

(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7月15日(15.07.2021)



(10) 国際公開番号

WO 2021/141048 A1

(51) 国際特許分類:

G02B 23/24 (2006.01) A61B 1/045 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01) H04N 7/18 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2021/000217

(22) 国際出願日: 2021年1月6日(06.01.2021)

(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 2020-000868 2020年1月7日(07.01.2020) JP

(71) 出願人: H O Y A 株 式 会 社 (HOYA CORPORATION) [JP/JP]; 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 西 出 明 彦 (NISHIDE, Akihiko);

〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A株式会社内 Tokyo (JP).

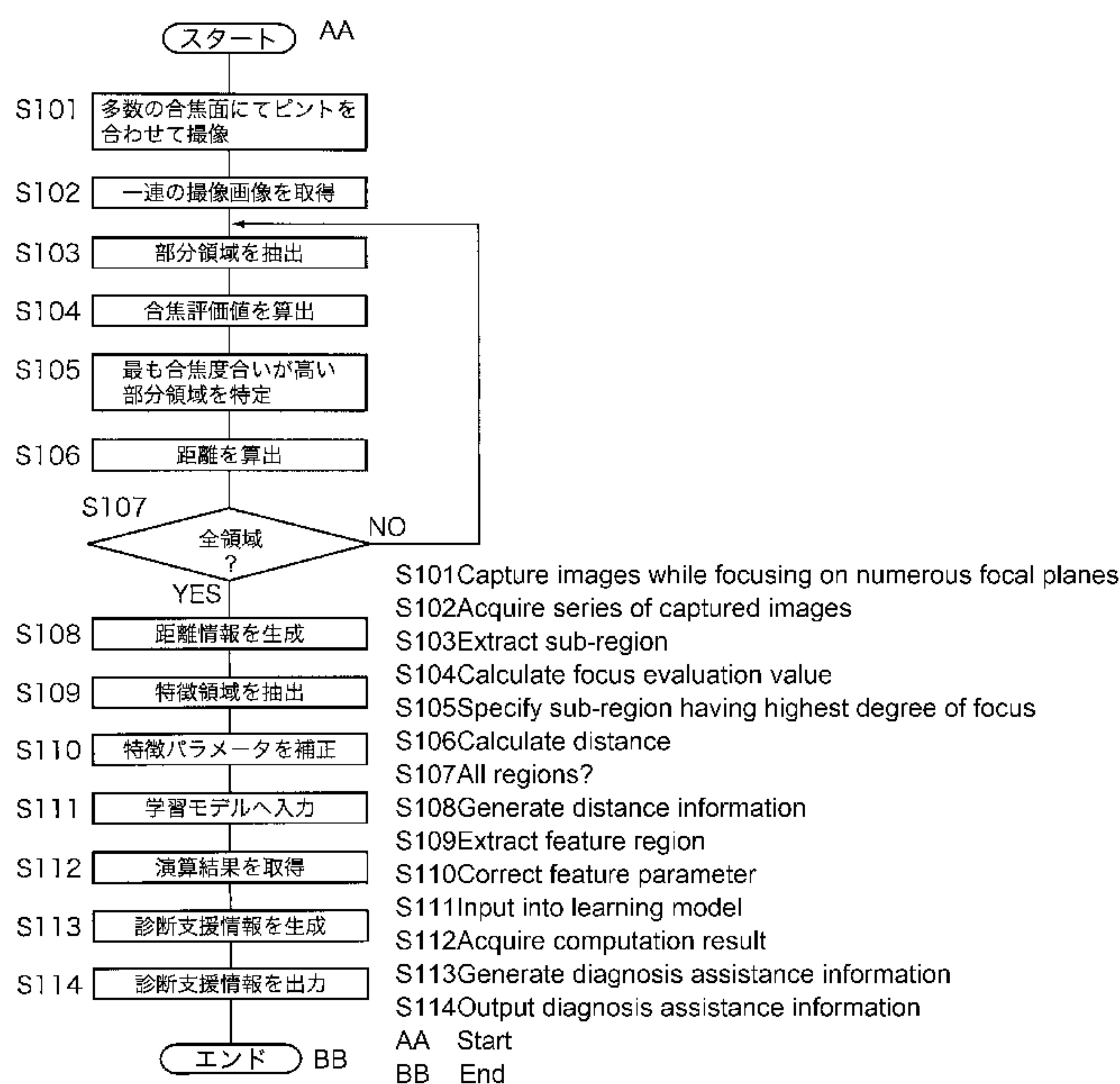
(74) 代理人: 河野 英仁, 外 (KOHNO, Hideto et al.);

〒5400035 大阪府大阪市中央区釣鐘町二丁目4番3号 河野特許事務所 Osaka (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,

(54) Title: ENDOSCOPE SYSTEM, PROCESSOR DEVICE, DIAGNOSIS ASSISTANCE METHOD, AND COMPUTER PROGRAM

(54) 発明の名称: 内視鏡システム、プロセッサ装置、診断支援方法、及びコンピュータプログラム



(57) Abstract: Provided are an endoscope system, a processor device, a diagnosis assistance method, and a computer program. In the present invention, a plurality of captured images of a subject captured at different focusing positions are acquired from an imaging unit, an evaluation value representing a degree of focus is calculated for each sub-region that corresponds among each of the plurality of acquired captured images, the captured image in which the sub-region has the highest degree of focus among the plurality of captured images is specified on the basis of the calculated evaluation

[続葉有]

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.

(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))

values of the sub-regions, a distance is calculated for the region on the subject that corresponds to the sub-region on the basis of an imaging condition during capture of the captured image, distance information pertaining to the distance to the subject is generated by calculating the distance for a plurality of regions on the subject, a feature region is extracted from the captured image, diagnosis assistance information with respect to the subject is generated on the basis of the distance information generated by a distance information generating unit and a feature parameter that pertains to the feature region extracted by an extraction unit, and the generated diagnosis assistance information is outputted.

(57) 要約: 内視鏡システム、プロセッサ装置、診断支援方法、及びコンピュータプログラムを提供する。被写体について合焦位置を異ならせて撮像された複数の撮像画像を撮像部から取得し、取得した複数の撮像画像間に対応する部分領域の夫々について、合焦度合いを表す評価値を算出し、算出した各部分領域の評価値に基づき、複数の撮像画像の中で最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像を特定し、撮像画像が撮像された際の撮像条件に基づき、部分領域に対応する被写体上の領域について距離を算出し、被写体上の複数の領域について距離を算出することにより、被写体に対する距離情報を生成し、撮像画像から特徴領域を抽出し、距離情報生成部にて生成した距離情報と、抽出部が抽出した特徴領域に関する特徴パラメータとに基づき、被写体に対する診断支援情報を生成し、生成した診断支援情報を出力する。

明 細 書

発明の名称：

内視鏡システム、プロセッサ装置、診断支援方法、及びコンピュータプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡システム、プロセッサ装置、診断支援方法、及びコンピュータプログラムに関する。

背景技術

[0002] 人の食道や腸などの管腔内を観察するための内視鏡システムが知られている。この種の内視鏡システムは、電子スコープにより撮像された被写体の画像を処理する内視鏡プロセッサを備えている。内視鏡プロセッサは、操作者（例えば医師）にとって見やすい観察画像をモニタ装置に表示させるために、画素信号に対して色変換処理やノイズ低減処理などの画像処理を施す（例えば、特許文献1を参照）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2002-238887号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 内視鏡観察において、腫瘍などの病変部のサイズや色などの情報は、診断のために不可欠な情報である。

[0005] しかしながら、内視鏡により観察される部位のサイズや色は、撮像部から被写体までの距離に応じて変化する可能性があり、従来の内視鏡システムより得られる内視鏡画像は、観察される組織の絶対的な大きさや色を反映するものではない。このため、操作者は、モニタ装置に表示される内視鏡画像を閲覧したとしても、観察部位のサイズや色を誤認する可能性がある。

[0006] 本発明の目的は、操作者に対して的確な診断支援情報を提示できる内視鏡システム、プロセッサ装置、診断支援方法、及びコンピュータプログラムを提供することにある。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の一態様に係る内視鏡システムは、内視鏡と、該内視鏡から得られる撮像画像を処理するプロセッサ装置とを備える内視鏡システムであって、前記内視鏡は、被写体を撮像する撮像部と、前記被写体上の合焦位置を前記撮像部の光軸方向に沿って変更すべく、前記撮像部の焦点距離を変更する焦点距離変更部とを備え、前記プロセッサ装置は、前記被写体について合焦位置を異ならせて撮像された複数の撮像画像を前記撮像部から取得する画像取得部と、取得した複数の撮像画像間で対応する部分領域の夫々について、合焦度合いを表す評価値を算出する評価値算出部と、算出した各部分領域の評価値に基づき、前記複数の撮像画像の中で最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像を特定する特定部と、前記撮像画像が撮像された際の撮像条件に基づき、前記部分領域に対応する前記被写体上の領域について距離を算出する距離算出部と、前記被写体上の複数の領域について前記距離を算出することにより、前記被写体に対する距離情報を生成する距離情報生成部と、前記撮像画像から特徴領域を抽出する抽出部と、前記距離情報生成部にて生成した距離情報と、前記抽出部が抽出した特徴領域に関する特徴パラメータとに基づき、前記被写体に対する診断支援情報を生成する診断支援部と、該診断支援部が生成した診断支援情報を出力する出力部とを備える。

[0008] 本発明の一態様に係るプロセッサ装置は、被写体を撮像する撮像部と、前記被写体上の合焦位置を前記撮像部の光軸方向に沿って変更すべく、前記撮像部の焦点距離を変更する焦点距離変更部とを備える内視鏡に接続され、該内視鏡から得られる複数の撮像画像を処理するプロセッサ装置であって、前記被写体について合焦位置を異ならせて撮像された複数の撮像画像を前記撮像部から取得する画像取得部と、取得した複数の撮像画像間で対応する部分領域の夫々について、合焦度合いを表す評価値を算出する評価値算出部と、

算出した各部分領域の評価値に基づき、前記複数の撮像画像の中で最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像を特定する特定部と、前記撮像画像が撮像された際の撮像条件に基づき、前記部分領域に対応する前記被写体上の領域について距離を算出する距離算出部と、前記被写体上の複数の領域について前記距離を算出することにより、前記被写体に対する距離情報を生成する距離情報生成部と、前記撮像画像から特徴領域を抽出する抽出部と、前記距離情報生成部にて生成した距離情報と、前記抽出部が抽出した特徴領域に関する特徴パラメータとに基づき、前記被写体に対する診断支援情報を生成する診断支援部と、該診断支援部が生成した診断支援情報を出力する出力部とを備える。

[0009] 本発明の一態様に係る診断支援方法は、内視鏡の撮像部から、被写体上の合焦位置を異ならせて撮像された複数の撮像画像を取得し、取得した複数の撮像画像間に対応する部分領域の夫々について、合焦度合いを表す評価値を算出し、算出した各部分領域の評価値に基づき、前記複数の撮像画像の中で最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像を特定し、前記撮像画像が撮像された際の撮像条件に基づき、前記部分領域に対応する前記被写体上の領域について距離を算出し、前記被写体上の複数の領域について前記距離を算出することにより、前記被写体に対する距離情報を生成し、前記撮像画像から特徴領域を抽出し、前記前記被写体の距離情報と、前記特徴領域に関する特徴パラメータとに基づき、前記被写体に対する診断支援情報を生成し、生成した診断支援情報を出力する。

[0010] 本発明の一態様に係るコンピュータプログラムは、コンピュータに、内視鏡の撮像部から、被写体上の合焦位置を異ならせて撮像された複数の撮像画像を取得し、取得した複数の撮像画像間に対応する部分領域の夫々について、合焦度合いを表す評価値を算出し、算出した各部分領域の評価値に基づき、前記複数の撮像画像の中で最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像を特定し、前記撮像画像が撮像された際の撮像条件に基づき、前記部分領域に対応する前記被写体上の領域について距離を算出し、前記被写体上の複

数の領域について前記距離を算出することにより、前記被写体に対する距離情報を生成し、前記撮像画像から特徴領域を抽出し、前記前記被写体の距離情報と、前記特徴領域に関する特徴パラメータとに基づき、前記被写体に対する診断支援情報を生成し、生成した診断支援情報を出力する処理を実行させるためのコンピュータプログラムである。

発明の効果

[0011] 上記によれば、操作者に対して的確な診断支援情報を提示できる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]内視鏡システムの構成を説明する模式図である。

[図2]内視鏡及びプロセッサ装置の内部構成を説明するブロック図である。

[図3]実施の形態1における被写体の撮像手順を説明する説明図である。

[図4]プロセッサ装置が取得する撮像画像の一例を示す模式図である。

[図5]合焦度合いの評価手法を説明する説明図である。

[図6]学習モデルの一例を示す構成図である。

[図7]診断支援情報の表示例を示す模式図である。

[図8]実施の形態1におけるプロセッサ装置が実行する処理の手順を説明するフローチャートである。

[図9]撮像中の表示例を示す模式図である。

[図10]実施の形態2における被写体の撮像手順を説明する説明図である。

[図11]実施の形態3におけるプロセッサ装置が実行する処理の手順を説明するフローチャートである。

[図12]実施の形態5における表示例を説明する説明図である。

発明を実施するための形態

[0013] 以下、本発明をその実施の形態を示す図面に基づいて具体的に説明する。
(実施の形態1)

図1は内視鏡システムの構成を説明する模式図である。実施の形態1に係る内視鏡システムは、被写体を観察する内視鏡10と、内視鏡10から出力される内視鏡画像の画像データを処理するプロセッサ装置20とを備える。

プロセッサ装置 20 には、内視鏡 10 を操作する操作者（例えば医師）に報知すべき情報を表示するモニタ装置 30 が接続される。

[0014] 内視鏡 10 は、被写体の内部に挿入される内視鏡挿入部 11、内視鏡挿入部 11 の先端部分に内蔵される撮像部 12、内視鏡挿入部 11 の後端部分に設けられて操作者によって操作される操作部 13、プロセッサ装置 20 との間で送受される各種の情報を伝送するユニバーサルコード 14、及び内視鏡 10 を電気的かつ光学的にプロセッサ装置 20 に接続するスコープコネクタ 15 を備える。本実施の形態において、内視鏡 10 による被写体は、例えば人体内部の組織である。被写体は人体内部の組織に限らず、生物内部の組織であってもよく、生物以外の構造体であってもよい。

[0015] 内視鏡挿入部 11 は、操作部 13 に連結されて比較的長く形成された可撓管 11a と、可撓管 11a と同軸上に連結されて比較的短く形成された湾曲自在な湾曲部 11b とを有する。可撓管 11a は、例えば螺旋管に網状管を被覆して形成された可撓管素材の外周面に、可撓性のある樹脂製外皮を更に被覆することにより形成されている。一方、湾曲部 11b は、例えば傾動自在に連結された複数の関節輪に網状管を被覆してなる湾曲パイプの外周面に、柔軟で弾力性のあるゴム製外皮を更に被覆することによって形成されている。湾曲部 11b における湾曲機構は、一般的な内視鏡に組み込まれている周知の機構であり、操作部 13 の操作に連動した操作ワイヤの牽引によって湾曲部 11b が湾曲するように構成されている。先端部分の方向が上記操作による湾曲動作に応じて変わることにより、撮像部 12 による撮像領域が移動する。

