

(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
2021年6月24日(24.06.2021)



(10) 国際公開番号

WO 2021/124749 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/16 (2006.01)

Naoya); 〒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).

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2020/042385

(22) 国際出願日:

2020年11月13日(13.11.2020)

(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 2019-229494 2019年12月19日(19.12.2019) JP

(71) 出願人: ソニーグループ株式会社(SONY GROUP CORPORATION) [JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 Tokyo (JP).

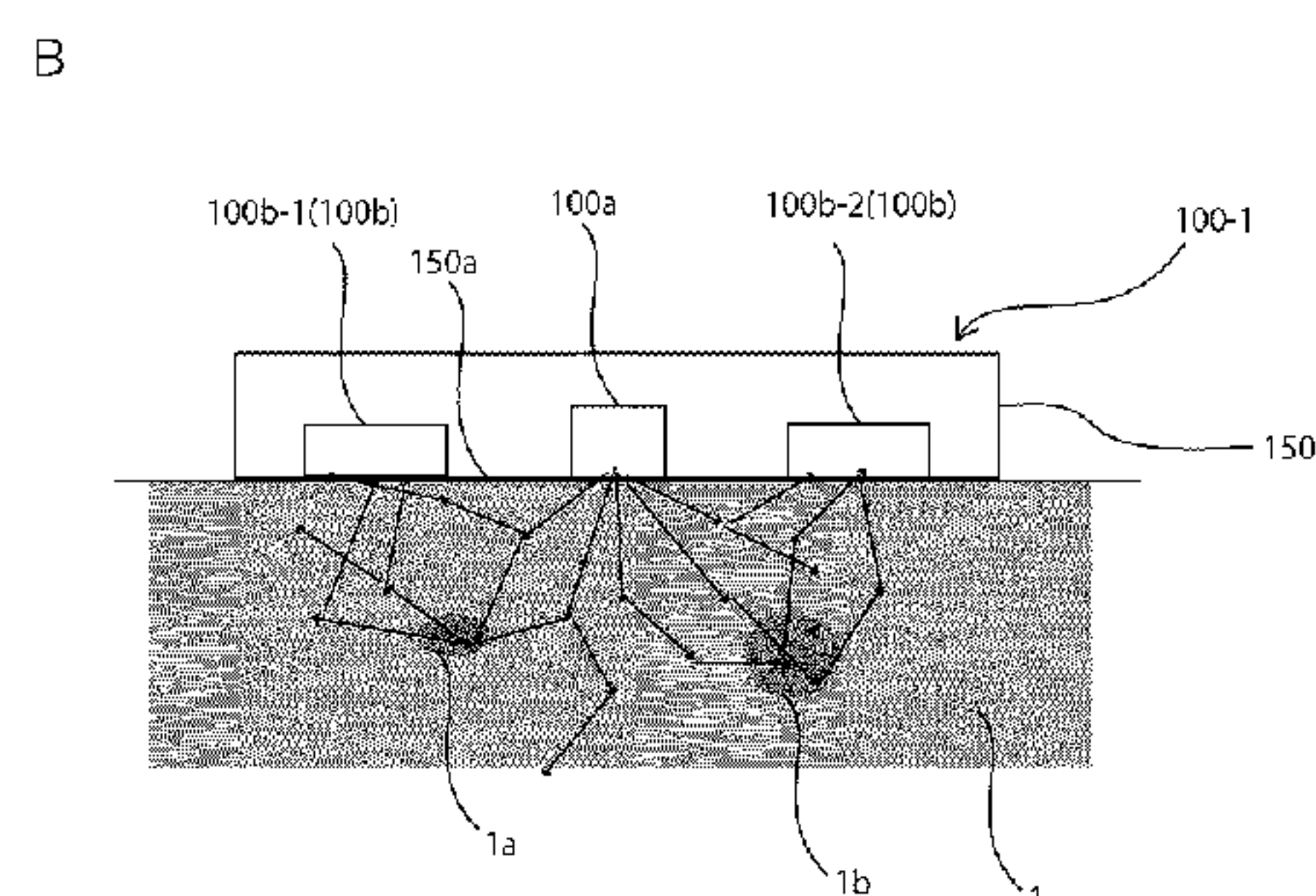
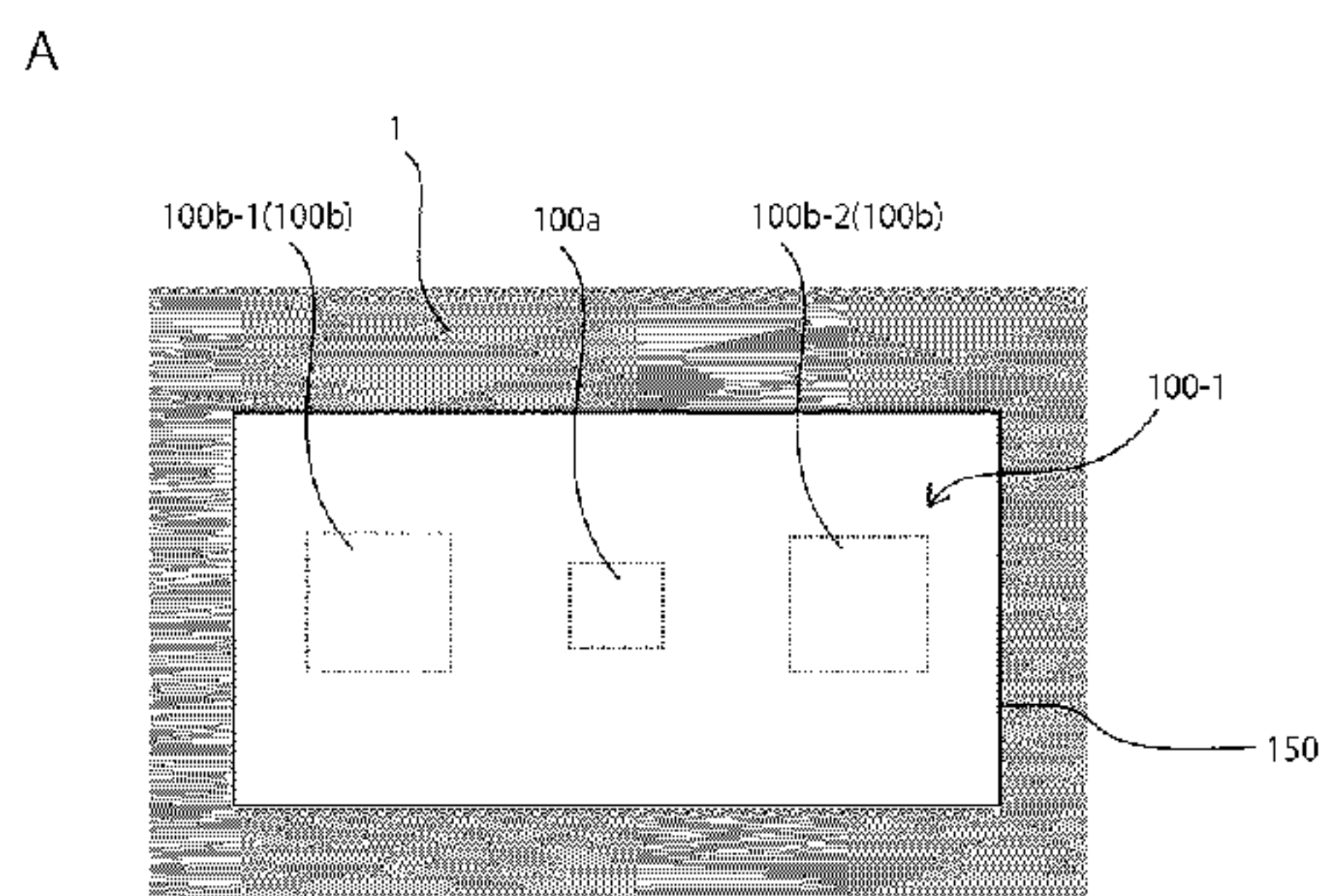
(72) 発明者: 生田 朋也(IKUTA Tomoya); 〒1080075 東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 伊藤 敦史(ITO Atsushi); 〒1080075 東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 佐塚 直也(SAZUKA

(74) 代理人: 渡 邊 薫 (WATANABE Kaoru); 〒1080014 東京都港区芝四丁目 1 0 番 5 号 ヒューリック田町ビル 6 階 薫風国際特許事務所 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, IT, 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, 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.

(54) Title: BIOLOGICAL INFORMATION MEASUREMENT APPARATUS AND BIOLOGICAL INFORMATION MEASUREMENT METHOD

(54) 発明の名称: 生体情報測定装置及び生体情報測定方法



(57) Abstract: The present invention provides a biological information measurement apparatus and biological information measurement method with which a state of a living body can be accurately determined. The biological information measurement apparatus is provided with: a sensor device that irradiates a living body with light and individually detects light scattered at a plurality of sites within the living body; and a processing device that determines a state of the living body on the basis of an output from the sensor device for each site. With the present invention, it is possible to provide a biological information measurement apparatus and biological information measurement method with which a state of a living body can be accurately determined.

(57) 要約: 本技術は、生体の状態を精度良く判別することができる生体情報測定装置及び生体情報測定方法を提供する。本技術は、生体に光を照射し、前記生体内の複数の部位で散乱された光を個別に検出するセンサ装置と、前記部位毎の前記センサ装置の出力に基づいて、前記生体の状態を判別する処理装置と、を備える、生体情報測定装置を提供する。本技術によれば、生体の状態を精度良く判別することができる生体情報測定装置及び生体情報測定方法を提供することができる。

(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))

明 細 書

発明の名称： 生体情報測定装置及び生体情報測定方法

技術分野

[0001] 本開示に係る技術（以下「本技術」とも呼ぶ）は、生体情報測定装置及び生体情報測定方法に関する。

背景技術

[0002] 従来、生体に光を照射し、該生体内を介した光を受光して、脈波等の生体情報を測定する技術が知られている。

例えば特許文献 1 には、複数の容積脈波信号を計測し、その中から最も強度の強い信号や、複数の信号の平均値もしくは合算値を選択する脈波センサが開示されている。

例えば特許文献 2 には、生体内の同一部位の複数の容積脈波信号を計測し、該複数の容積脈波信号に対応する胸腔内圧の差分に基づいて胸腔内圧を推定する胸腔内圧推定装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開 2 0 1 2 － 1 9 9 2 9 号公報

特許文献2：特開 2 0 1 8 － 6 8 5 5 6 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、従来の測定手法を用いても、生体の状態を精度良く判別することができなかった。

[0005] そこで、本技術は、生体の状態を精度良く判別することができる生体情報測定装置及び生体情報測定方法を提供することを主目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 本技術は、生体に光を照射し、前記生体内の複数の部位で散乱された光を個別に検出するセンサ装置と、

前記部位毎の前記センサ装置の出力に基づいて、前記生体の状態を判別する処理装置と、

を備える、生体情報測定装置を提供する。

前記センサ装置は、少なくとも1つの発光素子及び複数の受光素子、又は、複数の発光素子及び少なくとも1つの受光素子を含む、請求項1に記載の生体情報測定装置。

前記処理装置は、前記センサ装置の出力から前記複数の部位の情報を抽出する抽出部を含み、該抽出部で抽出された前記複数の部位の情報に基づいて、前記生体の状態を判別してもよい。

前記処理装置は、前記抽出部により時系列で抽出された前記部位毎の情報をを用いて、前記生体の状態を判別してもよい。

前記処理装置は、前記抽出部で抽出された前記複数の部位の情報を記録する記録部を含んでもよい。

前記処理装置は、前記抽出部により抽出された前記複数の部位の情報を機械学習する機械学習部を含んでもよい。

前記処理装置は、前記抽出部により抽出された前記複数の部位の情報を解析し、その解析結果に基づいて前記生体の状態を判別する解析部を含んでもよい。

前記解析部は、前記抽出部で抽出された前記複数の部位の情報の相互関係を取得し、その取得結果に基づいて前記判別を行ってもよい。

前記解析部は、前記抽出部で抽出された各前記部位の情報と、該情報が前記抽出部で抽出される前に前記抽出部で抽出された該部位の情報との差分を算出し、その算出結果に基づいて前記生体の状態を判別してもよい。

前記解析部は、前記複数の部位の情報の前記差分の相互関係を取得し、その取得結果に基づいて前記生体の状態を判別してもよい。

前記解析部は、複数の前記相互関係を取得し、その取得結果に基づいて前記生体の状態を判別してもよい。

前記解析部は、前記複数の部位の情報の前記差分の相互関係を取得し、そ

の取得結果及び前記部位毎の前記差分に基づいて、前記生体の状態を判別してもよい。

前記処理装置は、前記抽出部で抽出された前記複数の部位の情報が、前記生体の状態が所定の状態にあることを示す条件を満たしているか否かを判定する判定部を含み、前記記録部は、前記判定部での判定結果が肯定的であるときに、前記部位毎の情報を保持又は更新してもよい。

前記記録部に記録された前記複数の部位の情報は、事前に当該生体情報測定装置を用いてキャリブレーションを行うことにより前記生体の所定の状態と関連付けられて記録されていてもよい。

前記抽出部は、ローパスフィルタを含んでいてもよい。

前記抽出部は、包絡線検出部を含んでいてもよい。

前記発光素子が複数あり、

前記複数の発光素子は、前記生体に異なるタイミングで光を照射し、

前記処理装置は、前記受光素子が異なるタイミングで出力した複数の信号から、対応する前記複数の部位の情報を取得してよい。

前記受光素子が複数あり、前記処理装置は、前記複数の受光素子が出力した信号から、対応する前記複数の部位の情報を取得してもよい。

前記発光素子及び前記受光素子は、同一筐体内に配置されてもよい。

前記複数の部位は、それぞれ異なる複数の血管であってもよい。

前記生体の状態は、前記生体の自律神経の状態であってもよい。

本技術は、生体に光を照射し、前記生体内の複数の部位で散乱された光を個別に検出する工程と、

前記検出する工程での前記部位毎の検出結果に基づいて、前記生体の状態を判別する工程と、

を含む、生体情報測定方法も提供する。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]図1 Aは、本技術の第1の実施形態に係る生体情報測定装置のセンサ装置の構成例を示す平面図である。図1 Bは、本技術の第1の実施形態に係る

生体情報測定装置の構成例を示す断面図である。

[図2]本技術の第1の実施形態に係る生体情報測定装置の処理装置の概略的な構成を示すブロック図である。

[図3]本技術の第1の実施形態の実施例1に係る生体情報測定装置の処理装置の構成を示すブロック図である。

[図4]本技術の第1の実施形態の実施例1に係る生体情報測定装置の動作を説明するためのフローチャートである。

[図5]本技術の第1の実施形態の実施例2に係る生体情報測定装置の処理装置の構成を示すブロック図である。

[図6]本技術の第1の実施形態の実施例2に係る生体情報測定装置の動作を説明するためのフローチャートである。

[図7]本技術の第1の実施形態の実施例3に係る生体情報測定装置の処理装置の構成を示すブロック図である。

[図8]本技術の第1の実施形態の実施例3に係る生体情報測定装置の動作を説明するためのフローチャートである。

[図9]本技術の第1の実施形態の実施例4に係る生体情報測定装置の処理装置の構成を示すブロック図である。

[図10]本技術の第1の実施形態の実施例4に係る生体情報測定装置の動作を説明するためのフローチャートである。

[図11]本技術の第1の実施形態の実施例5に係る生体情報測定装置の処理装置の構成を示すブロック図である。

[図12]本技術の第1の実施形態の実施例6に係る生体情報測定装置の処理装置の構成を示すブロック図である。

[図13]図13Aは、本技術の第2の実施形態に係る生体情報測定装置のセンサ装置の構成例を示す平面図である。図13Bは、本技術の第2の実施形態に係る生体情報測定装置のセンサ装置の構成例を示す断面図である。

[図14]本技術の第3の実施形態の実施例1に係る生体情報測定装置のセンサ装置の構成を示す平面図である。

[図15]本技術の第3の実施形態の実施例2に係る生体情報測定装置のセンサ装置の構成を示す平面図である。

[図16]本技術の第3の実施形態の実施例3に係る生体情報測定装置のセンサ装置の構成を示す平面図である。

発明を実施するための形態

[0008] 以下に添付図面を参照しながら、本技術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。以下に説明する実施形態は、本技術の代表的な実施形態を示したものであり、これにより本技術の範囲が狭く解釈されることはない。本明細書において、本技術に係る生体情報測定装置及び生体情報測定方法の各々が複数の効果を奏することが記載される場合でも、本技術に係る生体情報測定装置、生体情報測定方法の各々は、少なくとも1つの効果を奏すればよい。本明細書に記載された効果はあくまで例示であって限定されるものではなく、また他の効果があってもよい。

[0009] また、以下の順序で説明を行う。

1. 導入
2. 本技術の第1の実施形態に係る生体情報測定装置
3. 本技術の第2の実施形態に係る生体情報測定装置
4. 本技術の第3の実施形態に係る生体情報測定装置
5. 本技術の変形例

[0010] 1. <導入>

現在、世の中には生体（例えば人体）から生体情報を取得する多くの計測装置が存在する。その中で脈拍を計測する装置はウェアラブルデバイスの進化とともに脈拍センサとして時計型、リストバンド型デバイスとして普及し、光電容積脈波（photoplethysmography;PPG）方式が広く採用されている。

また、血流速度を計測する装置は医療分野などで広く普及し、レーザードップラー血流計(Laser Doppler Flowmetry;LDF)などが知られている。容積脈

波や血流速度といった生体情報は生体の心臓血管系の変化を反映するため、生体の状態（例えば自律神経の状態）を観測する上で非常に有効な生体情報である。

[0011] 2. <本技術の第1の実施形態に係る生体情報測定装置>

本技術の第1の実施形態に係る生体情報測定装置について、図面を用いて説明する。

生体情報測定装置は、例えば、生体（例えば人体）の皮膚に装着され、生体の状態（例えば生体の自律神経の状態等）を判別する装置である。

生体情報測定装置の形態としては、例えばリストバンド型、イヤリング型、指輪型、ネックレス型、貼付型、サポーター型等の多種多様な形態が想定される。

[0012] 以下、本技術の第1の実施形態に係る生体情報測定装置（実施例1～5の生体情報測定装置）について説明する。

[0013] [実施例1の生体情報測定装置]

