

(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  
2014年5月15日(15.05.2014)



(10) 国際公開番号  
**WO 2014/073358 A1**

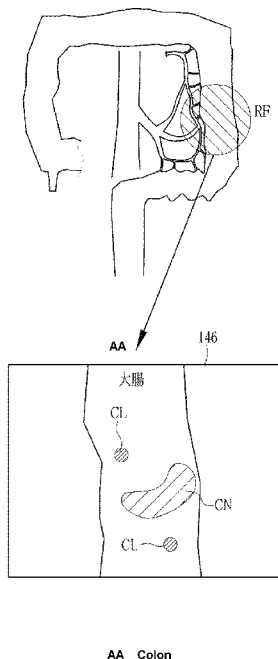
- (51) 国際特許分類:  
*A61B 1/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/078405
- (22) 国際出願日: 2013年10月21日(21.10.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2012-246448 2012年11月8日(08.11.2012) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目26番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 山口 博司(YAMAGUCHI Hiroshi); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 森本美範(MORIMOTO Yoshinori); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 出島 工(DEJIMA Takumi); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台7
- 98番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 小田原 修一, 外(ODAHARA Shuichi et al.); 〒2500111 神奈川県南足柄市竹松1250番地 F F T P M O 棟6F Kanagawa (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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

[続葉有]

(54) Title: ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 内視鏡システム

FIG.23



(57) Abstract: The present invention provides an endoscope system for preparing an oxygen saturation image that can be used for a variety of medical uses such as monitoring of oxygen saturation during surgery. Clips (141) are attached from the lumen side to tissue in the vicinity of a tumor region (CN). The tissue to which said clips (141) are attached becomes ischemic areas (CL) that are ischemic. From image information obtained by imaging the tissue on the abdominal cavity side, an oxygen saturation image is prepared. On said oxygen saturation image, the ischemic areas (CL) are displayed as low oxygen regions. As a result, even from the abdominal cavity side, finding the position of the tumor region (CN) is facilitated.

(57) 要約: 本発明は、手術中の酸素飽和度モニタリングなど医療上の様々な用途に用いることができる酸素飽和度画像を作成する内視鏡システムを提供する。管腔側から腫瘍部CNの周辺組織にクリップ141を取り付ける。このクリップ141が取り付けられた組織は虚血した虚血部位CLとなる。腹腔側の組織を撮像して得られる画像情報から、酸素飽和度画像を作成する。この酸素飽和度画像上では、虚血部位CLが低酸素領域として表示される。これにより、腹腔側からであっても、腫瘍部CNの位置を発見しやすくなる。

WO 2014/073358 A1



(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR,  
GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,  
NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI  
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML,  
MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

## 明 細 書

**発明の名称：内視鏡システム**

### 技術分野

[0001] 本発明は、癌などの腫瘍部の切除手術中又はその手術前に用いられる内視鏡システムに関する。

### 背景技術

[0002] 近年、腹腔鏡を用いて手術を行う腹腔鏡手術が注目されている。腹腔鏡手術では、患者の腹に設けた2、3個のトラカールを介して、腹腔鏡及び手術用処置具を腹腔内に挿入するとともに、二酸化炭素からなる気腹ガスで腹腔内を膨らませる。そして、術者は、モニタに写し出される腹腔内の画像を観察しながら、手術用処置具を使って各種手術を行う。このように、腹腔鏡手術は、腹腔鏡の限られた視野だけで手術を行う必要があるため、術者には高い技量が求められるものの、一般的な外科手術と異なり開腹の必要が無いため、患者の負担はかなり軽減される。

[0003] このような腹腔鏡手術を行う際には、関心領域にある組織が低酸素状態に陥らないように、パルスオキシメーターなどの酸素飽和度モニタリング装置（例えば、特許文献1）で、関心領域の酸素飽和度をモニタリングしている。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0004] 特許文献1：特開平5－49624号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献1に示すような酸素飽和度モニタリング装置は、関心領域上の所定位置での酸素飽和度しか測定することができない。そのため、その所定位置とは別の位置で、低酸素状態に陥っている場合が起こり得る。したがって、関心領域全体の酸素飽和度分布を、画像としてリアルタイムに表示するこ

とが求められている。このように、酸素飽和度の空間分布を画像として表示することができれば、手術中の酸素飽和度モニタリングだけでなく、低酸素状態になる癌の発見の他、医療上の様々な用途に用いることができるようになる。

[0006] 本発明は、手術中の酸素飽和度モニタリング、低酸素状態になる癌の発見など医療上の様々な用途に用いることができる酸素飽和度画像を作成することができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

### 課題を解決するための手段

[0007] 上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、検体上の組織を虚血状態にするための処置具と、虚血状態の組織を撮像する撮像手段と、撮像手段で得られた画像情報に基づいて、虚血状態の組織の酸素状態を表示した酸素飽和度分布画像を作成する酸素飽和度分布画像作成手段と、酸素飽和度分布画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

[0008] 処置具は、管腔内にある腫瘍部の周辺に取り付けられ、酸素飽和度分布画像は、腹腔側から腫瘍部の位置を特定するときに表示することが好ましい。処置具はクリップ、血管閉塞用カテーテルのうち少なくとも1つであることが好ましい。処置具は、腫瘍部に繋がる第1血管の止血に用いられ、酸素飽和度分布画像作成手段は、酸素飽和度分布画像作成を作成する画像作成部、及び酸素飽和度分布画像に基づいて、第1血管が止血したか否かを判定する判定部を有し、表示手段は、判定部での判定結果を表示することが好ましい。撮像手段で得られた画像情報に基づいて、組織のうち所定の手術で切除しない第2血管の酸素状態をモニタリングするモニタリング手段を備えることが好ましい。

[0009] 酸素飽和度分布画像作成手段は、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる波長成分を含む第1画像情報と、この第1画像上と異なる波長成分を含む第2画像情報とに基づいて、酸素飽和度分布画像を作成することが好ましい。酸素飽和度分布画像作成手段は、第1及び第2画像情報に基づいて、各画素の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、

酸素飽和度に基づいて、酸素飽和度分布画像を作成する酸素飽和度分布画像作成部とを有することが好ましい。

[0010] 半導体光源の光及びこの半導体光源の光を波長変換した蛍光とを含む照明光を、虚血状態の組織に向けて照射する照明手段を有し、撮像手段は、虚血状態の組織をカラーの撮像素子で撮像することが好ましい。撮像手段は、異なる波長域の複数の照明光が順次照明される検体を、モノクロの撮像素子で撮像することが好ましい。

### 発明の効果

[0011] 本発明によれば、検体上の組織を虚血状態にするための処置具と、その処置具で虚血状態になった組織の酸素飽和度分布を表示した酸素飽和度分布画像との組み合わせにより、外科手術などにおいて様々な診断や処置の実現が可能となる。例えば、腹腔鏡による手術前に、管腔側の腫瘍部の周辺組織に、処置具を取り付けて虚血状態にしておけば、その虚血状態の組織は、腹腔側から撮像した酸素飽和度画像上で、低酸素領域として表示することができる。したがって、酸素飽和度画像を用いれば、腹腔側からであっても、腫瘍部の位置を発見しやすくなる。

[0012] また、腫瘍部の切除の際に行う止血処理時には、止血した第1血管は虚血状態になるため、その止血した血管は酸素飽和度画像上で低酸素領域として表示される。これにより、酸素飽和度画像上で完全に止血したかどうかを確認することができる。また、腫瘍部の手術の際に、切除せず残しておく第2血管の酸素状態をモニタリングしておくことで、第2血管の周辺組織のダメージを把握することができるようになる。

### 図面の簡単な説明

[0013] [図1]医療装置システムの外観図である。

[図2]腹腔用内視鏡システムの外観図である。

[図3]管腔用内視鏡システムのブロック図である。

[図4A]通常モード時の発光パターンを示す説明図である。

[図4B]酸素飽和度モード時の発光パターンを示す説明図である。

[図4C]癒合確認モード時の発光パターンを示す説明図である。

[図5A]カラーの撮像素子のB画素、G画素、R画素を示す平面図である。

[図5B]B色のカラーフィルタ、G色のカラーフィルタ、R色のカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

[図6A]第1実施形態における通常モード時の撮像制御を説明するための説明図である。

[図6B]第1実施形態における酸素飽和度モード時の撮像制御を説明するための説明図である。

[図6C]第1実施形態における癒合確認モード時の撮像制御を説明するための説明図である。

[図7]腹腔用プロセッサ装置内の画像処理部を示すブロック図である。

[図8]強度比  $B_1 / G_2$ 、 $R_2 / G_2$  と酸素飽和度との相関関係を示すグラフである。

[図9]酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

[図10]図8の相関関係から酸素飽和度を算出する方法を説明するための説明図である。

[図11]酸素飽和度画像を示す画像図である。

[図12]癒合判断用画像を示す画像図である。

[図13A]「組織間が癒合している」場合の癒合判断用画像を示す画像図である。

[図13B]「組織間が癒合していない」場合の癒合判断用画像を示す画像図である。

[図14]腹腔用内視鏡システムのブロック図である。

[図15]腹腔用プロセッサ装置内の画像処理部を示すブロック図である。

[図16]モニタリング画像を示す画像図である。

[図17]浸潤測定用画像の画像図である。

[図18A]腫瘍部が粘膜まで浸潤している場合の浸潤測定用画像の画像図である。

[図18B]腫瘍部が固有筋層まで浸潤している場合の浸潤測定用画像の画像図である。

[図18C]腫瘍部がしょう膜まで浸潤している場合の浸潤測定用画像の画像図である。

[図19A]リンパ節の転移が「N 0」の場合の酸素飽和度画像の画像図である。

[図19B]リンパ節の転移が「N 1」の場合の酸素飽和度画像の画像図である。

[図19C]リンパ節の転移が「N 2」の場合の酸素飽和度画像の画像図である。

[図20]腫瘍部特定フロー、手術フロー、癒合確認フローを示すフローチャートである。

[図21]クリップが取り付けられた大腸の断面図である。

[図22]スコープ用の孔及び処置具用の孔が開けられた患者の腹を示す平面図である。

[図23]腹腔側から光が照明された大腸の平面図及びその照明部分の大腸の酸素飽和度画像を表す画像図である。

[図24]腫瘍部C N及びクリップで低酸素状態になった虚血部分を示す大腸の断面図である。

[図25]腸鉗子でしょう膜が伸ばされた状態の大腸の平面図である。

[図26]腸鉗子でしょう膜が伸ばされた状態の大腸の断面図である。

[図27A]腫瘍部C N周辺のリンパ節のみ癌が転移している場合の酸素飽和度画像の画像図である。

[図27B]腫瘍部C N周辺のリンパ節及びそれ以外の正常部位周辺のリンパ節に癌が転移している場合の酸素飽和度画像の画像図である。

[図28A]腫瘍部の浸潤が「T 1」の場合の粘膜酸素飽和度画像、固有筋層酸素飽和度画像、しょう膜酸素飽和度画像を示す画像図である。

[図28B]腫瘍部の浸潤が「T 4」の場合の粘膜酸素飽和度画像、固有筋層酸素飽和度画像、しょう膜酸素飽和度画像を示す画像図である。

[図29]止血処理を説明するための説明図である。

[図30]止血した動脈血管V aの周辺組織の酸素状態を表した酸素飽和度画像

を示す画像図である。

[図31]遮断鉗子で血液の流れが遮断された動脈血管 V a、V b が表示された酸素飽和度画像の画像図である。

[図32]動脈血管 V a、V b の周辺組織の酸素状態を表示する酸素飽和度画像の画像図である。

[図33]動脈血管 V b に設定された複数の関心領域の酸素状態をモニタリングするモニタリング画像の画像図である。

[図34]縫合部材により縫合された大腸の平面図である。

[図35]縫合部材により縫合された管腔側の大腸の酸素状態を示す酸素飽和度画像の画像図である。

[図36A]再度の縫合が必要である無い場合の表層酸素飽和度画像、中層酸素飽和度画像、深層酸素飽和度画像の画像図である。

[図36B]再度の縫合が必要である有る場合の表層酸素飽和度画像、中層酸素飽和度画像、深層酸素飽和度画像の画像図である。

[図37]第2実施形態の管腔用内視鏡システムのブロック図である。

[図38]回転フィルタの平面図である。

[図39]回転フィルタの各フィルタ部の分光透過率を示すグラフである。

[図40A]第2実施形態における通常モード時の撮像制御を説明するための説明図である。

[図40B]第2実施形態における酸素飽和度モード時の撮像制御を説明するための説明図である。

[図40C]第2実施形態における癒合確認モード時の撮像制御を説明するための説明図である。

[図41]腹腔側から癒合状態を確認するための酸素飽和度画像を示す画像図である。

[図42]止血状態の判定を自動的に行うことを説明するための説明図である。

## 発明を実施するための形態

[0014] 図1に示すように、第1実施形態の医療装置システム2は、管腔用内視鏡

システム 3 と、腹腔用内視鏡システム 4 とからなり、大腸に生じた腫瘍部の切除を行うために用いられる。まず、腫瘍部の切除前に、管腔用内視鏡システム 3 を用いて、大腸内の腫瘍部を検出し、この腫瘍部を含む一定の範囲（切除範囲）に目印を付けておく。次に、腹腔用内視鏡システム 4 を用いて、大腸のうち目印を付けた切除範囲を切除するとともに、この腫瘍部の切除により切り離された大腸を縫合する。最後に、管腔用内視鏡システム 3 を用いて、縫合した部分が組織的に癒合しているかどうかを確認する。

[0015] 管腔用内視鏡システム 3 は、管腔内を照明する光を発生する管腔用光源装置 1 1 と、管腔用光源装置 1 1 から光を管腔内に照射し、その反射像を撮像する管腔用内視鏡装置 1 2 と、管腔用内視鏡装置 1 2 での撮像により得られた画像信号を画像処理する管腔用プロセッサ装置 1 3 とを備えている。管腔用プロセッサ装置 1 3 は、画像処理によって得られた内視鏡画像等を表示する表示装置 1 4 と、キーボード等で構成される入力装置 1 5 に接続されている。

[0016] 管腔用内視鏡装置 1 2 は軟性内視鏡であり、操作部 1 6 と、可撓性の挿入部 1 7 と、その挿入部の先端に設けられ、光を管腔内に向けて照射するとともに、管腔内の反射像を撮像するスコープ先端部 1 9 を備えている。また、この管腔用内視鏡装置 1 2 には、止血用プローブなどの処置具を挿入するための鉗子チャンネル 2 0 が設けられている。処置具は、操作部に設けられた鉗子入口 2 0 a から鉗子チャンネル 2 0 に挿入し、その鉗子チャンネル 2 0 に挿入された処置具は、先端部の鉗子出口 2 0 b から突出する（図 3 参照）。

[0017] 管腔用内視鏡システム 3 は、波長範囲が青色から赤色に及ぶ可視光の被検体像からなる通常画像を表示装置 1 4 に表示する通常モードと、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示装置 1 4 に表示する酸素飽和度モードと、酸素飽和度画像から、縫合により繋ぎ合わされた組織の癒合の程度を確認するための癒合確認モードとを備えている。これら 3 つのモードは、管腔用内視鏡装置に設けられた切り替えスイッチ 2 1 によって

、切り替え可能である。なお、この管腔用内視鏡システム 3 には、癒合の程度を管腔用プロセッサ装置 1 3 で自動判別する自動判別モードが設けられている。この自動判別モードのオン・オフは、入力装置 1 5 によって切り替え可能である。

[0018] 腹腔用内視鏡システム 4 は、腹腔内を照明する光を発生する腹腔用光源装置 1 0 0 と、腹腔用光源装置 1 0 0 から光を腹腔内に照射し、その反射像を撮像する腹腔用内視鏡装置 1 0 1 と、腹腔用内視鏡装置 1 0 1 での撮像により得られた画像信号を画像処理する腹腔用プロセッサ装置 1 0 2 とを備えている。腹腔用プロセッサ装置 1 0 2 は、表示装置 1 4 及び入力装置 1 5 に接続されている。腹腔用内視鏡装置 1 0 1 は硬性内視鏡であり、硬性な挿入部 1 0 4 と、その挿入部の先端に設けられ、光を腹腔内に向けて照射するとともに、腹腔内の反射像を撮像する先端部 1 0 5 を備えている。

[0019] また、腹腔用内視鏡システム 4 は、管腔用内視鏡システム 3 と同様の通常モードと酸素飽和度モードに加えて、腫瘍部の浸潤の程度を確認するための浸潤確認モードを備えている。これら 3 つのモードは、腹腔用プロセッサ装置 1 0 2 に接続されたフットスイッチ 1 0 6 によって、切り替え可能である。なお、この管腔用内視鏡システム 3 には、浸潤の程度又はリンパ節転移を腹腔用プロセッサ装置 1 0 2 で自動判別する自動判別モードが設けられている。この自動判別モードのオン・オフは、入力装置 1 5 によって切り替え可能である。

[0020] また、図 2 に示すように、腹腔用内視鏡システム 4 においては、腹腔内の観察及び腫瘍部摘出手術を行うために、腹腔用光源装置 1 0 0、腹腔用内視鏡装置 1 0 1、腹腔用プロセッサ 1 0 2 装置の他、気腹装置 1 0 7、処置具 1 0 8、トラカール 1 0 9、1 1 0 が用いられる。この腹腔用内視鏡システム 4 では、まず、気腹装置から C O 2 を腹腔内に供給して、腹腔を気腹させる。これにより、腹腔内の視野・術野を確保することができる。

[0021] 次に、各処置具 1 0 8 を、トラカール 1 0 9 を介して、腹腔内に挿入するとともに、腹腔用内視鏡装置 1 0 1 を、トラカール 1 1 0 を介して、腹腔内

に挿入される。これらトラカール１０９，１１０は金属製の中空管と術者把持部を備えており、術者が術者把持管を把持した状態で、中空管の先鋭状先端を腹部に刺し込むことにより、中空管が体腔内に挿入される。このように中空管が腹腔内に挿入されたトラカール１０９，１１０に対して、処置具１０８、腹腔鏡装置１０１が挿入される。

[0022] 図３に示すように、管腔用光源装置１１は、４種のレーザ光源ＬＤ１，ＬＤ２，ＬＤ３，ＬＤ４と、光源制御部２１とを備えている。レーザ光源ＬＤ１は、中心波長が４７３ｎｍの第１レーザ光を発する。この第１レーザ光は、内視鏡装置１２のスコープ先端部１９に配置された蛍光体５０（波長変換部材）で、緑色から赤色に波長範囲を有する蛍光に波長変換される。レーザ光源ＬＤ２は、中心波長が４４５ｎｍの第２レーザ光を発する。この第２レーザ光も、蛍光体５０によって、蛍光に波長変換される。レーザ光源ＬＤ３は、中心波長が６５０ｎｍの第３レーザ光を発する。この第３レーザ光は、蛍光体５０に吸収されず、そのまま蛍光体５０を透過する。レーザ光源ＬＤ４は、中心波長が８４０ｎｍの第４レーザ光を発する。この第４レーザ光も、蛍光体５０に吸収されず、そのまま蛍光体５０を透過する。

[0023] 各レーザ光源ＬＤ１～ＬＤ４から発せられる第１～第４レーザ光は、集光レンズ（図示省略）を介してそれぞれ光ファイバ２２～２５に入射する。なお、第１レーザ光の波長範囲は４６０～４８０ｎｍにすることが好ましく、第２レーザ光の波長範囲は４４０～４６０ｎｍにすることが好ましく、第３レーザ光の波長範囲は６４０～６６０ｎｍにすることが好ましく、第４レーザ光の波長範囲は８３０～８５０ｎｍにすることが好ましい。また、レーザ光源ＬＤ１～ＬＤ４は、ブロードエリア型のＩｎＧａＮ系レーザダイオードが使用でき、また、ＩｎＧａＮＡｓ系レーザダイオードやＧａＮＡｓ系レーザダイオード等を用いることもできる。

[0024] 光源制御部２１は、レーザ光源ＬＤ１～ＬＤ４の駆動を制御する。カプラ２６は、光ファイバ２２～２５からの第１～第４レーザ光を２系統の光に分波し、その２系統の光をライトガイド２８，２９に入射させる。ライトガイ

ド 28, 29 は多数の光ファイバを束ねたバンドルファイバなどから構成される。

[0025] 管腔用内視鏡装置 12 は電子内視鏡から構成され、ライトガイド 28, 29 で導光された 2 系統 (2 灯) の光を被観察領域に向けて照射する照明部 33 と、被観察領域を撮像する撮像部 34 と、管腔用内視鏡装置 12 と管腔用光源装置 11 及び管腔用プロセッサ装置 13 とを着脱自在に接続するコネクタ部 36 を備えている。

[0026] 照明部 33 は、撮像部 34 の両脇に設けられた 2 つの照明窓 43, 44 を備えており、各照明窓 43, 44 は、蛍光体 50 を透過した光を被観察領域に向けて照射する。撮像部 34 は、スコープ先端部 19 の略中心位置に、被観察領域からの反射光を受光する 1 つの観察窓 42 を備えている。

[0027] 照明窓 43, 44 の奥には、それぞれ投光ユニット 47, 54 が収納されている。各投光ユニット 47, 54 は、ライトガイド 28, 29 からの光を蛍光体 50 に入射させる。蛍光体 50 に入射した光のうち、第 1 及び第 2 レーザ光は蛍光体 50 で蛍光に波長変換される一方で、第 3 及び第 4 レーザ光は蛍光体 50 に吸収されず、そのまま透過する。蛍光体 50 から出射した光は、レンズ 51 を介して被観察領域に向けて照射される。

[0028] 蛍光体 50 は、第 1 及び第 2 レーザ光の一部を吸収して緑色～赤色に励起発光する複数種の蛍光物質 (例えば YAG 系蛍光物質、或いは BAM ( $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ ) 等の蛍光物質) を含んで構成される。第 1 及び第 2 レーザ光が蛍光体 50 に照射されると、蛍光体 50 から発せられる緑色～赤色の励起発光光 (蛍光) と、蛍光体 50 により吸収されず透過した第 1 及び第 2 レーザ光の励起光とが合わされて、疑似白色光が生成される。

[0029] なお、蛍光体 50 は略直方体形状を有していることが好ましい。この場合、蛍光体 50 は、蛍光体物質をバインダで略直方体状に固めて形成してもよく、また、無機ガラスなどの樹脂に蛍光体物質を混合したものを略直方体状に形成してもよい。この蛍光体 50 は、商品名としてマイクロホワイト (登録商標) (Micro White (MW)) とも呼ばれている。

- [0030] 観察窓 4 2 の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット 6 1 が設けられており、さらにその対物レンズユニット 6 1 の奥には、被観察領域の像光を受光して被観察領域を撮像する C C D (Charge Coupled Device) などの撮像素子 6 0 が設けられている。なお、撮像素子 6 0 として、I T (インターライントランスファ) 型の C C D を使用するが、そのほか、グローバルシャッターを有する C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) を使用してもよい。
- [0031] 撮像素子 6 0 は、対物レンズユニット 6 1 からの光を受光面 (撮像面) で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号 (アナログ信号) を出力する。この撮像素子 6 0 の撮像制御は、撮像制御部 7 0 により行われる。撮像素子 6 0 から出力される撮像信号 (アナログ信号) は、スコープケーブル 6 7 を通じて A / D 変換器 6 8 に入力される。A / D 変換器 6 8 は、撮像信号 (アナログ信号) をその電圧レベルに対応する画像データ (デジタル信号) に変換する。変換後の画像データは、コネクタ部 3 6 を介して、管腔用プロセッサ装置 1 3 に入力される。
- [0032] 管腔用プロセッサ装置 1 3 は、制御部 7 1 と、画像処理部 7 2 と、記憶部 7 4 とを備えており、制御部 7 2 には表示装置 1 4 及び入力装置 1 5 が接続されている。制御部 7 2 は管腔用プロセッサ装置 1 3 内の各部を制御するとともに、管腔用内視鏡装置 1 2 の切り替えスイッチ 2 1 や入力装置 1 5 から入力される入力情報に基づいて、管腔用光源装置 1 1 の光源制御部 2 1、管腔用内視鏡装置 1 2 の撮像制御部 7 0、及び表示装置 1 4 の動作を制御する。
- [0033] 管腔用光源装置 1 1 の光源制御部 2 1 は、モード毎に異なる駆動制御を行う。通常モードのときには、図 4 A に示すように、レーザ光源 L D 2 をオンにし、レーザ光源 L D 1、L D 3、L D 4 をオフにする。これにより、レーザ光源 L D 2 の第 2 レーザ光と蛍光とを含む通常光が検体内に照射される。また、酸素飽和度モードのときには、図 4 B に示すように、レーザ光源 L D 3、4 をオフにした状態で、レーザ光源 L D 1 とレーザ光源 L D 2 のオンと

