

(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

(43) 国際公開日  
2019年11月28日(28.11.2019)



(10) 国際公開番号  
**WO 2019/225612 A1**

- (51) 国際特許分類:  
*A61B 5/1455* (2006.01)    *G01N 21/27* (2006.01)  
*A61B 10/00* (2006.01)    *G01N 21/359* (2014.01)  
*G01N 21/17* (2006.01)    *G01N 21/49* (2006.01)
- (21) 国際出願番号:                    PCT/JP2019/020142
- (22) 国際出願日:                    2019年5月21日(21.05.2019)
- (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 2018-097589    2018年5月22日(22.05.2018)    JP
- (71) 出願人: メディカルフォトンクス株式会社(MEDICAL PHOTONICS CO., LTD.) [JP/JP];  
 〒0010021 北海道札幌市北区北21条西1  
 2丁目コラボ北海道 Hokkaido (JP). 三星電子株式会社(SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) [KR/KR]; 16677 京畿道水原市靈通区三星路129 Gyeonggi-do (KR).
- (72) 発明者: 高見澤 淳(TAKAMIZAWA, Atsushi);  
 〒0010021 北海道札幌市北区北21条西12丁目コラボ北海道 メディカルフォトンクス株式会社内 Hokkaido (JP). 飯永 一也(IINAGA, Kazuya); 〒0010021 北海道札幌市北区北21条西12丁目コラボ北海道 メディカルフォトンクス株式会社内 Hokkaido (JP). 張基永(CHANG, KI YOUNG); 16677 京畿道水原市靈通区三星路130 三星電子株式会社内 Gyeonggi-do (KR). 李 ▲シユン▼炯(LEE,

(54) Title: BLOOD VESSEL DETECTION DEVICE AND METHOD THEREFOR

(54) 発明の名称: 血管検知装置及びその方法

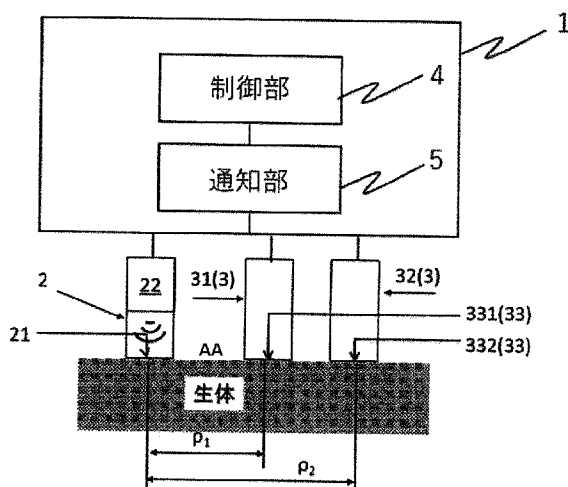
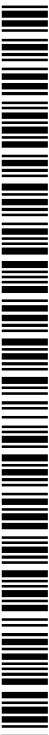


FIG. 1:  
4 Control unit  
5 Notification unit  
AA Living body

(57) Abstract: [Problem] To provide a device and a method that make it possible to identify a blood vessel location. [Solution] The present invention comprises: a radiation unit, which includes a light-blocking plate having a direction adjustment part for enhancing the rectilinearity of radiation light on an irradiated surface, and which irradiates a subject with light of a first wavelength in the absorption band of hemoglobin and with light of a second wavelength that is light of a wavelength the absorption of which by hemoglobin is less than the light of the first wavelength; a light intensity detection unit that detects intensity of light emitted from the subject at one or more locations, the light intensity detection unit being arranged either at a predetermined spacing from a location of light irradiation by the radiation unit or continuously therefrom; and a control unit for calculating scattering information from the light intensity of the light of the second wavelength, calculating absorption information from the light intensity of the light of the first wavelength, calculating blood flow information from the light intensity of the light of the second wavelength, and detecting a blood vessel from the scattering information, the absorption information, and the blood flow information.



WO 2019/225612 A1

**JOON HYUNG**); 16677 京畿道水原市靈通区三星路 1 3 0 三星電子株式会社内 Gyeonggi-do (KR). 南宮 桄(**NAMKOONG, KAK**); 16677 京畿道水原市靈通区三星路 1 3 0 三星電子株式会社内 Gyeonggi-do (KR). 李 列鎬(**LEE, YEOL HO**); 16677 京畿道水原市靈通区三星路 1 3 0 三星電子株式会社内 Gyeonggi-do (KR). 鄭 元淙(**JUNG, WON JONG**); 16677 京畿道水原市靈通区三星路 1 3 0 三星電子株式会社内 Gyeonggi-do (KR). 南 廷容(**NAM, JUNG YONG**); 16677 京畿道水原市靈通区三星路 1 3 0 三星電子株式会社内 Gyeonggi-do (KR).

(74) 代理人: 水野 勝文, 外(**MIZUNO, Katsufumi et al.**); 〒1000005 東京都千代田区丸の内 2 丁目 2 番 3 号 丸の内仲通りビル 7 2 1 Tokyo (JP).

(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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, 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.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: 【課題】 血管位置を特定することが可能な装置及び方法を提供する。【解決手段】 照射面に照射光の直線性を高めるための方向調整部を有する遮光板を有し、ヘモグロビンの吸収帯の第1波長の光と、第1波長の光より、ヘモグロビンの吸収が小さい波長の光である第2波長の光とを被検体に照射する照射部と、照射部による光の照射位置から所定間隔をあけて、あるいは、連続的に配置されて、被検体から放出される1以上の位置の光強度を検出する光強度検出部と、第2波長の光の光強度から、散乱情報を算出し、第1波長の光の光強度から、吸収情報を算出し、第2波長の光の光強度から、血流情報を算出し、散乱情報と吸収情報と血流情報とから血管を検知する制御部と、を有する。

## 明 細 書

発明の名称：血管検知装置及びその方法

### 技術分野

[0001] 本発明は、血管検知装置及びその方法に関する。

### 背景技術

[0002] 食後高脂血症は、動脈硬化のリスクファクターとして注目されている。非空腹時の中性脂肪濃度が高くなると、冠動脈疾患のイベント発症リスクが高くなることが報告されている。

[0003] 食後高脂血症の診断は、食後6～8時間の血中の脂質濃度変化を観測する必要がある。つまり、食後の高脂血症状態を計測するためには、被験者を6～8時間拘束し、複数回の採血が必要である。そのため、食後高脂血症の診断は臨床研究の域を出ず、食後高脂血症の診断を臨床現場で実施することは、現実的ではなかった。

[0004] このような課題を解決する手法が、特許文献1に開示されている。特許文献1の手法によれば、非侵襲脂質計測により、採血を無くすることができる。これにより医療機関のみならず家庭でも血中脂質を計測できるようになる。即時的なデータ取得を可能とすることで、時間的に連続した血中脂質を計測することが可能となる。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0005] 特許文献1：国際公開第2014/087825号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0006] 従来の非侵襲脂質計測により血中脂質を計測する手法は、均一系を対象にしている。しかしながら、非侵襲脂質計測は、皮膚や筋肉など、複数の組織から構成される生体計測である。したがって、非侵襲脂質計測において、均一系の理論が有効ではない場合も考えられる。実際に、目視で確認される静

