

(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
2020年3月5日(05.03.2020)



(10) 国際公開番号

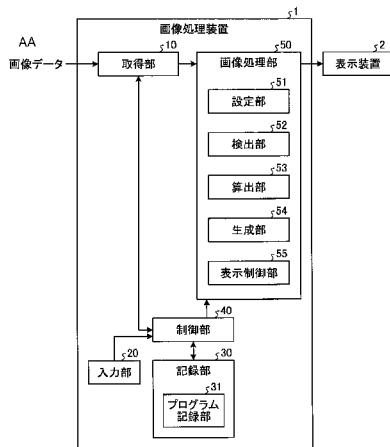
WO 2020/044562 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/045 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/032474
- (22) 国際出願日: 2018年8月31日(31.08.2018)
- (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: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 吉崎 和徳 (YOSHIZAKI, Kazunori); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング 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, 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, 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,

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE, IMAGE PROCESSING METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 画像処理装置、画像処理方法およびプログラム



- 1 Image processing device
2 Display device
10 Acquisition unit
20 Input unit
30 Recording unit
31 Program recording unit
40 Control unit
50 Image processing unit
51 Setting unit
52 Detection unit
53 Calculation unit
54 Generation unit
55 Display control unit
AA Image data

(57) Abstract: Provided are an image processing device, an image processing method, and a program by which an abnormality in biological tissue can be intuitively ascertained in each region of an image. An image processing device (1) comprises: an acquisition unit (10) that acquires a plurality of pieces of image data from outside; a setting unit (51) that sets a plurality of detection regions in which image signal values change according to movement of the biological tissue, the detection regions being set for each of a plurality of images corresponding to the plurality of pieces of image data; a detection unit (52) that detects the image signal values in each of the plurality of detection regions of each of the plurality of images; a calculation unit (53) that calculates the correlation value between the image signal values of the plurality of detection regions and a preset reference signal value that changes over time; and a generation unit (54) that generates visibility information that identifies the correlation value of each of the plurality of detection regions.

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：画像内の領域毎に生体の異常部を直感的に把握することができる画像処理装置、画像処理方法およびプログラムを提供する。画像処理装置（１）は、複数の画像データを外部から取得する取得部（１０）と、複数の画像データに対応する複数の画像の各々に対して、生体の動作に応じて画像信号値が変化する複数の検出領域を設定する設定部（５１）と、複数の画像毎に、複数の検出領域の各々において画像信号値を検出する検出部（５２）と、複数の検出領域の各々の画像信号値と予め設定された時間的に変化する基準信号値との相関値を算出する算出部（５３）と、複数の検出領域の各々の相関値のそれぞれについて、相関値を識別する可視化情報を生成する生成部（５４）と、を備える。

明 細 書

発明の名称：画像処理装置、画像処理方法およびプログラム

技術分野

[0001] 本開示は、外部から入力される画像データに対して画像処理を行う画像処理装置、画像処理方法およびプログラムに関する。

背景技術

[0002] 近年、内視鏡システムにおいては、胃粘膜が萎縮した萎縮部等の異常部と正常部との色の差を強調した画像を表示する技術が知られている（特許文献1参照）。この技術では、狭帯域信号を少なくとも1つを含む第1カラー画像信号のうち、2色の画像信号間の第1信号比と、この第1信号比と異なる2色の画像信号間の第2信号比とで形成される特徴区間において、被検体内の観察対象が分布する第1範囲、第2範囲および第3範囲を移動させる移動処理を行い、この移動処理した後の第1信号比と第2信号比から得られる特殊画像を表示することによって、異常部と正常部との色の差を強調する。

[0003] また、被観察者に違和感や不快感を与えることなく、被検体者の生体情報の観察および生体状態の異常の検出を行う技術が知られている（特許文献2参照）。この技術によれば、時間的に連続した複数のフレームで構成された画像内の所定の領域から被観察者の生体情報を検出し、この検出した生体情報のデータまたは生体情報のデータの変化と、生体の状態の異常の判定に用いられる所定の生体パラメータとを比較し、被観察者の生体状態に発した異常を検出する。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2017-185249号公報

特許文献2：特開2014-36801号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、上述した特許文献1では、色の差によって異常部と正常部とを領域毎に強調されることによって観察者が判別しているが、異常部によっては色の差がほとんど生じない領域、例えば炎症や初期癌等を有する領域においては色の差異が生じないため、観察者が異常部の判別を行うことができないという問題点があった。

[0006] また、上述した特許文献2では、脈拍数に基づいて、被観察者の生体状態を判定しているため、画像内の領域毎の正常または異常の判定を行うことができないという問題点があった。

[0007] 本開示は、上記に鑑みてなされたものであって、画像内の領域毎に生体の異常部を直感的に把握することができる画像処理装置、画像処理方法およびプログラムを提供する。

課題を解決するための手段

[0008] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本開示に係る画像処理装置は、生体の一部位を撮像することによって生成された時間的に連続する複数の画像データを取得する取得部と、前記複数の画像データに対応する複数の画像の各々に対して、前記生体の動作に応じて画像信号値が変化する複数の検出領域を設定する設定部と、前記複数の画像毎に、前記複数の検出領域の各々において前記画像信号値を検出する検出部と、前記複数の検出領域の各々の前記画像信号値と予め設定された時間的に変化する基準信号値との相関値を算出する算出部と、前記複数の検出領域の各々の前記相関値のそれぞれについて、前記相関値を識別する可視化情報を生成する生成部と、を備える。

[0009] また、本開示に係る画像処理装置は、上記開示において、前記基準信号値は、同一時間または時間的に前後する前記画像内における前記複数の検出領域のいずれか1つにおいて前記検出部が検出した前記画像信号値である。

[0010] また、本開示に係る画像処理装置は、上記開示において、前記設定部は、前記生体の同一部位を撮像することによって生成された複数の過去画像であって、前記複数の画像と時間が異なる複数の過去画像に対して、前記複数の

検出領域を設定し、前記検出部は、前記複数の過去画像における前記複数の検出領域の各々において前記画像信号値を検出し、前記基準信号値は、前記複数の過去画像における前記複数の検出領域の各々に対して、前記検出部が検出した前記画像信号値である。

[0011] また、本開示に係る画像処理装置は、上記開示において、正常組織および異常組織の各々を撮像することによって生成された時間的に連続する複数の学習画像に基づいて、前記相関値を学習した識別器をさらに備え、前記識別器は、前記相関値が異常であるか否かを判定する。

[0012] また、本開示に係る画像処理装置は、上記開示において、前記可視化情報を前記画像に重畳して外部の表示装置へ出力する表示制御部をさらに備える。

[0013] また、本開示に係る画像処理装置は、上記開示において、前記相関値に基づいて、前記複数の検出領域の各々を識別可能に強調することによって外部の表示装置へ出力する表示制御部をさらに備える。

[0014] また、本開示に係る画像処理方法は、生体の一部位を撮像することによって生成された時間的に連続する複数の画像データを取得し、前記複数の画像データに対応する複数の画像の各々に対して、前記生体の動作に応じて画像信号値が変化する複数の検出領域を設定し、前記複数の画像毎に、前記複数の検出領域の各々において前記画像信号値を検出し、前記複数の検出領域の各々の前記画像信号値と予め設定された時間的に変化する基準信号値との相関値を算出し、前記複数の検出領域の各々の前記相関値のそれぞれについて、前記相関値を識別する可視化情報を生成する。

[0015] また、本開示に係るプログラムは、生体の一部位を撮像することによって生成された時間的に連続する複数の画像データを取得し、前記複数の画像データに対応する複数の画像の各々に対して、前記生体の動作に応じて画像信号値が変化する複数の検出領域を設定し、前記複数の画像毎に、前記複数の検出領域の各々において前記画像信号値を検出し、前記複数の検出領域の各々の前記画像信号値と予め設定された時間的に変化する基準信号値との相関

値を算出し、前記複数の検出領域の各々の前記相関値のそれぞれについて、前記相関値を識別する可視化情報を生成する。

発明の効果

[0016] 本開示によれば、画像内の領域毎に生体の異常部を直感的に把握することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]図1は、実施の形態1に係る画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。

[図2]図2は、実施の形態1に係る画像処理装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

[図3]図3は、実施の形態1に係る取得部が取得する時間的に連続する複数の画像の一例を模式的に示す図である。

[図4]図4は、実施の形態1に係る設定部が画像の所定の領域に対して設定する複数の検出領域を模式的に示す図である。

[図5]図5は、実施の形態1に係る算出部が算出する相関値の算出方法の一例を模式的に説明する図である。

[図6]図6は、図5の検出領域の画像信号値の時間的な変化および基準領域の基準信号の時間的な変化を示す図である。

[図7]図7は、実施の形態1に係る算出部が算出した各検出領域の相関値を模式的に示す図である。

[図8]図8は、実施の形態2に係る算出部が算出する相関値の算出方法の一例を模式的に説明する図である。

[図9]図9は、実施の形態3に係る算出部が算出する相関値の算出方法の一例を模式的に説明する図である。

[図10]図10は、実施の形態4に係る画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。

[図11]図11は、実施の形態4に係る識別器が判定する判定方法を模式的に示す図である。

[図12]図12は、各異常レベルの状態を模式的に説明する図である。

[図13]図13は、画像内における複数の検出領域を模式的に示す図である。

[図14]図14は、図13の検出領域R1の類似度を模式的に示す図である。

[図15]図15は、図13の検出領域R2の類似度を模式的に示す図である。

[図16]図16は、実施の形態1～4の変形例2に係る表示制御部が出力する可視可情報を模式的に示す図である。

[図17]図17は、実施の形態1～4の変形例2に係る表示制御部が出力する可視可情報を画像に重畳した図である。

[図18]図18は、実施の形態1～4の変形例3に係る表示制御部が出力する可視可情報を模式的に示す図である。

[図19]図19は、実施の形態1～4の変形例3に係る表示制御部が出力する画像を模式的に示す図である。

発明を実施するための形態

[0018] 以下、本開示を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）について説明する。この実施の形態では、被検体や被観察者を撮像することによって画像データ（RAWデータ）を生成する内視鏡、撮像装置および顕微鏡のいずれか1つと双方向に通信可能な画像処理装置について説明する。また、この実施の形態により、本開示が限定されるものでない。さらに、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付して説明する。

