

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 126017

(P2003 - 126017A)

(43)公開日 平成15年5月7日(2003.5.7)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ド* (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 D 2 H 0 4 0
19/00	508	19/00	508 2 H 0 5 2
G 0 2 B 21/36		G 0 2 B 21/36	4 C 0 6 1
23/26		23/26	D

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 12数)

(21)出願番号 特願2001 - 327987(P2001 - 327987)

(22)出願日 平成13年10月25日(2001.10.25)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 大野 渉

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン
パス光学工業株式会社内

(72)発明者 溝口 正和

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン
パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

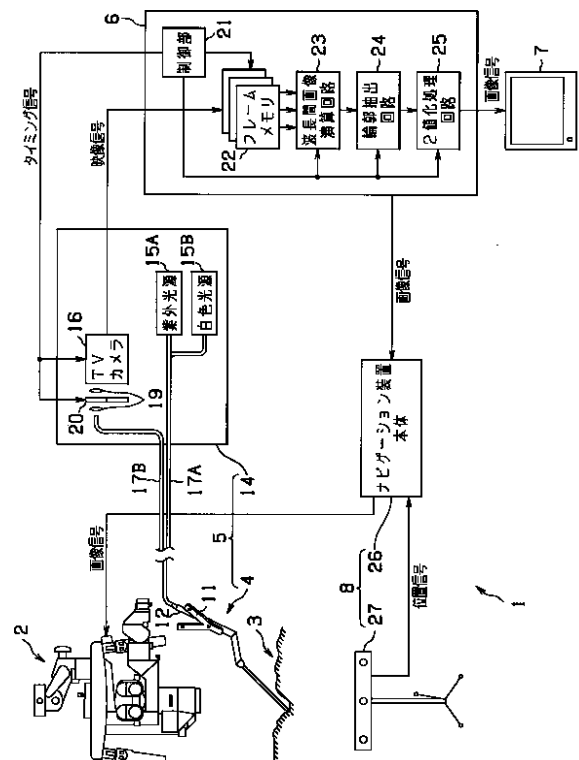
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 手術用顕微鏡システム

(57)【要約】

【課題】 残存腫瘍の発見をアシストし、確実な全摘が可能な手術用顕微鏡システムを実現する。

【解決手段】 手術用顕微鏡システム1は、手術部位の顕微鏡画像を得る手術用顕微鏡2と、生体組織の蛍光像を得る内視鏡装置5と、この内視鏡装置5で得た蛍光像を画像処理し蛍光画像を得る画像処理装置6と、前記内視鏡装置5の観察位置と前記手術部位との相対位置を検出するナビゲーション装置8とを有し、前記手術用顕微鏡2で得た顕微鏡画像の倍率変更に応じて、前記画像処理装置6で得た蛍光画像を変倍すると共に、検出される前記内視鏡装置5の観察位置と前記手術部位との相対位置に基づいて前記顕微鏡画像に対して蛍光画像の範囲を演算し、この結果に基づき、前記内視鏡装置5の観察位置に応じて前記顕微鏡画像に前記蛍光画像を重畳するナビゲーション装置本体26を具備して構成される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 手術部位の顕微鏡画像を得る手術用顕微鏡と、少なくとも生体組織の蛍光像を得る内視鏡装置と、この内視鏡装置で得た蛍光像を画像処理し蛍光画像を得る画像処理手段と、前記内視鏡装置の観察位置と前記手術部位との相対位置を検出する検出手段とを有する手術用顕微鏡システムにおいて、前記手術用顕微鏡で得た顕微鏡画像の倍率変更に応じて、前記画像処理手段で得た蛍光画像を変倍する変倍手段と、

前記検出手段で検出される前記内視鏡装置の観察位置と前記手術部位との相対位置に基づき、前記顕微鏡画像に対して前記変倍手段で変倍する蛍光画像の範囲を演算する範囲演算手段と、

前記範囲演算手段の結果に基づき、前記内視鏡装置の観察位置に応じて前記顕微鏡画像に前記蛍光画像を重畳する画像重畳手段と、

を具備したことを特徴とする手術用顕微鏡システム。

【請求項 2】 前記画像処理手段は、前記内視鏡装置で得た複数の蛍光像を画像処理した後、合成する合成手段を有し、

前記範囲演算手段は、前記検出手段で検出される前記内視鏡装置の観察位置と前記手術部位との相対位置に基づき、前記顕微鏡画像に対して前記合成手段で得た蛍光合成画像の範囲を演算し、

前記画像重畳手段は、前記範囲演算手段の結果に基づき、前記内視鏡装置の観察位置に応じて前記顕微鏡画像に前記蛍光合成画像を重畳することを特徴とする請求項 1 に記載の手術用顕微鏡システム。

【請求項 3】 前記画像処理手段は、前記内視鏡装置で得た術前光学像を画像処理して術前光学画像を得、前記画像重畳手段は、前記術前光学画像を前記顕微鏡画像に重畳することを特徴とする請求項 1 に記載の手術用顕微鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、蛍光像を得る内視鏡装置を用いて手術部位の組織情報を取得する手術用顕微鏡システムに関する。

【0002】

【従来の技術】近年、手術用顕微鏡装置は、脳神経外科等に広く用いられる。上記手術用顕微鏡装置は、手術中の被検部位を光学的に拡大観察する手術用顕微鏡に加え、内視鏡装置及び画像処理装置と組み合わせて手術用顕微鏡システムを構成している。上記手術用顕微鏡システムは、上記内視鏡装置で被検部位の光学情報を取得するようになっている。

【0003】このような手術用顕微鏡システムに用いられる上記内視鏡装置は、例えば、特開平 7 - 59783 号公報や、特開平 9 - 24023 号公報に記載されてい

るように光源から供給される紫外光により生体組織の蛍光像を得、この蛍光像を画像処理装置で画像処理して得た蛍光画像により生体組織の診断を行うものが提案されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】一般に、手術用顕微鏡下で実施されるマイクロサージェリ（顕微鏡手術）は、その観察視野の死角観察に内視鏡を活用する手法が広がっている。

10 【0005】マイクロサージェリ（顕微鏡手術）は、良性腫瘍摘出においても、基本的に全摘出を目的としており、周囲組織への癒着による残存組織をできる限り摘出することが再発防止への最善策といわれている。マイクロサージェリ（顕微鏡手術）は、実際に血管や神経の裏側に癒着した残存部を内視鏡で観察できても、腫瘍組織であることの識別・診断が困難である。更に、マイクロサージェリ（顕微鏡手術）は、顕微鏡観察におけるマクロ的な位置の同定が常に術者自身の記憶に委ねられているのが現状である。

