

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-209342

(P2016-209342A)

(43) 公開日 平成28年12月15日(2016.12.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
	G 0 2 B 23/26 A	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2015-96679 (P2015-96679)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成27年5月11日 (2015. 5. 11)		オリンパス株式会社
			東京都八王子市石川町2951番地
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(74) 代理人	100101661
			弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	松澤 洋彦
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	綿谷 祐一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内

最終頁に続く

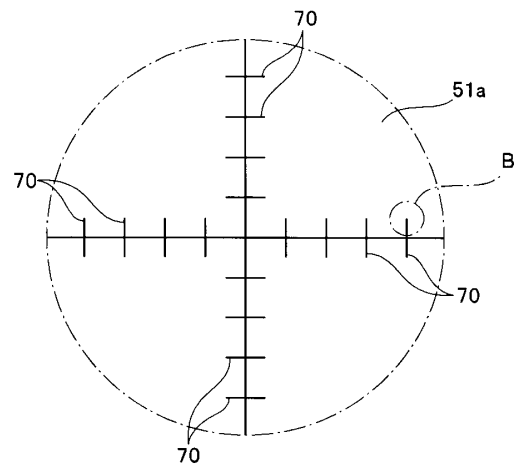
(54) 【発明の名称】 内視鏡の観察光学系ユニット及び内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超拡大観察時の観察対象の大きさを使用者等に的確に把握させることができる内視鏡の観察光学系ユニットを提供する。

【解決手段】被検体の観察部位に当接可能な最先端固定レンズ51aを先端に有し、この最先端固定レンズ51aを含む被写界深度にて細胞レベルでの超拡大観察のための合焦が可能な観察光学系と、超拡大観察時の被写界深度の範囲内に位置するよう最先端固定レンズ51aの先端面に設けられ、観察部位の実寸を指標するための目盛70と、を備えて観察光学系ユニットを構成する。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に挿入可能な挿入部の先端部に設けられた内視鏡の観察光学系ユニットであって、

前記被検体の観察部位に当接可能な対物光学部材を先端に有し、前記対物光学部材の先端面側を含む被写界深度にて細胞レベルでの超拡大観察のための合焦が可能な観察光学系と、

前記超拡大観察時の前記被写界深度の範囲内に位置するように前記対物光学部材の先端面側に設けられ、前記観察部位の実寸を指標するためのマークと、を備えたことを特徴とする内視鏡の観察光学系ユニット。

10

【請求項 2】

前記マークは、前記対物光学部材の先端面に設けられた凹部によって形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の観察光学系ユニット。

【請求項 3】

前記マークは、前記対物光学部材の先端面に設けられた凹部と、前記凹部を平坦化させるための平坦化部材と、を有して形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の観察光学系ユニット。

【請求項 4】

前記マークは、前記対物光学部材の先端側の内部に設けられた屈折率の異なる光学部によって形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の観察光学系ユニット。

20

【請求項 5】

前記マークは、格子状のパターンであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の観察光学系ユニット。

【請求項 6】

前記マークは、円形のパターンであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の観察光学系ユニット。

【請求項 7】

前記マークは、半径の異なる複数の同心円からなるパターンであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の観察光学系ユニット。

【請求項 8】

30

請求項 1 乃至請求項 7 の何れか 1 項に記載の観察光学系ユニットと、
前記観察光学系ユニットによって結像された像を撮像する撮像ユニットと、
前記撮像ユニットで撮像された画像を表示する表示部と、
前記撮像ユニットで撮像された画像に含まれる前記マークに基づいて前記表示部に表示される画像を補正する表示制御部と、を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 9】

請求項 1 乃至請求項 7 の何れか 1 項に記載の観察光学系ユニットと、
前記観察光学系ユニットによって結像された像を撮像する撮像ユニットと、
前記撮像ユニットで撮像された画像を表示する表示部と、
前記撮像ユニットで撮像された画像に含まれる前記マークに基づいて前記結像された像の倍率に応じた指標を生成し、生成した前記指標を、前記表示部に表示される画像上に被写体像とともに表示する表示制御部と、を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体像を光学的に拡大して観察することが可能な内視鏡の観察光学系ユニット及び内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、内視鏡は、医療分野及び工業分野において広く利用されている。内視鏡は、細長

50

な挿入部の先端部に観察光学系ユニットを有し、この挿入部を管路内に挿入することによって、管路内を観察することが可能となっている。

【0003】

この種の内視鏡においては、対物光学系ユニットを構成するレンズ群のうち、少なくとも1つのレンズを光軸方向に対して移動自在な移動レンズとすることにより、観察部位に対する焦点深度や結像倍率、視野角等の光学特性を変更可能な所謂ズーム内視鏡が周知である。特に、近年では、倍率10倍程度の通常観察から、細胞レベルの観察が可能な倍率500倍程度の超拡大観察（以下、ECS（Endo Cyto Scope）観察と称す）までを、1つの観察光学系ユニットにて行うことができるズーム内視鏡も周知である。そして、この種の内視鏡では、ECS観察によって生体内での生きた細胞や核の大きさや異型度、微細血管の太さ等を観察し、これらを指標とした癌の進達度の診断等を行うことが期待されている。

10

【0004】

このようなズーム機能を備えた内視鏡において、観察部位の大きさを術者等に認識させるため技術として、例えば、特許文献1には、モニタ上の画像表示領域に隣接するマスク領域の色相を変化させることにより、術者等にズーム倍率を認識させる技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

20

【特許文献1】特開2011-152301号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、内視鏡に用いられる観察光学系ユニットは、微細なレンズを用いて構成されるため、製造過程におけるレンズの曲率や厚み等のばらつきを十分に管理することが困難である。従って、内視鏡の観察光学系ユニットでは、設計上の倍率と実際の倍率とが一致しない場合があり、このような場合、被写体の大きさを正確に把握することが特に重要なECS観察を精度よく行うことが困難となる虞がある。

【0007】

30

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、超拡大観察時の観察対象の大きさを使用者等に的確に把握させることができる内視鏡の観察光学系ユニット及び内視鏡装置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】

