

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4426662号
(P4426662)

(45) 発行日 平成22年3月3日(2010.3.3)

(24) 登録日 平成21年12月18日(2009.12.18)

(51) Int.Cl.

F 1

G 0 2 B 21/22 (2006.01)

G 0 2 B 21/22

A 6 1 B 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 19/00 5 0 8

請求項の数 1 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願平11-14659
 (22) 出願日 平成11年1月22日(1999.1.22)
 (65) 公開番号 特開2000-214388(P2000-214388A)
 (43) 公開日 平成12年8月4日(2000.8.4)
 審査請求日 平成17年6月21日(2005.6.21)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100065824
 弁理士 篠原 泰司
 (74) 代理人 100104983
 弁理士 藤中 雅之
 (72) 発明者 森田 和雄
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内

審査官 下村 一石

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 実体顕微鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

立体観察光学系を有する実体顕微鏡において、

物体からの光束を受け該光束をアフォーカル光束にする1つの対物光学系と該対物光学系からの光束を受け変倍を行う1つの変倍光学系とからなる単眼光学系と、該単眼光学系からの光束を受け観察者の左右の眼に導いて1対の観察像を結像する少なくとも1つの双眼鏡筒光学系とを備え、

前記単眼光学系中に1つの光路合成手段を配置し、該1つの光路合成手段に対し、前記立体観察光学系の近傍に配置した1つの画像表示手段上に表示される画像から射出する光束を画像投影光学系を介して入射させ、観察光路に前記画像表示手段からの光束を分け入

10

れるようにすると共に、
 前記双眼鏡筒光学系のハウジング内に、前記双眼鏡筒光学系、前記画像表示手段及び画像投影光学系とは別体の、少なくとも1対の画像表示手段と画像投影光学系を配置したことを特徴とする実体顕微鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、観察視野内に顕微鏡画像やモニター画像のように、互いに異なる様々な画像情報を表示できる実体顕微鏡であって、特に、ナビゲーションシステムをはじめとした外科手術支援装置を併用する場合に好適な手術用顕微鏡に関する。

20

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

従来より手術用顕微鏡をはじめとする実体顕微鏡は、脳神経外科，耳鼻咽喉科，眼科等の外科手術に用いられ、術部を拡大観察することによって、手術の能率を向上させる等の重要な役割を果たしている。

さらに、近年、手術用顕微鏡は、手術をより低侵襲に行うために、術前に術部周辺のＣＴやＭＲＩ等の医用画像を撮影し、それらの画像をコンピューターで統合処理して腫瘍部位の位置や範囲の確認等を行う外科手術支援装置、いわゆるナビゲーションシステムと併用されている。

このナビゲーションシステムと手術用顕微鏡との連携によって、術者が観察している位置から何ミリ先のどの位置にどれくらいの大きさの腫瘍があるといった情報をコンピューター画像として提供することができる。

さらに、現在では、手術用顕微鏡の光学観察像上に直接腫瘍の範囲等を重ねて表示できる技術が開発されている。

【 0 0 0 3 】

このような手術用顕微鏡画像と手術用顕微鏡以外の画像情報とを重ね合わせて表示する技術に関しては、特開平５－２１５９７１号公報に開示されているもの等が知られている。

図１７はこの公報に開示されている手術用顕微鏡の構成を示す図である。ここに示した手術用顕微鏡１は光路分割手段２を備えており、この光路分割手段２によって、観察光路３と撮影光学系４への光路とに分割している。さらに、この手術用顕微鏡１は、光路合成手段５を備え、画像表示手段６からの光路７と観察光路３とを重ね合わせて、これを双眼光学系８へ導くことを可能にしている。

したがって、この手術用顕微鏡１を用いることにより、術者は顕微鏡画像と画像表示手段６に表示された画像とを重ねて観察することができるため、顕微鏡画像を観察しながら、例えば腫瘍の範囲，腫瘍までの到達距離等手術に有用な情報を顕微鏡画像上から直接得ることができる。

【 0 0 0 4 】

しかしながら、この手術用顕微鏡１では、顕微鏡画像の観察光路３内に新たに顕微鏡画像の観察光路３と画像表示手段６からの光路７とを重ね合わせるための光路合成手段５を設けているため、顕微鏡画像の明るさが低下してしまうという欠点がある。

また、手術用顕微鏡１において、観察者の両眼で画像を重ねて観察することを可能にした場合、光路合成手段５や画像表示手段６、画像表示手段６から射出される光束を光路合成手段５に入射させる光学系をそれぞれ１対配置しなければならず、手術用顕微鏡鏡体部の大型化や重量化を招くことになる。さらに、この場合、光路合成手段５が顕微鏡観察光路上に積み重なるような配置となるため、被観察物体から観察者のアイポイントまでの距離が長くなってしまう。

【 0 0 0 5 】

【発明が解決しようとする課題】

手術用顕微鏡においては、作業性を向上させるために、十分な明るさの顕微鏡画像を確保することはもとより、手術用顕微鏡鏡体部の小型軽量化、被観察物体から観察者のアイポイントまでの距離を手術用顕微鏡を使わない状態とできるだけ同等に近づけることは必須の条件である。

しかしながら、これらの必須の条件は、前記特開平５－２１５９７１号公報に開示された技術からでは得られない。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記のような従来技術の有する問題点に鑑みなされたものであり、その目的は、観察者が両眼で、またはＴＶ撮影装置，写真撮影装置で、顕微鏡画像とモニターに表示される画像情報とを重ね合わせた像を観察および撮像することができ、且つ、顕微鏡画像の明るさの低下や、顕微鏡鏡体部の大型重量化，被観察物体から観察者のアイポイントまでの距離の増加等のない、作業性の優れた実体顕微鏡を提供することにある。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明は次のような特徴を備えている。

【 0 0 0 9 】

本発明の実体顕微鏡は、立体観察光学系を有する実体顕微鏡において、物体からの光束を受け該光束をアフォーカル光束にする1つの対物光学系と該対物光学系からの光束を受け変倍を行う1つの変倍光学系とからなる単眼光学系と、該単眼光学系からの光束を受け観察者の左右の眼に導いて1対の観察像を結像する少なくとも1つの双眼鏡筒光学系とを備え、前記単眼光学系中に1つの光路合成手段を配置し、該1つの光路合成手段に対し、前記立体観察光学系の近傍に配置した1つの画像表示手段上に表示される画像から射出する光束を画像投影光学系を介して入射させ、観察光路に前記画像表示手段からの光束を分け入れるようにすると共に、前記双眼鏡筒光学系のハウジング内に、前記双眼鏡筒光学系、前記画像表示手段及び画像投影光学系とは別体の、少なくとも1対の画像表示手段と画像投影光学系を配置したことを特徴とする。

