

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-514469
(P2004-514469A)

(43) 公表日 平成16年5月20日(2004.5.20)

(51) Int.Cl.⁷**A61B 1/00**
G02B 23/26

F 1

A 61 B 1/00
A 61 B 1/00
G O 2 B 23/26300 Y
A
A

テーマコード(参考)

2 H 0 4 0

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 64 頁)

(21) 出願番号 特願2002-522754 (P2002-522754)
 (86) (22) 出願日 平成13年8月24日 (2001.8.24)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年2月18日 (2003.2.18)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2001/026530
 (87) 國際公開番号 WO2002/017773
 (87) 國際公開日 平成14年3月7日 (2002.3.7)
 (31) 優先権主張番号 09/650,621
 (32) 優先日 平成12年8月30日 (2000.8.30)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

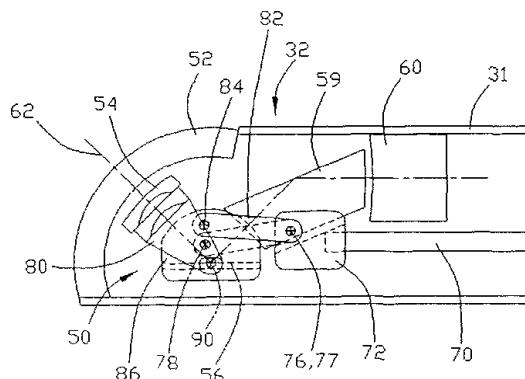
(71) 出願人 502193255
 ダレル・アンド・ジテリス・インコーポレ
 イテッド
 D U R E L L & G I T E L I S, I
 N C.
 アメリカ合衆国 60010イリノイ州ノー
 ス・バーリントン、キャンドルウッド・ドラ
 イブ52番
 (74) 代理人 100062144
 弁理士 青山 葵
 (74) 代理人 100086405
 弁理士 河宮 治
 (74) 代理人 100079245
 弁理士 伊藤 晃

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】視野を変化させることができる関節鏡

(57) 【要約】

視野を変化させることができる関節鏡や類似のインストゥルメント(内視鏡等)は、対象物入力端部を有するハウジングチューブを含む。このハウジングチューブは、対象物入力アセンブリと、光リレーアセンブリの一部とを含む。この対象物入力アセンブリは、入力レンズと、第1ミラーとを含む。幾つかの実施形態において、対象物入力アセンブリは、第2ミラーを含む。変形形態において、対象物入力アセンブリは、プリズムを含む。対象物入力アセンブリは、視野領域から受け取られた画像を関節鏡の制御端部に送る対象物リレーアセンブリに送る。幾つかの実施形態において、この光リレーアセンブリは、2つのミラーロッドからなる。制御装置は、関節鏡の視野位置を変化させるために、対象物入力アセンブリの位置を変化させる。幾つかの実施形態において、この制御装置は、摺動部とカム/軸アセンブリとによって駆動されるプッシュロッドを含む。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第1の視野位置と第2の視野位置とを含む2以上の視野位置を有し視野を変化させることができる関節鏡であって、

入力ウインドウと、

可動の入力レンズと、

可動の第1ミラーと、

対象物リレーアセンブリと、を備え、

入力ウインドウと、入力レンズと、第1ミラーと、対象物リレーアセンブリとは、関節鏡に入る対象物光線が入力ウインドウと入力レンズとを透過して第1ミラーに至り該第1ミラーから対象物リレーアセンブリに向けて反射するように配置されている視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 2】

さらに、固定された整列用光学エレメントを備え、

該整列用光学エレメントは、上記対象物光線が上記第1ミラーから整列用光学エレメントに向けて反射し該光線が該整列用光学エレメントから上記対象物リレーアセンブリに反射するように、位置決めされている請求項1記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 3】

上記入力レンズは、入力レンズ軸の回りで回動自在である請求項2記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 4】

上記第1ミラーは、ミラー軸の回りで回動自在である請求項3記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 5】

上記ミラー軸は、上記第1ミラーの反射面に対して、同一平面上に位置する請求項4記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 6】

上記第1ミラーは、前反射面を備えている請求項5記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 7】

上記入力レンズ軸と上記ミラー軸とは、平行である請求項7記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 8】

上記入力レンズ軸と上記ミラー軸とは、同一の共通軸である請求項7記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 9】

上記第1の視野位置と上記第2の視野位置との間での上記共通軸の回りにおける上記第1ミラーの回転角は、上記第1の視野位置と上記第2の視野位置との間での上記共通軸の回りにおける上記入力レンズの回転角の半分である請求項8記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 10】

さらに、上記入力レンズと、上記第1ミラーと、上記整列用光学エレメントと、上記リレーアセンブリとを収容するハウジングチューブを備え、

このハウジングチューブは、入力ウインドウによって閉じられた視野端部を備え、

入力ウインドウは、球形であり且つ曲率を有する第1面と曲率を有する第2面とを備え、該入力ウインドウの第1面の曲率と第2面の曲率とは、共通の中心点の回りで同心的である請求項8記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 11】

上記共通の中心点は、上記共通軸上に位置する請求項10記載の視野を変化させることができる関節鏡。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

さらに、入力レンズフレームを備え、
上記入力レンズは、入力レンズフレームの第1端部に設けられ、
入力レンズフレームは、上記共通軸に隣接する第2端部を備えると共に、上記共通軸に軸支点を有する請求項8記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 1 3】

さらに、プッシュロッドを有する制御装置を備え、
該プッシュロッドは、スライド端部と入力アセンブリ端部とを備えた請求項8記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 1 4】

上記制御装置は、さらに、
上記プッシュロッドの上記入力アセンブリ端部に取り付けられたプッシュロッドヨークと、
第1ヨークピンによってプッシュロッドヨークに取り付けられると共に入力レンズフレームピンによって入力レンズフレームに取り付けられた入力レンズ接続ロッドと、
上記第1ミラーが取り付けられる第1ミラーフレームと、
第2ヨークピンによって上記プッシュロッドヨークに取り付けられると共に第1ミラーフレームピンによって第1ミラーフレームに取り付けられる第1ミラー接続ロッドと、を備え、
上記第1ヨークピンと上記第2ヨークピンとは同軸である請求項13記載の視野を変化させることができる関節鏡。 20

【請求項 1 5】

上記共通軸から上記入力レンズフレームピンまでの距離は、上記共通軸から上記第1ミラーフレームピンまでの距離の半分である請求項14記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 1 6】

上記制御装置は、さらに、
上記プッシュロッドの上記スライド端部に取り付けられ横方向に移動自在であるスライド部と、
該スライド部を移動させるためのカム／軸アセンブリと、
カム／軸アセンブリを操作するための視野制御装置と、を備えた請求項13記載の視野を変化させることができる関節鏡。 30

【請求項 1 7】

さらに、上記入力レンズと、上記第1ミラーと、上記整列用光学エレメントと、上記リレーアセンブリとを収容するハウジングチューブを備え、
このハウジングチューブは、上記入カウンドウによって閉じられた視野端部を備え、
入カウンドウは、球形であり且つ曲率を有する第1面と曲率を有する第2面とを備え、
該入カウンドウの第1面の曲率と第2面の曲率とは、共通の中心点の回りで同心的である請求項2記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 1 8】

上記整列用光学エレメントは、第2ミラーである請求項2記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 1 9】

上記整列用光学エレメントは、プリズムである請求項2記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 2 0】

上記入力レンズは円錐発散レンズである請求項2記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 2 1】

上記入力レンズは、2つの球状レンズからなる二重レンズである請求項2記載の視野を変 50

化させることができる関節鏡。

【請求項 2 2】

第1の視野位置と第2の視野位置とを含む2つ以上の視野位置を有し視野を変化させることができる関節鏡であって、

入力レンズと、

第1ミラーと、

プリズムと、を備え、

入力レンズと第1ミラーとプリズムとは、関節鏡の各視野位置において対象物からの光線を捕捉して方向付けるべく協働するように配置され、これによって、該光線は、入力レンズを透過して第1ミラーに至り該第1ミラーからプリズムに反射して該プリズムを通して所望の方向に内部反射するようにした、視野を変化させることができる関節鏡。 10

【請求項 2 3】

上記ミラーは、回動自在である請求項22記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 2 4】

上記入力レンズは、回動自在である請求項23記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 2 5】

上記ミラーと上記入力レンズとは、同一の軸を中心として回動する請求項24記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 2 6】

上記第1の視野位置と上記第2の視野位置との間での上記軸の回りにおける上記ミラーの回転角は、上記第1の視野位置と上記第2の視野位置との間での上記軸の回りにおける上記入力レンズの回転角の半分である請求項25記載の視野を変化させることができる関節鏡。 20

【請求項 2 7】

さらに、リレーレンズシステムを備え、

上記プリズムは、関節鏡の上記各視野位置において、上記対象物からの光線をリレーレンズシステム内に案内する請求項22記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 2 8】

上記リレーレンズシステムは、光学的中心を有し、 30

上記プリズムは、上記ミラーから受け取られた対象物の軸光線をリレーレンズシステムの上記光学的中心に反射するように方向付けられた請求項27記載の視野を変化させることができる関節鏡。

【請求項 2 9】

第1の視野位置と第2の視野位置とを含む2つ以上の視野位置を有し視野を変化させることができる関節鏡において移動自在である対象物入力アセンブリを操作するための関節鏡制御装置であって、対象物入力アセンブリの方向性によって関節鏡の視野位置が決定されるようにした関節鏡制御装置にして、

入力アセンブリ端部とスライド端部とを備え入力アセンブリ端部において対象物入力アセンブリに接続されたプッシュロッドであって、第1の視野位置に対応する第1位置と第2の視野位置に対応する第2位置との間で横方向に移動自在であるプッシュロッドと、 40

対象物入力アセンブリの位置を選択するための回転自在な制御ノブと、

該制御ノブに接続されると共にプッシュロッドのスライド端部に接続され制御ノブの回転運動を横方向の並進運動に変化させるカム／軸アセンブリであって、制御ノブの回転に応答して第1位置と第2位置との間でプッシュロッドを移動させるべくプッシュロッドにおける横方向の運動を生じさせるカム／軸アセンブリと、を備えた関節鏡制御装置。

【請求項 3 0】

上記プッシュロッドは、ヒンジを介して、入力レンズと第1ミラーとに取り付けられた請求項29記載の関節鏡制御装置。

【請求項 3 1】

10

20

30

40

50

長手軸に沿って延在するハウジングチューブを備えた関節鏡用の光ガイドアセンブリであつて、

入力端部とリレーロッド端部とを備えた入力ロッドであつて、第1軸に沿って延在する入力ロッドと、

入力ロッド端部と出力端部とを備え第2軸に沿って延在するリレーロッドであつて、第2軸が第1軸に対して実質的に直角であるように入力ロッド端部においてリレーロッド端部に接続されたリレーロッドと、を備え、

入力ロッドとリレーロッドとは、光伝達材料から形成された光ガイドアセンブリ。

【請求項 3 2】

上記入力ロッドと上記リレーロッドとは、端部において光透過面を有し、

入力ロッドの面とリレーロッドの面とは、上記光透過面以外の部位で反射されるようにした請求項 3 1 記載の光ガイドアセンブリ。

【請求項 3 3】

上記リレーロッドの直径は、上記入力ロッドの直径よりも大きい請求項 3 2 記載の光ガイドアセンブリ。

【請求項 3 4】

上記リレーロッドの上記入力ロッド端部は、入力ロッドがリレーロッドに接続される部位の反対側において湾曲面を有する請求項 3 2 記載の光ガイドアセンブリ。

【請求項 3 5】

上記リレーロッドの上記湾曲面の曲率半径は、実質的に、上記入力ロッドの直径と等しいか若しくは該直径よりも大きい請求項 3 4 記載の光ガイドアセンブリ。

【請求項 3 6】

上記リレーロッドの上記出力端部は、反射されたようにした第1湾曲面であつてリレーロッドの上記入力ロッド端部から到達した光線を反射するように位置決めされた第1湾曲面と、透明な第2湾曲面であつてリレーロッドの入力端部と第1反射湾曲面とから到達した光線を屈折させるように位置決めされた第2湾曲面と、を有する請求項 3 2 記載の光ガイドアセンブリ。

【請求項 3 7】

上記第1湾曲面の曲率半径は、上記リレーロッドの直径と等しいか若しくは該直径よりも大きい請求項 3 6 記載の光ガイドアセンブリ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(技術分野)

本願発明は、一般に、関節鏡、内視鏡や、類似の光学機器（光学的インストルメント）に関し、より詳しくは、視野（視界）を変化させることが可能な関節鏡に関する。

【0002】

(背景技術)

関節鏡や、内視鏡等の類似する光学的機器は、外科や検査等の医学的用途に用いられるだけではなく、医学とは異なる用途であつて、限定された作業領域であるスペースやアクセスできない作業領域であるスペースの視認による検査に関係する用途、にも用いられる。本願発明は、関節鏡や、外科に用いられる同様の器具（インストルメント）を参照してここに記載しているが、本願発明は、他の用途にも有効であり、この発明は、すべての適切なバリエーションを包含するものとして意図されている。

【0003】

ここ15年若しくはそれ以上の年月に亘って、低侵襲手術が主流となっている。成形外科分野において、特に、関節鏡や、該関節鏡等の装置を用いる同様の技術は、最も一般的な外科処置になっている。この低侵襲手術は、患者に苦痛を与えないものであり、多数の事例において、患者の身体をより多く侵襲することを要する外科よりも、より速やかに且つより安全に行なうことができる。この低侵襲手術の他の利点として、低侵襲手術に対する麻酔処理がより単純になる点、患者の回復速度が早まる点、入院期間が短縮されたり入院

10

20

30

40

50

する必要がなくなる可能性がある点や、処置が費用面においてより効率的になる点、が含まれる。

【0004】

低侵襲手術技術を用いることの価値は、関節鏡や、内視鏡や、その他の使用される主たる光学的機器の能力によって限定される可能性がある。特に、外科的な適用（応用）において寸法やその他の要求を満たす入手可能な最良の器具（機器）を用いた場合でも、この器具によって与えられる視界（視野）は、かなり限定されたものであり、この限定された視界は、低侵襲手術の技術の有効なスコープを制限している。典型的には、視界が大きくなればなる程、大多数の応用（適用）において、その器具の有用さが増大する。

【0005】

関節鏡／内視鏡器具の視野を大きくするための幾つかの方法が提供されている。しかし、それらは、特に、好結果を出すものとはなっていない。一般に、そのような提案は、複数の可動レンズやプリズムを、その器具の入力端部内にパッキングすることを必要とするものである。その結果生じる、構成上の正確さや、相対運動（移動）の正確さや、スペース（空間）の要件や、光学上の歪や、好ましくない周囲の光の削除は、実質的なものとなっている。

【0006】

有用な像（イメージ）を得るために視野領域（観察領域、視界領域）を照らすことは、関節鏡や類似する器具の他の必要要件となっている。十分な光がない場合、その結果得られる像は、最大限有用であるべき十分な情報を含まない。典型的に、光は、外部源（外部ソース）から、光ガイドを通して、関節鏡の対象物入力端部に与えられる。その外部源からの光は、関節鏡の一端部に位置する内側の光ガイドに転送され、その光は、その内側の光ガイドを通して関節鏡の末端に転送される。この位置において、一般に、その光は、散乱（乱反射）して関節鏡の末端部周囲の視野領域を照らす。典型的に、その外部源は、光ファイバの束に接続された光を含み、その外部光ファイバ束は、機械的に、内側の光ガイドに接続される。この光ガイドは、典型的には、また、光ファイバ束である。典型的に、その外部源と、内側の光ファイバガイドとは、市販されている標準的なパートである。そのカップリング（接続部材）の効率、すなわち光源から視野領域に向けて実際に通過する光量、は、比較的小さい。

