

(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
2024年2月15日(15.02.2024)



(10) 国際公開番号
WO 2024/034038 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/1455 (2006.01)

裕(YAMAGUCHI Yoshihiro); 〒1570073 東京都
世田谷区砧6-17-25 Tokyo (JP).

(21) 国際出願番号: PCT/JP2022/030509

(22) 国際出願日: 2022年8月9日(09.08.2022)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人: 株式会社フジタ 医科器械 (FUJITA
MEDICAL INSTRUMENTS CO., LTD.) [JP/JP];
〒1130033 東京都文京区本郷3丁目6
番1号 Tokyo (JP).

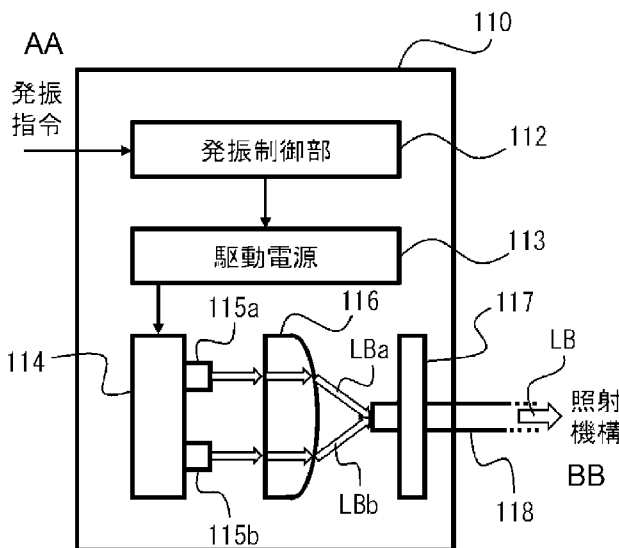
(72) 発明者: 前多 宏 信 (MAEDA Hironobu);
〒1130033 東京都文京区本郷3丁目6番1号 株
式会社フジタ医科器械内 Tokyo (JP). 山口 芳

(74) 代理人: あいわ 弁 理 士 法 人 (AIWA INTER-
NATIONAL PATENT AGENCY); 〒1040045 東
京 都 中 央 区 築 地 一 丁 目 1 2 番 2 2 号 コ
ンワビル4階 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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC,
EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR,
HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, 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,

(54) Title: BIOMETRIC INFORMATION DETECTION DEVICE AND BIOMETRIC INFORMATION DETECTION METHOD

(54) 発明の名称: 生体情報検出装置及び生体情報検出方法



112 Oscillation control unit
113 Driving power supply
AA Oscillation instruction
BB Irradiation mechanism

(57) Abstract: The present invention is a biometric information detection device comprising: a laser oscillator which oscillates a pulse laser beam oscillated at a proper wavelength for an analyte; an irradiation mechanism which emits the pulse laser beam toward a liquid biological material in which the analyte is present; a light reception sensor which receives detection laser beam output from the liquid biological material; and a control unit which controls the operation of each constituent element. The control unit outputs an oscillation instruction to the laser oscillator in such a manner that the pulse laser beam can be oscillated with a certain period, extracts a detection signal from the light reception sensor as section data in a time period corresponding to the certain period, and calculates the amount of the analyte in the liquid biological



PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK,
SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, SC, 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:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

material on the basis of the section data.

(57) 要約: 本発明は、測定対象物質に対応した適正波長で発振されたパルスレーザ光を発振するレーザ発振器と、測定対象物質が内部に存在する液状生体物にパルスレーザ光を照射する照射機構と、液状生体物から出力される検出レーザ光を受光する受光センサと、各構成要素の動作を制御する制御ユニットと、を含む生体情報検出装置である。上記制御ユニットは、一定周期でパルスレーザ光を発振するようにレーザ発振器に対して発振指令を出力し、受光センサからの検出信号を上記一定周期に対応する時間での区間データとして切り出し、区間データに基づいて液状生体物中の測定対象物質の分量を演算する。

明 細 書

発明の名称：生体情報検出装置及び生体情報検出方法

技術分野

[0001] 本発明は、生体情報検出装置及び生体情報検出方法に関し、特に、液状生体物の内部に存在する測定対象物質の分量を取得する生体情報検出装置及び生体情報検出方法に関する。

背景技術

[0002] 人間の血液中に含まれる乳酸は、例えば激しい運動中等、血液中の糖を無酸素状態で代謝した際に多く生成される。この血液中の乳酸の濃度は、血液の循環の度合いを示す値として、例えばショック状態や循環不全の指標に適用される。

[0003] その一例として、血液中に細菌等が混入して全身の臓器に障害を与える敗血症は、血液中の乳酸濃度をモニタリングすることにより、手術を受けた患者の術後管理を行う場合や、ショック症状を示す救急患者を搬送する際に、患者が重症化に至るかどうかを判断することができる。このような血液中の乳酸濃度の測定は、一般的に、患者から採血した血液を分析することにより行われるが、簡易的かつ連続的な測定が難しく、また採血に伴う感染症に対するリスク管理が必須となる。

[0004] この点を改善する方策の一つとして、例えば特許文献1には、患者における血中分析物の濃度レベルを推定する方法であって、入力変数の第1セットが侵襲的に測定した変数を含まず、入力変数の第1セットの少なくとも1つの第1変数が、患者の血中分析物の濃度レベルによって影響され、及び入力変数の第1セットの少なくとも1つの第2変数が、患者の血中分析物の濃度レベルによって影響されない入力変数の第1セットを受信すること、入力変数の第1セットの少なくとも1つを前処理して、変数の第2セット生成すること、及び線形分離法を変数の第2セットに適用して、変数の第3セットを生成すること、を含む方法が開示されている。この方法によれば、完全に非

侵襲的な測定が可能になり、変動する患者及び環境条件に対して比較的に非感受性であるため、生理学的パラメータをより正確に特徴づけられ、より幅広い範囲の応用において確実な特徴決定が可能になるとされている。

[0005] また、特許文献2には、被験体の血液成分レベルをリアルタイムモニタリングする方法であって、波長可変ハイブリッドⅠⅠⅠーⅤ／ⅠⅤレーザセンサを備えたシステムオンチップを提供すること；光ファイバインターフェースに掃引レーザ信号を送信することにより、システムオンチップに被験体の血液成分レベルをモニタリングするよう指示すること；光ファイバインターフェースにて被験体の血液に上記信号を導くこと；上記信号が血液と相互作用した後、血液からの反射信号を光ファイバインターフェースで収集すること；上記反射信号を反射光フォトダイオードに導くこと、のステップを含む方法が開示されている。このとき、反射信号は光信号であり；反射信号を光信号から電気信号に変換すること；ならびにマイクロコントローラで電気信号を処理して、当該電気信号を校正された血液成分レベルに変換すること、が実行され、これにより、一定期間にわたって複数のデータポイントを連続的に収集することができ、治療の有効性を評価する上で重要となり得る履歴トレンドの重要な情報を提供することを可能にするとされている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特表2010-526646号公報

特許文献2：特表2020-520768号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 上記例示した従来技術において、例えば特許文献1で開示された方法では、血液中の入力変数の第1セットを非侵襲的に取得するものの（「侵襲的に測定した変数を含まず」との記載参照）、血中分析物の濃度レベルに「影響される」第1変数と「影響されない」第2変数との少なくとも2つの変数を

受信する必要がある。このため、患者の状態を連続的にモニタリングしてデータ処理を行う際のデータ量が大きくなってしまいう問題がある。

[0008] 一方、特許文献2で開示された方法では、出力ビームを皮膚内の血管を流れる血液に照射してその反射光をフォトダイオードで受信することで、非侵襲的に対象の血液中の成分データを取得することが可能である。しかしながら、人体の体外から非侵襲的にデータを取得する場合は、レーザセンサと対象の人体とが非接触となるため、反射光に出力ビームの反射成分以外の測定環境に基づく光成分（例えば自然光や照明光等）をノイズとして含むこととなり、血液成分の演算精度が低下する要因の一つとなる。

[0009] このような経緯から、本願は、液状生体物に含まれる測定対象物質の測定データを、低ノイズで非侵襲的に取得できる生体情報検出装置及び生体情報検出方法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

[0010] 本発明の一態様による、測定対象物質に対応した適正波長で発振されたパルスレーザ光を発振するレーザ発振器と、測定対象物質が内部に存在する液状生体物にパルスレーザ光を照射する照射機構と、液状生体物から出力される検出レーザ光を受光する受光センサと、各構成要素の動作を制御する制御ユニットと、を含む生体情報検出装置は、制御ユニットが、一定周期でパルスレーザ光を発振するようにレーザ発振器に対して発振指令を出力し、受光センサからの検出信号を上記一定周期に対応する時間での区間データとして切り出し、当該区間データに基づいて液状生体物中の測定対象物質の分量を演算するように構成されている。

[0011] また、本発明の別の態様による、測定対象物質に対応した適正波長で発振されたパルスレーザ光を上記測定対象物質が内部に存在する液状生体物に照射し、液状生体物から出力される検出レーザ光を受光して測定対象物質の液状生体物中の分量を取得する生体情報検出方法は、パルスレーザ光が一定周期で発振され、受光センサからの検出信号を上記一定周期に対応する時間での区間データとして切り出し、当該区間データに基づいて測定対象物質の

分量を演算するように構成されている。

発明の効果

[0012] 本発明の一態様によれば、一定周期でパルスレーザ光を発振するようにレーザ発振器に対して発振指令を出力し、受光センサからの検出信号を上記一定周期に対応する時間での区間データとして切り出し、当該区間データに基づいて液状生体物中の測定対象物質の分量を演算するように構成したため、液状生体物に含まれる測定対象物質の測定データを、低ノイズで非侵襲的に取得できる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の代表的な一例である第1の実施形態による生体情報検出装置の構成を示す概略図である。

[図2]図1で示した生体情報検出装置に含まれるレーザ発振器の構成の一例を示すブロック図である。

[図3]図1で示した生体情報検出装置に含まれる制御ユニットの構成の一例を示すブロック図である。

[図4]第1の実施形態による生体情報検出方法の概要を示すフローチャートである。

[図5A]第1の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す平面図である。

[図5B]第1の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す部分正面図である。

[図5C]第1の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す部分正面図である。

[図6]各種指令信号と測定データとの関係を示す時系列グラフである。

[図7A]第2の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す平面図である。

[図7B]第2の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す部分正面図である。

[図7C]第2の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す部分正面図である。

[図8]第2の実施形態による生体情報検出方法の概要を示すフローチャートである。

[図9A]第3の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す平面図である。

[図9B]第3の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す部分正面図である。

[図9C]第3の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す部分正面図である。

[図10]各種指令信号と測定データとの関係を示す時系列グラフである。

[図11]第3の実施形態による生体情報検出装置の変形例による測定ユニットの概要を示す部分断面図である。

[図12]第4の実施形態による生体情報検出装置の構成を示す概略図である。

[図13]各種指令信号と測定データとの関係を示す時系列グラフである。

[図14]図12で示した生体情報検出装置に含まれるレーザ発振器の構成の一例を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本発明の代表的な一例による生体情報検出装置及び生体情報検出方法の実施形態を図面と共に説明する。