【0008】

本発明の一態様による内視鏡の観察光学系ユニットは、被検体内に挿入可能な挿入部の先端部に設けられた内視鏡の観察光学系ユニットであって、前記被検体の観察部位に当接可能な対物光学部材を先端に有し、前記対物光学部材の先端面側を含む被写界深度にて細胞レベルでの超拡大観察のための合焦が可能な観察光学系と、前記超拡大観察時の前記被写界深度の範囲内に位置するよう前記対物光学部材の先端面側に設けられ、前記観察部位の実寸を指標するためのマークと、を備えたものである。

40

【0009】

また、本発明の一態様による内視鏡装置は、前記観察光学系ユニットと、前記観察光学系ユニットによって結像された像を撮像する撮像ユニットと、前記撮像ユニットで撮像された画像を表示する表示部と、前記撮像ユニットで撮像された画像に含まれる前記マークに基づいて前記表示部に表示される画像を補正する表示制御部と、を備えたものである。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、超拡大観察時の観察対象の大きさを使用者等に的確に把握させることができる。

50

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】内視鏡装置の概略構成図

【図2】先端部の先端面を示す平面図

【図3】図2のIII-III線に沿う要部断面図

【図4】図2のA領域を拡大して示す平面図

【図5】図4のB領域に形成された指標の拡大断面図

【図6】モニタに表示された内視鏡画像の一例を示す模式図

【図7】第1の変形例に係り、マークの要部断面図

【図8】第2の変形例に係り、マークの要部断面図

【図9】第3の変形例に係り、格子状のマークを拡大して示す平面図

【図10】同上、モニタに表示された内視鏡画像の一例を示す模式図

【図11】第4の変形例に係り、同心円のマークを拡大して示す平面図

【図12】同上、モニタに表示された内視鏡画像の一例を示す模式図

【図13】第5の変形例に係り、ドット状のマークを拡大して示す平面図

【図14】同上、モニタに表示された内視鏡画像の一例を示す模式図

【図15】同上、画像補正ルーチンを示すフローチャート

【図16】同上、元画像の一例を示す模式図

【図17】第6の変形例に係り、円形のマークを拡大して示す平面図

【図18】同上、モニタに表示された内視鏡画像の一例を示す模式図

【図19】第7の変形例に係り、同心円のマークを拡大して示す平面図

【図20】同上、モニタに表示された内視鏡画像の一例を示す模式図

【図21】第8の変形例に係り、撮像装置の要部断面図

【図22】第9の変形例に係り、撮像装置の要部断面図

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の形態を説明する。図面は本発明の一実施形態に係り、図1は内視鏡装置の概略構成図、図2は先端部の先端面を示す平面図、図3は図2のIII-III線に沿う要部断面図、図4は図2のA領域を拡大して示す平面図、図5は図4のB領域に形成された指標の拡大断面図、図6はモニタに表示された内視鏡画像の一例を示す模式図である。

【0013】

図1に示すように、本実施形態の内視鏡装置1は、ECS観察を行うことが可能な電子内視鏡（以下、単に内視鏡と称す）2と、光源装置3と、ビデオプロセッサ4と、表示部としてのカラーモニタ5と、が電氣的に接続されて構成されている。

【0014】

内視鏡2は、挿入部9と、この挿入部9に連設された操作部10と、を有し、操作部10から延出するユニバーサルコード17がスコープコネクタ18を介して、光源装置3に接続されている。

【0015】

また、スコープコネクタ18からは、コイル状のスコープケーブル19が延設されている。このスコープケーブル19の他端側には、電気コネクタ部20が設けられ、この電気コネクタ部20がビデオプロセッサ4に接続されている。

【0016】

挿入部9は、先端部6と、湾曲部7と、可撓管部8と、を有し、これらが先端側から順に連設されて構成されている。

【0017】

先端部6は、例えば、図2に示すように、硬質な金属部材等によって構成された先端硬質部25と、この先端硬質部25の周部を被覆する先端保護チューブ26と、を有して構成されている。そして、このように構成された先端部6（先端硬質部25）の先端面には

10

20

30

40

50

、観察窓 30、複数（例えば、３個）の照明窓 31、観察窓洗浄口 34 および観察物洗浄口 35 が配設されている（図 2 参照）。

【0018】

ここで、先端硬質部 25 の略中央には撮像装置 40 が保持され、この撮像装置 40 の先端面が、観察窓 30 として先端硬質部 25 の先端面に露呈されている。ここで、先端硬質部 25 は、先端面の略中央が他の部位よりも先端側に隆起されており、これにより観察窓 30 は、被検体の観察部位に対して直接的に当接することが可能となっている。

【0019】

また、先端硬質部 25 の内部において、複数の照明窓 31 の背面側には、図示しないライトガイドバンドルの先端側が保持されている。このライトガイドバンドルは、挿入部 9 から操作部 10 を経てユニバーサルコード 17 の内部に挿通配置され、スコープコネクタ 18 が光源装置 3 に接続されているとき、当該光源装置 3 からの照明光を照明窓まで伝送することが可能となっている。

【0020】

また、観察窓洗浄口 34 および観察物洗浄口 35 は、先端部 6 からユニバーサルコード 17 の内部に挿通する 2 つの洗浄チューブ 36、37 の開口部として、先端硬質部 25 に開口されている。これら洗浄チューブ 36、37 は、洗浄水が貯留された洗浄タンク、及びコンプレッサ（何れも図示せず）と光源装置 3 側で接続されている。

【0021】

操作部 10 には、挿入部 9 が延出する折れ止部 11 と、下部側の側部に配設される鉗子口 12 と、中途部のグリップ部を構成する操作部本体 13 と、上部側に設けられた 2 つの湾曲操作ノブ 14、15 からなる湾曲操作部 16 と、送気送水制御部 21 と、吸引制御部 22 と、複数のスイッチから構成された主に撮像機能进行操作するスイッチ部 23 と、後述の撮像ユニット内に設けられた移動レンズを進退操作して、例えば、ピント調整のフォーカシング機能またはワイド/テレなどの倍率調整を行うズーミング機能进行操作するための操作レバー 24 と、が設けられている。

