

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4398352号  
(P4398352)

(45) 発行日 平成22年1月13日(2010.1.13)

(24) 登録日 平成21年10月30日(2009.10.30)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 19/00 5 0 6

G 0 2 B 21/22 (2006.01)

G 0 2 B 21/22

請求項の数 2 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2004-350265 (P2004-350265)  
 (22) 出願日 平成16年12月2日(2004.12.2)  
 (65) 公開番号 特開2006-158452 (P2006-158452A)  
 (43) 公開日 平成18年6月22日(2006.6.22)  
 審査請求日 平成18年8月17日(2006.8.17)

(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 100118913  
 弁理士 上田 邦生  
 (74) 代理人 100112737  
 弁理士 藤田 考晴  
 (72) 発明者 浪井 泰志  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ  
 リンパス株式会社内  
 (72) 発明者 廣瀬 憲志  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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】 医療用立体撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体を立体撮影するための撮像光学系と撮像素子を備えた医療用立体撮像装置において、

前記撮像光学系は、被写体の像を結像面に結像する対物光学系と、該対物光学系側から入射する光束をアフォーカルな光束として前記撮像素子側に射出し、前記対物光学系が結像した像を前記撮像素子の撮像面近傍に伝送するコリメータ光学系とを含み、

該コリメータ光学系と前記撮像素子の間に設定される瞳位置とその共役位置との間に前記対物光学系が配置されることを特徴とする医療用立体撮像装置。

【請求項 2】

前記コリメータ光学系と前記撮像素子の間に、該撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系が配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の医療用立体撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は外科手術、特に脳神経外科、耳鼻科咽喉科、整形・形成外科、産婦人科、あるいは眼科などにおいて使用される医療用立体撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、脳神経外科等においては微細な術部の拡大観察を行うために手術用顕微鏡が使用されている。脳のように微細な組織からなる器官は、その構造組織を肉眼で識別することが困難であるために、器官の処置は顕微鏡下で行われている。脳神経外科の手術は、ごく狭い領域で、血管や神経といった非常に重要でかつデリケートな組織を対象として、それらの観察だけでなく、実際に血管や神経を繋いだり、血管や神経をよけて腫瘍を取り除いたりという処置を行う。そのため、従来の手術用顕微鏡は観察対象を拡大観察するだけでなく、処置を行うために観察対象物を立体的に捉えられることが重要な機能になっている。

#### 【 0 0 0 3 】

一般に人が目で物体を立体的に捉える場合はさまざまな情報を手がかりとする。その情報には両眼視差、遠近感（遠くの物体は小さく、近くの物体は大きく）、深さ方向によるボケ、物体の重なり、過去の経験、知識、記憶などが挙げられる。ここで、未知の試料（見たことのない物体）を一様な台の上に置き、四方八方から照明をして影をつけないようにして観察をするような場合（顕微鏡観察ではよくある状況）を想定してみる。このような場合、上記に示した物体を立体的に捉えるための情報のうち、物体の重なり、知識、過去の経験などは役に立たなくなり、物体の奥行きを知る手がかりとしては両眼視差が有効になる。手術用顕微鏡はこの両眼視差により立体視を行い、観察対象の奥行き情報を得られるようになっている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【特許文献 1】特開平 1 0 - 2 8 2 4 2 8 号公報

#### 【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

#### 【 0 0 0 4 】

上述の特許文献 1 において開示されている手術用顕微鏡は、右目用と左目用の左右 2 本の光束を備えており、接眼光学系を通して観察を行えるように構成されている。観察者は視差のある左右それぞれの観察対象物の像を左右それぞれの目で捉え、観察者の頭の中でこれらを融像することにより観察対象物を立体的に捉えることができる。

また、近年は、接眼光学系の代わりに、左右それぞれの光路の結像面近傍に撮像素子を配置して視差のある画像を撮像する医療用立体撮像装置と、医療用立体撮像装置が撮像した画像を立体表示装置に表示することにより、観察対象物の立体観察が行えるように構成された医療用立体観察装置が使用され始めている。

#### 【 0 0 0 5 】

特許文献 1 に開示されている実施例 2 の、各 W D、実視野条件における手術用顕微鏡の画角を表 1 に示す。

【表 1】

対物焦点距離(mm)	実視野(mm)	画角( $\tan \theta$ )	画角(度)
3 3 5	2 9 . 1	0 . 0 2 5	1 . 4 6 1
3 8 5	3 5 . 2	0 . 0 3 9	2 . 2 3 2
4 6 5	4 4 . 9	0 . 0 5 4	3 . 1 0 7
3 3 5	1 4 . 5	0 . 0 0 2	0 . 1 2 4
3 8 5	1 7 . 6	0 . 0 1 1	0 . 6 1 4
4 6 5	2 2 . 4	0 . 0 2 0	1 . 1 6 1
3 3 5	7 . 2	0 . 0 3 1	1 . 7 4 9
3 8 5	8 . 8	0 . 0 3 0	1 . 7 0 5
4 6 5	1 1 . 2	0 . 0 2 9	1 . 6 7 6

表 1 に示すように各条件での画角は数度程度と非常に狭い。一般に手術用顕微鏡を用いた手術は観察だけでなく処置を伴うため、観察視野内で術部を処置するための処置具などが頻繁に移動する。

このような場合、画角が狭いと対物光軸方向に処置具を動かしても観察深度内で観察像の大きさにはほとんど変化がなく観察される。すなわち遠近感がない。通常、人が裸眼視を行う場合、近くのは大きく、遠くのは小さく捉え、移動する物体に対しては目で知覚されるその物体の大きさの変化量によって、奥行き感を得ている。

#### 【 0 0 0 6 】

これについて図 1 2 および図 1 3 を用いて説明する。

図 1 2 ( a ) から図 1 2 ( c ) は画角が小さい際における観察者の視線方向に移動する物体を観察した場合の奥行き感を表した図である。図 1 3 ( a ) から図 1 3 ( c ) は画角が大きい際における観察者の視線方向に移動する物体を観察した場合の奥行き感を表した図である。また、図 1 2 ( a ) , 図 1 3 ( a ) は物体が観察者に近づく様子を示した図であり、図 1 2 ( b ) , ( c ) , 図 1 3 ( b ) , ( c ) は物体が観察者に近づく際の観察視野を示すものである。

#### 【 0 0 0 7 】

観察者に対して球体を同じように近づけたり、遠ざけたりしても、観察する視野角の違いによって観察者が球体を捉える時の感覚が異なる。

すなわち、図 1 2 ( a ) から図 1 2 ( c ) に示すように、観察視野角が狭いと遠近感が得られ難く、このため、球体が観察者に近づいたことがわかり難い。これは、観察者と球体の距離が変わっても、観察者が捉える球体の大きさがあまり変化しないことに起因している。

一方、図 1 3 ( a ) から図 1 3 ( c ) の示すように観察視野角が広い場合には、観察者と球体の距離が変わることによって、観察者が捉える球体の大きさの変化量が大きく、遠近感が得られやすい。このため、観察者は観察視野内で奥行きを感じることができる。このように、立体視のできない 2 次元のモニターなどに映し出される映像において奥行きを感じることができるのは、この遠近感が寄与するところが大きい。

#### 【 0 0 0 8 】

一般に手術用顕微鏡は、両眼視差に頼って観察対象物の奥行き情報を得ているため、観察視野内を移動する物体に対しては遠近感が得られ難い。そのため、観察者は、物体を目視で観察するときに感じる奥行き感覚とは異なる非常に不自然な奥行き感覚を感じながら、それを観察者の頭の中で補正しつつ手術を行わなければならない、観察者に対して著しい疲労を与えていた。

手術用顕微鏡の接眼光学系を撮像素子に置き換えた医療用立体撮像装置と、医療用立体撮像装置が撮像した画像を立体表示装置に表示して観察する医療用立体観察装置においても同様の問題があることは言うまでもない。

#### 【 0 0 0 9 】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであって、両眼視差に加えて、遠近感（遠くのは小さく、近くのは大きく）を付加することにより、肉眼視に近い、より自然な立体感で手術が行える医療用立体撮像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】

#### 【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するために、本発明は、以下の手段を提供する。

本発明の医療用立体撮像装置は、被写体を立体撮影するための撮像光学系と撮像素子を備えた医療用立体撮像装置において、前記撮像光学系は、被写体の像を結像面に結像する対物光学系と、該対物光学系側から入射する光束をアフォーカルな光束として前記撮像素子側に射出し、前記対物光学系が結像した像を前記撮像素子の撮像面近傍に伝送するコリメータ光学系とを含み、該コリメータ光学系と前記撮像素子の間に設定される瞳位置とその共役位置との間に前記対物光学系が配置されることを特徴とする。

