

(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
2025年2月6日(06.02.2025)



(10) 国際公開番号

WO 2025/027815 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/045 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2023/028220

(22) 国際出願日: 2023年8月2日(02.08.2023)

(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: オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 窪田 明広 (KUBOTA Akihiro); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP).

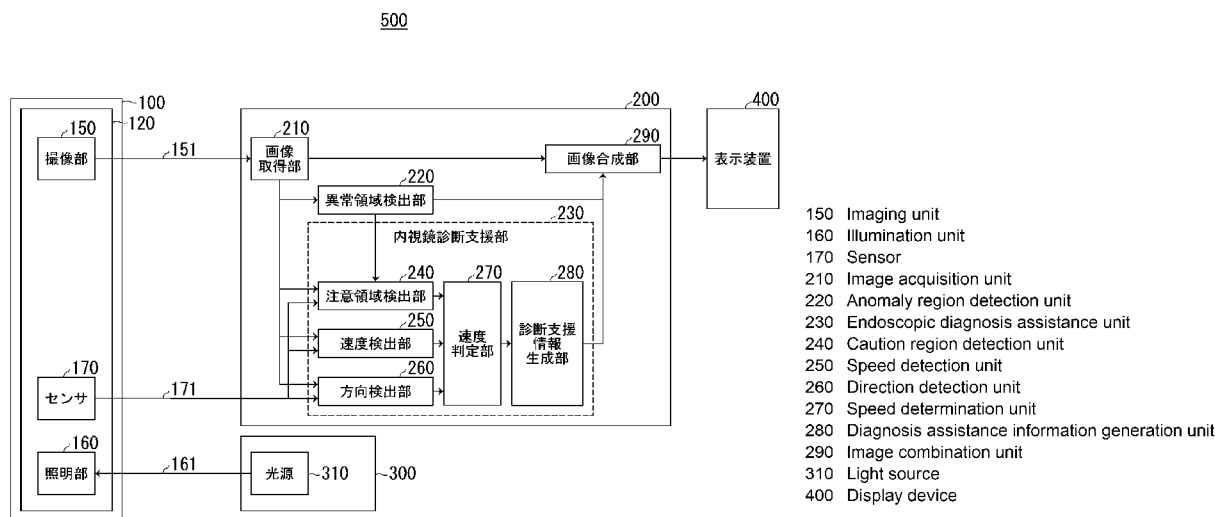
(74) 代理人: 松沼 泰史, 外 (MATSUNUMA Yasushi et al.); 〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目9番2号 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, 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.

(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, CV, GH, GM, KE, LR, LS,

(54) Title: ENDOSCOPIC DIAGNOSIS ASSISTANCE METHOD, INFERENCE MODEL, ENDOSCOPIC IMAGE PROCESSING DEVICE, ENDOSCOPIC IMAGE PROCESSING SYSTEM, AND ENDOSCOPIC IMAGE PROCESSING PROGRAM

(54) 発明の名称: 内視鏡診断支援方法、推論モデル、内視鏡画像処理装置、内視鏡画像処理システムおよび内視鏡画像処理プログラム



(57) Abstract: This endoscopic diagnosis assistance method, which is a diagnosis assistance method for an endoscope having at a tip unit thereof an imaging unit that acquires an image of a lumen, includes: detecting an acquisition position, which is a position in the lumen, where the tip unit acquires the image; detecting the speed at which the tip unit of the endoscope advances/retreats into/from the lumen; and determining whether the speed of the tip unit of the endoscope, which passes through a caution region that can be determined under a predetermined condition, is within the range of a suitable observation speed.

MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

一 国際調査報告（条約第21条(3)）

(57) 要約：内視鏡診断支援方法は、先端部に管腔の画像を取得する撮像部を有する内視鏡の診断支援方法において、前記先端部が前記画像を取得している前記管腔内の位置である取得位置を検出し、前記内視鏡の前記先端部が前記管腔を進退する速度を検出し、予め定められた条件で判定できる注意領域を通過する前記内視鏡の前記先端部の前記速度が適切な観察適切速度の範囲内であることを判定する。

明 細 書

発明の名称：

内視鏡診断支援方法、推論モデル、内視鏡画像処理装置、内視鏡画像処理システムおよび内視鏡画像処理プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡診断支援方法、推論モデル、内視鏡画像処理装置、内視鏡画像処理システムおよび内視鏡画像処理プログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来から医療分野や工業用分野で内視鏡が広く利用されている。例えば、医療分野では、術者は、表示装置に表示された被検体内の内視鏡画像を見て病変部を認定して、病変部に対する処置具を用いた処置を実施できる。

[0003] 近年、術者が病変部を見落すことを抑制するために、内視鏡画像に対して病変部の候補の位置を示したり鑑別情報を表示したりするコンピュータ支援画像診断（C A D : Computer Aided Detection/Diagnosis）が開発されている。例えば、C A Dにより病変部が発見されると、内視鏡画像上に枠などのマーカによる強調表示を提示することで、病変部が存在することを術者に報知する診断支援機能が提案されている。

[0004] このような診断支援機能は、病変部などの異常領域を確認するために有効である。しかし、診断支援機能を用いたとしても、内視鏡の操作状況や内視鏡画像の内容によっては、術者が病変部などの異常領域を見落とす可能性がある。そこで、例えば、特許文献1では医療画像のリアルタイム性に応じて病変等の情報を強調表示することによって、病変等の見落としを防止しようとする医療画像処理装置が提示されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2023-026480号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しがしながら、特許文献 1 等に記載された従来の診断支援機能は、そもそも病変部などの異常領域を検出できなければ、異常領域に対する強調表示を提示することができない。さらに、従来の診断支援機能は、病変部などの異常領域が検出される前に、注意して観察すべき注意領域を検出して、病変部などの異常領域の見逃しを防止するものではない。

[0007] 本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、注意して観察すべき注意領域を検出して、病変部などの異常領域の見逃しが発生しないように術者に丁寧に観察するように報知する内視鏡診断支援方法、推論モデル、内視鏡画像処理装置、内視鏡画像処理システムおよび内視鏡画像処理プログラムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 上記課題を解決するために、この発明は以下の手段を提案している。

本発明の第一の態様に係る内視鏡診断支援方法は、先端部に管腔の画像を取得する撮像部を有する内視鏡の診断支援方法において、前記先端部が前記画像を取得している前記管腔内の位置である取得位置を検出し、前記内視鏡の前記先端部が前記管腔を進退する速度を検出し、予め定められた条件で判定できる注意領域を通過する前記内視鏡の前記先端部の前記速度が適切な観察適切速度の範囲内であるかを判定する。

発明の効果

[0009] 本発明の内視鏡診断支援方法、推論モデル、内視鏡画像処理装置、内視鏡画像処理システムおよび内視鏡画像処理プログラムは、注意して観察すべき注意領域を検出して、病変部などの異常領域の見逃しが発生しないように術者に丁寧に観察するように報知できる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]第一実施形態に係る内視鏡システムを示す図である。

[図2]観察装置による内視鏡の形状観察を説明する図である。

[図3]同内視鏡システムの機能ブロック図である。

[図4]同内視鏡システムの注意領域検出部の機能ブロック図である。

[図5]注意領域判定テーブルの一例を示す図である。

[図6]限速度判定テーブルの一例を示す図である。

[図7]合成画像の一例を示す図である。

[図8]同内視鏡システムのフローチャートである。

[図9]第二実施形態に係る内視鏡システムの機能ブロック図である。

[図10]同内視鏡システムにおける速度判定部の機能ブロック図である。

[図11]同速度判定部の推論モデルの概念図である。

[図12]教師データを説明する図である。

[図13]教師データ取得工程を示すフローチャートである。

[図14]推論モデルの学習工程を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0011] (第一実施形態)

本発明の第一実施形態に係る内視鏡システム500について、図1から図8を参照して説明する。

[0012] [内視鏡システム500]

図1は、内視鏡システム500を示す図である。

内視鏡システム（内視鏡画像処理システム）500は、内視鏡100と、画像処理プロセッサ装置200と、光源装置300と、表示装置400と、観察装置600と、を備える。画像処理プロセッサ装置200と光源装置300とは、一体の装置（画像制御装置）であってもよい。

[0013] 光源装置300は、LEDなどの光源310を有しており、光源を制御してライドガイド161を経由して内視鏡100に伝送する照明光の光量を制御する。

[0014] 表示装置400は、画像処理プロセッサ装置200により生成された画像や、内視鏡システム500に関する各種情報等を表示する装置である。表示装置400は、例えば液晶モニタである。

[0015] 図2は、観察装置600による内視鏡100の形状観察を説明する図である。

観察装置600は、磁界を利用し内視鏡100の挿入形状を観察する装置である。観察装置600は、例えば、内視鏡100の挿入部110に内蔵された磁気コイル112から発生する磁気を磁気アンテナ610により受信する。観察装置600の観察結果は、画像処理プロセッサ装置200に取得される。画像処理プロセッサ装置200は、UPD (Endoscope Position Detecting) と呼ばれる技術を用いて、受信した磁界の強さから磁気コイル112の3次元位置を算出し、磁気コイル112の3次元位置を滑らかな曲線で結び、さらに磁気コイル112の3次元位置を見やすくするためにグラフィック処理を施して、内視鏡100の挿入形状の画像を生成できる。生成された内視鏡100の挿入形状の画像は、表示装置400に表示される。

[0016] [内視鏡100]

内視鏡100は、例えば手術台Tに横たわる患者の体内を観察および処置する装置である。内視鏡100は、患者の体内に挿入される細長い挿入部110と、挿入部110の基端に接続された操作部180と、操作部180から延出するユニバーサルコード190と、を備える。

[0017] 挿入部110は、先端部120と、湾曲自在な湾曲部130と、長尺で可撓性を有する可撓管部140と、を有する。先端部120と、湾曲部130と、可撓管部140と、は先端側から順に接続されている。可撓管部140は、操作部180に接続されている。

[0018] 図3は、内視鏡システム500の機能ブロック図である。以降、図3に示す内視鏡システム500の機能ブロックを、図1に示す内視鏡システム500の構成に言及しつつ説明する。先端部120は、撮像部150と、照明部160と、センサ170と、を有する。

[0019] 撮像部150は、光学系と、光信号を電気信号に変換する撮像素子と、撮像素子が出力するアナログ信号をデジタル信号に変換するAD変換回路と、を有する。撮像部150は、被写体を撮像して撮像信号を生成する。撮像信

号は、撮像信号ケーブル１５１を経由して画像処理プロセッサ装置２００により取得される。

[0020] 照明部１６０は、ライドガイド１６１によって伝送された照明光を被写体に照射する。ライドガイド１６１は、挿入部１１０、操作部１８０およびユニバーサルコード１９０を挿通して、光源装置３００と接続される。なお、照明部１６０はＬＥＤなどの光源や波長変換機能を有する蛍光体等の光学素子等を有していてもよい。

[0021] センサ１７０は、先端部１２０の位置や、先端部１２０の速度および方向を検出する。センサ１７０は、例えば、加速度センサや、ジャイロセンサや、加速度センサとジャイロセンサの組み合わせ等である。センサ１７０の出力は、信号ケーブル１７１を経由して画像処理プロセッサ装置２００により取得される。