【0022】

なお、操作部 10 の鉗子口 12 は、図示しない分岐部材を介して洗浄チューブ 37 の中途に連通されている。これにより、本実施形態の内視鏡 2 では、洗浄チューブ 37 が処置具チャンネルとして兼用されるとともに、観察物洗浄口 35 が処置具チャンネルの開口部として兼用される。

【0023】

次に、内視鏡 2 の先端部 6 の内部に配設された撮像装置 40 の構成について、図 3 に基づいて説明する。

【0024】

図 3 に示すように、撮像装置 40 は、観察光学系ユニット 41 と、この観察光学系ユニット 41 の基端側に連設された撮像ユニット 42 と、を有して構成されている。

【0025】

観察光学系ユニット 41 は、先端側に位置する前群レンズユニット 45 と、この前群レンズユニット 45 の基端側に連設する後群レンズユニット 46 と、この後群レンズユニット 46 内を撮影光軸 O 方向に進退移動可能な移動レンズユニット 47 と、を有して構成されている。

【0026】

前群レンズユニット 45 は、前群レンズ枠 50 と、この前群レンズ枠 50 に保持された複数の固定レンズからなる前群レンズ 51 と、を有して構成されている。

【0027】

この前群レンズ 51 を構成する複数の固定レンズのうち最先端に位置する固定レンズ（最先端固定レンズ）51a は、対物光学部材として設定されており、上述のように、先端硬質部 25 の先端面に観察窓 30 を形成し、被検体の観察部位に対して直接的に当接することが可能となっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

また、例えば、図 4 に示すように、最先端固定レンズ 5 1 a の先端面側には、十字状に配列された複数の目盛 7 0 が設けられている。これらの目盛 7 0 は、最先端固定レンズ 5 1 a が観察部位に当接された際に当該観察部位の実寸を指標するためのものであり、図 5 に示すように、最先端固定レンズ 5 1 a の先端面にガラスエッチング等によって形成された微細な凹部 7 0 a によって構成されている。

【 0 0 2 9 】

後群レンズユニット 4 6 は、先端側が前群レンズ枠 5 0 に外嵌する後群レンズ枠 5 2 と、この後群レンズ枠 5 2 の基端側において撮影光軸 O 上に保持された複数の固定レンズからなる後群レンズ 5 3 と、を有して構成されている。

10

【 0 0 3 0 】

本実施形態において、後群レンズ枠 5 2 には、当該後群レンズ枠 5 2 の内周側と外周側とを貫通するスリット 5 2 a が設けられている。このスリット 5 2 a は、撮影光軸 O 方向と同方向に延在されており、このスリット 5 2 a の先端側は、後群レンズ枠 5 2 の先端において開放されている。また、後群レンズ枠 5 2 の先端側外周にはストッパ部材 5 7 が外装され、このストッパ部材 5 7 によってスリット 5 2 a の先端側が閉塞されている。

【 0 0 3 1 】

移動レンズユニット 4 7 は、移動レンズ枠 5 4 と、この移動レンズ枠 5 4 に保持された移動レンズ 5 5 と、を有して構成されている。そして、移動レンズ 5 5 は、前群レンズ 5 1 及び後群レンズ 5 3 と共に、観察光学系ユニット 4 1 の観察光学系を構成する。

20

【 0 0 3 2 】

本実施形態において、移動レンズ枠 5 4 は、後群レンズ枠 5 2 内に配設されている。この移動レンズ枠 5 4 には、スリット 5 2 a を介して後群レンズ枠 5 2 の外周側に突出する操作桿 5 4 a が設けられている。また、操作桿 5 4 a の突出端部には、操作レバー 2 4 (図 1 参照) によって進退動作される牽引ワイヤ 5 8 の先端側が連結されている。これにより、操作桿 5 4 a は、ストッパ部材 5 7 との当接によって移動が規制されるスリット 5 2 a の先端側位置から、当該スリット 5 2 a の基端位置までの間を、操作レバー 2 4 に連動して進退移動し、後群レンズ枠 5 2 内において移動レンズ 5 5 を撮影光軸 O 方向に進退移動させることが可能となっている。

【 0 0 3 3 】

具体的には、移動レンズ枠 5 4 は、例えば、被写体である観察部位の表面を等倍 (1 倍) で観察することが可能な通常観察位置と、生体組織を 1 0 0 倍 ~ 5 0 0 倍の細胞レベルで観察することが可能な超拡大観察 (E C S 観察) 位置と、の間で移動レンズ 5 5 を進退移動させることにより、ズーム機能を実現することが可能となっている。

30

【 0 0 3 4 】

この場合において、移動レンズ 5 5 が通常観察位置側にあるとき、観察光学系ユニット 4 1 は、最先端固定レンズ 5 1 a よりも前方にて合焦され、且つ、その被写界深度の範囲が最先端固定レンズ 5 1 a を含まない範囲に位置するよう、各レンズ等の諸元が設定されている。さらに、移動レンズ 5 5 が超拡大観察位置にあるとき、観察光学系ユニット 4 1 は、最先端固定レンズ 5 1 a の先端面と略一致する位置にて合焦され、且つ、その被写界深度の範囲が最先端固定レンズ 5 1 a の先端面側を含む極めて短い範囲に位置するよう、各レンズ等の諸元が設定されている。

40

【 0 0 3 5 】

撮像ユニット 4 2 は、後群レンズ枠 5 2 の基端側に内嵌する固体撮像素子枠 6 0 を有する。この固体撮像素子枠 6 0 には、C C D , C M O S 等からなる固体撮像素子 6 1 が、カバーガラス等の光学部材 6 2 を介して保持されている。

【 0 0 3 6 】

ここで、固体撮像素子 6 1 の前面側 (撮像面側) と観察光学系ユニット 4 1 との相対位置は光学部材 6 2 等を介して調整されており、これにより、固体撮像素子 6 1 は、観察光学系ユニット 4 1 によって結像された観察部位の像を撮像することが可能となっている。

50

また、固体撮像素子 6 1 の背面側には、積層基板 6 3 が電氣的に接続され、さらに、積層基板 6 3 にはケーブル 6 4 から分岐した複数の信号線 6 4 a 等が接続されている。