【0007】

その小さいカップリング効率は、部分的に、外部源光ファイバ束（外部源光ファイババンドル）から照射される光の制御、及び内側の光ガイド内への光の集中の制御、の困難さから生じるものであり、また、部分的に、光ファイバの束の物理的構造から生じるものである。受け入れる内側の光ガイドにおいて、開口数（numerical aperture）と外部源のスポット寸法（サイズ）を合わせることは、カップリングの効率（有効性）にとって大変重要である。光ファイバ（オプチカルファイバ）の開口数は、光が光ファイバの光軸に直角である光ファイバの面に当たることができると共に光が更に該光ファイバを伝わってゆくことができる角度の数学的な表示（光ファイバによって受け入れられることが可能であると共に損失が全くない状態で完全に伝えられることができが可能な光の完全円錐の円錐角の半分の正弦）である。ファイバの光軸から計測されるような角度であって非常に大きい角度（つまり、ファイバの開口数を超過するような角度）でその面に当たる光は、失われるであろう。光ビームのスポットサイズは、円形領域によって限定される。この円形領域内には、光ビームのソース（源）から特定の距離をもって隔てられた位置において、大きいパーセンテージの光が含まれる。最も効率的な光の転送は、伝えられた光が受け入れファイバの開口数内に収まると共に、伝えられた光のスポットサイズが受け入れファイバのコアよりも小さい場合に生じる。焦点レンズ若しくは焦点システムは、ソースから光を適切に方向付けることを補助するのに用いられることがある。典型的には、外部の光ソース（光源）のスポットサイズが焦点レンズによって減じられた場合、焦点レンズからの収束光の円錐角は、受け入れファイバの開口数を超過する可能性がある。そして、受け入れファイバの開口数を越える光は、失われるであろう。逆に、収束光の円錐角が

10

20

30

40

50

受け入れファイバの開口数よりも小さい場合、その収束光のスポットサイズは受け入れファイバのコアサイズ（コア寸法）よりも大きくなるかもしれない。そして、受け入れファイバのコアサイズを越える光は、失われるであろう。外部の光源と内部の光ガイドとの間におけるように、受け入れファイバのそれらに対してソースファイバのスポットサイズと開口数とを適合させることは、ソースがファイバの束である場合に、特に困難になり得る。また、焦点光を、ファイバの束から第2のファイバの束内に集光させようとする場合、上記カップリング効率は、大きく減じられる。これは、単一の焦点システムが、1組（1グループ）のスポットの焦点を同時的に合わせようとするからである。只1つの光線が、事実上、焦点システムの光学的センターライン上にあるとき、それらが各ファイバの中心から広がった場合には、ソースファイバからの他の全ての光線は、焦点レンズ内で偏心したり非対称になったりする。それは、従って、受け入れファイバの開口数とスポットサイズとのいずれにも適合（マッチ）できない。収束光の円錐角とスポットサイズとの間の妥協を通して、つまり最も近い収束光が受け入れファイバの開口数とコアサイズに適合すると共に光を発するファイバの光学的センターラインと焦点システムと受け入れファイバとが同軸的であるとき、最も大きいカップリング効率が実現される。

【0008】

視野領域に対して光伝達が小さくなることを導く付加的な問題は、束（バンドル）になっているファイバの構造に起因している。単一の光ファイバは、コア（光伝達部）と、クラッディング（光をコア内に留まらせるコアのカバリング）とからなる。束ねられたファイバのコアのみが、光を運ぶ。従って、光は、コア間のスペースに起因して失われる所以である。円形断面を有する1組のファイバが円筒形状に束ねられた場合、この円筒形の形態（構造）の断面積の約78%のみがファイバによって占められることになる。また、束ねられたファイバの各々のコアは、クラッディングよりも小さい。従って、事実上の光伝達領域は、束（バンドル）の円形断面よりも有意に小さい。関節鏡の末端部に対する光伝送を改良することにより、視野領域の照射が改善され、捕らえられる画像に含まれる情報が増大するであろう。

【0009】

効果的で広い視野を提供する関節鏡であって、その視野（視界）のスコープを変化させるために関節鏡を移動させることを要しない関節鏡、に対する要望がある。そのような1つの関節鏡は、発明の名称が「視野を変化させることができる関節鏡」であり、その発明者が本願の発明者と共に通する同時継続出願の米国特許出願番号第09/243,845号明細書に開示されている。他のそのような関節鏡は、発明の名称が「視野を変化させることができない関節鏡」であり、その発明者が本願の発明者と共に通する同時継続出願の米国特許出願番号第09/452,340号明細書に開示されている。この参照された出願は、本明細書に、レファレンスにより取り込まれる。また、関節鏡を通しての視野領域を照らすための改良型光リレーシステムに対する要望がある。本願明細書及び添付の請求の範囲において、「関節鏡」という用語は、それが外科用に使用されるかその他の目的に使用されるかに関わらず、内視鏡やその他のあらゆる類似の光学的機器（光学的インストルメント）を意味しあつこれらのものを含むように解釈されるべきである。

【0010】

（発明の開示）

本願発明に係る視野（視界）を変化させることができる関節鏡は、細長のハウジングチューブ内で変化させることができる対象物入力アセンブリと、対象物入力アセンブリの視野を変化させるための制御装置と、視野領域（視界領域、観察領域）を照明するための照明アセンブリと、を含む。ハウジングチューブの入力端部に位置する入力ウインドウによって、作業領域の観察が可能になる。この入力ウインドウは、好ましくは、球形（球状）である。対象物入力アセンブリは、入力レンズと、第1ミラーと、第2ミラーとを含む。この入力レンズは移動自在であり、第1ミラーは回動自在である。この入力レンズと第1ミラーとは、同一の軸の回りを移動する。第2ミラーは固定される。視野領域からの反射光は、作業画像（作業イメージ）を形成する。光画像、つまり対象物の光線は、観察領域か

10

20

30

40

50

ら入力ウインドウと入力レンズを通過して、第1ミラーから第2ミラーに反射し、該第2ミラーからリレーレンズシステム内に反射する。幾つかの実施形態において、第2ミラーは、プリズムによって置換されることが可能である。

【0011】

上記制御装置は、入力レンズ及び第1ミラーの位置を他の位置に変化させる。或は、上記制御装置は、入力レンズ及び第1ミラーの位置を、第1制限位置（第1限界位置）と第2制限位置（第2限界位置）との間の一連の固定位置に変化させる。対象物光線は、入力レンズを通して、第1ミラーと、第2ミラー若しくはプリズムに伝えられ、そしてリレーレンズシステム内に伝えられる。関節鏡の視野（視界）の角度が変化しても、軸光線（軸方向の光線）の長さは同一である。複数の縁光線（リム光線）の長さは、互いに同一であることができる。そして、この長さは、関節鏡の視野の角度が変化しても、同一であることができる。10

【0012】

本発明の他の観点において、照明アセンブリは、好ましくは、透明材料からなりミラー面を備えた1つ又はそれ以上のロッドから形成されるリレー光ガイドを含む。このリレー光ガイドは、好ましくは、外部源からの各光線を捕捉して、その光線を上記観察領域（視野領域）に伝える。

【0013】

（発明を実施するための最良の形態）

本願発明を十分に理解するために、一定の縮尺で描いていない添付図面との関連において、下記の詳細説明が参照されるべきである。この添付図面において、同一の参照符号は、同一若しくは類似するパートを示している。20

【0014】

本願発明の実施形態に係る視野（視界）を変化させることができが可能な関節鏡は、図1及び2に示している。上下に視野を変化させることができる関節鏡としてここに示し又説明しているが、横方向に視野を変化させたり、他の軸に沿って視野を変化させたりすることができるよう、同様の構成を用いることが可能である。30で一般に示す、視野を変化させることができる関節鏡は、対象物入力端部32と制御端部33とを有し中央長手方向軸に沿って延在する細長のハウジングチューブ31を含む。この関節鏡30は、外側制御部35を有する。ハウジングチューブ31、より具体的にはその制御端部、は、関節鏡30の外側制御部35内に延在することができる。一般に、対象物画像（対象物イメージ）は、ハウジングチューブ31の対象物入力端部32において捕捉され、制御端部33に中継され（伝えられ）、そして、関節鏡30の外側制御部35から記録されて表示される。ここで述べているように、対象物画像は、対象物の光線から形成されている。この対象物の光線は、対象物画像の光学的中心における軸光線を含むと共に、対象物画像の外縁（外側エッジ）若しくはリムにおける縁光線（リム光線）を含む。30

【0015】

上記制御部35の端部は、CCDアタッチメント36を有している。このCCDアタッチメント36は、適切な手段によって、関節鏡30の使用者によって視認されることがある（不図示の）画像スクリーンに接続されている。このCCDアタッチメント36は、周知の構成であってもよく、詳細には示していない。外側制御部35は、また、関節鏡30の視野（視界）を調整するための、スライド部等の制御装置（制御部）と、関節鏡30のフォーカス（焦点）を調整するためのフォーカスレンズアセンブリ55とを含む。このフォーカスレンズアセンブリ55は、フォーカスレンズと、ズームレンズと、それらの制御装置と、を含むことができる。このフォーカスレンズアセンブリ55は、対象物入力端部32から受け入れられた対象物をCCDアタッチメント36内に向ける。外側制御部35において、この関節鏡は、光リレーアセンブリ43に接続された光源41を備えた発光アセンブリ42の一部を含む。発光アセンブリ42は、ハウジングチューブ31の対象物入力端部32を越えた視野領域を照明する。この視野領域は、好ましくは、関節鏡の対象物入力端部32の前方の領域であって、チューブ31の長手方向軸下方約15度から、チュ4050

ーブ 3 1 の長手方向軸上方約 105 度の範囲の領域である。

【 0 0 1 6 】

図 3 ~ 5 を参照すると、対象物入力端部 3 2 は、対象物入力アセンブリ 5 0 を含む。好ましい実施形態において、この対象物入力アセンブリ 5 0 は、入力ウインドウ 5 2 と、入力レンズ 5 4 と、第 1 ミラー 5 6 と、第 2 ミラー 5 8 とを有する。対象物の画像（イメージ）を得るのに、対象物の光線が、視野領域から入力ウインドウ内に入り、入力レンズ 5 4 を通して、第 1 ミラー 5 6 から第 2 ミラー 5 8 へ反射される。

【 0 0 1 7 】

ハウジングチューブ 3 1 の上記入力端部 3 2 は、好ましくは、面取りされ（斜角をつけて形成され）、入力ウインドウ 5 2 によって閉じられる。この入力ウインドウ 5 2 は、好ましくは、同心球形の凹凸レンズであり、外面及び内面の曲率が、共通の中心点の回りにおいて互いに同心（同軸）であるように形成されている。好ましくは、この中心点（センター・ポイント）は、（以下で説明するように）第 1 ミラー 5 6 の前反射面上の軸 9 0 の中心線上に位置する。また、好ましくは、この中心線は、入力レンズ 5 4 の光学軸上に位置する。もし、入力ウインドウ 5 2 の中心点が入力レンズの光学軸上に位置している場合には、入力レンズ 5 4 が移動するときに、対象物の入力光線の屈折角度間ににおいて、一定の関係が維持される。その結果、入力ウインドウ 5 2 を通して行なわれる対象物の入力光線の屈折は、入力レンズに対して一定になり、（像の）ゆがみが減じられる。入力ウインドウ 5 2 の寸法構成は、好ましくは、対象物入力アセンブリの他のエレメントと協働して関節鏡 3 0 の視野が最大になるように選択される。入力ウインドウ 5 2 は、ガラスや、その他の適切な材料から形成されることができる。この入力ウインドウ 5 2 は、たとえば接着剤等によって所定位置に固定され、また、ハウジングチューブ 3 1 の端部を密閉することができる。好ましくは、ハウジングチューブ 3 1 の入力端部 3 2 は、ハウジングチューブ 3 1 のエッジが入力ウインドウ 5 2 の輪郭形状に類似する形状を有するように形成されることが可能、また、関節鏡 3 0 の操作中に対象物の入力光線と干渉することなく入力ウインドウ 5 2 を最大限に保護するように入力ウインドウ 5 2 の面を越えて延在するように形成されることができる。

【 0 0 1 8 】

入力レンズ 5 4 と第 1 ミラー 5 6 とは、移動自在であり、協働して関節鏡 3 0 の視野を変化させ、捕捉した画像（イメージ）を第 2 ミラー 5 8 に向ける。入力レンズ 5 4 と第 1 ミラー 5 6 とがその周りを移動すると共に入力レンズ 5 4 と第 1 ミラー 5 6 とがそれに対し位置決めされる共通軸（共通の心棒）により、入力レンズ 5 4 と第 1 ミラー 5 6 との好ましい整列が行なわれる。対象物入力アセンブリ 5 0 の入力レンズ 5 4 は、ハウジングチューブ 3 1 の入力端部 3 2 内の入力ウインドウ 5 2 の近傍に位置する。図 3 ~ 1 0 に示す実施形態において、入力レンズ 5 4 は、円錐発散レンズである。しかしながら、あらゆる適切なレンズを用いることが可能である。この入力レンズ 5 4 は、移動自在であり、軸 9 0 の回りを回動する。この入力レンズ 5 4 は、最大上方視野位置（図 3 ）と、最大下方視野位置（図 4 ）との間で回動する。これらの視野位置は、凡そ、入力ウインドウ 5 2 に対応しており、該入力ウインドウ 5 2 によって与えられる視野に限定される。この入力レンズ 5 4 は、好ましくは、入力レンズフレーム 8 0 上に固定される。この入力レンズフレーム 8 0 は、一端において入力レンズ 5 4 を支持し、他端において軸の回りを回動する。入力レンズフレーム 8 0 は、制御装置により移動せしめられる。入力レンズ 5 4 は、入力レンズの光学的中心線つまり軸が軸 9 0 の中心線（センターライン）に向かうように、入力レンズフレーム 8 0 上に設けられる。

【 0 0 1 9 】

第 1 ミラー 5 6 は、従って、入力レンズ 5 4 から受け取られた対象物の光線を、固定されている第 2 ミラー 5 8 に向けて反射するように位置決めされている。第 1 ミラー 5 6 は、入力レンズ 5 4 の移動（動作）に対する相補的な移動（動作）をもって、軸 9 0 の回りを回動する。軸 9 0 の中心線（センターライン）は、第 1 ミラー 5 6 の前反射面に対して、同一平面上にある。入力レンズ 5 4 が移動すると、第 1 ミラーの位置は、対象物の光線の