[0022] 操作部１８０（図１参照）は、内視鏡１００に対する操作を受け付ける。操作部１８０は、湾曲部１３０を制御するアングルノブ１８１と、送気送水ボタン１８２と、吸引ボタン１８３と、リリースボタン１８４と、を有する。送気送水ボタン１８２、吸引ボタン１８３、およびリリースボタン１８４に入力された操作は、画像処理プロセッサ装置２００によって取得される。リリースボタン１８４は、撮像部１５０から取得した撮像画像を保存する操作が入力される押しボタンである。アングルノブ１８１は、湾曲部１３０を湾曲させる回転ハンドルである。湾曲部１３０を湾曲させることで挿入部１１０の挿入や抜去が容易になる。

[0023] ユニバーサルコード１９０（図１参照）は、内視鏡１００と画像処理プロセッサ装置２００とを接続する。ユニバーサルコード１９０は、撮像信号ケーブル１５１、ライドガイド１６１、および信号ケーブル１７１等が挿通するケーブルである。

[0024] [画像処理プロセッサ装置２００]

画像処理プロセッサ装置（内視鏡画像処理装置）２００は、図３に示すように、画像取得部２１０と、異常領域検出部２２０と、内視鏡診断支援部２

30と、画像合成部290と、を備える。

[0025] 画像処理プロセッサ装置200は、CPUなどのプロセッサ、メモリ、および記録部等を備えたプログラム実行可能なコンピュータである。画像処理プロセッサ装置200の機能はプログラム（内視鏡画像処理プログラムなど）をプロセッサが実行することにより実現される。画像処理プロセッサ装置200の少なくとも一部の機能は、ASICやFPGAに実装された専用の論理回路によって実現されていてもよい。

[0026] 画像処理プロセッサ装置200は、プロセッサ、メモリおよび記録部以外の構成をさらに有してもよい。例えば、画像処理プロセッサ装置200は、画像処理や画像認識処理の一部または全部を行う画像演算部をさらに有してもよい。画像演算部をさらに有することで、画像処理プロセッサ装置200は、特定の画像処理や画像認識処理を高速に実行できる。画像演算部は、インターネットを経由して接続されるクラウドサーバに設けられた演算器であってもよい。

[0027] 記録部は、上述したプログラムおよびプログラムの実行に必要なデータを記憶する不揮発性の記録媒体である。記録部は、例えばROM、フラッシュメモリなどの書き込み可能な不揮発性メモリ、CD-ROMなどの可搬媒体、コンピュータシステムに内蔵されるハードディスクやSSDなどの記憶装置等で構成される。記録部は、インターネットを経由して接続されるクラウドサーバに設けられた記憶装置等であってもよい。

[0028] 上記のプログラムは、例えばフラッシュメモリのような「コンピュータ読み取り可能な記録媒体」により提供されてもよい。そのプログラムは、そのプログラムを保持するコンピュータから、伝送媒体を経由して、あるいは伝送媒体中の伝送波によりメモリや記録部に伝送されてもよい。プログラムを伝送する「伝送媒体」は、情報を伝送する機能を有する媒体である。情報を伝送する機能を有する媒体は、インターネット等のネットワーク（通信網）および電話回線等の通信回線（通信線）を含む。上述したプログラムは、前述した機能の一部を実現してもよい。さらに、上述したプログラムは、差分

ファイル（差分プログラム）であってもよい。前述した機能は、コンピュータに既に記録されているプログラムと差分プログラムとの組合せによって実現されてもよい。

[0029] 画像取得部210は、内視鏡100の撮像部150から撮像信号ケーブル151を経由して撮像信号を取得する。画像取得部210は、撮像部150から取得した撮像信号に対して撮像信号処理を実施して撮像画像Dを生成する。撮像信号処理は、例えば、デモザイキング、ゲイン調整、ホワイトバランス調整、ガンマ補正、ノイズリダクション、コントラスト強調、色変更処理等の画像調整（画像構築）などである。

[0030] 画像取得部210は、取得した撮像画像Dを画像合成部290に出力する。また、取得した撮像画像Dを異常領域検出部220および内視鏡診断支援部230に出力する。

[0031] 異常領域検出部220は、撮像画像Dから異常領域（注目領域、関心領域）を検出する。異常領域検出部220が検出する異常領域は、以下のような領域である。

[0032] 異常領域検出部220は、例えば、病変部を異常領域（領域A）として検出する。病変部の検出は、病変検出（病変位置検出、病変鑑別、病変進行度判別等）を含む。異常領域検出部220は、例えば、学習用の撮像画像Dを用いた機械学習により生成した病変検出用の機械学習モデルにより、撮像画像Dから病変部を検出する。病変検出用の機械学習モデルの学習は、被写体となる部位や使用する光源（通常光源と特殊光源）といった条件毎に行い、条件毎の機械学習モデルを生成してもよい。

[0033] 異常領域検出部220は、例えば、残渣や出血等の色味異常がある領域を異常領域として検出する。残渣は、黄土色成分が多い。出血は、赤み成分が多い。このような特徴に基づいて、異常領域検出部220は、色味異常がある領域を異常領域として検出する。

[0034] 異常領域検出部220は、例えば、送気不十分である領域を異常領域として検出する。異常領域検出部220は、撮像画像Dにおける管腔の広さやし

わ具合等から送気不十分である領域を検出できるように予め学習した機械学習モデルにより、撮像画像Dから送気不十分である領域を検出してもよい。

[0035] 異常領域検出部220は、例えば、蠕動領域を異常領域として検出する。異常領域検出部220は、例えば、撮像画像Dとセンサ170との情報に基づいて、所定の速度以上で動く領域を蠕動領域と判断する。

[0036] 異常領域検出部220は、異常領域を検出したとき、異常領域に関する情報（異常領域の位置や内容）を注意領域検出部240と画像合成部290に出力する。

[0037] 内視鏡診断支援部230は、撮像画像Dから注意して観察すべき注意領域を検出して、術者に注意領域を丁寧に観察するように報知する。また、内視鏡診断支援部230は、注意領域に対する診断支援情報を生成する。ここで、「注意領域」は、予め定められた条件で判定できる領域であり、病変部等の異常領域（領域A）と、管腔内の区分された構造（部位）によって決まる注意すべき構造領域（領域B）と、の少なくとも一方を含む。管腔内の区分された構造（部位）によって決まる注意すべき構造領域（領域B）は、例えば、病変部等の異常領域が発生しやすい領域（領域B1）、屈曲部など構造が複雑な領域であり、見落としが発生しやすい領域（領域B2）、観察すべき箇所が多い領域（領域B3）等である。

[0038] 内視鏡診断支援部230は、画像処理プロセッサ装置200から分離した装置（以降、「内視鏡診断支援装置」ともいう）であってもよい。内視鏡診断支援装置は、インターネットを経由して接続されるクラウドサーバに設けられた演算装置であってもよい。

[0039] 内視鏡診断支援部230は、図3に示すように、注意領域検出部240と、速度検出部250と、方向検出部260と、速度判定部270と、診断支援情報生成部280と、を備える。

[0040] 図4は、注意領域検出部240の機能ブロック図である。

注意領域検出部240は、異常領域検出部220から病変部等の異常領域（領域A）の検出結果を取得して、異常領域（領域A）を注意領域として検

出する。また、注意領域検出部 240 は、管腔内の区分された構造（部位）によって決まる注意すべき構造領域（領域 B）を注意領域として検出する。注意領域検出部 240 は、構造検出部 241 と、テーブル記録部 242 と、判定部 245 と、を有する。構造検出部 241、テーブル記録部 242、および判定部 245 は、注意すべき構造領域（領域 B）を検出する。

[0041] 構造検出部 241 は、内視鏡 100 の先端部 120 が撮像画像 D を取得している管腔内の位置（以降、「取得位置」ともいう）を検出する。内視鏡 100 の挿入部 110 が大腸に挿入される場合、構造検出部 241 は、例えば盲腸、上行結腸、横行結腸、下行結腸、S 状結腸、直腸 S 状部などの「大腸内の区分された構造（部位）」により撮像画像 D の取得位置を特定する。内視鏡 100 の挿入部 110 が胃に挿入される場合、構造検出部 241 は、例えば咽頭、食道、胃内部などの「胃内の区分された構造（部位）」により撮像画像 D の取得位置を特定する。なお、構造検出部 241 が特定する取得位置は「管腔内の区分された構造（部位）」に限定されず、座標値などであってもよい。

[0042] 構造検出部 241 は、（１）撮像画像 D に基づいて撮像画像 D の取得位置を検出してもよく、（２）センサ 170 の出力に基づいて撮像画像 D の取得位置を検出してもよく、（３）観察装置 600 が検出した内視鏡 100 の挿入形状に基づいて撮像画像 D の取得位置を検出してもよい。以下、（１）から（３）の検出方法について説明する。

[0043] （１）構造検出部 241 は、パターンマッチングにより撮像画像 D に含まれる管腔の構造を特定してもよい。例えば、構造検出部 241 は、予め記録した各部位の画像と撮像画像 D とを比較して、予め記録した各部位に対する類似度に基づいて、撮像画像 D に含まれる管腔の構造を特定する。

[0044] 構造検出部 241 は、推論モデルにより撮像画像 D に含まれる管腔の構造（部位）を推論して特定してもよい。例えば、推論モデルは、予め記録した各部位の画像を教師データとした機械学習によって得られる。

[0045] （２）構造検出部 241 は、センサ 170 の出力（先端部 120 の速度、方

向、姿勢等）により撮像画像Dに含まれる管腔の構造を特定してもよい。

[0046] (3) 構造検出部241は、観察装置600が検出した内視鏡100の挿入形状に基づいて、撮像画像Dに含まれる管腔の構造を特定してもよい。具体的には、構造検出部241は、観察装置600が検出した挿入部110の3次元形状に基づいて、内視鏡100の先端部120の位置を検出し、撮像画像Dに含まれる管腔の構造を特定する。

[0047] 構造検出部241は、上述した(1)から(3)の検出方法を組み合わせて、撮像画像Dに含まれる管腔の構造を特定してもよい。

[0048] 構造検出部241は、内視鏡100の先端部120が撮像画像Dを取得している管腔内の取得位置（管腔内の区分された構造）を、判定部245に送信する。

[0049] 判定部245は、予め定められた条件に基づいて、構造検出部241から取得した管腔内の取得位置（管腔内の区分された構造）の注意領域レベルを判定する。具体的には、判定部245は、構造検出部241から取得した管腔内の取得位置（管腔内の区分された構造）が、低速度領域L1と通常速度領域L2と判定不要領域L3のいずれであるかを判定する。低速度領域L1は、注意領域であって、内視鏡100の先端部120を低速で移動させる必要がある領域である。通常速度領域L2は、注意領域以外の領域であって、内視鏡100の先端部120を通常速度または速度制限なしで動作させることができる領域である。判定不要領域L3は、例えば内視鏡100の挿入部110を管腔に挿入するときに通過する領域等であって、注意領域であるかどうかを判定しなくてよい領域である。注意領域レベルを判定する条件は、使用者が変更することができる。判定部245は、撮像画像Dに含まれる管腔の構造（部位）と、注意領域レベルと、を速度判定部270に送信する。

[0050] 判定部245は、テーブル記録部242に記録された注意領域判定テーブル243に基づいて注意領域レベルをより詳細に判定してもよい。テーブル記録部242は、上述した記録部の一部であり、不揮発性の記録媒体である。テーブル記録部242は、注意領域判定テーブル243を記録する。