[0019] （実施の形態1）

〔画像処理装置の構成〕

図1は、実施の形態1に係る画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。図1に示す画像処理装置1は、一例として、内視鏡（軟性内視鏡および硬性内視鏡等の内視鏡スコープ）またはカプセル型内視鏡（以下、これらをまとめて単に「内視鏡」という）によって、所定の波長帯域の光が照射された生体の同一部位を連続的に撮像することにより取得された時間的に連続する複数のフレームで構成された画像データに対応する画像内における所定の領域を複数の検出領域として分割し、この複数の検出領域の各々において

時間的に変化する画像信号値と予め設定された時間的に変化する基準信号値とを比較した相関値を可視化する画像処理を実行する装置である。また、画像データは、通常、各画素位置において、R（赤）、G（緑）、B（青）の波長成分に対する画素レベル（画素値）を持つカラー画像データである。

[0020] 図1に示す画像処理装置1は、取得部10と、入力部20と、記録部30と、制御部40と、画像処理部50と、を備える。

[0021] 取得部10は、内視鏡によって撮像された画像データに対応する画像を取得し、取得した画像データを画像処理部50へ出力する。取得部10は、内視鏡を含むシステムの態様に応じて適宜構成される。例えば、取得部10は、内視鏡との間の画像データの受け渡しに可搬型の記録媒体が使用される場合、この記録媒体を着脱自在に装着し、記録された画像データを読み出すリーダー装置として構成される。また、取得部10は、内視鏡によって撮像された画像データを記録するサーバを用いる場合、このサーバと双方向に通信可能な通信装置等で構成され、サーバとデータ通信を行うことによって画像データを取得する。さらにまた、取得部10は、内視鏡からケーブルを介して画像データが入力されるインターフェース装置等で構成してもよい。

[0022] 入力部20は、観察者による各種操作の入力を受け付け、この受け付けた操作に応じた操作信号を制御部40へ出力する。入力部20は、例えばキーボード、マウス、タッチパネル、スイッチおよびボタン等の入力インターフェースを用いて構成される。

[0023] 記録部30は、取得部10によって取得された画像データや動画データの他、画像処理装置1を動作させるとともに、種々の機能を画像処理装置1に実行させるためのプログラム、このプログラムの実行中に使用されるデータ等を記録する。記録部30は、画像処理装置1が実行するプログラムを記録するプログラム記録部31を有する。記録部30は、フラッシュメモリ、ROM（Read Only Memory）およびRAM（Random Access Memory）といった各種ICメモリ、および内蔵若しくはデータ通信端子で接続されたハードディスクおよびSSD（Solid State Drive）等によって実現される。

[0024] 制御部４０は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）等の汎用プロセッサまたはＡＳＩＣ（Application Specific Integrated Circuit）やＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array）等の特定の機能を実行する各種演算回路等の専用プロセッサを用いて構成される。制御部４０が汎用プロセッサである場合、記録部３０が記録する各種プログラムを読み込むことによって画像処理装置１を構成する各部への指示やデータの転送等を行い、画像処理装置１全体の動作を統括して制御する。また、制御部４０が専用プロセッサである場合、プロセッサが単独で種々の処理を実行しても良いし、記録部３０が記録する各種データ等を用いることで、プロセッサと記録部３０が協働または結合して種々の処理を実行してもよい。

[0025] 画像処理部５０は、取得部１０から入力された画像データに対して画像処理を施して表示装置２へ出力する。画像処理部５０は、ＡＳＩＣ、ＦＰＧＡおよびＧＰＵ（Graphics Processing Unit）等の特定の機能を実行する各種演算回路等の専用プロセッサを用いて構成される。画像処理部５０は、後述する記録部３０が記録するプログラムを読み込むことにより、取得した画像データに対応する画像内における所定の領域毎の画像信号値と基準信号との相関値の可視化した画像を生成し、この画像を表示装置２へ出力する。また、画像処理部５０が専用プロセッサである場合、プロセッサが単独で種々の処理を実行してもよいし、記録部３０が記録する各種データ等を用いることで、プロセッサと記録部３０が協働または結合して処理を実行してもよい。

[0026] ここで、画像処理部５０の詳細な構成について説明する。

画像処理部５０は、設定部５１と、検出部５２と、算出部５３と、生成部５４と、表示制御部５５と、を備える。

[0027] 設定部５１は、取得部１０によって取得された複数の画像の各々に対して、生体の動作に応じて画像信号値が変化する複数の検出領域を設定する。具体的には、設定部５１は、複数の画像の各々に対して、生体内における循環器（例えば心臓、血管およびリンパ管等）の由来によって時間的に画像信号

値が変化する領域を複数の領域に分割し、この分割した複数を複数の検出領域として設定する。例えば、設定部 5 1 は、複数の画像の各画素の画像信号値に基づいて、生体内の脈拍等によって時間的に画像信号値が変化する領域を検出し、この検出した領域を複数の領域に分割することによって複数の検出領域を設定する。なお、設定部 5 1 は、画像信号値に基づいて、生体内の脈拍等によって周期的に画像信号値が変化する領域を検出しているが、これに限定されることなく、彩度、明るさ、色味等に基づいて、生体内における循環器の由来によって時間的に変化する領域を検出してもよい。

[0028] 検出部 5 2 は、複数の画像毎に、設定部 5 1 によって設定された複数の検出領域の各々において時間的に変化する画像信号値を検出する。具体的には、検出部 5 2 は、設定部 5 1 によって設定された検出領域毎に時間的に変化する画像信号値を検出する。

[0029] 算出部 5 3 は、検出部 5 2 によって検出された複数の検出領域の各々の画像信号値と予め設定された時間的に変化する基準信号値との相関値を算出する。具体的には、算出部 5 3 は、検出部 5 2 によって検出された各検出領域の画像信号値と予め設定された時間的に変化する基準信号値とを比較し、この比較結果を相関値として算出する。

[0030] 生成部 5 4 は、算出部 5 3 によって算出された複数の検出領域の各々の相関値のそれぞれについて、相関値を識別する可視化情報を生成する。

[0031] 表示制御部 5 5 は、生成部 5 4 によって生成された可視化情報を、取得部 1 0 が取得した複数の画像に重畳して外部の表示装置 2 へ出力する。

[0032] 〔画像処理装置の処理〕

次に、画像処理装置 1 が実行する処理について説明する。図 2 は、画像処理装置 1 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

[0033] 図 2 に示すように、まず、取得部 1 0 は、外部から生体の同一部位を撮像した複数のデータであって、時間的に異なる複数の画像データを取得する（ステップ S 1 0 1）。具体的には、図 3 に示すように、取得部 1 0 は、生体の同一部位を撮像した時間的に連続する複数の画像データ（画像 P_1 , $\dots$

, P_{n-1} , P_n ($n = 3$ 以上の整数)) を内視鏡または外部のサーバ等から取得する。

[0034] 続いて、設定部 51 は、取得部 10 から入力された複数の画像データに対応する複数の画像に対して、生体内の循環器に由来した時間によって画像信号値が変化する複数の検出領域を設定する（ステップ S102）。具体的には、図 4 に示すように、設定部 51 は、画像 P_1 の所定の領域に対して複数の検出領域 $R_1 \sim R_n$ を設定する。なお、設定部 51 は、例えば時間的に隣接する画像間の画像信号値の変化率または変化量が所定の閾値以上の領域を検出領域として設定する。

[0035] 続いて、検出部 52 は、複数の画像毎に、設定部 51 によって設定された複数の検出領域の各々の画像信号値を検出する（ステップ S103）。

[0036] その後、算出部 53 は、検出部 52 が検出した複数の検出領域の各々において時間的に変化する画像信号値と基準信号との相関値を算出する（ステップ S104）。ステップ S104 の後、画像処理装置 1 は、後述するステップ S105 へ移行する。

[0037] 図 5 は、算出部 53 が算出する相関値の算出方法の一例を模式的に説明する図である。図 6 は、図 5 の検出領域 R_a の画像信号値の時間的な変化および基準領域 R_b の基準信号の時間的な変化を示す図である。また、図 6 において、横軸が時間を示し、縦軸が画像信号の強度 (Signal value) を示す。さらに、図 6 において、曲線 L_a が図 5 の検出領域 R_a の画像信号値の時間的な変化を示し、曲線 L_b が図 5 の基準領域 R_b の基準信号の時間的な変化を示す。なお、基準領域 R_b は、入力部 20 からの指示信号に応じて設定される。

[0038] 図 6 の曲線 L_a および曲線 L_b に示すように、算出部 53 は、検出部 52 が検出した検出領域 R_a の画像信号値と基準領域 R_b の基準信号値との相関値を算出する。具体的には、算出部 53 は、検出領域 R_a の画像信号値を画像信号値 a 、基準信号値を基準信号値 b とした場合、周知のユークリッド距離によって、検出領域 R_a の画像信号値と基準信号値との相関値を算出する

。例えば、図6に示すように、算出部53は、画像信号値 $a = (a_1, a_2, a_3, \dots, a_i)$ 、基準信号値 $b = (b_1, b_2, b_3, \dots, b_i)$ とした場合において、以下の式(1)によって、ユークリッド距離 d を算出する。