10

20

30

40

50

所望の方向性を維持するように変化する。ミラーの構成（構造）に基づき、たとえばミラーが第1位置から第2位置に回動するとき、ミラーから反射される光線の角度の変化は、ミラーの反射面における角度の変化の倍になるであろう。従って、第1ミラー56は、入力レンズ54が軸90の回りを回動する角度変化の半分の速度（レート）で、相補的な方向に、軸90の回りを回動する。すなわち、入力レンズが軸90の回りを第1の回転角（度）を通して回動するとき、第1ミラー56は、軸90の回りを、第1の回転角（度）の半分である第2の回転角（度）を通して回動する。第1ミラー56は、従って、最大上方視野位置（図3）と、最大下方視野位置（図4）との間で回動する。入力レンズ54の移動に伴って、第1ミラー56の回動は、関節鏡30の視野を変化させる。他の実施形態において、入力レンズ54と、第1ミラー56とは、一連の所定位置の間で移動させることができ、あるいは、関節鏡30の範囲内におけるあらゆる位置に移動させることができるようになることができる。第1ミラー56は、好ましくは、第1ミラーフレーム86上に設けることができる。制御装置により、第1ミラー56の位置が調整される。対象物入力アセンブリ50の中間の視野において、第1ミラー56の反射面は、チューブ31の長手方向に対して水平であり、入力レンズ54は、レンズ54の光軸（光学軸）がミラー56の面に対して45°上方に位置するように位置決めされる。図示の実施形態において、この中間の視野の中心（センター）は、従って、水平に対して、つまりチューブ31の長手軸に対して、45°上方の位置にある（図6）。

10

20

【0020】

入力レンズ54と、第1ミラー56と、第2ミラー58とを通して得られる対象物の光線は、好ましくは、リレーレンズアセンブリ60を通して、関節鏡30の外側制御部35に中継される。光線は、画像の質を保持すると共に収差が最小になるように、中継されることができが好ましい。第2ミラー58は、捕捉した対象物の光線をリレーレンズアセンブリー60に反射するように所定位置に固定される。第2ミラー58は、好ましくは、対象物の反射光をリレーレンズアセンブリ60の光軸に平行に方向付けるように整列せしめられる。このリレーレンズアセンブリ60の光軸は、好ましくは、ハウジングチューブ31の長手軸に対して平行である。リレーレンズアセンブリ60は、好ましくは、第2ミラー58から反射された軸光線と同軸である。他の変形形態において、このリレーレンズアセンブリ60は、単一のレンズ、若しくは一連のレンズであり、その1つの変形例は、一般に、フィールド・アンド・リレー・レンズ・システムとして言及される。付加的な実施形態において、リレーレンズアセンブリ60は、グレーデッドインデックスレンズ（g r a d e d index lens）や、種々の屈折率を有するその他のレンズができる。他の変形形態において、リレーレンズアセンブリ60は、光ファイバ可干渉性バンドル（optical fiber coherent bundle）によって置換することができる。リレーレンズアセンブリ60は、ハウジングチューブ31の入力端部32内に収納されているものとして示されているが、このリレーレンズアセンブリ60は、典型的には、さらに、制御端部33の方向に延在する。もし、リレーレンズアセンブリ60が、光ファイバの可干渉性バンドル（束）や、グレーデッドインデックスレンズシステム、によって置き換えられた場合、各々は、典型的には、実質的に、ハウジングチューブ31の長手方向に延在するであろう。このリレーレンズアセンブリ60は、たとえば、安定性の実現のためにステンレススチール製の外スリーブを備えた周知の構造のものであってもよい。或は、このリレーレンズアセンブリ60は、リレー光ガイド120内に形成した溝内に位置しても良い。このリレーレンズアセンブリ60は、対象物（目的物）の光線をフォーカスレンズアセンブリ55等のリセプタの方向に向ける。

30

40

40

50

【0021】

入力レンズ54と第1ミラー56とを移動させることにより、関節鏡30の観察位置（視認位置、視野位置、視界位置、viewing position）、従って観察鏡によって捕らえられる特定の入力画像（入力イメージ）、を変化させることができる。制御装置は、入力レンズ54と、第1ミラー56とを調整し、それらを合同的に所望のアラインメントに維持する。図6～10を参照して説明すると、好ましくは、ブッシュロッド70

により、入力レンズ 5 4 と第 1 ミラー 5 6 との動作が方向付けられる。入力レンズ 5 4 の位置は、入力レンズ接続ロッド 7 4 を介して入力レンズフレーム 8 0 に係合するこのプッシュロッド 7 0 によって調整される。この入力レンズ接続ロッド 7 4 は、ヨークピン 7 6 により、プッシュロッドヨーク 7 2 において、プッシュロッド 7 0 に接続される。入力レンズ接続ロッド 7 4 は、入力レンズフレームピン 7 8 を通して、入力レンズフレーム 8 0 に接続される。プッシュロッド 7 0 が、ハウジングチューブ 3 1 の長手軸に沿って前後に移動すると、接続ロッド 7 4 によって、入力レンズフレーム 8 0 の位置、従って入力レンズ 5 4 の位置、が変化する。第 1 ミラー 5 6 の位置は、第 1 ミラー接続ロッド 8 2 を通して第 1 ミラーフレーム 8 6 に係合するこのプッシュロッド 8 0 によって調整される。この第 1 ミラー接続ロッド 8 2 は、ヨークピン 7 7 により、プッシュロッドヨーク 7 2 において、プッシュロッド 7 0 に接続される。ヨークピン 7 6 及び 7 7 は、プッシュロッドヨーク 7 2 の反対側に配置されており、同軸である。第 1 ミラー接続ロッド 8 2 は、第 1 ミラーフレームピン 8 4 を通して、第 1 ミラーフレーム 8 6 に接続されている。プッシュロッド 7 0 が前後に移動するとき、第 1 ミラー 5 6 の角度は、第 1 ミラー接続ロッド 8 2 によって調整される。10

【 0 0 2 2 】

この第 1 ミラー接続ロッド 8 2 は、ヨークピン 7 7 のところでプッシュロッドヨーク 7 2 に固定されている。そして、この入力レンズ接続ロッド 7 4 は、ヨークピン 7 6 のところでヨークに接続されている。ヨークピン 7 6 及び 7 7 は、同軸である。従って、2つの接続ロッドは、同期して移動する。好ましくは、軸 9 0 から入力レンズフレームピン 7 8 への距離は、軸 9 0 から第 1 ミラーフレームピン 8 4 への距離の半分である。好ましくは、プッシュロッド 7 0 が横方向（側面方向）に所定距離移動したとき、入力レンズ 5 4 の角（度）変化は、入力レンズの弧（アーク）の半径が第 1 ミラーの弧（アーク）の半径の半分であるため、第 1 ミラー 5 6 の角（度）変化の2倍である。図示の位置、及び図 8 ~ 1 0 における接続ロッド、軸、入力レンズフレームピン及び第 1 ミラーフレームピンの相対的割合（比率）は、好ましくは、相対的角度変化におけるあらゆるエラーを最小化する。20

ミラー及び入力レンズの所望の構造

（構成）を維持する機械的配置が適切であること、たとえば、1つ以上のプッシュロッドが効果的であるかもしれない点、が理解されるべきである。

【 0 0 2 3 】

関節鏡の視野が変化するとき、記録される画像のゆがみ（ねじれ、歪）を最小限にするために、好ましくは、対象物の光線経路の長さは一定である。対象物の軸光線 6 2 は、第 1 ミラー 5 6 の中心に対して、入力レンズ 5 4 の光学的中心を通過する。この距離は固定されている。何故なら、第 1 ミラー 5 6 の中心は、軸 9 0 の中心線上に固定されている。この中心線の回りで、入力レンズ 5 4 が一定の半径をもって回動する。対象物の軸光線 6 2 は、第 1 ミラー 5 6 の中心から第 2 ミラー 5 8 に向けて反射する。この第 2 ミラー 5 8 は、第 1 ミラー 5 6 に対して、固定されている。この軸光線は、次いで、第 2 ミラー 5 8 から、リレーレンズアセンブリ 6 0 の光軸に沿って反射する。このリレーレンズアセンブリ 6 0 は、第 2 ミラーに対して、固定されている。対象物の軸光線 6 2 の各セグメントは、固定された長さを有しているので、関節鏡 3 0 の視野が変化するとき、入力レンズ 5 4 からリレーレンズアセンブリ 6 0 へのこの軸光線 6 2 の長さは一定である。対象物の縁光線 6 4 は、入力レンズ 5 4 を通過して、第 1 ミラー 5 6 に至る。軸光線 6 2 は、入力レンズ 5 2 の光軸と同心であり、従って、すべての対象物の縁光線 6 4 は、軸光線 6 2 の回りで対称である。全ての対象物光線が反射される限りにおいて、あるいは、全ての対象物光線が軸光線 6 2 に垂直なすべての平面、たとえばリレーレンズシステム 6 0 の第 1 レンズ等、に対しても対称に屈折する限りにおいて、対象物光線の長さは一定である。本願発明の幾つかの実施形態において、この特徴により、視野は、ゆがみ（ねじれ、歪）や画像の質に変化を生じることなく、変化させることができる。40

【 0 0 2 4 】

図 1 1 及び 1 2 を参照して説明すると、1変形形態において、第 2 ミラー 5 8 に代わる、50

固定プリズム 5 9 により、第 1 ミラー 5 6 からリレーレンズアセンブリ 6 0 に向けて、反射される画像光線を方向付けることが可能である。プリズム 5 9 は、対象物光線を受け取り、該光線を内部で所望の方向に反射する。プリズム 5 9 の入力面及び出力面は、対象物の軸光線 6 2 に対して垂直であり、また、対象物の縁光線 6 4 は、この点において殆ど平行であるので、プリズム 5 9 は、第 2 ミラー 5 8 に類似する相対的な光線長さを保持する。第 2 ミラー 5 8 をプリズム 5 9 で置換することにより、入力レンズシステムの焦点距離が減ずる。これにより、画像の質が改善される。また、図 1 1 及び 1 2 に示すように、入力レンズ 5 4 は、2 つの球状レンズからなる二重レンズ(系)であることができる。この二重レンズ(系)は、大変小さいサイズの単一の円錐発散レンズよりも容易に構成することができる。

10

【 0 0 2 5 】

図 2 に示す発光アセンブリ 4 2 は、関節鏡 3 0 内に延在する光リレーアセンブリ 4 3 に光を伝達する外部光ファイバ光ガイドを備えた光源 4 1 を含む。あらゆる周知の外部光源及び光ガイドを用いることが可能である。典型的には、外部光源 4 1 は、ハウジングチューブ 3 1 の軸に対して斜めに(斜角で)接続される。この発光アセンブリ 4 2 は、外部源 4 1 から光リレーアセンブリ 4 3 の入力端上に光を集めためのコンデンサレンズを含むことが可能である。この光リレーアセンブリ 4 3 は、ハウジングチューブ 3 1 の長手軸沿いに光を方向付け、その光をハウジングチューブ 3 1 の端部 3 2 に向けて伝達する。この光リレーアセンブリ 4 3 は、1 つ、若しくはそれ以上の光ファイバ束(光ファイババンドル)を含むことができる。幾つかの実施形態において、この光リレーアセンブリ 4 3 は、関節鏡 3 0 の入力端部に延在する光ファイバ束である。他の実施形態において、この光リレーアセンブリ 4 3 は、光ファイバ束以外の構造

20

(構成)を含むことができる。図 1 3 及び 1 4 を参照すると、同一の実施形態において、光リレーアセンブリ 4 3 は、ロッドを備えた光リレーアセンブリ 1 0 0 である。このリレーアセンブリ 1 0 0 は、入力ロッド 1 1 0 と、リレーロッド 1 2 0 とを含む。このロッドを備えた光リレーアセンブリ 1 0 0 の幾つかの実施形態の中での1つの利点は、断面がただ1つのロッドにより画定され、そして、光ファイバ束におけるファイバのコア間において光のロス(損失)がない、点である。ロッド 1 1 0 及び 1 2 0 は、好ましくは、入力光ガイドロッド 1 1 0 が外部光源 4 1 の光ファイバ光ガイドから光を受けとてそれをリレーロッド 1 2 0 に伝えるように、互いに接続される。このリレーロッド 1 2 0 は、視界領域を照明するために、光を、入力ロッド 1 1 0 から、関節鏡 3 0 の末端 3 2 に伝える。この光リレーアセンブリ 1 0 0 は、好ましくは、最大量の光を光源から視界領域に伝えるように構成(設計)される。この光リレーアセンブリ 1 0 0 は、好ましくは、光リレーアセンブリの光軸に対して斜めになった(傾斜した、ゆがんだ、歪曲した、曲がった、非対称の、skewed)光を収容するように構成される。この光は、典型的には、光軸に対して、40°以上、斜めにされることがある。外部光源 4 1 の外部光ガイドの光ファイバの各々は、ファイバの開口数の2倍に等しい光錐を発する。各円錐(各コーン)のエッジにおいて、最大傾斜光(光線)が存する。そして、各円錐の中心において、中央光が存する。最大傾斜光(光線)において、無数の光線が、中央光から散開する(広がる)。好ましくは、各光線は、視界領域に伝えられる。図 1 4 は、光リレーアセンブリ 1 1 0 を通して伝えられる中央光 1 3 0 と傾斜光 1 3 2 との両方の経路を示している。

30

【 0 0 2 6 】

入力ロッド 1 1 0 とリレーロッド 1 2 0 とは、光ガイドとして適切に機能する、アクリルやポリカーボネート等のプラスチックや他の透明な材料から形成される。ハウジングチューブ 3 1 に対して外部光源 4 1 を方向付けるために、また、チューブ 3 1 の軸に沿って光を方向付け直すために、このリレーロッド 1 2 0 は、好ましくは、それが入力ロッド 1 1 0 に対して所定の角度で、たとえば垂直に、延在するように位置決めされる。外部源 4 1 からの光は、入力ロッド 1 1 0 内に入り、入力ロッド 1 1 0 がリレーロッド 1 2 0 に接続するところで曲がる。そして、その光は、入力ウインドウ 5 2 を通して視野領域に至るように、リレーロッド 1 2 0 の反対側の端部から外に出る。入力ロッド 1 1 0 と、リレーロ

40

50

ッド120とは、全体的に、各々の入力端部と出力端部とを除いて、反射面を有する。この反射面により、光リレーアセンブリ100は、その長さを通して光を集めると共に該光を伝達するべく全体的な内反射（内部反射）の開口数の制限に影響されない。この結果、スポットサイズ（点寸法）の不適当な組み合わせや、光ファイバコアの位置や、開口数の不適当な組み合わせによっては、集光の損失や、光ファイバでしばしば生じる伝導効率の損失を生じない。好ましくは、入力ロッド110に入る各光線は、入力ロッド110とリレーロッド120との接続部におけると共に視野領域に対するリレーロッド120を通して、リレーロッド120内に反射される。

【0027】

入力ロッド110は、その入力面と出力面とを除いて、その面で反射される。好ましくは、その入力ロッド110の直径は、外部光ガイドの全体的な直径と等しいか、或は、この直径よりも僅かに大きい。好ましくは、このリレーロッド120の直径は、入力ロッド110の直径よりも大きい。ロッド110, 120が互いに90°。若しくはこれ以外の角度で位置決めされる場合、ロッド110, 120の直径における、より大きい相違により、光の曲げ（方向転換）の効率が改善されるであろう。リレーロッド120の直径は、チューブ31内の空間（スペース）によって決められる。湾曲部121は、好ましくは、最大傾斜光線がリレーロッド120の長さに亘って反射することを保証すると共に、該光線が入力ロッド110を通って反射され返されないように寸法構成される。この最大傾斜光線の角度は、外部源（外部ソース）41から発せられる光に左右される（影響される）。リレーロッド120の入力端部は、入力ロッド110から入る光が反射する面121、つまりリレーロッド120が入力ロッド110に接続する面の反対側の面121、において湾曲している。好ましくは、この湾曲部121の半径は、実質的に、リレーロッド120の直径と等しいか、若しくは該直径よりも大きい。好ましくは、図13を参照すると、湾曲部121の中心124は、入力ロッド110の左エッジの左側に位置する。