[0016] 撮像部 12 は、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) などの撮像素子 124 (図 2 を参照) を備え、被写体を撮像して得られる撮像画像の画像データをプロセッサ装置 20 へ出力する。

[0017] 操作部 13 は、内視鏡 10 の湾曲部 11b を湾曲させる操作を受付ける湾曲操作ノブ 13a, 13b を備える。湾曲部 11b は、例えば、湾曲操作ノブ 13a の回転に応じて左右方向に湾曲し、湾曲操作ノブ 13b の回転に応

じて上下方向に湾曲するように構成される。なお、湾曲部 1 1 b が湾曲する上下左右の各方向は、内視鏡挿入部 1 1 が延びる方向に対して適宜設定される。操作部 1 3 は、湾曲操作ノブ 1 3 a, 1 3 b に加え、先端部からガスや液体を噴出させるための送気／送水ボタン、観察画像を動画表示又は静止画表示に切り替えるためのフリーズボタン、モニタ装置 3 0 に表示された観察画像の拡大／縮小を指示するズームボタン、通常光観察と特殊光観察との切り替えを行う切替ボタンなどを備えてもよい。

[0018] プロセッサ装置 2 0 は、自然光が届かない被検体の内部に光を照射する光源部 2 4 と、内視鏡 1 0 によって撮像された撮像画像に画像処理を施す画像処理部 2 5 とを一体に備えた装置である（図 2 を参照）。代替的に、プロセッサ装置 2 0 は、光源部と画像処理部とを別体として備えてもよい。

[0019] プロセッサ装置 2 0 は、撮像部 1 2 により撮像された撮像画像（内視鏡画像ともいう）から、腫瘍などの病変部を含むような特徴領域を抽出し、内視鏡 1 0 の操作者に報知すべき診断支援情報を生成する。このとき、本実施の形態に係るプロセッサ装置 2 0 は、撮像部 1 2 により撮像された撮像画像に基づき、被写体に対する距離情報を生成する。距離情報の生成手法については後に詳述することとする。プロセッサ装置 2 0 は、生成した距離情報を加味して診断支援情報を生成することにより、例えば画面上では小さく写っている病変部の領域を、距離情報に基づいて補正することができるので、操作者に対して的確な診断支援情報を提供できる。

[0020] モニタ装置 3 0 は、プロセッサ装置 2 0 に接続され、プロセッサ装置 2 0 から出力される画像や各種情報を表示するための装置である。モニタ装置 3 0 は、液晶ディスプレイ装置などの汎用の表示装置である。代替的に、モニタ装置 3 0 は、プロセッサ装置 2 0 と一体の装置であってもよい。

[0021] 図 2 は内視鏡 1 0 及びプロセッサ装置 2 0 の内部構成を説明するブロック図である。内視鏡 1 0 の撮像部 1 2 は、内視鏡挿入部 1 1 の先端部分に設けられる。撮像部 1 2 は、例えば、対物レンズ 1 2 1 及びズームレンズ 1 2 2 を含むレンズ群、ズームレンズ 1 2 2 を光軸方向に移動させるレンズ駆動機

構 1 2 3、並びに CMOS などの撮像素子 1 2 4 を備える。対物レンズ 1 2 1 は、内視鏡 1 0 の先端部分に設けられた観察窓（不図示）の内側に配置される。ズームレンズ 1 2 2 は、対物レンズ 1 2 1 に対向して配置される。ズームレンズ 1 2 2 は、レンズ駆動機構 1 2 3 の駆動により、テレ端とワイド端との間で自在に移動するように構成されている。撮像部 1 2 は、ズームレンズ 1 2 2 を移動させることによって、焦点距離を変更することが可能であり、焦点距離を変更して被写体を撮像することにより、被写体上で合焦位置が異なる複数の撮像画像をプロセッサ装置 2 0 に提供することが可能である。

[0022] 撮像部 1 2 は、ドライバ回路 1 2 0 によって駆動される。ドライバ回路 1 2 0 は、プロセッサ装置 2 0 との接続部分（スコープコネクタ 1 5 の内部）に配置され、CPU（Central Processing Unit）、タイミングジェネレータ（TG）、アナログ信号処理回路（AEF）などを備える。ドライバ回路は、TG から出力されるクロック信号に応じて、撮像素子 1 2 4 から出力される RGB（Red, Green, Blue）各色の信号を取り込み、ノイズ除去、増幅、AD 変換など、必要な処理を施して得られるデジタル形式の画像データをプロセッサ装置 2 0 へ出力する。

[0023] また、内視鏡 1 0 は、照明レンズ 1 5 1 及びライトガイド 1 5 2 を備える。照明レンズ 1 5 1 は、内視鏡挿入部 1 1 の先端部分に設けられた照明窓の内側に配置されている。ライトガイド 1 5 2 は、例えば複数の石英製光ファイバによって構成されており、内視鏡挿入部 1 1、操作部 1 3、及びユニバーサルコード 1 4 の内部に配されている。プロセッサ装置 2 0 の光源部 2 4 から出射される照明光は、ライトガイド 1 5 2 によって導光され、照明レンズ 1 5 1 によって拡散された後、照明窓を介して被写体に照射される。

[0024] プロセッサ装置 2 0 は、コントローラ 2 1、メモリ 2 2、操作パネル 2 3、光源部 2 4、画像処理部 2 5、出力インタフェース 2 6、通信インタフェース 2 7などを備える。

[0025] コントローラ 2 1 は、例えば、CPU、ROM（Read Only Memory）、R

A M (Random Access Memory)などを備えており、R O Mに予め格納された制御プログラムをR A Mに展開してC P Uが実行することにより、上述したハードウェア各部の動作を制御する。

[0026] なお、コントローラ 2 1 は、上記の構成に限定されるものではなく、G P U (Graphics Processing Unit)、F P G A (Field Programmable Gate Array)、D S P (Digital Signal Processor)、量子プロセッサ、揮発性又は不揮発性のメモリ等を含む1又は複数の処理回路であればよい。また、コントローラ 2 1 は、現在時刻に係る情報を出力するクロック、計測開始指示を与えてから計測終了指示を与えるまでの経過時間を計測するタイマ、数をカウントするカウンタ等の機能を備えていてもよい。

[0027] メモリ 2 2 は、例えばE P R O M (Erasable Programmable Read Only Memory)などの不揮発性メモリを備える。不揮発性メモリに代えて、ハードディスクを備えた記録装置などを備えてもよい。メモリ 2 2 は、プロセッサ装置 2 0 の内部にて生成されたデータ、及び外部から入力されたデータ等を記憶する。別の実施形態では、メモリ 2 2 は、U S Bメモリ (USB : Universal Serial Bus)、S Dカード (SD : Secure Digital)等の可搬型の記録媒体であり、プロセッサ装置 2 0 に対して着脱可能であってもよい。

[0028] 操作パネル 2 3 は、プロセッサ装置 2 0 の筐体に設けられた各種スイッチ、ボタン、タッチパネル装置などを含む。操作パネル 2 3 は、操作者の操作に応じた操作信号をコントローラ 2 1 へ出力する。コントローラ 2 1 は、操作パネル 2 3 から出力された操作信号、及び内視鏡 1 0 の操作部 1 3 から出力された操作信号に応じて、内視鏡 1 0 及びプロセッサ装置 2 0 の各部の動作を制御する。本実施の形態では、操作パネル 2 3 はプロセッサ装置 2 0 が備える各種スイッチ、ボタン、タッチパネル装置などとしたが、代替的に、マウスやキーボードなどプロセッサ装置 2 0 に接続される任意の入力デバイスであってもよい。

[0029] 光源部 2 4 は、光源制御回路 2 4 0、光源 2 4 1、集光レンズ 2 4 2、ターゲット 2 4 3などを備える。光源制御回路 2 4 0は、コントローラ 2 1 か

らの制御により、光源 241 及びターレット 243 の動作を制御するため制御回路である。光源 241 は、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハイドランプ等の高輝度ランプであり、可視光領域から赤外光領域に広がるスペクトルを有する光を出射する。光源 241 から出射された光は、集光レンズ 242 によって集光されると共に、フィルタを備えた回転式のターレット 243 を介して適宜の特性を有する光に変換される。ターレット 243 には、アームやギヤなどの伝達機構を介してモータが接続されている。このモータは、例えば DC モータであり、光源制御回路 240 の制御下で駆動することにより、出射する光に対して適用すべきフィルタを選択する。

[0030] 画像処理部 25 は、DSP (Digital Signal Processor) や DIP (Digital Image Processor) などにより構成される画像処理回路 250 を備える。画像処理部 25 は、内視鏡 10 にて撮像された撮像画像の画像データに対し、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種の処理を施す。また、画像処理部 25 は、変倍、色強調処理、エッジ強調処理等の処理を施してもよい。画像処理部 25 は、処理後の画像データをコントローラ 21 へ出力する。

[0031] 出力インタフェース 26 は、ビデオプロセッサ等の処理回路を備える。出力インタフェース 26 は、コントローラ 21 から入力される画像信号を、NTSC (National Television System Committee) や PAL (Phase Alternating Line) などの所定の規格に準拠した映像信号に変換する。出力インタフェース 26 は、変換した映像信号をモニタ装置 30 へ順次出力することにより、モニタ装置 30 の表示画面に内視鏡画像や診断支援情報を表示させる。

[0032] 通信インタフェース 27 は、外部の情報処理装置との間で、各種のデータを送受信する通信インタフェースを備える。通信インタフェース 27 として、例えば、WiFi (登録商標) やイーサネット (登録商標) で用いられる LAN の通信規格に準じた通信インタフェースを用いることができる。代替的に、Bluetooth (登録商標)、ZigBee (登録商標)、3G、4G、5G、LTE (Long Term Evolution) 等の通信規格に準じた通信イ

ンタフェースを用いてもよい。

[0033] 本実施の形態におけるプロセッサ装置20は、(1)合焦位置を異ならせて被写体を撮像することにより得られる複数の撮像画像に基づき、被写体に対する距離情報を生成し、(2)撮像画像から腫瘍などの病変部に該当する可能性がある特徴領域を抽出し、(3)被写体に対する距離情報と、特徴領域に関する特徴領域とに基づき、診断支援情報を生成する。

[0034] (1) 距離情報の生成

以下、内視鏡10より得られる撮像画像を用いて、被写体に対する距離情報を生成する手法について説明する。

[0035] 図3は実施の形態1における被写体の撮像手順を説明する説明図である。内視鏡10が備える撮像部12は、プロセッサ装置20からの制御により、撮像素子124と正対する多数の合焦面にてピントを合わせて被写体を撮像する。例えば、撮像部12の光軸に沿う方向をZ方向とした場合、撮像部12は、 $Z = Z_1$ で示される位置の合焦面にてピントを合わせて被写体を撮像し、得られた撮像画像をドライバ回路120を介してプロセッサ装置20へ出力する。 $Z = Z_1$ で示される位置は、例えば、撮像部12の焦点距離が最小となる位置に相当する。

[0036] 次いで、撮像部12は、合焦面の位置を Z_1 から Z_2 ($Z_2 > Z_1$)に変更する。撮像部12は、 $Z = Z_2$ で示される位置の合焦面にてピントを合わせて被写体を撮像し、得られた撮像画像をドライバ回路120を介してプロセッサ装置20へ出力する。合焦面の位置を Z_1 から Z_2 へ変化させる間、内視鏡10の先端部分は動かないように保持されており、撮像部12の位置に変動はないものとする。

[0037] その後、撮像部12は、上述と同様の手順にて、合焦面の位置を $Z = Z_3$, Z_4 , ..., Z_n (n は例えば50)で示される位置に順次ずらしながら被写体を撮像し、撮像画像をプロセッサ装置20へ出力する。ここで、 $Z = Z_n$ で示される位置は、例えば、撮像部12の焦点距離が最大となる位置に相当する。

- [0038] なお、上記の例では、ワイド端側からテレ端側へ焦点距離を順次長くしながら被写体を撮像する手順としたが、テレ端側からワイド端側へ焦点距離を順次短くしながら被写体を撮像する手順としてもよい。
- [0039] また、合焦位置を異ならせて撮像する撮像画像の枚数は例えば50枚であるが、撮像枚数は50枚に限らず、任意に設定してもよい。更に、合焦位置をずらす間隔は、等間隔（例えば焦点距離で1mmに相当する距離）であってもよく、焦点距離に応じて変化させてもよい。
- [0040] プロセッサ装置20は、合焦位置を異ならせて撮像された被写体の複数の撮像画像を撮像部12から取得する。図4はプロセッサ装置20が取得する撮像画像の一例を示す模式図である。図4に示す撮像画像G1は、例えば $Z = Z_1$ で示される位置の合焦面にてピントを合わせて撮像された画像を示している。撮像画像G1は、幅方向にX画素（例えば1920画素）、高さ方向にY画素（例えば1080画素）からなるデジタル形式の画像である。
- [0041] プロセッサ装置20は、合焦の度合いを評価するために、撮像画像G1から部分領域g1を切り出す。図4の例では、(x, y)を中心画素として、M画素（例えば40画素）の幅とN画素（例えば20画素）の高さとを有する領域を、部分領域g1として切り出した状態を示している。
- [0042] 図4では、 $Z = Z_1$ で示される合焦面にてピントを合わせて撮像された撮像画像G1について示したが、 $Z = Z_2$, Z_3 , ..., Z_n で示される位置の合焦面にてピントを合わせて撮像された撮像画像についても同様である。
- [0043] プロセッサ装置20は、各撮像画像から切り出した部分領域のそれぞれについて合焦度合いを評価し、得られた評価値（以下、合焦評価値という）に基づき、被写体までの距離を算出する。
- [0044] 図5は合焦度合いの評価手法を説明する説明図である。プロセッサ装置20のコントローラ21は、上述のように撮像された撮像画像を撮像部12より順次取得する。すなわち、コントローラ21は、 $Z = Z_1$ の位置の合焦面にてピントを合わせて撮像された撮像画像G1、 $Z = Z_2$ の位置の合焦面にてピントを合わせて撮像された撮像画像G2、..., $Z = Z_n$ の位置の合焦面

にてピントを合わせて撮像された撮像画像 G_n を順次取得する。

[0045] コントローラ 21 は、撮像画像 $G_1, G_2, \dots, G_n$ のそれぞれから画像間で対応する部分領域 $g_1, g_2, \dots, g_n$ を切り出す。すなわち、コントローラ 21 は、中心画素 (x, y) と、幅 M 及び高さ N とが同一となるように、撮像画像 $G_1, G_2, \dots, G_n$ からそれぞれ部分領域 $g_1, g_2, \dots, g_n$ を切り出せばよい。