[数1]

$$d = \sqrt{(a_1 - b_1)^2 + (a_2 - b_2)^2 + (a_3 - b_3)^2 + \dots + (a_i - b_i)^2} \quad \dots(1)$$

上記において、算出部53は、相関値(類似度) $= 1 / (1 + d)$ と定義すると、完全に画像信号値 a と基準信号値 b とが一致する場合、 $d = 0$ と算出し、相関値 $= 1$ と算出する。即ち、ユークリッド距離 d は、画像信号値 a と基準信号値 b とに差に応じて大きくなり、類似度が0に近づく。

[0039] 図2に戻り、ステップS105以降の説明を続ける。

ステップS105において、生成部54は、算出部53が算出した複数の検出領域の各々の相関値の可視化を行った可視化情報を生成する。具体的には、図7に示すように、生成部54は、算出部53が算出した複数の検出領域 R_1 の各々の相関値に対応する数字を割り当てた可視化情報を生成する。

[0040] 続いて、表示制御部55は、生成部54が生成した可視化情報を画像に重畳して表示装置2へ出力する(ステップS106)。これにより、表示装置2が表示する画像を観察するだけで、他の領域と異常の領域とを直感的に把握することができる。

[0041] その後、被検体の検査を終了する場合(ステップS107: Yes)、画像処理装置1は、本処理を終了する。これに対して、被検体の検査を終了しない場合(ステップS107: No)、画像処理装置1は、上述したステップS101へ戻る。

[0042] 以上説明した実施の形態1によれば、画像内の領域毎に生体の異常部を直感的に把握することができる。

[0043] なお、実施の形態1では、算出部53が検出部52によって検出された検出領域 R_a の画像信号値と基準領域 R_b の基準信号値との相関値を算出していたが、入力部20の操作に応じて基準領域 R_b を適宜変更することができるし、もちろん、予め正常組織を撮影して生成した画像データを用いて作成

した基準信号値を用いてもよい。

[0044] (実施の形態2)

次に、実施の形態2について説明する。実施の形態2では、算出部が算出する算出方法が異なる。具体的には、上述した実施の形態1では、算出部53が検出部52によって検出された検出領域R_aの画像信号と予め設定された基準信号との相関値を算出していたが、実施の形態2では、同時間内で取得した画像内における検出領域の画像信号と予め設定された基準領域の基準信号との相関値を算出する。以下においては、実施の形態2に係る算出部が算出する算出方法について説明する。なお、上述した実施の形態1に係る画像処理装置1と同一の構成には同一の符号を付して詳細な説明は省略する。

[0045] [算出部の算出方法]

図8は、算出部53が算出する相関値の算出方法の一例を模式的に説明する図である。図8は、算出部53が算出する検出領域R_aおよび基準領域R_bを示す。また、図8は、検出領域R_aの画像信号値の時間的な変化および基準領域R_bの基準信号値の時間的な変化を示す。また、図8において、横軸が時間を示し、縦軸が画像信号の強度 (Signal value) を示す。さらに、図8において、曲線L_aが図8の検出領域R_a～検出領域R_{a_n}の画像信号値の時間的な変化を示し、曲線L_bが図8の基準領域R_b～検出領域R_{b_n}の基準信号値の時間的な変化を示す。

[0046] 図6の曲線L_aおよび曲線L_bに示すように、算出部53は、検出部52が検出した検出領域R_aの画像信号値と同一時間の基準領域R_bの基準信号値との相関値を算出する。具体的には、算出部53は、上述した実施の形態1と同様の算出方法によって、同時間内で取得した画像内における複数の検出領域R_aの各々の画像信号と基準領域R_bの基準信号値との相関値を算出する。

[0047] 以上説明した実施の形態2によれば、画像内の領域毎に生体の異常部を直感的に把握することができる。

[0048] なお、実施の形態2では、算出部53が検出部52によって検出された同

一時間の検出領域 R_a の画像信号値と基準領域 R_b の基準信号値との相関値を算出していたが、入力部 20 の操作に応じて基準領域 R_b を適宜変更することができるし、もちろん、時間的に前後する画像内における基準領域 R_b の基準信号値を用いて相関値を算出してもよい。

[0049] (実施の形態 3)

次に、実施の形態 3 について説明する。実施の形態 3 では、算出部が算出する算出方法が異なる。具体的には、上述した実施の形態 1 では、算出部 53 が検出部 52 によって検出された検出領域 R_a の画像信号と予め設定された基準信号との相関値を算出していたが、実施の形態 3 では、異なる時間取得した 2 つ以上の画像の同じ検出領域における画像信号のどちらか一方を基準信号として相関値を算出する。以下においては、実施の形態 2 に係る算出部が算出する算出方法について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係る画像処理装置 1 と同一の構成には同一の符号を付して詳細な説明は省略する。

[0050] [算出部の算出方法]

図 9 は、算出部 53 が算出する相関値の算出方法の一例を模式的に説明する図である。図 9 は、算出部 53 が算出する基準領域となる検出領域 R_{c1} および検出領域 r_{c2} を示す。また、図 9 は、検出領域 R_a の画像信号値の時間的な変化および基準領域 R_b の基準信号の時間的な変化を示す。また、図 9 において、横軸が時間を示し、縦軸が画像信号の強度を示す。さらに、図 9 において、曲線 L_a が図 9 の検出領域 R_a の画像信号の時間的な変化を示し、曲線 L_b が図 9 の基準領域 R_b の基準信号の時間的な変化を示す。

[0051] 図 9 の曲線 L_a および曲線 L_b に示すように、算出部 53 は、検出部 52 が検出した検出領域 R_a の画像信号値と画像 P_1 , P_2 (2 つの過去画像) における検出領域を基準領域 R_c とする基準信号値との相関値を算出する。具体的には、算出部 53 は、上述した実施の形態 1 と同様の算出方法によって、所定の時間 (例えば 24 時間以上) 離れた画像 P_1 , P_2 内における複数の基準領域 R_c の各々の基準信号と最新の画像 P_{n-1} , P_n の検出領域 R_c の画

像信号値との相関値を算出する。

[0052] 以上説明した実施の形態 3 によれば、画像内の領域毎に生体の異常部を直感的に把握することができる。

[0053] (実施の形態 4)

次に、実施の形態 4 について説明する。実施の形態 4 に係る画像処理装置は、上述した実施の形態 1 に係る画像処理装置 1 と構成が異なる。具体的には、上述した実施の形態 1 では、算出部 53 が検出領域の画像信号と予め設定された基準信号との相関値を算出していたが、実施の形態 4 では、予め複数の画像データを用いて学習された学習結果に基づいて作成された識別器を用いて、検出領域の正常または異常であるか否かを判定する。以下においては、実施の形態 4 に係る画像処理装置の構成について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係る画像処理装置 1 と同一の構成には同一の符号を付して詳細な説明は省略する。

[0054] [画像処理装置の構成]

図 10 は、実施の形態 4 に係る画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。図 10 に示す画像処理装置 1A は、上述した実施の形態 1 に係る画像処理装置 1 の構成に加えて、識別器 60 をさらに備える。

[0055] まず、識別器 60 について説明する。識別器 60 は、正常組織および異常組織の各々を撮像することによって生成された時間的に連続する複数の学習画像に基づいて、相関値を学習した学習結果に基づいて、算出部 53 が算出した相関値が異常であるか否かを判定し、この判定結果を画像処理部 50 へ出力する。

[0056] [識別器による判定方法]

次に、識別器 60 が判定する判定方法について説明する。図 11 は、識別器 60 が判定する判定方法を模式的に示す図である。

[0057] 図 11 に示すように、識別器 60 は、正常組織および異常組織の各々を撮像することによって生成された時間的に連続する複数の学習画像の画像信号値（曲線 L11～曲線 L16）を用いて学習した学習結果に基づいて、算出

部 5 3 が算出した相関値が異常であるか否かを判定し、この判定結果を画像処理部 5 0 へ出力する。ここで、曲線 L 1 1 ～曲線 L 1 6 は、図 1 2 に示す各異常レベルの状態に応じた画像信号を示す。具体的には、曲線 L 1 1 は、正常レベルの画像信号を示し、曲線 L 1 2 は、異常レベル L V 1 の画像信号を示し、曲線 L 1 3 は、異常レベル L V 2 の画像信号を示し、曲線 L 1 6 は、異常レベル L V 6 の画像信号を示す。

[0058] 図 1 2 は、各異常レベルの状態を模式的に説明する図である。図 1 3 に示すように、早期癌である異常レベル L V 1 は、大腸粘膜 D 1 を湿潤し、早期癌である異常レベル L V 2 は、大腸粘膜 D 1 および粘膜下層 D 2 を湿潤し、進行癌である異常レベル L V 3 は、固有筋層 D 3 まで湿潤し、進行癌である異常レベル L V 4, L V 5 は、漿膜下層 D 4 および水膜 D 5 まで湿潤し、進行癌である異常レベル L V 6 は、隣接臓器 D 6 へ浸潤している。このように、識別器 6 0 は、レベル毎の癌を撮像した学習画像の画像信号値を用いて学習を行う。これにより、表示制御部 5 5 は、識別器 6 0 の判定結果を画像に重畳して表示装置 2 へ出力する、または識別器 6 0 の判定結果を表示装置 2 へ出力する。この結果、観察者は、直感的に被検体の状態を把握することができる。

[0059] 以上説明した実施の形態 4 によれば、観察者が直感的に被検体の状態を把握することができる。

[0060] (実施の形態 1 ～ 4 の変形例 1)

次に、上述した実施の形態 1 ～ 4 の変形例 1 について説明する。実施の形態 1 ～ 4 の変形例 1 では、算出部が算出する相関値の算出方法が異なる。以下においては、実施の形態 1 ～ 4 の変形例 1 に係る算出部が算出する相関値の算出方法について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係る画像処理装置 1 と同一の構成には同一の符号を付して詳細な説明は省略する。