[0051] 図5は、注意領域判定テーブル243の一例を示す図である。

注意領域判定テーブル243は、管腔の構造と、当該構造が注意領域となる確率（注意領域確率） P （％）と、を関連付けたデータである。ここで、「注意領域確率 P 」は、例えば、病変部等の異常領域が発生しやすい領域である確率（確率 $P1$ ）、屈曲部など構造が複雑な領域であり、見落としが発生しやすい領域である確率（確率 $P2$ ）、観察すべき箇所が多い領域である確率（確率 $P3$ ）等である。注意領域確率 P は、上記の確率 $P1$ から確率 $P3$ のうち2以上の確率を組み合わせたものであってもよい。

$P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ は全て100％でもよい。

[0052] 判定部245は、注意領域判定テーブル243を参照して、構造検出部241から取得した撮像画像Dに含まれる管腔の構造に対応する「注意領域確率 P （％）」を判定する。判定部245は、撮像画像Dに含まれる管腔の構造（部位）と、注意領域となる確率 P と、を速度判定部270に送信する。

[0053] 判定部245は、異常領域検出部220から病変部等の異常領域（領域A）の検出結果を取得した場合、当該構造が注意領域となる注意領域確率 P を100％に設定する。

[0054] 速度検出部250は、内視鏡100の先端部120が管腔を進退する速度を検出する。速度検出部250は、（1）センサ170の出力に基づいて先端部120の速度を検出してもよく、（2）撮像画像Dに基づいて先端部120の速度を検出してもよく、（3）観察装置600が検出した内視鏡100の挿入形状の位置変化に基づいて先端部120の速度を検出してもよい。以下、（1）から（3）の検出方法について説明する。

[0055] 速度検出部250は、センサ170の出力に基づいて内視鏡100の先端部120が管腔を進退する速度を検出してもよい。具体的には、速度検出部250は、先端部120に搭載されたセンサ170（加速度センサ、ジャイロセンサなど）の出力から、先端部120が管腔を進退する速度を算出する。

[0056] 速度検出部250は、撮像画像Dに基づいて内視鏡100の先端部120

が管腔を進退する速度を検出してもよい。具体的には、速度検出部２５０は、撮像画像Ｄのフレーム間（コマ間）の物体の動き（オプティカルフロー）から速度を検出する。例えば、速度検出部２５０は、観察部位の特徴（例えば血管のパターンや太さなど）が、フレーム間（コマ間）でどのように変化するかを検出すれば、先端部１２０が管腔を進退する速度を検出できる。速度検出部２５０は、特定の血管など特徴点のフレーム間（コマ間）における移動量から、画角（撮像素子サイズや光学系で決まる）に基づいて、先端部１２０の速度を算出できる。

[0057] 速度検出部２５０は、上述した（１）から（３）の検出方法を組み合わせて、先端部１２０の速度を検出してもよい。

[0058] 検出した内視鏡１００の先端部１２０の速度は、速度判定部２７０により取得される。

[0059] 方向検出部２６０は、内視鏡１００の先端部１２０の管腔を進退する進退方向（挿入方向、抜去方向）を検出する。方向検出部２６０は、（１）センサ１７０の出力に基づいて先端部１２０の進退方向を検出してもよく、（２）撮像画像Ｄに基づいて先端部１２０の進退方向を検出してもよく、（３）観察装置６００が検出した内視鏡１００の挿入形状の位置変化に基づいて先端部１２０の進退方向を検出してもよい。以下、（１）から（３）の検出方法について説明する。

[0060] 方向検出部２６０は、センサ１７０の出力に基づいて内視鏡１００の先端部１２０の進退方向を検出してもよい。具体的には、速度検出部２５０は、先端部１２０に搭載されたセンサ１７０（加速度センサ、ジャイロセンサなど）の出力から、先端部１２０の進退方向を検出する。

[0061] 方向検出部２６０は、撮像画像Ｄに基づいて内視鏡１００の先端部１２０の進退方向を検出してもよい。具体的には、速度検出部２５０は、観察した管腔の構造（部位）のログ（履歴）から方向を検出する。例えば、方向検出部２６０は、観察した胃の部位の順序が咽頭→食道→胃であるとき、先端部１２０の進退方向が「挿入方向」とであると検出する。方向検出部２６０は、

観察した胃の部位の順序が胃→食道であるとき、先端部１２０の進退方向が「抜去方向」であると検出する。

[0062] 方向検出部２６０は、観察装置６００が検出した内視鏡１００の挿入形状の位置変化に基づいて、内視鏡１００の先端部１２０の進退方向を検出してもよい。具体的には、構造検出部２４１は、観察装置６００が検出した挿入部１１０の３次元形状に基づいて、内視鏡１００の先端部１２０の位置変化を検出し、先端部１２０進退方向を検出する。

[0063] 方向検出部２６０は、上述した（１）から（３）の検出方法を組み合わせて、先端部１２０の進退方向を検出してもよい。

[0064] 検出した内視鏡１００の先端部１２０の進退方向は、速度判定部２７０により取得される。

[0065] 速度判定部２７０は、注意領域検出部２４０と速度検出部２５０と方向検出部２６０との検出結果に基づいて、管腔の注意領域を通過する内視鏡１００の先端部１２０の速度が観察に適切な観察適切速度の範囲内であるかを判定する。

[0066] 速度判定部２７０は、注意領域レベル（低速度領域Ｌ１、通常速度領域Ｌ２、判定不要領域Ｌ３）に対応する観察適切速度の範囲を選択する。例えば、低速度領域Ｌ１に対応する観察適切速度の範囲は、通常速度領域Ｌ２に対応する観察適切速度の範囲よりも低速な速度範囲となる。判定不要領域Ｌ３に対応する観察適切速度の範囲は、未設定となる。

[0067] 速度判定部２７０は、注意領域検出部２４０が注意領域確率Ｐを判定している場合、例えば、式１のように観察適切速度の範囲の上限速度 V_{max} を決定する。式１において、 P は注意領域確率 P （％）である。 NV_{max} は注意領域でない通常領域の観察に適切な速度の範囲の上限速度である。 α は任意の係数である。

[0068] [数１]

$$V_{max} = \alpha \times \left(1 - \frac{P}{100}\right) \times NV_{max} \quad \dots \text{（式１）}$$

[0069] 式 1 に基づいて決定される観察適切速度の範囲の上限速度 V_{max} は、注意領域確率 P が高いほど低い速度になる。

[0070] 上限速度 $N V_{max}$ は、管腔の構造ごとに異なる速度に設定されていてもよい。例えば、速度判定部 270 は、注意領域の有無にかかわらず内視鏡 100 を挿通させることが難しい管腔の構造に対する上限速度 $N V_{max}$ を低く設定してもよい。

[0071] 速度判定部 270 は、術者の熟練度に応じて係数 α を調整して、観察適切速度の範囲の上限速度 V_{max} を調整してもよい。例えば、速度判定部 270 は、熟練度が低い術者が内視鏡 100 を操作するとき、熟練度が高い術者が内視鏡 100 を操作するときと比較して上限速度 V_{max} が低くなるように係数 α を調整してもよい。

[0072] 速度判定部 270 は、例えば、式 2 のように観察適切速度の範囲の上限速度 V_{max} を決定してもよい。式 2 において、 P は注意領域確率 P (%) である。 V_1 と V_2 は所定の速度である ($V_1 > V_2$)。 P_{th} は注意領域確率 P の閾値である。 α は任意の係数である。

[0073] [数2]

$$V_{max} = \begin{cases} \alpha \times V_1 & (P < P_{th}) \\ \alpha \times V_2 & (P \geq P_{th}) \end{cases} \quad \dots \text{ (式 2)}$$

[0074] 式 2 に基づいて決定される観察適切速度の範囲の上限速度 V_{max} は、注意領域確率 P が閾値 P_{th} 以上であるとき、注意領域確率 P が閾値 P_{th} 未満であるときと比較して、低い速度になる。すなわち、式 2 によれば、注意領域確率 P が閾値 P_{th} 以上であるとき、注意領域が検出されていることになる。なお、注意領域確率 P の閾値の個数は、2 以上であってもよい。

[0075] 図 6 は、上限速度判定テーブルの一例を示す図である。

速度判定部 270 は、例えば、図 6 に示すような上限速度判定テーブルに基づいて、管腔の構造の種類から観察適切速度の範囲の上限速度 V_{max} を決定してもよい。

[0076] 速度判定部 270 は、上述した方法により決定した観察適切速度の範囲 (

上限速度 $V_{\max}$ 含む)に基づいて、管腔の注意領域を通過する内視鏡100の先端部120の速度が観察適切速度の範囲内であるかを判定する。速度判定部270は、内視鏡100の先端部120の速度が観察適切速度の範囲外であるとき、その旨を診断支援情報生成部280に通知する。

[0077] 図7は、合成画像S1の一例を示す図である。

診断支援情報生成部280は、注意領域を通過する内視鏡100の先端部120の速度が観察適切速度の範囲外であるとき、当該注意領域に対する診断支援情報を生成する。診断支援情報は、図7に示す合成画像S1の一部である診断支援画像S2に表示される情報である。

[0078] 診断支援情報は、内視鏡位置情報281と、アラート情報282と、速度情報283と、を含む。

[0079] 内視鏡位置情報281は、内視鏡100の先端部120の位置を示す情報である。内視鏡位置情報281は、図7に示すように、管腔における先端部120の位置を可視化した図として表示されていてもよい。

[0080] アラート情報282は、内視鏡100の先端部120が注意領域に位置していることを警告する情報である。アラート情報282は、図7に示すようにテキスト表示されてもよいし、音声により報知されてもよい。

[0081] 速度情報283は、内視鏡100の先端部120の速度と観察適切速度の範囲とを示す情報である。速度情報283は、図7に示すように、内視鏡100の先端部120の速度と観察適切速度の範囲とを速度メータにより可視化した速度情報として表示されていてもよい。

[0082] なお、内視鏡診断支援部230は、診断支援情報生成部280を有していてもよい。内視鏡診断支援部230が診断支援情報生成部280を有していない場合であって、速度判定部270が内視鏡100の先端部120の速度が観察適切速度の範囲外であることを検知したとき、例えば、音声等により術者に報知する。すなわち、内視鏡診断支援部230が術者に報知する手段は、表示による手段に限られず、音声や振動等の手段であってもよい。

[0083] 画像合成部290は、図7に示すように、撮像画像D、異常領域に関する

情報、および診断支援情報を含む合成画像 S 1 を生成する。

[0084] 画像合成部 290 は、異常領域検出部 220 から異常領域に関する情報を取得したとき、例えば、異常領域を検出した位置にマーカによる強調表示を重畳表示する。

[0085] 画像合成部 290 は、診断支援情報生成部 280 から診断支援情報を取得したとき、例えば、図 7 に示すように、撮像画像 D と診断支援画像 S 2 とを並べて表示する。

[0086] [内視鏡システム 500 の動作]

次に内視鏡システム 500 の動作（診断支援方法）について説明する。具体的には、大腸内の管壁を内視鏡システム 500 を用いて観察および処置する手技について説明する。以降、図 8 に示す内視鏡システム 500 のフローチャートに沿って説明を行う。

[0087] <ステップ S 110>

内視鏡診断支援部 230 は、ステップ S 110 において、内視鏡 100 の挿入方向を検出する。例えば、方向検出部 260 は、センサ 170 の出力を取得し、センサ 170 の出力に基づいて内視鏡 100 の先端部 120 の進退方向（挿入方向、抜去方向）を検出する。なお、速度検出部 250 は、撮像画像 D から内視鏡 100 の進退方向を検出してもよい。内視鏡の挿入方向が挿入方向である場合、内視鏡システム 500 は次にステップ S 120 を実行する。内視鏡の挿入方向が抜去方向である場合、内視鏡システム 500 は次にステップ S 140 を実行する。