20 【0006】また、上記従来の上記手術用顕微鏡システムは、例えば、脳外科手術を行う際に残存腫瘍を確認する場合、手術用顕微鏡で得た顕微鏡画像と、内視鏡装置及び画像処理装置で得た蛍光画像とを交互に観察しなければならず、また、観察位置も手術用顕微鏡下で目視で確認するしかなかった。

【0007】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、残存腫瘍の発見をアシストし、確実な全摘が可能で手術用顕微鏡システムを提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の請求項 1 は、手術部位の顕微鏡画像を得る手術用顕微鏡と、少なくとも生体組織の蛍光像を得る内視鏡装置と、この内視鏡装置で得た蛍光像を画像処理し蛍光画像を得る画像処理手段と、前記内視鏡装置の観察位置と前記手術部位との相対位置を検出する検出手段とを有する手術用顕微鏡システムにおいて、前記手術用顕微鏡で得た顕微鏡画像の倍率変更に応じて、前記画像処理手段で得た蛍光画像を変倍する変倍手段と、前記検出手段で検出される前記内視鏡装置の観察位置と前記手術部位との相対位置に基づき、前記顕微鏡画像に対して前記変倍手段で変倍する蛍光画像の範囲を演算する範囲演算手段と、前記範囲演算手段の結果に基づき、前記内視鏡装置の観察位置に応じて前記顕微鏡画像に前記蛍光画像を重畳する画像重畳手段と、を具備したことを特徴としている。また、本発明の請求項 2 は、請求項 1 の手術用顕微鏡システムにおいて、前記画像処理手段は、前記内視鏡装置で得た複数の蛍光像を画像処理した後、合成する合成手段を有し、前記範囲演算手段は、前記検出手段で検出される前記内視鏡装置の観察位置と前記手術部位との相対位置に基づ

き、前記顕微鏡画像に対して前記合成手段で得た蛍光合成画像の範囲を演算し、前記画像重畳手段は、前記範囲演算手段の結果に基づき、前記内視鏡装置の観察位置に応じて前記顕微鏡画像に前記蛍光合成画像を重畳することを特徴としている。また、本発明の請求項3は、請求項1の手術用顕微鏡システムにおいて、前記画像処理手段は、前記内視鏡装置で得た術前光学像を画像処理して術前光学画像を得、前記画像重畳手段は、前記術前光学画像を前記顕微鏡画像に重畳することを特徴としている。この構成により、残存腫瘍の発見をアシストし、確実な全摘が可能な手術用顕微鏡システムを実現する。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態) 図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は第1の実施の形態の手術用顕微鏡システムの構成を示し、図2は図1の蛍光プローブの概観を示し、図3は術部での蛍光観察の様子を示す説明図であり、図3(a)は蛍光プローブにより術部での蛍光画像を得る際の様子を示し、図3(b)は同図(a)で得た蛍光画像を示し、図4は手術用顕微鏡装置のモニタ表示画面を示し、図4(a)は顕微鏡画像を示し、図4(b)はナビゲーション画像を示し、図5は本実施の形態の変形例である手術用顕微鏡の顕微鏡画像を示す。

【0010】図1に示すように本発明の第1の実施の形態の手術用顕微鏡システム1は、手術用顕微鏡2を備えて構成される。前記手術用顕微鏡2は、頭部などの手術を行おうとする術部3を拡大観察するものである。

【0011】前記手術用顕微鏡システム1は、前記手術用顕微鏡2の観察下で、内視鏡としての蛍光プローブ4に紫外光等の照明光を供給し、被検体、より具体的には頭部側からの戻り光を撮像する内視鏡装置5と、この内視鏡装置5からの映像信号を画像処理して内視鏡画像を得る画像処理装置6と、この画像処理装置6からの画像信号が入力されて対応する画像を表示するモニタ7と、前記蛍光プローブ4の観察位置を検出するナビゲーション装置8とを有する。

【0012】前記蛍光プローブ4は、位置検出のための発光部11を備えた硬性シース12に装着されるようになっている(図2参照)。前記内視鏡装置5は、前記蛍光プローブ4の後端が接続される光源装置14を有して構成される。

【0013】前記光源装置14は、紫外光を発生する紫外光源15A及び白色光を発生する白色光源15Bと、被検体からの戻り光により蛍光像又は通常光学像を撮像するテレビジョンカメラ(以下、TVカメラ)16とから構成される。

【0014】前記蛍光プローブ4は、このプローブ内部に配設される照明用ファイバ17Aの光入射端面から前

記紫外光源15A又は前記白色光源15Bからの照明光を供給される。これら照明光は、プローブ先端部4aへ伝達され、前記照明用ファイバ17Aの光出射端面17aから被検体を照明するようになっている。

【0015】被検体からの戻り光は、前記照明用ファイバ17Aの光出射端面17aに隣接する対物レンズ18(図2参照)から取り込まれ、この対物レンズ18の後部側に配設された観察用ファイバ17Bの光入射端面に光学像を結像するようになっている。そして、取り込まれた被検体からの戻り光は、前記観察用ファイバ17Bで前記光源装置14へ伝達され、この光源装置14内で前記観察用ファイバ17Bの光出射端面から出射し、配設されたレンズ19及び回転ホイール20を経由して前記TVカメラ16により撮像されるようになっている。

【0016】前記回転ホイール20は、少なくとも2枚以上の図示しない各種光学フィルタ及び少なくとも1つの図示しない光透過部が設けられている。前記TVカメラ16は、図示しないCCD等の撮像素子と、光電子増倍管と、映像処理回路とから構成される。このTVカメラ16の映像処理回路は、前記画像処理装置6に接続され、映像信号が出力されるようになっている。前記回転ホイール20、前記TVカメラ16は、前記画像処理装置6内に設けられた制御部21に接続され、この制御部21から出力されるタイミング信号に基づき制御駆動されるようになっている。

【0017】前記画像処理装置6は、各波長の映像信号を蓄積するフレームメモリ22と、このフレームメモリ22に蓄積された各波長の映像信号を波長毎に画像間演算して複数波長の映像信号を合成し、組織情報の映像信号を生成する波長間画像演算回路23と、この波長間画像演算回路23で得られた組織情報の映像信号に対して所定のスレッシュホルドでその画像範囲の輪郭を抽出する輪郭抽出回路24と、この輪郭抽出回路24で抽出された組織情報の映像信号に対して、2値化処理を施して線画像に変換する2値化処理回路25とを有し、前記制御部21から出力されるタイミング信号によって制御される。そして、前記画像処理装置6は、前記TVモニタ7及び前記ナビゲーション装置26に接続され、画像信号が出力されるようになっている。

