

(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
2024年1月4日(04.01.2024)



(10) 国際公開番号
WO 2024/004013 A1

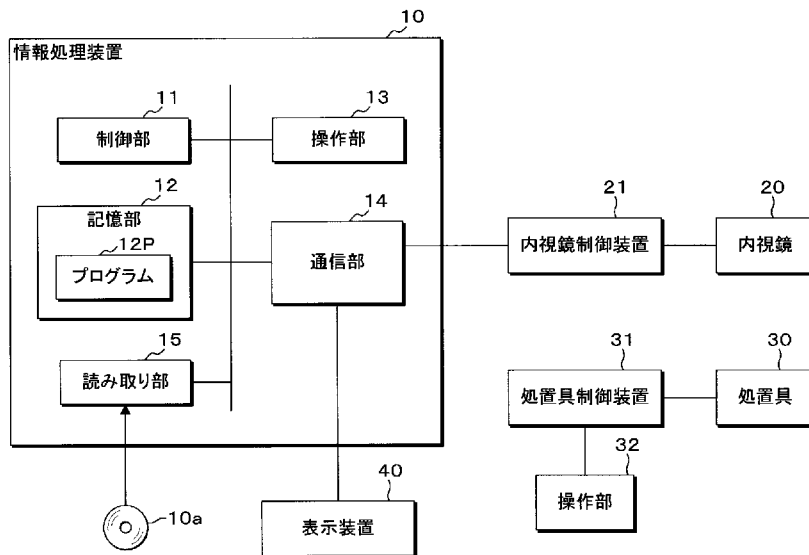
- (51) 国際特許分類:
A61B 1/045 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2022/025668
- (22) 国際出願日: 2022年6月28日(28.06.2022)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: 国立研究開発法人国立がん研究センター(NATIONAL CANCER CENTER) [JP/JP]; 〒1040045 東京都中央区築地五丁目1番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 伊藤 雅昭(ITO, Masaaki); 〒1040045 東京都中央区築地五丁目1番1号 国立研究開発法人国立がん研究センター内 Tokyo (JP). 大金 建夫(OGANE, Tateo); 〒1040045 東京都中央区築地五丁目1番1号 国立研究開発法人

国立がん研究センター内 Tokyo (JP). 北口 大地(KITAGUCHI, Daichi); 〒1040045 東京都中央区築地五丁目1番1号 国立研究開発法人国立がん研究センター内 Tokyo (JP). 林 一幸(HAYASHI, Kazuyuki); 〒1040045 東京都中央区築地五丁目1番1号 国立研究開発法人国立がん研究センター内 Tokyo (JP). 古澤 悠貴(FURUSAWA, Yuki); 〒1040045 東京都中央区築地五丁目1番1号 国立研究開発法人国立がん研究センター内 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,

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

(54) 発明の名称: プログラム、情報処理方法、及び情報処理装置



- 10 Information processing device
- 11 Control unit
- 12 Storage unit
- 12P Program
- 13,32 Operation unit
- 14 Communication unit
- 15 Read out unit
- 20 Endoscope
- 21 Endoscope control device
- 30 Treatment instrument
- 31 Treatment instrument control device
- 40 Display device

(57) Abstract: Provided are: a program which makes it possible to highly accurately detect the occurrence of bleeding from an image captured during a surgery; and others. A computer acquires a plurality of captured images each having a plurality of color components, which are images of a treated area taken on a time-series basis. The computer also acquires bleeding area images with respect to the acquired plurality of images, in which each of the bleeding area images shows a bleeding area in each of the captured images on the basis of the difference in the color components. The computer calculates a difference of bleeding area between bleeding area images of each of captured images before and after in time series, and determines the presence or absence of bleeding from the treated area on the basis of the difference of bleeding area.

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, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

- (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, 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, 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).

規則4.17に規定する申立て:

- 一 不利にならない開示又は新規性喪失の例外に関する申立て (規則4.17(v))

添付公開書類:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))
-

(57) 要約: 手術中に撮影された画像から、出血発生を高精度に検出することが可能なプログラム等を提供する。コンピュータは、治療部位を時系列で撮影した、複数の色成分を有する複数の撮影画像を取得する。また、コンピュータは、取得した複数の撮影画像のそれぞれについて、色成分の差分に基づいて、撮影画像中の出血領域を示す出血領域画像を取得する。そして、コンピュータは、時系列に前後する撮影画像のそれぞれの出血領域画像間における出血領域の差分を算出し、出血領域の差分に基づいて、治療部位からの出血の有無を判定する。

明 細 書

発明の名称：プログラム、情報処理方法、及び情報処理装置

技術分野

[0001] 本開示は、プログラム、情報処理方法、及び情報処理装置に関する。

背景技術

[0002] 医療現場では、患者の負担を低減するための低侵襲外科手術として内視鏡（硬性鏡）を用いた手術が行われている。例えば腹腔鏡手術では、術者は、患者の腹部に開けられた孔から腹腔鏡（内視鏡）及び鉗子等の処置具を体内に挿入し、治療部位及び鉗子等を腹腔鏡で撮影した映像をモニターで確認しながら手技を行う。特許文献1には、記録された医療用の動画を表示する際に、有益な箇所を抽出して表示する技術が開示されている。特許文献1に開示された技術では、医療用の動画又は医療用の情報から、一定以上の変化が生じた時点、例えば手術具の使用時点、出血開始時点等が特徴点として検出され、動画を表示する際に、検出した特徴点を基準として動画が表示される。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2011-36370号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 特許文献1では、一連の動画中で面積が変化する領域、あるいは、動きのある領域が動き領域として検出され、検出された動き領域のうちで、時間の経過に伴い領域の面積が増加し、且つ、一定時間以上面積の増加が継続し、且つ、血液の色度と類似するという条件を満たす動き領域が出血点として検出される。しかし、腹腔鏡手術中に撮影される画像においては、視野や対象臓器が常に動いており、また、血管や血溜まり等が映っているため、撮影画像から出血点を高精度に判定することは難しい。

[0005] 本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであり、その目的とする

ところは、手術中に撮影された画像から、出血発生を高精度に検出することが可能なプログラム等を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0006] 本開示の一態様に係るプログラムは、治療部位を時系列で撮影した、複数の色成分を有する複数の撮影画像を取得し、取得した複数の撮影画像のそれぞれについて、前記複数の色成分の差分に基づいて、前記撮影画像中の出血領域を示す出血領域画像を取得し、時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した前記出血領域画像間における出血領域の差分を算出し、前記出血領域の差分に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する処理をコンピュータに実行させる。

発明の効果

[0007] 本発明の一態様にあつては、手術中に撮影された画像から、出血発生を高精度に検出することができる。

図面の簡単な説明

- [0008] [図1]内視鏡手術システムの構成例を示すブロック図である。
[図2]出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。
[図3A]出血検知処理の説明図である。
[図3B]出血検知処理の説明図である。
[図3C]出血検知処理の説明図である。
[図4A]出血検知処理の説明図である。
[図4B]出血検知処理の説明図である。
[図5]アラート出力処理手順の一例を示すフローチャートである。
[図6]変形例1の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。
[図7A]変形例1の出血検知処理の説明図である。
[図7B]変形例1の出血検知処理の説明図である。
[図8]変形例2の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。
[図9A]変形例2の出血検知処理の説明図である。
[図9B]変形例2の出血検知処理の説明図である。

[図10]変形例3の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図11]変形例3の出血検知処理の説明図である。

[図12]変形例4の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図13]変形例4の出血検知処理の説明図である。

[図14]変形例5の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図15]変形例5の出血検知処理の説明図である。

[図16]変形例6の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図17A]変形例6の出血検知処理の説明図である。

[図17B]変形例6の出血検知処理の説明図である。

[図17C]変形例6の出血検知処理の説明図である。

[図17D]変形例6の出血検知処理の説明図である。

[図18]変形例7の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図19]変形例7の出血検知処理の説明図である。

[図20]変形例8の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図21A]変形例8の出血検知処理の説明図である。

[図21B]変形例8の出血検知処理の説明図である。

[図21C]変形例8の出血検知処理の説明図である。

[図21D]変形例8の出血検知処理の説明図である。

[図21E]変形例8の出血検知処理の説明図である。

[図22]学習モデルの構成例を示す説明図である。

[図23]学習モデルの生成処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図24]実施形態2の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図25A]実施形態2の出血検知処理の説明図である。

[図25B]実施形態2の出血検知処理の説明図である。

[図26]実施形態2の出血検知処理の説明図である。

[図27]実施形態3の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図28A]実施形態3の出血検知処理の説明図である。

[図28B]実施形態3の出血検知処理の説明図である。

[図28C]実施形態3の出血検知処理の説明図である。

[図29]実施形態4の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図30]実施形態5の出血検知処理手順の一例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

[0009] 以下に、本開示のプログラム、情報処理方法、及び情報処理装置について、その実施形態を示す図面に基づいて詳述する。以下の各実施形態では、内視鏡手術として、消化管等の腹部を治療対象とする腹腔鏡手術を一例に説明する。なお、各実施形態における手術は、心臓又は肺等の胸部を治療対象とする胸腔鏡手術等であってもよく、また、開腹手術であってもよい。本開示の構成は、治療対象を撮影できれば、どのような手術にも利用できる。

[0010] (実施形態1)

内視鏡手術中に治療部位を撮影した撮影画像に基づいて、治療部位からの出血の発生を検出する情報処理装置について説明する。図1は内視鏡手術システムの構成例を示すブロック図である。図1に示す内視鏡手術システムは、内視鏡20（腹腔鏡）及び内視鏡20を駆動する内視鏡制御装置21、内視鏡制御装置21の動作を制御する情報処理装置10、及び表示装置40等を有する。また、内視鏡手術システムは、処置具30、処置具30を駆動する処置具制御装置31、及び処置具30に対する操作入力を受け付ける操作部32を有する。内視鏡手術では、術者は、患者の身体に開けられた孔から、内視鏡20、処置具30及び鉗子（図示せず）等を体内に挿入し、内視鏡20で撮影された体内の映像を表示装置40で確認しながら、処置具30によって、例えば治療部位の切除等の処置を行う。

[0011] 内視鏡20は、硬性の鏡筒を有する硬性鏡であり、鏡筒の先端部に撮影部及び光源部を有する。光源部は、LED（Light Emitting Diode）等の光源及び照明用レンズを有し、光源から照射された照明光（可視光線）が照明用レンズによって集光されて被写体に照射される。光源部の光源は、内視鏡20の先端部に設けられた光源のほか、内視鏡制御装置21が有する光源であってもよい。この場合、内視鏡20は、内視鏡制御装置21の光源から照

射された照明光を内視鏡 20 の先端部まで導くライトガイドを有し、ライドガイドによって導光された光が被写体に照射される。撮影部は、撮影用レンズ及びイメージセンサを有し、光源部が照射した光による被写体からの反射光が撮影用レンズを介してイメージセンサに受光され、イメージセンサによる光電変換によって画像信号に変換される。このような構成により、内視鏡 20 は、光源部によって体内を照明した状態で撮影部によって撮影することにより、体内の治療部位を撮影した画像信号（撮影画像）を取得する。なお、撮影部は、例えば 1 秒間に 30 フレーム（30 枚）の画像信号（映像信号）を取得するように構成されている。

[0012] 内視鏡 20 は内視鏡制御装置 21 に接続されており、内視鏡制御装置 21 は、内視鏡 20 の動作を制御する制御信号を内視鏡 20 へ送信し、内視鏡 20 は、撮影部が撮影した画像信号を内視鏡制御装置 21 へ送信する。内視鏡制御装置 21 が内視鏡 20 へ送信する制御信号は、例えば撮影時のズーム倍率（変倍率）、焦点距離、撮影方向等、撮影条件に関する情報を含む。内視鏡制御装置 21 は、内視鏡 20 から取得した画像信号に各種の信号処理を行って画像データを生成する。ここで生成される 1 フレームの画像データは、R（赤）成分、G（緑）成分及び B（青）成分を含んでおり、内視鏡制御装置 21 は、画像信号から、R 成分の画像データ、G 成分の画像データ及び B 成分の画像データを生成する。よって、内視鏡 20（撮影部）による 1 回の撮影処理によって、内視鏡制御装置 21 は、R 成分の画像データ、G 成分の画像データ、及び B 成分の画像データを含む 1 枚の画像データ（撮影画像）を取得する。内視鏡制御装置 21 によって生成された画像データは、情報処理装置 10 へ出力され、情報処理装置 10 によって表示装置 40 へ出力される。これにより、内視鏡 20 の撮影部によって撮影された撮影画像（映像）が表示装置 40 に表示され、内視鏡 20 の光源部によって照明された範囲を光学観察することができる。

[0013] 内視鏡 20 の撮影部が取得した画像信号から画像データを生成するための信号処理は、内視鏡制御装置 21 で実行される構成のほかに、情報処理装置

10で実行されてもよい。この場合、内視鏡制御装置21は、内視鏡20の撮影部から取得した画像信号をそのまま情報処理装置10へ出力し、情報処理装置10が、取得した画像信号に対して所定の信号処理を実行して画像データを生成し、生成した画像データを順次表示装置40へ出力することによって表示装置40に表示させる。なお、光源部が照射する光は、可視光線に限定されず、近赤外光、所定の波長に制御された特殊光等であってもよく、光源部は、それぞれ異なる種類の光を照射する複数の光源を有する構成でもよい。

[0014] 処置具30は、高周波、超音波、マイクロ波等のエネルギーを用いて、生体組織の切開又は切除、あるいは、血管封止、止血等を行うためのエネルギーデバイスである。処置具30は、例えば高周波ナイフ、高周波ハサミ鉗子、電気メス、超音波メス等を含む。処置具30は処置具制御装置31に接続されており、処置具制御装置31は、処置具30の動作を制御する。例えば処置具30が高周波を用いたデバイスである場合、処置具制御装置31は、処置具30に対して高周波電流を出力する高周波出力装置である。処置具制御装置31には操作部32が接続されており、操作部32は、例えば内視鏡手術の術者を含む医療従事者による操作入力を受け付ける入力装置であり、入力された操作内容に対応した制御信号を処置具制御装置31へ送付する。なお、術者は、エネルギーデバイスである処置具30以外に、ハサミ鉗子、剥離鉗子等を手動で操作することにより、病変部の組織の切開、切除、剥離等を行う。

[0015] 情報処理装置10は、種々の情報処理及び情報の送受信が可能な装置であり、例えばパーソナルコンピュータ、サーバコンピュータ、ワークステーション等である。なお、情報処理装置10は、複数のコンピュータで構成されるマルチコンピュータによって分散処理される構成でもよく、1台の装置内でソフトウェアによって仮想的に構築された仮想マシンによって実現される構成でもよい。また、情報処理装置10をサーバコンピュータで構成する場合、情報処理装置10は、医療機関等に設置されたローカルサーバであって

もよく、インターネット等のネットワークを介して通信接続されたクラウドサーバであってもよい。本実施形態では、情報処理装置10が1台のコンピュータであるものとして説明する。

[0016] 情報処理装置10は、制御部11、記憶部12、操作部13、通信部14、読み取り部15等を含み、これらの各部はバスを介して相互に接続されている。制御部11は、CPU (Central Processing Unit)、MPU (Micro-Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit) 等の1又は複数のプロセッサを有する。制御部11は、記憶部12に記憶してあるプログラム12Pを適宜実行することにより、情報処理装置10が行うべき種々の情報処理及び制御処理等を行う。

[0017] 記憶部12は、RAM (Random Access Memory)、フラッシュメモリ、ハードディスク、SSD (Solid State Drive) 等を含む。記憶部12は、制御部11が実行するプログラム12P (プログラム製品) 及びプログラム12Pの実行に必要な各種のデータ等を予め記憶している。また記憶部12は、制御部11がプログラム12Pを実行する際に発生するデータ等を一時的に記憶する。プログラム12Pは、情報処理装置10の製造段階において記憶部12に書き込まれてもよい。

[0018] 操作部13は、例えば内視鏡手術の術者を含む医療従事者による操作入力を受け付ける入力装置であり、入力された操作内容に対応した制御信号を制御部11へ送出する。操作部13は、キーボード、マウス、トラックボール、フットスイッチ、マイク等であってもよく、ジェスチャ入力又は視線入力等を受け付けるセンサ等であってもよい。また、操作部13は、情報処理装置10に設けられた表示部 (図示せず) と一体に構成されたタッチパネルであってもよい。操作部13は、情報処理装置10に対する操作に加えて、内視鏡20に対する操作も受け付ける。なお、内視鏡20に対する術者の操作は、情報処理装置10の操作部13が受け付けて内視鏡制御装置21へ出力する構成に限定されない。内視鏡制御装置21が、内視鏡20に対する術者の操作を受け付ける構成でもよい。

[0019] 通信部 14 は、内視鏡制御装置 21 を接続するための通信モジュールを有し、制御部 11 からの制御信号を内視鏡制御装置 21 へ送信し、内視鏡制御装置 21 からの画像データ（撮影画像）を受信する。なお、内視鏡制御装置 21 から受信した画像データは、例えば記憶部 12 に逐次記憶される。また、通信部 14 は、表示装置 40 を接続するための通信モジュールを有し、制御部 11 からの制御に従って、表示装置 40 に表示すべき画像データを表示装置 40 へ送信する。通信部 14 と、内視鏡制御装置 21 及び表示装置 40 のそれぞれとは、ケーブルを介した有線通信を行う構成でもよく、無線通信を行う構成でもよい。また通信部 14 は、有線通信又は無線通信によって、インターネット又は LAN (Local Area Network) 等のネットワークに接続するための通信モジュールを有し、ネットワークを介して他の装置との間で情報の送受信を行うように構成されていてもよい。

[0020] 読み取り部 15 は、CD (Compact Disc) -ROM、DVD (Digital Versatile Disc) -ROM、USB (Universal Serial Bus) メモリ、SD (Secure Digital) カード等を含む可搬型記憶媒体 10a に記憶された情報を読み取る。記憶部 12 に記憶されるプログラム 12P (プログラム製品) 及び各種のデータは、制御部 11 が読み取り部 15 を介して可搬型記憶媒体 10a から読み取って記憶部 12 に記憶してもよい。また記憶部 12 に記憶されるプログラム 12P 及び各種のデータは、遠隔のサーバ装置が配信するものを、制御部 11 が通信部 14 を介してダウンロードして記憶部 12 に記憶してもよい。

[0021] 表示装置 40 は、液晶ディスプレイ又は有機 EL ディスプレイ等であり、情報処理装置 10 から適宜送信されてくる各種の情報を表示する。上述した構成の情報処理装置 10 は、操作部 13 を介した術者による操作に従って、内視鏡 20 の動作を制御するための制御信号を内視鏡制御装置 21 へ送信する処理を行う。また、情報処理装置 10 は、内視鏡 20 で撮影された撮影画像（画像データ）を内視鏡制御装置 21 から取得して表示装置 40 に表示する処理を行う。更に、情報処理装置 10 は、内視鏡制御装置 21 から順次取

得する画像データに基づいて、治療部位からの出血発生を検知し、必要に応じてアラートを出力する処理を行う。

[0022] 上述した構成の内視鏡手術システムは、例えば医療機関の手術室等に設置されて利用される。内視鏡手術システムは、上述した構成に加えて、患者の体内（腹部）に空気を送って患者の体腔を膨らませる気腹装置、内視鏡20で撮影した撮影画像を記録する記録装置等を有し、気腹装置及び記録装置等が情報処理装置10に接続されている構成でもよい。

[0023] 以下に、上述した構成の内視鏡手術システムにおいて、内視鏡20で撮影した撮影画像に基づいて出血を検知する処理について説明する。図2は出血検知処理手順の一例を示すフローチャート、図3A～図4Bは出血検知処理の説明図である。以下の処理は、情報処理装置10の制御部11が、記憶部12に記憶してあるプログラム12Pに従って実行する。

[0024] 本実施形態の内視鏡手術システムにおいて、内視鏡20は、内視鏡制御装置21からの制御に従って撮影部による撮影を行い、例えば1秒間に30フレームの画像信号を取得して内視鏡制御装置21へ出力する。内視鏡制御装置21は、内視鏡20から順次取得する画像信号に対して信号処理を行い、処理後の画像データ（以下では撮影画像という）を情報処理装置10へ出力する。情報処理装置10の制御部11（撮影画像取得部）は、内視鏡制御装置21から順次出力される撮影画像を、通信部14を介して取得する（S11）。制御部11は、例えば図3Aに示すような撮影画像を取得する。図3Aに示す撮影画像は、処置具30及び鉗子30aを含む治療部位の撮影画像であり、R成分の撮影画像、G成分の撮影画像、及びB成分の撮影画像を含む。

[0025] 制御部11は、取得した撮影画像に基づいて、R成分の撮影画像の各画素値からG成分の撮影画像の各画素値を差し引いた差分画像を算出する（S12）。R成分の撮影画像とG成分の撮影画像との差分画像は、当該撮影画像における赤みの程度を示すことができ、本実施形態では、この差分画像に基づいて、撮影画像中の出血領域を特定する。なお、制御部11は、R成分の

撮影画像の各画素値からB成分の撮影画像の各画素値を差し引いた差分画像を算出し、当該撮影画像における赤みの程度を示す差分画像を生成してもよい。制御部11は、例えば図3Bに示すような差分画像を算出する。図3Bに示す差分画像は、R成分の撮影画像とG成分の撮影画像との差分画像の例であり、例えば図3A及び図3B中の破線で示す領域が、赤みが強い出血領域である。なお、制御部11は、上述した差分画像のほかに、R成分の各画素値からG成分の各画素値を除算した画像（ R/G ）、又は、除算した結果の対数（ $\log(R/G)$ ）等の特徴量を表す画像を生成してもよい。また、制御部11は、上述した各特徴量を示す画像に基づいて出血領域を検出する構成のほかに、複数の画像を組み合わせることで出血領域を検出してもよい。

[0026] 制御部11（出血領域取得部）は、色成分の差分画像に基づいて、当該撮影画像中の出血領域を示す出血領域画像を生成する（S13）。ここでは、制御部11は、差分画像の各画素値と所定閾値とを比較し、所定閾値以上の画素値の画素に対して白（例えば1）を、所定閾値未満の画素値の画素に対して黒（例えば0）をそれぞれ割り当てて出血領域画像を生成する。制御部11は、例えば図3Cに示すような出血領域画像を生成する。図3Cに示す出血領域画像において、白色の領域が出血領域に特定されている。なお、出血領域であるか否かを判別する際の閾値は、当該撮影画像における各画素値（各画素の明るさ）に基づいて動的に設定されてもよい。これにより、撮影条件等を考慮した閾値の設定が可能となり、撮影画像中の出血領域をより適切に特定することができる。制御部11は、内視鏡制御装置21から順次送信されてくる各フレームの撮影画像に対して、上述したステップS11～S13の処理を行い、それぞれの撮影画像から出血領域画像を生成する。

[0027] 制御部11（算出部）は、内視鏡制御装置21から順次送信されてくる各フレームの撮影画像中の出血領域に基づいて、時系列に前後するフレーム間における出血領域の差分（増加量）を算出する（S14）。具体的には、制御部11は、現在のフレーム（処理対象のフレーム）中の出血領域のうちで、直前のフレーム（以下では前フレームという）では出血領域でなかった領

域を特定し、特定した領域（増加した出血領域）を示す画像を生成し、増加した出血領域に含まれる画素数を計数する。そして、制御部 11 は、計数した画素数を、出血領域の増加量（差分）として、現在のフレームの撮影時間に対応付けて記憶部 12 に記憶する。制御部 11 は、時系列に前後するフレーム間の出血領域の差分（増加量）を順次算出することにより、例えば図 4 A に実線で示すような時系列データを取得する。図 4 A 中の実線は、各フレーム間の出血領域の差分の時系列変化を示しており、図 4 A に示すグラフにおいて、横軸は撮影時間を示し、縦軸は各撮影時間の撮影画像と直前の撮影画像とにおける出血領域の差分を示す。なお、撮影時間は、内視鏡 20 による撮影処理が開始されてからの経過時間であってもよく、例えば内視鏡制御装置 21 が有する時計が示す撮影日時であってもよい。

