(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3955667号
(P3955667)
(45)発行日　平成19年8月8日(2007.8.8)　(24)登録日　平成19年5月11日(2007.5.11)

(51)Int.Cl.　　F I
G02B 21/00 (2006.01)　　G02B 21/00
A61B 19/00 (2006.01)　　A61B 19/00　506

請求項の数 4　(全 10 頁)

(21)出願番号　特願平9-345097
(22)出願日　平成9年12月15日(1997.12.15)
(65)公開番号　特開平11-174335
(43)公開日　平成11年7月2日(1999.7.2)
審査請求日　平成16年12月15日(2004.12.15)

前置審査

(73)特許権者　590002404
技術研究組合医療福祉機器研究所
東京都港区芝公園３丁目５番８号
(74)代理人　100058479
弁理士　鈴江　武彦
(74)代理人　100084618
弁理士　村松　貞男
(72)発明者　南部　恭二郎
栃木県大田原市下石上１３８５番の１　株式会社東芝那須工場内

審査官　谷山　稔男

最終頁に続く

(54)【発明の名称】手術用顕微鏡装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

機構的な可動部を動作させることにより作動距離、拡大率、及び集光瞳の位置の少なくとも一つを調整可能な光学系を有し、当該光学系を介して被検体の直視像を表示する顕微鏡本体と、

前記光学系の可動部の動作量を計測し、その計測結果を出力する出力手段と、

前記顕微鏡本体に脱着可能であり、前記可動部の動作量と前記光学系の作動距離、拡大率、及び集光瞳の位置の少なくとも一つとの関係式を予め得るための計測手段と、

前記計測手段により得られた結果に基づいて前記出力手段からの出力を補正する補正手段と、

前記補正手段により補正された出力手段からの出力に応じた手術支援用画像を作成する作成手段と、

前記作成手段により作成された手術支援用画像を、前記直視像に重畳させて表示する重畳表示手段と、

を具備することを特徴とする手術用顕微鏡装置。

【請求項２】

前記手術支援用画像は、Ｘ線コンピュータ断層撮影装置や磁気共鳴診断装置等の医用画像診断装置により得られた３次元情報を有する画像データであり、当該画像データはメモリに保存されるものであって、

前記重畳表示手段は、前記画像データをメモリから読み出して前記直視像に重畳させて

表示することを特徴とする請求項１に記載の手術用顕微鏡装置。
【請求項３】
前記重畳させる画像データは、臓器等の３次元表面形状を表すものであることを特徴とする請求項２に記載の手術用顕微鏡装置。
【請求項４】
前記重畳させる画像データは、前記顕微鏡本体の位置又は向きに応じて変更することを特徴とする請求項２に記載の手術用顕微鏡装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
本発明は、例えば術者に手術支援用情報を提供する手術用顕微鏡装置に関する。
【０００２】
【従来の技術】
顕微鏡画像に手術支援用情報をスーパーインポーズ（重畳）するためには、手術用顕微鏡装置の位置及び方向を計測する必要があることは言うまでもない。特開昭６３－２４０８５１号（特公平６－８５７８４号）に記載の「手術用３次元ビューアーシステム」はこのようなシステムの典型例である。このシステムで言うところの直視系としては、光学式の手術用顕微鏡装置、あるいは手術用ビデオ顕微鏡装置を用いることができる。
【０００３】
直視系として光学式の手術用顕微鏡装置を用いる場合は、光学像を観察者が観察する。この場合の光学像を「直視光学像」という。ここで、観察者に対し手術支援用情報を提供するためには、ディスプレイ装置に表示した手術支援用情報を示す像をハーフミラー等の手段によって直視光学像にスーパーインポーズする。
【０００４】
一方、直視系として手術用ビデオ顕微鏡装置を用いる場合、観察者はディスプレイ装置に表示された直視像を観察することになる。すなわち、ビデオカメラにより光学像が一旦撮像され、その像が直視像としてディスプレイ装置に表示される。手術支援用情報を観察者に提供するためには、映像ミキサー等の手段により手術支援用情報を示す画像の電気信号（画像信号）を、直視像の信号に対し合成することで、手術支援用情報を示す画像をスーパーインポーズする。
【０００５】
ところで、光学式の手術用顕微鏡装置及び手術用ビデオ顕微鏡装置（「顕微鏡装置」と総称する）には、拡大率が可変であるもの、あるいは作動距離が可変であるものを利用することができる。顕微鏡装置の拡大率又は作動距離を変化させた場合、手術支援用情報を示す画像もまた、これら拡大率又は作動距離に応じて変更する必要がある。
【０００６】
例えば手術対象物の輪郭を線画によって表現した図形を手術支援用情報として提示する場合において、顕微鏡装置の作動距離を変化させた場合、顕微鏡装置の焦点の位置が移動するため、この焦点移動に応じて手術支援用情報を選択して表示することが望ましい。また、顕微鏡装置の拡大率を変化させた場合、この図形を拡大又は縮小して提示しなくてはならない。
【０００７】
また、光学系の設計によっては、作動距離あるいは拡大率の変化に伴って集光瞳の位置が変化する顕微鏡装置が知られている。ここで言う「集光瞳」とは、被写体側から見たときの絞りの像の中心を意味する。光学式の手術用顕微鏡装置あるいはビデオ顕微鏡装置を介して被写体を見たときの像には、丁度、集光瞳に目を置いて観察した場合と同等の遠近法の効果が生じる。ゆえに手術支援用情報の映像は、集光瞳の位置を考慮し、適切な遠近法を用いて描画されていることが望ましい。
【０００８】
以上述べたように顕微鏡装置の作動距離、拡大率、あるいは集光瞳の位置に応じて手術支援用情報を変化させて提示するにあたって、従来では次のような手段が講じられている