[0046] コントローラ 21 は、部分領域 $g_1, g_2, \dots, g_n$ のそれぞれについて、合焦度合いを表す合焦評価値を算出する。合焦評価値として、例えば画像エントロピーを用いることができる。画像エントロピーは、その値が小さい程、合焦の度合いが高く、その値が大きい程、合焦の度合いが低くなるような評価値である。画像エントロピーは、例えば、以下の数 1 によって表される。

[0047] [数1]

$$E(v) = \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N (-G_{nor}(i, j, v) \cdot \log_e G_{nor}(i, j, v))$$

[0048] ここで、 $E(v)$ は、被写界深度 v で撮像された画像の画像エントロピーを表す。 N, M は、部分領域のサイズを表し、上述の例では $N = 40, M = 20$ である。また、 $G_{nor}(i, j, v)$ は、正規化された画像の画素値であり、以下の数 2 によって表される。

[0049] [数2]

$$G_{nor}(i, j, v) = \frac{G(i, j, v)}{\sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N G(i, j, v)}$$

[0050] ここで、 $G(i, j, v)$ は、部分領域内の座標 (i, j) により指定される画素の画素値を表す。

[0051] コントローラ 21 は、数 1 及び数 2 に従って、部分領域 $g_1, g_2, \dots, g_n$ のそれぞれから画像エントロピーの値 $E_1, E_2, \dots, E_n$ をそれぞれ

算出する。コントローラ 21 は、算出した画像エントロピーの値 E_1 , E_2 , $\dots$, E_n を比較し、部分領域 g_1 , g_2 , $\dots$, g_n の中から最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像を特定する。このとき、コントローラ 21 は、横軸を Z 方向、縦軸を画像エントロピーとしたグラフ上において、各画像エントロピーの値 E_1 , E_2 , $\dots$, E_n をプロットし、プロットした各点を近似する近似曲線 $f(Z, v)$ を求めることにより、画像エントロピーが最小となる合焦位置を求めればよい。コントローラ 21 は、求めた合焦位置に最も近い合焦面にて撮像された撮像画像を、撮像画像 G_1 , G_2 , $\dots$, G_n の中で最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像として特定することができる。

[0052] コントローラ 21 は、数 1 によって表される画像エントロピーを算出する代わりに、RGB の色成分毎に画像エントロピーを算出し、算出した色成分毎の画像エントロピーを合成してもよい。例えば、RGB 各色成分の画像エントロピーをそれぞれ $E(R)$ 、 $E(G)$ 、 $E(B)$ としたとき、コントローラ 21 は、合成後の画像エントロピー E として、 $E = [E(R)^2 + E(G)^2 + E(B)^2]^{1/2}$ を算出してもよい。コントローラ 21 は、合成後の画像エントロピー E が最小となる部分領域を特定することにより、最も合焦度合いが高い部分領域を特定することができる。

[0053] また、コントローラ 21 は、RGB 成分を YUV 成分に変換し、その Y 成分に関する画像エントロピー $E(Y)$ を算出してもよい。コントローラ 21 は、算出した画像エントロピー $E(Y)$ が最小となる部分領域を特定することにより、最も合焦度合いが高い部分領域を特定することができる。

[0054] コントローラ 21 は、最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像を特定した場合、この撮像画像を撮像したときの撮像条件（例えば、焦点距離など）を用いて、部分領域に対応する被写体上の領域までの距離を算出する。例えば、撮像部 12 の光学系を薄凸レンズと仮定した場合、レンズから被写体までの距離 D 、焦点距離 f 、画面距離（像距離） c の間には、 $1/D + 1/c = 1/f$ の関係式が成り立つので、この関係式を用いて被写体までの

距離を算出することができる。コントローラ 21 は、算出した距離をその部分領域における距離としてメモリ 22 に記憶させる。

[0055] 次いで、コントローラ 21 は、撮像画像 G1, G2, ..., Gn から切り出す部分領域 g1, g2, ..., gn の中心画素の位置を所定単位で順次ずらしながら、それぞれの位置で距離を算出することにより、被写体についての距離情報を取得する。このとき、コントローラ 21 は、例えば、X 方向に M 画素単位、Y 方向に N 画素単位で部分領域 g1, g2, ..., gn の中心画素の位置をずらし、領域毎に距離を算出してもよい。また、コントローラ 21 は、X 方向に 1 画素単位、Y 方向に 1 画素単位で部分領域 g1, g2, ..., gn の中心画素の位置をずらして、画素毎に距離を算出してもよい。コントローラ 21 は、領域毎又は画素毎に距離情報を格納した距離画像を生成してもよい。

[0056] (2) 特徴領域の抽出

プロセッサ装置 20 のコントローラ 21 は、腫瘍などの病変部に該当する可能性がある特徴領域を撮像画像 G1, G2, ..., Gn から抽出する。コントローラ 21 は、例えば、特許第 6125740 号明細書で開示されているように、3 つ以上の色成分のうち少なくとも 2 つ色成分によって定義される色平面内において、色平面内に設定された基準点と各画素の対応点とを結ぶ線分、及び対象疾患に相関を有する基準軸がなす角度に基づいて、各画素の対応疾患に関する評価結果を求めることにより、特徴領域を抽出する。コントローラ 21 は、上記の手法に限らず、公知の手法を用いて特徴領域を抽出すればよい。

コントローラ 21 は、撮像画像 G1, G2, ..., Gn から抽出した特徴領域の情報（例えば、特徴領域に該当する画素の情報）をメモリ 22 に記憶させる。

[0057] なお、本実施の形態では、撮像画像 G1, G2, ..., Gn から特徴領域を抽出する構成としたが、特定の焦点距離にて撮像された撮像画像（例えば撮像画像 G1）のみから特徴領域を抽出する構成としてもよい。

[0058] (3) 診断支援情報の生成

プロセッサ装置20のコントローラ21は、撮像画像G1, G2, ..., Gnから取得した距離情報と、撮像画像G1, G2, ..., Gnから抽出した特徴領域に関する特徴パラメータとに基づき、診断支援情報を生成する。

[0059] 内視鏡画像（撮像画像）は、被写体までの距離に応じて見かけ上の面積に相違が生じる。すなわち、被写体までの距離が遠い程、見かけ上の面積は小さくなり、被写体までの距離が短い程、見かけ上の面積は大きくなる。そこで、コントローラ21は、被写体までの距離に応じて、撮像画像における特徴領域の見かけ上の面積（特徴パラメータ）を補正する処理を行ってもよい。

[0060] 例えば、算出された被写体までの距離を r_1 、基準距離を r_0 とした場合、コントローラ21は、特徴領域の面積を $(r_1 / r_0)^2$ の比率で拡張する処理を行えばよい。特徴領域を拡張する処理として、例えば、最近傍補間法（ニアレストネイバー法、nearest neighbor interpolation）を利用することができる。最近傍補間法は、拡大または縮小後の画素を拡張率で除算し、その値を四捨五入して得られた座標の画素をそのまま使う線形補間法である。また、特徴領域を拡張する処理として、バイリニア補間法、バイキュービック補間法、及びLanczos補間法等を利用してもよい。

[0061] なお、上述の例では、特徴領域の拡張処理について説明したが、特徴領域を含む画像全体を拡張してもよい。

[0062] また、内視鏡画像（撮像画像）は、被写体までの距離に応じて色度に相違が生じる。すなわち、被写体までの距離が遠い程、対応する画像領域の色度は低くなり、被写体までの距離が短い程、対応する画像領域の色度は高くなる。そこで、コントローラ21は、被写体までの距離に応じて、特徴領域における画素値（特徴パラメータ）を補正する処理を行ってもよい。

[0063] 以下、一例として、発赤が生じている粘膜表面を特徴領域として抽出した場合の補正処理について説明する。コントローラ21は、抽出した特徴領域に対応する距離情報を参照し、発赤が生じている粘膜表面までの距離が基準

距離以上であるか否かを判断する。基準距離については事前に設定してあるものとする。発赤が生じている粘膜表面までの距離が基準距離以上である場合、実際よりも暗く写っている可能性があるので、コントローラ 21 は、特徴領域内の各画素の画素値に関して、R 画素の画素値を大きくする補正を行う。逆に、発赤が生じている粘膜表面までの距離が基準距離未満である場合、実際よりも明るく写っている可能性があるので、コントローラ 21 は、特徴領域内の各画素の画素値に関して、R 画素の画素値を小さくする補正を行う。

[0064] コントローラ 21 は、R 画素の画素値を補正する際、距離に応じて補正する比率を変更してもよい。すなわち、コントローラ 21 は、距離が遠く（短く）なる程（近い）程、補正の強度を高めてもよい。

[0065] コントローラ 21 は、R 画素の画素値を補正する際、R 画素の比率に応じて補正する比率を変更してもよい。例えば、コントローラ 21 は、粘膜表面までの距離が基準距離の 1 倍以上かつ 2 倍未満である場合、 $R / (R + G + B)$ の計算式で R を補正する比率を求めてもよい。また、コントローラ 21 は、粘膜表面までの距離が基準距離の 2 倍以上かつ 3 倍未満である場合、 $2R / (R + G + B)$ の計算式で R を補正する比率を求めてもよい。また、コントローラ 21 は、粘膜表面までの距離が基準距離の 3 倍以上かつ 4 倍未満である場合、 $3R / (R + G + B)$ の計算式で R を補正する比率を求めてもよい。

[0066] コントローラ 21 は、特徴領域における特徴パラメータが補正された内視鏡画像（撮像画像）に基づき、診断支援情報を生成する。このとき、コントローラ 21 は、内視鏡画像（撮像画像）の入力に応じて、体腔内の病変に関する情報を出力するように構成された学習モデル 100（図 6 を参照）を用いて、診断支援情報を生成する。なお、学習モデル 100 は、プロセッサ装置 20 が備えるものであってもよく、プロセッサ装置 20 からアクセス可能な外部サーバが備えるものであってもよい。前者の場合、学習モデル 100 は、プロセッサ装置 20 のメモリ 22 に記憶され、コントローラ 21 からア

クセスすることにより利用される。後者の場合、学習モデル100は外部サーバの記憶装置に記憶され、通信インタフェース27を介してコントローラ21からアクセスすることにより利用される。

[0067] 図6は学習モデル100の一例を示す構成図である。学習モデル100は、例えばCNN (Convolutional Neural Networks) などのニューラルネットワークにより構築された学習モデルであり、入力層101、中間層102、及び、出力層103を備える。学習モデル100は、特徴パラメータが補正された内視鏡画像の入力に対して、体腔内の病変に関する情報を出力するように予め学習される。

[0068] 入力層101には、特徴パラメータが補正された内視鏡画像の画像データが入力される。入力層101に入力された内視鏡画像の画像データは、中間層102へ送出される。

[0069] 中間層102は、例えば、畳み込み層102a、プーリング層102b、及び全結合層102cにより構成される。畳み込み層102a及びプーリング層102bは交互に複数設けられてもよい。畳み込み層102a及びプーリング層102bは、各層のノードを用いた演算によって、入力層101を通じて入力される内視鏡画像の特徴を抽出する。全結合層102cは、畳み込み層102a及びプーリング層102bによって特徴部分が抽出されたデータを1つのノードに結合し、活性化関数によって変換された特徴変数を入力する。特徴変数は、全結合層102cを通じて出力層103へ出力される。

[0070] 出力層103は、1つ又は複数のノードを備える。出力層103は、中間層102の全結合層102cから入力される特徴変数を基に、ソフトマックス関数を用いて確率に変換し、内視鏡画像が属するカテゴリについての確率を各ノードから出力する。内視鏡画像を分類するカテゴリは、例えば、悪性腫瘍、良性腫瘍、ポリープなどを含むように任意に設定することができる。更に、分類するカテゴリは、病変に属さない正常状態を含んでもよい。

[0071] 図6の例は、内視鏡画像を分類するカテゴリとして、m個のカテゴリを設

定した学習モデル 100 を示している。この学習モデル 100 は、出力層 103 の各ノードから、悪性腫瘍である確率 P_1 、良性腫瘍である確率 P_2 、ポリープである確率 P_3 、…、正常である確率 P_m を出力するように構成されている。なお、設定するカテゴリの数 ($=m$) は、1 個であってもよく、複数個であってもよい。

[0072] なお、各ノード間を結合する重み及びバイアス等の各種パラメータは、所定の学習アルゴリズムによって学習される。本実施形態では、特徴パラメータが補正された内視鏡画像と、その内視鏡画像に対する医師の診断結果とを含むデータを多数収集し、それらのデータを教師データに用いて、所定の学習アルゴリズムに従って各種パラメータを学習することができる。

[0073] プロセッサ装置 20 のコントローラ 21 は、学習モデル 100 の出力層 103 から、各カテゴリに属する確率を取得し、取得した確率に基づき、体腔内における病変の有無を推定する。例えば、悪性腫瘍である確率 P_1 のみが閾値（例えば 80%）を超える場合、コントローラ 21 は、被検者の体腔内に悪性腫瘍が存在すると推定することができる。確率 P_2 、 P_3 、…、 P_{m-1} の何れか 1 つが閾値を超える場合についても同様である。一方、確率 P_1 、 P_2 、…、 P_{m-1} の何れも閾値を超えない場合、若しくは、正常であることを示す確率 P_m が閾値を超える場合、コントローラ 21 は、内視鏡画像によって観察される範囲内に病変が存在しないと推定できる。

[0074] なお、図 6 の例では CNN による学習モデル 100 を示したが、学習モデル 100 を構築する機械学習のモデルは任意に設定することができる。例えば、CNN に代えて、R-CNN (Region-based CNN)、YOLO (You Only Look Once)、SSD (Single Shot Detector) 等に基づく学習モデルを設定してもよい。

[0075] また、本実施の形態では、学習モデル 100 を用いて診断情報を生成する構成について説明したが、コントローラ 21 は、補正された特徴領域の面積、色度等の情報と予め設定された基準値とを比較して病変の有無を判断し、判断結果を診断支援情報として出力してもよい。

[0076] コントローラ 21 は、学習モデル 100 から出力される情報に基づき、診断支援情報を生成する。診断支援情報は、例えば、学習モデル 100 による推定結果を示す文字情報である。診断支援情報は、病変と推測される領域を強調した画像であってもよい。コントローラ 21 は、出力インタフェース 26 を通じて、生成した診断支援情報を出力することにより、モニタ装置 30 に診断支援情報を表示させる。

[0077] 図 7 は診断支援情報の表示例を示す模式図である。図 7 の例は、例えば特徴パラメータが補正された内視鏡画像と共に、「1」及び「2」のインデックスで示される特徴領域のそれぞれについて学習モデル 100 による推定結果を文字情報として表示した例を示している。

