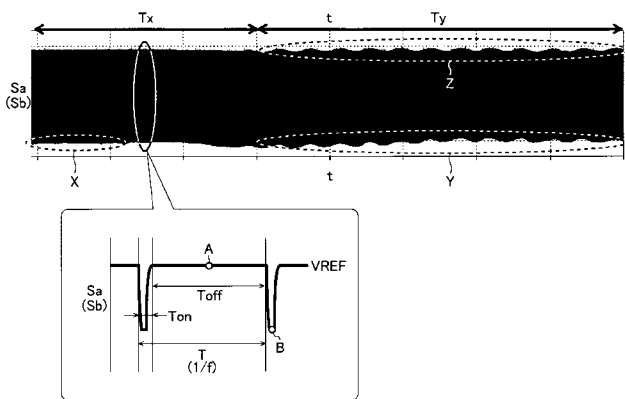
【 図 6 】



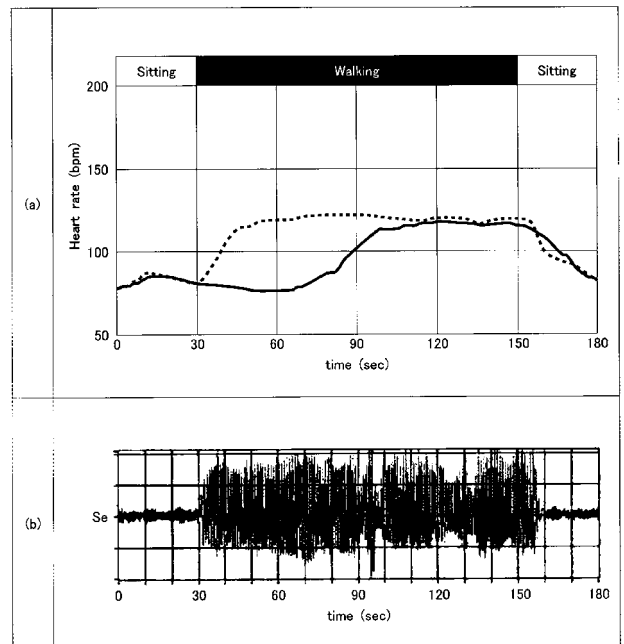
【 図 7 】



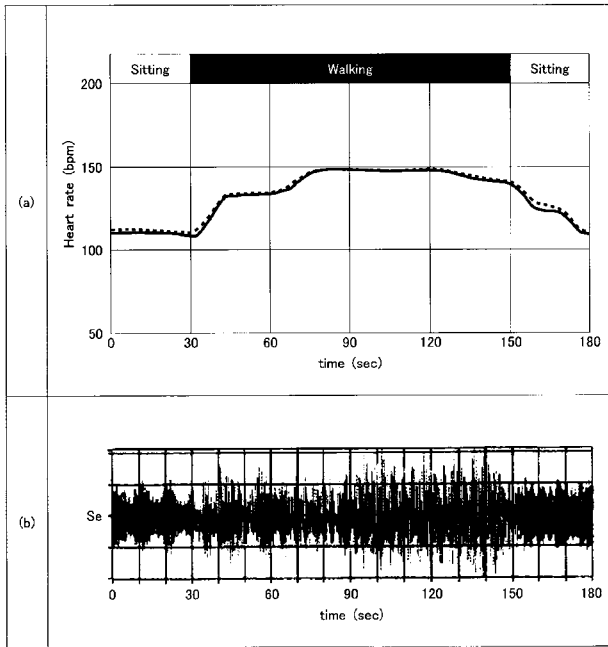
【 図 8 】



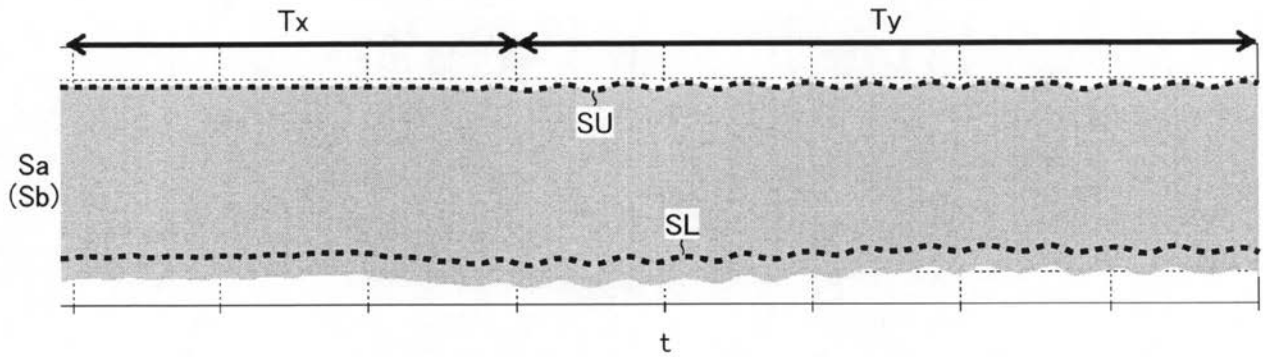
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 9 】



【 図 1 0 】