《実施例1の生体情報測定装置の構成》

図1Aは、実施例1の生体情報測定装置のセンサ装置の構成を示す平面図である。図1Bは、本技術の第1の実施形態の実施例1の生体情報測定装置の構成を示す断面図である。図1A及び図1Bでは、当該センサ装置が生体の皮膚に装着されている状態が示されている。図2は、本技術の第1の実施形態の実施例1の生体情報測定装置の処理装置の概略的な構成を示すブロック図である。

実施例1の生体情報測定装置は、図1及び図2に示すように、センサ装置100-1及び処理装置200-1を備える。

[0014] <センサ装置>

センサ装置100-1は、生体1（例えば人体）に光を照射し、該生体1内の複数（例えば2つ）の部位（例えば血管）で散乱された光を個別に検出する。

例えば、センサ装置100-1は、生体1に光を照射し、該生体1内の一

の部位（例えば血管 1 a、図 1 B 参照）で散乱された光と、他の部位（例えば血管 1 b、図 1 B 参照）で散乱された光とを別々に検出することができる。

なお、生体 1 は、例えば人体の他、人間以外の動物等の身体も含む。

[0015] センサ装置 1 0 0 - 1 は、光源部及び受光部を含む。

光源部は、少なくとも 1 つの（例えば 1 つの）発光素子 1 0 0 a を有する。

受光部は、複数（例えば 2 つ）の受光素子 1 0 0 b（例えば第 1 及び第 2 受光素子 1 0 0 b - 1、1 0 0 b - 2）を有する。

[0016] 図 1 A 及び図 1 B に示すように、発光素子 1 0 0 a 及び各受光素子 1 0 0 b は、同一筐体 1 5 0 内に配置される。筐体 1 5 0 は、生体 1 に装着される側の壁部である底壁部に、発光素子 1 0 0 a からの光の少なくとも一部を透過させる光透過窓 1 5 0 a を有している。

発光素子 1 0 0 a 及び 2 つの受光素子 1 0 0 b は、筐体 1 5 0 における光透過窓 1 5 0 a 上に設けられている。

2 つの受光素子 1 0 0 b は、発光素子 1 0 0 a の周囲に配置されている。

より詳細には、2 つの受光素子 1 0 0 b は、例えば発光素子 1 0 0 a を挟む位置に配置されている。

[0017] 発光素子 1 0 0 a としては、例えば L E D（発光ダイオード）、L D（端面発光レーザ）、V C S E L（面発光レーザ）等のレーザ光源が挙げられる。

例えば発光素子 1 0 0 a がコヒーレント光を射出するレーザ光源であれば、容積脈波、血流速度等の生体情報の計測に用いることができる。

例えば発光素子 1 0 0 a が非コヒーレント光を射出する L E D であれば、容積脈波等の生体情報の計測に用いることができる。

発光素子 1 0 0 a から射出される光は、可視光でもよいし、非可視光（例えば赤外光）でもよい。

[0018] 受光素子 1 0 0 b は、例えば P D（フォトダイオード）、フォトランジ

スタ等を含む。

具体的には、受光素子 100b は、1次元配置もしくは2次元配置された複数の受光領域を有する分割PD、例えばPDを含む画素が1次元配置されたラインセンサ、例えばPDを含む画素が2次元配置されたイメージセンサであってもよい。

[0019] 以上のように構成されるセンサ装置 100-1 を、例えば、図 1B に示すように、発光素子 100a 及び複数の受光素子 100b の並び方向が、生体 1 内の 2 つの血管 1a、1b の並び方向に略一致するように、且つ、生体 1 に対峙する方向から見て、2 つの血管 1a、1b 間に発光素子 100a が位置するように生体 1 に装着する。

この状態で発光素子 100a が発光すると、その光が光透過窓 150a を透過して生体 1 に照射される。

生体 1 に照射され生体 1 内に入射した光の一部は、生体 1 内を伝播して血管 1a に入射され該血管 1a で散乱される。血管 1a で散乱された光の少なくとも一部は、生体 1 内を伝播して第 1 受光素子 100b-1 に入射される。

一方、生体 1 に照射され生体 1 内に入射した光の他部は、生体 1 内を伝播して血管 1b に入射され該血管 1b で散乱される。血管 1b で散乱された光の一部は、生体 1 内を伝播して第 2 受光素子 100b-2 に入射される。

このようにして、センサ装置 100-1 は、生体 1 内の 2 つの血管 1a、1b で散乱された光を個別に検出することができる。

すなわち、センサ装置 100-1 は、血管 1a で散乱された光と、血管 1b で散乱された光とを別々に検出することができる。

この場合に、第 1 受光素子 100b-1 から出力される信号は血管 1a の脈動に応じた波形を有し、第 2 受光素子 100b-2 から出力される信号は血管 1b の脈動に応じた波形を有する。血管の脈動は、生体 1 の状態（例えば自律神経の状態）を判別するための指標となる。

[0020] 〈処理装置〉

図3は、処理装置200-1の機能を示すブロック図である。

処理装置200-1は、生体1の部位（例えば血管）毎のセンサ装置100-1の出力に基づいて、生体1の状態（例えば自律神経の状態）を判別する。

[0021] 処理装置200-1は、抽出部200a、記録部200b及び解析部200cを含む。処理装置200-1は、さらに、各構成部を統括制御する制御部を含む。

[0022] 処理装置200-1は、筐体150内に設けられてセンサ装置100-1に接続されてもよいし、筐体150外に筐体150と一体的に設けられてセンサ装置100-1に接続されてもよいし、筐体150外に設けられて有線又は無線によりセンサ装置100-1に接続されてもよい。

[0023] （抽出部）

抽出部200aは、センサ装置100-1の出力から複数の部位（例えば血管1a、1b）の情報を抽出する。抽出部200aは、図3に示すように、例えば複数（例えば2つの）のローパスフィルタ（例えば第1及び第2ローパスフィルタ200a1-1、200a1-2）で実現される。

第1ローパスフィルタ200a1-1は、第1受光素子100b-1の出力端に接続され、第1受光素子100b-1から出力された信号の高周波成分（ノイズ成分）をカットし、該高周波成分がカットされた信号を出力する。

第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号は、記録部200b及び解析部200cに送信される。

第2ローパスフィルタ200a1-2は、第2受光素子100b-2の出力端に接続され、第2受光素子100b-2から出力された信号の高周波成分（ノイズ成分）をカットし、該高周波成分がカットされた信号を出力する。

第2ローパスフィルタ200a1-2を介した信号は、記録部200b及び解析部200cに送信される。

[0024] (記録部)

記録部200bは、抽出部200aで抽出された複数の部位（例えば血管1a、1b）の情報を記録する。記録部200bは、例えばCPU、ROM、RAM、フラッシュメモリ等のメモリ、ハードディスクなどで実現される。

記録部200bは、例えば第1保持／更新部200b1-1及び第2保持／更新部200b1-2を有する。

第1保持／更新部200b1-1は、第1ローパスフィルタ200a1-1の出力端に接続され、第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号を保持又は更新する。

第2保持／更新部200b1-2は、第2ローパスフィルタ200a1-2の出力端に接続され、第2ローパスフィルタ200a1-2を介した信号を保持又は更新する。

[0025] 上記制御部は、例えば第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号に基づいて生体1の状態（例えば生体1の自律神経の状態）をプレ判定する。

具体的には、例えば、上記制御部は、第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号又は第2ローパスフィルタ200a1-2を介した信号から心拍数を算出し、その算出結果が閾値未満の場合に生体1の自律神経の状態が安静状態であると判断する。

上記制御部は、第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号のうち生体1の自律神経の状態が安静状態と判断された信号のみを第1保持／更新部200b1-1に保持又は更新させる。この場合には、第1保持／更新部200b1-1に保持又は更新された信号が安静状態の条件を満たしていることになる。

上記制御部は、第2ローパスフィルタ200a1-2を介した信号のうち生体1の自律神経の状態が安静状態と判断された信号のみを第2保持／更新部200b1-2に保持又は更新させる。この場合には、第2保持／更新部

200b1-2に保持又は更新された信号が安静状態の条件を満たしていることになる。

[0026] なお、例えば、上記制御部は、第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号又は第2ローパスフィルタ200a1-2を介した信号から心拍数を算出し、その算出結果が上記閾値以上の場合に生体1の自律神経の状態が緊張状態であると判断してもよい。

当該判断した場合に、例えば、上記制御部は、第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号のうち生体1の自律神経の状態が緊張状態であると判断された信号のみを保持又は更新してもよい。この場合には、第1保持／更新部200b1-1に保持又は更新された信号が緊張状態の条件を満たしていることになる。

当該判断した場合に、例えば、上記制御部は、第2ローパスフィルタ200a1-2を介した信号のうち生体1の自律神経の状態が緊張状態であると判断された信号のみを保持又は更新してもよい。この場合には、第2保持／更新部200b1-2に保持又は更新された信号が緊張状態の条件を満たしていることになる。

[0027] ここで、各チャネル（各受光素子から出力された信号の経路）の信号は、生体1の異なる部位（例えば血管）の動作に応じた波形を有するが、該信号から算出される心拍数は、近似した値になると考えられる。

そこで、例えば、上記制御部は、第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号から心拍数を算出し、且つ、第2ローパスフィルタ200a1-2を介した信号から心拍数を算出し、両算出結果の平均値が閾値未満の場合に生体1の自律神経の状態が安静状態であるとし、もしくは閾値以上の場合に生体1の自律神経の状態が緊張状態であると判断してもよい。これにより、心拍数を精度良く算出することができ、自律神経の状態の判定制度を向上できる。

[0028] （解析部）

解析部200cは、少なくとも記録部200bに記録された複数の部位（

例えば血管 1 a、1 b) の情報を解析し、その解析結果に基づいて生体 1 の状態（例えば生体 1 の自律神経の状態）を判別する。解析部 200c は、上記制御部とともに、例えば CPU (Central Processing Unit)、FPGA (Field Programmable Gate Array) 等により実現される。

詳述すると、解析部 200c は、記録部 200b に記録された各部位（例えば各血管）の情報と、該情報が記録部 200b で記録された後に抽出部 200a で抽出された該部位（例えば該血管）の情報との差分を取得し、その取得結果に基づいて生体 1 の状態の判別を行う。

より詳細には、解析部 200c は、生体 1 の部位毎の情報の差分の相互関係を取得し、その取得結果に基づいて生体 1 の状態を判別する。

上記「相互関係」は、例えば分散、標準偏差、差分、歪度、尖度、相関、分位数、平均値、中央値等の特徴量が挙げられる。

[0029] 解析部 200c は、第 1 減算部 200c1-1、第 2 減算部 200c1-2、相互関係取得部 200c2 及び状態判別部 200c3 を有する。

第 1 減算部 200c1-1 は、第 1 ローパスフィルタ 200a1-1 の出力端及び第 1 保持／更新部 200b1-1 に接続されている。第 1 減算部 200c1-1 は、第 1 保持／更新部 200b1-1 で記録（保持又は更新）された信号（旧信号）を、該記録時から所定時間後に第 1 ローパスフィルタ 200a1-1 を介して送られてくる信号（新信号）から減算し、その減算結果（差分）を出力する。

第 2 減算部 200c1-2 は、第 2 ローパスフィルタ 200a1-2 の出力端及び第 2 保持／更新部 200b1-2 に接続されている。第 2 減算部 200c1-2 は、第 2 保持／更新部 200b1-2 で記録（保持又は更新）された信号（旧信号）を、該記録時から所定時間後に第 2 ローパスフィルタ 200a1-2 を介して送られてくる信号（新信号）から減算し、その減算結果（差分）を出力する。

[0030] 相互関係取得部 200c2 は、第 1 減算部 200c1-1 の出力端及び第

2 減算部 200c1-2 の出力端に接続されている。

相互関係取得部 200c2 は、第 1 減算部 200c1-1 での減算結果（差分）及び第 2 減算部 200c1-2 の減算結果（差分）の相互関係を取得し（上記特徴量を算出し）、その取得結果（算出結果）を出力する。

[0031] 状態判別部 200c3 は、相互関係取得部 200c2 の出力端に接続されている。

状態判別部 200c3 は、相互関係取得部 200c2 で取得された相互関係に基づいて、生体 1 の状態を判別する。

[0032] ここで、各チャネルの信号は、対応する血管の脈動（挙動）に応じた波形を有する。血管の脈動は、血管毎に異なるため、血管毎に取得される信号の波形も異なる。しかし、上記した各チャネルの新旧の信号の減算結果の波形（差分の波形）は、血管毎の信号波形によらない、自律神経の状態の変化の有無を反映する情報である。

自律神経の状態が同じ状態で継続している間は、各チャネルの信号の差分の波形は、互いに近似した波形になると考えられる。よって、各チャネルの信号の差分の波形が互いに近似していれば、自律神経の状態が同じ状態で継続していると推定できる。

そこで、状態判別部 200c3 は、相互関係取得部 200c2 での取得結果（相互関係）、すなわち上記特徴量が例えば閾値未満の場合には、自律神経の状態が同じ状態で継続していると判断し、その判断結果に対応する自律神経の状態の判別結果（例えば安静状態か緊張状態かの別）を出力する。

[0033] 一方、自律神経の状態が変化したときには、各チャネルの新旧の信号の差分の波形は、互いに近似しない波形になると考えられる。よって、各チャネルの新旧の信号の差分の波形が互いに近似していなければ、自律神経の状態が変化したと推定できる。

そこで、状態判別部 200c3 は、相互関係取得部 200c2 での取得結果（相互関係）、すなわち上記特徴量が例えば当該閾値以上の場合には、自律神経の状態が変化したと判断し、その判断結果に対応する自律神経の状態

の判別結果（例えば安静状態か緊張状態かの別）を出力する。

[0034] 《実施例 1 の生体情報測定装置の動作》

以下、実施例 1 の生体情報測定装置の動作（本技術の生体情報測定方法の一例）について、図 3 のブロック図及び図 4 のフローチャートを参照して説明する。

実施例 1 の生体情報測定装置のセンサ装置 100-1 は、例えば図 1 B に示すように生体 1 に装着されているものとする。

[0035] 最初のステップ S 1 では、発光素子 100 a が生体 1 に光を照射する。具体的には、

生体情報測定装置が起動されたときに、発光素子 100 a が発光し、その光が生体 1 に照射される。

[0036] 次のステップ S 2 では、複数の受光素子 100 b が、生体 1 内の複数の部位（複数の血管 1 a、1 b）で散乱された光を個別に受光する。

[0037] 次のステップ S 3 では、抽出部 200 a が、各受光素子 100 b の出力信号から、対応する部位毎の情報を抽出する。

具体的には、第 1 受光素子 100 b-1 の出力信号に第 1 ローパスフィルタ 200 a 1-1 をかけて高周波成分（ノイズ成分）をカットし、血管 1 a の脈動（脈波）を抽出する。

第 2 受光素子 100 b-2 の出力信号に第 2 ローパスフィルタ 200 a 1-2 をかけて高周波をカットし、血管 1 b の脈動（脈波）を抽出する。

[0038] 次のステップ S 4 では、制御部が、生体 1 の状態をプレ判定する。具体的には、制御部は、第 1 ローパスフィルタ 200 a 1-1 を介した信号及び第 2 ローパスフィルタ 200 a 1-2 を介した信号の少なくとも一方に基づいて、生体 1 の心拍数を算出し、その算出結果に応じて生体 1 の自律神経の状態（例えば安静状態か緊張状態かの別）を事前に判定する。

[0039] 次のステップ S 5 では、記録部 200 b が、ステップ S 4 での判定結果に応じて、抽出部 200 a で抽出された部位毎の情報を記録する。

具体的には、第 1 保持／更新部 200 b 1-1、第 2 保持／更新部 200

b 2 は、ステップ S 4 において生体 1 の自律神経の状態が例えば安静状態（又は緊張状態）であるという判定結果が得られた場合に、抽出部 200 a で抽出された部位毎の情報（例えば血管 1 a、1 b の脈波）を安静状態（又は緊張状態）と紐づけて保持又は更新する。

[0040] 次のステップ S 6 では、解析部 200 c が、記録部 200 b に記録された各部位の情報を、該情報が記録された後に抽出部 200 a で抽出された該部位の情報から減算する。具体的には、第 1 減算部 200 c 1-1 が、第 1 保持／更新部 200 b 1-1 で記録（保持又は更新）された信号を、該信号の記録時から所定時間後に第 1 ローパスフィルタ 200 a 1-1 を介して送られてきた信号から減算する。第 2 減算部 200 c 1-2 が、第 2 保持／更新部 200 b 1-2 で記録（保持又は更新）された信号を、該信号の記録時から所定時間後に第 2 ローパスフィルタ 200 a 1-2 を介して送られてきた信号から減算する。

[0041] 次のステップ S 7 では、解析部 200 c が、部位毎の減算結果（差分）の相互関係を取得する。具体的には、相互関係取得部 200 c 2 が、第 1 減算部 200 c 1-1 での減算結果と第 2 減算部 200 c 1-2 での減算結果との相互関係を取得する。

[0042] 次のステップ S 8 では、解析部 200 c が、ステップ S 7 で取得された相互関係に基づいて、生体 1 の状態（例えば自律神経の状態）を判別し、その判別結果（例えば安静状態か緊張状態かの別）を出力する。

[0043] 最後のステップ S 9 では、処理が終了されたか否かを判断する。ここでの判断は、生体情報測定装置の稼働が停止されたときに肯定され、稼働が維持されているときに否定される。ステップ S 9 での判断が肯定されるとフローは終了し、否定されるとステップ S 1 に戻る。

[0044] 《実施例 1 の生体情報測定装置及び生体情報測定方法の効果》

以上説明した実施例 1 の生体情報測定装置は、生体 1 に光を照射し、生体 1 内の複数の部位で散乱された光を個別に検出するセンサ装置 100-1 と、該部位毎のセンサ装置 100-1 の出力に基づいて、生体 1 の状態を判別

する処理装置 200-1 とを備える。

これにより、生体 1 の部位毎のセンサ装置 100-1 の出力に基づいて生体 1 の状態を判別できるので、生体 1 の状態を精度良く判別することができる。

[0045] ここで、従来、容積脈波、血流速度等の生体情報から自律神経の状態を観測する場合、例えば 1 つの容積脈波もしくは血流速度のみからでは自律神経の状態を判別する精度が低いという問題があった。