。すなわち、作動距離あるいは拡大率を調節するための顕微鏡装置のカム・ギア等に例えばエンコーダを取り付け、このエンコーダを通じて作動距離あるいは拡大率の値をコンピュータが常時読み取れるようにし、その値の変化に応じて手術支援用情報の映像を変化させるようにしている。

【０００９】

【発明が解決しようとする課題】

このような従来例には次のような問題点がある。すなわち、エンコーダを通じてコンピュータが読み取った作動距離あるいは拡大率と、実際の作動距離あるいは拡大率とが必ずしも一致しているとは限らないことである。これは、特に顕微鏡装置内部のカムの機械製作精度やその磨耗によって、光学系の特性が必ずしも意図したものとはならないことに起因する。そこで、顕微鏡装置を随時に較正する必要が生じる。

【００１０】

本発明はかかる事情を考慮してなされたものであり、その目的は、以下の手術用顕微鏡装置を提供することにある。

（１）作動距離、拡大率、あるいは集光瞳の位置を得るためのエンコーダを較正することにより、適切な手術支援用情報を観察者に提示できる手術用顕微鏡装置。

（２）上記較正に用いられる簡単な構成の顕微鏡較正器。

【００１１】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決し、目的を達成するために本発明の手術用顕微鏡装置は次のように構成されている。

（１）請求項１に記載に記載の発明は、機構的な可動部を動作させることにより作動距離、拡大率、及び集光瞳の位置の少なくとも一つを調整可能な光学系を有し、当該光学系を介して被検体の直視像を表示する顕微鏡本体と、前記光学系の可動部の動作量を計測し、その計測結果を出力する出力手段と、前記顕微鏡本体に対して脱着可能であり、前記可動部の動作量と前記光学系の作動距離、拡大率、及び集光瞳の位置の少なくとも一つとの関係式を予め得るための計測手段と、前記計測手段により得られた結果に基づいて前記出力手段からの出力を補正する補正手段と、前記補正手段により補正された出力手段からの出力に応じた手術支援用画像を作成する作成手段と、前記作成手段により作成された手術支援用画像を、前記直視像に重畳させて表示する重畳表示手段と、具備することを特徴とする手術用顕微鏡装置である。

【００２１】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態を説明する。先ず本実施形態の手術用顕微鏡装置の概略的な構成について説明し、次に顕微鏡較正器について説明する。

【００２２】

図１は本発明の一実施形態に係る手術用顕微鏡装置の概略構成を示す図である。同図において、１は３次元メモリでありＸ線コンピュータ断層撮影装置（ＣＴ）又は磁気共鳴診断装置（ＭＲＩ）などの医用画像診断装置（「モダリティ」とも云う）によって予め被検体４をスキャンして得られた画像データが格納されている。