オフを交互に繰り返す発光制御が行われる。これにより、レーザ光源LD 1の第1レーザ光とこの第1レーザ光により蛍光体50で励起発光する蛍光とを含む第1酸素飽和度測定光と、通常光とが交互に検体内に照射される。

[0034] また、癒合確認モードのときには、図4Cに示すように、レーザ光源LD 2をオフにした状態で、レーザ光源LD 1、LD 3、LD 4を順にオンにする発光制御が行われる。これにより、第1酸素飽和度測定光と、第3レーザ光からなる第2酸素飽和度測定光と、第4レーザ光からなる第3酸素飽和度測定光が、順次検体内に照射される。

[0035] 管腔用内視鏡装置12に設けられた撮像素子60はカラーCCDであり、図5Aに示すように、その受光面には、B色のカラーフィルタが設けられたB画素60b、G色のカラーフィルタが設けられたG画素60g、R色のカラーフィルタが設けられたR画素60rを1組とする画素群が、マトリックス状に配列されている。B色、G色、R色のカラーフィルタは、図5Bの曲線63、64、65に示すように、それぞれ青色帯域、緑色帯域、赤色帯域及び近赤外帯域に分光透過率を有している。

[0036] 上記のように、モード毎に異なる光源制御が行われることに伴い、撮像制御部70についても、モード毎に異なる撮像制御を行う。通常モード時には、図6Aに示すように、1フレーム期間内で、通常光を撮像素子60で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子60のB画素、G画素、R画素から青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rcを読み出すステップが行われる。これは通常モードに設定されている間、繰り返し行われる。なお、青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rcは、A/D変換器68により、青色画像データBc、緑色画像データGc、赤色画像データRcに変換される。

[0037] 酸素飽和度モード時には、図6Bに示すように、まず、最初の1フレーム目において、酸素飽和度測定光を撮像素子60で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子60のB画素、G画素、R画素から青色信号B1、緑色信号G1、赤色信号R1を読み出すステップが行われる。そして、次の2フレーム目において、通常光を撮像素子60で光電変換して電荷を蓄積するス

テップと、撮像素子60のB画素、G画素、R画素から青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2を読み出すステップが行われる。この合計2フレームの撮像制御は、酸素飽和度モードに設定されている間、繰り返し行われる。

[0038] なお、青色信号B1、緑色信号G1、赤色信号R1は、A/D変換器68により、青色画像データB1、緑色画像データG1、赤色画像データR1に変換され、青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2は、A/D変換器68により、青色画像データB2、緑色画像データG2、赤色画像データR2に変換される。

[0039] 癒合確認モード時には、図6Cに示すように、まず、最初の1フレーム目において、第1酸素飽和度測定光を撮像素子60で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子60から青色信号Bs、緑色信号Gs、赤色信号Rsを読み出すステップが行われる。そして、次の2フレーム目において、第2酸素飽和度測定光を撮像素子60で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子60から青色信号Bt、緑色信号Gt、赤色信号Rtを読み出すステップが行われる。そして、次の3フレーム目において、第3酸素飽和度測定光を撮像素子60で光電変換して電荷を蓄積するステップと、撮像素子60から青色信号Bu、緑色信号Gu、赤色信号Ruを読み出すステップが行われる。この合計3フレームの撮像制御は、癒合確認モードに設定されている間、繰り返し行われる。

[0040] なお、青色信号Bs、緑色信号Gs、赤色信号Rsは、A/D変換器68により、青色画像データBs、緑色画像データGs、赤色画像データRsに変換され、青色信号Bt、緑色信号Gt、赤色信号Rtは、A/D変換器68により、青色画像データBt、緑色画像データGt、赤色画像データRtに変換され、青色信号Bu、緑色信号Gu、赤色信号Ruは、A/D変換器68により、青色画像データBu、緑色画像データGu、赤色画像データRuに変換される。

[0041] 図7に示すように、画像処理部72は、通常画像処理部80、酸素飽和度画像処理部81、癒合判断用画像処理部82、縫合状態判定部83を備えて

いる。通常画像生成部 80 は、通常モード時に得られる青色画像データ Bc、緑色画像データ Gc、赤色画像データ Rc を、それぞれ表示装置 14 の B チャンネル、G チャンネル、R チャンネルに割り当てる処理を行う。これにより、表示装置 14 上に、通常画像が表示される。

[0042] 酸素飽和度画像処理部 81 は、強度比算出部 84 と、相関関係記憶部 85 と、酸素飽和度算出部 86 と、酸素飽和度画像生成部 87 とを備えている。強度比算出部 84 は、酸素飽和度モード時に取得した画像データのうち、青色画像データ B1 と緑色画像データ G2 の強度比  $B1/G2$  と、緑色画像データ G2 と赤色画像データ R2 の強度比  $R2/G2$  とを求める。強度比算出部 84 では、画像データ間で同じ位置にある画素間の強度比を算出し、また、強度比は画像データの全ての画素に対して算出される。なお、強度比は画像データのうち血管部分の画素のみ求めてもよい。この場合、血管部分は、血管部分の画素の画素値とそれ以外の部分の画素の画素値との差に基づいて特定される。

[0043] 相関関係記憶部 85 は、強度比  $B1/G2$  及び  $R2/G2$  と酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、図 8 に示すように、二次元空間上に酸素飽和度の等高線を定義した 2 次元テーブルで記憶されている。この等高線の位置、形は光散乱の物理的なシミュレーションで得られ、血液量に応じて変わるように定義されている。例えば、血液量の変化があると、各等高線間の間隔が広くなったり、狭くなったりする。なお、強度比  $B1/G2$ 、 $R2/G2$  は log スケールで記憶されている。

[0044] 上記相関関係は、図 9 に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。ここで、曲線 90 は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線 91 は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。例えば、473 nm のように吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り易い。しかしながら、473 nm の光に対応する信号を含む青色画像データ B1 は、酸素飽和度だけでなく血液量にも依存度が高い。そこで、青色画像データ B1 に加え、主として血液量に依存して変化

する赤色画像データ  $R_2$  と、青色画像データ  $B_2$  と赤色画像データ  $R_2$  のリファレンス信号（規格化用信号）となる緑色画像データ  $G_2$  から得られる強度比  $B_1 / G_2$  及び  $R_2 / G_2$  を用いることで、血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。

[0045] また、 $470 \sim 700 \text{ nm}$  の波長範囲の光は、粘膜組織内での散乱係数が小さく、かつ波長依存性が小さいという性質がある。このため、この波長範囲の光を照明光として用いることによって、血管の深さの影響を低減しつつ、血液量および酸素飽和度の情報を含む血液情報を得ることができる。

[0046] なお、相関関係記憶部 85 には、強度比  $R_2 / G_2$  と血液量との相関関係についても記憶させてもよい。この相関関係は、強度比  $R_2 / G_2$  が大きくなればなるほど血液量も大きくなるように定義される 1 次元テーブルとして記憶されている。この強度比  $R_2 / G_2$  と血液量の相関関係は血液量の算出時に用いられる。

[0047] 酸素飽和度算出部 86 は、相関関係記憶部 85 に記憶された相関関係と強度比算出部 84 で求めた強度比  $B_1 / G_2$ 、 $R_2 / G_2$  とを用いて、各画素における酸素飽和度を求める。なお、以下の説明においては、酸素飽和度の算出に使用する青色画像データ  $B_1$ 、緑色画像データ  $G_2$ 、赤色画像データ  $R_2$  の所定画素の輝度値を、それぞれ  $B_1^*$ 、 $G_2^*$ 、 $R_2^*$  する。これに伴い、各画素における強度比は、 $B_1^* / G_2^*$ 、 $R_2^* / G_2^*$  となる。

[0048] 酸素飽和度算出部 86 は、図 10 に示すように、相関関係記憶部 85 に記憶した相関関係から、強度比  $B_1^* / G_2^*$ 、 $R_2^* / G_2^*$  に対応する対応点  $P$  を特定する。そして、対応点  $P$  が酸素飽和度 = 0% 限界の下限ライン 93 と酸素飽和度 = 100% 限界の上限ライン 94 との間にある場合に、その対応点  $P$  が示すパーセント値を酸素飽和度とする。例えば、図 10 の場合であれば、対応点  $P$  は 60% の等高線上に位置するため、酸素飽和度は 60% となる。

[0049] 一方、対応点が下限ライン 93 と上限ライン 94 との間から外れている場合、対応点が下限ライン 93 よりも上方に位置するときには酸素飽和度を 0

%とし、対応点が上限ライン94よりも下方に位置するときには酸素飽和度を100%とする。なお、対応点が下限ライン93と上限ライン94との間から外れている場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度を下げて表示装置14上に表示しないようにしてもよい。

[0050] 酸素飽和度画像作成部87は、酸素飽和度モード時に得られた青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2と、酸素飽和度算出部で求めた酸素飽和度とに基づいて、酸素飽和度画像を作成する。この酸素飽和度画像作成部では、酸素飽和度が一定値（例えば60%）を下回る場合のみ、青色信号B2には、酸素飽和度に応じた「1」以上のゲイン処理を施すとともに、緑色信号G2及び赤色信号R2には、酸素飽和度に応じた「1」以下のゲイン処理を施す。一方、酸素飽和度が一定値以上の場合には、青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2に対してゲイン処理は施さない。

[0051] そして、ゲイン処理後の青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2を、表示装置14のB、G、Rチャンネルに割り当てる。これにより、図11に示すように、表示装置14に酸素飽和度画像96が表示される。この酸素飽和度画像96は、酸素飽和度が高い部分は通常画像と同じ色味で表示される一方、酸素飽和度が予め定めた一定範囲内（例えば0%～60%）にある低酸素領域96aは青色で表示される（即ち、酸素飽和度画像96は、青色など疑似カラーで表示される低酸素領域96aが、通常画像上に重畳表示された画像となる。）。なお、図11の酸素飽和度画像96のように、低酸素領域のみ疑似カラーで表示する他、酸素飽和度画像全体を酸素飽和度に応じた疑似カラーで表示してもよい。

[0052] 癒合判断用画像処理部82は、癒合確認モード時に得られた画像データに基づいて、腫瘍部切除後の縫合により繋ぎ合わされた組織の癒合状態の判断に用いられる癒合判断用画像を作成する。図12に示すように、癒合判断用画像は、表層組織の酸素状態を表した表層酸素飽和度画像、中層組織の酸素状態を表した中層酸素飽和度画像、深層組織の酸素状態を表した深層酸素飽和度画像の3つの画像から構成される。

- [0053] ここで、表層酸素飽和度画像は、画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  に基づいて、作成される。まず、表層組織の酸素飽和度に関する情報を有する青色画像データ  $B_s$  の各画素の画素値を、緑色画像データ  $G_s$  の各画素の画素値で除することにより、強度比  $B_s / G_s$  を得る。そして、この強度比  $B_s / G_s$  に応じたゲイン処理を、3色の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  に対して施す。このゲイン処理後の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  から、表層組織の低酸素領域が疑似カラーで表示される表層酸素飽和度画像が得られる。
- [0054] 中層酸素飽和度画像は、画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$ 、 $R_t$  に基づいて、作成される。まず、中層組織の酸素飽和度に関する情報を有する赤色画像データ  $R_t$  の各画素の画素値を、緑色画像データ  $G_s$  の各画素の画素値で除することにより、強度比  $R_t / G_s$  を得る。そして、この強度比  $R_t / G_s$  に応じたゲイン処理を、3色の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  に対して施す。このゲイン処理後の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  から、中層組織の低酸素領域が疑似カラーで表わされる中層酸素飽和度画像が得られる。
- [0055] 深層酸素飽和度画像は、画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$ 、 $R_u$  に基づいて、作成される。まず、深層組織の酸素飽和度に関する情報を有する赤色画像データ  $R_u$  の各画素の画素値を、緑色画像データ  $G_s$  の各画素の画素値で除することにより、強度比  $R_u / G_s$  を得る。そして、この強度比  $R_u / G_s$  に応じたゲイン処理を、3色の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  に対して施す。このゲイン処理後の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  から、深層組織の低酸素領域が疑似カラーで表わされる深層酸素飽和度画像が得られる。
- [0056] なお、図13Aに示すように、表層酸素飽和度画像、中層酸素飽和度画像、深層酸素飽和度画像のいずれにも低酸素領域が存在しない場合には、縫合により繋ぎ合わせた組織が癒合していると考えられる。この場合には、再度の縫合の必要性はない。一方、図13Bに示すように、表層酸素飽和度画像、中層酸素飽和度画像、深層酸素飽和度画像のいずれかに低酸素領域98が存在する場合には、組織間は癒合していないと考えられる。この場合には、再度の組織間の縫合を検討する。

[0057] 縫合状態判定部 83 は自動判別モードに設定されているときに処理が行われ、酸素飽和度モード時に得られた酸素飽和度画像に基づいて、縫合により繋ぎ合わされた組織の縫合状態を判定する。この縫合状態判定部 83 では、酸素飽和度画像 96 のうち、酸素飽和度が予め定めた一定範囲内（例えば 0 % ~ 60 %）にある低酸素領域 96 a の面積を検出する。そして、この低酸素領域 96 a の面積が一定値以上の場合には、縫合により繋ぎ合わされた組織間には癒合していないため、縫合不全であると判定する。この場合には、「縫合不全の可能性有り」との表示を表示装置 14 に表示する。一方、低酸素領域 96 a の面積が一定値を下回る場合は、組織間には癒合しているため、縫合不全は無いと判定する。この場合には、「縫合状態は良好」との表示を表示装置 14 に表示する。

[0058] なお、縫合状態判定部 83 では、癒合確認モード時に得られる表層酸素飽和度画像、中層酸素飽和度画像、深層酸素飽和度画像の 3 層の酸素飽和度画像に基づいて、縫合状態の判定を行ってもよい。この場合には、縫合状態の判定方法としては様々な方法が考えられるが、例えば、3 層の酸素飽和度画像のうち、低酸素領域の面積が一定値以上の酸素飽和度画像が「2」以上ある場合に、「縫合不全の可能性が有る」と判定し、低酸素領域の面積が一定値以上の酸素飽和度画像が「1」又は「0」である場合には、「縫合状態は無い」と判定する。これら判定結果については、表示装置 14 に表示される。

[0059] 図 14 に示すように、腹腔用内視鏡システム 4 の内部構成は、図 3 の腹腔用内視鏡システムとほぼ同様であり、異なる点は、レーザ光源 LD1 ~ LD4 の光源制御と、撮像素子 60 の撮像制御と、画像処理部 112 の内部構成である。レーザ光源 LD1 ~ LD4 の光源制御にのう、通常モード及び酸素飽和度モード時の光源制御については、腹腔用光源装置 11 の光源制御と同様である。一方、浸潤確認モード時における光源制御については、浸潤測定工程で第 1 ~ 第 3 酸素飽和度測定光をそれぞれ順次照射する光源制御が行われる（図 4 C 参照）。

[0060] また、撮像素子60の撮像制御のうち、通常モード及び酸素飽和度モード時の撮像制御については、管腔用内視鏡装置12の撮像制御と同様である。一方、浸潤確認モード時における撮像制御については、第1酸素飽和度測定光が照明された検体の反射像、第2酸素飽和度測定光が照明された検体の反射像、第3酸素飽和度測定光が照明された検体の反射像を順次撮像する撮像制御が行われる（図6C参照）。この浸潤確認モードでの検体の撮像により、画像データBs、Gs、Rs、Bt、Gt、Rt、Bu、Gu、Ruの9つの画像データが得られる。

[0061] 図15に示すように、画像処理部112は、通常画像処理部80、酸素飽和度画像処理部113、浸潤測定用画像処理部114、浸潤測定部115、リンパ節転移測定部116を備えている。通常画像処理部80は、管腔用プロセッサ装置13の通常画像処理部80と同様である。酸素飽和度画像処理部113は、管腔用プロセッサ装置12の酸素飽和度画像処理部81の各部84～87に加えて、モニタリング画像作成部118を備えている。

[0062] モニタリング画像作成部118は、図16に示すように、酸素飽和度画像120と、この酸素飽和度画像の隣に位置し、複数の関心領域120a、120bの酸素飽和度を時系列的に表すグラフ122a、122bとからなるモニタリング画像を生成する。各関心領域122a、122bの酸素飽和度は、酸素飽和度算出部86で算出した酸素飽和度が用いられ、酸素飽和度画像120が更新される毎に、算出した酸素飽和度がグラフ122a、122b上にプロットされる。なお、関心領域の設定は、入力装置15によって行われる。

[0063] 図17に示すように、浸潤測定用画像処理部114は、浸潤確認モード時に得られた画像データに基づいて、組織内における腫瘍部の浸潤の程度を測定するために用いられる浸潤測定用画像を作成する。浸潤測定用画像は、大腸の粘膜付近の酸素状態を表した粘膜酸素飽和度画像、大腸の固有筋層付近の酸素状態を表した固有筋層酸素飽和度画像、大腸のしょう膜付近の酸素状態を表したしょう膜酸素飽和度画像の3つの画像から構成される。

- [0064] ここで、粘膜酸素飽和度画像は、画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$ 、 $R_u$  に基づいて、作成される。まず、粘膜組織の酸素飽和度に関する情報を有する赤色画像データ  $R_u$  の各画素の画素値を、緑色画像データ  $G_s$  の各画素の画素値で除することにより、強度比  $R_u / G_s$  を得る。そして、この強度比  $R_u / G_s$  に応じたゲイン処理を、3色の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  に対して施す。このゲイン処理後の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  から、粘膜組織の低酸素領域が疑似カラーで表示される粘膜酸素飽和度画像が得られる。
- [0065] 固有筋層酸素飽和度画像は、画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$ 、 $R_t$  に基づいて、作成される。まず、固有筋層の酸素飽和度に関する情報を有する赤色画像データ  $R_t$  の各画素の画素値を、緑色画像データ  $G_s$  の各画素の画素値で除することにより、強度比  $R_t / G_s$  を得る。そして、この強度比  $R_t / G_s$  に応じたゲイン処理を、3色の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  に対して施す。このゲイン処理後の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  から、固有筋層の低酸素領域が疑似カラーで表わされる中層酸素飽和度画像が得られる。
- [0066] しょう膜酸素飽和度画像は、画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  に基づいて、作成される。まず、しょう膜付近の酸素飽和度に関する情報を有する青色画像データ  $B_s$  の各画素の画素値を、緑色画像データ  $G_s$  の各画素の画素値で除することにより、強度比  $B_s / G_s$  を得る。そして、この強度比  $B_s / G_s$  に応じたゲイン処理を、3色の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  に対して施す。このゲイン処理後の画像データ  $B_s$ 、 $G_s$ 、 $R_s$  から、しょう膜付近の低酸素領域が疑似カラーで表わされる深層酸素飽和度画像が得られる。
- [0067] なお、図 18A に示すように、粘膜酸素飽和度画像のみ低酸素領域 130 が表示され、固有筋層酸素飽和度画像及びしょう膜酸素飽和度画像については低酸素領域が表示されない場合には、腹腔側から粘膜まで深達する第3酸素飽和度測定光 ( $E_3$ ) が腫瘍部 CN を検出する一方で、固有筋層及びしょう膜まで深達する第1及び第2酸素飽和度測定光 ( $E_1$ 、 $E_2$ ) が腫瘍部 CN を検出していないことになる。この場合には、術者は、測定部 114b は、腫瘍部が粘膜付近までにしか浸潤していない「T1」と判定する。ここで

、粘膜酸素飽和度画像及びしょう膜酸素飽和度画像中の低酸素領域は、強度比  $R_u / G_s$ 、 $B_s / G_s$  が一定値を上回る領域であり、固有筋層酸素飽和度画像中の低酸素領域は、強度比  $R_t / G_s$  が一定値を下回る領域である。

[0068] また、図 18 B に示すように、粘膜酸素飽和度画像及び固有筋層酸素飽和度画像に低酸素領域 130 が表示され、しょう膜酸素飽和度画像には低酸素領域が表示されない場合には、第 2 及び第 3 酸素飽和度測定光 ( $E_2$ 、 $E_3$ ) が腫瘍部 CN を検出する一方で、第 1 酸素飽和度測定光 ( $E_1$ ) が腫瘍部 CN を検出しないことになる。この場合には、術者は、腫瘍部が固有筋層付近にまで浸潤している「T 2 or T 3」と判定する。

[0069] また、図 18 C に示すように、粘膜酸素飽和度画像、固有筋層酸素飽和度画像、しょう膜酸素飽和度画像のいずれにも低酸素領域 130 が表示された場合には、第 1 ～第 3 酸素飽和度測定光 ( $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ ) が全て腫瘍部 CN を検出していることになる。この場合には、術者は、腫瘍部がしょう膜付近にまで浸潤している「T 4」と判定する。

[0070] 浸潤測定部 115 は自動判別モードに設定されているときに処理が行われ、浸潤測定モード時に得られる粘膜酸素飽和度画像、固有筋層酸素飽和度画像、しょう膜酸素飽和度画像の 3 つの酸素飽和度画像に基づいて、浸潤の程度を自動的に測定する。この浸潤測定部 115 では、まず、3 つの酸素飽和度画像のそれぞれについて、低酸素領域を検出する。ここで、粘膜酸素飽和度画像及びしょう膜酸素飽和度画像中の低酸素領域は、強度比  $R_u / G_s$ 、 $B_s / G_s$  が一定値を上回る領域であり、固有筋層酸素飽和度画像中の低酸素領域は、強度比  $R_t / G_s$  が一定値を下回る領域である。

[0071] そして、浸潤測定部 115 は、粘膜酸素飽和度画像のみに低酸素領域が検出された場合には、「T 1」と判定し、粘膜酸素飽和度画像及び固有筋層酸素飽和度画像に低酸素領域が検出された場合には、「T 2 or T 3」と判定し、粘膜酸素飽和度画像、固有筋層酸素飽和度画像、しょう膜酸素飽和度画像の全てに低酸素領域が検出された場合には、「T 4」と判定する。この判定結果は、表示装置 14 に表示される。

[0072] なお、腹腔用内視鏡システム4においては、酸素飽和度モード時に、動脈血管等と並走するリンパ節の転移の程度を測定することができる。例えば、図19Aに示すように、酸素飽和度画像132内での低酸素領域132aの大きさが予め定めたS1以下であれば、リンパ節の転移を「N0」と判定することができる。また、図19Bに示すように、低酸素領域132bの大きさがS1～S2（ $S1 < S2$ ）の範囲内であれば、リンパ節の転移を「N1」と判定することができる。また、図19Cに示すように、低酸素領域132cの大きさがS2よりも大きければ、リンパ節の転移を「N2」と判定することができる。