[0015] なお、本明細書において、「液状生体物」とは、例えば血液や汗、リンパ液等の人体で生成される液状の物体や分泌物を意味する。また、「測定対象物質」としては、上記液状生体物に含まれる水分以外の分子化合物等が例示できる。

[0016] <第1の実施形態>

図1は、本発明の代表的な一例である第1の実施形態による生体情報検出装置の構成を示す概略図である。また、図2は、図1で示した生体情報検出装置に含まれるレーザ発振器の構成の一例を示すブロック図である。また、

図3は、図1で示した生体情報検出装置に含まれる制御ユニットの構成の一例を示すブロック図である。

[0017] 図1に示すように、第1の実施形態による生体情報検出装置100は、その一例として、測定対象物質に対応した適正波長で発振されたパルスレーザー光LBを発振するレーザー発振器110と、測定対象物質が内部に存在する液状生体物LOにパルスレーザー光LBを照射する照射機構120と、照射機構120のXYZ方向の位置を移動させる搬送機構130と、液状生体物LOを収容した容器142のXYZ方向の位置を移動させるサンプル保持機構140と、液状生体物LOから出力される検出レーザー光を受光する受光センサ150と、各構成要素の動作を制御する制御ユニット160と、を含む。

[0018] レーザー発振器110は、液状生体物LOに含まれる測定対象物質（後述する図5Cの符号MM等を参照）を検出する上で適正な波長（例えば吸収効率が低い波長等）を出力する光源が適用される。その一例として、図2に示すように、レーザー発振器110は、制御ユニット160からの発振信号に基づいてパルスレーザー光LBを一定周期Tで発振する制御を行う発振制御部112と、発振制御部112からのオンオフ信号に応じて複数のレーザー光源115a、115bへの駆動電力を供給する駆動電源113と、レーザー光源115a、115bを取り付けた支持部114と、複数のレーザー光源115a、115bから出射されたパルスレーザー光LBを集光させる集光レンズ116と、出射されたパルスレーザー光LBの波長を調整する波長調整部117と、集光されたパルスレーザー光LBを照射機構120に伝送する伝送路118（例えば光ファイバ）と、を含む。

[0019] 第1の実施形態による生体情報検出装置100は、液状生体物LOとしては「血液」が例示でき、これに含まれる代表的な測定対象物質として「乳酸」又は「乳酸塩」が例示できる。このとき、乳酸又は乳酸塩を検出する際の適正なパルスレーザー光LBの波長は、例えば1480nmが採用される。

[0020] 上記した乳酸又は乳酸塩を検出するのに適正な波長（1480nm）を選択的に液状生体物LOに照射するために、複数のレーザー光源115a、11

5 bとしては、発光ダイオード（LED）や半導体レーザ（LD）をアレイ状に配置したものや、ミリ波、サブミリ波、マイクロ波で発振されるレーザ、あるいは自由電子レーザ等を採用できる。そして、これらを同軸に集光して高出力化したパルスレーザ光LBを波長調整部117に透過させることにより、所定の適正波長の範囲に選択されたパルスレーザ光LBが伝送路118に出射される。ここで、波長調整部117としては、所定の上限値及び下限値の範囲外の光を選択的に除去するバンドパスフィルタ等が例示できる。

[0021] なお、図2に示す構成においては、複数のレーザ光源115 a、115 bとして2つの光源を配置した場合を例示したが、さらに多数（3個以上）のレーザ光源をアレイ状あるいは円周上に配置するように構成してもよい。また、複数のレーザ光源115 a、115 bに駆動電源113から駆動電力を直接供給する場合を示したが、例えば支持部114に増幅回路（図示せず）を設けて、駆動電源113からの駆動電力を増幅してレーザ光源115 a、115 bに供給するように構成してもよい。

[0022] 照射機構120は、その一例として、伝送路118を介して一端（上端）側からパルスレーザ光LBが導入され、内部に配置された集光レンズ（図示せず）により所定のビーム直径及びビーム断面形状等のビームプロファイルに成形された後、他端（下端）側から容器142に収容された液状生体物LOに向けて照射される。なお、第1の実施形態においては、パルスレーザ光LBはビームスポットが円形断面となるように成形される場合を例示しているが、集光レンズを適宜選択することにより、ビームプロファイルを多角形あるいはライン状等の任意の形状に成形することも可能である。

[0023] 搬送機構130は、その一例として、互いに直交するXYZの3軸方向に相対移動するリニア駆動体として構成され、その一端に照射機構120が取り付けられる。なお、搬送機構130は、一端に照射機構120を取り付けたロボットアームを備えた6軸又は7軸タイプの産業用ロボットとして構成されてもよい。

[0024] サンプル保持機構140は、その一例として、測定対象物質を含む液状生

体物L Oを收容した容器1 4 2を上面に載置しつつ図示上のX Y Zの3軸方向に移動自在なテーブルとして構成されている。また、サンプル保持機構1 4 0の上面と容器1 4 2の下面との間には液状生体物L Oからの透過光を検出する受光センサ1 5 0が配置される。

[0025] なお、液状生体物L Oを收容する容器1 4 2としては、上記したパルスレーザ光L Bの波長に対して透明な（すなわち、照射されたパルスレーザ光L Bが透過する）材料によって構成される。これにより、容器1 4 2に收容された液状生体物L Oに照射されたパルスレーザ光は、測定対象物質の存在しない領域ではそのまま容器1 4 2の底面を透過して受光センサ1 5 0まで到達するため、受光センサ1 5 0によって照射されたことが検出される。

[0026] 図3に示すように、制御ユニット1 6 0は、その一例として、生体情報検出装置1 0 0の各構成要素に動作指令を出力する主制御部1 6 2と、受光センサからの検出値を用いて液状生体物L Oに含まれる測定対象物質の分量を演算する分量演算部1 6 4と、上記演算された測定対象物質の分量やその他の各種パラメータ等を表示する表示部1 6 6と、測定条件等の各種パラメータの修正を行う情報を手入力可能な入力インターフェース1 6 8と、を含む。そして、制御ユニット1 6 0は、主制御部1 6 2がレーザ発振器1 1 0、搬送機構1 3 0及びサンプル保持機構1 4 0と有線あるいは無線で接続されており、これらの周辺機器と信号のやり取りを行って生体情報検出装置1 0 0全体の動作を制御する。

[0027] 主制御部1 6 2は、その一例として、ユーザから入力インターフェース1 6 8により測定開始に対応する開始信号S_sが入力されると、所定の測定プログラムからレーザ発振器1 1 0への発振や、搬送機構1 3 0及びサンプル保持機構1 4 0への相対移動等の動作情報を抽出して、これらの動作を実行するための発振信号S_oや相対移動信号S_mを生成して各構成要素に出力する機能を有する。また、主制御部1 6 2は、レーザ発振器1 1 0への出力と同期して後述する分量演算部1 6 4に発振信号S_oを出力するとともに、当該分量演算部1 6 4からの演算結果を受けて、分量の演算結果や現在の生体

情報検出装置 100 の各種パラメータを表示部 166 に送ってこれらを表示させる機能も有する。

[0028] 分量演算部 164 は、上記した開始信号を受けた主制御部 162 から演算開始に対応する演算信号 S_e を受信すると、受光センサ 150 から時刻 t における検出値に対応する検出信号 S_d を連続的に受信して蓄積する機能を備える。また、分量演算部 164 は、主制御部 162 から発振信号 S_o を受信して、受光センサ 150 で検出した検出信号 S_d の時系列データからレーザ発振器 110 の発振タイミングに合わせた区間データ D を切り出し、当該区間データ D に基づいて液状生体物 L 中に含まれる測定対象物質の分量を演算する機能をも備える。そして、演算された測定対象物質の分量は、主制御部 162 に送られる。

[0029] 次に、図 4 ～図 6 を用いて、第 1 の実施形態による生体情報検出装置において実行される生体情報検出方法の具体的な動作態様を説明する。

[0030] 図 4 は、第 1 の実施形態による生体情報検出方法の概要を示すフローチャートである。また、図 5 A は、第 1 の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す平面図である。また、図 5 B 及び図 5 C は、第 1 の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す部分正面図である。さらに、図 6 は、各種指令信号と測定データとの関係を示す時系列グラフである。

[0031] 第 1 の実施形態による生体情報検出装置 100 によって実行される生体情報検出方法は、図 4 に示すように、ユーザから入力インターフェース 168 により測定開始に対応する開始信号 S_s が入力されると、まず制御ユニット 160 の主制御部 162 が、分量演算部 164 に対して、受光センサ 150 からの検出信号 S_d の受信開始を指令する（ステップ $S101$ ）。これにより、分量演算部 164 では、フローチャートに示す動作の終了まで連続的に受光センサ 150 からの検出信号 S_d を時系列データとして連続的に受信して一時記憶する。

- [0032] 続いて、主制御部 162 は、所定の測定プログラムに基づいて、搬送機構 130 及びサンプル保持機構 140 に対して相対移動信号 S_m を出力する（ステップ S102）。これにより、液状生体物 L0 に対してパルスレーザ光 LB が照射される位置及び焦点距離が位置決めされる。
- [0033] 次に、主制御部 162 は、レーザ発振器 110 に対して、既定の照射時間 T_{on} だけパルスレーザ光 LB を出射する発振信号 S_o を出力する（ステップ S103）。当該発振信号 S_o を受けたレーザ発振器 110 では、発振制御部 112 が駆動電源 113 に対して上記の照射時間 T_{on} の間だけオン指令信号 S_{on} を出力し、所定の波長に調整されたパルスレーザ光 LB が出射される。
- [0034] 続いて、主制御部 162 は、上記測定プログラムに基づいて、容器 142 内の液状生体物 L0 に規定されるすべての測定範囲でのパルスレーザ光 LB の照射が終了したかどうかを判別する（ステップ S104）。すなわち、ステップ S104 において、すべての測定範囲での照射が終了したと判別された場合、主制御部 162 は液状生体物 L0 に対する測定が終了したとして分量演算部 164 に演算信号 S_e を出力し、以後のステップ S105 に進む。
- [0035] 一方、ステップ S104 において、すべての測定範囲での照射が終了していないと判別された場合、ステップ S102 に戻って、測定プログラムに従う未終了の測定範囲に対するパルスレーザ光 LB の位置決め及び照射が繰り返し実行される。これにより、容器 142 に収容された液状生体物 L0 の測定すべきすべての範囲（領域）における測定対象物質の検出が実行される。
- [0036] 図 5A～図 5C を参照すると、上記のステップ S102 からステップ S104 までの動作手順について、その具体的な一例が示されている。すなわち、図 5A に示すように、上面にセンシング面を有する受光センサ 150 に載置された容器 142 には液状生体物 L0 が収容されており、当該液状生体物 L0 において、パルスレーザ光 LB の集光点 FP の集光径（スポット径）に対応する長さを縦横の長さとする矩形領域 C を複数個定義する。
- [0037] そして、上記のように定義された複数個の矩形領域について、測定プログ