脈上での計測値と静脈が目視で確認できない部位の計測値は異なる。これらのことから、非侵襲脂質計測において、最適計測部位が存在すると考えられる。

[0007] 本発明は、このような従来の問題を解決するためになされたもので、非侵襲的に血中成分を計測するための最適計測部位を検出することが可能な装置及び方法を提供することである。

### 課題を解決するための手段

[0008] 本発明の血管検知装置は、照射面に照射光の直線性を高めるための方向調整部を有する遮光板を有し、ヘモグロビンの吸収帯の第1波長の光と、第1波長の光より、ヘモグロビンの吸収が小さい波長の光である第2波長の光とを被検体に照射する照射部と、照射部による光の照射位置から所定間隔をあけて、あるいは、連続的に配置されて、被検体から放出される1以上の位置の光強度を検出する光強度検出部と、第2波長の光の光強度から、散乱情報を算出し、第1波長の光の光強度から、吸収情報を算出し、第2波長の光の光強度から、血流情報を算出し、散乱情報と吸収情報と血流情報とから血管を検知する制御部と、を有する。

[0009] また、本発明の血管検知方法は、照射光の直線性を高めるための方向調整部を有する遮光板を介し、ヘモグロビンの吸収帯の第1波長の光と、第1波長の光より、ヘモグロビンの吸収が小さい波長の光である第2波長の光とを被検体に照射し、光の照射位置から所定間隔をあけて、あるいは、連続的な位置での、被検体から放出される1以上の位置の光強度を検出し、第2波長の光の光強度から、散乱情報を算出し、第1波長の光の光強度から、吸収情報を算出し、第2波長の光の光強度から、血流情報を算出し、散乱情報と吸収情報と血流情報とから血管を検知する。

### 発明の効果

[0010] 本発明の血管検知装置及び方法によれば、非侵襲血液計測における測定値の正確性、精密性などの精度向上を図ることが可能となる。

### 図面の簡単な説明

- [0011] [図1]実施形態の血管検知装置の構成を示す図である。
- [図2]方向調整部の構成を示す図である。
- [図3]模擬生体を用いて検証した結果を示す図である。
- [図4]血中脂質による光の散乱を示す図である。
- [図5]血中脂質による光の散乱を示す図である。
- [図6]実施形態の脂質計測装置の制御系の構成を示す図である。
- [図7]静脈からの距離と強度の関係を示す図である。
- [図8]実施形態の脂質計測処理のフローチャートである。
- [図9]静脈可視化装置で撮影した血管と位置決め機能でマーキングを行った位置関係を示す図である。
- [図10]方向調整部を用いない場合の静脈と位置決め機能を適用したマーキング位置の関係を示す図である。
- [図11]血管位置決め機能の検証を行った図である。

### 発明を実施するための形態

- [0012] 以下、実施形態である血管検知装置及びその方法について、図を参照して詳細に説明をする。
- [0013] 図1は、実施形態の血管検知装置の構成を示す図である。
- [0014] 図1に示すように、実施形態の血管検知装置1は、照射部2と、光強度検出部3と、制御部4と、通知部5を有する。
- [0015] 照射部2は、生体の所定の部位の生体外から生体内に向けて、所定の照射位置21に光を照射するための光源22を有する。光源22は、照射する光の波長を調整できる。光源22は、波長範囲を血漿の無機物によって光が吸収される波長範囲以外に調整できる。光源22は、血液の細胞成分によって光が吸収される波長範囲以外に調整できる。ここで、血液の細胞成分とは、血中の赤血球、白血球及び血小板である。血漿の無機物とは、血中の水及び電解質である。
- [0016] 実施形態の照射部2は、後述する制御部4による散乱係数 $\mu_{eff}$ の算出方法に応じて、光の連続的な照射や光のパルス状の照射等の光を照射する時間の

長さを任意に調整できる。照射部 2 は、照射する光の強度または光の位相を任意に変調できる。

[0017] 照射部 2 は、波長が固定された光源 2 2 を用いてもよい。照射部 2 は、波長が異なる複数の光源あるいは複数の波長の光を混合したものであってもよい。照射部 2 は、例えば、蛍光灯、LED、レーザー、白熱灯、HID、ハロゲンランプ等である。照射部 2 の照度は、制御部 4 により制御されてもよいし、別途設けられた制御回路により制御されてもよい。

[0018] 実施形態では、光源 2 2 はLED (Light Emitting Diode) である。光源 2 2 は、LEDからの照射光の直線性を高めるための方向調整部 2 3 を有する。光源 2 2 にLEDをそのまま用いた場合には、照射時における拡散が、いわゆる外乱光と同様に、測定値に誤差を与える可能性がある。さらに、照射光が、生体表面で拡散するため、皮膚などの静脈と光源の間に存在する物質の影響を受けることとなる。

[0019] 実施形態では、照射光の到達深度をコントロールすることで、最適な深さを計測する方法を検証した。生体の皮膚などの組織の散乱係数は $1.0/\text{mm}$ とされており、光が $1\text{mm}$ の深さに達した時に散乱を開始すると考えられる。図 2 に示すように、実施形態では、光源 2 2 のLEDの発光面に、直径 $0.8\text{mm}$ のピンホール 2 3 a を備えた方向調整部 2 3 を設置する。これにより、光源 2 2 のLEDから放出される拡散成分を軽減し、光の直進性を高める。

[0020] なお、ピンホール 2 3 a の直径は、好ましくは $0.4\text{mm}$ 以上 $1.5\text{mm}$ 以下である。この数値範囲とした場合には、拡散を抑制した入射光となる。入射光の光源となるLEDより小さい範囲で照射することで、LED機材の外枠等によるノイズを軽減することができる。 $1.5\text{mm}$ よりピンホール 2 3 a の直径が大きいと、光源 2 2 のLEDから放出される拡散成分が大きくなる。 $0.4\text{mm}$ よりピンホール 2 3 a の直径が小さいと、計測上必要とされる入射光強度が得られない可能性がある。

[0021] ピンホール 2 3 a の直径は、より好ましくは $0.8\text{mm}$ 以上 $1.2\text{mm}$ 以下である。この数値範囲とした場合には、擬似的な直線光となり、計測原理となる拡散

理論に近似した効果が得られ、さらには計測に必要な光強度を保つことができる。

[0022] ピンホール23aの直径は、さらに好ましくは0.8mm以上0.9mm以下である。この数値範囲とした場合には、より擬似的な直線光が得られ、計測原理に則った拡散理論が適用できるという効果が得られる。

[0023] ピンホール23aの効果を確認するため、光学特性を生体と同様に調整 ( $\mu_s=1.0/\text{mm}$ ,  $\mu_a=0.01/\text{mm}$ ) した模擬生体を用いて検証した結果を図3に示す。その結果、入射光は約1mmまで侵入した後、光が拡散していることが確認できた(図3のB)。一方、ピンホールが無い場合には、光が表面で拡散してしまっている(図3のA)。このことから、LEDからの照射光が、ピンホール23aを通過し、光の直進性が高まることで、目標とする深度まで光が透過することが可能であることがわかった。

[0024] なお、実施形態では、方向調整部23にピンホール23aが備わる態様について説明したが、これに限られない。例えば、方向調整部23は、レンズ等の光学系により光の直線性を高めることが可能な構成を有すればよい。

[0025] 実施形態の光源22は、相異なる第1波長の光及び第2波長の光を照射する。第1波長の光は、吸収情報を取得するための光である。第2波長の光は、散乱情報及び血流情報を取得するための光である。