[0073] このリンパ節の転移については、リンパ節転移測定部116により自動判別することも可能である。リンパ節転移測定部116は、自動判別モードに設定されているときに処理が行われ、酸素飽和度モード時に得られる酸素飽和度画像に基づいて、リンパ節転移の程度を自動的に測定する。このリンパ節転移測定部116では、酸素飽和度画像132のうち、酸素飽和度が予め定めた一定範囲内（例えば0%～60%）にある低酸素領域の大きさを検出する。そして、リンパ節転移測定部116は、低酸素領域の大きさがS1以下であれば（図19A参照）、「N0」と判定し、低酸素領域の大きさがS1～S2の範囲内であれば（図19B参照）、「N1」と判定し、低酸素領域の大きさがS2よりも大きければ（図19C参照）、「N2」と判定する。これら判定結果は、表示装置14に表示される。

[0074] 次に、管腔用内視鏡システム3及び腹腔用内視鏡システム4を用いた大腸切除術について説明する。図20に示すように、手術前に管腔用内視鏡システム3を用いて、腫瘍部の位置を特定する腫瘍部特定フロー、腹腔用内視鏡システム4を用いて、腫瘍部を切除する手術フロー、手術後に管腔用内視鏡システム4を用いて、縫合により繋ぎ合わせた組織間の癒合を確認するための癒合確認フローの3つのフローに分けられる。

[0075] まず、腫瘍部特定フローでは、通常モードにセットするとともに、肛門を介して、管腔用内視鏡装置12を大腸内に挿入する。これにより、管腔側か

らの大腸内の通常画像が表示装置 14 に表示される。術者は、表示装置 14 に表示された管腔内の通常画像を観察しながら、腫瘍部が生じた部位を探し出す。そして、術者は、腫瘍部 CN を発見したら、図 21 に示すように、鉗子チャンネル 20 を介して、クリップ装置 140 を挿入する。そして、クリップ装置 140 を操作して、腫瘍部 CN の近くにある比較的太い血管をクリップ 141 で圧迫する。このクリップ 141 により圧迫された血管の周りの組織は、虚血状態となり、血中酸素飽和度が低下した低酸素領域となる。この低酸素領域は、次の手術フローで、腫瘍部の位置を特定する際の目印となる。クリップ 141 で目印を付けた後は、管腔用内視鏡装置 12 を大腸から抜き出す。

[0076] 手術フローでは、まず、図 22 に示すように、患者 P の腹のうち、腹腔用内視鏡装置 101 を入れる位置に、スコープ用の孔 143 を開けるとともに、腸鉗子、止血用プローブ電気メス、自動縫合器など各種処置具を入れる部分に、処置具用の孔 144 を複数開ける。そして、スコープ用の孔 143 に対してトラカール 110 を刺し込むとともに、処置具用の孔 144 にトラカール 109 を刺し込む（図 2 参照）。そして、トラカール 110, 109 に対して、腹腔用内視鏡装置 101 及び各種処置具を挿入する。この後に、気腹装置 107 により、腹腔内に気腹ガスを送り込む。これにより、腹腔が気腹するため、腹腔内の視野及び術野を確保することができる。

[0077] 次に、酸素飽和度モードにセットして、図 23 に示すように、腹腔側から第 1 酸素飽和度測定光及び通常光を交互に照射するとともに、それら光で照明された反射像 RF を撮像する。これにより、腹腔側からの酸素飽和度画像 146 が表示装置 14 に表示される。術者は、酸素飽和度画像 146 上を観察して、低酸素状態となった腫瘍部 CN を探し出すとともに、手術前に、腫瘍部の目印としてクリップ 141 で低酸素状態にした虚血部分 CL を探し出す。

[0078] ここで、酸素飽和度画像 146 の作成に用いる第 1 酸素飽和度測定光の中心波長は短波長帯域の 460～480 nm であるため、図 24 に示すように、

第1酸素飽和度測定光は腫瘍部C Nや虚血部分C Lにまで深達しないおそれがある。この場合、腫瘍部C Nや虚血部分C Lを撮像しているにもかかわらず、酸素飽和度画像146上では、それら腫瘍部C N等が低酸素領域として表示されない場合がある。

[0079] そこで、図25に示すように、腫瘍部C Nが生じていると想定される部位については、腸鉗子を用いて、引き伸ばす。これにより、大腸のしょう膜の厚みが薄くなるため、図26に示すように、第1酸素飽和度測定光及び通常光は、腫瘍部C N及び虚血部分C Lにまで確実に深達する。したがって、酸素飽和度画像146上では、腫瘍部C Nや虚血部分C Nが、低酸素領域として、確実に表示される。

[0080] 酸素飽和度画像146上で腫瘍部C Nの位置を特定した後は、撮像視野を広げて、大腸の腫瘍部分及びその周辺の動脈血管や静脈血管が写し出された酸素飽和度画像を表示装置14に表示する。そして、酸素飽和度画像上で、その動脈血管や静脈血管の酸素状態を確認する。この動脈血管や静脈血管の酸素状態から、それら動脈血管と並走するリンパ節に癌の転移があるかどうかを確認することができる。即ち、術者は、動脈血管の酸素状態から、リンパ節の転移の程度（「N0」、「N1」、「N2」）を判断することができる。

[0081] なお、図27Aに示すように、酸素飽和度画像150上で、腫瘍部C Nに繋がっている動脈血管V aの周辺組織のみが低酸素領域150aとして表示され、その腫瘍部C N以外に繋がっている動脈血管V bの周辺組織については高酸素領域として表示されている場合には、術者は、腫瘍部C Nに繋がっているリンパ節のみ癌が転移し、その腫瘍部C N以外の部位に繋がっているリンパ節には癌は転移していないと判断する。

[0082] 一方、図27Bに示すように、腫瘍部に繋がっている動脈血管V aの周辺組織のみならず、それ以外の部位に繋がっている動脈血管V bの周辺組織についても低酸素領域150bとして表示される場合には、腫瘍部C Nに繋がっているリンパ節だけでなく、それ以外の部位に繋がっているリンパ節にも

癌が転移していると判断する。即ち、腫瘍部C Nだけでなく他の部位にも癌が転移している可能性があるとは判断する。

[0083] 酸素飽和度画像からリンパ節転移を確認した後は、再度、腹腔用内視鏡装置101を操作して、撮像視野を腫瘍部及びその周辺に向ける。そして、浸潤確認モードに切り替える。このモード切替により、粘膜酸素飽和度画像、固有筋層酸素飽和度画像、しょう膜酸素飽和度画像の3つの画像が表示装置14上に並列表示される（図17参照）。術者は、これら3つの酸素飽和度画像から、癌の浸潤の程度を主観的に判断する。

[0084] 例えば、図28Aに示すように、粘膜酸素飽和度画像にのみ低酸素領域152aが存在し、その他の固有筋層酸素飽和度画像及びしょう膜酸素飽和度画像については低酸素領域が存在しないと判断した場合には、腫瘍部が粘膜まで浸潤している「T1」と判断する。一方、図28Bに示すように、粘膜酸素飽和度画像、固有筋層酸素飽和度画像、しょう膜酸素飽和度画像の全てに低酸素領域152a～152cが存在すると判断した場合には、腫瘍部C Nがしょう膜まで達している「T4」と判断する。

[0085] 3つの酸素飽和度画像から浸潤の程度を判断した後は、リンパ節転移の程度と腫瘍部の浸潤の程度とから、腫瘍部C Nのステージを判断する。この腫瘍部のステージを元にして、大腸及びその大腸に繋がっている血管、リンパ節の切除範囲を決定する。ステージは「0」、「I」、「II」、「III」、「IV」からなり、数字が大きい程、腫瘍部の進行度が大きい。例えば、浸潤の程度が「T1～T2」であり、リンパ節転移の程度が「N0～N1」である場合には、ステージ「I」と判定される。また、浸潤の程度が「T4」であり、リンパ節転移の程度が「N2」である場合には、ステージ「IV」と判定される。

[0086] ここで、切除範囲が、腫瘍部のある大腸のみである場合には、図29に示すように、その腫瘍部の大腸に繋がっている動脈血管Vaを止血用プローブ154で焼き切って、止血させる。止血後は、完全に止血できているかどうかを確認する。図30に示すように、酸素飽和度画像156上において、止

血した動脈血管V aの周辺組織が低酸素領域156aとして表示されている場合には、その動脈血管V aは虚血状態になっている。このように虚血状態となっているのは、動脈血管V aに新しい血液が供給されないためである。この場合には、完全に止血していると考えられる。これに対して、酸素飽和度画像156上で、動脈血管V aの周辺組織が低酸素領域156aとして表示されていない場合には、その動脈血管V aに新しい血液が供給され続けていると考えられる。この場合には、止血が不十分であるため、再度、止血用プローブ154で止血を行う。そして、完全に止血するのを確認してから、腫瘍部C Nを自動縫合器で切除する。

[0087] 一方、切除範囲が、腫瘍部C Nだけでなく、その腫瘍部C Nに繋がっている動脈血管V a及びリンパ節も含む場合には、まず、図31に示すように、動脈血管V aの上流にある上流側の動脈血管V pに対して、遮断鉗子158を取り付ける。これにより、動脈血管V aへの血液の流れを遮断する。ここで、酸素飽和度画像上で、動脈血管V aが低酸素状態になっているかどうかを確認した上で、上記と同様に、止血用プローブ154で動脈血管V aの止血処理を行う。そして、腫瘍部側の動脈血管が虚血状態になっているのを確認してから、電気メスで、動脈血管V a及びリンパ節を切除するとともに、腫瘍部C Nを自動縫合器で切除する。

[0088] なお、上流側の動脈血管V pが、腫瘍部側の動脈血管V aへと分岐するだけでなく、腫瘍部側とは別の正常部位側の動脈血管V bに分岐している場合には、その正常部位側の動脈血管V bへの血液の流れも遮断することになる。即ち、図32に示すように、腫瘍部側の動脈血管V aの周辺組織だけでなく、正常部位側の動脈血管V bの周辺組織が低酸素領域159となる。この場合、正常部位側の動脈血管V bの周辺組織における低酸素状態が長時間続くと、その正常部位のダメージが大きくなる。

[0089] そこで、正常部位のダメージを最小限にするために、図33に示すように、正常部位側の動脈血管V bの数か所に関心領域160、161を設定し、その関心領域における酸素状態をモニタリングする。各関心領域における酸

素状態は、表示装置 14 上において、酸素飽和度画像 162 の隣の位置に、縦軸を酸素飽和度、横軸を時間とするグラフ 163, 164 で表示される。そして、一か所でも、酸素飽和度が一定の閾値を下回った場合には、表示装置 14 上に警告メッセージ（図示省略）が表示される。

[0090] 腫瘍部などを切除した後は、腫瘍部 CN などを腹腔用内視鏡装置の先端部 105 に近づける。そして、腫瘍部 CN など及び腹腔用内視鏡装置 101 を、トラカール 110 を介して、外に出す。腫瘍部 CN を外に出したら、再度、腹腔用内視鏡装置 101 を腹腔内に挿入する。次に、図 34 に示すように、腫瘍部 CN の切除により切り離された大腸 166a, 166b 間を自動縫合器（図示省略）で縫合する。大腸間の縫合に用いる縫合部材 167 は、手術用縫合糸の他、チタン製のステイブルがある。大腸間を縫合した後は、腹腔用内視鏡装置 101 及び各種処置具を取り外し、その後に、トラカール 109, 110 も取り外す。

[0091] 癒合確認フローは、手術後の 2～5 日以内に行われる。一般的に、縫合部材 167 で繋ぎ合わされた組織間の癒合は、手術後からおよそ 7 日を要するため、それよりも前の 2～5 日の期間内に、組織間が活性化しているか否かを確認することが好ましい。仮に、その期間内に、組織間が活性化していない場合、即ち縫合した部分の組織が低酸素状態になっている場合には、縫合不全の可能性が高くなる。そこで、2～5 日の期間内に、縫合した部分の組織が低酸素状態に陥っていないかどうかを、酸素飽和度画像を使って確認する。

[0092] まず、管腔用内視鏡装置 12 を、肛門を介して、大腸内に挿入する。そして、管腔用内視鏡装置を、縫合した部位にまで挿入する。そして、縫合した部位に到達したときに、酸素飽和度モードに切り替える。これにより、図 35 に示すような酸素飽和度画像 180 が、表示装置 14 に表示される。そして、術者は、酸素飽和度画像 180 中に低酸素領域 180a が存在するかどうかを確認する。もし、低酸素領域 180a（酸素飽和度が予め定めた一定範囲内（例えば 0%～60%）にある領域であり、通常画像の色と異なる疑

似カラー（例えば、青色）で表示される領域）を発見した場合には、縫合不全である可能性が高いため、腹腔用内視鏡装置 101 を用いて再度の縫合を行う。縫合状態を確認した後は、管腔用内視鏡装置 12 を大腸から抜き出す。

[0093] なお、癒合確認フローでは、酸素飽和度モードに切り替える代わりに、癒合確認モードに切り替えてもよい。この場合には、表層酸素飽和度画像、中層酸素飽和度画像、深層酸素飽和度画像が、表示装置 14 に並列表示される。そして、術者は、これら 3 つの酸素飽和度画像に基づいて、組織間が高酸素状態になっているかどうか、即ち各層の組織間が活性化しているかどうかを判断する。

[0094] 例えば、図 36A に示すように、表層酸素飽和度画像、中層酸素飽和度画像、深層酸素飽和度画像のいずれにも低酸素領域が無い場合には、いずれの層の組織間も活性化していると考えられる。この場合には、数日後に組織間の癒合が完了するため、術者は、再度の縫合の必要はない。これに対して、図 36B に示すように、中層酸素飽和度画像及び深層酸素飽和度画像には低酸素領域 168 が無いものの、表層酸素飽和度画像に低酸素領域 168 が有る場合には、数日経過しても中層及び深層の組織間の癒合は完全には行われないと考えられる。即ち、縫合不全である可能性が高い。この場合には、術者は、腹腔用内視鏡装置 101 を用いて、再度の縫合を行う。縫合状態を確認した後は、管腔用内視鏡装置 12 を大腸から抜き出す。

[0095] 第 2 実施形態の医療装置システムは、半導体光源方式を採用する管腔用内視鏡システム 3 及び腹腔用内視鏡システム 4 と異なり、キセノンランプなどの広帯域光源を用いた面順次方式を採用する管腔用内視鏡システム及び腹腔用内視鏡システムからなる。以下、図 37 に示す第 2 実施形態の管腔用内視鏡システム 200 について、第 1 実施形態と共通する部分については説明を省略し、第 1 実施形態と異なる部分について説明を行う。なお、第 2 実施形態の腹腔用内視鏡システムについては、管腔用内視鏡システムと同様であるので、説明を省略する。

[0096] 管腔用内視鏡システム200の管腔用内視鏡装置201は、スコープ先端部の照明部33に蛍光体50が設けられていない点が管腔用内視鏡装置12と異なる。そのため、管腔用光源装置201からの光は、ライトガイド28、29を介して、そのまま被検体内に照射される。また、撮像素子260は、撮像素子60と異なり、撮像面にカラーフィルタが設けられていないモノクロCCDで構成される。それ以外については、管腔用内視鏡装置212は、管腔用内視鏡装置12と同様の構成を備えている。

[0097] 管腔用光源装置201は、広帯域光BB（400～700nm）を発する白色光源2110と、この白色光源210からの広帯域光BBを所定波長の光に波長分離する回転フィルタ212と、回転フィルタ212の回転軸に接続され、一定の回転速度で回転フィルタ212を回転させるモータ213と、回転フィルタ212をその半径方向にシフトさせるシフト部214を備えている。

[0098] 白色光源210は、広帯域光BBを放射する光源本体210aと、広帯域光BBの光量を調整する絞り210bとを備えている。光源本体210aはキセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプなどから構成される。絞り210bの開度は、光量制御部（図示省略）によって調節される。

[0099] 図38に示すように、回転フィルタ212は、モータ213に接続された回転軸212aを回転中心として回転する。この回転フィルタ212には、回転軸212aがある回転中心から順に、半径方向に沿って、第1～第3フィルタ領域220～222が設けられている。第1フィルタ領域220は通常モード時に広帯域光BBの光路上にセットされ、第2フィルタ領域221は酸素飽和度モード時に広帯域光BBの光路上にセットされ、第3フィルタ領域212は癒合確認モード時に広帯域光BBの光路上にセットされる。各フィルタ領域220～222の切替は、シフト部214により回転フィルタ212を半径方向にシフトさせることによって、行われる。

[0100] 第1フィルタ領域220は、中心角が120°の扇型の領域に、それぞれBフィルタ部220a、Gフィルタ部220b、Rフィルタ部220cが設

けられている。図39に示すように、Bフィルタ部220aは広帯域光BBから青色帯域（380～500nm）のB光を透過させ、Gフィルタ部220bは広帯域光BBから緑色帯域（450～630nm）のG光を透過させ、Rフィルタ部220cは広帯域光BBから赤色帯域（580～760nm）のR光を透過させる。したがって、回転フィルタ212の回転によって、B光、G光、R光が順次出射する。これらB光、G光、R光は、集光レンズ216及び光ファイバ217を通して、ライドガイド28、29に入射する。

[0101] 第2フィルタ領域221は、第1測定用フィルタ部221a（図38では「第1測定用」と記載）、Bフィルタ部221b、Gフィルタ部221c、Rフィルタ部221dが設けられている。第1測定用フィルタ部221aは広帯域光BBのうち、波長範囲450～500nmの第1酸素飽和度測定光を透過させる。また、Bフィルタ部221b、Gフィルタ部221c、Rフィルタ部221dは、上記B、G、Rフィルタ部220a、220b、220cと同様、B光、G光、R光を透過させる。したがって、回転フィルタ212の回転によって、第1酸素飽和度測定光、B光、G光、R光が順次出射する。これら4種類の光は、集光レンズ216及び光ファイバ217を通して、ライドガイド28、29に順次入射する。

[0102] 第3フィルタ領域222は、第1測定用フィルタ部222a（図38では「第1測定用」と記載）、Gフィルタ部222b、Rフィルタ部222c、第2測定用フィルタ部222d（図38では「第2測定用」と記載）、第3測定用フィルタ部222e（図38では「第3測定用」と記載）が設けられている。第1測定用フィルタ部222aは広帯域光BBのうち、波長範囲450～500nmの第1酸素飽和度測定光を透過させる。

[0103] また、Gフィルタ部222b、Rフィルタ部222cは、上記G、Rフィルタ部120b、120cと同様、G光、R光を透過させる。また、第2測定用フィルタ部222dは広帯域光BBのうち、波長範囲640～660nmの第2酸素飽和度測定光を透過させ、第3測定用フィルタ部222eは広帯域光BBのうち、波長範囲830～850nmの第3酸素飽和度測定光を透過

させる。したがって、回転フィルタ 212 の回転によって、第 1 酸素飽和度測定光、G 光、R 光、第 2 酸素飽和度測定光、第 3 酸素飽和度測定光が順次出射する。これら 5 種類の光は、集光レンズ 216 及び光ファイバ 217 を通して、ライドガイド 28, 29 に順次入射する。

[0104] 第 2 実施形態の管腔用内視鏡システム 200 では、面順次方式を採用しているため、撮像制御が第 1 実施形態と異なる。通常モードにおいては、図 40A に示すように、B、G、R の三色の像光を撮像素子 103 で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて青色信号 Bc、緑色信号 Gc、赤色信号 Rc を順次出力する。この一連の動作は、通常モードに設定されている間、繰り返される。そして、それら 3 色の信号 Bc、Gc、Rc は、A/D 変換器 58 により、青色画像データ Bc、緑色画像データ Gc、赤色画像データ Rc に変換される。これら画像データ Bc、Gc、Rc は、第 1 実施形態の画像データ Bc、Gc、Rc に略対応している。

[0105] 酸素飽和度モードにおいては、図 40B に示すように、第 1 酸素飽和度測定光、B 光、G 光、R 光を撮像素子 103 で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて青色信号 B1、青色信号 B2、緑色信号 G2、赤色信号 R2 を順次出力する。こうした動作は酸素飽和度モードに設定されている間、繰り返される。なお、それら 4 色の信号 B1、B2、G2、R2 は、A/D 変換器 58 により、青色画像データ B1、青色画像データ B2、緑色画像データ G2、赤色画像データ R2 に変換される。これら画像データ B1、B2、G2、R2 は、第 1 実施形態の画像データ B1、B2、G2、R2 に略対応している。

[0106] 癒合確認モードにおいては、図 40C に示すように、第 1 酸素飽和度測定光、G 光、R 光、第 2 酸素飽和度測定光、第 3 酸素飽和度測定光を撮像素子 103 で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて青色信号 Bs、緑色信号 Gs、赤色信号 Rs、赤色信号 Rt、赤色信号 Ru を順次出力する。こうした動作は酸素飽和度モードに設定されている間、繰り返される。なお、それら 5 つの信号 Bs、Gs、Rs、Rt、Ru は、A/D 変換器 58 によ

り、青色画像データBs、緑色画像データGs、赤色画像データRs、赤色画像データRt、赤色画像データRuに変換される。これら画像データBs、Gs、Rs、Rt、Ruは、第1実施形態の画像データBs、Gs、Rs、Rt、Ruに略対応している。

[0107] なお、上記実施形態では、管腔用内視鏡装置を用いて、管腔側から、縫合により繋ぎ合わせた大腸の組織間の癒合状態を判断したが、これに代えて、腹腔用内視鏡を用いて、腹腔側から組織間の癒合状態を判断してもよい。例えば、図41(A)に示すように、縫合直後は、縫合部材280で縫合した大腸間の組織周辺は、活性化していないため、酸素飽和度画像300上では低酸素領域301として表示されるが、縫合が確実になされている場合には、数日経過後は、図41(B)に示すように、縫合部分の組織は酸素飽和度画像300上で高酸素領域302として表示される。

[0108] また、上記実施形態では、腫瘍部の位置を特定する際の目印としては、腫瘍部の近くの血管をクリップで圧迫して虚血する方法を用いたが、止血用プローブによって血管を焼き切って虚血状態にする方法や、腫瘍部周辺の太い血管にカテーテルを挿入して、その太い血管を閉塞及び虚血状態にする方法が考えられる。

[0109] なお、上記実施形態では、止血処理の際、術者が、酸素飽和度画像上で止血したかどうかを判断したが、この止血状態の判断を腹腔用プロセッサ装置102で自動的に行ってもよい。この場合には、図42に示すように、術者等が、酸素飽和度画像156上に表示されるポインタ310で、止血した血管Vaを指定する。この血管Vaの指定は、入力装置15により行われる。

[0110] そして、ポインタ310で指定した血管Vaの酸素飽和度が一定値以下の場合には、その血管Vaは、新しい血液が供給されていないと考えられるため、完全に止血していると判定する。この場合には、「止血OK」の表示を表示装置14に表示する。一方、ポインタ310で指定した血管Vaの酸素飽和度が一定値を超えている場合には、その血管Vaは、新しい血液が供給されていると考えられるため、完全には止血していないと判定する。この場

合には、「止血NG」の表示を表示装置14に表示する。

[0111] また、上記実施形態では、スコープ先端部19に蛍光体50を設けたが、これに代えて、管腔用光源装置11又は腹腔用光源装置100内に蛍光体50を設けてもよい。この場合、LD2(445nm)と光ファイバ23の間に蛍光体50を設け、その他のレーザ光源LD1、LD3、LD4と光ファイバ22、24、25の間には蛍光体50を設けないことが好ましい。

[0112] また、上記第1実施形態では、カラーの撮像素子として、加色法三原色(B、G、R)のピクセルがマトリックス状に配列されたものを用いたが、これに代えて、減色法三原色(Y、M、C)のピクセルがマトリックス状に配列されたものを用いてもよい。更に、ピクセルの種類は、4色以上としてもよい。

[0113] また、上記実施形態では、血液量(酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和)のうち酸化ヘモグロビンの占める割合である酸素飽和度を用いて酸素飽和度画像を生成したが、これに代えて又は加えて、「血液量×酸素飽和度(%)」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「血液量×(100-酸素飽和度)(%)」から求まる還元ヘモグロビンインデックスを用いてもよい。