ラムでパルスレーザ光 L_B の照射開始位置 P_s と照射終了位置 P_e をさらに定義するとともに、これら照射開始位置 P_s と照射終了位置 P_e との間を XY 方向で走査する走査経路を規定する。なお、図4で示したフローチャートのステップ $S104$ の判別では、現在の照射位置（集光点 F_P ）が走査経路上の照射終了位置 P_e と一致したかどうかで判断される。

[0038] 次に、パルスレーザ光 L_B の照射位置（集光点 F_P ）において、測定対象物質 MM の有無と受光センサ 150 からの検出信号との関係について以下に説明する。例えば図5Bに示すように、照射されたパルスレーザ光 L_B の集光点 F_P あるいはその延長上に測定対象物質 MM が存在しない場合、パルスレーザ光 L_B は液状生体物 LO 及び容器 142 を透過するため、照射されたパルスレーザ光 L_B の出力に相当する透過光 T_B が受光センサ 150 の受光点 D_P で検出される。

[0039] 一方、図5Cに示すように、照射されたパルスレーザ光 L_B の集光点 F_P あるいはその延長上に測定対象物質 MM が存在する場合には、パルスレーザ光 L_B は測定対象物質 MM で吸収あるいは反射されるため、照射されたパルスレーザ光 L_B の出力より低出力を有する透過光 T_B が受光センサ 150 の受光点 D_P で検出される。なお、図5Cにおいては、測定対象物質 MM がパルスレーザ光 L_B の集光点 F_P の集光径より大きい場合を例示しているが、集光径より小さい場合であっても同様の傾向を示す。

[0040] 続いて、主制御部 162 から演算信号を受けた分量演算部 164 は、図6に示すように、主制御部 162 からの発振信号 S_o を受信していた区間に対応する受光センサ 150 からの検出信号 S_d の区間を切り出すことにより、区間データ D を抽出する（ステップ $S105$ ）。これにより、検出信号 S_d におけるパルスレーザ光 L_B が照射されていた照射時間 T_{on} に対応する区間のデータのみを絞り込むことができる（すなわち検出時のノイズを低減できる）。ここで、発振信号 S_o の照射時間 T_{on} と非照射時間 T_{off} とを併せて1周期 T と定義する。

[0041] 次に、分量演算部 164 は、抽出された区間データ D に基づいて測定対象

物質MMの液状生体物LOに対する分量を演算する。具体的には、ステップS105で抽出された区間データDは、その一例として、測定対象物質MMが検出されていない場合（非検出区間Tn）の基準データDs（図5Bで示した状態）と、測定対象物質MMが検出された場合（検出区間Td）の検出データDd（図5Cで示した状態）と、の2つのレベルによる出力値を含んでいる。

[0042] このとき、基準データDsと検出データDdとの差分 ΔD の絶対値が大きいほど測定対象物質MMの検出量が多いと判断できる。そこで、分量演算部164は、対象となるすべての測定範囲を測定後に、区間データDの全体における検出データDdの数を積算し、測定対象物質MMの「分量」として主制御部162に出力して動作を終了する（ステップS106）。

[0043] なお、測定対象物質MMの分量は積算数ではなく全体に対する比率として演算されてもよい。また、基準データDsと検出データDdとの差分 ΔD に閾値を設けて、所定の閾値を超えたものを「検出した」と判断するようにしてもよい。

[0044] 上記のような構成を備えることにより、第1の実施形態による生体情報検出装置及び生体情報検出方法は、一定周期でパルスレーザ光を発振するようにレーザ発振器に対して発振指令を出力し、受光センサからの検出信号を上記一定周期に対応する時間での区間データとして切り出し、当該区間データに基づいて液状生体物中の測定対象物質の分量を演算するように構成したため、液状生体物に含まれる測定対象物質の測定データを、低ノイズで非侵襲的に取得できる。

[0045] <第2の実施形態>

次に、図7A～図8を用いて、本発明の別の一例である第2の実施形態による生体情報検出装置及び生体情報検出方法の実施態様について説明する。なお、第2の実施形態においては、図1～図6に示した概略図等において、第1の実施形態と同一あるいは共通の構成を採用し得るものについては、同一の符号を付してこれらの繰り返しの説明は省略する。

[0046] 図 7 A は、第 2 の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザー光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す平面図である。また、図 7 B 及び図 7 C は、第 2 の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザー光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す部分正面図である。さらに、図 8 は、第 2 の実施形態による生体情報検出方法の概要を示すフローチャートである。

[0047] 第 2 の実施形態による生体情報検出装置 100 においては、第 1 の実施形態における液状生体物 L0 を収容する容器 142 を用いた測定手法に対して、例えば液状生体物 L0 の代表的な一例である血液が人間等の生物内部を流れている間に、直接測定用のパルスレーザー光 LB を血管等に照射して測定する手法を用いる。すなわち、図 7 A に示すように、人体において照射されるパルスレーザー光 LB が比較的透過しやすい末端部（例えば指 240）を上面にセンシング面を有する受光センサ 150 上に載せた状態で、パルスレーザー光 LB を当該指 240 に向けて照射する。

[0048] このとき、パルスレーザー光 LB の照射位置（集光点 FP）において、例えば図 7 B に示すように、照射されたパルスレーザー光 LB の集光点 FP あるいはその延長上に測定対象物質 MM が存在しない場合、パルスレーザー光 LB は血管 242 を含む指 240 を透過するため、照射されたパルスレーザー光 LB の出力に相当する透過光 TB が受光センサ 150 の受光点 DP で検出される。

[0049] 一方、図 7 C に示すように、照射されたパルスレーザー光 LB の集光点 FP あるいはその延長上に測定対象物質 MM が存在する場合には、パルスレーザー光 LB は測定対象物質 MM で吸収あるいは反射されるため、照射されたパルスレーザー光 LB の出力より低出力を有する透過光 TB が受光センサ 150 の受光点 DP で検出される。なお、図 7 C においても、第 1 の実施形態の場合と同様に、測定対象物質 MM がパルスレーザー光 LB の集光点 FP の集光径より小さい場合であっても同様の傾向を示す。

[0050] このような配置による状態で、一定周期 T のオンオフ制御によるパルスレ

ーザ光L Bを所定時間だけ照射しつつ、受光センサ150からの検出信号S_dを受信する。これにより、第1の実施形態において容器142内の液状生物物L Oの測定領域を走査して測定する代わりに、連続的に流れる血液としての液状生物物L Oの時系列データを測定することができる。

[0051] 第2の実施形態による生体情報検出方法は、図8に示すように、ユーザから入力インターフェース168により測定開始に対応する開始信号S_sが入力されると、まず制御ユニット160の主制御部162が、分量演算部164に対して、受光センサ150からの検出信号S_dの受信開始を指令する（ステップS201）。これにより、分量演算部164では、フローチャートに示す動作の終了まで連続的に受光センサ150からの検出信号S_dを時系列データとして連続的に受信して一時記憶する。

[0052] 続いて、主制御部162は、所定の測定プログラムに基づいて、レーザ発振器110に対して既定の照射時間T_{on}だけパルスレーザ光L Bを出射する発振信号S_oを出力する（ステップS202）。当該発振信号S_oを受けたレーザ発振器110では、第1の実施形態と同様に、発振制御部112が駆動電源113に対して上記の照射時間T_{on}の間だけオン指令信号S_{on}を出力し、所定の波長に調整されたパルスレーザ光L Bが出射される。

[0053] 続いて、主制御部162は、上記測定プログラムに基づいて、一定周期Tによるパルスレーザ光L Bの照射が所定周期終了したかどうかを判別する（ステップS203）。すなわち、ステップS203において、所定の周期数の照射が終了したと判別された場合、主制御部162は液状生物物L Oに対する測定が終了したとして分量演算部164に演算信号S_eを出力し、以後のステップS204に進む。

[0054] 一方、ステップS203において、所定の周期数の照射が終了していないと判別された場合、ステップS202に戻って1周期分のパルスレーザ光L Bの照射を繰り返す。これにより、指240の血管242を連続的に流れる液状生物物（血液）L Oの所定時間における測定対象物質に対する検出動作が実行される。

[0055] 続いて、主制御部 162 から演算信号を受けた分量演算部 164 は、第 1 の実施形態と同様に、主制御部 162 からの発振信号 S_o を受信していた区間に対応する受光センサ 150 からの検出信号 S_d の区間を切り出すことにより、区間データ D を抽出する（ステップ $S204$ ）。これにより、検出信号 S_d におけるパルスレーザ光 L_B が照射されていた照射時間 T_{on} に対応する区間のデータのみを絞り込むことができる。

[0056] 次に、分量演算部 164 は、第 1 の実施形態の場合と同様に、抽出された区間データ D に基づいて測定対象物質 MM の液状生体物 LO に対する分量を演算する。これにより、分量演算部 164 は、所定の周期数における時系列データの測定後に、区間データ D の全体における検出データ D_d の数を積算し、測定対象物質 MM の「分量」として主制御部 162 に出力して動作を終了する（ステップ $S205$ ）。

[0057] 上記のような構成を備えることにより、第 2 の実施形態による生体情報検出装置及び生体情報検出方法は、第 1 の実施形態で説明した効果に加えて、例えば液状生体物の代表的な一例である血液が人間等の生物内部を流れている間に、直接測定用のパルスレーザ光を指等の血管に照射して測定する手法を用いるため、人体等から予め測定対象物質を含む液状生体物を取得する必要がなく、測定時の負担を軽減できる。また、測定する液状生体物 LO を収容した容器に対してパルスレーザ光を相対移動させるステップが不要となるため、全体の測定時間を短縮することもできる。

[0058] <第 3 の実施形態>

次に、図 9A～図 11 を用いて、本発明のさらに別の一例である第 3 の実施形態による生体情報検出装置及び生体情報検出方法の実施態様について説明する。なお、第 3 の実施形態においては、図 1～図 8 に示した概略図等において、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態と同一あるいは共通の構成を採用し得るものについては、同一の符号を付してこれらの繰り返しの説明は省略する。

[0059] 図 9A は、第 3 の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ

光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す平面図である。また、図 9 B 及び図 9 C は、第 3 の実施形態による生体情報検出装置においてパルスレーザ光が液状生体物に照射される動作手順の概要を示す平面図及び部分正面図である。また、図 10 は、各種指令信号と測定データとの関係を示す時系列グラフである。さらに、図 11 は、第 3 の実施形態による生体情報検出装置の変形例による測定ユニットの概要を示す部分断面図である。