[0088] <ステップ S 120>

内視鏡診断支援部 230 は、ステップ S 120 において、大腸の構造を検出する。例えば、構造検出部 241 は、撮像画像 D から撮像画像 D に含まれる大腸の構造を検出する。内視鏡システム 500 は次にステップ S 130 を実行する。

[0089] 内視鏡システム 500 は、ステップ S 120 において、予備診断を実施してもよい。予備診断とは、内視鏡 100 を挿入するときに撮像した撮像画像

Dに基づいて、異常領域や注意すべき構造領域を事前に検出することである。予備診断の結果は、ステップS 1 4 0において使用される。

[0090] <ステップS 1 3 0>

内視鏡診断支援部230は、ステップS 1 3 0において、内視鏡100の先端部120が盲腸に到達したかを判定する。具体的には、構造検出部241は、検出した大腸の構造が盲腸であるかを判定する。検出した大腸の構造が盲腸でない場合、内視鏡システム500はステップS 1 2 0を継続する。検出した大腸の構造が盲腸である場合、内視鏡システム500はステップS 1 4 0を実行する。

[0091] <ステップS 1 4 0>

内視鏡100の進退方向が抜去方向である場合や、内視鏡100の先端部120が盲腸に到達した場合は、術者による大腸内の観察および処置が実施されている。そこで、内視鏡診断支援部230は、ステップS 1 4 0において、注意領域を検出する。

[0092] ステップS 1 2 0において予備診断が実施されて注意領域を事前に検出している場合、内視鏡診断支援部230は、ステップS 1 4 0において、内視鏡100の先端部120が注意領域を実際に通過する前に、注意領域を検出できる。

[0093] <ステップS 1 5 0>

内視鏡診断支援部230は、ステップS 1 5 0において、内視鏡の速度が観察適切速度の範囲内であるかを判定する。内視鏡100の先端部120の速度が観察適切速度の範囲内である場合、内視鏡システム500は次にステップS 1 6 0を実行する。内視鏡100の先端部120の速度が観察適切速度の範囲外である場合、内視鏡システム500は次にステップS 1 7 0を実行する。

[0094] <ステップS 1 6 0>

内視鏡診断支援部230は、ステップS 1 6 0において、診断支援情報を術者に報知する。内視鏡システム500は次にステップS 1 8 0を実行する

。

[0095] <ステップS 1 7 0>

内視鏡診断支援部230は、ステップS 1 7 0において、警告を含む診断支援情報を術者に報知して、異常領域の見逃しが発生しないように術者に丁寧に観察するように促す。内視鏡システム500は次にステップS 1 8 0を実行する。

[0096] <ステップS 1 8 0>

内視鏡診断支援部230は、ステップS 1 8 0において、手技が終了したかを判定する。内視鏡診断支援部230は、手技が終了していないと判断した場合、ステップS 1 4 0以降を実行する。内視鏡診断支援部230は、手技が終了したと判断した場合、ステップS 1 9 0を実施して、図8に示す制御フローを終了する。

[0097] なお、図8に示す制御フローのいずれのステップにおいても、異常領域が検出された場合、画像合成部290は、例えば、異常領域を検出した位置にマーカによる強調表示を重畳表示する。内視鏡診断支援部230は、異常領域に対しても診断支援情報を生成してもよい。

[0098] 本実施形態に係る内視鏡システム500によれば、内視鏡診断支援部230（内視鏡診断支援装置）は、注意して観察すべき注意領域を検出して、病変部などの異常領域の見逃しが発生しないように術者に丁寧に観察するように報知できる。以上説明したように、本実施形態では、先端部120に管腔の画像を取得する撮像部150を有する内視鏡100からの画像情報を取得する画像情報取得部210と、内視鏡100の先端部120が前記管腔を進退（通過）する速度を検出する管腔進退速度検出部250と、先端部120があらかじめ定められた管腔内注意領域を通過する内視鏡100の先端部120の前記速度が観察適切速度の範囲内であるかを判定する観察適切速度判定部270と、を具備することを特徴とする内視鏡画像処理装置200および内視鏡画像処理システム500を例示した。この管腔内注意領域は、内視鏡100の先端部120が前記画像を取得している前記管腔内の位置である

取得位置を検出して予め定められた条件で判定できる、あるいは推論できるものである。もちろん、これらの機能はソフトウェアで実現可能であり、具体的には、先端部１２０に管腔の画像を取得する撮像部１５０を有する内視鏡１００からの画像情報を取得する画像情報取得ステップと、内視鏡１００の先端部１２０が前記管腔を進退する速度を検出する管腔進退速度検出ステップと、先端部１２０が特定の管腔内注意領域を通過する前記速度が観察適切速度の範囲内であるかを判定する観察適切速度判定ステップと、をコンピュータに実行させる内視鏡画像処理プログラムにより実現可能である。

[0099] 以上、本発明の第一実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。また、上述の実施形態および以下で示す変形例において示した構成要素は適宜に組み合わせて構成することが可能である。

[0100] (第二実施形態)

本発明の第二実施形態について、図９から図１４を参照して説明する。以降の説明において、既に説明したものと共通する構成については、同一の符号を付して重複する説明を省略する。

[0101] 図９は、第二実施形態に係る内視鏡システム５００Ｂの機能ブロック図である。

内視鏡システム５００Ｂは、内視鏡１００と、画像処理プロセッサ装置２００Ｂと、光源装置３００と、表示装置４００と、を備える。

[0102] 画像処理プロセッサ装置２００Ｂは、図９に示すように、画像取得部２１０と、異常領域検出部２２０と、内視鏡診断支援部２３０Ｂと、画像合成部２９０と、を備える。

[0103] 内視鏡診断支援部２３０Ｂは、撮像画像Ｄから注意して観察すべき注意領域を検出して、術者に注意領域を丁寧に観察するように報知する。また、内視鏡診断支援部２３０Ｂは、注意領域に対する診断支援情報を生成する。内視鏡診断支援部２３０Ｂは、速度判定部２７０Ｂと、診断支援情報生成部２

80と、を備える。

[0104] 図10は、速度判定部270Bの機能ブロック図である。

速度判定部270Bは、管腔の撮像画像Dから注意して観察すべき注意領域の画像特徴を検出して、管腔の注意領域を通過する内視鏡100の先端部120の速度が適切な観察適切速度の範囲内であることを判定する。速度判定部270Bは、画像バッファ276と、モデル記録部277と、推論部279と、を有する。

[0105] 画像バッファ276は、上述した記録部の一部であり、不揮発性の記録媒体である。画像バッファ276は、上述したメモリの一部であり、揮発性の記録媒体であってもよい。画像バッファ276は、転送された複数の撮像画像Dを記録する。

[0106] 画像バッファ276には、複数の撮像画像D（画像コマ）が記録される。画像バッファ276の記録容量が十分でないとき、最も古い撮像画像Dが削除される。画像バッファ276に記録される複数の撮像画像Dは、連続するフレームの撮像画像Dであってもよく、連続するフレームから複数のフレームが間引かれた撮像画像Dであってもよい。

[0107] モデル記録部277は、上述した記録部の一部であり、不揮発性の記録媒体である。モデル記録部277は、推論モデル278を記録する。

[0108] 図11は、推論モデル278の概念図である。

推論モデル278は、複数の症例における内視鏡100の画像コマ（学習用撮像画像）と、当該画像コマに対して見逃し判定し画像コマを用いて見逃しやすい部位を判定し、当該部位の検査にふさわしい検査速度をアノテーションした結果と、を教師データとして機械学習により得られるモデルである。推論モデル278は、例えばニューラル・ネットワークであり、深層学習より学習される。なお、推論モデル278は、ニューラル・ネットワークに限定されず、入力される画像に対して情報を出力できる他の機械学習モデルであってもよい。

[0109] 推論モデル278の入力は、撮像画像Dであり、時系列順に並んだ複数の

撮像画像（画像コマ）であることが望ましい。推論モデル278の出力は、内視鏡100の先端部120の速度が適切な観察適切速度の範囲内であるかの判定である。推論モデル278は、画像コマに含まれる管腔の構造および観察最適速度の範囲を出力するものであってもよい。

[0110] 図12は、教師データを説明する図である。

教師データとして、複数の症例における内視鏡検査において得られた動画（静止画の連続）が用いられる。教師データは、画像コマ（学習用撮像画像）と、当該画像コマに対して見逃し判定し画像コマを用いて見逃しやすい部位を判定し、当該部位の検査にふさわしい検査速度をアノテーションした結果と、を組み合わせたものである。推論モデル278は、入力された画像コマ（学習用撮像画像）に対して、対応するアノテーションが出力されるように学習されたモデルである。

[0111] 図12における教師データにおいて、「3コマ目に見落としやすい注意領域あり」といったアノテーションの工夫や、「3コマ目に不明瞭な部分が含まれる注意領域あり」といったアノテーションの工夫で、注意領域が現れる画像コマの3コマ前の画像コマにおいて、3コマ後の画像コマに注意領域があることを推論モデル278が予測できるようになり、利用者に注意を早めに促すことが可能となる。また、「不明瞭な部分が含まれる注意領域あり（連続）」となる画像コマは、教師データとして選びやすい例である。

[0112] 推論モデル278は、豊富な教師データが集められるかによって、良い推論が出来るかどうかが決まる。図12において例示した教師データは、従来の病変検出技術や画像劣化の判定技術で画像群から教師データとして適切な画像を容易に選別できる点が優れている。

[0113] 図12における教師データにおいては、画像コマに含まれる不明瞭な領域や見落としやすい領域を注意領域としてアノテーションする例を示した。しかしながら、教師データに含まれるアノテーションは、所定の特徴を含む画像コマに続いて病変がある可能性が高い画像コマが現れるといったアノテーションであってもよく、3次元再構成しにくい画像コマがあるから見逃すな

といったアノテーションでもよい。教師データは多い方が信頼性の高い推論モデルを学習することができる。また、複数の症例における内視鏡検査において得られた動画の複数の画像コマを時系列で分類し、当該画像コマの前半に分類された画像コマに対して、当該複数の画像コマの後半で起こった見逃し要因を判定した結果をアノテーションして教師データとして、入力された画像コマに対して、対応するアノテーションが出力されるように学習された推論モデルを搭載したシステムにすることが可能となる。これによって、内視鏡から得られた画像コマの時間的に早い段階の画像コマ入力で、そのあとで起こること「見落としやすさ」を推論し、どこが見落としやすい領域であるかを、事前検出が可能となり、スピーディな判定が出来るようになる。

[0114] 図13は、教師データ取得工程を示すフローチャートである。

教師データ取得工程は、ステップS210において、学習用に用意された内視鏡画像を順次判定する。内視鏡画像に病変等の異常領域がある場合（ステップS220）や、視認性劣化等のトラブルがある場合（ステップS230）において、当該内視鏡画像を教師データとして取得する。当該内視鏡画像を教師データとして取得するとき、異常領域があったことや視認性劣化等のトラブルがあったことをアノテーションとして合わせて取得する。このとき、トラブルを回避する回避策をアノテーションとして合わせて記録しておいてもよい。

