

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/158817

発行日 令和1年12月19日 (2019.12.19)

(43) 国際公開日 平成30年9月7日 (2018.9.7)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 1/045 (2006.01)** A 6 1 B 1/045 6 1 9 4 C 1 6 1  
 A 6 1 B 1/045 6 1 6

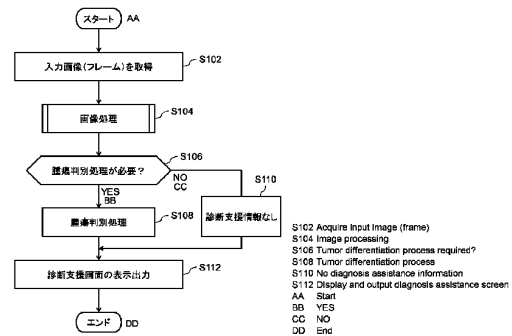
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号 特願2019-502319 (P2019-502319)	(71) 出願人 000004237
(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/007782	日本電気株式会社
(22) 国際出願日 平成29年2月28日 (2017.2.28)	東京都港区芝五丁目7番1号
(81) 指定国・地域 AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (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), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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, 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	(74) 代理人 100110928 弁理士 速水 進治
	(72) 発明者 西光 雅弘 東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気株式会社社内
	(72) 発明者 今岡 仁 東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気株式会社社内
	Fターム(参考) 4C161 SS22 TT01 WW05 WW15

(54) 【発明の名称】 画像診断装置、画像診断方法、及びプログラム

(57) 【要約】

画像診断装置(10)は、内視鏡などにより生成された画像(動画)を用いた診断支援処理を行う。画像診断装置(10)は、第1処理部(110)および第2処理部(120)を含んで構成される。第1処理部(110)は、複数の入力画像のそれぞれに対し、腫瘍の判別処理が必要か否かを判断する事前処理を実行する。第2処理部(120)は、第1処理部(110)により実行される事前処理において「腫瘍の判別処理が必要」と判断された入力画像に対して、腫瘍の判別処理を行う。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数の入力画像のそれぞれに対し、腫瘍の判別処理が必要か否かを判断する事前処理を実行する第 1 処理手段と、

前記事前処理において前記腫瘍の判別処理が必要と判断された入力画像に対して、前記腫瘍の判別処理を行う第 2 処理手段と、

を備える画像診断装置。

**【請求項 2】**

前記第 1 処理手段は、前記事前処理として、前記入力画像に対する画像処理において予め設定された特定条件が検出されたか否かを判別し、前記特定条件が検出されたときに前記腫瘍の判別処理が不要と判断する、

請求項 1 に記載の画像診断装置。

**【請求項 3】**

前記第 1 処理手段は、動画を構成するフレームとして前後する 2 つの前記入力画像の差分が基準以下であることを、前記特定条件として検出する、

請求項 2 に記載の画像診断装置。

**【請求項 4】**

前記第 1 処理手段は、前記複数の入力画像を用いて算出されるオプティカルフローが基準の範囲外であること、前記入力画像から算出される被写体の鮮明さの度合いが基準以下であること、前記入力画像が体内以外の領域を撮像した画像であること、前記入力画像が腫瘍に対する処置で用いる器具または前記処置で散布された薬剤を含む画像であること、前記入力画像が倍率を上げて撮像された画像であること、の少なくともいずれか 1 つを前記特定条件として検出する、

請求項 2 または 3 に記載の画像診断装置。

**【請求項 5】**

前記第 1 処理手段は、前記第 2 処理手段の前記腫瘍の判別処理において陽性を示す結果が得られた場合、前記事前処理における前記特定条件の検出閾値を、前記特定条件の検出頻度が増加する方向に変更する、

請求項 2 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

**【請求項 6】**

前記第 1 処理手段は、前記第 2 処理手段の前記腫瘍の判別処理において陰性を示す結果が得られた場合、前記事前処理における前記特定条件の検出閾値を、前記特定条件の検出頻度が減少する方向に変更する、

請求項 2 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

**【請求項 7】**

前記第 2 処理手段は、第 1 の入力画像に対する前記事前処理によって前記腫瘍の判別処理が不要と判断された場合、前記第 1 の入力画像よりも前の第 2 の入力画像に対する前記腫瘍の判別処理の判別結果を前記第 1 の入力画像に対する判別結果として用いる、

請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

**【請求項 8】**

前記第 1 の入力画像と前記第 2 の入力画像は、時間的に連続するフレームである、

請求項 7 に記載の画像診断装置。

**【請求項 9】**

前記第 2 処理手段は、前記入力画像中の臓器の内壁に現れている血管の色および形状の少なくとも一方に基づいて、前記腫瘍の判別処理の結果が陽性または陰性のいずれであることを決定する、

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

**【請求項 10】**

前記第 2 処理手段は、前記入力画像中の臓器の内壁の形状に基づいて、前記腫瘍の判別処理の結果が陽性または陰性のいずれであることを決定する、

10

20

30

40

50

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 1 1】

前記複数の入力画像は、内視鏡を用いて生成された動画を構成するフレームである、  
請求項 1 乃至 1 0 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【請求項 1 2】

コンピュータによって実行される画像診断方法であって、  
複数の入力画像のそれぞれに対し、腫瘍の判別処理が必要か否かを判断する事前処理を  
実行し、

前記事前処理において前記腫瘍の判別処理が必要と判断された入力画像に対して、前記  
腫瘍の判別処理を行う、

ことを含む画像診断方法。

10

【請求項 1 3】

前記事前処理として、前記入力画像に対する画像処理において予め設定された特定条件  
が検出されたか否かを判別し、前記特定条件が検出されたときに前記腫瘍の判別処理が不  
要と判断する、

ことを含む請求項 1 2 に記載の画像診断方法。

【請求項 1 4】

動画を構成するフレームとして前後する 2 つの前記入力画像の差分が基準以下であるこ  
とを、前記特定条件として検出する、

ことを含む請求項 1 3 に記載の画像診断方法。

20

【請求項 1 5】

前記複数の入力画像を用いて算出されるオプティカルフローが基準の範囲外であること  
、前記入力画像から算出される被写体の鮮明さの度合いが基準以下であること、前記入力  
画像が体内以外の領域を撮像した画像であること、前記入力画像が腫瘍に対する処置で用  
いる器具または前記処置で散布された薬剤を含む画像であること、前記入力画像が倍率を  
上げて撮像された画像であること、の少なくともいずれか 1 つを前記特定条件として検出  
する、

ことを含む請求項 1 3 または 1 4 に記載の画像診断方法。

【請求項 1 6】

前記腫瘍の判別処理において陽性を示す結果が得られた場合、前記事前処理における前  
記特定条件の検出閾値を、前記特定条件の検出頻度が増加する方向に変更する、

ことを含む請求項 1 3 乃至 1 5 のいずれか 1 項に記載の画像診断方法。

30

【請求項 1 7】

前記腫瘍の判別処理において陰性を示す結果が得られた場合、前記事前処理における前  
記特定条件の検出閾値を、前記特定条件の検出頻度が減少する方向に変更する、

ことを含む請求項 1 3 乃至 1 6 のいずれか 1 項に記載の画像診断方法。

【請求項 1 8】

第 1 の入力画像に対する前記事前処理によって前記腫瘍の判別処理が不要と判断された  
場合、前記第 1 の入力画像よりも前の第 2 の入力画像に対する前記腫瘍の判別処理の判別  
結果を前記第 1 の入力画像に対する判別結果として用いる、

ことを含む請求項 1 2 乃至 1 7 のいずれか 1 項に記載の画像診断方法。

40

【請求項 1 9】

前記第 1 の入力画像と前記第 2 の入力画像は、時間的に連続するフレームである、

請求項 1 8 に記載の画像診断方法。

【請求項 2 0】

前記入力画像中の臓器の内壁に現れている血管の色および形状の少なくとも一方に基づ  
いて、前記腫瘍の判別処理の結果が陽性または陰性のいずれであるかを決定する、

ことを含む請求項 1 2 乃至 1 9 のいずれか 1 項に記載の画像診断方法。

【請求項 2 1】

前記入力画像中の臓器の内壁の形状に基づいて、前記腫瘍の判別処理の結果が陽性また

50

は陰性のいずれであるかを決定する、

ことを含む請求項 1 2 乃至 2 0 のいずれか 1 項に記載の画像診断方法。

【請求項 2 2】

前記複数の入力画像は、内視鏡を用いて生成された動画を構成するフレームである、  
請求項 1 2 乃至 2 1 のいずれか 1 項に記載の画像診断方法。

【請求項 2 3】

請求項 1 2 乃至 2 2 のいずれか 1 項に記載の画像診断方法をコンピュータに実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0 0 0 1】