[0060] 第 3 の実施形態による生体情報検出装置 100 においては、第 1 の実施形態における液状生体物 L O からの透過光を受光センサ 150 で検出する測定手法に対して、液状生体物 L O に含まれる測定対象物質 MM の反射光を測定する手法を用いる。すなわち、図 9 A に示すように、サンプル保持機構 140 に載置された容器 142 に液状生体物 L O が収容されており、第 1 の実施形態の場合と同様に、液状生体物 L O の所定の測定範囲に対してパルスレーザ光 L B を照射する。

[0061] このとき、第 3 の実施形態による生体情報検出装置 100 においては、液状生体物 L O に含まれる測定対象物質 MM で反射した反射光 R B を、照射機構 120 に取り付けられた受光センサ 350 によって検出する。すなわち、例えば図 9 B に示すように、照射されたパルスレーザ光 L B の集光点 F P あるいはその延長上に測定対象物質 MM が存在しない場合、パルスレーザ光 L B は液状生体物 L O 及び容器 142 を透過するため、受光センサ 350 では装置周囲の光量に基づく検出値のみが検出される。

[0062] 一方、図 9 C に示すように、照射されたパルスレーザ光 L B の集光点 F P あるいはその延長上に測定対象物質 MM が存在する場合には、パルスレーザ光 L B は測定対象物質 MM で吸収あるいは反射されるため、照射されたパルスレーザ光 L B の出力の一部が反射された反射光 R B が受光センサ 350 の受光点 D P で検出される。なお、図 9 C においては、第 1 の実施形態の場合と同様に、測定対象物質 MM がパルスレーザ光 L B の集光点 F P の集光径より小さい場合であっても同様の傾向を示す。

[0063] 第 3 の実施形態による生体情報検出装置 100 においては、図 10 に示す

ように、受光センサ350が反射光RBを検出した区間で検出値が大となる検出信号Sdが受信される。そして、分量演算部164は、主制御部162からの発振信号Soを受信していた区間に対応する受光センサ150からの検出信号Sdの区間を切り出すことにより、区間データDを抽出する。これにより、第1の実施形態の場合と同様に、検出信号Sdにおけるパルスレーザ光LBが照射されていた照射時間Tonに対応する区間のデータのみを絞り込むことができる。

[0064] 次に、分量演算部164は、抽出された区間データDに基づいて測定対象物質MMの液状生体物LOに対する分量を演算する。具体的には、抽出された区間データDは、その一例として、測定対象物質MMが検出されていない場合（非検出区間Tn）の基準データDsと、測定対象物質MMが検出された場合（検出区間Td）の検出データDdと、の2つのレベルによる出力値を含んでいる。

[0065] このとき、第1の実施形態の場合と同様に、基準データDsと検出データDdとの差分 ΔD の絶対値が大きいほど測定対象物質MMの検出量が多いと判断できる。そこで、分量演算部164は、対象となるすべての測定範囲を測定後に、区間データDの全体における検出データDdの数を積算し、測定対象物質MMの「分量」として主制御部162に演算結果を出力する。

[0066] 上記とおり、第3の実施形態による生体情報検出装置100では、測定対象物質MMに対するパルスレーザ光LBの反射光RBを検出することにより、当該測定対象物質MMの分量を演算する。このため、第3の実施形態の変形例として、よりコンパクトなサイズの測定ユニットの構成を採用することができる。

[0067] すなわち、図11に示すように、測定ユニット360として、例えば指240等の液状生体物LOが流れる生物の一部を収容する筒状の収容部362と、当該収容部362の内部空間Sに向けてパルスレーザ光LBを照射する照射機構120と、パルスレーザ光LBの反射光を検出する受光センサ350と、を含む構成が例示できる。これにより、測定ユニット360の周囲環

境に伴う光量の検出を最小限に留めることができるため、測定精度をさらに高めることが可能となる。

[0068] 上記のような構成を備えることにより、第3の実施形態による生体情報検出装置及び生体情報検出方法は、第1の実施形態で説明した効果に加えて、液状生体物に含まれる測定対象物質の反射光を測定する手法を用いることにより、周囲環境に伴う光量の検出を最小限に留めることができるため、測定精度をさらに高めることが可能となる。

[0069] <第4の実施形態>

次に、図12～図14を用いて、本発明のさらに別の一例である第4の実施形態による生体情報検出装置及び生体情報検出方法の実施態様について説明する。なお、第4の実施形態においては、図1～図11に示した概略図等において、第1～第3の実施形態と同一あるいは共通の構成を採用し得るものについては、同一の符号を付してこれらの繰り返しの説明は省略する。

[0070] 図12は、第4の実施形態による生体情報検出装置の構成を示す概略図である。また、図13は、各種指令信号と測定データとの関係を示す時系列グラフである。また、図14は、図12で示した生体情報検出装置に含まれるレーザ発振器の構成の一例を示すブロック図である。

[0071] 第4の実施形態による生体情報検出装置400においては、異なる測定対象物質に対応した異なる適正波長に設定されたパルスレーザ光LBa、LBbを出力する複数のレーザ発振器410a、410bを備える点で、第1の実施形態と異なる。これにより、第4の実施形態による生体情報検出装置400は、単一の液状生体物LOから複数の測定対象物質MM1、MM2に対する分量を得ることが可能となる。

[0072] 具体的には、図12に示すように、第4の実施形態による生体情報検出装置400は、第1の測定対象物質に対応した適正波長で発振されたパルスレーザ光LBaを発振するレーザ発振器410aと、第2の測定対象物質に対応した適正波長で発振されたパルスレーザ光LBbを発振するレーザ発振器410bと、第1の測定対象物質及び第2の測定対象物質が内部に存在する

液状生体物L Oにパルスレーザ光L B a、L B bを照射する照射機構1 2 0と、照射機構1 2 0のX Y Z方向の位置を移動させる搬送機構1 3 0と、液状生体物L Oを収容した容器1 4 2のX Y Z方向の位置を移動させるサンプル保持機構1 4 0と、液状生体物L Oから出力される検出レーザ光を受光する受光センサ1 5 0と、各構成要素の動作を制御する制御ユニット1 6 0と、を含む。

[0073] 第4の実施形態による生体情報検出装置4 0 0において、液状生体物L Oに含まれる第1の測定対象物質MM 1としては「乳酸」又は「乳酸塩」が例示できる。このとき、当該乳酸又は乳酸塩を検出する際の適正なパルスレーザ光L B aの波長は、第1の実施形態の場合と同様に、例えば1 4 8 0 n mが採用される。

[0074] 一方、液状生体物L Oに含まれる第2の測定対象物質MM 2としては「ピルビン酸」が例示できる。このとき、当該ピルビン酸を検出する際の適正なパルスレーザ光L B bの波長は、例えば1 4 6 2 n mが採用される。

[0075] レーザ発振器4 1 0 a、4 1 0 bから出力されたパルスレーザ光L B a、L B bは、それぞれ伝送路4 1 8 a、4 1 8 bを介して照射機構1 2 0の一端（上端）側から導入される。そして、パルスレーザ光L B a、L B bは、照射機構1 2 0の内部に配置された集光光学系（図示せず）により同軸のビームプロファイルに成形された後、他端（下端）側から容器1 4 2に収容された液状生体物L Oに向けて照射される。なお、第4の実施形態においても、パルスレーザ光L B a、L B bのビームスポットを多角形あるいはライン状等の任意の形状としたビームプロファイルに成形することが可能である。

[0076] このような構成によって得られた受光センサ1 5 0における検出信号S dと各種信号の関係は、その一例として図1 3に示すように、2つの発振信号S 1 o、S 2 oに対応した第1の検出区間T 1 dと第2の検出区間T 2 dとを含む態様となる。そして、第1の実施形態と同様に、主制御部1 6 2から演算信号を受けた分量演算部1 6 4は、発振信号S 1 oを受信していた区間に対応する検出信号S dの区間と発振信号S 2 oを受信していた区間に対応

する検出信号 S_d の区間とを切り出すことにより、第 1 区間データ D_1 及び第 2 区間データ D_2 を抽出する。これにより、第 1 のパルスレーザ光 L_{B1} が照射されていた照射時間 T_{on} と第 2 のパルスレーザ光 L_{B2} が照射されていた照射時間 T_{on} とに対応する区間のデータのみを絞り込むことができる。

[0077] 次に、分量演算部 164 は、抽出された第 1 区間データ D_1 及び第 2 区間データ D_2 に基づいて、測定対象物質 MM_1 及び MM_2 の液状生体物 LO に対する分量を演算する。具体的には、抽出された第 1 区間データ D_1 、第 2 区間データ D_2 は、その一例として、測定対象物質 MM_1 、 MM_2 が検出されていない場合（非検出区間 T_n ）の基準データ D_s と、測定対象物質 MM_1 、 MM_2 が検出された場合の検出データ D_{1d} 、 D_{2d} と、の 2 つのレベルによる出力値を含んでいる。

[0078] このとき、基準データ D_s と検出データ D_{1d} との差分 ΔD_1 及び基準データ D_s と検出データ D_{2d} との差分 ΔD_2 の絶対値が大きいほど、測定対象物質 MM_1 、 MM_2 の検出量が多いと判断できる。そこで、分量演算部 164 は、対象となるすべての測定範囲を測定後に、第 1 区間データ D_1 及び第 2 区間データ D_2 の全体における検出データ D_{1d} 及び D_{2d} の数を積算し、測定対象物質 MM_1 、 MM_2 のそれぞれの「分量」として主制御部 162 に出力する。

[0079] なお、第 1 の実施形態の場合と同様に、測定対象物質 MM_1 、 MM_2 の分量は積算数ではなく全体に対する比率として演算されてもよい。また、差分 ΔD_1 あるいは ΔD_2 に閾値を設けて、所定の閾値を超えたものを「検出した」と判断するようにしてもよい。

[0080] 次に、図 14 を用いて、第 4 の実施形態の変形例について説明する。第 4 の実施形態の変形例による生体情報検出装置 400 は、その一例として、図 12 で示した 2 つのレーザ発振器 410a、410b を単一のレーザ発振器 410 として構成したものを含む。

[0081] すなわち、図 14 に示すように、レーザ発振器 410 は、発振制御部 11

2と、駆動電源113と、複数のレーザ光源415a、415bを取り付けた支持部114と、レーザ光源415aから出射されたパルスレーザ光LBaを集光させる集光レンズ416aと、レーザ光源415bから出射されたパルスレーザ光LBbを集光させる集光レンズ416bと、出射されたパルスレーザ光LBa、LBbの波長を調整する波長調整部417a、417bと、集光されたパルスレーザ光LBa、LBbをそれぞれ照射機構120に伝送する伝送路418a、418b（例えば光ファイバ）と、を含む。