【 0 0 3 7 】

このケーブル 6 4 は、内視鏡 2 の内部に挿通配置されており、電気コネクタ部 2 0 を介して、ビデオプロセッサ 4 と電氣的に接続されている。これにより、ビデオプロセッサ 4 は、ケーブル 6 4 を介して伝送された撮像ユニット 4 2 からの信号を処理し、観察部位の画像をモニタ 5 に表示することが可能となっている。

【 0 0 3 8 】

このような構成において、移動レンズ 5 5 が通常観察位置側にあるとき、観察光学系ユニット 4 1 は、最先端固定レンズ 5 1 a を被検体の観察部位から所定距離離間させた状態にて、観察部位を合焦することが可能となる。この場合において、最先端固定レンズ 5 1 a が被写界深度の範囲に含まれていないため、当該最先端固定レンズ 5 1 a の先端面に設けられた各目盛 7 0 はデフォーカスされ、固体撮像素子 6 1 によって撮像されない。従って、モニタ 5 上には観察対象の画像のみが表示される。

【 0 0 3 9 】

一方、移動レンズ 5 5 が超拡大観察位置にあるとき、観察光学系ユニット 4 1 は、最先端固定レンズ 5 1 a を被検体の観察部位に当接させた状態にて、観察部位を合焦することが可能となる。この場合において、最先端固定レンズ 5 1 a の先端側が被写界深度の範囲に含まれるため、当該最先端固定レンズ 5 1 a の先端面に設けられた各目盛 7 0 は合焦され、観察部位の像とともに固体撮像素子 6 1 によって撮像される。従って、モニタ 5 の観察画像（内視鏡画像）1 0 0 上には細胞等の観察対象の画像 1 0 1 とともに、各目盛 7 0 の画像 1 0 2 が表示される（図 6 参照）。

【 0 0 4 0 】

このような実施形態によれば、被検体の観察部位に当接可能な最先端固定レンズ 5 1 a を先端に有し、この最先端固定レンズ 5 1 a を含む被写界深度にて細胞レベルでの超拡大観察のための合焦が可能な観察光学系（前群レンズ 5 1、後群レンズ 5 3、移動レンズ 5 5）と、超拡大観察時の被写界深度の範囲内に位置するよう最先端固定レンズ 5 1 a の先端面に設けられ、観察部位の実寸を指標するための目盛 7 0 と、を備えて観察光学系ユニット 4 1 を構成することにより、超拡大観察時の観察対象の大きさを使用者等に的確に把握させることができる。

【 0 0 4 1 】

すなわち、各目盛 7 0 は最先端固定レンズ 5 1 a の先端面における実寸を指標するものであり、超拡大観察時においては、各目盛 7 0 が観察対象に当接した状態にて合焦され、撮像素子 6 1 によって撮像されるため、仮に、観察光学系ユニット 4 1 を構成する各レンズの製造誤差等によって設計上の倍率と実際の倍率とが一致しない場合にも、超拡大観察時の観察対象の大きさを使用者等に的確に把握させることができる。

【 0 0 4 2 】

この場合において、目盛 7 0 は最先端固定レンズ 5 1 a に設けられたものであるため、光路上に目盛 7 0 を保持するための光学部材を観察光学系に別途設ける必要がなく、観察光学系ユニット 4 1 を撮影光軸 O 方向に長大化させることなく構成することができる。

【 0 0 4 3 】

また、超拡大観察時における被写界深度は極めて短いが、このような被写界深度を最先端固定レンズ 5 1 a の先端面側を含む領域に設定することにより、超拡大観察時においてのみ目盛 7 0 を合焦させることができる。

【 0 0 4 4 】

ここで、本実施形態において、各目盛 7 0 は、凹部 7 0 a のみの構成に限定されるものではなく、種々の変形が可能である。

【 0 0 4 5 】

例えば、図 7 に示すように、各目盛 7 0 は、最先端固定レンズ 5 1 a の先端面にガラスエッチング等によって形成された凹部 7 0 a を、生体適合性の高い銀等の蒸着等によって

10

20

30

40

50

形成した平坦化部材 70b によって平坦化させることも可能である。このように構成すれば、最先端固定レンズ 51a の先端面に目盛 70 を形成した場合にも、当該目盛 70 に異物が付着することを防止でき、最先端固定レンズ 51a の汚損等を防止することができる。

【0046】

また、例えば、図 8 に示すように、最先端固定レンズ 51a の内部の先端側に、レーザ照射等によって光学特性を変質させた屈折率の異なる光学部 70c を形成し、当該光学部 70c を目盛 70 として機能させることも可能である。このように構成すれば、上述の変形例と同様、最先端固定レンズ 51a の汚損等を防止することができる。

【0047】

また、本実施形態において、最先端固定レンズ 51a に設けられるマークは、目盛 70 に限定されるものではなく、種々の変形が可能である。

【0048】

例えば、図 9 に示すように、最先端固定レンズ 51a の先端面に、実寸を指標するマークとして格子状のパターン 71 を設けることも可能である。このように構成すれば、例えば、図 10 に示すように、観察光学系ユニット 41 を構成する観察光学系の光学特性等に起因して観察画像 100 に歪が発生した場合にも、格子状のパターン 71 を表示する画像 103 には、細胞等の観察対象を表示する画像 101 と同様な歪が生じるため、使用者等により精度よく観察対象の大きさを把握させることができる。

【0049】

また、例えば、図 11 に示すように、最先端固定レンズ 51a の先端面に、実寸を指標するマークとして、半径の異なる複数の同心円（例えば、半径が 100 μm 、300 μm 、及び、500 μm の各同心円）からなるパターン 74 を設けることも可能である。このように構成すれば、例えば、図 12 に示すように、観察光学系ユニット 41 を構成する観察光学系の光学特性等に起因して観察画像 100 に歪が発生した場合にも、格子状のパターン 74 を表示する画像 107 には、細胞等の観察対象を表示する画像 101 と同様な歪が生じるため、使用者等により精度よく観察対象の大きさを把握させることができる。この場合、特に、円形のマークとすることにより、注目する被写体が画面中央に位置するように湾曲部を調整するだけで（すなわち、注目する被写体に対して撮影光軸 O 周りの回転操作を行う等の煩わしい操作を行うことなく）、使用者等に精度良く観察対象の大きさを把握させることができる。