[0026] 「吸収情報」を取得するための第1波長の光は、血液中のヘモグロビンの吸収帯の波長の光であればよい。例えば、光源22は、第1波長の光として、可視光を照射するのがよい。ヘモグロビンの吸収帯の波長を使用することで、ヘモグロビンに依存した吸収情報が得られる。ヘモグロビンの吸収帯は、400 nm~700nm辺りであり、可視光のほとんどをカバーしている。したがって、光源22の波長範囲は、400 nm~700nmであることが好ましい。

[0027] 「散乱情報」及び「血流情報」を取得するための第2波長の光は、第1波長の光より、血液中のヘモグロビンの吸収が少ない帯域の波長の光であればよく、例えば、光源22は、第2波長の光として、近赤外光を照射するのが好ましい。近赤外光は、他にも水など組織に関する吸収が小さいため、血流

などの動きの情報を正確に計測しやすい。

- [0028] 「散乱情報」及び「血流情報」を取得する場合には、光源22の波長範囲は、血漿の無機物により光を吸収する波長範囲を考慮して約1400nm以下、及び、約1500nm～約1860nmであることが好ましい。さらに、光源22の波長範囲は、血液の細胞成分によって光が吸収される波長範囲を考慮して約580nm～約1400nm、及び、約1500nm～約1860nmであることがより好ましい。
- [0029] 光源22に用いられる波長範囲を、上記範囲とすることにより、後述する光強度検出部3により検出される光において、血漿の無機物による光の吸収の影響、及び、血液の細胞成分により光の吸収の影響を抑制する。これにより、物質を特定するほどの吸収は存在せず、吸収による光エネルギー損失は無視できるほど小さくなる。そのため、血中の光は血中の脂質による散乱によって遠くまで伝搬し、体外へ放出される。
- [0030] 実施形態の光源22は、可視光及び近赤外光の双方の光を照射するが、光源22は、可視光を照射する光源と近赤外光を照射する光源との別個の複数の光源を含んでもよい。光源を複数とすることにより、光強度検出部3の受光時に波長の区別を行うことが不要となる。また、光源を複数とする場合には、複数の光源の各々にピンホールを備えた遮光板を設けるのがよい。
- [0031] 光強度検出部3は、生体から生体外に放出される光を受光して、その光強度を検出する。複数の光強度検出部3を用いる場合には、光強度検出部3は、照射位置21を略中心として各々異なる距離に設置される。図1に示すように、実施形態では、照射位置21から所定の間隔で同一面上でかつ直線状に、第1の光強度検出部31及び第2の光強度検出部32が順に並べられる。光強度検出部3は、フォトダイオードやCCDやCMOSでよい。
- [0032] 図1に示すように、実施形態では、照射位置21から第1の光強度検出部31による第1の検出位置331までの距離を第1の照射検出間距離 $\rho 1$ とする。照射位置21から第2の光強度検出部32による第2の検出位置332までの距離を第2の照射検出間距離 $\rho 2$ とする。
- [0033] 図4に示すように、光を生体に照射する照射位置21と、生体中の血液（



図中のE) から放出される光強度を検出する検出位置3 1との間に、所定の距離 $\rho$ を設ける。所定の距離 $\rho$ を設けることにより、照射した光(図中のA)が生体表面及び表面近傍の散乱体により反射して直接的に生体から放出される光(図中のB)の影響を抑制する。照射した光が、リポ蛋白等の脂質が存在する深さに達したのち、血液中の脂質(図中のD)によって光が反射する。脂質による光の反射による散乱を経て、生体から放出される後方散乱光(図中のC)による光強度を検出する。また、照射位置2 1と検出位置3 1との距離 $\rho$ を長くすることで、光路長は長くなる。このため、脂質との衝突回数が増え、検出される光は散乱の影響を多く受ける。このように、距離 $\rho$ を長くすることにより、これまでは弱く、検出しにくかった散乱の影響を捉えやすくなる。

[0034] また、図5に示すように、照射部2と光強度検出部3とで生体(図中のE)を挟み込み、照射部2からの光を光強度検出部3が検出する配置でもよい。

[0035] 計測対象であるリポ蛋白は、アポ蛋白等に覆われた球状構造をしている。リポ蛋白は血中において固体のような状態で存在する。リポ蛋白は、光を反射する性質を有する。特に、粒子径や比重の大きいカイロミクロン(CM)やVLDL等は中性脂肪(TG)を多く含み、光をより散乱させ易い特性を有する。よって、光強度検出部3により検出される光強度には、リポ蛋白による光の散乱の影響が含まれる。

[0036] なお、複数の検出位置3 1を設ける場合の配列は、照射位置2 1を略中心として各々異なる距離に配置されるのであれば、直線状に限定されるものではなく、円状、波状、ジグザグ状など、適宜選択することができる。また、照射位置2 1から検出位置3 1までの第1の照射検出間距離 $\rho 1$ や第2の照射検出間距離 $\rho 2$ 、検出位置3 3 1、3 3 2同士の間隔は、一定の間隔に限定されるものではなく、連続的でもよい。

[0037] 次に、血管検知装置1の制御系の構成について説明する。図6は実施形態の血管検知装置1のブロック図である。システムバス4 2を介して、CPU

(Central Processing Unit) 41、ROM (Read Only Memory) 43、RAM (Random Access Memory) 44、記憶部45、外部I/F (Interface) 46、照射部2、光強度検出部3、及び、通知部5が接続される。CPU41とROM43とRAM44とで制御部(コントローラ)4を構成する。

[0038] ROM43は、CPU41により実行されるプログラムや閾値を予め記憶する。

[0039] RAM44は、CPU41が実行するプログラムを展開するエリアと、プログラムによるデータ処理の作業領域となるワークエリアなどの様々なメモリエリア等を有する。

[0040] 記憶部45は、検知・算出された光強度等や $\mu_{eff}$ 等のデータを記憶する。記憶部45は、HDD (Hard Disk Drive) や、フラッシュメモリや、SSD (Solid State Drive) 等の、不揮発性に記憶する内部メモリーでよい。

[0041] 外部I/F46は、例えばクライアント端末(PC)などの外部装置と通信するためのインターフェースである。外部I/F46は、外部装置とデータ通信を行うインターフェースであれば良く、たとえば、外部装置にローカルに接続する機器(USBメモリ等)であっても良いし、ネットワークを介して通信するためのネットワークインターフェースであっても良い。

[0042] 制御部4は、光検出強度3により検出された光強度に基づき生体内における散乱情報を算出する。散乱情報は、所定の波長の照射光における光強度検出部3の検出強度に基づき算出される。実施形態では、散乱情報は、光源22の照射光の波長が810nm及び970nmにおける光強度検出部3の検出強度に基づき算出される。

[0043] 散乱情報は生体内物質に対する吸収が小さい、もしくは、ほとんどない波長(第2波長)を使用して散乱体に対しての情報を得る。この散乱情報は血中脂質の量に依存した情報である。

[0044] 散乱情報の一つとして、散乱係数 $\mu_{eff}$ が含まれる。ここで、散乱係数 $\mu_{eff}$ の算出法を説明する。

[0045] 図1に示すように、実施形態における制御部4は、光強度比又は光強度差

を算出する。

[0046] 制御部4は、光強度検出部3により検出された複数位置の光強度の対数をとって散乱係数 $\mu_{eff}$ を算出する。制御部4は、照射した光が、検出位置3までの距離を遠くするにつれて散乱により減衰していく散乱現象に基づき散乱係数 $\mu_{eff}$ を算出する。