本発明は、画像診断装置、画像診断方法、及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

内視鏡によって得られる動画像を用いて、腫瘍の診断を支援する技術が、例えば、下記特許文献 1 並びに特許文献 2 に開示されている。下記特許文献 1 には、内視鏡画像に対して関心領域 ( R O I ) を設定し、当該 R O I における画像特徴量に基づいて内視鏡による診断を支援する表示を行う技術が開示されている。下記特許文献 2 には、医師が超拡大機能をもつ内視鏡を用いて気になる部位を拡大撮像し、その画像を用いて、当該部位が腫瘍か否かを判定する技術が開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 3】

【特許文献 1】特開 2 0 0 7 - 2 0 9 7 7 0 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 1 6 - 1 5 4 8 1 0 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 4】

内視鏡で得られる画像を処理して腫瘍の診断支援を行う場合、腫瘍の判別するための画像処理の負荷が大きく表示のずれが発生するなど、要求される処理性能を満たせない可能性がある。

30

【0 0 0 5】

本発明は、上記の課題に鑑みてなされたものである。本発明の目的の一つは、画像を用いた腫瘍の診断支援においてその処理量を削減する技術を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 6】

本発明の画像診断装置は、( 1 ) 複数の入力画像のそれぞれに対し、腫瘍の判別処理が必要か否かを判断する事前処理を実行する第 1 処理手段と、( 2 ) 前記事前処理において前記腫瘍の判別処理が必要と判断された入力画像に対して、前記腫瘍の判別処理を行う第 2 処理手段と、を備える。

40

【0 0 0 7】

本発明の画像診断方法は、コンピュータによって実行される。当該画像診断方法は、( 1 ) 複数の入力画像のそれぞれに対し、腫瘍の判別処理が必要か否かを判断する事前処理を実行し、( 2 ) 前記事前処理において前記腫瘍の判別処理が必要と判断された入力画像に対して、前記腫瘍の判別処理を行う、ことを含む。

【0 0 0 8】

本発明のプログラムは、本発明の画像診断方法をコンピュータに実行させる。

【発明の効果】

【0 0 0 9】

本発明によれば、画像を用いた腫瘍の診断支援においてその処理量を削減する技術が提

50

供される。

【図面の簡単な説明】

【0010】

上述した目的、およびその他の目的、特徴および利点は、以下に述べる好適な実施の形態、およびそれに付随する以下の図面によってさらに明らかになる。

【0011】

【図1】本発明に係る画像診断装置の導入例を示す図である。

【図2】第1実施形態の画像診断装置の機能構成を概念的に示すブロック図である。

【図3】画像診断装置のハードウェア構成を概念的に示す図である。

【図4】第1実施形態における画像診断装置の処理の流れを例示するフローチャートである。

10

【図5】第1処理部が実行する事前処理の第1の具体例を示すフローチャートである。

【図6】第1処理部が実行する事前処理の第2の具体例を示すフローチャートである。

【図7】第1処理部が実行する事前処理の第3の具体例を示すフローチャートである。

【図8】第1処理部が実行する事前処理の第4の具体例を示すフローチャートである。

【図9】第1処理部が実行する事前処理の第5の具体例を示すフローチャートである。

【図10】第1処理部が実行する事前処理の第6の具体例を示すフローチャートである。

【図11】第2実施形態における画像診断装置の処理の流れを例示するフローチャートである。

【図12】第3実施形態における画像診断装置の処理の流れを例示するフローチャートである。

20

【図13】第3実施形態の変形例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。尚、すべての図面において、同様な構成要素には同様の符号を付し、適宜説明を省略する。また、特に説明する場合を除き、各ブロック図において、各ブロックは、ハードウェア単位の構成ではなく、機能単位の構成を表している。

【0013】

<概要>

30

図1は、本発明に係る画像診断装置の導入例を示す図である。図1に示されるように、本発明に係る画像診断装置10は、内視鏡システム20およびモニタ30と接続される。なお、画像診断装置10は、内視鏡システム20の一要素として、内視鏡システム20に組み込まれていてもよい。

【0014】

内視鏡システム20は、内視鏡を用いた診断や治療を支援するためのシステムであり、ビデオスコープ（内視鏡）、ビデオスコープを制御する制御装置、ビデオスコープから得られた信号を処理して内視鏡画像を生成するプロセッサなどを含んで構成される。ビデオスコープを患者の口や鼻から患者の体内へ挿入することにより、患者の体内を撮像した画像（動画）が生成される。

40

【0015】

内視鏡システム20により生成された画像は、画像診断装置10に供給される。画像診断装置10は、内視鏡システム20によって生成された画像（動画）を用いて腫瘍の判別処理を行い、当該判別処理の結果を示す診断支援画面（腫瘍の有無や腫瘍のタイプといった情報を識別可能に表示して腫瘍の見逃しを抑制するための画面）を表示させるための映像信号を生成する。ここで、画像診断装置10は、詳しくは後述するように、内視鏡システム20から入力された画像の中から、判別処理の対象とする画像とそうでない画像とを選別することにより、処理量を減らして処理の高速化を図る。

【0016】

モニタ30は、画像診断装置10から出力される映像信号に基づいて診断支援画面を表

50

示させる。医師は、モニタ 30 に表示された診断支援画面上で腫瘍の有無や腫瘍のタイプといった情報を確認しつつ、診断を行う。

【0017】

[第1実施形態]

以下、本発明に係る画像診断装置 10 について説明する。

【0018】

[機能構成]

図 2 は、第 1 実施形態の画像診断装置 10 の機能構成を概念的に示すブロック図である。図 2 に示されるように、画像診断装置 10 は、第 1 処理部 110 および第 2 処理部 120 を有する。

10

【0019】

第 1 処理部 110 は、複数の入力画像を処理対象として取得する。当該複数の入力画像は、例えば、内視鏡システム 20 によって生成された動画を構成するフレームである。第 1 処理部 110 は、内視鏡システム 20 を用いた診断時に生成される動画（複数の入力画像）をリアルタイムに取得することができる。その他にも、第 1 処理部 110 は、内視鏡システム 20 を用いた診断が終了した後、内視鏡システム 20 の画像記憶装置に一旦記憶された動画（複数の入力画像）を当該画像記憶装置から読み出してもよい。

【0020】

第 1 処理部 110 は、取得した複数の入力画像のそれぞれに対し、腫瘍の判別処理が必要か否かを判断する事前処理を実行する。第 1 処理部 110 によって実行される事前処理の詳細については後述する。第 1 処理部 110 によって実行される事前処理によって、複数の入力画像は、腫瘍の判別処理を実行する画像とそうでない画像とに選別される。

20

【0021】

第 1 処理部 110 は、例えば「医師が観察中か否か」という観点に基づいて、「入力画像に対して腫瘍の判別処理が必要か否か」を判断することができる。一例として、第 1 処理部 110 が取得した入力画像間で動きが小さい場合は、医師が内視鏡を大きく動かしていないときであり、撮像範囲に含まれる部分を観察していると判断できる。この場合には、第 1 処理部 110 は、「入力画像に対する腫瘍の判別処理が必要」と判断することができる。逆に、第 1 処理部 110 が取得した入力画像間で動きが大きい場合は、医師が内視鏡を大きく動かしている、撮像範囲に含まれる部分を観察していないと判断できる。この場合に、第 1 処理部 110 は、「入力画像に対する腫瘍の判別処理が不要」と判断することができる。

30

【0022】

その他にも、第 1 処理部 110 は、例えば「医師が腫瘍に気付いているか否か」という観点に基づいて、「入力画像に対して腫瘍の判別処理が必要か否か」を判断することができる。一例として、医師が腫瘍に対して何らかの処置を施している（すなわち、腫瘍に気付いている）と入力画像から判断できる場合には、第 1 処理部 110 は、「当該入力画像に対する腫瘍の判別処理は不要」と判断することができる。逆に、医師が腫瘍に対して何らかの処置を施していることが入力画像から確認できない場合は、医師が腫瘍に気付いていない可能性がある。この場合には、第 1 処理部 110 は、「入力画像に対する腫瘍の判別処理が必要」と判断することができる。