10

【 0 0 1 1 】

【発明の実施の形態】

図1は、本発明の参考例にかかる実体顕微鏡の概略構成を示す光軸に沿う断面図である。

この実体顕微鏡は、被観察物体10からの光束を受けこれをアフォーカル光束にする対物レンズ11と、対物レンズ11からの光束を受けこれを変倍する変倍レンズ12を備え、単眼光学系を構成している。さらに、画像表示手段13と、画像表示手段13からの光束を受けこれをアフォーカル光束にする画像投影光学系14と、この画像投影光学系14を経た光路を変倍レンズ12を経た観察光路15に重ね合わせるための光路合成手段16と、観察光路15に導かれた光束を観察者17の両眼へ導くための双眼鏡筒光学系18を備えている。このように構成された実体顕微鏡では、画像表示手段13上に手術に有用な画像を表示させると、この画像情報は画像投影光学系14および光路合成手段16を介して観察光路15へ導かれることによって、観察者17は被観察物体10の顕微鏡画像と画像表示手段13上に表示された手術に有用な情報を含む画像とを重ね合わせた状態で観察することができる。

20

【 0 0 1 2 】

図1に示した実体顕微鏡は、従来のように左右の観察光路中にそれぞれ一対の光路分割手段、画像投影光学系および画像表示手段を配置する必要がなく、1つの画像表示手段13、1つの画像投影光学系14、1つの光路合成手段16により、画像投影光学系14からの光束を双眼鏡筒光学系18の左右の観察光路15へ分け入れることができる。したがって、顕微鏡鏡体部の小型軽量化を実現でき、また被観察物体10から観察者17のアイポイントまでの距離の増加を回避できるため、優れた作業性をもたらす実体顕微鏡となる。なお、画像表示手段13には、特にナビゲーションシステムによる画像情報や、その他手術に有用な画像を表示するとよい。

30

【 0 0 1 3 】

また、図1に示した実体顕微鏡は、図2に示すように、光路合成手段16を経た観察光路15中に、さらに光路分割手段19を配置し、この光路分割手段19により分割される観察光路15とは別の光路中にさらにもう1つの双眼鏡筒光学系20を配置すれば、2人で同時に観察することができる。

40

さらに、同様な方法で双眼鏡筒光学系を増やすことによって、複数の観察者の両眼に、顕微鏡画像に顕微鏡画像以外の画像情報を重ね合わせた像を同時に導くことが可能になる。

【 0 0 1 4 】

図3は、本発明にかかる実体顕微鏡の概略構成を示す光軸に沿う断面図である。

この実体顕微鏡は、図1に示した実体顕微鏡の双眼鏡筒光学系18に代えて、双眼鏡筒ハウジング21を光路合成手段16を経た観察光路15中に配置したものである。

双眼鏡筒ハウジング21は、内部に、1対の画像表示手段22と、1対の画像投影光学

50

系 2 3 と、プリズム 2 4 と、結像レンズ 2 5 a と接眼レンズ 2 5 b とからなる 1 対の双眼鏡筒光学系 2 5 を備えている。画像表示手段 2 2 および画像投影光学系 2 3 は、画像表示手段 1 3 , 画像投影光学系 1 4 とは役割が異なる。すなわち、図 4 に示すように、画像表示手段 2 2 上に表示した画像は、画像投影光学系 2 3 により投影されプリズム 2 4 を介して顕微鏡画像 2 6 の近傍 2 7 に形成される。このときプリズム 2 4 は、双眼鏡筒光学系 2 5 の結像レンズ 2 5 a が形成する顕微鏡画像 2 6 の光束の一部を遮るように配置されている。そのため、観察視野内における近傍 2 7 の画像は画像表示手段 2 2 の画像のみであって、画像表示手段 2 2 の画像を通して顕微鏡画像 2 6 が見えることはない。この結果、観察者は双眼鏡筒光学系 2 5 の接眼レンズ 2 5 b を介して、双方の像を鮮明に観察することができる。

10

なお、顕微鏡画像 2 6 には、双眼鏡筒ハウジング 2 1 外に配置した画像投影光学系 1 4 および光路合成手段 1 6 によって画像表示手段 1 3 上に表示した画像を入れ込むことができ、この場合、画像表示手段 1 3 上に表示された像が顕微鏡画像 2 6 と重なって見えるようになる。

【 0 0 1 5 】

このような構成であると、例えば図 5 に示すように、顕微鏡画像と重ねて観察すると互いにスポイルしてしまうような精密で情報量の多い画像 2 8 は画像表示手段 1 3 ではなく、画像表示手段 2 2 上に表示することで、顕微鏡画像 2 6 とは別に顕微鏡画像 2 6 の近傍 2 7 の位置に表示させることができる。一方、図 5 に示した、マーキングや記号のように情報量が少なく、重ねて表示しても互いにスポイルしないような画像 2 9 は、画像表示手段 1 3 上に表示することによって、顕微鏡画像 2 6 中に取り込まれ、被観察物体 1 0 の像と重なり合った状態で観察できるようにすることができる。このように、本発明にかかる実体顕微鏡では、観察者に有用な多くの画像を、その画像の性質に合わせて画質を劣化させることなく、顕微鏡画像と共に観察者に提供することができる。

20

【 0 0 1 6 】

図 6 は、本発明の他の参考例にかかる実体顕微鏡の概略構成を示す光軸に沿う断面図である。この実体顕微鏡は、被観察物体 1 0 からの光束を受けこれをアフォーカル光束にする対物レンズ 1 1 と、対物レンズ 1 1 からの光束を受けこれを変倍する変倍レンズ 1 2 を備えている。さらに、画像表示手段 1 3 と、画像表示手段 1 3 からの光束を受けこれをアフォーカル光束にする画像投影光学系 1 4 と、この画像投影光学系 1 4 を経た光路を変倍レンズ 1 2 を経た観察光路 1 5 に重ね合わせ、且つ撮影光路 3 0 へ導くための光路合成手段 3 1 と、観察光路 1 5 に導かれた光束を観察者 1 7 の両眼へ導くための双眼鏡筒光学系 1 8 を備えている。また、撮影光路 3 0 には、撮影光学系 3 2 および撮影素子 3 3 を配置している。なお、光路合成手段 3 1 は、変倍レンズ 1 2 を経て観察光路 1 5 へ導かれた光束を撮影光路 3 0 へ導く作用も有している。