【0018】前記ナビゲーション装置8は、ナビゲーション装置本体26に位置検出用のデジタイザ27が接続されて構成されている。このデジタイザ27は、前記発光部11による例えば赤外線を検出してその位置信号をナビゲーション装置本体26に出力するようになっている。前記ナビゲーション装置本体26は、前記手術用顕微鏡2の術部3に対する位置を検知し、手術用顕微鏡2の光学視野の観察範囲に対して、プローブ先端4aの位置を算出するようになっている。

【0019】そして、このナビゲーション装置本体26は、前記手術用顕微鏡2による例えば(手術を行う術部

3としての)頭部を撮像した信号が入力され、頭部の顕微鏡画像を表す映像信号に変換して出力するようになっている。同時に、ナビゲーション装置本体26は、前記デジタルカメラ27で検出した前記発光部11による位置信号により、所定方向に所定距離離れた位置の蛍光プローブ4での頭部における観察位置を検出して、ナビゲーション画像を生成するようになっている。

【0020】また、前記ナビゲーション装置本体26は、前記手術用顕微鏡2の光学視野の移動又は倍率変更に応じて、変倍手段としてナビゲーション画像の位置変更又は倍率変更を行うようになっている。

【0021】前記手術用顕微鏡2は、光学視野を撮像する図示しないTVカメラが前記ナビゲーション装置本体26に接続され、このナビゲーション装置本体26に撮像した光学視野の信号を出力するようになっている。また、前記手術用顕微鏡2は、この光学視野の光学系に図示しないオーバーレイモニタを有して構成されている。このオーバーレイモニタは、前記ナビゲーション装置本体26に接続され、このナビゲーション装置本体26で生成されたナビゲーション画像が出力されるようになっている。

【0022】図2は蛍光プローブ4の形状及びパヨネット型の硬性シース12の全体の外観を示す。前記蛍光プローブ4に装着される硬性シース12は、中空のパヨネット型に形成されている。この硬性シース12は、少なくとも2箇所に屈曲部を設けた硬性の把持部12aが形成されている。前記発光部11は、赤外線を発生する数個の発光素子11a~11cが設けられている。また、上述したように前記蛍光プローブ4は、このプローブ先端4aに前記照明用ファイバ17Aの光入射端面が配置され、この光入射端面へ前記対物レンズ18により光学像を結像するようになっている。

【0023】このような構成の本実施の形態の手術用顕微鏡システム1は、頭部などの手術を行う手術部位を示す顕微鏡画像に、前記蛍光プローブ4で実際に拡大観察する観察位置の位置情報をスーパーインポーズしたナビゲーション画像及び蛍光プローブ4による蛍光画像とを画像情報としてオーバーレイモニタ、モニタ7により観察可能である。

【0024】次に、本実施の形態の作用について説明する。図1に示すように蛍光プローブ4は、設定される。そして、図3に示すように手術用顕微鏡2での観察下で、蛍光プローブ4はこのプローブ先端部4aが術部3に導かれる。

【0025】蛍光プローブ4は、紫外光源15Aより紫外光或いは青色光が照射され照明用ファイバ17Aにより図2に示す光入射端面から術部3を照明する。紫外光、又は青色光によって照明・励起された術部3の生体組織は、その組織の状態によって蛍光を発生する。この

蛍光の発生は、組織そのものが有する組成により発する自家蛍光、又は、ポルフィリン系の薬剤或いは、ALA(アミノレブリン酸; Amino-Levulinic Acid)等により異常組織をマーキングする方法などがある。

【0026】生体組織から発生した蛍光は、図2に示す対物レンズ18から蛍光プローブ4に取り込まれ、観察用ファイバ17Bの光入射端面へ入射される。そして、入射された蛍光は、光源装置14へ伝達され、この光源装置14内のレンズ19で集光され回転ホイール20の各種光学フィルタを介してTVカメラ16内の撮像素子により複数波長の蛍光像が結像され撮像される。

【0027】TVカメラ16内の撮像素子は、複数波長毎に蛍光像を光電変換して撮像信号を生成し、光電子増幅管で増幅される。増幅された撮像信号は、映像処理回路で映像信号に信号処理された後、画像処理装置6内のフレームメモリ22へ複数波長毎に出力され、それぞれ蓄積される。ここで、制御部21は、TVカメラ16での撮像、回転ホイール20によるフィルタ選択及びフレームメモリ22への映像信号の取り込み及び画像演算プロセスをタイミング信号によって制御している。

【0028】フレームメモリ22に蓄積された各波長の映像信号は、波長間画像演算回路23により波長毎に画像間演算されることで、複数波長の画像信号が合成され、組織情報の画像信号が得られる。波長間画像演算回路23で得られた組織情報の画像信号は、輪郭抽出回路24により所定のスレッシュホールドでその画像範囲の輪郭が抽出される。抽出された組織情報の画像信号は、二値化処理回路17により線画像に変換され、モニタ7又はナビゲーション装置本体26に出力される。

【0029】図3は術部での蛍光観察の様子を示す説明図であり、図3(a)は蛍光プローブによる観察の様子を示し、図3(b)は図3(a)で得た蛍光画像を示す。図3(a)に示すように蛍光プローブ4は、術部3の生体組織31の陰にある残存腫瘍32を撮像することで図3(b)の画像を得る。

【0030】図3(a)に示す蛍光プローブ4の(観察範囲)33は、焦点距離34と視野中心位置35及び腫瘍輪郭36とによって決定される。このため、図3(b)に示す蛍光画像40に表示される残存腫瘍32の位置は、プローブ先端4aの位置と焦点距離34とにより、ナビゲーション装置本体26によって特定される。図3(b)において、蛍光画像40中に表示された残存腫瘍32の画像は、画像処理装置6により腫瘍輪郭36が抽出される。

【0031】図4(a)は、顕微鏡画像を示し、図4(b)は、ナビゲーション画像を示す。図4(a)に示す顕微鏡画像41は、この画像中の腫瘍位置34にナビゲーション装置本体26によって腫瘍範囲画像35として重畳表示される。