上記発明においては、前記コリメータ光学系と前記撮像素子の間に、該撮像素子が撮像

10

20

30

40

50

する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系が配置されていることが望ましい。

【 0 0 1 1 】

本発明の参考例としての医療用立体撮像装置は、被写体を立体撮影するための撮像光学系と撮像素子を備えた医療用立体撮像装置において、前記撮像光学系は、被写体の像を結像面に結像する対物光学系を含み、前記撮像光学系の入射瞳位置を前記対物光学系と被写体との間に配置したことを特徴とする。

また、上記参考例においては、前記撮像光学系は、さらに1対の変倍光学系を含み、前記変倍光学系により変えることができる倍率の範囲のうち、少なくとも1つの倍率に設定したときに、前記撮像光学系の入射瞳位置が前記対物光学系と被写体の間に配置されることが望ましい。

10

【 0 0 1 2 】

さらに、上記参考例においては、前記撮像光学系は、さらに前記撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系を含み、前記変倍光学系により変えることができる倍率の範囲のうち、少なくとも低倍の範囲に倍率が設定されたときに、前記撮像光学系の入射瞳位置が前記対物光学系と被写体の間に配置されることが望ましい。

【 0 0 1 3 】

上記参考例においては、前記撮像光学系がさらに前記撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系を含み、前記変倍光学系により変えることができる倍率の範囲のうち、前記撮像光学系の合焦範囲における被写体面上での視野範囲が40mm以上となる倍率に設定されたときに、前記撮像光学系の入射瞳位置が前記対物光学系と被写体の間に配置されることが望ましい。

20

【 0 0 1 4 】

上記参考例においては、前記視野範囲が前記撮像素子の有効画素範囲により規定されることが望ましい。

【 0 0 1 5 】

本発明の参考例としての医療用立体撮像装置は、被写体を立体撮影するための撮像光学系と撮像素子を備えた医療用立体撮像装置において、前記撮像光学系は、被写体の像を結像面に結像する対物光学系と、前記対物光学系が結像した像を前記撮像素子の撮像面近傍に伝送するリレー光学系を含み、前記リレー光学系内に設定される瞳位置とその共役位置との間に対物光学系が配置されることを特徴とする。

30

【 0 0 1 6 】

上記参考例においては、前記リレー光学系は、さらに前記撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系を含み、前記リレー光学系内に設定される瞳位置と撮像素子の間に前記変倍光学系が配置されていることが望ましい。

【 0 0 1 7 】

上記参考例においては、前記リレー光学系は、さらに前記対物光学系側から入射する光束をアフォーカルな光束として前記撮像素子側に射出するコリメータ光学系と、前記コリメータ光学系が射出したアフォーカル光束を前記撮像素子の撮像面に結像する結像光学系を含み、該コリメータ光学系は、前記対物光学系と変倍光学系の間に配置され、該結像光学系は、前記変倍光学系と撮像素子の間に配置されていることが望ましい。

40

【 0 0 1 8 】

上記参考例においては、前記リレー光学系は、さらに前記撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを所望の大きさに調整し、かつ前記対物光学系側から入射する光束をアフォーカルな光束として前記撮像素子側に射出する変倍光学系と、該変倍光学系が射出したアフォーカル光束を前記撮像素子の撮像面に結像する結像光学系を含み、前記リレー光学系内に設定される瞳位置と撮像素子の間に前記変倍光学系が配置され、前記変倍光学系と前記撮像素子の間に前記結像光学系が配置されていることが望ましい。

【 0 0 1 9 】

本発明の参考例としての医療用立体撮像装置は、被写体を立体撮影するための撮像光学系と撮像素子を備えた医療用立体撮像装置において、上記条件式(1)および(2)を満

50

足することを特徴とする。

【0020】

上記参考例においては、前記撮像光学系は、被写体の像を結像面に結像する対物光学系と前記撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系を含み、前記変倍光学系により変えることができる倍率の範囲のうち、少なくとも1つの倍率に設定したときに、前記撮像光学系の入射瞳位置が前記対物光学系と被写体の間に配置されることが望ましい。

【0021】

本発明の参考例としての医療用立体撮像装置は、被写体を立体撮影するための撮像光学系と撮像素子を備えた医療用立体撮像装置において、前記撮像光学系は、被写体の像を結像面に結像する対物光学系と前記撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系を含み、前記変倍光学系により変えることができる倍率の範囲のうち、少なくとも1つの倍率に設定したときに、上記条件式(1)および(2)を満足することを特徴とする。

10

【0022】

上記参考例においては、前記撮像光学系の合焦範囲にある被写体面上での視野範囲が上記条件式(3)を満たすことが望ましい。

【0023】

上記参考例においては、前記視野範囲は、前記撮像素子の有効画素範囲により規定されることが望ましい。

20

【0024】

本発明の参考例としての医療用立体撮像装置は、被写体を立体撮影するための左右1対の撮像ユニットを備えた医療用立体撮像装置において、前記撮像ユニットは撮像光学系と撮像素子を含み、左右それぞれの撮像光学系は、該撮像光学系の中心軸が平行になるように配置され、左右それぞれの撮像素子は、該撮像光学系の中心軸に対して偏心し、かつ互いに遠ざかるように配置されていることを特徴とする。

【0025】

上記参考例においては、前記撮像光学系は、被写体の像を結像面に結像する対物光学系と前記撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系を含み、前記変倍光学系により変えることができる倍率の範囲のうち、少なくとも1つの倍率に設定したときに、前記撮像光学系の入射瞳位置が前記対物光学系と被写体の間に配置されることが望ましい。

30

【0026】

上記参考例においては、前記リレー光学系内に設定される瞳位置の近傍に絞りを設け、前記絞りを前記リレー光学系の光軸方向に、前記瞳位置を含む所定の範囲だけ移動する移動機構を備えていることが望ましい。

【0027】

上記参考例においては、前記リレー光学系は、さらに前記撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系を含み、前記絞りが変倍光学系の変倍動作に連動して所定位置まで移動する機構を備えていることが望ましい。

40

【0028】

本発明の参考例としての医療用立体観察装置は、被写体を立体撮影するための撮像光学系と撮像素子を備えた立体撮像装置と、前記立体撮像装置が撮像した画像を表示する立体表示装置より構成される医療用立体観察装置において、前記撮像光学系は、さらに前記撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系を含み、前記変倍光学系の変倍動作にともなって、前記立体表示装置に表示される被写体の像の大きさが、前記撮像光学系の合焦範囲における被写体面上での視野範囲に換算して40mm以上となったときに、前記撮像光学系の入射瞳位置が前記対物光学系と被写体の間に配置されることが特徴とする。

【0029】

50

本発明の参考例としての医療用立体観察装置は、被写体を立体撮影するための撮像光学系と撮像素子を備えた立体撮像装置と、前記立体撮像装置が撮像した画像を表示する立体表示装置より構成され、上記条件式(11)および(12)を満足する医療用立体観察装置において、前記立体表示装置に表示される被写体の像の大きさを前記撮像光学系の合焦範囲における被写体面上での視野範囲に換算したときに、上記条件式(13)を満たすことを特徴とする。

【0030】

上記参考例においては、前記撮像光学系は、さらに前記撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系を含み、前記変倍光学系により変えることができる倍率の全範囲において、前記撮像光学系の入射瞳位置が前記対物光学系と被写体の間に配置されることが望ましい。

10

【0031】

上記参考例においては、前記撮像光学系は、さらに前記撮像素子が撮像する被写体の像の大きさを調整する変倍光学系を含み、前記変倍光学系により変えることができる倍率の全範囲において、前記撮像光学系の入射瞳位置が前記対物光学系と被写体の間の特定位置に固定されることが望ましい。

【0032】

例えば、手術用顕微鏡のように観察視野が比較的狭い光学系では、光学系の入射瞳位置を被写体面に近づけて配置することで広い観察視野角を確保することができる。

本発明の参考例としての医療用立体撮像装置は、医療用立体撮像装置を構成する撮像光学系の入射瞳位置を撮像光学系の最も被写体側の面から被写体までの間に配置することによって、適当な広さの観察視野を確保し、撮像した画像に遠近感の情報を付加するように構成した。また、医療用立体撮像装置により撮像し、医療用立体観察装置により提供される画像に遠近感の情報を付加するために必要な観察視野角の条件は、以下のようなものである。

20

【0033】

図11は被写体(物体面)Oを撮像光学系Lと撮像素子Cを有する撮像ユニットによって撮像する様子を図示したものである。撮像光学系Lの瞳位置をp、観察視野角の $1/2$ を $\theta$ とし、撮像ユニットの被写界深度内にある高さrの被写体を撮像する場合を考える。被写体を図11のようにdだけ移動した場合、撮像ユニットにより撮像される被写体の高さ $r'$ は(4)式で表される。

