

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(10) 国際公開番号

(43) 国際公開日  
2013年6月13日 (13.06.2013)

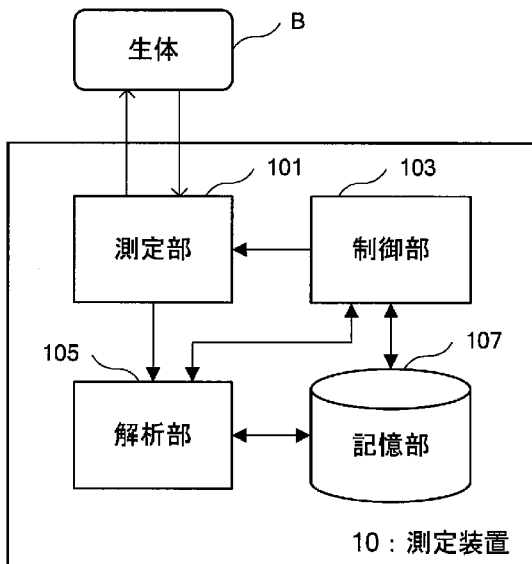
WO 2013/084698 A 1

W O | P C T

- (51) 国際特許分類 : **A61B 5/1455** (2006.01) **A61B 5/0245** (2006.01) 富澤ビル はづき国際特許事務所 四谷オフィス Tokyo (JP).
- (21) 国際出願番号 : PCT/JP20 12/0798 12 (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (22) 国際出願日 : 2012年11月16日 (16.11.2012)
- (25) 国際出願の言語 : 日本語
- (26) 国際公開の言語 : 日本語
- (30) 優先権データ : 特願 2011-270641 2011年12月9日 (09.12.2011) JP
- (71) 出願人 : ソニー株式会社 (SONY CORPORATION) [JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者 : 佐藤 英雄 (SATO, Hideo); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人 : 亀谷 美明, 外 (KAMEYA, Yoshiaki et al); 〒1600004 東京都新宿区四谷3-1-3 第一

[続葉有]

- (54) Title: MEASUREMENT DEVICE, MEASUREMENT METHOD, PROGRAM AND RECORDING MEDIUM
- (54) 発明の名称 : 測定装置、測定方法、プログラム及び記録媒体



(57) Abstract: [Problem] To propose a measurement device, measurement method, program and recording medium capable of measuring pulse waveforms with good precision while reducing user hardship. [Solution] The measurement device of this disclosure is provided with: a light source that emits at least one type of measurement light in a prescribed wavelength region on a measurement region comprising at least a portion of a living body; a detecting unit wherein multiple sensors are disposed systematically in a prescribed arrangement and the measurement light emitted from the light source and passing through the living body is detected by said multiple sensors; and an analysis unit, which performs an analysis specifying, in the measurement region, a measurement position for measuring pulse-related information associated with activity of the living body using the detection results detected by the detecting unit and based on temporal changes in the amount of detected measurement light.

(57) 要約 :

[続葉有]

- 10 Measurement device
- 101 Measuring unit
- 103 Control unit
- 105 Analysis unit
- 107 Storage unit
- B Living body



WO 2013/084698 A1

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG). 添付公開書類 :

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

---

【課題】 使用者への負荷を低下させつつ、精度良く脈波形を測定することが可能な測定装置、測定方法、プログラム及び記録媒体を提案すること。 【解決手段】 本開示に係る測定装置は、生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行う解析部と、を備える。

## 明 細 書

発明の名称 : 測定装置、測定方法、プログラム及び記録媒体

### 技術分野

[0001] 本開示は、測定装置、測定方法、プログラム及び記録媒体に関する。

### 背景技術

[0002] 医療分野において、脈波形（動脈の拍動波形）を測定する技術が多用されている。脈波形は、その波形形状を解析することにより、循環器系の検査（例えば、動脈硬化度測定、ストレス測定）等に用いられるほか、パルスオキシメータ（動脈血中酸素飽和濃度測定装置）等にも利用されている。

[0003] なかでも、採血や穿刺を伴わない非侵襲で経皮的に脈波形を測定する技術の一つである光学式容積脈波法（Photoplethysmography）と呼ばれる技術（例えば、以下の特許文献1を参照。）は、人体に負担をかけずに簡便に測定が可能であるため、非常に広い範囲で利用されている。

[0004] 光学式容積脈波法を利用したパルスオキシメータでは、酸化ヘモグロビンは赤外光（例えば、波長940nm前後）を吸収し、還元ヘモグロビンは赤色光（例えば、波長660nm前後）を吸収するという特性を利用し、測定した脈波形に基づいて酸素飽和濃度を決定する。すなわち、これら2種類の波長の光を人体に照射してそれぞれの波長における吸光度を測定し、得られた吸光度に基づいて、各ヘモグロビンの相対濃度を算出し、得られた相対濃度から酸素飽和濃度を算出する。

[0005] このような光学式容積脈波法を利用したパルスオキシメータには、測定部位である指を光源と光検出器とで挟み込む透過型のパルスオキシメータと、指等の測定部位の片側に光源と光検出器とを配置する反射型のパルスオキシメータという、2種類のタイプが存在する。

### 先行技術文献

### 特許文献

[0006] 特許文献1 :特開2003\_135434号公報

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0007] 上記のような2つのタイプの光学式容積脈波法を利用したパルスオキシメータにおいて、安定した脈波形を得るためには透過型のものが有利であるが、光学的な安定を保持するためには、強く、かつ、隙間なく測定部位を挟み込むことが求められるため、長時間の使用は使用者に負担がかかってしまう。一方、反射型のパルスオキシメータは、人体の片側にのみ接触するものであるため、使用者への低負荷な測定が可能であったが、光の効率が不利であるため、十分な精度の脈波形を得ることが困難であった。

[0008] そこで、本開示では、上記事情に鑑みて、使用者への負荷を低下させつつ、精度良く脈波形を測定することが可能な測定装置、測定方法、プログラム及び記録媒体を提案する。

### 課題を解決するための手段

[0009] 本開示によれば、生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行う解析部と、を備える測定装置が提供される。

[0010] また、本開示によれば、生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出することと、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設された検出部により、光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を検出することと、検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中

から特定する解析処理を行うことと、を含む測定方法が提供される。

[001 1] また、本開示によれば、生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器と通信可能なコンピュータに、前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行う解析機能を実現させるためのプログラムが提供される。

[001 2] また、本開示によれば、生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器と通信可能なコンピュータに、前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行う解析機能を実現させるためのプログラムが記録された記録媒体が提供される。

[001 3] また、本開示によれば、生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、複数のレンズが格子状に規則的に配設されたマイクロレンズアレイを利用したセンサにより、光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を検出する検出部と、前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行うとともに、前記測定光の光量の時間変化に基づき、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として、前記測定領域に対応する前記生体の内部の動脈の

拍動に由来する脈波形を算出する解析部と、を備える測定装置が提供される。

[0014] また、本開示によれば、生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出することと、複数のレンズが格子状に規則的に配設されたマイクロレンズアレイを利用したセンサにより、光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を検出することと、検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行うとともに、前記測定光の光量の時間変化に基づき、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として、前記測定領域に対応する前記生体の内部の動脈の拍動に由来する脈波形を算出することと、を含む測定方法が提供される。

[001 5] 本開示によれば、生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光が射出され、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されたセンサにより、光源から射出され生体を透過した測定光が検出され、検出された検出結果を利用し、検出された測定光の光量の時間変化に基づいて、生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置が測定領域の中から特定される。

#### 発明の効果

[001 6] 以上説明したように本開示によれば、使用者への負荷を低下させつつ、精度良く脈波形を測定することが可能である。

#### 図面の簡単な説明

[001 7] [図1]人体の皮膚構造モデルの例について示した説明図である。

[図2A]一般的なパルスオキシメータの構成について示した説明図である。

[図2B]一般的なパルスオキシメータの構成について示した説明図である。

[図3]拡張ランベルト・ベールの法則について説明するための説明図である。

[図4]酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの光吸収スペクトルの例を示したグラフ図である。

[図5] 生体の皮膚組織と吸光度との関係を示した説明図である。

[図6] 本開示の第1の実施形態に係る測定装置の構成の一例を示したブロック図である。

[図7] 同実施形態に係る測定装置が備える測定部の一例を示した説明図である。

[図8] 同実施形態に係る測定装置が備える測定部の一例を示した説明図である。

[図9] 同実施形態に係る測定装置が備える測定部の一例を示した説明図である。

[図10A] 同実施形態に係る測定装置について説明するための説明図である。

[図10B] 同実施形態に係る測定装置について説明するための説明図である。

[図11] 同実施形態に係る測定装置について説明するための説明図である。

[図12] 同実施形態に係る測定装置について説明するための説明図である。

[図13] 本開示の実施形態に係る測定装置のハードウェア構成の一例を示したブロック図である。

### 発明を実施するための形態

[0018] 以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

[0019] なお、説明は、以下の順序で行うものとする。

- (1) 人体の皮膚構造モデルについて
- (2) パルスオキシメータの原理について
- (3) 第1の実施形態
- (4) 本開示の実施形態に係る測定装置のハードウェア構成について
- (5) まとめ

[0020] (人体の皮膚構造モデルについて)

本開示の実施形態に係る測定装置、測定方法、プログラム及び記録媒体に

ついて説明するに先立ち、人体の皮膚構造をモデル化した皮膚構造モデルについて、図1を参照しながら簡単に説明する。図1は、人体の皮膚構造モデルの例を示した説明図である。

[0021] 先述のように、人体内に存在するグルコース、アルブミン、AGEs（糖化最終産物）、コレステロール、酸化・還元ヘモグロビン等の血中・体液成分を非侵襲の光学測定により計測する技術が開発されている。

[0022] 測定されたデータを解析するにあたっては、人体の皮膚構造をどのようにモデル化するかが重要となってくる。このような人体の皮膚構造モデルの例としては、図1に示したような3層モデルが存在する。

[0023] 図1に示した3層モデルは、皮膚の角質層より下部に位置する皮下組織を、表皮層、真皮層、皮下脂肪の3つの層にモデル化したものである。この3層モデルにおいて、角質層は、個人差はあるものの体表から内部方向に0.01~0.02mm程度に相当し、表皮層は、体表から0.04~0.15mm程度に相当し、真皮層は、体表から1~4mm程度に相当し、皮下脂肪は、体表から数mm~数cm程度に相当する。

[0024] このような皮膚構造において、真皮層には、毛細血管が存在しており、この毛細血管の内部には、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンや、各種の血中成分が存在しており、皮下脂肪には、主に脂肪細胞が存在している。従って、上記のような成分を非侵襲の光学測定により計測する場合には、どのような皮膚構造モデルを考慮するかが重要になるのである。

[0025] ところが、人体の皮膚構造や、皮膚構造に含まれる各種体内成分は、被測定者本人の経年変化、肥満、日焼け、人種の差、性別、体質等により変動するものであり、個人差も大きいものである。このため、皮膚構造モデルに基づく体内成分の非侵襲計測では、図1に示したような皮膚構造モデルの変動の影響を強く受けるものであると言える。

[0026] 従って、動脈の拍動に由来する脈波形を精度よく検出するためには、被測定者それぞれにおいて、適切な検出位置を特定し、特定した検出位置において検出を行うことが好ましい。そのため、本発明者は、以上のような事情を



鑑みて、使用者への負荷を低下させつつ、精度良く脈波形を測定することが可能な技術について鋭意検討を行った。その結果、本発明者は、以下で説明するような本開示の実施形態に係る測定装置及び測定方法に想到した。

[0027] (パルスオキシメータの原理について)

続いて、本開示の実施形態に係る測定装置、測定方法、プログラム及び記録媒体について説明するに先立ち、光学式容積脈波法を用いた一般的なパルスオキシメータの原理について、図2A、図2B及び図3を参照しながら、簡単に説明する。図2A及び図2Bは、一般的なパルスオキシメータの構成について示した説明図である。図3は、拡張ランベルト・ベールの法則について説明するための説明図である。

[0028] パルスオキシメータは、経皮的に動脈血の酸素飽和度 (percutaneous oxygen saturation, SpO<sub>2</sub> と呼ばれる。) を測定する機器である。このパルスオキシメータは、その構成要素として、一般的な脈波測定装置を含む。

[0029] パルスオキシメータは、測定プローブが接続された吸光度測定部で、生体情報を測定する。測定プローブは、図2A及び図2Bに示したように、光源と光検出器とで構成されており、生体による光吸収の時間変化を測定する。測定プローブにより測定された光吸収に関する測定結果は、周波数フィルタへと出力され、周波数フィルタにおいて、動脈の拍動に由来する周波数成分 (以下、単に「拍動成分」とも称する。) が分離される。その後、分離された拍動成分の振幅に基づいて、酸素飽和度が算出される。算出された酸素飽和度は、ユーザへと出力されることとなる。