[0082] なお、第1の実施形態の場合と同様に、複数のレーザ光源415a、415bとして、複数の発光ダイオード（LED）や半導体レーザ（LD）をアレイ状に配置して高出力化したものを採用できる。また、増幅回路（図示せず）を別途設けて、複数のレーザ光源415a、415bに駆動電源113からの駆動電力を増幅して供給するように構成してもよい。これらの構成により、生体情報検出装置400の全体の占有スペースを低減できる。

[0083] さらに、第4の実施形態による生体情報検出装置400では、2つの測定対象物質MM1、MM2を検出するために2つの異なるパルスレーザ光LBa、LBbを用いた場合を例示したが、3つ以上の測定対象物質を検出するために、3つ以上の異なる波長によるパルスレーザ光を組合せて適用することも可能である。

[0084] 上記のような構成を備えることにより、第4の実施形態による生体情報検出装置及び生体情報検出方法は、第1の実施形態で説明した効果に加えて、複数の測定対象物質に対応した異なる適正波長に設定されたパルスレーザ光を出力する複数のレーザ発振器を用いて検出を行う態様としたため、単一の液状生体物から複数の測定対象物質に対する分量を同時に得ることが可能となる。

[0085] なお、本発明は上記実施の形態に限られたものではなく、趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更することが可能である。本発明はその発明の範囲内において、実施の形態の任意の構成要素の変形、もしくは実施の形態の任意の構成要素の省略が可能である。例えば、第1の実施形態から第4の実施形態で示

した具体例は、それぞれの特徴を組合せて適用してもよい。

符号の説明

- [0086] 100、400 生体情報検出装置
- 110、410、410a、410b レーザ発振器
- 112 発振制御部
- 113 駆動電源
- 114 支持部
- 115a、115b、415a、415b レーザ光源
- 116、416a、416b 集光レンズ
- 117、417a、417b 波長調整部
- 118、418a、418b 伝送路
- 120 照射機構
- 130 搬送機構
- 140 サンプル保持機構
- 142 容器
- 150、350 受光センサ
- 160 制御ユニット
- 162 主制御部
- 164 分量演算部
- 166 表示部
- 168 入力インターフェース
- 240 指
- 242 血管
- 360 測定ユニット
- 362 収容部

請求の範囲

- [請求項1] 測定対象物質に対応した適正波長で発振されたパルスレーザ光を発振するレーザ発振器と、前記測定対象物質が内部に存在する液状生体物に前記パルスレーザ光を照射する照射機構と、前記液状生体物から出力される検出レーザ光を受光する受光センサと、各構成要素の動作を制御する制御ユニットと、を含む生体情報検出装置であって、
前記制御ユニットは、一定周期で前記パルスレーザ光を発振するように前記レーザ発振器に対して発振指令を出力し、前記受光センサからの検出信号を前記一定周期に対応する時間での区間データとして切り出し、前記区間データに基づいて前記液状生体物中の前記測定対象物質の分量を演算する
生体情報検出装置。
- [請求項2] 前記測定対象物質は乳酸又は乳酸塩であって、前記適正波長は1420nmである
請求項1に記載の生体情報検出装置。
- [請求項3] 前記パルスレーザ光は、流動中の前記液状生体物に向けて照射される
請求項1又は2に記載の生体情報検出装置。
- [請求項4] 前記受光センサは、前記パルスレーザ光の反射光を受光するように構成されている
請求項1～3のいずれか1項に記載の生体情報検出装置。
- [請求項5] 前記測定対象物質は複数であって、
前記レーザ発振器を前記複数の測定対象物質ごとに複数含む
請求項1～4のいずれか1項に記載の生体情報検出装置。
- [請求項6] 測定対象物質に対応した適正波長で発振されたパルスレーザ光を前記測定対象物質が内部に存在する液状生体物に照射し、前記液状生体物から出力される検出レーザ光を受光センサで受光して前記測定対象物質の前記液状生体物中の分量を取得する生体情報検出方法であって

、

前記パルスレーザ光は一定周期で発振され、前記受光センサからの検出信号を前記一定周期に対応する時間での区間データとして切り出し、前記区間データに基づいて前記分量を演算する生体情報検出方法。

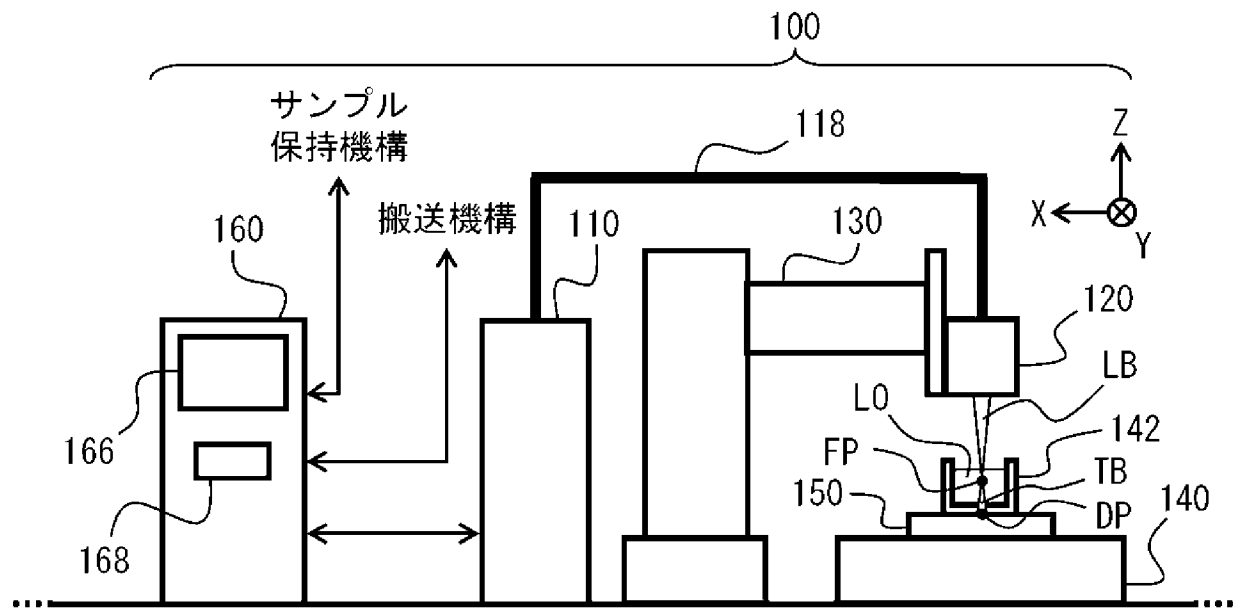
[請求項7] 前記測定対象物質は乳酸又は乳酸塩であって、前記適正波長は1420nmである
請求項6に記載の生体情報検出方法。

[請求項8] 前記パルスレーザ光は、流動中の前記液状生体物に向けて照射される
請求項6又は7に記載の生体情報検出方法。

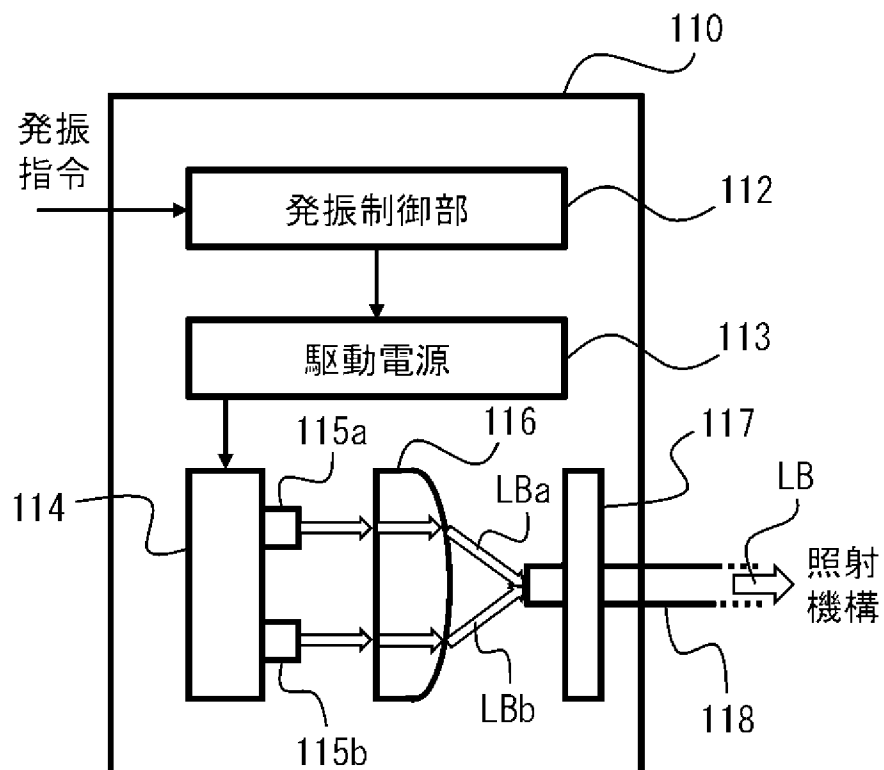
[請求項9] 前記パルスレーザ光は反射光を前記検出レーザ光として受光する
請求項6～8のいずれか1項に記載の生体情報検出方法。

[請求項10] 前記測定対象物質は複数であって、
前記パルスレーザ光は前記複数の測定対象物質ごとに複数照射される
請求項6～9のいずれか1項に記載の生体情報検出方法。