40

【0023】

その他にも、第 1 処理部 110 は、例えば「冗長な判別処理の実行を回避する」という観点に基づいて、「腫瘍の判別処理が必要か否か」を判断することができる。一例として、ある入力画像（第 1 の入力画像）が過去の入力画像（第 2 の入力画像）と比較して変化が小さい場合などには、第 1 処理部 110 は「第 1 の入力画像に対する腫瘍の判別処理は不要」と判断することができる。これは次のような考えに基づく。即ち、複数の入力画像を比較した結果、画像の変化が小さい場合、それらの入力画像は略同じ箇所を撮像していると推測できる。そうすると、各入力画像に対して腫瘍の判別処理を実行した場合の結果は略同じになると言える。つまり、第 1 の入力画像については第 2 の入力画像の結果を流

50

用することができるため、第1の入力画像に対して腫瘍の判別処理を実行する必要はないと言える。

【0024】

また、第1処理部110は、例えば「入力画像が腫瘍の判別処理に適しているか」という観点に基づいて、「腫瘍の判別処理が必要か否か」を判断することができる。一例として、入力画像が不鮮明であり、正確な処理結果を得るのが難しいと判断できる場合には、第1処理部110は、「当該入力画像に対する腫瘍の判別処理は不要」と判断することができる。

【0025】

なお、「腫瘍の判別処理が必要か否か」の判断基準についての上記説明は、あくまで例示であり、本発明を制限するものではない。

10

【0026】

第2処理部120は、第1処理部110の事前処理において「腫瘍の判別処理が必要」と判断された入力画像から抽出できる各種特徴量を用いて、当該入力画像に対して腫瘍の判別処理を行う。具体的には、第2処理部120は、まず、入力画像から抽出できる各種特徴量を用いて入力画像の撮像範囲内における腫瘍の有無を判別する。第2処理部120は、腫瘍があると判断した場合、入力画像から抽出できる各種特徴量に基づいて、当該腫瘍の性質（陽性（悪性）/陰性（良性））を判別する。

【0027】

一例として、第2処理部120は、入力画像中の臓器の内壁に現れている血管の色および形状の少なくとも一方に基づいて、腫瘍の判別処理の結果が陽性または陰性のいずれであるかを決定することができる。第2処理部120は、入力画像における血管部分の色の变化パターンや、入力画像における血管部分のエッジ特徴量に基づく形状パターンなどによって、腫瘍が陽性または陰性のいずれかを判別することができる。また、他の例として、入力画像中の臓器の内壁の形状に基づいて、腫瘍の判別処理の結果が陽性または陰性のいずれであるかを決定することができる。第2処理部120は、入力画像中における臓器の内壁に現れている腫瘍部分のエッジ特徴量に基づいて、腫瘍の判別処理の結果が陽性または陰性のいずれであるかを決定することができる。

20

【0028】

なお本明細書において「陽性であるか陰性であるかを判別する」とは、腫瘍の性質（陽性/陰性）に関する情報だけでなく、例えば、入力画像内での腫瘍の位置、腫瘍のサイズ、腫瘍の種類、及び、腫瘍の進行度（ステージ数）といった、診断に有用なその他の情報を取得することを含む。以下、これらの情報を「診断支援情報」とも表記する。

30

【0029】

〔作用・効果〕

以上、本実施形態によれば、複数の入力画像は、第1処理部110の事前処理によって、第2処理部120による腫瘍の判別処理が必要な画像とそうでない画像とに選別される。画像を用いた腫瘍の判別処理は負荷が比較的大きい処理であるため、このように処理対象の画像を間引きすることによって、診断支援に係る処理全体の処理量を低減させる効果が見込める。これにより、診断支援処理が高速化され、例えばリアルタイムで内視鏡画像を処理する場合であっても、結果の出力を円滑に行うことができる。また、診断支援処理に用いる装置に要求されるスペックが下がり、内視鏡画像を用いた診断支援システムの導入コストを削減する効果も見込める。

40

【0030】

以下、本実施形態についてさらに詳細に説明する。

【0031】

〔画像診断装置10のハードウェア構成〕

画像診断装置10の各機能構成部は、各機能構成部を実現するハードウェア（例：ハードワイヤードされた電子回路など）で実現されてもよいし、ハードウェアとソフトウェアとの組み合わせ（例：電子回路とそれを制御するプログラムの組み合わせなど）で実現さ

50

れてもよい。以下、画像診断装置 10 の各機能構成部がハードウェアとソフトウェアとの組み合わせで実現される場合について、さらに説明する。

【0032】

図 3 は、画像診断装置 10 のハードウェア構成を概念的に示す図である。画像診断装置 10 は、例えばサーバマシンといったコンピュータである。

【0033】

画像診断装置 10 は、バス 101、プロセッサ 102、メモリ 103、ストレージデバイス 104、入出力インタフェース 105、及びネットワークインタフェース 106 を含んで構成される。バス 101 は、プロセッサ 102、メモリ 103、ストレージデバイス 104、入出力インタフェース 105、及びネットワークインタフェース 106 が、相互にデータを送受信するためのデータ伝送路である。ただし、プロセッサ 102、メモリ 103、ストレージデバイス 104、入出力インタフェース 105、及びネットワークインタフェース 106 など互いに接続する方法は、バス接続に限定されない。

10

【0034】

プロセッサ 102 は、CPU (Central Processing Unit) や GPU (Graphics Processing Unit) などの演算装置である。メモリ 103 は、RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) などを用いて実現される主記憶装置である。ストレージデバイス 104 は、HDD (Hard Disk Drive)、SSD (Solid State Drive)、メモリカードなどを用いて実現される補助記憶装置である。

20

【0035】

ストレージデバイス 104 は、画像診断装置 10 の各機能構成部 (第 1 処理部 110、及び第 2 処理部 120) を実現するプログラムモジュールを記憶している。プロセッサ 102 は、これら各プログラムモジュールをメモリ 103 に読み出して実行することで、各プログラムモジュールに対応する機能を実現する。

【0036】

入出力インタフェース 105 は、画像診断装置 10 と入出力用の周辺機器とを接続するためのインタフェースである。図 3 の例では、画像診断装置 10 は、モニタ 30、ビデオキャプチャ 1051、及び入力装置 1052 と、入出力インタフェース 105 を介して接続されている。また、入出力インタフェース 105 には、画面の切り替え操作などを行うフットスイッチ (図示せず) などが更に接続されていてもよい。

30

【0037】

モニタ 30 は、LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) ディスプレイなどである。モニタ 30 は、入出力インタフェース 105 を介して出力される、画像診断装置 10 のプロセッサ 102 によって処理された映像信号に基づいて、診断支援の画面 (例: 図 1 の診断支援画面) を表示する。

【0038】

ビデオキャプチャ 1051 は、内視鏡システム 20 と接続されている。ビデオキャプチャ 1051 は、内視鏡システム 20 で生成された内視鏡画像 (動画) をエンコードして、画像診断装置 10 に送信する。

【0039】

入力装置 1052 は、例えば、マウスやキーボードなどである。マウスやキーボードといった入力装置 1052 は、タッチパネルとしてモニタ 30 と一体化されていてもよい。

40

【0040】

ネットワークインタフェース 106 は、画像診断装置 10 を各種通信網に接続するためのインタフェースである。この通信網は、例えば LAN (Local Area Network) や WAN (Wide Area Network) などである。ネットワークインタフェース 106 が通信網に接続する方法は、無線接続であってもよいし、有線接続であってもよい。

【0041】

なお、画像診断装置 10 は、複数の装置によって実現されてもよい。例えば、画像診断装置 10 の第 1 処理部 110 及び第 2 処理部 120 は、互いに異なる複数の装置によって

50

実現することができる。この場合、各装置のストレージデバイスには、当該装置で実現される機能構成部に対応するプログラムモジュールが記憶されていればよい。

【0042】

〔動作例〕

以下、図4を用いて、第1実施形態における画像診断装置10の動作例を説明する。図4は、第1実施形態における画像診断装置10の処理の流れを例示するフローチャートである。