[0030] パルスオキシメータでは、生体に向けて照射する光 (入射光) に、複数の波長の光を用いることが求められる。そのため、測定プローブには複数の光源が配置され、時分割で切り替えて用いられる。また、入射光には、生体内に届きやすいという理由から、赤色光から近赤外光の帯域に属する波長の光が用いられることが多い。

[0031] パルスオキシメータの測定プローブでは、図2A及び図2Bに示したよう

に、光源から入射光を生体の皮膚面に照射し、生体内で反射したり拡散したりして生体から射出された出射光を、光検出器で検出する。ここで、図2 A に示した透過型タイプのパルスオキシメータでは、光源と光検出器とは、生体の一部（例えば指等）を挟んで対向するように設けられており、光検出器は、生体を拡散しながら透過した出射光を検出する。また、図2 B に示した反射型タイプのパルスオキシメータでは、光源と光検出器とは、生体の一部の同じ側に設けられており、生体内を反射したり拡散したりして略U字形状に伝播した出射光が、光検出器により検出される。このとき、入射光は、生体内に存在する動脈や静脈やその他の体組織によって一部吸収されて、出射光として観測されることとなる。

[0032] パルスオキシメータでは、測定された実際のデータと、着目する生体内成分（すなわち、酸素化ヘモグロビンや、還元ヘモグロビン等）に起因する光吸収量とを関係づけるために、拡張ランベルト・ベールの法則を利用する。パルスオキシメータは、生体という光を拡散させる物体（光の散乱体）に着目し、生体内の光の伝播を考慮するものであるため、散乱・拡散の効果を考慮することができない通常のランベルト・ベールの法則を利用することはできない。そのため、パルスオキシメータは、以下の式 1 1 に示したような拡張ランベルト・ベールの法則を利用して、得られた測定データの解析を実施する。以下、拡張ランベルト・ベールの法則について、図3 を参照しながら簡単に説明する。

[0033] [数 1]

$$A(\lambda) = -\log \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = \sum_i A_i(\lambda) + G(\lambda) = \sum_i \epsilon_i(\lambda) C_i l_i(\lambda) + G(\lambda) \quad \dots (式 1 1)$$

[0034] ここで、上記式 1 1 において、

λ : 着目する光の波長

A (λ) : 波長 λ における吸光度

I<sub>0</sub> (λ) : 散乱体に入射した波長 λ の光の強度

I (λ) : 散乱体を透過した波長 λ の光の検出強度

$G(\lambda)$  : 波長  $\lambda$  の光の散乱による減衰量

$\varepsilon_i(\lambda)$  : 物質  $i$  の波長  $\lambda$  の光に関する吸光係数であり、物質に固有の値である。

$C_i$  : 物質  $i$  の濃度

$l_i$  : 波長  $\lambda$  の光が物質  $i$  を伝播する際の平均光路長である。

[0035] ここで、上記拡張ランベルト・ベールの法則を、図3に示したような層構造を有する散乱体に適用することを考える。以下では、層を特定するための添え字を改めて  $i$  と記載することとし、層  $i$  に含まれる物質の数を添え字  $j$  で表すこととする。すると、図3に示したような層構造を有する散乱体における拡張ランベルト・ベールの法則は、下記式12及び式13のように表すことができる。

[0036] [数2]

$$A(\lambda) = -\log \frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = \sum_i A_i(\lambda) + G(\lambda) = \sum_i \varepsilon_i(\lambda) C_i l_i(\lambda) + G(\lambda) \quad \dots (式12)$$

$$A_i(\lambda) = \sum_j \varepsilon_{ij}(\lambda) C_{ij} l_i(\lambda) \quad \dots (式13)$$

[0037] ここで、上記式12及び式13において、

$\lambda$  : 着目する光の波長

$A(\lambda)$  : 波長  $\lambda$  における吸光度

$I_0(\lambda)$  : 散乱体に入射した波長  $\lambda$  の光の強度

$I(\lambda)$  : 散乱体を透過した波長  $\lambda$  の光の検出強度

$G(\lambda)$  : 波長  $\lambda$  の光の散乱による減衰量

$\varepsilon_i(\lambda)$  : 層  $i$  の波長  $\lambda$  の光に関する吸光係数

$C_i$  : 層  $i$  に含まれる物質の濃度

$l_i$  : 波長  $\lambda$  の光が層  $i$  を伝播する際の平均光路長

$\varepsilon_{ij}(\lambda)$  : 層  $i$  に含まれる物質  $j$  の波長  $\lambda$  の光に関する吸光係数

$C_{ij}$  : 層  $i$  に含まれる物質  $j$  の濃度

である。

[0038] ここで、着目する生体内成分の吸光係数は、予め着目する生体内成分の吸収スペクトルを測定したり、公知のデータベースからデータを取得したりすることで、特定することができる。従って、着目する生体内成分の吸光係数は、これらのデータを利用することによって、既知量として取り扱うことができる。また、上記式 12 における最左辺は、パルスオキシメータにより測定された、各波長に関する実際の測定データとなる。

[0039] パルスオキシメータで着目する血液中のヘモグロビンは、図 4 に例示したように、酸素との結合の有無によって吸光度が変化し、また、観測する波長によっても吸光度が異なる。従って、複数の波長で吸光度を測定することによって、酸素と結合していない還元ヘモグロビン (Hb) と、酸素と結合したヘモグロビン (酸素化ヘモグロビン : HbO<sub>2</sub>) の比率を求めることができる。

[0040] 血液に含まれる総ヘモグロビンのうち、酸素化ヘモグロビンの割合を、血中酸素飽和度と呼ぶ。生体情報として特に有用なものは動脈血の酸素飽和度 S a O<sub>2</sub> ( a r t e r i a l o x y g e n s a t u r a t i o n ) であるが、この酸素飽和度 S a O<sub>2</sub> は、以下の式 14 で算出することができる。なお、先述の S p O<sub>2</sub> は、S a O<sub>2</sub> を経皮的に測定したものである。

[0041] [数3]

$$S a O_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \quad \dots (式 14)$$

[0042] なお、上記式 14 において、

S a O<sub>2</sub> : 動脈血酸素飽和度

C<sub>HbO<sub>2</sub></sub> : 酸素化ヘモグロビン濃度

C<sub>Hb</sub> : 還元ヘモグロビン濃度

である。

[0043] 上述の通り、パルスオキシメータにおける測定プローブの光検出器で検出される出射光は、入射光が体内における反射・散乱の過程で、体組織や血液

成分による吸収を受けたものである。出射光強度を解析することで  $S_{pO_2}$  を算出することが可能であるが、 $S_{pO_2}$  は動脈血の酸素飽和度であるから、出射光から動脈血以外による光吸収の影響を除外することが求められる。

[0044] 入射光に光吸収をもたらす要素は、図5に例示したように、動脈血、静脈血、その他の体組織の3種類に大別することができる。このとき、出射光は、下記の式15に示すような光吸収を受ける。

[0045] [数4]

$$OD^\lambda = \log\left(\frac{I_0^\lambda}{I^\lambda}\right) = \varepsilon_t^\lambda C_t d_t + \varepsilon_v^\lambda C_v d_v + (\varepsilon_{Hb}^\lambda C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}^\lambda C_{HbO_2}) d_a + B_s \dots \quad (式15)$$

[0046] ここで、上記式15において、

$\lambda$  : 波長

$\varepsilon$  : 吸光係数

$C$  : 濃度

$d$  : 光路長

である。

[0047] また、上記式15において、最右辺第1項は、血液以外の成分に起因する光吸収を表しており、最右辺第2項は、静脈血に起因する光吸収を表しており、最右辺第3項は、動脈血に起因する光吸収を表しており、最右辺第4項は、生体内での拡散に起因する光吸収を表している。

[0048] パルスオキシメータは、上記3種類の要素のうち、動脈のみに拍動性があることを利用し、動脈血の吸光をその他の要素から分離する。すなわち、上記式15を時間微分することで、拍動性を持たない（換言すれば、時間変化の無い）静脈及びその他の体組織による光吸収の影響を除去する。この微分操作は、信号処理においては、周波数フィルタによる直流成分の除去に相当するものであり、脈波形の抽出処理に他ならない。

[0049] 上記式14において、 $S_{aO_2}$  を算出するための未知数は、還元ヘモグロビン濃度 ( $C_{Hb}$ ) と、酸素化ヘモグロビン濃度 ( $C_{HbO_2}$ ) の2種類であるため、2つの未知数を特定するために2つの測定結果を連立させることが求め

られる。従って、パルスオキシメータでは、少なくとも2つの波長を用いて測定が行われる。

[0050] いま、波長 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ の2種類の入射光で測定を行い、出射光強度の時間変化である $\Delta OD^{\lambda_1}$ 、 $\Delta OD^{\lambda_2}$ を求める場合を考える。この場合、2つの波長を用いて測定された出射光強度の時間変化は、上記式15から、以下の式16のように表すことができる。従って、未知数であるヘモグロビン濃度 ( $C_{Hb}$ ) 及び酸素化ヘモグロビン濃度 ( $C_{HbO_2}$ ) は、ヘモグロビン及び酸素化ヘモグロビンの吸光係数等と、測定結果とを用いて、以下の式17に示したように算出することが可能となる。

[0051] [数5]

$$\begin{bmatrix} \epsilon_{Hb}^{\lambda_1} & \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \\ \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} & \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_{Hb} \\ C_{HbO_2} \end{bmatrix} = \frac{1}{\Delta d_a} \begin{bmatrix} \Delta OD^{\lambda_1} \\ \Delta OD^{\lambda_2} \end{bmatrix} \dots (式16)$$

$$\begin{bmatrix} C_{Hb} \\ C_{HbO_2} \end{bmatrix} = \frac{1}{\Delta d_a} \begin{bmatrix} \epsilon_{Hb}^{\lambda_1} & \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \\ \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} & \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \Delta OD^{\lambda_1} \\ \Delta OD^{\lambda_2} \end{bmatrix} \dots (式17)$$

[0052] 従って、式17を式14に代入すると、以下の式18を得ることができる。ここで、下記式18において、パラメータ $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\phi$ は、以下の式19a～式19cの通りである。

[0053]

[数6]

$$\begin{aligned}
 SaO_2 &= \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \\
 &= \frac{\epsilon_{Hb}^{\lambda 1} \Delta OD^{\lambda 2} - \epsilon_{Hb}^{\lambda 2} AOD^{\lambda 1}}{\epsilon_{HbO_2}^{\lambda 1} \Delta OD^{\lambda 2} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda 2} \Delta OD^{\lambda 1}} \dots (式 18) \\
 &= \alpha + \beta \cdot \frac{AOD^{\lambda 1}}{AOD^{\lambda 2}} \\
 &= \alpha + \beta \cdot \Phi
 \end{aligned}$$

$$\alpha = \frac{\epsilon_{Hb}^{\lambda 1}}{\epsilon_{Hb}^{\lambda 1} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda 1}} \dots (式 19 a)$$

$$\beta = \frac{-\epsilon_{HbO_2}^{\lambda 2}}{\epsilon_{Hb}^{\lambda 1} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda 1}} \dots (式 19 b)$$

$$\Phi = \frac{AOD^{\lambda 1}}{AOD^{\lambda 2}} \dots (式 19 c)$$

[0054] 上記式 18 の最右辺から明らかなように、SaO<sub>2</sub> の値は、パラメータΦ に比例する関数として与えられることがわかる。パラメータΦ は、上記式 19 c のように、波長λ<sub>1</sub> と波長λ<sub>2</sub> で測定した脈波形の振幅の比である。また、パラメータα、β は、式 19 a 及び式 19 b や、図4 に示したように、ヘモグロビンの吸光係数から理論的に算出することが可能であるが、多くの場合には、事前に実験で求めた変換表に基づく校正を行うことで求めている。そのようにすることで、ランベルト・ベールの法則の成立する条件と、実際の生体における条件との乖離も含めた補正が可能となるからである。

[0055] このような方法がパルスオキシメータの動作原理であり、パルスオキシメータは、2 種類の波長による測定結果を利用して、動脈血の酸素飽和度SpO<sub>2</sub> を算出する。

[0056] (第 1 の実施形態)