[0114] 本発明の効果は、以下の技術的思想によっても得ることができる。

[付記項1]

検体上の組織を処置具で虚血状態にする虚血工程と、  
前記虚血状態の組織を撮像手段で撮像する撮像工程と、  
前記撮像手段で得られた画像情報に基づいて、前記虚血状態の組織の酸素状態を表示した酸素飽和度分布画像を作成する酸素飽和度分布画像作成工程と、  
前記酸素飽和度分布画像を表示手段に表示する表示工程と、  
前記酸素飽和度分布画像を観察しながら、前記組織の切除を行う手術工程を有することを特徴とする外科手術方法。

[0115] [付記項2]

前記処置具は、管腔内にある腫瘍部の周辺に取り付けられ、前記酸素飽和度分布画像は、腹腔側から前記腫瘍部の位置を特定するときに表示することを特徴とする付記項 1 記載の外科手術方法。

[0116] [付記項 3]

前記処置具はクリップ、血管閉塞用カテーテルのうち少なくとも 1 つであることを特徴とする付記項 1 または 2 記載の外科手術方法。

[0117] [付記項 4]

前記処置具は、腫瘍部に繋がる第 1 血管の止血に用いられ、前記酸素飽和度分布画像は、前記第 1 血管が止血したか否かを確認するときに表示することを特徴とする付記項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の外科手術方法。

[0118] [付記項 5]

前記撮像手段で得られた画像情報に基づいて、前記組織のうち前記手術工程で切除しない第 2 血管の酸素状態をモニタリングするモニタリング工程を有することを特徴とする付記項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の外科手術方法。

[0119] [付記項 6]

前記酸素飽和度分布画像作成では、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる波長成分を含む第 1 画像情報と、この第 1 画像上と異なる波長成分を含む第 2 画像情報とに基づいて、前記酸素飽和度分布画像を作成することを特徴とする付記項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の外科手術方法。

[0120] [付記項 7]

前記酸素飽和度分布画像作成工程は、

前記第 1 及び第 2 画像情報に基づいて、各画素の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出工程と、

前記酸素飽和度に基づいて、前記酸素飽和度分布画像を作成する画像作成工程とを有することを特徴とする付記項 6 記載の外科手術方法。

[0121] [付記項 8]

前記手術工程では、前記組織のうち、前記低酸素領域を含む第 1 組織を切除し、前記低酸素領域を含まない第 2 組織は切除しないことを特徴とする付記項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の外科手術方法。

### 符号の説明

- [0122] 3 管腔用内視鏡システム
- 4 腹腔用内視鏡システム
- 1 4 表示装置
- 8 7 酸素飽和度画像作成部
- 1 1 8 モニタリング画像作成部
- 1 4 1 クリップ
- 1 5 4 止血用プローブ

## 請求の範囲

- [請求項1] 検体上の組織を虚血状態にするための処置具と、  
前記虚血状態の組織を撮像する撮像手段と、  
前記撮像手段で得られた画像情報に基づいて、前記虚血状態の組織の酸素状態を表示した酸素飽和度分布画像を作成する酸素飽和度分布画像作成手段と、  
前記酸素飽和度分布画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項2] 前記処置具は、管腔内にある腫瘍部の周辺に取り付けられ、前記酸素飽和度分布画像は、腹腔側から前記腫瘍部の位置を特定するときに表示する請求項1記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記処置具はクリップ、血管閉塞用カテーテルのうち少なくとも1つである請求項1または2記載の内視鏡システム。
- [請求項4] 前記処置具は、腫瘍部に繋がる第1血管の止血に用いられ、  
前記酸素飽和度分布画像作成手段は、  
前記酸素飽和度分布画像作成を作成する画像作成部、及び前記酸素飽和度分布画像に基づいて、前記第1血管が止血したか否かを判定する判定部を有し、  
前記表示手段は、前記判定部での判定結果を表示する請求項1ないし3いずれか1項記載の内視鏡システム。
- [請求項5] 前記撮像手段で得られた画像情報に基づいて、前記組織のうち所定の手術で切除しない第2血管の酸素状態をモニタリングするモニタリング手段を備える請求項1ないし4いずれか1項記載の内視鏡システム。
- [請求項6] 前記酸素飽和度分布画像作成手段は、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる波長成分を含む第1画像情報と、この第1画像上と異なる波長成分を含む第2画像情報とに基づいて、前記酸素飽和度分布画像を作成する請求項1ないし5いずれか1

項記載の内視鏡システム。

[請求項7]

前記酸素飽和度分布画像作成手段は、

前記第1及び第2画像情報に基づいて、各画素の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、

前記酸素飽和度に基づいて、前記酸素飽和度分布画像を作成する酸素飽和度分布画像作成部とを有する請求項6記載の内視鏡システム。

[請求項8]

半導体光源の光及びこの半導体光源の光を波長変換した蛍光とを含む照明光を、前記虚血状態の組織に向けて照射する照明手段を有し、

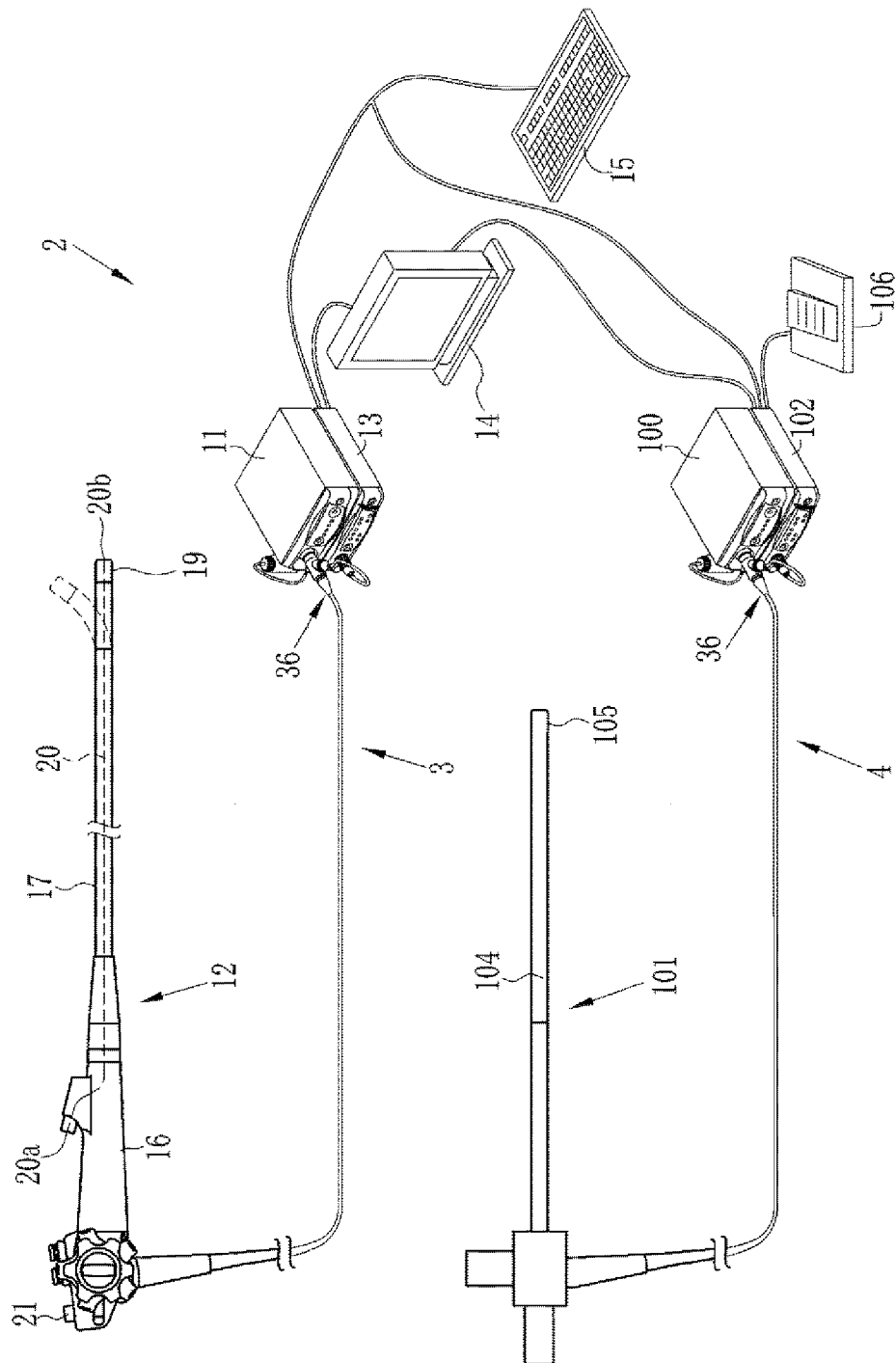
前記撮像手段は、前記虚血状態の組織をカラーの撮像素子で撮像する請求項1ないし7いずれか1項記載の内視鏡システム。

[請求項9]

前記撮像手段は、異なる波長域の複数の照明光が順次照明される検体を、モノクロの撮像素子で撮像する請求項1ないし7いずれか1項記載の内視鏡システム。

[図1]

FIG.1



[図2]

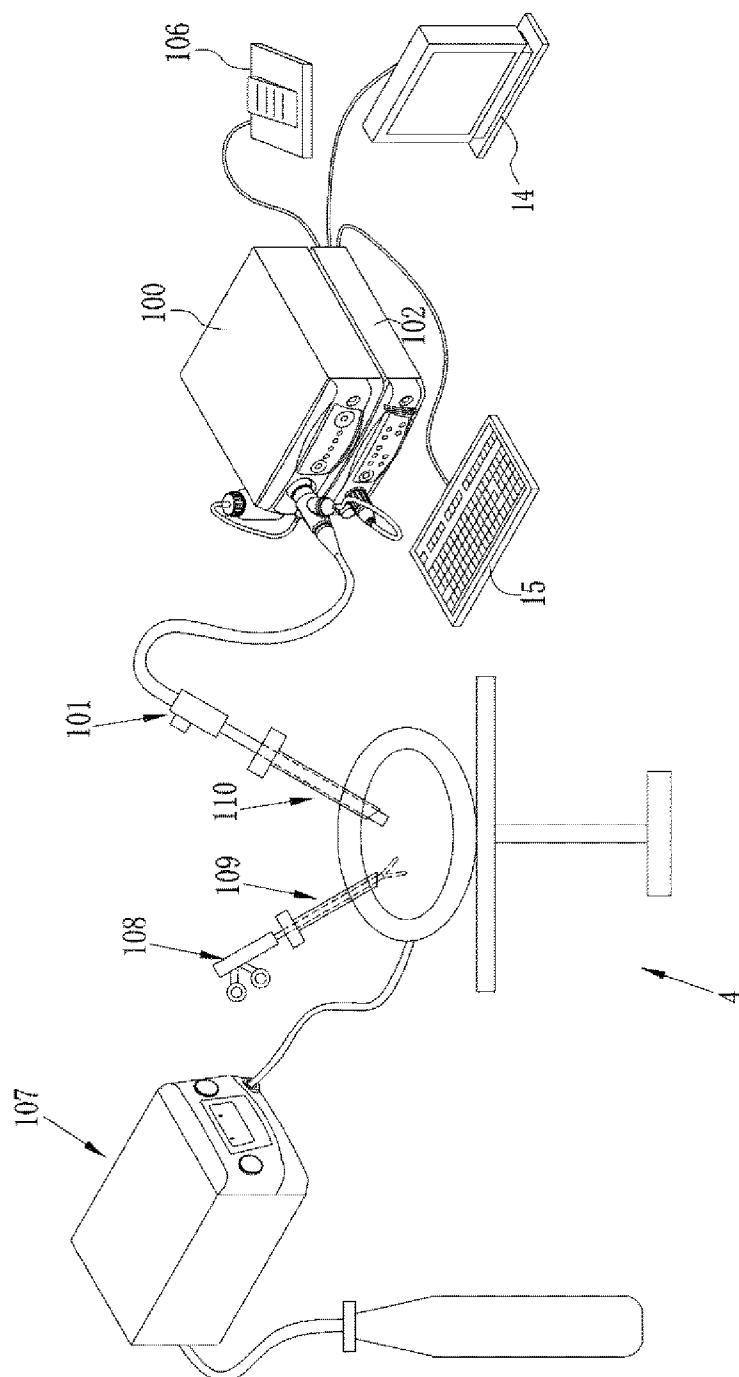
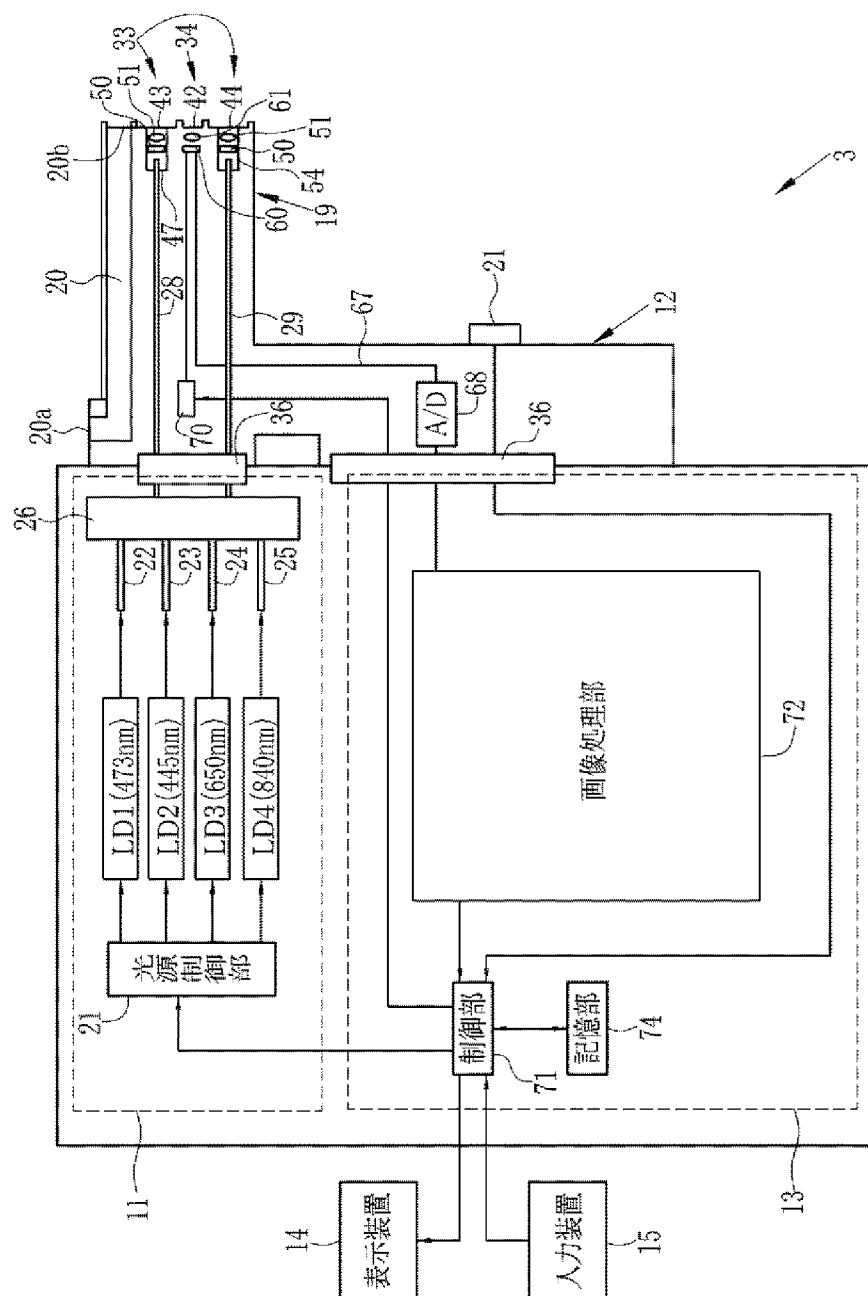
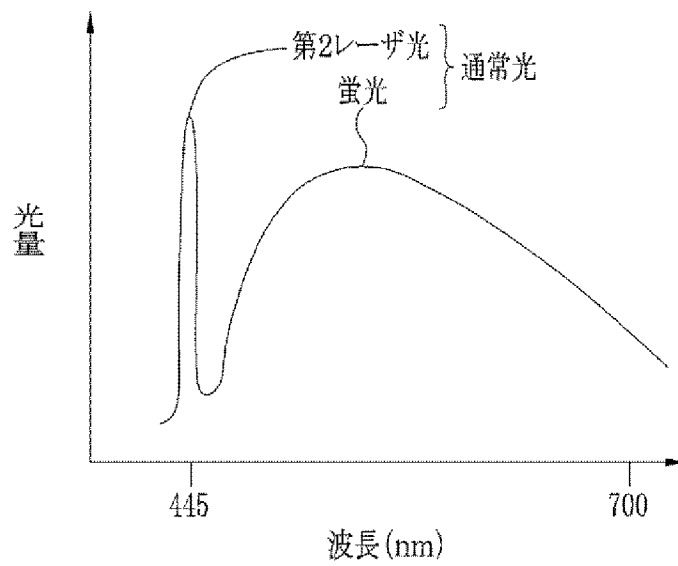


**FIG. 3**

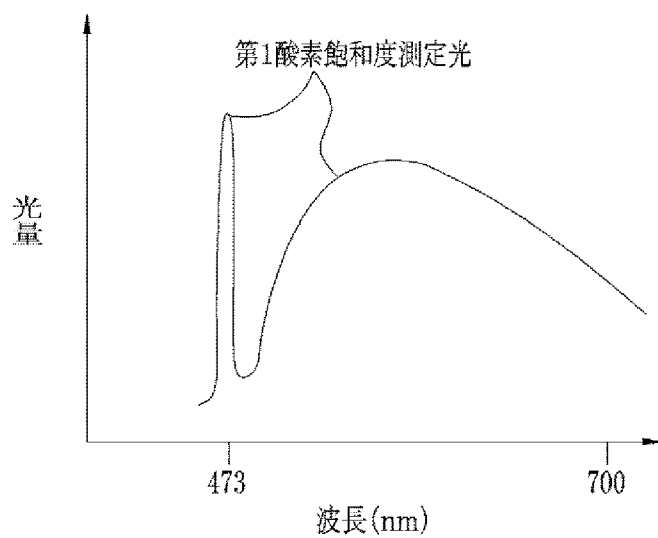


[図4A]

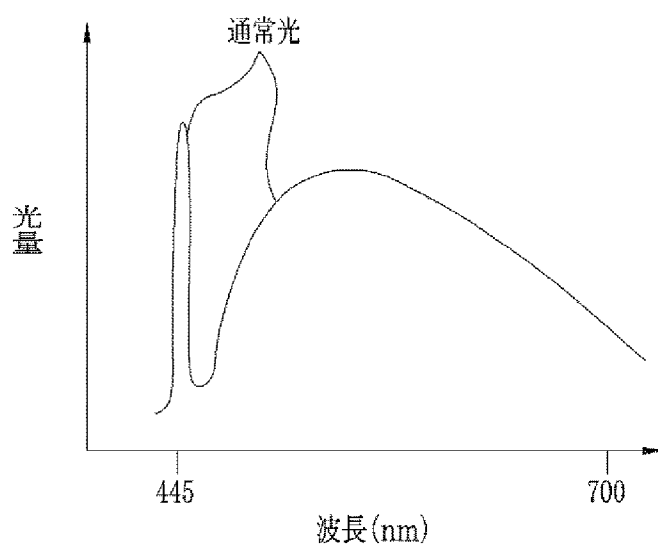
*FIG. 4A*

LD1:OFF、LD2:ON、LD3:OFF、LD4:OFF

[図4B]

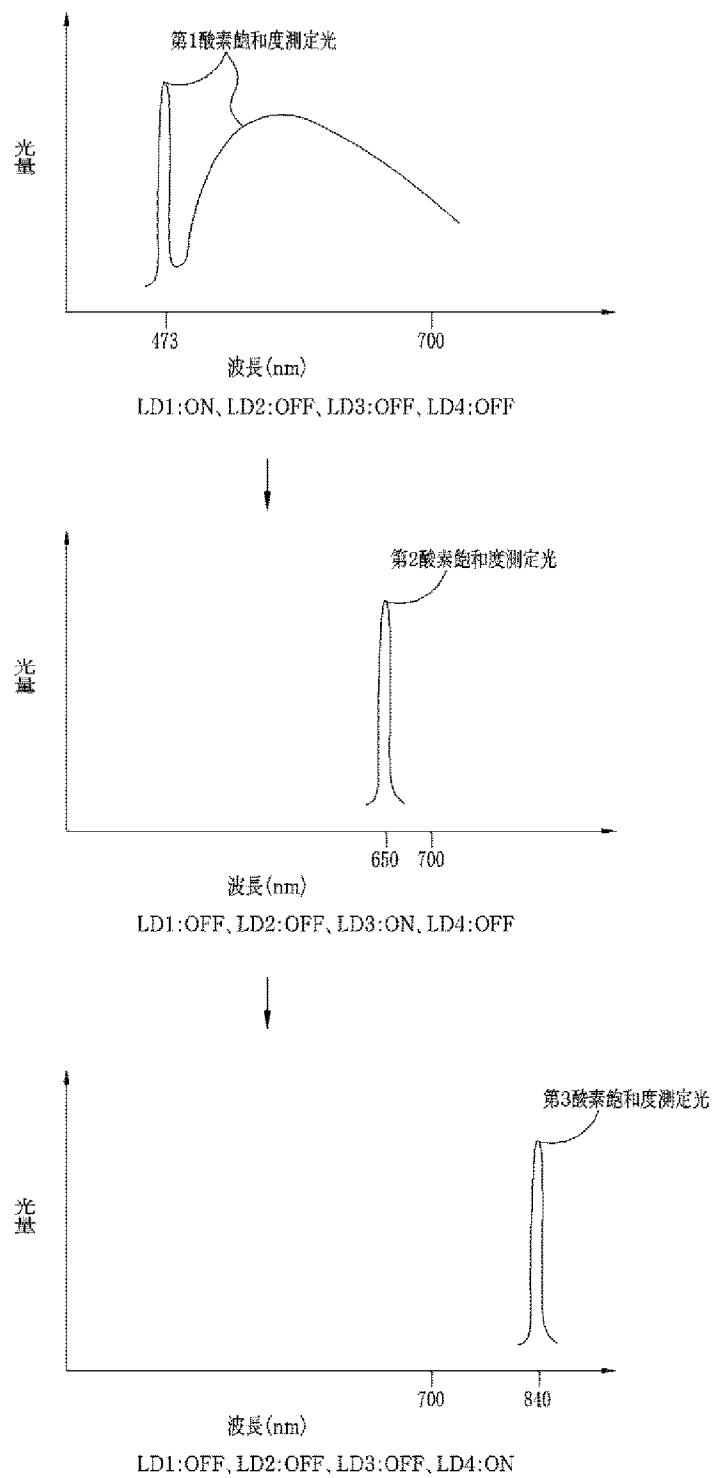
**FIG. 4B**

LD1:ON、LD2:OFF、LD3:OFF、LD4:OFF

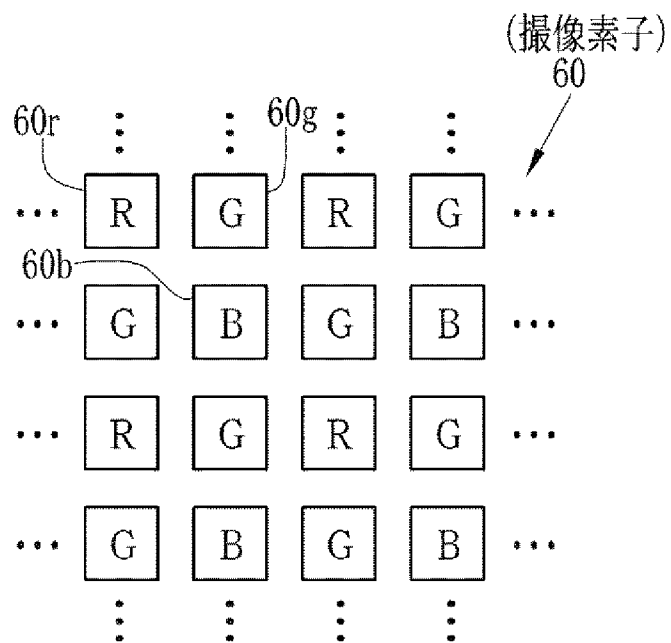


LD1:OFF、LD2:ON、LD3:OFF、LD4:OFF

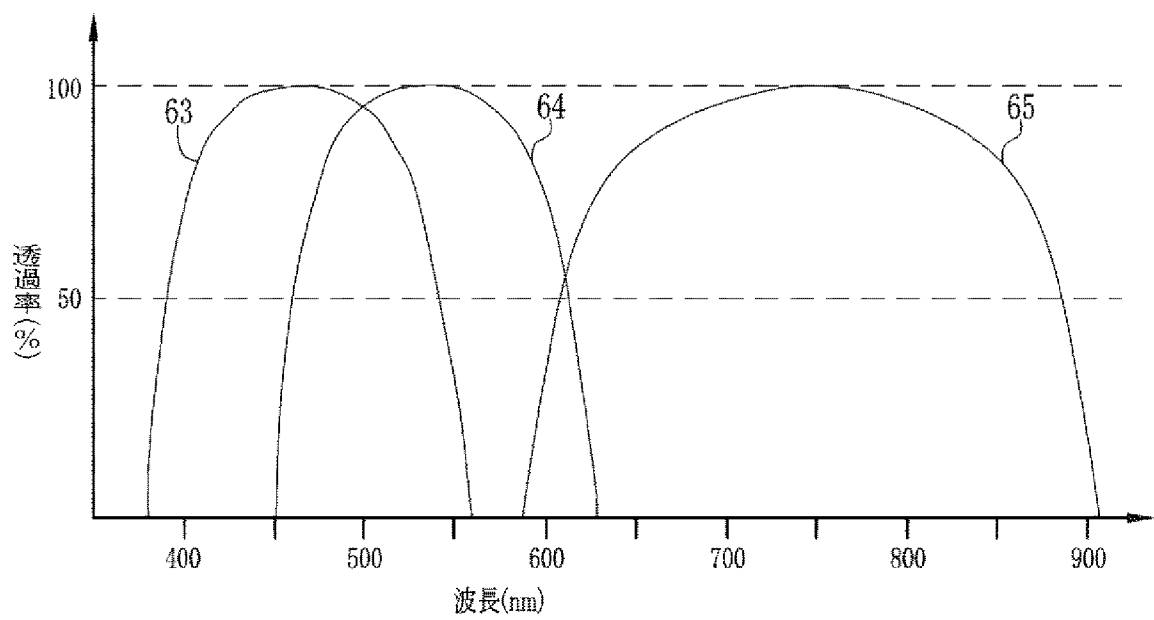
[図4C]