【００２３】

２は顕微鏡本体（ビューアー）であり、任意方向に対し位置及び向きが移動可能なようにアーム５に取付けられている。この顕微鏡本体２は、図２に示すように光学系（８，９ａ，９ｂ，９ｃ）を有しており、この光学系を介して医師６が患者４の直視像を観察可能となっている。また、モニタ７には手術支援用画像が表示されるとともに、この手術支援用画像と直視像とがハーフミラー８を介して光学的に合成された合成像を観察可能となっている。すなわち、直視像に対し手術支援用画像を重畳して表示することができる。医師６はこのような合成像を観察しながら患者４の手術を行う。なお、顕微鏡本体２は上述したビデオ顕微鏡装置によって構成しても良い。この場合、直視像は図示しないディスプレイ装置に表示されることになる。

【００２４】
図３（ａ）、（ｂ）はモニタ７に表示された手術支援用画像の具体例としての３次元像を示すものであり、同図（ａ）は病巣１１の表示例、同図（ｂ）は臓器表面を模式的に表すワイヤーフレーム１２に病巣１１を重ねて表示した場合の例を示すものである。また、図４は直視像の表示例を示している。３次元像と直視像とはハーフミラー８によって光学的に合成され、図５に示すように合成像として表示される。
【００２５】
３は３次元プロセッサであり、顕微鏡本体２の位置及び向きに応じて、上記図３に示した３次元像を作成する。３次元像は３次元メモリ１に格納された画像データを用いて作成される。画像データは、より具体的には、ボクセルデータ、ワイヤフレームデータ、サーフェスデータ及び各種データを含む３次元データである。顕微鏡本体２から観察する患者４は、患者固定フレーム１０によってその位置が固定される。その状態において顕微鏡本体２の位置及び向きをアーム５によって検出する。
【００２６】
顕微鏡本体２の位置及び向きに応じた３次元像を作成する方法については、特開昭６３－２４０８５１号（特公平６－８５７８４号）「手術用３次元ビューアーシステム」に記載の方法を用いることができる。
【００２７】
図６（ａ）、（ｂ）は各々直視光学系及びモニタ光学系を示し、図７は合成像の光学系を示すものである。Ｌ１，Ｌ２，Ｌ３はレンズの位置、Ｋは虚像（合成像）の位置、Ｈはハーフミラーの位置、Ｍ’，Ｍは実像の位置、Ｅは観察の位置を示している。また、ｍはＫ位置の像の大きさ、ｐはＭ’位置の像の大きさを示している。Ｍ’－ＭとＭ－Ｈの距離は同じに設定され、図６（ａ）、（ｂ）のＫ位置は同じ位置になるように調整が行われる。
【００２８】
そして３次元プロセッサ３は、図８に示すように、直視光学系をシミュレートした際にＭ’にできる実像としての３次元像を作成する。以上のような構成によると、光学系を介して得られる患者４の直視像に対し、３次元プロセッサ３により作成された手術支援用画像が重畳されて表示されるので、医師６は直接外からは見えない臓器表面や、手術計画の際に決めた仮想的な線などの手術支援のための情報を効果的に得ることができる。
【００２９】
ところで、上記顕微鏡本体２が備える光学系は、機構的な可動部（例えばカム・ギア等）を有しており、この可動部を動作させることにより作動距離、拡大率、及び集光瞳の位置を調整可能となっている。顕微鏡本体２は、当該光学系を介して患者４の直視像を表示する。光学系の可動部には、その動作量を計測するとともに計測結果を数値化して出力するエンコーダが設けられている。当該エンコーダからの出力に基づく光学系の作動距離、拡大率、及び集光瞳の位置に応じて、上述した３次元プロセッサ３は手術支援用画像を作成する。
【００３０】
そして本実施形態においては、上記光学系の可動部に設けられるエンコーダとは別に、光学系の作動距離、拡大率、及び集光瞳の位置を計測するための計測手段を設ける。この計測手段は顕微鏡装置の較正に用いられる。より具体的には、上記可動部の機械製作精度やその磨耗によって、光学系の特性が必ずしも意図したものとはならないことに起因するエンコーダからの出力の誤差を前記計測手段による計測結果に基づいて補正する。３次元プロセッサは、補正がなされたエンコーダからの出力に応じて手術支援用画像を作成する。
【００３１】
ここで、上記計測手段の具体的な構成について説明する。図９は顕微鏡本体に設けられた計測手段の概略構成を示す図である。同図において２は顕微鏡本体、２１は作動距離及び拡大率エンコーダ、３０はレールをそれぞれ示している。レール３０は顕微鏡本体（鏡