< 測定装置の構成について >

続いて、図6～図12を参照しながら、本開示の第 1 の実施形態に係る測定装置及び測定方法について、詳細に説明する。図6は、本実施形態に係る測定装置10の構成について示したブロック図である。図7～図9は、本実

施形態に係る測定装置 10 が備える測定部の一例を示した説明図である。図 10-図 12 は、本実施形態に係る測定装置 10 について説明するための説明図である。

[0057] まず、図 2 を参照しながら、本実施形態に係る測定装置 10 の全体構成について、詳細に説明する。

本実施形態に係る測定装置 10 は、測定対象物である生体 B の少なくとも一部を所定の波長を有する光を用いて測定し、得られた測定結果に基づいて、生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を測定領域の中から特定する。また、本実施形態に係る測定装置 10 は、得られた測定結果を利用して、生体の活動に伴う脈動に関する情報（例えば、脈波形に関する情報や、酸素飽和度に関する情報や、これらの情報から二次的に算出可能な情報等）を算出することもできる。

[0058] この測定装置 10 は、図 6 に示したように、生体 B の測定領域を測定する測定部 101 と、制御部 103 と、解析部 105 と、記憶部 107 と、を主に備える。

[0059] [測定部 101 について]

以下では、まず、図 7-図 9 を参照しながら、本実施形態に係る測定部 101 の構成について、具体的に説明する。

本実施形態に係る測定部 101 は、図 7 に示したように、光源 111 と、検出部 113 と、から構成される。

[0060] ○光源について

光源 111 は、所定の波長帯域に属する少なくとも 1 種類の測定光を、生体 B の測定領域に向かって射出する。この光源 111 は、測定光の射出面が生体 B と対向するように、所定のフレーム F に配設される。

[0061] 光源 111 が射出する測定光の波長は、着目する生体内成分に応じて適宜設定することが可能であるが、例えば、酸素化ヘモグロビンを測定する場合には、波長 940 nm 前後の近赤外光を使用することが可能であり、還元ヘモグロビンを測定する場合には、波長 660 nm 前後の赤色光を使用するこ



とが可能である。また、光源 111 が 940 nm、950 nm のような波長の光を射出することで、皮下組織に存在する脂肪に関する知見を得ることができる。また、光源 111 が 568 nm、580 nm、660 nm、890 nm のような波長の光を射出することで、メラニン色素に関する知見を得ることができる。また、光源 111 が 1400 nm ~ 2200 nm の波長の光を射出することで、グルコースに関する知見を得ることができる。このような複数の波長の光は、例えば、光源 111 から時分割で射出される。

[0062] なお、前述の各種波長は、あくまでも一例であって、本実施形態に係る測定装置 10 の光源 111 が射出する光が、上記の例に限定されるわけではない。

[0063] このような光源 111 としては、例えば、発光ダイオード (Light Emitting Diode :LED) や小型のレーザ等を利用可能であり、このような発光デバイスが、光源 111 として 1 又は複数個設けられる。

[0064] また、光源 111 は、後述する制御部 103 により、上記測定光の射出タイミングや射出される測定光の強度等が制御される。

[0065] なお、光源 111 の配設されるフレーム F の形状は特に限定されるわけではないが、光源 111 と、後述する検出部 113 との間に図 7 に示したような壁部を設けることで、このような壁部を、光源 111 から射出される光が検出部 113 に入射することを防止する遮光壁として用いることが可能となる。

[0066] ○検出部について

本実施形態に係る測定装置 10 が備える検出部 113 は、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、光源 111 から射出され生体 B を透過した測定光を、複数のセンサで検出するものである。換言すれば、本実施形態に係る検出部 113 は、いわゆるマルチタップセンサにより構成されている。図 7 では、このような検出部 113 の一例として、マイクロレンズアレイ (Micro Lens Array :MLA) を利用したセンサを示

している。

[0067] 本実施形態に係る測定装置 10 が備える検出部 113 は、図 7 に示したように、例えば、光源 111 から射出された測定光が属する波長帯域の光を透過可能な透明基板 121 と、第 1 遮光体 123 と、マイクロレンズアレイ 125 と、第 2 遮光体 129 と、アパーチャ (絞り) 131 と、センサ 133 と、を主に備える。

[0068] 透明基板 121 は、測定対象物である生体 B の一部が配設される部分である。この透明基板 121 は、測定処理で利用される波長の光を透過可能な基板を用いて形成される。光源 111 から射出され、生体 B の内部を透過してきた測定光は、透明基板 121 を透過すると、第 1 遮光体 123 によって指向性が制御される。

[0069] 第 1 遮光体 123 は、透明基板 121 を透過した測定光の指向性を制御する指向性制御板として機能するものであり、後述するマイクロレンズアレイ 125 において互いに隣り合うマイクロレンズ 127 の境界部に設けられている。このような第 1 遮光体 123 を設けることにより、各マイクロレンズ 127 に入射する測定光の指向性を制御することが可能となり、より高精度な測定を行うことが可能となる。第 1 遮光体 123 を通過した測定光は、マイクロレンズアレイ 125 へと導光される。

[0070] マイクロレンズアレイ 125 は、図 7 上段に示したように、受光レンズである複数のマイクロレンズ 127 から構成されており、各マイクロレンズ 127 は、所定の基板上に x 方向及び y 方向に沿って格子状に配列されている。各マイクロレンズ 127 は、マイクロレンズ 127 に入射した測定光を、後述するセンサ 133 へと導光する。マイクロレンズアレイ 125 は、像面湾曲が少なく深さ方向のひずみがないレンズアレイであるため、このようなマイクロレンズアレイ 125 を用いることで、良好な測定データを得ることができる。なお、マイクロレンズアレイ 125 を構成する各マイクロレンズ 127 の被写界深度は、生体 B が接写距離に存在している場合であっても本実施形態に係る測定装置 10 で着目する皮膚構造を包括するように (例えば

、体表から数ミリ~十数ミリの深さの範囲までがフォーカスされるように)設定される。

[0071] なお、本実施形態に係るマイクロレンズアレイ 125 に配設されるマイクロレンズ 127 の個数は、図 7 上段に示した例に限定されるわけではない。本実施形態に係るマイクロレンズアレイ 125 に配設されるマイクロレンズ 127 の個数は、撮像したい生体の大きさや、センサ 133 の大きさに応じて、自由に設定することが可能である。

[0072] マイクロレンズアレイ 125 に入射した測定光は、マイクロレンズ 127 により集光されて、後述するセンサ 133 へと結像されることとなる。

[0073] ここで、マイクロレンズアレイ 125 におけるセンサ 133 側に位置する面では、互いに隣り合うマイクロレンズ 127 の境界部に、第 2 遮光体 129 及びアパーチャ (絞り) 131 が設けられる。この第 2 遮光体 129 及びアパーチャ 131 により、マイクロレンズアレイ 125 を透過した測定光の指向性を制御することが可能となり、各マイクロレンズ 127 に入射した光を、隣接するマイクロレンズ 127 に入射した光と分離することができる。これにより、本実施形態に係る測定装置 10 では、センサ 133 に集光される測定光を選択することが可能となる。

[0074] また、本実施形態に係る測定装置 10 では、以上のような各種遮光体やアパーチャを設けることにより、各マイクロレンズ 127 に入射する光の入射角度を制限して、体内散乱によって生じる各マイクロレンズ 127 間のクロストークを防止することが可能となる。また、各マイクロレンズ 127 間のクロストークを防止することで、マイクロレンズアレイ 125 に設けられた複数のマイクロレンズ 127 のうち、一部のマイクロレンズ 127 に対応するセンサ画素から得られた信号 (すなわち、測定領域のうちの局所的な位置に対応する信号) を取得することが可能となり、後述するセンサ 133 によって測定されるデータの時間分解能及び空間分解能を向上させることが可能となる。

[0075] センサ 133 は、図 7 上段に示した x y 平面の各位置における測定光の強

度を検出する。このセンサ 133 は、光検出器 (Photo Detector : PD) 等により受光した測定光の強度を電気信号に変換して、後述する解析部 105 へと出力する。このセンサ 133 としては、フォトダイオードや、CCD (Charge Coupled Devices) 型画像センサ、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 型画像センサ、有機 EL を受光素子としたセンサ、TFT (Thin Film Transistor) 型画像センサや等の 2 次元エリアセンサを利用することができる。また単純化したモデルとしては、例えば図 8 に示したように、このセンサに x 軸方向のラインセンサ等の 1 次元センサを実装した測定装置 10 を実現することも可能である。

[0076] なお、1つのマイクロレンズ 127 の下には、1又は複数の画素が配置されることとなるが、1つのマイクロレンズ 127 に対応して複数の画素が設けられる場合には、マイクロレンズ 127 と被写体との距離に応じて生じる無効な画素が存在しないように、後述する制御部 103 やソフトウェアにより制御が行われる。

[0077] このセンサ 133 は、後述する制御部 103 により走査タイミング等が制御され、例えば図 7 上段における任意の位置の検出強度を解析部 105 に出力することができる。

[0078] 以上、図 7 及び図 8 を参照しながら、本実施形態に係る測定部 101 の構成について、詳細に説明した。

[0079] ○測定部により測定されるデータについて

次に、図 9 を参照しながら、本実施形態に係る測定部 101 により測定されるデータ (測定データ) について、詳細に説明する。

[0080] 人体の皮膚は、図 1 を参照しながら説明したように、皮膚表面から、表皮、真皮及び皮下脂肪の 3 つに区分することができる。これら 3 つの領域は、それぞれ光学的な特性が異なっており、互いに厚さも異なっている。また、真皮の散乱係数が  $2.7 \text{ mm}^{-1}$  程度であり、脂肪の散乱係数が  $12.6 \text{ mm}^{-1}$  程度であることから明らかなように、人体は、光を極めて良く散乱させる

媒質である。そのため、これらの皮膚構造の厚みの比率の個人差や経年的な変化によって、皮膚構造の総合的な光学特性は大きく異なることとなる。また、表皮に含まれるメラニン色素も、光の透過率を低下させる一因となっている。

[0081] 光源 1 1 1 から射出され生体 B に入射した測定光は、生体 B の内部を拡散しながら、図 9 に示したように、略 U 字形状に進行して、ある位置に設けられた検出部により検出されることとなる。この際、図 9 に模式的に示したように、光源 1 1 1 からの位置が離れた位置に存在する検出部ほど、より深い位置まで散乱して体表へと戻ってきた測定光を検出することができる。すなわち、図 9 において、x 軸方向の位置が光源 1 1 1 から離れた位置に存在するセンサ（例えば図 9 において右側に位置するセンサ）ほど、より深くまで浸透した測定光を検出することができる。また、測定深度の深さは、光源 1 1 1 と着目するセンサとの離隔距離を  $L$  とすると、 $L/2$  程度となると言われている。測定光は、この光が進んだ距離（光学的距離）の長さに応じて、その光路上に存在する各種の生体内成分により特定の波長のエネルギーが吸収され、その強度が減衰していくこととなる。

[0082] このように、測定光の経路が略 U 字形状となる反射型タイプの測定装置では、動脈での血流変動を光信号として取得する際に、探索すべき光学的な深度が大きくばらつくこととなる。従って、血管位置とこの血管位置の仮想的な深さが測定光の略 U 字形状の経路に含まれるか否かで、良好な信号が得られるかどうかの影響されることとなる。

[0083] 本実施形態に係る測定装置 10 では、マイクロレンズアレイを用いたセンサから得られる信号を独立して取り出すことが可能である。そのため、以下で説明するように、各マイクロレンズアレイからの出力波形を分析することで、求められる深さの信号に対応するセンサと光源との距離を正確に選択することが可能となる。

[0084] また、図 2 A 及び図 2 B に示したような一般的なパルスオキシメータでは、指や耳たぶで計測を行う場合、光源と光検出器とが 10 mm 程度の距離に

あるため、光源からの光は、指や耳たぶ内で十分に拡散される。また、光検出器は一つのフォトディテクタであるため、面積的な広がりを加算した結果のみを計測している。このようにして得られる測定データは、時間軸方向での分解能を大きく劣化させる原因となる。一方、本実施形態に係る測定装置 10 のような反射型の装置の場合、測定対象との距離が数ミリまで短縮でき、また、本実施形態に係る測定装置 10 では、MLA 光学系で更に微小領域の変化を検出することが可能となる。測定領域として用いられる生体部位によっては、その領域によって、良い測定データ（例えば、良い脈波形など）が得られる部位と、動脈の存在しない無効領域とが存在するが、本実施形態に係る測定装置 10 では、多数のマイクロレンズから得られる信号を独立に取得して処理に利用することができるため、後述する解析部 105 と制御部 103 とが互いに連携することで、血管位置の差異を自動調整することができる。これにより、本実施形態に係る測定装置 10 では、非常に時間分解能の高い脈波形を抽出することが可能となる。