30

【 0 0 1 7 】

ここに示した実体顕微鏡では、画像表示手段 1 3 上に腫瘍範囲マーキング等の画像を表示させると、画像投影光学系 1 4 および光路合成手段 3 1 により、観察光路 1 5 に画像表示手段 1 3 からの光束が分け入れられるため、観察者 1 7 は被観察物体 1 0 の顕微鏡画像と画像表示手段 1 3 上に表示した画像とを重ね合わせた状態で観察することができる。

40

さらに、撮影光路 3 0 にも同様に画像表示手段 1 3 からの光束が分け入れられるため、被観察物体 1 0 の顕微鏡画像と画像表示手段 1 3 上に表示した画像とを重ね合わせた画像を撮影できる。

【 0 0 1 8 】

図 6 に示した実体顕微鏡は、従来のように左右の観察光路中にそれぞれ一対の光路分割手段、画像投影光学系、画像表示手段を配置する必要がなく、また、観察光路から撮影光路へ導くための光束を分割する光路分割手段と、画像投影光学系からの光束を観察光路へ分け入れるための光路合成手段を 2 つ配置する必要もない。すなわち、図 6 に示した実体顕微鏡は、画像投影光学系 1 4 からの光束を双眼鏡筒光学系 1 8 の左右観察光路へ分け入れることと、観察光路 1 5 からの光束を撮影光路 3 0 へ導入することを、1 つの画像表示手

50

段 1 3 と、1 つの画像投影光学系 1 4 と、1 つの光路合成手段 3 1 により実現している。したがって、顕微鏡鏡体部の小型軽量化を実現し、被観察物体 1 0 から観察者 1 7 のアイポイントまでの距離の増加を回避でき、優れた作業性を備えた実体顕微鏡となる。また、顕微鏡画像の明るさの低下も防ぐことができる。

【 0 0 1 9 】

さらに、この実体顕微鏡では、特にナビゲーションシステムによる画像情報や、その他手術に有用な画像を画像表示手段 1 3 に表示するとよい。また、図 2 に示したものと同様に、光路合成手段 3 1 を経た観察光路 1 5 中に、さらに光路分割手段を配置し、この光路分割手段により観察光路 1 5 から分割される光路中にさらにもう 1 つの双眼鏡筒光学系を配置すれば、2 人で同時に観察することができる。

10

【 0 0 2 0 】

また、この実体顕微鏡では、前記光路合成手段 1 6 , 3 1 を単眼光学系として構成されている対物レンズ 1 1 と変倍レンズ 1 2 との間に配置してもよい。この構成であれば、変倍レンズ 1 2 による観察像の拡大縮小が顕微鏡画像のみならず、画像表示手段 1 3 に表示した画像情報に対しても同様に行われるため、画像表示手段 1 3 に表示するマーキング等を、変倍レンズ 1 2 の倍率を確認した後に、この倍率に応じて計算し表示し直す必要がなくなり、より単純な構成の実体顕微鏡を提供することができる。

【 0 0 2 1 】

また、この実体顕微鏡は、前記画像表示手段 1 3 , 画像投影光学系 1 4 とは別に、立体観察光学系 (双眼鏡筒光学系 1 8) の近傍に、1 対の画像表示手段と、この画像表示手段からの光束を受けこれをアフォーカル光束にする 1 対の画像投影光学系と、1 対の像反射部材を配置し、これらの画像表示手段、前記画像投影光学系および像反射部材をハウジングに内蔵してユニットを形成し、このユニットを実体顕微鏡鏡体部に対し着脱可能に構成してもよい。

20

この構成であれば、被観察物体 1 0 の顕微鏡画像と画像表示手段 1 3 に表示される像を重ね合わせて観察するのが不適である場合、画像表示手段 1 3 ではなく、前記ユニット内の画像表示手段に画像を表示することにより、被観察物体 1 0 の顕微鏡画像と、前記ユニット内の画像表示手段に表示された像を独立した状態で観察することができる。

【 0 0 2 2 】

以下、図示した実施例に基づき本発明をさらに詳細に説明する。なお、以下に示す実施例は全て手術用顕微鏡の例を示すものである。

30

【 0 0 2 3 】

第 1 参考例

図 7 は、本参考例にかかる手術用顕微鏡の光学系の構成を示す概略図である。

本参考例の手術用顕微鏡は、対物レンズ 3 4 , 変倍レンズ 3 5 , ビームスプリッター 3 6 , 前群 3 7 a と後群 3 7 b からなるリレーレンズ 3 7 , およびこれらの間に介在されたミラー、プリズム等の複数の反射部材からなる単眼光学系と、左右光路入替え光学系としての偏角ダハプリズム 3 8 と、右眼用、左眼用の双眼光学系を有する双眼鏡筒光学系 3 9 を備えている。さらに、本参考例の手術用顕微鏡は、小型の LCD 4 0 を備え、画像投影光学系 4 1 により、LCD 4 0 からの光束をアフォーカル光束とし、これをビームスプリッター 3 6 へ導くようになっている。

40

【 0 0 2 4 】

以上のように構成された本参考例の手術用顕微鏡では、被観察物体 1 0 から射出される光束を、対物レンズ 3 4 , 変倍レンズ 3 5 , ビームスプリッター 3 6 , リレーレンズ 3 7 を備えた単眼光学系を通過させ、偏角ダハプリズム 3 8 へ導く。この偏角ダハプリズム 3 8 は自身を通過する光束を偏角させ、倒立像を形成する作用を有している。したがって、被観察物体 1 0 からの光束をこの偏角ダハプリズム 3 8 を介在させて双眼鏡筒光学系 3 9 へ導くことにより、観察者の右眼に入射すべき光束は右眼に、左眼に入射すべき光束は左眼に入射させることができ、観察者に被観察物体 1 0 の正立した立体像を供給することができる。

50

同時に、LCD40から射出する光束も、画像投影光学系41によりビームスプリッター36へ導かれ、被観察物体10からの光束が導かれる光路中へ導入される。よって、観察者は、LCD40上に表示された画像情報と被観察物体10の顕微鏡画像とを重ね合わせた状態で観察できるようになる。

【0025】

次に、本参考例の手術用顕微鏡をナビゲーションシステムと併用する場合の例を図8に示す。

【0026】

まず、本参考例の手術用顕微鏡42には、ライトガイド43を介して光源44が接続されている。また、手術用顕微鏡42は、ケーブル45を介してカメラコントロールユニット46と接続されている。さらに、このカメラコントロールユニット46はケーブル47を介してカメラユニット48と接続されており、カメラユニット48の先には内視鏡本体49が接続されている。また、内視鏡本体49には、ライトガイド50を介して光源51が接続されている。