[0078] 以下、プロセッサ装置 20 が実行する処理の手順について説明する。

図 8 は実施の形態 1 におけるプロセッサ装置 20 が実行する処理の手順を説明するフローチャートである。プロセッサ装置 20 のコントローラ 21 は、例えば、内視鏡 10 のリリースボタンの押下操作に応じて、撮像素子 124 と正対する多数の合焦面にてピントを合わせて被写体を順次撮像する（ステップ S101）。このとき、コントローラ 21 は、撮像素子 124 と正対する多数の合焦面にてピントを合わせて被写体を順次撮像することを指示する制御信号を内視鏡 10 のドライバ回路 120 へ送出する。ドライバ回路 120 は、コントローラ 21 からの制御信号に応じて撮像部 12 を駆動することにより、撮像部 12 による撮像を実施させる。

[0079] 多数の合焦面にてピントを合わせて撮像している間、内視鏡 10 の先端部分は動かないように保持されていることが好ましい。このため、コントローラ 21 は、内視鏡 10 の先端部分を動かさないように保持すべき旨の情報を報知してもよい。図 9 は撮像中の表示例を示す模式図である。コントローラ 21 は、内視鏡 10 の先端部分を動かさないように保持すべき旨の文字情報と、撮像開始から撮像終了までを視覚的に示すスライダとを含む画面を生成し、生成した画面のデータを出力インタフェース 26 よりモニタ装置 30 へ出力することにより、図 9 に示すような画像を表示させる。

- [0080] コントローラ 21 は、内視鏡 10 の撮像部 12 により撮像された一連の撮像画像を取得する（ステップ S 102）。取得した一連の撮像画像は、例えばメモリ 22 に記憶される。
- [0081] コントローラ 21 は、一連の撮像画像から対応する部分領域を切り出し（ステップ S 103）、部分領域のそれぞれから合焦評価値を算出する（ステップ S 104）。合焦評価値の一例は、画像エントロピーである。
- [0082] コントローラ 21 は、算出した合焦評価値に基づき、最も合焦度合いが高い部分領域を特定する（ステップ S 105）。このとき、コントローラ 21 は、画像エントロピーが最小となる合焦位置を求め、求めた合焦位置に最も近い合焦面にて撮像された撮像画像を、最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像として特定する。
- [0083] 次いで、コントローラ 21 は、最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像が撮像されたときの撮像条件（例えば、焦点距離など）を用いて、部分領域に対応する被写体上の領域までの距離を算出する（ステップ S 106）。コントローラ 21 は、算出した距離をその部分領域における距離としてメモリ 22 に記憶させる。
- [0084] 次いで、コントローラ 21 は、撮像画像の全領域について距離を算出したか否かを判断する（ステップ S 107）。距離を算出していない領域が存在する場合（S 107：NO）、コントローラ 21 は、算出対象の部分領域を再設定し、処理をステップ S 103 へ戻す。
- [0085] 撮像画像の全領域について距離が算出された場合（S 107：YES）、被写体に対する距離情報が得られる。すなわち、コントローラ 21 は、撮像画像の各部分領域に対応付けて距離を記憶させることにより、被写体に対する距離情報を生成する（ステップ S 108）。
- [0086] 次いで、コントローラ 21 は、腫瘍などの病変部に該当する可能性がある特徴領域を撮像画像から抽出する（ステップ S 109）。コントローラ 21 は、例えば、特許第 6125740 号明細書で開示されている手法などの公知の手法を用いて特徴領域を抽出することができる。

[0087] 次いで、コントローラ 21 は、ステップ S 108 で生成した距離情報を用いて、特徴領域に関する特徴パラメータを補正する（ステップ S 110）。このとき、コントローラ 21 は、特徴領域に関するパラメータとして、特徴領域の面積を補正してもよく、画素値を補正してもよい。特徴領域の面積を補正する場合、コントローラ 21 は、特徴領域に対応する被写体までの距離が遠い程、見かけ上の面積が大きくなるように補正し、特徴領域に対応する被写体までの距離が短い程、見かけ上の面積が小さくなるように補正すればよい。また、特徴領域の画素値を補正する場合、コントローラ 21 は、特徴領域に対応する被写体までの距離が遠い程、特徴領域の画像が明るくなるように画素値を補正し、特徴領域に対応する被写体までの距離が短い程、特徴領域の画像が暗くなるように画素値を補正すればよい。

[0088] 次いで、コントローラ 21 は、特徴パラメータを補正して得られる内視鏡画像を学習モデル 100 へ入力し（ステップ S 111）、学習モデル 100 による演算結果を取得する（ステップ S 112）。学習モデル 100 がプロセッサ装置 20 のメモリ 22 に記憶されている場合、コントローラ 21 は、内視鏡画像の画像データを学習モデル 100 の入力層 101 に入力し、中間層 102 を用いた演算を実行することにより、出力層 103 から演算結果を取得すればよい。また、学習モデル 100 が外部サーバに記憶されている場合、特徴パラメータを補正して得られる内視鏡画像の画像データを通信インタフェース 27 より外部サーバへ送信し、外部サーバにより実行された学習モデル 100 による演算結果を通信により取得すればよい。

[0089] コントローラ 21 は、学習モデル 100 による演算結果に基づき、診断支援情報を生成し（ステップ S 113）、生成した診断支援情報を出力インタフェース 26 より出力することにより（ステップ S 114）、操作者に対する診断支援を行う。

[0090] 以上のように、本実施の形態では、被写体に対する距離情報に基づき特徴領域における特徴パラメータを補正することが可能である。また、特徴パラメータが補正された内視鏡画像を用いて学習モデル 100 による演算を実行

するので、学習モデル 100 による推定精度を向上させることができる。

[0091] 本実施の形態では、合焦度合いを評価する評価値として、画像エントロピーを用いたが、他の評価値を用いてもよい。例えば、画像エントロピーに代えて、画像先鋭度を用いてもよく、以下の数 3 で表されるようなコントラスト量 $C(v)$ を用いてもよい。

[0092] [数 3]

$$C(v) = \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N (|Gnor(i, j, v) - Gnor(i-1, j, v)|^n + |Gnor(i, j, v) - Gnor(i, j-1, v)|^n + |Gnor(i, j, v) - Gnor(i+1, j, v)|^n + |Gnor(i, j, v) - Gnor(i, j+1, v)|^n)$$

ただし、 n は自然数。

[0093] なお、画像先鋭度やコントラスト量は、その値が小さい程、合焦の度合いが低く、その値が大きい程、合焦の度合いが高くなるような評価値であるため、これらの評価値を用いる場合、コントローラ 21 は、画像先鋭度又はコントラスト量が最も大きくなるような部分領域を特定すればよい。

[0094] (実施の形態 2)

実施の形態 2 では、撮像時に明るさを変更する構成について説明する。

[0095] 図 10 は実施の形態 2 における被写体の撮像手順を説明する説明図である。プロセッサ装置 20 のコントローラ 21 は、内視鏡 10 のドライバ回路 120 を制御することにより、撮像素子 124 と正対する多数の合焦面にてピントを合わせて被写体を撮像させると共に、光源部 24 を制御することにより、撮像時の明るさ（光量）を段階的に変化させる。合焦位置を異ならせて撮像する枚数は、実施の形態 1 と同様に例えば 50 枚程度である。また、明るさについては、2～5 段階程度に変化させればよい。

[0096] 例えば、撮像部 12 により、 $Z = Z_1$ で示される位置の合焦面にてピントを合わせ、光源部 24 により、明るさを $L_1, L_2, \dots, L_k$ のように段階的に変化させて被写体を撮像する。ここで、 $L_1, L_2, \dots, L_k$ は、明るさを表す指標値（例えば照度）である。 k は例えば 2～5 の整数値である。

明るさは、 $L_1, L_2, \dots, L_k$ の順に明るくしてもよく、 $L_1, L_2, \dots, L_k$ の順に暗くしてもよい。得られた撮像画像はドライバ回路120を介してプロセッサ装置20へ出力される。 $Z = Z_1$ で示される位置は、例えば、撮像部12の焦点距離が最小となる位置に相当する。明るさを変化させる間、内視鏡10の先端部分は動かないように保持されており、撮像部12の位置に変動はないものとする。

[0097] 次いで、撮像部12は、合焦面の位置を Z_1 から Z_2 ($Z_2 > Z_1$)に変更する。撮像部12は、 $Z = Z_2$ で示される位置の合焦面にてピントを合わせ、明るさを $L_1, L_2, \dots, L_k$ のように段階的に変化させて被写体を撮像する。得られた撮像画像はドライバ回路120を介してプロセッサ装置20へ出力される。合焦面の位置を Z_1 から Z_2 へ変化させる間、及び明るさを変更させる間、内視鏡10の先端部分は動かないように保持されており、撮像部12の位置に変動はないものとする。

[0098] その後、上述と同様の手順にて、合焦面の位置を $Z = Z_3, Z_4, \dots, Z_n$ (n は例えば50)で示される位置に順次ずらしながら、それぞれの合焦位置にて明るさを段階的に変化させて被写体を撮像する。得られた撮像画像はプロセッサ装置20へ出力される。ここで、 $Z = Z_n$ で示される位置は、例えば、撮像部12の焦点距離が最大となる位置に相当する。

[0099] プロセッサ装置20は、合焦位置及び明るさを異ならせて撮像された被写体の複数の撮像画像を撮像部12から取得し、取得した撮像画像から被写体に対する距離情報を生成する。距離情報の生成手法は、実施の形態1と同様である。すなわち、合焦位置及び明るさが異なる複数の撮像画像において対応する部分領域を切り出し、切り出した部分領域の合焦度合いを評価する手法を用いて、被写体に対する距離情報を生成すればよい。

[0100] また、プロセッサ装置20は、実施の形態1と同様の手順にて、生成した距離情報を用いて撮像画像における特徴領域の特徴パラメータを補正し、特徴パラメータが補正された内視鏡画像より、診断支援情報を生成することができる。

[0101] 以上のように、実施の形態2では、撮像時の明るさを段階的に変化させる構成であるため、画像が明る過ぎる（若しくは暗過ぎる）ことに起因して合焦度合いが適切に評価されない状況を回避できる。

[0102] なお、本実施の形態では、合焦位置を固定した状態にて明るさを変化させ、被写体を撮像する手順としたが、明るさを固定した状態にて合焦位置を変化させ、被写体を撮像する手順としてもよい。

[0103] （実施の形態3）

実施の形態3では、算出した距離に特異値が現れた場合、特異値を除去又は補正する構成について説明する。

[0104] 図11は実施の形態3におけるプロセッサ装置20が実行する処理の手順を説明するフローチャートである。プロセッサ装置20のコントローラ21は、実施の形態1と同様の手順にて、被写体に対する距離情報を取得する（ステップS301）。すなわち、コントローラ21は、合焦位置を異ならせて撮像された一連の撮像画像から部分領域を切り出し、部分領域のそれぞれについて合焦度合いを評価することにより、部分領域に対応する被写体上の領域までの距離を算出する。コントローラ21は、撮像画像の全領域について距離を算出することにより、被写体に対する距離情報を生成する。

[0105] 次いで、コントローラ21は、距離情報に特異点が含まれているか否かを判断する（ステップS302）。例えば、コントローラ21は、算出した距離の平均値を計算し、平均値より所定値（例えば標準偏差の3倍）以上乖離している点が存在する場合、特異点が含まれると判断することができる。

[0106] 特異点が含まれると判断した場合（S302：YES）、コントローラ21は、特異点を除去又は補正する（ステップS303）。このとき、コントローラ21は、特異点に該当する距離の値を削除することにより、特異点を除去してもよい。また、コントローラ21は、特異点の近傍において算出した距離を用いて、特異点における距離を推定し、推定した距離をその特異点における距離として書き換えることによって、特異値を補正してもよい。更に、コントローラ21は、明るさを変更して撮像し直すことにより、特異点

における距離を再度算出してもよい。

[0107] ステップS 2 0 3において特異点が含まれないと判断した場合（S 3 0 2 : N O）、または、ステップS 3 0 3において特異点を除去又は補正した場合、コントローラ 2 1 は、本フローチャートによる処理を終了する。

[0108] 以上のように、本実施の形態では、距離情報から特異点を除去又は補正できるので、特徴量における特徴パラメータを適切に補正できる。

[0109] （実施の形態 4）

実施の形態 4 では、被写体までの距離に応じて内視鏡画像の明るさを変更する手法について説明する。

[0110] 内視鏡 1 0 では、奥行きの深い所には光源部 2 4 から照射される光が十分に届かない可能性がある。このため、内視鏡 1 0 から得られる撮像画像では、被写体までの距離が短い程、対応する画像領域の明度は相対的に高く、被写体までの距離が長い程、対応する画像領域の明度は相対的に低くなる傾向にある。そこで、コントローラ 2 1 は、被写体までの距離に応じて、明度を変更する処理を実行する。なお、被写体までの距離は、実施の形態 1 と同様の手法にて算出すればよい。

[0111] 被写体までの距離が r である画素の画素値を (R, G, B) としたとき、コントローラ 2 1 は、例えば、 $R' = R + n(r)$ 、 $G' = G + n(r)$ 、 $B' = B + n(r)$ により、画素値を補正する。ここで、 $n(r)$ は、正の整数であり、 $0 \leq r < r_1$ のとき 0、 $r_1 \leq r < r_2$ のとき 1、 $r_2 \leq r < r_3$ のとき 2、…といったように、距離 r に応じて段階的に増加するように設定される。コントローラ 2 1 は、関数を用いて画素値を補正してもよく、テーブルを用いて画素値を補正してもよい。コントローラ 2 1 は、内視鏡 1 0 から得られる撮像画像に含まれる全ての画素、若しくは特定の領域に含まれる画素に対して上記の補正を施す。

[0112] このような補正により、 r が大きくなる程（すなわち被写体までの距離が長くなる程）、明度が高くなるように、内視鏡画像を補正することができる。

[0113] なお、コントローラ 21 は、明度に対して閾値を設定し、設定した閾値より低い画素についてのみ上記の補正を施してもよい。更に、上記では明度を補正する構成としたが、輝度を補正する構成としてもよい。例えば、コントローラ 21 は、RGB 成分を YUV 成分に変換し、Y 成分の値を距離 r に応じて補正する処理を行ってもよい。

[0114] 以上のように、実施の形態 4 では、奥行きが深い観察領域においても違和感なく明るい表示が可能となり、病変部の見落としが軽減される。

[0115] (実施の形態 5)

実施の形態 5 では、内視鏡画像を立体表示する構成について説明する。

[0116] 図 12 は実施の形態 5 における表示例を説明する説明図である。実施の形態 1 において説明したように、コントローラ 21 は、被写体までの距離を算出することができる。図 12 の例は、被写体までの距離が相対的に短い領域 R1 と、被写体までの距離が相対的に長い領域 R2 との 2 つの領域を含んだ内視鏡画像を示している。図 12 の上図に示すように領域 R1 及び R2 が正面から撮像された場合、操作者は内視鏡画像において領域 R1 及び領域 R2 を区別して認識することは困難である。

[0117] そこで、コントローラ 21 は、被写体までの距離情報を利用して、内鏡画像を立体表示する。具体的には、コントローラ 21 は、距離情報に基づき、アイソメトリック法、ダイメトリック法、トリメトリック法などの手法を用いて内視鏡画像を立体的に描画することにより、立体表示を行う。