[0085] また、例えば酸素飽和濃度など、生体の活動に伴う脈動に関する情報として着目するものの種別によっては、測定光として複数の波長を有する光を利用する場合もあるが、例えば赤外光と赤色光とでは、人の皮膚において光学的に侵入可能な深度が異なることが知られている。例えば、700～1000 nm の波長の光では光散乱が主体となるが、可視光や波長 1000 nm 以上の光では吸収が主体となるため、光が生体内の深くまで侵入することが困難となる。このため、例えば波長 660 nm の赤色光は、波長 940 nm の赤外光（近赤外光）よりも浅い部分を介してセンサに光が戻る性質がある。その結果、本実施形態に係る測定装置 10 においても、MLA における動脈からの最適距離に、波長依存性が生じる場合がある。本実施形態に係る測定装置 10 では、後述する解析部 105 によって、この距離の差を MLA からの信号の振幅に基づいて解析することで、波長により異なる深度調整のための MLA 位置の最適化を、波長毎に可能としている。

[0086] [制御部 103 について]

再び図6に戻って、本実施形態に係る測定装置10が備える制御部103について説明する。

制御部103は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) 等により実現される。制御部103は、測定部101に設けられた光源111やセンサ133等の駆動制御を行うことにより、測定部101における生体Bの測定処理全般を統括する。より詳細には、制御部103は、所定の同期信号等に基づいて、センサ133の走査タイミングや、情報を取得するセンサ133の選択等といったセンサの駆動制御を行う。また、制御部103は、光源111に対しても、測定光の射出タイミングや強度に関する駆動制御を行う。

[0087] 制御部103が以上のような駆動制御を行うことで、測定部101の光源111は、時分割で異なる波長の測定光を射出することが可能となるとともに、センサ133上の任意の位置の測定データを時分割で取得することが可能となる。

[0088] 制御部103により駆動制御された測定部101によつて測定された測定データは、後述する解析部105へと出力されて、測定データの解析処理が実施される。

[0089] ここで、制御部103は、測定部101の制御を行うにあたり、後述する記憶部107に記録されている各種のプログラムやパラメータやデータベース等を参照することが可能である。

[0090] [解析部105について]

本実施形態に係る測定装置10が備える解析部105は、例えば、CPU、ROM、RAM等により実現される。解析部105は、測定部101の検出部113により検出された検出結果を利用し、検出された測定光の光量の時間変化に基づいて、生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を、測定領域の中から特定する解析処理を行う。

[0091] 図2A及び図2Bに示したような一般的な測定機器では、指先や耳たぶな

どの各小静脈で観測される血流による時間変化群を、ひとつのセンサで加算した結果のみを取り出して解析していた。そのため、図2 A 及び図2 B に示したような一般的な測定機器では、以下のような欠点が生じることとなる。

[0092] ・無効となる静脈血が存在する領域や動脈の分布の少ない領域の信号加算に伴う信号雑音比 (S/N) の劣化

・時間的に位相の異なる波形が加算される (合成される) ことによる信号波形の劣化

・広範囲のデータの積分加算による波形の時間分解能の劣化

[0093] 一方で、本実施形態に係る測定装置 10 では、測定部 101 の光学系としてマイクロレンズアレイ光学系を採用することにより、各マイクロレンズに対応するセンサ画素から、それぞれ測定部位の異なる様々な波形の信号を選択して取得することができる。そこで、本実施形態に係る解析部 105 では、各マイクロレンズと光源との離隔距離が、皮下の反射散乱によって戻ってくる深さ (すなわち、測定深度) と大きな相関があることを利用して、以下のような処理を実施する。

[0094] ・微小領域での血流変化によって得られる適切な脈波形データを取得

・個人によって異なる血管位置や深さに応じて、適切なデータ取得位置を調整

・波長によって異なる戻り光の深さの変化の影響を個別解析し、正確な位置からの脈動の輝度変化を取得

[0095] また、本実施形態に係る解析部 105 では、このような微小領域での波形の結果を合成することにより、より良い脈波形の取得が可能となる。

[0096] 脈拍などといった周期成分を求める場合であれば、本実施形態に係る解析部 105 は、脈波形の最大振幅が得られるマイクロレンズの位置からの信号を選択する方法がある。一方、この方法では波形が適切ではない場合もあるので、解析部 105 は、最適波形を求める用途では、以下の方法を利用することができる。

[0097] 本実施形態に係る測定装置 10 では、上述のように、各マイクロレンズに



対応する画素から取得したデータ（測定領域中の微小領域でのデータ）を別個に取得して利用することができる。そこで、解析部 105 は、各マイクロレンズに対応する画素（又は画素群）から取得した微小領域でのデータの時間変化に着目し、生体の活動に伴う脈動に関する情報（以下、単に脈動情報とも称する。）を測定するための測定位置を測定領域の中から特定する。

[0098] すなわち、本実施形態に係る解析部 105 では、微小領域でのデータの時間変化に着目することで、着目する微小領域での脈波形データを算出することができる。そこで、解析部 105 は、事前に予め測定された脈波形（例えば、他の測定機器等により測定されたデータ）を利用して、この予め測定された脈波形と、それぞれの微小領域での脈波形データとの類似度合いを算出する。ここで、解析部 105 は、2つの波形の類似度合いを表す評価値として、相互相関係数を算出してもよいし、差分絶対値和（Sum of Absolute Difference : SAD）や差分2乗和（Sum of Squared Difference : SSD）等を算出してもよい。解析部 105 は、算出した類似度合いが所定の閾値以上であった場合（すなわち、2つの波形が類似していると判定できる場合）に、そのような類似度合いを与える微小領域を、脈動情報を測定するために適した測定位置として特定することができる。

[0099] これにより、解析部 105 は、適切な脈波形の振幅を与える微小領域の集合や、適切な脈波形形状を与える微小領域の集合など、着目する脈動情報の種別に応じて、測定に適した測定位置を自動的に特定することができる。適切な脈波形の振幅を与える微小領域の集合は、例えば、測定装置 10 による測定結果に基づいて生体の脈拍数を特定する場合に有用な測定位置として用いることが可能である。また、適切な脈波形形状を与える微小領域の集合は、例えば、脈拍数以外の脈動情報に関する知見を得る際に有用な測定位置として用いることが可能である。

[0100] 本実施形態に係る解析部 105 は、このようにして得られた脈動情報を得るために適した測定位置に関する情報に基づいて、測定部 101 から出力さ

れる測定データを処理に利用する際のデータの選択を行うことができる。また、本実施形態に係る解析部 105 は、このようにして得られた測定位置に関する情報を制御部 103 にフィードバックしてもよい。これにより、制御部 103 では、測定部 101 の制御を効率良く行うことが可能となる。

[01 01] また、先だつて説明したように、光源として用いる光の波長に応じて、脈動情報を得るために適した測定位置は変化する可能性があるが、本実施形態に係る解析部 105 では、上記のような解析処理を光源として用いられる光の波長毎に実施するため、脈動情報を得るために適した測定位置を測定光の波長毎に特定することが可能となる。

[01 02] このように、本実施形態に係る解析部 105 による測定位置の解析処理により、本実施形態に係る測定装置 10 では、脈動情報を得るための測定位置を自動的に調整することが可能となる。その結果、例えば図 10A に示したような、指を測定領域とする場合や、図 10B に示したように、動脈が広範な測定領域の一部にしか存在していないような場所を測定箇所とした場合であっても、有効な測定領域を自動的に特定することができる。その結果、本実施形態に係る測定装置 10 では、生体を測定装置 10 の特定の位置に接触させなかった場合であっても、適切な測定を行うことが可能となる。本実施形態に係る測定装置 10 のこのような機能を、例えば携帯電話や携帯用タブレット等といった各種携帯機器に実装することで、使用者が携帯機器を持つだけで脈動情報の測定を行うことも可能となる。

[01 03] 本実施形態に係る解析部 105 では、以上のようにして特定した測定位置でのデータを利用して解析処理を行うことで、各種の脈動情報（例えば、脈波形そのものや、酸素飽和度や、これらの情報から二次的に算出可能な情報等）を更に算出することができる。

[01 04] すなわち、解析部 105 は、適切な測定位置から得られた測定データの時間変化に着目し、センサにより検知された光の光量や輝度の時間推移を追うことで、動脈の拍動に由来する脈波形を得ることができる。

[01 05] また、解析部 105 は、上記式 18 ー式 19 c に示した演算式を利用する

ことで、適切な測定位置から得られた測定データに基づいて、動脈血の酸素飽和度  $S p O_2$  を算出することができる。

[01 06] また、解析部 105 は、解析処理によって得られた脈波形データを更に利用して、AI 値 (Augmentation Index : 脈波増大係数) や脈波伝播速度 (PWV) 等といった二次的な情報を更に算出することが可能である。これらの二次的な情報を算出する方法については特に限定されるわけではなく、公知の方法を利用可能である。

[01 07] 更に、解析部 105 は、適切な測定位置から得られた測定データを利用して、公知の方法により多変量解析を行うことで、メラニン色素の分量や、グルコース、アルブミン、コレステロール等といった血中成分の分量などのように、広範な物質濃度の測定を行うことも可能である。

[01 08] 本実施形態に係る解析部 105 は、例えば図 11 に示したように、光源からほぼ等距離にあるマイクロレンズ群に対応する画素から得られた検出信号を加算して、信号強度を増加させてもよい。図 11 に示したように、光源からの離隔距離がほぼ等距離となる位置に対応するセンサの水平画素は、互いに同位相となる測定データを検知している。そのため、図 11 に示したように、これらの水平ラインから得られた検出信号を積算することによって、信号強度を増加させることが可能となる。

[01 09] 複数の信号を積算する (換言すれば、複数の信号を合成する) 場合には、その時間軸にズレが生じていると、互いの信号が打ち消し合ってしまう場合があり、時間分解能が劣化する恐れがある。そのため、本実施形態に係る解析部 105 では、複数の信号を合成する場合には、図 12 に示したように、信号波形 (例えば、脈波形等) のトップ又はボトム的位置が一致するように時間軸を補正した後、信号の積算処理を実施する。

[01 10] ここで、図 11 に示した垂直走査方向 (すなわち、垂直同期方向) を、複数の光源の配置方向に対して垂直となるようにセンサを配設することで、CCD 以外に CMOS センサでも時間軸の一致を図ることが可能となる。なお、垂直走査方向が光源の配置方向と平行となる場合には、時間軸の異なる垂

直方向の画素が加算されることとなるため、時間分解能が劣化してしまう。そのため、垂直走査方向は光源の配置方向に対して垂直となるようにすることが望ましい。

[01 11] また、本実施形態に係る解析部 105 では、互いに同位相にある信号だけでなく、位相の異なる信号同士（例えば、図 11 において、異なる垂直走査方向に位置する画素から得られた信号同士）を合成して、各種の解析処理を実施することも可能である。解析部 105 は、この場合においても、図 12 で説明したような方法で時間軸を適切に補正して、信号が互いに打ち消し合わないようにした上で合成処理を実施する。

[01 12] 以上、図 10 ～図 12 を参照しながら、本実施形態に係る解析部 105 について、詳細に説明した。

[01 13] [記憶部 107 について]

再び図 6 に戻って、本実施形態に係る測定装置 10 が備える記憶部 107 について説明する。

記憶部 107 は、本実施形態に係る測定装置 10 に設けられた RAM やストレージ装置等により実現される。記憶部 107 には、解析部 105 における解析処理に用いられる光吸収スペクトルのデータや、各種のデータベースやlookupアップテーブル等が格納されている。また、記憶部 107 には、本実施形態に係る測定部 101 により測定された測定データや、本実施形態に係る制御部 103 や解析部 105 が実施する処理に用いられる各種のプログラムやパラメータやデータ等が記録されていてもよい。また、記憶部 107 には、これらのデータ以外にも、測定装置 10 が、何らかの処理を行う際に保存する必要が生じた様々なパラメータや処理の途中経過等を適宜記憶することが可能である。この記憶部 107 は、測定部 101、制御部 103、解析部 105 等の各処理部が、自由にアクセスし、データを書き込んだり読み出したりすることができる。