30

【数4】

$$(4) \quad r' = d \times \tan \theta$$

【0034】

よって、撮像ユニットの観察視野の変化率は(5)式で表される。

【数5】

$$(5) \quad r/r' = r/(r - d \times \tan \theta)$$

手術用顕微鏡を使用した外科手術においては、観察者が手術用顕微鏡の観察視野中で処置具を動かす範囲は観察視野範囲の $1/4$ 程度である。そこで、(5)式に $d = r/2$ を代入して求められる医療用立体観察装置の観察視野の変化率において、遠近感のある画像を得るために最適な条件は(6)式のように設定される。

40

【数6】

$$(6) \quad 1.04 < 1/(1 - \tan \theta/2) < 1.27$$

【0035】

(6)式の下限値を越えた場合、観察視野内で被写体を移動させても被写体の大きさの変化率が小さく、医療用立体撮像装置が撮像する画像に遠近感の情報を付加することができない。このため、観察者は観察画像から奥行き感を感じとることができない。

50

(6)式の上限值を越えた場合、観察視野内で被写体を移動させたときに被写体の大きさの変化率が大きくなりすぎてしまい、観察者が立体画像を観察する際に逆に違和感を覚えるようになる。このため、観察者の疲労の原因となり好ましくない。(6)式よりを求めると、 $8.8^\circ < 2\theta < 46^\circ$ であり、それ故、医療用立体撮像装置により撮像し、医療用立体撮像装置により提供される画像に遠近感の情報を付加するために必要な観察視野角の条件は、(7)式ようになる。

【数7】

$$(7) \quad 9^\circ \leq 2\theta \leq 45^\circ$$

【0036】

また、本発明の参考例としての医療用立体観察装置は、(8)式を満足するとより好ましい。

【数8】

$$(8) \quad 100 \leq WD \leq 500$$

ただし、WDは医療用立体撮像装置のワーキングディスタンス [単位: mm]

(8)式の下限値を越えるとWDが少なくなって、鉗子等を観察視野内で十分な余裕を持って動かすことができなくなり、手術がし辛くなるので好ましくない。また、本発明の参考例としての医療用立体撮像装置は、左右1対の撮像光学系の光軸が被写体面付近で交差するように構成することにより、左右の撮像素子により撮像される画像に視差を持たせているので、WDを(8)式の上限を越えて長くすると、装置が大型化してしまう。このため、装置の操作性が損なわれてしまい好ましくない。

【0037】

また、本発明の参考例としての医療用立体撮像装置は、撮像光学系中に、撮像する像の大きさを調整する変倍光学系を含んでいてもよい。その場合、変倍光学系の変倍動作により、撮像光学系の合焦範囲にある被写体面上での視野が(9)式に示される範囲を変化するのが望ましい。

【数9】

$$(9) \quad 5 \leq r \leq 200$$

ただし、rは撮像光学系の視野範囲 [単位: mm]

(9)式の下限値を越えた状況では、注目している観察対象物が観察視野内いっぱい拡大されており、もはや観察視野内で処置具を大きく動かす動作を必要としないので、立体画像に遠近感の情報を付加して奥行きが感じられるようにする必要がない。また、(9)式の上限値を越えた状況では観察視野において注目している観察対象物が占める割合が小さくなりすぎて実用的ではない。

【発明の効果】

【0038】

本発明の医療用立体撮像装置によれば、撮像光学系の入射瞳位置を撮像光学系の最も被写体側の面から被写体までの間に配置することによって、両眼視差に加えて、遠近感を付加することにより、肉眼視に近い、より自然な立体感で手術が行えるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0039】

〔第1参考実施例〕

以下、図1から図4を参照して本発明の参考例としての医療用立体撮像装置における第1参考実施例を説明する。

10

20

30

40

50

図 1 は本実施例における医療用立体撮像装置を含むシステムの全体図であり、図 2 は本実施例における医療用立体撮像装置内部の撮像光学系の構成図であり、図 3 は医療用立体撮像装置を用いた外科手術において、術部に対する処置具の動きを模式的に表した模式図であり、図 4 は表示装置に表示される処置具を移動させた際の術野の様子を模式的に表した模式図である。

#### 【 0 0 4 0 】

図 1 に従い本実施例におけるシステム全体の構成を説明する。

図中の符号 1 は患者 A に対する外科手術を行うために、被写体 である術部 a を観察するための医療用立体撮像装置であり、符号 2 は医療用立体撮像装置 1 に接続され、医療用立体撮像装置 1 で撮像した観察像を立体表示可能な 3 D モニターである。3 D モニターにはグリッブ 7 が設けられている。医療用立体撮像装置 1 と、3 D モニター 2 はアーム 3 に接続され、術部 a を観察しやすい位置へ自由に移動し、固定することが可能になっている。符号 4 は光源であり、光源 4 を発した光はアーム 3 を経由して医療用立体撮像装置 1 に接続されたライトガイド 4 a によって、術部 a まで伝送される。符号 5 はカメラコントロールユニット（以降 C C U と呼ぶ）であり、アーム 3 を経由して医療用立体撮像装置 1 および、3 D モニター 2 に接続され、医療用立体撮像装置 1 からの撮像信号を画像信号に変換して 3 D モニターに送信する。光源 4 および、C C U 5 はトロリー 6 に収納されている。

10

#### 【 0 0 4 1 】

図 2 に従い医療用立体撮像装置 1 の撮像光学系の構成を説明する。

20

3 つのレンズ L 1 a , L 2 a , L 3 a により右目用対物光学系（対物光学系）L a が構成され、3 つのレンズ L 1 b , L 2 b , L 3 b により左目用対物光学系（対物光学系）L b が構成されている。F 1 a , F 2 a , F 3 a , F 1 b , F 2 b , F 3 b は赤外光カットや、モアレ除去等を目的とした光学フィルターである。右目用 C C D （撮像素子）8 a は右目用対物光学系 L a からの観察像を撮像し、左目用 C C D （撮像素子）8 b は左目用対物光学系 L b からの観察像を撮像し、C C U 5 に出力する。9 a は右目用明るさ絞り（絞り）、9 b は左目用明るさ絞り（絞り）であり、左右それぞれの対物光学系の術部側に配置されており、入射瞳位置を規定している。

この時、医療用立体撮像装置 1 の画角 2 は瞳位置を起点として図に示すように定義される。また、術者の作業空間にあたる W D は医療用立体撮像装置 1 の下面から、被写体 までの距離で定義される。

30

#### 【 0 0 4 2 】

以上により画角が一定であれば、W D が長くなれば実視野 が大きくなり（低倍）、W D が短くなれば実視野 が小さく（高倍）なる。また、モニター画面に表示される画像上での視野は、撮像素子の撮像面の有効画素エリアと、撮像素子の撮像面に結像する実視野 の大きさの関係によってきまる。例えば、撮像素子の撮像面の有効画素エリアが長方形であり、撮像素子の撮像面に結像する実視野 が有効画素エリアに内接する程度の大きさである場合には、実際に画面に表示されるのは実視野 に内接する長方形の部分であり、長方形の対角線が、実視野 の直径に相当する。医療用立体撮像装置 1 はいわゆるグリノータイプの観察装置になっている。本実施例における詳細なレンズデータは以下の表 2 および表 3 に示す。

40



【表 2】

S	R D Y	T H I	n d	V d	外径
O b j	I N F	300			
絞り位置	I N F	0.36			0.6
2	I N F	0.4	1.51633	64.14	3
3	I N F	0.03			3
4	I N F	2	1.52287	59.89	3
5	I N F	0.03			3
6	I N F	0.6	1.6228	57.06	3
7	-3.217	0.2			3
8	3.542	1.2	1.65844	50.88	3
9	-1.904	0.47	1.78472	25.68	3
10	9.403	0.98			3
11	I N F	1.31	1.51633	64.14	3
12	I N F	0.4			3

10

20

【表 3】

入射瞳位置	w d	画角(2W)	実視野	像高	m g
0	300	35.8°	183.7	2.264	0.012

## 【0043】

次に、上記の構成からなる本実施例における医療用立体撮像装置 1 における作用について説明する。

図 1 に示すように、術者はまずグリップ 7 を保持してアーム 3 を移動させながら、医療用立体撮像装置 1 および、3D パネル 2 を術部 a が観察できる位置に配置する。

30

次に術者は術部 a の観察を行う。光源 4 から照射された照明光はライトガイド 4 a を通して、術部 a を照明する。術部 a への照明光の反射光は右目用明るさ絞り 9 a、左目用明るさ絞り 9 b を通り、フィルター F 1 a、F 2 a、F 1 b、F 2 b、右目用対物光学系 L a、左目用対物光学系 L b、フィルター F 3 a、F 3 b を通って、右目用の光束は右目用 CCD 8 a に、左目用の光束は左目用 CCD 8 b に結像する。右目用 CCD 8 a、左目用 CCD 8 b は右目用、左目用の画像情報を CCU 5 に出力する。CCU 5 は受け取った画像情報を 3D モニター 2 に出力し、3D モニター 2 は術部 a を立体表示する。術者は 3D モニター 2 により術部 a の 3 次元観察を行う。この時、術部 a へのピントの調整は、グリップ 7 を保持し、医療用立体撮像装置 1 をアーム 3 によって術部 a への距離を変更することによって行う。