【0032】図4(b)に示すナビゲーション画像42

は、図1で説明したシステムによって撮像された腫瘍輪郭36であり、生体組織31の残存腫瘍32の範囲を示している。この腫瘍範囲画像35は、ナビゲーション装置本体26によって顕微鏡画像41の移動又は倍率変更に応じて位置変更又は倍率変更される。

【0033】更に、制御部21は、TVカメラ16及びフレームメモリ22へのタイミング信号と、蛍光プローブ4の位置検出とを停止することで、腫瘍輪郭36の画像と蛍光プローブ4の位置情報との更新を停止して、蛍光プローブ4を抜去しても最後に撮像した腫瘍輪郭36が残る。尚、このとき、制御部21は、輪郭抽出処理を行わず、蛍光画像をそのまま表示するようにしても良い。

【0034】この結果、本実施の形態は、手術用顕微鏡2下での腫瘍摘出手術において腫瘍の位置確認を術部3の画像（顕微鏡画像）に対応して行うことができる。このため、本実施の形態は、1つの画面（顕微鏡画像）の中で手術を行うことができ、摘出範囲の判断が容易に行える。これにより、本実施の形態は、手術時間を短縮し、患者への負担を軽減することが可能である。

【0035】尚、顕微鏡像は、図5に示すようにオーバーレイモニタによって蛍光画像と術前光学画像との2つを同時に表示されるように構成しても良い。図5は本実施の形態の変形例である手術用顕微鏡の顕微鏡像を示す。

【0036】図5に示すように顕微鏡像51は、図示しないオーバーレイモニタによって蛍光画像52と術前光学画像53とが同時に表示されるようになっている。このことにより、術部3及び切除部分55を観察する場合、顕微鏡画像51は、腫瘍組織の術前光学画像53及び蛍光画像52を同時に表示することで、腫瘍の切除部分55及び残存組織56にある残存腫瘍57を同時に観察することができ、腫瘍の取り残し部分の表示が可能となる。

【0037】この結果、本変形例は、術前光学画像と蛍光画像とを重ね合わせることで、腫瘍部の取り残しの確認や、術前診断画像では発見できなかった腫瘍の広がり、転移を術前光学画像と対比させて観察することができ、1つの画面（顕微鏡画像）の中で摘出範囲の判断が容易に行える。これにより、本変形例は、手術時間を短縮し、患者への負担を軽減することが可能である。

【0038】尚、本実施の形態は、内視鏡として蛍光プローブ4を用いて蛍光像を得るように構成しているが、本発明はこれに限定されず、内視鏡挿入部先端の観察位置を検出可能なものであれば、通常の内視鏡、例えば、腹腔用等の硬性内視鏡や挿入部が軟性の軟性内視鏡を用いて蛍光像を得るものに本発明を適用しても構わない。

【0039】（第2の実施の形態）図6ないし図11は本発明の第2の実施の形態に係わり、図6は第2の実施の形態の手術用顕微鏡システムの構成を示し、図7は図

6の画像処理装置の回路ブロック図を示し、図8はプローブによる術部での生体組織の位置検出の様子を示す説明図であり、図9は術部での蛍光観察の様子を示す説明図であり、図9(a)は蛍光プローブにより術部での蛍光画像を得る際の様子を示し、図9(b)は同図(a)で得た蛍光合成画像を示し、図10はプローブと蛍光プローブとによる画像の位置関係を示す説明図であり、図11は蛍光合成画像を示すナビゲーション画像が重畳された手術用顕微鏡の顕微鏡画像を示す。

【0040】上記第1の実施の形態は、手術用顕微鏡2の観察下で、内視鏡として蛍光プローブ4により静止した状態で得た蛍光画像を顕微鏡画像に重畳するように構成しているが、本第2の実施の形態は手術用顕微鏡2の観察下で、蛍光プローブ4を所定方向に所定距離移動させて得た蛍光画像を合成して顕微鏡画像に重畳するように構成する。それ以外の構成は、上記第1の実施の形態とほぼ同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0041】図6に示すように本第2の実施の形態の手術用顕微鏡システム61は、上記第1の実施の形態で説明したのとほぼ同様な手術用顕微鏡2と、前記蛍光プローブ4及び光源装置14から構成される内視鏡装置5とを有し、更に第2の内視鏡としてプローブ62及びこのプローブ62に白色光源（不図示）で発生した白色光を供給すると共に、この白色光で照明された被検体からの戻り光を撮像するTVカメラ（不図示）を内蔵した第2の光源装置63で構成される第2の内視鏡装置64と、この第2の内視鏡装置64及び前記内視鏡装置5が接続される画像処理装置65と、前記蛍光プローブ4及び前記プローブ62の観察位置を検出するナビゲーション装置本体66を有するナビゲーション装置67とを設けて構成される。尚、前記第2の内視鏡装置64は、前記内視鏡装置5と同様に紫外光源からの紫外光を供給して蛍光像を得るものでも構わない。

【0042】前記プローブ62は、前記蛍光プローブ4と同様に位置検出のための発光部71を備えた硬性シース72に装着され、前記発光部71に発光素子71a~71cを設けている。前記プローブ62は、屈曲部を設けることなく把持部72aが形成されている。尚、前記プローブ62は、前記蛍光プローブ4と同様に屈曲部を設けて構成しても良い。

【0043】前記ナビゲーション装置本体66は、上記第1の実施の形態のナビゲーション装置本体26と同様に前記デジタイザ27により前記蛍光プローブ4の発光素子11a~11cの位置検出を行うことで、これらの位置から所定方向に所定距離離れた前記蛍光プローブ4の位置及びその光軸方向を観察位置とすると共に、前記発光素子71a~71cの位置検出を行うことで、これらの位置から所定方向に所定距離離れた前記プローブ62の位置及びその光軸方向を観察位置とするようになっ

ている。

【0044】また、前記ナビゲーション装置本体66は、検出した前記蛍光プローブ4又は前記プローブ62の位置により、これらプローブが移動した一定量毎に移動情報信号を前記画像処理装置65へ出力するようになっている。

【0045】前記画像処理装置65は、前記光源装置4及び前記第2の光源装置63からの映像信号を画像処理して画像信号を得、この画像信号を前記モニター7及び前記ナビゲーション装置26に出力するようになっている。また、前記画像処理装置65は、前記ナビゲーション装置本体66からの移動情報信号に基づき、前記蛍光プローブ4を所定方向に所定距離移動させて得た少なくとも2つの画像を合成して顕微鏡画像に重畳するように構成されている。