[0028] 次に、制御部 11 は、各フレーム間の出血領域の差分の移動平均を算出する（S15）。例えば制御部 11 は、3 秒程度の所定時間毎の単純移動平均を算出する。撮影画像は、1 秒間に 30 フレーム撮影されるので、制御部 11 は、例えば 3 秒間に撮影された 90 フレームにおいて、それぞれ前後の撮影画像中の出血領域の差分の移動平均を算出する。具体的には、制御部 11 は、ある時間について、当該時間から所定時間前までにおける各フレーム間の出血領域の差分の平均値を算出し、算出した平均値を当該時間に対応付けて記憶部 12 に記憶する。制御部 11 は、撮影時間毎に、所定時間における出血領域の差分の平均値を算出し、内視鏡 20 で撮影した全てのフレームに基づいて、出血領域の差分の移動平均を算出する。

[0029] 次に、制御部 11 は、各撮影時間について、各撮影時間までにステップ S15 で算出した各フレーム間の出血領域の差分の移動平均に基づいて、出血発生の有無を判定する際に用いる閾値を算出する（S16）。ここでは、制御部 11 は、各撮影時間までに算出した出血領域の差分の移動平均を測定値として、測定値の平均値に対して $+4\sigma$ （ $+4$ 標準偏差）の値を算出し、当該撮影時間における判定閾値に設定する。図 4 A 中の破線は、出血領域の差分の移動平均に対して -4σ の値と $+4\sigma$ の値との時系列変化を示しており

、制御部 11 は、フレーム間の出血領域の差分が、出血領域の差分の移動平均に対する $-4\sigma \sim +4\sigma$ の範囲（所定範囲）以上となった場合に、出血発生有りとして判定する。従って、制御部 11 は、図 4 A 中の破線で示す上側（ $+4\sigma$ ）の時系列データの各値を、各撮影時間について出血発生の有無を判定する際に用いる閾値に設定する。

[0030] 制御部 11（判定部）は、ステップ S 14 で算出したフレーム間の出血領域の差分と、ステップ S 16 で算出した判定閾値とに基づいて、ここでの撮影時間について出血発生の有無を判定する（S 17）。具体的には、制御部 11 は、各撮影時間について、ステップ S 14 で算出した出血領域の差分が、設定した判定閾値以上であるか否かを判定し、判定閾値以上である場合、出血発生有りとして判定し、判定閾値未満である場合、出血発生無しとして判定する。即ち、本実施形態では、出血領域の増加量（差分）が、判定閾値以上であるか否かに応じて、出血発生の有無を判定し、判定閾値は、出血領域の増加量の移動平均に基づいて設定される。

[0031] ここで、出血発生を判定するための閾値として、各フレーム間の出血領域の差分の移動平均に対して $+4\sigma$ の値を用いる理由について説明する。図 4 B では、実線で、時系列に前後のフレーム間の出血領域の差分の時系列変化を示しており、破線で、出血領域の差分の移動平均に対する -2σ の値と $+2\sigma$ の値との時系列変化を示している。例えば図 4 B 中の破線で示す上側（ $+2\sigma$ ）の時系列データの各値を、出血発生の有無の判定閾値に用いる場合、図 4 B 中の時間 T 1 ~ T 5 で、出血領域の差分が判定閾値以上となり、出血発生有りとして判定される。即ち、図 4 B に示す状態では、時間 T 1 で最初の出血が検出された後、時間 T 2 ~ T 5 における少量の出血も出血発生有りとして頻繁に判定される。このように、出血発生有りとして頻繁に判定される場合、医療従事者に通知すべき出血の発生を正確に検出することができず、誤検出が増加する要因となる。本実施形態では、出血領域の増加量に基づいて出血発生の有無を検出するため、図 4 A 及び図 4 B 中の実線が示す波形の立ち上がりを検出する。よって、出血領域の差分の移動平均 $+2\sigma$ の値ではなく、出

血領域の差分の移動平均+4 σ の値を出血発生の有無の判定閾値に用いることにより、例えば図4Bに示す状態においても、急激に出血領域が増加している時間T1だけが出血発生有りと判定することができ、出血発生を精度良く検出することが可能となる。

[0032] 出血発生有りと判定した場合（S17：YES）、制御部11は、出血開始と特定する（S18）。なお、ステップS17で出血発生無しと判定した場合（S17：NO）、制御部11は、ステップS18の処理をスキップしてステップS19の処理に移行する。制御部11は、上述した処理を終了するか否かを判断する（S19）。例えば制御部11は、操作部13を介して術者から、上述した処理の終了指示を受け付け、終了指示を受け付けた場合、処理を終了すると判断する。制御部11は、上述した処理を終了しないと判断した場合（S19：NO）、ステップS11の処理に戻る。この場合、制御部11は、内視鏡制御装置21から順次撮影画像を取得し（S11）、取得した撮影画像に基づいて、ステップS12～S18の処理を実行する。制御部11は、上述した処理を終了すると判断した場合（S19：YES）、一連の処理を終了する。

[0033] 次に、上述した出血検知処理によって出血開始が特定された場合にアラートを出力する処理について説明する。図5はアラート出力処理手順の一例を示すフローチャートである。情報処理装置10の制御部11は、上述した出血検知処理を実行しつつ、以下の処理を実行する。制御部11は、上述した出血検知処理において、出血開始が特定されたか否かを判断しており（S21）、出血開始が特定されたと判断した場合（S21：YES）、アラートの出力を開始する（S22）。例えば制御部11は、出血が発生したことを通知するメッセージを表示装置40に表示して、術者の医師及び看護師等の医療従事者に通知する。なお、情報処理装置10又は表示装置40が、ランプ、ブザー、スピーカ等を有する場合、ランプの点灯又は点滅、ブザーの鳴動、あるいは、スピーカからの音声メッセージ又は警告音の出力等を行うことによって、医療従事者に通知してもよい。また、制御部11は、出血開始

(出血発生有り)と判定した時点の撮影時間を出血発生時間として記憶部12に記憶する(S23)。

[0034] 制御部11は、出血開始を特定してアラート出力を開始した場合、アラートの終了条件を満たすか否かを判断する(S24)。アラートの終了条件は、例えば出血が止まった(終了した)場合であり、制御部11は、時系列に前後のフレーム間の出血領域が増加しない場合に、出血が止まったと判断してもよい。また、制御部11は、後述の実施形態5で説明する図30の出血検知処理におけるステップS161~S165と同様の処理を行い、止血操作によって出血が終了したことを検知した場合に、アラートの終了条件を満たすと判断してもよい。制御部11は、アラートの終了条件を満たさないと判断した場合(S24:NO)、ステップS22で開始したアラートの出力を継続する(S25)。一方、制御部11は、アラートの終了条件を満たすと判断した場合(S24:YES)、ステップS22で開始したアラートの出力を終了する(S26)。また、制御部11は、アラートの終了条件を満たすと判断した時点の撮影時間を出血終了時間として記憶部12に記憶する(S27)。その後、制御部11は、ステップS21の処理に戻る。制御部11は、ステップS25の処理後、上述した処理を終了するか否かを判断する(S28)。例えば制御部11は、操作部13を介して術者から、上述した処理の終了指示を受け付け、終了指示を受け付けた場合、処理を終了すると判断する。制御部11は、上述した処理を終了しないと判断した場合(S28:NO)、ステップS24の処理に戻る。制御部11は、上述した処理を終了すると判断した場合(S28:YES)、一連の処理を終了する。これにより、出血検知処理によって出血発生有りが特定された場合に、アラートを出力して、医療従事者に出血発生を通知することができる。また、アラート出力が開始された後に、出血が終了してアラートの終了条件を満たす場合に、アラート出力を終了することにより、出血が収まったことを医療従事者に通知できる。

[0035] 本実施形態では、内視鏡20で撮影された撮影画像において、R成分の撮

影画像と、G成分又はB成分の撮影画像との差分画像に基づいて、出血領域を高精度で検出できる。また、時系列に前後する撮影画像間において、高精度で検出された出血領域の増加量に基づいて、出血発生の有無を判定するので、出血の発生を早期に、且つ、客観的に検知して医療従事者に通知できる。よって、医療従事者は、出血発生に対して早期に処置を行うことができ、また、輸血の準備が必要であるか否か等の判断を早期に行うことができる。本実施形態では、手術中に内視鏡20で撮影された撮影画像に基づいて出血発生を検知する構成を例に説明したが、このような構成に限定されず、本開示の構成は、例えば手術後の検証処理においても利用可能である。

[0036] また、本実施形態において、情報処理装置10は、フレーム間の出血領域の差分と、出血領域の差分の移動平均に基づく出血判定閾値とを算出した後に、図4Aに示すようなグラフを表示装置40（表示部）に表示する処理を行ってもよい。例えば図2中のステップS18の処理後に、各撮影時間に対応付けて、フレーム間の出血領域の差分と、各撮影時間における出血判定閾値とをプロットすることにより、図4Aに示すグラフを生成し、生成したグラフを表示装置40へ出力して表示させてもよい。また、このとき、情報処理装置10は、表示するグラフにおいて、出血発生有りを判定したタイミング（撮影時間）を示してもよい。例えば、図4A中の矢符で示すように出血発生有りを検知した撮影時間を提示することができる。なお、情報処理装置10が、手術中に内視鏡20で撮影した撮影画像に基づいて、手術後に出血発生の有無の判定処理を行う場合、全ての撮影画像について、各フレーム間の出血領域の差分と、出血領域の差分の移動平均に基づく出血判定閾値とを算出した後に、図4Aに示すようなグラフを表示装置40に表示させてもよい。この場合、手術後の検証処理において、出血発生のタイミングの検証等が可能となる。

[0037] 本実施形態において、内視鏡20で撮影された撮影画像に基づく出血発生の有無の判定処理は、情報処理装置10がローカルで行う構成に限定されない。例えば、出血発生の有無の判定処理を実行するサーバを設けてもよい。

この場合、情報処理装置 10 は、内視鏡制御装置 21 から順次取得する撮影画像をサーバへ送信し、サーバが、撮影画像に基づいて出血発生の有無を判定して判定結果を情報処理装置 10 へ送信するように構成される。このような構成とした場合であっても、上述した本実施形態と同様の処理が可能であり、同様の効果が得られる。

[0038] (変形例 1)

上述した実施形態 1 の変形例 1 について説明する。本変形例では、内視鏡 20 の撮影部が撮影を行う際に、撮影部による撮影位置の移動量 (変化量) に基づいて、時系列に前後する各フレーム間でのズレを補正する補正処理を行う情報処理装置 10 について説明する。内視鏡 20 の撮影部は、例えば術者が内視鏡 20 を保持 (把持) する状態の変化に応じて撮影位置及び撮影方向が変更される。本変形例では、撮影位置及び撮影方向の変化に応じてフレーム間で生じるズレを補正することにより、出血発生の有無をより正確に判定することができる。

[0039] 図 6 は変形例 1 の出血検知処理手順の一例を示すフローチャート、図 7 A 及び図 7 B は変形例 1 の出血検知処理の説明図である。図 6 に示す処理は、図 2 に示す処理において、ステップ S 11, S 12 の間にステップ S 31 ~ S 32 を追加したものである。図 2 と同じステップについては説明を省略する。

[0040] 本変形例の情報処理装置 10 において、制御部 11 は、内視鏡 20 で撮影された撮影画像を内視鏡制御装置 21 から取得した場合 (S 11)、内視鏡 20 による撮影位置の変化量を取得する (S 31)。例えば内視鏡手術システムが、内視鏡 20 を保持する保持機構を有し、内視鏡制御装置 21 が、保持機構の動作を制御することによって内視鏡 20 の保持状態を制御する構成である場合、制御部 11 は、内視鏡制御装置 21 から撮影位置の変化量を取得できる。また内視鏡 20 に、撮影部 (例えば内視鏡 20 の先端部) の位置を検知するセンサが設けられている場合、制御部 11 は、センサによる検知結果に基づいて、撮影位置の変化量を取得してもよい。なお、撮影位置の変

化量は、被写体に対向する面上での平行移動量及び回転量と、ズーム倍率（スケール）とを含む。

[0041] 制御部 11 は、直前の撮影画像から生成された出血領域画像（前フレームの出血領域画像）に対して、撮影位置の変化量に基づく補正処理を行う（S32）。例えば、制御部 11 は、被写体に対向する面上での平行移動量だけ各画素を移動させ、回転量だけ各画素を回転させ、ズーム倍率に応じた変倍処理を行うための変換行列を算出する。そして制御部 11 は、算出した変換行列に基づいて、前フレームの出血領域画像の各画素を移動させ、変換処理後の出血領域画像を生成する。これにより、前フレームの出血領域画像に、変換行列による座標変換を行うことができ、前フレームの出血領域画像の各画素が、現在のフレーム（処理対象のフレーム）にアラインメントされた出血領域画像が得られる。

[0042] 図 7 A は、時系列に前後する 2 つフレームから生成された出血領域画像を重ねて表示したものであり、破線で示す領域が前フレームにおける出血領域を示し、実線で示す領域が後フレーム（現在のフレーム）における出血領域を示す。制御部 11 は、前フレームの出血領域画像に対して、撮影位置の変化量に基づく補正処理を行うことにより、前フレームと後フレームとにおける撮影位置の変化量に基づくズレを補正することができる。よって、このような補正処理を前フレームの出血領域画像に行うことにより、図 7 B に示すように、撮影位置の変化量に基づくズレが補正された、前フレームの出血領域画像を得ることができる。

[0043] その後、制御部 11 は、ステップ S12 以降の処理を行う。なお、ステップ S14 で制御部 11 は、ステップ S32 で補正処理を行った前フレームの出血領域画像と、ステップ S13 で生成した現在のフレームの出血領域画像との差分を算出する（S14）。図 6 中のステップ S31～S32 は、ステップ S11 の処理後、ステップ S14 の処理前までに実行されればよい。

[0044] 本変形例では、時系列に前後するフレームにおいて、撮影位置の変化量に基づくズレを補正することができるので、フレーム間において、撮影位置の

変化量に基づくズレを解消して、出血領域の差分を精度よく算出することができる。なお、本変形例では、撮影画像から生成した出血領域画像に対して、撮影位置の変化量に伴う各画素位置のズレを補正したが、このような構成に限定されない。たとえば、撮影位置の変化量に基づく補正処理を、撮影画像に対して行ってもよい。この場合、ステップS32で、制御部11は、前フレームの撮影画像に対して補正処理を行い、補正処理後の撮影画像に基づいて、当該撮影画像から出血領域画像を生成し、生成した出血領域画像を前フレームの出血領域画像として、ステップS14の処理を行えばよい。

[0045] 本変形例においても、上述した実施形態1と同様の効果が得られる。また、本変形例では、撮影位置の移動に伴って生じる撮影視野全体のズレを補正することにより、撮影の際に生じるフレーム間のズレを排除できるので、フレーム間の出血領域の差分を精度良く算出することができる。よって、精度良く算出された出血領域の差分に基づいて、出血発生の有無を精度良く検出できる。また、本変形例においても、上述した実施形態1で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0046] (変形例2)

本変形例では、内視鏡20で撮影した撮影画像に基づいて、時系列に前後する各フレーム間におけるズレを補正する補正処理を行う情報処理装置10について説明する。上述の変形例1は、内視鏡20（撮影部）の撮影位置の変化量を機械的に取得する構成であるのに対して、本変形例は、撮影画像に対する画像処理によって、各フレーム間のズレ量を算出し、算出したズレ量を補正する構成である。

[0047] 図8は変形例2の出血検知処理手順の一例を示すフローチャート、図9A及び図9Bは変形例2の出血検知処理の説明図である。図8に示す処理は、図6に示す処理において、ステップS31～S32の代わりにステップS41～S43を追加したものである。図6と同じステップについては説明を省略する。

[0048] 本変形例の情報処理装置10において、制御部11は、内視鏡20で撮影

された撮影画像を内視鏡制御装置 21 から取得した場合 (S 11)、取得した撮影画像に対して、前フレームにおける各特徴点に対応する特徴点を抽出する (S 41)。例えば制御部 11 は、内視鏡制御装置 21 から順次取得する撮影画像に基づいて、オプティカルフロー等の画像処理によって、時系列に前のフレームから後のフレームにおける被写体の動きを示す動きベクトル (動き量及び方向) を算出する。よって、制御部 11 は、前フレームで抽出した各特徴点に対応する特徴点を、現在のフレームから抽出することができる。図 9 A は、撮影画像から抽出された特徴点を黒丸で示した例であり、図 9 B に示すように、制御部 11 は、前フレーム ($n-1$ フレーム) における特徴点に基づいて、後フレーム (n フレーム) における特徴点を取得する。なお、動きを追跡する特徴点は、任意の手法を用いて特定されればよい。これにより、撮影画像に対する画像処理によって、時系列に前後するフレーム間におけるズレ量 (各特徴点の移動量) を取得できる。

[0049] 制御部 11 は、前フレームにおける各特徴点の位置と、ステップ S 41 で抽出した現在のフレームにおける各特徴点の位置とに基づいて、前フレームの各特徴点を現在のフレームの各特徴点の位置に近づけるための変換行列を算出する (S 42)。制御部 11 は、変換行列に基づく変換処理によって前フレームの各特徴点を移動させた後の各位置と、現在のフレームの各特徴点の位置との差異が最小となるような変換行列を算出する。そして制御部 11 は、算出した変換行列に基づいて、前フレームの出血領域画像に対して補正処理を行い (S 43)、後フレームとの間におけるズレ量を補正する。これにより、本変形例においても、図 7 B に示すように、フレーム間におけるズレが補正され、前フレームの出血領域画像の各画素が、現在のフレームにアラインメントされた出血領域画像が得られる。その後、制御部 11 は、ステップ S 12 以降の処理を行う。なお、図 8 においても、ステップ S 41 ~ S 43 は、ステップ S 11 の処理後、ステップ S 14 の処理前までに実行されればよい。

[0050] 本変形例においても、上述した実施形態 1 及び変形例 1 と同様の効果が得

られる。また、本変形例では、撮影画像に基づく画像処理によって、フレーム間のズレ量が算出されるので、内視鏡 20 による撮影位置の変化量を機械的に取得する必要がない。よって、例えば術後に、内視鏡 20 で撮影された撮影画像のみに基づいて出血発生の検知処理を行う場合であっても、フレーム間のズレを解消することができるので、時系列に前後のフレーム間における出血領域の差分を精度良く算出できる。また、本変形例においても、上述した実施形態 1 及び変形例 1 で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0051] (変形例 3)

本変形例では、内視鏡 20 による撮影時のズーム倍率（拡大率）の変更量が所定倍率以上となった場合に、ズーム倍率の変更前後で撮影された撮影画像に基づく出血発生の判定結果を無効とする情報処理装置 10 について説明する。内視鏡 20 の撮影部は、撮影時のズーム倍率を変更できるように構成されており、ズームイン（拡大）して撮影した場合、ズームイン前の撮影画像中の出血領域が、ズームイン後の撮影画像では大きく拡大されてしまう。即ち、ズームイン前後で撮影画像中の出血領域のサイズ（画素数）が増加し、この増加量に基づいて出血発生の有無を検出した場合、誤検出が発生する。従って、本変形例では、ズーム倍率（拡大率）の変更量が所定倍率以上となった場合に、ズーム倍率の変更前後における撮影画像に基づく出血発生の判定結果を無効とすることにより、出血発生の誤検出を抑制できる。

[0052] 図 10 は変形例 3 の出血検知処理手順の一例を示すフローチャート、図 11 は変形例 3 の出血検知処理の説明図である。図 10 に示す処理は、図 2 に示す処理において、ステップ S 17 の YES とステップ S 18 との間にステップ S 51 ~ S 53 を追加したものである。図 2 と同じステップについては説明を省略する。

[0053] 本変形例の情報処理装置 10 において、制御部 11 は、図 2 中のステップ S 11 ~ S 17 の処理を実行し、出血発生有りと判定した場合（S 17 : YES）、現在のフレームの撮影時におけるズーム倍率を取得する（S 51）。例えば制御部 11 は、内視鏡制御装置 21 から、内視鏡制御装置 21 が内

視鏡 20 を制御したズーム倍率を取得する。制御部 11 は、内視鏡 20 による撮影が行われる都度、内視鏡 20 によるズーム倍率を取得することにより、例えば図 11 に実線で示すようなズーム倍率の時系列データを取得する。図 11 中の実線は、内視鏡 20 によるズーム倍率の時系列変化を示しており、図 11 に示すグラフにおいて、横軸は撮影時間を示し、縦軸は各撮影時間でのズーム倍率を示す。なお、制御部 11 は、内視鏡 20 に対して設定されたズーム倍率を取得する代わりに、時系列に前後のフレームに対する画像処理によって、前フレームからのズーム倍率の変更量（拡大率）を算出してもよい。

[0054] 次に、制御部 11 は、各撮影時間におけるズーム倍率に基づいて、出血発生の判定処理を無効とすべきズームイン処理（ズーム倍率の変更）が行われたか否かを判断するための閾値（倍率閾値）を算出する（S52）。例えば、制御部 11 は、図 11 中の実線で示すズーム倍率の移動平均を算出し、各撮影時間におけるズーム倍率の移動平均を、当該撮影時間における倍率閾値に設定する。ズーム倍率の移動平均は、例えば 3 秒程度の所定時間毎の単純移動平均とする。図 11 中の破線は、各撮影時間におけるズーム倍率の移動平均の時系列変化を示しており、制御部 11 は、図 11 中の破線で示す時系列データの各値を、各撮影時間について、ズームイン処理が行われたか否かを判断する際に用いる変倍閾値に設定する。

[0055] 制御部 11 は、ステップ S51 で取得したズーム倍率が、ステップ S52 で設定した倍率閾値以上であるか否かを判断する（S53）。制御部 11 は、ズーム倍率が倍率閾値以上であると判断した場合（S53：YES）、ステップ S18 の処理をスキップしてステップ S19 の処理に移行する。これにより、ズーム倍率が倍率閾値以上である場合、即ち、出血発生の判定処理を無効とすべきズームイン処理が行われたと判断された場合、制御部 11 は、直近のステップ S17 で判定した出血発生有りの判定結果を無効とし、出血無しと特定する。一方、制御部 11 は、ズーム倍率が倍率閾値未満であると判断した場合（S53：NO）、出血発生の判定処理を無効とすべきズー

ムイン処理が行われていないと判断し、ステップS 1 8の処理を実行する。これにより、ズーム倍率が倍率閾値未満である場合、即ち、出血発生の判定処理を無効とすべきズームイン処理が行われていないと判断された場合、制御部 1 1は、直近のステップS 1 7で判定した出血発生有りの判定結果に基づいて、出血開始と特定する。図 1 1に示すズーム倍率の時系列変化では、両矢印で示す区間が、ズームイン処理が行われたと判断された時間を示す。

[0056] 図 1 0中のステップS 5 1～S 5 3は、ステップS 1 1の処理後、ステップS 1 8の処理前までに実行されればよく、例えばステップS 1 1の処理後に実行する場合、ズーム倍率が倍率閾値以上であると判断した場合に、ステップS 1 2～S 1 8の処理をスキップしてもよい。この場合、ズーム倍率が倍率閾値以上となった場合に、出血発生の判定のための各処理を実行しないことにより、処理負担の軽減が可能となる。

[0057] 本変形例においても、上述した実施形態 1と同様の効果が得られる。また、本変形例では、出血発生の判定処理を無効とすべきズームイン処理が行われたか否かを判断し、当該ズームイン処理が行われた場合に、ズームイン処理の前後に撮影された撮影画像に基づく出血発生の判定結果を無効とすることにより、ズーム倍率の変更量が大きい場合に生じる出血発生の誤検出を抑制できる。本変形例の構成は、上述した各変形例の構成と組み合わせることが可能であり、各変形例と組み合わせた場合であっても同様の効果が得られる。また、本変形例においても、上述した実施形態 1及び各変形例で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0058] (変形例 4)

本変形例では、撮影画像中に検出された出血領域について、所定時間遡って、当該出血領域の重心を追跡し、追跡した軌跡が撮影画像の周縁の所定領域に含まれる場合に、当該出血領域は、撮影位置の移動等によって撮影範囲外から撮影範囲内に入ってきたものとして、出血発生の判定処理に用いる対象から除外する情報処理装置 1 0について説明する。内視鏡 2 0による撮影位置が移動することにより、撮影範囲が移動し、前フレームの撮影時では撮

影範囲外にあった出血領域が、現在のフレームの撮影範囲内に入ってくる場合が発生する。本実施形態では、内視鏡 20 の撮影範囲内で発生した出血を精度良く検出することを目的とするので、撮影範囲外から撮影範囲内に入ってきた出血領域に基づいて出血発生の有無を検出した場合、誤検出が発生する。従って、本変形例では、上述したような出血領域を、出血発生を検出する際の対象から除外することにより、出血発生の誤検出を抑制できる。