筒）２の端部に着脱自在に取付けられる。このレール３０は顕微鏡本体２の光学系の光軸に略平行な長手方向を有し、当該長手方向に沿って、所定の寸法を刻んだ目盛り３１が設けられている。

【００３２】

レール３０に対し着脱自在に取付けられる板Ｕ及びＬは、レール３０の長手方向に沿って移動可能である。板Ｕは図９（ａ）に示すように、その表面に十字型孔３２が形成されているとともに、この十字型孔３２の辺縁に沿って、所定の寸法を刻んだ目盛り３２が設けられる。これら十字型孔及び目盛り３３は、顕微鏡本体２の光学系を介して観察者によって観察可能である。また、顕微鏡を介して観察者が板Ｕを観察すると、この十字型孔３２を通じて板Ｌも観察可能である。

【００３３】

板Ｌは図９（ｃ）に示すように、その表面に所定の寸法を刻んだマス目状の目盛り３４が設けられる。なお、本実施形態では、板Ｌの表面を照らす補助照明４０が適宜設けられる。

【００３４】

また、後述する拡大率の計測のために、光学系の接眼レンズに所定の寸法を刻んだ目盛り（図示しない）が設けられる。なお、顕微鏡本体２をビデオ顕微鏡装置によって構成した場合、モニタ上の一定の長さを当該目盛りの代わりに用いる。

【００３５】

以上のように構成された本実施形態の計測手段は、光学系の作動距離、拡大率、及び集光瞳の位置のいずれかを選択的に計測可能となっている。

＜作動距離の計測＞図１０は、作動距離の計測に係る図である。ここでは、レール３０の目盛り３１を用いることによる板Ｌの位置の計測によって作動距離の計測を行う。このため板Ｌのみを使用する。板Ｕは取り外すか、あるいは鏡筒２の端面に非常に近いところに移動させ、十字型孔３２を通して板Ｌを容易に観察できるようにする。

【００３６】

目盛り３１に従って板Ｌを鏡筒２の端面からＤの距離に移動させ、顕微鏡２により板Ｌを観察し、焦点が合うように作動距離を調節する。このとき、作動距離エンコーダ２１の読み（出力値）が、距離Ｄに対応する。このような計測をＤを変えながら幾つか行うことにより、エンコーダの読みと作動距離Ｄとの関係式を計測結果として得ることができる。

＜拡大率の計測＞図１１は、拡大率の計測に係る図である。ここでは、レール３０の目盛り３１を用いた板Ｌの位置の計測と、光学系を介し板Ｌの目盛り３４の像を読み取ることによる上記接眼レンズの目盛りの計測とに基づいて拡大率の計測を行う。このため板Ｌだけを使用する。板Ｕは取り外すか、あるいは鏡筒２の端面に非常に近いところに移動させ、十字型孔３２を通して板Ｌを容易に観察できるようにする。

【００３７】

目盛り３１に従って板Ｌを鏡筒２の端面からＤの距離に移動させ、顕微鏡２により板Ｌを観察し、焦点が合うように作動距離を調節する。ここで、上記接眼レンズの目盛りの長さを、板Ｌの目盛り３４の像に基づいて測る。図１１（ｂ）は、同等の計測をビデオ顕微鏡によって行う場合を示す。同図において、Ｗはモニタ上の一定の長さ（幅）を示し、３５は板Ｌの目盛り３４の像を示している。

【００３８】

計測した値をｍとするとき、Ｍ＝（Ｅ＋Ｄ）／ｍが拡大率に比例する。従って、このときの拡大率エンコーダの読みが、Ｍに対応する。ここに、Ｅは鏡筒２の端面から集光瞳までの距離である。