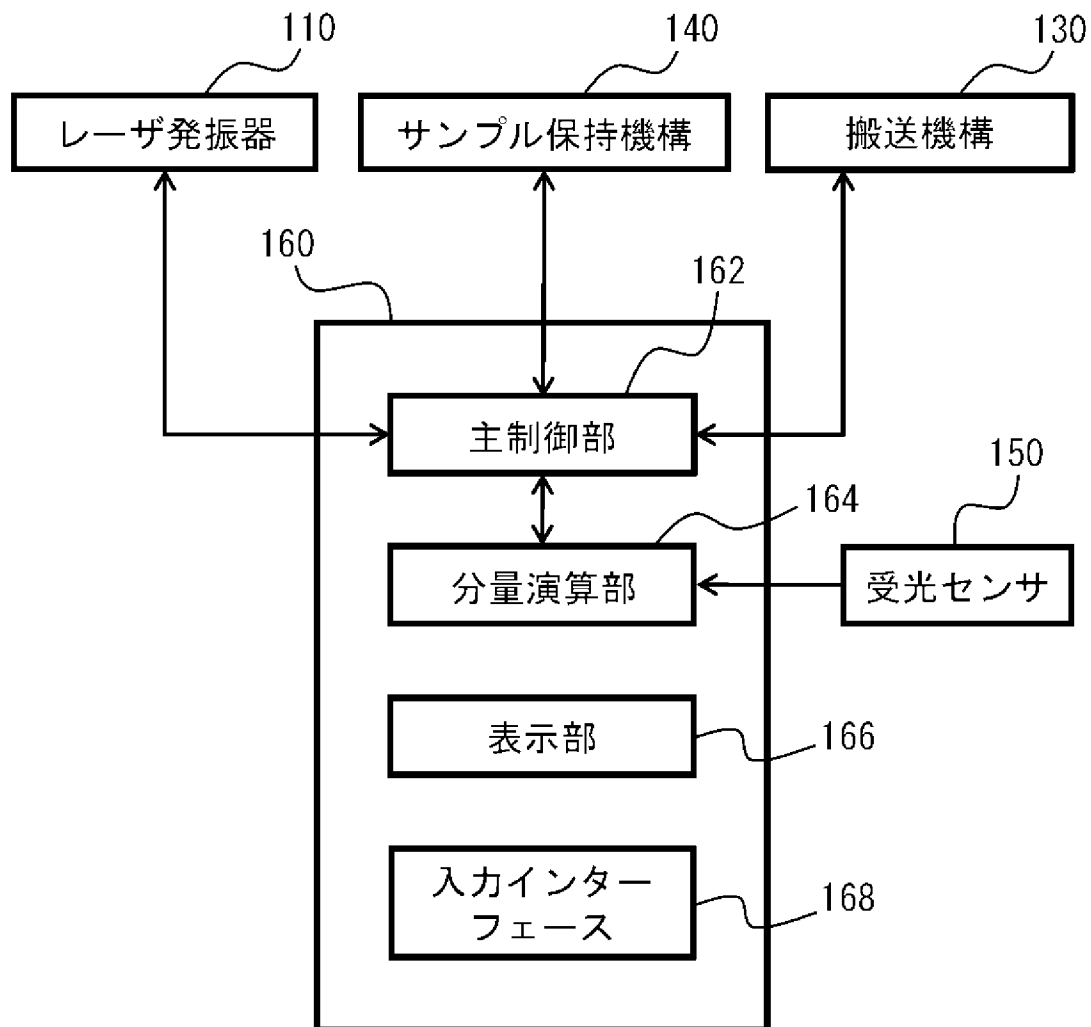
[図1]



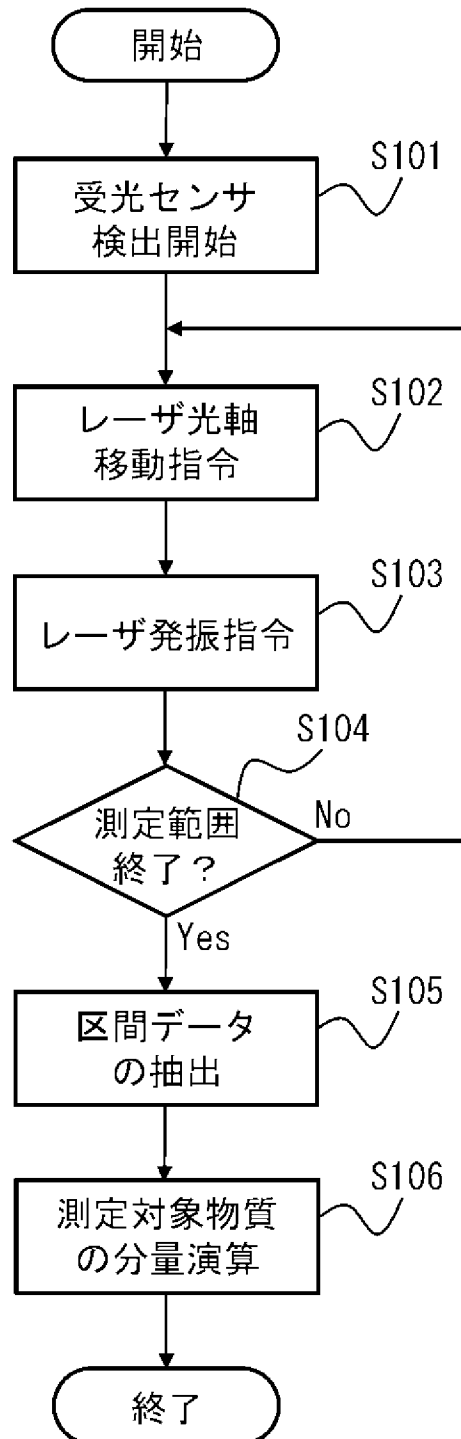
[図2]



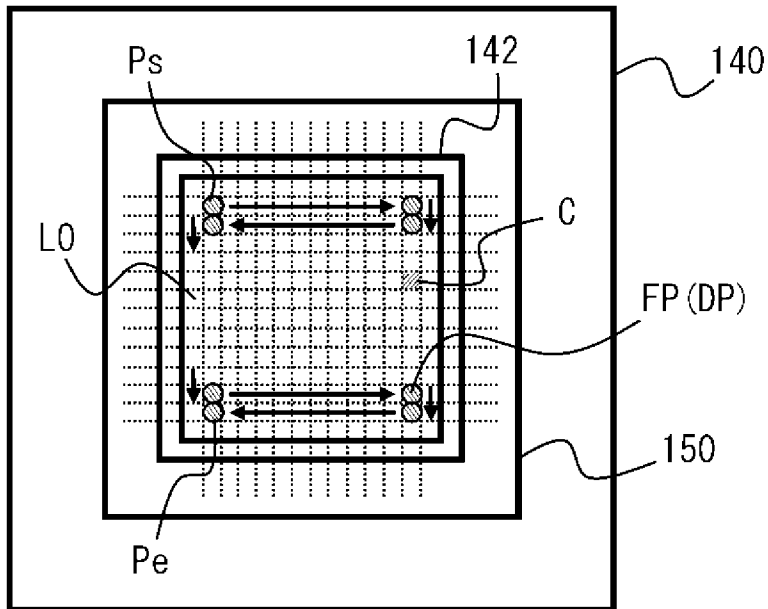
[図3]



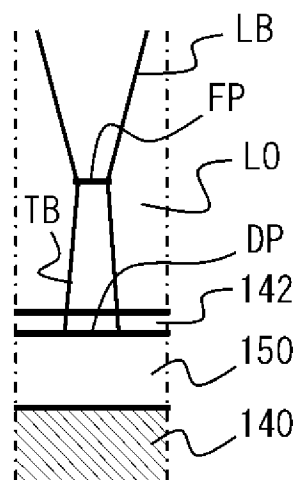
[図4]



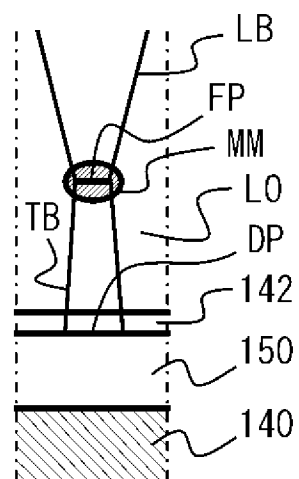
[図5A]



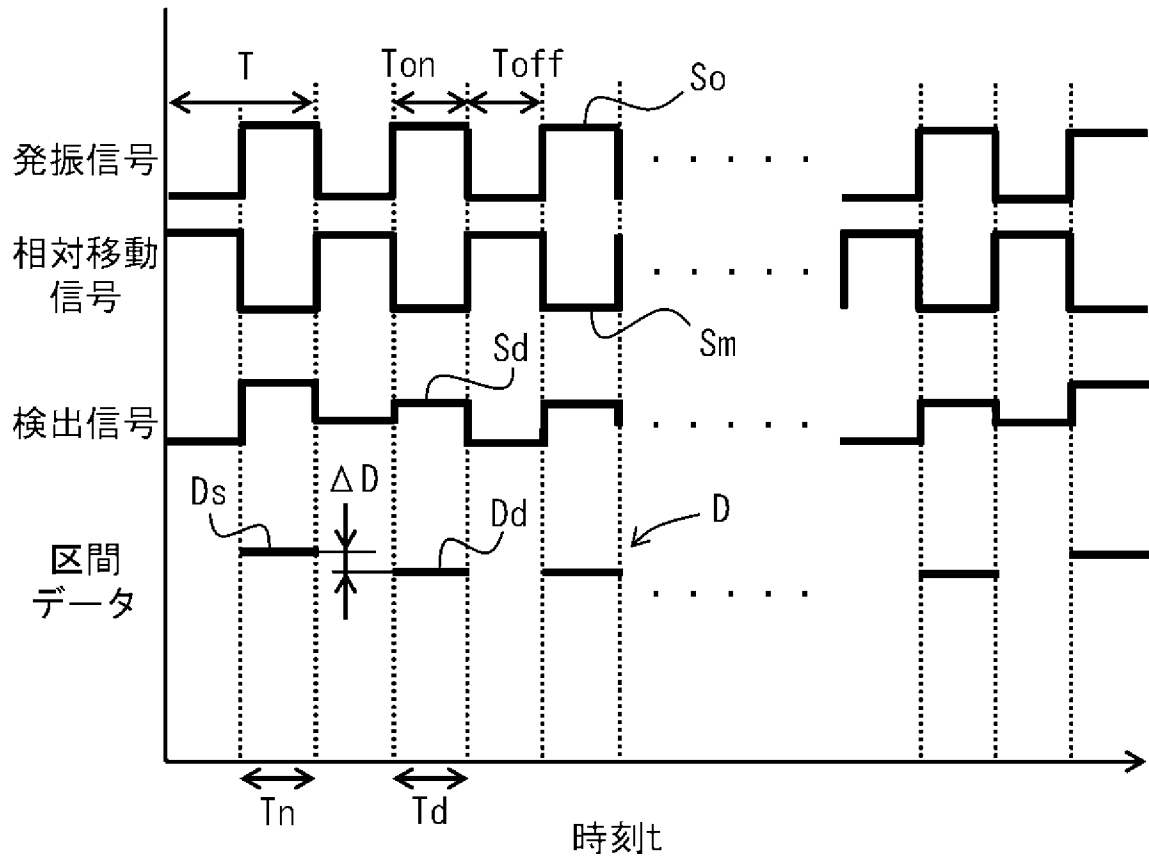
[図5B]



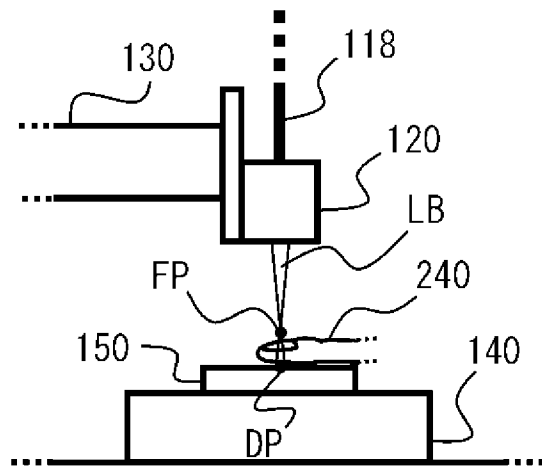
[図5C]