[0115] 図14は、推論モデル278の学習工程を示すフローチャートである。

推論モデル278の学習は、学習装置によって実施される。学習装置は、画像処理プロセッサ装置200であってもよいし、画像処理プロセッサ装置200以外の外部の演算装置であってもよい。

[0116] ステップS310において、上述した教師データが学習装置に入力される。ステップS320において、学習装置は、教師データを用いて推論モデル278が作成する。ステップS310において、学習装置は、テストデータ（教師データと同様のデータで、学習に使用しなかったデータ）に対して推論モデル278を用いた推論を実施して、推論モデル278の推論に信頼性

が確保されているかを確認する。推論モデル 278 の推論に信頼性が確保されていない場合、学習装置は、ステップ S310 を再度実施する。この時、教師データの少なくとも一部を取り換えて、よりよい信頼性の推論モデル 278 に改良する。このような工夫で、内視鏡診断支援部 230B は、複数の症例における内視鏡検査の管腔内挿入過程で得られた管腔内画像情報によって推論モデル 278 を生成し、検査時に注意を要する特定の対象部位画像検出において、診断支援情報を出力できる。

[0117] 推論部 279 は、画像バッファ 276 に格納された撮像画像 D を推論モデル 278 に入力して、内視鏡 100 の先端部 120 の速度が適切な観察適切速度の範囲内であるかの判定を取得する。推論部 279 は、判定結果を診断支援情報生成部 280 に出力する。

[0118] 推論部 279 は、CPU や FPGA (Field Programmable Gate Array) といったこれまでの汎用的な演算処理回路などを使ってもよいが、ニューラル・ネットワークの処理の多くが行列の掛け算であることから、行列計算に特化した GPU (Graphic Processing Unit) や Tensor Processing Unit (TPU) と呼ばれるものが利用される場合もある。近年ではこうした人工知能 (AI) 専用ハードの「ニューラル・ネットワーク・プロセッシング・ユニット (NPU)」が CPU などその他の回路とともに集積して組み込み可能に設計され、処理回路の一部になっている場合もある。

[0119] 本実施形態に係る内視鏡システム 500B によれば、内視鏡診断支援部 230B (内視鏡診断支援装置) は、注意して観察すべき注意領域を検出して、病変部などの異常領域の見逃しが発生しないように術者に丁寧に観察するように報知できる。

[0120] 以上、本発明の第二実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。また、上述の実施形態および以下で示す変形例において示した構成要素は適宜に組み合わせて構成することが可能である。

[0121] 上記実施形態において、内視鏡診断支援部（内視鏡診断支援装置）は医療用内視鏡の画像に対して診断支援を実施する。しかしながら内視鏡診断支援部（内視鏡診断支援装置）の診断対象は、医療用内視鏡の画像に限定されない。内視鏡診断支援部（内視鏡診断支援装置）は、カメラ、ビデオカメラ、工業用内視鏡、顕微鏡、画像取得機能を有するロボット、スマートフォン、携帯電話、スマートウォッチ、タブレット端末、ノート型ＰＣ等のモバイル機器などの他の撮像装置から取得した撮像画像に対して診断支援を実施してもよい。

産業上の利用可能性

[0122] 本発明は、内視鏡システムなどに適用することができる。

符号の説明

[0123] ５００，５００Ｂ 内視鏡システム（内視鏡画像処理システム）

４００ 表示装置

３００ 光源装置

１００ 内視鏡

１１０ 挿入部

１２０ 先端部

１５０ 撮像部

１７０ センサ

１８０ 操作部

１９０ ユニバーサルコード

２００ 画像処理プロセッサ装置（内視鏡画像処理装置）

２１０ 画像取得部

２２０ 異常領域検出部

２３０ 内視鏡診断支援部（内視鏡診断支援装置）

２４０ 注意領域検出部

２４１ 構造検出部

２４２ テーブル記録部

- 2 4 3 注意領域判定テーブル
- 2 4 5 判定部
- 2 5 0, 2 5 0 B 速度検出部
- 2 6 0 方向検出部
- 2 7 0 速度判定部
- 2 7 6 画像バッファ
- 2 7 7 モデル記録部
- 2 7 8 推論モデル
- 2 7 9 推論部
- 2 8 0 診断支援情報生成部
- 2 8 1 内視鏡位置情報
- 2 8 2 アラート情報
- 2 8 3 速度情報
- 2 9 0 画像合成部

請求の範囲

- [請求項1] 先端部に管腔の画像を取得する撮像部を有する内視鏡の診断支援方法において、
- 前記先端部が前記画像を取得している前記管腔内の位置である取得位置を検出し、
- 前記内視鏡の前記先端部が前記管腔を進退する速度を検出し、
- 予め定められた条件で判定できる注意領域を通過する前記内視鏡の前記先端部の前記速度が適切な観察適切速度の範囲内であるかを判定する、
- 内視鏡診断支援方法。
- [請求項2] 前記先端部の前記速度は、前記画像のフレーム間の物体の動きに基づいて検出される、
- 請求項1に記載の内視鏡診断支援方法。
- [請求項3] 前記先端部の前記速度は、前記内視鏡の前記先端部に設けられたセンサの出力に基づいて検出される、
- 請求項1に記載の内視鏡診断支援方法。
- [請求項4] 前記取得位置は、取得した前記画像に基づいて検出される、
- 請求項1から請求項3のいずれか一項に記載の内視鏡診断支援方法。
- [請求項5] 前記取得位置は、前記画像から前記管腔の部位を推論するために予め記録した画像に含まれる部位にアノテーションした教師データによって学習した推論モデルに基づいて推論される、
- 請求項4に記載の内視鏡診断支援方法。
- [請求項6] 前記先端部には、磁気コイルが格納されており、
- 前記取得位置は、前記磁気コイルから受信した磁気に基づいて検出される、
- 請求項1から請求項3のいずれか一項に記載の内視鏡診断支援方法。

- [請求項7] 前記内視鏡が前記管腔を進退する方向を検出し、
前記内視鏡が前記管腔から抜去する方向に後退するときのみ、前記注意領域を通過する前記内視鏡の前記先端部の前記速度が前記観察適切速度の範囲内であるかを判定する、
請求項1に記載の内視鏡診断支援方法。
- [請求項8] 前記内視鏡が前記管腔を進退する方向を検出し、
前記内視鏡が前記管腔から抜去する方向に後退する前に前記内視鏡が前記管腔に挿入されたときに取得した前記画像に基づいて前記注意領域を検出する、
請求項1に記載の内視鏡診断支援方法。
- [請求項9] 前記方向は、取得した前記画像から検出した前記管腔の部位の履歴から検出される、
請求項7または請求項8に記載の内視鏡診断支援方法。
- [請求項10] 前記方向は、前記内視鏡の前記先端部に設けられたセンサの出力に基づいて検出される、
請求項7または請求項8に記載の内視鏡診断支援方法。
- [請求項11] 病変部等の異常領域と、前記管腔内の区分された構造によって決まる注意すべき構造領域と、の少なくとも一方を検出することにより、前記注意領域を検出する、
請求項1に記載の内視鏡診断支援方法。
- [請求項12] 前記内視鏡の前記速度が前記観察適切速度の範囲外であるとき、前記注意領域に対する警告を含む診断支援情報を生成する、
請求項1に記載の内視鏡診断支援方法。
- [請求項13] 前記警告を含む前記診断支援情報を表示装置に表示し、
表示される前記診断支援情報は、
前記管腔における前記先端部の位置と、
前記警告を示す情報と、
前記先端部の前記速度と前記観察適切速度の範囲とを可視化した

速度情報と、

のうち少なくとも一つを含む、

請求項 1 2 に記載の内視鏡診断支援方法。

[請求項14]

内視鏡から管腔の画像コマを連続して取得して、

前記管腔の前記画像コマから注意して観察すべき注意領域の画像特徴を検出して、前記管腔の前記注意領域を通過する前記内視鏡の速度が適切な観察適切速度の範囲内であるかを判定する、

内視鏡診断支援方法。

[請求項15]

複数の症例における前記内視鏡の前記画像コマと、前記画像コマに対して見逃し判定し前記画像コマを用いて見逃しやすい部位を判定し、前記部位の検査にふさわしい検査速度をアノテーションした結果と、を教師データとして機械学習により得られる推論モデルに基づいて、前記内視鏡の前記速度が前記観察適切速度の範囲内であるかを判定する、

請求項 1 4 に記載の内視鏡診断支援方法。

[請求項16]

前記内視鏡の前記速度が前記観察適切速度の範囲外であるとき、前記注意領域に対する警告を含む診断支援情報を生成する、

請求項 1 4 に記載の内視鏡診断支援方法。

[請求項17]

複数の症例における内視鏡検査において得られた動画の複数の画像コマを時系列で分類し、

前記画像コマの前半に分類された画像コマに対して、前記複数の画像コマの後半で起こった見逃し要因を判定した結果をアノテーションして教師データとして、入力された前記画像コマに対して、対応するアノテーションが出力されるように学習された推論モデル。

[請求項18]

先端部に管腔の画像を取得する撮像部を有する内視鏡からの画像情報を取得する画像情報取得部と、

前記内視鏡先端部が前記管腔を通過する速度を検出する管腔通過速度検出部と、

前記内視鏡先端部があらかじめ定められた管腔内注意領域を通過する時の前記管腔通過速度が適切な観察速度の範囲内であることを判定する観察適切速度判定部と、

を具備することを特徴とする内視鏡画像処理装置。

[請求項19]

先端部に管腔の画像を取得する撮像部を有する内視鏡からの画像情報を取得する画像情報取得部と、

前記内視鏡先端部が前記管腔を通過する速度を検出する管腔通過速度検出部と、

前記内視鏡先端部があらかじめ定められた管腔内注意領域を通過する前記管腔通過速度が適切な観察速度の範囲内であることを判定する観察適切速度判定部と、

を具備することを特徴とする内視鏡画像処理システム。

[請求項20]