【００３９】

このような計測を拡大率を変えながら幾つか行うことによって、エンコーダの読みと拡大率Ｍとの関係式を計測結果として得ることができる。

＜集光瞳の位置の計測＞図１２は、集光瞳の位置の計測に係る図である。ここでは、レール３０の目盛り３１を用いた板Ｕの位置の計測、レール３０の目盛り３１を用いた板Ｌの

位置の計測、板Ｌの目盛り３４を用いた板Ｕの目盛り３３の計測とに基づいて集光瞳の位置の計測が行われる。このため、板ＵとＬを使う。板Ｕは鏡筒２の端面からＤＵの距離に移動させ、板Ｌは鏡筒２の端面からＤＬの距離に移動させる。

【００４０】

板Ｕの十字型孔３２を通して板Ｌの目盛り３４が観察できる。ここで、両方の板の目盛りを正確に読み取るためには、図９に示したような補助照明４０を用いて像を明るくし、顕微鏡２の絞りを最小に絞ることによって焦点深度を大きくすると良い。

【００４１】

板Ｕの目盛り３２を使って適当な長さを決め、これをｍＵとする。同じ長さを板Ｌの目盛り３４で測ったものをｍＬとする。この場合、（ＤＬ＋Ｅ）ｍＵ＝（ＤＵ＋Ｅ）ｍＬという関係が成り立ち、Ｅ＝（ｍＬ－ｍＵ）／（ＤＬｍＵ－ＤＵｍＬ）によってＥ、すなわち集光瞳の位置を計測結果として求めることができる。

【００４２】

以上述べたように、光学系の作動距離、拡大率、及び集光瞳の位置のいずれかを選択的に計測可能である。したがって、エンコーダからの出力、すなわち光学系の可動部（例えばカム・ギア等）の動作量の計測結果（作動距離、拡大率、及び集光瞳の位置）を簡単な構成の計測手段により較正することができ、較正された出力に応じた手術支援用画像を作成できる。この手術用支援画像は直視像に重畳されて表示される。

【００４３】

ところで、上述した顕微鏡装置本体２は、単眼式顕微鏡のみならず双眼式顕微鏡であっても本発明は適用可能である。また、次の＜Ａ＞～＜Ｄ＞において説明するように、本実施形態を適宜変形しても良い。

＜Ａ：ビデオ顕微鏡における目盛りの像の計測＞顕微鏡本体２をビデオ顕微鏡によって構成した場合、図１１において説明した板Ｌの目盛り３４の像の計測、又は図１２において説明した板Ｕの目盛り３３の像の計測において、ビデオ顕微鏡からの映像をコンピュータによって処理し、これら目盛りの数を計数することは容易である。

＜Ｂ：リニアエンコーダによる計測＞図１０、図１１、図１２において説明したように、鏡筒２の端面からの板Ｕ又は板Ｌの位置の計測（すなわち距離Ｄ，ＤＵ，ＤＬの計測）は、レール３０の目盛り３１を用いて行ったが、リニアエンコーダ等の手段を付加し、このリニアエンコーダにより上記距離の計測を自動的に行うように構成しても良い。

＜Ｃ：ＡとＢの併用＞上記＜Ａ＞および＜Ｂ＞を併用する。すなわち、コンピュータ処理により上記目盛りの像の計測を行なうとともに、上記リニアエンコーダからの出力も上記コンピュータによって処理するように構成すれば、数値の読取りに関し人間が介在する必要がない。すなわち、計測を概ね自動的に行うことができる。

＜Ｄ：作動距離、拡大率等の自動調整＞さらに、距離Ｄを変化させたり、拡大率、作動距離を変化させることを、コンピュータ制御のモータによって行なうように構成しても良い。この場合、顕微鏡較正器の取り付け、取り外し以外は、人間が介在する必要がない。

【００４４】

以上説明したように、本実施形態によれば、作動距離、拡大率、あるいは集光瞳の位置を得るためのエンコーダを較正することにより、適切な手術支援用情報を観察者に提示できる手術用顕微鏡装置、及びこのような手術用顕微鏡装置を較正するために用いられる簡単な構成の顕微鏡較正器を提供できる。なお、本発明は上述した実施形態のみに限定されず、さらに変形して実施可能である。