[0061] 図 1 3 は、画像内における複数の検出領域を模式的に示す図である。図 1 4 は、図 1 3 の検出領域 R 1 の画像信号に対して相互相関 (Cross-Correlation) を用いた計算結果を模式的に示す図である。図 1 5 は、図 1 3 の検出領

域 R 2 の画像信号に対して相互相関を用いた計算結果を模式的に示す図である。

[0062] 図 1 3 ～図 1 5 に示すように、算出部 5 3 は、時系列の基準信号に対して、検出領域 R 1 および検出領域 R 2 の各々の画像信号の相互関係を算出する。具体的には、算出部 5 3 は、類似度を $z(\tau)$ 、基準信号を $h(t)$ 、画像信号を $x(t)$ とした場合、以下の積分式 (2) を用いて基準信号に対する類似度を定式化する。

[数2]

$$z(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t)x(t+\tau)dt \quad \dots (2)$$

[0063] 具体的には、図 1 4 に示すように、検出領域 R 1 では、基準信号の相関値 P_{max1} が低く、また、図 1 5 に示すように検出領域 R 2 では、基準信号の相関値 P_{max2} が高い。

[0064] 以上説明した実施の形態 1 ～ 4 の変形例 1 によれば、画像内の領域毎に生体の異常部を直感的に把握することができる。

[0065] (実施の形態 1 ～ 4 の変形例 2)

次に、実施の形態 1 ～ 4 の変形例 2 について説明する。上述した実施の形態 1 ～ 4 に係る表示制御部 5 5 は、可視化情報を表示装置 2 へ出力していたが、実施の形態 1 ～ 4 の変形例 2 では、生成部 5 4 によって生成された可視化情報を画像に重畳して表示装置 2 に出力する。具体的には、図 1 6 および図 1 7 に示すように、表示制御部 5 5 は、生成部 5 4 によって生成された可視化情報を画像 P 1 0 0 に重畳して表示装置 2 へ出力する。具体的には、表示制御部 5 5 は、生成部 5 4 によって生成された可視化情報 R 1 0 1 を他の検出領域 R 1 0 0 と識別可能に画像 P 1 0 0 に重畳して表示装置 2 へ出力する。これにより、観察者は、直感的に異常領域を把握することができる。なお、図 1 6 および図 1 7 では、表示制御部 5 5 は、可視化情報を透過させて画像 P 1 0 0 に重畳して表示装置 2 へ出力しているが、これに限定されことなく、例えば相関値が所定の閾値値より小さい検出領域に対して枠や記号等を重畳した画像を表示装置 2 へ出力してもよい。

[0066] (実施の形態 1 ～ 4 の変形例 3)

次に、実施の形態 1 ～ 4 の変形例 3 について説明する。上述した実施の形態 1 ～ 4 に係る表示制御部 55 は、可視化情報を表示装置 2 へ出力していたが、実施の形態 1 ～ 4 の変形例 3 では、算出部 53 によって算出された相関値に基づいて、複数の検出領域の各々を識別可能に強調して外部の表示装置 2 へ出力する。具体的には、図 18 および図 19 に示すように、表示制御部 55 は、算出部 53 によって算出された相関値に基づいて、複数の検出領域 R200 のうち、例えば相関値が所定の閾値値より小さい検出領域 R201 の各々を検出領域 R200 に対して識別可能に強調して外部の表示装置 2 へ出力する。これにより、観察者は、直感的に異常領域を把握することができる。

[0067] (その他の実施の形態)

上述した本開示の実施の形態 1 ～ 4 に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成することができる。例えば、上述した本開示の実施の形態 1 ～ 4 に記載した全構成要素からいくつかの構成要素を削除してもよい。さらに、上述した本開示の実施の形態 1 ～ 4 で説明した構成要素を適宜組み合わせてもよい。

[0068] また、本開示の実施の形態 1 ～ 4 では、撮像装置であったが、例えば被検体を撮像する内視鏡システムやビデオマイクロスコープ、撮像機能を有する携帯電話および撮像機能を有するタブレット型端末であっても適用することができる。

[0069] また、本開示の実施の形態 1 ～ 4 では、上述してきた「部」は、「手段」や「回路」などに読み替えることができる。例えば、制御部は、制御手段や制御回路に読み替えることができる。

[0070] 以上、本願の実施の形態のいくつかを図面に基づいて詳細に説明したが、これらは例示であり、本開示の欄に記載の態様を始めとして、当業者の知識に基づいて種々の変形、改良を施した他の形態で本開示を実施することが可能である。

符号の説明

- [0071] 1, 1 A 画像処理装置
- 2 表示装置
- 1 0 取得部
- 2 0 入力部
- 3 0 記録部
- 3 1 プログラム記録部
- 4 0 制御部
- 5 0 画像処理部
- 5 1 設定部
- 5 2 検出部
- 5 3 算出部
- 5 4 生成部
- 5 5 表示制御部
- 6 0 識別器

請求の範囲

- [請求項1] 生体の一部位を撮像することによって生成された時間的に連続する複数の画像データを取得する取得部と、
- 前記複数の画像データに対応する複数の画像の各々に対して、前記生体の動作に応じて画像信号値が変化する複数の検出領域を設定する設定部と、
- 前記複数の画像毎に、前記複数の検出領域の各々において前記画像信号値を検出する検出部と、
- 前記複数の検出領域の各々の前記画像信号値と予め設定された時間的に変化する基準信号値との相関値を算出する算出部と、
- 前記複数の検出領域の各々の前記相関値のそれぞれについて、前記相関値を識別する可視化情報を生成する生成部と、
- を備える画像処理装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の画像処理装置であって、
- 前記基準信号値は、同一時間または時間的に前後する前記画像内における前記複数の検出領域のいずれか1つにおいて前記検出部が検出した前記画像信号値である
- 画像処理装置。
- [請求項3] 請求項1に記載の画像処理装置であって、
- 前記設定部は、前記生体の同一部位を撮像することによって生成された複数の過去画像であって、前記複数の画像と時間が異なる複数の過去画像に対して、前記複数の検出領域を設定し、
- 前記検出部は、前記複数の過去画像における前記複数の検出領域の各々において前記画像信号値を検出し、
- 前記基準信号値は、前記複数の過去画像における前記複数の検出領域の各々に対して、前記検出部が検出した前記画像信号値である
- 画像処理装置。
- [請求項4] 請求項1～3のいずれか一つに記載の画像処理装置であって、

正常組織および異常組織の各々を撮像することによって生成された時間的に連続する複数の学習画像に基づいて、前記相関値を学習した識別器をさらに備え、

前記識別器は、前記相関値が異常であるか否かを判定する画像処理装置。

[請求項5] 請求項1～4のいずれか一つに記載の画像処理装置であって、前記可視化情報を前記画像に重畳して外部の表示装置へ出力する表示制御部をさらに備える画像処理装置。

[請求項6] 請求項1～4のいずれか一つに記載の画像処理装置であって、前記相関値に基づいて、前記複数の検出領域の各々を識別可能に強調することによって外部の表示装置へ出力する表示制御部をさらに備える画像処理装置。

[請求項7] 画像処理装置が実行する画像処理方法であって、生体の一部位を撮像することによって生成された時間的に連続する複数の画像データを取得し、前記複数の画像データに対応する複数の画像の各々に対して、前記生体の動作に応じて画像信号値が変化する複数の検出領域を設定し、前記複数の画像毎に、前記複数の検出領域の各々において前記画像信号値を検出し、前記複数の検出領域の各々の前記画像信号値と予め設定された時間的に変化する基準信号値との相関値を算出し、前記複数の検出領域の各々の前記相関値のそれぞれについて、前記相関値を識別する可視化情報を生成する画像処理方法。