【0046】図7に示すように前記画像処理装置65は、上記第1の実施の形態で説明したのと同様なフレームメモリ22と、波長間画像演算回路23と、輪郭抽出回路24とを有し、蛍光プローブ4を所定方向に所定距離移動させて得た少なくとも2つの画像の映像信号が順次前記フレームメモリ22に入力され、それぞれ画像間演算処理及び輪郭抽出処理を施されて少なくとも2つの画像信号が得られるようになっている。

【0047】更に、前記画像処理装置65は、上述して得た少なくとも2つの画像信号を蛍光プローブ4の移動に応じて蓄積し、移動終了(画像取得終了)後に順次出力するフレームメモリ81と、このフレームメモリ81から順次出力される少なくとも2つの画像信号を蓄積するフレームメモリ82と、このフレームメモリ82に蓄積された先の画像信号と後述のフレームメモリ83に蓄積される後の画像信号との重複部を検出し、相関情報を得る相関回路84と、この相関回路84からの相関情報に基づき、それぞれ先の画像信号と後の画像信号とを補間する補間回路85a、85bと、前記補間回路85aで補間された先の画像信号に対し、前記補間回路85bで補間された後の画像信号を加算し合成する加算回路86と、この加算回路86で合成された画像信号に対し、画像位置を水平方向に移動させて前記フレームメモリ83に蓄積される後の画像信号を更新する画像位置変更回路87と、この画像位置変更回路87で更新される画像信号を蓄積すると共に、前記補間回路85b及び外部(ナビゲーション装置本体66及びモニター7)に出力するフレームメモリ83と、前記ナビゲーション装置本体66からの移動情報信号に基づき、タイミング信号を出力してこれらを制御する制御部88とから構成される。

【0048】尚、前記補間回路85aは前記フレームメモリ82に接続され、前記相関回路84からの相関情報に基づき、前記フレームメモリ82に蓄積された先の画像信号を補間するようになっている。一方、前記補間回路85bは前記フレームメモリ83に接続され、前記相

関回路84からの相関情報に基づき、前記フレームメモリ83に蓄積された後の画像信号を補間するようになっている。

【0049】次に、本実施の形態の作用について説明する。本実施の形態では、上記第1実施の形態で説明したのと同様にプローブ62及び蛍光プローブ4が設定され、手術用顕微鏡2での観察下で、それぞれのプローブ先端部4a、62aが術部3に導かれる。そして、これらプローブ62及び蛍光プローブ4による通常光学像及び蛍光画像の撮像及び表示プロセスは、上記第1実施の形態と同様に行われる。

【0050】図8はプローブによる術部での生体組織の位置検出の様子を示す説明図であり、図9は術部での蛍光観察の様子を示す説明図であり、図9(a)は蛍光プローブにより術部での蛍光画像を得る際の様子を示し、図9(b)は同図(a)で得た蛍光合成画像を示す。

【0051】図8に示すように生体組織91は、血管92や腫瘍組織93などがある。

【0052】本実施の形態では、先ず、蛍光観察前にプローブ62を用いて生体組織91の腫瘍組織93を含むトレース94を行う。

【0053】このトレース94は、プローブ62のプローブ先端62aをAからA'の方向へ移動させて行う。このとき、ナビゲーション装置本体66は、発光部71の発光素子71a~71cの位置をデジタイザ27により検出することで生体組織91上でのプローブ先端62aを検出し、記録する。

【0054】次に、図9(a)に示すようにプローブ62によって記録されたトレース94に沿って、蛍光プローブ4をAからA'へ撮像しながら移動させる。このとき、ナビゲーション装置本体66は、蛍光プローブ4の移動した一定量毎に移動情報信号を出力する。

【0055】そして、図9(b)に示すように距離95毎に少なくとも2枚の蛍光像AA'の蛍光像を撮像する。このとき、画像処理装置65は、ナビゲーション装置本体66からの移動情報信号に基づき、制御部88からタイミング信号を出力して距離95毎に少なくとも2枚の蛍光像AA'の画像を中心線96に沿って合成する。尚、図9(b)中、符号97は腫瘍部の蛍光画像を示し、符号98aはトレース94上の点Aでの蛍光画像を示し、符号98bは点Aから距離95だけ移動した蛍光画像を示す。

【0056】光源装置4内のTVカメラ16で撮像された少なくとも2つの蛍光画像の画像信号は、フレームメモリ22に蓄積され、各波長毎に波長間画像演算回路23により画像間演算され腫瘍画像の画像信号を得る。ここで得られた腫瘍画像の画像信号は、輪郭抽出回路24により腫瘍範囲画像として少なくとも2つのフレームメモリ81に蛍光プローブ4の移動に応じて蓄積される。

【0057】フレームメモリ81に蓄積された画像信号

は、画像取得終了後（A-Aのトレース終了後）、フレームメモリ82に出力され、フレームメモリ83に蓄積されている距離95だけ前の画像信号と相関回路84により重複部を検出される。相関回路84により演算された2つの画像信号の相関情報は、補間回路85a、85bによりフレームメモリ82、83に蓄積にされた画像の補間に用いられる。

【0058】補間回路85a、85bによって得られた画像信号は、加算回路86により重ね合わされ、蛍光プローブ4の移動に合わせた画像信号となる。この画像信号は、蛍光プローブ4の移動情報信号に基づいた制御部88からのタイミング信号により、画像位置変更回路87で水平方向に位置が移動され、フレームメモリ83が更新される。このことにより、画像処理装置65は、図9(b)に示す蛍光プローブ4の移動方向に沿った蛍光合成画像99を得る。

【0059】この蛍光合成画像99の画像信号は、ナビゲーション装置本体66及びモニター7へ出力される。モニター7は、この蛍光合成画像99を表示画面に表示する。一方、ナビゲーション装置本体66は、ナビゲーション画像を生成して手術用顕微鏡2のオーバーレイモニターに出力し、手術用顕微鏡2は蛍光合成画像99が重畳された顕微鏡画像を得る。

【0060】図10は、プローブ62と蛍光プローブ4とによる画像の位置関係を示す。図10に示すプローブ62のプローブ先端62aで検出された観察位置及び蛍光プローブ4のプローブ先端4aとの距離100は、ナビゲーション装置本体66の演算により求められる。

【0061】この距離100からの蛍光プローブ4の（観察）視野角101及び視野範囲（観察範囲）102は、ナビゲーション装置本体66によって決定されるので、蛍光プローブ4により撮像される蛍光画像の観察位置と撮像範囲（観察範囲）を知ることができる。