40

## 【0044】

次に術者は処置にうつる。処置中の作用については図 3 および図 4 を参照しながら説明する。術者は術部 a 中に病変部 b を認めると、処置具 10 (例えば鉗子、電気メス等) を把持し、医療用立体撮像装置 1 の視野内の位置 B に移動する。すなわち、医療用立体撮像装置 1 の画角 2 で決定する実視野の境界 D の内部に手を入れる。この時 3D モニターには図 4 (a) のように処置具 10 は表示される。

次に術者は処置具 10 を病変部 b に向かって、図 3 中 C の位置に移動する。この時 3D モニターには図 4 (b) のように処置具 10 は表示される。本実施例においては医療用立体撮像装置 1 が備える光学系の入射瞳位置を右目用、左目用対物光学系 L a、L b の物体

50

側の面よりも前方（物体側）に配置した。これにより、入射瞳を対物光学系の内部に配置する場合に比べて画角を広く設定することができる。図3の矢印E方向への物体の動きに対して、対物光学系のピントの合う範囲では、図4のように医療用立体撮像装置1に近いものは大きく、遠いものは小さく見えるようになる。

#### 【0045】

このように、本実施例では光学系をグリノータイプとして人間が裸眼で観察している状態に近く両眼視差の情報を得やすいように構成し、更に、被写体と対物光学系の間に入射瞳を配置して画角を広く設定し、遠近感の情報が加わるようにしたので、より自然な立体感を得ることができる。

なお、本実施例においては医療用立体撮像装置1と3Dモニター2一体としたが、それぞれを別々のアームに支持しても良い。

#### 【0046】

##### 〔実施例〕

図5に従って本発明における一実施例を説明する。ただし、第1参考実施例と同名称、同番号のものは、第1参考実施例と同様であるので、ここでの説明は省略する。

図5は本実施例における医療用立体撮像装置内部の撮像光学系の構成図である。

#### 【0047】

まず、図5に従い医療用立体撮像装置1内部の撮像光学系の構成を説明する。

3つのレンズL4a, L5a, L6aにより右目用対物光学系（対物光学系）La1が構成され、2つのレンズL7a, L8aによって右目用コリメーターレンズ（コリメータ光学系）La2が構成され、7つのレンズL9a～L15aにより右目用変倍光学系（変倍光学系）La3が構成されている。同様に3つのレンズL4b, L5b, L6bにより左目用対物光学系（対物光学系）Lb1が構成され、2つのレンズL7b, L8bによって左目用コリメーターレンズ（コリメータ光学系）Lb2が構成され、7つのレンズL9b～L15bにより左目用変倍光学系（変倍光学系）Lb3が構成されている。F4a～F7a、F4b～F7bは赤外光カットや、モアレ除去等を目的とした光学フィルターである。右目用CCD10aは右目用変倍光学系La3からの観察像を撮像し、左目用CCD10bは左目用変倍光学系Lb3からの観察像を撮像し、CCU5に出力する。

この時右目用CCD（撮像素子）10a、左目用CCD（撮像素子）10bは平行に並んだ光学系La1～La3、Lb1～Lb3の光軸に対してそれぞれのCCDの有効画素エリアの中心を外側（図ではそれぞれのCCDが互いに離れる方向）に偏心させて配置している。これにより、被写体において、左右の観察中心が一致するようにしている。

#### 【0048】

符号11aは医療用立体撮像装置1の右目用光学系の瞳位置を示しており、右目用光学系の瞳位置11aは右目用対物光学系La1および右目用コリメーターレンズLa2によって右目用光学系の瞳位置11aと共役な瞳位置12aにリレーされる。同様に、符号11bは医療用立体撮像装置1の左目用光学系の瞳位置を示しており、左目用光学系の瞳位置11bは左目用対物光学系Lb1および左目用コリメーターレンズLb2によって左目用光学系の瞳位置11bと共役な瞳位置12bにリレーされる。

このような構成とすることにより、左右の光学系の入射瞳を、光学系の最も物体側の面から被写体までの間に配置するのと等価の作用を得ることができる。本実施例における詳細なレンズデータは以下の表4から表6に示す。

【表 4】

S	RDY	THI	n d	V d	外径
Obj	INF	274.63			
1	INF	5.6	1.6968	55.53	16
2	-23.5185	0.2			16
3	36.5688	8.6	1.51633	64.15	16
4	-20.2031	3.6	1.80518	25.43	16
5	-76.8737	63.32			16
6	59.952	2.54	1.78472	25.68	16
7	23.0932	7.34	1.66672	48.32	16
8	-53.096	0.4			16
9	INF	30			
絞り位置	INF	-4.9754			3
11	INF	0.2			
12	INF	9	1.51633	64.15	6.2
13	INF	3			6.2
14	13.718	1.37	1.71999	50.25	6.2
15	-13.718	1	1.78472	25.71	6.2
16	INF	d 1			6.2
17	-7.353	1.8	1.84666	23.78	4.5
18	-3.718	1	1.6393	44.88	4.5
19	8.719	d 2			4.5
20	20.826	3	1.72916	54.68	11
21	-16.575	0.3			11
22	10.433	4.8	1.51633	64.15	11
23	-10.433	0.8	1.84666	23.78	11
24	82.282	d 3			11
25	INF	1	1.51633	64.15	11
26	INF	2			11
27	INF	3.08	1.54814	45.78	11
28	INF	0.05			11
29	INF	1.6	1.514	74	11
30	INF	3.67			11
31	INF	0.75	1.51633	64.15	11
32	INF	1.19			11
33	INF	d 4			11

10

20

30

40

【表 5】

	T	S	W
d 1	3. 64131	5. 30217	6. 28877
d 2	7. 22513	3. 70502	1. 19364
d 3	2. 30781	4. 16705	5. 69183
d 4	0. 1221	0. 10647	0. 135

【表 6】

	瞳位置	w d	画角 (2 W)	実視野	像高	m g
T	-25	275	14°	61	3. 844	0. 0631
S	-25	275	19°	82	3. 844	0. 047
W	-25	275	28. 4°	126	3. 844	0. 031

## 【 0 0 4 9 】

次に、上記の構成からなる本実施例における医療用立体撮像装置 1 における作用について説明する。

第 1 参考実施例と同様に、術者は医療用立体撮像装置 1 および、3 D パネル 2 を術部 a が観察できる位置に配置し、術部 a の観察を行う。光源 4 から照射された照明光はライトガイド 4 a を通して、術部 a を照明する。術部 a からの反射光は、右目用対物光学系 L a 1 (左目用対物光学系 L b 1)、右目用コリメーターレンズ L a 2 (左目用コリメーターレンズ L b 2)、右目用変倍光学系 L a 3 (左目用変倍光学系 L b 3)、フィルター F 4 a ~ F 7 a (F 4 b ~ F 7 b) を通って、右目用の光束は右目用 C C D 1 0 a (左眼用の光束は左目用 C C D 1 0 b) によって撮像される。右目用 C C D 1 0 a、左目用 C C D 1 0 b はそれぞれ左目用、右目用の画像情報を C C U 5 に出力する。これらの画像情報により術者は 3 D モニター 2 により立体観察を行う。

次に術者は処置にうつる。ここでの作用は第 1 参考実施例と同様であるので、説明を省略する。術者が処置を行う過程では、術者は図示しない変倍スイッチを押すことにより、変倍光学系 L a 3 (L b 3) の、L 1 1 a, L 1 2 a (L 1 1 b, L 1 2 b) の位置を図示しないレンズ位置移動枠をモータ等により移動させ、モニター上に映し出された術部の画像の拡大・縮小を行う。

## 【 0 0 5 0 】

光学系を上述した構成としたことにより、術部の拡大縮小が行われている間、入射瞳位置 1 2 a の位置は変化することなく常に対物レンズと被写体の間に位置している。そのため、手術用顕微鏡に通常採用される光学系構成に比べて、同一の実視野に対して常に画角の広い状態が確保されている。

## 【 0 0 5 1 】

## 〔第 2 参考実施例〕

図 6 に従って本発明の参考例としての医療用立体撮像装置における第 2 参考実施例を説明する。ただし、第 1 参考実施例と同名称、同番号のものは、第 1 参考実施例と同様であるので、ここでの説明は省略する。