[01 14] 以上、図 6 ～図 12 を参照しながら、本実施形態に係る測定装置 10 の構成について、詳細に説明した。

- [01 15] 以上説明したように、本実施形態に係る測定装置 10 によれば、指や耳たぶを用いた反射型や透過型のパルスオキシメータでは捉えることが困難であった微小信号を検出することが可能となり、これらの微小信号に基づく正確で時間分解能の高い脈波形を検出することが可能となる。
- [01 16] また、人への負担が少ない片側だけの計測が可能な反射散乱型の照明方式により、長時間の計測を低負荷で実現できる。また、本実施形態に係る測定装置 10 では、指等の測定部位を厳密に固定するメカニズムが不要となり、自動的にイメージセンサの有効な領域を用いた自動調整が可能となる。これらの効果により、血液中の成分分析をより広範囲な物質濃度の計測へと利用できるようになり、例えば、グルコース、アルブミン、コレステロールなどの微小成分への対応が可能となる。
- [01 17] なお、本実施形態に係る制御部 103 及び解析部 105 は、本実施形態に係る測定装置 10 の一部であってもよいし、測定装置 10 に接続されているコンピュータ等の外部機器に実現されていてもよい。また、測定部 101 によって生成される測定データがリムーバブル記憶媒体等に格納され、この記憶媒体が測定装置 10 から取り外されて、解析部 105 を有する他の装置に接続されることで、測定データが解析されてもよい。
- [01 18] 以上、本実施形態に係る測定装置 10 の機能の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材や回路を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。また、各構成要素の機能を、CPU 等が全て行ってもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用する構成を変更することが可能である。
- [01 19] なお、上述のような本実施形態に係る測定装置の各機能を実現するためのコンピュータプログラムを作製し、パーソナルコンピュータ等に実装することが可能である。また、このようなコンピュータプログラムが格納された、コンピュータで読み取り可能な記録媒体も提供することができる。記録媒体は、例えば、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、フラッシュメモ

りなどである。また、上記のコンピュータプログラムは、記録媒体を用いずに、例えばネットワークを介して配信してもよい。

[0120] (ハードウェア構成について)

次に、図13を参照しながら、本開示の実施形態に係る測定装置10のハードウェア構成について、詳細に説明する。図13は、本開示の実施形態に係る測定装置10のハードウェア構成を説明するためのブロック図である。

[0121] 測定装置10は、主に、CPU901と、ROM903と、RAM905と、を備える。また、測定装置10は、更に、ホストバス907、ブリッジ909、外部バス911、インターフェース913、センサ914、入力装置915、出力装置917、ストレージ装置919、ドライブ921、接続ポート923および通信装置925を備える。

[0122] CPU901は、演算処理装置および制御装置として機能し、ROM903、RAM905、ストレージ装置919、またはリムーバブル記録媒体927に記録された各種プログラムに従って、測定装置10内の動作全般またはその一部を制御する。ROM903は、CPU901が使用するプログラムや演算パラメータ等を記憶する。RAM905は、CPU901が使用するプログラムや、プログラムの実行において適宜変化するパラメータ等を一次記憶する。これらはCPUバス等の内部バスにより構成されるホストバス907により相互に接続されている。

[0123] ホストバス907は、ブリッジ909を介して、PCI (Peripheral Component Interconnect / Interface) バスなどの外部バス911に接続されている。

[0124] センサ914は、例えば、ユーザに固有の生体情報、または、かかる生体情報を取得するために用いられる各種情報を検出する検出手段である。このセンサ914として、例えば、CCD (Charge Coupled Device) やCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の各種の撮像素子を挙げることができる。また、センサ914は、生体部位を撮像するために用いられるレン

ズ等の光学系や光源等を更に有していてもよい。また、センサ 9 1 4 は、音声等を取得するためのマイクロフォン等であってもよい。なお、センサ 9 1 4 は、上述のもの以外にも、温度計、照度計、湿度計、速度計、加速度計などの様々な測定機器を備えていてもよい。

[01 25] 入力装置 9 1 5 は、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、スイッチおよびレバーなどユーザが操作する操作手段である。また、入力装置 9 1 5 は、例えば、赤外線やその他の電波を利用したリモートコントロール手段（いわゆる、リモコン）であってもよいし、測定装置 1 0 の操作に対応した携帯電話や P D A 等の外部接続機器 9 2 9 であってもよい。さらに、入力装置 9 1 5 は、例えば、上記の操作手段を用いてユーザにより入力された情報に基づいて入力信号を生成し、C P U 9 0 1 に出力する入力制御回路などから構成されている。測定装置 1 0 のユーザは、この入力装置 9 1 5 を操作することにより、測定装置 1 0 に対して各種のデータを入力したり処理動作を指示したりすることができる。

[01 26] 出力装置 9 1 7 は、取得した情報をユーザに対して視覚的または聴覚的に通知することが可能な装置で構成される。このような装置として、C R T デisplay装置、液晶ディスプレイ装置、プラズマディスプレイ装置、E L デisplay装置およびランプなどの表示装置や、スピーカおよびヘッドホンなどの音声出力装置や、プリンタ装置、携帯電話、ファクシミリなどがある。出力装置 9 1 7 は、例えば、測定装置 1 0 が行った各種処理により得られた結果を出力する。具体的には、表示装置は、測定装置 1 0 が行った各種処理により得られた結果を、テキストまたはイメージで表示する。他方、音声出力装置は、再生された音声データや音響データ等からなるオーディオ信号をアナログ信号に変換して出力する。

[01 27] ストレージ装置 9 1 9 は、測定装置 1 0 の記憶部の一例として構成されたデータ格納用の装置である。ストレージ装置 9 1 9 は、例えば、H D D ( H a r d D i s k D r i v e ) 等の磁気記憶部デバイス、半導体記憶デバイス、光記憶デバイス、または光磁気記憶デバイス等により構成される。こ

のストレージ装置 919 は、CPU 901 が実行するプログラムや各種データ、および外部から取得した各種データなどを格納する。

[01 28] ドライブ 921 は、記録媒体用リーダライタであり、測定装置 10 に内蔵、あるいは外付けされる。ドライブ 921 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、または半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体 927 に記録されている情報を読み出して、RAM 905 に出力する。また、ドライブ 921 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、または半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体 927 に記録を書き込むことも可能である。リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、DVD メディア、HD-DVD メディア、Blu-ray メディア等である。また、リムーバブル記録媒体 927 は、コンパクトフラッシュ (登録商標) (Compact Flash :CF)、フラッシュメモリ、または、SD メモリカード (Secure Digital memory card) 等であってもよい。また、リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、非接触型 IC チップを搭載した IC カード (Integrated Circuit card) または電子機器等であってもよい。

[01 29] 接続ポート 923 は、機器を測定装置 10 に直接接続するためのポートである。接続ポート 923 の一例として、USB (Universal Serial Bus) ポート、IEEE 1394 ポート、SCSI (Small Computer System Interface) ポート等がある。接続ポート 923 の別の例として、RS-232C ポート、光オーディオ端子、HDMI (High-Definition Multimedia Interface) ポート等がある。この接続ポート 923 に外部接続機器 929 を接続することで、測定装置 10 は、外部接続機器 929 から直接各種データを取得したり、外部接続機器 929 に各種データを提供したりする。

[01 30] 通信装置 925 は、例えば、通信網 931 に接続するための通信デバイス等で構成された通信インターフェースである。通信装置 925 は、例えば、



有線または無線 LAN (Local Area Network)、Bluetooth (登録商標)、または WUSB (Wireless USB) 用の通信カード等である。また、通信装置 925 は、光通信用のルータ、ADSL (Asymmetric Digital Subscriber Line) 用のルータ、または、各種通信用のモデム等であってもよい。この通信装置 925 は、例えば、インターネットや他の通信機器との間で、例えば TCP/IP 等の所定のプロトコルに則して信号等を送受信することができる。また、通信装置 925 に接続される通信網 931 は、有線または無線によって接続されたネットワーク等により構成され、例えば、インターネット、家庭内 LAN、赤外線通信、ラジオ波通信または衛星通信等であってもよい。

[0131] 以上、本開示の実施形態に係る測定装置 10 の機能を実現可能なハードウェア構成の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用するハードウェア構成を変更することが可能である。

[0132] (まとめ)

以上説明したように、本開示の実施形態によれば、生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するために適した測定位置を特定することが可能であり、個人差に基づく測定位置の変化に柔軟に対応することが可能となる。

[0133] また、マイクロレンズアレイ光学系を用いたセンサから得られた局所的な測定データを利用することで、一般的な反射型タイプや透過型タイプの測定装置よりも時間分解能の高い脈波形を得ることが可能となる。この際、マイクロレンズアレイを用いたセンサから得られた各信号を時間補正して合成することにより、たとえ指先であっても十分に正確な脈波形を測定することができる。

[0134] また、本開示の実施形態に係る測定装置では、測定に適した位置を自動的に検出することが可能となるため、位置合わせのための生体の固定部材が不

要となり、使用者の利便性を高めることができる。

[01 35] また、本開示の実施形態に係る測定装置では、空間分解能及び時間分解能に優れた脈波形データを測定することができるため、酸素飽和度  $S p O_2$  のみならず、グルコース、アルブミン、コレステロールなどの微小な血液成分の分析にも対応できるようになる。

[01 36] 更に、本開示の実施形態に係る測定装置を複数利用することで、脈波形データを生体の複数の測定位置で検出することも可能となり、中心血圧等の測定にも利用することができる。

[01 37] 以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

[01 38] なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1)

生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、

複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行う解析部と、

を備える、測定装置。

(2)

前記検出部は、複数のレンズが格子状に規則的に配設されたマイクロレン

ズアレイを利用したセンサにより、前記生体を透過した測定光を検出する、  
(1) に記載の測定装置。

(3)

前記マイクロレンズアレイと前記複数のセンサとの間には、検出する前記測定光のクロストークを防止する遮光体が設けられる、(2) に記載の測定装置。

(4)

前記解析部は、前記測定光の光量の時間変化に基づき、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として、前記測定領域に対応する前記生体内部の動脈の拍動に由来する脈波形を更に算出する、(1) ~ (3) の何れか1つに記載の測定装置。

(5)

前記解析部は、予め測定された前記生体における前記脈波形と、前記測定光の光量の時間変化に基づき算出された前記脈波形と、の類似度合いに応じて、前記測定位置を特定する、(4) に記載の測定装置。

(6)

前記解析部は、前記測定光の光量の時間変化に基づき算出された前記脈波形の最大振幅を与える位置を、前記測定位置として特定する、(4) に記載の測定装置。

(7)

前記解析部は、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として前記脈波形の振幅を測定するための前記測定位置を特定する、(5) に記載の測定装置。

(8)

前記解析部は、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として前記脈波形の形状を測定するための前記測定位置を特定する、(5) に記載の測定装置。

(9)

前記解析部は、前記光源から射出される前記測定光の波長毎に、前記解析処理を実施する、(1) ~ (8) の何れか 1 つに記載の測定装置。

(10)

前記解析部は、算出した前記脈波形を利用して、前記動脈における酸素飽和度を更に算出する、(4) ~ (9) の何れか 1 つに記載の測定装置。

(11)

前記解析部は、前記複数のセンサにおける前記測定光の検出位置と前記光源との離隔距離に応じて、前記検出結果の時間軸における位相を補正する、(1) ~ (10) の何れか 1 つに記載の測定装置。

(12)

前記解析部は、前記複数のセンサにおいて前記光源からの離隔距離が同一である検出位置で得られた前記検出結果を積算する、(1) ~ (11) の何れか 1 つに記載の測定装置。

(13)

前記解析部は、互いに異なる時間に対応する複数の前記検出結果について、当該時間を補正したうえで合成する、(1) ~ (12) の何れか 1 つに記載の測定装置。

(14)

生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも 1 種類の測定光を射出することと、

複数のセンサが所定の配置で規則的に配設された検出部により、光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を検出することと、

検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行うことと、  
を含む、測定方法。

(15)

生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属す

る少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器と通信可能なコンピュータに、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行う解析機能

を実現させるためのプログラム。

(16)

生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器と通信可能なコンピュータに、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行う解析機能

を実現させるためのプログラムが記録された記録媒体。

(17)

生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、

複数のレンズが格子状に規則的に配設されたマイクロレンズアレイを利用したセンサにより、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を検出する検出部と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定

するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行うとともに、前記測定光の光量の時間変化に基づき、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として、前記測定領域に対応する前記生体の内部の動脈の拍動に由来する脈波形を算出する解析部と、  
を備える、測定装置。

(18)

生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出することと、

複数のレンズが格子状に規則的に配設されたマイクロレンズアレイを利用したセンサにより、光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を検出することと、

検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行うとともに、前記測定光の光量の時間変化に基づき、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として、前記測定領域に対応する前記生体の内部の動脈の拍動に由来する脈波形を算出することと、