[0059] 図 12 は変形例 4 の出血検知処理手順の一例を示すフローチャート、図 13 は変形例 4 の出血検知処理の説明図である。図 12 に示す処理は、図 2 に示す処理において、ステップ S 13, S 14 の間にステップ S 61 ~ S 63 を追加したものである。図 2 と同じステップについては説明を省略する。

[0060] 本変形例の情報処理装置 10 において、制御部 11 は、図 2 中のステップ S 11 ~ S 13 の処理を実行し、現在のフレーム中の出血領域を示す出血領域画像を生成する (S 13)。制御部 11 は、生成した出血領域画像中の出血領域の重心を特定する (S 61)。具体的には、制御部 11 は、出血領域画像中の出血領域の重心の座標値を算出する。なお、出血領域画像中の各画素の座標値は、例えば撮影画像の左上を原点 (0, 0) とし、原点から右方向への画素数と原点から下方向への画素数とによって表される。出血領域の重心の座標値は、例えば出血領域に含まれる全画素の座標値の平均値で表されてもよく、出血領域の左端の画素及び右端の画素における左右方向の中央位置の座標値と、出血領域の上端の画素及び下端の画素における上下方向の中央位置の座標値とで表されてもよく、出血領域の輪郭上の各画素の座標値の平均値で表されてもよい。図 13 は出血領域画像の例を示しており、図 13 に示す出血領域については、+マークで示す位置が出血領域の重心 C の位置に特定される。

[0061] 制御部 11 は、現在のフレーム (出血領域画像) 中の出血領域に基づいて、所定時間前のフレームまで遡って出血領域の重心を追跡し、当該出血領域の重心の軌跡を取得する (S 62)。図 13 に示す出血領域画像では、所定時間前のフレームまで遡った出血領域の重心をそれぞれ+マークで示してい

る。なお、所定時間前までの各フレームにおける出血領域画像において、出血領域の重心の座標値は既に算出されて記憶部12に記憶されていてもよい。この場合、制御部11は、記憶部12に記憶してある、各フレームにおける出血領域の重心の座標値を読み出すことによって、出血領域の重心の軌跡を取得できる。また、制御部11は、現在のフレームの出血領域画像における出血領域に基づいて、前のフレームにおける出血領域を抽出し、抽出した出血領域の重心を算出する処理を、所定時間前のフレームまで順次実行することによって、出血領域の重心の軌跡を取得してもよい。

[0062] 制御部11は、取得した出血領域の重心の軌跡が、撮影画像の周縁の所定領域に含まれるか否かを判断する(S63)。例えば、制御部11は、図13に示す撮影画像(出血領域画像)においてハッチングで示す周縁領域に、出血領域の重心の軌跡が含まれるか否かを判断する。撮影画像の周縁領域に出血領域の重心の軌跡が含まれると判断した場合(S63: YES)、制御部11は、ステップS14~S18の処理をスキップしてステップS19の処理に移行する。撮影画像の周縁領域に出血領域の重心の軌跡が含まれる場合、当該出血領域は、撮影位置の移動等によって撮影範囲外から撮影範囲内に入ってきたものと考えられる。よって、このような出血領域を検出した場合、この出血領域に基づいて出血発生の判定処理を行わないことにより、誤検出を回避する。図13に示す出血領域における重心の軌跡は、撮影画像の下縁領域に含まれているので、この出血領域は、撮影位置の移動等によって撮影範囲外から撮影範囲内に入ってきたものと判断され、出血発生の判定処理がスキップされる。

[0063] 一方、制御部11は、出血領域の重心の軌跡が、撮影画像の周縁領域に含まれないと判断した場合(S63: NO)、当該出血領域は撮影範囲内で発生したものと判断し、ステップS14~S18の処理を実行する。これにより、内視鏡20の撮影範囲内で発生した出血については、時系列に前後するフレーム間の出血領域の差分に基づいて出血発生の判定処理が行われる。なお、出血領域画像に複数の出血領域が含まれる場合、制御部11は、それぞ

れの出血領域について、ステップS 6 1～S 6 3の処理を実行する。これにより、それぞれの出血領域について、重心が撮影範囲外から入ってきたものであるか否かを判断し、撮影範囲外から入ってきた出血領域については、出血発生の判定処理の判定対象から除外し、出血発生の判定処理に用いない。

[0064] 本変形例においても、上述した実施形態1と同様の効果が得られる。また、本変形例では、撮影位置の移動等によって撮影範囲外から撮影範囲内に入ってきた出血領域を、出血発生の判定処理に用いないことにより、出血発生の誤検出を抑制できる。本変形例の構成は、上述した各変形例の構成と組み合わせることが可能であり、各変形例と組み合わせた場合であっても同様の効果が得られる。また、本実施形態においても、上述した実施形態1及び各変形例で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0065] (変形例5)

本変形例では、ミストの発生によって撮影画像中の出血領域が急激に減少した場合に、このときの撮影画像（フレーム）を出血発生の判定処理の対象としない情報処理装置10について説明する。内視鏡手術システムにおいて、処置具30によって生体組織の切開、切除、剥離等が行われた場合にミスト（霧、湯気）が発生する。ミストが発生した場合、出血領域の赤さが薄まるので出血領域と判定されず、出血領域の面積が急減に減少する状況が発生することがある。従って、本変形例では、ミストが発生した場合に、ミストの発生前後に撮影された撮影画像を、出血有無の判定対象から除外して出血発生の判定処理を実行しないことにより、出血発生の誤検出を抑制する。

[0066] 図14は変形例5の出血検知処理手順の一例を示すフローチャート、図15は変形例5の出血検知処理の説明図である。図14に示す処理は、図2に示す処理において、ステップS 15, S 16の間にステップS 71～S 72を追加したものである。図2と同じステップについては説明を省略する。

[0067] 本変形例の情報処理装置10において、制御部11は、図2中のステップS 11～S 15の処理を実行する。制御部11は、ステップS 14で、時系列に前後するフレーム間の出血領域の差分を順次算出することにより、例え

ば図15に実線で示すような出血領域の差分の時系列データを取得する。図15に示すグラフにおいて、横軸は撮影時間を示し、縦軸は各撮影時間における出血領域の差分を示す。

[0068] 次に、制御部11は、各撮影時間について、各撮影時間までにステップS15で算出した各フレーム間の出血領域の差分の移動平均に基づいて、ミスト発生の有無を判定する際に用いる閾値（ミスト判定閾値）を算出する（S71）。ここでは、制御部11は、各撮影時間までに算出した出血領域の差分の移動平均を測定値として、測定値の平均値に対して -2σ の値を算出し、当該撮影時間におけるミスト判定閾値に設定する。図15の破線は、出血領域の差分の移動平均に対して -2σ の値と $+2\sigma$ の値との時系列変化を示しており、制御部11は、フレーム間の出血領域の差分が、出血領域の差分の移動平均に対して -2σ の値未満となった場合に、ミスト発生有りと判定する。従って、制御部11は、図15の破線で示す下側（ -2σ ）の時系列データの各値を、各撮影時間についてミスト発生の有無を判定する際に用いる閾値に設定する。

[0069] 制御部11は、ステップS14で算出したフレーム間の出血領域の差分と、ステップS71で算出したミスト判定閾値とに基づいて、ここでの撮影画像についてミスト発生の有無を判定する（S72）。具体的には、制御部11は、各撮影時間について、ステップS14で算出した出血領域の差分が、設定したミスト判定閾値未満であるか否かを判定し、ミスト判定閾値未満である場合、ミスト発生有りと判定し、ミスト判定閾値以上である場合、ミスト発生無しと判定する。即ち、本実施形態では、出血領域の増加量（差分）が、ミスト判定閾値未満であるか否かに応じて、ミスト発生の有無を判定する。なお、ミスト発生の有無は、撮影画像における色変化（具体的には出血領域の差分）以外に、例えば画像全体のコントラスト（明暗比）が急激に低下したか否かに応じて判定してもよい。例えば画像全体のコントラストが所定値以上低下した場合にミスト発生有りと判定してもよい。

[0070] ミスト発生無しと判定した場合（S72：NO）、制御部11は、ステッ

プS 1 6以降の処理を実行し、出血発生の判定処理を行う。一方、ミスト発生有りとは判定した場合（S 7 2 : Y E S）、制御部 1 1は、ステップS 1 6～S 1 8の処理をスキップしてステップS 1 9の処理に移行する。これにより、ミストが発生した場合、制御部 1 1は、ここでの撮影画像（出血領域）に基づいて出血発生の判定処理を行わないことにより、誤検出を回避する。図 1 5に示す出血領域の差分の時系列変化では、矢印で示す区間が、ミスト発生有りとは判断された時間を示す。

[0071] 本変形例においても、上述した実施形態 1と同様の効果が得られる。また、本変形例では、撮影画像中にミストの発生を検出した場合に、ミスト発生の前後に撮影された撮影画像に基づいて出血発生の判定処理を行わないことにより、出血発生の誤検出を抑制できる。本変形例の構成は、上述した各変形例の構成と組み合わせることが可能であり、各変形例と組み合わせた場合であっても同様の効果が得られる。また、本変形例においても、上述した実施形態 1及び各変形例で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0072] （変形例 6）

本変形例では、撮影画像において、処置具 3 0及びガーゼによって隠れていた出血領域が、処置具 3 0及びガーゼの移動に伴って露出した場合に、当該出血領域を、出血発生の判定処理に用いる対象から除外する情報処理装置 1 0について説明する。内視鏡手術では処置具 3 0及びガーゼを用いて止血が行われ、止血後に処置具 3 0及びガーゼが取り除かれた場合に、処置具 3 0及びガーゼによって隠れていた出血領域が露出し、出血領域の面積が大きく増加する状況が発生することがある。従って、本変形例では、処置具 3 0及びガーゼの移動に伴って露出した出血領域を、出血発生を検出する際の対象から除外することにより、出血発生の誤検出を抑制する。

[0073] 本変形例の情報処理装置 1 0は、図 1に示す実施形態 1の構成に加えて、記憶部 1 2に、画像中の所定の物体を検知する学習モデルを記憶している。ここでの学習モデルは、撮影画像が入力された場合に、撮影画像中の処置具 3 0及びガーゼの領域を出力するように機械学習によって学習済みの学習モ

デルである。このような学習モデルは、CNN (Convolution Neural Network)、R-CNN (Regions with CNN)、Fast R-CNN、Faster R-CNN、Mask R-CNN、SSD (Single Shot Multibox Detector)、YOLO (You Only Look Once) 等の任意の物体検出アルゴリズムで構成されてもよく、これらのモデルのいくつかを組み合わせで構成されてもよい。情報処理装置10の制御部11は、内視鏡20で撮影した撮影画像を、上述した学習モデルに入力し、学習モデルからの出力情報に基づいて、撮影画像中の処置具30及びガーゼの領域を特定することができる。なお、撮影画像中のガーゼの検出は、学習モデルを用いるほかに、テンプレートを用いたパターンマッチングによって行われてもよい。この場合、ガーゼ表面の画像特徴量を示すテンプレートを予め記憶部12に記憶しておき、制御部11は、撮影画像からテンプレートに一致する領域の有無を判断することにより、撮影画像中のガーゼの有無を検出できる。

[0074] 図16は変形例6の出血検知処理手順の一例を示すフローチャート、図17A～図17Dは変形例6の出血検知処理の説明図である。図16に示す処理は、図2に示す処理において、ステップS13、S14の間にステップS81～S83を追加したものである。図2と同じステップについては説明を省略する。

[0075] 本変形例の情報処理装置10において、制御部11は、図2中のステップS11～S13の処理を実行し、現在のフレーム中の出血領域を示す出血領域画像を生成する(S13)。また、制御部11は、ステップS11で取得した撮影画像を学習モデルに入力し、学習モデルからの出力情報に基づいて、撮影画像中の処置具30及びガーゼを検出する(S81)。例えば図17Aに示すように、3つの処置具30が写っている撮影画像が学習モデルに入力された場合、学習モデルは、図17Bに示すように、3つの処置具30の領域を示す処置具画像を出力する。よって、制御部11は、学習モデルから出力された処置具画像に基づいて、各処置具30の領域を把握できる。なお、図17Bの左側には前フレーム(n-1フレーム)中の処置具30の領域

を示す処置具画像を示し、右側には現在のフレーム（ n フレーム）中の処置具30の領域を示す処置具画像を示す。

[0076] 制御部11は、現在のフレーム中に処置具30又はガーゼを検出した場合、検出した処置具30及びガーゼについて、前フレームにおける位置から、現在のフレームにおける位置への移動領域を特定する（S82）。具体的には、制御部11は、前フレームにおける処置具30及びガーゼの領域と、現在のフレームにおける処置具30及びガーゼの領域とを比較し、前フレームにのみ存在する領域を、処置具30及びガーゼの移動領域に特定する。例えば図17Cには、実線で現在のフレームにおける処置具30及びガーゼの領域を示し、破線で前フレームにおける処置具30及びガーゼの領域を示している。この場合、制御部11は、図17Dに示すように、前フレームにのみ存在する領域を、処置具30及びガーゼの移動領域に特定する。なお、前フレームにおける処置具30及びガーゼの領域を示す処置具画像が既に生成されて記憶部12にされている場合、制御部11は、記憶部12から、前フレームにおける処置具30及びガーゼの位置を取得できる。また、制御部11は、前フレームの撮影画像を学習モデルに入力することにより、学習モデルから、前フレームにおける処置具30及びガーゼの領域を示す処置具画像を取得してもよい。

[0077] 制御部11は、ステップS13で生成した現在のフレームにおける出血領域画像中の出血領域のうちで、特定した処置具30及びガーゼの移動領域に含まれる画素を、当該出血領域画像から除外する（S83）。これにより、処置具30及びガーゼの移動領域に含まれる出血領域の画素を、出血発生の判定処理の対象から除外できる。その後、制御部11は、ステップS14以降の処理を行う。なお、ステップS14で、制御部11は、ステップS13で生成した出血領域画像に含まれる出血領域から、処置具30及びガーゼの移動領域に含まれる画素が除外された残りの出血領域に基づいて、前フレームにおける出血領域と、現在のフレームにおける出血領域との差分を算出する（S14）。これにより、処置具30及びガーゼの移動によって露出した

出血領域を、出血発生の判定処理の対象から除外でき、出血発生の誤検出を抑制できる。

[0078] 本変形例においても、上述した実施形態1と同様の効果が得られる。また、本変形例では、処置具30及びガーゼの移動に伴って露出した出血領域を、出血発生の判定処理に用いないことにより、出血発生の誤検出を抑制できる。本変形例の構成は、上述した各変形例の構成と組み合わせることが可能であり、各変形例と組み合わせた場合であっても同様の効果が得られる。また、本実施形態においても、上述した実施形態1及び各変形例で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0079] (変形例7)

本変形例では、時系列に前後するフレーム間において各画素の動きを検出し、出血領域内の画素で、動き量(移動量)が大きい画素を、出血発生の判定処理に用いる対象から除外する情報処理装置10について説明する。内視鏡手術では、臓器を移動させつつ治療部位に対する手技を行うことがあり、例えば血の付いた臓器を移動させた場合に、臓器に付いた血の領域が移動し、移動後の位置で新たな出血領域と誤検出される可能性がある。従って、本変形例では、時系列に前後するフレーム間において、出血領域に含まれる画素のうちで動き量が大きい画素を、出血発生を検出する際の対象から除外することにより、出血発生の誤検出を抑制する。

[0080] 図18は変形例7の出血検知処理手順の一例を示すフローチャート、図19は変形例7の出血検知処理の説明図である。図18に示す処理は、図2に示す処理において、ステップS13、S14の間にステップS91~S93を追加したものである。図2と同じステップについては説明を省略する。

[0081] 本変形例の情報処理装置10において、制御部11は、図2中のステップS11~S13の処理を実行し、現在のフレーム中の出血領域を示す出血領域画像を生成する(S13)。一方で、制御部11は、ステップS11で取得した撮影画像と、前フレームの撮影画像とに基づいて、前フレームから現在のフレームへの各画素の移動量を検出する(S91)。具体的には、制御

部 1 1 は、オプティカルフロー等の画像処理によって、前フレームから現在のフレームへの各画素の動き（移動）を示す動きベクトル（動き量及び方向）を算出する。図 1 9 は、現在のフレームにおける各画素について、前フレームからの動きベクトルを示した例であり、動きベクトルは、矢印の向きで移動方向を示し、矢印の長さで移動量を示している。

[0082] 制御部 1 1 は、各画素の動きベクトルに基づいて、移動量が大きい画素、具体的には、移動量が所定量以上の画素を特定する（S 9 2）。これにより、撮影画像において、部分的に移動した画素が特定される。なお、制御部 1 1 は、ステップ S 1 3 で生成した出血領域画像中の出血領域に含まれる各画素についてのみ、移動量が所定量以上であるか否かを判断し、出血領域内で、移動量が大きい画素を特定してもよい。そして、制御部 1 1 は、ステップ S 1 3 で生成した現在のフレームにおける出血領域画像中の出血領域に含まれる画素から、移動量が大きい画素を除外する（S 9 3）。これにより、出血領域に含まれる画素のうちで、移動量が大きい画素を、出血発生の判定処理の対象から除外できる。その後、制御部 1 1 は、ステップ S 1 4 以降の処理を行う。なお、ステップ S 1 4 で、制御部 1 1 は、ステップ S 1 3 で生成した出血領域画像に含まれる出血領域から、移動量が大きい画素が除外された残りの出血領域に基づいて、前フレームにおける出血領域と、現在のフレームにおける出血領域との差分を算出する（S 1 4）。これにより、例えば血の付いた臓器の移動等によって移動した出血領域を、出血発生の判定処理の対象から除外でき、出血発生の誤検出を抑制できる。

[0083] 本変形例においても、上述した実施形態 1 と同様の効果が得られる。また、本変形例では、例えば血の付いた臓器の移動に伴って移動した出血領域を、出血発生の判定処理に用いないことにより、出血発生の誤検出を抑制できる。本変形例の構成は、上述した各変形例の構成と組み合わせることが可能であり、各変形例と組み合わせた場合であっても同様の効果が得られる。また、本実施形態においても、上述した実施形態 1 及び各変形例で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0084] (変形例 8)

本変形例では、内視鏡 20 で撮影した撮影画像中でブレ又はボケが発生している領域を、出血発生の判定処理に用いる対象から除外する情報処理装置 10 について説明する。内視鏡 20 はイメージセンサによって撮影を行うので、ブレ又はボケが発生することがあり、ブレ又はボケが発生した領域では、出血領域を精度良く検出することは難しい。従って、本変形例では、撮影画像中でブレ又はボケが発生している領域を特定し、撮影画像中の出血領域から、ブレ又はボケが発生している領域を除外し、出血発生を検出する際の対象から除外することにより、出血発生の誤検出を抑制する。ブレ又はボケが発生している領域には高周波成分が含まれないので、本変形例では、撮影画像から高周波成分を抽出し、撮影画像において高周波成分が含まれない領域を低周波領域としてブレ又はボケが発生している領域に特定する。

[0085] 図 20 は変形例 8 の出血検知処理手順の一例を示すフローチャート、図 21 A ~ 図 21 E は変形例 8 の出血検知処理の説明図である。図 20 に示す処理は、図 2 に示す処理において、ステップ S 13, S 14 の間にステップ S 101 ~ S 104 を追加したものである。図 2 と同じステップについては説明を省略する。

[0086] 本変形例の情報処理装置 10 において、制御部 11 は、図 2 中のステップ S 11 ~ S 13 の処理を実行し、現在のフレーム中の出血領域を示す出血領域画像を生成する (S 13)。一方で、制御部 11 は、ステップ S 11 で取得した撮影画像に対して、ガウシアンフィルタ等の平滑化フィルタを用いた平滑化処理を行う (S 101)。これにより、例えば図 21 A に示す撮影画像から、図 21 B に示すような平滑化された画像が生成される。次に制御部 11 は、撮影画像から、平滑化された画像を減算して、撮影画像中の高周波成分を抽出する (S 102)。具体的には、制御部 11 は、撮影画像の各画素の画素値から、平滑化された画像の各画素の画素値を減算し、図 21 C に示すような高周波成分のみを有する画像を生成する。

[0087] 制御部 11 は、高周波成分のみを有する画像に基づいて、撮影画像中の低

周波領域を特定する（S103）。例えば制御部11は、高周波成分のみを有する画像に対して二値化処理を行い、図21Dに示すような二値画像を生成する。これにより、高周波成分が画素値1の画素に変換され、低周波成分が画素値0の画素に変換された二値画像が得られる。また制御部11は、二値画像の各画素を、例えば8画素×8画素、16画素×16画素等のセルに分割し、各セルにおいて画素値が1（高周波成分を示す画素値）の画素の割合が所定割合（例えば50%～80%）以上である場合は当該セルに含まれる全画素の画素値を1に変換し、所定割合未満である場合は当該セルに含まれる全画素の画素値を0に変換し、図21Eに示すような画像を生成する。そして、制御部11は、図21Eに示す画像に基づいて、高周波成分がない領域を、撮影画像中の低周波成分の領域に特定する。なお、適切な出血領域にも高周波成分が含まれていない可能性があるため、制御部11は、図21Eに示す画像において、低周波成分の領域の分布を考慮して、適切な出血領域であるか、ブレ又はボケが発生している領域であるかを判断する。例えば制御部11は、図21Eに示す画像において、低周波成分の領域の輪郭がぶれているか否かを判断し、ぶれていない場合には適切な出血領域であると判断し、ぶれている場合にはブレ又はボケが発生している領域であると判断する。これにより、図21Eに示す画像では、破線で囲まれた領域が、ブレ又はボケが発生している低周波成分の領域に特定される。

[0088] 制御部11は、ステップS13で生成した現在のフレームにおける出血領域画像中の出血領域から、ステップS103で特定した低周波成分の領域を除外する（S104）。これにより、出血領域に含まれる画素のうちで、ブレ又はボケが発生している領域の画素を、出血発生の判定処理の対象から除外できる。その後、制御部11は、ステップS14以降の処理を行う。なお、ステップS14で、制御部11は、ステップS13で生成した出血領域画像に含まれる出血領域から、ブレ又はボケが発生している領域が除外された残りの出血領域に基づいて、前フレームにおける出血領域と、現在のフレームにおける出血領域との差分を算出する（S14）。これにより、出血領域

のうちでブレ又はボケが発生している領域を、出血発生の判定処理の対象から除外でき、出血発生の誤検出を抑制できる。

[0089] 本変形例においても、上述した実施形態1と同様の効果が得られる。また、本変形例では、ブレ又はボケが発生している出血領域を、出血発生の判定処理に用いないことにより、出血発生の誤検出を抑制できる。本変形例の構成は、上述した各変形例の構成と組み合わせることが可能であり、各変形例と組み合わせた場合であっても同様の効果が得られる。また、本実施形態においても、上述した実施形態1及び各変形例で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0090] 上述した変形例1～8では、時系列に前後するフレーム間における出血領域の差分に基づいて出血発生の有無を判定する際に、各フレームにおける出血領域をより正確に検出でき、フレーム間における出血領域の差分をより正確に算出できる構成である。上述した実施形態1の情報処理装置10において、出血発生の有無を精度良く判定するための変形例は、上述した変形例1～8に限定されない。例えば、上述した実施形態1の情報処理装置10では、臓器又は血溜まり等の赤い領域を誤って出血領域とする誤検出が発生することがある。このような誤検出を抑制するために、例えば、撮影画像に基づいて検出した出血領域の大きさ又は形状から、真の出血領域であるか、臓器又は血溜まり等の非出血領域であるかを判別してもよい。具体的には、図2に示す処理において、制御部11は、ステップS13の処理後に、ステップS13で生成した出血領域画像中の出血領域の大きさ又は形状に基づいて、当該出血領域が真の出血領域であるか、非出血領域であるかを判断する処理を行ってもよい。例えば、出血領域は出血点から広がる傾向があるため、出血発生直後では面積が小さく、また、広範囲に散らばっていないと考えられる。よって、最初に検出された時点の出血領域が所定サイズ以上に大きい場合、出血領域の数が所定数以上に多い場合、複数の出血領域が広範囲（例えば画像全体）に広がっている場合、出血領域の形状が単純形状でない場合等では、出血領域ではない可能性が高い。よって、制御部11は、出血領域画