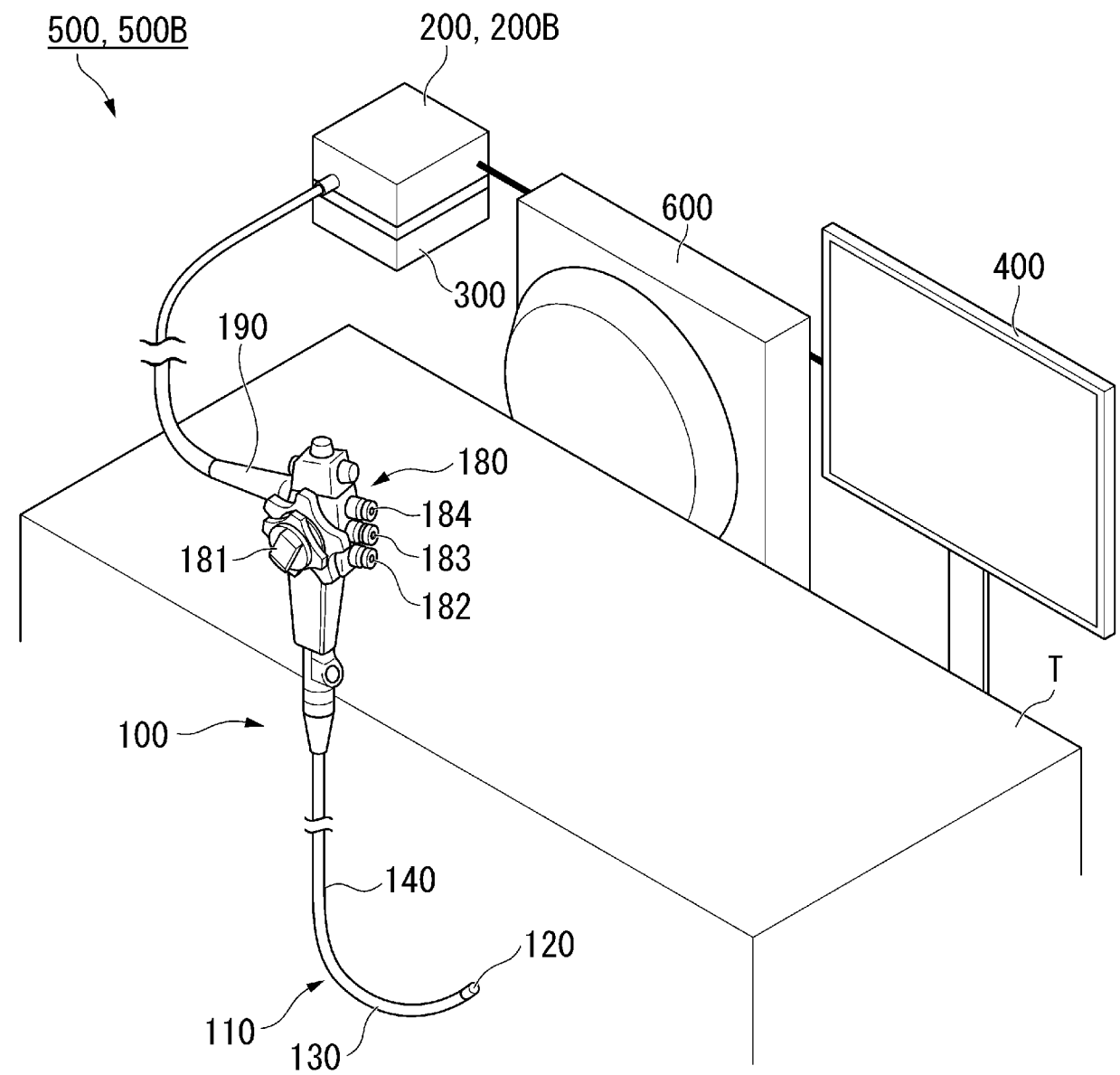
管腔の画像を取得する内視鏡先端部の撮像部からの画像情報を取得する画像情報取得ステップと、

前記内視鏡先端部が前記管腔を通過する速度を検出する管腔通過速度検出ステップと、

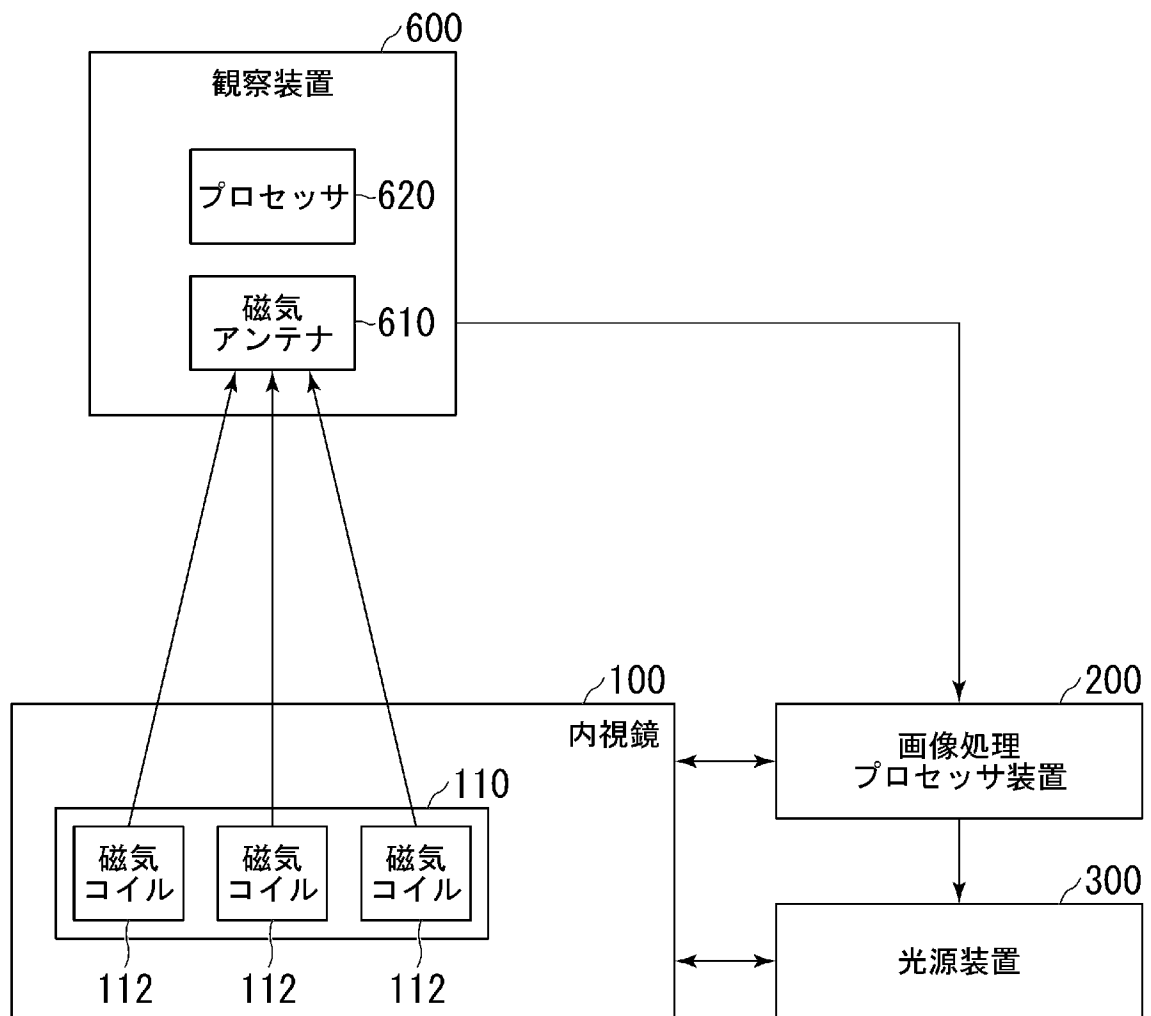
前記内視鏡先端部が特定の管腔内注意領域を通過する時の前記管腔通過速度が適切な観察速度の範囲内であることを判定する観察適切速度判定ステップと、

をコンピュータに実行させる内視鏡画像処理プログラム。

[図1]



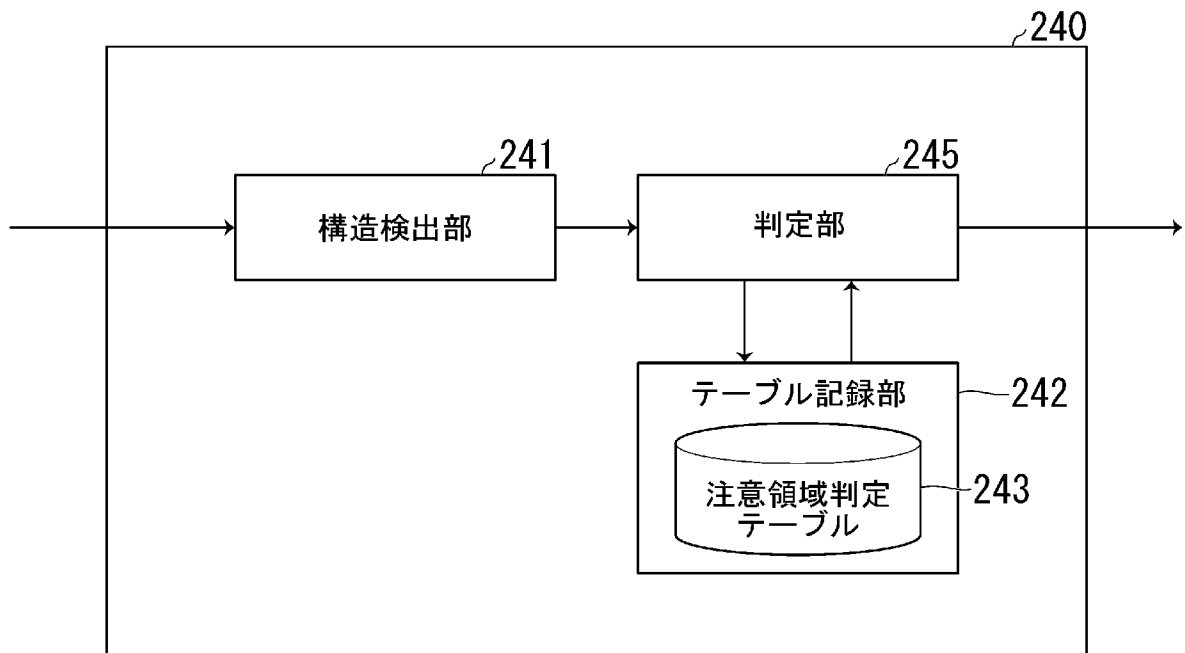
[図2]



[図4]

管腔の構造	注目領域となる確率P (注意領域確率P)
盲腸	6%
上行結腸	11%
横行結腸	9%
下行結腸	5%
S状結腸	34%
直腸S状部	35%

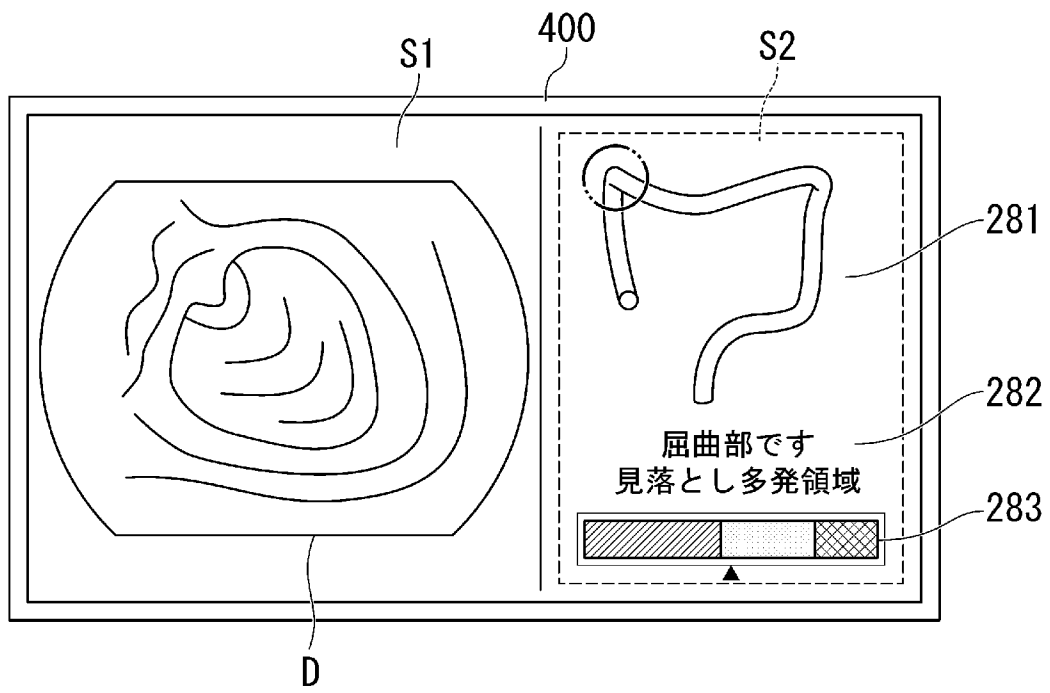
[図5]