【0028】

リレーロッド120は、好ましくは、ハウジングチューブ31の長手軸に沿って延在し、関節鏡30の入力ウインドウ52の近傍に端部を有する。このリレーロッド120は、それが入力ロッド110から面112で光を受け取るところ以外の面であって、それが面123において光を解放するところ以外の面で反射される。入力ウインドウ52の近傍のリレーロッド120の出力端部は、上湾曲部123と、下湾曲部122とを有する。下湾曲部122は、所望の方向に、つまり入力ウインドウ52の外側に、光を反射させるようになっている。上湾曲部123は、透明であり、これにより、ロッド120の端部のウインドウ52を通して透過光を逃がすことができる。そして、これにより、視界領域が照明される。好ましくは、下部湾曲部122は反射され、上湾曲部123は視界領域に対して可能な限り多くの光を提供するために透明であり、そして、下部湾曲部122と上湾曲部123とにより、照明が必要ではない非作業領域内への光の拡散が減じられる。下湾曲面122の中心位置と、下湾曲面122の長さとにより、視界領域が照らされるであろう角度が決定されると共に、作業領域に向けられる光量が決定される。下反射湾曲面122の半径は、好ましくは、リレーロッド120の直径と等しいか、若しくは、該直径よりも大きい。図13を参照すると、下湾曲部122の中心（センター）125は、リレーロッド端部の上部上の反射面の端部の左側に位置する。好ましくは、各光線は、面122によって、視野領域の方向前方に向けて反射されると共に、リレーロッド120を通して戻されないようにされる。また、上湾曲面123の割合によって、光量と、リレーロッド120を去る光線の方向とが決定される。上湾曲面123は、好ましくは、下湾曲面122から反射する光線が、上湾曲面123の臨界角よりも小さい角度をもって上湾曲面123に当たるようにすると共に、内部反射によりロッド120内に戻らないようにエスケープロッド120に当たるように構成される。好ましくは、上湾曲面123により、視野領域に亘って光が均一に拡散（散乱、乱反射）せしめられる。上面および下面122, 123の正確な割合は、関節鏡30の視野領域に対する所望の照明割合（照明比率、照明の程度）によって左右されるであろう。

10

20

30

40

50

【0029】

図15A～18Dは、対象物入力センブリの制御装置を動作させると共に関節鏡30の視野を調整するべくプッシュロッド（押し棒）を操作するための機構（メカニズム）を示している。関節鏡30の制御端部35において、プッシュロッド70は、摺動部148内に延在すると共に、該摺動部148に係合している。この摺動部は、軸方向リレーレンズ開口158を有するメインボディー157を有する。このリレーレンズ開口158は、また、摺動部148の拡張端部159を通して延在する。ソケット161により、プッシュロッド70は、摺動部148に対して整列せしめられると共に、該ソケット161により、プッシュロッド70は、摺動部148に対して取り付けられる。図示の実施形態において、制御ロッドソケット161は、リレーレンズ用の軸開口158の直下に位置している。

10

【0030】

カム／軸部材162のカム部165は、摺動部148の中央横断開口163内に位置決めされる。開口163は、断面において完全な円形ではなく、それは、僅かに拡大若しくは拡張されている。このカム／軸部材162は、円形断面を有する制御ノブシャフト取り付け拡張部164を含む。円形軸外カムセグメント165は、リレーレンズセンブリスロット166と、制御ノブシャフト取り付け縮小部167とを含む。図17A～17Cに示す2つの制御ノブ149，150は、カム／軸部材162の外端部164，167上に設けられる。この制御ノブ149，150は、カム／軸部材162の制御ノブシャフト取り付け拡張部164上にフィット（適合）する右側制御ノブ149を含む。第2制御ノブ、つまり左側制御ノブ150は、カム／軸部材162の制御ノブシャフト取り付け縮小部167上にフィットする。カム／軸部材162に取り付けられる制御ノブ149，150の回転により、カム／軸部材162の軸外カム165は、摺動部148の中央横断開口163に係合せしめられる。これにより、カム／軸部材162の回転運動に応答して、図18C及び18Dの破線領域168で示しているように、摺動部148は、横方向に移動せしめられる。

20

【0031】

他の実施形態において、摺動部148は、また、電気によって駆動されることができる。摺動部148は、ステップモータによって駆動されることがある。ステップモータは、カム／軸部材162を駆動することができる。あるいは、カム／軸部材162は、たとえば、ジャックスクリュー係合摺動部148で置換されることがある。このステップモータやジャックスクリューは、好ましくは、関節鏡30の内部に位置し、摺動部148の移動（動作）に対して平行に取り付けられる。摺動部148は、また、関節鏡30の内部に取りつけられた圧電性のポジショナーで駆動されることがある。この関節鏡30は、たとえば、電気ボタンによって、或はコンピュータ上でソフトウェアを稼動させることにより、電気的に駆動されるようにすることが可能である。

30

【0032】

関節鏡30の動作は、ここで考慮されることがある。先ず初めに、外部源41からの光は、好ましくはロッドを備えた光リレーアセンブリ100である光リレーアセンブリ43の端部上に集光せしめられる。光は、光リレーアセンブリ43を通過し、関節鏡30の入力端部32を越えたところの外科作業領域を照明する。関節鏡30において、光リレーアセンブリ43を通過する光は、少なくとも部分的に、第2ミラー58から第1ミラー56の反射面上で反射されることがある。次いで、その光は、入力レンズ54を通って、照明されるべき視界領域内に達する。視野領域から反射した光は、第1ミラー56上に当たる対象物光線として、入力ウインドウ52と入力レンズ54とを通過する。この対象物光線は、第1ミラー56から第2ミラー58若しくはプリズム59に当たるように方向付けられる。この対象物光線は、第2ミラー58若しくはプリズム59から、リレーレンズセンブリ60の入力端部の方向に向けられる。このリレーレンズセンブリ60により、関節鏡30を用いる外科医や他の人によって観察される能够のように、画像（イメージ）が、フォーカスレンズセンブリ55を通してCCDアタッチメント36に供給される。

40

50

【0033】

もし、関節鏡30を用いる人が、このCCDアタッチメント36を通して得られる画像に満足しない場合には、制御ノブ149, 150を用いて、外科領域の異なった部分（箇所）の画像を得ることができる。このようにして、このインストゥルメント30を用いる外科医や他の人々に提供される画像は、当該インストゥルメントの位置を変化させることなく、実質的な範囲で変化させることができるものである。事実上、このインストゥルメント（器具、装置）30の全体的な視界領域（視界の範囲）は、該インストゥルメントの軸を変化させる必要なく、ハウジングチューブの長手軸の下方約15°から、該ハウジングチューブの該長手軸の上方約105°まで可能である。

【0034】

このインストゥルメント30の幾つかのパーツは、インストゥルメント30の全体的な動作に対して認知できるほどの影響なくして、図示したこれらのものから変形することが可能である。たとえば、プッシュロッド70は、入力レンズと第1ミラーとを操作するための操作機構をなすように変形することが可能である。しかし、入力レンズと第1ミラーとを上記の関係で移動させるあらゆる機構を用いることが可能である。カムノードと摺動制御機構も、また、変更することができる。ハウジングチューブ31の外端部の傾斜角（斜角）は、所望する場合には、変更することが可能である。すなわち、これは、対象物の光線に干渉することなく入力ウインドウに対して最大限の保護を与えるように、入力ウインドウの輪郭形状に類似させると共に入力ウインドウを越えて延在する湾曲形状が好ましい。しかし、この湾曲形状は、インストゥルメント30の主たる使用に基づくものである。ディスプレイ用のCCDユニットの使用は、必須ではないことが認識されるであろう。ディスプレイ用に使用されるソフトウェアは、認知できる程度に変形することが可能である。

【0035】

ここで用いている用語は、参照を目的として使用しており、限定を目的として使用してはいない。本発明は、好ましい実施形態を参考して示し且つ記載したが、本願発明の装置において、本発明の精神とスコープを逸脱することなく種々の変形（修正）を行い得ることは、この技術に精通した者にとって明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【図1】本願発明の実施形態に係る、視野（視界）を変化させることが可能な関節鏡の平面図である。

【図2】視野を変化させることができる図1の関節鏡の断面立面図である。

【図3】本願発明の実施形態に係り上方側視野を最大にするために調整された対象物入力アセンブリの部分を示す、図1の関節鏡の対象物入力端部の断面立面図である。

【図4】下方側視野を最大にするために調整された対象物入力アセンブリの部分を示す、図1の関節鏡の対象物入力端部の断面立面図である。

【図5】上方側視野と下方側視野とを最大にするために調整された関節鏡用の対象物入力アセンブリの部分を重ね合わせた状態で示す、図1の関節鏡の対象物入力端部の断面立面図である。

【図6】中間の視野に対して調整された図1の関節鏡の対象物入力端部の断面立面図であって、本願発明の実施形態に係る入力レンズ制御装置を示す図である。

【図7】中間の視野に対して調整された図1の関節鏡の対象物入力端部の断面立面図であって、本願発明の実施形態に係る第1ミラー制御装置を示す図である。

【図8】中間の視野に対して調整された図1の関節鏡の対象物入力端部の断面立面図であって、本願発明の実施形態に係る入力レンズ制御装置と第1ミラー制御装置とを示す図である。

【図9】上方側視野を最大にするために調整された図1の関節鏡の対象物入力端部の断面立面図であって、本願発明の実施形態に係る入力レンズ制御装置と第1ミラー制御装置とを示す図である。

【図10】下方側視野を最大にするために調整された図1の関節鏡の対象物入力端部の断面立面図であって、本願発明の実施形態に係る入力レンズ制御装置と第1ミラー制御装置

10

20

30

40

50

とを示す図である。

【図11】中間の視野に対して調整された図1の関節鏡の本願発明の他の実施形態に係る対象物入力端部の断面立面図である。

【図12】中間の視野に対して調整された図1の関節鏡の対象物入力端部の断面立面図であって、本願発明の実施形態に係る対象物入力アセンブリ及び関連する制御装置の部分とを示す図である。

【図13】本願発明の実施形態に係る関節鏡用の照明システムの断面立面図である。 10

【図14】図13の照明システムの断面立面図であって、光線がシステムを通して伝達される状態を示す図である。

【図15A】本願発明の実施形態に係る関節鏡制御装置のスライド部の立面図である。

【図15B】図15Aのスライド部の平面図である。

【図15C】図15Aのスライド部の端面図である。

【図16A】本願発明の実施形態に係る関節鏡制御装置のカム/軸部材の平面図である。

【図16B】図16Aのカム/軸部材の端面図である。

【図16C】図16Aのカム/軸部材の立面図である。

【図17A】本願発明の実施形態に係る関節鏡制御装置の2つの制御ノブの平面図である

。

【図17B】図17Aの制御ノブの端面図である。

【図17C】図17Aの制御ノブの17C-17C線断面図である。

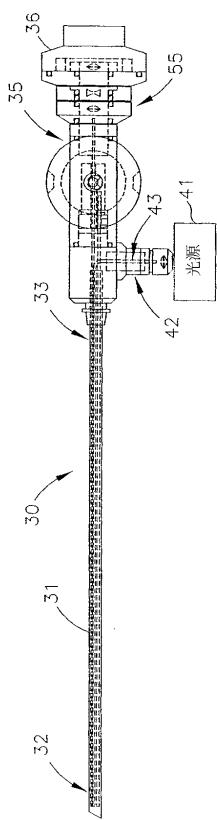
【図18A】本願発明の実施形態に係る中央移動位置におけるスライド部とカム/軸との関係を示す平面図である。 20

【図18B】本願発明の実施形態に係る中央移動位置におけるスライド部とカム/軸との関係を示す、図18Aの18B-D線断面図である。

【図18C】本願発明の実施形態に係る最後方移動位置におけるスライド部とカム/軸との関係を示す、図18Aの18B-D線断面図である。

【図18D】本願発明の実施形態に係る最前方移動位置におけるスライド部とカム/軸との関係を示す、図18Aの18B-D線断面図である。

【図2】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
7 March 2002 (07.03.2002)(10) International Publication Number
PCT WO 02/17773 A2(51) International Patent Classification⁷: A61B 1/00 (74) Agents: LARI, Ayla, A., et al.; Hale and Dorr LLP, 60 State Street, Boston, MA 02109 (US).

(21) International Application Number: PCT/US01/26530

(81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU,

(22) International Filing Date: 24 August 2001 (24.08.2001)

AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU,

(25) Filing Language: English

CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,

(26) Publication Language: English

HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK,

(30) Priority Data: 09/650,621 30 August 2000 (30.08.2000) US

LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,

(71) Applicant (for all designated States except US): DURELL & GITELLIS, INC. [US/US], 52 Candlewood Drive, N. Barrington, IL 60010 (US).

MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SL, SK, SL,

(72) Inventor; and

TI, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(75) Inventor/Applicant (for US only): DURELL, William, E. [US/US], 52 Candlewood Drive, N. Barrington, IL 60010 (US).

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM,

KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AL, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE,

(IT, LU, MC, NL, PT, SI, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF,

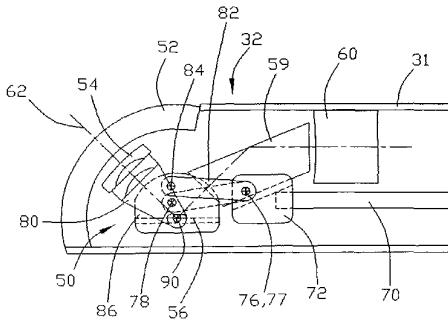
CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD,

TG).

Published: — without international search report and to be republished upon receipt of that report

(Continued on next page)

(54) Title: VARIABLE VIEW ARTHROSCOPE



WO 02/17773 A2

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

VARIABLE VIEW ARTHROSCOPEField of the Invention

The invention relates generally to arthroscopes, endoscopes and similar optical instruments and more specifically to variable view arthroscopes.

Background of the Invention

Arthroscopes and similar optical instruments, such as endoscopes, are used in medical applications, such as surgery and examination, as well as in non-medical applications that similarly involve visual inspection of a confined or inaccessible space that constitutes the working area. Although the present invention is described here with reference to an arthroscope or similar instrument employed for surgery, the invention may be useful for other applications and is intended to embrace all suitable variations.

Over the last fifteen or more years, minimally invasive surgery has become a mainstream surgical technique. Within the orthopedic field, in particular, arthroscopy and similar techniques that employ devices such as arthroscopes have become the most common surgical procedures. Minimally invasive surgery is less painful for the patient and, in most instances, can be performed more quickly and safely than surgery that requires greater invasion of the patient's body; other benefits of minimally invasive surgery include that administration of anesthesia is simpler for minimally invasive surgery, that patients heal more quickly, that hospital stays may be reduced in length or even eliminated, and that the procedures are more cost effective.

The value of using minimally invasive surgical techniques may be limited by the capabilities of the arthroscopes, endoscopes and other principal optical instruments employed. In particular, the rather limited field of view afforded by even the best available instruments that satisfy the dimensional and other requirement of surgical applications has

WO 02/17773

PCT/US01/26530

limited the useful scope of minimally invasive surgical techniques. Typically, the larger the field of view, the greater the usefulness of the instrument for most applications.