像中の各出血領域について、上述したいずれかの状態であるか否かを判断し、いずれの状態でもない出血領域を真の出血領域であると判断する。そして、制御部 11 は、真の出血領域であると判断した出血領域について、ステップ S 14 以降の処理を実行する。即ち、制御部 11 は、上述したいずれかの状態である出血領域を非出血領域であると判断し、当該出血領域を出血発生の判定対象から除外する。これにより、撮影画像中の赤い領域から真の出血領域が特定できるので、出血領域の誤検出が抑制され、その結果、出血発生の誤検出が抑制される。なお、本実施形態において、上述した各変形例の構成を必要に応じて適宜組み合わせ用いることができ、これにより、出血発生の判定精度をより向上させることができる。

[0091] (実施形態 2)

撮影画像中の出血領域を、学習モデルを用いて検出する情報処理装置 10 について説明する。本実施形態の情報処理装置は、実施形態 1 の情報処理装置 10 と同様の構成を有するので、構成についての説明は省略する。なお、本実施形態の情報処理装置 10 は、記憶部 12 に、例えば機械学習によって訓練データを学習済みの学習モデル 12M (図 22 参照) を記憶している。本実施形態の学習モデル 12M は、内視鏡 20 で撮影した撮影画像の各画素の画素値が入力された場合に、この画素は、出血領域に含まれる画素 (出血ピクセル) であるか、非出血領域に含まれる画素 (非出血ピクセル) であるかを示す情報 (出血領域に関する情報) を出力するように学習された学習済みモデルである。学習モデル 12M は、人工知能ソフトウェアの一部として機能するプログラムモジュールとしての利用が想定される。学習モデル 12M は、入力値に対して所定の演算を行い、演算結果を出力するものであり、記憶部 12 には、この演算を規定する関数の係数や閾値等のデータが学習モデル 12M として記憶される。

[0092] 図 22 は学習モデル 12M の構成例を示す説明図である。図 22 に示す学習モデル 12M は、内視鏡 20 で撮影した撮影画像の画素の R 成分の画素値 (R 成分値)、G 成分の画素値 (G 成分値)、B 成分の画素値 (B 成分値)

を入力とし、入力されたRGBの成分値に基づいて、当該画素が出血領域に含まれる画素であるか非出血領域に含まれる画素であるかを分類する演算を行い、演算した結果を出力するように学習してある。学習モデル12Mは、1つの画素のRGBの成分値から、当該画素が出血領域に含まれている確率を出力する任意の関数であればよく、ロジスティック回帰や線形回帰等のアルゴリズム、あるいはニューラルネットワーク等を用いて構成される。

[0093] 学習モデル12Mは、1つの画素のRGBの成分値が入力される入力層と、入力されたRGBの成分値に基づいて、当該画素が出血領域に含まれる画素であるか非出血領域に含まれる画素であるかを分類する中間層と、中間層の演算結果を基に、当該画素が出血領域に含まれる画素であるか非出血領域に含まれる画素であることを示す情報を出力する出力層とを有する。中間層は、各種の関数及び閾値等を用いて、入力層を介して入力されたRGBの成分値から出力値を算出する。出力層は、出血領域及び非出血領域のそれぞれに対応付けられた2つの出力ノードを有しており、各出力ノードから、出血領域に含まれる画素であるかと分類すべき確率（確信度）、及び非出血領域に含まれる画素であると分類すべき確率（確信度）を出力する。出力層の各出力ノードからの出力値は、例えば0～1の値であり、各出力ノードから出力された確率の合計が1.0（100%）となる。

[0094] 上述した構成により、本実施形態の学習モデル12Mは、画像中の各画素のRGBの成分値が入力された場合に、出血領域に含まれる画素であるか非出血領域に含まれる画素であることを示す出力値（確信度）を出力する。情報処理装置10は、上述した学習モデル12Mにおいて、各出力ノードからの出力値のうちで大きい方の出力値（確信度）を出力した出力ノードを特定し、特定した出力ノードに出血領域が対応付けられているか、又は非出血領域が対応付けられているかに応じて、入力された画素値の画素が出血領域に含まれる画素であるか非出血領域に含まれる画素であるかを分類する。なお、学習モデル12Mの出力層は、出血領域に含まれる画素であると分類すべき確率、及び非出血領域に含まれる画素であると分類すべき確率を出力する複

数の出力ノードを有する代わりに、分類確率（確信度）が高い領域（出血領域又は非出血領域）を示す情報を入力する1個の出力ノードを有する構成でもよい。

[0095] 学習モデル12Mは、訓練用のRGBの成分値（画素値）と、この画素が出血領域に含まれる画素であるか非出血領域に含まれる画素であるかを示す情報（正解ラベル）とを含む訓練データを用いて機械学習することにより生成できる。訓練データは、医師等の専門家によって、内視鏡20で撮影した撮影画像の各画素に対してそれぞれ出血領域又は非出血領域が割り当てられたアノテーション画像から生成される。具体的には、訓練データは、アノテーション画像において、出血領域が割り当てられた画素のRGBの成分値に対して、出血領域を示す正解ラベルを付与して生成され、非出血領域が割り当てられた画素のRGBの成分値に対して、非出血領域を示す正解ラベルを付与して生成される。

[0096] 学習モデル12Mは、訓練データに含まれるRGBの成分値が入力された場合に、訓練データに含まれる正解ラベル（出血領域又は非出血領域）に対応する出力ノードからの出力値が1に近づき、他の出力ノードからの出力値が0に近づくように学習する。学習処理において学習モデル12Mは、入力されたRGBの成分値に基づいて中間層での演算を行い、各出力ノードからの出力値を算出する。学習モデル12Mは、算出した各出力ノードの出力値と正解ラベルに応じた値（正解ラベルに対応する出力ノードに対しては1、他の出力ノードに対しては0）とを比較し、両者が近似するように、中間層での演算処理に用いるパラメータを最適化する。当該パラメータは、中間層におけるノード間の重み（結合係数）等である。パラメータの最適化の方法は特に限定されないが、誤差逆伝播法、最急降下法等を用いることができる。これにより、RGBの画素値が入力された場合に、この画素が出血領域内の画素であるか非出血領域内の画素であるかを予測し、予測結果を入力する学習モデル12Mが得られる。

[0097] 学習モデル12Mの学習は他の学習装置で行われてもよい。他の学習装置

で学習が行われて生成された学習済みの学習モデル 1 2 M は、例えばインターネット経由又は可搬型記憶媒体 1 0 a 経由で学習装置から情報処理装置 1 0 にダウンロードされて記憶部 1 2 に記憶される。学習モデル 1 2 M は、図 2 2 に示す構成に限定されない。例えば、撮影画像の各画素の R 成分値、G 成分値、及び B 成分値に加えて、R 成分値から G 成分値を差し引いた値 ($R - G$)、R 成分値から G 成分値を除算した値 (R / G)、R 成分値から B 成分値を除算した値 (R / B) 等の特徴量が入力される構成でもよく、これらの特徴量のうちの複数の特徴量の組合せが入力される構成でもよい。また、学習モデル 1 2 M は、撮影画像中の 1 画素の各特徴量が入力される構成のほか、対象画素に加えて対象画素の近傍の画素の各特徴量が入力される構成でもよい。この場合、対象画素を含む微小な領域内の各画素値から、出血領域又は非出血領域であるかを分類することが可能である。また、このような構成とした場合、学習モデル 1 2 M は、SVM (サポートベクターマシン)、決定木、ランダムフォレスト等のアルゴリズムを用いて構成されてもよく、複数のアルゴリズムを組み合わせて構成されてもよい。

[0098] 以下に、学習モデル 1 2 M を生成する処理について説明する。図 2 3 は学習モデル 1 2 M の生成処理手順の一例を示すフローチャートである。以下の処理は、情報処理装置 1 0 の制御部 1 1 が、記憶部 1 2 に記憶してあるプログラム 1 2 P に従って実行するが、他の学習装置で行われてもよい。以下の処理では、制御部 1 1 はまず、アノテーション画像に基づいて訓練データを生成し、生成した訓練データを用いて学習モデル 1 2 M の学習処理を行う。アノテーション画像は、例えば記憶部 1 2 に予め記憶されているものとする。

[0099] 情報処理装置 1 0 の制御部 1 1 は、記憶部 1 2 からアノテーション画像を 1 つ読み出す (S 1 1 1)。制御部 1 1 は、アノテーション画像中の 1 つの画素の画素値を抽出し (S 1 1 2)、抽出した画素が出血領域を割り当てられた画素であるか否かを判断する (S 1 1 3)。出血領域が割り当てられた画素であると判断した場合 (S 1 1 3 : YES)、制御部 1 1 は、抽出した

画素値に、出血領域を示す正解ラベル（出血ラベル）を付与して訓練データを生成する（S 1 1 4）。出血領域が割り当てられた画素でないと判断した場合（S 1 1 3 : NO）、制御部 1 1 は、抽出した画素値に、非出血領域を示す正解ラベル（非出血ラベル）を付与して訓練データを生成する（S 1 1 5）。制御部 1 1 は、生成した訓練データを、例えば記憶部 1 2 に用意された訓練DB（図示せず）に記憶する（S 1 1 6）。

[0100] 制御部 1 1 は、ステップ S 1 1 1 で読み出したアノテーション画像中の画素のうちで、訓練データの生成処理に用いられていない画素（未処理の画素）があるか否かを判断する（S 1 1 7）。未処理の画素があると判断した場合（S 1 1 7 : YES）、制御部 1 1 は、ステップ S 1 1 2 の処理に戻り、未処理の画素についてステップ S 1 1 2 ~ S 1 1 6 の処理を行う。これにより、アノテーション画像中の各画素の画素値に、各画素が出血領域の画素であるか非出血領域の画素であるかを示す正解ラベル（出血領域に関する情報）が付与された訓練データが蓄積される。

[0101] 未処理の画素がないと判断した場合（S 1 1 7 : NO）、制御部 1 1 は、記憶部 1 2 に記憶してあるアノテーション画像のうちで、訓練データの生成処理に用いられていない画像（未処理の画像）があるか否かを判断する（S 1 1 8）。未処理の画像があると判断した場合（S 1 1 8 : YES）、制御部 1 1 は、ステップ S 1 1 1 の処理に戻り、未処理のアノテーション画像についてステップ S 1 1 1 ~ S 1 1 7 の処理を行う。これにより、用意されたアノテーション画像に基づいて、学習モデル 1 2 M の学習に用いる訓練データを生成して訓練DBに蓄積できる。

[0102] 制御部 1 1 は、未処理の画像がないと判断した場合（S 1 1 8 : NO）、上述したように訓練DBに蓄積した訓練データを用いて、学習モデル 1 2 M の学習を行う。具体的には、制御部 1 1 は、上述した処理によって訓練DBに蓄積した訓練データのうちの1つを読み出す（S 1 1 9）。そして、制御部 1 1 は、訓練データに基づいて、学習モデル 1 2 M の学習処理を行う（S 1 2 0）。ここでは、制御部 1 1 は、訓練データに含まれるRGBの成分値

を学習モデル12Mに入力し、RGBの成分値が入力されることによって学習モデル12Mから出力される出力値を取得する。学習モデル12Mは、入力されたRGBの成分値に基づく演算を行い、各出力ノードからの出力値を算出する。制御部11は、学習モデル12Mから出力された各出力ノードの出力値と、訓練データに含まれる正解ラベルに応じた値（正解ラベルに対応する出力ノードに対しては1、他の出力ノードに対しては0）とを比較し、両者が近似するように学習モデル12Mを学習させる。学習処理において、学習モデル12Mは、中間層での演算処理に用いるパラメータを最適化する。例えば制御部11は、中間層におけるノード間の重み（結合係数）等のパラメータを、学習モデル12Mの出力層から入力層に向かって順次更新する誤差逆伝播法を用いて最適化する。

[0103] 制御部11は、訓練DBに記憶してある訓練データのうちで、学習処理が行われていない未処理の訓練データがあるか否かを判断する（S121）。未処理の訓練データがあると判断した場合（S121：YES）、制御部11は、ステップS119の処理に戻り、学習処理が未処理の訓練データについてステップS119～S120の処理を行う。未処理の訓練データがないと判断した場合（S121：NO）、制御部11は、一連の処理を終了する。上述した学習処理により、RGBの画素値が入力された場合に、入力された画素値の画素が出血領域の画素である可能性（出力ノード0からの出力値）と、非出血領域の画素である可能性（出力ノード1からの出力値）とを出力する学習モデル12Mが生成される。

[0104] 学習モデル12Mは、上述したような訓練データを用いた学習処理を繰り返し行うことにより更に最適化することが可能である。また、既に学習済みの学習モデル12Mについても、上述した学習処理で再学習させることにより、推定精度が更に向上した学習モデル12Mを生成できる。なお、上述した処理において、ステップS111～S118による訓練データの生成処理と、ステップS119～S121による学習モデル12Mの生成処理とは、各別の装置で行われてもよい。

[0105] 以下に、上述した処理によって生成した学習モデル12Mを用いて、内視鏡20で撮影した撮影画像に基づいて出血を検知する処理について説明する。図24は実施形態2の出血検知処理手順の一例を示すフローチャート、図25A～図26は実施形態2の出血検知処理の説明図である。図24に示す処理は、図2に示す処理において、ステップS12の代わりにステップS131を追加したものである。図2と同じステップについては説明を省略する。

[0106] 本実施形態の情報処理装置10において、制御部11は、内視鏡20で撮影された撮影画像を内視鏡制御装置21から取得した場合(S11)、撮影画像中の画素の画素値(RGBの成分値)を学習モデル12Mに入力し、学習モデル12Mからの出力値に基づいて出血領域又は非出血領域に分類する(S131)。具体的には、制御部11は、学習モデル12Mからの出力値のうちで大きい方の出力値を特定し、大きい方の出力値を出力した出力ノードに対応付けられている領域(出血領域又は非出血領域)を、ここでの画素の領域に特定する。制御部11(出血領域取得部)は、各画素の分類結果に基づいて、当該撮影画像中の出血領域を示す出血領域画像を生成する(S13)。ここでは、制御部11は、出血領域に分類された画素に対して白(例えば1)を、非出血領域に分類された画素に対して黒(例えば0)をそれぞれ割り当てて出血領域画像を生成する。制御部11は、例えば図25Aに示す撮影画像に基づいて、図25Bに示すような出血領域画像を生成する。制御部11は、内視鏡制御装置21から順次送信されてくる各フレームの撮影画像に対して、上述したステップS11、S131、S13の処理を行い、それぞれの撮影画像から出血領域画像を生成する。

[0107] その後、制御部11は、ステップS14以降の処理を行う。なお、本実施形態では、ステップS16で制御部11は、各撮影時間までに算出した出血領域の差分の移動平均を測定値として、測定値の平均値に対して $+2\sigma$ の値を算出し、出血発生の有無を判定するための判定閾値に設定してもよい。図26中の実線は、ステップS14で算出されたフレーム間における出血領域

の差分の時系列変化を示し、図26中の破線は、出血領域の差分の移動平均に対して -2σ の値と $+2\sigma$ の値との時系列変化を示す。本実施形態では、制御部11（判定部）は、フレーム間の出血領域の差分が、出血領域の差分の移動平均に対する $+2\sigma$ の値以上となった場合に、出血発生有りと判定する。従って、制御部11は、図26中の破線で示す上側（ $+2\sigma$ ）の時系列データの各値を、各撮影時間について出血発生の有無を判定する際に用いる閾値に設定する。これにより、学習モデル12Mを用いて各撮影画像から精度良く検知された出血領域に基づいて、出血発生の有無が判定される。なお、本実施形態においても、出血領域の差分の移動平均 $+2\sigma$ の値ではなく、出血領域の差分の移動平均 $+4\sigma$ の値を出血発生の有無の判定閾値に用いてもよい。このような構成とした場合、本実施形態においても、出血発生の誤検出が抑制され、出血発生の検出精度が向上する。

[0108] 本実施形態の内視鏡手術システムにおいて、撮影画像中の出血領域を検出する際に学習モデル12Mを用いること以外は、実施形態1の情報処理装置10が行う処理と同様であるので、実施形態1と同様の効果が得られる。また、本実施形態では、学習モデル12Mが撮影画像中の各画素の特徴に応じて、それぞれの画素を出血領域及び非出血領域に分類する。よって、学習モデル12Mを用いるユーザは、撮影画像からアノテーション画像を生成して学習モデル12Mに学習させることにより、学習モデル12Mを用いて撮影画像中の出血領域を高精度に検出できる。従って、本実施形態においても、内視鏡20で撮影した撮影画像に基づいて、出血発生の有無を精度よく検出できる。

[0109] 本実施形態においても、実施形態1で説明した変形例1～8の適用が可能である。従って、本実施形態の情報処理装置10は、学習モデル12Mを用いて撮影画像中の出血領域を精度良く検出すると共に、変形例1～8のいずれか又は複数の構成を適用することにより、各フレームにおける出血領域をより正確に検出し、フレーム間における出血領域の差分をより正確に算出する構成を実現できる。また本実施形態においても、上述した実施形態1及び

各変形例で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0110] 本実施形態の学習モデル12Mは、撮影画像中の各画素の画素値から、各画素が出血領域の画素であるか非出血領域の画素であるかを分類する構成であるが、このような構成に限定されない。例えば学習モデル12Mは、撮影画像が入力された場合に、撮影画像中の出血領域を検出するように構成されていてもよい。この場合、例えば学習モデル12Mは、CNN、R-CNN、Fast R-CNN、SSD、YOLO等の物体検知アルゴリズムで構成することができる。また、学習モデル12Mは、SegNet、FCN (Fully Convolutional Network)、U-Net等のセマンティックセグメンテーションを実現するアルゴリズムで構成されてもよい。

[0111] (実施形態3)

学習モデル12Mを用いて撮影画像中の出血領域を検出する実施形態2の変形例である情報処理装置10について説明する。本実施形態の情報処理装置は、実施形態2の情報処理装置10と同様の構成を有するので、構成についての説明は省略する。本実施形態の情報処理装置10は、学習モデル12Mを用いて撮影画像中の出血領域を検出した後、時系列に前後するフレーム間における出血領域の差分(増加分)を示す画像を生成する。ここでは、情報処理装置10は、現在のフレーム中の出血領域のうちで、前フレームでは出血領域でなかった領域を示す画像を生成する。そして、情報処理装置10は、出血領域の差分(増加分)を示す画像において、各画素を例えば8画素×8画素、16画素×16画素等のセルに分割し、各セルにおいて、画素値が1(出血領域を示す画素値)の画素(出血ピクセル)の数を計数する。そして、情報処理装置10は、各セルにおいて、セルに含まれる画素数に対する出血ピクセル数の割合に応じて、各セルが出血領域であるか否かを判断し、その結果から、出血発生の有無を判定する。

[0112] 図27は実施形態3の出血検知処理手順の一例を示すフローチャート、図28A~図28Cは実施形態3の出血検知処理の説明図である。図27に示す処理は、図24に示す処理において、ステップS14~S16の代わりに

ステップS 1 4 1～S 1 4 4を追加したものである。図2及び図24と同じステップについては説明を省略する。

[0113] 本実施形態の情報処理装置10において、制御部11は、図24中のステップS 1 1, S 1 3 1, S 1 3の処理を実行し、現在のフレーム中の出血領域を示す出血領域画像を生成する(S 1 3)。そして、制御部11(抽出部)は、現在のフレーム(処理対象のフレーム)中の出血領域のうちで、前フレームでは出血領域でなかった領域(増加した出血領域)を特定し、時系列に前後するフレーム間において出血領域の増加分(差分)を示す画像を生成する(S 1 4 1)。例えば制御部11は、図28Aに示すように、増加した出血領域の画素の画素値を1とし、それ以外の画素の画素値を0とする画像を生成する。

[0114] 次に制御部11(画素計数部)は、出血領域の増加分を示す画像において、各画素を例えば8画素×8画素、16画素×16画素等のセルに分割し、セル毎に、画素値が1(出血領域を示す画素値)の画素(出血ピクセル)の数を計数する(S 1 4 2)。図28Bは、図28Aに示す画像において、各セル内の全画素の画素値を、各セル内の出血ピクセル数に応じた画素値に変換したものであり、白いセルほど出血ピクセル数が多いセルを示し、各セル内の出血ピクセル数をモノクロのグラデーションで表している。

[0115] 次に制御部11は、出血領域の増加分を示す画像において、セル毎に、各セルに含まれる画素数に対して、出血ピクセル数の割合を算出する(S 1 4 3)。そして、制御部11(判定部)は、各セルについて算出した出血ピクセル数の割合に基づいて、各セルを出血領域又は非出血領域に判別する(S 1 4 4)。ここでは、制御部11は、各撮影時間について、ステップS 1 4 3で算出した各セルの出血ピクセル数の割合が、所定割合(例えば50%～80%)以上であるか否かを判定し、所定割合以上である場合、出血領域に判別し、所定割合未満である場合、非出血領域に判別する。これにより、制御部11は、図28Cに示すような二値画像を生成する。そして、制御部11は、ステップS 1 4 4の判別結果に基づいて、出血発生の有無を判定する

(S 1 7)。本実施形態では、制御部 1 1 は、ステップ S 1 4 4 で出血領域に判別されたセルの塊があるか否かを判断し、ある場合、出血発生有りと判定し、ない場合、出血発生無しと判定する。例えば制御部 1 1 は、出血領域に判別されたセルのうちで隣接するセルの数を計数し、所定数以上であった場合に、このセルを含む領域（セルの塊）を出血領域とする。よって、図 2 8 C に示す画像において、出血領域に判別されたセルのうちで隣接するセルの数が所定数未満であるセルについては、非出血領域とされる。これにより、本実施形態では、セル単位で出血領域であるか否かが判定され、出血領域に判定されたセルが所定数以上隣接している場合に、この領域が出血領域であると特定され、特定された結果に基づいて、出血発生の有無が検出される。その後、制御部 1 1 は、ステップ S 1 8 以降の処理を行う。

[0116] 本実施形態では、撮影画像中のセル毎に、非出血ピクセルから出血ピクセルに変化した画素数を計数し、この画素数（出血ピクセル数）が所定割合以上となったセルを出血領域に特定すること以外は、実施形態 2 の情報処理装置 1 0 が行う処理と同様であるので、実施形態 2 と同様の効果が得られる。また、本実施形態では、セル毎に出血領域又は非出血領域を判定するので、出血領域と判定された画素が集まっているセルを出血領域に決定することにより、出血領域を精度良く検出できるので出血領域の誤検出を抑制できる。

[0117] 本実施形態においても、実施形態 1 で説明した変形例 1 ~ 8 のいずれか又は複数の適用が可能であり、変形例 1 ~ 8 の構成を適用することによって同様の効果が得られる。また、本実施形態においても、上述した各実施形態及び各変形例で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0118] (実施形態 4)

上述した実施形態 1 では、撮影画像中の色成分の差分画像（例えば R 成分と G 成分との差分、又は、R 成分と B 成分との差分）に基づいて撮影画像中の出血領域を特定し、特定した出血領域に基づいて出血発生を判定する構成である。実施形態 2 では、学習モデル 1 2 M を用いて撮影画像中の出血領域を特定し、特定した出血領域に基づいて出血発生を判定する構成である。実

施形態3では、学習モデル12Mを用いて撮影画像中の出血領域を特定した後セル毎に出血ピクセル数の割合に応じて出血領域又は非出血領域を判別し、セル毎の判別結果に基づいて撮影画像中の出血領域を特定し、特定した出血領域に基づいて出血発生を判定する構成である。本実施形態では、実施形態1における処理（第1判定処理）、実施形態2における処理（第2判定処理）、及び、実施形態3における処理（第3判定処理）の実行が可能であり、3つの処理の少なくとも1つの判定処理を実行し、実行した判定処理の結果に基づいて、出血発生の有無を特定する情報処理装置10について説明する。

[0119] 図29は、実施形態4の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。図29に示す処理は、図2に示す処理において、ステップS11～S16の代わりにステップS151～S153を追加したものである。図2と同じステップについては説明を省略する。