[請求項8] 画像処理装置に実行させるプログラムであって、生体の一部位を撮像することによって生成された時間的に連続する

複数の画像データを取得し、

前記複数の画像データに対応する複数の画像の各々に対して、前記生体の動作に応じて画像信号値が変化する複数の検出領域を設定し、

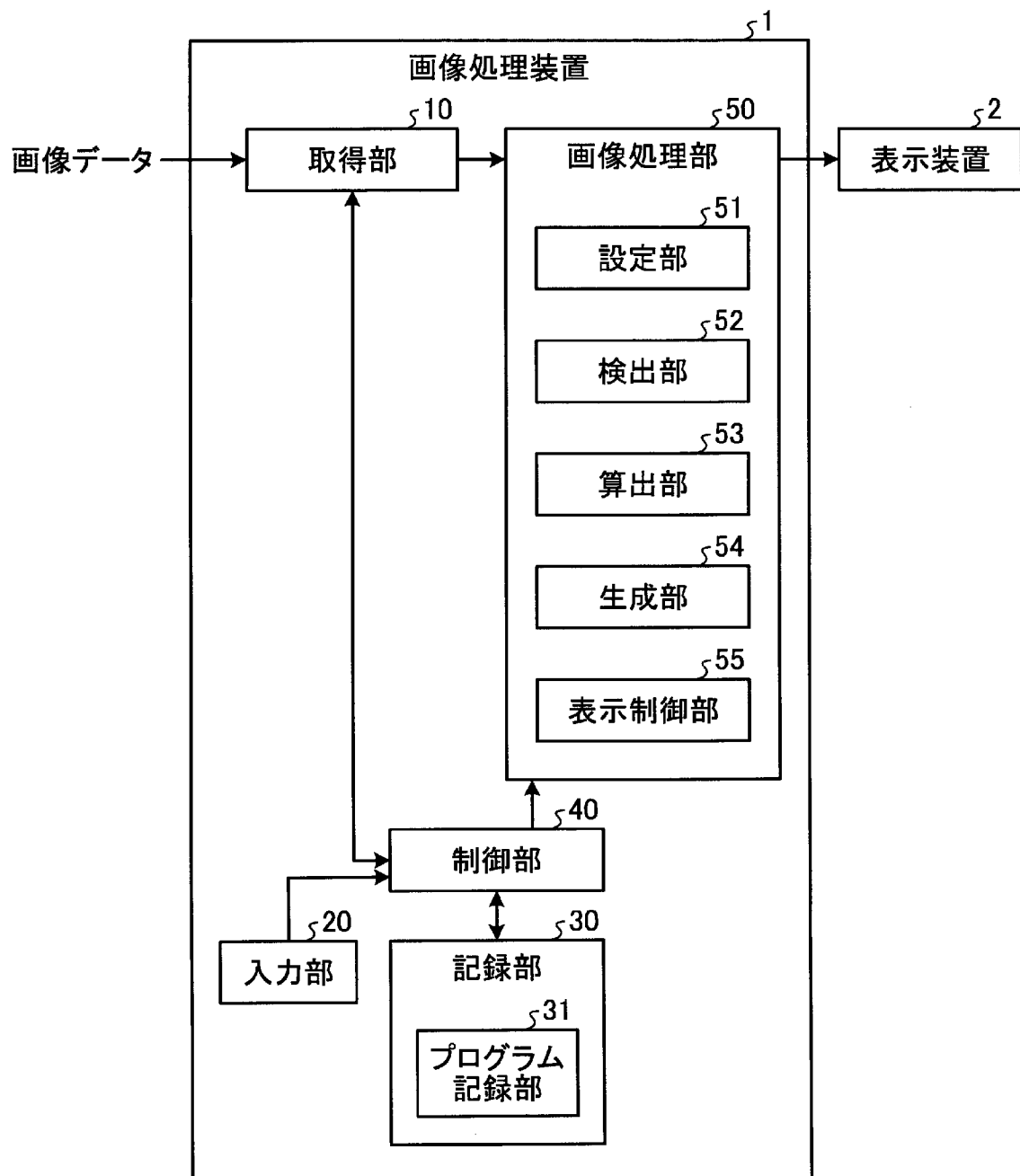
前記複数の画像毎に、前記複数の検出領域の各々において前記画像信号値を検出し、

前記複数の検出領域の各々の前記画像信号値と予め設定された時間的に変化する基準信号値との相関値を算出し、

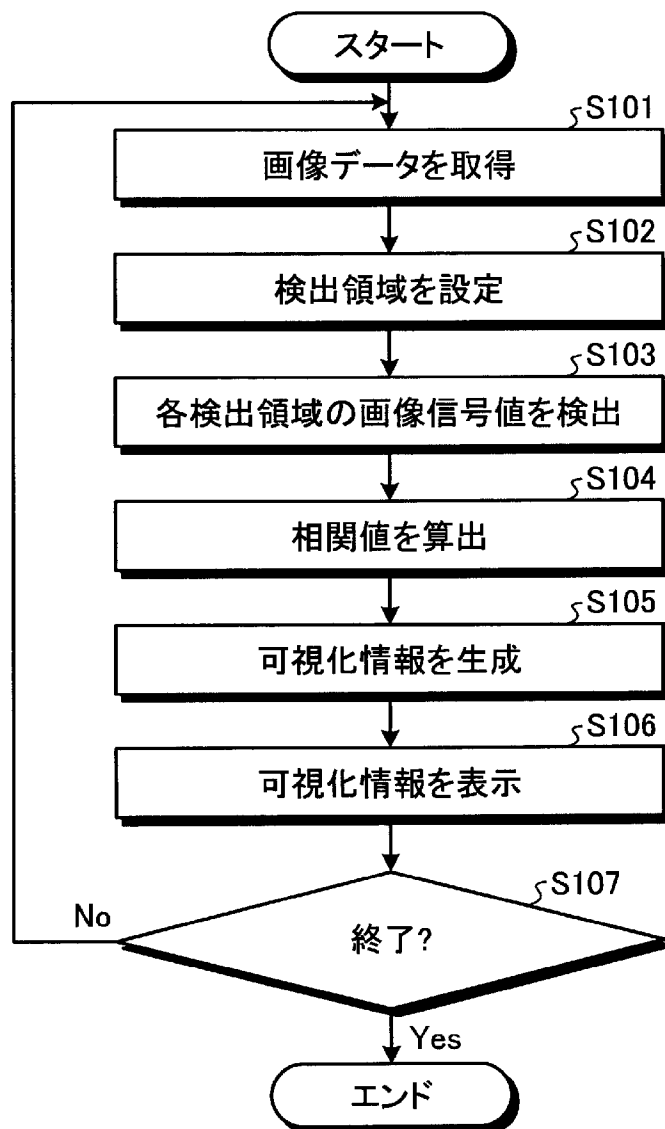
前記複数の検出領域の各々の前記相関値のそれぞれについて、前記相関値を識別する可視化情報を生成する

プログラム。

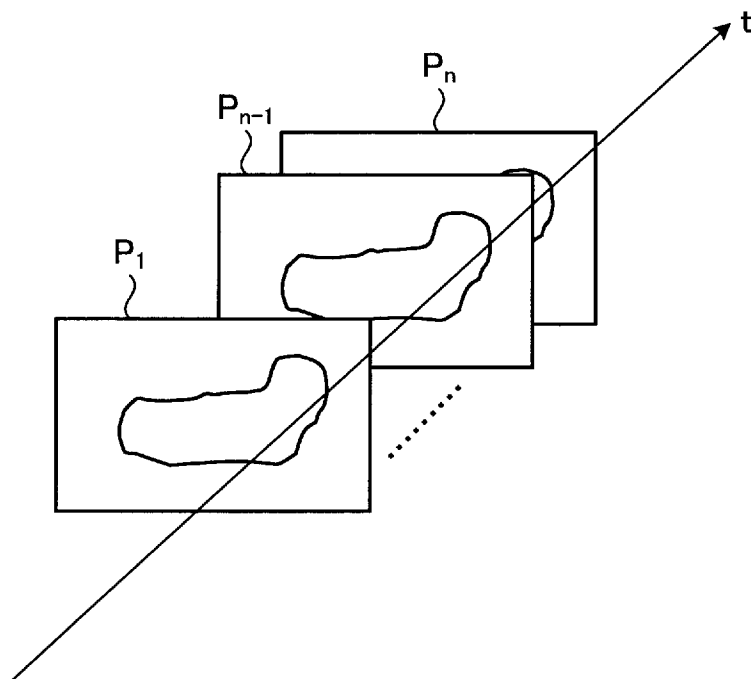
[図1]



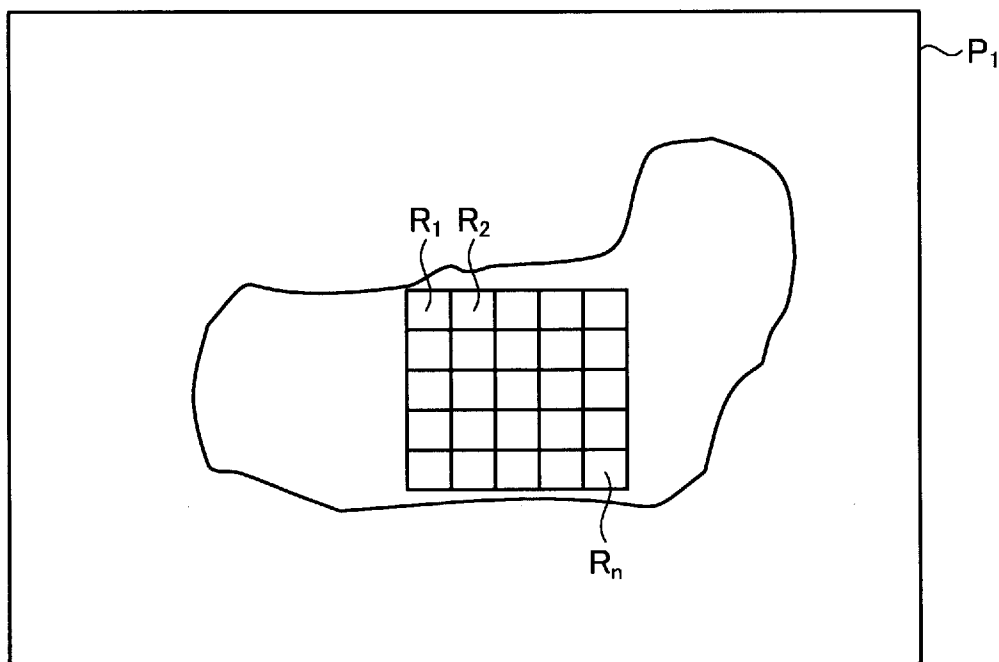
[図2]



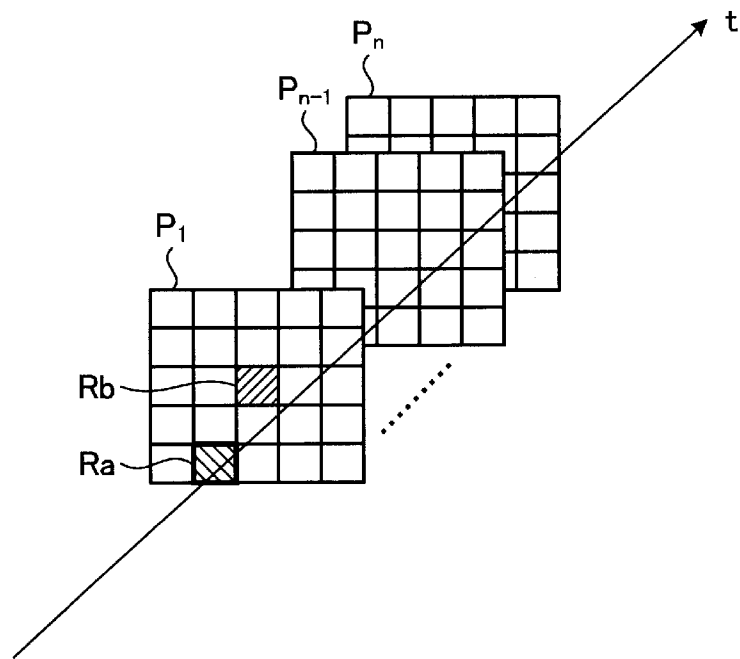
[図3]