Several methods for widening the field of view offered by arthroscopic/endoscopic instruments have been proposed, but they have not been especially successful. Generally, such proposals have required packing a plurality of movable lenses or prisms into the input end of the instrument; the resulting problems of precision of construction, precision of relative movements, space requirements, optical distortions, and elimination of undesired ambient light have been substantial.

Illuminating the viewing area to obtain a usable image is another requirement of arthroscopes and similar instruments. Without adequate light, the resultant image does not contain sufficient information to be maximally useful. Light is typically provided to the object input end of the arthroscope from an external source through a light guide. The light from the external source is transferred to an internal light guide in the arthroscope at one end of the arthroscope and transmitted to the distal end of the arthroscope via the internal light guide, where the light generally diffuses to light the viewing area around the distal end of the arthroscope. The external source typically includes a light connected to a fiber optic bundle; the external fiber optic bundle is mechanically coupled to the internal light guide, which is typically also a fiber optic bundle. Typically, the external source and the internal optical fiber light guide are standard parts that are commercially available. The coupling efficiency, that is, the amount of light that actually passes from the light source to the viewing area, is relatively poor.

The poor coupling efficiency results in part from the difficulty in controlling the light emitted from the external source fiber optic bundle and focusing that light into the internal light guide and in part from the physical structure of a bundle of optical fibers. Matching the

WO 02/17773

PCT/US01/26530

numerical aperture and spot size of the external source in the receiving internal light guide is very important for coupling efficiency. The numerical aperture of an optical fiber is a mathematical representation (the sine of the half angle of the full cone of light that can be accepted by the optical fiber and completely transmitted without any loss) of the angle at which light may strike the surface of an optical fiber that is perpendicular to the optical axis of the fiber and still travel down the fiber. Light that strikes that surface at too great an angle as measured from the optical axis of the fiber, i.e. exceeds the numerical aperture of the fiber, will be lost. The spot size of a light beam is defined by the circular area within which a large percentage of the light is contained at a particular distance from the source of the light beam. The most efficient light transfer occurs when the transmitted light falls within the numerical aperture of the receiving fibers and the spot size of the transmitted light is smaller than the core of the receiving fiber. A focusing lens or focusing system may be used to aid in directing the light from the source appropriately. Typically, if the spot size of the external light source is reduced by a focusing lens, then the cone angle of the converging light from the focusing lens may exceed the numerical aperture of the receiving fiber, and the light that exceeds the numerical aperture of the receiving fiber will be lost. Conversely, if the cone angle of the converging light is less than the numerical aperture of the receiving fiber, then the spot size of the converging light may be larger than the core size of the receiving fiber, and the light that exceeds the core size of the receiving fiber will be lost. Matching the numerical aperture and spot size of the source fiber to those of a receiving fiber, such as between the external light source and the internal light guide, can be especially difficult when the source is a bundle of fibers. Also, when attempting to focus light from a bundle of fibers into a second bundle of fibers, the coupling efficiency is greatly reduced because a single focusing system is attempting to focus a group of spots simultaneously. Since only one ray is actually on the focusing system optical centerline, all other rays from the source fibers, as they spread out

WO 02/17773

PCT/US01/26530

from the center of each fiber, are decentered and unsymmetrical in the focusing lens. They therefore cannot match both the spot size and numerical aperture of the receiving fibers. The greatest coupling efficiency is achieved through a compromise between the spot size and the cone angle of the converging light, i.e., when the converging light most nearly matches the core size and numerical aperture of the receiving fiber and when the optical centerlines of the emitting fiber, the focusing system, and the receiving fiber are coaxial.

An additional problem that leads to poor light transmission to the viewing area results from the construction of bundles of fibers. A single optical fiber consists of a core (the light carrying portion) and the cladding (the covering of the core that causes the light to stay contained within the core). Only the cores of the bundled fibers carry light; therefore, light is lost due to the spaces between the cores. When a group of fibers having circular cross-sections is bundled into a cylindrical configuration, only about 78% of the cross-sectional area of the cylindrical configuration is taken up by fibers. Also, the core of each of the bundled fibers is smaller than the cladding. Consequently, the actual light-carrying area is significantly smaller than the circular cross-section of the bundle. Improved light transmission to the distal end of the arthroscope will improve the illumination of the viewing area and increase the information contained in captured images.

There is a need for an arthroscope that affords a wide effective field of view and that does not require movement of the arthroscope to vary its scope of view. One such arthroscope is disclosed in copending U.S. App. Ser. No. 09/243,845, entitled "Variable View Arthroscope," which has a common inventor with the present application. Another such arthroscope is disclosed in copending U.S. App. Ser. No. 09/452,340, entitled "Variable View Arthroscope," which also has a common inventor with the present application. The referenced applications are incorporated herein by this reference. There is also a need for an

WO 02/17773

PCT/US01/26530

improved light relay system for illuminating the viewing area through an arthroscope. In this specification and in the appended claims the term "arthroscope" means and should be interpreted to include an endoscope or any other similar optical instrument, whether used for surgery or otherwise.

Summary of the Invention

A variable view arthroscope in accordance with the present invention includes a variable object input assembly in an elongated housing tube, a control to vary the view of the object input assembly, and a lighting assembly to illuminate the viewing area. An input window, located in the input end of the housing tube, allows a view of the working area. The input window is preferably spherical. The object input assembly includes an input lens, a first mirror, and a second mirror. The input lens is movable and the first mirror is rotatable. The input lens and the first mirror move around the same axle. The second mirror is fixed. The reflected light from the viewing area forms a working image and the light image or object rays pass from the viewing area through the input window and the input lens, reflect from the first mirror to the second mirror, and reflect from the second mirror into a relay lens system. In some embodiments, the second mirror may be replaced by a prism.

The control varies the position of the input lens and first mirror to any position, or to a series of fixed positions, between a first limit position and a second limit position. As object rays pass through the input lens to the first mirror, to the second mirror or prism, and into the relay lens system, the length of the axial ray remains the same when the angle of view of the arthroscope changes. Also, the lengths of the rim rays may be equal to each other and may also remain the same when the angle of view of the arthroscope changes.

In another aspect of the invention, the lighting assembly preferably includes a relay light guide formed from one or more rods of transparent material with mirrored surfaces. The

WO 02/17773

PCT/US01/26530

relay light guide preferably captures each light ray from an external source and transmits the ray to the viewing area.

Brief Description of the Drawings:

For a fuller understanding of the present invention, reference should be made to the following detailed description taken in connection with the accompanying drawings, not drawn to scale, in which the same reference numerals indicate the same or similar parts, wherein:

Figure 1 is a plan view of a variable view arthroscope in accordance with an embodiment of the present invention;

Figure 2 is a sectional elevation view of the variable view arthroscope of Fig. 1;

Figure 3 is a sectional elevation view of the object input end of the arthroscope of Fig. 1, showing portions of an object input assembly in accordance with an embodiment of the present invention, adjusted for a maximum upward view;

Figure 4 is a sectional elevation view of the object input end of the arthroscope of Fig. 1, showing portions of an object input assembly, adjusted for a maximum downward view;

Figure 5 is a sectional elevation view of the object input end of the arthroscope of Fig. 1, showing superimposed the portions of an object input assembly for the arthroscope adjusted for both a maximum upward view and a maximum downward view;

Figure 6 is a sectional elevation view of the object input end of the arthroscope of Fig. 1, adjusted for an intermediate view, further showing an input lens control in accordance with an embodiment of the present invention.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

Figure 7 is a sectional elevation view of the object input end of the arthroscope of Fig. 1, adjusted for an intermediate view, further showing a first mirror control, in accordance with an embodiment of the present invention;

Figure 8 is a sectional elevation view of the object input end of the arthroscope of Fig. 1, adjusted for an intermediate view, showing both an input lens control and a first mirror control, in accordance with an embodiment of the present invention;

Figure 9 is a sectional elevation view of the object input end of the arthroscope of Fig. 1, adjusted for a maximum upward view, showing both an input lens control and a first mirror control, in accordance with an embodiment of the present invention;

Figure 10 is a sectional elevation view of the object input end of the arthroscope of Fig. 1, adjusted for a maximum downward view, showing both an input lens control and a first mirror control, in accordance with an embodiment of the present invention;

Figure 11 is a sectional elevation view of the object input end of the arthroscope of Fig. 1, showing portions of an object input assembly, in accordance with another embodiment of the present invention, adjusted for an intermediate view;

Figure 12 is a sectional elevation view of the object input end of the arthroscope of Fig. 1, showing the portions of an object input assembly and related controls, in accordance with an embodiment of the present invention, adjusted for an intermediate view.

Figure 13 is a sectional elevation view of a lighting system for an arthroscope in accordance with an embodiment of the present invention.

Figure 14 is a sectional elevation view of the lighting system of Fig. 13, further showing the transmission of light rays through the system.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

Figure 15A is an elevation view of a slide portion of an arthroscope control in accordance with an embodiment of the present invention.

Figure 15B is a plan view of the slide of Fig. 15A.

Figure 15C is an end view of the slide of Fig. 15A.

Figure 16A is a plan view of a cam/axle member of an arthroscope control in accordance with an embodiment of the present invention.

Figure 16B is an end view of the cam/axle member of Figure 16A.

Figure 16C is an elevation view of the cam/axle member of Figure 16A.

Figure 17A is a plan view of two control knobs of an arthroscope control in accordance with an embodiment of the present invention.

Figure 17B is an end view of the control knobs of Figure 17A.

Figure 17C is a sectional view, along line 17c-17c in Fig. 17A, of the control knobs.

Figure 18A is a plan view of the slide and cam/axle relationship in the center travel position in accordance with an embodiment of the present invention.

Figure 18B is a sectional view along line 18B-D in Figure 18A showing the slide and cam/axle relationship in the center travel position in accordance with an embodiment of the present invention.

Figure 18C is a sectional view along line 18B-D in Figure 18 A showing the slide and cam/axle relationship in the full aft travel position in accordance with an embodiment of the present invention.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

Figure 18D is a sectional view along line 18B-D in Figure 18A showing the slide and cam/axle relationship in the full forward travel position in accordance with an embodiment of the present invention.

Description of the Preferred Embodiments

A variable view arthroscope in accordance with an embodiment of the present invention is shown in Figs. 1 and 2. Although shown and described herein as an arthroscope providing up-down view variability, a similar configuration could be oriented so as to provide side-to-side view variability or view variability along any other axis. A variable view arthroscope, generally indicated at 30, includes an elongated housing tube 31, with an object input end 32 and a control end 33, that extends along a central, longitudinal axis. Arthroscope 30 includes an outer control portion 35. Housing tube 31, and more specifically its control end 33, may extend into the outer control portion 35 of arthroscope 30. Generally, an image object is captured at the object input end 32 of housing tube 31, relayed to the control end 33, and recorded and displayed from the outer control portion 35 of arthroscope 30. As discussed herein, the image object is formed of object rays and the object rays include an axial ray at the optical center of the object image, and rim rays at the outer edges or rims of the object image.

The control portion 35 ends with a CCD attachment 36. The CCD attachment 36 is connected by appropriate means to an image screen (not shown) to be viewed by a person using arthroscope 30. CCD attachment 36 may be of conventional construction and is not shown in detail. The outer control portion 35 may also include a control, such as a slide, for adjusting the view of the arthroscope 30, and a focusing lens assembly 55 for adjusting the focus of the arthroscope 30. The focusing lens assembly 55 may include a focusing lens, a zoom lens, and their controls. The focusing lens assembly directs the object received from the

WO 02/17773

PCT/US01/26530

input end 32 into the CCD attachment 36. At the outer control portion 35, the arthroscope includes a portion of a lighting assembly 42, formed from a light source 41 that is connected to a light relay assembly 43. The lighting assembly 42 illuminates a viewing area beyond the object input end 32 of the housing tube 31. The viewing area is preferably an area in front of the object input end 32 of the arthroscope, from about 15 degrees below the longitudinal axis of the arthroscope tube 31 to about 105 degrees above the longitudinal axis of the arthroscope tube 31.

Referring now to Figs. 3-5, the object input end 32 includes an object input assembly 50. In preferred embodiments, the object input assembly 50 includes an input window 52, an input lens 54, a first mirror 56 and a second mirror 58. In obtaining an image of the object, the object rays pass from the viewing area into the input window 52 and through the input lens 54, and are reflected from the first mirror 56 to the second mirror 58.

The input end 32 of housing tube 31 is preferably beveled and closed by input window 52. The input window 52 is preferably a concentric spherical meniscus lens and formed so that the curvatures of the outer and inner surfaces are concentric to each other around a common centerpoint. Preferably, the centerpoint is on the centerline of the axle 90, which is on the front reflecting surface of the first mirror 56 (as discussed further below). Also, preferably, the centerpoint is on the optical axis of the input lens 54. If the centerpoint of the input window 52 is positioned on the input lens optical axis, a constant relationship is maintained between the refractive angles of the input object rays as the input lens 54 moves from position to position. As a result, the refraction of the input object rays through the input window 52 is constant with respect to the input lens 54 and distortions are reduced. The dimensions of the input window 52 preferably are selected to maximize the range of view of the arthroscope 30 in cooperation with the other elements of the object input assembly. Input

WO 02/17773

PCT/US01/26530

window 52 may be formed of glass or some other suitable material. The input window 52 is fixed in place, such as by adhesive, and also may be sealed to form a sealed closure for the end of the housing tube 31. Preferably, input end 32 of housing tube 31 is formed so that the edges of the housing tube 31 have a shape similar to the profile shape of the input window 52 and extend beyond the surface of input window 52 to afford the greatest protection to the input window 52 without interfering with the input object rays during operation of the arthroscope 30.

The input lens 54 and the first mirror 56 are movable and together vary the view of the arthroscope 30 and direct the captured image to the second mirror 58. The common axle around which both the input lens 54 and the first mirror 56 move and, with respect to which they are positioned, defines a preferred alignment of the input lens 54 and the first mirror 56. The input lens 54 of the object input assembly 50 is positioned inside the input end 32 of housing tube 31 proximate to the input window 52. In the embodiments illustrated in Figs. 3-10, input lens 54 is a conic negative lens. However, any suitable lens may be used. The input lens 54 is movable and rotates around the axle 90. The input lens 54 rotates between a maximum upward view position (Fig. 3) and a maximum downward view position (Fig. 4), approximately corresponding to and limited by the field of view afforded by the input window 52. The input lens 54 is preferably fixedly mounted on an input lens frame 80. The input lens frame 80 supports the input lens 54 at one end and pivots around the axle 90 at the other end. The input lens frame 80 is moved by a control mechanism. The input lens 54 is mounted on the input lens frame 80 so that the optical centerline or axis of the input lens 54 is directed to the centerline of the axle 90.