[0120] 本実施形態の情報処理装置10において、制御部11は、処理対象の撮影画像に基づいて出血発生を判定する判定処理を選択する（S151）。例えば、制御部11は、内視鏡20で撮影した画像（映像）の種類、フォーマット、撮影方法、あるいは、手術方法等に応じて、複数種類の判定処理のうちの少なくとも1つを選択する。なお、本実施形態では、出血発生の判定処理として、実施形態1で説明した図2に示す処理（第1判定処理）と、実施形態2で説明した図24に示す処理（第2判定処理）と、実施形態3で説明した図27に示す処理（第3判定処理）との実行が可能であり、制御部11は、3つの判定処理の少なくとも1つを選択する。

[0121] 次に制御部11は、撮影画像に対して、選択した判定処理を実行する（S152）。ここでは、第1判定処理が選択された場合、制御部11は、図2中のステップS11～S18の処理を実行し、時系列に前後するフレーム間における出血領域の差分（増加量）に基づいて出血発生の有無を判定する。また、第2判定処理が選択された場合、制御部11は、図24中のステップS11，S131，S13～S18の処理を実行し、学習モデル12Mを用

いて撮影画像中の出血領域を検出し、時系列に前後するフレーム間における出血領域の差分（増加量）に基づいて出血発生の有無を判定する。また、第3判定処理が選択された場合、制御部11は、図27中のステップS11、S131、S13、S141～S144、S17～S18の処理を実行し、時系列に前後するフレーム間における出血領域の差分（増加量）をセル毎に判別した出血領域画像に基づいて出血発生の有無を判定する。

[0122] 制御部11は、ステップS151で選択した判定処理による判定結果（出血発生の有無）に基づいて、出血発生有りと判断すべき確率（確信度）、又は、出血発生無しと判断すべき確率（確信度）を算出する（S153）。例えば、3種類の判定処理を実行し、2種類の判定処理で出血発生有りの判定結果が得られた場合、制御部11は、出血発生有りと判断すべき確信度として $2/3$ を算出する。なお、各判定処理の判定結果に対して重み付けを行って、出血発生有りの確信度又は出血発生無しの確信度を算出してもよい。

[0123] そして、制御部11は、算出した確信度に基づいて、現在のフレームについて出血発生の有無を特定（判定）する（S17）。例えば制御部11は、出血発生有りの確信度が所定値（例えば0.5～0.8の値）以上である場合、判定結果を出血発生有りに特定し、所定値未満である場合、判定結果を出血発生無しに特定する。その後、制御部11は、ステップS18以降の処理を行う。

[0124] 本実施形態では、上述の実施形態1～3の情報処理装置10が行う判定処理の実行が可能であり、3つの判定処理の判定結果から総合的に出血発生の有無を判定することにより、より安定した検知結果が得られる判定処理を実現できる。また、撮影画像の種類等に応じて、3つの判定処理を使い分けることができるので、撮影画像に適した判定処理を行うことによって出血発生の判定精度をより向上させることができる。

[0125] 本実施形態においても、実施形態1で説明した変形例1～8のいずれか又は複数の適用が可能であり、変形例1～8の構成を適用することによって同様の効果が得られる。また、本実施形態においても、上述した各実施形態及

び各変形例で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0126] (実施形態5)

実施形態1～4の情報処理装置10によって出血発生有りが検出された場合に、止血操作が行われたか否かを判断する情報処理装置10について説明する。本実施形態の情報処理装置10は、図1に示す実施形態1の構成に加えて、記憶部12に、変形例6と同様の学習モデルを記憶している。本実施形態の学習モデルは、撮影画像が入力された場合に、撮影画像に基づいて、止血に用いる処置具30の領域を出力するように構成されている。なお、本実施形態の学習モデル12Mは、複数の撮影画像（映像）を入力とし、入力された撮影画像に基づいて、撮影画像中で止血操作が行われているか否かを分類する演算を行い、演算した結果を出力するように構成されていてもよい。この場合の学習モデルは、例えばRNN（Recurrent Neural Network）、LSTM（Long Short-Term Memory）、Transformer等のアルゴリズムを用いて構成できる。

[0127] 図30は実施形態5の出血検知処理手順の一例を示すフローチャートである。図30に示す処理は、図2に示す処理において、ステップS18、S19の間にステップS161～S163を追加したものである。図2と同じステップについては説明を省略する。なお、図30では図2中のステップS17～S19以外のステップの図示を省略している。本実施形態の情報処理装置10において、制御部11は、出血発生有りと判定した場合（S17：YES）、ステップS18の処理を実行し、その後、ステップS11で取得した撮影画像に基づいて、止血操作の実施を検知したか否かを判断する（S161）。具体的には、制御部11は、撮影画像を学習モデルに入力し、学習モデルからの出力情報に基づいて、撮影画像中に止血用の処置具30（止血器具）が有るか否かを判断する。なお、学習モデルが、入力された撮影画像に基づいて、止血操作が行われているか否かを判別する構成である場合、制御部11は、学習モデルからの出力情報に基づいて、止血操作が行われているか否かを判断できる。

[0128] 止血操作の実施を検知していないと判断した場合（S 1 6 1 : N O）、制御部 1 1 は、止血操作の実施を検知するまで、ステップ S 1 6 1 の処理を繰り返す。ここでは、制御部 1 1 は、内視鏡制御装置 2 1 から順次送信されてくる撮影画像に基づいて、止血操作の実施を検知したか否かの判断処理を継続する。止血操作の実施を検知したと判断した場合（S 1 6 1 : Y E S）、制御部 1 1 は、止血操作の終了を検知したか否かを判断する（S 1 6 2）。ここでも、制御部 1 1 は、内視鏡制御装置 2 1 から取得した撮影画像を学習モデルに入力し、学習モデルからの出力情報に基づいて、撮影画像中から止血用の処置具 3 0 がなくなったか否かを判断する。止血操作の終了を検知していないと判断した場合（S 1 6 2 : N O）、制御部 1 1 は、止血操作の終了を検知するまで、ステップ S 1 6 2 の処理を繰り返す。ここでは、制御部 1 1 は、内視鏡制御装置 2 1 から順次送信されてくる撮影画像に基づいて、止血操作の終了を検知したか否かの判断処理を継続する。なお、このとき制御部 1 1 は、例えば止血操作中であることを医療従事者に通知する処理を行ってもよい。

[0129] 止血操作の終了を検知したと判断した場合（S 1 6 2 : Y E S）、即ち、撮影画像中に止血器具を検出した後に当該止血器具の除去を検知した場合、制御部 1 1 は、止血操作の終了を検知してから所定時間が経過したか否かを判断する（S 1 6 3）。制御部 1 1 は、所定時間が経過していないと判断した場合（S 1 6 3 : N O）、ステップ S 1 6 2 の処理に戻り、止血操作の終了を最初に検知してから所定時間が経過するまで、止血操作終了の検知処理を繰り返す。ここでの所定時間は、止血が成功したと判断できる程度の時間とする。所定時間が経過したと判断した場合（S 1 6 3 : Y E S）、制御部 1 1 は、止血が成功したとして、ステップ S 1 9 の処理に移行する。このとき制御部 1 1 は、止血が成功したことを医療従事者に通知してもよい。これにより、撮影画像に基づいて出血発生を検知した場合に、止血操作が行われたか否かを判断できる。よって、出血状態、止血中、止血の成功等の状態遷移を客観的に判断して医療従事者に通知することができる。術者を含む医療

従事者は、各状態に最適な処置を実施すればよく、医療従事者をサポートして負担軽減が可能となる。

[0130] 本実施形態においても、実施形態1で説明した変形例1～8のいずれか又は複数の適用が可能であり、変形例1～8の構成を適用することによって同様の効果が得られる。また、本実施形態の構成は、上述した実施形態1～4の情報処理装置10に適用可能であり、実施形態1～4の情報処理装置10に適用した場合であっても同様の効果が得られる。なお、実施形態2～4の情報処理装置10に適用した場合、制御部11は、図24，図27，図29に示すそれぞれの処理において、ステップS18，S19の間でステップS161～S163の処理を実行すればよい。また、本実施形態においても、上述した各実施形態及び各変形例で適宜説明した変形例の適用が可能である。

[0131] 今回開示された実施の形態はすべ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、上記した意味ではなく、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すべての変更が含まれることが意図される。

符号の説明

- [0132]
- | | |
|-----|---------|
| 10 | 情報処理装置 |
| 11 | 制御部 |
| 12 | 記憶部 |
| 13 | 操作部 |
| 14 | 通信部 |
| 20 | 内視鏡 |
| 21 | 内視鏡制御装置 |
| 30 | 処置具 |
| 31 | 処置具制御装置 |
| 40 | 表示装置 |
| 12M | 学習モデル |

請求の範囲

- [請求項1] 治療部位を時系列で撮影した、複数の色成分を有する複数の撮影画像を取得し、
- 取得した複数の撮影画像のそれぞれについて、前記複数の色成分の差分に基づいて、前記撮影画像中の出血領域を示す出血領域画像を取得し、
- 時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した前記出血領域画像間における出血領域の差分を算出し、
- 前記出血領域の差分に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する
- 処理をコンピュータに実行させるプログラム。
- [請求項2] 前記出血領域画像間における出血領域の差分が、前記出血領域の差分の移動平均に基づく所定範囲以上となった場合に、前記治療部位からの出血有りと判定する
- 処理を前記コンピュータに実行させる請求項1に記載のプログラム。
- [請求項3] 治療部位を時系列で撮影した複数の撮影画像を取得し、
- 治療部位の撮影画像を入力した場合に、前記撮影画像中の出血領域に関する情報を出力するように学習された学習モデルに、取得した前記複数の撮影画像をそれぞれ入力し、それぞれの撮影画像中の出血領域に関する情報を取得し、
- 時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した出血領域に関する情報に基づいて、前記撮影画像間における出血領域の差分を算出し、
- 前記出血領域の差分に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する
- 処理をコンピュータに実行させるプログラム。
- [請求項4] 治療部位を時系列で撮影した複数の撮影画像を取得し、

治療部位の撮影画像を入力した場合に、前記撮影画像中の出血領域に関する情報を出力するように学習された学習モデルに、取得した前記複数の撮影画像をそれぞれ入力し、それぞれの撮影画像中の出血領域に関する情報を取得し、

時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した出血領域に関する情報に基づいて、前記撮影画像間における出血領域の増加領域を抽出し、

前記撮影画像を所定画素数のセル毎に分割した各セルについて、前記増加領域に含まれる画素数を計数し、

各セルについて計数した前記増加領域に含まれる画素数に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する処理をコンピュータに実行させるプログラム。

[請求項5] 前記撮影画像の各セルについて計数した前記増加領域に含まれる画素数が、各セルに含まれる所定画素数に対して所定割合以上であるセルを、出血領域に特定する

処理を前記コンピュータに実行させる請求項4に記載のプログラム。

[請求項6] 前記撮影画像を撮影した際の撮影位置の変化量を取得し、前記撮影画像に対して、前記撮影位置の変化量に基づく画像補正を行う

処理を前記コンピュータに実行させる請求項1～5のいずれかひとつに記載のプログラム。

[請求項7] 時系列に前後する撮影画像に基づいて、前記撮影画像中の特徴点の移動量を検出し、

前記撮影画像に対して、前記特徴点の移動量に基づく画像補正を行う

処理を前記コンピュータに実行させる請求項1～6のいずれかひとつに記載のプログラム。

- [請求項8] 前記撮影画像の撮影時に倍率が変更されたか否かを検出し、
倍率が変更された前後に撮影された撮影画像に基づく前記出血の有無の判定結果を無効とする
処理を前記コンピュータに実行させる請求項1～7のいずれかひとつに記載のプログラム。
- [請求項9] 前記撮影画像中の出血領域の重心を検出し、
時系列に前後する撮影画像中の出血領域の重心の軌跡を特定し、
前記出血領域の重心の軌跡が前記撮影画像の周縁領域に含まれる場合、前記出血領域を、前記出血の有無の判定対象から除外する
処理を前記コンピュータに実行させる請求項1～8のいずれかひとつに記載のプログラム。
- [請求項10] 前記撮影画像間の出血領域の差分に基づいて、ミストが発生したか否かを判断し、
ミストが発生したと判断した場合、前記撮影画像を前記出血の有無の判定対象から除外する
処理を前記コンピュータに実行させる請求項1～9のいずれかひとつに記載のプログラム。
- [請求項11] 前記撮影画像中の処置具の領域を特定し、
時系列に前後する撮影画像に基づいて、前記撮影画像中の処置具の移動領域を検出し、
前記撮影画像中の出血領域のうちで、前記処置具の移動領域に含まれる画素を前記出血領域から除外する
処理を前記コンピュータに実行させる請求項1～10のいずれかひとつに記載のプログラム。
- [請求項12] 時系列に前後する撮影画像に基づいて、前記撮影画像中の各画素の移動量を検出し、
前記撮影画像中の出血領域のうちで、前記移動量が所定値以上である画素を前記出血領域から除外する

処理を前記コンピュータに実行させる請求項 1 ～ 1 1 のいずれかひとつに記載のプログラム。

[請求項13]

前記撮影画像中の低周波領域を抽出し、

前記撮影画像中の出血領域のうちで、前記低周波領域に含まれる画素を前記出血領域から除外する

処理を前記コンピュータに実行させる請求項 1 ～ 1 2 のいずれかひとつに記載のプログラム。

[請求項14]

前記撮影画像中の出血領域の数、大きさ又は形状に基づいて、前記出血領域が非出血領域であるか否かを判定し、

非出血領域であると判定された前記出血領域を、前記出血の有無の判定対象から除外する

処理を前記コンピュータに実行させる請求項 1 ～ 1 3 のいずれかひとつに記載のプログラム。

[請求項15]

前記撮影画像中の止血器具の有無を検出し、

前記治療部位からの出血有りと判定した場合、前記撮影画像中に止血器具を検出した後に前記止血器具の除去を検出したか否かを判断し、

前記止血器具の除去を検出してから所定時間が経過した場合、前記治療部位からの出血の有無を判定する

処理を前記コンピュータに実行させる請求項 1 ～ 1 4 のいずれかひとつに記載のプログラム。

[請求項16]

治療部位を時系列で撮影した、複数の色成分を有する複数の撮影画像を取得し、

取得した複数の撮影画像のそれぞれについて、前記複数の色成分の差分に基づいて、前記撮影画像中の出血領域を示す出血領域画像を取得し、

時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した前記出血領域画像間における出血領域の差分を算出し、

前記出血領域の差分に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する

処理をコンピュータが実行する情報処理方法。

[請求項17]

治療部位を時系列で撮影した複数の撮影画像を取得し、

治療部位の撮影画像を入力した場合に、前記撮影画像中の出血領域に関する情報を出力するように学習された学習モデルに、取得した前記複数の撮影画像をそれぞれ入力し、それぞれの撮影画像中の出血領域に関する情報を取得し、

時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した出血領域に関する情報に基づいて、前記撮影画像間における出血領域の差分を算出し、

前記出血領域の差分に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する

処理をコンピュータが実行する情報処理方法。

[請求項18]

治療部位を時系列で撮影した複数の撮影画像を取得し、

治療部位の撮影画像を入力した場合に、前記撮影画像中の出血領域に関する情報を出力するように学習された学習モデルに、取得した前記複数の撮影画像をそれぞれ入力し、それぞれの撮影画像中の出血領域に関する情報を取得し、

時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した出血領域に関する情報に基づいて、前記撮影画像間における出血領域の増加領域を抽出し、

前記撮影画像を所定画素数のセル毎に分割した各セルについて、前記増加領域に含まれる画素数を計数し、

各セルについて計数した前記増加領域に含まれる画素数に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する

処理をコンピュータが実行する情報処理方法。

[請求項19]

治療部位を時系列で撮影した、複数の色成分を有する複数の撮影画

像を取得する撮影画像取得部と、

取得した複数の撮影画像のそれぞれについて、前記複数の色成分の差分に基づいて、前記撮影画像中の出血領域を示す出血領域画像を取得する出血領域取得部と、

時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した前記出血領域画像間における出血領域の差分を算出する算出部と、

前記出血領域の差分に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する判定部と

を備える情報処理装置。

[請求項20]

治療部位を時系列で撮影した複数の撮影画像を取得する撮影画像取得部と、

治療部位の撮影画像を入力した場合に、前記撮影画像中の出血領域に関する情報を出力するように学習された学習モデルに、取得した前記複数の撮影画像をそれぞれ入力し、それぞれの撮影画像中の出血領域に関する情報を取得する出血領域取得部と、

時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した出血領域に関する情報に基づいて、前記撮影画像間における出血領域の差分を算出する算出部と、

前記出血領域の差分に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する判定部と

を備える情報処理装置。

[請求項21]

治療部位を時系列で撮影した複数の撮影画像を取得する撮影画像取得部と、

治療部位の撮影画像を入力した場合に、前記撮影画像中の出血領域に関する情報を出力するように学習された学習モデルに、取得した前記複数の撮影画像をそれぞれ入力し、それぞれの撮影画像中の出血領域に関する情報を取得する出血領域取得部と、

時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した出血領域に

関する情報に基づいて、前記撮影画像間における出血領域の増加領域を抽出する抽出部と、

前記撮影画像を所定画素数のセル毎に分割した各セルについて、前記増加領域に含まれる画素数を計数する画素計数部と、

各セルについて計数した前記増加領域に含まれる画素数に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する判定部と
を備える情報処理装置。

[請求項22]

治療部位を時系列で撮影した、複数の色成分を有する複数の撮影画像を取得し、

取得した複数の撮影画像のそれぞれについて、前記複数の色成分の差分に基づいて、前記撮影画像中の出血領域を示す出血領域画像を取得し、時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した前記出血領域画像間における出血領域の差分を算出し、前記出血領域の差分に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する第1判定処理と、

治療部位の撮影画像を入力した場合に、前記撮影画像中の出血領域に関する情報を出力するように学習された学習モデルに、取得した前記複数の撮影画像をそれぞれ入力し、それぞれの撮影画像中の出血領域に関する情報を取得し、時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した出血領域に関する情報に基づいて、前記撮影画像間における出血領域の差分を算出し、前記出血領域の差分に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する第2判定処理と、

治療部位の撮影画像を入力した場合に、前記撮影画像中の出血領域に関する情報を出力するように学習された学習モデルに、取得した前記複数の撮影画像をそれぞれ入力し、それぞれの撮影画像中の出血領域に関する情報を取得し、時系列に前後する撮影画像のそれぞれについて取得した出血領域に関する情報に基づいて、前記撮影画像間における出血領域の増加領域を抽出し、前記撮影画像を所定画素数のセル

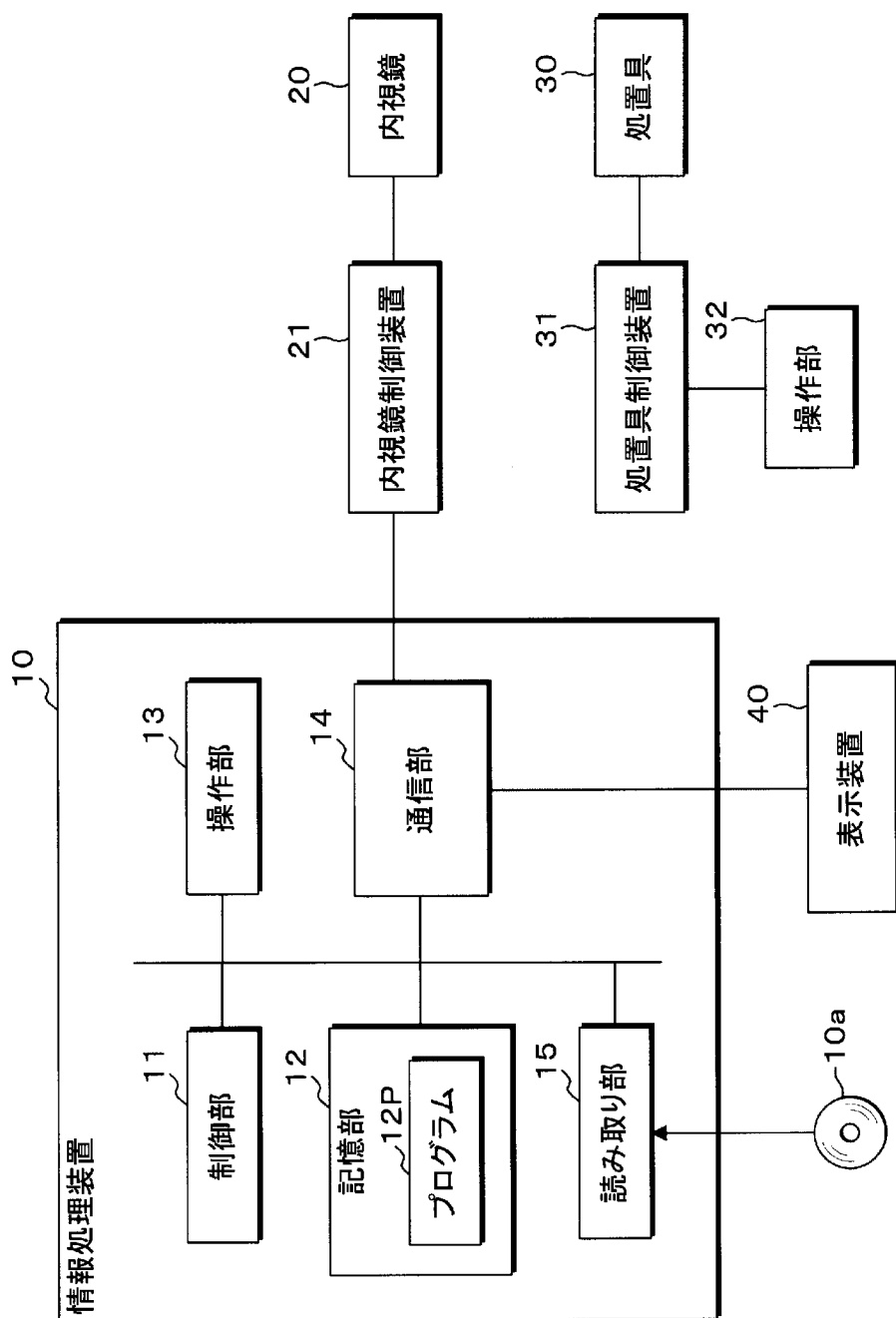
毎に分割した各セルについて、前記増加領域に含まれる画素数を計数し、各セルについて計数した前記増加領域に含まれる画素数に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を判定する第3判定処理との少なくとも1つの判定処理を選択し、

選択した判定処理を実行し、

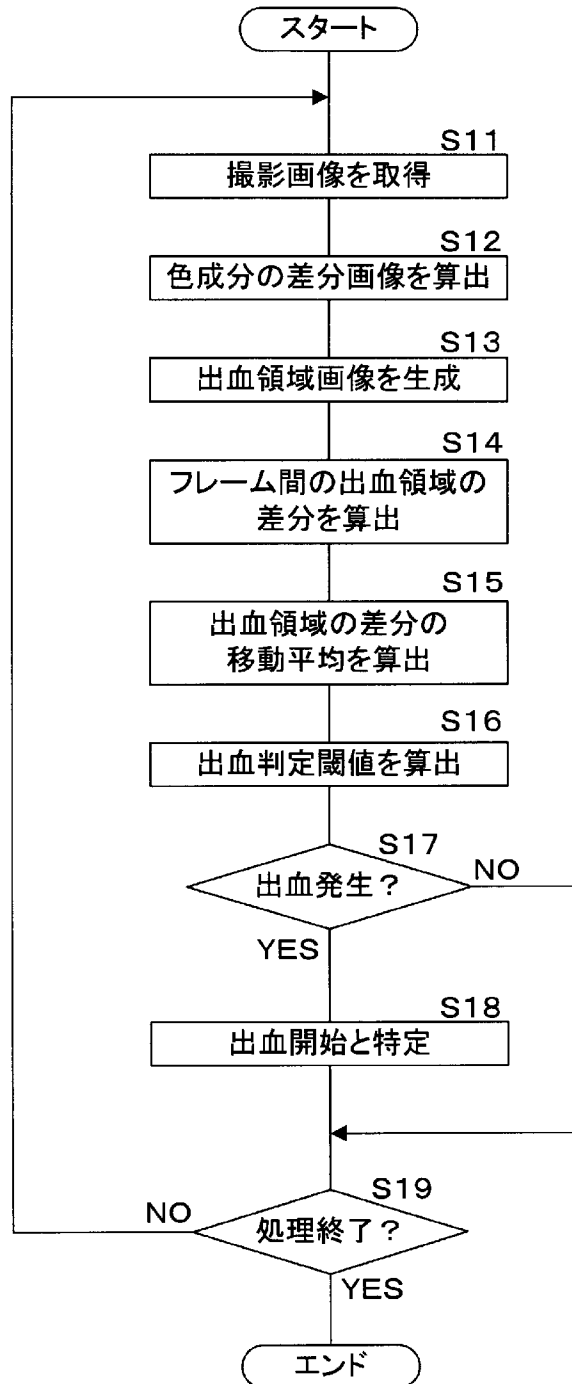
実行した判定処理の判定結果に基づいて、前記治療部位からの出血の有無を特定する

処理をコンピュータが実行する情報処理方法。

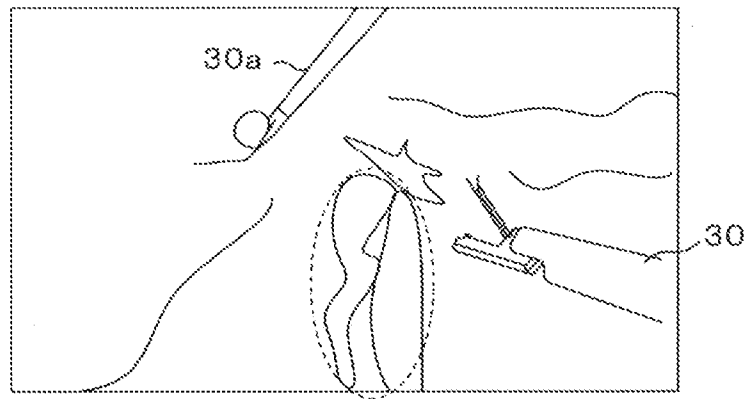
[図1]