【0027】

さらに、手術用顕微鏡42と共に用いるナビゲーションシステム52は、カメラアレイ53とこれに接続されたコンピューター54で構成されている。カメラアレイ53は、2台のカメラを異なる角度でその撮影方向が交差するように同一平面内に配置している。また、手術用顕微鏡42や内視鏡本体49には、カメラアレイ53を通した位置検出のための目印が設けられている。そして、カメラアレイ53の2台のカメラで撮影された目印の画像を処理して、手術用顕微鏡42や内視鏡本体49の3次元位置（すなわち、観察する部分の3次元位置）が検出されるようになっている。

一方、コンピューター54にはナビゲーションを実行するソフトが組み込まれており、例えば予めCT画像やMRI画像を表示したり、これらの画像を基に作成された被観察物体の3次元情報とカメラアレイ53で検出した位置情報を比較して、現在の手術位置の情報や眼では見えない体内の様子等、手術に必要な様々な情報を観察者に提供するものである。

【0028】

ここに示すように、手術用顕微鏡42とナビゲーションシステム52を併用する場合、ナビゲーションシステム52が作成する画像情報を図7に示したLCD40に表示すれば、観察者は手術用顕微鏡42による像とナビゲーションシステム52が作成する画像情報を重ねて両眼にて、図9(b)に示すような画像を同時に観察することができる。ここで、図9(a)は、図9(b)に示されている腫瘍の断面を示しており、腫瘍とは異なる他の組織Aの下に腫瘍が広がっている場合である。通常、顕微鏡による観察では表面のみの様子しか判らないため、このような形態の腫瘍の全体像を認識するのは困難である。しかしながら、ナビゲーションシステムを利用すれば、図9(b)に示すように色々な情報が得られる。図9(b)には、それぞれ手術用顕微鏡42による像55、手術用顕微鏡42による像で表面に露出して見える腫瘍56、ナビゲーションシステム52により作成された腫瘍の露出していない部分の実質的な大きさと数値データを表した画像情報57の様子を示している。

【0029】

このように、本参考例の手術用顕微鏡42とナビゲーションシステム52を併用することにより、観察者は手術用顕微鏡42による像を見ながらにして、手術に有用な情報を得ることができ、手術の効率を大幅に向上させることができる。すなわち、このナビゲーションシステム52は、手術に有用な情報を観察者へ提供するための、いわば手術支援機能である。

【0030】

しかも、本参考例の手術用顕微鏡では、ビームスプリッター36やLCD40、画像投影光学系41をそれぞれ1つずつ搭載することで観察者の両眼へ導く像を形成できるため、手術用顕微鏡鏡体部の大型化や重量化を回避でき、良好な作業性をもたらすナビゲシ

10

20

30

40

50

ョンシステムとの併用に適した手術用顕微鏡を提供することができる。

【0031】

なお、本参考例では、LCD40にナビゲーションシステム52が作成する画像を表示させる例を示したが、神経モニターや、手術に有効な数値データを表示させ、顕微鏡画像に重ね合わせてもよい。

また、本参考例においては、画像表示手段としてLCD40を用いたが、これに代えてCRTやプラズマディスプレイ等の画像表示手段を用いることもできる。

【0032】

第2参考例

図10は、本参考例にかかる手術用顕微鏡の光学系の構成を示す概略図である。

10

本参考例の手術用顕微鏡は、対物レンズ34、変倍レンズ35、ビームスプリッター58、前群37aと後群37bからなるリレーレンズ37、およびこれらの間に介在されたミラー、プリズム等の複数の反射部材からなる単眼光学系と、左右光路入替え光学系としての偏角ダハプリズム38と、右眼用、左眼用の双眼光学系を有する双眼鏡筒光学系39を備えている。さらに、本参考例の手術用顕微鏡は、小型のLCD40を備え、画像投影光学系41により、LCD40からの光束をアフォーカル光束とし、これをビームスプリッター58へ導くようになっている。また、撮影光学系59およびCCD60を備え、被観察物体10の顕微鏡画像およびLCD40に表示された像を撮影することができるようになっている。

【0033】

20

以上のように構成された本参考例の手術用顕微鏡では、被観察物体10から射出される光束を、対物レンズ34、変倍レンズ35、ビームスプリッター58、リレーレンズ37を備えた単眼光学系を通過させ、偏角ダハプリズム38へ導く。この偏角ダハプリズム38は自身を通過する光束を偏角させ、倒立像を形成する作用を有している。したがって、被観察物体10からの光束をこの偏角ダハプリズム37を介在させて双眼鏡筒光学系39へ導くことにより、観察者の右眼に入射すべき光束は右眼に、左眼に入射すべき光束は左眼に入射させることができ、観察者に被観察物体10の正立した立体像を供給することができる。

同時に、LCD40から射出する光束も、画像投影光学系41によりビームスプリッター58へ導かれ、被観察物体10からの光束が導かれる光路中へ導入される。よって、観察者は、LCD40上に表示された画像情報と被観察物体10の顕微鏡画像とを重ね合わせた状態で観察できるようになる。さらに、本参考例の手術用顕微鏡では、被観察物体10の顕微鏡画像およびLCD40の表示像も、ビームスプリッター58により撮影光学系59を介してCCD60へ導かれ、撮影される。

30

【0034】

本参考例の手術用顕微鏡においても、図8に示したように、ナビゲーションシステム52と併用することにより、第1参考例に示した手術用顕微鏡と同様に、ナビゲーションシステム52が作成する画像情報をLCD40に表示すれば、観察者は顕微鏡画像とナビゲーションシステム52が作成する画像情報を重ねて両眼にて同時に観察することが可能になる。すなわち、図9(b)に基づいて説明したように、手術用顕微鏡による像55と、手術用顕微鏡による像で表面に露出している腫瘍56、ナビゲーションシステム52により作成された腫瘍の露出していない部分の実質的な大きさとその数値データ57を観察することができる。

40

【0035】

このように本参考例の手術用顕微鏡においても、ナビゲーションシステムを併用することにより、観察者は顕微鏡画像を見ながらにして、手術に有用な情報を得ることができ、手術の効率を大幅に向上させることができる。

また、本参考例の手術用顕微鏡では、特に重ね合わせた観察像をCCD60で撮影できるため、その観察像をVTR等で記録することもできる。

【0036】

50

しかも、本参考例の手術用顕微鏡では、これらの機能をビームスプリッター 58 や LCD 40、画像投影光学系 41、撮影光学系 58、CCD 60 をそれぞれ 1 つずつ搭載することで実現できるため、顕微鏡画像の明るさの低下、顕微鏡鏡体部の大型化および重量化を回避でき、良好な作業性をもたらすナビゲーションシステムとの併用に適した手術用顕微鏡を提供することができる。