【0050】

また、例えば、図 13 に示すように、最先端固定レンズ 51a の先端面に、実寸を指標するマークとして、予め設定された間隔にて配置された複数（例えば、4 つ）のドット 72 を設けることも可能である。

【0051】

この場合、各ドット 72 をそのまま観察画像 100 上に表示することも可能であるが、例えば、図 14 に示すように、各ドット 72 を示す画像 104 が観察画像 100 の四隅に設定されたマスク領域 100a 内の設定位置に隠れるよう、ビデオプロセッサ 4 において、倍率補正や角度補正等の各種補正を行うことが望ましい。

【0052】

すなわち、本変形例において、ビデオプロセッサ 4 は、例えば、予め設定された画像補正ルーチンに従って補正処理を行うことにより、表示制御部としての機能を実現する。

【0053】

この補正処理は、例えば、図 15 に示す画像補正ルーチンに従って行われるものであり、ルーチンがスタートすると、ビデオプロセッサ 4 は、先ず、ステップ S101 において、ビデオプロセッサ 4 は、撮像ユニット 42 から伝送された信号に基づいて、観察部位の元画像 100' を生成する（例えば、図 16 参照）。

【0054】

続くステップ S102 において、ビデオプロセッサ 4 は、各ドット 72 を示す画像 10

10

20

30

40

50

4'の元画像100'上の座標を検出する。

【0055】

続くステップS103において、ビデオプロセッサ4は、観察画像100上のマスク領域100aに対応付けて予め設定された各ドット72の基準座標と、各ドット72を示す画像104'の元画像100'上での検出座標との誤差を算出する。

【0056】

続くステップS104において、ビデオプロセッサ4は、算出した誤差に基づく補正量を算出する。

【0057】

そして、ステップS105において、ビデオプロセッサ4は、ステップS101で生成した元画像100'をステップS104で算出した補正量にて補正した後、ルーチンを抜ける。

10

【0058】

これにより、観察光学系ユニット41の観察光学系にばらつきがある場合にも、超拡大観察時においては、常に一定の倍率の観察画像100を表示することができる。この場合、例えば、図14に示すように、表示する観察画像100の倍率に応じた指標105をビデオプロセッサ4の画像処理によって生成し、当該観察画像100上に表示することが望ましい。

【0059】

また、例えば、図17に示すように、最先端固定レンズ51aの先端面に、実寸を指標するマークとして、予め設定された半径の円形のパターン73を設けることも可能である。

20

【0060】

この場合、パターン73をそのまま観察画像100上に表示することも可能であるが、例えば、図18に示すように、上述の変形例と同様、パターン73を示す画像106が観察画像100の四隅に設定されたマスク領域100a内の設定位置に隠れるよう、ビデオプロセッサ4において、倍率補正や角度補正等の各種補正を行うことが望ましい。

【0061】

また、例えば、図19に示すように、最先端固定レンズ51aの先端面に、実寸を指標するマークとして、半径の異なる複数の同心円（例えば、半径が100 μ m、300 μ m、及び、500 μ mの各同心円）からなるパターン74を設けた場合において、ビデオプロセッサ4は、図15に示したステップS101～ステップS103と略同様の処理によって、元画像上での各マークと理論上の倍率に基づく各マークとの比較に基づいて結像された像の実際の倍率を算出し、算出した倍率に応じて生成した指標105を、観察画像100上に表示することも可能である。すなわち、本変形例では、元画像の倍率はそのまま、指標105のみをパターン74に基づいて補正して表示することにより、使用者等に精度良く観察対象の大きさを把握させることが可能となる。

30

【0062】

また、本実施形態において、被検体に当接可能な対物光学部材は、種々の変形が可能である。

40

【0063】

例えば、図21に示すように、前群レンズ51の先端側にカバーガラス56が設けられている場合には、このカバーガラス56が対物光学部材として機能し、このカバーガラス56の先端面側に各種マークを設けることが可能である。