【0043】

第1処理部110は、内視鏡システム20によって生成された内視鏡画像(動画)を基とする入力画像(フレーム)を取得する(S102)。

10

【0044】

そして、第1処理部110は、S102で取得した入力画像に対して画像処理を実行し(S104)、その画像処理の結果に基づいて、第2処理部120による腫瘍判別処理の必要性を判定する(S106)。このS104およびS106の処理が事前処理に該当する。

【0045】

第1処理部110が「腫瘍判別処理が必要」と判断した場合(S106: YES)、第2処理部120は、S102で取得した入力画像に対して腫瘍判別処理を実行する(S108)。そして、第2処理部120は、S108の処理結果として得られる診断支援情報を用いて診断支援画面を表示するための映像信号を生成し、当該映像信号をモニタ30に対して出力する(S112)。

20

【0046】

一方、第1処理部110が「腫瘍判別処理は不要」と判断した場合(S106: NO)、第2処理部120は、S102で取得した入力画像に対する腫瘍判別処理をスキップする。この場合、第1処理部110は、「診断支援情報なし」と認識して(S110)、内視鏡システム20から得られた入力画像をそのままモニタ30に出力する(S112)。

【0047】

< 第1処理部110の事前処理 >

第1処理部110の事前処理について具体的に説明する。第1処理部110は、事前処理として、S102で取得した入力画像に対する画像処理において予め設定された条件(以下、「特定条件」とも表記)が検出されたか否かを判定する。事前処理において特定条件が検出された場合、第1処理部110は、「第2処理部120による腫瘍判別処理は不要」と判断する。

30

【0048】

以下、図5乃至図10を用いて、第1処理部110が実行する事前処理の具体例について説明する。

【0049】

<< 第1の具体例 >>

図5は、第1処理部110が実行する事前処理の第1の具体例を示すフローチャートである。本具体例において、第1処理部110は、「動画を構成するフレームとして前後する2つの入力画像の差分が基準以下であること」を、特定条件として検出する。ある入力画像とその前の入力画像とを比較した結果得られる差分が小さい場合、これら2つの入力画像は互いに類似しているため、前の入力画像に対する腫瘍の判別結果をそのまま流用することができる。このような入力画像に対しては、腫瘍の判別処理は必要ないと言える。一方、ある入力画像とその前の入力画像とを比較した結果得られる差分が大きい場合、これら2つの入力画像は互いに非類似であり、前の入力画像に対する腫瘍の判別結果をそのまま流用することができない。このような入力画像に対しては、腫瘍の判別処理が必要と言える。

40

【0050】

第1処理部110は、S102で取得した入力画像(第1の入力画像)と、当該第1の

50

入力画像よりも前の入力画像（例えば、1つ前のフレーム）とを比較する（S104A）。第1処理部110は、例えば、カラーヒストグラム、画像内の各画素のバイナリパターンなどの指標を比較することによって、2つの入力画像の類似性を判別することができる。なお、第2の入力画像は、第1の入力画像よりも先に画像診断装置10に入力され、例えば、メモリ103やストレージデバイス104に保持されている。第1処理部110は、メモリ103やストレージデバイス104にアクセスして当該第2の入力画像を取得することができる。

【0051】

そして、第1処理部110は、S104Aの比較結果を基に、2つの入力画像の差分が基準を超えているか否かを判定する（S106A）。

10

【0052】

具体的には、第1処理部110は次のような処理を行って、2つの入力画像の差分が基準を超えているか否かを判定することができる。まず、第1処理部110は、カラーヒストグラムや画素のバイナリパターンなどの指標を2つの入力画像間で比較して、類似度合い又は差分の度合いを示すスコアを算出する。第1処理部110は、メモリ103などに予め保持されている基準値と、算出したスコアとを比較する。例えば、類似度合いを示すスコアが算出された場合、第1処理部110は、当該スコアが基準値を超えている場合に、第1の入力画像が過去の第2の入力画像と類似しているため、「腫瘍の判別処理が不要」と判断することができる。また例えば、差分の度合いを示すスコアが算出された場合、第1処理部110は、当該スコアが基準値以下である場合に、第1の入力画像が過去の第2の入力画像と類似しているため、「腫瘍の判別処理が不要」と判断することができる。

20

【0053】

S106Aの判定で「2つの入力画像間の差分が基準を超えている」と判断された場合（S106A：YES）は、すなわち、特定条件が検出されなかった場合である。この場合、第1処理部110は、「第1の入力画像に対する腫瘍判別処理が必要」と判断し、第1の入力画像に対する腫瘍判別処理の実行を第2処理部120に指示する。第2処理部120は、この指示に従ってS102で取得した入力画像に対する腫瘍判別処理を実行する（S108）。

【0054】

一方、S106Aの判定で「2つの入力画像間の差分が基準以下である」と判断された場合（S106A：NO）は、すなわち、特定条件が検出された場合である。この場合、第1処理部110は、「第1の入力画像に対する腫瘍判別処理は不要」と判断し、図4におけるS108の処理をスキップし、「診断支援情報なし」と認識する（S110）。

30

【0055】

<<第2の具体例>>

図6は、第1処理部110が実行する事前処理の第2の具体例を示すフローチャートである。本具体例では、第1処理部110は、「複数の入力画像を用いて算出されるオプティカルフローが基準の範囲外であること」を、特定条件として検出する。前の入力画像に対してオプティカルフロー（動きベクトル）が大きい入力画像が得られた場合は、医師が内視鏡を大きく動かして、撮像範囲に含まれる部分を観察していないと判断できる。このような入力画像に対しては、腫瘍の判別処理は不要と判断できる。また、前の入力画像に対してオプティカルフロー（動きベクトル）が小さい入力画像が得られた場合は、医師が内視鏡をあまり動かしておらず、撮像範囲に含まれる部分を観察しているものと判断できる。このような入力画像に対しては、腫瘍の判別処理が必要と判断できる。

40

【0056】

第1処理部110は、S102で取得した入力画像（第1の入力画像）と、当該第1の入力画像よりも前の入力画像（例えば、1つ前のフレーム）とを用いて、これらの入力画像間のオプティカルフロー（動きベクトル）を算出する（S104B）。なお、第2の入力画像は、第1の入力画像よりも先に画像診断装置10に入力され、例えば、メモリ103やストレージデバイス104に保持されている。第1処理部110は、メモリ103や

50

ストレージデバイス 104 にアクセスして当該第 2 の入力画像を取得することができる。

【0057】

そして、第 1 処理部 110 は、S 104 B で算出したオプティカルフロー（動きベクトル）が基準の範囲内であるか否かを判定する（S 106 B）。具体的には、第 1 処理部 110 は、メモリ 103 などに予め保持されている基準範囲を読み出す。基準範囲は、例えば、第 1 閾値と第 2 閾値とによって定義されている。第 1 処理部 110 は、S 104 B で算出したオプティカルフロー（動きベクトル）を、第 1 閾値および第 2 閾値の各々と比較することにより、当該オプティカルフロー（動きベクトル）が基準範囲内であるか否かを判別することができる。

【0058】

ここで、第 1 閾値は、医師が観察中か否かを判定するための閾値である。第 1 閾値は、例えば、観察時の内視鏡の平均的な挿入速度または抜去速度に応じたフレームの変化値に基づいて設定することができる。また、第 2 閾値は、第 1 閾値よりも小さい値として設定される。第 2 閾値は、図 5 で説明したような、2 つの入力画像の差分が基準以下か否かを判定するための閾値である。

【0059】

S 104 B で算出したオプティカルフロー（動きベクトル）が第 1 閾値を超える場合は、医師が撮像範囲に含まれる部分を観察していない判断できる。この場合には、第 1 処理部 110 は、「入力画像に対する腫瘍の判別処理が不要」と判断することができる。また、S 104 B で算出したオプティカルフロー（動きベクトル）が第 1 閾値以下である場合は、医師が撮像範囲に含まれる部分を観察していると判断できる。この場合には、第 1 処理部 110 は、「入力画像に対する腫瘍の判別処理が必要」と判断することができる。なお、S 104 B で算出したオプティカルフロー（動きベクトル）が第 2 閾値以下である場合には、医師が撮像範囲に含まれる部分を観察していても、画像の変化が少ないと判断することができる。この場合には、第 1 処理部 110 は、「入力画像に対する腫瘍の判別処理が不要」と判断することができる。