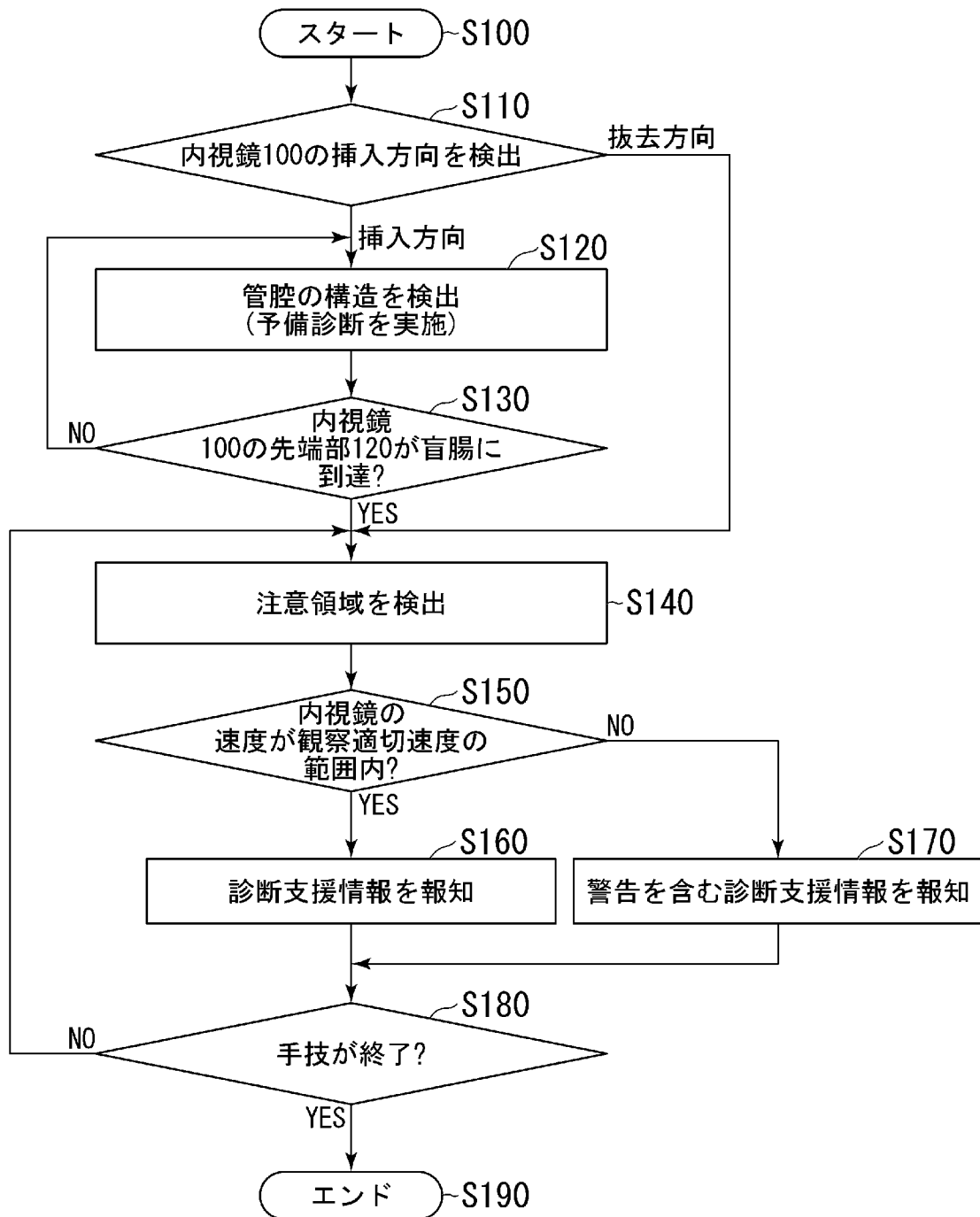
[図6]

管腔の構造	上限速度 Vmax
盲腸	〇〇
上行結腸	□□
横行結腸	◇◇
下行結腸	□□
S状結腸	〇〇
直腸S状部	〇〇

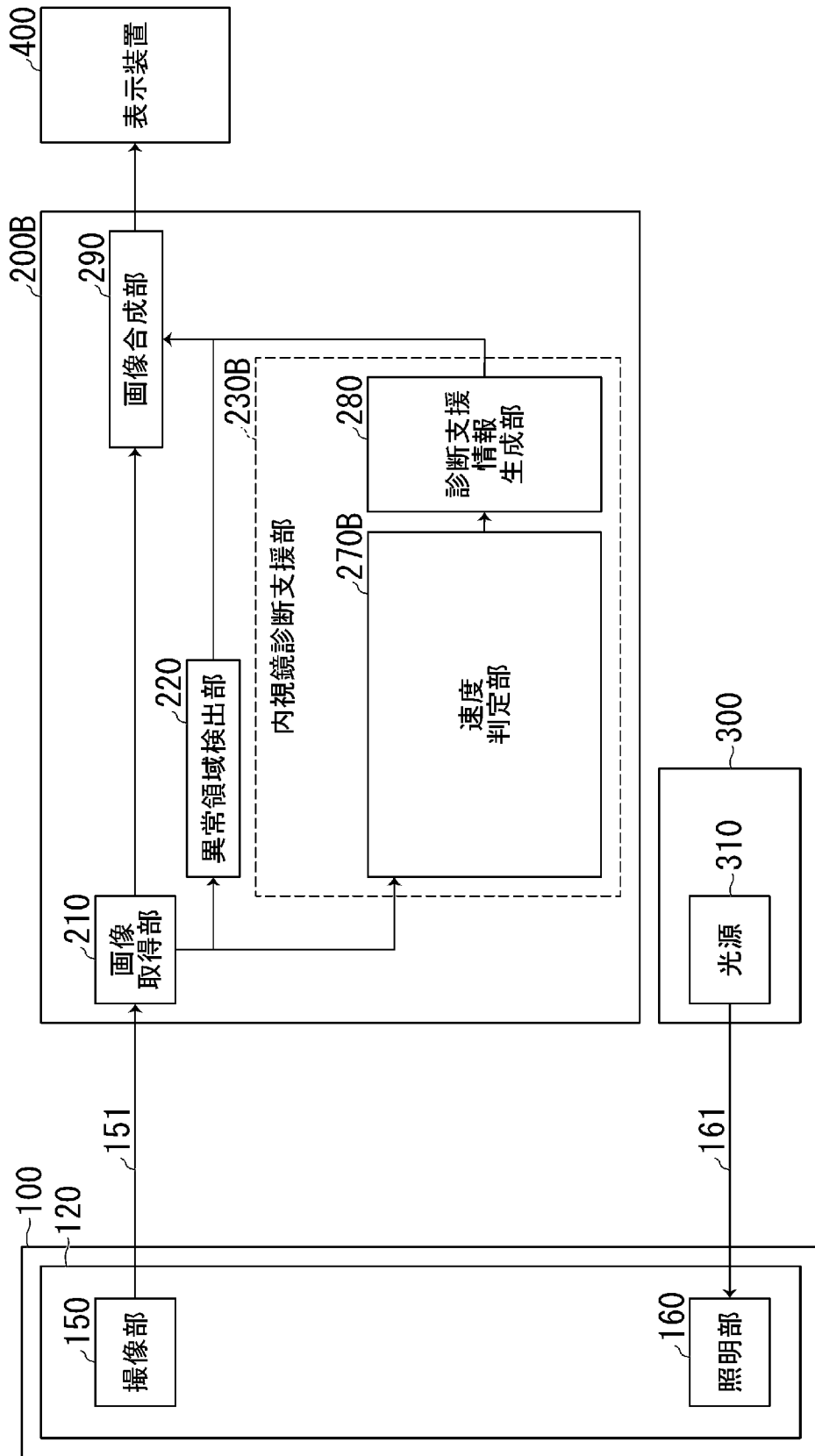
[図7]



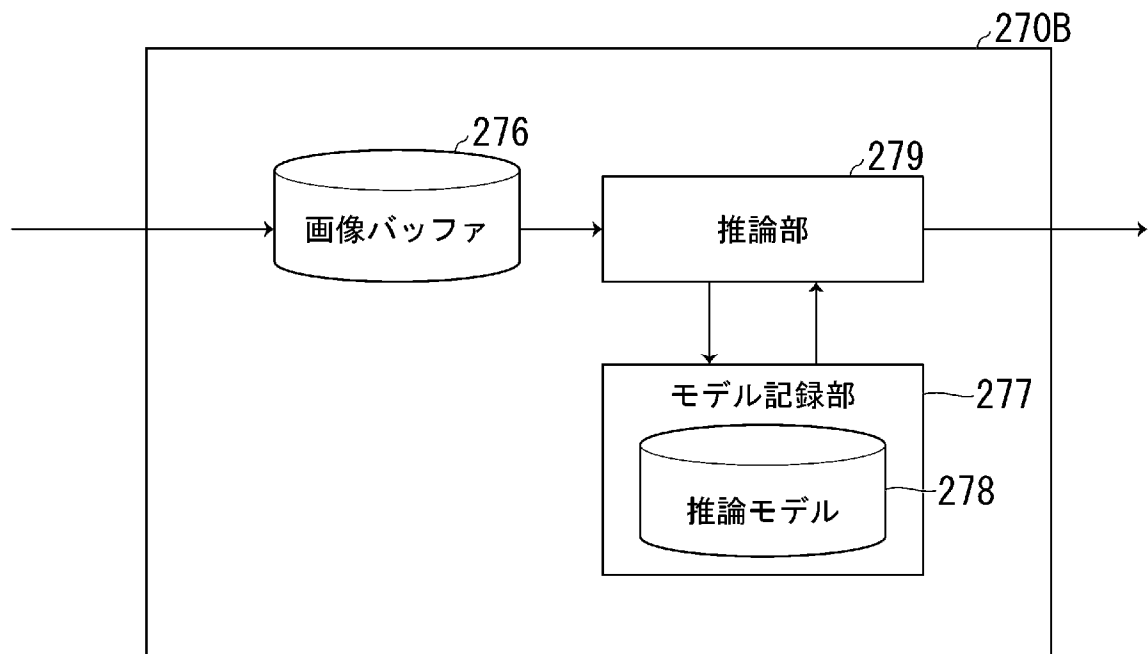
[図8]



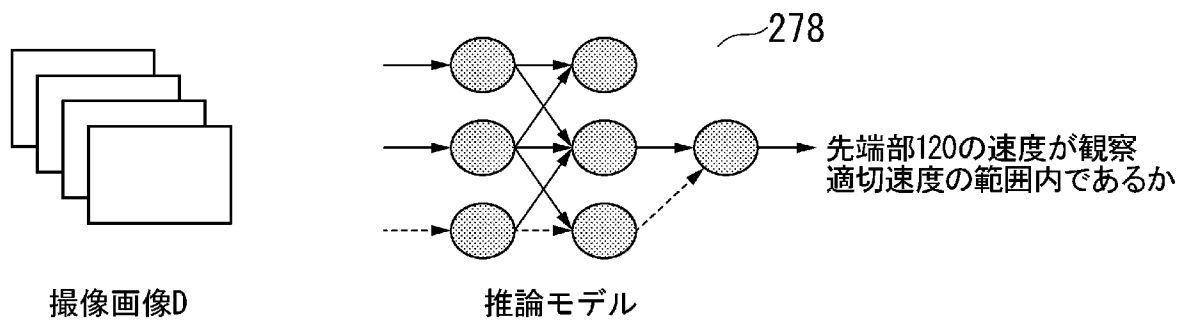
[図9]