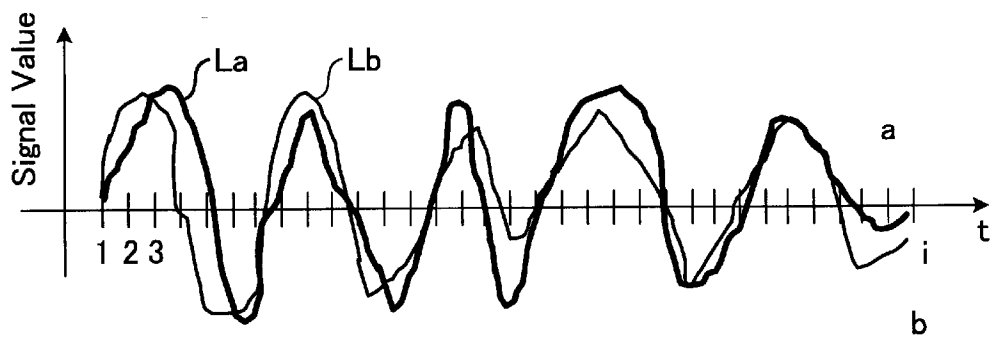
[図4]



[図5]



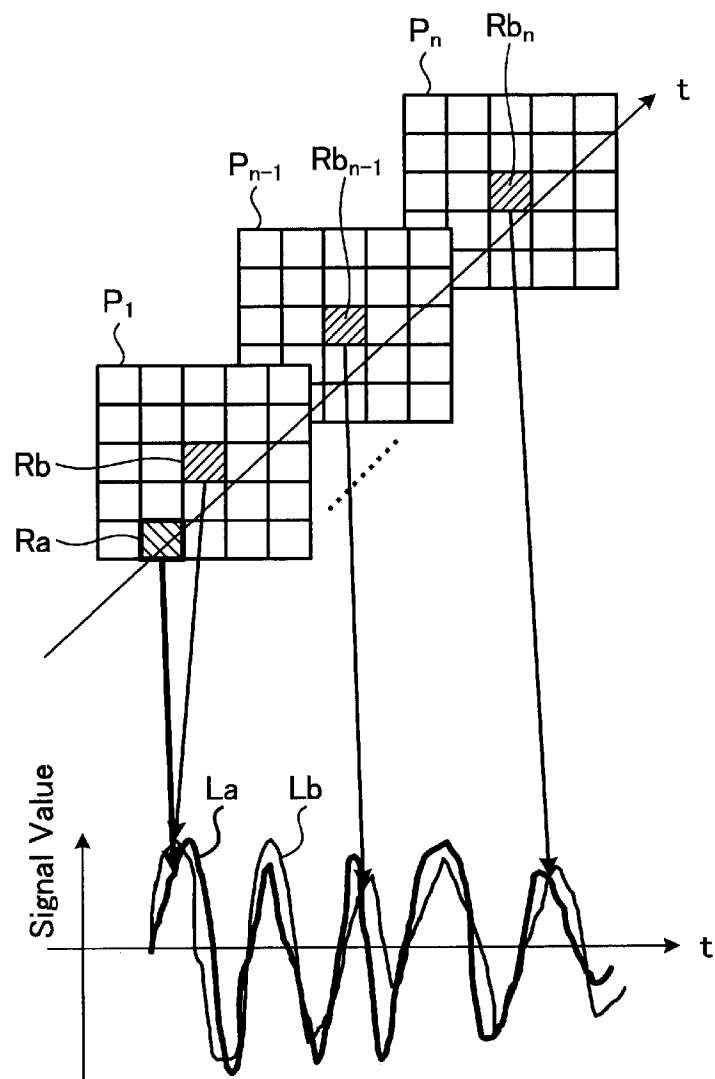
[図6]



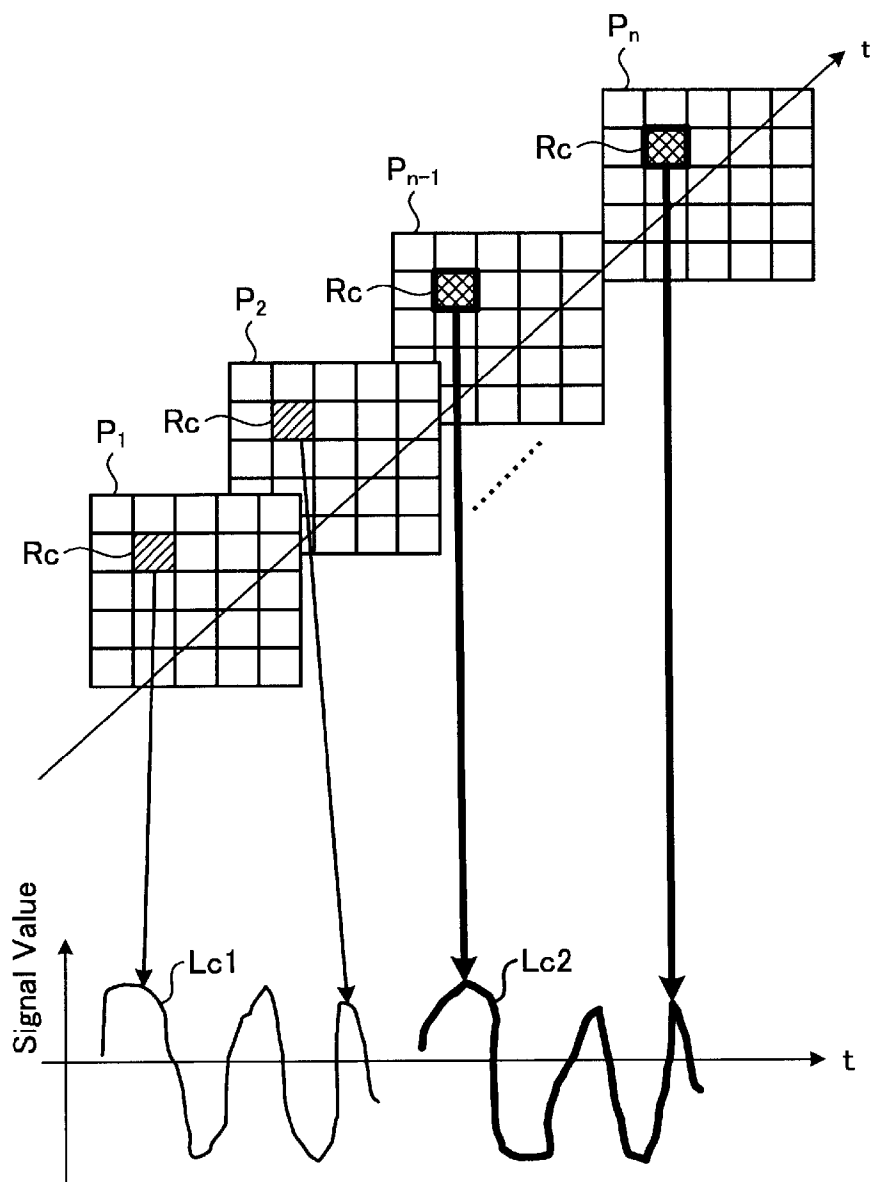
[図7]

R1		Rb		
0.9	0.8	0.9	0.9	0.9
0.9	0.9	0.9	0.8	0.9
0.7	0.8	基準	0.9	0.9
0.8	0.3	0.2	0.9	0.9
0.8	0.4	0.2	0.8	0.8