[0047] 照射部2により所定の光強度の連続光を照射し、制御部4は、第1の光強度検出部3により検出された光照射部と光強度検出部の間の距離 $\rho$ と、 $\rho$ の2乗と光強度 $R(\rho)$ の積から、散乱係数 $\mu_{eff}$ を算出する(数式1)。

[0048] [数1]

$$\ln(\rho^2 R(\rho)) = -\mu_{eff} \rho + \ln \frac{S_0}{2\pi} \frac{3\mu_a}{\mu_{eff}}$$

[0049] なお、制御部4による散乱係数 $\mu_{eff}$ の算出方法は、上記の各算出法によるものに限定されない。

[0050] 制御部4は、光強度検出部3により検出された光強度に基づき生体内における吸収情報を算出する。

[0051] 吸収情報は、ヘモグロビンの吸収帯の波長(第1波長)を使用することで得られた、ヘモグロビンに依存した情報である。このヘモグロビンの情報を、血液の情報として使用する。位置決め用いる吸収情報の取得のための波長は、血液中のヘモグロビンの吸収帯である可視光を用いることが望ましい。一方、血流情報を確認する場合は、近赤外光が望ましい。近赤外光は、水など組織に関する吸収が小さいため、血流などの動きの情報を正確に計測しやすい。

[0052] 吸収情報は、所定の波長の照射光における光強度検出部3の検出強度である。実施形態では、吸収情報は、光源2の照射光の波長が660nmである場合に、光強度検出部3が検出した光強度である。

[0053] 計測対象となる血液は、皮膚組織などと異なり、血管内を流動している。

この血流により得られる動的パラメータを血流情報と定義する。実施形態では、分析に当たり一定時間計測することで、血流情報を算出し、血管位置を判定する。

[0054] 血流情報は、生体内物質に対する吸収が小さい、もしくは、ほとんどない波長（第2波長）を使用して、散乱体に対して得られた情報である。

[0055] 制御部4は、標準偏差や、ブラウン運動や、自己相関関数や、周波数解析や、スペックルや、ドップラーシフトや、レイノルズ数や、血流量や、血液量や、脈動幅などを用いて分析し、血液の動きを計測する指標である血流情報を算出する。制御部4は、光強度の計測時間を20sec以下とし、この計測時間内における光強度の変化量から、血流情報を算出してもよい。

[0056] 従来は、計測対象部位を計測するにあたり、時間による計測値の変動量には着目せず、平均化させた値を採用していた。しかしながら、血液計測において静脈などの血液が豊富な部位や密集している部位を計測した方が、血液情報が多く含まれるため、ノイズ要因が少なくなる。非侵襲計測において、入射した光が静脈を透過したかどうかを判断するには血流により得られる情報を取得することが望ましい。

[0057] しかしながら、脈など、心拍による周期性を計測する場合、動脈が望ましいとされる。そのため、静脈を計測対象とする場合の位置決めは、一定時間内における、血流による受光強度の時間変化のばらつきを計測することが望ましい。

[0058] すなわち、拍動の周期（0.5~2.0Hz程度）が観測される場合は、皮膚層は、脂質計測に適した生体の部位であるといえる。一方、拍動の周期が見られず、周期性のない血流情報が静脈の位置を示す（少なくとも静脈情報に依存している）情報となり、静脈は、脂質計測に適した生体の部位であるといえる。

[0059] なお、上記情報を区別するためには、光強度検出部のサンプリングレートは、10msec以下が望ましく、分解能は16bit以上が望ましい。

[0060] 血流情報の一つとして、散乱係数 $\mu_{\text{eff}}$ の変動係数CVが含まれる。

[0061] 制御部4は、算出された散乱係数 $\mu_{\text{eff}}$ の時間変化から、散乱係数 $\mu_{\text{eff}}$ の変動係数CVを算出する。変動係数CVについては、例えば、以下の数式2により算出できる。

[0062] [数2]

$$X = \frac{\sigma}{\bar{x}}$$

x : 光強度の実測値

$\bar{x}$  : 光強度の実測値の平均値

$\sigma$  : 光強度の標準偏差

X : 一定時間の乱れ=散乱係数 $\mu_{\text{eff}}$ の変動係数CV

[0063] 光強度の標準偏差は以下の数式3で求められる。

[0064] [数3]

$$\sigma = \sqrt{\langle x^2 \rangle - \bar{x}^2}$$

[0065] ここで、 $\langle \rangle$ は、平均を表す

[0066] 変動係数CVを算出するために、散乱係数 $\mu_{\text{eff}}$ を計測する時間としては、1 msec以上30sec以下、好ましくは、5msec以上25sec以下、さらに好ましくは10 msec以上20sec以下とするのがよい。(なお、「sec」は「秒」の略である。)

[0067] 制御部4は、散乱情報、吸収情報及び血流情報を算出して、散乱情報、吸収情報及び血流情報から血管位置を判定する。

[0068] 実施形態は、2次的(平面的)に血管位置を探索する装置・方法を提供する。図7に示したように、静脈上では他の部位に比較し、散乱が強くなるため血管位置として検出することが見込まれる。しかしながら、散乱の強さは、血管の太さや血管の深さも関係していることから、一概に吸収だけで計測することはできない。実際に脂質計測結果が良好であった場合とそうでなかった場合の位置決め機能を比較すると、受光強度の乱れに差異が見られた。これは、静脈の血流を反映していると想定される。また、この血流情報は、

最適計測条件に対し深すぎると、皮膚層などにより緩和されてしまう。

[0069] 実施形態では、LEDを使用し、ピンホールやレンズを使用し直線性を高めた平行光を入射し、血液による吸収情報と血流情報を組み合わせることで、血管位置を事前に検知することができる。

[0070] 計測対象となる血液は、皮膚組織などと異なり、血管内を流動している。実施形態では、分析に当たり一定時間計測することで、血流情報を算出し、さらに光路に含まれるすべての散乱を示す吸収情報を算出し、これら2つのパラメータから、各個人における血管位置を判定する。

[0071] また、吸収情報及び血流情報の取得は、通信回線を介したものに限定されるものではなく、手入力してもよい。

[0072] 制御部4は、散乱情報として810nmの $\mu_{\text{eff}}$  ( $\mu_{\text{eff}}$ は有効散乱係数。以下同じ)が最大であることを検知する。

[0073] ここで、810nmは、血流情報取得用に光源22から発せられる照射光の波長である。この波長の $\mu_{\text{eff}}$ の情報が血中の濁度に依存した情報になる。

[0074]  $\mu_{\text{eff}}$ は、第1の光強度検出部31及び第2の光強度検出部32が検出した光強度から上記の数式1により求めることができる。

[0075] ここで、 $\rho$ は照射位置からの距離、 $R(\rho)$ はその距離における光散乱強度(この装置においては検出フォトダイオードの測定値)である。適用すると上式の傾きが $\mu_{\text{eff}}$ となる。

[0076] 被験者上での任意の範囲における測定において、光強度を複数回検出すると、 $\mu_{\text{eff}}$ の値が測定位置に応じて変化する。制御部4は、前回の $\mu_{\text{eff}}$ の値と比較して $\mu_{\text{eff}}$ の値が高い場合に保存されている $\mu_{\text{eff}}$ の値を書き換える処理を行う。これにより、制御部4は、結果として自動的に位置探索の範囲での810nmの $\mu_{\text{eff}}$ の値の最大値を記憶する。