【0060】

S 106 B の判定で「オプティカルフローが基準範囲内」と判断された場合（S 106 B：YES）は、すなわち、特定条件が検出されなかった場合である。この場合、第 1 処理部 110 は、「第 1 の入力画像に対する腫瘍判別処理が必要」と判断し、第 1 の入力画像に対する腫瘍判別処理の実行を第 2 処理部 120 に指示する。第 2 処理部 120 は、この指示に従って S 102 で取得した入力画像に対する腫瘍判別処理を実行する（S 108）。

【0061】

一方、S 106 B の判定で「オプティカルフローが基準範囲外」と判断された場合（S 106 B：NO）は、すなわち、特定条件が検出された場合である。この場合、第 1 処理部 110 は、「第 1 の入力画像に対する腫瘍判別処理は不要」と判断し、図 4 における S 108 の処理をスキップし、「診断支援情報なし」と認識する（S 110）。

【0062】

< 第 3 の具体例 >

図 7 は、第 1 処理部 110 が実行する事前処理の第 3 の具体例を示すフローチャートである。本具体例において、第 1 処理部 110 は、「入力画像から算出される被写体の鮮明さの度合いが基準以下であること」を、特定条件として検出する。不鮮明な入力画像については、当該入力画像から特徴量を上手く得ることができず、判別処理の精度が下がる可能性がある。このような画像に対しては、腫瘍の判別処理は不要と判断できる。一方、ある程度の鮮明な入力画像については、当該入力画像から特徴量を上手く得ることができ、ある程度の精度で判別処理を実行することができる。このような画像に対しては、腫瘍の判別処理が必要と判断できる。

【0063】

第 1 処理部 110 は、S 102 で取得した入力画像の鮮明さを表わす指標（以下、「鮮

10

20

30

40

50

明度」と表記)を算出する(S104C)。第1処理部110は、入力画像の鮮明度を算出するために、例えば、入力画像中の、テカリ、ハレーション、白とび、黒つぶれ、および焦点ぼけなどが発生している領域(画素)を検出する。テカリまたはハレーションが発生している領域は、例えば、以下に示す文献に開示される技術などを用いて検出することができる。

M. Arnold, A. Ghosh, S. Ameling, G. Lacey, "Automatic segmentation and inpainting of specular highlights for endoscopic imaging", Journal on Image and Video Processing, vol. 2010, no. 9, pp. 1-12, 2010.

また、白とびや黒つぶれが発生している領域は、例えば、各画素の輝度値に基づいて検出することができる。また、焦点ぼけが発生している領域は、例えば、FFT (Fast Fourier Transform) などによって算出される、各画素の空間周波数に基づいて検出することができる。第1処理部110は、テカリ、ハレーション、白とび、黒つぶれ、および焦点ぼけなどが発生している領域として検出した領域が入力画像の全領域に対して占める割合などを、入力画像の鮮明度として算出することができる。

#### 【0064】

そして、第1処理部110は、S104Cの算出結果を基に、入力画像の鮮明度が基準を超えているか否かを判定する(S106C)。具体的には、第1処理部110は、S104Cで算出された鮮明度と、メモリ103などに予め保持されている、鮮明度判定用の基準値とを比較する。S104Cで算出された鮮明度が鮮明度判定用の基準値を超えている場合、第1処理部110は、S102で取得された入力画像はある程度の鮮明さを有しており、「腫瘍の判別処理に適している」と判断することができる。S104Cで算出された鮮明度が鮮明度判定用の基準値以下である場合、第1処理部110は、S102で取得された入力画像は不鮮明であり、「腫瘍の判別処理に適している」と判断することができる。

#### 【0065】

S106Cの判定で「入力画像の鮮明度が基準を超えている」と判断された場合(S106C: YES)は、すなわち、特定条件が検出されなかった場合である。この場合、第1処理部110は、「第1の入力画像に対する腫瘍判別処理が必要」と判断し、第1の入力画像に対する腫瘍判別処理の実行を第2処理部120に指示する。第2処理部120は、この指示に従ってS102で取得した入力画像に対する腫瘍判別処理を実行する(S108)。

#### 【0066】

一方、S106Cの判定で「入力画像の鮮明度が基準以下」と判断された場合(S106C: NO)は、すなわち、特定条件が検出された場合である。この場合、第1処理部110は、「第1の入力画像に対する腫瘍判別処理は不要」と判断し、図4におけるS108の処理をスキップし、「診断支援情報なし」と認識する(S110)。

#### 【0067】

< 第4の具体例 >

図8は、第1処理部110が実行する事前処理の第4の具体例を示すフローチャートである。本具体例において、第1処理部110は、「入力画像が体内以外の領域を撮像した画像であること」を、特定条件として検出する。例えば、内視鏡を体内に挿入する前または内視鏡を体内から抜去した直後などは、体外を撮像した入力画像が得られる。このような入力画像に対しては、腫瘍の判別処理は明らかに不要と判断できる。一方、体内を撮像した入力画像に対しては、腫瘍の判別処理が必要と判断できる。

#### 【0068】

第1処理部110は、S102で取得した入力画像の特徴量を取得する(S104D)。第1処理部110は、例えば、色特徴量やエッジ特徴量を入力画像から取得する。

#### 【0069】

そして、第1処理部110は、S104Dで取得した入力画像の特徴量に基づいて、入力画像が体内を撮像した画像であるか否かを判定する(S106D)。第1処理部110

10

20

30

40

50

は、色特徴量から判別できる物体の基本的な色やエッジ特徴量から判別できる物体の形状から、入力画像が体内を撮像した画像か否かを判別することができる。

【0070】

S106Dの判定で「体内を撮像した画像である」と判断された場合(S106D:YES)は、すなわち、特定条件が検出されなかった場合である。この場合、第1処理部110は、「第1の入力画像に対する腫瘍判別処理が必要」と判断し、第1の入力画像に対する腫瘍判別処理の実行を第2処理部120に指示する。第2処理部120は、この指示に従ってS102で取得した入力画像に対する腫瘍判別処理を実行する(S108)。

【0071】

一方、S106Dの判定で「体内を撮像した画像でない」と判断された場合(S106D:NO)は、すなわち、特定条件が検出された場合である。この場合、第1処理部110は、「第1の入力画像に対する腫瘍判別処理は不要」と判断し、図4におけるS108の処理をスキップし、「診断支援情報なし」と認識する(S110)。

10

【0072】

<第5の具体例>

図9は、第1処理部110が実行する事前処理の第5の具体例を示すフローチャートである。本具体例において、第1処理部110は、「入力画像が腫瘍に対する処置で用いる器具または前記処置で散布された薬剤を含む画像であること」を、特定条件として検出する。処置器具や薬剤の散布が検出された場合には、医師が入力画像中の腫瘍に既に気付いているものと推測できる。このような入力画像に対しては、改めて医師に腫瘍の情報を提示する必要もないため、腫瘍の判別処理は不要と判断することができる。

20

【0073】

第1処理部110は、S102で取得した入力画像の特徴量を取得する(S104E)。第1処理部110は、例えば、色特徴量やエッジ特徴量を入力画像から取得する。

【0074】

そして、第1処理部110は、S104Eで取得した入力画像の特徴量に基づいて、入力画像が処置器具や散布された薬剤を含む画像であるか否かを判定する(S106E)。第1処理部110は、色特徴量から判別できる物体の基本的な色やエッジ特徴量を、メモリ103等に記憶される比較データとマッチングすることによって、処置器具が存在するか否かを判別することができる。また、色特徴量から判別できる物体の基本的な色によって、薬剤が散布されているか否かを判別することができる。

30

【0075】

S106Eの判定で「入力画像が処置器具や処置散布された薬剤を含む画像ではない」と判断された場合(S106E:YES)は、すなわち、特定条件が検出されなかった場合である。この場合、第1処理部110は、「第1の入力画像に対する腫瘍判別処理が必要」と判断し、第1の入力画像に対する腫瘍判別処理の実行を第2処理部120に指示する。第2処理部120は、この指示に従ってS102で取得した入力画像に対する腫瘍判別処理を実行する(S108)。

【0076】

一方、S106Eの判定で「入力画像が処置器具や処置散布された薬剤を含む画像である」と判断された場合(S106E:NO)は、すなわち、特定条件が検出された場合である。この場合、第1処理部110は、「第1の入力画像に対する腫瘍判別処理は不要」と判断し、図4におけるS108の処理をスキップし、「診断支援情報なし」と認識する(S110)。