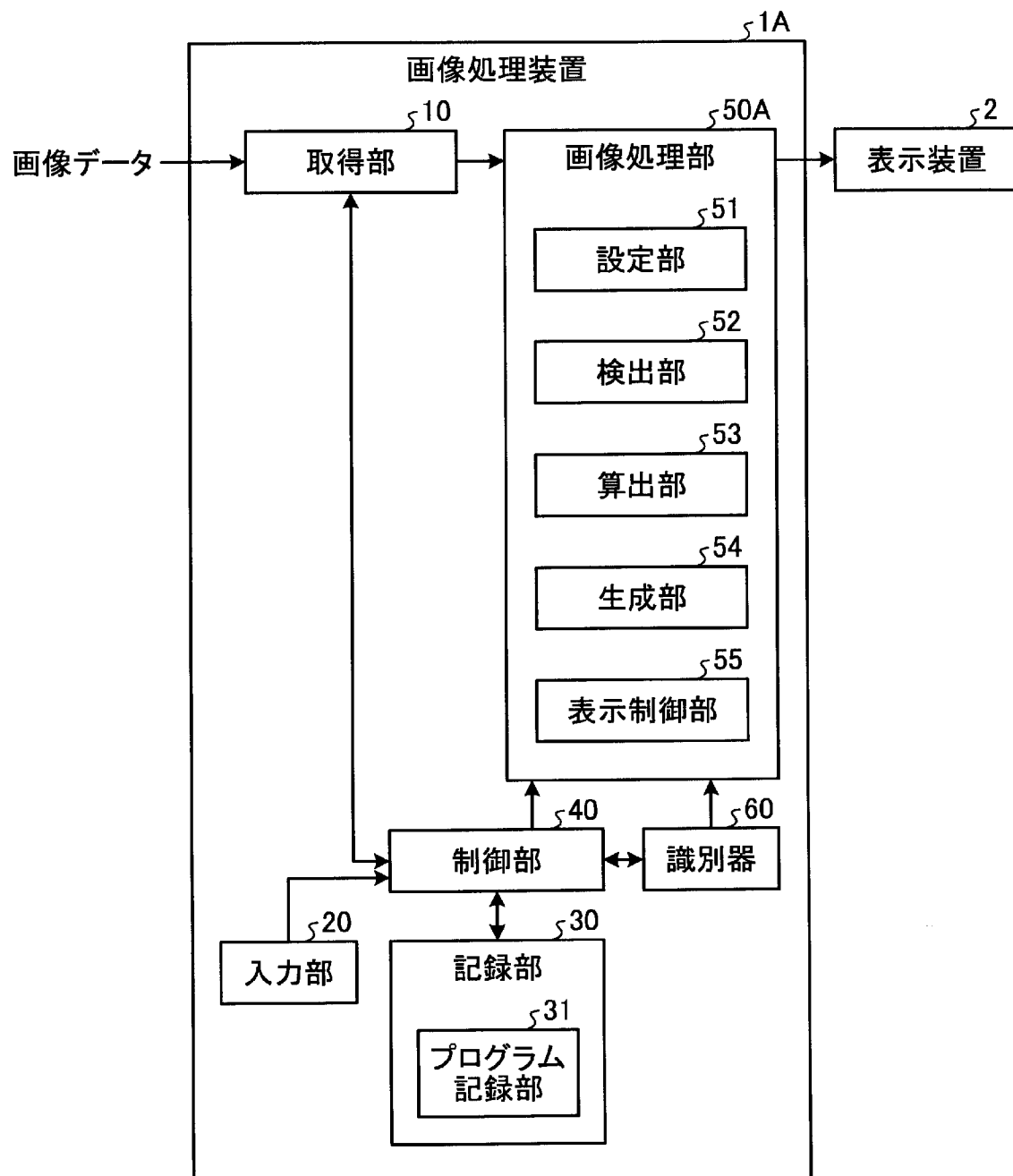
[図8]



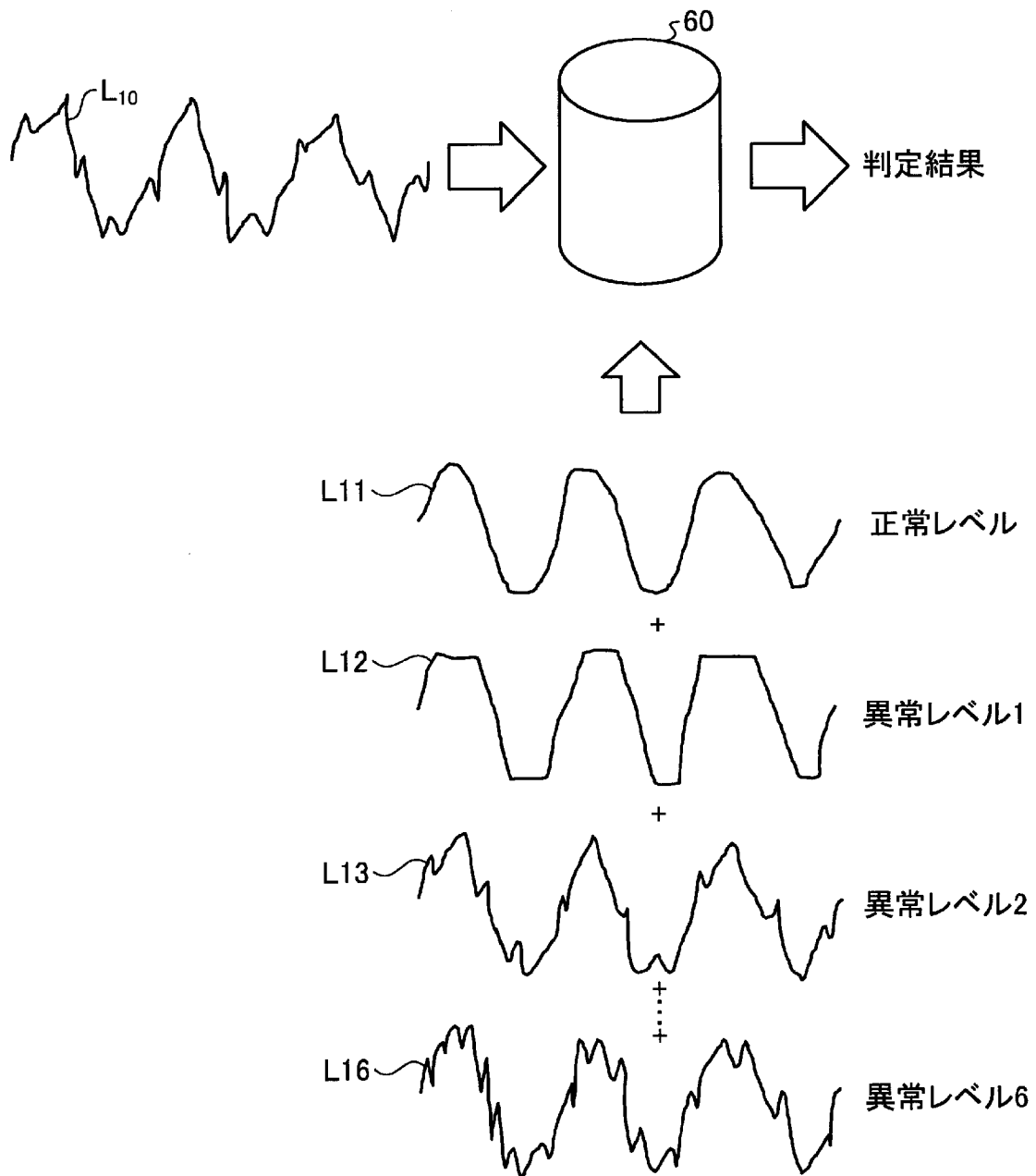
[図9]



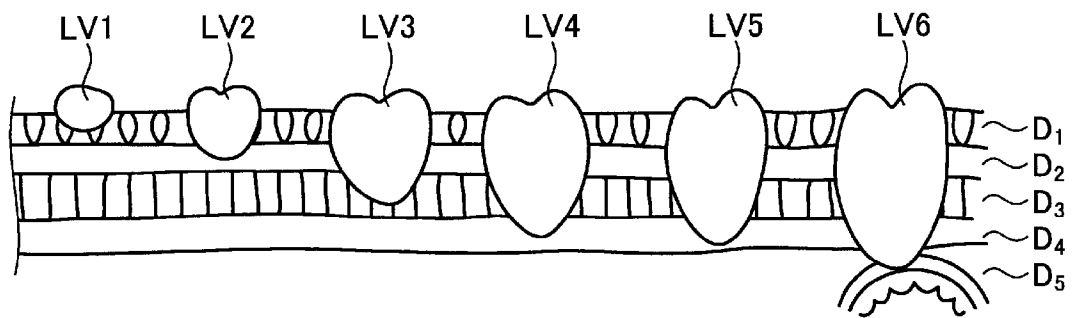
[図10]



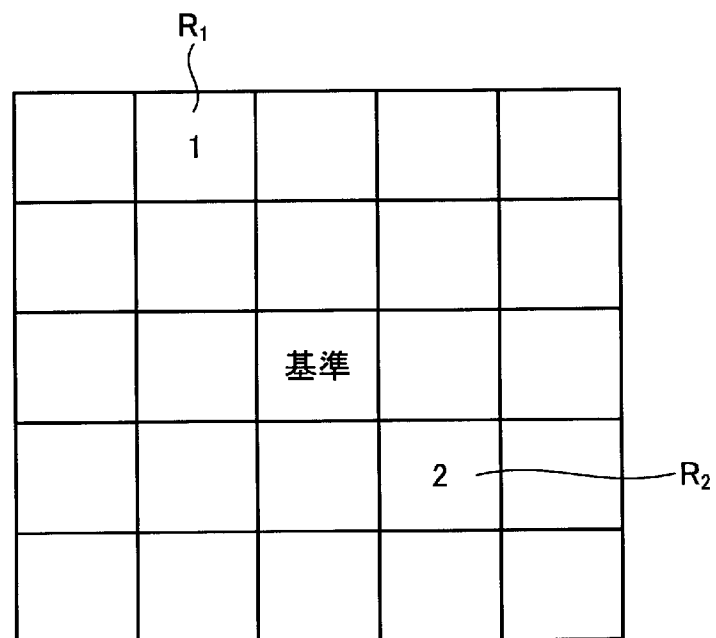
[図11]



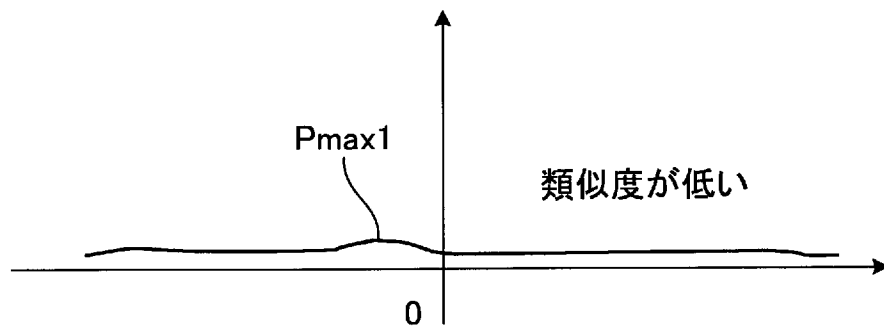
[図12]