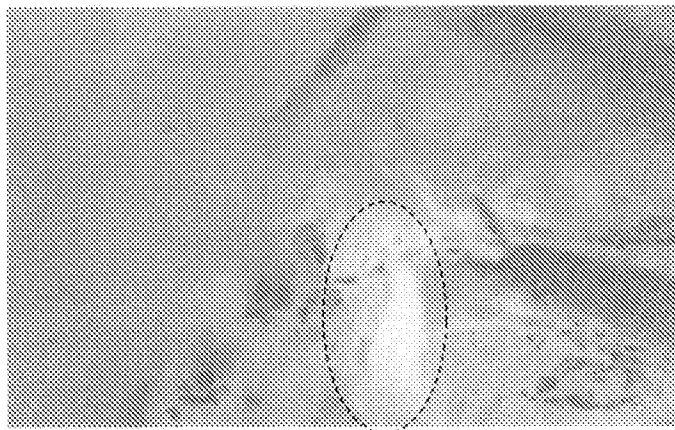
[図2]



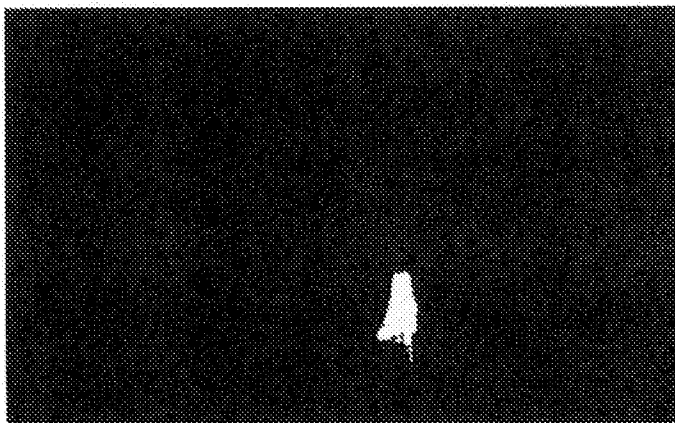
[図3A]



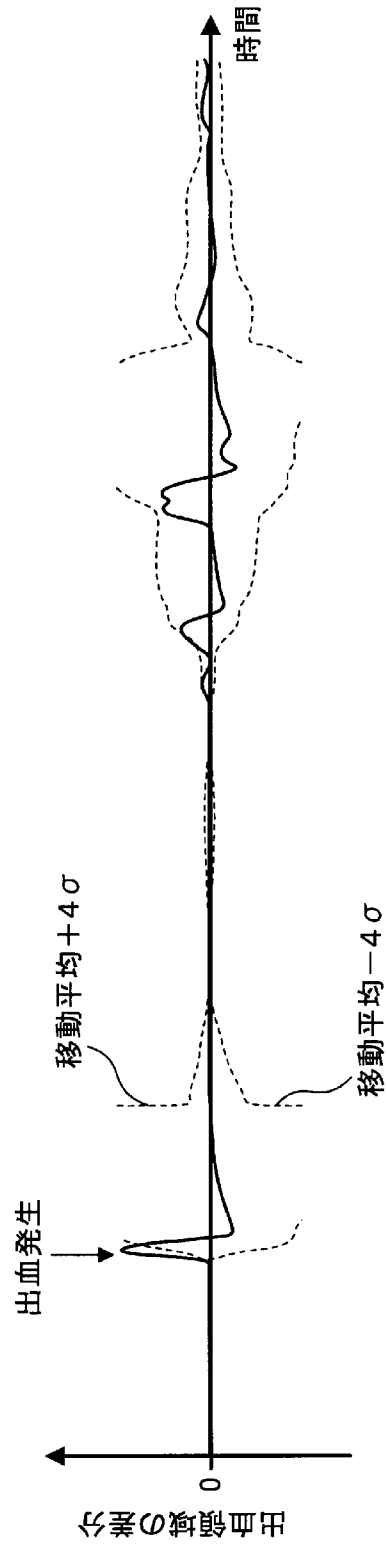
[図3B]



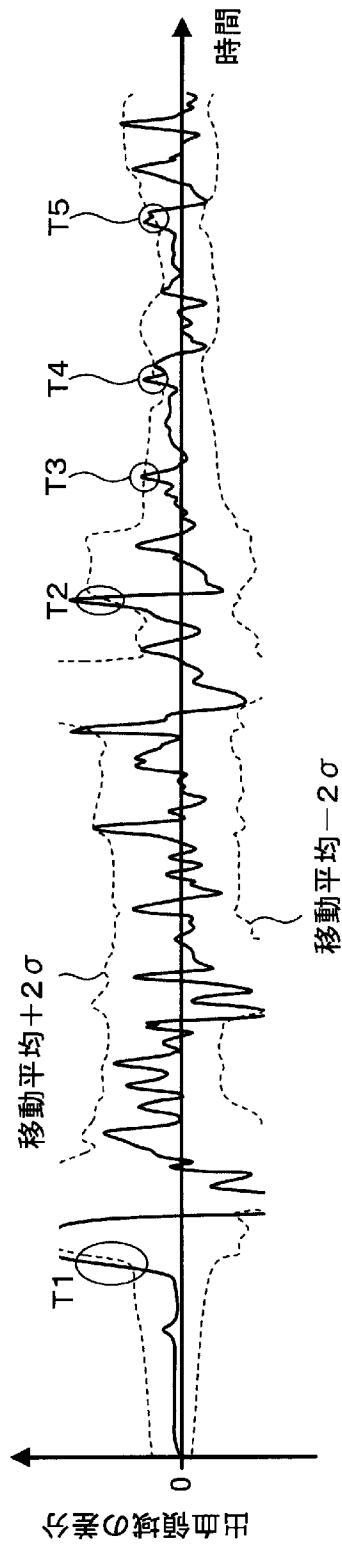
[図3C]



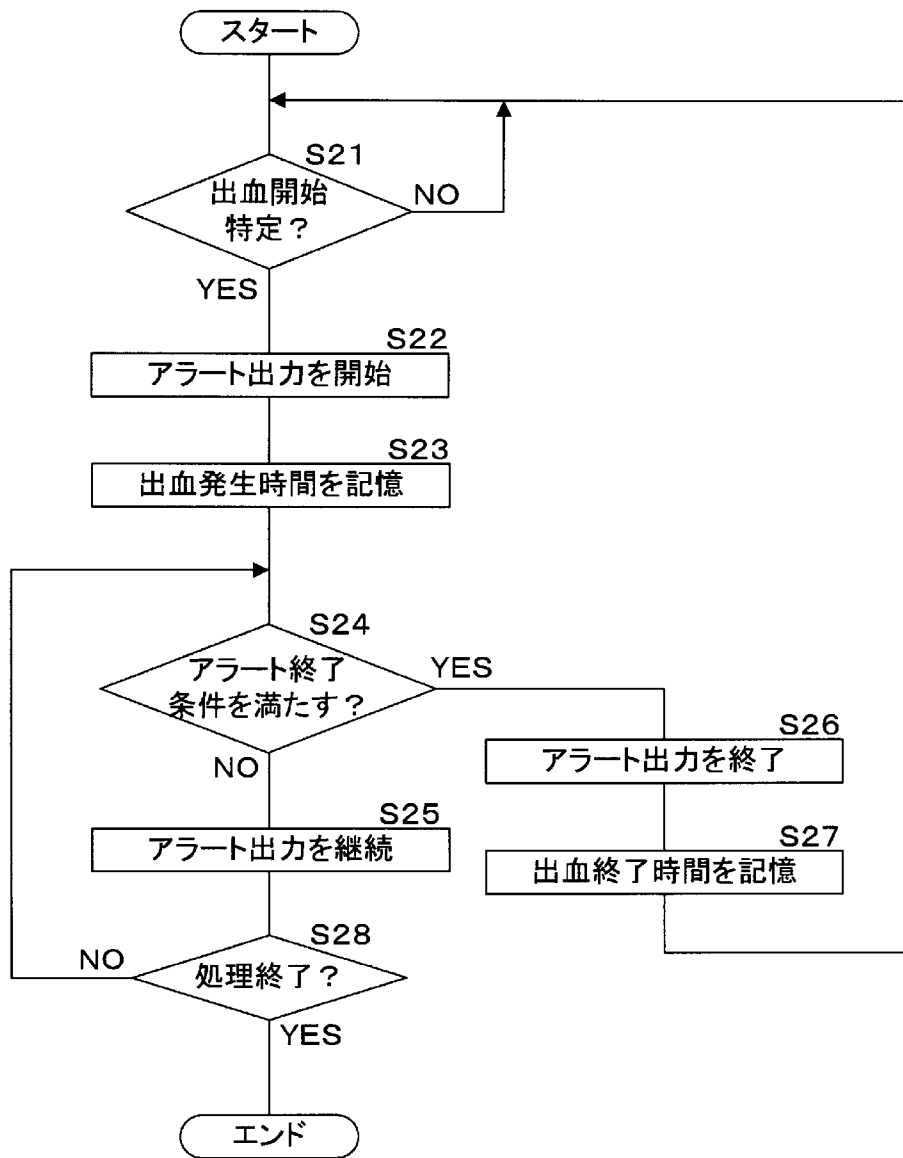
[図4A]



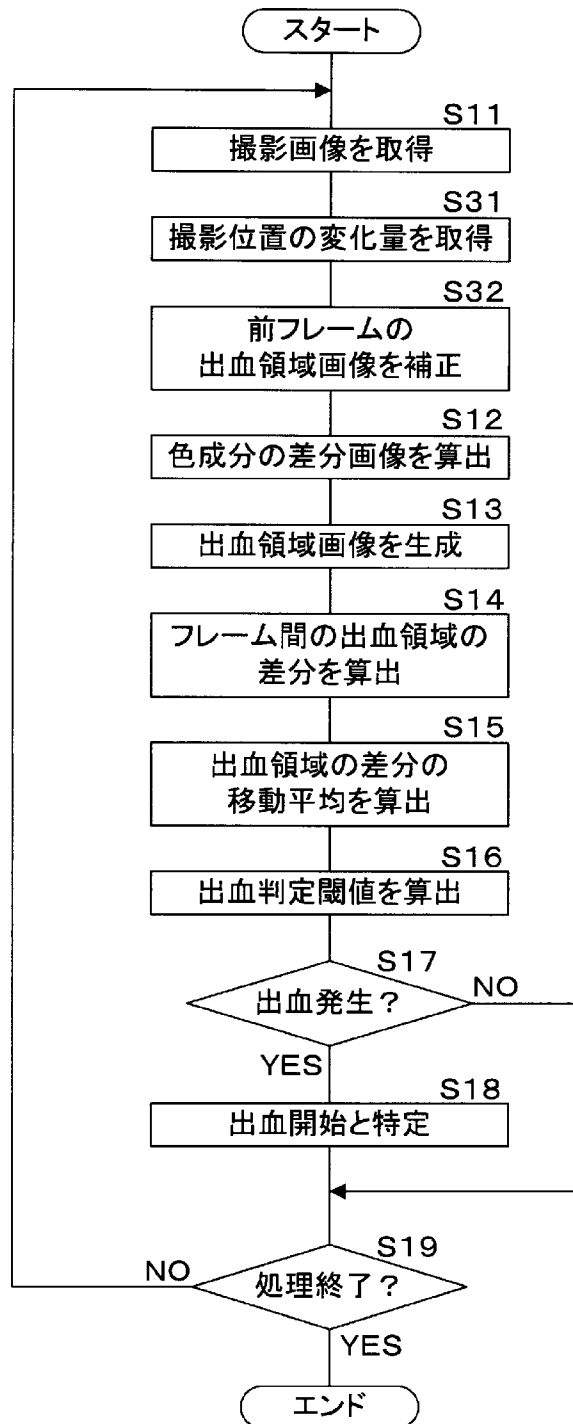
[図4B]



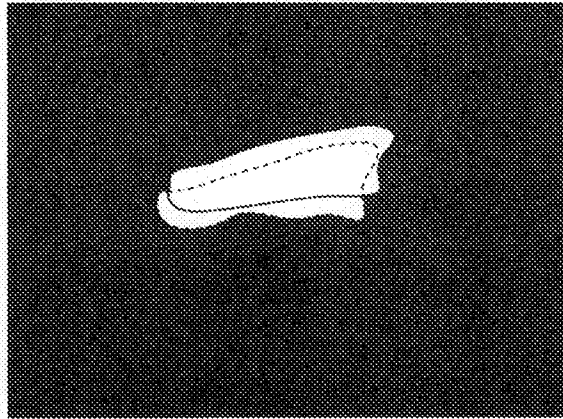
[図5]



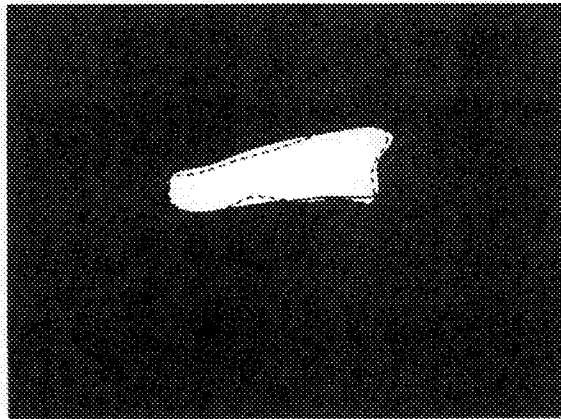
[図6]



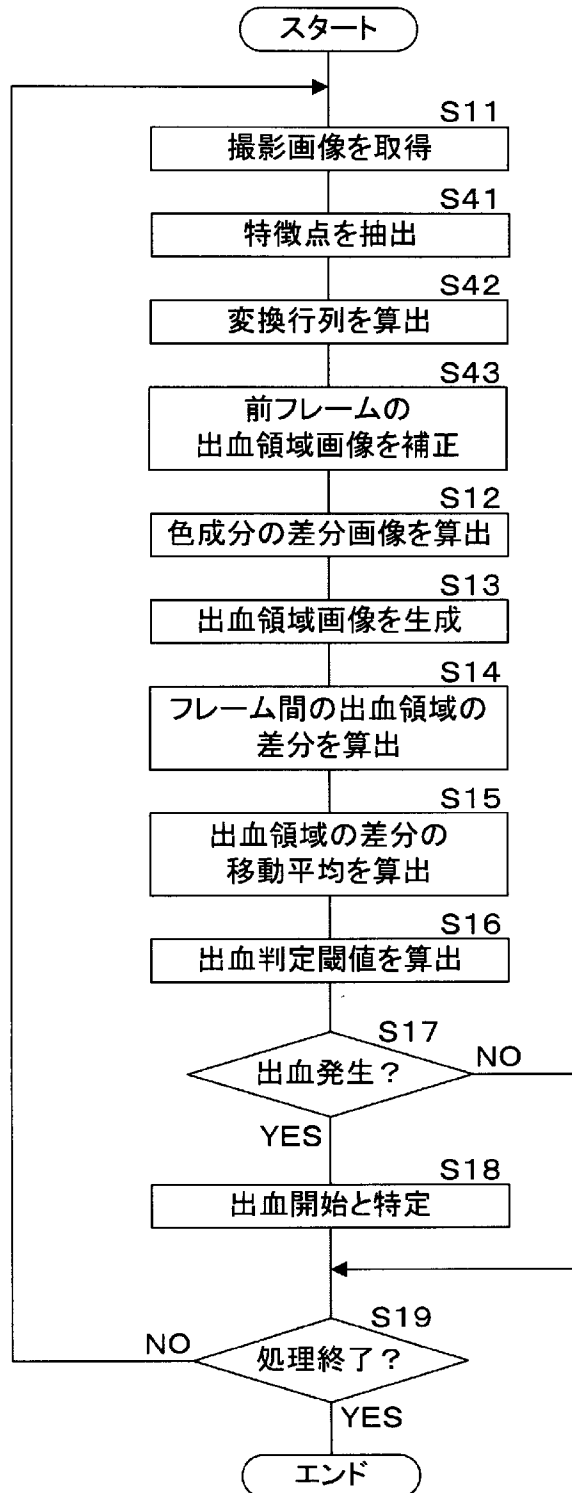
[図7A]



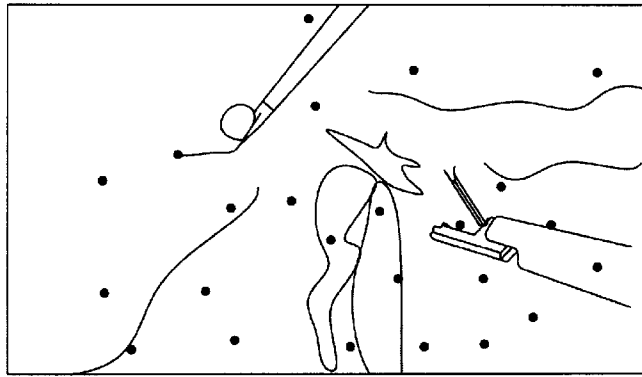
[図7B]



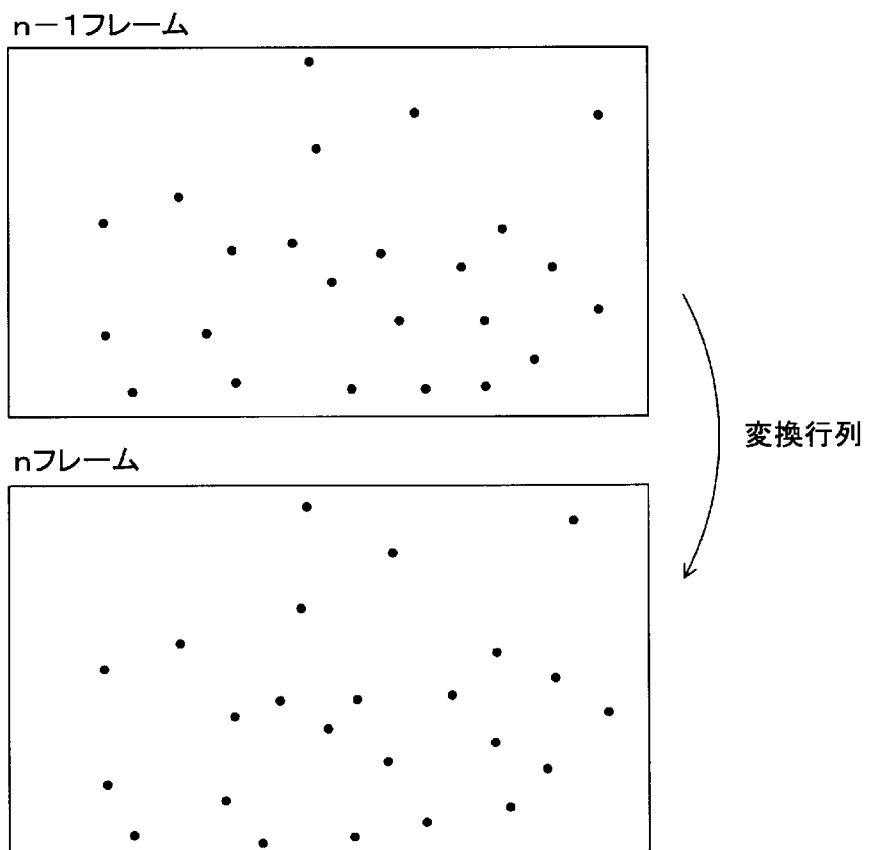
[図8]



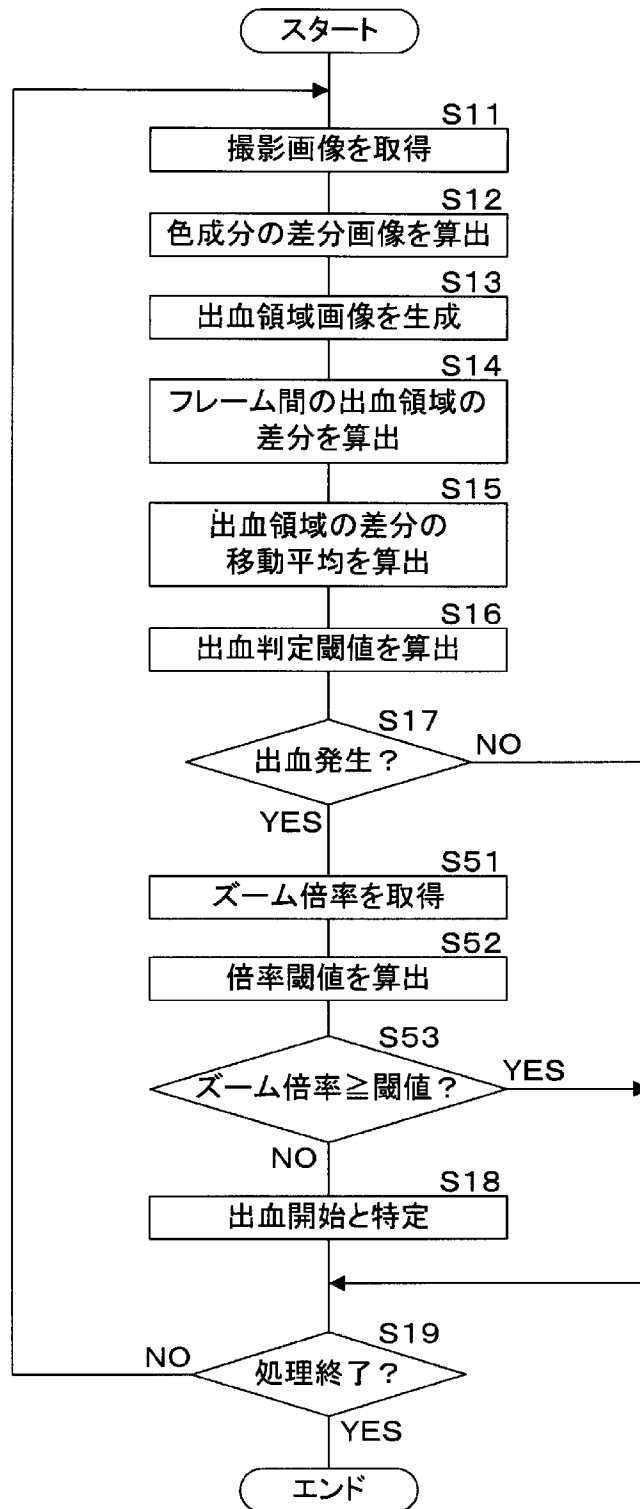
[図9A]