図 6 は本実施例における医療用立体撮像装置内部の撮像光学系の構成図である。

## 【 0 0 5 2 】

まず、図 6 に従い医療用立体撮像装置 1 内部の撮像光学系の構成を説明する。

2 つのレンズ L 1 6, L 1 7 により対物光学系 L c 1 が構成され、7 つのレンズ L 1 8 ~ L 2 4 により変倍光学系 L c 2 が構成され、2 つのレンズ L 2 5, L 2 6 により結像光学系 L c 3 が構成されている。L 2 7 は瞳分割プリズムであり、L 2 8, L 2 9 は反射ブ

10

20

30

40

50

リズムである。右目用ＣＣＤ（撮像素子）１３ａは反射プリズムＬ２８からの観察像を撮像し、左目用ＣＣＤ（撮像素子）１３ｂは反射プリズムＬ２９からの観察像を撮像する。Ｆ８は赤外光カットや、モアレ除去等を目的とした光学フィルターである。１４は低倍時の瞳位置、１５は中倍時の瞳位置、１６は高倍時の瞳位置を示している。本実施例における詳細なレンズデータは以下の表７から表９に示す。

【表７】

S	R D Y	T H I	N d	V d	外径
O b j		200			
1	9.3449	1.29	1.66672	48.32	5
2	-4.0644	0.45	1.78472	25.68	5
3	-10.5515	19.18			5
4	I N F	1	1.51633	64.15	8
5	I N F	d 1			
6	-82.282	0.8	1.84666	23.78	10
7	10.433	4.8	1.51633	64.15	10
8	-10.433	0.3			10
9	16.575	3	1.72916	54.68	10
10	-20.826	d 2			10
11	-8.719	1	1.6393	44.88	5
12	3.718	1.8	1.84666	23.78	5
13	7.353	d 3			5
14	I N F	1	1.78472	25.71	6.2
15	13.718	1.37	1.71999	50.25	6.2
16	-13.718	13.82			6.2
17	20.3889	2.82	1.66672	48.32	4
18	-8.8678	0.98	1.78472	25.68	4
19	-23.0216	4			4
絞り位置	I N F	10			1.34
21	I N F	d 4			

【表８】

	T	S	W
d 1	2.308	4.167	5.692
d 2	7.225	3.705	1.194
d 3	3.641	5.302	6.289
d 4	3.592	3.552	3.557

【表 9】

	瞳位置	w d	画角 (2 W)	実視野	像高	m g
T	0.1	200	11°	39	2.2	0.046
S	-6.4	200	17°	60	2.2	0.031
W	-8.7	200	24°	83	2.2	0.023

## 【0053】

次に、上記の構成からなる本実施例における医療用立体撮像装置 1 における作用について説明する。

10

第 1 参考実施例と同様に、術者は医療用立体撮像装置 1 および、3D パネル 2 を術部 a が観察できる位置に配置し、術部 a の観察を術部全体の把握ができる低倍の状態で行う。本発明においては実視野 50 mm 以上の状態で術部全体を観察するために、倍率を低倍とする。

光源 4 から照射された照明光はライトガイド 4 a 通して、術部 a を照明する。術部 a への照明光の反射光は、対物光学系 L c 1、フィルター F 8、変倍光学系 L c 2、結像光学系 L c 3 を通り、瞳位置に配置された瞳分割プリズム L 2 7 が、瞳を右目用光束、左目用光束に分割する。右目用光束は反射プリズム L 2 8 により向きを変え右目用 CCD 1 3 a に、左目用光束は反射プリズム L 2 9 により向きを変え左目用 CCD 1 3 b によって撮像される。右目用 CCD 1 3 a、左目用 CCD 1 3 b はそれぞれ右目用、左目用の画像情報を CCU 5 に出力する。これらの画像情報により術者は 3D モニター 2 により 3 次元観察を行う。

20

## 【0054】

次に術者は処置にうつる。ここでの作用は第 1 参考実施例と同様であるので、説明を省略する。術者が処置を行う過程では、術者は図示しない変倍スイッチを押すことにより、変倍光学系 L c 2 の、L 2 2、L 2 1 の位置を図示しないレンズ位置移動枠を図示しないモータ等を制御することによって移動させ、術部の拡大を行う。術部の拡大が行われている間、瞳位置は低倍時で 1 4、中倍時で 1 5、高倍時で 1 6 の位置に、倍率が高くなるにつれ術部から遠い位置に配置されている。そのため、倍率が高くなるにつれて従来の手術用顕微鏡に近い位置に瞳が移動し、遠近感（遠くのは小さく、知覚のものは大きく）が小さくなっていく。

30

## 【0055】

一つの変倍光学系 L c 2 を用い、瞳を分割することで立体視を行うため、小型化が可能となる。

一般に、穴の奥などを高倍で観察しながら処置を行う場合は、遠近感が強いと観察したい部分が高倍であっても小さく観察されてしまうことから、非常に細かい作業を行う場合にはかえってやりにくくなってしまふことがある。逆に、低倍側では遠近の効果が強いほうがより肉眼視に近く、自然な感覚で手術を行うことができる。そのため、本実施例においては低倍側では瞳が物体側に近づくことにより遠近感の効果が強く、高倍側では瞳が物体から離れることにより遠近の効果が弱くなり、手術の実用性に即して遠近感の効果が変化するようにになっている。

40

## 【0056】

## 〔第 3 参考実施例〕

図 7 に従って本発明の参考例としての医療用立体撮像装置における第 3 参考実施例を説明する。ただし、第 1 参考実施例と同名称、同番号のものは、第 1 参考実施例と同様であるので、ここでの説明は省略する。

図 7 は本実施例における医療用立体撮像装置内部の撮像光学系の構成図である。

## 【0057】

まず、図 7 に従い医療用立体撮像装置 1 内部の撮像光学系の構成を説明する。

50

11個のレンズL30～L41により焦点距離可変の対物光学系Lc4が構成され、6個のレンズL42～L47によりコリメーターレンズ（コリメータ光学系）Lc5が構成され、13個のレンズL48a～L60aにより、右目用変倍光学系（変倍光学系）La4が構成され、13個のレンズL48b～L60bにより左目用変倍光学系（変倍光学系）Lb4が構成されている。また2つのレンズL61a, L62aにより右目用結像光学系（結像光学系）La5が、2つのレンズL61b, L62bにより左目用結像光学系（結像光学系）Lb5が構成されている。F9a, F10a, F9b, F10b, F11は赤外光カットや、モアレ除去等を目的とした光学フィルターである。18は低倍時の瞳位置、19は高倍時の瞳位置を示している。本実施例における詳細なレンズデータは以下の表10から表14に示す。

10

なお、表10および表11は一連のレンズデータを示す表であり、表12および表13も一連のレンズデータを示す表である。

【表 10】

S	RDY	THI	Nd	Vd	ER
OBJ	INF	d1			
1	INF	5.46			
2	INF	2	1.52287	59.89	51
3	INF	d2			51
4	-79.099	5.3	1.56883	56.36	51
5	79.099	5.4	1.7847	26.29	51
6	218.393	d3			51
7	413.332	5.5	1.7847	26.29	51
8	125.21	9.5	1.497	81.54	51
9	-125.21	0.2			51
10	433.907	5.7	1.48749	70.23	53
11	-127.067	0.2			53
12	118.4638	7.26	1.48749	70.23	65
13	-790.4	5.9871			65
14	-60.6343	6.05	1.6134	44.27	65
15	99.8855	14.52	1.72	46.02	65
16	-80.4723	0.605			65
17	74.9099	10.89	1.497	81.54	65
18	INF	6.05	1.65412	39.68	65
19	56.8615	7.0132			65
20	90.652	10.6601	1.48749	70.23	65
21	-205.648	197.138			65
22	205.648	10.6601	1.48749	70.23	65
23	-90.652	7.0132			65
24	-56.8615	6.05	1.65412	39.68	60
25	INF	10.89	1.497	81.54	60
26	-74.9099	0.605			60
27	80.4723	14.52	1.72	46.02	60
28	-99.8855	6.05	1.6134	44.27	60
29	60.6343	5.9871			60
30	790.3998	7.26	1.48749	70.23	60
31	-118.464	0.2			60
32	63.849	3	1.497	81.61	20