[0118] 図 12 の下図は、アイソメトリック法で立体的に描画した画像を示している。領域 R1 は被写体までの距離が相対的に短く、領域 R2 は被写体までの距離が相対的に長い領域を示しているため、立体的に描画した場合、領域 R1 は領域 R2 から隆起した領域として描画される。隆起した部分の高さは、領域 R2 までの距離と領域 R1 までの距離との差に対応する。このような立体画像が表示されることにより、操作者は領域 R1 の存在を明確に認識することができる。

[0119] 以上のように、実施の形態 5 では、距離情報に基づき内視鏡画像を立体表

示することにより、隆起した部位の高さを含めてその存在を示すことができるので、病変部の見落としが軽減される。

[0120] 今回開示された実施の形態は、全ての点で例示であって、制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上述した意味ではなく、請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味及び範囲内での全ての変更が含まれることが意図される。

符号の説明

[0121] 1 0 内視鏡
1 1 内視鏡挿入部
1 1 a 可撓管
1 1 b 湾曲部
1 2 撮像部
1 3 操作部
1 4 ユニバーサルコード
1 5 スコープコネクタ
2 0 プロセッサ装置
2 1 コントローラ
2 2 メモリ
2 3 操作パネル
2 4 光源部
2 5 画像処理部
2 6 出力インタフェース
2 7 通信インタフェース
3 0 モニタ装置
1 0 0 学習モデル
M 記録媒体

請求の範囲

- [請求項1] 内視鏡と、該内視鏡から得られる撮像画像を処理するプロセッサ装置とを備える内視鏡システムであって、
- 前記内視鏡は、
- 被写体を撮像する撮像部と、
- 前記被写体上の合焦位置を前記撮像部の光軸方向に沿って変更すべく、前記撮像部の焦点距離を変更する焦点距離変更部と
- を備え、
- 前記プロセッサ装置は、
- 前記被写体について合焦位置を異ならせて撮像された複数の撮像画像を前記撮像部から取得する画像取得部と、
- 取得した複数の撮像画像間で対応する部分領域の夫々について、合焦度合いを表す評価値を算出する評価値算出部と、
- 算出した各部分領域の評価値に基づき、前記複数の撮像画像の中で最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像を特定する特定部と
- 、
- 前記撮像画像が撮像された際の撮像条件に基づき、前記部分領域に対応する前記被写体上の領域について距離を算出する距離算出部と、
- 前記被写体上の複数の領域について前記距離を算出することにより
- 、前記被写体に対する距離情報を生成する距離情報生成部と、
- 前記撮像画像から特徴領域を抽出する抽出部と、
- 前記距離情報生成部にて生成した距離情報と、前記抽出部が抽出した特徴領域に関する特徴パラメータとに基づき、前記被写体に対する診断支援情報を生成する診断支援部と、
- 該診断支援部が生成した診断支援情報を出力する出力部と
- を備える内視鏡システム。
- [請求項2] 前記被写体に照射すべき光を発する光源と、
- 前記光源が発する光の光量を制御する光源制御回路と

を更に備え、

前記画像取得部は、前記被写体に関して合焦位置と光量とを異ならせて撮像された複数の撮像画像を取得し、

前記評価値算出部は、合焦位置と光量とが異なる複数の撮像画像間に対応する部分領域の夫々について、合焦度合いを表す評価値を算出する

請求項 1 に記載の内視鏡システム。

[請求項3]

前記プロセッサ装置は、

前記距離算出部が算出した距離から特異値を検出する検出部を備え、

前記距離情報生成部は、前記検出部が検出した特異値を除去又は補正した距離情報を生成する

請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡システム。

[請求項4]

前記診断支援部は、前記撮像画像の入力に応じて、病変の有無に関する推定結果を出力するように構成された学習モデルを用いて、前記被写体に対する診断支援情報を生成する

請求項 1 から請求項 3 の何れか 1 つに記載の内視鏡システム。

[請求項5]

前記診断支援部は、前記距離情報に基づき前記特徴パラメータを補正することにより得られる撮像画像を前記学習モデルへ入力する

請求項 4 に記載の内視鏡システム。

[請求項6]

前記評価値は、前記部分領域における画像エントロピー、画像先鋭度、及びコントラスト量の何れか 1 つを含む

請求項 1 から請求項 4 の何れか 1 つに記載の内視鏡システム。

[請求項7]

前記プロセッサ装置は、

前記画像取得部が取得すべき複数の撮像画像を前記撮像部にて撮像している間、撮像中であることを示す情報を報知する報知部

を備える請求項 1 から請求項 6 の何れか 1 つに記載の内視鏡システム。

- [請求項8] 前記プロセッサ装置は、
前記距離情報に基づき、前記撮像画像を構成する画素の画素値を補正する補正部
を備える請求項1から請求項7の何れか1つに記載の内視鏡システム。
- [請求項9] 前記プロセッサ装置は、
前記撮像画像を立体表示すべく、前記撮像画像を前記距離情報に基づいて変換する画像変換部
を備える請求項1から請求項8の何れか1つに記載の内視鏡システム。
- [請求項10] 被写体を撮像する撮像部と、前記被写体上の合焦位置を前記撮像部の光軸方向に沿って変更すべく、前記撮像部の焦点距離を変更する焦点距離変更部とを備える内視鏡に接続され、該内視鏡から得られる複数の撮像画像を処理するプロセッサ装置であって、
前記被写体について合焦位置を異ならせて撮像された複数の撮像画像を前記撮像部から取得する画像取得部と、
取得した複数の撮像画像間で対応する部分領域の夫々について、合焦度合いを表す評価値を算出する評価値算出部と、
算出した各部分領域の評価値に基づき、前記複数の撮像画像の中で最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像を特定する特定部と、
前記撮像画像が撮像された際の撮像条件に基づき、前記部分領域に対応する前記被写体上の領域について距離を算出する距離算出部と、
前記被写体上の複数の領域について前記距離を算出することにより、前記被写体に対する距離情報を生成する距離情報生成部と、
前記撮像画像から特徴領域を抽出する抽出部と、
前記距離情報生成部にて生成した距離情報と、前記抽出部が抽出した特徴領域に関する特徴パラメータとに基づき、前記被写体に対する

診断支援情報を生成する診断支援部と、

該診断支援部が生成した診断支援情報を出力する出力部と
を備えるプロセッサ装置。

[請求項11]

内視鏡の撮像部から、被写体上の合焦位置を異ならせて撮像された
複数の撮像画像を取得し、

取得した複数の撮像画像間で対応する部分領域の夫々について、合
焦度合いを表す評価値を算出し、

算出した各部分領域の評価値に基づき、前記複数の撮像画像の中で
最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像を特定し、

前記撮像画像が撮像された際の撮像条件に基づき、前記部分領域に
対応する前記被写体上の領域について距離を算出し、

前記被写体上の複数の領域について前記距離を算出することにより
、前記被写体に対する距離情報を生成し、

前記撮像画像から特徴領域を抽出し、

前記前記被写体の距離情報と、前記特徴領域に関する特徴パラメー
タとに基づき、前記被写体に対する診断支援情報を生成し、

生成した診断支援情報を出力する

診断支援方法。

[請求項12]

コンピュータに、

内視鏡の撮像部から、被写体上の合焦位置を異ならせて撮像された
複数の撮像画像を取得し、

取得した複数の撮像画像間で対応する部分領域の夫々について、合
焦度合いを表す評価値を算出し、

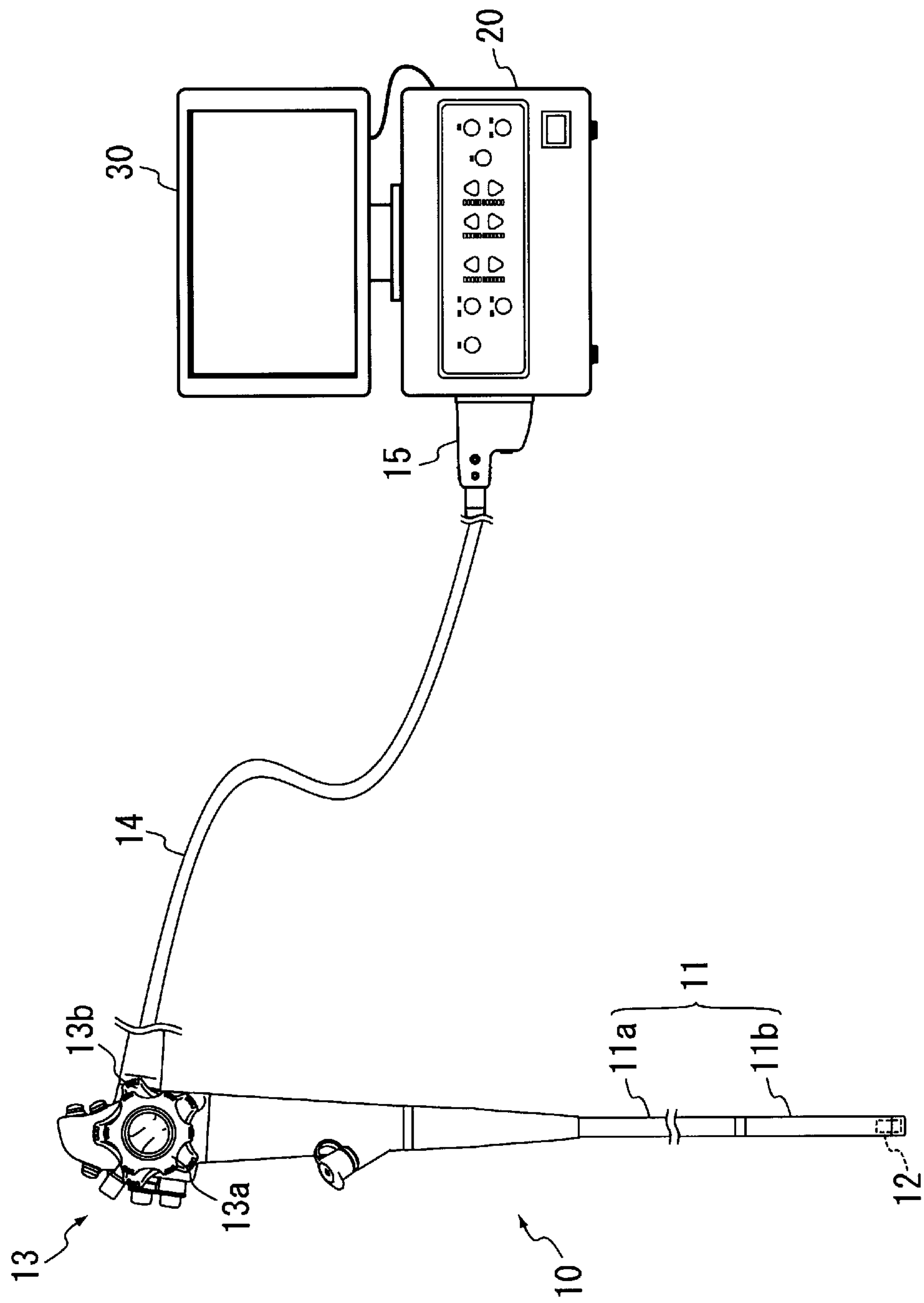
算出した各部分領域の評価値に基づき、前記複数の撮像画像の中で
最も合焦度合いが高い部分領域を有する撮像画像を特定し、

前記撮像画像が撮像された際の撮像条件に基づき、前記部分領域に
対応する前記被写体上の領域について距離を算出し、

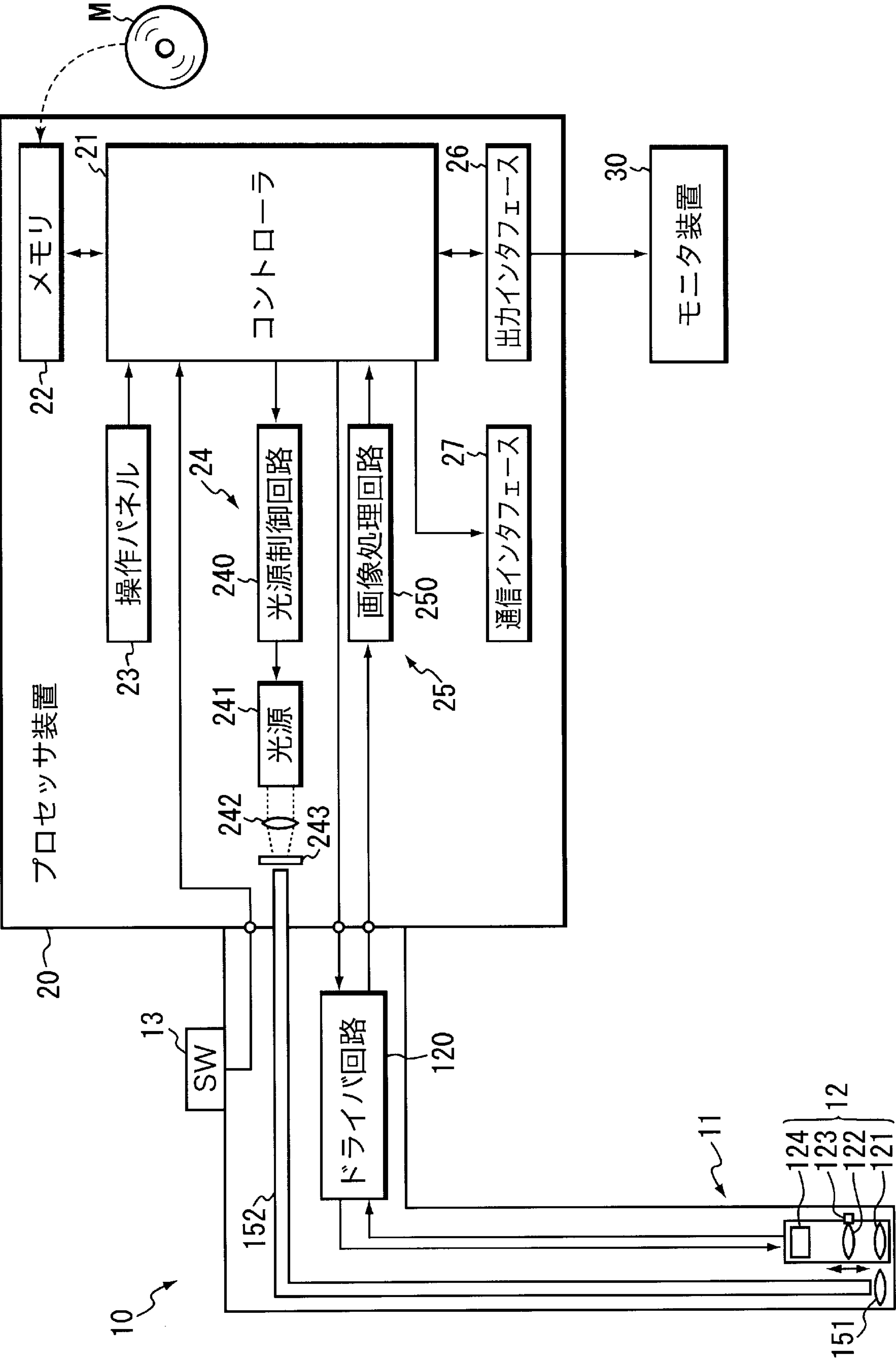
前記被写体上の複数の領域について前記距離を算出することにより

、前記被写体に対する距離情報を生成し、
前記撮像画像から特徴領域を抽出し、
前記前記被写体の距離情報と、前記特徴領域に関する特徴パラメータとに基づき、前記被写体に対する診断支援情報を生成し、
生成した診断支援情報を出力する
処理を実行させるためのコンピュータプログラム。