*FIG. 4C*

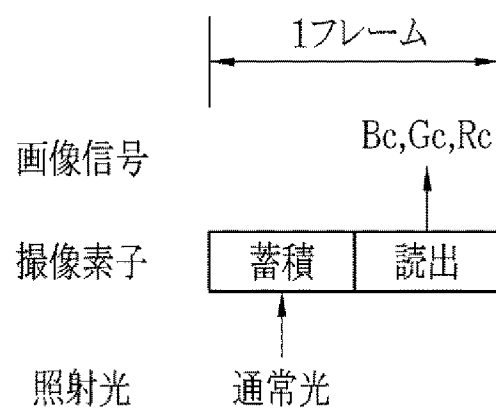
[図5A]

*FIG. 5A*

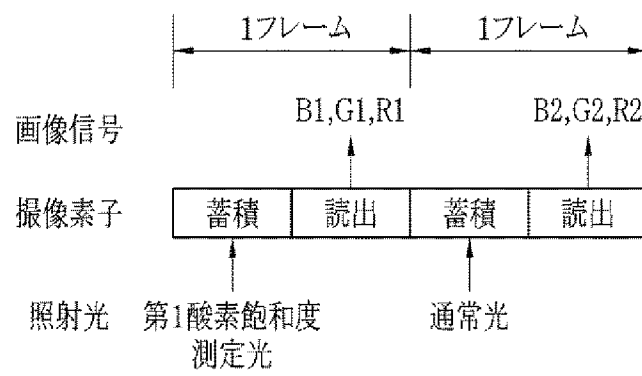
[図5B]

**FIG. 5B**

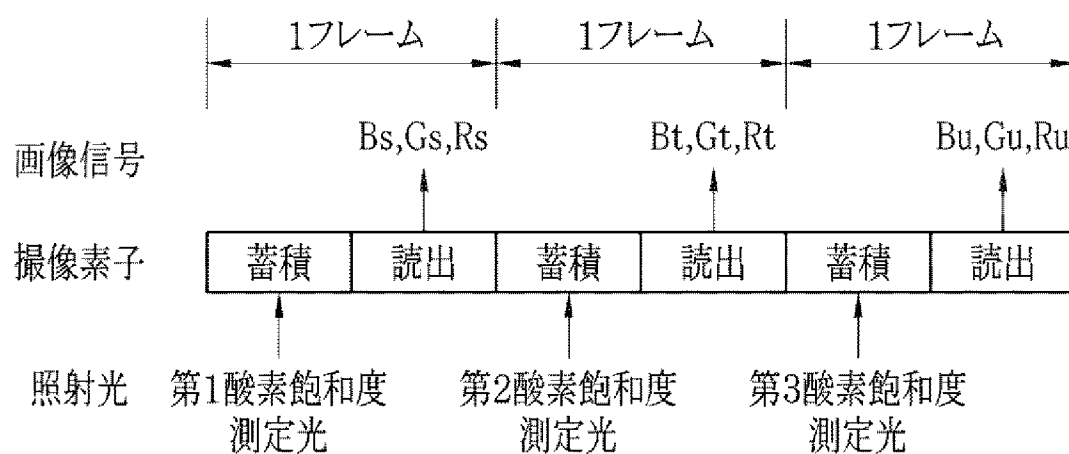
[図6A]

*FIG. 6A*

[図6B]

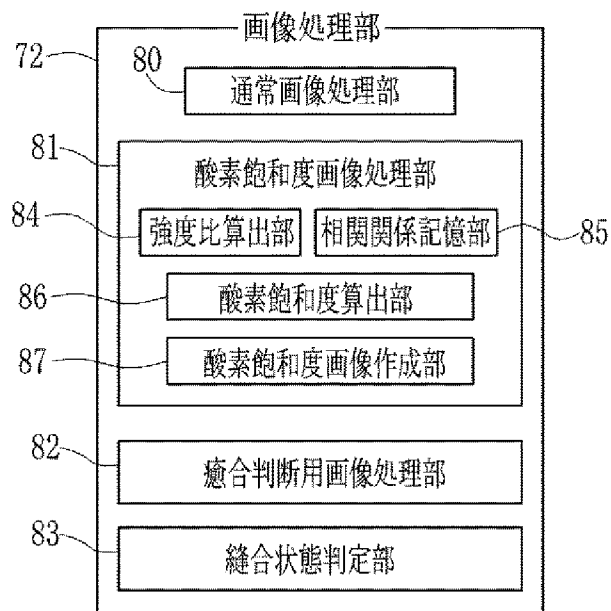
*FIG. 6B*

[図6C]

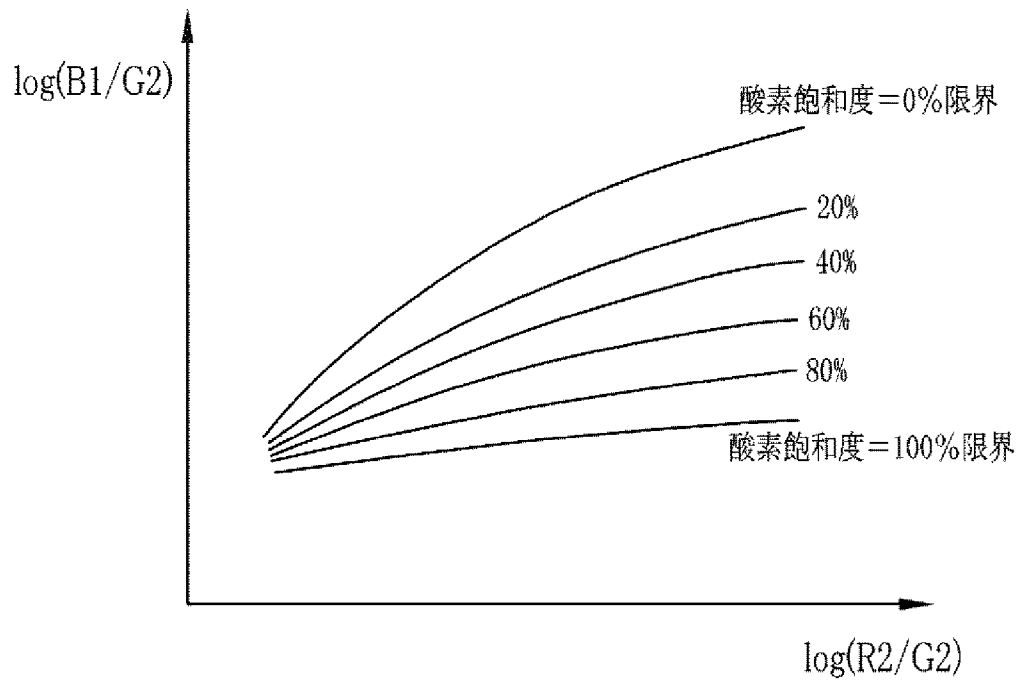
*FIG. 6C*

[図7]

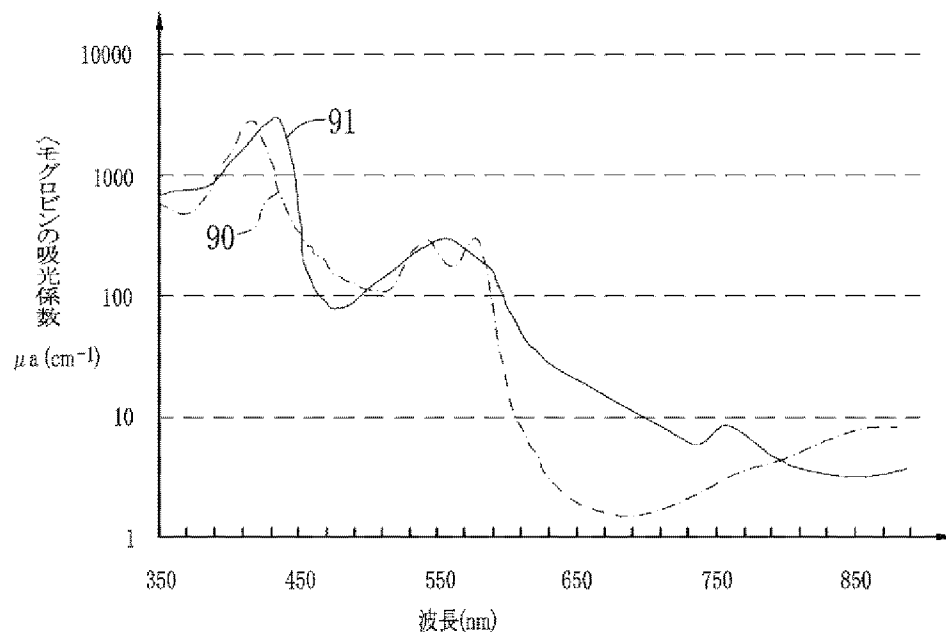
FIG. 7



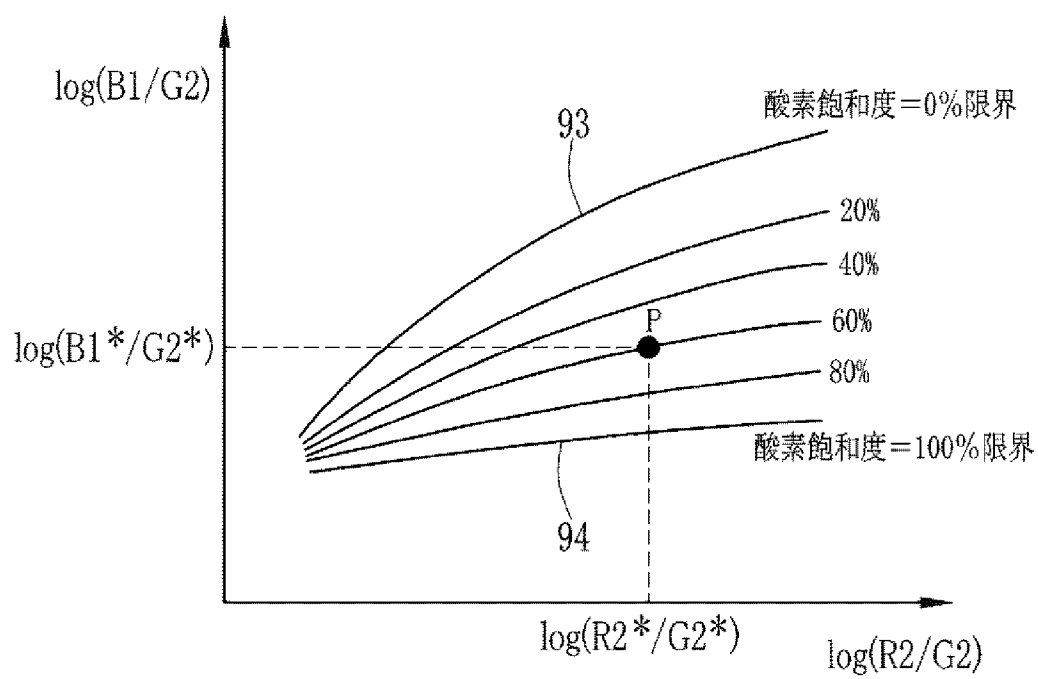
[図8]

*FIG. 8*

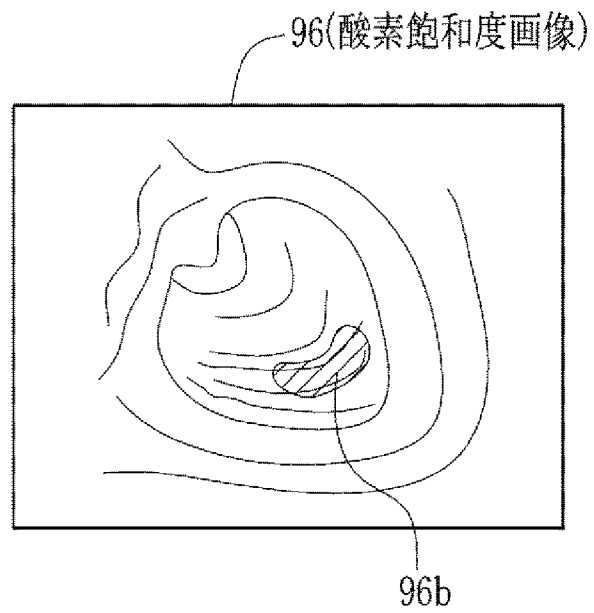
[図9]

**FIG.9**

[図10]

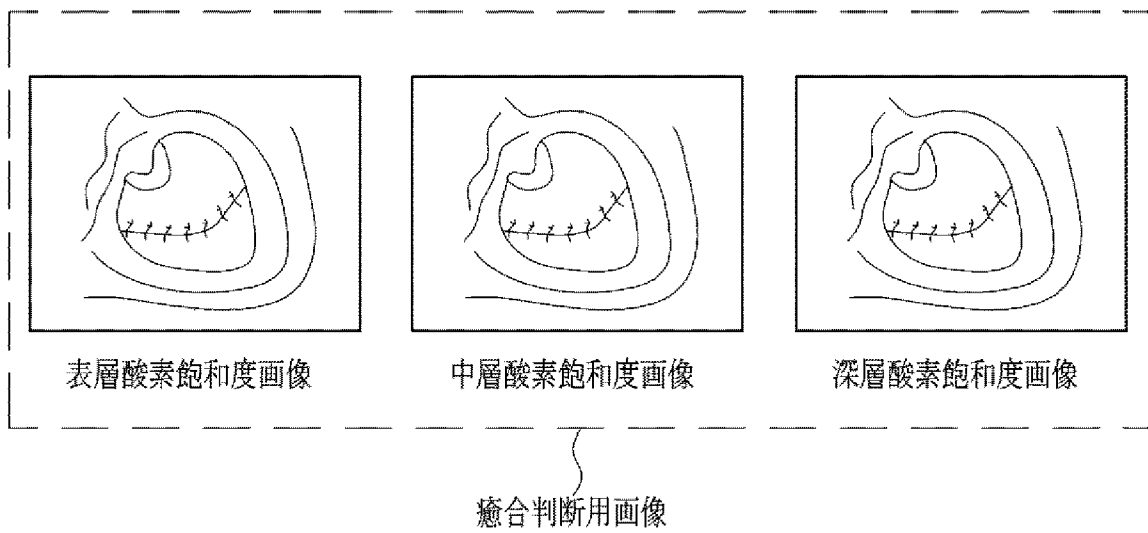
**FIG. 10**

[図11]

**FIG. 11**

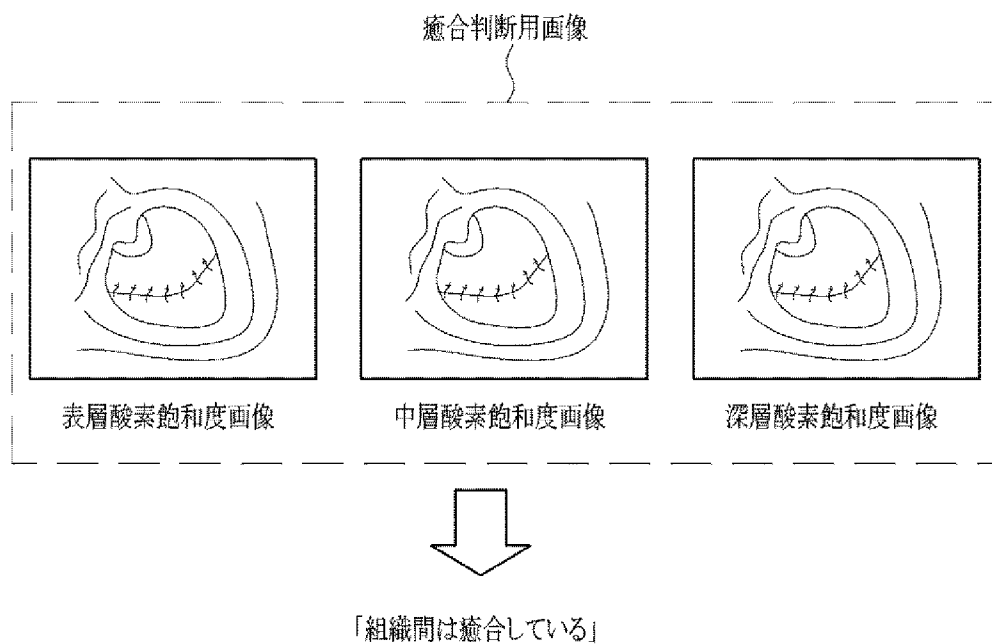
[図12]

# FIG. 12



[図13A]

# FIG. 13A



[図13B]

# FIG. 13B

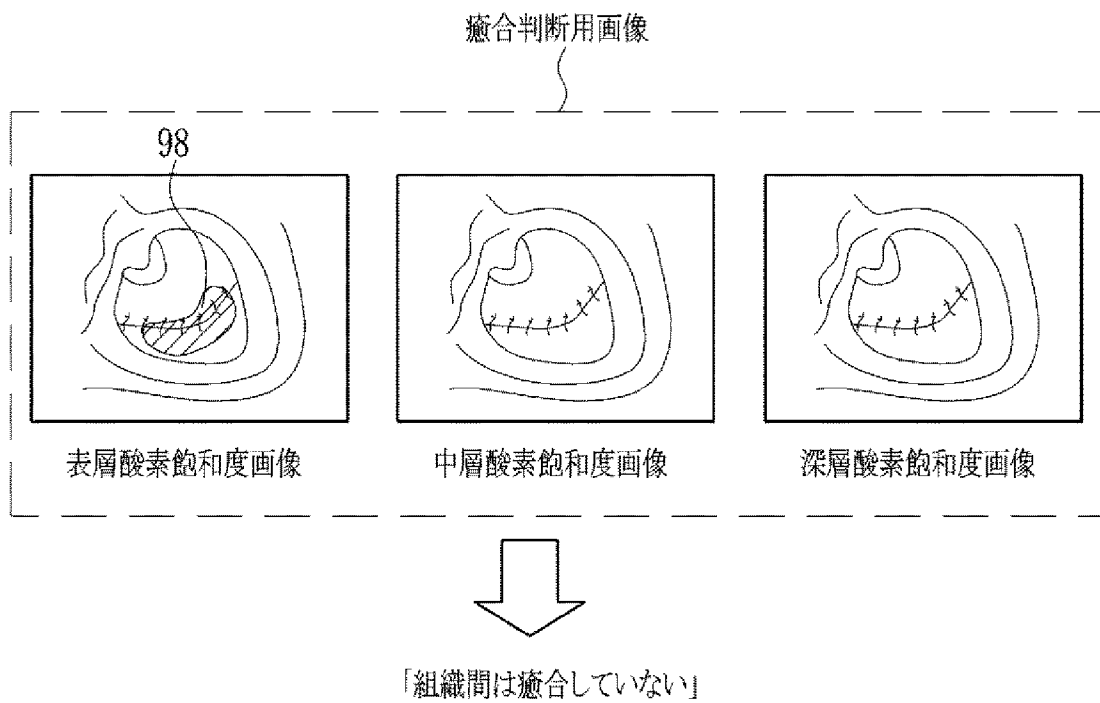
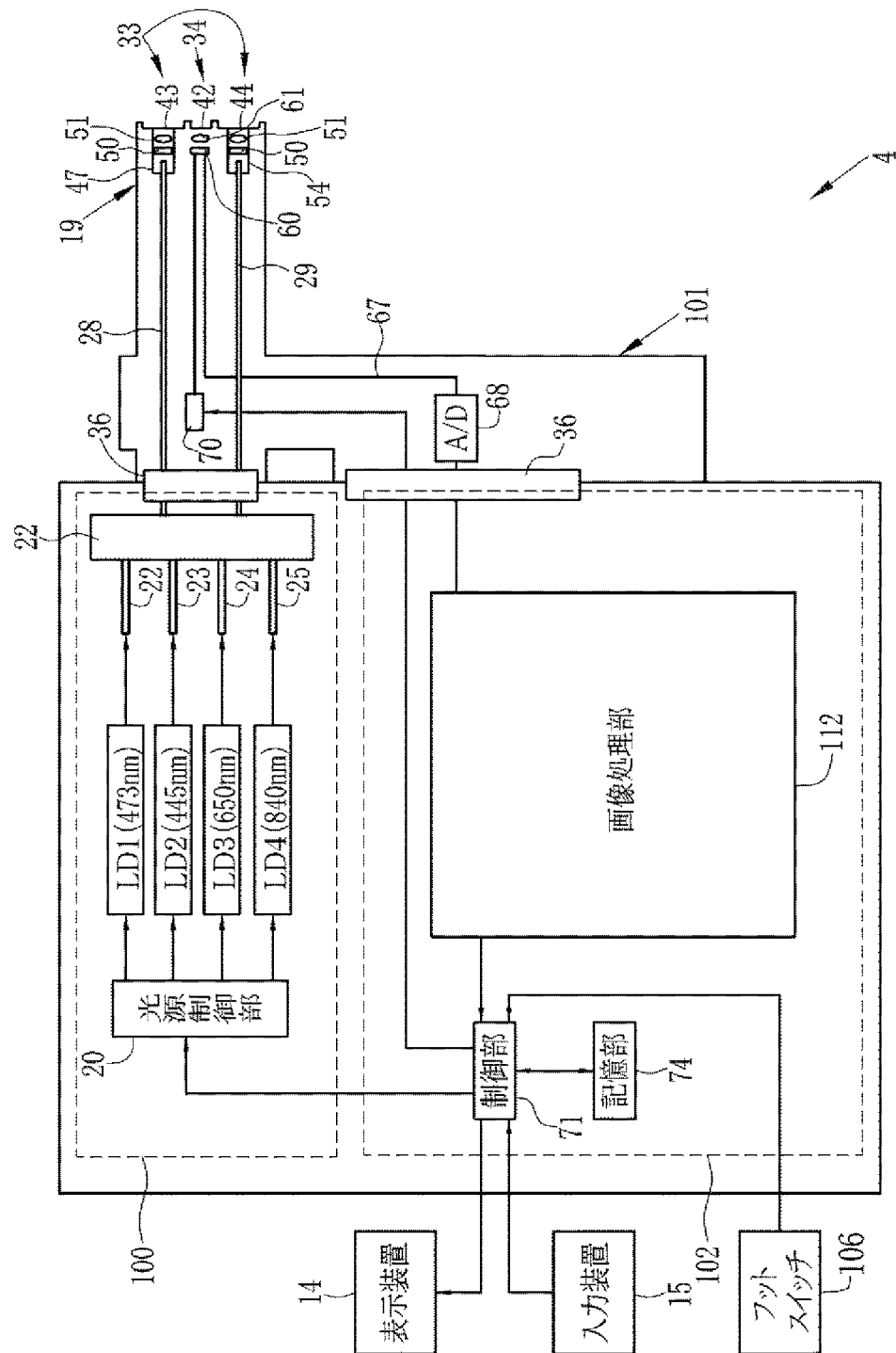
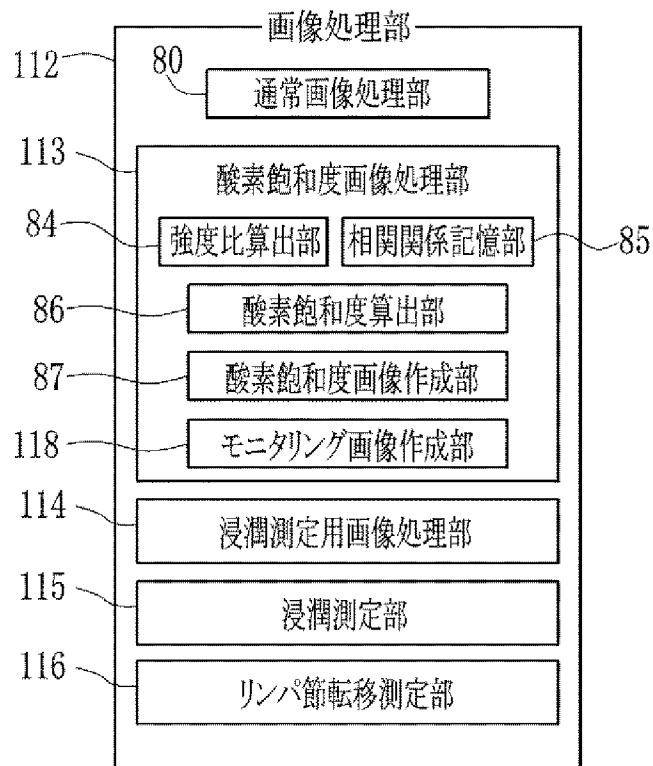