40

【0077】

<第6の具体例>

図10は、第1処理部110が実行する事前処理の第6の具体例を示すフローチャートである。本具体例において、第1処理部110は、「入力画像が倍率を上げて撮像された画像であること」を、特定条件として検出する。入力画像が拡大表示されている場合には、医師が当該入力画像の範囲を診断中と判断することができる。このような入力画像に対

50

しては、腫瘍の判別処理は不要と判断することができる。

【0078】

第1処理部110は、S102で取得した入力画像の表示倍率を取得する(S104F)。第1処理部110は、例えば、入力画像のプロパティ等を参照して、当該入力画像の表示倍率を取得することができる。

【0079】

そして、第1処理部110は、S104Fで取得した表示倍率に基づいて、S102で取得した入力画像が拡大表示されているか否かを判定する(S106F)。具体的には、第1処理部110は、メモリ103などに予め保持されているデフォルトの表示倍率と、S104Fで取得した表示倍率とを比較する。S104Fで取得した表示倍率がデフォルトの表示倍率以上の場合、第1処理部110は、入力画像が拡大表示されていると判断することができる。

10

【0080】

S106Fの判定で「入力画像が拡大表示されていない」と判断された場合(S106F: YES)は、すなわち、特定条件が検出されなかった場合である。この場合、第1処理部110は、「第1の入力画像に対する腫瘍判別処理が必要」と判断し、第1の入力画像に対する腫瘍判別処理の実行を第2処理部120に指示する。第2処理部120は、この指示に従ってS102で取得した入力画像に対する腫瘍判別処理を実行する(S108)。

【0081】

一方、S106Fの判定で「入力画像が拡大表示されている」と判断された場合(S106F: NO)は、すなわち、特定条件が検出された場合である。この場合、第1処理部110は、「第1の入力画像に対する腫瘍判別処理は不要」と判断し、図4におけるS108の処理をスキップし、「診断支援情報なし」と認識する(S110)。

20

【0082】

上述したように、特定条件の検出に応じて、比較的処理の重い腫瘍の判別処理の実行回数を減らすことで、全体の処理量を低減させることが可能となる。

【0083】

[第2実施形態]

本実施形態は、以下の点を除き、第1実施形態と同様である。

30

【0084】

[機能構成]

本実施形態の画像診断装置10は、第1実施形態と同様の機能構成(例:図2)を有する。本実施形態の第1処理部110は、第2処理部120による腫瘍の判別処理の結果に応じて、腫瘍の判別処理の必要性を決定する閾値を変化させる。

【0085】

例えば、本実施形態の画像診断装置10は、第2処理部120の腫瘍の判別処理において陽性を示す結果が得られた場合、それ以降の事前処理における特定条件の検出閾値を、特定条件の検出頻度が増加する方向に変更することができる。

【0086】

一例として、第1処理部110は、第2処理部120の腫瘍の判別処理において陽性を示す結果が得られた場合、第2処理部120のオプティカルフロー(動きベクトル)の基準範囲を広げるように第1閾値または第2閾値を変更してもよい。基準範囲が広がることによって、特定条件が検出される頻度(入力画像に対して「腫瘍の判別処理が必要」と判断される頻度)が増加する。また他の例として、第1処理部110は、例えばテカリ、ハレーション、白とび、黒つぶれ、または焦点ぼけが発生している領域の割合に関して設定される閾値を上げてよい。これにより、特定条件が検出される頻度(入力画像に対して「腫瘍の判別処理が必要」と判断される頻度)が増加する。またその他の例として、第1処理部110は、2つの入力画像の類似度に対して設定される基準値を上げてよい。これにより、特定条件が検出される頻度(入力画像に対して「腫瘍の判別処理が必要」と判

40

50

断される頻度)が増加する。

【0087】

このように閾値を変更することにより、より多くの画像に対して腫瘍判別処理が実行されるようになる。そのため、腫瘍らしきものが検知された入力画像(フレーム)より後の入力画像(フレーム)において、腫瘍の見逃しが発生することを防止する効果が期待できる。

【0088】

また、本実施形態の第1処理部110は、第2処理部120の腫瘍の判別処理において陰性を示す結果が得られた場合、それ以降の事前処理における特定条件の検出閾値を、特定条件の検出頻度が減少する方向に変更することができる。

10

【0089】

一例として、第1処理部110は、第2処理部120の腫瘍の判別処理において陰性を示す結果が得られた場合、第2処理部120のオプティカルフロー(動きベクトル)の基準範囲を狭めるように第1閾値または第2閾値を変更してもよい。基準範囲が狭まることによって、特定条件が検出される頻度(入力画像に対して「腫瘍の判別処理が必要」と判断される頻度)が減少する。また他の例として、第1処理部110は、例えばテカリ、ハレーション、白とび、黒つぶれ、または焦点ぼけが発生している領域の割合に関して設定される閾値を下げてよい。これにより、特定条件が検出される頻度(入力画像に対して「腫瘍の判別処理が必要」と判断される頻度)が減少する。またその他の例として、第1

20

【0090】

このように閾値を変更することにより、腫瘍判別処理がより高い頻度でスキップされるようになる。これにより、処理量の削減効果を高めることができる。

【0091】

なお、上述の閾値の変更は、フレーム毎に実行されてもよいし、一定時間内の複数のフレームにおいて、同じ判別結果が所定回数得られた場合などに実行されてもよい。

【0092】

〔画像診断装置10のハードウェア構成〕

第2実施形態における画像診断装置10のハードウェア構成は、第1実施形態と同様に、例えば図3によって表される。ただし、本実施形態の画像診断装置10のストレージデバイス104には、本実施形態の画像診断装置10の機能を実現するプログラムモジュールがさらに記憶される。

30

【0093】

〔動作例〕

図11を用いて、本実施形態の画像診断装置10の動作例について説明する。図11は、第2実施形態における画像診断装置10の処理の流れを例示するフローチャートである。図11の処理は、例えば、図4のS108に続けて実行される。

【0094】

第1処理部110は、図4のS108の腫瘍判別処理の判別結果が陽性または陰性のいずれであるかを判定する(S202)。図4のS108の腫瘍判別処理の判別結果が陽性である場合(S202:陽性)、第1処理部110は、上述したように、特定条件の検出閾値を、特定条件の検出頻度が増加する方向に変更する(S204)。一方、図4のS108の腫瘍判別処理の判別結果が陰性である場合(S202:陰性)、第1処理部110は、上述したように、特定条件の検出閾値を、特定条件の検出頻度が減少する方向に変更する(S206)。

40

【0095】

以上、本実施形態によれば、ある入力画像に対する腫瘍判別処理で陽性の結果が得られた場合、以降の入力画像の腫瘍判別処理の実行頻度が上がり、腫瘍の見逃しが発生するこ

50

とを防止する効果が期待できる。また、ある入力画像に対する腫瘍判別処理で院生の結果が得られた場合、以降の入力画像の腫瘍判別処理の実行頻度が下がり、全体の処理量の削減効果を高めることができる。

【 0 0 9 6 】

〔 第 3 実施形態 〕

本実施形態は、以下で述べる点を除き、上述の各実施形態と同様である。

【 0 0 9 7 】

〔 機能構成 〕

本実施形態の画像診断装置 1 0 は、第 1 実施形態と同様の機能構成（例：図 2）を有する。本実施形態の第 2 処理部 1 2 0 は、ある入力画像（以下、「第 1 の入力画像」と表記）に対する事前処理によって「腫瘍の判別処理が不要」と判断された場合、当該第 1 の入力画像よりも前の入力画像（以下、「第 2 の入力画像」と表記）に対する腫瘍の判別処理の判別結果を、第 1 の入力画像に対する判別結果として用いる。

10

【 0 0 9 8 】

〔 画像診断装置 1 0 のハードウェア構成 〕

第 3 実施形態における画像診断装置 1 0 のハードウェア構成は、第 1 実施形態と同様に、例えば図 3 によって表される。ただし、本実施形態の画像診断装置 1 0 のストレージデバイス 1 0 4 には、本実施形態の画像診断装置 1 0 の機能を実現するプログラムモジュールがさらに記憶される。

【 0 0 9 9 】

〔 動作例 〕

図 1 2 を用いて、本実施形態の画像診断装置 1 0 の動作例について説明する。図 1 2 は、第 3 実施形態における画像診断装置 1 0 の処理の流れを例示するフローチャートである。以下では、第 1 実施形態と異なる処理（S 3 0 2、S 3 0 4）について主に説明する。また本図の例では、第 1 の入力画像と第 2 の入力画像は、時間的に連続するフレームであり、第 1 の入力画像は第 2 の入力画像の後に取得されるものとして説明する。