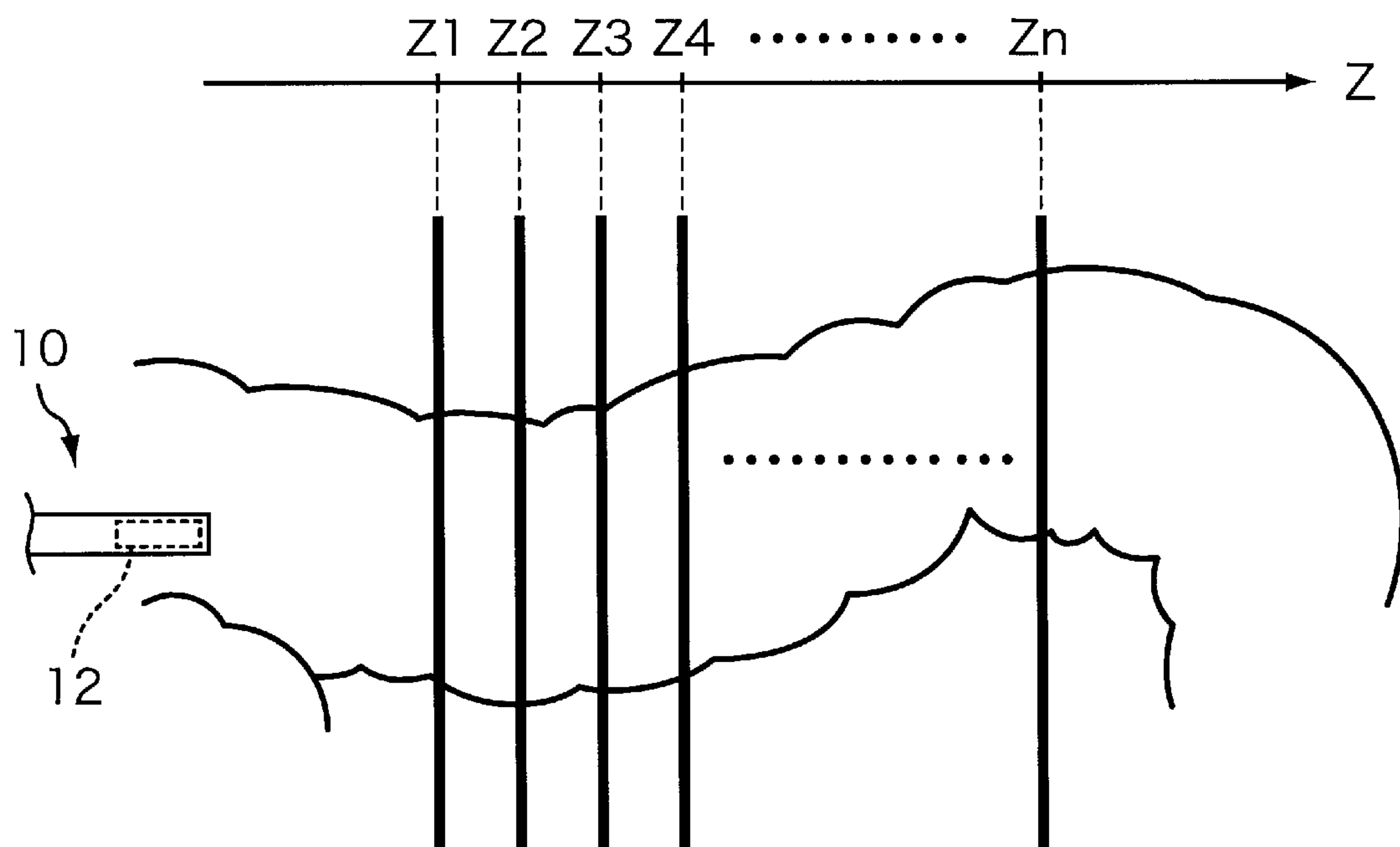
[図1]



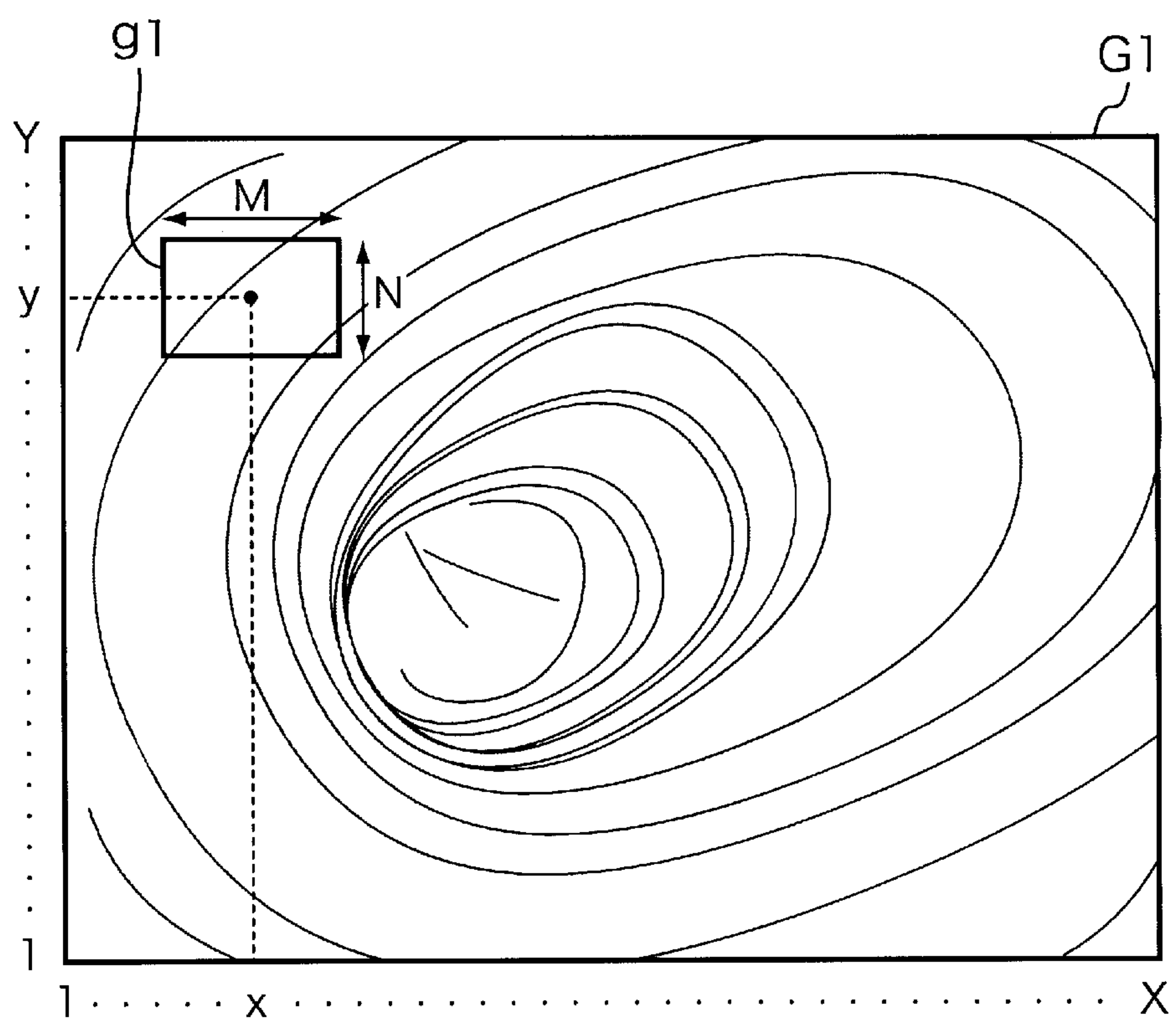
[図2]



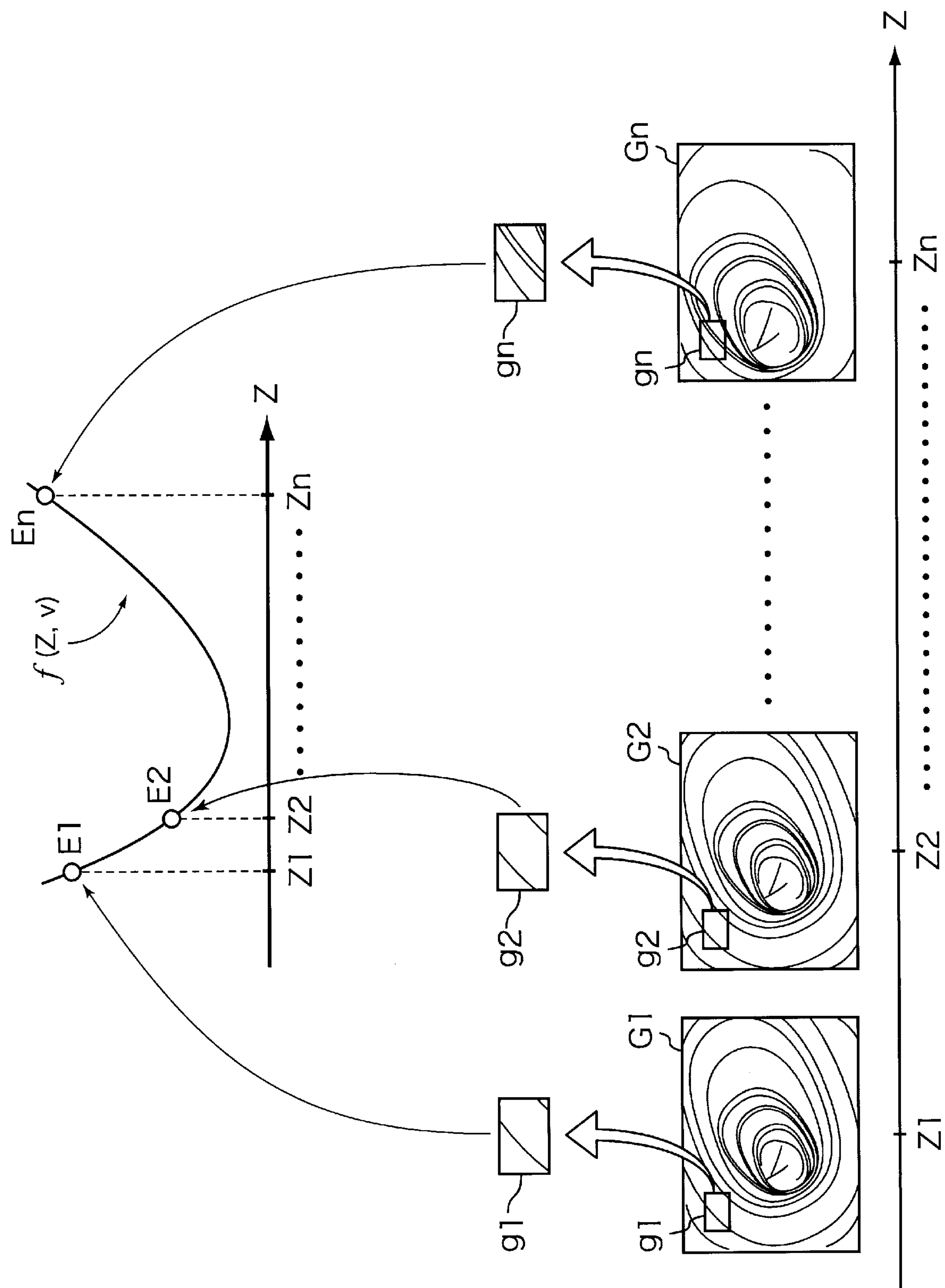
[図3]



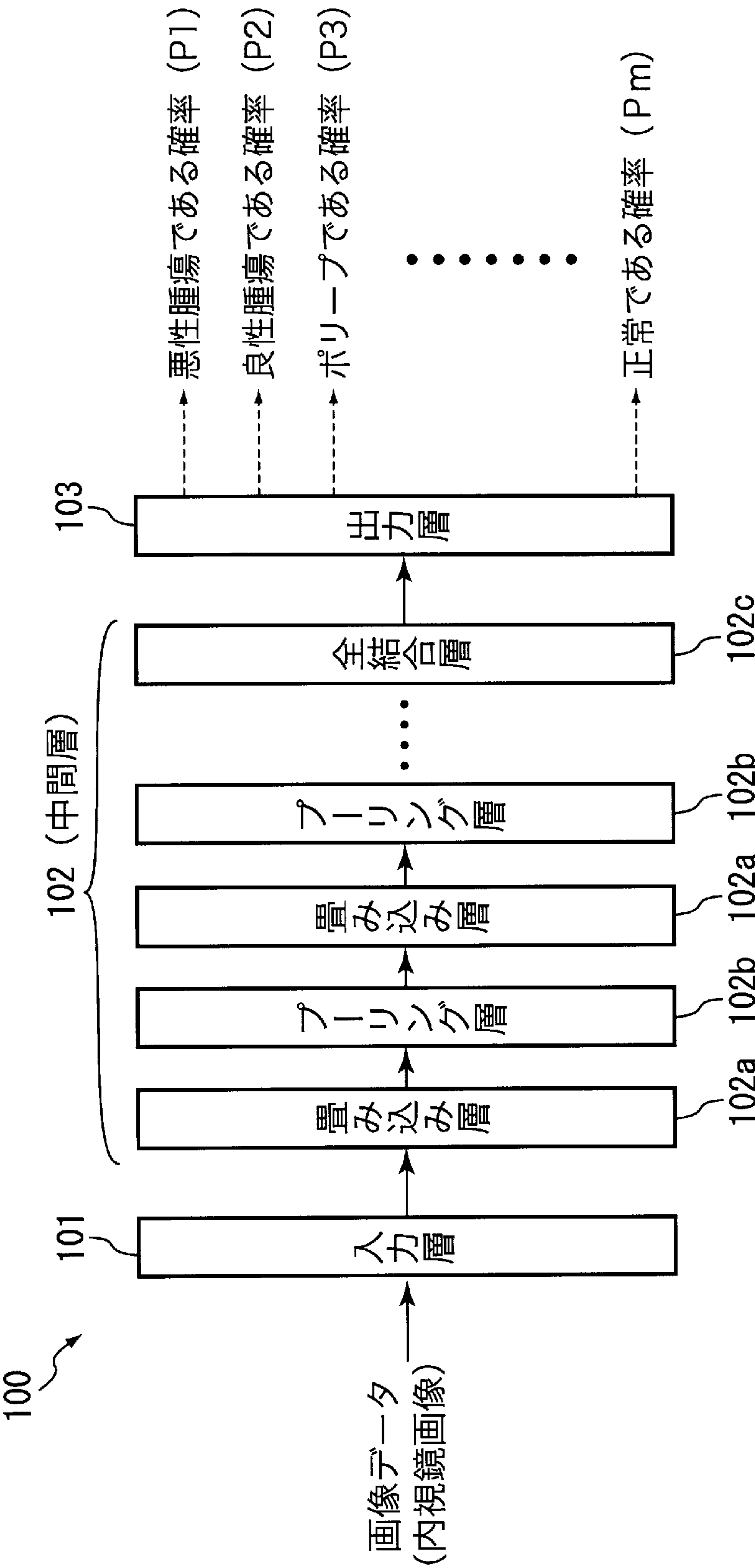
[図4]