The first mirror 56 is accordingly positioned to reflect the object rays received from the input lens 54 to the second mirror 58, which is fixed. The first mirror 56 pivots around

WO 02/17773

PCT/US01/26530

the axle 90, in a motion complementary to that of the input lens 54. The centerline of the axle 90 is coplanar with the front reflecting surface of the first mirror 56. As the input lens 54 moves, the position of the first mirror must change to preserve the desired orientation of the object rays. Due to the geometry of mirrors, the angle change in a ray reflected from a mirror will be double the angle change in the reflecting plane of the mirror, such as when the mirror rotates from a first position to a second position. Consequently, the first mirror 56 rotates around the axle 90 at half the rate of angular change at which the input lens 54 rotates around the axle 90, in a complementary direction. That is, as the input lens rotates around the axle 90 through a first angle of rotation, the first mirror 56 pivots around the axle 90 through a second angle of rotation that is half the first angle of rotation. The first mirror 56 correspondingly rotates between a maximum upward view position (Fig. 3) and a maximum downward view position (Fig. 4). Together with the movement of the input lens 54, the rotation of the first mirror 56 varies the view of the arthroscope 30. In alternative embodiments, the input lens 54 and the first mirror 56 may be moved between a series of pre-defined positions or may be moved to any position within the range of the arthroscope 30. The first mirror 56 is preferably mounted on a first mirror frame 86. A control adjusts the position of the first mirror 56. In the middle view of the object input assembly 50, the reflecting surface of the first mirror 56 is horizontal with respect to the longitudinal orientation of tube 31 and the input lens 54 is positioned so the optical axis of lens 54 is at an angle 45 degrees up from the plane of mirror 56. In the illustrated embodiment, the center of the middle view is therefore 45 degrees up from the horizontal (Fig. 6), i.e., the longitudinal axis of the tube 31.

The object rays obtained through the input lens 54, first mirror 56, and second mirror 58 are preferably relayed to the outer control portion 35 of the arthroscope 30 via the relay lens assembly 60. It is preferred that the rays be relayed so as to preserve the quality of the image and to minimize aberrations. The second mirror 58 is fixed in position to reflect the

WO 02/17773

PCT/US01/26530

captured object rays into the relay lens assembly 60. The second mirror 58 is preferably aligned to orient the reflected object rays parallel to the optical axis of the relay lens assembly 60, which axis is preferably parallel to the longitudinal axis of the housing tube 31. The relay lens assembly 60 is preferably coaxial with the axial ray reflected from the second mirror 58. In various embodiments, the relay lens assembly 60 is a lens or a series of lenses, one alternative of which is commonly referred to as a field and relay lens system. In additional embodiments, the relay lens assembly 60 may be a graded index lens or other lens having a varying refractive index. In alternative embodiments, the relay lens assembly 60 may be replaced by an optical fiber coherent bundle. Although the relay lens assembly 60 is shown as being contained within the input end 32 of the housing tube 31, the relay lens assembly 60 typically extends further towards the control end 33. If the relay lens assembly 60 is replaced with a coherent bundle of optical fibers or is replaced with a graded index lens system, each will typically extend substantially along the length of housing tube 31. The relay lens assembly 60 may be of conventional construction, e.g., having an outer stainless steel sleeve for stability, or the relay lens assembly 60 may rest in a groove cut into relay light guide 120. The relay lens assembly 60 directs the object rays toward a receptor, such as a focusing lens assembly 55.

The movement of the input lens 54 and the first mirror 56 allows the viewing position of the arthroscope 30 and thus the particular input image captured in the arthroscope 30 to be variable. The control that adjusts the input lens 54 and the first mirror 56 adjusts them congruently to maintain the desired alignment. Referring to Figs. 6-10, preferably, a push rod 70 directs the motion of the input lens 54 and the first mirror 56. The position of the input lens 54 is adjusted by the push rod 70 engaging the input lens frame 80 through an input lens connecting rod 74. The input lens connecting rod 74 is connected to the push rod 70 at push rod yoke 72 by yoke pin 76. The input lens connecting rod 74 is connected to the input lens

WO 02/17773

PCT/US01/26530

frame 80 through an input lens frame pin 78. As the push rod 70 moves back and forth along the longitudinal axis of the housing tube 31, the connecting rod 74 shifts the position of the input lens frame 80 and, hence, of the input lens 54. The position of the first mirror 56 is adjusted by the push rod 70 engaging the first mirror frame 86 through a first mirror connecting rod 82. The first mirror connecting rod 82 is connected to the push rod 70 at push rod yoke 72 by yoke pin 77. Yoke pins 76 and 77 are disposed on opposite sides of the push rod yoke 72 and are coaxial. The first mirror connecting rod 82 is connected to the first mirror frame 86 through a first mirror frame pin 84. As the push rod 70 moves back and forth, the first mirror connecting rod 82 adjusts the angle of the first mirror 56.

The first mirror connecting rod 82 is fastened to the push rod yoke 72 at yoke pin 77 and the input lens connecting rod 74 is connected to the yoke at yoke pin 76. Because yoke pins 77 and 76 are coaxial, both connecting rods move synchronously. Preferably, the distance from the axle 90 to the input lens frame pin 78 is one half the distance from the axle 90 to the first mirror frame pin 84. As the push rod 70 moves laterally a certain distance, the angular change of the input lens 54 is preferably twice the angular change of the first mirror 56 since the radius of the input lens arc is one half the radius of the first mirror arc. The illustrated positioning and relative proportions of the connecting rods, axle and input lens frame pin and first mirror frame pin in Figures 8-10 preferably minimize any error in the relative angular changes. It should be understood that any mechanical arrangement that preserves the desired geometries of the mirrors and the input lens is suitable; for example, more than one push rod may be effective.

To minimize distortion in the recorded image, preferably, the object ray path lengths remain constant as the view of the arthroscope varies. The object axial ray 62 passes through the optical center of the input lens 54 to the center of the first mirror 56. This distance is

WO 02/17773

PCT/US01/26530

fixed because the center of the first mirror 56 is fixed on the centerline of the axle 90 around which the input lens 54 rotates with a constant radius. The object axial ray 62 then reflects from the center of the first mirror 56 to the second mirror 58, which is fixed with respect to the first mirror 56. The axial ray then reflects from the second mirror 58 along the optical axis of the relay lens assembly 60, which is fixed with respect to second mirror 58. Because each segment of the object axial ray 62 has a fixed length, the length of the object axial ray 62 from the input lens 54 to the relay lens system 60 remains constant as the view of the arthroscope 30 varies. The object rim rays 64 pass through the input lens 54 to the first mirror 56. Because axial ray 62 is coaxial with the optical axis of input lens 52, all object rim rays 64 are symmetric about axial ray 62. As long as all object rays are reflected or refracted symmetrically to any plane normal to axial ray 62, such as the first lens of the relay lens system 60, the length of the object rays remain constant. In some embodiments of the present invention, this feature may allow the view to change without changes in distortion and image quality.

Referring now to Figs. 11 and 12, in an alternative embodiment, rather than second mirror 58, a fixed prism 59 may orient the image rays reflected from the first mirror 56 into the relay lens assembly 60. The prism 59 receives object rays and internally reflects them in the desired direction. Because the input and output surfaces of prism 59 are normal to the object axial ray 62, and the object rim rays 64 are almost parallel at this point, the prism 59 preserves relative ray lengths similar to second mirror 58. Replacing second mirror 58 with prism 59 reduces the input lens system focal length, thereby improving image quality. Also, as illustrated in Figs. 11 and 12, the input lens 54 may be a doublet consisting of two spherical lenses, which may be easier to construct than a single conic negative lens of very small size.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

The lighting assembly 42, illustrated in Fig. 2, includes a light source 41 with an external optical fiber light guide to transmit light to the light relay assembly 43 that extends into the arthroscope 30. Any conventional external light source and light guide may be used. Typically, the external light source 41 is connected at an angle oblique to the axis of the housing tube 31. The lighting assembly 42 may include a condenser lens to focus light from the external source 41 onto the input end of the light relay assembly 43. The light relay assembly 43 reorients the light along the longitudinal axis of the housing tube 31 and transmits the light to the end 32 of the housing tube 31. The light relay assembly 43 may include one or more optical fiber bundles. In some embodiments, the light relay assembly 43 is an optical fiber bundle that extends to the input end 32 of the arthroscope 30. In alternative embodiments, the light relay assembly 43 may include structures other than optical fiber bundles. Referring to Figs. 13 and 14, in same embodiments, the light relay assembly 43 is a rod-based light relay assembly 100, including an input rod 110 and a relay rod 120. One advantage of some embodiments of rod-based light relay assembly 100 is that the cross-section is defined by only one rod and light is not lost as between the cores of fibers in a fiber optic bundle. The rods 110 and 120 are preferably joined to each other so that the input light guide rod 110 receives the light from the optical fiber light guide of the external light source 41 and transmits it to the relay rod 120. The relay rod 120 transmits the light from the input rod 110 to the distal end 32 of the arthroscope 30 to light the viewing area. The light relay assembly 100 is preferably designed to transmit the maximum amount of light from the light source to the viewing area. The light relay assembly 100 preferably is designed to accommodate light that is skewed with respect to the optical axis of the light relay assembly; the light may typically be skewed by 40 degrees or more from the optical axis. Each of the optical fibers of the external light guide of the external light source 41 emits a cone of light equal to twice the numerical aperture of the fiber. At the edge of each cone are the maximum

WO 02/17773

PCT/US01/26530

skew rays and at the center of each cone is the central ray. In between the maximum skew rays, an infinite number of rays fans out from the central ray. Preferably every ray is transmitted to the viewing area. Fig. 14 illustrates the path of both a central ray 130 and skew rays 132 that are transferred through the light relay assembly 110.

The input rod 110 and the relay rod 120 are formed from plastic or other transparent material, such as acrylic or polycarbonate, that is suitable to act as a light guide. The relay rod is preferably positioned so that it extends at an angle to the input rod, for example so that it is perpendicular, to accommodate the orientation of the external light source 41 with respect to the housing tube 31 and redirect the light along the axis of the tube 31. Light from the external source 41 enters the input rod 110, turns where the input rod 110 joins the relay rod 120, and passes out the opposite end of the relay rod 120 through the input window 52 to the viewing area. Both the input rod 110 and the relay rod 120 have entirely mirrored surfaces except for the input end and the output end of each. Because of the mirrored surfaces, light relay assembly 100 does not depend on the numerical aperture limits of total internal reflection to gather and transmit light through its length. As a result, mismatched spot sizes, optical fiber core locations, and mismatched numerical apertures do not cause loss of light-gathering and transmission efficiency as often occurs in optical fibers. Preferably, every ray entering the input rod 110 is reflected into the relay rod 120 at the joint between the input rod 110 and the relay rod 120 and through the relay rod 120 to the viewing area.

The input rod 110 is mirrored on its surface except at its input face 111 and output face 112. Preferably, the diameter of the input rod 110 is equal to or slightly larger than the overall diameter of the external light guide. Preferably, the diameter of the relay rod 120 is larger than the diameter of the input rod 110. With the rods 110, 120 positioned at a 90 degree or other angle from one another, a larger difference in the diameter of the rods 110,

WO 02/17773

PCT/US01/26530

120 will improve the efficiency of the turning of the light. The diameter of relay rod 120 is determined by the available space inside tube 31. The curve 121 is preferably dimensioned to ensure that the maximum skew ray is reflected down the length of relay rod 120 and not back through input rod 110. The angle of the maximum skew ray depends on the light that is emitted from the external source 41. The input end of the relay rod 120 is curved at the surface 121 where light entering from the input rod reflects, i.e., the surface 121 opposite the surface where the relay rod 120 is joined to the input rod. Preferably, the radius of the curve 121 is substantially equal to or larger than the diameter of the relay rod 120. Preferably, referring to the illustrations in Figs. 13, the center 124 of the curve 121 is to the left of the left edge of the input rod 110.

The relay rod 120 preferably extends along the longitudinal axis of the housing tube 31 and ends near the input window 52 of the arthroscope 30. The relay rod 120 is mirrored on its surface except where it receives light from the input rod 110 on face 112 and where it releases light at surface 123. The output end of the relay rod 120, proximate to the input window 52, has an upper curved portion 123 and a lower curved portion 122. The lower curved portion 122 is mirrored to reflect light in the desired direction, i.e., out the input window 52. The upper curved portion 123 is clear to allow the transmitted light to escape through the end of the rod 120 through the window 52 to illuminate the viewing area. Preferably, together the lower curved portion 122 that is mirrored and the upper curved portion 123 that is clear provide as much light as possible to the viewing area and reduce diffusion of light into non-working areas that need not be illuminated. The location of the center of the lower curved surface 122 and length of the lower curved surface 122 determine the angle from which the viewing area will be lighted and the amount of light directed to the working area. The radius of the lower mirrored curved surface 122 is preferably equal to or larger than the diameter of the relay rod 120. Referring to the illustration in Figs. 13, the

WO 02/17773

PCT/US01/26530

center 125 of the lower curve 122 is to the left of the end of the mirrored surface on the upper portion of the relay rod end. Preferably, every light ray will be reflected forward toward the viewing area by surface 122 and not back through the relay rod 120. The proportions of the upper curved surface 123 also determine the amount of light and direction of the light rays leaving the relay rod 120. The upper curved surface 123 is preferably designed so that light rays reflecting from the lower curved surface 122 strike the upper curved surface 123 at less than the critical angle of upper curved surface 123, and escape rod 120, rather than internally reflecting back through the rod 120. The upper curved surface 123 preferably diffuses the light with an even distribution across the viewing area. The exact proportions of the upper and lower surfaces 122, 123 will depend on the desired illumination properties of the arthroscope 30 for the viewing area.

Figures 15A-18D illustrate a mechanism for manipulating the push rod to operate the object input assembly control and adjust the view of the arthroscope 30. At the control end 35 of the arthroscope 30 the push rod 70 extends into and engages a slide 148. The slide includes a main body 157 having an axial relay lens opening 158; the relay lens opening 158 also extends through an enlarged end 159 of the slide 148. A socket 161 aligns and attaches push rod 70 to slide 148. In the illustrated embodiment, the control rod socket 161 is located directly below the axial opening 158 for the relay lens.

The cam portion 165 of cam/axle member 162 is positioned in a central transverse opening 163 in slide 148. Opening 163 is not quite circular in cross-section; it is enlarged or stretched slightly. The cam/axle member 162 includes a large control knob shaft attachment segment 164 of circular cross-section; a circular off-axis cam segment 165 contains a relay lens assembly slot 166, and a small control knob shaft attachment segment 167. Two control knobs, 149, 150 shown in Figs. 17A-17C, are mounted on the outer ends 164 and 167 of

WO 02/17773

PCT/US01/26530

cam/axle member 162. The control knobs 149, 150 include a righthand control knob 149 that is fitted onto the large control wheel shaft attachment segment 164 of the cam/axle member 162. The second or lefthand control knob 150 fits onto the smaller control knob shaft attachment segment 167 of cam/axle member 162. Rotation of the control knobs 149, 150 that are attached to cam/axle 162 cause the off-axis cam 165 of cam/axle 162 to engage the central transverse opening 163 of slide 148, causing slide 148 to move laterally, as indicated by dashed areas 168 in Figures 18C and 18D, in response to the rotary motion of cam/axle 162.

In alternative embodiments, the slide 148 may also be electrically driven. Slide 148 may be driven by a step motor. A step motor may drive cam/axle 162, or cam/axle 162 may be replaced with, for example, a jack screw engaging slide 148. The step motor and jack screw are preferably internal to the arthroscope 30 and mounted parallel to the motion of slide 148. Slide 148 may also be driven with a piezoelectric positioner mounted internally to the arthroscope 30. The arthroscope 30 may be electrically operable by electrical buttons or by operating software on a computer, for example.

Operation of the arthroscope 30 can now be considered. At the outset, light from external source 41 is focused upon the end of the light relay assembly 43, which is preferably a rod-based light relay assembly 100. Light passes through the light relay assembly 43 and illuminates a surgical working area just beyond the input end 32 of the arthroscope 30. In arthroscope 30, light passing through light relay assembly 43 may reflect, at least in part, from the second mirror 58 onto the reflective surface of the first mirror 56, and then pass through the input lens 54 into the viewing area to be illuminated. Light reflected from the viewing area passes through input window 50 and input lens 54 as object rays which impinge on first mirror 56. The object rays are directed from the first mirror 56 to impinge upon the

WO 02/17773

PCT/US01/26530

second mirror 58 or prism 59. From the second mirror 58 or prism 59 the object rays are redirected toward the input end of the relay lens assembly 60. The relay lens assembly 60 supplies the image to the CCD attachment 36, through focusing lens assembly 55, to be viewed by the surgeon or other person using the arthroscope 30.