【0037】

本参考例においても、LCD 40 にナビゲーションシステム 52 が作成する画像を表示させる例を示したが、神経モニターや、手術に有効な数値データを表示させ、顕微鏡画像に重ね合わせてもよい。

また、本参考例においても、画像表示手段として LCD 40 を用いたが、これに代えて、CRT やプラズマディスプレイ等の画像表示手段を用いることもできる。

【0038】

第 3 参考例

図 11 は、本参考例にかかる手術用顕微鏡の光学系の構成を示す概略図である。

本参考例の手術用顕微鏡は、対物レンズ 34、ビームスプリッター 61、変倍レンズ 35、前群 37a と後群 37b からなるリレーレンズ 37、およびこれらの間に介在されたミラー、プリズム等の複数の反射部材からなる単眼光学系と、左右光路入替え光学系としての偏角ダハプリズム 38 と、右眼用、左眼用の双眼光学系を有する双眼鏡筒光学系 39 を備えている。さらに、本参考例の手術用顕微鏡は、小型の LCD 40 を備え、画像投影光学系 41 により、LCD 40 からの光束をアフォーカル光束とし、これをビームスプリッター 61 へ導くようになっている。

【0039】

以上のように構成された本参考例の手術用顕微鏡は、被観察物体 10 から射出される光束を、対物レンズ 34、ビームスプリッター 60、変倍レンズ 35、リレーレンズ 37 を備えた単眼光学系を通過させ、最終的には双眼鏡筒光学系 39 へ光束を導き、観察者へ被観察物体 10 の立体観察像を提供している。

同時に、LCD 40 から射出する光束も、画像投影光学系 41 によりビームスプリッター 61 へ導かれ、変倍レンズ 35、リレーレンズ 37 を経て双眼鏡筒光学系 39 へ導かれ、被観察物体 10 の顕微鏡画像と重ね合わされた状態で立体像として観察される。

【0040】

また、本参考例の手術用顕微鏡においても、図 8 に示したように、ナビゲーションシステム 52 と併用することにより、第 1 参考例に示した手術用顕微鏡と同様に、ナビゲーションシステム 52 が作成する画像情報を LCD 40 に表示すれば、観察者は顕微鏡画像とナビゲーションシステム 52 が作成する画像情報を重ねて両眼にて同時に観察することが可能になる。すなわち、図 9 (b) に基づいて説明したように、手術用顕微鏡による像 55 と、手術用顕微鏡による像で表面に露出している腫瘍 56、ナビゲーションシステム 52 により作成された腫瘍の露出していない部分の実質的な大きさとその数値データ 57 を観察することができる。

【0041】

このように本参考例の手術用顕微鏡においても、ナビゲーションシステムを併用することにより、観察者は顕微鏡画像を見ながらにして、手術に有用な情報を得ることができ、手術の効率を大幅に向上させることができる。

しかも、本参考例の手術用顕微鏡では、これらの機能をビームスプリッター 61 や LCD 40、画像投影光学系 41 をそれぞれ 1 つずつ搭載することで実現できるため、顕微鏡画像の明るさの低下、顕微鏡鏡体部の大型化および重量化を回避でき、良好な作業性をもたらすナビゲーションシステムとの併用に適した手術用顕微鏡を提供することができる。

【0042】

また、本参考例の実体顕微鏡では、ビームスプリッター 61 を対物レンズ 34 と変倍レンズ 35 の間に配置しているため、変倍レンズ 35 による観察像の拡大、縮小が顕微鏡画像のみならず、LCD 40 に表示されるナビゲーションシステム 52 が作成する画像情報

10

20

30

40

50

に対しても同等に行われる。したがって、LCD40に表示されるマーキング等を変倍レンズ35の倍率を確認し、この倍率に応じて計算し表示し直す過程をなくことができ、変倍レンズ35による倍率の変化を検知するための検知装置を手術用顕微鏡鏡体内に配置しなくてよい。さらなる鏡体の大型化を防ぐことができる。

【0043】

なお、本参考例においても、LCD40にナビゲーションシステム52が作成する画像を表示させる例を示したが、神経モニターや、手術に有効な数値データを表示させ、顕微鏡画像に重ね合わせてもよい。

また、本参考例の手術用顕微鏡でも、画像表示手段としてLCD40を用いたが、これに代えて、CRTやプラズマディスプレイ等の画像表示手段を用いることもできる。

10

【0044】

第1実施例

図12は、本実施例にかかる手術用顕微鏡の構成を示す部分断面図であり、顕微鏡全体の概略構成を示すものである。

本実施例の手術用顕微鏡は、鏡体部ハウジング62と、画像系ハウジング63とからなっている。画像系ハウジング63は、画像を表示するLCD64と、画像投影光学系65と、LCD64から射出した光を画像投影光学系65へ導くためのミラー66を内蔵している。

画像投影光学系65は、鏡体部ハウジング62内に配置されている手術用顕微鏡光学系の一部である図示しないビームスプリッターにLCD64からの光束をアフォーカル光束として入射させ、顕微鏡画像にLCD64に表示された画像を重ね合わせている。また、LCD64、画像投影光学系65、ミラー66を内蔵する画像系ハウジング63は、鏡体部ハウジング62に対し、着脱可能な構成となっている。

20

以上のような構成を備えた本実施例の手術用顕微鏡によれば、観察像の重ね合わせを必要としない観察者に対し、従来の手術用顕微鏡本体部を用いて通常の顕微鏡観察を提供することができる。

【0045】

第2実施例

図13は、本実施例にかかる手術用顕微鏡の光学系の構成を示す概略図である。本実施例の手術用顕微鏡は、第2参考例に示した手術用顕微鏡において、双眼鏡筒光学系39に代えて、双眼鏡筒ハウジング67を備えたものである。

30

【0046】

図14(a)は双眼鏡筒ハウジング67の外観図、同図(b)は双眼鏡筒ハウジング67の内部構成を示す光軸に沿う断面図である。

この双眼鏡筒ハウジング67は、内部に、1対のLCD68と、1対の画像投影光学系69と、結像レンズ70aと接眼レンズ70aとからなる1対の双眼鏡筒光学系70と、これらの間に配置されたミラー、プリズム等の反射部材を備えている。