を含む、測定方法。

## 符号の説明

[0139]	10	測定装置
	101	測定部
	103	制御部
	105	解析部
	107	記憶部
	111	光源
	121	透明基板
	123	第1遮光体
	125	マイクロレンズアレイ

- 1 2 7     マイクロレンズ
- 1 2 9     第 2 遮光体
- 1 3 1     アパーチャ (絞リ)
- 1 3 3     センサ

## 請求の範囲

- [請求項1] 生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、
- 複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、
- 前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行う解析部と、
- を備える、測定装置。
- [請求項2] 前記検出部は、複数のレンズが格子状に規則的に配設されたマイクロレンズアレイを利用したセンサにより、前記生体を透過した測定光を検出する、請求項1に記載の測定装置。
- [請求項3] 前記マイクロレンズアレイと前記複数のセンサとの間には、検出する前記測定光のクロストークを防止する遮光体が設けられる、請求項2に記載の測定装置。
- [請求項4] 前記解析部は、前記測定光の光量の時間変化に基づき、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として、前記測定領域に対応する前記生体の内部の動脈の拍動に由来する脈波形を更に算出する、請求項3に記載の測定装置。
- [請求項5] 前記解析部は、予め測定された前記生体における前記脈波形と、前記測定光の光量の時間変化に基づき算出された前記脈波形と、の類似度合いに応じて、前記測定位置を特定する、請求項4に記載の測定装置。
- [請求項6] 前記解析部は、前記測定光の光量の時間変化に基づき算出された前記脈波形の最大振幅を与える位置を、前記測定位置として特定する、請求項4に記載の測定装置。



- [請求項 7] 前記解析部は、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として前記脈波形の振幅を測定するための前記測定位置を特定する、請求項 5 に記載の測定装置。
- [請求項 8] 前記解析部は、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として前記脈波形の形状を測定するための前記測定位置を特定する、請求項 5 に記載の測定装置。
- [請求項 9] 前記解析部は、前記光源から射出される前記測定光の波長毎に、前記解析処理を実施する、請求項 1 に記載の測定装置。
- [請求項 10] 前記解析部は、算出した前記脈波形を利用して、前記動脈における酸素飽和度を更に算出する、請求項 4 に記載の測定装置。
- [請求項 11] 前記解析部は、前記複数のセンサにおける前記測定光の検出位置と前記光源との離隔距離に応じて、前記検出結果の時間軸における位相を補正する、請求項 1 に記載の測定装置。
- [請求項 12] 前記解析部は、前記複数のセンサにおいて前記光源からの離隔距離が同一である検出位置で得られた前記検出結果を積算する、請求項 1 に記載の測定装置。
- [請求項 13] 前記解析部は、互いに異なる時間に対応する複数の前記検出結果について、当該時間を補正したうえで合成する、請求項 1 に記載の測定装置。
- [請求項 14] 生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも 1 種類の測定光を射出することと、  
複数のセンサが所定の配置で規則的に配設された検出部により、光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を検出することと、  
検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行うことと、  
を含む、測定方法。

[請求項 15] 生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器と通信可能なコンピュータに、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行う解析機能を実現させるためのプログラム。

[請求項 16] 生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、複数のセンサが所定の配置で規則的に配設されており、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を当該複数のセンサで検出する検出部と、を備える測定機器と通信可能なコンピュータに、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行う解析機能を実現させるためのプログラムが記録された記録媒体。

[請求項 17] 生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出する光源と、

複数のレンズが格子状に規則的に配設されたマイクロレンズアレイを利用したセンサにより、前記光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を検出する検出部と、

前記検出部により検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解

析処理を行うとともに、前記測定光の光量の時間変化に基づき、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として、前記測定領域に対応する前記生体の内部の動脈の拍動に由来する脈波形を算出する解析部と、を備える、測定装置。

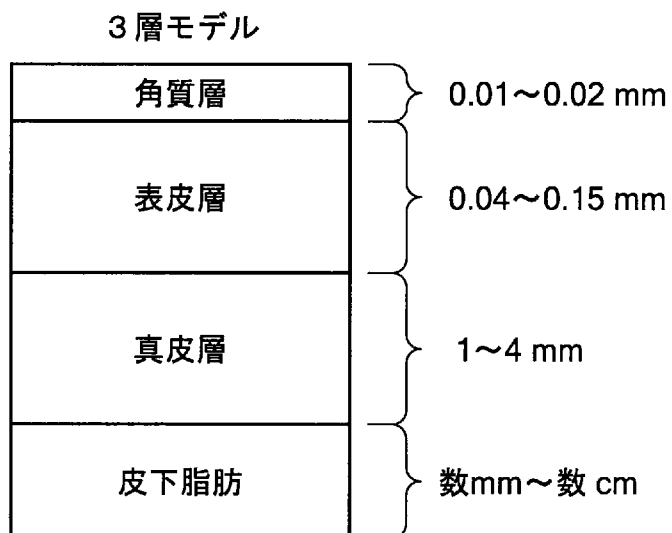
[請求項 18]

生体の少なくとも一部からなる測定領域に対して、所定の波長帯域に属する少なくとも1種類の測定光を射出することと、

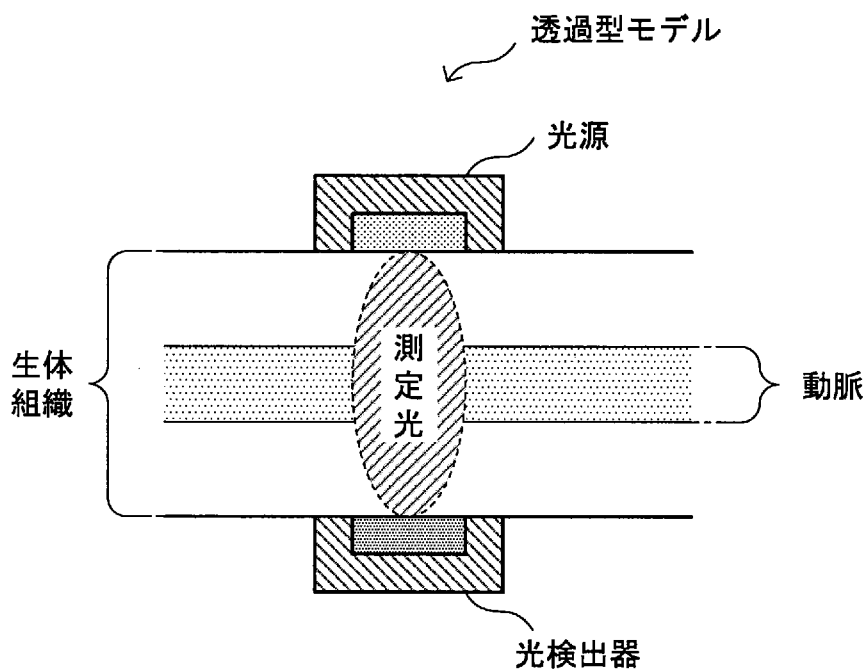
複数のレンズが格子状に規則的に配設されたマイクロレンズアレイを利用したセンサにより、光源から射出され前記生体を透過した前記測定光を検出することと、

検出された検出結果を利用し、検出された前記測定光の光量の時間変化に基づいて、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報を測定するための測定位置を前記測定領域の中から特定する解析処理を行うとともに、前記測定光の光量の時間変化に基づき、前記生体の活動に伴う脈動に関する情報として、前記測定領域に対応する前記生体の内部の動脈の拍動に由来する脈波形を算出することと、を含む、測定方法。

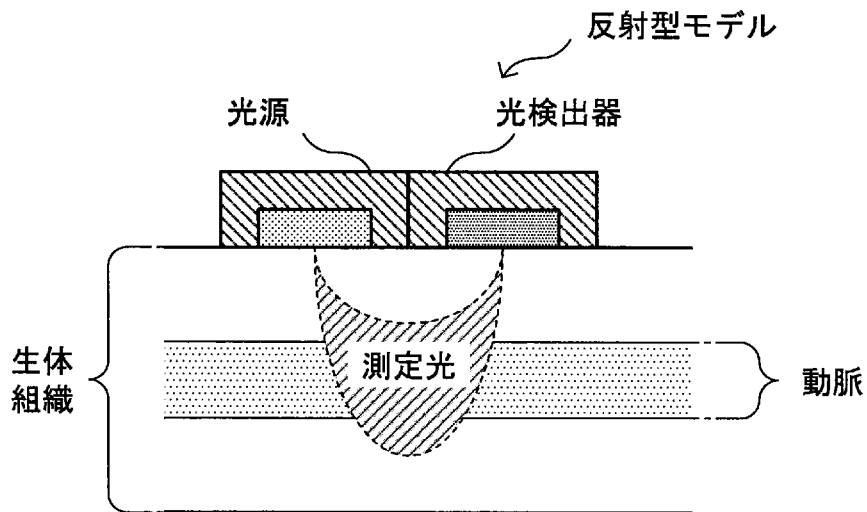
[図1]



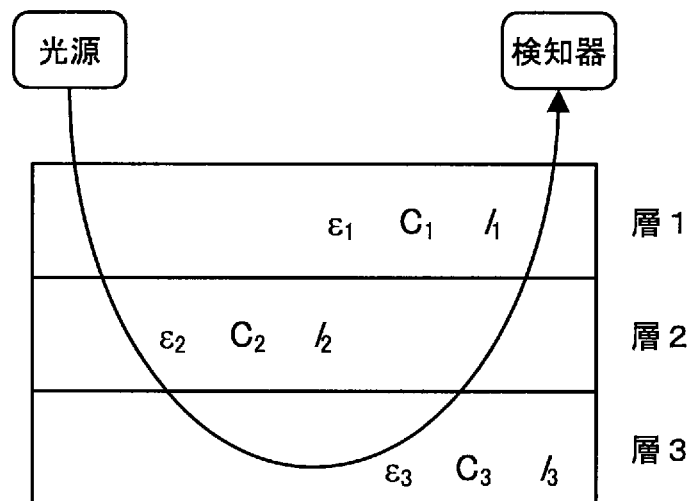
[図2A]



[図2B]



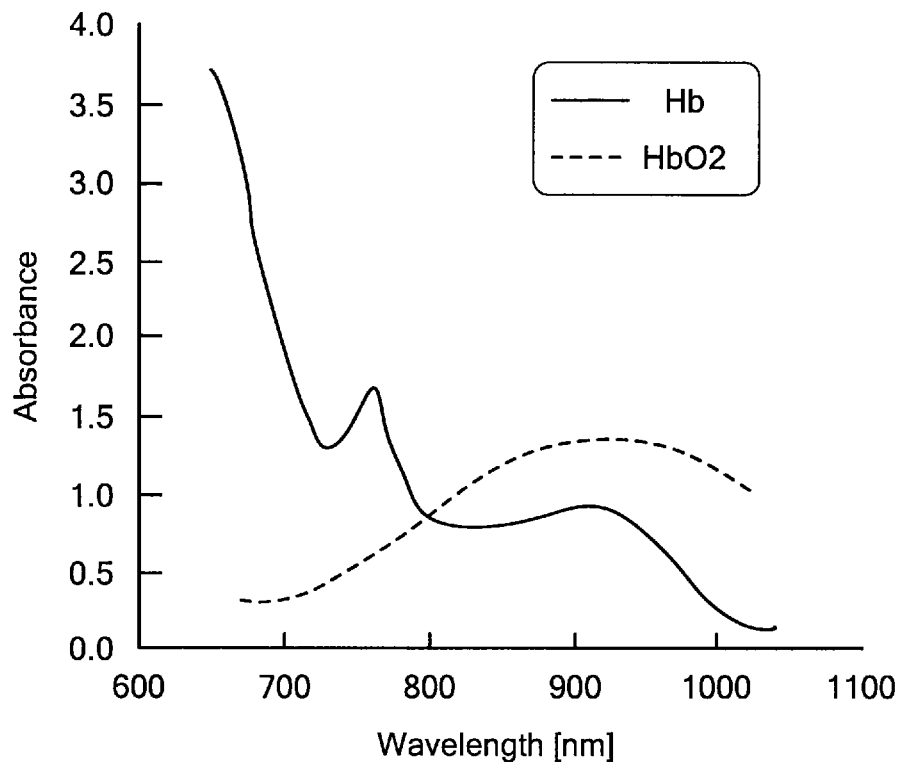
[図3]