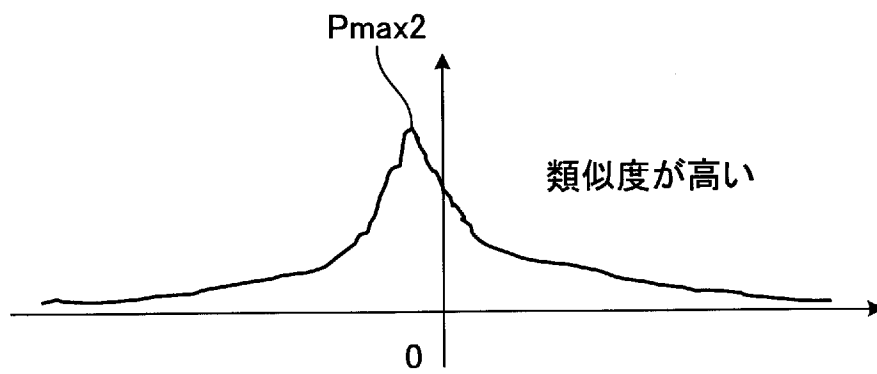
[図13]



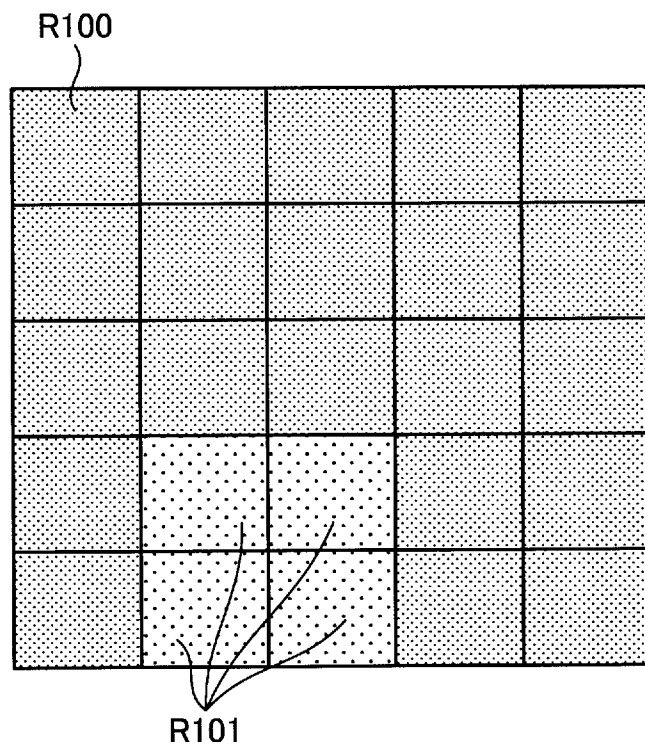
[図14]



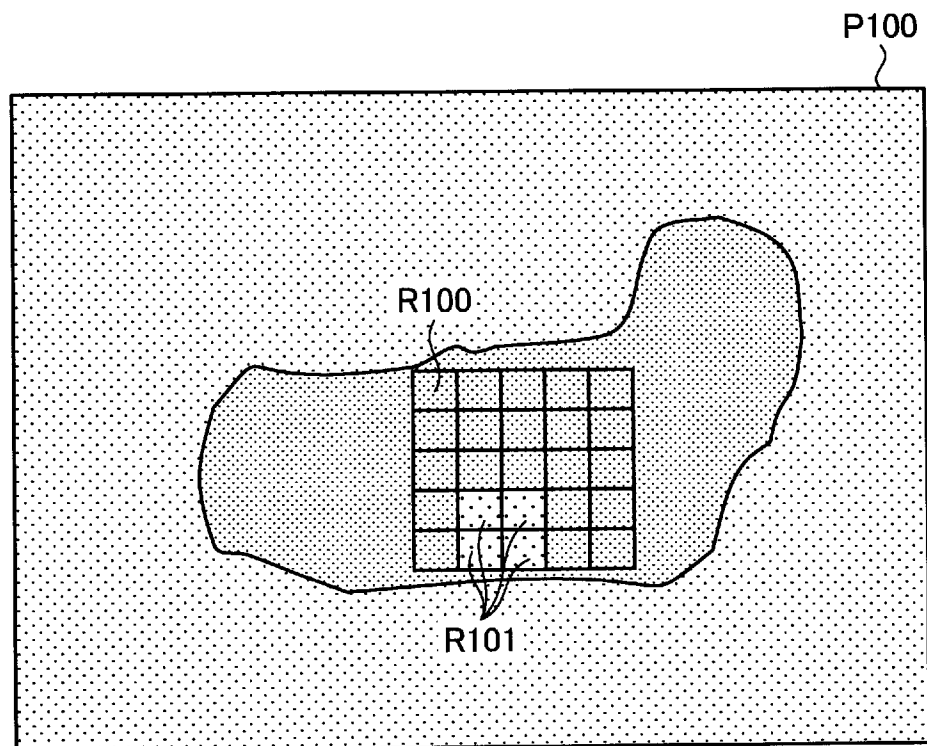
[図15]



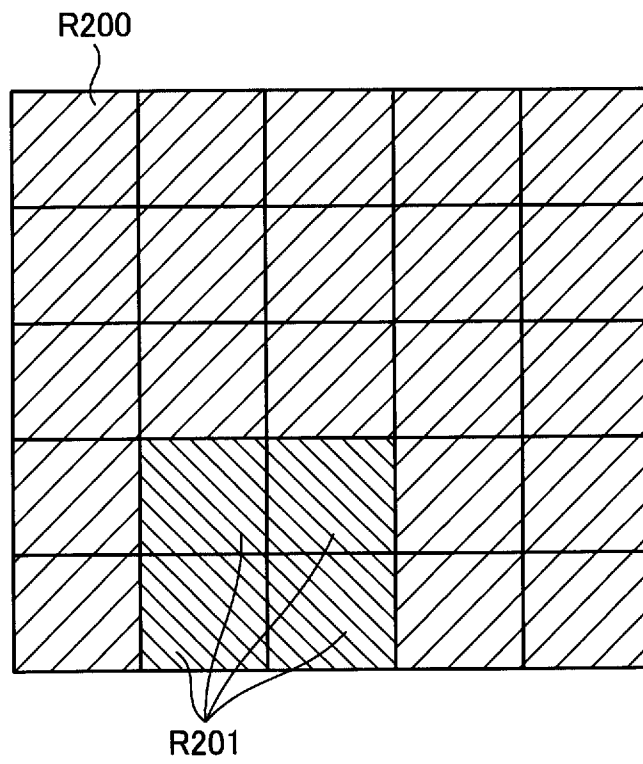
[図16]



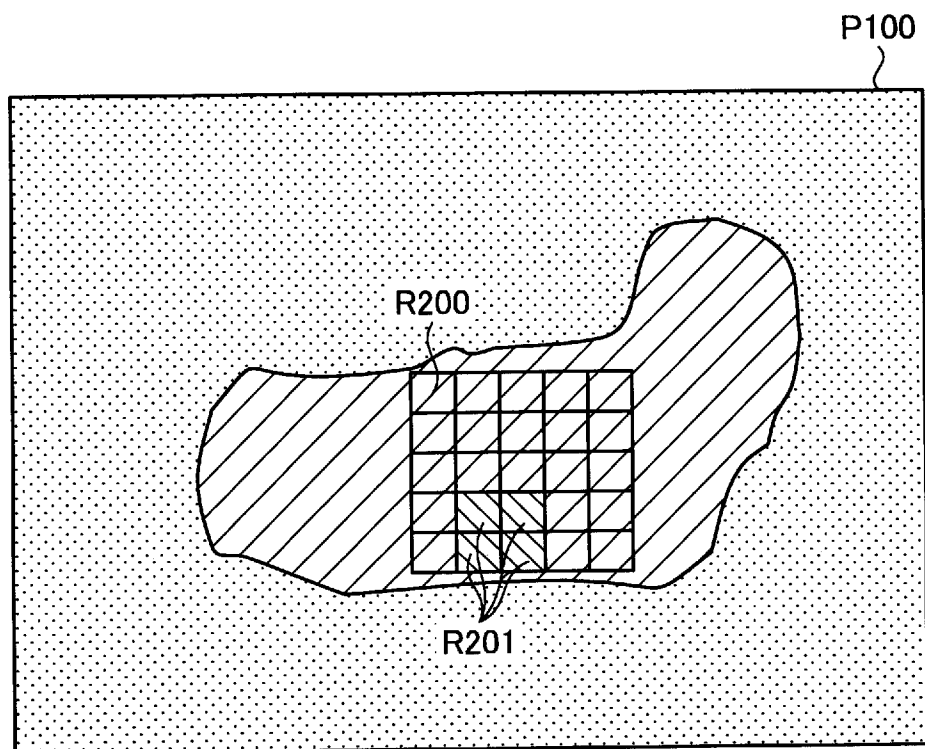
[図17]



[図18]



[図19]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/032474

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B1/045 (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. A61B1/045

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 1971-2018

Registered utility model specifications of Japan 1996-2018

Published registered utility model applications of Japan 1994-2018

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	JP 2013-048646 A (HOYA CORP.) 14 March 2013, paragraphs [0015]-[0046] (Family: none)	1-8
A	JP 2009-039280 A (SATORI, Arata) 26 February 2009, paragraphs [0016]-[0057] (Family: none)	1-8

☐ 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
29.10.2018

Date of mailing of the international search report
06.11.2018

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/045(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. A61B1/045

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	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018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	JP 2013-048646 A（HOYA株式会社） 2013.03.14, 段落[0015]-[0046] (ファミリーなし)	1-8
A	JP 2009-039280 A（佐鳥 新） 2009.02.26, 段落[0016]-[0057] (ファミリーなし)	1-8

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
「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

29.10.2018

国際調査報告の発送日

06.11.2018

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）

佐藤 高之

2Q

3604

電話番号 03-3581-1101 内線 3292