【0062】蛍光プローブ4の視野中心位置103を術部3でのトレース94に沿って移動させることで、ナビゲーション装置本体66は、腫瘍範囲104を示す図9(b)の蛍光合成画像99と実際の術部3での観察位置及び視野範囲（観察範囲）102を関連付けることができ、ナビゲーション画像を生成する。

【0063】ナビゲーション装置本体66によって関連付けられた位置関係により、図11に示す手術用顕微鏡2の顕微鏡画像105に蛍光合成画像99を示すナビゲーション画像106を重畳する。図11は、蛍光合成画像99を示すナビゲーション画像106が重畳された手術用顕微鏡2の顕微鏡画像105を示す。

【0064】これにより、手術用顕微鏡2下で実際に観察している顕微鏡視野（顕微鏡画像105）に腫瘍位置107を示すナビゲーション画像106（蛍光合成画像99）を表示することができ、観察位置での腫瘍の位置及びサイズを知ることができる。更に、このナビゲーション

ン画像106は、ナビゲーション装置本体66によって顕微鏡視野（顕微鏡画像105）と相対位置を関連付けられているので、この顕微鏡視野（顕微鏡画像105）を移動・倍率変更しても位置関係を保つことができる。

【0065】この結果、本第2の実施の形態は、上記第1の実施の形態と同様な効果を得る上に、更に広範囲に亘って腫瘍の位置確認を1つの画面の中で行うことが可能である。また、本第2の実施の形態は、蛍光プローブ4に加え、プローブ62を併用することで、腫瘍範囲104の位置を正確に検出することが可能となる。尚、この顕微鏡視野（顕微鏡画像105）は、図5で説明したようにオーバーレイモニターによって蛍光画像と術前光学画像との2つを同時に表示されるように構成しても良い。

【0066】また、本発明は、以上述べた実施の形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0067】[付記]

（付記項1）手術部位の顕微鏡画像を得る手術用顕微鏡と、少なくとも生体組織の蛍光像を得る内視鏡装置と、この内視鏡装置で得た蛍光像を画像処理し蛍光画像を得る画像処理手段と、前記内視鏡装置の観察位置と前記手術部位との相対位置を検出する検出手段とを有する手術用顕微鏡システムにおいて、前記手術用顕微鏡で得た顕微鏡画像の倍率変更に応じて、前記画像処理手段で得た蛍光画像を変倍する変倍手段と、前記検出手段で検出される前記内視鏡装置の観察位置と前記手術部位との相対位置に基づき、前記顕微鏡画像に対して前記変倍手段で変倍する蛍光画像の範囲を演算する範囲演算手段と、前記範囲演算手段の結果に基づき、前記内視鏡装置の観察位置に応じて前記顕微鏡画像に前記蛍光画像を重畳する画像重畳手段と、を具備したことを特徴とする手術用顕微鏡システム。

【0068】（付記項2）前記画像処理手段は、前記内視鏡装置で得た複数の蛍光像を画像処理した後、合成する合成手段を有し、前記範囲演算手段は、前記検出手段で検出される前記内視鏡装置の観察位置と前記手術部位との相対位置に基づき、前記顕微鏡画像に対して前記合成手段で得た蛍光合成画像の範囲を演算し、前記画像重畳手段は、前記範囲演算手段の結果に基づき、前記内視鏡装置の観察位置に応じて前記顕微鏡画像に前記蛍光合成画像を重畳することを特徴とする付記項1に記載の手術用顕微鏡システム。

【0069】（付記項3）前記画像処理手段は、前記内視鏡装置で得た術前光学像を画像処理して術前光学画像を得、前記画像重畳手段は、前記術前光学画像を前記顕微鏡画像に重畳することを特徴とする請求項1に記載の手術用顕微鏡システム。

【0070】（付記項4）前記画像処理手段は、前記

内視鏡装置で得た蛍光像の映像信号を各波長毎に蓄積するフレームメモリと、このフレームメモリに蓄積された映像信号を波長毎に画像間演算して複数波長の画像信号を合成し、組織情報の画像信号を生成する波長間画像演算回路と、この波長間画像演算回路で得られた組織情報の画像信号に対して所定のスレッシュホールドでその画像範囲の輪郭を抽出する輪郭抽出回路と、この輪郭抽出回路で抽出された組織情報の画像信号に対して、2値化処理を施して線画像に変換する2値化処理回路と、これらを制御する制御部とを有することを特徴とする付記項1又は2に記載の手術用顕微鏡システム。

【0071】(付記項5) 前記合成手段は、前記内視鏡装置で得た複数の蛍光像を画像処理した後、前記内視鏡装置の観察位置の移動に応じて蓄積された先の画像信号と後の画像信号との重複部を検出して相関情報を得る相関回路と、この相関回路からの相関情報に基づき、先の画像信号と後の画像信号とを補間する補間回路と、前記補間回路で補間された先の画像信号に対し、補間された後の画像信号を加算し合成する加算回路と、この加算回路で合成された画像信号に対し、画像位置を変更させる画像位置変更回路とを有し、前記制御部は、前記検出手段で検出される前記内視鏡装置の観察位置からの情報に基づいて、前記合成手段を制御することを特徴とする付記項4に記載の手術用顕微鏡システム。

【0072】(付記項6) 前記合成手段は、前記内視鏡装置で得た複数の蛍光像を画像処理した後、前記内視鏡装置の観察位置の移動に応じて蓄積し、移動終了後に順次出力する第2フレームメモリと、この第2フレームメモリから順次出力される画像信号を蓄積する第3フレームメモリと、前記画像位置変更回路で画像位置を変更した画像信号を蓄積する第4フレームメモリとを有することを特徴とする付記項5に記載の手術用顕微鏡システム。

【0073】(付記項7) 前記画像位置変更回路は、前記第4フレームメモリに蓄積された画像信号を更新することを特徴とする付記項6に記載の手術用顕微鏡システム。

【0074】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、残存腫瘍の発見をアシストし、確実な全摘が可能な手術用

顕微鏡システムを実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施の形態の手術用顕微鏡システムの構成図