500B

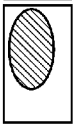
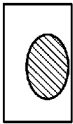
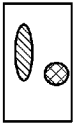
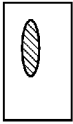
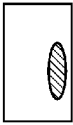
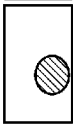
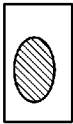
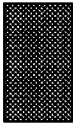
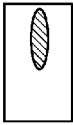
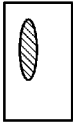
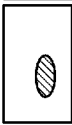
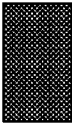
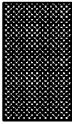
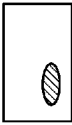
[図10]



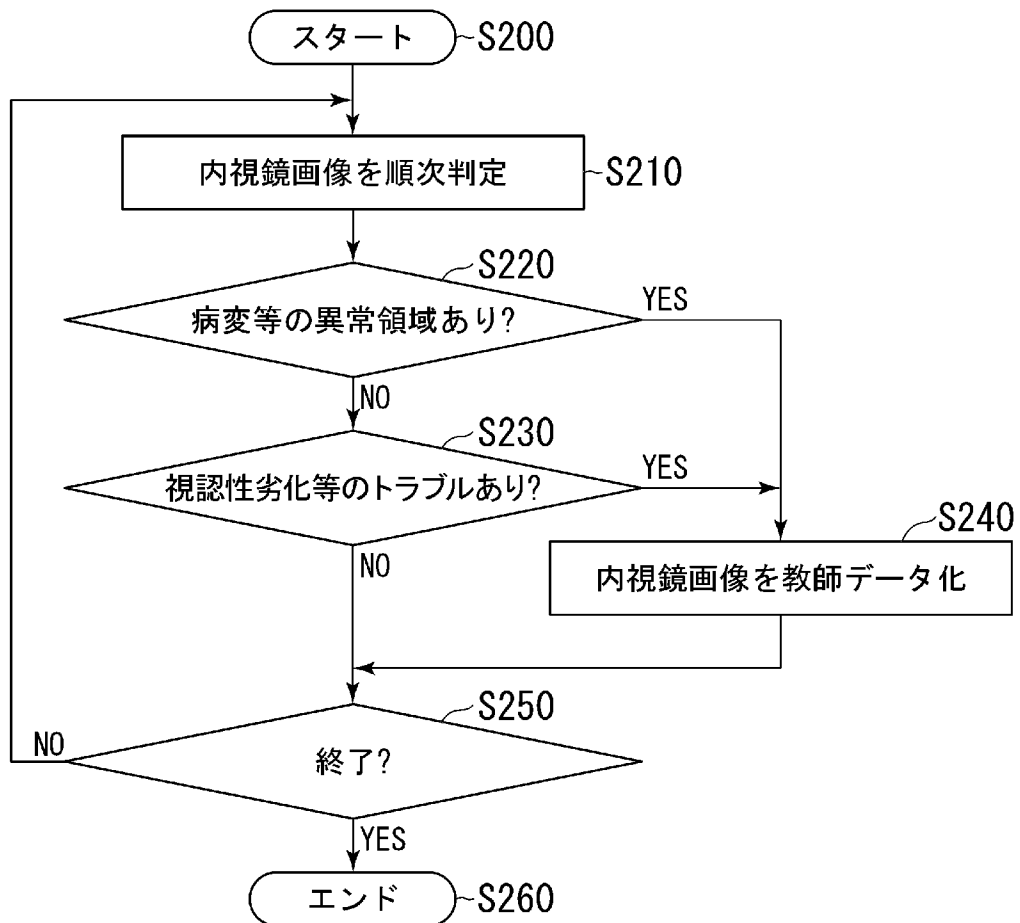
[図11]



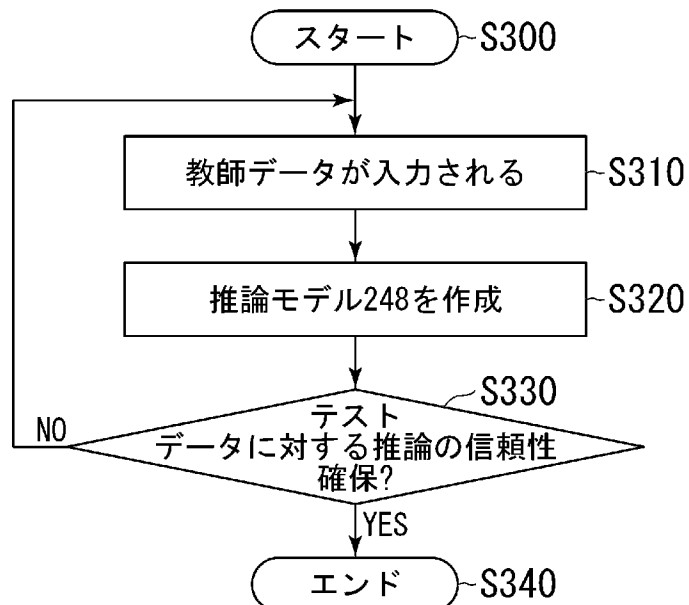
[図12]

学習用撮像画像	アノテーション
     	3コマ目に見落としてやすい注意領域あり 先端部120の速度は観察適切速度の範囲外
     	3コマ目に不明な部分が含まれる注意領域あり 先端部120の速度は観察適切速度の範囲内
     	不明な部分が含まれる注意領域あり(連続) 先端部120の速度は観察適切速度の範囲外

[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/028220

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 1/00**(2006.01)i; **A61B 1/045**(2006.01)i

FI: A61B1/00 552; A61B1/045 614; A61B1/045 623

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 1971-2023
 Registered utility model specifications of Japan 1996-2023
 Published registered utility model applications of Japan 1994-2023

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 2021/220822 A1 (JAPANESE FOUND FOR CANCER RES., AI MEDICAL SERVICE INC.) 04 November 2021 (2021-11-04) paragraphs [0024]-[0109]	1, 4-5, 11-13, 18-20
Y		2-3, 6-10
A		14-17
X	WO 2018/216618 A1 (NEC CORPORATION, NATIONAL CANCER CENTER) 29 November 2018 (2018-11-29) paragraphs [0043]-[0052]	14, 16
Y		2
A		1, 3-13, 15, 18-20
Y	WO 2015/046152 A1 (OLYMPUS CORPORATION) 02 April 2015 (2015-04-02) paragraphs [0033]-[0047]	3, 6, 10
A		1-2, 4-5, 7-9, 11-16, 18-20

☒ 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

28 September 2023

Date of mailing of the international search report

10 October 2023

Name and mailing address of the ISA/JP

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/028220**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2023/095208 A1 (OLYMPUS CORPORATION) 01 June 2023 (2023-06-01) paragraphs [0028], [0135]-[0143]	17
Y		7-10
A		1-6, 11-16, 18-20
A	WO 2020/039931 A1 (FUJIFILM CORPORATION) 27 February 2020 (2020-02-27) entire text, all drawings	1-16, 18-20
A	WO 2019/088121 A1 (JAPANESE FOUND FOR CANCER RES., AI MEDICAL SERVICE INC.) 09 May 2019 (2019-05-09) entire text, all drawings	1-20
A	JP 2012-014129 A (OLYMPUS CORPORATION) 19 January 2012 (2012-01-19) entire text, all drawings	1-16, 18-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2023/028220

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
WO	2021/220822	A1	04 November 2021	CN	115460968	A	
paragraphs [0060]-[0155]							
WO	2018/216618	A1	29 November 2018	US	2020/0170485	A1	
paragraphs [0070]-[0081]							
				EP	3632295	A1	
				CN	110662476	A	
WO	2015/046152	A1	02 April 2015	US	2016/0278612	A1	
paragraphs [0119]-[0153]							
				EP	3033987	A1	
				CN	105530852	A	
WO	2023/095208	A1	01 June 2023	(Family: none)			
WO	2020/039931	A1	27 February 2020	US	2021/0161366	A1	
entire text, all drawings							
				EP	3841958	A1	
				CN	112584745	A	
WO	2019/088121	A1	09 May 2019	US	2020/0337537	A1	
entire text, all drawings							
				EP	3705025	A1	
				KR	10-2020-0106028	A	
				CN	111655116	A	
JP	2012-014129	A	19 January 2012	(Family: none)			

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 1/00(2006.01)i; A61B 1/045(2006.01)i FI: A61B1/00 552; A61B1/045 614; A61B1/045 623		
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）） 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 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2023年 日本国実用新案登録公報 1996-2023年 日本国登録実用新案公報 1994-2023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	WO 2021/220822 A1（公益財団法人がん研究会、株式会社A I メディカルサービス） 04.11.2021（2021-11-04） 段落 [0024] - [0109]	1,4-5,11-13,18-20
Y		2-3,6-10
A		14-17
X	WO 2018/216618 A1（日本電気株式会社、国立研究開発法人国立がん研究センター） 29.11.2018（2018-11-29） 段落 [0043] - [0052]	14,16
Y		2
A		1,3-13,15,18-20
Y	WO 2015/046152 A1（オリンパス株式会社）02.04.2015（2015-04-02） 段落 [0033] - [0047]	3,6,10
A		1-2,4-5,7-9, 11-16,18-20
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☒ パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの “E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの “L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） “O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 “P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献 “T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの “X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの “Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの “&” 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 28.09.2023		国際調査報告の発送日 10.10.2023
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） 亀澤 智博 2Q 4746 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
X Y A	WO 2023/095208 A1 (オリンパス株式会社) 01.06.2023 (2023 - 06 - 01) 段落 [0028], [0135] - [0143]	17 7-10 1-6, 11-16, 18-20
A	WO 2020/039931 A1 (富士フイルム株式会社) 27.02.2020 (2020 - 02 - 27) 全文、全図	1-16, 18-20
A	WO 2019/088121 A1 (公益財団法人がん研究会、株式会社A I メディカルサービス) 09.05.2019 (2019 - 05 - 09) 全文、全図	1-20
A	JP 2012-014129 A (オリンパス株式会社) 19.01.2012 (2012 - 01 - 19) 全文、全図	1-16, 18-20

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2023/028220

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
WO	2021/220822	A1	04.11.2021	CN	115460968	A	
段落[0060]-[0155]							
WO	2018/216618	A1	29.11.2018	US	2020/0170485	A1	
段落[0070]-[0081]							
				EP	3632295	A1	
				CN	110662476	A	
WO	2015/046152	A1	02.04.2015	US	2016/0278612	A1	
段落[0119]-[0153]							
				EP	3033987	A1	
				CN	105530852	A	
WO	2023/095208	A1	01.06.2023	(ファミリーなし)			
WO	2020/039931	A1	27.02.2020	US	2021/0161366	A1	
全文、全図							
				EP	3841958	A1	
				CN	112584745	A	
WO	2019/088121	A1	09.05.2019	US	2020/0337537	A1	
全文、全図							
				EP	3705025	A1	
				KR	10-2020-0106028	A	
				CN	111655116	A	
JP	2012-014129	A	19.01.2012	(ファミリーなし)			