If the person using arthroscope 30 is dissatisfied with the image available through the CCD attachment 36, control knobs 149, 150 may be used to provide an image of a different portion of the surgical region. In this way the image supplied to the surgeon or other person using the instrument 30 can be and is varied to a substantial extent with no change in the position of the instrument. In effect, the overall viewing range of the instrument 30 may extend from about 15 degrees below the longitudinal axis of the housing tube to about 105 degrees above the axis of the housing tube, with no need to change the axis of the instrument. Further alteration or correction of the image may be effected by appropriate software.

Several parts of instrument 30 can be modified from those illustrated without appreciable effect on overall operation of instrument 30. For example, the push rod 70 may be modified; the push rod 70 constitutes an optional mechanism for operating the input lens and first mirror but any mechanism that will move the input lens and first mirror in the relationship described can be used. The cam/axle and slide control mechanism may also be altered. The angle of the bevel of the outer end of housing tube 31 may be varied as desired; a curved shape similar to the profile shape of the input window and extending beyond the input window so as to provide maximum protection to the input window without interfering with the object rays is preferred, but may depend on the primary use for instrument 30. It will be recognized that use of a CCD unit for a display is not essential. The software used for the display may vary appreciably.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

The language used herein is used for purposes of reference and not limitation. While the invention has been particularly shown and described with reference to preferred embodiments, it will be apparent to those skilled in the art that various modifications and alterations can be made in the device of the present invention without departing from the spirit and scope of the invention.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

What is claimed is:

1. A variable view arthroscope having more than one viewing position, including a first viewing position and a second viewing position, comprising:

- an input window;
- a movable input lens;
- a movable first mirror;
- an object relay assembly;

wherein the input window, the input lens, the first mirror and the object relay assembly are arranged so that object rays entering the arthroscope pass through the input window and the input lens to the first mirror and reflect from the first mirror toward the object relay assembly.

2. The variable view arthroscope of claim 1, further comprising a fixed aligning optical element, the fixed aligning optical element being positioned so that object rays reflect from the first mirror to the aligning optical element and from the aligning optical element into the object relay assembly.

3. The variable view arthroscope of claim 2, wherein the input lens is rotatable about an input lens axis.

4. The variable view arthroscope of claim 3, wherein the first mirror is rotatable about a mirror axis.

5. The variable view arthroscope of claim 4, wherein the mirror axis is coplanar with a reflecting surface of the first mirror.

6. The variable view arthroscope of claim 5, wherein the first mirror has a front reflecting surface.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

7. The variable view arthroscope of claim 7, wherein the input lens axis and the mirror axis are parallel.
8. The variable view arthroscope of claim 7, wherein the input lens axis and the mirror axis are the same common axis.
9. The variable view arthroscope of claim 8, wherein the angular rotation of the first mirror about the common axis between the first viewing position and the second viewing position is half the angular rotation of the input lens about the common axis between the first viewing position and the second viewing position.
10. The variable view arthroscope of claim 8, further comprising a housing tube enclosing the input lens, the first mirror, the aligning optical element and the image relay assembly, the housing tube having a viewing end, the viewing end being closed by input window, the input window being spherical and having a first surface with a curvature and a second surface with a curvature, the curvatures of the first and second surfaces of the input window being concentric around a common centerpoint.
11. The variable view arthroscope of claim 10, wherein the common centerpoint is on the common axis.
12. The variable view arthroscope of claim 8, further comprising an input lens frame, wherein the input lens is mounted on a first end of the input lens frame, the input lens frame having a second end proximate to the common axis and having a pivot point at the common axis.
13. The variable view arthroscope of claim 8, further comprising a control, the control including a push rod having a slide end and an input assembly end.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

14. The variable view arthroscope of claim 13, the control further including a push rod yoke attached to the push rod at the input assembly end, an input lens connecting rod attached to the push rod yoke by a first yoke pin and to the input lens frame by an input lens frame pin, the first mirror being mounted on a first mirror frame, and a first mirror connecting rod attached to the push rod yoke by a second yoke pin and to the first mirror frame by a first mirror frame pin, the first and second yoke pins being coaxial.

15. The variable view arthroscope of claim 14, wherein the distance from the common axis to the input lens frame pin is half the distance from the common axis to the first mirror frame pin.

16. The variable view arthroscope of claim 13, the control further including a slide attached to the push rod at the slide end, the slide being laterally movable, a cam-axle assembly for moving the slide, and a view control to manipulate the cam-axle assembly.

17. The variable view arthroscope of claim 2, further comprising a housing tube enclosing the input lens, the first mirror, the aligning optical element and the image relay assembly, the housing tube having a viewing end, the viewing end being closed by the input window, the input window being spherical and having a first surface with a curvature and a second surface with a curvature, the curvatures of the first and second surfaces of the input window being concentric around a common centerpoint.

18. The variable view arthroscope of claim 2, wherein the aligning optical element is a second mirror.

19. The variable view arthroscope of claim 2, wherein the aligning optical element is a prism.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

20. The variable view arthroscope of claim 2, wherein the input lens is a conic negative lens.
21. The variable view arthroscope of claim 2, wherein the input lens is a doublet of two spherical lenses.
22. A variable view arthroscope having more than one viewing position, including a first viewing position and a second viewing position, comprising:
 - an input lens;
 - a first mirror; and
 - a prism;wherein the input lens, first mirror and prism are arranged to cooperate to capture and direct rays from an object in each viewing position of the arthroscope so that the rays pass through the input lens to the first mirror, reflect from the first mirror to the prism, and internally reflect through the prism in a desired direction.
23. The variable view arthroscope of claim 22, wherein the mirror is rotatable.
24. The variable view arthroscope of claim 23, wherein the input lens is rotatable.
25. The variable view arthroscope of claim 24, wherein the mirror and the input lens rotate about the same axis.
26. The variable view arthroscope of claim 25, wherein the angular rotation of the mirror about the axis between the first viewing position and the second viewing position is half the angular rotation of the input lens about the first axis between the first viewing position and the second viewing position.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

27. The variable view arthroscope of claim 22, further comprising a relay lens system, wherein the prism directs object rays into said relay lens system in each viewing position of the arthroscope.

28. The variable view arthroscope of claim 27, the relay lens system having an optical center, wherein the prism is oriented to reflect an axial object ray received from the mirror to the optical center of the relay lens system.

29. An arthroscope control for manipulating an object input assembly in a variable view arthroscope, the arthroscope having more than one viewing position, including a first viewing position and a second viewing position, the object input assembly being movable and the orientation of the object input assembly determining the viewing position of the arthroscope, comprising:

a push rod having an input assembly end and a slide end, the push rod being connected to the object input assembly at the input assembly end, the push rod being laterally movable between a first position corresponding to the first viewing position and a second position corresponding to the second viewing position;

a control knob to select a position for the object input assembly, the control knob being rotatable; and

a cam-axle assembly to translate the rotational motion of the control knob into lateral motion, the cam-axle assembly being connected to the control knob and to the push rod at the slide end, the cam-axle assembly inducing lateral motion in the push rod to move the push rod between the first position and the second position in response to rotation of the control knob.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

30. The arthroscope control of claim 29, the push rod being hingedly attached to the input lens and to the first mirror.

31. A light guide assembly for an arthroscope, the arthroscope including a housing tube extending along a longitudinal axis, comprising:

an input rod having an input end and a relay rod end and extending along a first axis;

and

a relay rod having an input rod end and an output end and extending along a second axis, the relay rod at the input rod end being joined to the input rod relay rod end so that the second axis is substantially perpendicular to the first axis;

the input rod and the relay rod being formed of a light transferring material.

32. The light guide assembly of claim 31, the input rod and the relay rod having light passing surfaces at the ends, the surfaces of the input rod and the relay rod being mirrored except at the light passing surfaces.

33. The light guide assembly of claim 32, wherein the diameter of the relay rod is larger than the diameter of the input rod.

34. The light guide assembly of claim 32, wherein the input rod end of the relay rod has a curved surface opposite to where the input rod is joined to the relay rod.

35. The light guide assembly of claim 34, wherein the radius of the curvature of the curved surface of the relay rod is substantially equal to or larger than the diameter of the relay input rod.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

36. The light guide assembly of claim 32, wherein the output end of the relay rod has a first curved surface and a second curved surface, the first curved surface being mirrored, the second curved surface being transparent, the first curved surface being positioned to reflect light rays arriving from the input rod end of the relay rod, the second curved surface being positioned to refract light rays arriving from the input end of the relay rod and from the first mirrored curved surface.

37. The light guide assembly of claim 36, wherein the radius of the curvature of the first curved surface is equal to or larger than the diameter of the relay rod.