20

【 0 1 0 0 】

まず、第 2 処理部 1 2 0 は、第 2 の入力画像に対する腫瘍の判別処理によって得られる判別結果（陽性 / 陰性を含む診断支援情報）を、メモリ 1 0 3 などの一時記憶領域に記憶する（S 3 0 2）。

30

【 0 1 0 1 】

その後の S 1 0 2 の処理において取得された第 1 の入力画像に対して腫瘍の判別処理が不要と判断された場合（S 1 0 6 : NO）、第 2 処理部 1 2 0 は、上述の S 3 0 2 の処理でメモリ 1 0 3 などの一時記憶領域に記憶しておいた、第 2 の入力画像の判別結果を読み出す（S 3 0 4）。第 2 処理部 1 2 0 は、読み出した第 2 の入力画像の判別結果を、第 1 の入力画像の判別結果として、S 1 1 2 の診断支援画面の表示出力処理に利用する。

【 0 1 0 2 】

以上、本実施形態では、第 1 の入力画像に対する事前処理の結果、「腫瘍の判別処理が不要」と判断された場合、当該第 1 の入力画像の 1 つ前のフレームである第 2 の入力画像に対する腫瘍の判別処理の結果が、第 1 の入力画像に対する腫瘍の判別処理の結果と見做される。これにより、腫瘍の判別処理を実行していない入力画像に対しても、腫瘍の判別結果を出力させることが可能となる。

40

【 0 1 0 3 】

なお、例えば内視鏡で撮像される画像（動画）のフレームレートが 3 0 f p s であれば、時間的に連続する 2 つのフレーム間の経過時間は、およそ 0 . 0 3 秒である。この時間内では内視鏡の撮像範囲が大きく変わる可能性は低いため、前のフレームの判別結果を次のフレームにも流用しても、大きな問題は生じない。

【 0 1 0 4 】

なお、上述の例では連続するフレームに関して説明したが、必ずしも連続するフレームでなくともよい。例えば、一定時間内の連続しないフレーム間においても、過去のフレ

50

ムに対する腫瘍判別処理の判別結果を流用することもできる。

【0105】

その具体例について、図13を用いて説明する。図13は、第3実施形態の変形例を説明するための図である。図13においては、4つのフレーム（第1～第4フレーム）が示されている。第1および第2フレームは、内視鏡を挿入しているときに生成された画像である。また、第3および第4フレームは、内視鏡を抜去しているときに生成された画像である。

【0106】

ここで、医師が診断中に内視鏡の挿入/抜去を繰り返すことによって、体内の同じ場所を写す画像（類似する画像）が得られることもある。図13中では、第1フレームと第4フレーム、および、第2フレームと第3フレームがこれに該当する。

10

【0107】

図13の例では、第1フレームおよび第2フレームに対しては腫瘍の判別処理が実行され、その結果が、当該フレーム画像と共にメモリ103などに格納されたとする。その後、第3フレームまたは第4フレームが取得された場合には、第1処理部110は、第3フレームまたは第4フレームと、メモリ103に格納されている各フレーム画像と比較する。

【0108】

第3フレームに関しては、第2フレームと類似関係にあり、第1処理部110は、第3フレームに対する腫瘍判別処理を不要と判断する。第2処理部120は、この結果を受けて、メモリ103に格納されている第2フレームに対する腫瘍の判別処理の判別結果を読み出し、第3フレームに対する判別結果として用いる。

20

【0109】

また、第4フレームに関しては、第1フレームと類似関係にあり、第1処理部110は、第4フレームに対する腫瘍判別処理を不要と判断する。第2処理部120は、この結果を受けて、メモリ103に格納されている第12フレームに対する腫瘍の判別処理の判別結果を読み出し、第4フレームに対する判別結果として用いる。

【0110】

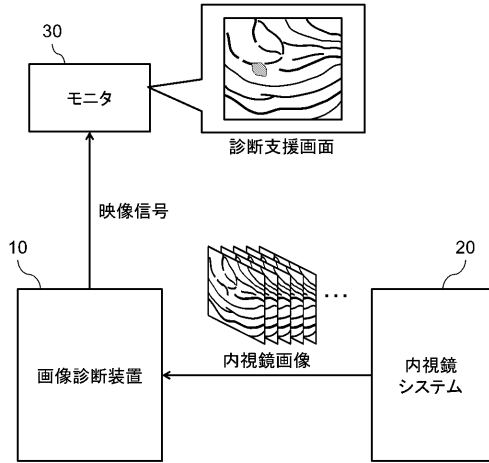
このように、連続しないフレーム間でも、過去の腫瘍の判別処理の結果を流用することができる。これにより、全体の処理量の削減効果が期待できる。