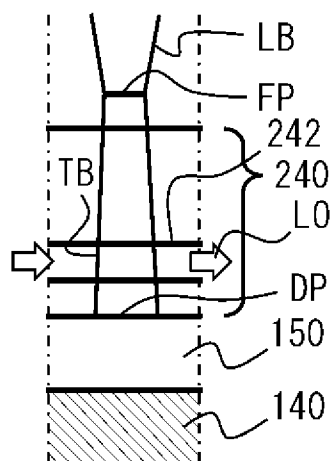
[図6]



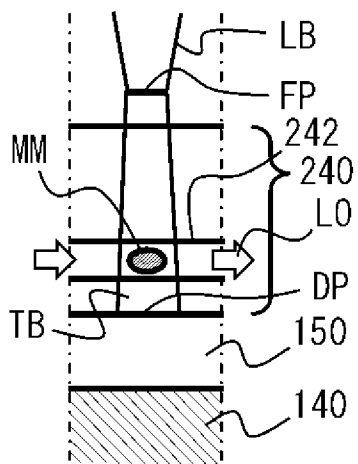
[図7A]



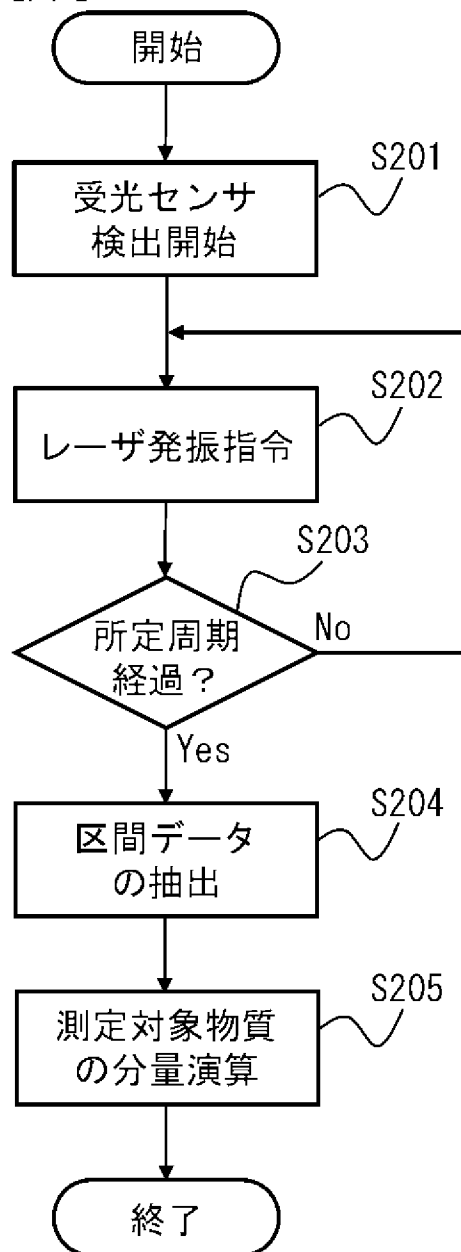
[図7B]



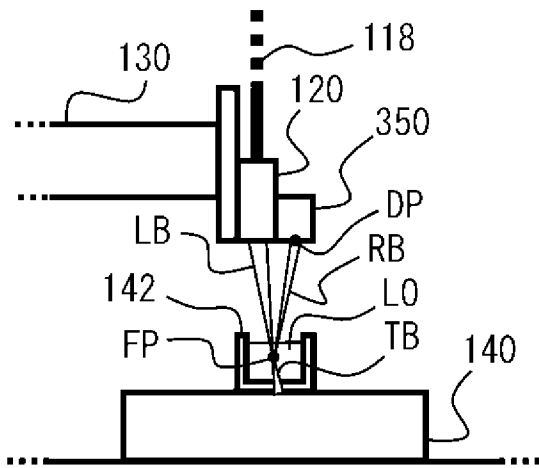
[図7C]



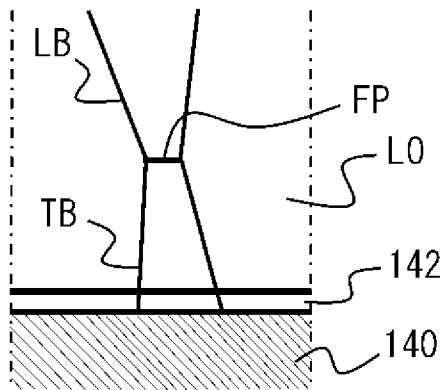
[図8]



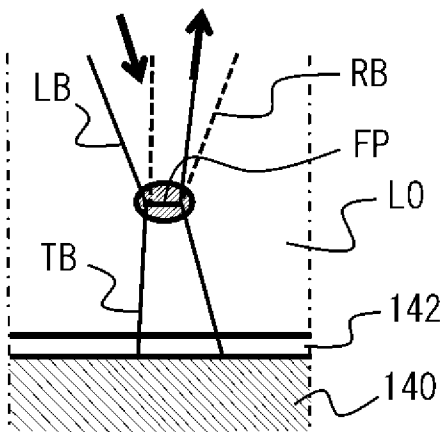
[図9A]



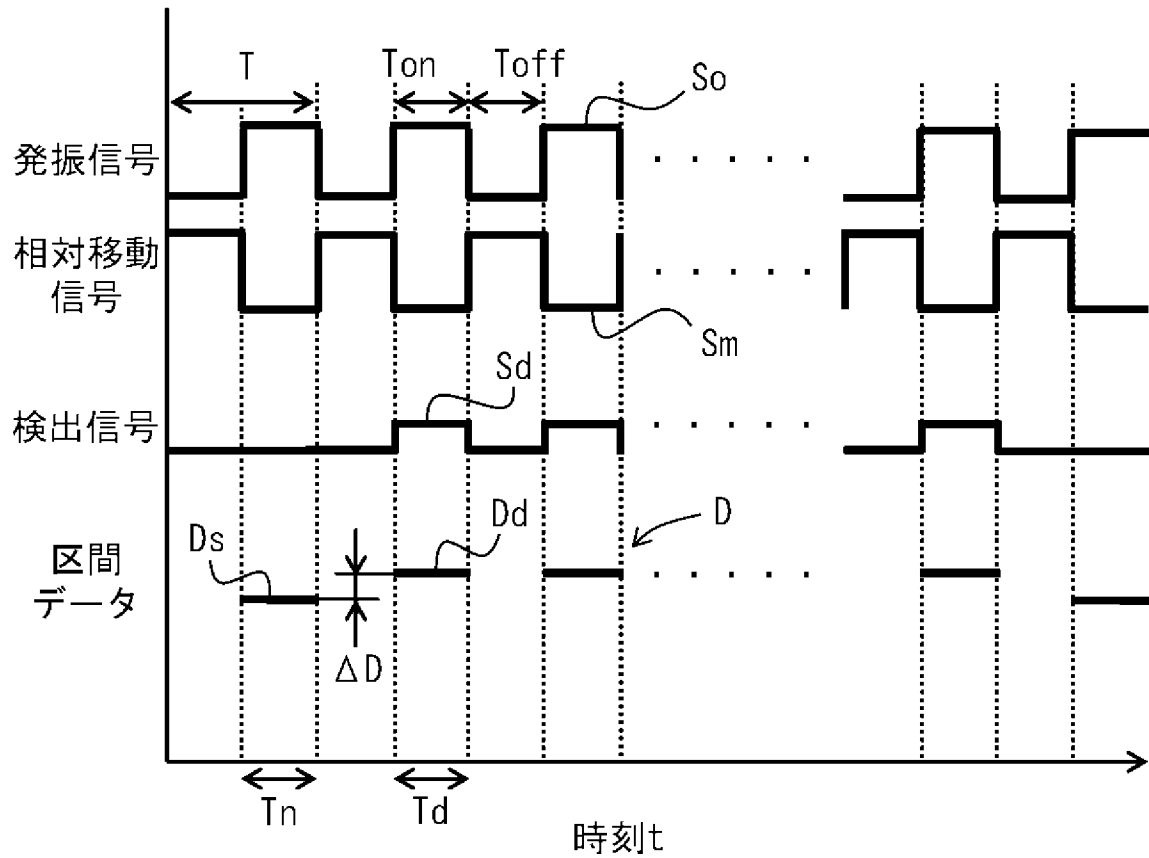
[図9B]



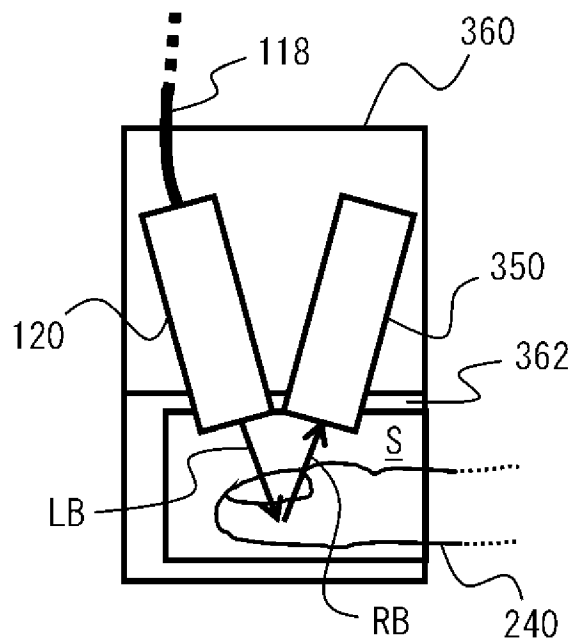
[図9C]