**FIG. 14**



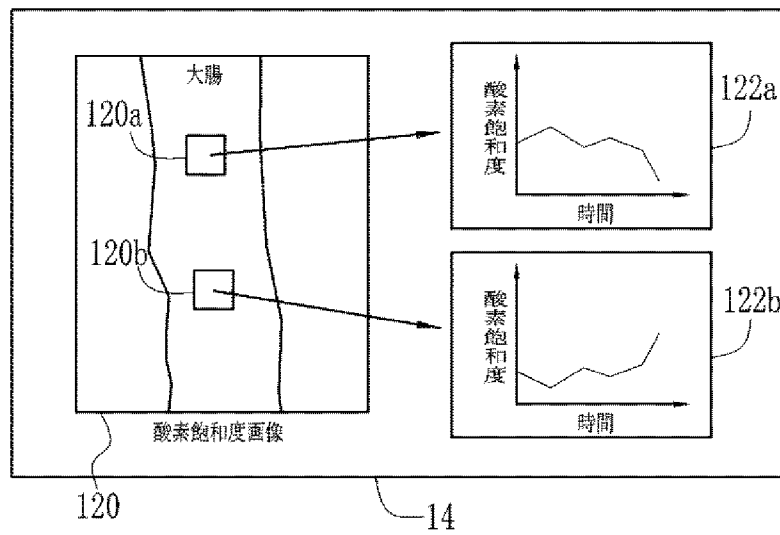
[図15]

FIG. 15



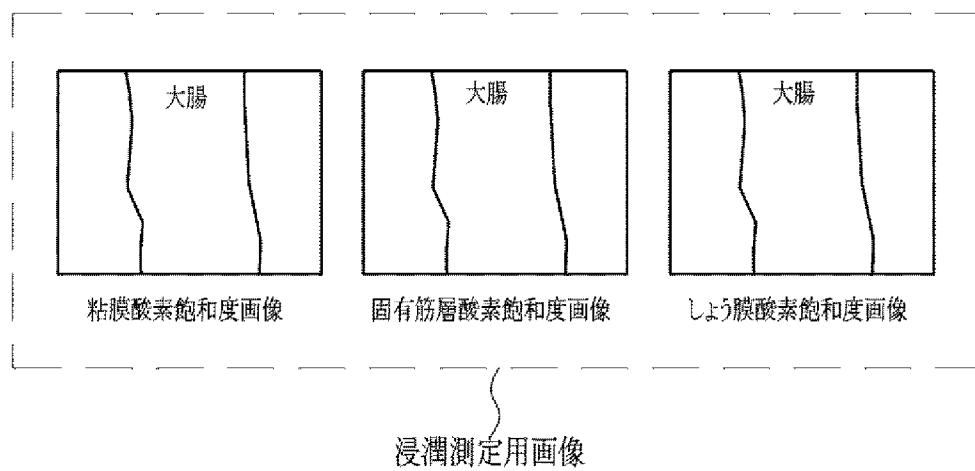
[図16]

FIG. 16

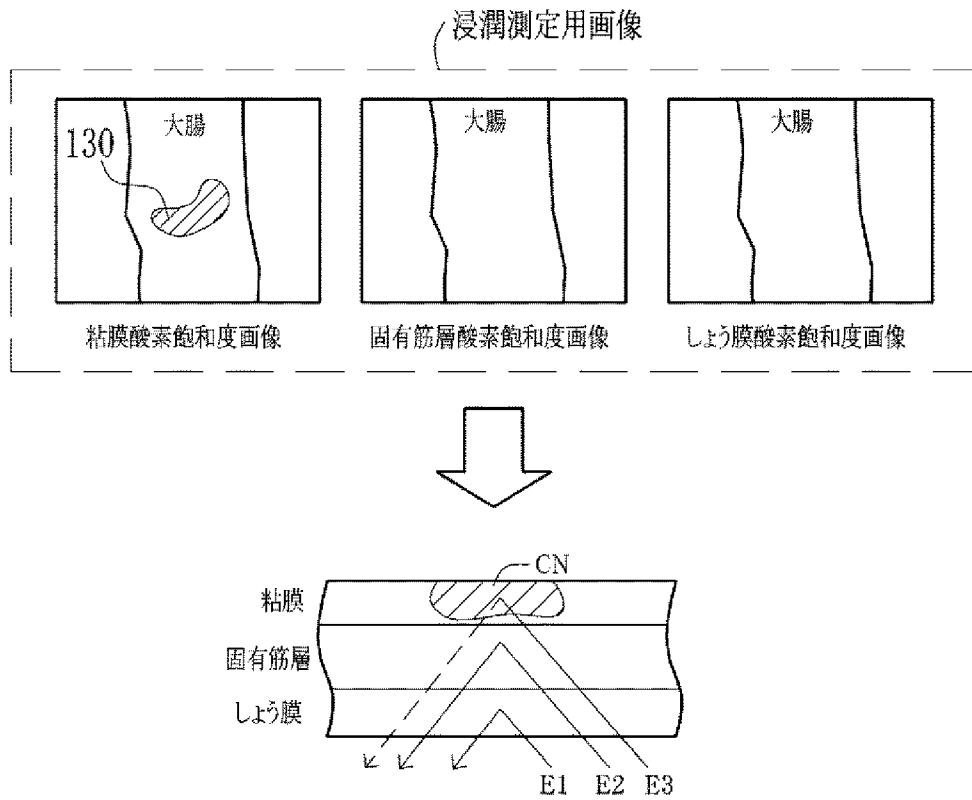


[図17]

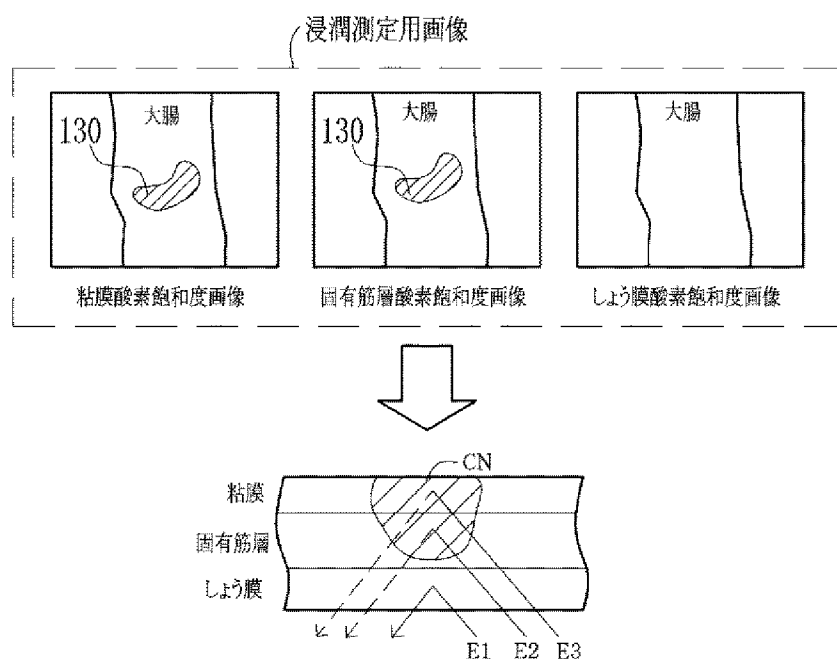
# FIG. 17



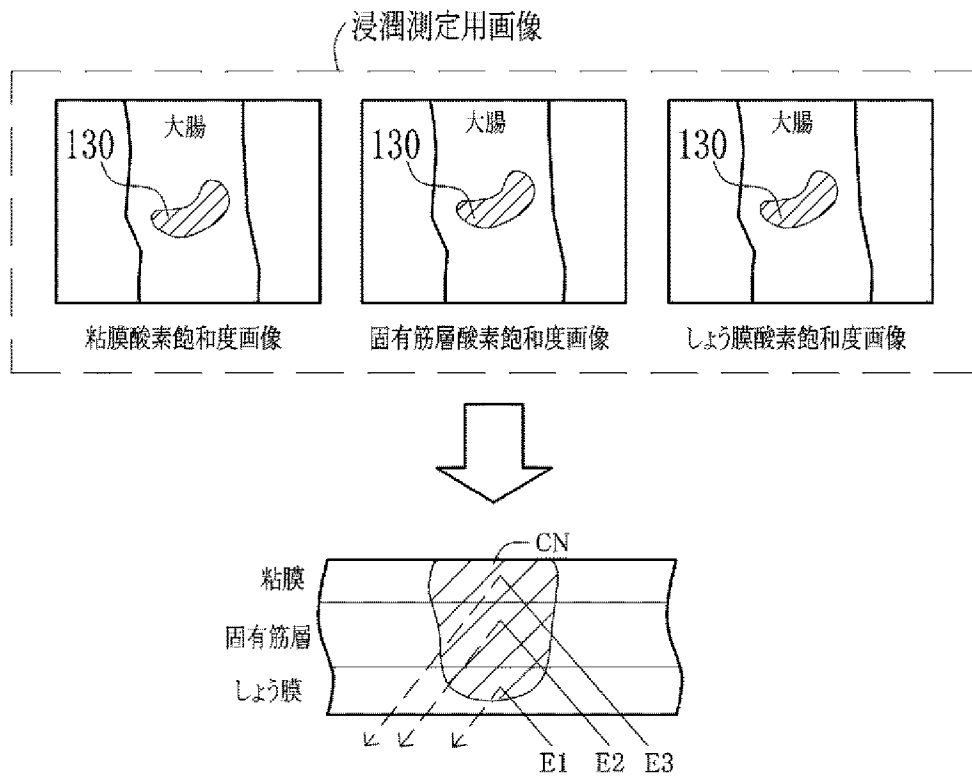
[図18A]

**FIG. 18A**

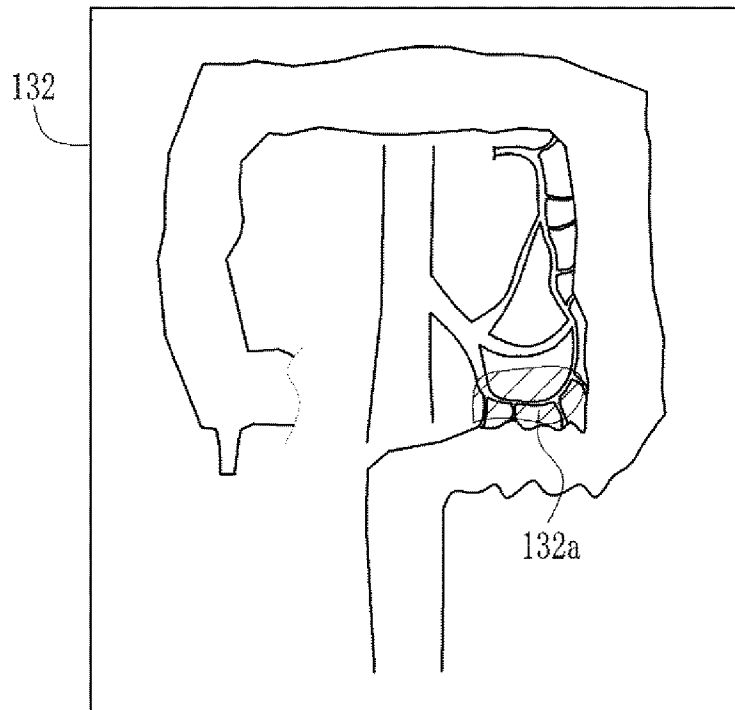
[図18B]

**FIG. 18B**

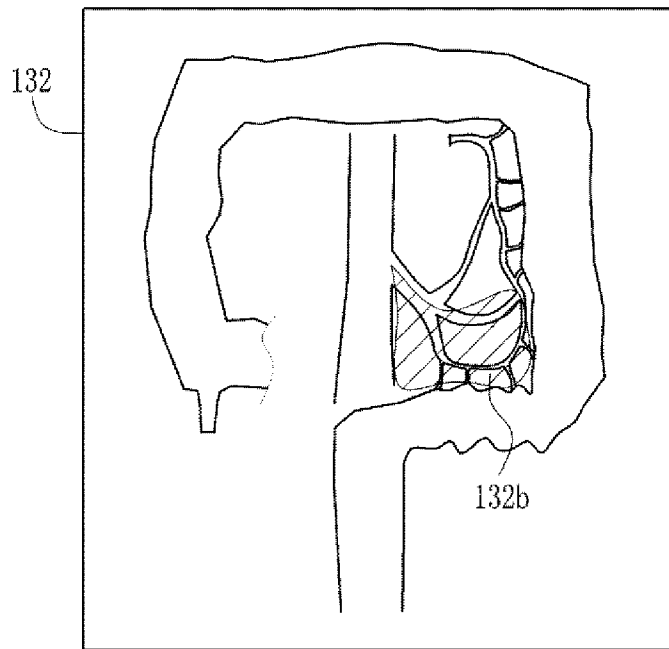
[図18C]

**FIG. 18C**

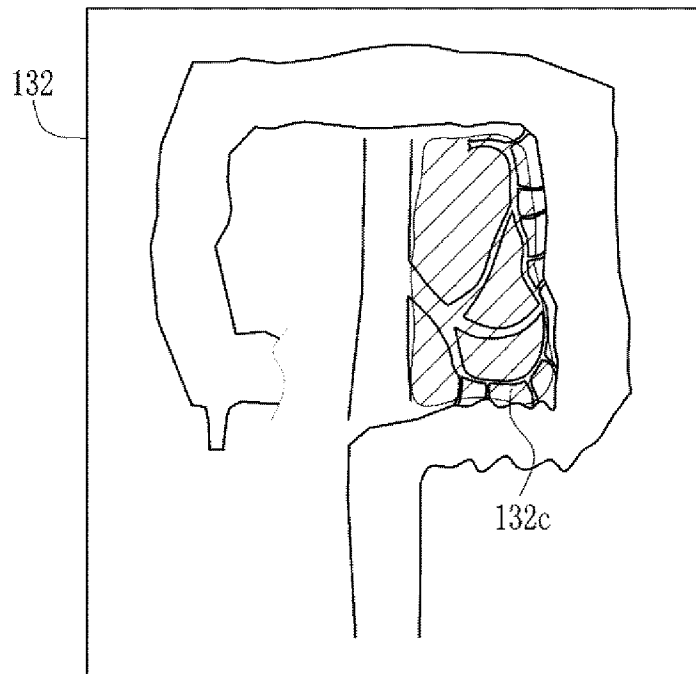
[図19A]

**FIG. 19A**

[図19B]

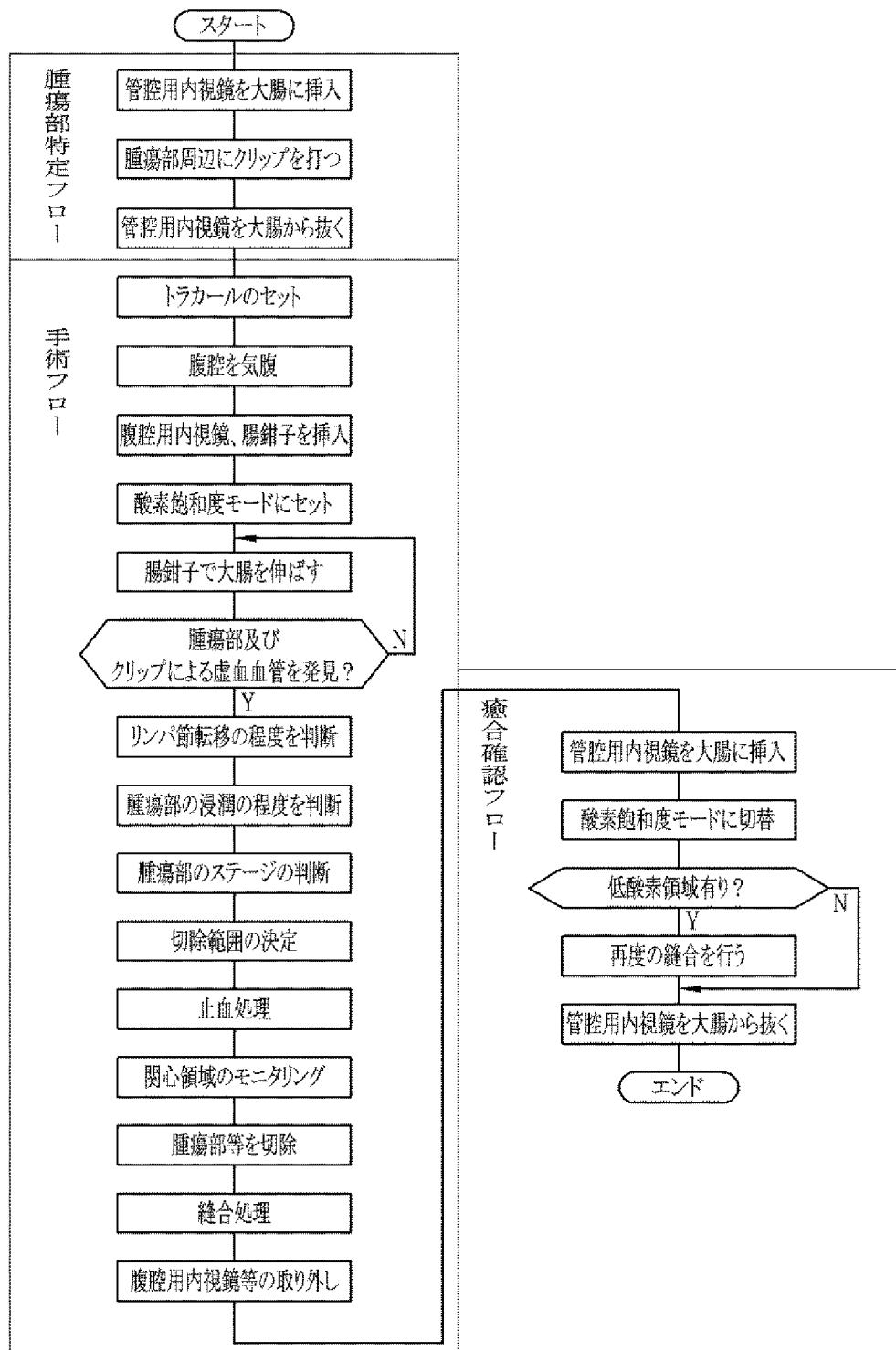
**FIG. 19B**

[図19C]

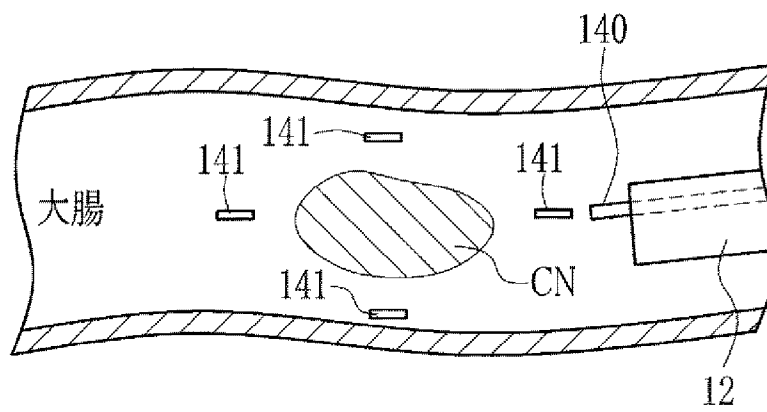
*FIG. 19C*

[図20]