[0077] 制御部4は、散乱情報として970nmの $\mu_{\text{eff}}$ が最大であることを検知する。

[0078] ここで、970nmは、血流情報取得用に光源22から発せられる照射光の波長である。この波長の $\mu_{\text{eff}}$ の情報が血中の濁度に依存した情報になる。

[0079]  $\mu_{\text{eff}}$ は、第1の光強度検出部31及び第2の光強度検出部32が検出した

光強度から上記数式 2 により求めることができる。 $\mu_{\text{eff}}$ の求め方については上記した。

- [0080] 被験者上での任意の範囲における測定において、光強度を複数回検出すると、 $\mu_{\text{eff}}$ の値が測定位置に応じて変化する。制御部 4 は、前回の $\mu_{\text{eff}}$ の値と比較して $\mu_{\text{eff}}$ の値が高い場合に保存されている $\mu_{\text{eff}}$ の値を書き換える処理を行う。これにより、制御部 4 は、結果として自動的に位置探索の範囲での970nmの $\mu_{\text{eff}}$ の値の最大値を記憶する。
- [0081] 制御部 4 は、660nmAD/810nmCVが最小であることを検知する。
- [0082] ここで、660nmADは吸収情報である。具体的には660nmの光が照射された時の、一番距離的に近い第 1 の光強度検出部 3 1 又は第 2 の光強度検出部 3 2 の測定値である。
- [0083] 810nmCVは血流情報である。照射光の波長が810nmのときの $\mu_{\text{eff}}$ の変動係数CVである。
- [0084] なお、810nm, 970nm波長は、光散乱計測を行い散乱体の粒子サイズによって最適波長を選んだものである。また、660nm波長は、ヘモグロビンの吸収検出用の波長である。
- [0085] 被験者上での任意の範囲における測定において、光強度を複数回検出すると、660nmAD/810nmCVの値が測定位置に応じて変化する。制御部 4 は、前回の660nmAD/810nmCVの値と比較して660nmAD/810nmCVの値が小さい場合に保存されている660nmAD/810nmCVの値を書き換える処理を行う。これにより、制御部 4 は、結果として自動的に位置探索の範囲での660nmAD/810nmCVの値の最小値を記憶する。
- [0086] 制御部 4 は、散乱情報としての810nmの $\mu_{\text{eff}}$ が最大値であり、かつ、散乱情報としての970nmの $\mu_{\text{eff}}$ が最大値であり、かつ、吸収情報と血流情報の比660nmAD/810nmCVが最小値である場合に、非侵襲脂質計測において、良好なデータが取得できる血管位置である場所と判断する。
- [0087] 実施形態の通知部 5 は、ブザー、バイブレータ、ランプ等である。制御部 4 が血管を検知に適した部位であると判別した場合に、制御部 4 は、通知部

5にブザーを鳴らさせる、振動させる、又は、ランプを点灯させる。これにより、血管位置であることをユーザに通知する。

[0088] 以上のような構成を備える血管検知装置1において、予め設定されているプログラムに基づいて、血管検知装置1は血管検知処理を実行する。図8は、実施形態の血管検知処理のフローチャートである。

[0089] 照射部2が、照射光の直線性を高めるための方向調整部を有する遮光板を介し、照射位置21に連続光を照射する（ステップ101）。

[0090] 第1の光強度検出部31が第1の検出位置331における光強度を検出するとともに、第2の光強度検出部32が第2の検出位置332の光強度を検出する（ステップ102）。

[0091] 制御部4は光検出強度3により検出された光強度に基づき生体内における散乱情報を算出する（ステップ103）。

[0092] 例えば、制御部4は、光強度検出部3により検出された複数位置の光強度の対数を取り散乱係数 $\mu_{eff}$ を算出する。制御部4は、照射した光が、検出位置33までの距離を遠くするにつれて散乱により減衰していく散乱現象に基づき散乱係数 $\mu_{eff}$ を算出する。

[0093] 制御部4は、第1の検出位置331における第1の光強度と、第2の検出位置332における第2の光強度との光強度差若しくは光強度比を算出し、当該光強度差若しくは光強度比に基づいて吸収情報を算出する。もしくは、制御部4は第1の検出位置331における光強度、もしくは、第2の検出位置332の光強度から吸収情報を算出する。（ステップ104）。

[0094] 制御部4は、吸収情報の時間変化から血液流動の指標となる血流情報を算出する（ステップ105）。制御部4は、光強度の計測時間を20sec以下とし、この計測時間内における光強度の変化量から、血流情報を算出してもよい。

[0095] 制御部4は、散乱情報、吸収情報及び血流情報に基づいて、光を照射した生体の所定の部位は血管位置と判定する（ステップ106）。

[0096] 例えば、制御部4は、例えば、810nmの $\mu_{eff}$ が最大値であり、かつ、970nm



の $\mu_{\text{eff}}$ が最大値であり、かつ、660nmAD/810nmCV( $\mu_{\text{eff}}$ に対する)が最小値である場合に、血管位置であると判別する。なお、810nmの $\mu_{\text{eff}}$ の最大値、970nmの $\mu_{\text{eff}}$ の最大値、及び、660nmAD/810nmCVの最小値の算出法については上記した。

[0097] 制御部4は、血管位置であると判別した場合に、通知部5に、ブザーを鳴らす、振動させる、又は、ランプを点灯させる制御を行う（ステップ106）。

[0098] 以上説明したように、本実施形態の血管検知装置及び方法によれば、吸収情報及び血流情報に基づいて、血管位置か否かを判定することが可能となる。

## 実施例

[0099] 以下に、本発明の実施例について説明するが、本発明は、下記の実施例に限定されない。

[0100] 市販の静脈可視化装置を使用し、本実施例における血管位置決め機能の検証を行った。まず、血管検知装置を使用し、本実施例の基準範囲に入った場所にマーキングし、静脈可視化装置で確認した。その結果を図9に示す。ここでは4つの点の中心にある黒点（図中のA）が位置決め機能に基づいてマーキングされた位置を示している。図に示すように、静脈の位置が的確にとらえられていることが確認できた。

[0101] また、図10は、ピンホールを用いない場合で位置決め機能を適用した図を示す。図9と比べると血管の位置を正確に検出していない（図中のB）。

[0102] また、図11のAは、位置決め機能を用いたポジションで脂質計測を行った結果を示し、図11のBは、それ以外のポジションで脂質計測を行った結果を示す図である。Aに示すように、相関係数0.82であり、Bの場合の相関係数0.49に比べて良好な結果が得られた。

[0103] 上記技術は、静脈や動脈の位置を探索することにも利用可能である。

[0104] また受光部を、受光素子をアレイ状やCCDカメラ、CMOSカメラなどにするこ  
とで、二次元情報を取得し、上記条件1，2に記載の最適位置をプログラム

で自動検出することも可能である。

[0105] 以上、実施形態を説明したが、この実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。この新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。この実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