【0064】

また、例えば、図22に示すように、前群レンズ51の最先端固定レンズ51aを、平凹レンズに代えてメニスカスレンズ等によって構成することも可能である。

【0065】

なお、本発明は、以上説明した実施形態及びその変形例に限定されることなく、種々の変形や変更が可能であり、それらも本発明の技術的範囲内である。例えば、上述の実施形

50

態及び各変形例の構成を適宜組み合わせてもよいことは勿論である。

【符号の説明】

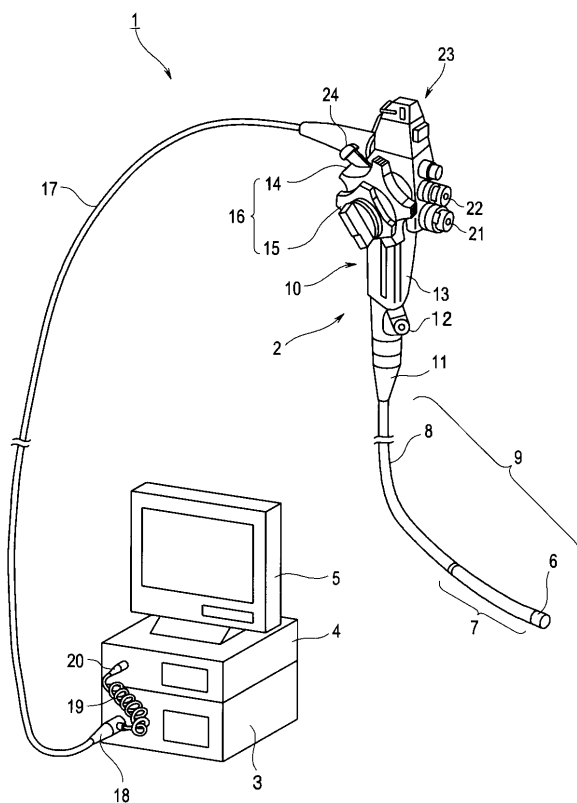
【0066】

1	...	内視鏡装置	
2	...	内視鏡	
3	...	光源装置	
4	...	ビデオプロセッサ	
5	...	カラーモニタ	
6	...	先端部	
7	...	湾曲部	10
8	...	可撓管部	
9	...	挿入部	
10	...	操作部	
11	...	折れ止部	
12	...	鉗子口	
13	...	操作部本体	
14, 15	...	湾曲操作ノブ	
16	...	湾曲操作部	
17	...	ユニバーサルコード	
18	...	スコープコネクタ	20
19	...	スコープケーブル	
20	...	電気コネクタ部	
21	...	送気送水制御部	
22	...	吸引制御部	
23	...	スイッチ部	
24	...	操作レバー	
25	...	先端硬質部	
26	...	先端保護チューブ	
30	...	観察窓	
31	...	照明窓	30
34	...	観察窓洗浄口	
35	...	観察物洗浄口	
36, 37	...	洗浄チューブ	
40	...	撮像装置	
41	...	観察光学系ユニット	
42	...	撮像ユニット	
45	...	前群レンズユニット	
46	...	後群レンズユニット	
47	...	移動レンズユニット	
50	...	前群レンズ枠	40
51	...	前群レンズ（観察光学系）	
51a	...	最先端固定レンズ（対物光学部材）	
52	...	後群レンズ枠	
52a	...	スリット	
53	...	後群レンズ（観察光学系）	
54	...	移動レンズ枠	
54a	...	操作桿	
55	...	移動レンズ（観察光学系）	
56	...	カバーガラス（対物光学部材）	
57	...	ストッパ部材	50

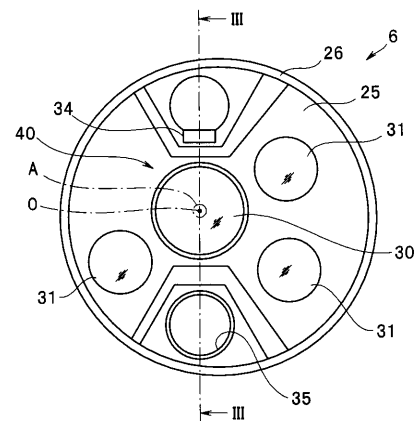
- 5 8 ... 牽引ワイヤ
- 6 0 ... 固体撮像素子枠
- 6 1 ... 固体撮像素子 (撮像素子)
- 6 2 ... 光学部材
- 6 3 ... 積層基板
- 6 4 ... ケーブル
- 6 4 a ... 信号線
- 7 0 ... 目盛 (マーク)
- 7 0 a ... 凹部
- 7 0 b ... 平坦化部材
- 7 0 c ... 光学部
- 7 1 ... パターン (マーク)
- 7 1 a
- 7 2 ... ドット (マーク)
- 7 3 ... パターン (マーク)
- 0 ... 撮影光軸