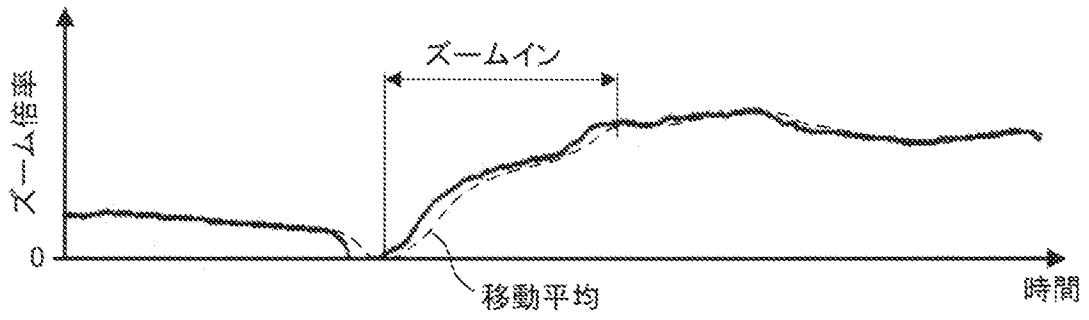
[図9B]



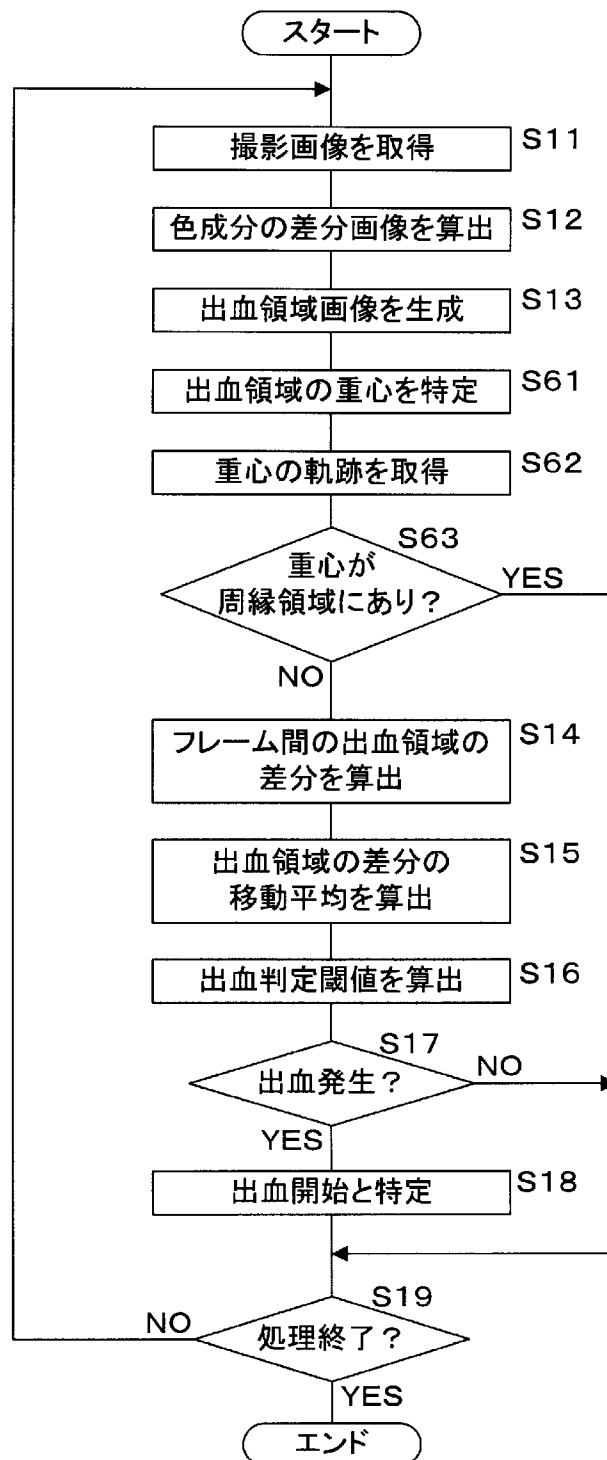
[図10]



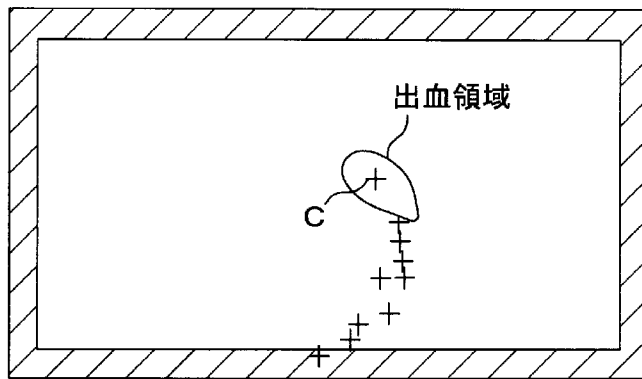
[図11]



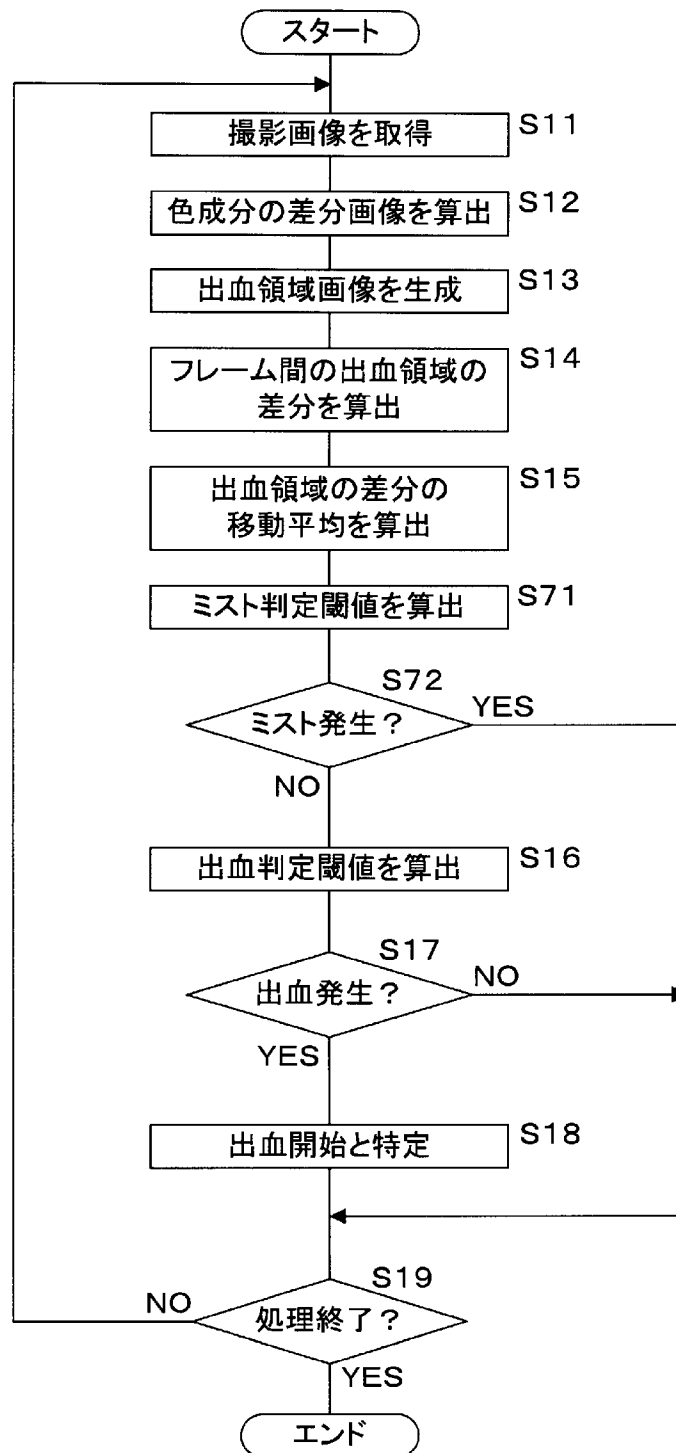
[図12]



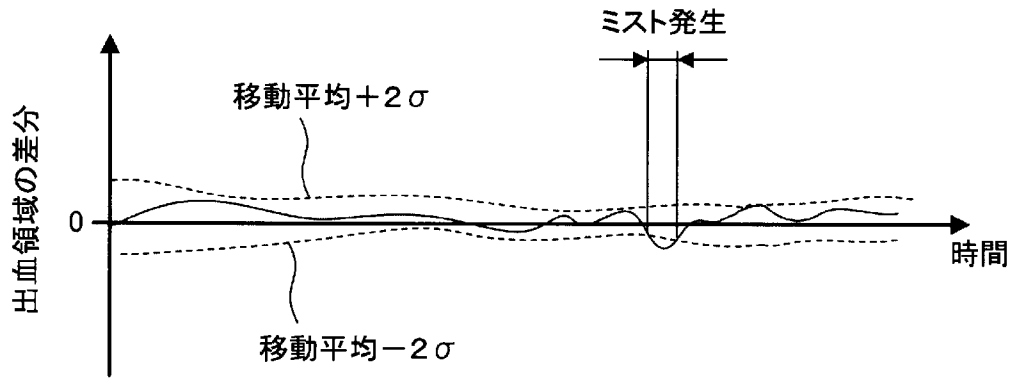
[図13]



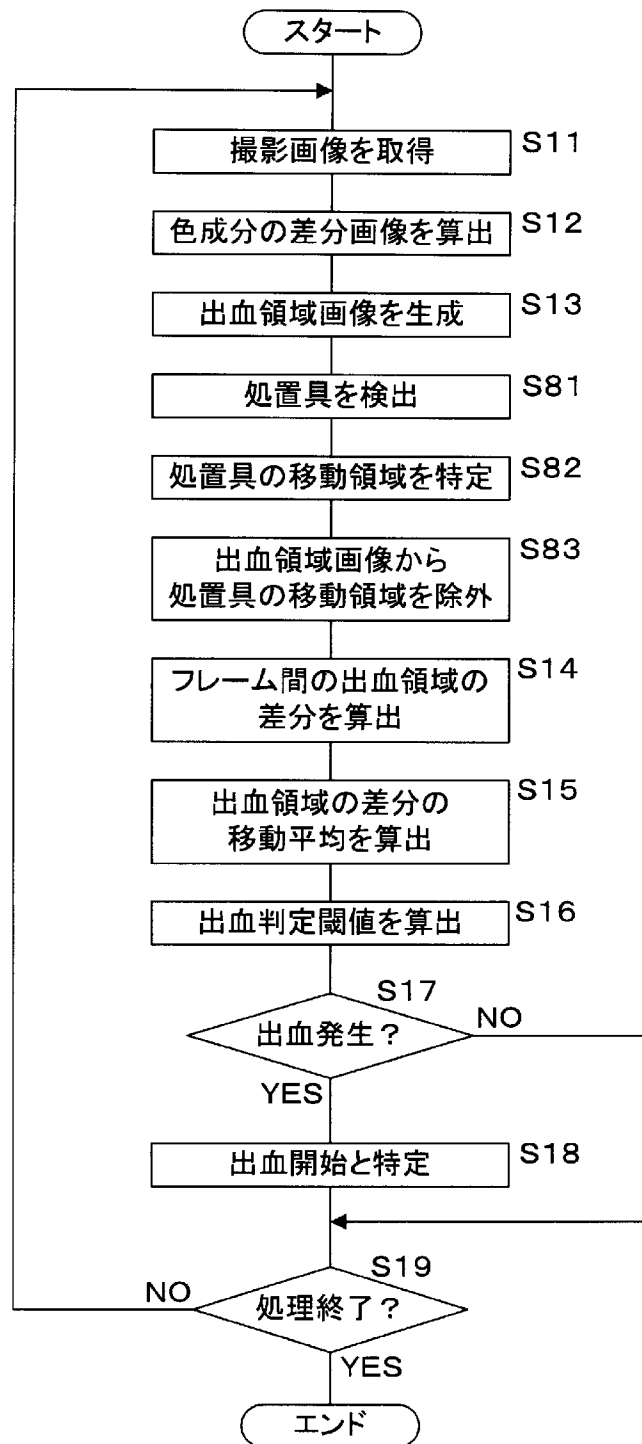
[図14]



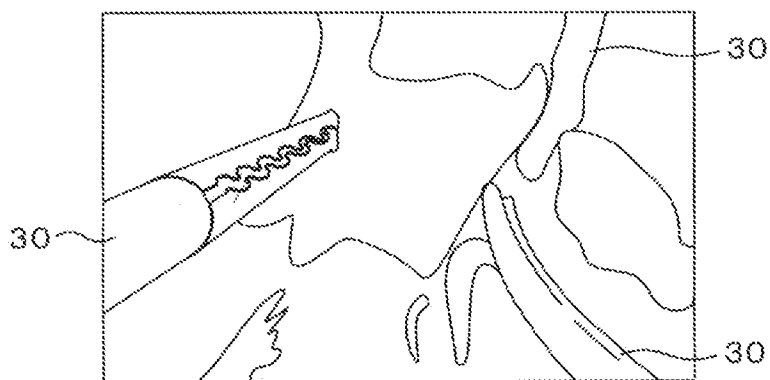
[図15]



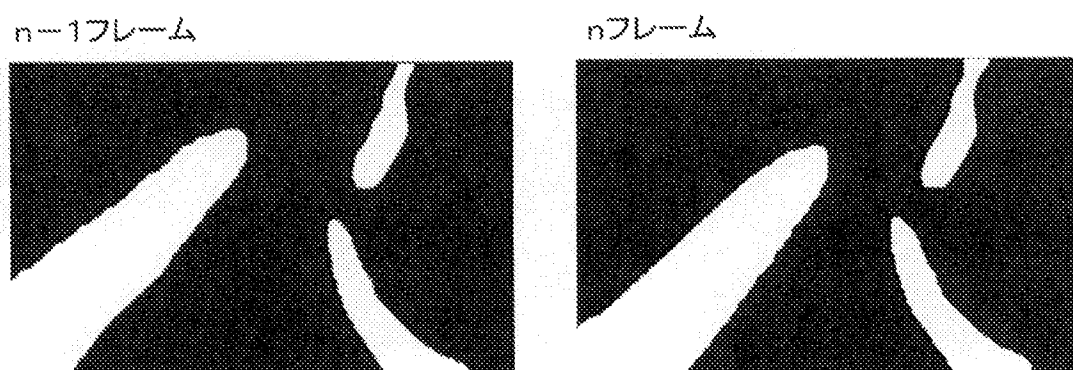
[図16]



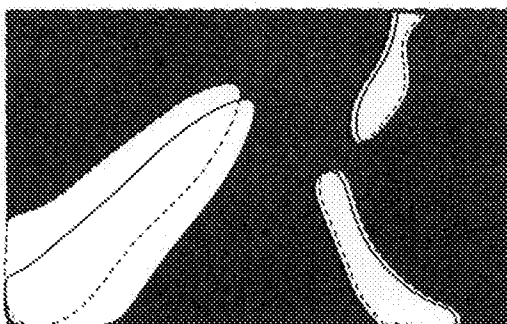
[図17A]




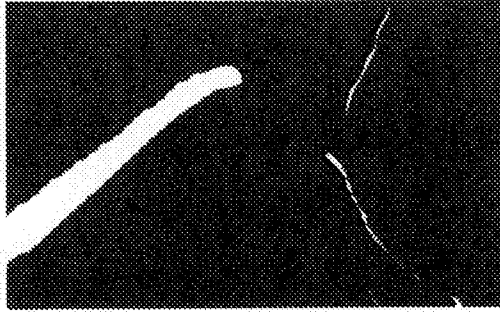
[図17B]



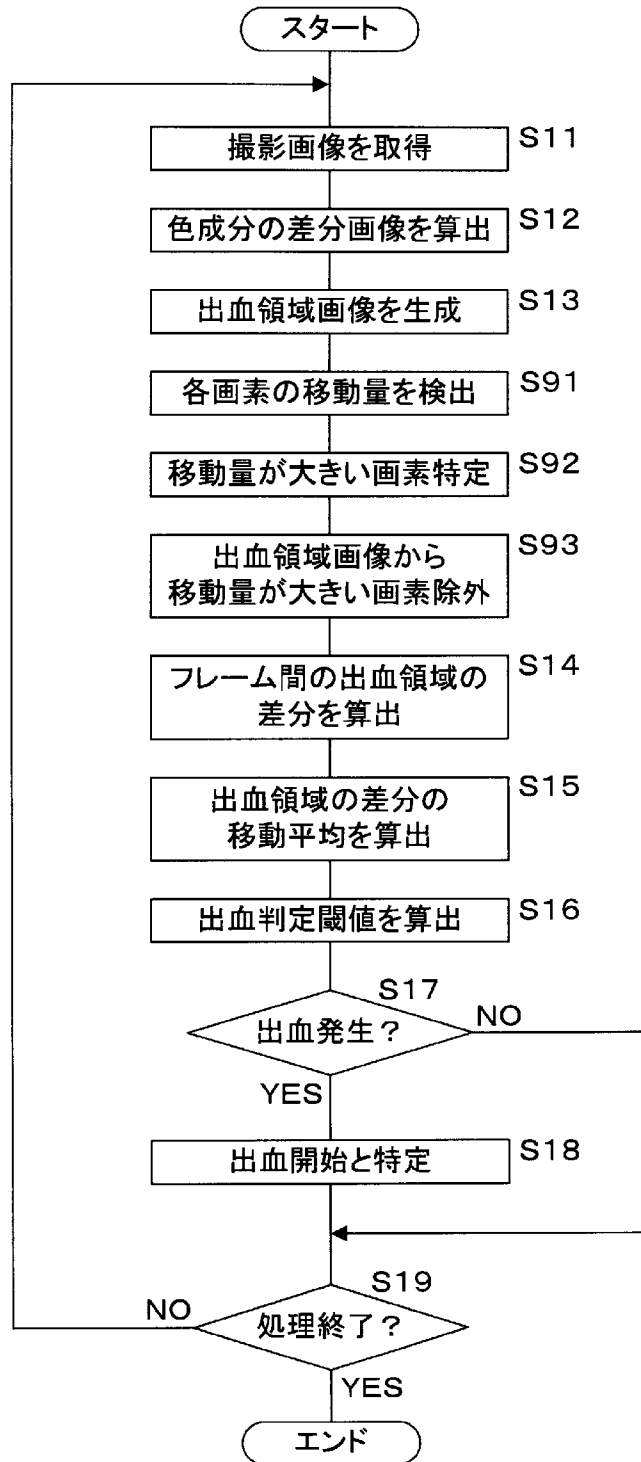
[図17C]



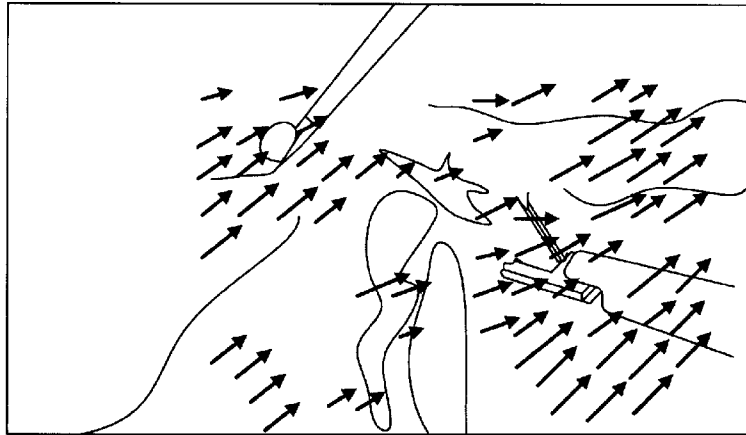
[17D]



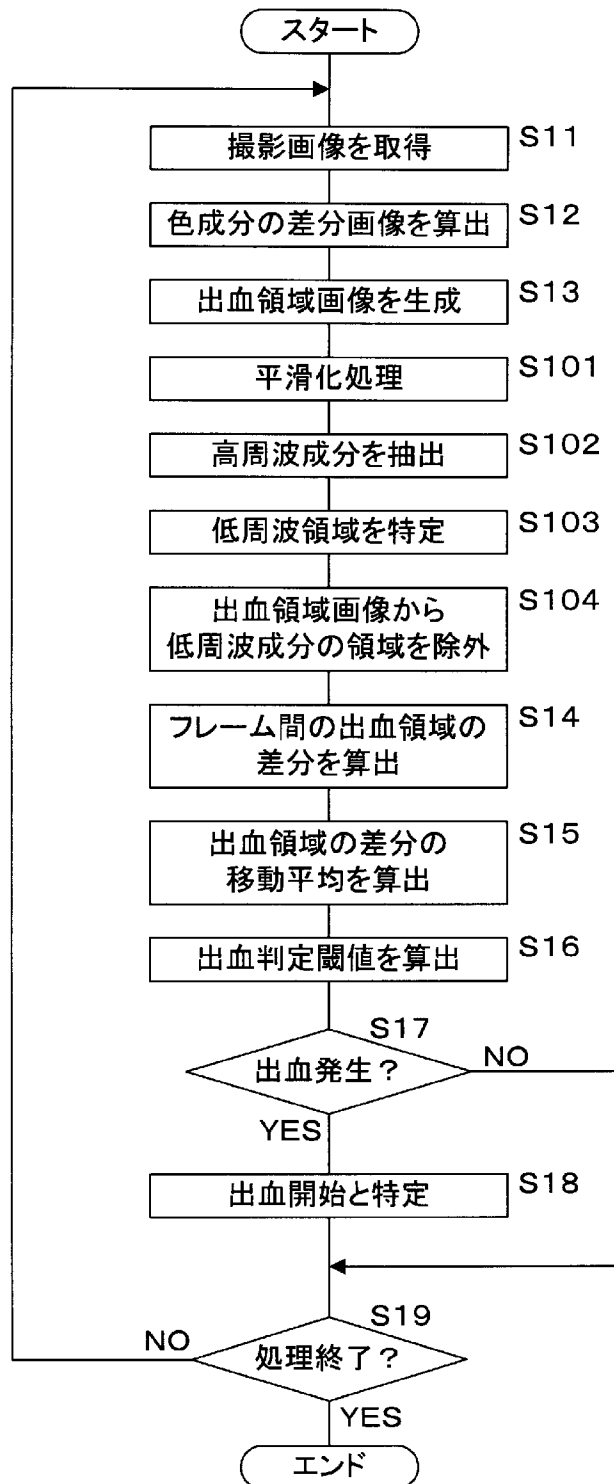
[図18]



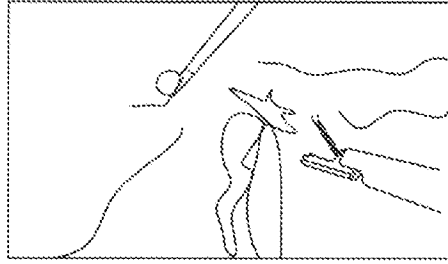
[図19]



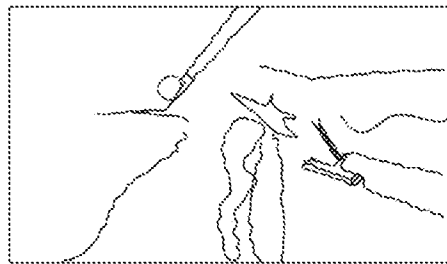
[図20]



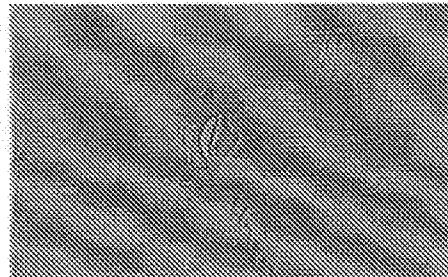
[圖21A]



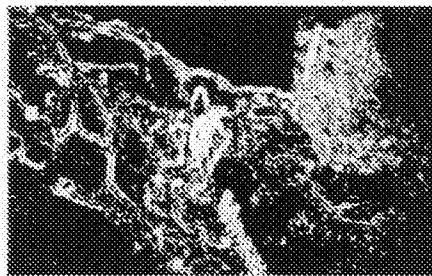
[圖21B]



[圖21C]



[圖21D]

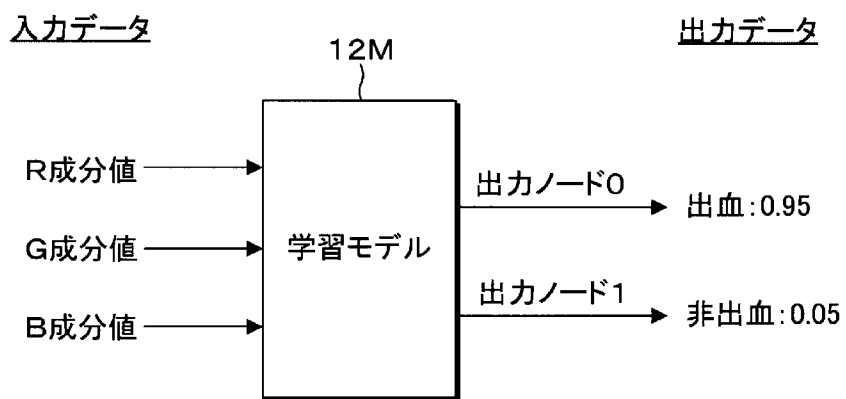


[図21E]