【図2】図1の蛍光プローブの概観図

【図3】術部での蛍光観察の様子を示す説明図

【図4】手術用顕微鏡装置のモニタ表示画面

【図5】本実施の形態の変形例である手術用顕微鏡の顕微鏡画像

【図6】第2の実施の形態の手術用顕微鏡システムの構成図

【図7】図6の画像処理装置の回路ブロック図

【図8】プローブによる術部での生体組織の位置検出の様子を示す説明図

【図9】術部での蛍光観察の様子を示す説明図

【図10】プローブと蛍光プローブとによる画像の位置関係を示す説明図

【図11】蛍光合成画像を示すナビゲーション画像が重畳された手術用顕微鏡の顕微鏡画像

【符号の説明】

1...手術用顕微鏡システム

2...手術用顕微鏡

3...術部

4...蛍光プローブ

5...内視鏡装置

6...画像処理装置

7...モニタ

8...ナビゲーション装置

9...硬性シース

11...発光部

12...硬性シース

14...光源装置

21...制御部

22...フレームメモリ

23...波長間画像演算回路

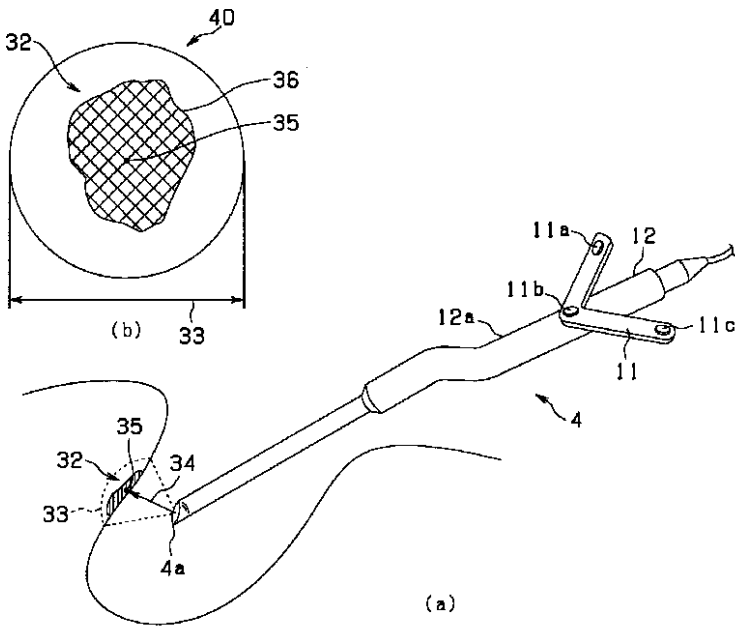
24...輪郭抽出回路

25...2値化処理回路

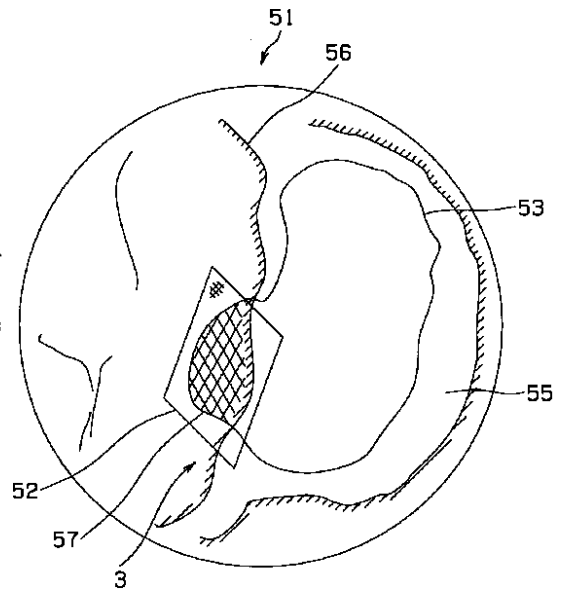
26...ナビゲーション装置本体

27...デジタイザ

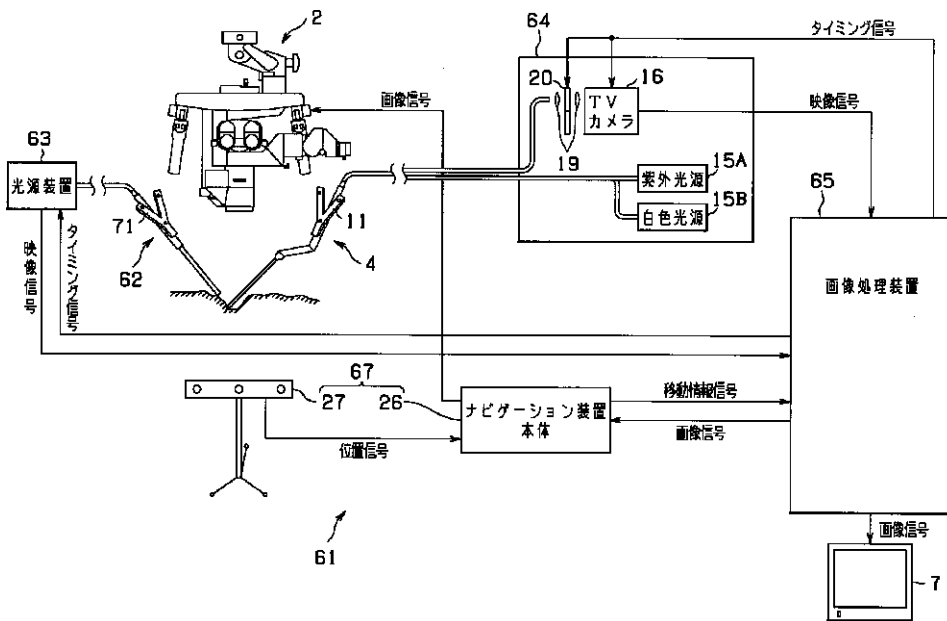
【図3】



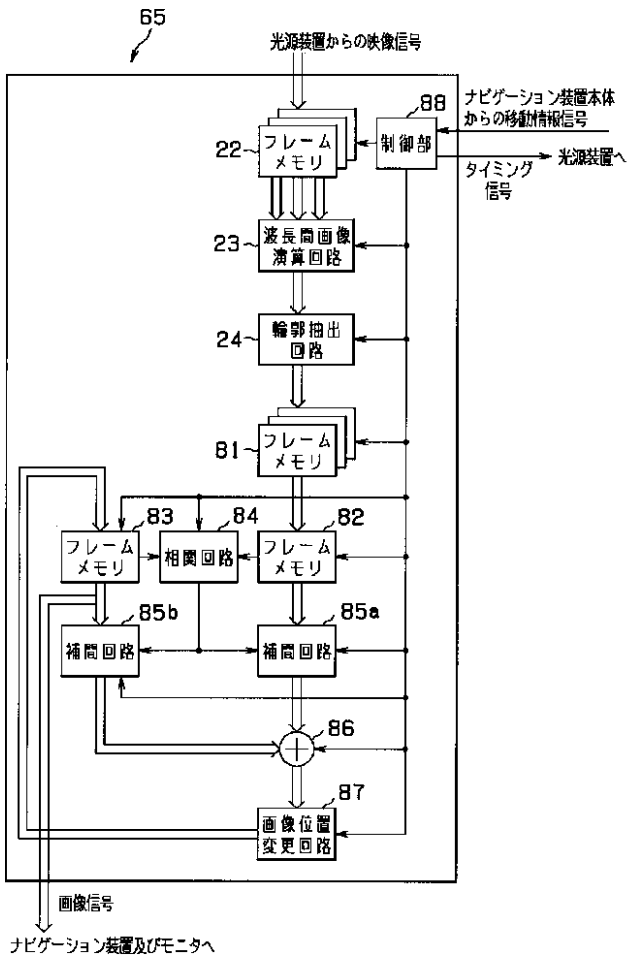
【図5】



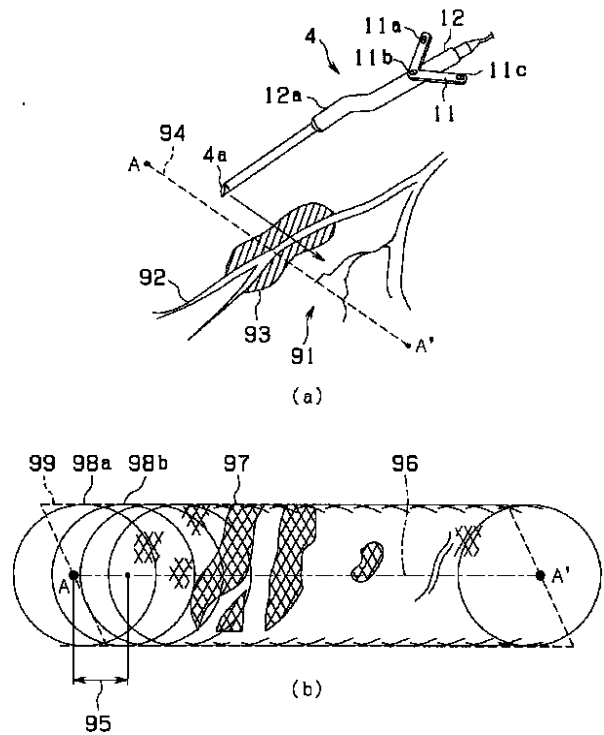
【図6】



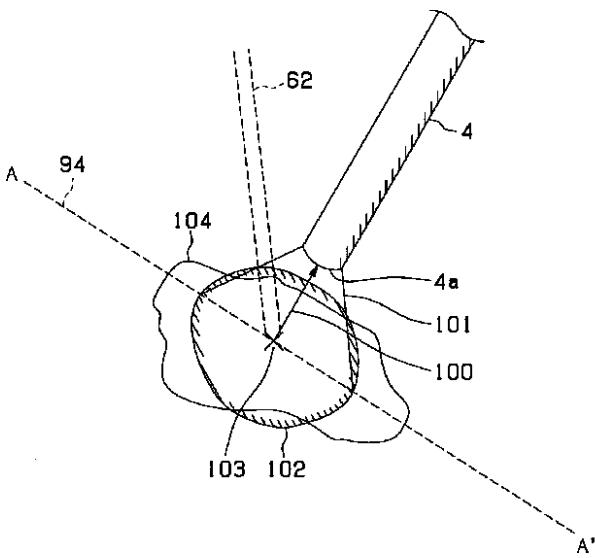
【図7】



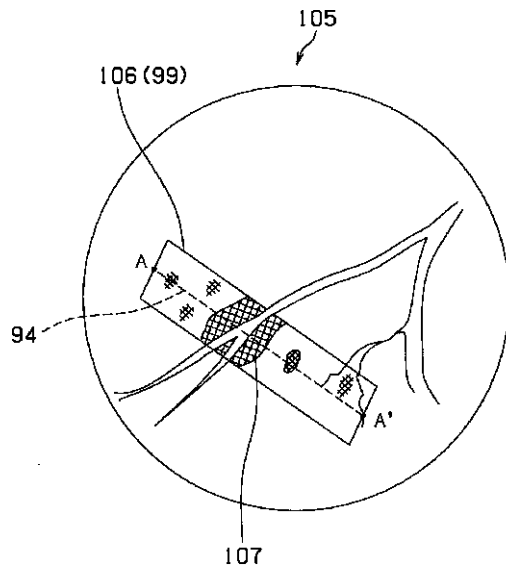
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

(72)発明者 植田 昌章
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA00 CA04 CA09 CA11 CA12
CA23 CA27 GA01 GA11
2H052 AC04 AD04 AF11 AF14 AF22
AF23
4C061 CC06 HH51 HH60 RR06 WW04
WW17

专利名称(译)	手术显微镜系统		
公开(公告)号	JP2003126017A	公开(公告)日	2003-05-07