10

20

30

40



【表 1 1】

S	R D Y	T H I	N d	V d	E R
33	-63. 849	2. 2	1. 72151	29. 23	20
34	-196. 546	0. 3			20
35	103. 075	2. 2	1. 51633	64. 15	20
36	I N F	d 4			20
37	-135. 953	1. 85	1. 6779	55. 33	16
38	11. 911	3. 5	1. 71736	29. 52	15
39	36. 712	3. 3056			15
40	-62. 029	1. 8	1. 6779	55. 33	14
41	62. 029	d 5			14
絞り位置	I N F	d 6			11
43	118. 804	1. 7	1. 72151	29. 23	14. 4
44	40. 268	2. 25	1. 497	81. 61	14. 4
45	-101. 558	0. 25			14. 4
46	72. 587	1. 95	1. 51633	64. 15	14. 2
47	-72. 587	d 7			14. 2
48	-105. 657	1. 75	1. 6779	55. 33	14
49	32. 951	1. 75	1. 68893	31. 07	14
50	105. 657	d 8			14
51	I N F	47. 43			
52	29. 63	5	1. 58913	61. 14	18
53	-33. 708	2. 1	1. 8044	39. 59	18
54	-83. 153	1. 1			18
55	15. 483	6	1. 497	81. 54	18
56	I N F	6. 4	1. 7725	49. 6	18
57	10. 237	29			18
58	I N F	0. 2	1. 54886	67. 84	11
59	I N F	0. 2	1. 54886	67. 84	11
60	I N F	0. 7	1. 51633	64. 14	11
61	I N F	0. 2	1. 54886	67. 84	11
62	I N F	0. 5			11
63	I N F	10. 093	1. 60342	38. 03	11
64	I N F	0. 3563			11
65	I N F	d 9			

10

20

30

40

【表 1 2】

		W	W	W	S	S	S
物体面位置	d 1	200	300	500	200	300	500
	d 2	9. 28588S	20. 2	30. 8662	9. 28588S	20. 2	30. 8662
	d 3	24. 24402S	13. 3299	2. 6637	24. 24402S	13. 3299	2. 6637
	d 4	2. 6	2. 6	2. 6	24. 65	24. 65	24. 65
	d 5	37. 93	37. 93	37. 93	15. 88	15. 88	15. 88
	d 6	58. 7	58. 7	58. 7	40. 98	40. 98	40. 98
	d 7	2. 44	2. 44	2. 44	20. 15	20. 15	20. 15
	d 8	0	0	0	0	0	0
	d 9	-0. 00044S	-0. 00044S	-0. 00044S	0. 00748S	0. 00748S	0. 00748S

10

【表 1 3】

		T	T	T
物体面位置	d 1	200	300	500
	d 2	9. 28588S	20. 2	30. 8662
	d 3	24. 24402S	13. 3299	2. 6637
	d 4	36. 58	36. 58	36. 58
	d 5	3. 95	3. 95	3. 95
	d 6	10. 99	10. 99	10. 99
	d 7	50. 15	50. 15	50. 15
	d 8	0	0	0
	d 9	-0. 00183S	-0. 00183S	-0. 00183S

20

30

【表 1 4】

	瞳位置	w d	画角 (2 W)	実視野	像高	m g
T	26	200	1. 7°	6. 8	4. 5	0. 669
S	7. 5	200	6°	22	4. 5	0. 202
w	-13. 3	200	20. 8°	69	4. 5	0. 0669
T	26	300	1. 6°	8. 9	4. 5	0. 5
S	7. 5	300	5. 5°	29. 5	4. 5	0. 15
w	-21	300	18. 5°	91	4. 5	0. 05
T	26	400	1. 5°	11	4. 5	0. 4
S	0. 82	400	5. 2°	36. 5	4. 5	0. 123
w	-29	400	17. 2°	112	4. 5	0. 04
T	25	500	1. 4°	13. 2	4. 5	0. 344
S	-2. 2	500	5°	43	4. 5	0. 104
w	-35. 1	500	16. 2°	133	4. 5	0. 0344

40

50

## 【 0 0 5 8 】

次に、上記の構成からなる本実施例における医療用立体撮像装置 1 における作用について説明する。

第 1 参考実施例と同様に、術者は医療用立体撮像装置 1 および、3 D パネル 2 を術部 a が観察できる位置に配置し、術部 a の観察を術部全体の把握ができる低倍の状態で行う。光源 4 から照射された照明光はライトガイド 4 a を通して、術部 a を照明する。術部 a への照明光の反射光は、フィルター F 1 1、対物光学系 L c 4、コリメーターレンズ L c 5、右目用変倍光学系 L a 4、左目用変倍光学系 L b 4、右目用結像光学系 L a 5、左目用結像光学系 L b 5、フィルター F 9 a, F 1 0 a, F 9 b, F 1 0 b を通り、右目用光束は右目用 C C D 1 7 a に、左目用光束は左目用 C C D 1 7 b によって撮像される。右目用 C C D 1 7 a、左目用 C C D 1 7 b はそれぞれ右目用、左目用の画像情報を C C U 5 に出力する。

10

## 【 0 0 5 9 】

これらの画像情報により術者は 3 D モニター 2 により 3 次元観察を行う。このとき術者は、術部の位置や状態を鑑みて、被写体である術部に対して手術の行いやすい距離に医療用立体撮像装置 1 を配置するため、図示しない焦準スイッチを押すことにより対物光学系 L c 4 のレンズ L 3 0, L 3 1 の位置を図示しないレンズ位置移動枠を図示しないモータ等を制御することによって移動させ、医療用立体撮像装置 1 の焦点位置を変更し術部にピントを合わせる。この時、倍率が同じであれば医療用立体撮像装置 1 に対する瞳の位置は変化しない。

20

## 【 0 0 6 0 】

次に術者は処置にうつる。ここでの作用は第 1 参考実施例と同様であるので、説明を省略する。術者が処置を行う過程では、術者は図示しない変倍スイッチを押すことにより、変倍光学系 L a 4, L b 4 のレンズ L 5 1 a ~ L 5 6 a、L 5 1 b ~ L 5 6 b の位置を図示しないレンズ位置移動枠を図示しないモータ等を制御することによって移動させ術部の拡大を行う。術部の拡大が行われている間、瞳位置は低倍時で 1 8、高倍時で 1 9 の位置に、倍率が高くなるにつれ術部から遠い位置に配置されている。そのため、倍率が高くなるにつれて従来の手術用顕微鏡に近い位置に瞳が移動し、遠近感（遠くのは小さく、知覚のものは大きく）が小さくなっていく。

## 【 0 0 6 1 】

このように、本実施例では焦点距離可変対物光学系と組み合わせても遠近感の効果を得ることができる。

30

## 【 0 0 6 2 】

## 〔 第 4 参考実施例 〕

図 8 から図 1 0 に従って本発明の参考例としての医療用立体撮像装置における第 4 参考実施例を説明する。

図 8 は本実施例における医療用立体撮像装置内部の撮像光学系の構成図であり、図 9 は医療用立体撮像装置内部に設けられた絞り可動部の構成図であり、図 1 0 は本実施例における絞り位置制御部のブロック図である。

## 【 0 0 6 3 】

図 8 に従い医療用立体撮像装置内部の撮像光学系の構成を説明する。本実施例の医療用立体撮像装置 1 内部のレンズ構成は、上述した本発明に係る一実施例と同一であるため説明を省略する。2 0 a は右目用絞り（絞り）、2 0 b は左目用絞り（絞り）であり、それぞれ左右の瞳位置を規定している。2 1 a、2 1 b はそれぞれ右目用絞り 2 0 a、左目用しぼり 2 0 b によって規定された瞳と共役な位置関係にある瞳の位置を示している。

40

## 【 0 0 6 4 】

図 9 に従い、右目用絞り 2 0 a、左目用絞り 2 0 b の可動部の構成を説明する。右目用絞り 2 0 a には側面に設けられたガイド用メネジ 2 0 a' があり、送りネジ 2 2 a とかみ合っており、図示しない回転規制手段によりネジ方向にのみ直動可能となっている。2 3 a は送りネジ 2 2 a に接続されたモータである。同様に左目用絞り 2 0 b にも側面に設け

50

られたガイド用メネジ 20 b' があり、送りネジ 22 b とかみ合っており、図示しない回転規制手段によりネジ方向にのみ直動可能となっている。23 b は送りネジ 22 b に接続されたモータである。この時左右の送りねじ 22 a, 22 b の軸方向は、内口角' になっている。

#### 【0065】

図 10 に従い、絞り位置制御部の説明をする。26 は絞り位置を変更するために、術者が入力する図示しないスイッチからの信号を受け取る入力部であり、入力された信号は制御部 27 に出力される。制御部 27 には倍率検出部 28、メモリー 29 がそれぞれ接続されている。また制御部 27 にはモータ 23 a, 23 b が接続されている。

#### 【0066】

次に、上記の構成からなる本実施例における医療用立体撮像装置 1 における作用について説明する。

術者が観察をしてから、倍率変更、処置を行うまでの作用は上述した本発明に係る一実施例と同様であるので、説明を省略する。

術者は、術部の見え方の不自然さを解消するため、図示しないスイッチを押す。スイッチからの入力信号は入力部 26 で受信され、その信号を制御部 27 に送る。制御部 27 はモータ駆動信号をモータ 23 a, 23 b に出力しモータ 23 a, 23 b を同時に回転させる。モータ 23 a, 23 b が回転すると、送りネジ 22 a, 22 b も同時に回転する。