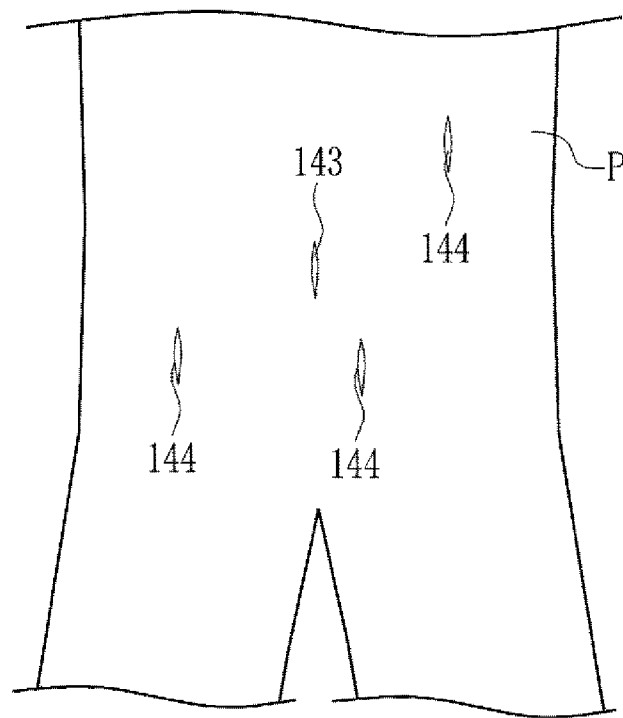
FIG. 20



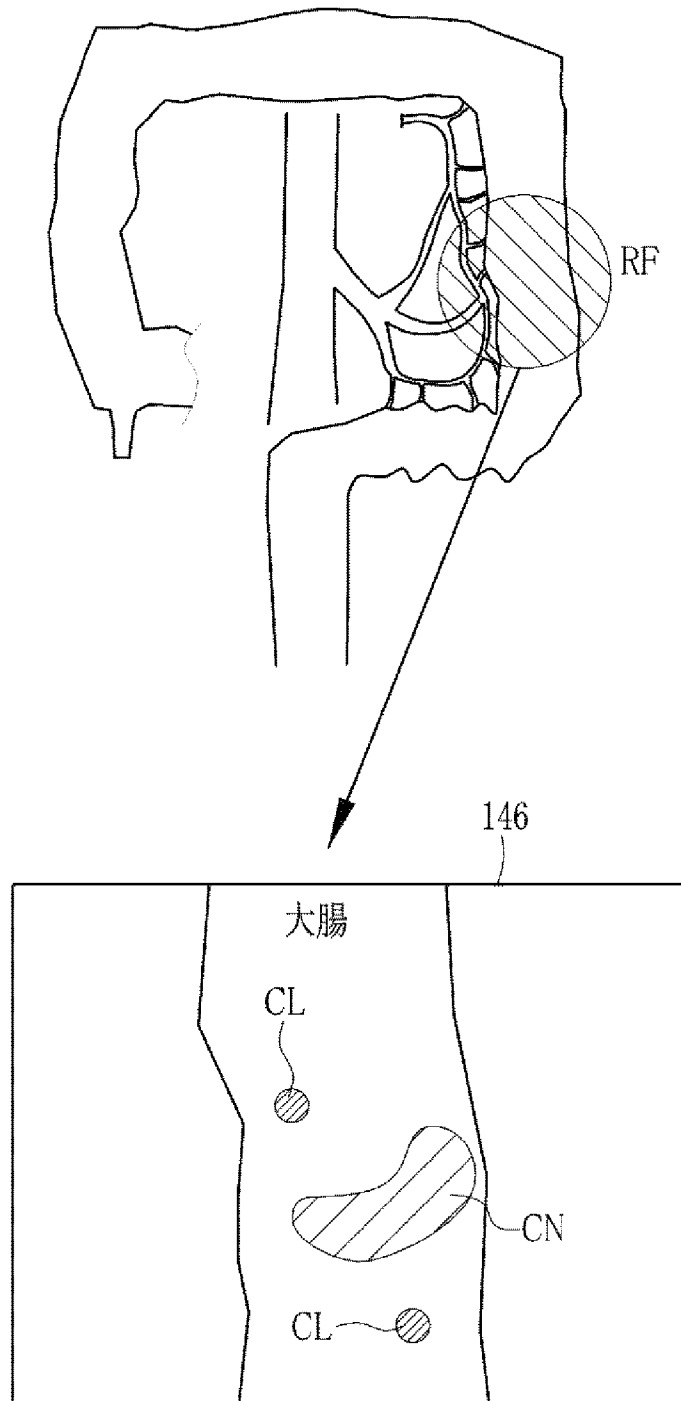
[図21]

**FIG.21**

[図22]

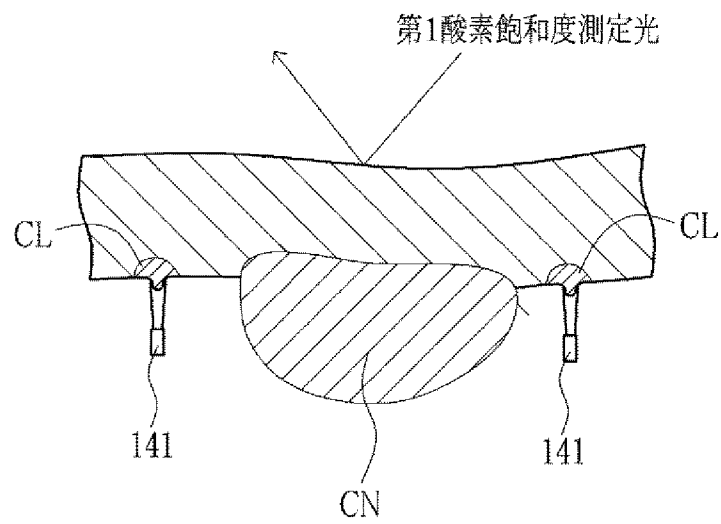
*FIG. 22*

[図23]

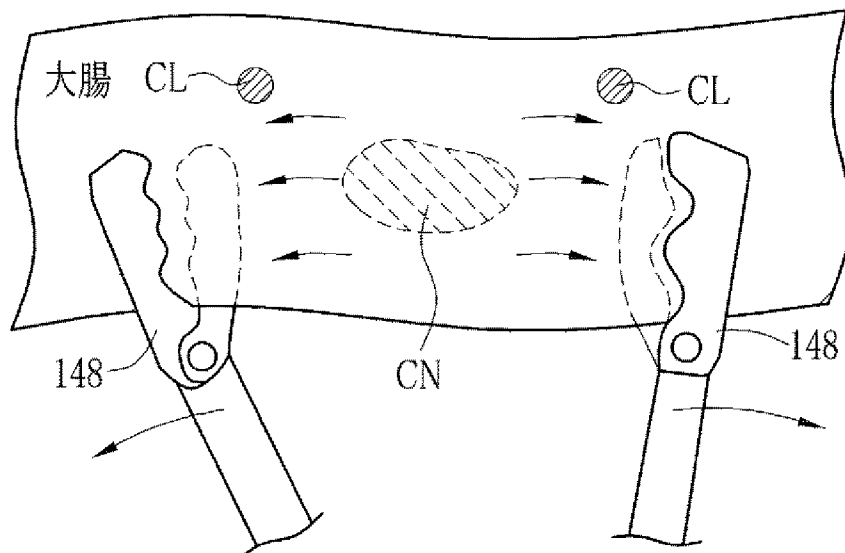
**FIG.23**

[図24]

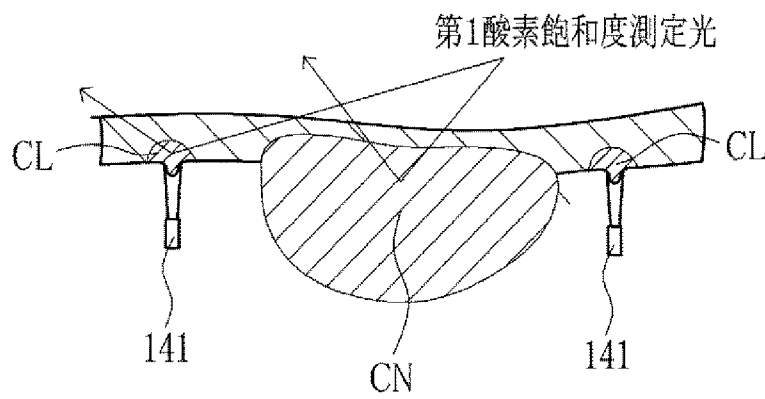
FIG. 24



[図25]

**FIG. 25**

[図26]

**FIG.26**

[図27A]

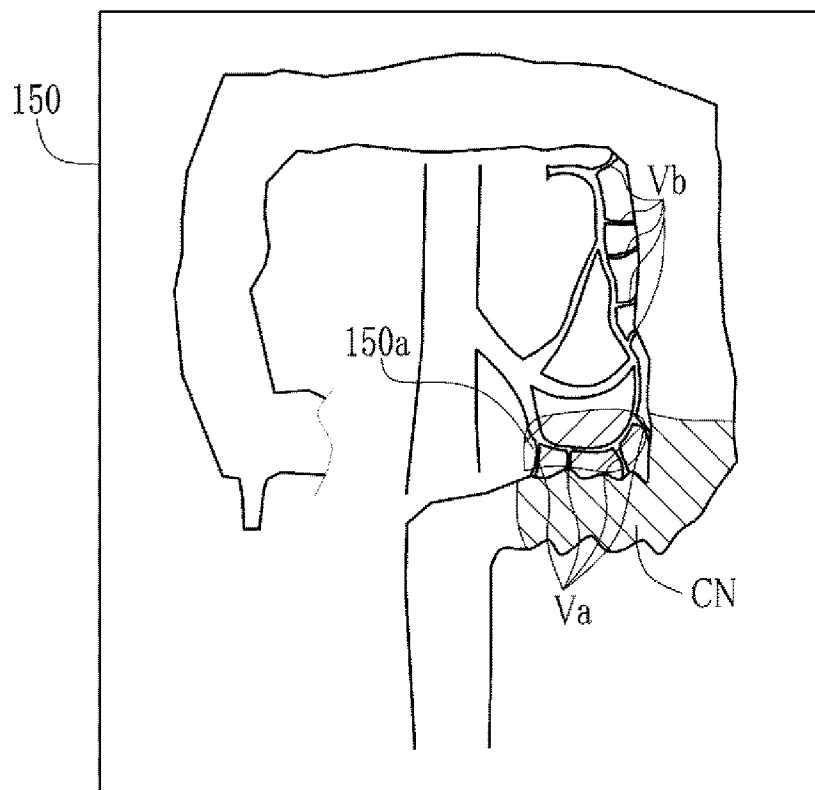
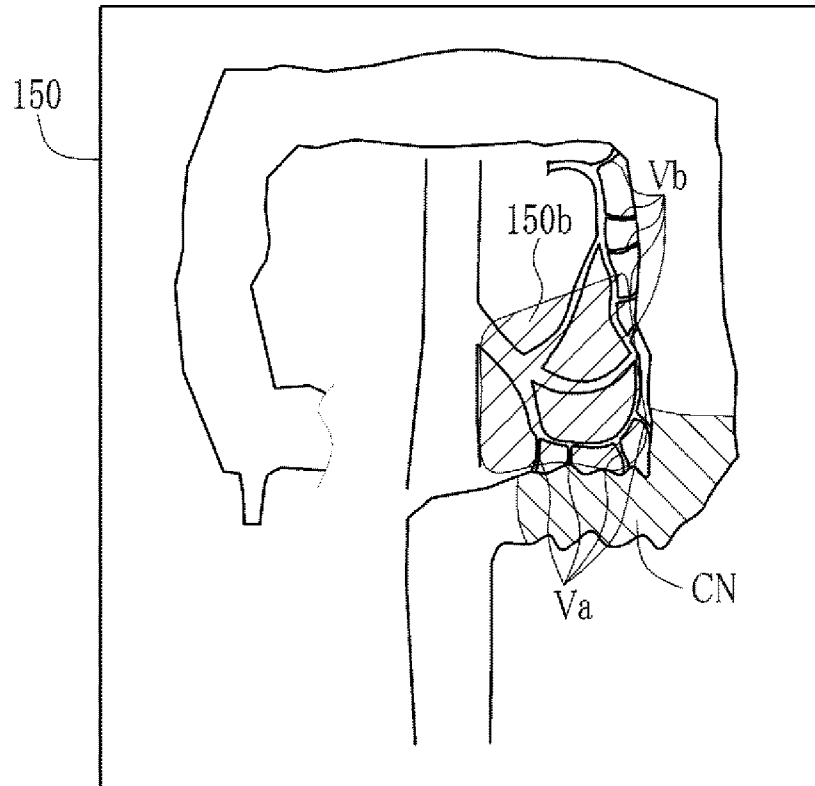
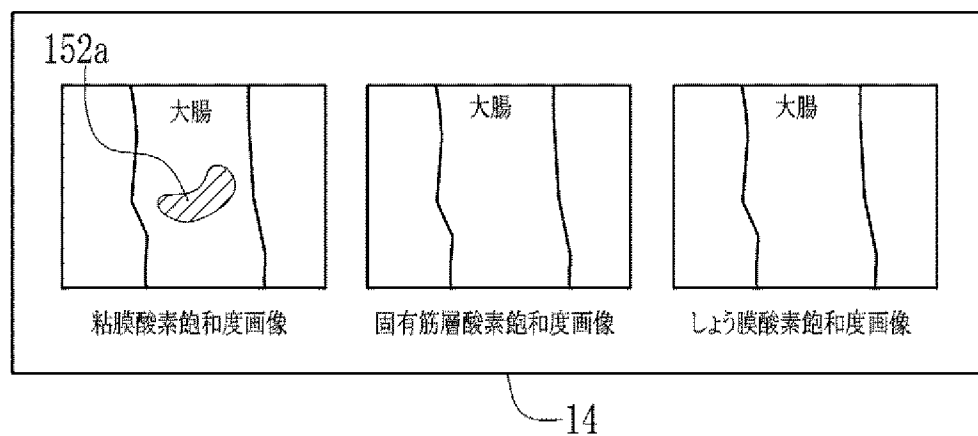
**FIG.27A**

**FIG. 27B**

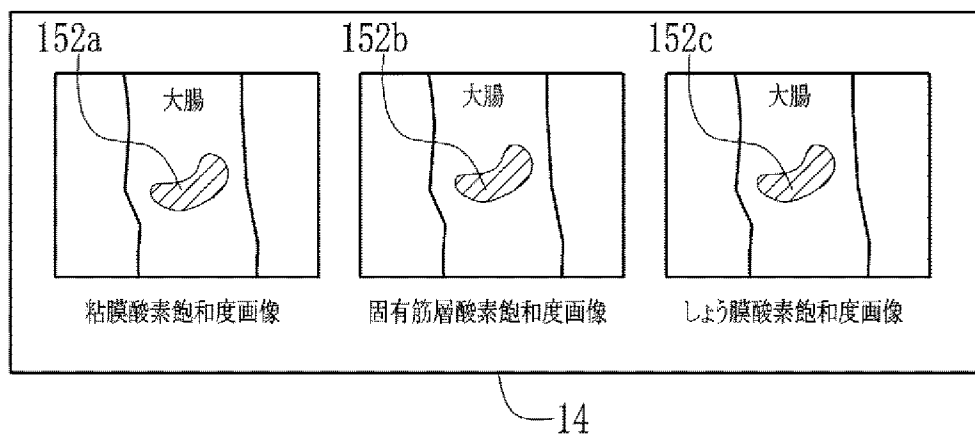


[図28A]

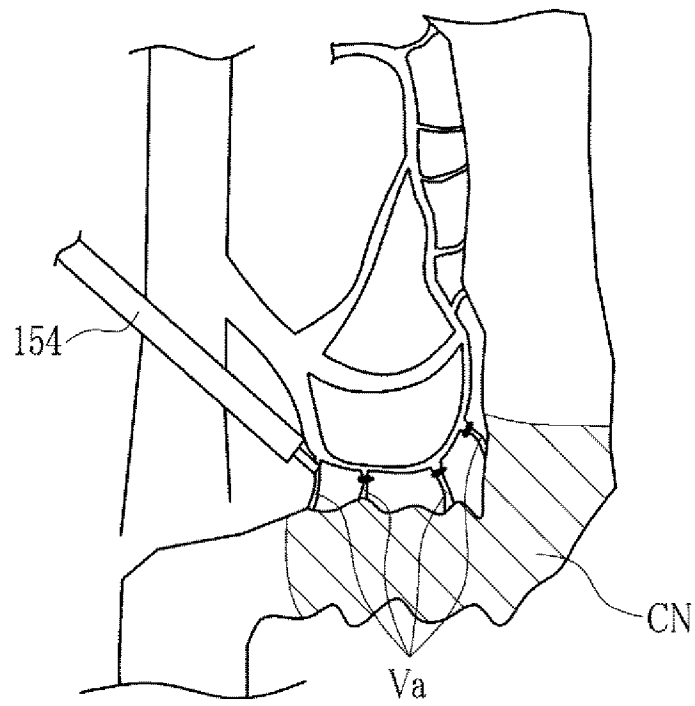
# FIG.28A



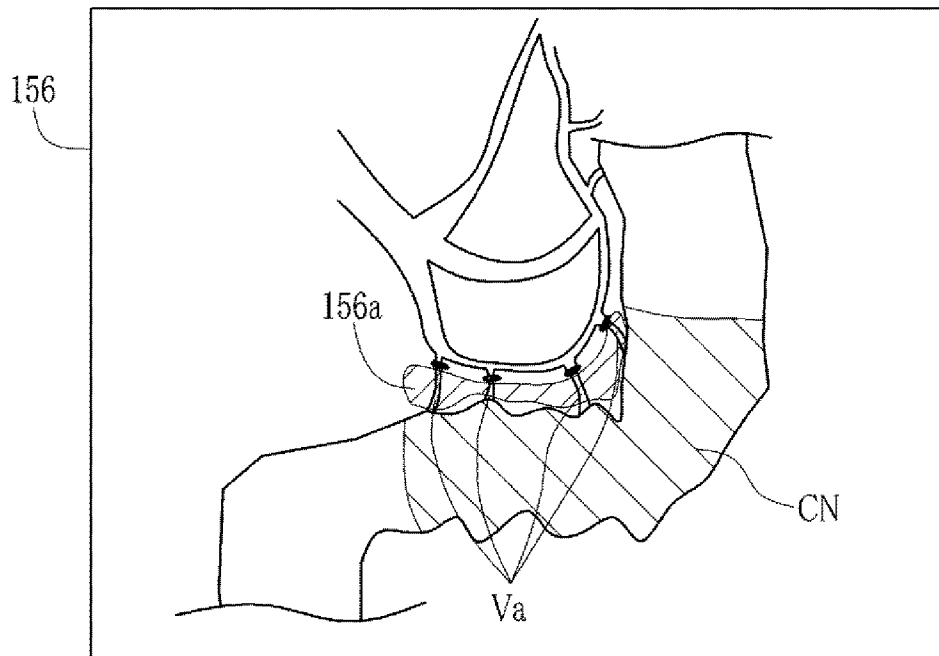
[図28B]

**FIG.28B**

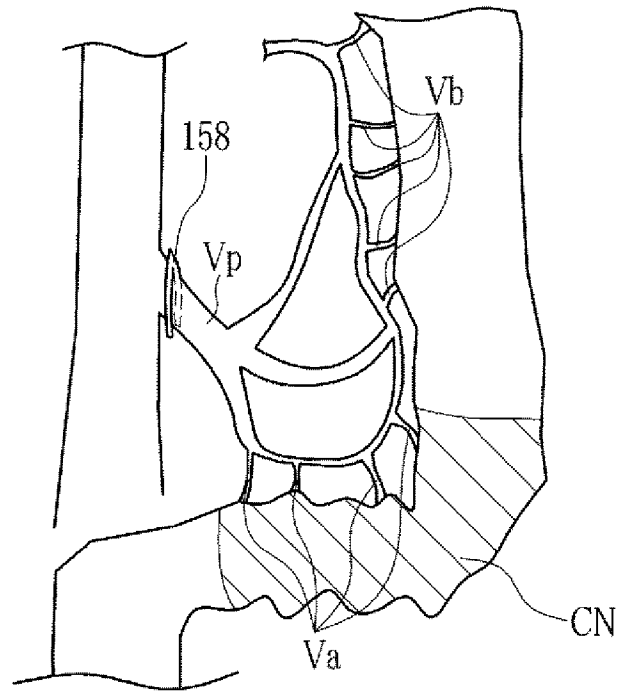
[図29]

**FIG. 29**

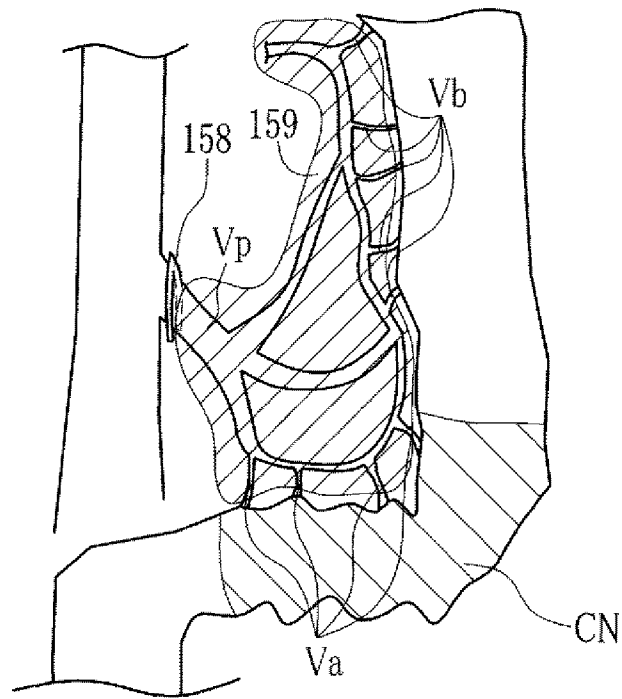
[図30]

**FIG.30**

[図31]

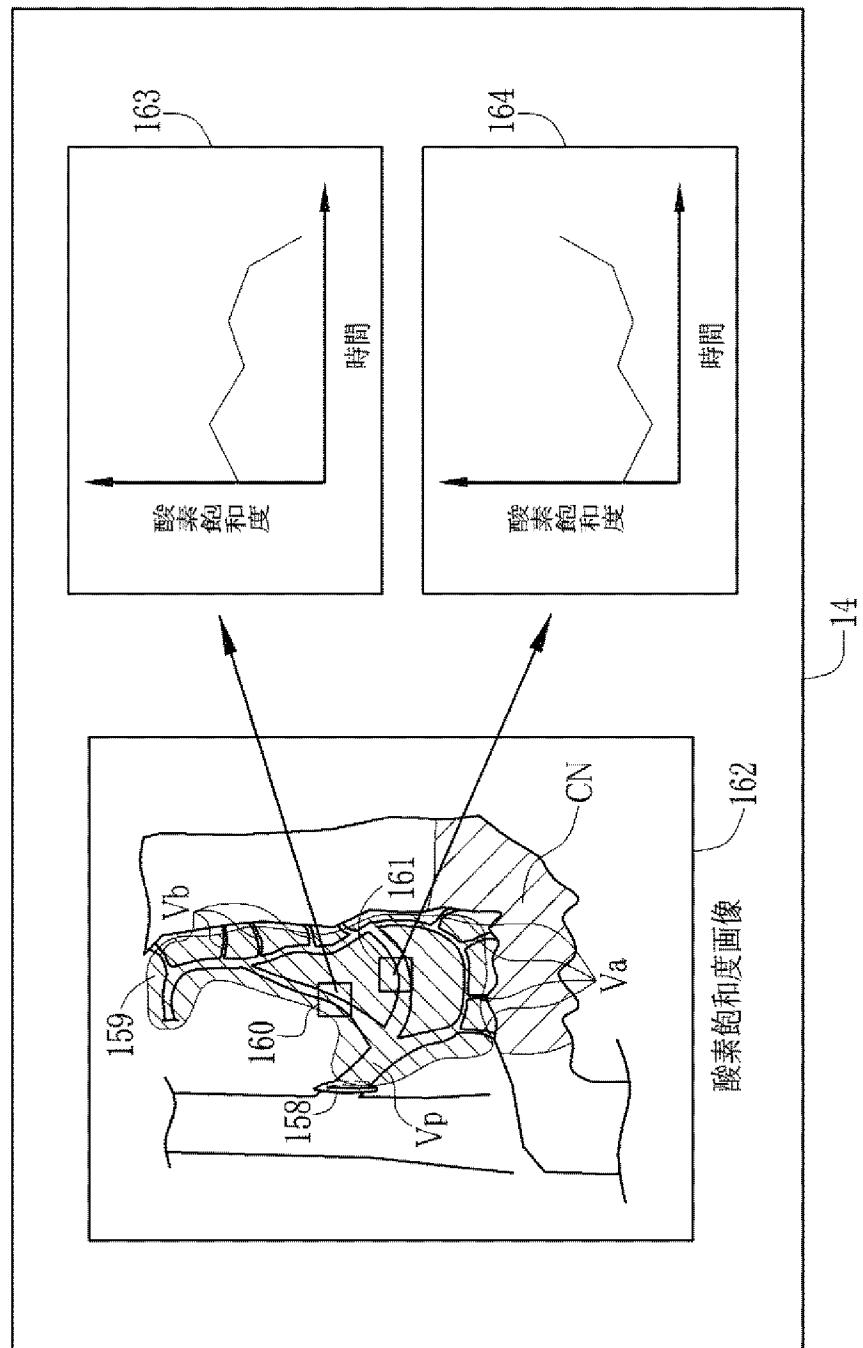
**FIG.31**

[図32]