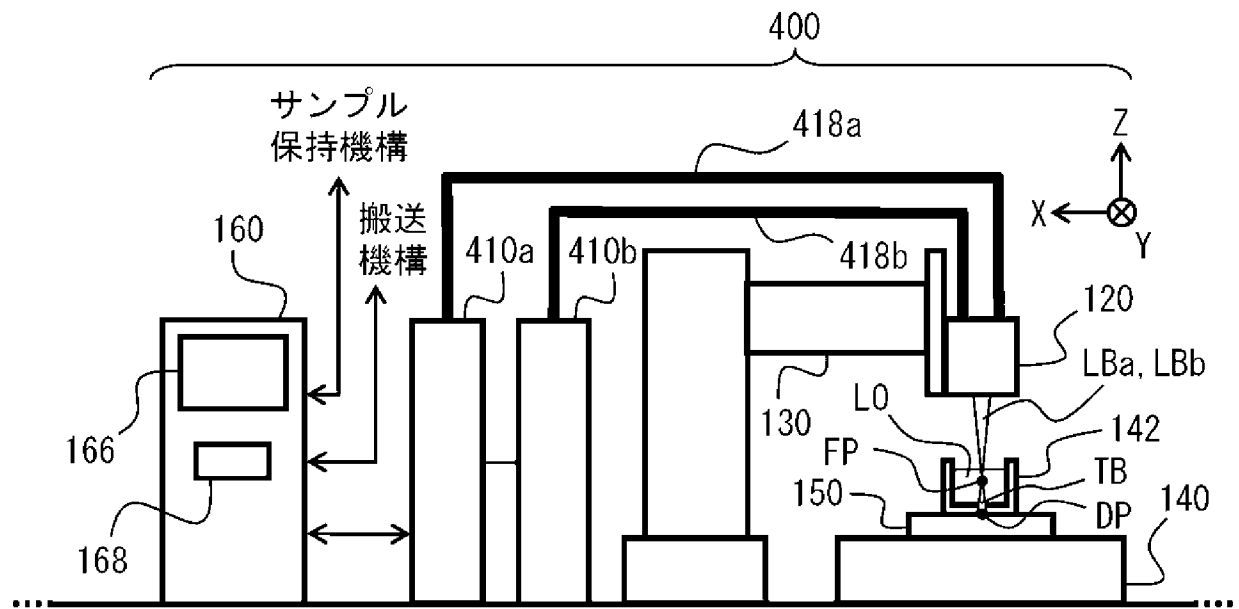
[図10]



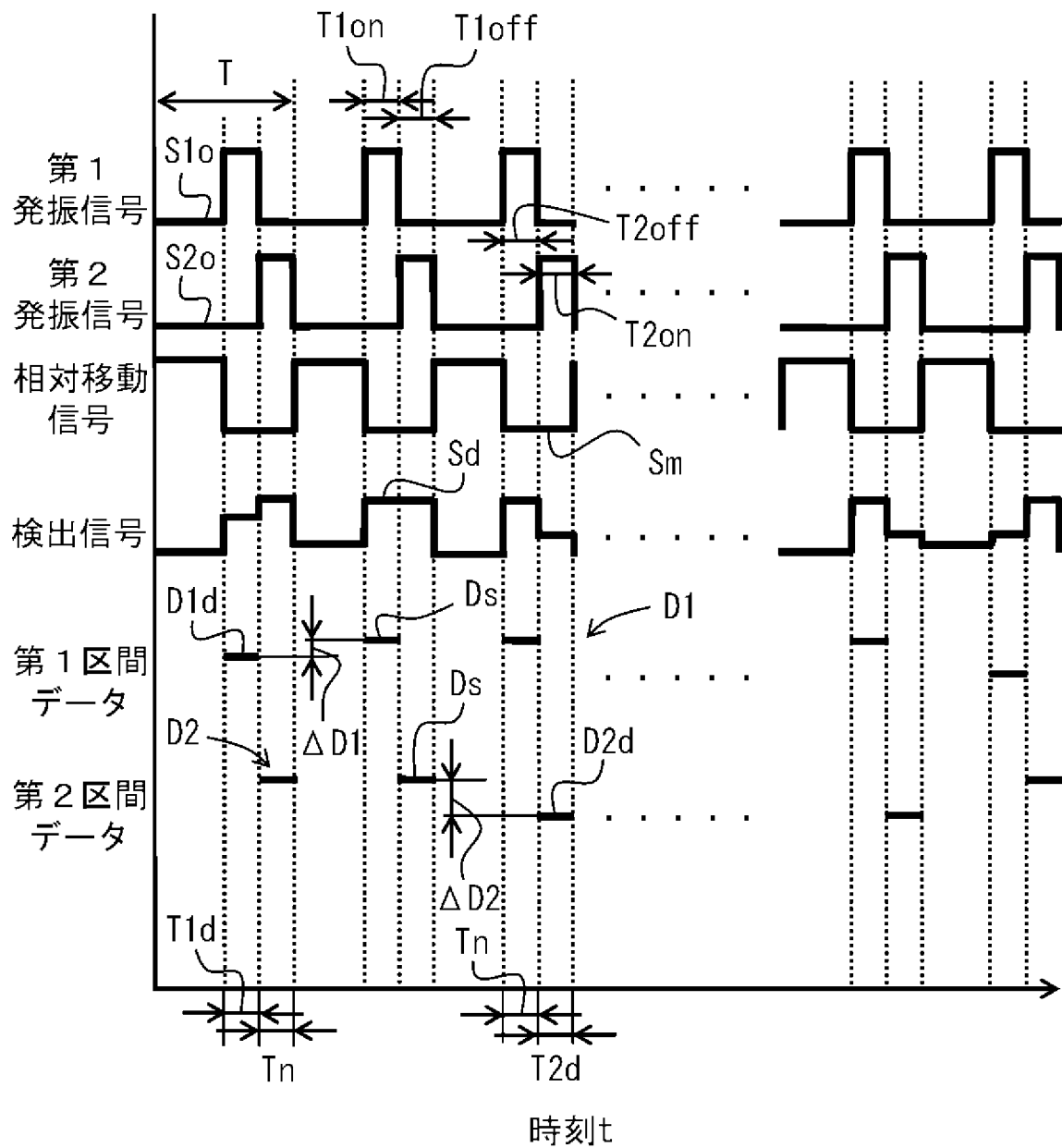
[図11]



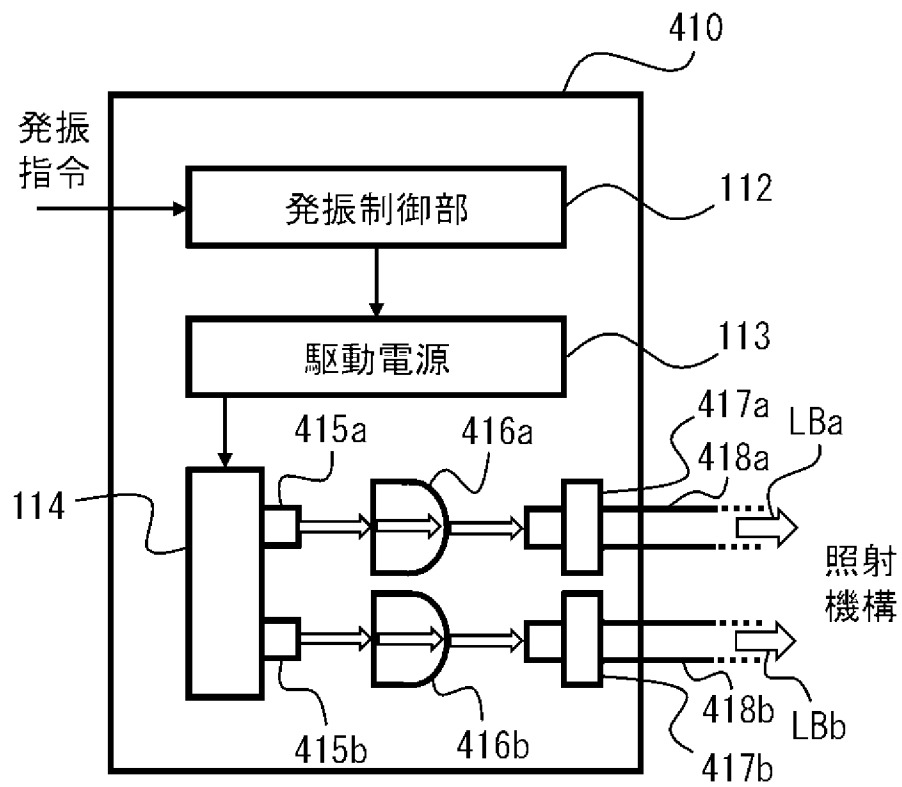
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/030509

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 5/1455**(2006.01)i

FI: A61B5/1455

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)

A61B5/1455

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 1971-2022

Registered utility model specifications of Japan 1996-2022

Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

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.
Y	JP 9-126995 A (KYOTO DAIICHI KAGAKU K.K.) 16 May 1997 (1997-05-16) paragraphs [0003]-[0005], [0017]-[0031], fig. 6, 7	1-10
Y	JP 2002-168862 A (TERUMO CORP.) 14 June 2002 (2002-06-14) paragraphs [0024], [0032], [0035]-[0042], fig. 10	1-10
Y	JP 2021-180796 A (NIHON KOHDEN CORP.) 25 November 2021 (2021-11-25) paragraphs [0020], [0032], [0044]	5, 10
A	JP 2002-165797 A (SEIKO INSTRUMENTS INC.) 11 June 2002 (2002-06-11) entire text, all drawings	1-10

☐ 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

“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

“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

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

30 August 2022

Date of mailing of the international search report

13 September 2022

Name and mailing address of the ISA/JP

Japan Patent Office (ISA/JP)**3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915****Japan**

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2022/030509

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	9-126995	A	16 May 1997	US 5757002 A column 1, lines 6-62, column 5, line 15 to column 8, line 24, fig. 6, 7 EP 762109 A2 column 1, line 13 to column 2, line 2, column 6, line 8 to column 9, line 57, fig. 6, 7	
JP	2002-168862	A	14 June 2002	(Family: none)	
JP	2021-180796	A	25 November 2021	US 2021/0361202 A1 paragraphs [0022], [0035], [0048] EP 3912549 A2 paragraphs [0020], [0033], [0044]	
JP	2002-165797	A	11 June 2002	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/1455(2006.01)i FI: A61B5/1455		
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）） A61B5/1455		
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 1971-2022年 日本国実用新案登録公報 1996-2022年 日本国登録実用新案公報 1994-2022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
Y	JP 9-126995 A（株式会社京都第一科学）16.05.1997（1997-05-16） 段落[0003]-[0005], [0017]-[0031], 図6-7	1-10
Y	JP 2002-168862 A（テルモ株式会社）14.06.2002（2002-06-14） 段落[0024], [0032], [0035]-[0042], 図10	1-10
Y	JP 2021-180796 A（日本光電工業株式会社）25.11.2021（2021-11-25） 段落[0020], [0032], [0044]	5, 10
A	JP 2002-165797 A（セイコーインスツルメンツ株式会社）11.06.2002（2002-06-11） 全文, 全図	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、一般的な技術水準を示すもの “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 “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） “O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 “P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献 “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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの “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 “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 “&” 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 30.08.2022	国際調査報告の発送日 13.09.2022	
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） ▲高▼木 尚哉 2Q 3611 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2022/030509

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	9-126995	A	16.05.1997	US 5757002 A 第1欄第6行-第62行, 第5欄第 15行-第8欄第24行, 図6-7 EP 762109 A2 第1欄第13行-第2欄第2行, 第6欄第8行-第9欄第57行, 図 6-7	
JP	2002-168862	A	14.06.2002	(ファミリーなし)	
JP	2021-180796	A	25.11.2021	US 2021/0361202 A1 段落[0022], [0035], [0048] EP 3912549 A2 段落[0020], [0033], [0044]	
JP	2002-165797	A	11.06.2002	(ファミリーなし)	