これにより、絞り 20 a, 20 b はそれぞれ送りネジ 22 a, 22 b に対してガイド用メネジ 20 a', 20 b' でかみ合っているため、送りネジ 22 a, 22 b の回転に連動して送りネジ 22 a, 22 b の軸方向にそれぞれ移動する。絞りの動きに連動し左右それぞれの瞳位置は矢印 25 a, 25 b 方向に移動する。

#### 【0067】

術者は遠近感が弱い場合は絞り 20 a, 20 b を被写体 側に移動させることにより共役な位置の瞳 21 a, 21 b を物体面 側に配置する。逆に遠近感が強い場合は絞り 20 a, 20 b を医療用立体撮像装置 1 側に移動させることにより、共役な位置の瞳 21 a, 21 b を物体面 から遠い位置に配置する。

一方、医療用立体撮像装置 1 の倍率に応じてあらかじめメモリー 29 に好みの位置を登録しておくこともできる。倍率の変更作業に応じて倍率検出部 28 は倍率検出を行い、検出結果を制御部 27 に出力する。制御部 27 は倍率検出部 28 から入力された信号と、メモリー 29 からの信号とを比較し、変更された倍率での絞り位置を算出し、その位置へ絞りを移動させるための駆動信号をモータ 23 a, 23 b に入力する。これにより、先に説明したものと同一の作用により絞り位置は変更される。

#### 【0068】

このように、本実施例では絞りを移動させることで瞳を移動させ、術者の好みにあった遠近感の設定を行うことができる。変倍と同期して低倍時には絞りを物体側へ、高倍時には絞り医療用立体撮像装置 1 側へ動かすことにより実施例 3 と同様の効果を得ることも可能である。また各倍率ごとの好みの遠近感をあらかじめ設定しておけば、変倍に連動して好みの遠近感の調整が可能である。

また、本実施例においては上述した本発明に係る一実施例と同一の光学系を用いたが、対物光学系が焦点距離可変であっても良い。その場合、WD が長い時には絞りを前に出して瞳を被写体側へ移動させ、WD が短い時には絞りを手前に動かして、瞳を CCD 側へ移動させることにより、WD によらず遠近の感覚を同じにできる効果がある。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0069】