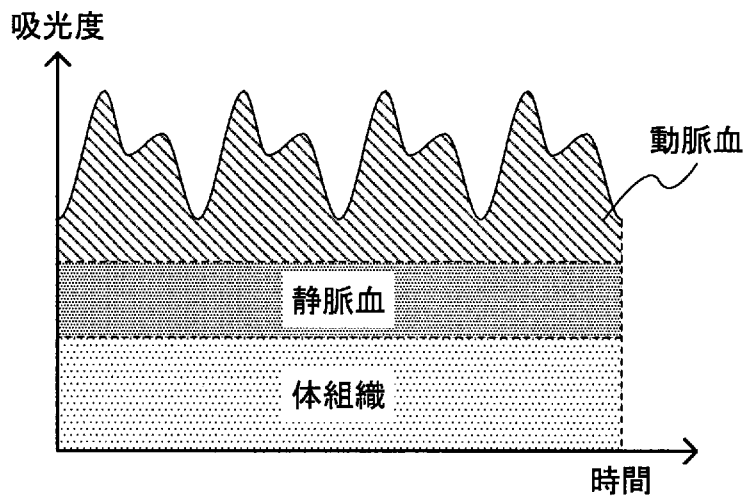
$$A(\lambda) = \sum_i A_i(\lambda) + G(\lambda) = \sum_i \epsilon_i(\lambda) C_i l_i(\lambda) + G(\lambda)$$

$$A_i(\lambda) = \sum_j \epsilon_{ij}(\lambda) C_{ij} l_i(\lambda)$$

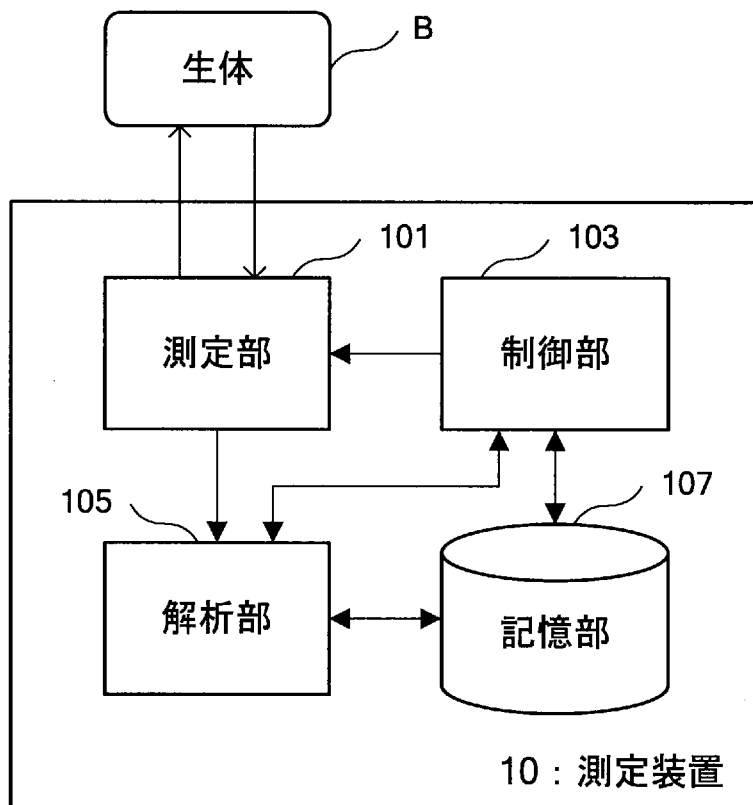
[図4]



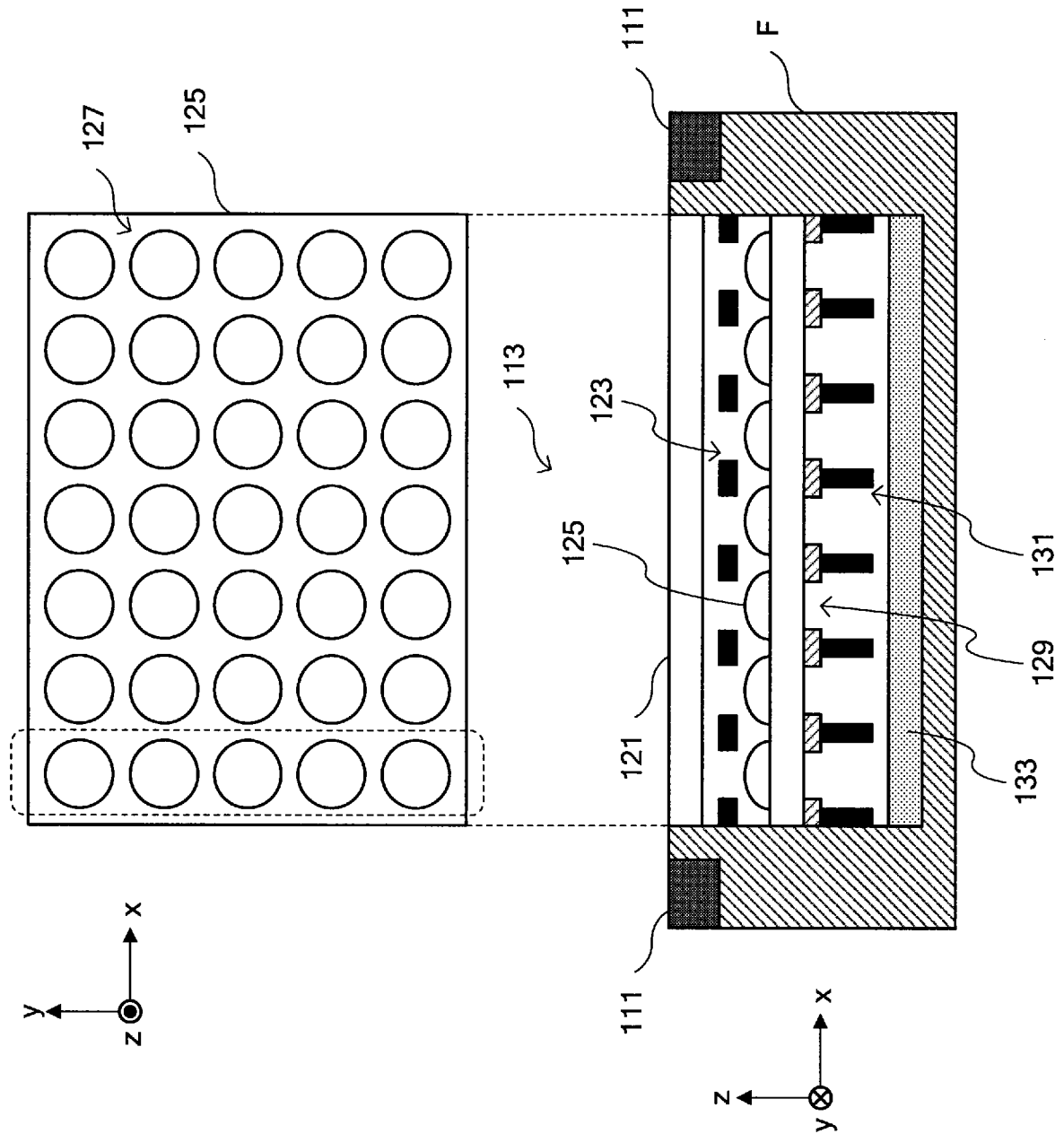
[図5]



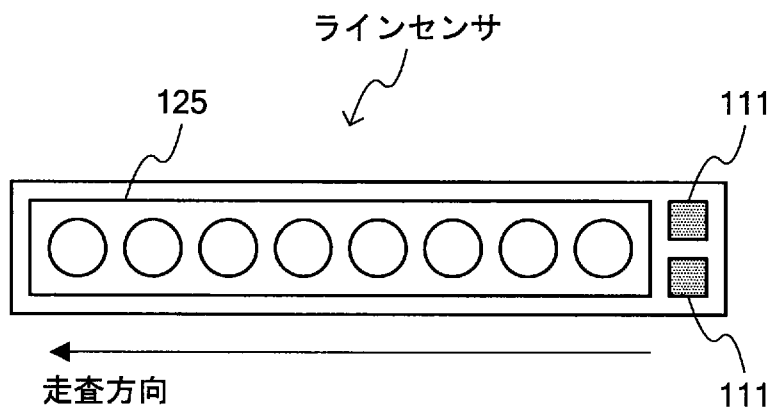
[図6]



[図7]



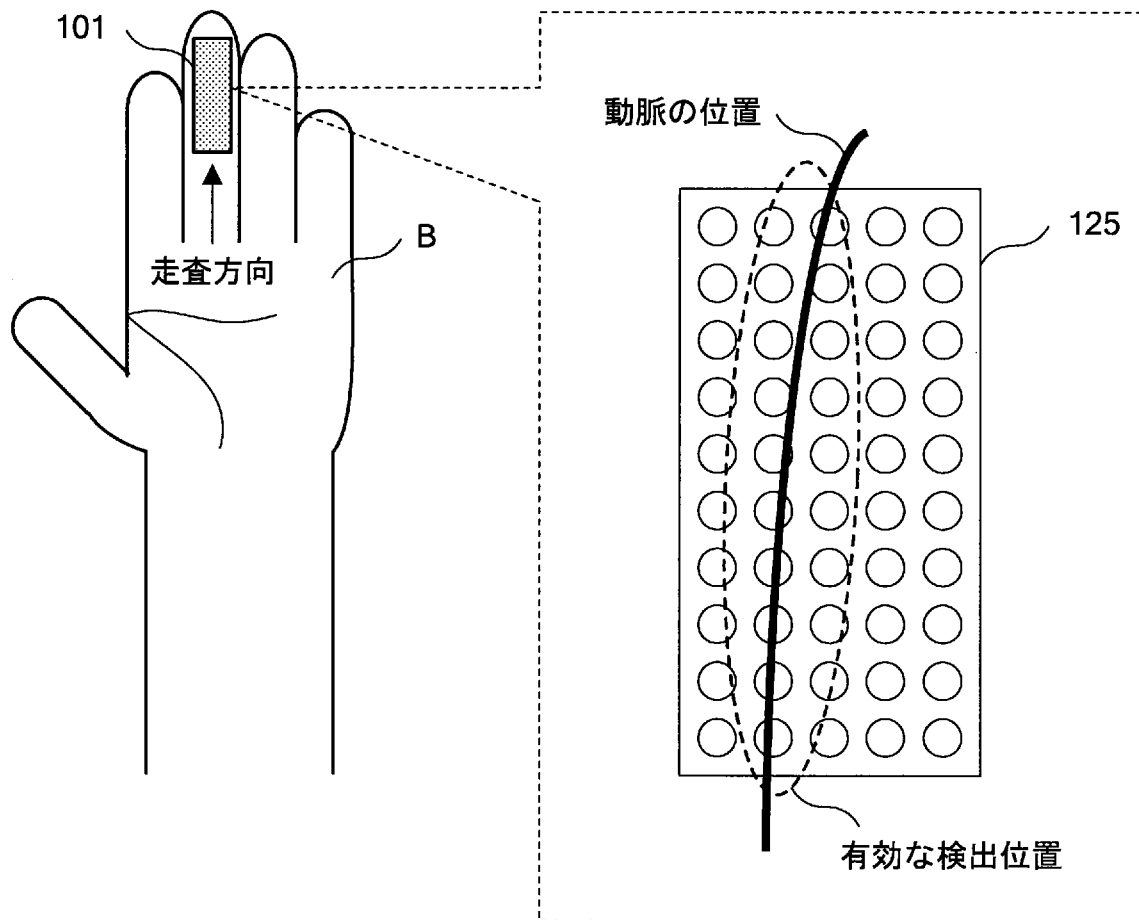
[図8]