それに対して、例えば特許文献 1 では、複数の容積脈波を計測しその中から最も強度の強い信号を選択したり、複数の信号の平均値もしくは合算値を選択したりすることによって、信号の精度を向上させている。

しかし、この場合、信号の精度は向上するが、自律神経の状態の判定精度を向上することに関しては改善の余地がある。

また、例えば特許文献 2 では、複数の異なる検出方法を用いて複数の容積脈波を計測し、その差分を算出することで新たな情報を取得している。

しかし、一の検出方法として、1 つの光源を用いて透過型と反射型の容積脈波の計測しているため、光源近傍は計測対象の血管が重複していると考えられる。また、別の検出方法として、異なる波長光源による容積脈波の計測を行っているため、受光素子が同一となり受光素子近傍は計測対象の血管が重複していると考えられる。

以上のように、特許文献 1、2 に示した計測手法では容積脈波信号は独立性が低く、同一の血管情報に由来する生体情報を多く含むことになってしまい、その生体情報間の差分を算出した場合に違いが明確にならず、識別精度が低下するということが懸念される。

また、一般に自律神経の状態が緊張状態の場合、血管ごとにそれぞれ異なった挙動を示すことが知られているが、自律神経の状態が安静状態の場合も血管ごとに挙動が異なると考えられる。

よって、例えば特許文献 1、2 では安静状態と緊張状態の区別なく生体情報の差分を観測しているに過ぎず、安静状態における血管ごとの挙動の異な

りを取得しているのか、緊張状態における血管ごとの挙動の異なりを取得しているのかを把握することができない。このため、自律神経の状態を精度良く判別することに関して改善の余地がある。

[0046] センサ装置100-1は、少なくとも1つ（例えば1つ）の発光素子100a及び複数（例えば2つ）の受光素子100bを含む。これにより、発光素子100aから照射され生体1内の異なる部位で散乱された光を別々の受光素子100bで受光することが可能となる。

[0047] 処理装置200-1は、センサ装置100-1の出力から複数の部位の情報を抽出する抽出部200aを含み、該抽出部200aで抽出された複数の部位の情報に基づいて、生体1の状態を判別する。これにより、センサ装置100-1の出力（複数の受光素子100bの出力）から抽出された複数の部位の情報を用いて、生体1の状態を判別できるので、その判別精度を向上することができる。

[0048] 処理装置200-1は、抽出部200aにより時系列で抽出された部位毎の情報をを用いて、生体1の状態を判別する。これにより、生体1の状態の変化を捉えて生体1の状態を判別できるので、その判別精度をより向上できる。

[0049] 処理装置200-1は、抽出部200aで抽出された複数の部位の情報を記録する記録部200bを含む。これにより、当該複数の部位の情報を保持又は更新することができる。

[0050] 処理装置200-1は、抽出部200aにより抽出された複数の部位の情報を解析し、その解析結果に基づいて生体1の状態を判別する解析部200cを含む。これにより、生体1の状態の判別精度をさらに向上できる。

[0051] 解析部200cは、記録部200bに記録された各部位の情報と、該情報が記録部200bに記録された後に抽出部200aで抽出された該部位の情報との差分を算出し、その算出結果に基づいて生体1の状態を判別する。これにより、生体1の状態の変化を反映する情報を部位毎に取得できる。

[0052] 解析部200cは、複数の部位の情報の減算結果の相互関係を取得し、そ

の取得結果に基づいて生体 1 の状態を判別する。これにより、生体 1 の状態の判別精度をさらに向上することができる。

[0053] 処理装置 200-1 は、抽出部 200a で抽出された複数の部位の情報が、生体 1 の状態が所定の状態（例えば安静状態又は緊張状態）にあることを示す条件を満たしているか否かを判定する制御部（判定部）を含み、記録部 200b は、制御部での判定結果が肯定的であるときに、部位毎の情報を保持又は更新する。これにより、生体 1 が所定の状態にあるときの部位毎の情報のみ（生体 1 が所定の状態以外の状態にあるときの部位毎の情報を含まない）に基づいて生体 1 の状態の判別を行うので、その判別の信頼性を向上できる。

[0054] 抽出部 200a は、ローパスフィルタを含む。これにより、抽出部 200a は、受光素子 100b から出力された信号から高周波成分（ノイズ成分）をカットした信号を抽出するので、生体 1 の対応する部位の情報を精度良く取得できる。

[0055] また、受光素子 100b が複数あり、抽出部 200a は、複数の受光素子 100b が出力した信号から、対応する複数の部位の情報を抽出する。これにより、複数の部位の情報を個別に取得することが可能となる。

[0056] 発光素子 100a 及び受光素子 100b は、同一筐体 150 内に配置される。これにより、使い勝手が良い生体情報測定装置を提供できる。

[0057] 上記複数の部位は、それぞれ異なる複数の血管である。これにより、例えば生体 1 の状態の一例である自律神経の状態を精度良く取得できる。

[0058] 生体 1 の状態は、生体 1 の自律神経の状態である。これにより、生体情報測定装置は、自律神経の状態の判別結果を出力できる。

[0059] 生体情報測定装置を用いる生体情報測定方法は、生体 1 に光を照射し、生体 1 内の複数の部位で散乱された光を個別に検出する工程と、該検出する工程での部位毎の検出結果に基づいて、生体 1 の状態を判別する工程と、を含む。

これにより、検出する工程での生体 1 の部位毎の検出結果に基づいて生体

1の状態を判別できるので、生体1の状態を精度良く判別することができる。

[0060] [実施例2の生体情報測定装置]

《実施例2の生体情報測定装置の構成》

以下に、本技術の第1の実施形態の実施例2に係る生体情報測定装置について、図5のブロック図及び図6のフローチャートを参照して説明する。

生体情報測定装置は、図5に示すように、処理装置200-2の解析部200dの構成が異なる点及び抽出部200aから解析部200dに信号を直接送らない点を除いて、上記実施例1の生体情報測定装置と同様の構成を有する。

[0061] 実施例2の生体情報測定装置では、解析部200dは、記録部200bに記録された複数の部位の情報の相関（相互関係）を取得し、その取得結果に基づいて生体1の状態の判別を行う、

[0062] 解析部200dは、相互関係取得部200d1及び状態判別部200d2を含む。

相互関係取得部200d1は、第1保持／更新部200b1-1で保持又は更新された生体1内の一の部位（例えば血管1a）の情報と、第2保持／更新部200b1-2で保持又は更新された生体1内の他の部位（例えば血管1b）の情報との相関を継続的に取得し、状態判別部200d2に送る。

ここで、上記一の部位の情報と上記他の部位の情報との相関が同一の状態を維持している間は、生体1の状態（例えば自律神経の状態）が同じ状態を継続していると推定できる。上記一の部位の情報と上記他の部位の情報との相関が変化したときは、生体1の状態（例えば自律神経の状態）が変化すると推定できる。

そこで、状態判別部200d2は、相互関係取得部200d1で取得された相関が同一の状態を維持している間は、生体1の状態（例えば自律神経の状態）が同じ状態を維持していると判断し、その判断結果に対応する判別結果（例えば安静状態か緊張状態かの別）を出力する。

[0063] 《実施例 2 の生体情報測定装置の動作》

以下、実施例 2 の生体情報測定装置の動作（本技術の生体情報測定方法の一例）について、図 5 のブロック図及び図 6 のフローチャートを参照して説明する。

実施例 2 の生体情報測定装置のセンサ装置 100-1 も、例えば図 1 B に示すように生体 1 に装着されているものとする。

[0064] 最初のステップ S 1 1 では、発光素子 100 a が生体 1 に光を照射する。具体的には、生体情報測定装置が起動されたときに、発光素子 100 a が発光し、その光が生体 1 に照射される。

[0065] 次のステップ S 1 2 では、複数の受光素子 100 b が、生体 1 内の複数の部位（複数の血管 1 a、1 b）で散乱された光を個別に受光する。

[0066] 次のステップ S 1 3 では、抽出部 200 a が、各受光素子 100 b の出力信号から、対応する部位毎の情報を抽出する。

具体的には、第 1 受光素子 100 b-1 の出力信号に第 1 ローパスフィルタ 200 a 1-1 をかけて高周波成分（ノイズ成分）をカットし、血管 1 a の脈動（脈波）を抽出する。

第 2 受光素子 100 b-2 の出力信号に第 2 ローパスフィルタ 200 a 1-2 をかけて高周波をカットし、血管 1 b の脈動（脈波）を抽出する。

[0067] 次のステップ S 1 4 では、制御部が、生体 1 の状態をプレ判定する。具体的には、制御部は、第 1 ローパスフィルタ 200 a 1-1 を介した信号及び第 2 ローパスフィルタ 200 a 1-2 を介した信号の少なくとも一方に基づいて、生体 1 の心拍数を算出し、その算出結果に応じて生体 1 の自律神経の状態（例えば安静状態か緊張状態の別）を事前に判定する。

[0068] 次のステップ S 1 5 では、記録部 200 b が、ステップ S 4 での判定結果に応じて、抽出部 200 a で抽出された部位毎の情報を記録する。

具体的には、第 1 保持／更新部 200 b 1-1、第 2 保持／更新部 200 b 2 は、ステップ S 4 において生体 1 の自律神経の状態が例えば安静状態（又は緊張状態）であるという判定結果が得られた場合に、抽出部 200 a で

抽出された部位毎の情報（例えば血管 1 a、1 b の脈波）を安静状態（又は緊張状態）と紐づけて保持又は更新する。

[0069] 次のステップ S 1 6 では、解析部 2 0 0 d が、複数の部位の情報の相関（相互関係）を取得する。具体的には、相互関係取得部 2 0 0 d 1 が、第 1 保持／更新部 2 0 0 b 1 - 1 で記録（保持又は更新）された情報と、第 2 保持／更新部 2 0 0 b 1 - 2 で記録（保持又は更新）された情報との相関を取得する。

[0070] 次のステップ S 1 7 では、解析部 2 0 0 d の状態判別部 2 0 0 d 2 が、ステップ S 1 6 で取得された相関に基づいて、生体 1 の状態（例えば自律神経の状態）を判別し、その判別結果（例えば安静状態か緊張状態かの別）を出力する。

[0071] 最後のステップ S 1 8 では、処理が終了されたか否かを判断する。ここでの判断は、生体情報測定装置の稼働が停止されたときに肯定され、稼働が維持されているときに否定される。ステップ S 1 8 での判断が肯定されるとフローは終了し、否定されるとステップ S 1 1 に戻る。

[0072] 《実施例 2 の生体情報測定装置及び生体情報測定方法の効果》

以上説明した実施例 2 の生体情報測定装置及び生体情報測定方法によれば、複数の部位の情報の相関（相互関係）に基づいて生体 1 の状態を判別するので、低レイテンシーで生体 1 の状態を判別できる。

[0073] [実施例 3 の生体情報測定装置]

《実施例 3 の生体情報測定装置の構成》

以下に、本技術の第 1 の実施形態の実施例 3 に係る生体情報測定装置について、図 7 のブロック図及び図 8 のフローチャートを参照して説明する。

生体情報測定装置は、図 7 に示すように、処理装置 2 0 0 - 3 の解析部 2 0 0 c' の構成が異なる点を除いて、上記実施例 1 の生体情報測定装置と同様の構成を有する。

生体情報測定装置では、解析部 2 0 0 c' は、部位毎の減算結果（差分）の異なる相互関係を複数取得し、その取得結果に基づいて生体 1 の状態を判

別する。

詳述すると、解析部200c'は、第1相互関係取得部200c2-1～第N相互関係取得部200c2-N ($N \geq 2$) を有する。

各相互関係取得部200c2-n ($1 \leq n \leq N$) は、第1及び第2減算部200c1-1、200c1-2からの減算結果(差分)間の相互関係であって、互いに異なる相互関係(上記特徴量)を取得する。

[0074] 《実施例3の生体情報測定装置の動作》

以下、実施例3の生体情報測定装置の動作(本技術の生体情報測定方法の一例)について、図7のブロック図及び図8のフローチャートを参照して説明する。

実施例3の生体情報測定装置のセンサ装置100-1も、例えば図1Bに示すように生体1に装着されているものとする。

[0075] 最初のステップS21では、生体1に光を照射する。具体的には、生体情報測定装置が起動されたときに、発光素子100aが発光し、その光が生体1に照射される。

[0076] 次のステップS22では、複数の受光素子100bが、生体1内の複数の部位(複数の血管1a、1b)で散乱された光を個別に受光する。

[0077] 次のステップS23では、抽出部200aが、各受光素子100bの出力信号から、対応する部位毎の情報を抽出する。

具体的には、第1受光素子100b-1の出力信号に第1ローパスフィルタ200a1-1をかけて高周波成分(ノイズ成分)をカットし、血管1aの脈動(脈波)を抽出する。

第2受光素子100b-2の出力信号に第2ローパスフィルタ200a1-2をかけて高周波をカットし、血管1bの脈動(脈波)を抽出する。

[0078] 次のステップS24では、制御部が、生体1の状態をプレ判定する。具体的には、制御部は、第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号及び第2ローパスフィルタ200a1-2を介した信号の少なくとも一方に基づいて、生体1の心拍数を算出し、その算出結果に応じて生体1の自律神経の

状態（例えば安静状態か緊張状態の別）を事前に判定する。

[0079] 次のステップS 2 5では、記録部2 0 0 bが、ステップS 2 4での判定結果に応じて、抽出部2 0 0 aで抽出された部位毎の情報を記録する。

具体的には、第1保持／更新部2 0 0 b 1－1、第2保持／更新部2 0 0 b 2は、ステップS 2 4において生体1の自律神経の状態が例えば安静状態（又は緊張状態）であるという判定結果が得られた場合に、抽出部2 0 0 aで抽出された部位毎の情報（例えば血管1 a、1 bの脈波）を安静状態（又は緊張状態）と紐づけて保持又は更新する。

[0080] 次のステップS 2 6では、解析部2 0 0 c' が、記録部2 0 0 bに記録された各部位の情報を、該情報が記録された後に抽出部2 0 0 aで抽出された該部位の情報から減算する。具体的には、第1減算部2 0 0 c 1－1が、第1保持／更新部2 0 0 b 1－1で記録（保持又は更新）された信号を、該信号の記録時から所定時間後に第1ローパスフィルタ2 0 0 a 1－1を介して送られてきた信号から減算する。第2減算部2 0 0 c 1－2が、第2保持／更新部2 0 0 b 1－2で記録（保持又は更新）された信号を、該信号の記録時から所定時間後に第2ローパスフィルタ2 0 0 a 1－2を介して送られてきた信号から減算する。

[0081] 次のステップS 2 7では、解析部2 0 0 c' が、部位毎の情報の減算結果（差分）の異なる相互関係を複数取得する。具体的には、各相互関係取得部が、第1減算部2 0 0 c 1－1での減算結果と第2減算部2 0 0 c 1－2での減算結果との相互関係（上記特徴量）であって、互いに異なる相互関係（上記特徴量）を取得する。

[0082] 次のステップS 2 8では、解析部2 0 0 c' が、ステップS 2 7で取得された互いに異なる複数の相互関係に基づいて、生体1の状態（例えば自律神経の状態）を判別し、その判別結果（例えば安静状態か緊張状態かの別）を出力する。

[0083] 最後のステップS 2 9では、処理が終了されたか否かを判断する。ここでの判断は、生体情報測定装置の稼働が停止されたときに肯定され、稼働が維

持されているときに否定される。ステップS 2 9での判断が肯定されるとフローは終了し、否定されるとステップS 2 1に戻る。

[0084] 《実施例3の生体情報測定装置及び生体情報測定方法の効果》

以上説明した実施例3の生体情報測定装置及び生体情報測定方法によれば、部位毎の情報の減算結果の異なる複数の相互関係に基づいて生体1の状態を判別するので、生体1の状態をより高精度に判別できる。

[0085] [実施例4の生体情報測定装置]

《実施例4の生体情報測定装置の構成》

以下に、本技術の第1の実施形態の実施例4に係る生体情報測定装置について、図9のブロック図及び図10のフローチャートを参照して説明する。

実施例4の生体情報測定装置は、図9に示すように、処理装置200-4の解析部200c'の構成が異なる点を除いて、上記実施例1の生体情報測定装置10-1と同様の構成を有する。

実施例4の生体情報測定装置では、解析部200c'は、部位毎の情報の減算結果（差分）と、複数の部位の情報の減算結果（差分）間の相互関係とを取得し、その取得結果に基づいて生体1の状態を判別する。

[0086] 《実施例4の生体情報測定装置の動作》

以下、実施例4の生体情報測定装置の動作（本技術の生体情報測定方法の一例）について、図9のブロック図及び図10のフローチャートを参照して説明する。

実施例4の生体情報測定装置のセンサ装置100-1も、例えば図1Bに示すように生体1に装着されているものとする。

[0087] 最初のステップS 3 1では、生体1に光を照射する。具体的には、生体情報測定装置10が起動されたときに、発光素子100aが発光し、その光が生体1に照射される。

[0088] 次のステップS 3 2では、複数の受光素子100bが、生体1内の複数の部位（複数の血管1a、1b）で散乱された光を個別に受光する。

[0089] 次のステップS 3 3では、抽出部200aが、各受光素子100bの出力

信号から、対応する部位毎の情報を抽出する。

具体的には、第1受光素子100b-1の出力信号に第1ローパスフィルタ200a1-1をかけて高周波成分（ノイズ成分）をカットし、血管1aの脈動（脈波）を抽出する。

第2受光素子100b-2の出力信号に第2ローパスフィルタ200a1-2をかけて高周波をカットし、血管1bの脈動（脈波）を抽出する。

[0090] 次のステップS34では、制御部が、生体1の状態をプレ判定する。具体的には、制御部は、第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号及び第2ローパスフィルタ200a1-2を介した信号の少なくとも一方に基づいて、生体1の心拍数を算出し、その算出結果に応じて生体1の自律神経の状態（例えば安静状態か緊張状態の別）を事前に判定する。

[0091] 次のステップS35では、記録部200bが、ステップS34での判定結果に応じて、抽出部200aで抽出された部位毎の情報を記録する。

具体的には、第1保持／更新部200b1-1、第2保持／更新部200b2は、ステップS34において生体1の自律神経の状態が例えば安静状態（又は緊張状態）であるという判定結果が得られた場合に、抽出部200aで抽出された部位毎の情報（例えば血管1a、1bの脈波）を安静状態（又は緊張状態）と紐づけて保持又は更新する。