10

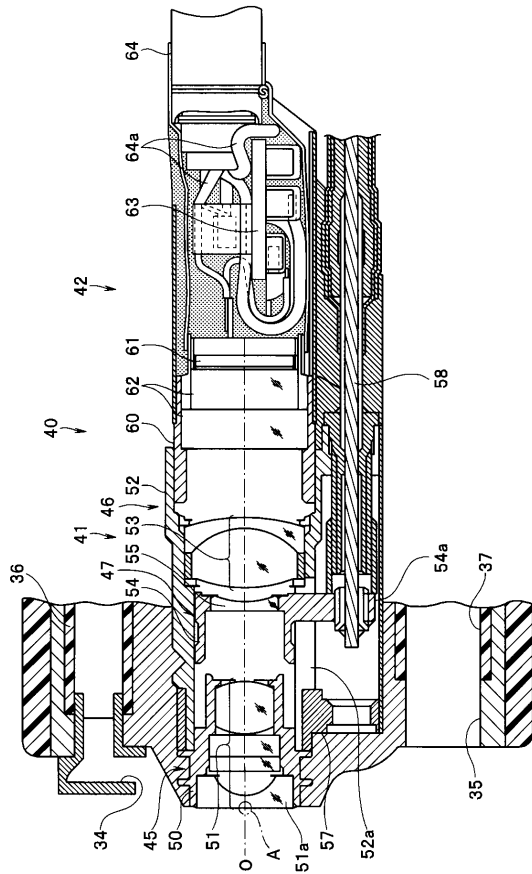
【図 1】



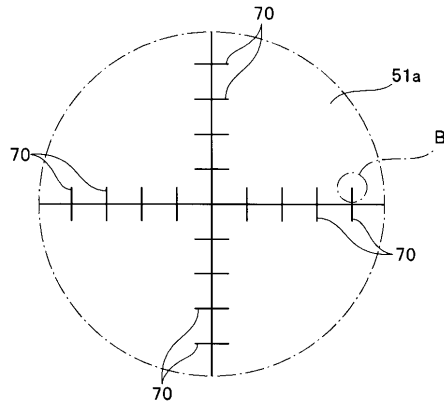
【図 2】



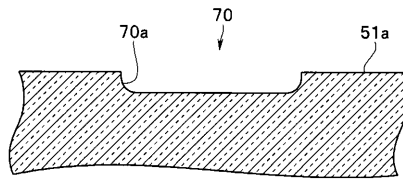
【図 3】



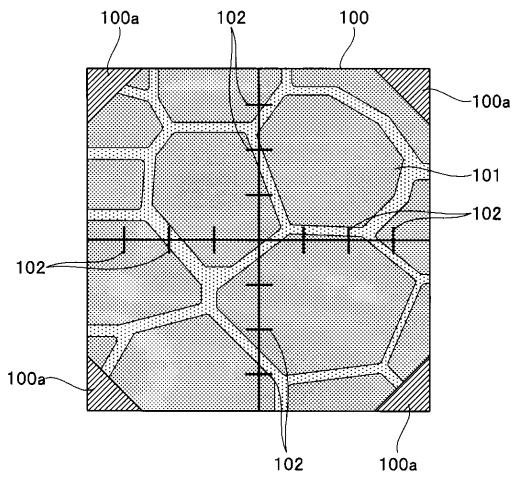
【図 4】



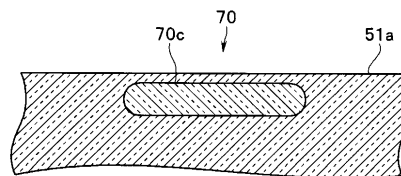
【図 5】



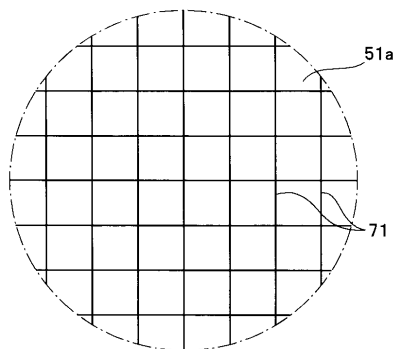
【図 6】



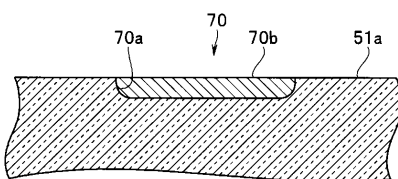
【図 8】



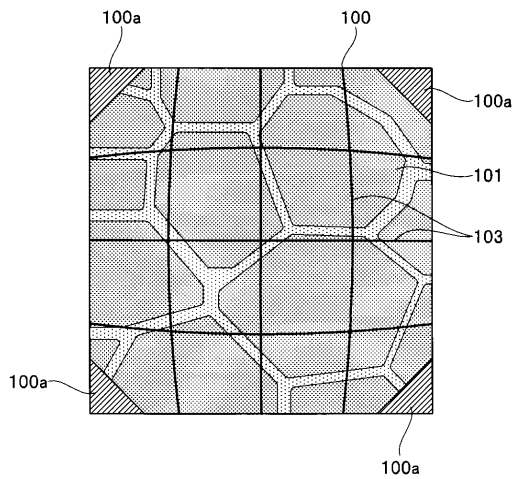
【図 9】



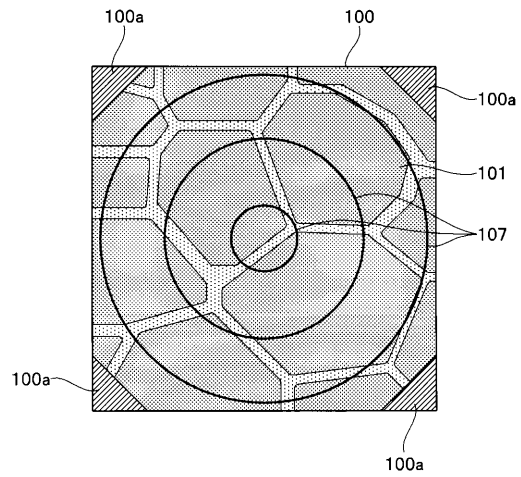
【図 7】



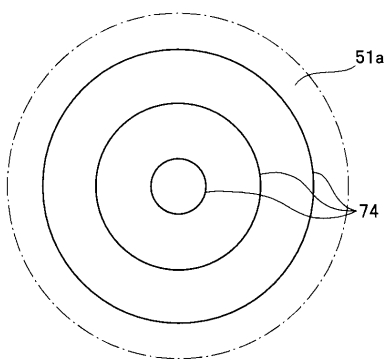
【図 10】



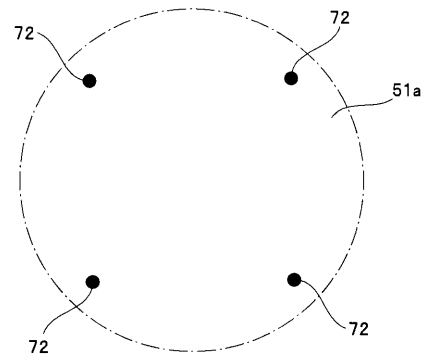
【図 12】



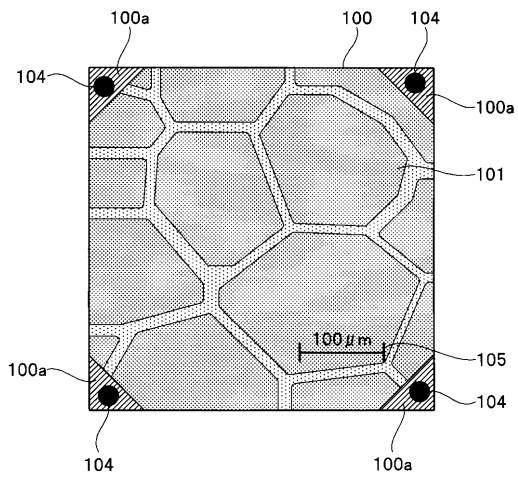
【図 11】



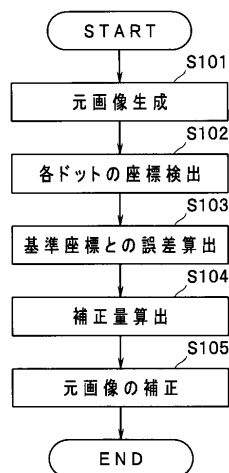
【図 13】



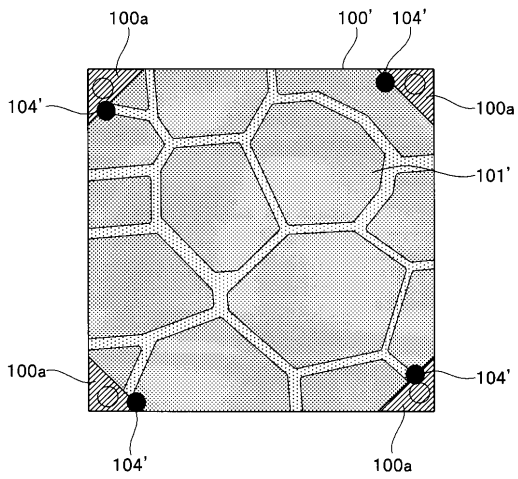
【図 14】



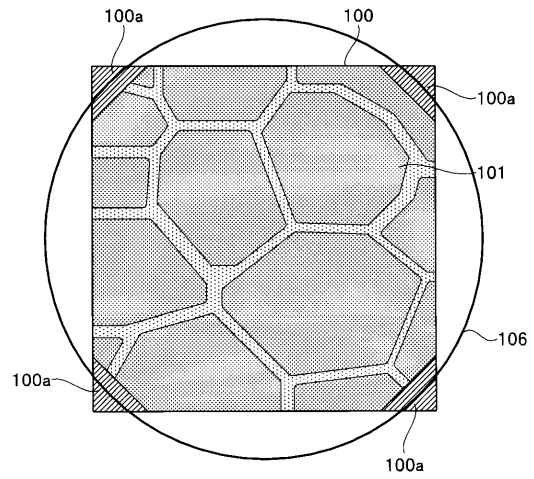
【図 15】



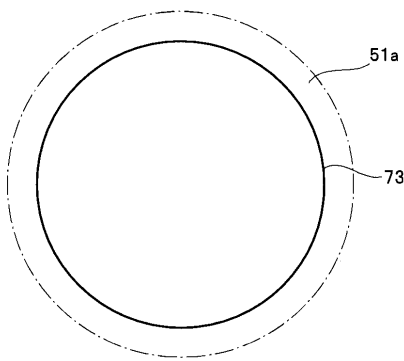
【図 16】



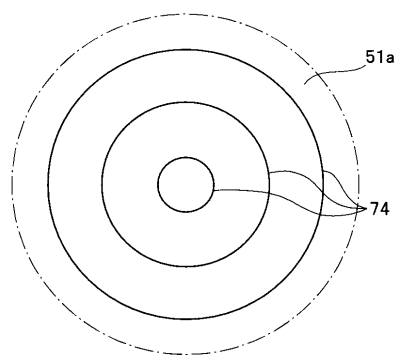
【図 18】



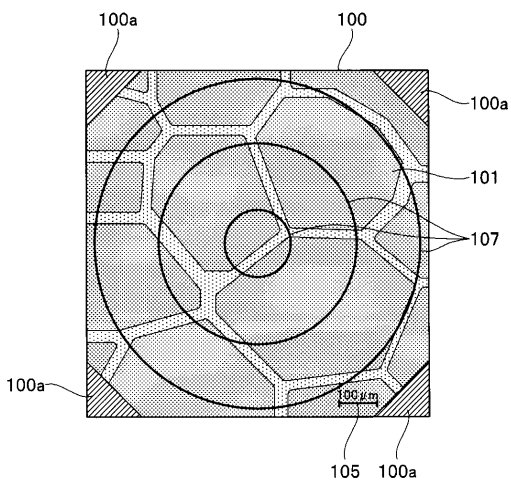
【図 17】