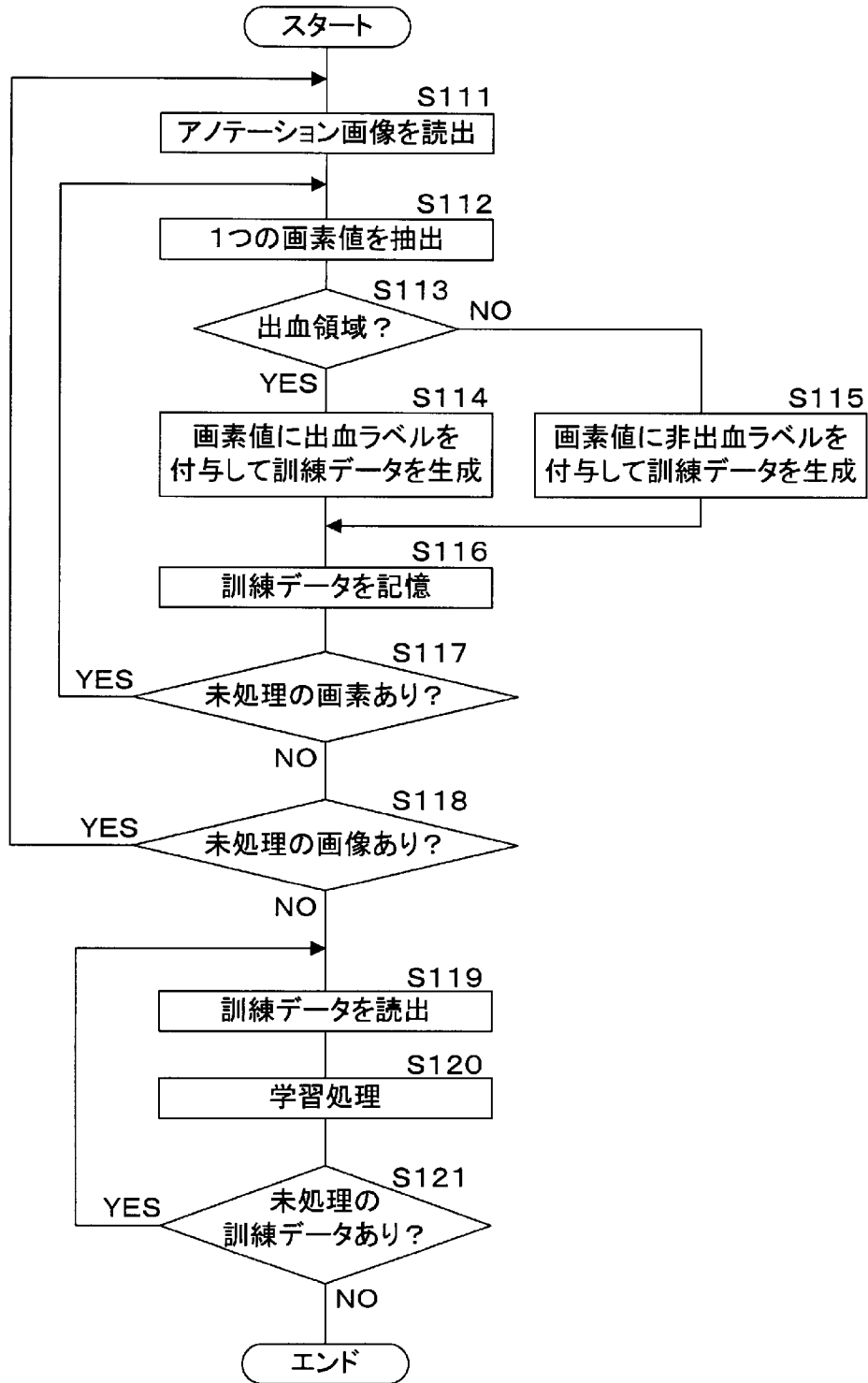


低周波成分の領域

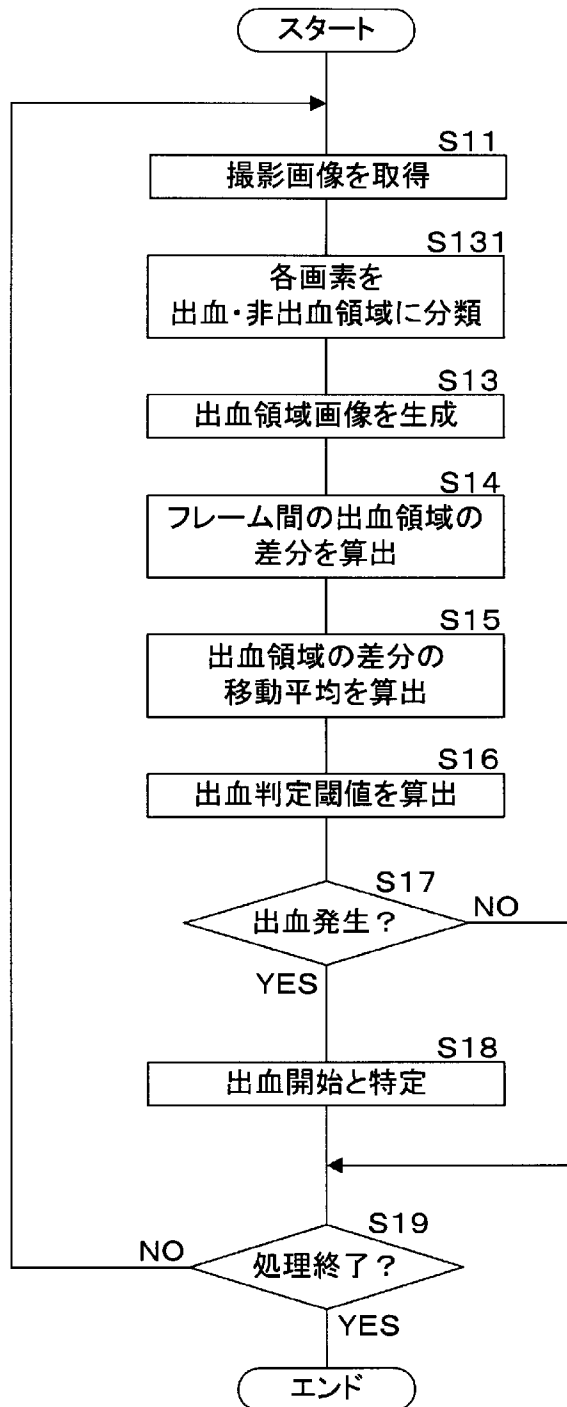
[図22]


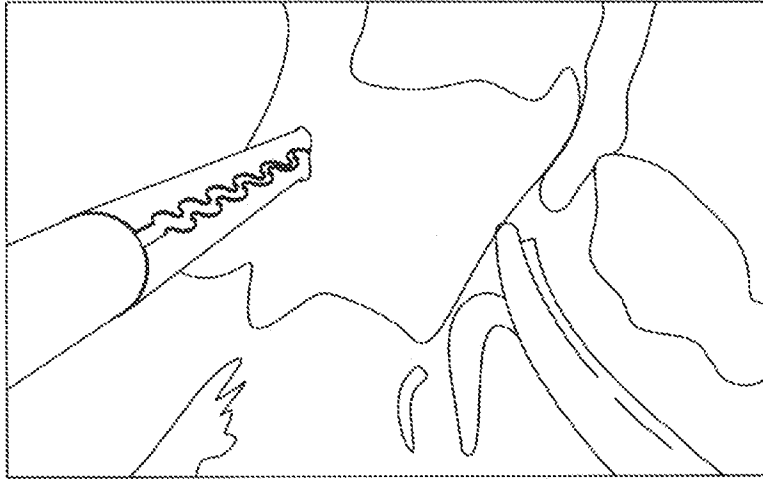

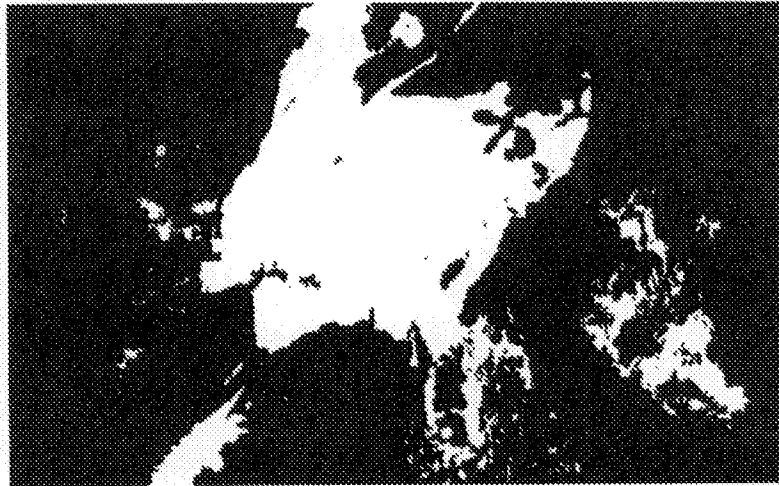


[図23]

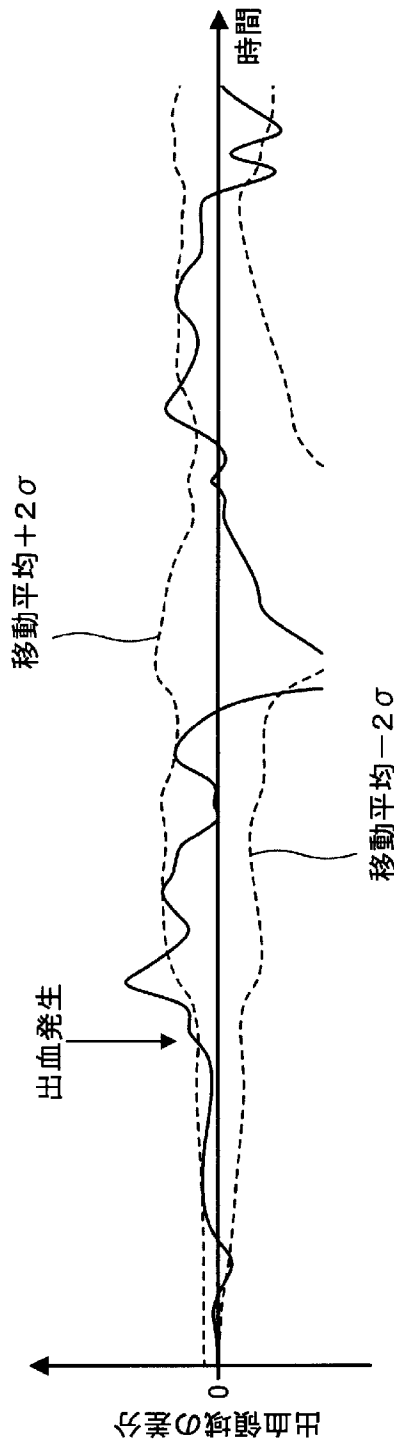


[図24]

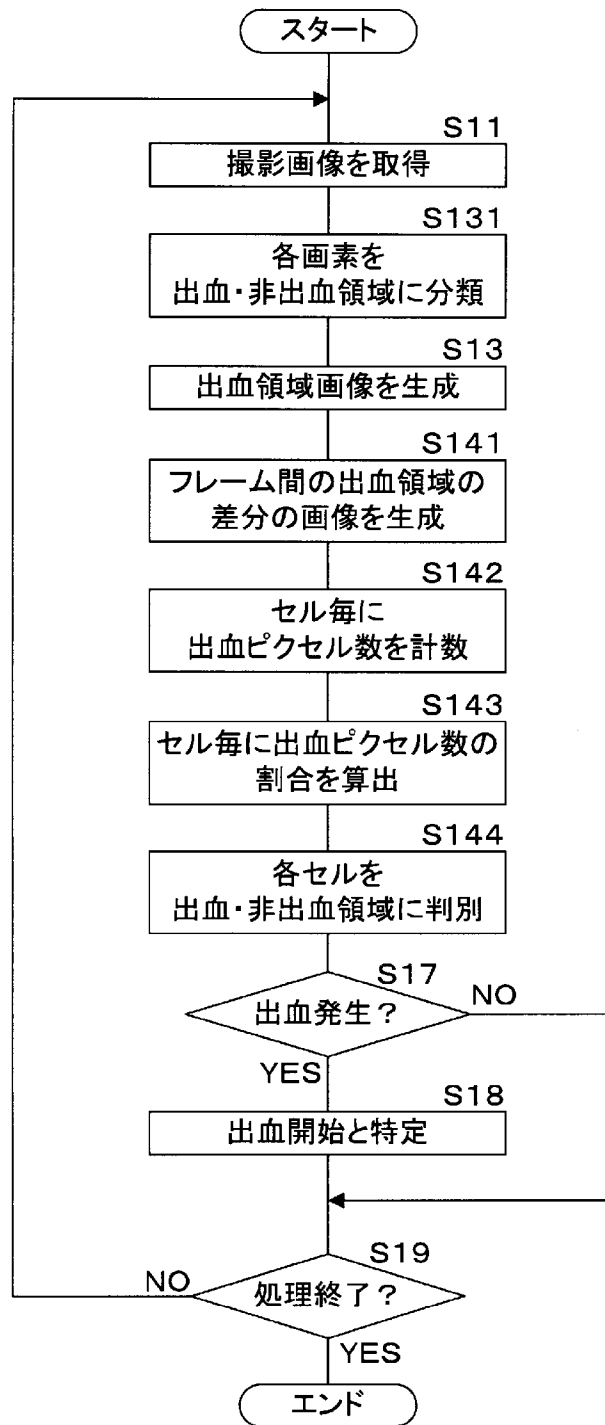


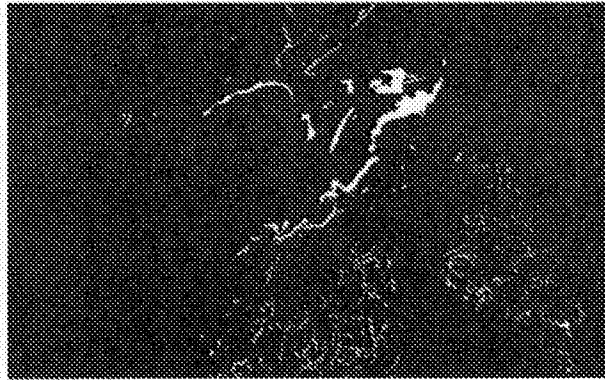

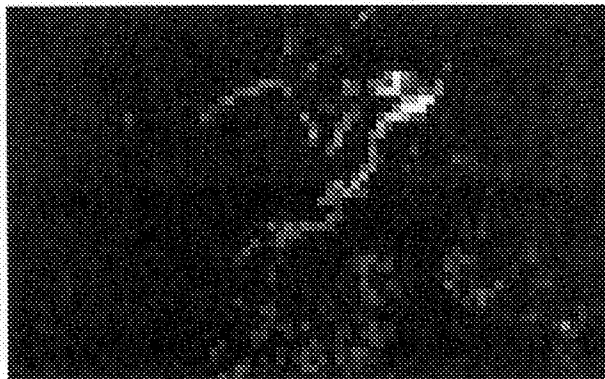

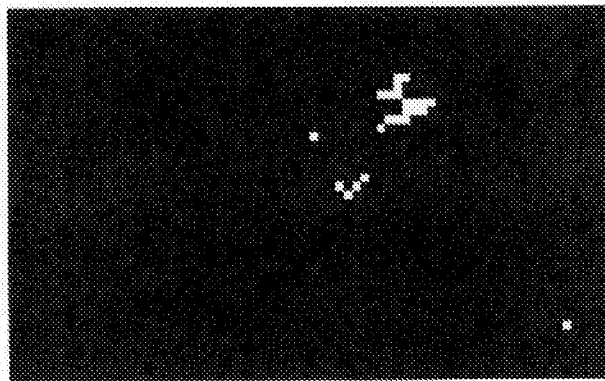
[ 25A][ 25B]

[図26]

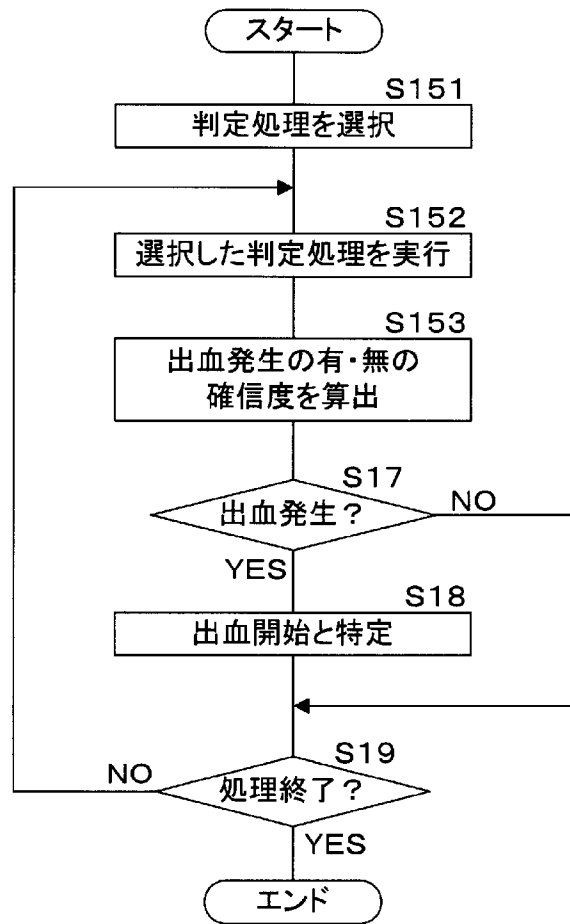


[図27]

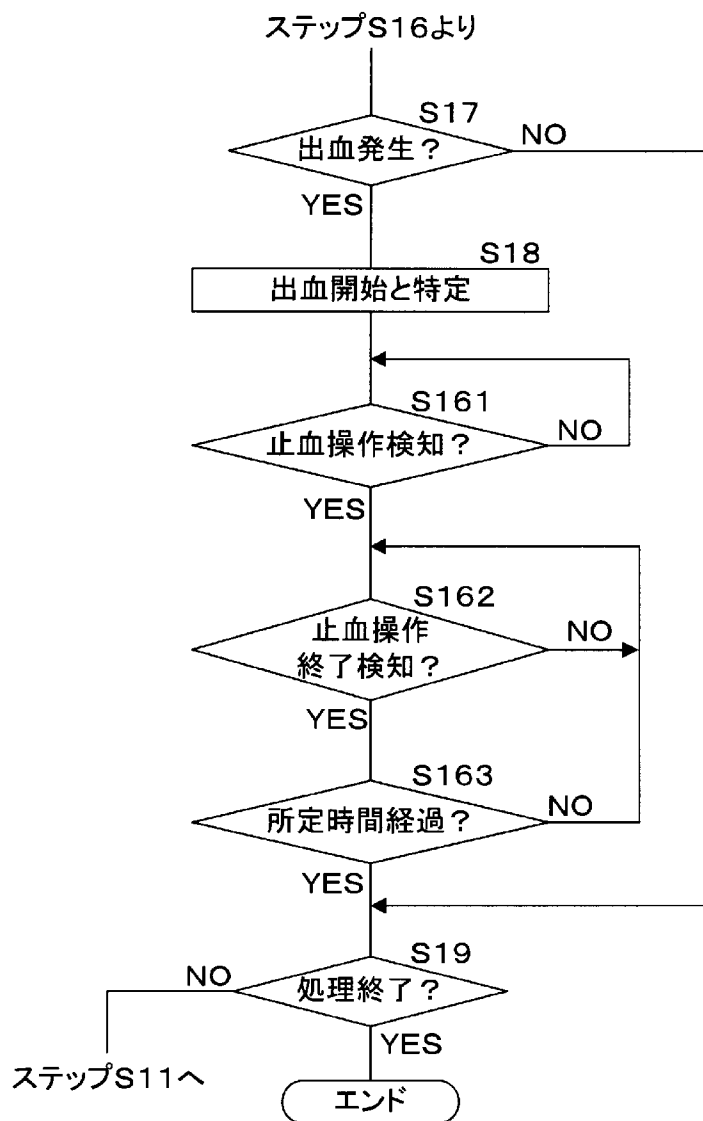


[28A][28B][28C]

[図29]



[図30]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/025668

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B 1/045(2006.01)j FI: A61B1/045 616; A61B1/045 614		
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) A61B1/045		
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 1971-2022 Registered utility model specifications of Japan 1996-2022 Published registered utility model applications of Japan 1994-2022		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2021-112220 A (SONY GROUP CORP) 05 August 2021 (2021-08-05) paragraphs [0033]-[0034], [0038]-[0043], [0055], [0083], fig. 1-7	3, 6, 17, 20
Y		1, 2, 7, 16, 19
A		4-5, 8-15, 18, 21-22
Y	WO 2018/235178 A1 (OLYMPUS CORP) 27 December 2018 (2018-12-27) paragraphs [0029]-[0030]	1-2, 16, 19
Y	JP 2015-529489 A (INTUITIVE SURGICAL OPERATIONS, INC) 08 October 2015 (2015-10-08) paragraph [0014]	7
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" 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 08 September 2022		Date of mailing of the international search report 20 September 2022
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
Information on patent family members

International application No. PCT/JP2022/025668

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
JP	2021-112220	A	05 August 2021	WO	2019/202827	A1	
<hr/>							
WO	2018/235178	A1	27 December 2018	US	2020/0121175	A1	
				paragraphs [0057]-[0058]			
				CN	110769738	A	
<hr/>							
JP	2015-529489	A	08 October 2015	US	2014/0031659	A1	
				paragraph [0016]			
				WO	2014/018448	A1	
				EP	2877116	A1	
				CN	104487014	A	
				KR	10-2015-0037982	A	
<hr/>							

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 1/045(2006.01)i FI: A61B1/045 616; A61B1/045 614														
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）） A61B1/045														
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														
<table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922 - 1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971 - 2022年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2022年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2022年</td> </tr> </table>			日本国実用新案公報	1922 - 1996年	日本国公開実用新案公報	1971 - 2022年	日本国実用新案登録公報	1996 - 2022年	日本国登録実用新案公報	1994 - 2022年				
日本国実用新案公報	1922 - 1996年													
日本国公開実用新案公報	1971 - 2022年													
日本国実用新案登録公報	1996 - 2022年													
日本国登録実用新案公報	1994 - 2022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 2021-112220 A (ソニーグループ株式会社) 05.08.2021 (2021 - 08 - 05) [0033]-[0034], [0038]-[0043], [0055], [0083]、図1-7	3, 6, 17, 20 1, 2, 7, 16, 19 4-5, 8-15, 18, 21-22												
Y	WO 2018/235178 A1 (オリンパス株式会社) 27.12.2018 (2018 - 12 - 27) [0029]-[0030]	1-2, 16, 19												
Y	JP 2015-529489 A (インテュイティブ サージカル オペレーションズ, インコーポレイテッド) 08.10.2015 (2015 - 10 - 08) [0014]	7												
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。														
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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）</td> <td>“&” 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td></td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td></td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー	“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	“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	“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	“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	“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	“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）	“&” 同一パテントファミリー文献	“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	
* 引用文献のカテゴリー	“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													
“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	“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													
“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	“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													
“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）	“&” 同一パテントファミリー文献													
“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														
国際調査を完了した日 08.09.2022	国際調査報告の発送日 20.09.2022													
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） 門田 宏 2Q 9224 電話番号 03-3581-1101 内線 3292													

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/JP2022/025668

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
JP	2021-112220	A	05.08.2021	WO	2019/202827	A1	

WO	2018/235178	A1	27.12.2018	US	2020/0121175	A1	
					[0057]-[0058]		
				CN	110769738	A	

JP	2015-529489	A	08.10.2015	US	2014/0031659	A1	
					[0016]		
				WO	2014/018448	A1	
				EP	2877116	A1	
				CN	104487014	A	
				KR	10-2015-0037982	A	