[0092] 次のステップS36では、解析部200c' 'が、記録部200bに記録された各部位の情報と、該情報が記録された後に抽出部200aで抽出された該部位の情報との差分を取得する。具体的には、第1減算部200c1-1が、第1保持／更新部200b1-1で記録（保持又は更新）された信号を、該信号の記録時から所定時間後に第1ローパスフィルタ200a1-1を介して送られてきた信号から減算する。第2減算部200c1-2が、第2保持／更新部200b1-2で記録（保持又は更新）された信号を、該信号の記録時から所定時間後に第2ローパスフィルタ200a1-2を介して送られてきた信号から減算する。

[0093] 次のステップS37では、解析部200c' 'が、部位毎の情報の差分（

減算結果)間の相互関係を取得する。具体的には、相互関係取得部200c2が、第1減算部200c1-1での減算結果と第2減算部200c1-2での減算結果との相互関係を取得する。

[0094] 次のステップS38では、解析部200c'の状態判別部200c3が、ステップS36で取得された部位毎の差分及びステップS37で取得された相互関係に基づいて、生体1の状態(例えば自律神経の状態)を判別し、その判別結果(例えば安静状態か緊張状態かの別)を出力する。

[0095] 最後のステップS39では、処理が終了されたか否かを判断する。ここでの判断は、生体情報測定装置の稼働が停止されたときに肯定され、稼働が維持されているときに否定される。ステップS39での判断が肯定されるとフローは終了し、否定されるとステップS31に戻る。

[0096] 《実施例4の生体情報測定装置及び生体情報測定方法の効果》

以上説明した実施例4の生体情報測定装置及び生体情報測定方法によれば、部位毎の情報の差分及び該差分の相互関係に基づいて生体1の状態を判別するので、生体1の状態をより高精度に判別できる。

[0097] [実施例5の生体情報測定装置]

以下に、本技術の第1の実施形態の実施例5に係る生体情報測定装置について、図11のブロック図を参照して説明する。

実施例5の生体情報測定装置は、図11に示すように、処理装置200-5の抽出部200a'及び解析部200c'の構成が異なる点を除いて、上記実施例1の生体情報測定装置と同様の構成を有する。

実施例5の生体情報測定装置では、抽出部200a'が、第1受光素子100b-1からの信号が送られる第1ローパスフィルタ200a1-1及び第1包絡線検出部200a2-1と、第2受光素子100b-2からの信号が送られる第2ローパスフィルタ200a1-2及び第2包絡線検出部200a2-2とを有する。

第1受光素子100b-1から出力され第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号は、第1保持／更新部200b1-1で保持又は更新され

る。その所定時間経過後に、第1減算部200c1-1が、第1保持／更新部200b1-1で保持又は更新された信号と、第1ローパスフィルタ200a1-1を介した信号との差分を算出する。

第1受光素子100b-1から出力され第1包絡線検出部200a2-1を介した信号は、第2保持／更新部200b1-2で保持又は更新される。その所定時間経過後に、第2減算部200c1-2が、第2保持／更新部200b1-1で保持又は更新された信号と、第1包絡線検出部200a2-1を介した信号との差分を算出する。

[0098] 第2受光素子100b-2から出力され第2ローパスフィルタ200a1-2を介した信号は、第3保持／更新部200b1-3で保持又は更新される。その所定時間経過後に、第3減算部200c1-3が、第3保持／更新部200b1-3で保持又は更新された信号と、第2ローパスフィルタ200a1-2を介した信号との差分を算出する。

第2受光素子100b-2から出力され第2包絡線検出部200a2-2を介した信号は、第4保持／更新部200b1-4で保持又は更新される。その所定時間経過後に、第4減算部200c1-4が、第4保持／更新部200b1-4で保持又は更新された信号と、第2包絡線検出部200a2-2を介した信号との差分を算出する。

[0099] 第1減算部200c1-1での減算結果及び第3減算部200c1-3での減算結果は、第1相互関係取得部200c2-1に送られる。

第1相互関係取得部200c2-1は、部位毎のノイズがカットされた信号の相互関係を取得する。

第2減算部200c1-2での減算結果及び第4減算部200c1-4での減算結果は、第2相互関係取得部200c2-2に送られる。

第2相互関係取得部200c2-2は、部位毎の信号の包絡線の相互関係を取得する。

[0100] 状態判別部200c3は、第1相互関係取得部200c2-1からの部位毎のノイズがカットされた信号及び第2相互関係取得部200c2-2から

の部位毎の信号の包絡線に基づいて、生体 1 の状態（例えば自律神経の状態）を判別し、その判別結果（例えば安静状態か緊張状態かの別）を出力する。

[0101] 以上説明した実施例 5 の生体情報測定装置によれば、ノイズがカットされた信号の減算結果の相互関係と信号の包絡線の減算結果の相互関係とに基づいて、生体 1 の状態を判別するので、生体 1 の状態を更に精度良く判別することができる。

[0102] [実施例 6 の生体情報測定装置]

以下に、本技術の第 1 の実施形態の実施例 6 に係る生体情報測定装置について、図 12 のブロック図を参照して説明する。

実施例 6 の生体情報測定装置は、図 12 に示すように、受光部が、 N 個（ $N \geq 3$ ）の受光素子 100b（第 1 受光素子 100b-1 ～ 第 N 受光素子 100b- N ）を有している。処理装置 200-6 の抽出部 200a'' が、 N 個のローパスフィルタ 200a1（第 1 ローパスフィルタ 200a1-1 ～ 第 N ローパスフィルタ 200a1- N ）を有している。処理装置 200-6 の記録部 200b'' が、 N 個の保持／更新部 200b1（第 1 保持／更新部 200b1-1 ～ 第 2 保持／更新部 200b1- N ）を有している。処理装置 200-6 の解析部 200c'''' が、 N 個の減算部 200c1（第 1 減算部 200c1-1 ～ 第 N 減算部 200c1- N ）を有している。

すなわち、実施例 6 の生体情報測定装置では、実施例 1 の生体情報測定装置に比べて、チャネル数が多いため、高精度且つ高信頼の相互関係を取得できるので、ひいては生体 1 の状態をさらに精度良く判別することができる。

[0103] 3. <本技術の第 2 の実施形態に係る生体情報測定装置>

本技術の第 2 の実施形態に係る生体情報測定装置について、図 13A 及び図 13B を参照して説明する。

第 2 の実施形態に係る生体情報測定装置では、図 13A に示すように、センサ装置 100-2 は、発光素子 100a 及び受光素子 100b の個数及び配置が第 1 の実施形態に係る生体情報測定装置とは逆となる構成を有してい

る。

詳述すると、センサ装置100-2は、複数（例えば2つ）の発光素子100a（例えば100a-1、100a-2）及び少なくとも1つ（例えば1つ）の受光素子100bを有している。

複数の発光素子100aは、筐体150内における光透過窓150a上に、受光素子100bの周囲、より詳細には受光素子100bを挟む位置に配置されている

[0104] 以上のように構成されるセンサ装置100-2を、例えば、図13Bに示すように、複数（例えば2つ）の発光素子100a及び受光素子100bの並び方向が、生体1内の2つの血管1a、1bの並び方向に略一致するように、且つ、生体1に対峙する側から見て受光素子100bが2つの血管1a、1b間に位置するように生体1に装着する。

このとき、発光素子100a-1、100a-2から射出された光は、光透過窓150aを透過して、生体1に照射される。

発光素子100a-1から生体1に照射され生体1内に入射した光の一部は、生体1内を伝播して血管1aに入射され該血管1aで散乱される。血管1aで散乱された光の少なくとも一部は、生体1内を伝播して受光素子100bに入射される。

発光素子100a-2から生体1に照射され生体1内に入射した光の一部は、生体1内を伝播して血管1bに入射され該血管1bで散乱される。血管1bで散乱された光の少なくとも一部は、生体1内を伝播して受光素子100bに入射される。

このようにして、センサ装置100-2は、生体1内の2つの血管1a、1bで散乱された光を個別に検出することができる。

すなわち、センサ装置100-2は、血管1aで散乱された光と、血管1bで散乱された光とを別々に検出することができる。

この場合に、血管1aからの散乱光を受光した受光素子100bから出力される信号は血管1aの脈動に応じた波形を有し、血管1bからの散乱光を

受光した受光素子 100b から出力される信号は血管 1b の脈動に応じた波形を有する。血管の脈動は、生体 1 の状態（例えば自律神経の状態）を判別するための指標となる。

なお、センサ装置 100-2 において、複数の発光素子 100a-1、100a-2 を異なるタイミングで発光させることにより、クロストーク（検出対象でない血管で散乱された光を受光すること）を抑制することが可能となる。

[0105] 4. <本技術の第3の実施形態に係る生体情報測定装置>

本技術の第3の実施形態に係る生体情報測定装置（実施例1～3の生体情報測定装置）について、図14～図16を参照して説明する。

第3の実施形態に係る生体情報測定装置では、図14～図16に示すように、センサ装置100-3、100-4、100-5の各々の受光素子100bの個数と、発光素子100a及び受光素子100bの配置が上記第1の実施形態の各実施例に係る生体情報測定装置と異なる。

[0106] 詳述すると、センサ装置100-3、100-4、100-5では、例えば図14～図16に示すように、複数（例えば3つ以上）の受光素子100bが発光素子100aの周辺に配置されている。

[0107] 実施例1、2の生体情報測定装置のセンサ装置100-3、100-4では、例えば図14及び図15に示すように複数（例えば3つ以上）の受光素子100bが発光素子100aを取り囲むように配置されている。

[0108] 実施例1の生体情報測定装置のセンサ装置100-3では、例えば図14に示すように、4つの受光素子100b（第1受光素子100b-1～第4受光素子100b-4）が発光素子100aを取り囲むように配置されている。

[0109] 実施例2の生体情報測定装置のセンサ装置100-4では、例えば図15に示すように、8つの受光素子100b（第1受光素子100b-1～第8受光素子100b-8）が発光素子100aを取り囲むように配置されている。

[0110] 実施例3の生体情報測定装置のセンサ装置100-5では、例えば図16に示すように、発光素子100a及び複数（例えば10個）の受光素子100b（第1受光素子100b-1～第10受光素子100b-10）が、一軸方向に並んだ複数（例えば5つの）の受光素子100bを含む受光素子群と、該一軸方向に平行な他軸方向に並んだ複数（例えば5つの）の受光素子100bを含む受光素子群との間に発光素子100aが位置するように筐体250内に配置されている。

[0111] 以上説明した第3の実施形態の各実施例に係る生体情報測定装置によれば、発光素子100aから生体1に照射され生体1内の3つ以上の部位で散乱された光を3つ以上の受光素子で個別に受光できるので、生体1の状態をより精度良く判別することが可能となる。

[0112] 5. <本技術の変形例>

[0113] 本技術は、上記各実施形態で説明した構成に限らず、適宜変更可能である。

例えば、上記第3実施形態の各実施例において、発光素子と受光素子を入れ替えてもよい。

また、上記各実施形態では、生体情報測定装置の判別対象である生体1の状態を例えば生体1の自律神経の状態としているが、これに代えて、例えば、生体の内分泌の状態、免疫の状態としてもよい。

[0114] 上記各実施形態において、記録部200bに記録された複数の部位の情報は、事前に生体情報測定装置を用いてキャリブレーションを行うことにより生体1の所定の状態（例えば安静状態又は緊張状態）と関連付けられて記録されていてもよい。

この場合には、動作中に記録部200bで情報を更新する必要がない。

[0115] 上記各実施形態では、制御部が生体1の状態をプレ判定する際、生体1の心拍数を取得しているが、これに代えて、例えば加速度センサを用いて加速度情報（生体の運動情報）を取得したり、湿度センサを用いて発汗情報などを取得して、プレ判定を行ってもよい。

[0116] 上記各実施形態において、記録部の代わりに、例えば抽出部により抽出された、生体 1 の複数の部位の情報を機械学習する機械学習部を設けてもよい。当該機械学習部を設ける場合は、記録部に加えて解析部も設けなくてもよい。

当該機械学習部は、例えば抽出部により時系列で抽出された、生体 1 の部位毎の情報を機械学習して、該部位の動作（例えば血管の脈動）を推定することにより、生体 1 の状態（例えば自律神経の状態）を精度良く判別することが可能である。

当該機械学習部は、予め事前学習をさせておくことにより、抽出部により抽出された、生体 1 の部位毎の情報から、即座に生体 1 の状態（例えば自律神経の状態）を精度良く判別することも可能である。

当該機械学習部は、例えば抽出部により抽出された、生体 1 の部位毎の情報から、上記特徴量を算出する程度の簡単な計算を行い、その計算結果を解析部に送ってもよい。すなわち、当該機械学習部は、必ずしも生体 1 の状態の判別を行わなくてもよい。

[0117] また、本技術は、以下のような構成をとることもできる。

（１）生体に光を照射し、前記生体内の複数の部位で散乱された光を個別に検出するセンサ装置と、

前記部位毎の前記センサ装置の出力に基づいて、前記生体の状態を判別する処理装置と、

を備える、生体情報測定装置。

（２）前記センサ装置は、少なくとも 1 つの発光素子及び複数の受光素子、又は、複数の発光素子及び少なくとも 1 つの受光素子を含む、（１）に記載の生体情報測定装置。

（３）前記処理装置は、前記センサ装置の出力から前記複数の部位の情報を抽出する抽出部を含み、該抽出部で抽出された前記複数の部位の情報に基づいて、前記生体の状態を判別する、（１）又は（２）に記載の生体情報測定装置。

(4) 前記処理装置は、前記抽出部により時系列で抽出された前記部位毎の情報をを用いて、前記生体の状態を判別する、(3)に記載の生体情報測定装置。

(5) 前記処理装置は、前記抽出部で抽出された前記複数の部位の情報を記録する記録部を含む、(3)又は(4)に記載の生体情報測定装置。

(6) 前記処理装置は、前記抽出部により抽出された前記複数の部位の情報を機械学習する機械学習部を含む、(3)～(5)のいずれか1つに記載の生体情報測定装置。

(7) 前記処理装置は、前記抽出部により抽出された前記複数の部位の情報を解析し、その解析結果に基づいて前記生体の状態を判別する解析部を含む、(3)～(6)のいずれか1つに記載の生体情報測定装置。

(8) 前記解析部は、前記抽出部で抽出された前記複数の部位の情報の相互関係を取得し、その取得結果に基づいて前記判別を行う、(7)に記載の生体情報測定装置。

(9) 前記解析部は、前記抽出部で抽出された各前記部位の情報と、該情報が前記抽出部で抽出される前に前記抽出部で抽出された該部位の情報との差分を算出し、その算出結果に基づいて前記生体の状態を判別する、(7)に記載の生体情報測定装置。

(10) 前記解析部は、前記複数の部位の情報の前記差分の相互関係を取得し、その取得結果に基づいて前記生体の状態を判別する、(9)に記載の生体情報測定装置。

(11) 前記解析部は、複数の前記相互関係を取得し、その取得結果に基づいて前記生体の状態を判別する、(10)に記載の生体情報測定装置。

(12) 前記解析部は、前記複数の部位の情報の前記差分の相互関係を取得し、その取得結果及び前記部位毎の前記差分に基づいて、前記生体の状態を判別する、(9)に記載の生体情報測定装置。

(13) 前記処理装置は、前記抽出部で抽出された前記複数の部位の情報が、前記生体の状態が所定の状態にあることを示す条件を満たしているか否か

を判定する判定部を含み、

前記記録部は、前記判定部での判定結果が肯定的であるときに、前記部位毎の情報を保持又は更新する、(5)に記載の生体情報測定装置。

(14) 前記記録部に記録された前記複数の部位の情報は、事前に当該生体情報測定装置を用いてキャリブレーションを行うことにより前記生体の所定の状態と関連付けられて記録されている、(5)に記載の生体情報測定装置。

(15) 前記抽出部は、ローパスフィルタを含む、(3)～(14)のいずれか1つに記載の生体情報測定装置。

(16) 前記抽出部は、包絡線検出部を含む、(3)～(15)のいずれか1つに記載の生体情報測定装置。

(17) 前記発光素子が複数あり、前記複数の発光素子は、前記生体に異なるタイミングで光を照射し、前記処理装置は、前記受光素子が異なるタイミングで出力した複数の信号から、対応する前記複数の部位の情報を取得する、(2)～(16)のいずれか1つに記載の生体情報測定装置。

(18) 前記受光素子が複数あり、前記処理装置は、前記複数の受光素子が出力した信号から、対応する前記複数の部位の情報を取得する、(2)～(17)のいずれか1つに記載の生体情報測定装置。

(19) 前記発光素子及び前記受光素子は、同一筐体内に配置される、(2)～(18)のいずれか1つに記載の生体情報測定装置。

(20) 前記複数の部位は、それぞれ異なる複数の血管である、(1)～(19)のいずれか1つに記載の生体情報測定装置。

(21) 前記生体の状態は、前記生体の自律神経の状態である、(1)～(20)のいずれか1つに記載の生体情報測定装置。

(22) 生体に光を照射し、前記生体内の複数の部位で散乱された光を個別に検出する工程と、

前記検出する工程での前記部位毎の検出結果に基づいて、前記生体の状態を判別する工程と、

を含む、生体情報測定方法。

符号の説明

[0118] 1 : 生体、1 a、1 b : 血管、1 0 0 a : 発光素子、1 0 0 b : 受光素子、1 0 0 - 1、1 0 0 - 2、1 0 0 - 3、1 0 0 - 4、1 0 0 - 5 : センサ装置、1 5 0、2 5 0 : 筐体、2 0 0 - 1、2 0 0 - 2、2 0 0 - 3、2 0 0 - 4、2 0 0 - 5、2 0 0 - 6 : 処理装置、2 0 0 a : 抽出部、2 0 0 a 1 : ローパスフィルタ、2 0 0 b : 記録部、2 0 0 b 1 : 第1保持／更新部、2 0 0 c : 解析部、2 0 0 c 1 : 減算部、2 0 0 c 2、2 0 0 d 1 : 相互関係取得部、2 0 0 c 3、2 0 0 d 2 : 状態判別部。