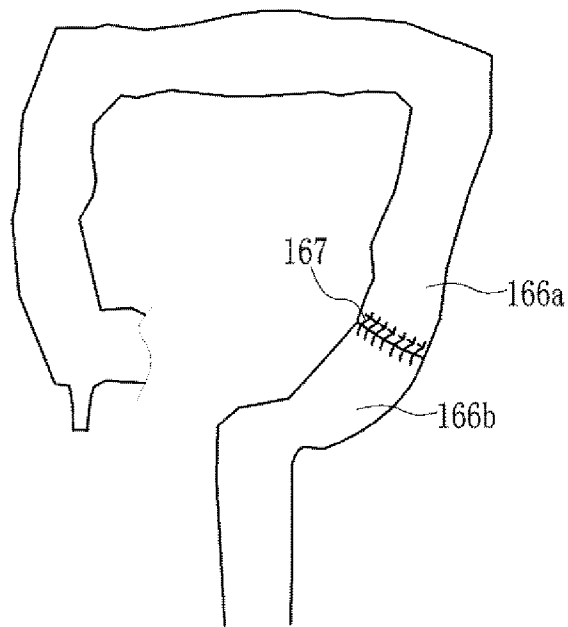
**FIG.32**

[図33]

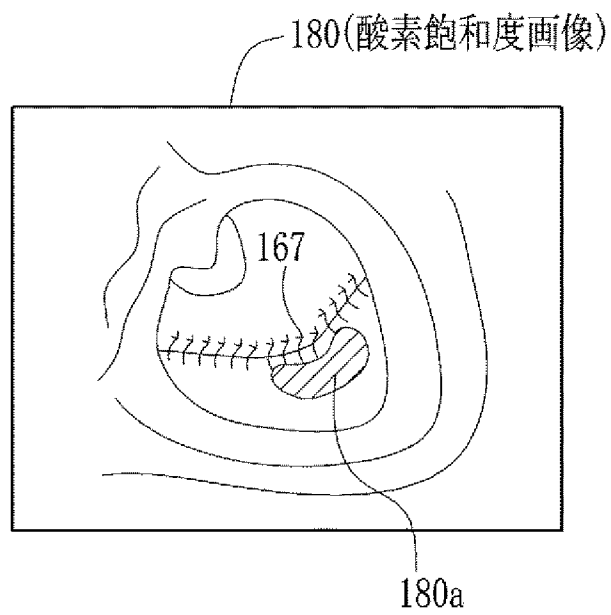
FIG. 33



[図34]

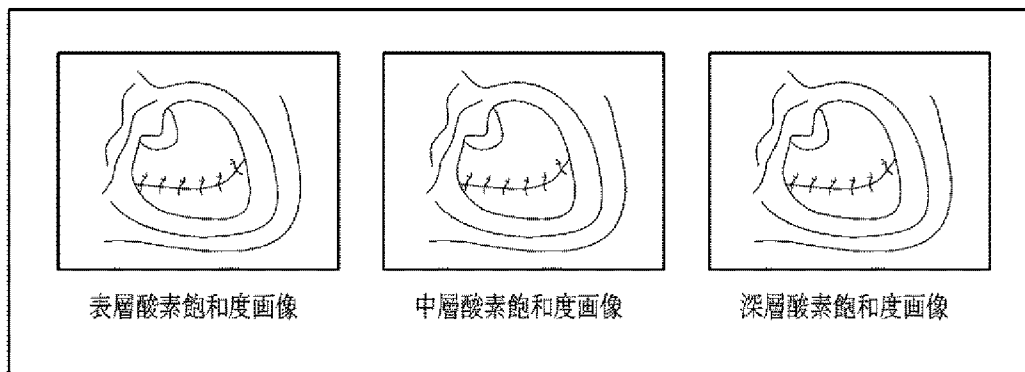
*FIG.34*

[図35]

*FIG. 35*

[図36A]

# FIG.36A



14

[図36B]

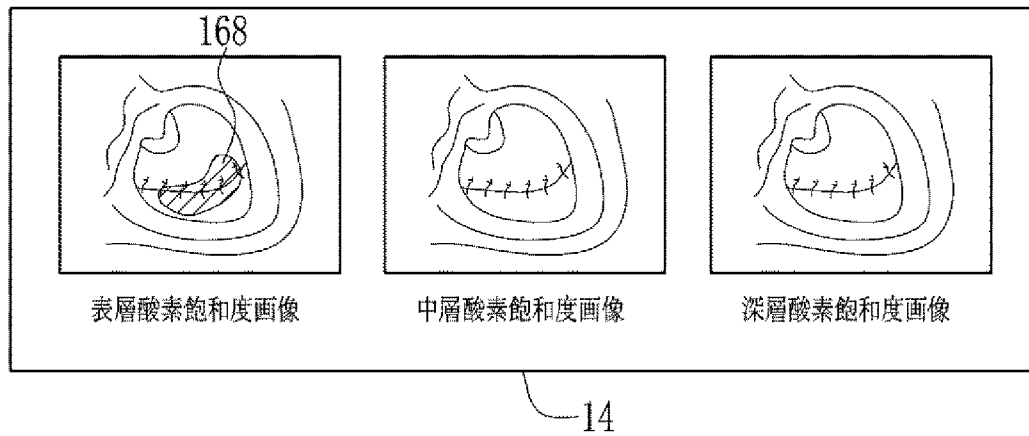
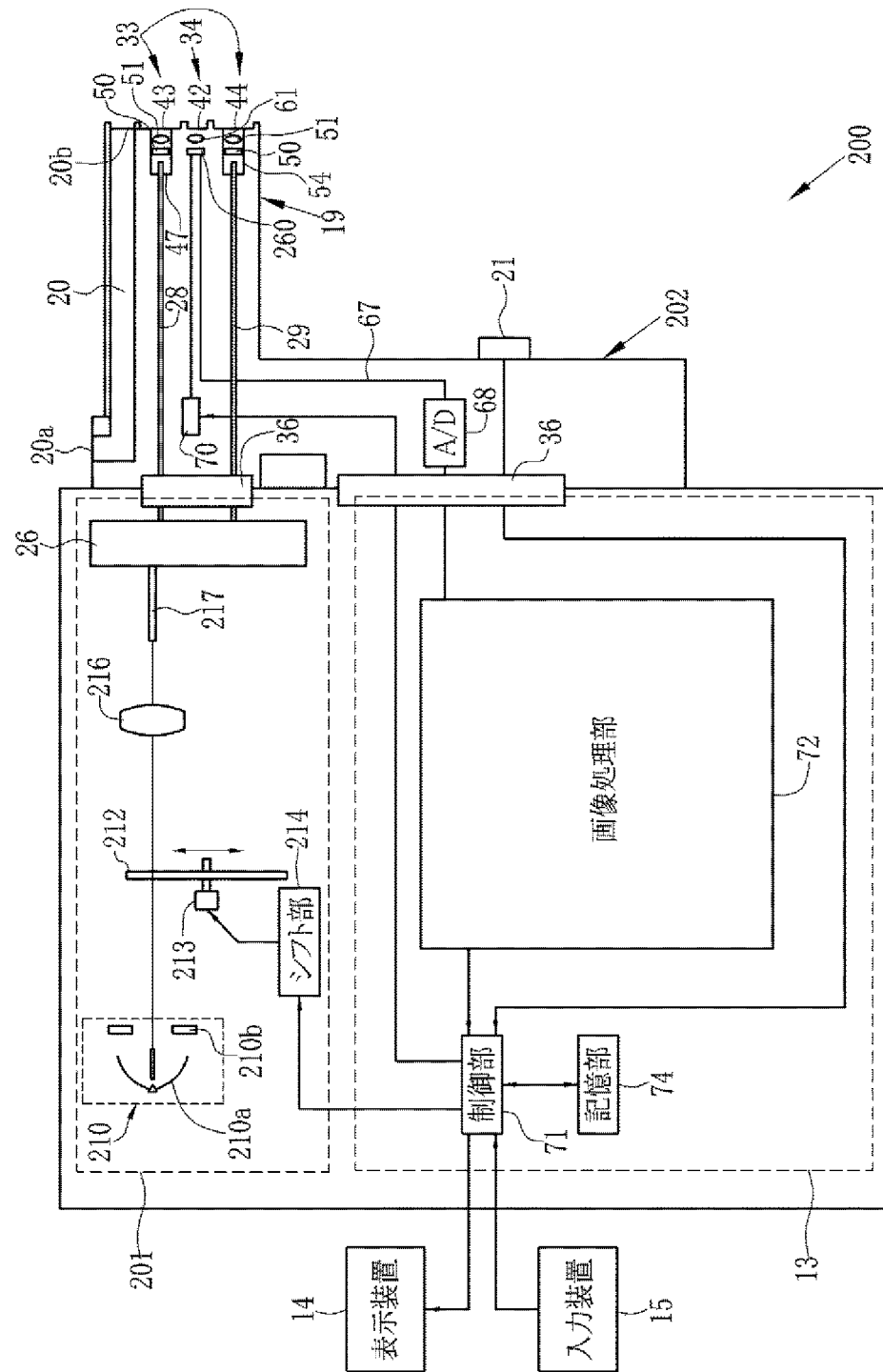
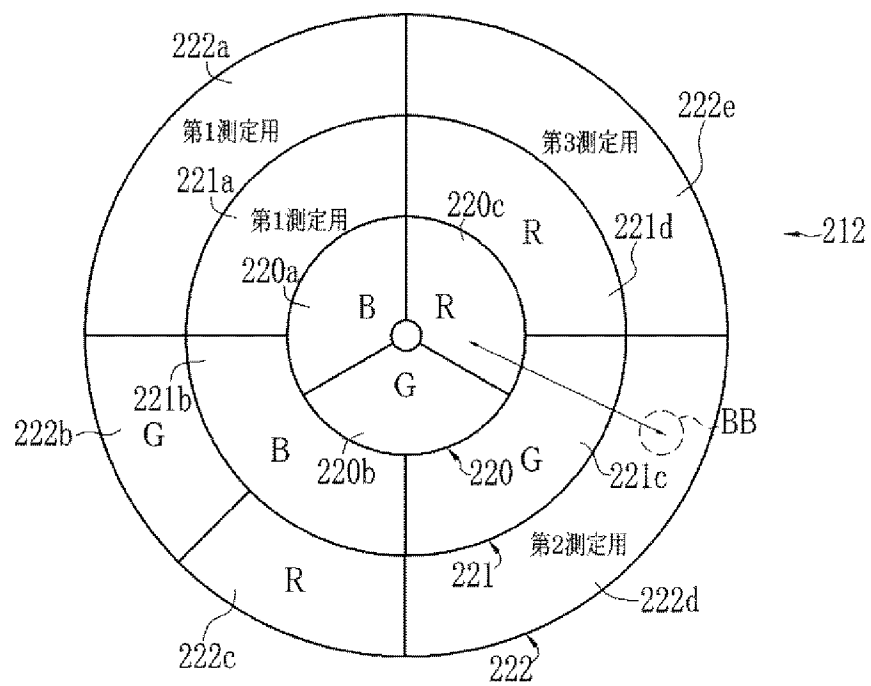
*FIG. 36B*

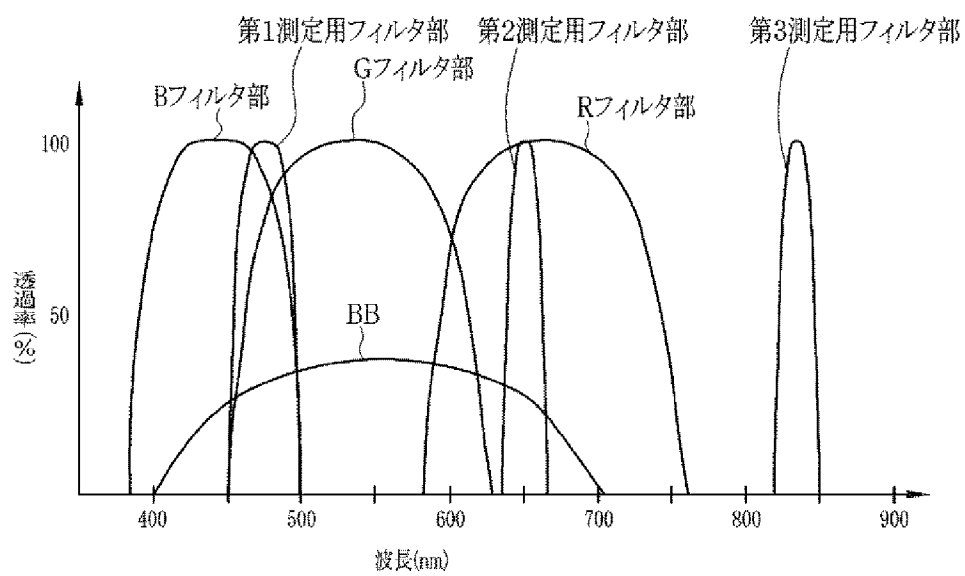
**FIG. 37**



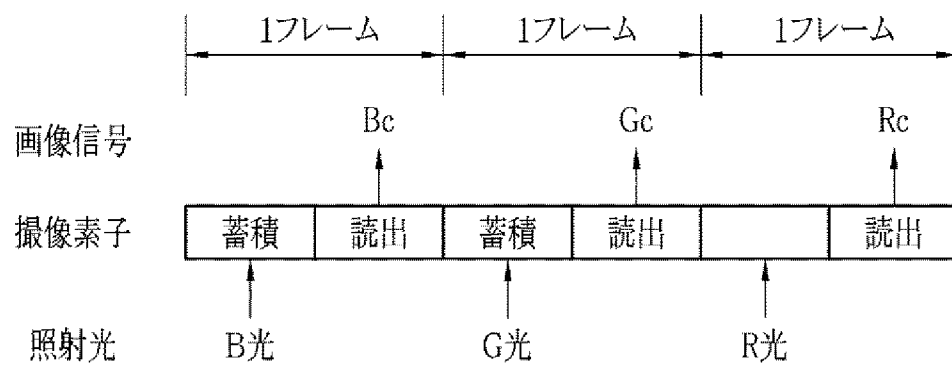
[図38]

**FIG.38**

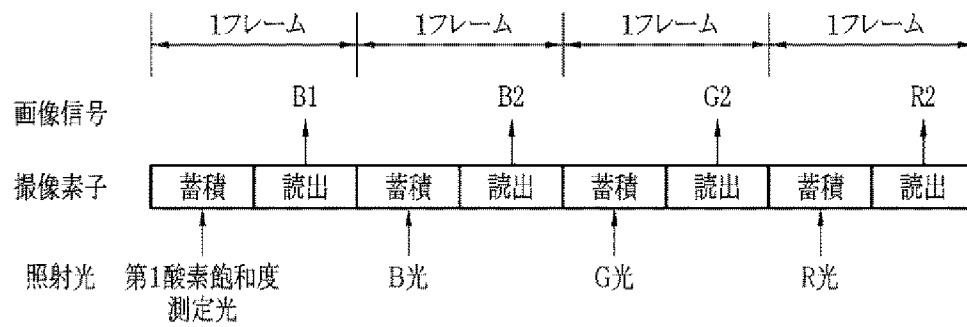
[図39]

**FIG.39**

[図40A]

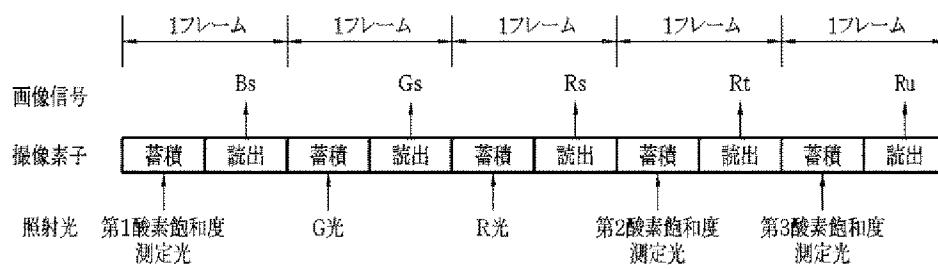
*FIG. 40A*

[図40B]

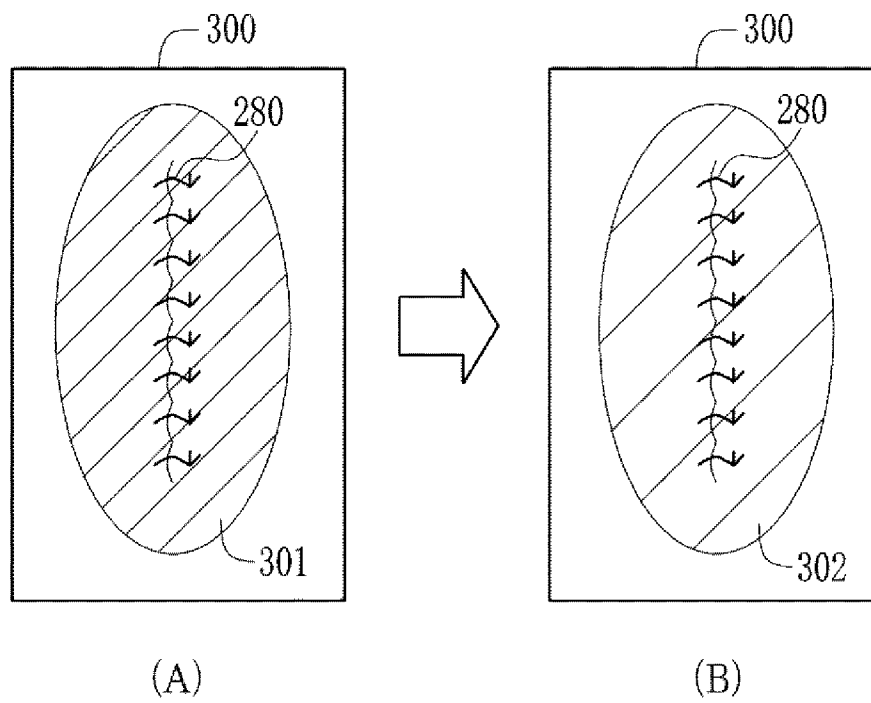
*FIG. 40B*

[図40C]

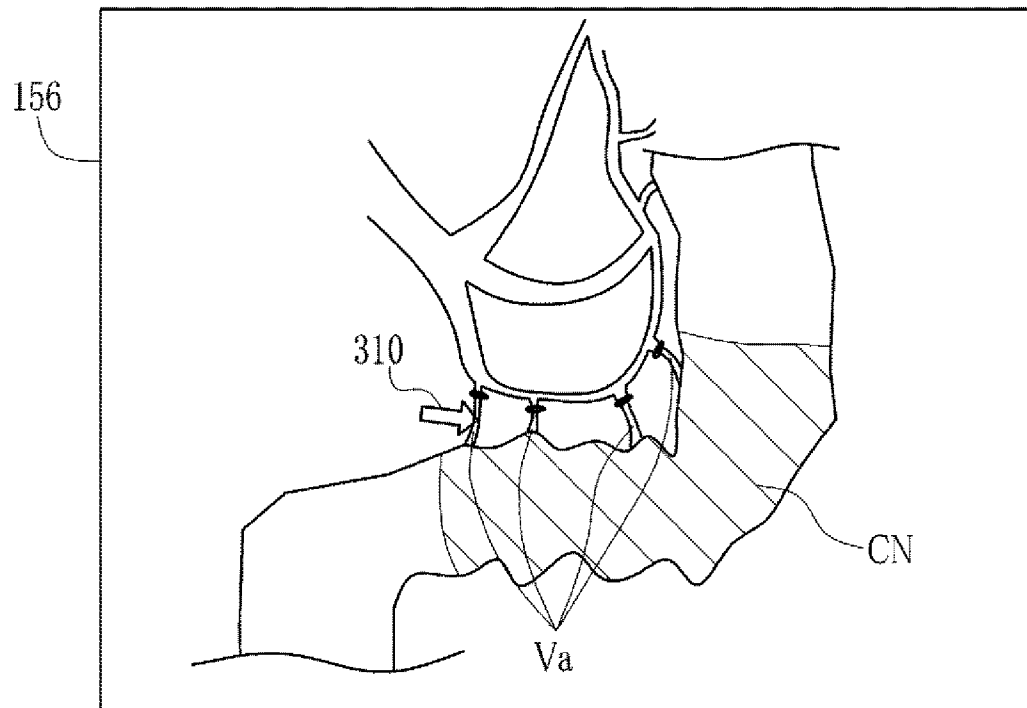
FIG. 40C



[図41]

**FIG. 41**

[図42]

**FIG.42**

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/078405

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00

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 | 1996-2013 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2013 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2013 |

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                  | Relevant to claim No. |
|-----------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| Y         | JP 2012-143399 A (Fujifilm Corp.),<br>02 August 2012 (02.08.2012),<br>fig. 2<br>& US 2012/179013 A1 & EP 2476373 A1 | 1, 3, 5-9             |
| Y         | JP 2012-135431 A (Fujifilm Corp.),<br>19 July 2012 (19.07.2012),<br>fig. 2<br>& WO 2012/90552 A1                    | 1, 3, 5-9             |
| Y         | JP 2005-204694 A (Yamaguchi University),<br>04 August 2005 (04.08.2005),<br>abstract<br>(Family: none)              | 1, 3, 5-9             |

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
12 November, 2013 (12.11.13)

Date of mailing of the international search report  
26 November, 2013 (26.11.13)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2013/078405

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                     | Relevant to claim No. |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| A         | JP 2009-153828 A (Olympus Corp.),<br>16 July 2009 (16.07.2009),<br>paragraphs [0002], [0028], [0037]<br>(Family: none) | 1-9                   |

## A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00(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（I P C））

Int.Cl. A61B1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

|             |                     |
|-------------|---------------------|
| 日本国実用新案公報   | 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 |
| 日本国公開実用新案公報 | 1 9 7 1 - 2 0 1 3 年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1 9 9 6 - 2 0 1 3 年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1 9 9 4 - 2 0 1 3 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<br>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<br>請求項の番号 |
|-----------------|--------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| Y               | JP 2012-143399 A（富士フイルム株式会社）<br>2012.08.02, 【図2】 & US 2012/179013 A1 & EP 2476373 A1 | 1, 3, 5-9      |
| Y               | JP 2012-135431 A（富士フイルム株式会社）<br>2012.07.19, 【図2】 & WO 2012/90552 A1                  | 1, 3, 5-9      |
| Y               | JP 2005-204694 A（国立大学法人山口大学）<br>2005.08.04, 【要約】（ファミリーなし）                            | 1, 3, 5-9      |

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）  
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 2 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

2 6 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）  
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5  
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）

小田倉 直人

2 Q

9 1 6 3

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

| C (続き) . 関連すると認められる文献 |                                                                                 |                |
|-----------------------|---------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| 引用文献の<br>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<br>請求項の番号 |
| A                     | JP 2009-153828 A (オリンパス株式会社)<br>2009.07.16, 段落【0002】、【0028】、【0037】<br>(ファミリーなし) | 1 - 9          |