申请号	JP2001327987	申请日	2001-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
[标]发明人	大野 涉 溝口 正和 植田 昌章		
发明人	大野 涉 溝口 正和 植田 昌章		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 A61B19/00 G02B21/36		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B19/00.508 G02B21/36 G02B23/26.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/045.620 A61B90/20		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/CA27 2H040/GA01 2H040/GA11 2H052/AC04 2H052/AD04 2H052/AF11 2H052/AF14 2H052/AF22 2H052/AF23 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/HH60 4C061/RR06 4C061/WW04 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/HH60 4C161/RR06 4C161/WW04 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2003126017A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现一种手术显微镜系统，该系统能够辅助检测残留的肿瘤并执行可靠的全部切除术。手术显微镜系统（1）包括：手术显微镜（2），其用于获取手术部位的显微镜图像；内窥镜装置（5），其用于获取活体组织的荧光图像；以及内窥镜装置（5）获得的荧光图像。通过图像处理获得荧光图像的图像处理装置6和检测内窥镜装置5的观察位置与手术部位之间的相对位置的导航装置8以及由手术显微镜2获得的显微镜。取决于图像的倍率变化，缩放由图像处理装置6获得的荧光图像，并且基于观察到的内窥镜装置5的位置与检测到的手术部位之间的相对位置来缩放显微镜图像。基于该结果，构成导航装置主体26，该导航装置主体26根据内窥镜装置5的观察位置来计算荧光图像的范围，并将荧光图像重叠在显微镜图像上。