WO 02/17773

PCT/US01/26530

1/11

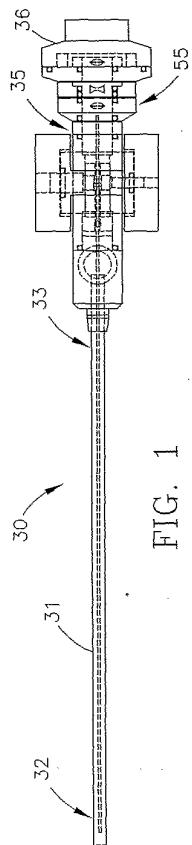


FIG. 1

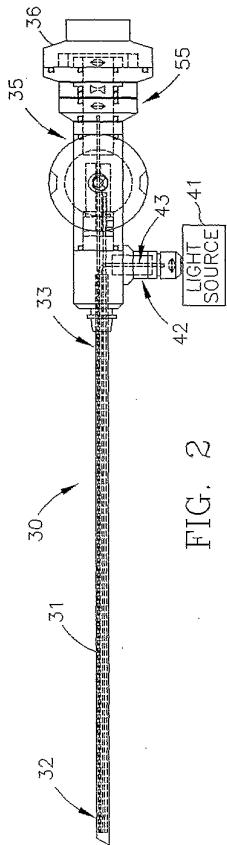


FIG. 2

WO 02/17773

PCT/US01/26530

2/11

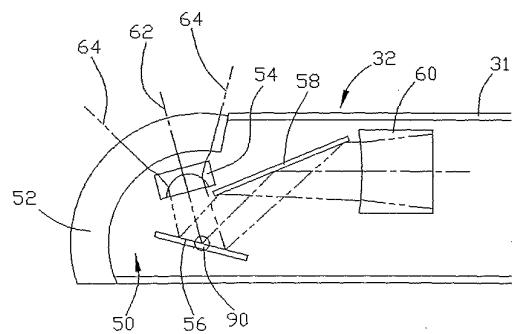


FIG. 3

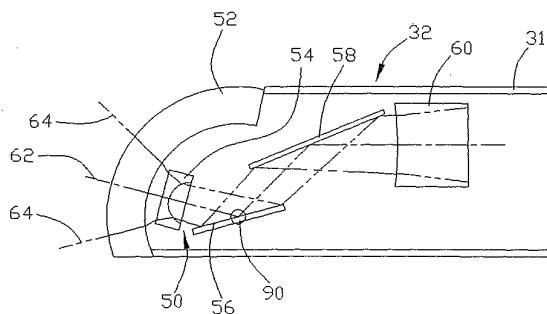


FIG. 4

WO 02/17773

PCT/US01/26530

3/11

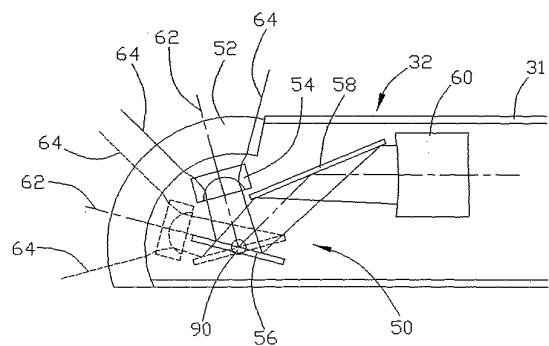


FIG. 5

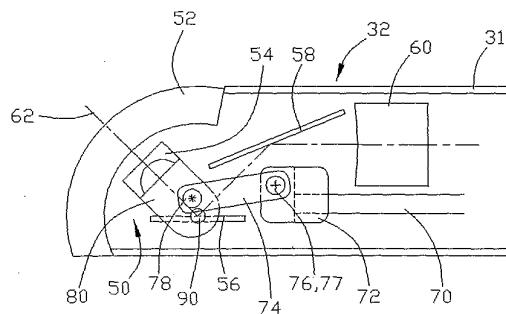


FIG. 6

WO 02/17773

PCT/US01/26530

4/11

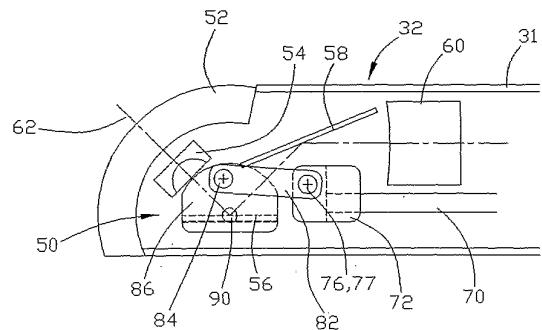


FIG. 7

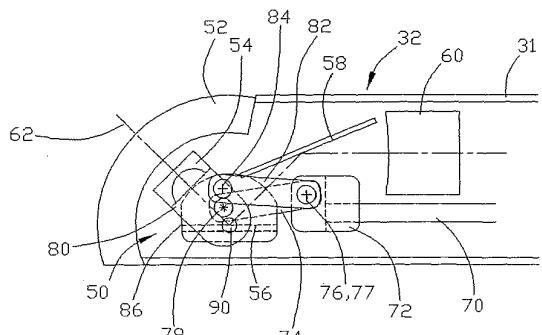


FIG. 8

WO 02/17773

PCT/US01/26530

5/11

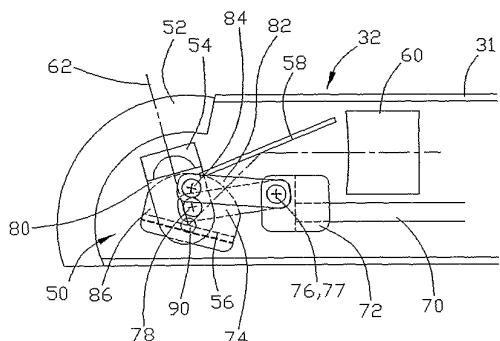


FIG. 9

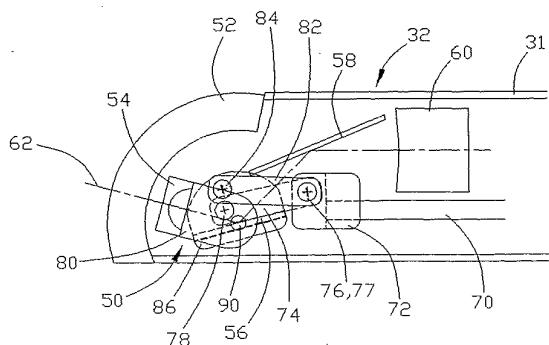


FIG. 10

WO 02/17773

PCT/US01/26530

6/11

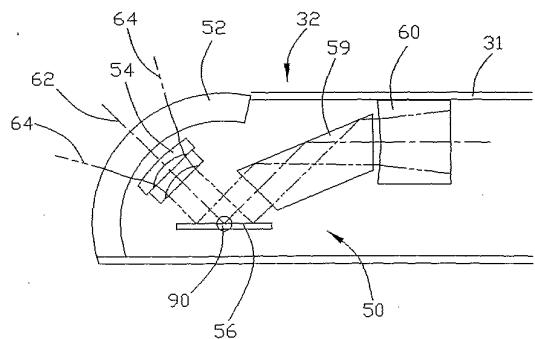


FIG. 11

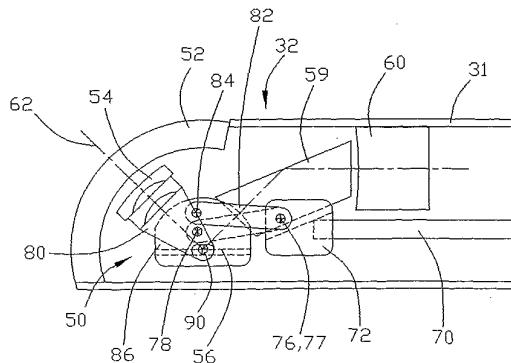


FIG. 12

WO 02/17773

PCT/US01/26530

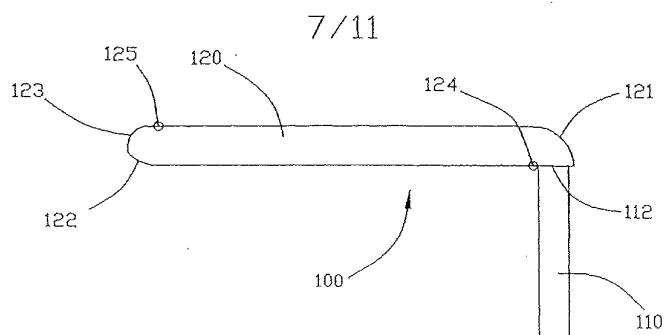


FIG. 13

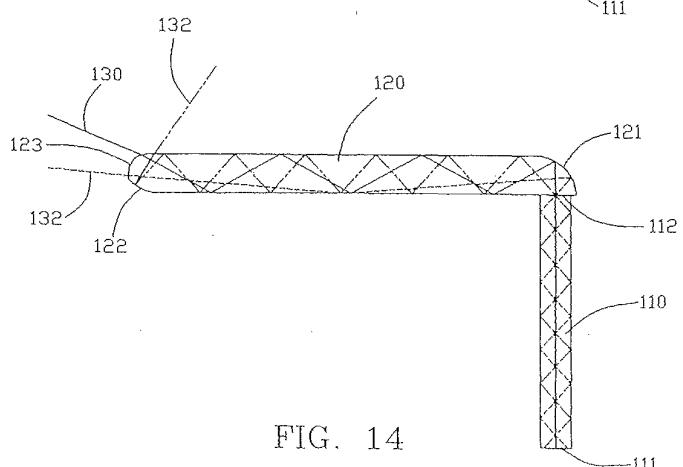


FIG. 14

WO 02/17773

PCT/US01/26530

8/11

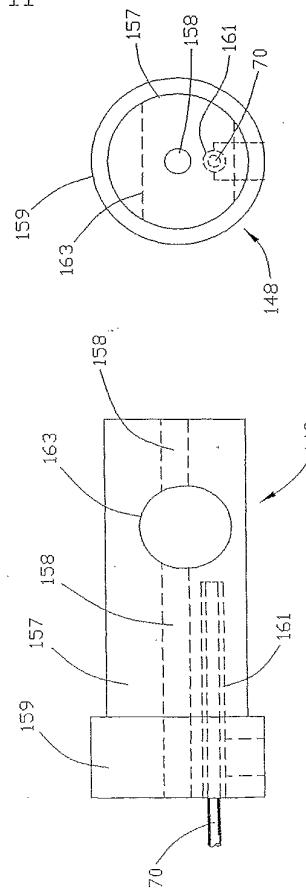
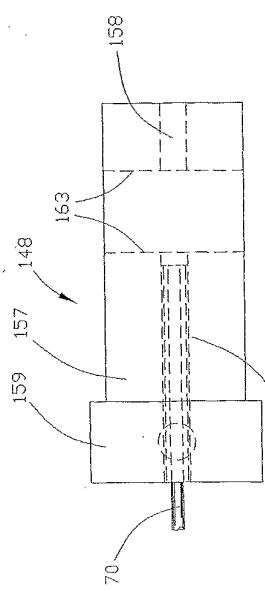
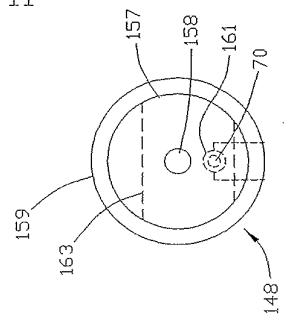


FIG. 15C



WO 02/17773

PCT/US01/26530

9/11

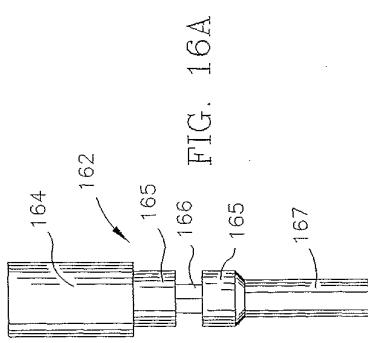


FIG. 16A

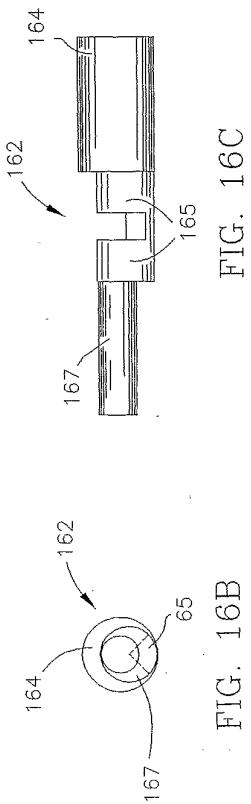


FIG. 16B

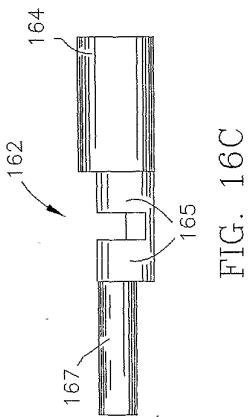
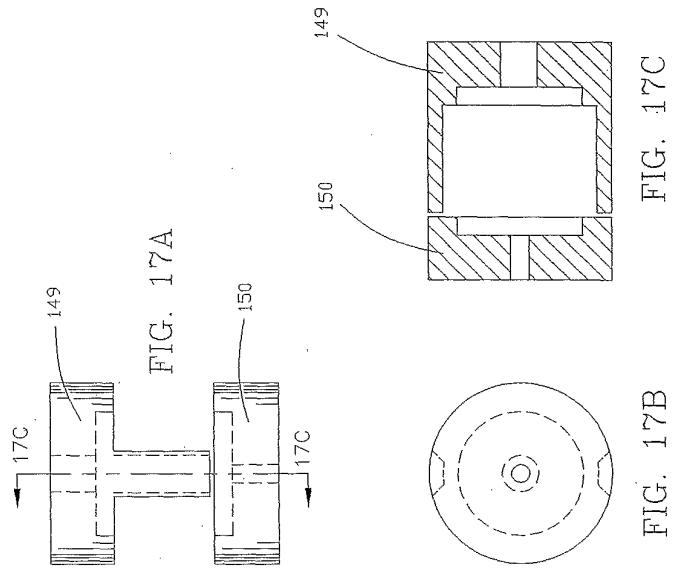


FIG. 16C

WO 02/17773

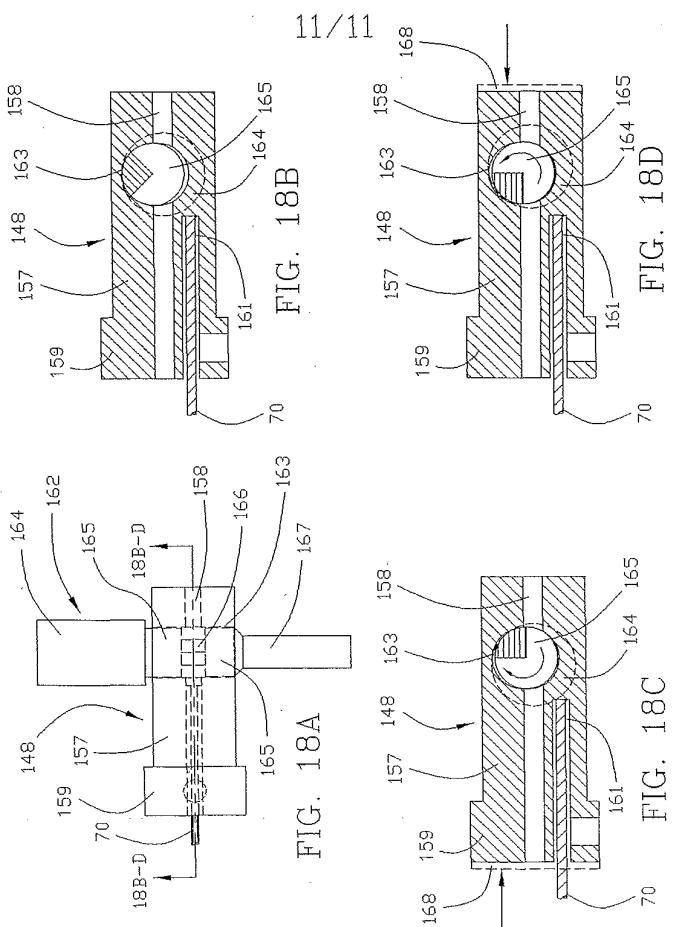
PCT/US01/26530

10/11



WO 02/17773

PCT/US01/26530



【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
7 March 2002 (07.03.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/17773 A3

(51) International Patent Classification: A61B 1/00, 1/317

(21) International Application Number: PCT/US01/26530

(22) International Filing Date: 24 August 2001 (24.08.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
09/650,621 30 August 2000 (30.08.2000) US

(71) Applicant (for all designated States except US): DURELL & GTELIS, INC. [US/US]; 52 Candlewood Drive, N. Barrington, IL 60010 (US).

(72) Inventor; and
(75) Inventor/Applicant (for US only): DURELL, William, E. [US/US]; 52 Candlewood Drive, N. Barrington, IL 60010 (US).

(74) Agents: LARI, Ayla, A. et al.; Hale and Dorr LLP, 60 State Street, Boston, MA 02109 (US).

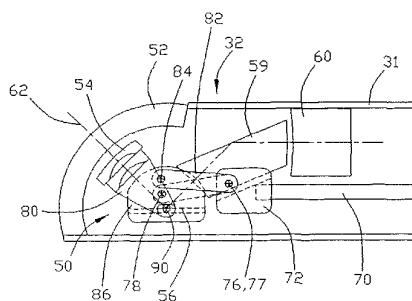
(81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SL, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(88) Date of publication of the international search report:
13 June 2002
Published:
— with international search report

{Continued on next page}

(54) Title: VARIABLE VIEW ARTHROSCOPE



WO 02/17773 A3

(57) Abstract: A variable-view arthroscope or similar instrument (endoscope, etc.) includes a housing tube (31) with an object input end (32). The housing tube (31) contains an object input assembly (50) and a portion of a light relay assembly. The object input assembly (50) includes an input lens (54) and a first mirror (56). In some embodiments, the object input assembly (50) includes a second mirror, and in alternative embodiments, the object input assembly (50) includes a prism (59). The object input assembly (50) passes images received from a viewing area to an object relay assembly (60) that transmits the image object to the couvel end of the arthroscope. In some embodiments, the light relay assembly is formed of two mirrored rods. A control (70) varies the position of the object input assembly (50) to change the viewing position of the arthroscope. In some embodiments, the control includes a push rod (70) driven by a slide (72) and cam/axle assembly.

WO 02/17773 A3

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		
		Int'l Application No PCT/US 01/26530
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B1/00 A61B1/317		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No
X, P	WO 01 39657 A (DURELL) 7 June 2001 (2001-06-07) cited in the application the whole document -----	1-4, 6-8, 10-25, 27-30
A	US 3 357 433 A (CNRS) 12 December 1967 (1967-12-12) column 4, line 51-59 -----	31, 32
A	US 2 932 294 A (CNRS) 12 April 1960 (1960-04-12) the whole document -----	31-33
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
<p>* Special categories of cited documents :</p> <p>'A' document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>'E' earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>'L' document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>'O' document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>'P' document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>*'T' later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>*'X' document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>*'Y' document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken together with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.</p> <p>*'8' document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 19 February 2002	Date of mailing of the international search report 26/02/2002	
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3015	Authorized officer Lemercier, D	

Form PCT/ISA210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT Information on patent family members				Int'l. Search Report Application No. PCT/US 01/26530
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
WO 0139657	A 07-06-2001	WO 0139657 A1	07-06-2001	
US 3357433	A 12-12-1967	FR 1370580 A DE 1466780 A1 FR 84847 E GB 1071776 A	28-08-1964 20-02-1969 26-07-1965 14-06-1967	
US 2932294	A 12-04-1960	NONE		

Form PCT/SA/210 (patent family annex) (July 1992)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(72)発明者 ウィリアム・イー・ダレル

アメリカ合衆国 6 0 0 1 0 イリノイ州ノース・バーリントン、キャンドルウッド・ドライブ 5 2 番

F ターム(参考) 2H040 BA04 CA11 CA22 CA23 CA24 CA25 DA02 DA12
4C061 AA25 BB07 CC03 CC06 DD01 FF12 FF40 FF47 HH60 LL03
NN01 PP11 RR06 RR17 RR26

专利名称(译)	可以改变视野的关节镜		
公开(公告)号	JP2004514469A	公开(公告)日	2004-05-20
申请号	JP2002522754	申请日	2001-08-24
申请(专利权)人(译)	达雷尔和 - Jiterisu公司		
[标]发明人	ウィリアムイーダレル		
发明人	ウィリアム·イー・ダレル		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 A61B1/317		
CPC分类号	A61B1/317 A61B1/00165 A61B1/00183		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.A G02B23/26.A		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/CA25 2H040/DA02 2H040 /DA12 4C061/AA25 4C061/BB07 4C061/CC03 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/FF12 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH60 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/RR06 4C061/RR17 4C061 /RR26		
代理人(译)	伊藤 晃		
优先权	09/650621 2000-08-30 US		
其他公开文献	JP5036952B2 JP2004514469A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

可以改变视野的关节镜和类似仪器（例如内窥镜）包括具有物体输入端的壳体管。外壳管包括物体输入组件和光中继组件的一部分。物体输入组件包括输入透镜和第一反射镜。在一些实施例中，物体输入组件包括第二镜子。在一个变型中，物体输入组件包括棱镜。对象输入组件将从视野接收的图像发送到对象继电器组件，该对象继电器组件发送关节镜的控制端。在一些实施例中，光学继电器组件包括两个镜杆。控制装置改变物体输入组件的位置，以改变关节镜的视野位置。在一些实施例中，控制装置包括由滑块和凸轮/轴组件驱动的推杆。