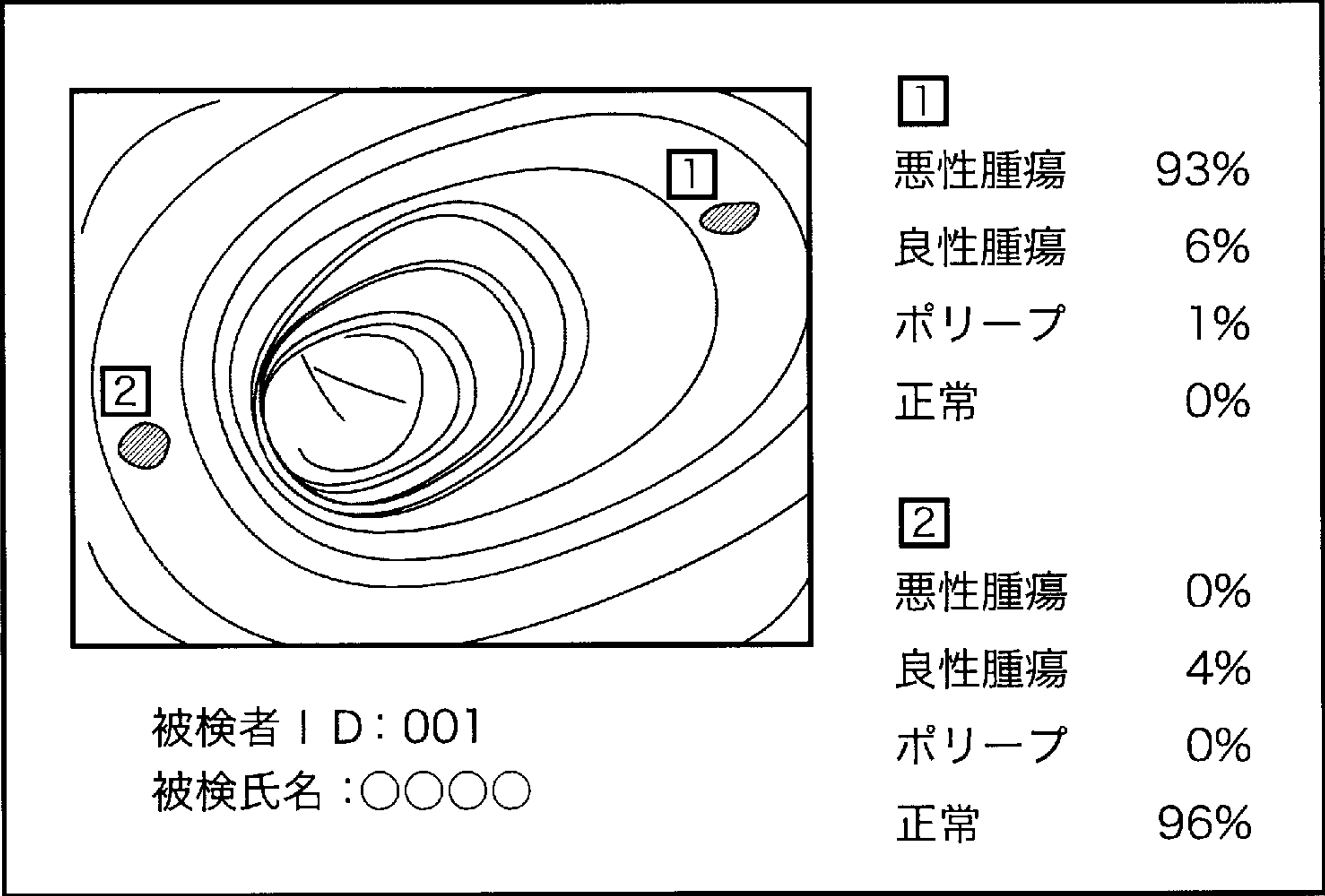
[図5]



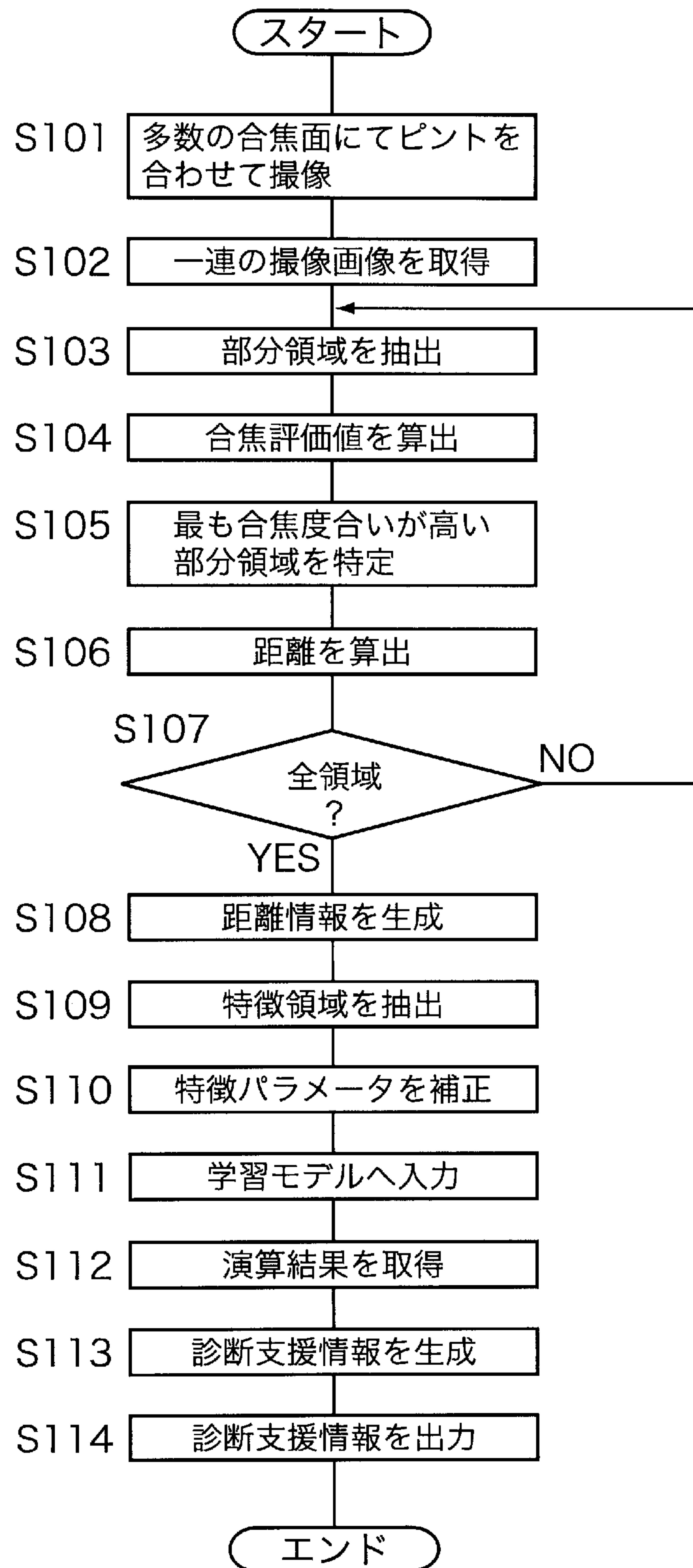
[図6]



[図7]



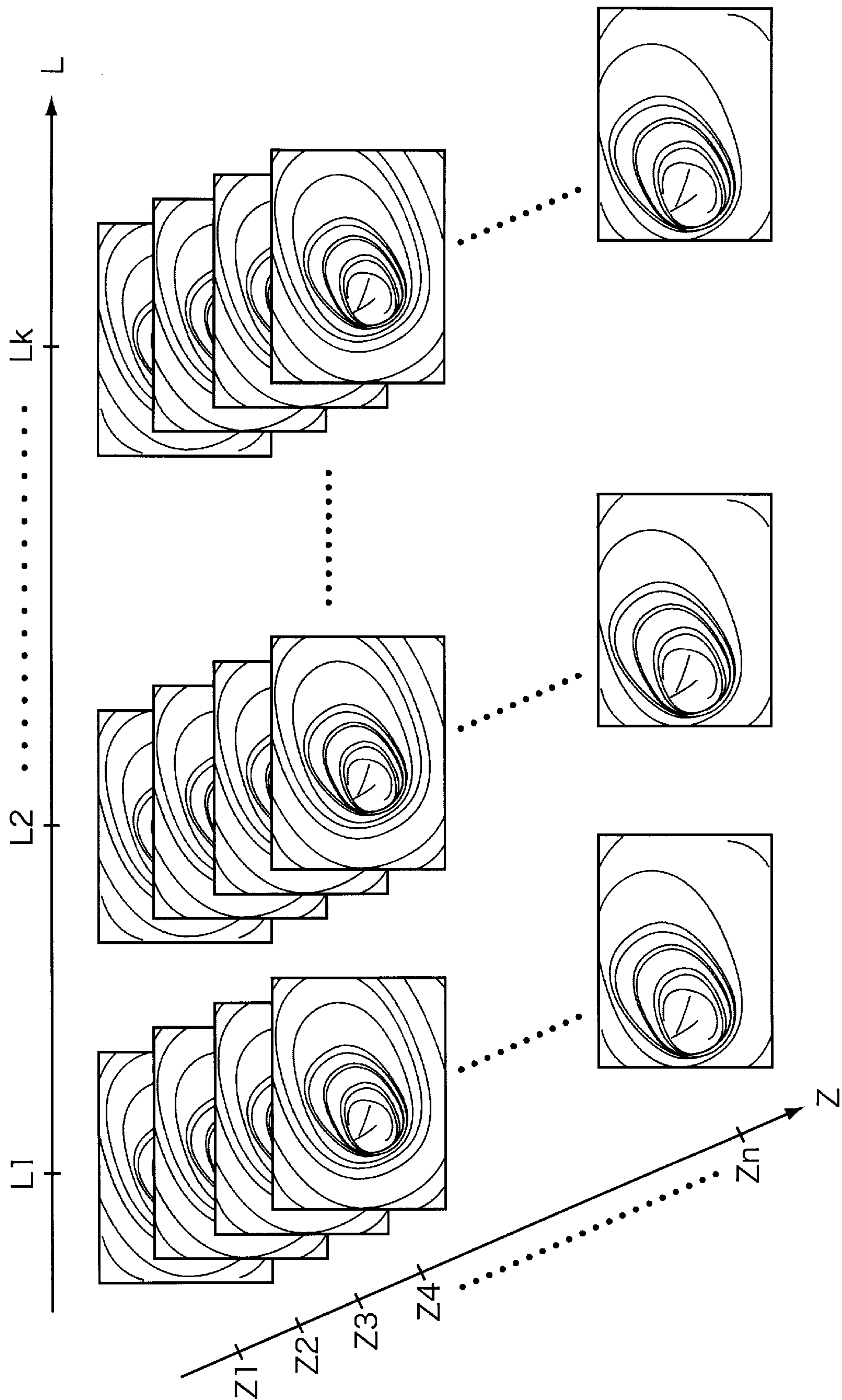
[図8]



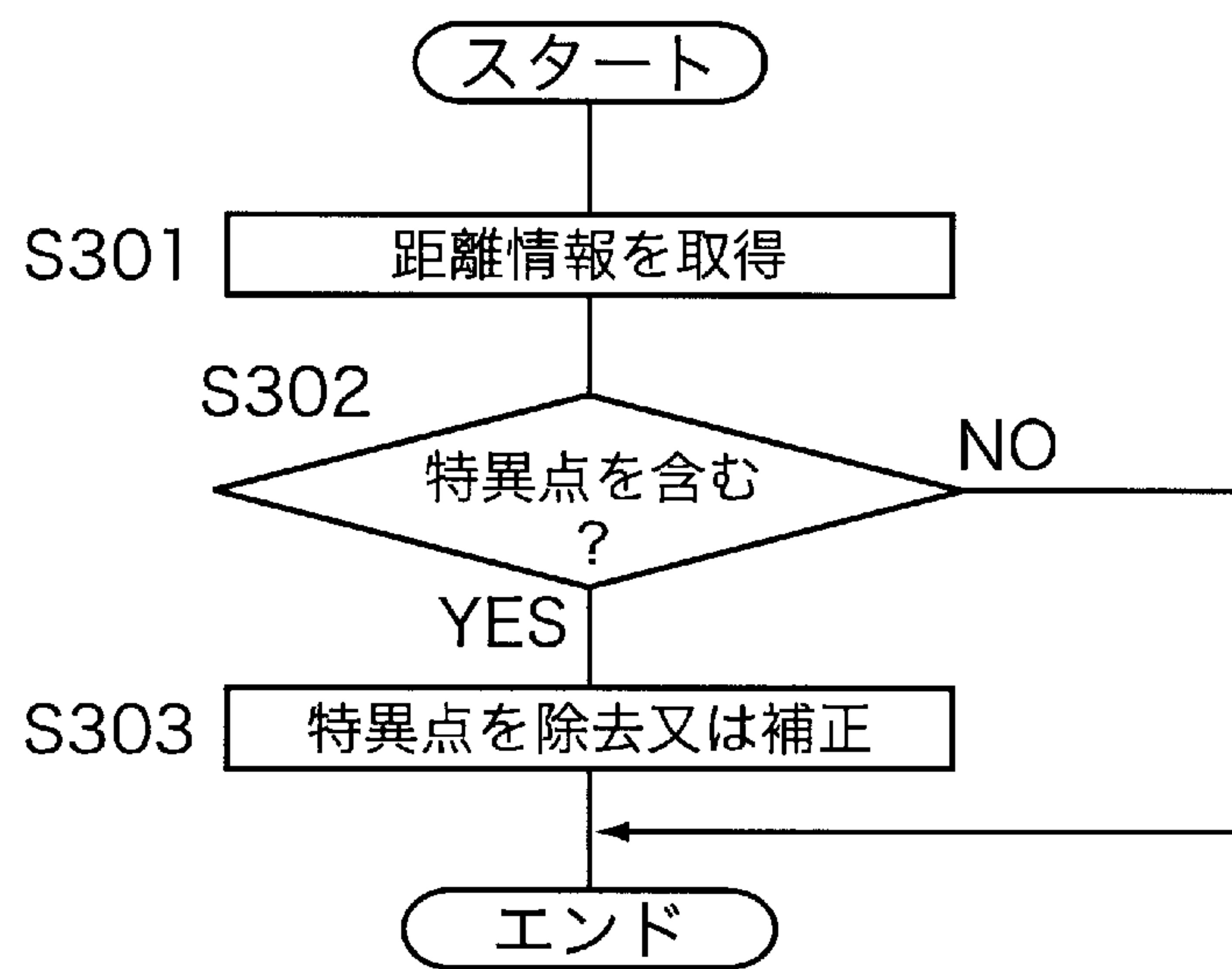
[図9]