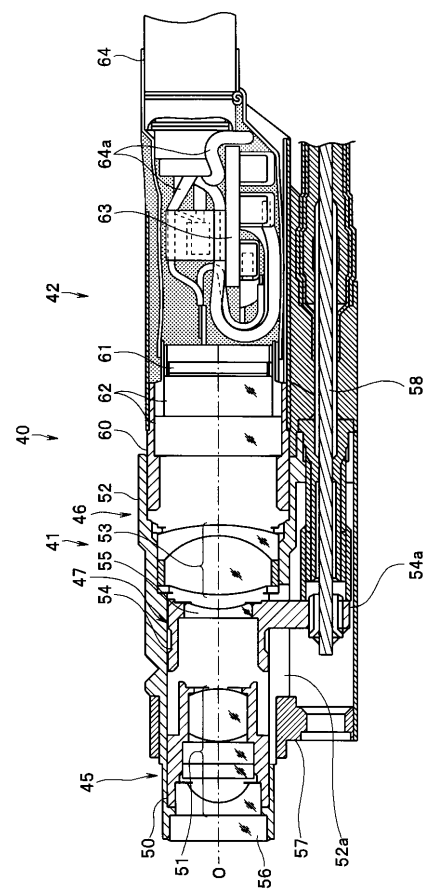
【図 19】



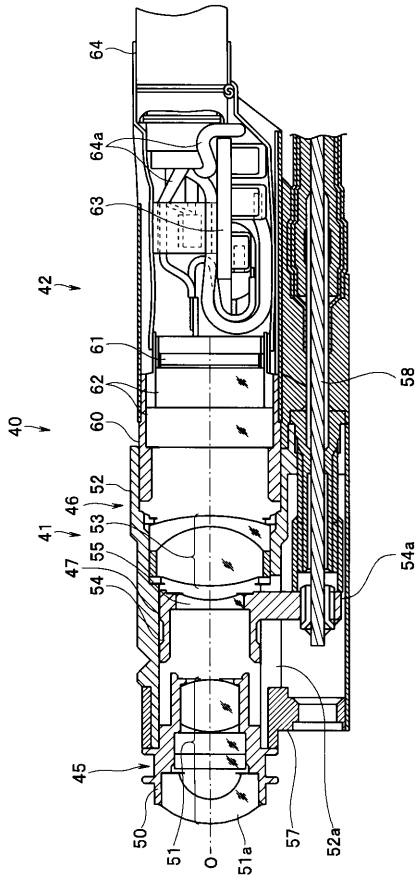
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 BA22 CA22

4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 FF40 HH52 LL02 PP13

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜装置的观察光学系统单元		
公开(公告)号	JP2016209342A	公开(公告)日	2016-12-15
申请号	JP2015096679	申请日	2015-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	松澤洋彦 綿谷祐一		
发明人	松澤 洋彦 綿谷 祐一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B23/26.A A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/BA22 2H040/CA22 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/PP13		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6437878B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜的观察光学系统单元，其能够在用户等的超放大观察下准确地掌握观察对象的尺寸。能够与被检体的观察部位接触的前端固定透镜51a设置在远端和包括该极端远端固定透镜51a的景深处，用于在细胞水平的超放大观察一种观察光学系统，能够聚焦，设置在最远端固定透镜51a的远端表面上的刻度70，以便位于超放大观察时的景深范围内，用于指示观察区域的实际尺寸，并构成观察光学系统单元。点域4