【００４５】

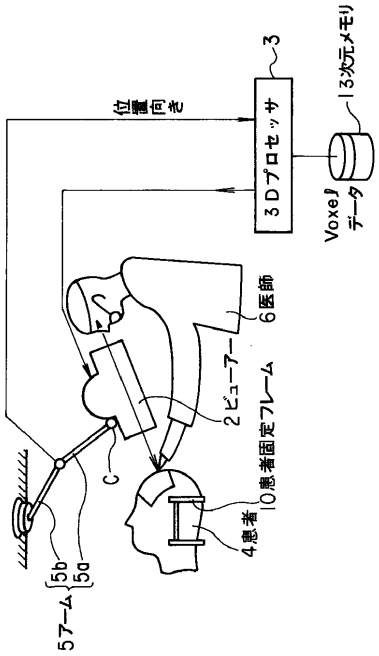
【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、作動距離、拡大率、あるいは集光瞳の位置を得るためのエンコーダを較正することにより、適切な手術支援用情報を観察者に提示できる手術用顕微鏡装置、及び、かかる較正に用いられる簡単な構成の顕微鏡較正器を提供できる。

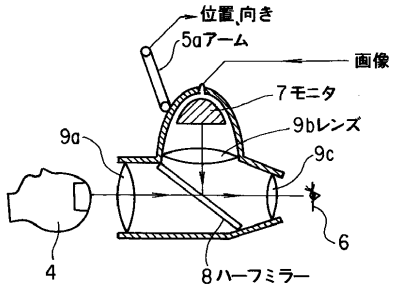
【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の一実施形態に係る手術用顕微鏡装置の概略構成を示す図。
【図２】顕微鏡本体の詳細構成を示す図。
【図３】モニタに表示された手術支援用画像の具体例としての３次元像を示す図。
【図４】直視像の表示例を示す図。
【図５】３次元像と直視像の合成像を示す図。
【図６】直視光学系（ａ）及びモニタ光学系（ｂ）を示す図。
【図７】合成像の光学系を示す図。
【図８】光学系のシミュレーション例を示す図。
【図９】顕微鏡本体に設けられた計測手段（顕微鏡較正器）の概略構成を示す図。
【図１０】作動距離の計測に係る図。
【図１１】拡大率の計測に係る図。
【図１２】集光瞳の計測に係る図。
【符号の説明】
１…３次元メモリ
２…顕微鏡本体
３…３次元（３Ｄ）プロセッサ
４…患者
５…アーム
６…医師
１０…患者固定フレーム