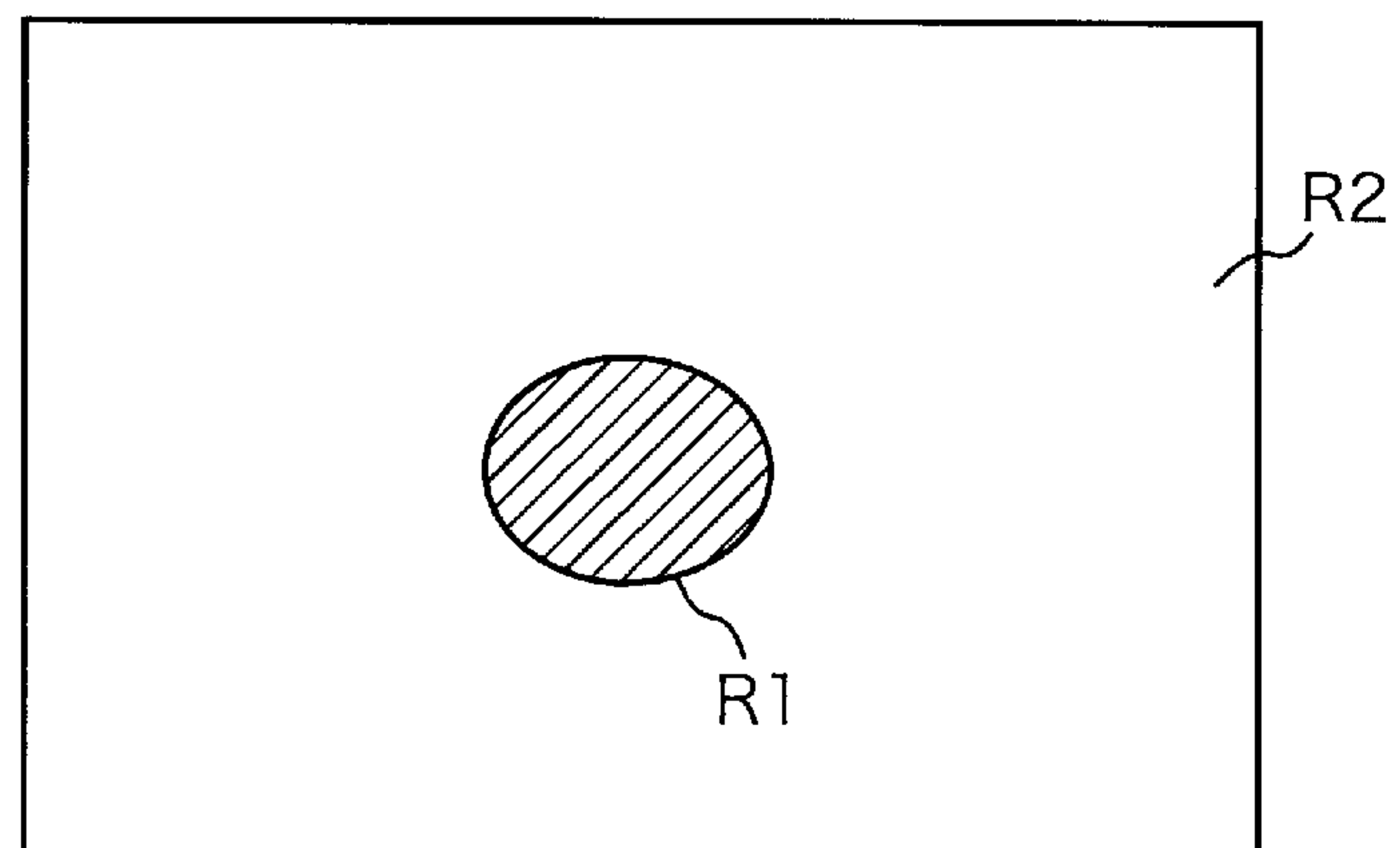
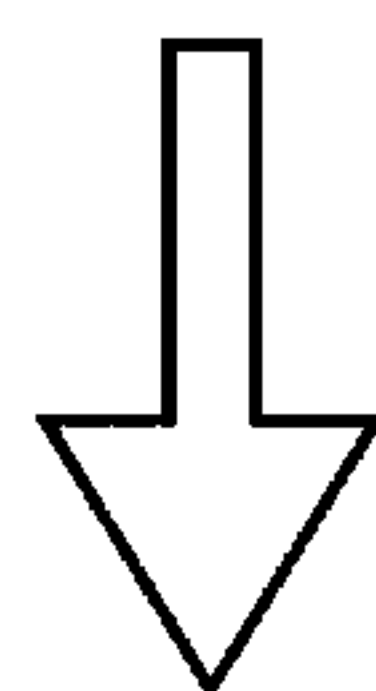
[図10]



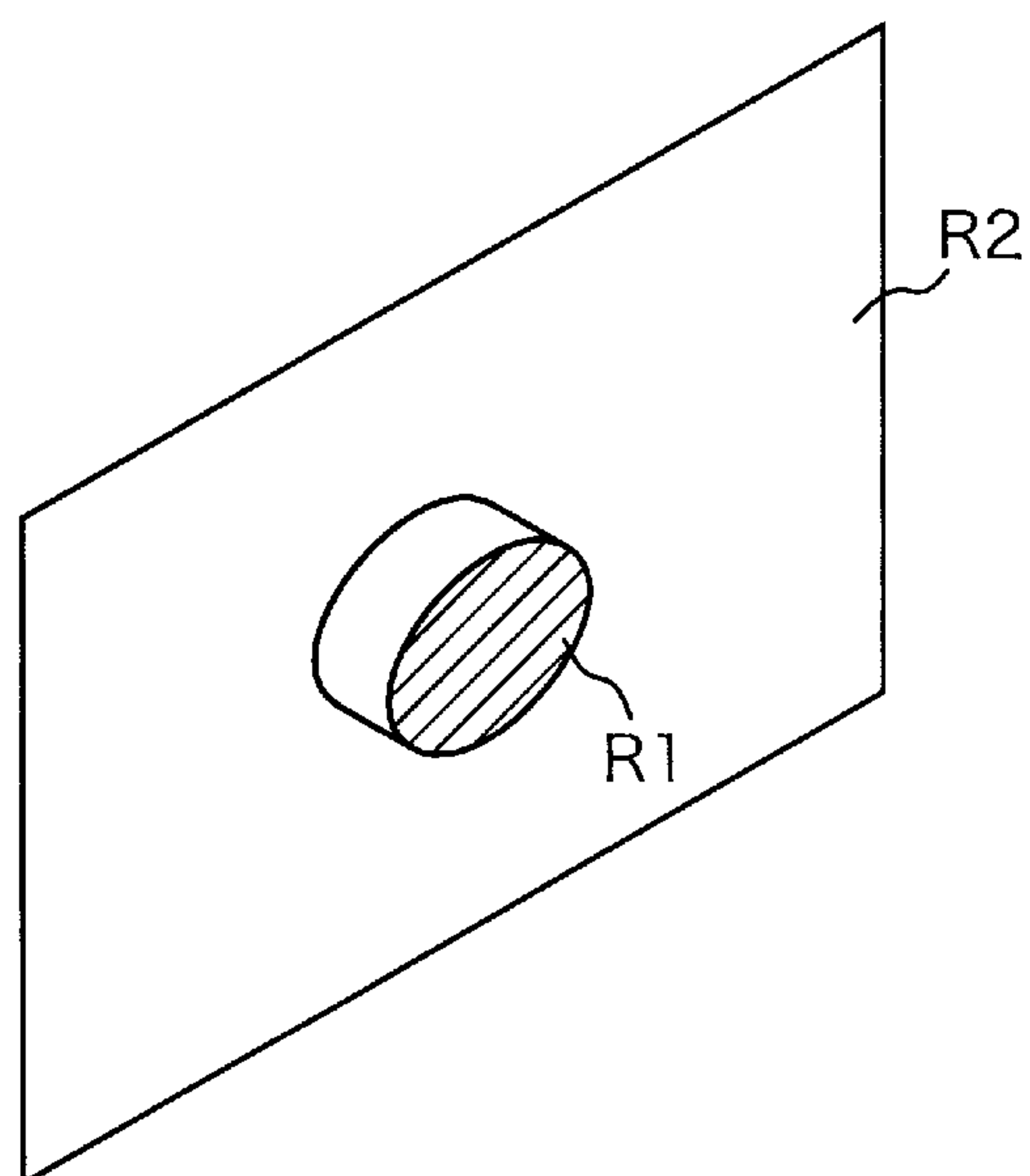
[図11]



[図12]



立体表示



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2021/000217

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G02B 23/24(2006.01)i; A61B 1/00(2006.01)i; A61B 1/045(2006.01)i; H04N7/18(2006.01)i FI: A61B1/00 553; A61B1/045 618; A61B1/045 615; A61B1/00 735; H04N7/18 M; G02B23/24 B 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) A61B1/00; 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 1971-2021 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.
Y	WO 2017/090166 A1 (OLYMPUS CORP.) 01 June 2017 (2017-06-01) paragraphs [0046]-[0048], [0054]	1-12
Y	JP 11-337845 A (MITSUBISHI ELECTRIC CORP.) 10 December 1999 (1999-12-10) paragraphs [0036], [0046]-[0048]	1-12
Y	JP 2012-95828 A (OLYMPUS CORP.) 24 May 2012 (2012-05-24) paragraphs [0007], [0009]	2-9
Y	JP 2015-96812 A (CANON INC.) 21 May 2015 (2015-05-21) paragraphs [0015], [0048]	3-9
Y	JP 8-110563 A (CANON INC.) 30 April 1996 (1996-04-30) paragraph [0011]	7-9
<div>☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.</div> <div>☒ See patent family annex.</div>		
<div><div><div>* Special categories of cited documents:</div><div><div>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</div><div>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</div><div>"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)</div><div>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</div><div>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</div></div><div><div>"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</div><div>"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</div><div>"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</div><div>"&" document member of the same patent family</div></div></div></div>		
Date of the actual completion of the international search 10 February 2021 (10.02.2021)		Date of mailing of the international search report 16 March 2021 (16.03.2021)
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/JP2021/000217

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 2014-161355 A (OLYMPUS CORP.) 08 September 2014 (2014-09-08) paragraphs [0045]-[0046]	8-9
A	JP 2002-65581 A (FUJI PHOTO FILM CO., LTD.) 05 March 2002 (2002-03-05) paragraphs [0015]-[0016]	1-12
A	JP 2012-39255 A (OLYMPUS CORP.) 23 February 2012 (2012-02-23) claim 1, paragraph [0136]	1-12
A	WO 2016/088186 A1 (OLYMPUS CORP.) 09 June 2016 (2016-06-09) paragraphs [0116]-[0120]	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2021/000217

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
WO 2017/090166 A1	01 Jun. 2017	US 2018/0296064 A1 paragraphs [0081]- [0084], [0091] CN 108601509 A (Family: none)	
JP 11-337845 A	10 Dec. 1999	US 2012/0105612 A1 paragraphs [0005]- [0006], [0036]	
JP 2012-95828 A	24 May 2012	US 2015/0139534 A1 paragraphs [0028], [0061] (Family: none)	
JP 2015-96812 A	21 May 2015	(Family: none)	
JP 8-110563 A	30 Apr. 1996	(Family: none)	
JP 2014-161355 A	08 Sep. 2014	(Family: none)	
JP 2002-65581 A	05 Mar. 2002	(Family: none)	
JP 2012-39255 A	23 Feb. 2012	US 2012/0033105 A1 claim 1, paragraph [0189]	
WO 2016/088186 A1	09 Jun. 2016	US 2017/0265725 A1 paragraphs [0148]- [0152] CN 107005646 A	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2021/000217
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） G02B 23/24(2006.01)i; A61B 1/00(2006.01)i; A61B 1/045(2006.01)i; H04N 7/18(2006.01)i FI: A61B1/00 553; A61B1/045 618; A61B1/045 615; A61B1/00 735; H04N7/18 M; G02B23/24 B		
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）） A61B1/00; 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 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
Y	WO 2017/090166 A1（オリンパス株式会社）01.06.2017（2017 - 06 - 01） [0046]-[0048], [0054]	1-12
Y	JP 11-337845 A（三菱電機株式会社）10.12.1999（1999 - 12 - 10） [0036], [0046]-[0048]	1-12
Y	JP 2012-95828 A（オリンパス株式会社）24.05.2012（2012 - 05 - 24） [0007], [0009]	2-9
Y	JP 2015-96812 A（キヤノン株式会社）21.05.2015（2015 - 05 - 21） [0015], [0048]	3-9
Y	JP 8-110563 A（キヤノン株式会社）30.04.1996（1996 - 04 - 30） [0011]	7-9
Y	JP 2014-161355 A（オリンパス株式会社）08.09.2014（2014 - 09 - 08） [0045]-[0046]	8-9
A	JP 2002-65581 A（富士写真フイルム株式会社）05.03.2002（2002 - 03 - 05） [0015]-[0016]	1-12
☒ 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 10.02.2021		国際調査報告の発送日 16.03.2021
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） 佐藤 秀樹 2Q 3154 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2012-39255 A (オリンパス株式会社) 23.02.2012 (2012 - 02 - 23) 請求項1, [0136]	1-12
A	WO 2016/088186 A1 (オリンパス株式会社) 09.06.2016 (2016 - 06 - 09) [0116]-[0120]	1-12

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO	2017/090166	A1	01.06.2017	US 2018/0296064 A1 [0081]-[0084], [0091] CN 108601509 A	
JP	11-337845	A	10.12.1999	(ファミリーなし)	
JP	2012-95828	A	24.05.2012	US 2012/0105612 A1 [0005]-[0006], [0036]	
JP	2015-96812	A	21.05.2015	US 2015/0139534 A1 [0028], [0061]	
JP	8-110563	A	30.04.1996	(ファミリーなし)	
JP	2014-161355	A	08.09.2014	(ファミリーなし)	
JP	2002-65581	A	05.03.2002	(ファミリーなし)	
JP	2012-39255	A	23.02.2012	US 2012/0033105 A1 Claim1, [0189]	
WO	2016/088186	A1	09.06.2016	US 2017/0265725 A1 [0148]-[0152] CN 107005646 A	