請求の範囲

- [請求項1] 生体に光を照射し、前記生体内の複数の部位で散乱された光を個別に検出するセンサ装置と、
前記部位毎の前記センサ装置の出力に基づいて、前記生体の状態を判別する処理装置と、
を備える、生体情報測定装置。
- [請求項2] 前記センサ装置は、少なくとも1つの発光素子及び複数の受光素子、又は、複数の発光素子及び少なくとも1つの受光素子を含む、請求項1に記載の生体情報測定装置。
- [請求項3] 前記処理装置は、前記センサ装置の出力から前記複数の部位の情報を抽出する抽出部を含み、該抽出部で抽出された前記複数の部位の情報に基づいて、前記生体の状態を判別する、請求項1に記載の生体情報測定装置。
- [請求項4] 前記処理装置は、前記抽出部により時系列で抽出された前記部位毎の情報をを用いて、前記生体の状態を判別する、請求項3に記載の生体情報測定装置。
- [請求項5] 前記処理装置は、前記抽出部で抽出された前記複数の部位の情報を記録する記録部を含む、請求項3に記載の生体情報測定装置。
- [請求項6] 前記処理装置は、前記抽出部により抽出された前記複数の部位の情報を機械学習する機械学習部を含む、請求項3に記載の生体情報測定装置。
- [請求項7] 前記処理装置は、前記抽出部により抽出された前記複数の部位の情報を解析し、その解析結果に基づいて前記生体の状態を判別する解析部を含む、請求項3に記載の生体情報測定装置。
- [請求項8] 前記解析部は、前記抽出部で抽出された前記複数の部位の情報の相互関係を取得し、その取得結果に基づいて前記判別を行う、請求項7に記載の生体情報測定装置。
- [請求項9] 前記解析部は、前記抽出部で抽出された各前記部位の情報と、該情

報が前記抽出部で抽出される前に前記抽出部で抽出された該部位の情報との差分を算出し、その算出結果に基づいて前記生体の状態を判別する、請求項 7 に記載の生体情報測定装置。

[請求項10] 前記解析部は、前記複数の部位の情報の前記差分の相互関係を取得し、その取得結果に基づいて前記生体の状態を判別する、請求項 9 に記載の生体情報測定装置。

[請求項11] 前記解析部は、複数の前記相互関係を取得し、その取得結果に基づいて前記生体の状態を判別する、請求項 10 に記載の生体情報測定装置。

[請求項12] 前記解析部は、前記複数の部位の情報の前記差分の相互関係を取得し、その取得結果及び前記部位毎の前記差分に基づいて、前記生体の状態を判別する、請求項 9 に記載の生体情報測定装置。

[請求項13] 前記処理装置は、前記抽出部で抽出された前記複数の部位の情報が、前記生体の状態が所定の状態にあることを示す条件を満たしているか否かを判定する判定部を含み、

前記記録部は、前記判定部での判定結果が肯定的であるときに、前記部位毎の情報を保持又は更新する、請求項 5 に記載の生体情報測定装置。

[請求項14] 前記記録部に記録された前記複数の部位の情報は、事前に当該生体情報測定装置を用いてキャリブレーションを行うことにより前記生体の所定の状態と関連付けられて記録されている、請求項 5 に記載の生体情報測定装置。

[請求項15] 前記抽出部は、ローパスフィルタを含む、請求項 3 に記載の生体情報測定装置。

[請求項16] 前記抽出部は、包絡線検出部を含む、請求項 3 に記載の生体情報測定装置。

[請求項17] 前記発光素子が複数あり、
前記複数の発光素子は、前記生体に異なるタイミングで光を照射し

、

前記処理装置は、前記受光素子が異なるタイミングで出力した複数の信号から、対応する前記複数の部位の情報を取得する、請求項 2 に記載の生体情報測定装置。

[請求項18]

前記受光素子が複数あり、

前記処理装置は、前記複数の受光素子が出力した信号から、対応する前記複数の部位の情報を取得する、請求項 2 に記載の生体情報測定装置。

[請求項19]

前記発光素子及び前記受光素子は、同一筐体内に配置される、請求項 2 に記載の生体情報測定装置。

[請求項20]

前記複数の部位は、それぞれ異なる複数の血管である、請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

[請求項21]

前記生体の状態は、前記生体の自律神経の状態である、請求項 1 に記載の生体情報測定装置。

[請求項22]

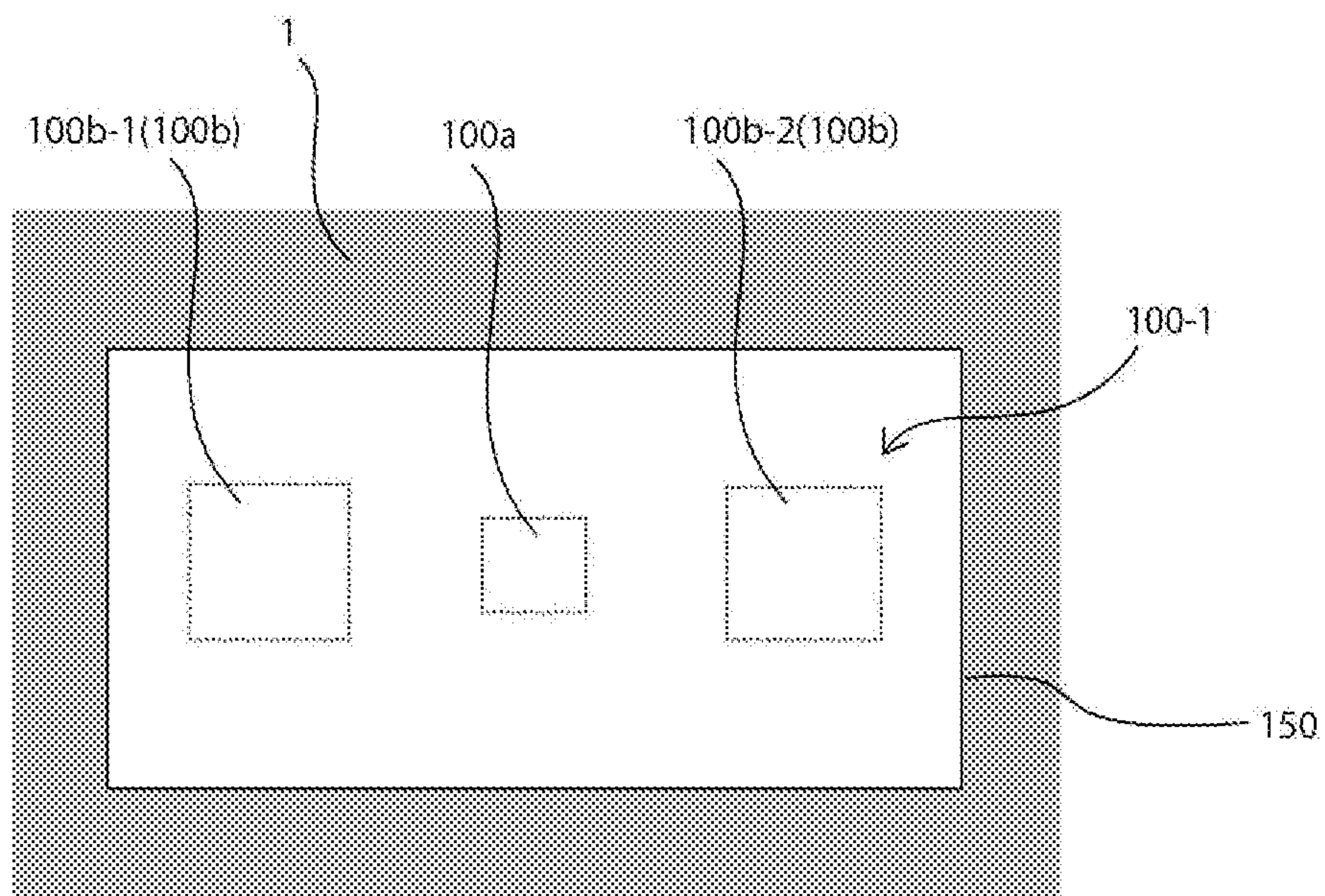
生体に光を照射し、前記生体内の複数の部位で散乱された光を個別に検出する工程と、

前記検出する工程での前記部位毎の検出結果に基づいて、前記生体の状態を判別する工程と、

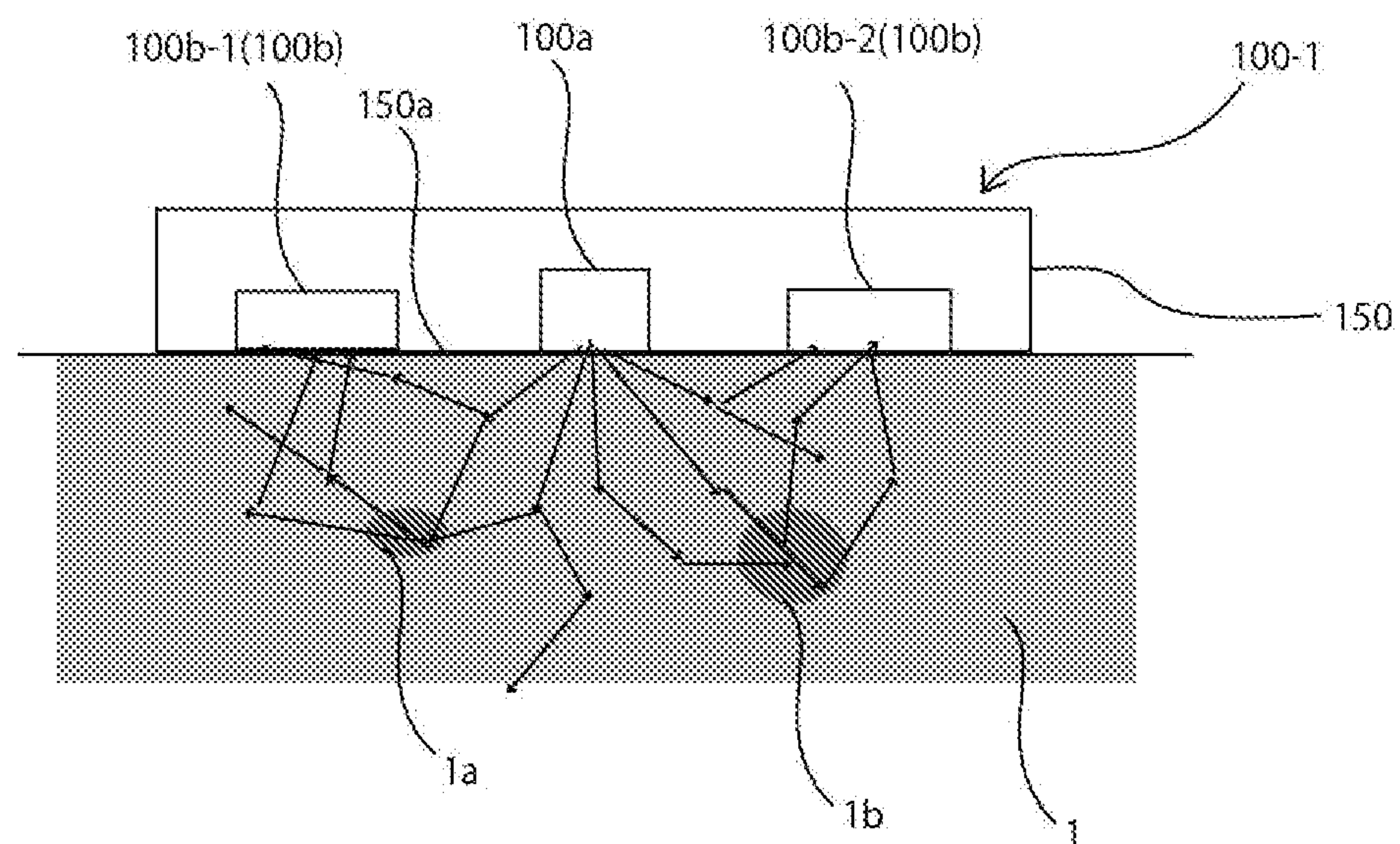
を含む、生体情報測定方法。

[図1]