### 符号の説明

- [0106] 1 血管検知装置  
2 照射部  
3 光強度検出部  
4 制御部  
5 通知部

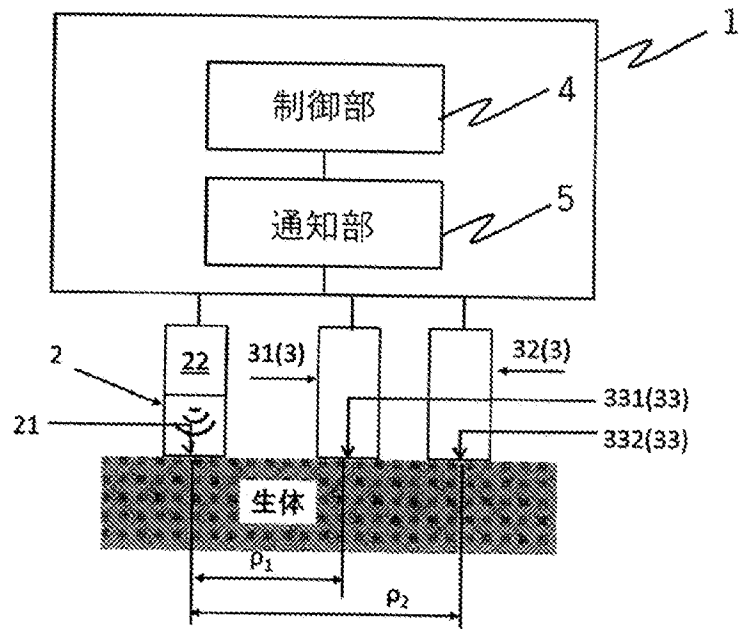
## 請求の範囲

- [請求項1] 照射面に照射光の直線性を高めるための方向調整部を有する遮光板を有し、ヘモグロビンの吸収帯の第1波長の光と、前記第1波長の光より、ヘモグロビンの吸収が小さい波長の光である第2波長の光と、を被検体に照射する照射部と、
- 前記照射部による光の照射位置から所定間隔をあけて、あるいは、連続的に配置されて、前記被検体から放出される1以上の位置の光強度を検出する光強度検出部と、
- 前記第2波長の光の光強度から、散乱情報を算出し、
- 前記第1波長の光の光強度から、吸収情報を算出し、
- 前記第2波長の光の光強度から、血流情報を算出し、
- 前記散乱情報と前記吸収情報と前記血流情報とから血管を検知する制御部と、
- を有する血管検知装置。
- [請求項2] 前記第1波長の光は可視光であり、前記第2波長の光は近赤外光である、ことを特徴とする請求項1に記載の血管検知装置。
- [請求項3] 前記制御部は、
- 前記散乱情報が最大値であり、前記吸収情報を前記血流情報で除した値が最小値である場合に、血管検知と判定する請求項1または2に記載の血管検知装置。
- [請求項4] 前記散乱情報は、散乱係数であり、
- 前記制御部は、
- 前記光強度検出部により検出された複数位置の光強度の比、又は、複数位置の光強度の差、に基づいて生体内における前記散乱係数を算出する、請求項1から3のいずれかに記載の血管検知装置。
- [請求項5] 前記制御部は、
- 前記第1波長の照射光における前記光強度検出部の検出強度に基づいて前記吸収情報を算出する請求項1から4のいずれかに記載の血管

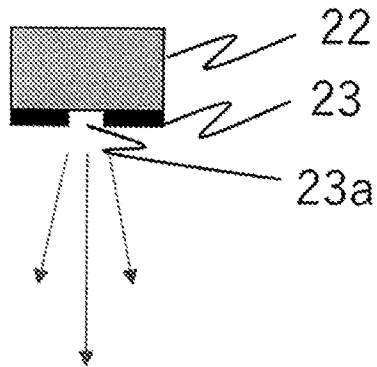
検知装置。

- [請求項6] 前記血流情報は、前記散乱係数の変動係数であり、  
前記制御部は、  
前記散乱係数の所定時間における変化から、前記変動係数を算出する、請求項4に記載の血管検知装置。
- [請求項7] 前記所定時間は、10msec以上20sec以下である請求項6に記載の血管検知装置。
- [請求項8] 前記方向調整部は、ピンホールまたはレンズを有することを特徴とする請求項1から7のいずれかに記載の血管検知装置。
- [請求項9] 前記ピンホールの直径は、0.4mm以上1.5mm以下である請求項8に記載の血管検知装置。
- [請求項10] 照射光の直線性を高めるための方向調整部を有する遮光板を介し、ヘモグロビンの吸収帯の第1波長の光と、前記第1波長の光より、ヘモグロビンの吸収が小さい波長の光である第2波長の光とを被検体に照射し、  
前記光の照射位置から所定間隔をあけて、あるいは、連続的な位置での、前記被検体から放出される1以上の位置の光強度を検出し、  
前記第2波長の光の光強度から、散乱情報を算出し、  
前記第1波長の光の光強度から、吸収情報を算出し、  
前記第2波長の光の光強度から、血流情報を算出し、  
前記散乱情報と前記吸収情報と前記血流情報とから血管を検知する、血管検知方法。

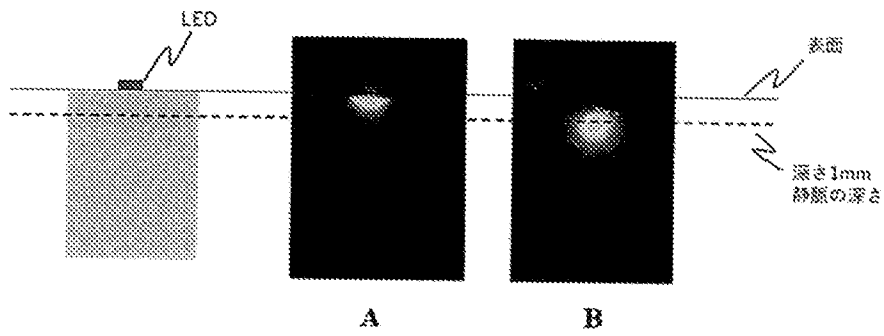
[図1]



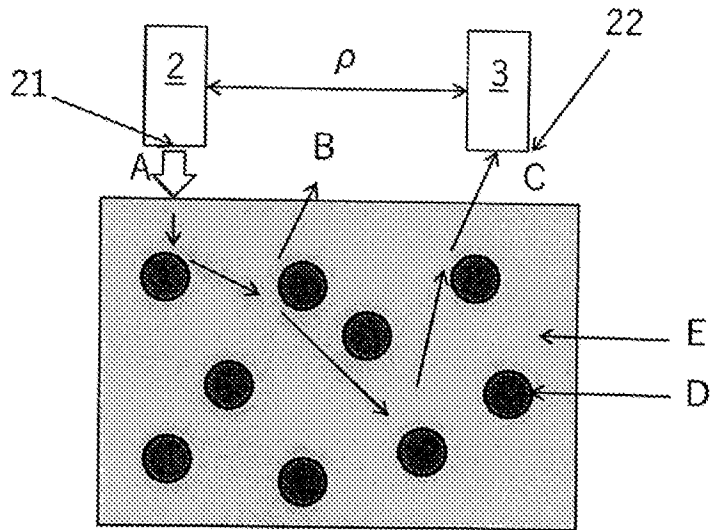
[図2]