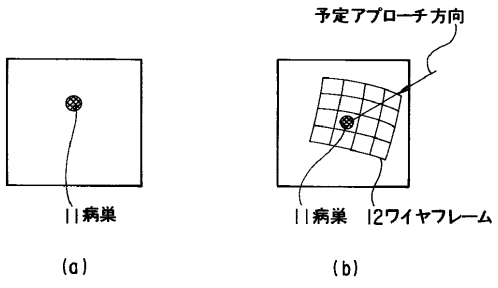
【図１】



【図２】



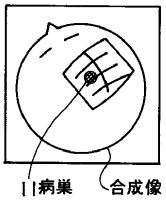
【図３】



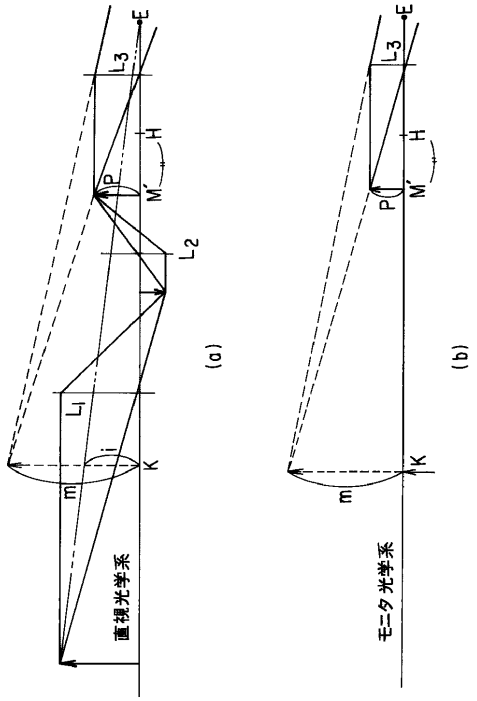
【図４】



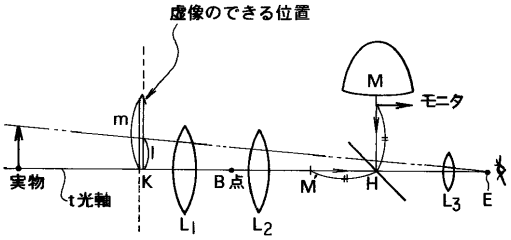
【図５】



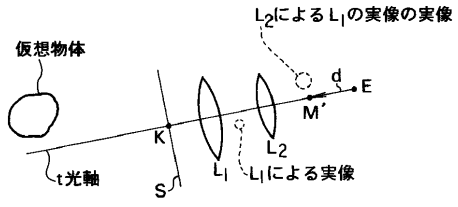
【図６】



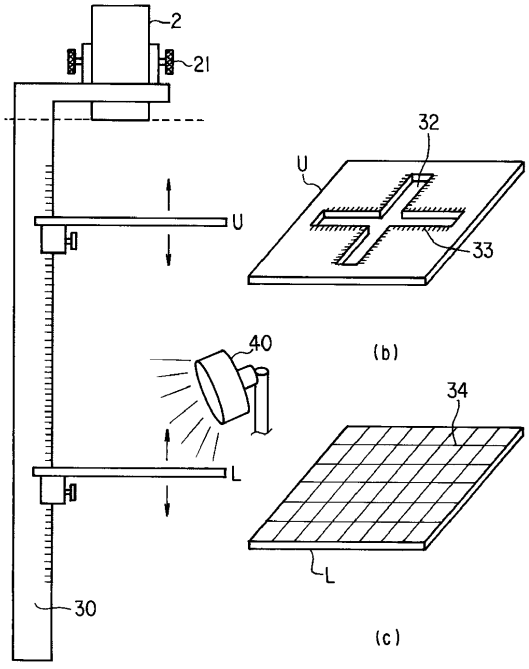
【図７】



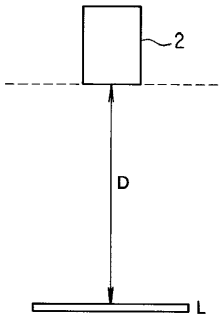
【図８】



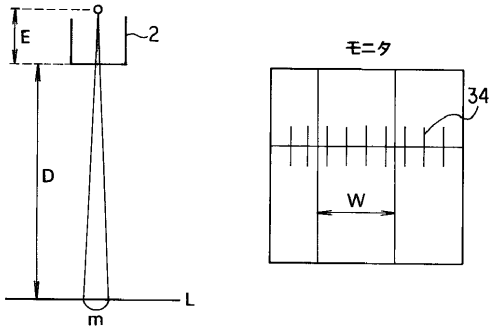
【図９】



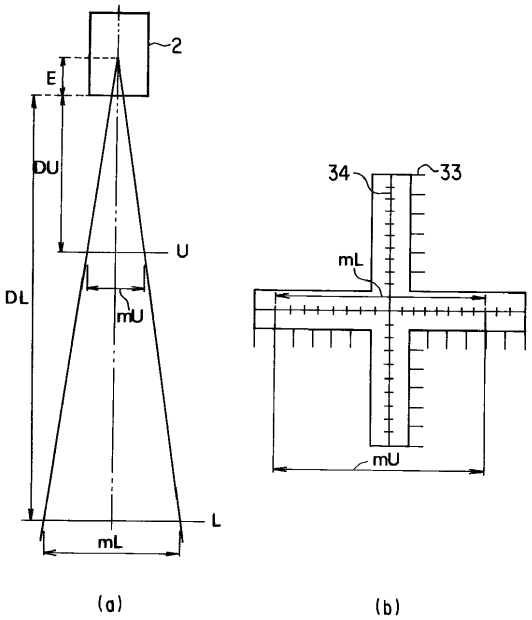
【図１０】



【図１１】



【図１２】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭６３－２４０８５１（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－０１０７２４（ＪＰ，Ａ）
特開昭６４－０６２６２２（ＪＰ，Ａ）
特開平０７－２０８９３５（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－０１５６０９（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
G02B 21/00
A61B 19/00