【0047】

ここで、本実施例の手術用顕微鏡において、LCD68および画像投影光学系69は、図13に示したLCD40、画像投影光学系41とは役割が異なる。すなわち、双眼鏡筒光学系70の結像レンズ70aが結像する顕微鏡画像と重なり合っ見えなように、その近傍にLCD68上に表示した画像を画像投影光学系69により投影し、結像している(図4に示した構成と同様である)。これにより、観察者は双眼鏡筒光学系70の接眼レンズ70bを介して双方の像を観察できる。

40

なお、前記顕微鏡画像には、双眼鏡筒ハウジング67外に配置した画像投影光学系41およびビームスプリッター58によってLCD40上に表示した画像が入れ込まれており、LCD40上に表示された像が前記顕微鏡画像に重なって見えるようになっている。

また、このとき、図8に示したナビゲーションシステム52を併用すれば、LCD40上にかかるナビゲーションシステム52が作成する画像を表示することができ、この画像を前記顕微鏡画像に重ねて表示することができる。

50

【 0 0 4 8 】

この構成であると、図 1 5 に示すように、顕微鏡画像と重ねて表示すると互いにスポイルしてしまうような精密で情報量の多い C T / M R 画像を多用した画像 7 1 は顕微鏡画像とは重なり合っ

て見えないように、また、ナビゲーションシステム 5 2 により作成された、マーキングや記号のように情報量が少なく、互いにスポイルしないような画像 7 1 は顕微鏡画像と重なり合っ

【 0 0 4 9 】

第 4 参考例

図 1 6 は、本参考例にかかる手術用顕微鏡の光学系の構成を示す概略図である。

本参考例の手術用顕微鏡は、対物レンズ 3 4 , 変倍レンズ 3 5 , 液晶ミラー 7 3 , 前群 3 7 a と後群 3 7 b からなるリレーレンズ 3 7 , およびこれらの間に介在されたミラー , プリズム等の複数の反射部材からなる単眼光学系と、左右光路入替え光学系としての偏角ダハプリズム 3 8 と、右眼用、左眼用の双眼光学系を有する双眼鏡筒光学系 3 9 を備えている。液晶ミラー 7 3 は、電圧を印加すると光の反射率および透過率を変化させることができ、これは液晶ミラー 7 3 の近傍に配置された電源装置 7 4 により可能になっている。

さらに、本参考例の手術用顕微鏡は、小型の L C D 4 0 を備え、画像投影光学系 4 1 により、L C D 4 0 からの光束をアフォーカル光束とし、液晶ミラー 7 3 へ導くようになっている。

【 0 0 5 0 】

以上のように構成された本参考例の手術用顕微鏡では、被観察物体 1 0 から射出される光束を、対物レンズ 3 4 , 変倍レンズ 3 5 , 液晶ミラー 7 3 , リレーレンズ 3 7 を備えた単眼光学系を通過させ、偏角ダハプリズム 3 8 へ導く。この偏角ダハプリズム 3 8 は自身を通過する光束を偏角させ、倒立像を形成する作用を有している。したがって、被観察物体 1 0 からの光束をこの偏角ダハプリズム 3 8 を介在させて双眼鏡筒光学系 3 9 へ導くことにより、観察者の右眼に入射すべき光束は右眼に、左眼に入射すべき光束は左眼に入射させることができ、観察者に被観察物体 1 0 の正立した立体像を供給することができる。

同時に、L C D 4 0 から射出する光束も、画像投影光学系 4 1 により液晶ミラー 7 3 へ導かれ、被観察物体 1 0 からの光束が導かれる光路中へ導入される。よって、観察者は、L C D 4 0 上に表示された画像情報と被観察物体 1 0 の顕微鏡画像とを重ね合わせた状態で観察できるようになる。

【 0 0 5 1 】

また、本参考例の手術用顕微鏡においても、図 8 に示したようなナビゲーションシステム 5 2 と併用することは可能である。この場合、ナビゲーションシステム 5 2 が作成する画像情報を L C D 4 0 に表示することにより、観察者は被観察物体 1 0 の顕微鏡画像とナビゲーションシステム 5 2 が作成する画像情報を重ね合わせた状態で同時に観察することが可能になる (図 9 を参照) 。

【 0 0 5 2 】

このように本参考例の手術用顕微鏡においても、ナビゲーションシステムを併用することにより、観察者は顕微鏡画像を見ながらにして、手術に有用な情報を得ることができ、手術の効率を大幅に向上させることができる。

しかも、本参考例の手術用顕微鏡において、これらの機能を液晶ミラー 7 3 や L C D 4 0 、画像投影光学系 4 1 をそれぞれ 1 つずつ搭載することで実現できるため、手術用顕微鏡鏡体部の大型重量化を防ぐことができ、良好な作業性をもたらすナビゲーションシステムと併用するのに好適な手術用顕微鏡を提供することができる。

【 0 0 5 3 】

さらに、本参考例では、観察者が液晶ミラー 7 3 にかける電圧を任意に変更できる構成となっており、観察者は液晶ミラー 7 3 における光の反射率および透過率を任意に変えることで、顕微鏡画像と重なって表示される画像情報の濃淡を任意に変更することができる

10

20

30

40

50

。

なお、本参考例の手術用顕微鏡に用いる液晶ミラー 7 3 は、文献「Hikmet&Kemperman Nature vol 392 pp476 2 April 1998」に記載されているものである。

【0054】

また、本参考例ではLCD40に表示させる画像としてナビゲーションシステム52が作成する画像を表示させたが、神経モニターや、手術に有用な数値データを表示させ、顕微鏡画像に重ね合わせても同様に手術の効率を向上させることができる。

また、本参考例では、画像表示手段としてLCD40を用いたが、これに代えてCRTやプラズマディスプレイ等を用いることも可能である。

【0058】

【発明の効果】

上述のように、本発明によれば、顕微鏡画像とモニターに表示される画像情報とを重ね合わせた像を観察、撮像でき、且つ、顕微鏡画像の明るさの低下や、顕微鏡鏡体部の大型重量化、被観察物体から観察者のアイポイントまでの距離の増加等のない、作業性の優れた実体顕微鏡を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の参考例にかかる実体顕微鏡の概略構成を示す光軸に沿う断面図である。