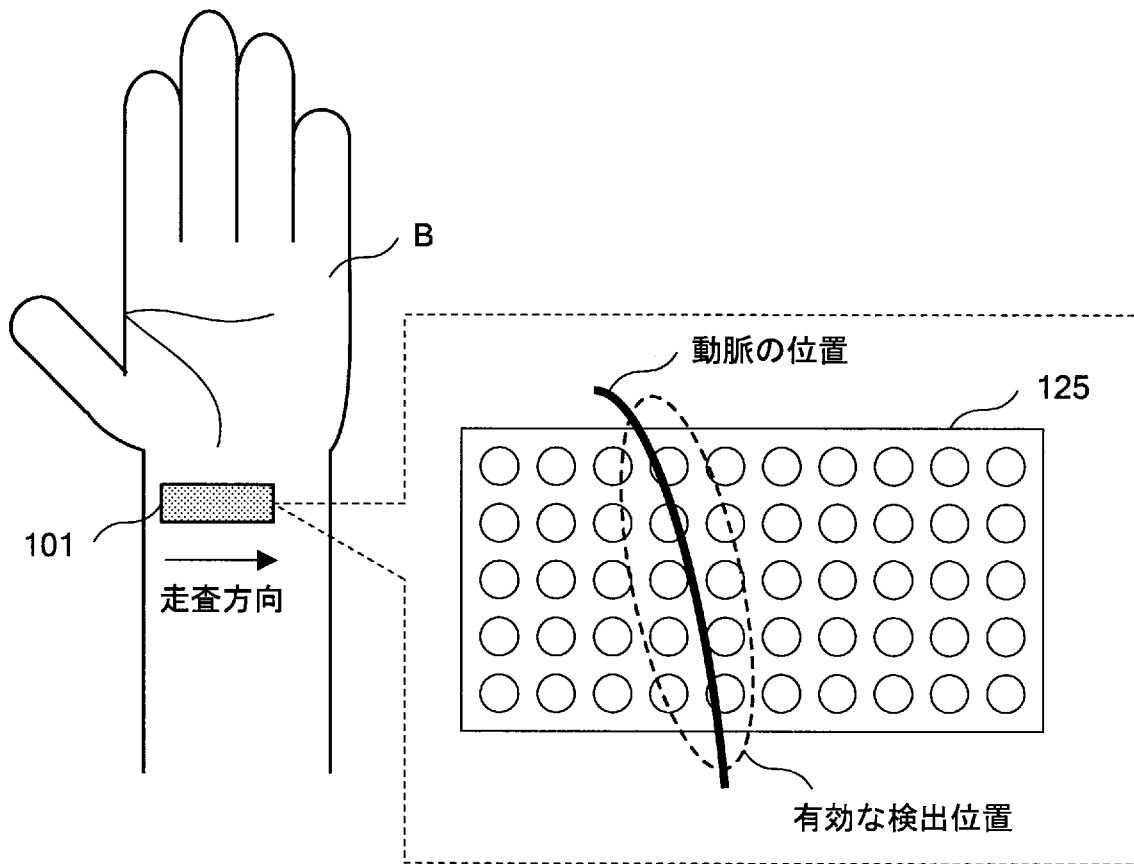




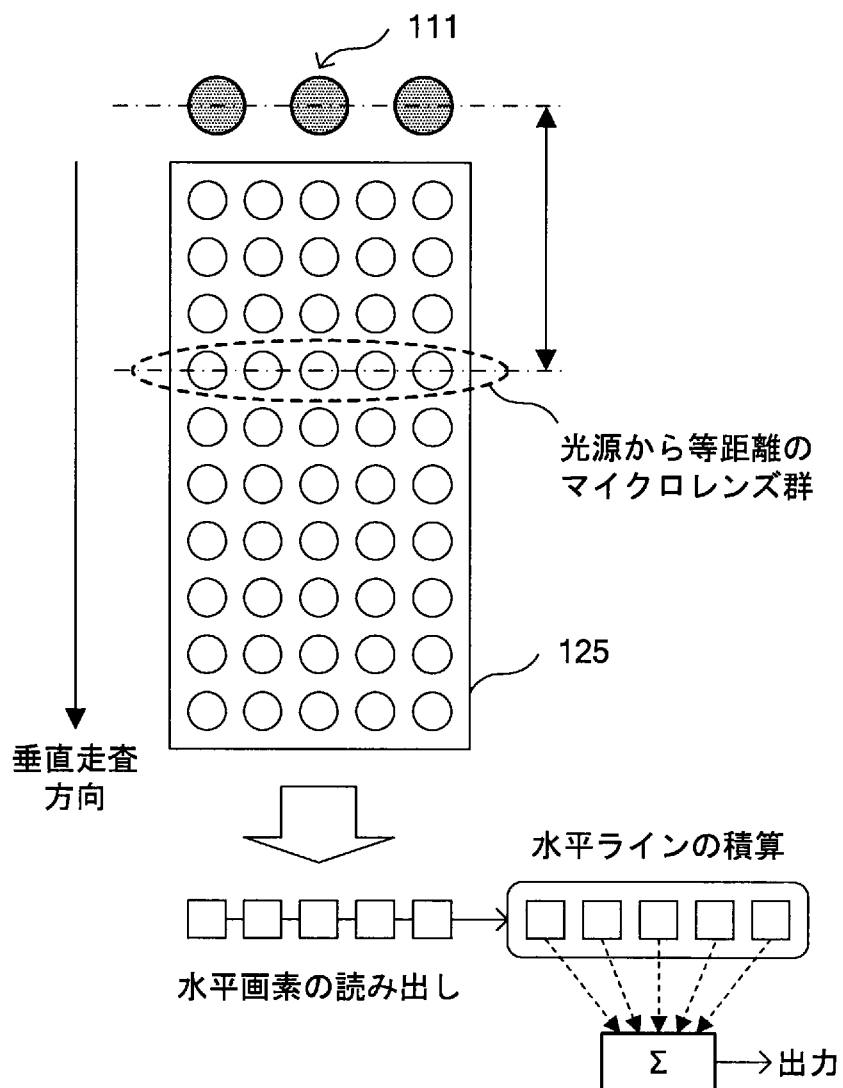
[図10A]



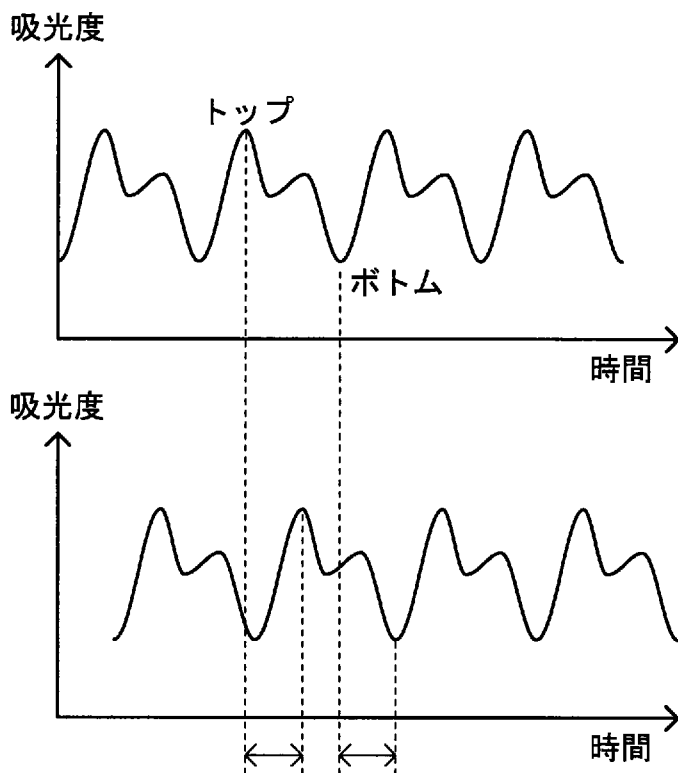
[図10B]



[図11]

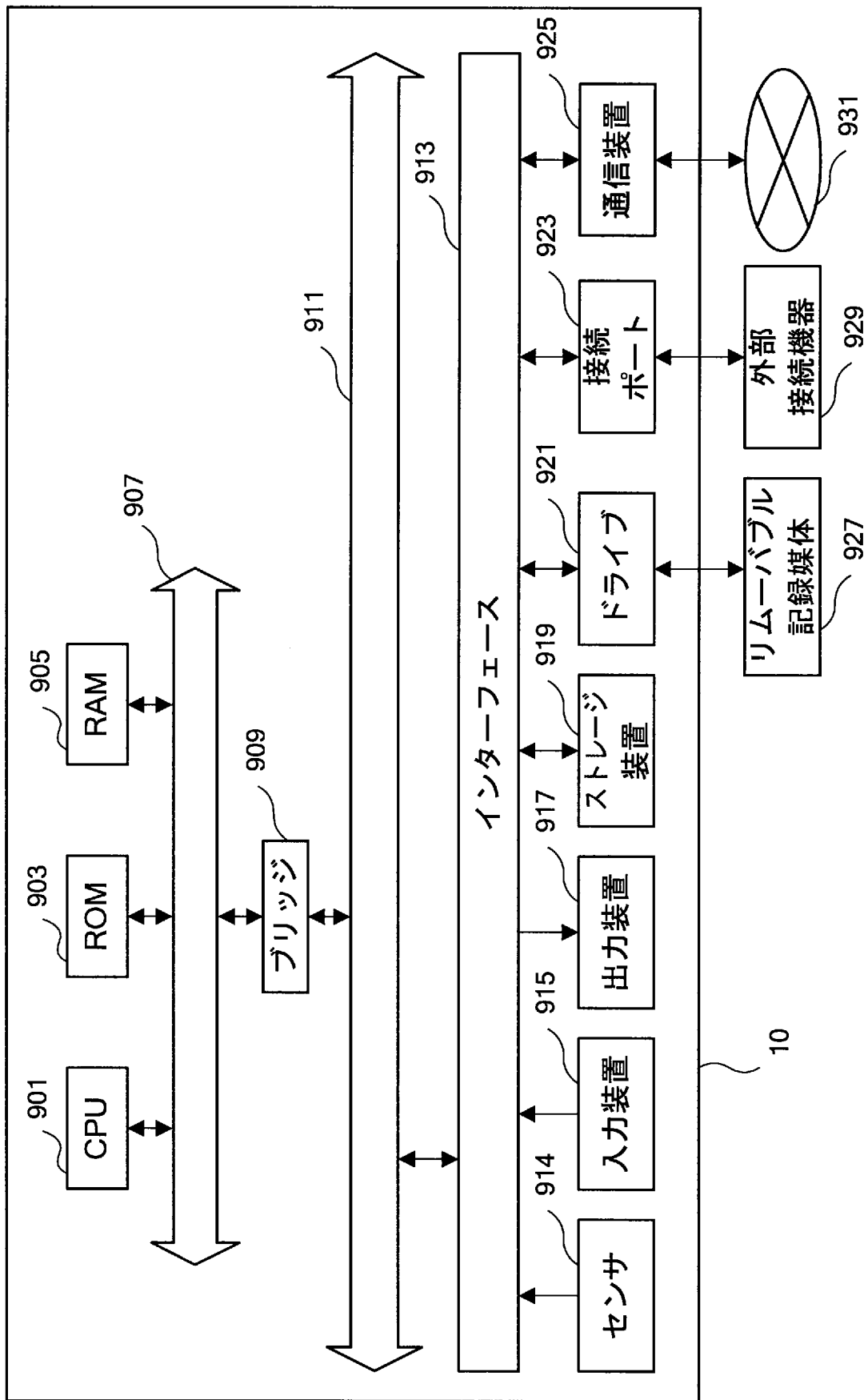


[図12]



脈波形のトップ（ボトム）の位置が  
一致するように時間軸を補正

[図13]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT / JP2 0 12 / 07 98 12

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A 61 B 5/1 455 (2006.01) i , A 61 B 5/02 45 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A 61 B 5 / 1 4 5 5 , A 61 B 5 / 0 2 4 5

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo	Shinan	Koho	1922-1	996	Jitsuyo	Shinan	Toroku	Koho	1996-2013
Kokai	Jitsuyo	Shinan	Koho	1971-2013	Toroku	Jitsuyo	Shinan	Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-125260 A (Canon Inc.), 10 June 2010 (10.06.2010), entire text ; all drawings (Family : none)	1-18
A	JP 2011-22860 A (Sony Corp.), 03 February 2011 (03.02.2011), entire text ; all drawings & US 2011/0013074 A1 & EP 2278529 A1 & CN 101953689 A	1-18

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

28 January, 2013 (28.01.13)

Date of mailing of the international search report

05 February, 2013 (05.02.13)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))  
 Int.Cl. A61B5/1455 (2006. 01) i, A61B5/0245 (2006. 01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))  
 Int.Cl. A61B5/1455, A61B5/0245

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-19
日本国公開実用新案公報	1971-20
日本国実用新案登録公報	1996-20
日本国登録実用新案公報	1994-20

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)  
 8年

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2010-125260 A (キャノン株式会社) 2010. 06. 10, 全文、全図 (フ アミリーなし)	1 - 18
A	JP 2011-22860 A (ソニー株式会社) 2011. 02. 03, 全文、全図 & US 2011/0013074 AI & EP 2278529 AI & CN 101953689 A	1 - 18

Γ C欄の続きにも文献が列挙されている。  パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献
IA」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
IE」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
I」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)	IY」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
Iθ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	I&」同一パテントファミリー文献
IP」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 28. 01. 2013	国際調査報告の発送日 05. 02. 2013
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA / JP) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 湯本 照基 電話番号 03-3581-1101 内線 3292