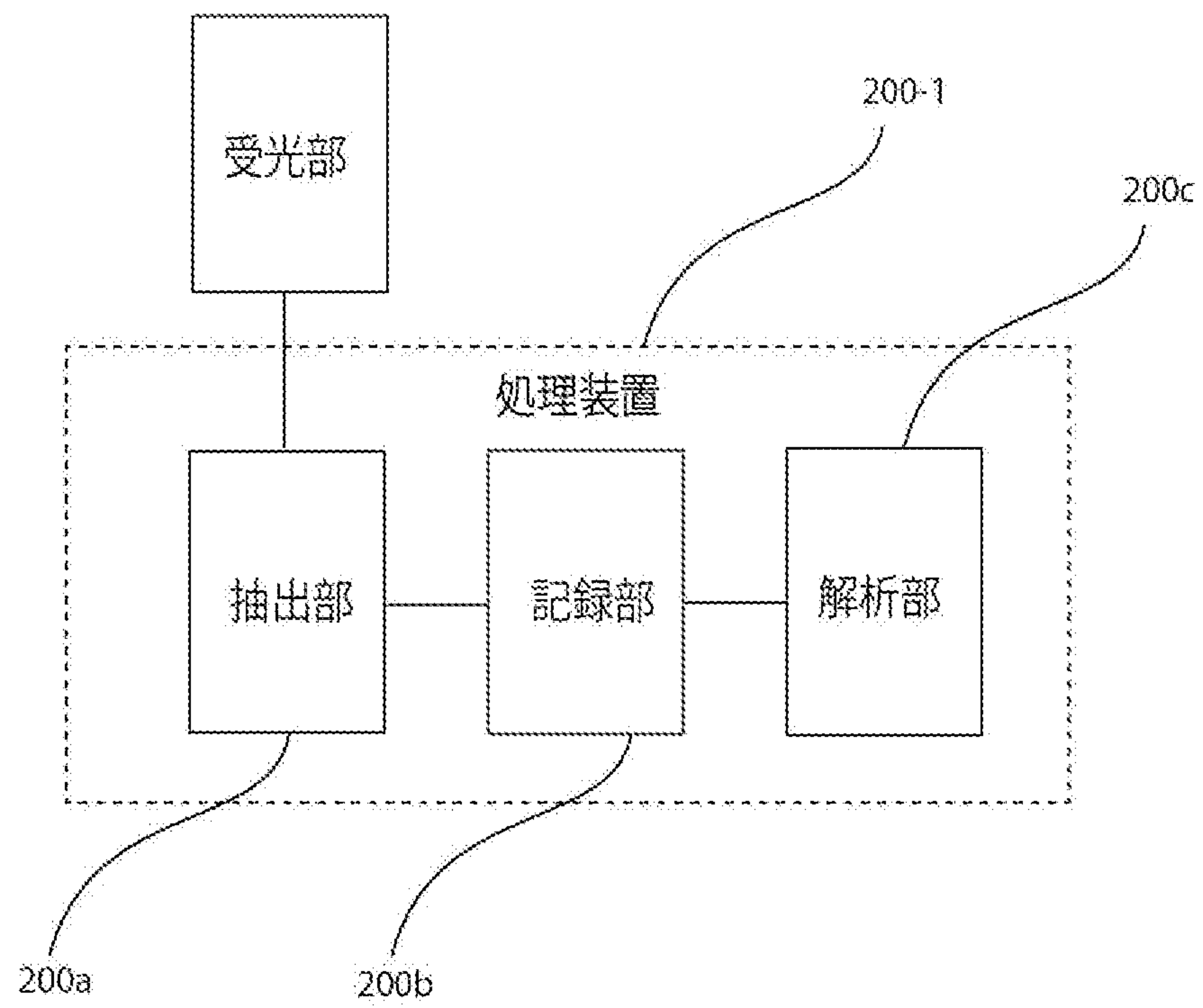
A



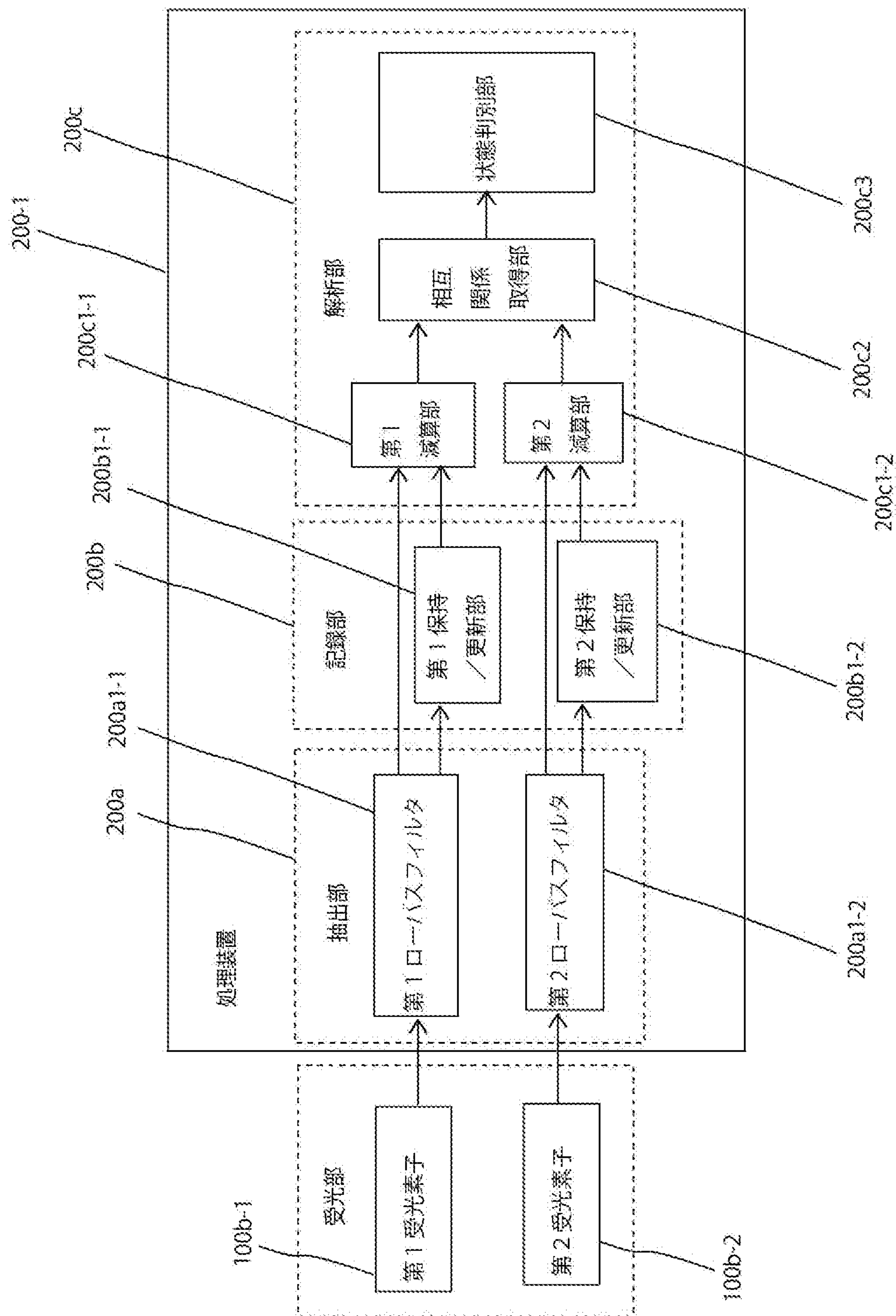
B



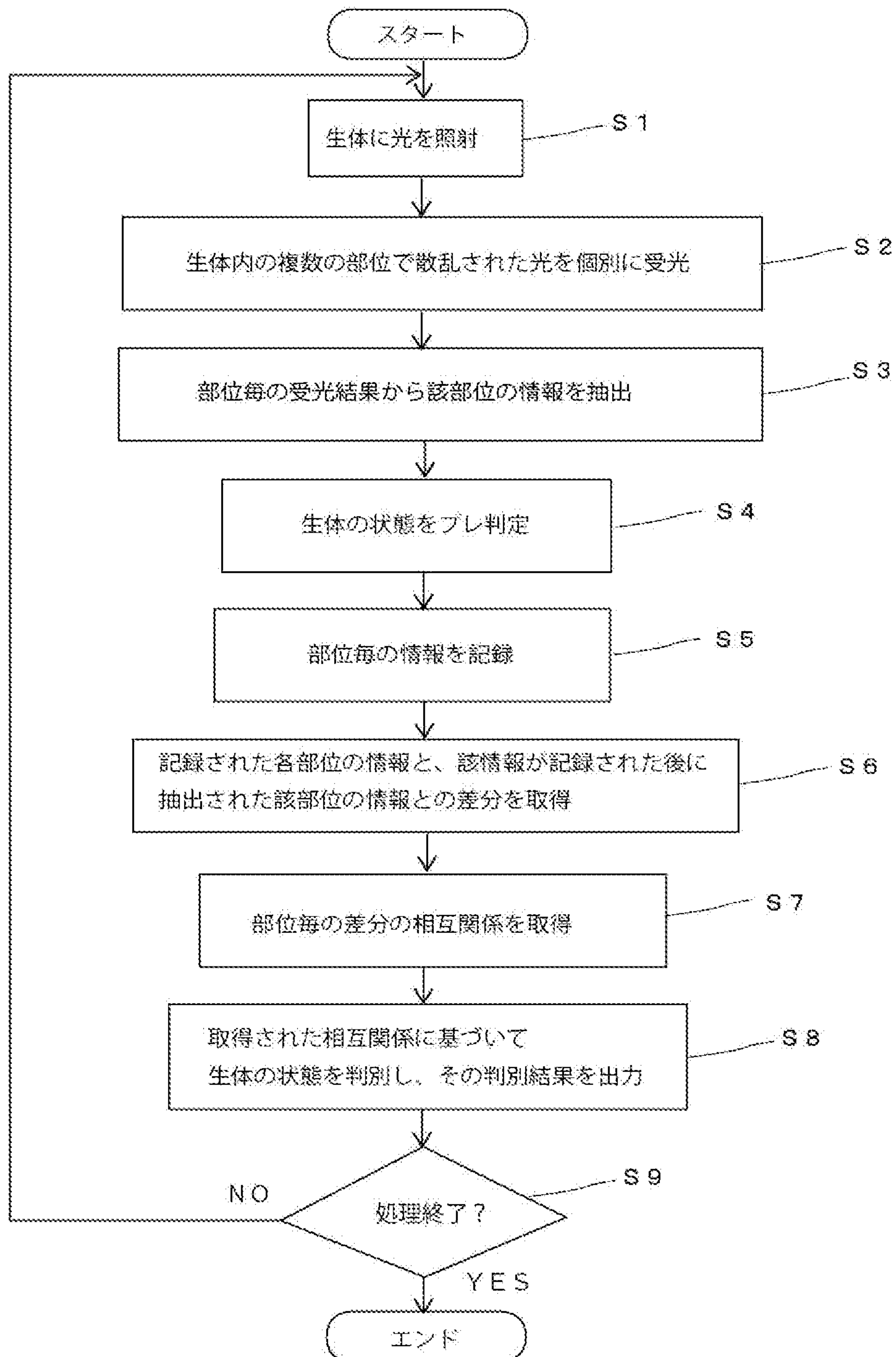
[図2]



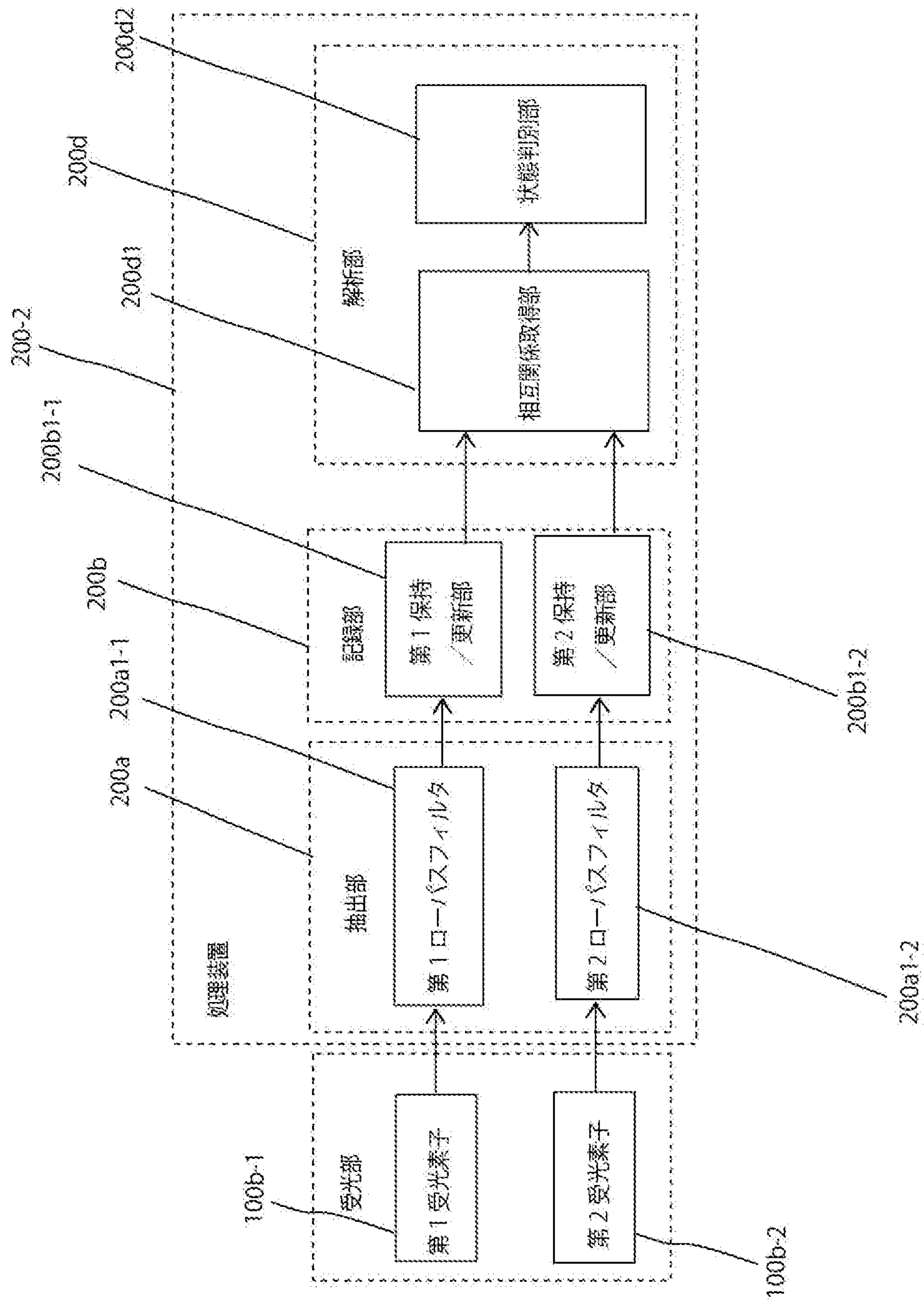
[図3]



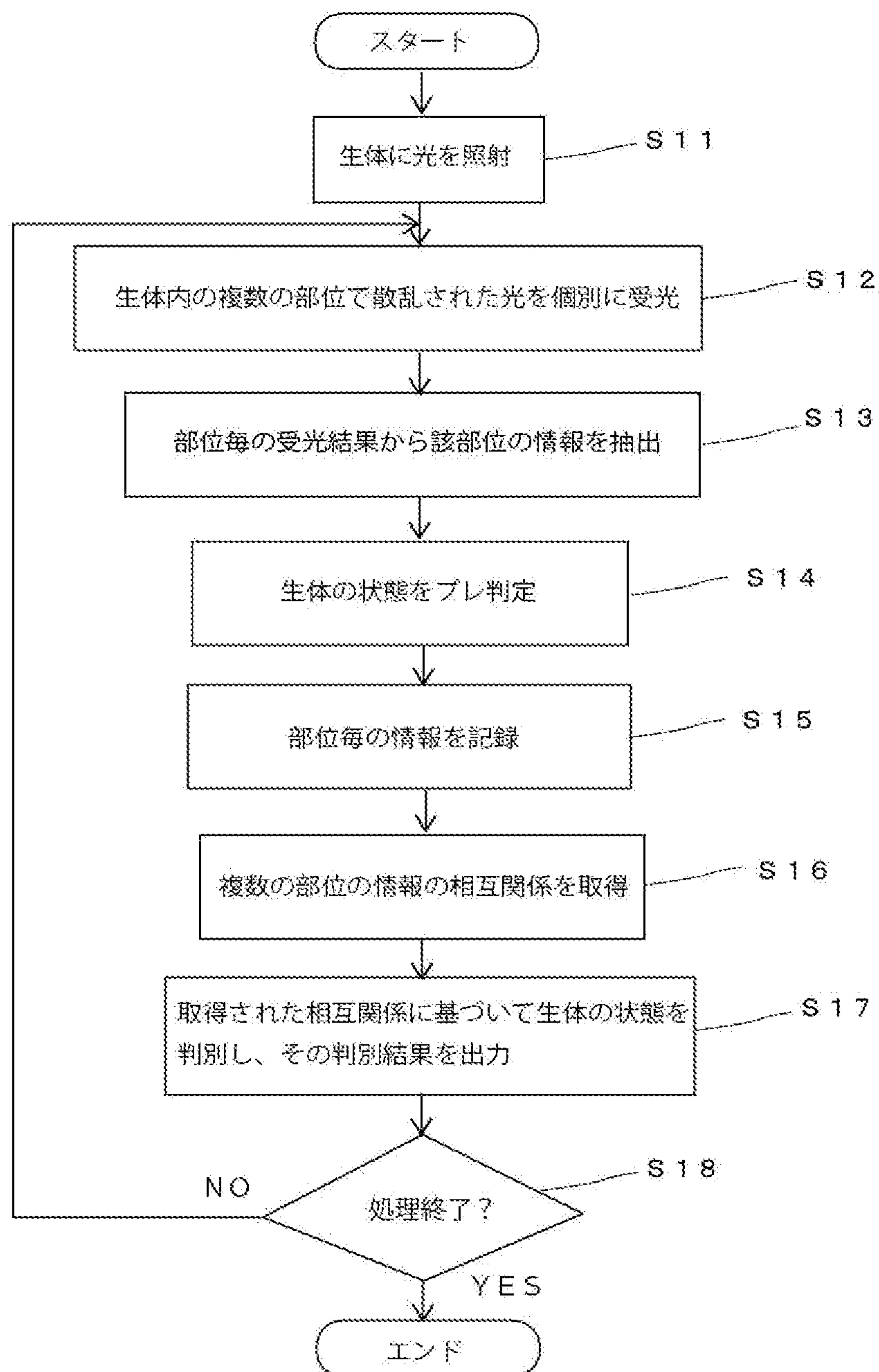
[図4]



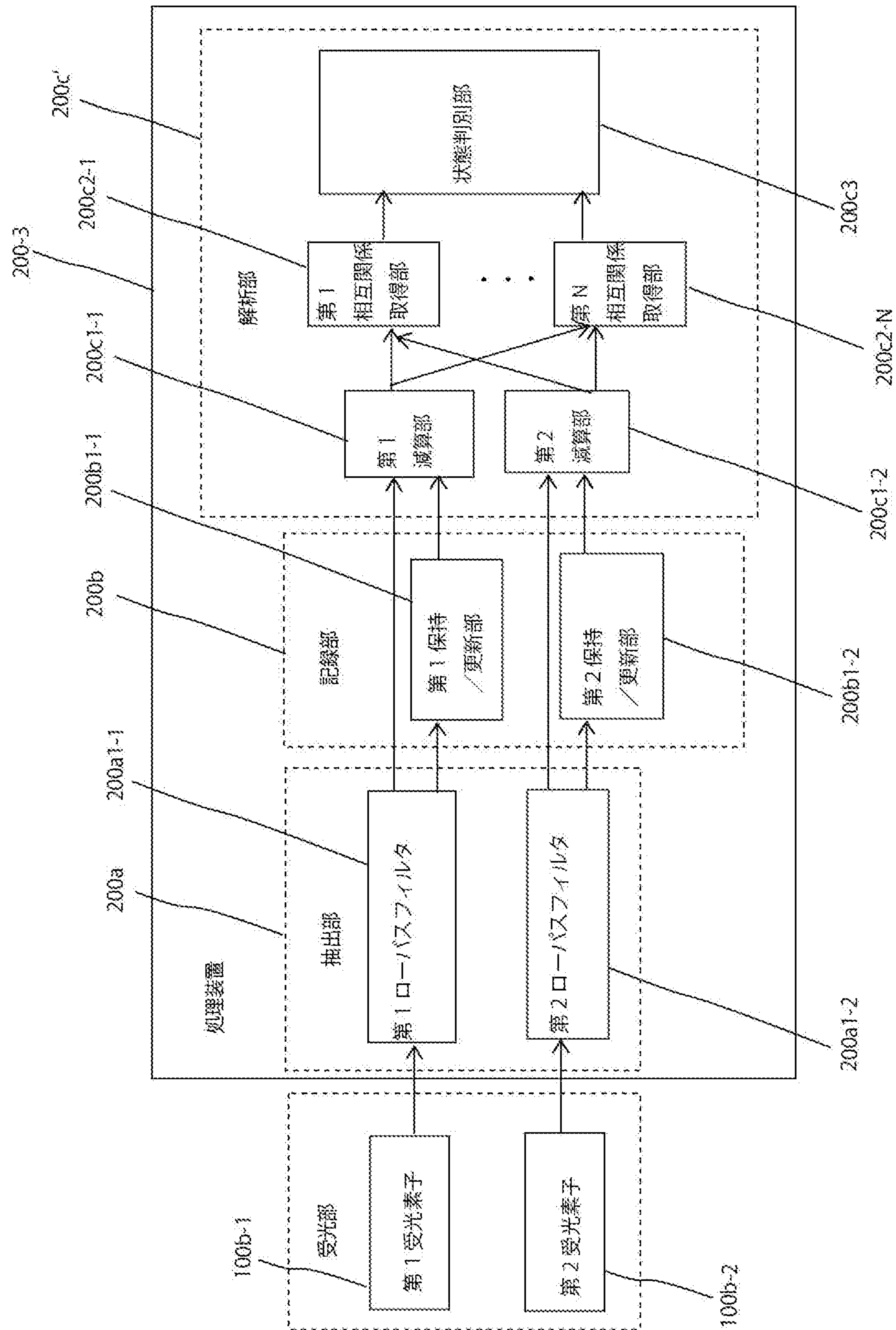
[図5]



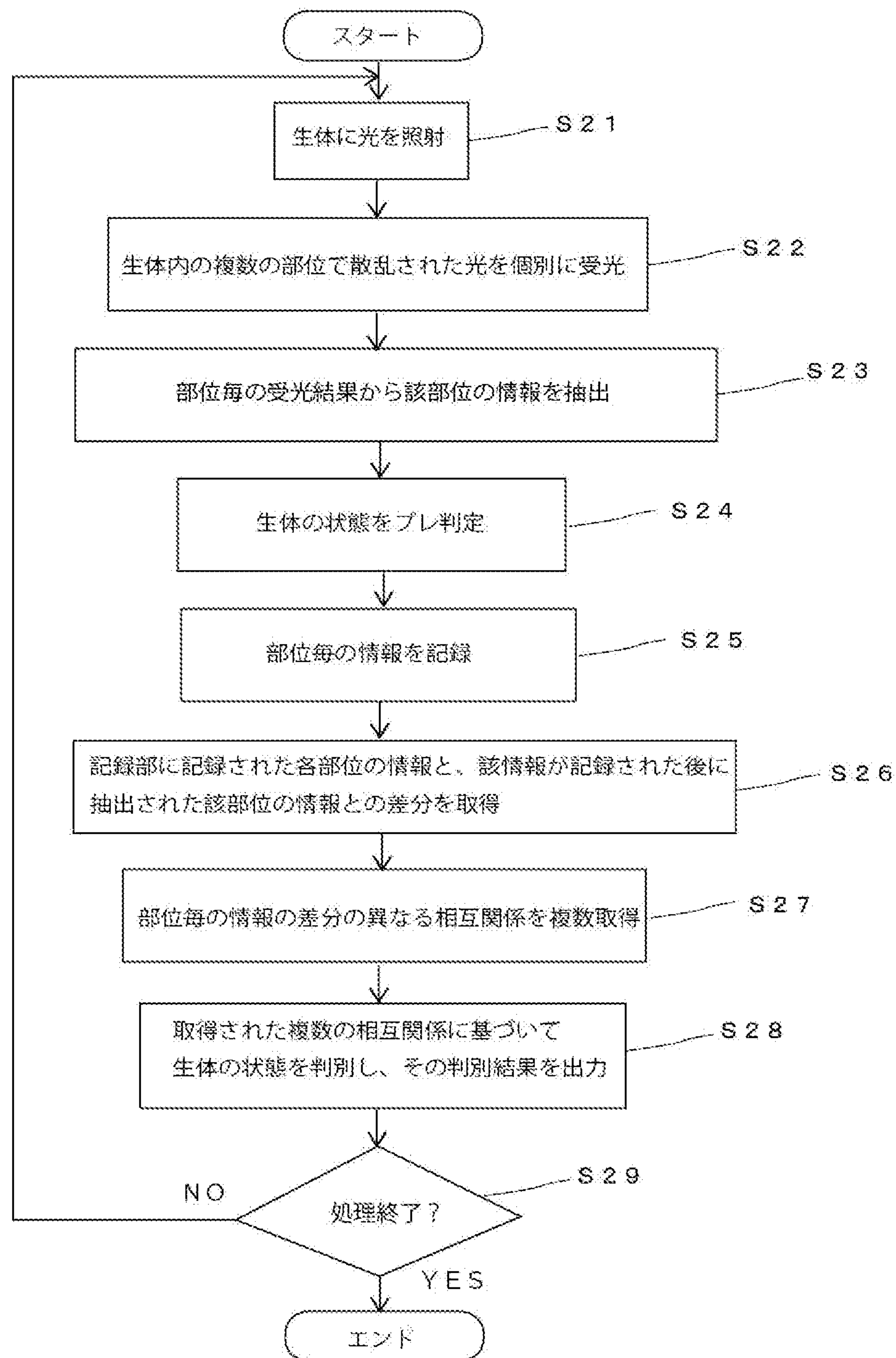
[図6]