。

【図2】 図1に示した実体顕微鏡の他の一例を示す図である。

【図3】 本発明にかかる実体顕微鏡の概略構成を示す光軸に沿う断面図である。

【図4】 図3に示した実体顕微鏡の双眼鏡筒ハウジング21の内部構成を説明するための図である。

【図5】 図3に示した実体顕微鏡により得られる観察像を示す図である。

【図6】 本発明の他の参考例にかかる実体顕微鏡の概略構成を示す光軸に沿う断面図である。

【図7】 第1参考例にかかる手術用顕微鏡の光学系の構成を示す概略図である。

【図8】 第1参考例の手術用顕微鏡をナビゲーションシステムと併用する場合の一例を示す図である。

【図9】 (a)は腫瘍の断面図である。(b)は図8に示したシステムにより得られる観察像を示す図である。

【図10】 第2参考例にかかる手術用顕微鏡の光学系の構成を示す概略図である。

【図11】 第3参考例にかかる手術用顕微鏡の光学系の構成を示す概略図である。

【図12】 第1実施例にかかる手術用顕微鏡の構成を示す概略図である。

【図13】 第2実施例にかかる手術用顕微鏡の光学系の構成を示す概略図である。

【図14】 (a)は図13に示した双眼鏡筒ハウジング67の外観図である。(b)は図13に示した双眼鏡筒ハウジング67の内部構成を示す光軸に沿う断面図である。

【図15】 第2実施例の実体顕微鏡により得られる観察像を示す図である。

【図16】 第4参考例にかかる手術用顕微鏡の光学系の構成を示す概略図である。

【図17】 従来の実体顕微鏡の概略構成を示す図である。

【符号の説明】

1, 42	手術用顕微鏡
2, 19	光路分割手段
3, 15	観察光路
4, 30	撮影光路
5, 16, 31	光路合成手段
6, 13, 22	画像表示手段
7	光路
8	双眼光学系
10	被観察物体
11, 34	対物レンズ

10

20

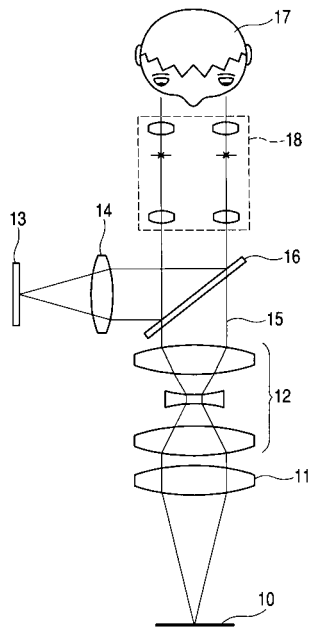
30

40

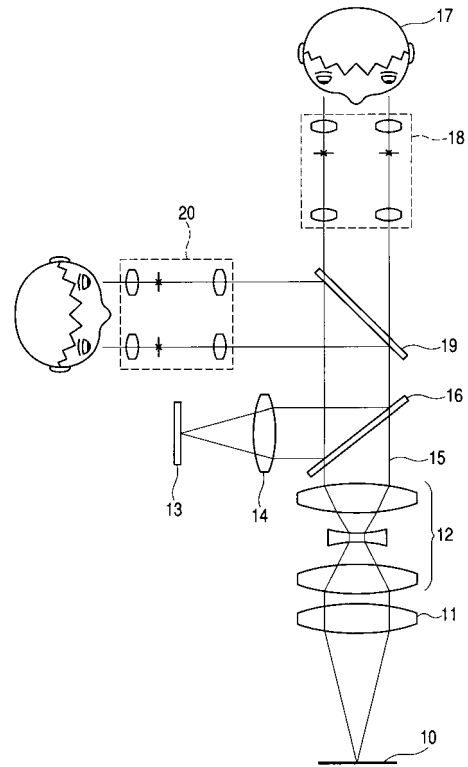
50

1 2 , 3 5	変倍レンズ	
1 4 , 2 3 , 4 1 , 6 5 , 6 9	画像投影光学系	
1 7	観察者	
1 8 , 2 0 , 2 5 , 3 9 , 7 0	双眼鏡筒光学系	
2 1 , 6 7	双眼鏡筒ハウジング	
2 4	プリズム	
2 5 a , 7 0 a	結像レンズ	
2 5 b , 7 0 b	接眼レンズ	
2 6	顕微鏡画像	
2 7	顕微鏡画像 2 6 の近傍	10
2 8 , 2 9 , 7 1 , 7 2	画像	
3 2 , 5 9	撮影光学系	
3 3	撮影素子	
3 6 , 5 8 , 6 1	ビームスプリッター	
3 7	リレーレンズ	
3 7 a	前群	
3 7 b	後群	
3 8	偏角ダハプリズム	
4 0 , 6 4 , 6 8	L C D	
4 3 , 5 0	ライトガイド	20
4 4 , 5 1	光源	
4 5 , 4 7	ケーブル	
4 6	カメラコントロールユニット	
4 8	カメラユニット	
4 9	内視鏡本体	
5 2	ナビゲーションシステム	
5 3	カメラアレイ	
5 4	コンピューター	
5 5	手術用顕微鏡 4 2 による像	
5 6	手術用顕微鏡 4 2 による像で表面に露出して見える腫瘍	30
5 7	ナビゲーションシステム 5 2 により作成された腫瘍の露出していない	
部分の実質的な大きさと数値データを表した画像情報		
6 0	C C D	
6 2	鏡体部ハウジング	
6 3	画像系ハウジング	
6 6	ミラー	
7 3	液晶ミラー	
7 4	電源装置	