30

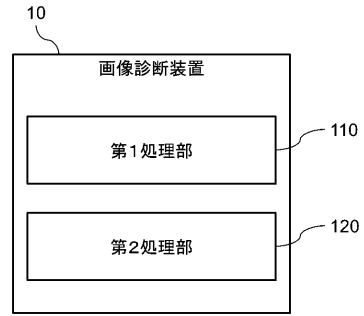
【0111】

以上、図面を参照して本発明の実施形態について述べたが、これらは本発明の例示であり、上記各実施形態の組み合わせ、又は上記以外の様々な構成を採用することもできる。

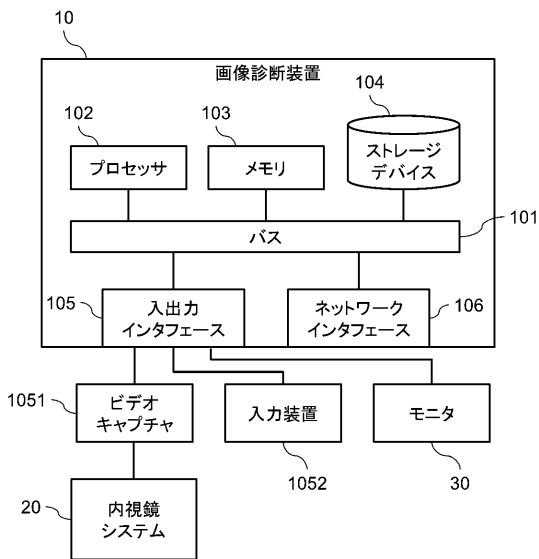
【 図 1 】



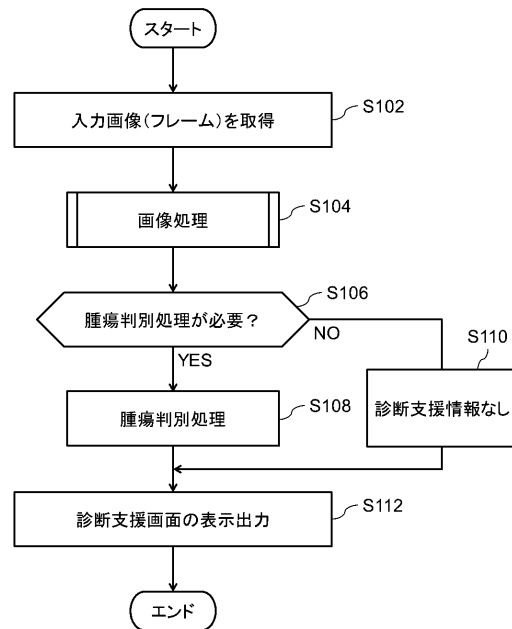
【 図 2 】



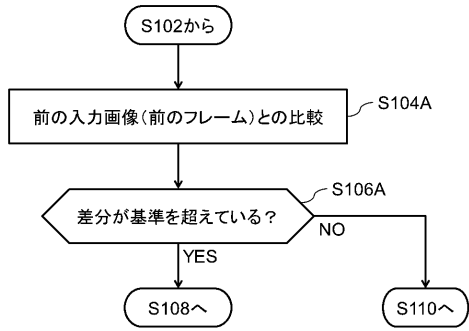
【 図 3 】



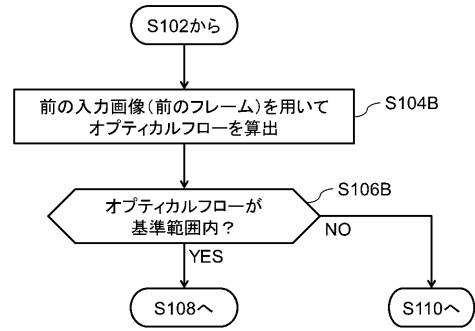
【 図 4 】



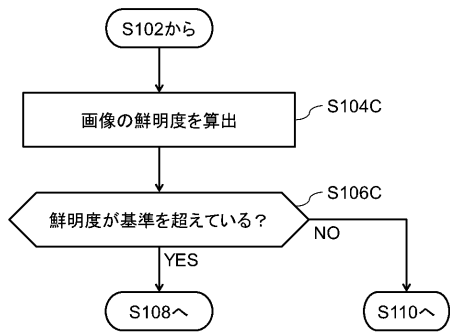
【 図 5 】



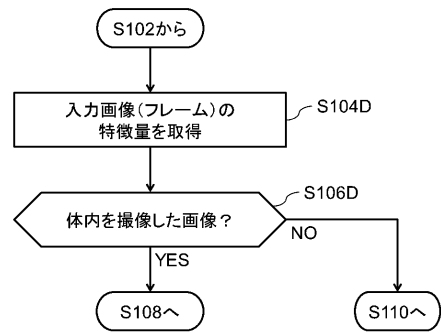
【 図 6 】



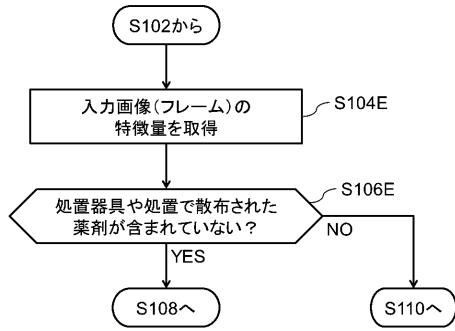
【 図 7 】



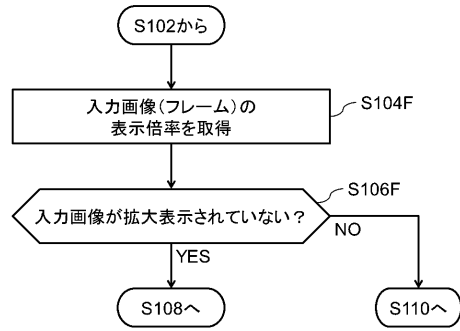
【 図 8 】



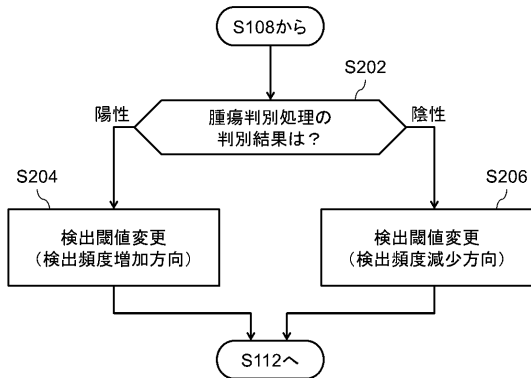
【 図 9 】



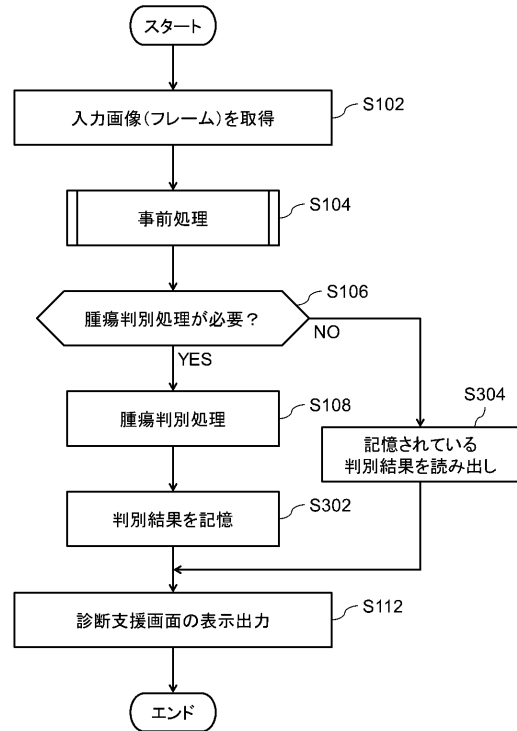
【 図 1 0 】



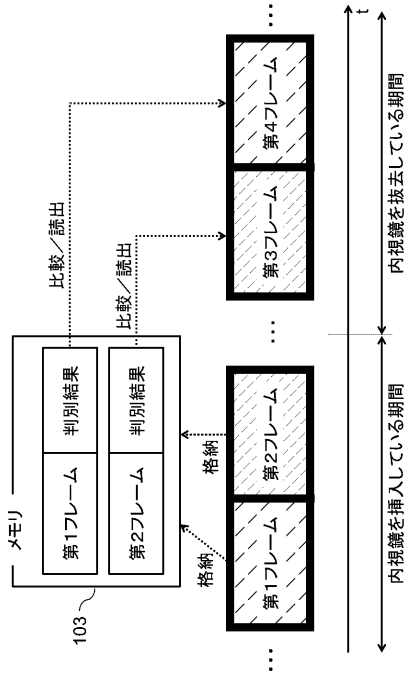
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【図 13】



## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. PCT/JP2017/007782
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/04  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2011-156203 A (Olympus Corp.), 18 August 2011 (18.08.2011), paragraphs [0031] to [0049], [0095] to [0122] (Family: none)	1, 11-12, 22-23 1-4, 7-15, 18-23 5-6, 16-17
Y	JP 2005-124965 A (Olympus Corp.), 19 May 2005 (19.05.2005), paragraphs [0046] to [0070]; fig. 3 to 5 & US 2006/0189843 A1 paragraphs [0040] to [0066]; fig. 3 to 5 & WO 2005/039399 A1 & EP 1681009 A1	1-4, 7-15, 18-23
A	WO 2016/208001 A1 (Olympus Corp.), 29 December 2016 (29.12.2016), paragraphs [0055] to [0056] (Family: none)	1-23
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 17 April 2017 (17.04.17)		Date of mailing of the international search report 23 May 2017 (23.05.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 7 7 8 2	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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. A61B1/00, A61B1/04			
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 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017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 Y A	JP 2011-156203 A (オリンパス株式会社) 2011.08.18, 【0031】～【0049】、 【0095】～【0122】 (ファミリーなし)	1, 11-12, 22-23 1-4, 7-15, 18-23 5-6, 16-17	
☑ 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 17.04.2017		国際調査報告の発送日 23.05.2017	
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) 山口 裕之	2Q 2913
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 7 7 8 2
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2005-124965 A (オリンパス株式会社) 2005.05.19, 【0046】～【0070】、図3～5 & US 2006/0189843 A1 [0040]-[0066], FIG. 3-5 & WO 2005/039399 A1 & EP 1681009 A1	1-4, 7-15, 18-23
A	WO 2016/208001 A1 (オリンパス株式会社) 2016.12.29, 【0055】～【0056】 (ファミリーなし)	1-23

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像诊断设备，图像诊断方法和程序		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2018158817A1</a>	公开(公告)日	2019-12-19
申请号	JP2019502319	申请日	2017-02-28
申请(专利权)人(译)	NEC公司		
[标]发明人	西光雅弘 今岡仁		
发明人	西光 雅弘 今岡 仁		
IPC分类号	A61B1/045		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00 A61B1/04 G06T7/0016 G06T2207/10068 G06T2207/30096 G06T7/20 G06T7/60 G06T7/90 G06T2207/10016 G06T2207/30101 G06T2207/30168		
FI分类号	A61B1/045.619 A61B1/045.616		
F-TERM分类号	4C161/SS22 4C161/TT01 4C161/WW05 4C161/WW15		
代理人(译)	速水SusumuOsamu		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

图像诊断装置(10)使用由内窥镜等生成的图像(运动图像)进行诊断辅助处理。图像诊断设备(10)被配置为包括第一处理单元(110)和第二处理单元(120)。第一处理单元(110)执行用于判断对于多个输入图像中的每个图像是否都需要进行肿瘤辨别处理的预处理。在由第一处理单元(110)执行的初步处理中，第二处理单元(120)对被确定为“肿瘤识别处理所必需”的输入图像执行肿瘤识别处理。