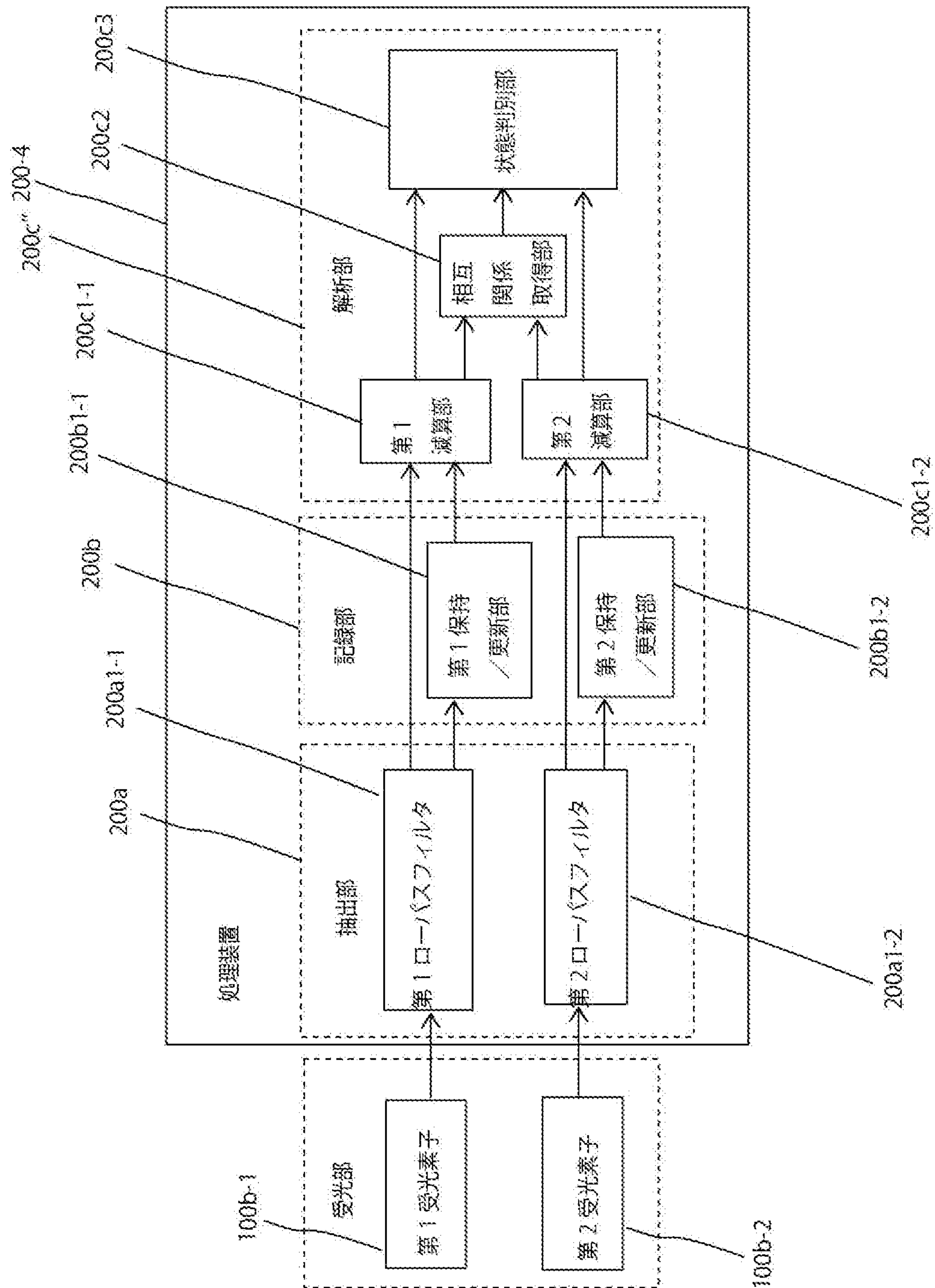
[図7]



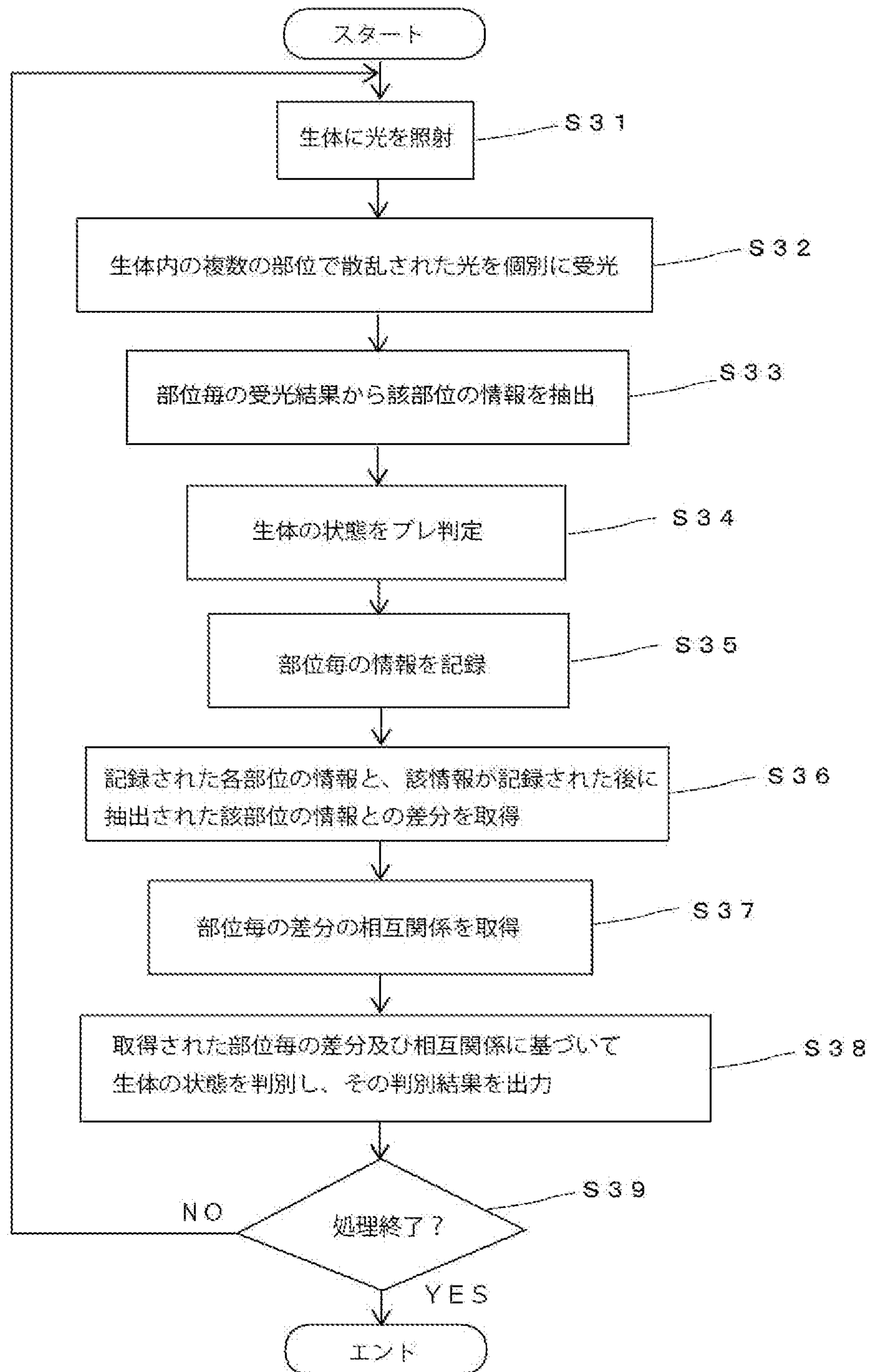
[図8]



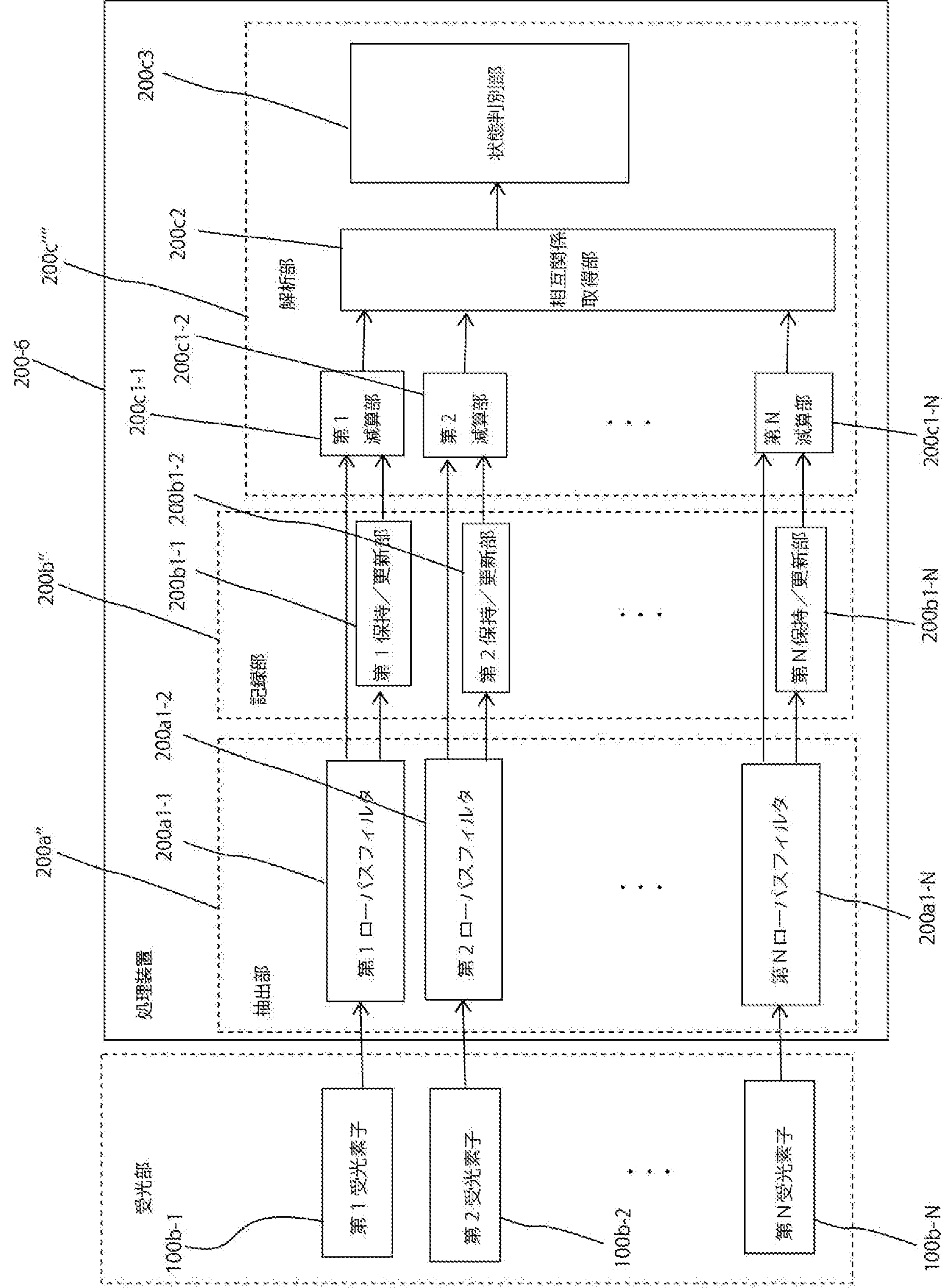
[図9]



[図10]

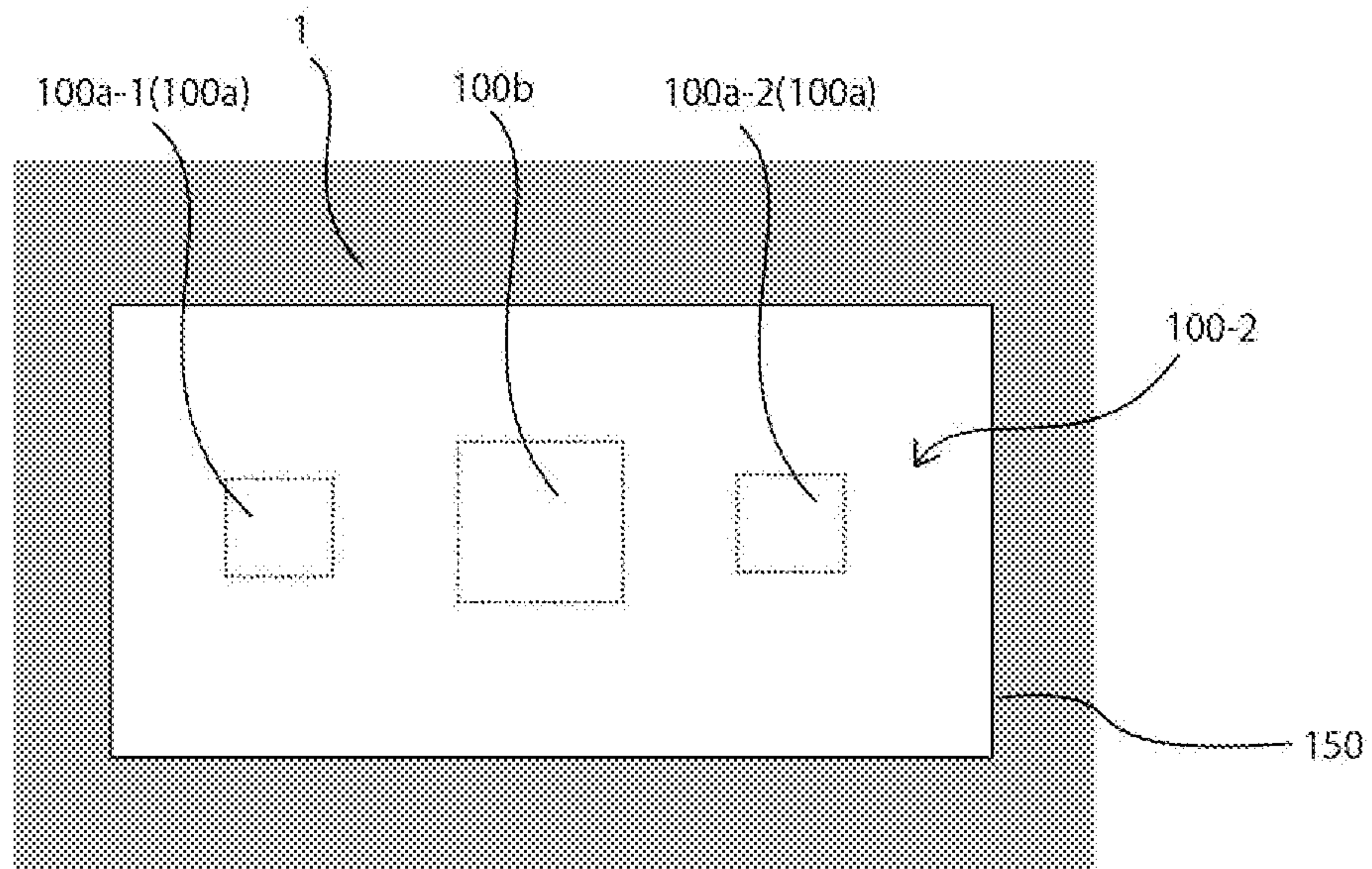


[図12]