【図 1】第 1 参考実施例における医療用立体撮像装置を含むシステムを示す全体図である。

【図 2】図 1 の医療用立体撮像装置内部の撮像光学系の構成図である。

【図 3】図 1 の医療用立体撮像装置を用いた外科手術において、術部に対する処置具の動きを表した模式図である。

10

20

30

40

50

【図４】図１の表示装置に表示される処置具を移動させた際の術野の様子を表した模式図である。

【図５】本発明の一実施例における医療用立体撮像装置内部の撮像光学系を示す構成図である。

【図６】第２参考実施例における医療用立体撮像装置内部の撮像光学系を示す構成図である。

【図７】第３参考実施例における医療用立体撮像装置内部の撮像光学系を示す構成図である。

【図８】第４参考実施例における医療用立体撮像装置内部の撮像光学系を示す構成図である。

10

【図９】図８の医療用立体撮像装置内部に設けられた絞り可動部を示す構成図である。

【図１０】図８の医療用立体撮像装置における絞り位置制御部のブロック図である。

【図１１】被写体を撮像光学系と撮像素子を有する撮像ユニットによって撮像する様子を示した図である。

【図１２】画角が小さい際における観察者の視線方向に移動する物体を観察した場合の奥行き感を表した図である。

【図１３】画角が大きい際における観察者の視線方向に移動する物体を観察した場合の奥行き感を表した図である。

【符号の説明】

【００７０】

20

１ 医療用立体撮像装置

８ａ，１０ａ，１３ａ，１７ａ 右目用ＣＣＤ（撮像素子）

８ｂ，１０ｂ，１３ｂ，１７ｂ 左目用ＣＣＤ（撮像素子）

９ａ 右目用明るさ絞り（絞り）

９ｂ 左目用明るさ絞り（絞り）

２０ａ 右目用絞り（絞り）

２０ｂ 左目用絞り（絞り）

被写体

Ｌａ，Ｌａ１ 右目用対物光学系（対物光学系）

Ｌｂ，Ｌｂ１ 左目用対物光学系（対物光学系）

30

Ｌａ２ 右目用コリメーターレンズ（コリメータ光学系）

Ｌｂ２ 左目用コリメーターレンズ（コリメータ光学系）

Ｌａ３，Ｌａ４ 右目用変倍光学系（変倍光学系）

Ｌｂ３，Ｌｂ４ 左目用変倍光学系（変倍光学系）

Ｌｃ１，Ｌｃ４ 対物光学系

Ｌｃ２ 変倍光学系

Ｌｃ３ 結像光学系

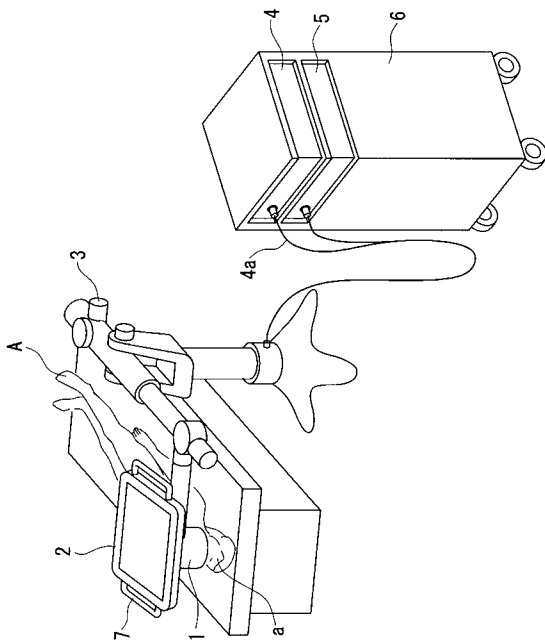
Ｌｃ５ コリメーターレンズ（コリメータ光学系）

Ｌａ５ 右目用結像光学系（結像光学系）

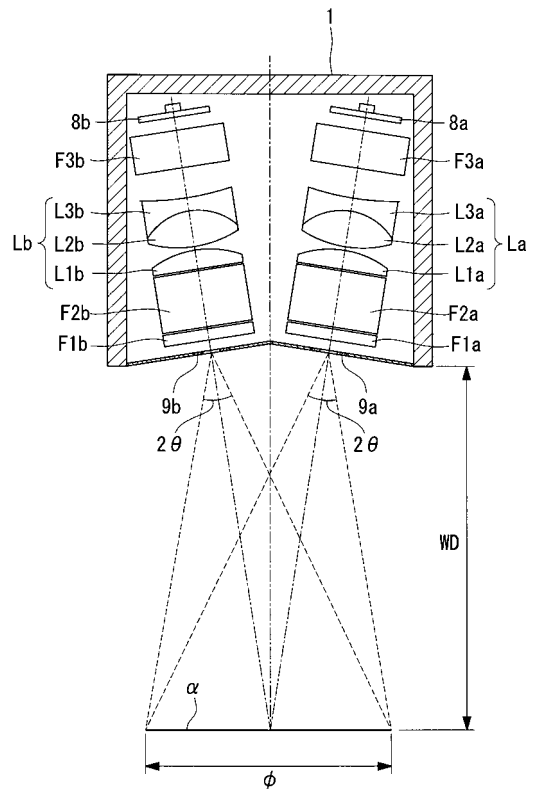
Ｌｂ５ 左目用結像光学系（結像光学系）

40

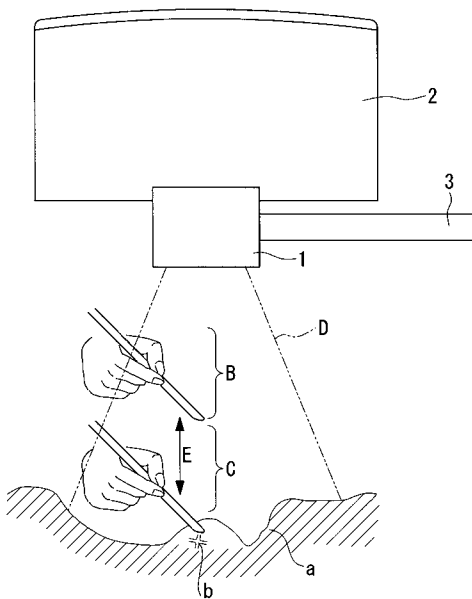
【 図 1 】



【 図 2 】

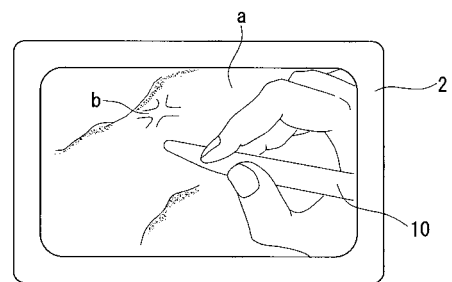


【 図 3 】

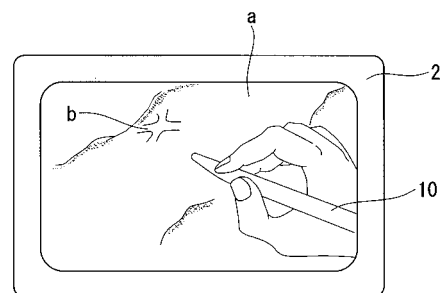


【 図 4 】

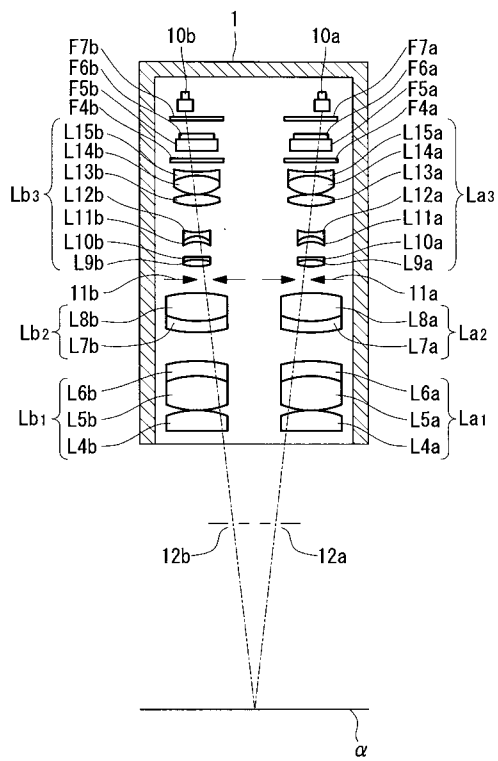
( a )



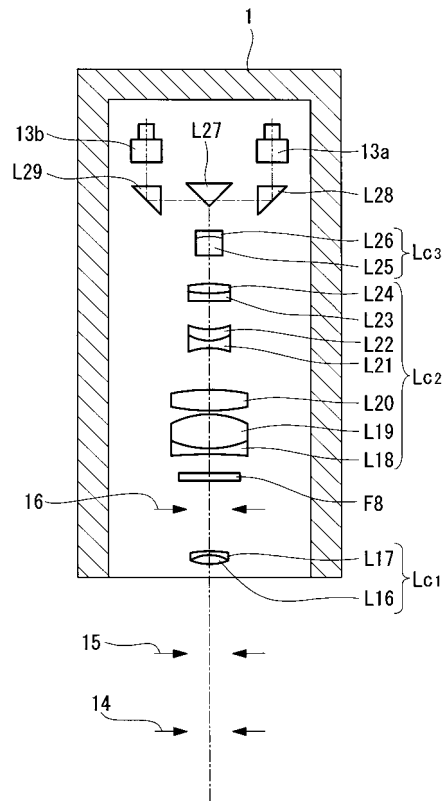
( b )



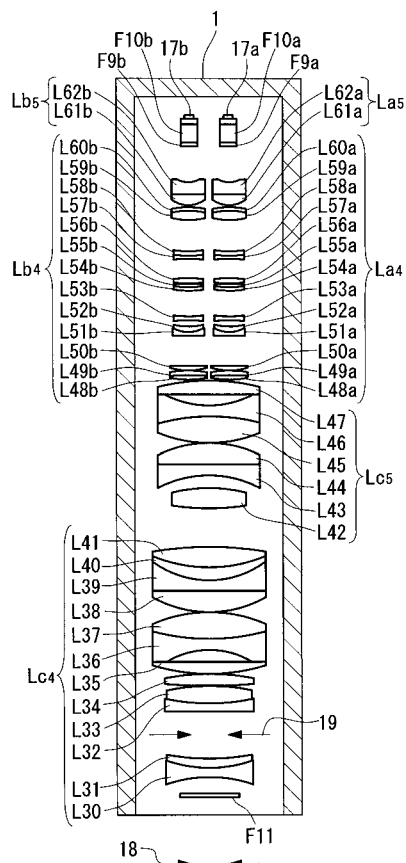
【図 5】



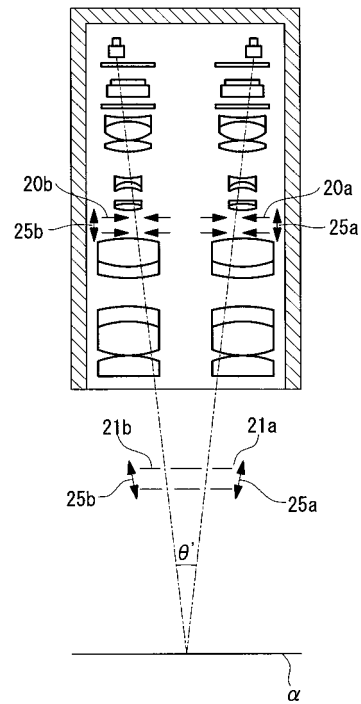
【図 6】



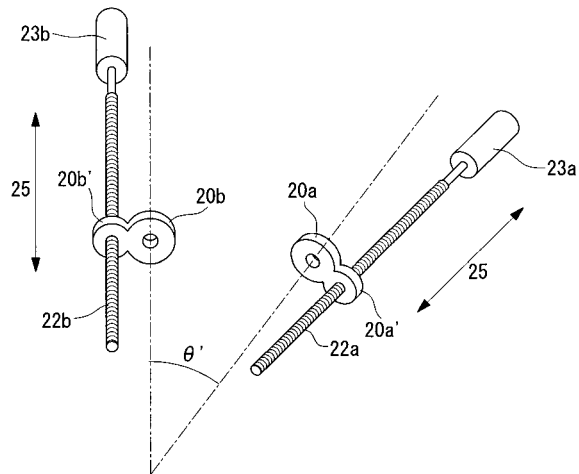
【図 7】



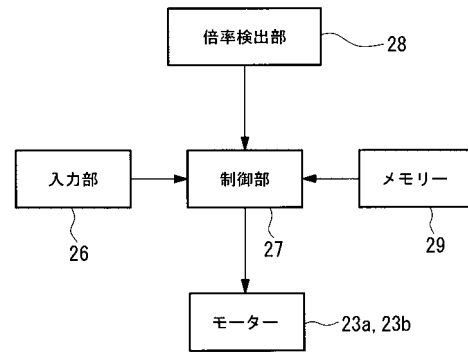
【図 8】



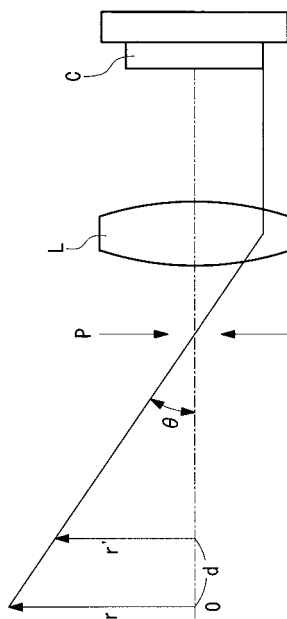
【図 9】



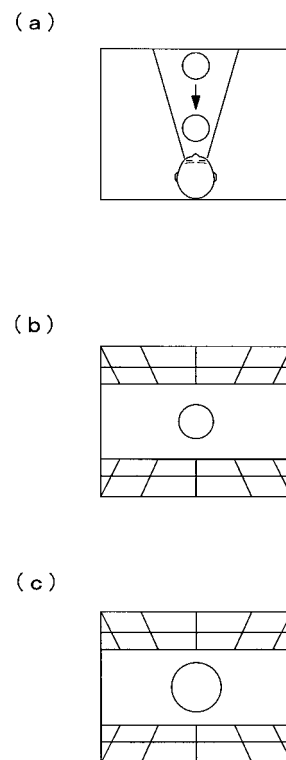
【図 10】



【図 11】



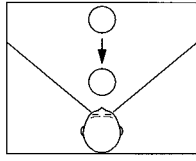
【図 12】



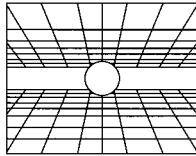


【図 13】

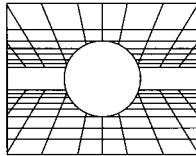
(a)



(b)



(c)



---

フロントページの続き

(72)発明者 安永 浩二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス株式会社内

審査官 石川 太郎

(56)参考文献 特開2004-309930(JP,A)

特開平10-145649(JP,A)

特開平07-261099(JP,A)

特開平09-318882(JP,A)

特開2003-62003(JP,A)

特開平10-133307(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 19/00

G02B 21/00