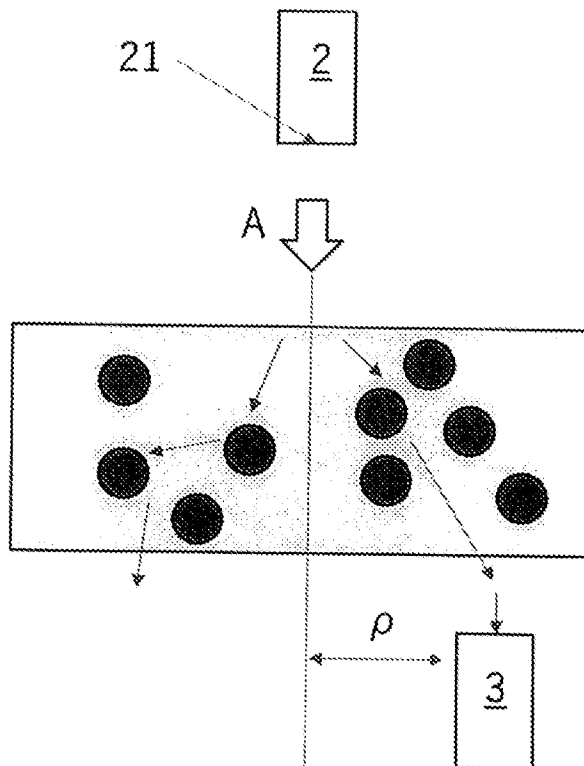
[図3]



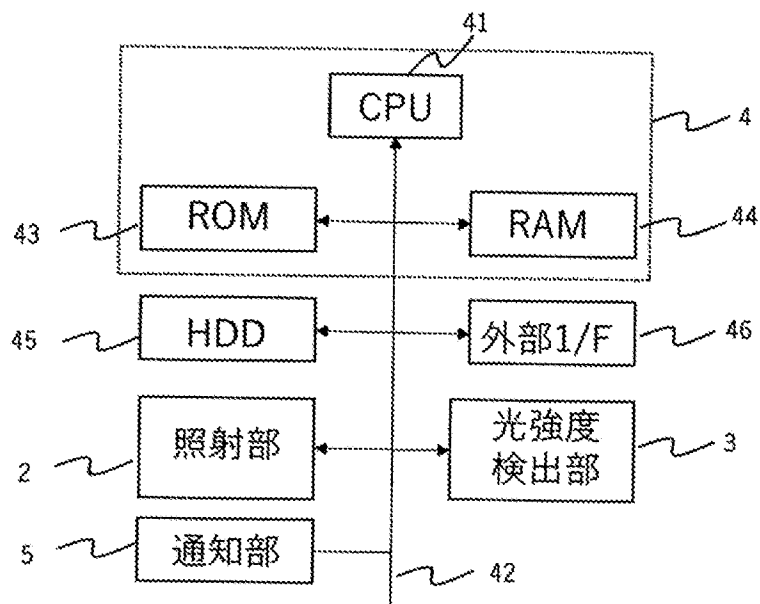
[図4]



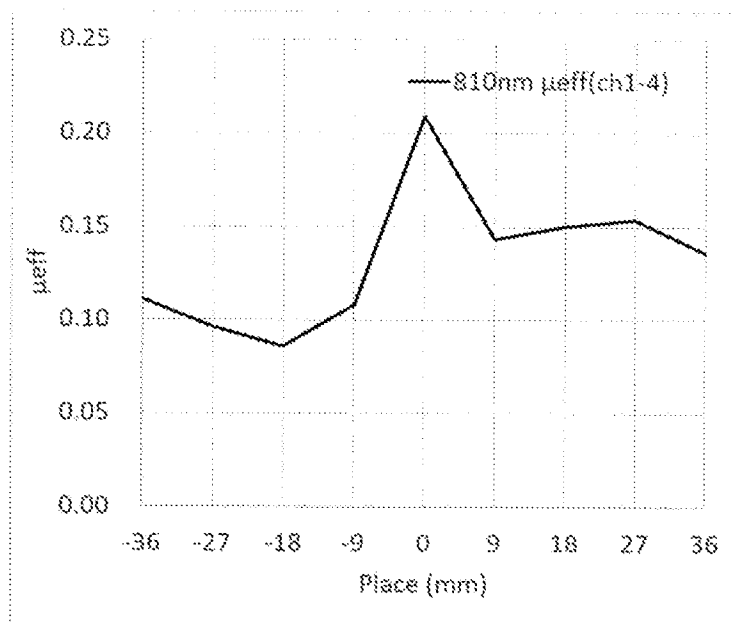
[図5]



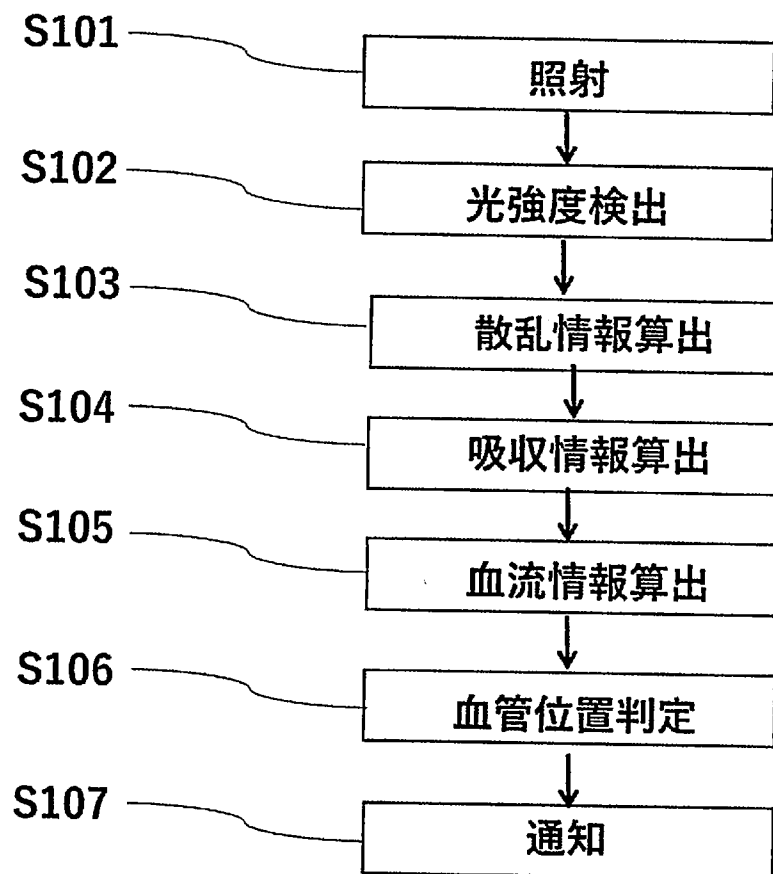
[図6]



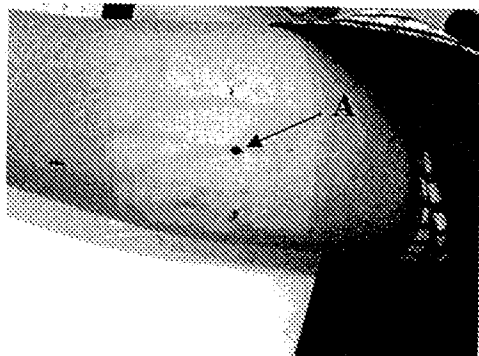
[図7]



[図8]