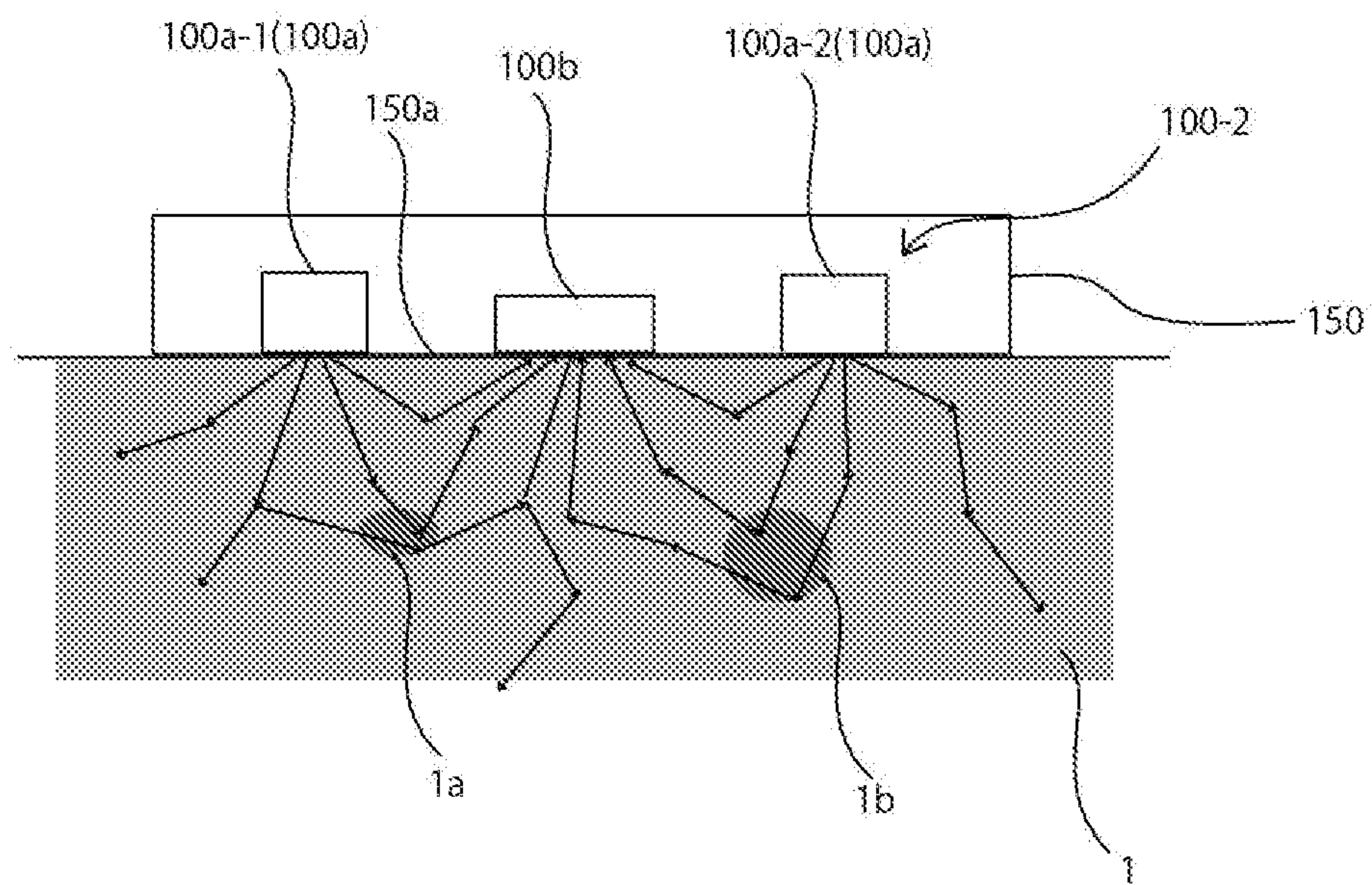


[図13]

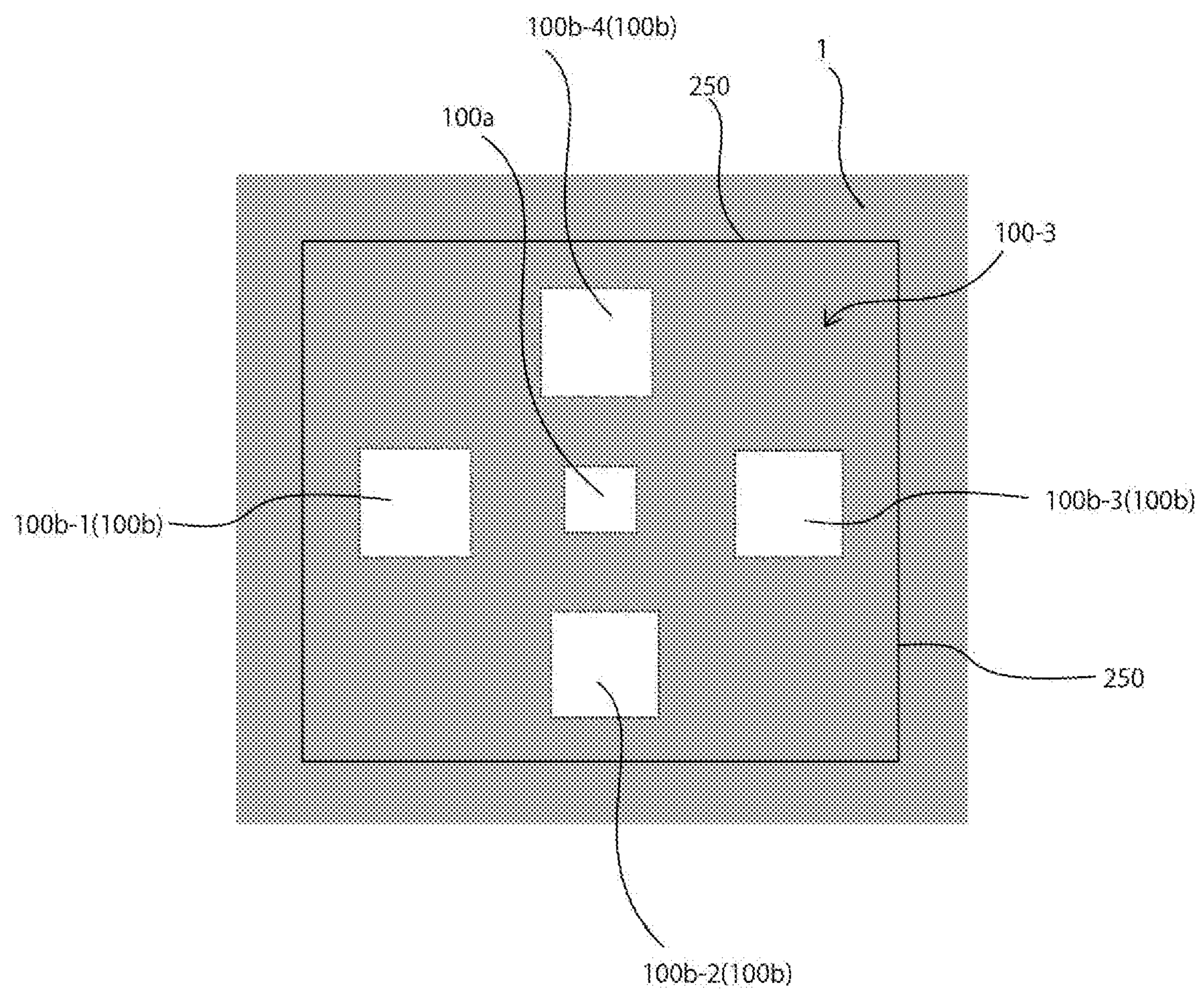
A



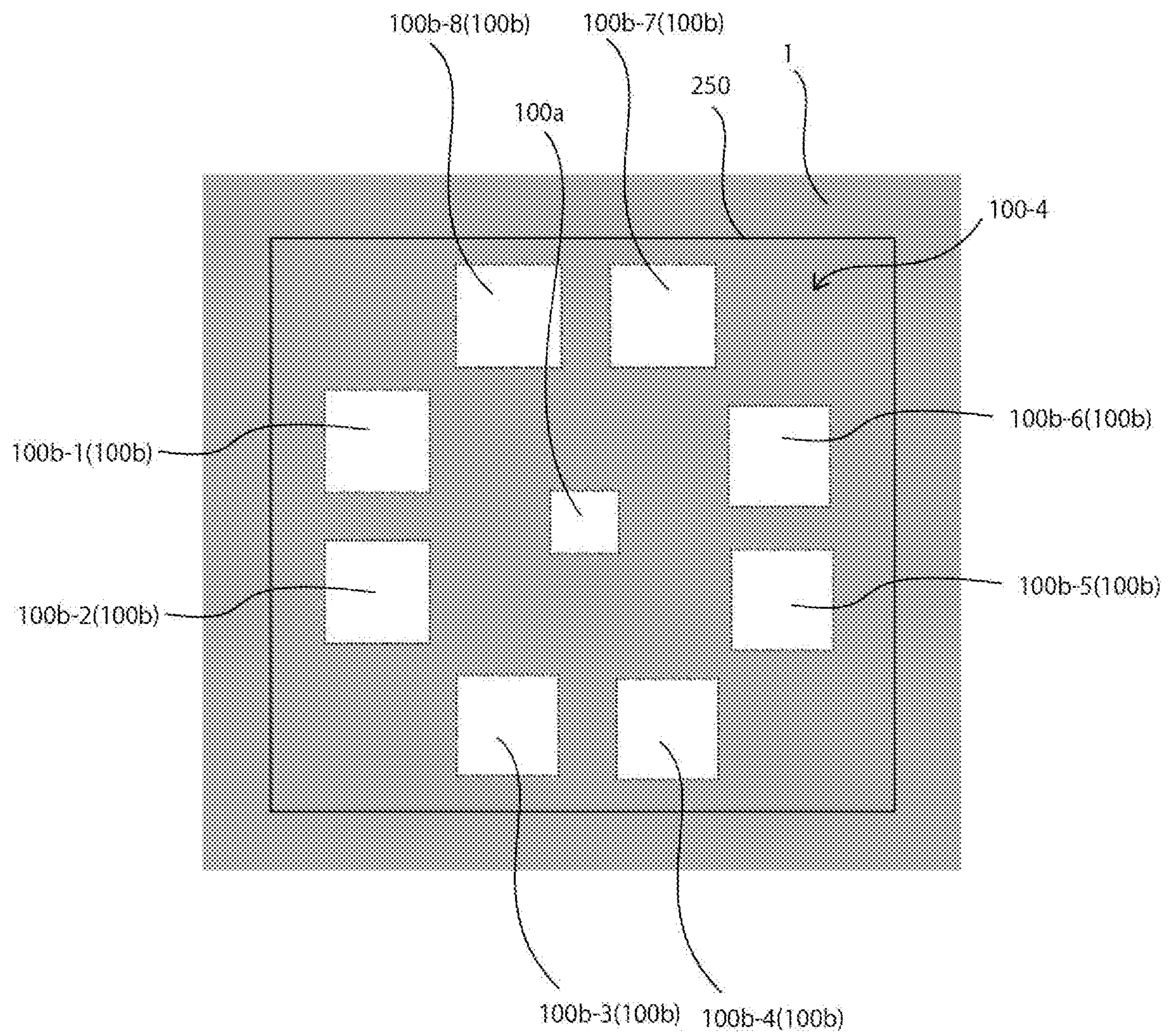
B



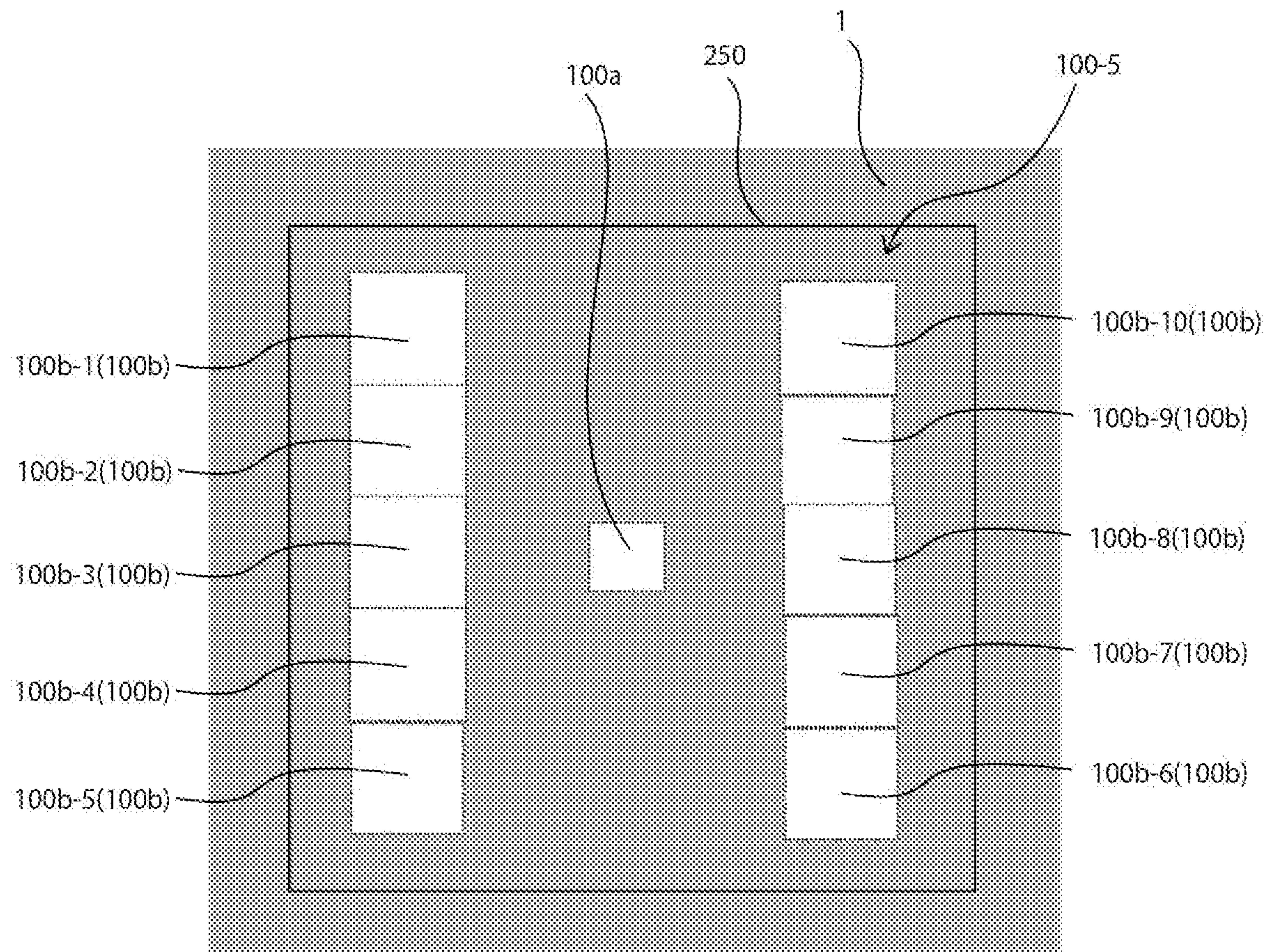
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/042385

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/02 (2006.01) i; A61B 5/16 (2006.01) i
FI: A61B5/02 310A; A61B5/16 110

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)

A61B5/02-5/03

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	1971-2021
Registered utility model specifications of Japan	1996-2021
Published registered utility model applications of Japan	1994-2021

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.
X	WO 2008/065699 A1 (PIONEER CORP.) 05 June 2008 (2008-06-05) paragraphs [0002], [0044]-[0047], [0054], [0058]-[0061], [0072], fig. 1, 6	1-3, 7, 15, 17-22
Y	paragraphs [0002], [0044]-[0047], [0054], [0058]-[0061], [0072], fig. 1, 6	4-6, 8-14, 16
Y	US 2012/0203087 A1 (NELLCOR PURITAN BENNETT LLC) 09 August 2012 (2012-08-09) paragraphs [0003], [0017], [0030], [0050], [0051], [0055], [0076], [0080], [0109], fig. 1, 4	4-6, 8-14
Y	US 2017/0332979 A1 (INTEL CORPORATION) 23 November 2017 (2017-11-23) paragraphs [0045], [0049], [0050]	9-12
Y	US 2019/0282106 A1 (BLUMIO, INC.) 19 September 2019 (2019-09-19) paragraphs [0018], [0031], [0035], [0038], [0041], fig. 1, 2, 6	14

☒ 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
15 January 2021 (15.01.2021)

Date of mailing of the international search report
26 January 2021 (26.01.2021)

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/JP2020/042385

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2002-78690 A (DENSO CORP.) 19 March 2002 (2002-03-19) claim 1	16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2020/042385

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
WO 2008/065699 A1	05 Jun. 2008	US 2010/0056887 A1 paragraphs [0002], [0070]-[0073], [0080], [0084]-[0087], [0098], fig. 1, 6	
US 2012/0203087 A1	09 Aug. 2012	EP 2087837 A1 (Family: none)	
US 2017/0332979 A1	23 Nov. 2017	(Family: none)	
US 2019/0282106 A1	19 Sep. 2019	WO 2019/178509 A1	
JP 2002-78690 A	19 Mar. 2002	US 2002/0029000 A1 claim 1	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2020/042385
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） A61B 5/02(2006.01)i; A61B 5/16(2006.01)i FI: A61B5/02 310A; A61B5/16 110		
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（I P C）） A61B5/02-5/03		
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 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 日本国公開実用新案公報 1 9 7 1 - 2 0 2 1 年 日本国実用新案登録公報 1 9 9 6 - 2 0 2 1 年 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4 - 2 0 2 1 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
X	W0 2008/065699 A1（パイオニア株式会社）05.06.2008（2008 - 06 - 05） 段落[0002], [0044]～[0047], [0054], [0058]～[0061], [0072], 図1, 6	1-3, 7, 15, 17-22
Y	段落[0002], [0044]～[0047], [0054], [0058]～[0061], [0072], 図1, 6	4-6, 8-14, 16
Y	US 2012/0203087 A1（NELLCOR PURITAN BENNETT LLC）09.08.2012（2012 - 08 - 09） 段落[0003], [0017], [0030], [0050], [0051], [0055], [0076], [0080], [0109], 図1, 4	4-6, 8-14
Y	US 2017/0332979 A1（INTEL CORPORATION）23.11.2017（2017 - 11 - 23） 段落[0045], [0049], [0050]	9-12
Y	US 2019/0282106 A1（BLUMIO, INC.）19.09.2019（2019 - 09 - 19） 段落[0018], [0031], [0035], [0038], [0041], 図1, 2, 6	14
Y	JP 2002-78690 A（株式会社デンソー）19.03.2002（2002 - 03 - 19） 請求項1	16
☐ 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 “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 15.01.2021		国際調査報告の発送日 26.01.2021
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） 伊知地 和之 2Q 9291 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO	2008/065699	A1	05.06.2008	US 2010/0056887 A1 段落[0002],[0070]～ [0073],[0080],[0084]～ [0087],[0098],図1,6 EP 2087837 A1	
US	2012/0203087	A1	09.08.2012	(ファミリーなし)	
US	2017/0332979	A1	23.11.2017	(ファミリーなし)	
US	2019/0282106	A1	19.09.2019	WO 2019/178509 A1	
JP	2002-78690	A	19.03.2002	US 2002/0029000 A1 請求項1	