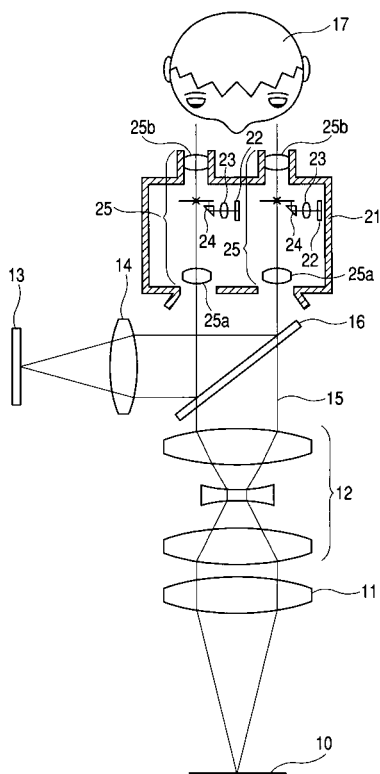
【図 1】



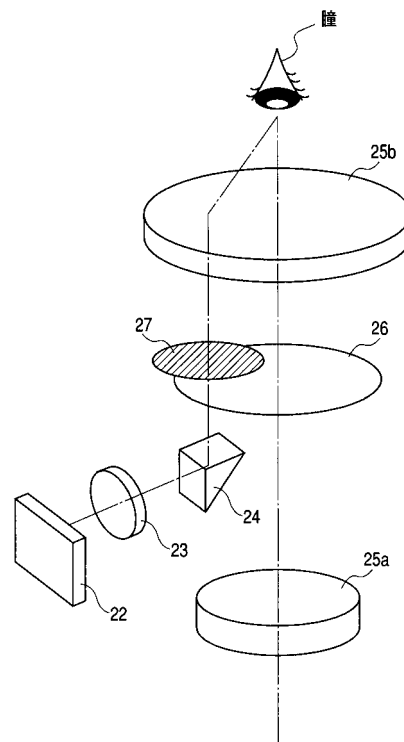
【図 2】



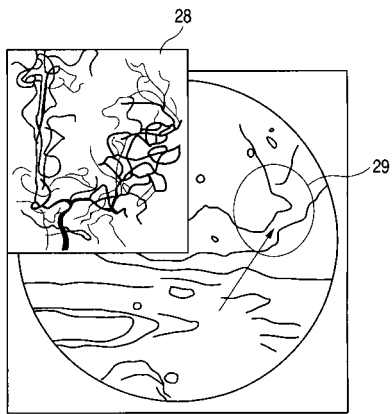
【図 3】



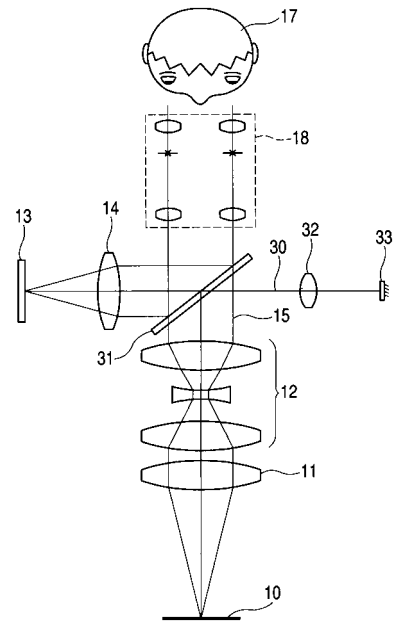
【図 4】



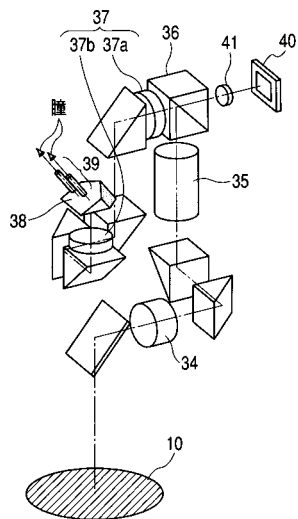
【図 5】



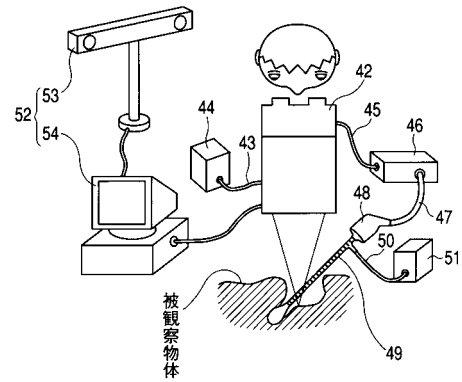
【図 6】



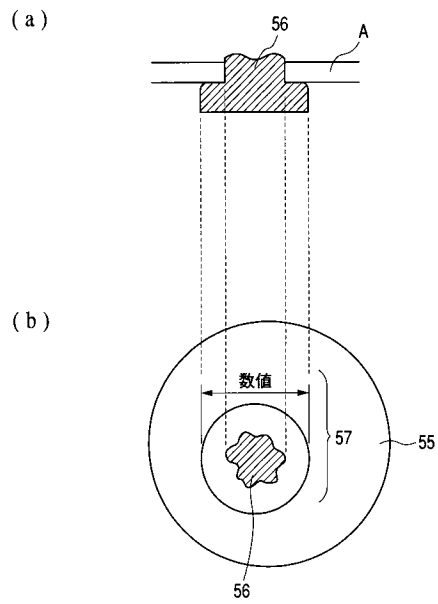
【図 7】



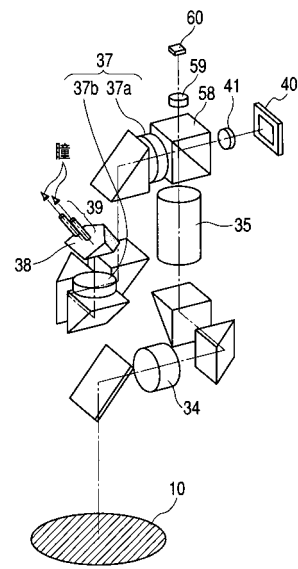
【図 8】



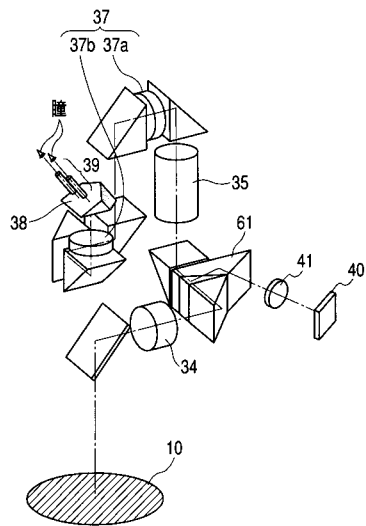
【図 9】



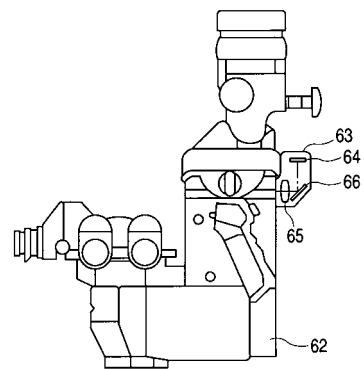
【図 10】



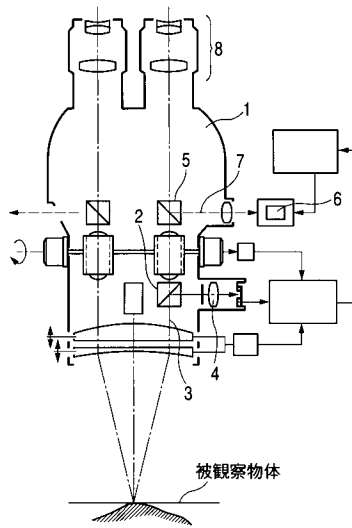
【図 11】



【図 12】



【図 17】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 0 3 - 2 3 7 4 2 3 (J P , A)
特開平 0 5 - 2 1 5 9 7 1 (J P , A)
特開昭 6 3 - 1 6 7 3 1 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
G02B21/00-21/36