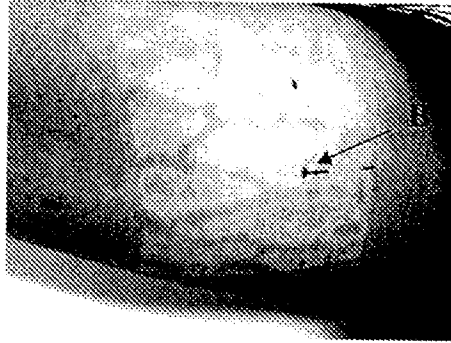


[図9]

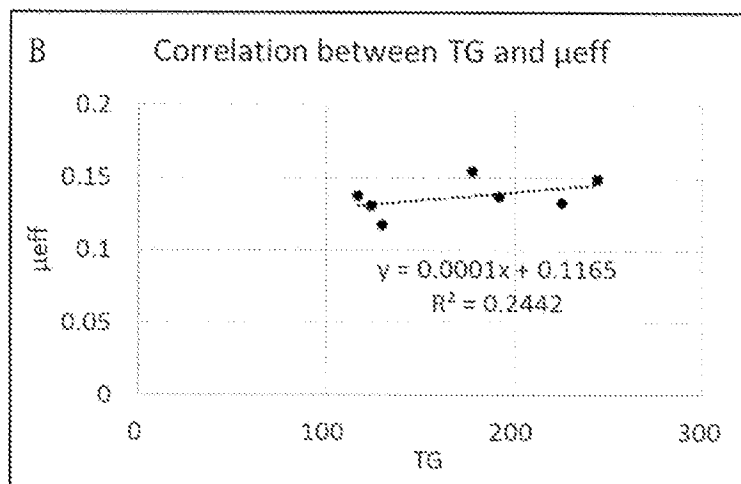
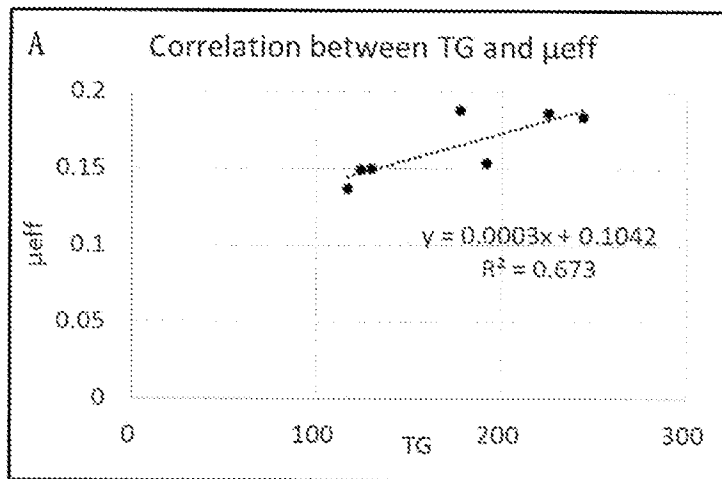




[図10]



[図11]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2019/020142

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
 Int.Cl. A61B5/1455(2006.01) i, A61B10/00(2006.01) i, G01N21/17(2006.01) i,  
 G01N21/27(2006.01) i, G01N21/359(2014.01) i, G01N21/49(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)  
 Int.Cl. A61B5/06-5/22, A61B9/00-10/06, G01N21/00-21/01, G01N21/17-21/61

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2019
Registered utility model specifications of Japan	1996-2019
Published registered utility model applications of Japan	1994-2019

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 2017-113461 A (TOSHIBA CORP.) 29 June 2017, paragraphs [0001]-[0304], fig. 1-23 (Family: none)	1-10
A	WO 2016/208010 A1 (HAMAMATSU PHOTONICS K.K.) 29 December 2016, paragraphs [0001]-[0058], fig. 1-12 & US 2018/0180539 A1, paragraphs [0001]-[0088], fig. 1-12 & EP 3315943 A1	1-10
A	JP 2013-544151 A (GIVEN IMAGING LTD.) 12 December 2013, paragraphs [0001]-[0111], fig. 1-9 & US 2013/0231536 A1, paragraphs [0001]-[0118], fig. 1-9 & WO 2012/066553 A1 & CN 103209632 A	1-10

Further documents are listed in the continuation of Box C.  See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“T” 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
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“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
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“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
“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)	“&” document member of the same patent family
“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	

Date of the actual completion of the international search 06 August 2019 (06.08.2019)	Date of mailing of the international search report 13 August 2019 (13.08.2019)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer  Telephone No.
--	---

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/020142

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2017/199492 A1 (MEDICAL PHOTONICS CO., LTD.) 23 November 2017, paragraphs [0001]-[0179], fig. 1-14 & EP 3459457 A1, paragraphs [0001]-[0178], fig. 1-13 & CN 109152558 A & KR 10-2019-0008357 A	1-10
A	WO 2017/141895 A1 (MEDICAL PHOTONICS CO., LTD.) 24 August 2017, paragraphs [0001]-[0133], fig. 1-19 & US 2019/0046091 A1, paragraphs [0001]-[0170], fig. 1-19 & EP 3417779 A1 & CN 108697388 A & KR 10-2018-0111956 A	1-10
A	WO 2017/119130 A1 (MITSUBISHI CHEMICAL HOLDINGS CORP.) 13 July 2017, paragraphs [0001]-[0044], fig. 1-8 (Family: none)	1-10

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, A61B10/00(2006.01)i, G01N21/17(2006.01)i, G01N21/27(2006.01)i, G01N21/359(2014.01)i, G01N21/49(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. A61B5/06 - 5/22, A61B9/00 - 10/06, G01N21/00 - 21/01, G01N21/17 - 21/61

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019年

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）

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 2017-113461 A（株式会社東芝）2017.06.29, [0001]-[0304]、図1-23（ファミリーなし）	1-10
A	WO 2016/208010 A1（浜松ホトニクス株式会社）2016.12.29, [0001]-[0058]、図1-12 & US 2018/0180539 A1, [0001]-[0088]、図1-12 & EP 3315943 A1	1-10

☑ 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

- |   |   |
|---|---|
| 「A」 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     |
| 「E」 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                     |
| 「L」 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） | 「Y」 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 |
| 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献                                     | 「&」 同一パテントファミリー文献   |
| 「P」 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

06.08.2019

国際調査報告の発送日

13.08.2019

国際調査機関の名称及びあて先  
 日本国特許庁（ISA/J P）  
 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）

北島 拓馬

2Q

4845

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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 2013-544151 A (ギブン イメージング リミテッド) 2013.12.12, [0001]-[0111]、図1-9 & US 2013/0231536 A1, [0001]-[0118]、図1-9 & WO 2012/066553 A1 & CN 103209632 A	1-10
A	WO 2017/199492 A1 (メディカルフォトニクス株式会社) 2017.11.23, [0001]-[0179]、図1-14 & EP 3459457 A1, [0001]-[0178]、図1-13 & CN 109152558 A & KR 10-2019-0008357 A	1-10
A	WO 2017/141895 A1 (メディカルフォトニクス株式会社) 2017.08.24, [0001]-[0133]、図1-19 & US 2019/0046091 A1, [0001]-[0170]、図1-19 & EP 3417779 A1 & CN 108697388 A & KR 10-2018-0111956 A	1-10
A	WO 2017/119130 A1 (株式会社三菱ケミカルホールディングス) 2017.07.13, [0001]-[0044]、図1-8 (ファミリーなし)	1-10