



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 201509361 A

(43)公開日：中華民國 104 (2015) 年 03 月 16 日

(21)申請案號：103119603

(22)申請日：中華民國 103 (2014) 年 06 月 05 日

(51)Int. Cl. : *A61B1/00 (2006.01)* *A61B1/06 (2006.01)*

(30)優先權：2013/06/05 美國 61/831,438
2014/05/27 世界智慧財產權組織 PCT/US14/039619

(71)申請人：美國亞利桑那州大學董事會(美國) THE ARIZONA BOARD OF REGENTS ON BEHALF OF THE UNIVERSITY OF ARIZONA (US)

美國

(72)發明人：梁榮光 LIANG, RONGGUANG (CN)；班尼爾傑 柏赫斯卡 BANERJEE, BHASKAR (US)

(74)代理人：陳長文

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：27 項 圖式數：6 共 29 頁

(54)名稱

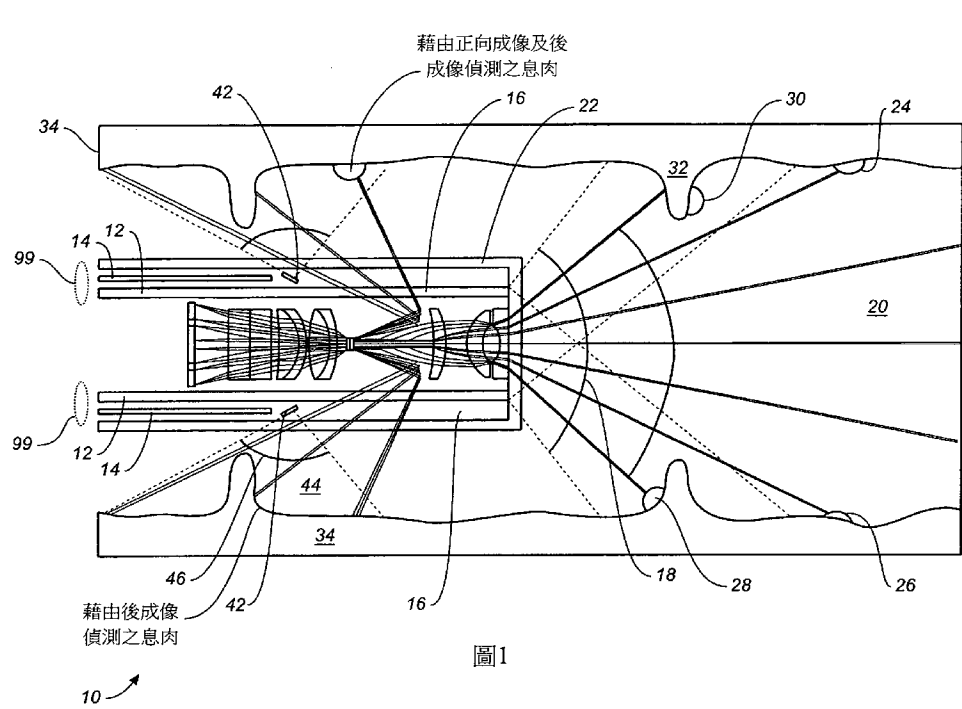
用於照明及成像之雙視探頭及其使用

DUAL-VIEW PROBE FOR ILLUMINATION AND IMAGING, AND USE THEREOF

(57)摘要

本發明之一實施例係關於一種成像探頭，其包括：一第一元件，其在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭前方之空間之一前視場；一第二元件，其在一後向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭旁邊之空間之一後視場；及一影像感測器。該探頭進一步包含成像路徑中之一成像裝置，其使該前視場及該後視場成像至該影像感測器上。較佳地該正向路徑、該後向路徑及該等成像路徑不被該探頭之任意組件阻擋。較佳地，該前視場及該後視場在該影像感測器上以相對於彼此之一固定空間關係對準。此探頭亦可結合現有內視鏡或腹腔鏡使用，使得其易於合併至不同製造商之當前儀器中，使得使用此產品更容易且更便宜，而無一全新內視鏡檢查或腹腔鏡平台之開支。

One embodiment of the invention is directed to an imaging probe which comprises a first element supplying electromagnetic radiation in a forward path for illuminating a forward field of view of space in front of the probe, a second element supplying electromagnetic radiation in a rearward path for illuminating a back field of view of space alongside the probe and an image sensor. The probe further includes an imaging device in imaging paths imaging the forward and back fields of view onto the image sensor. Preferably the forward path, the rearward path and the imaging paths are unobstructed by any component of the probe. Preferably the forward and back fields of view are registered in a fixed spatial relationship relative to one another on the image sensor. This probe can also be used with existing endoscopes or laparoscopes so that it will be easily merged into current instruments of different manufacturers, making it easier and cheaper to use this product without the expense of a totally new endoscopy or laparoscope platform.



- 10 . . . 成像探頭
- 12 . . . 環/陣列
- 14 . . . 環/陣列
- 16 . . . 中空光導
- 18 . . . 射線
- 20 . . . 空間
- 22 . . . 光學圓頂
- 24 . . . 息肉
- 26 . . . 息肉
- 28 . . . 息肉
- 30 . . . 息肉
- 32 . . . 皺襞
- 34 . . . 結腸
- 42 . . . 環形反射器
- 44 . . . 空間
- 46 . . . 路徑
- 99 . . . 照明/激發濾波器

201509361

發明摘要

※ 申請案號： 103119603

※ 申請日： 103. 6. 5

※IPC 分類：A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/06 (2006.01)

【發明名稱】

用於照明及成像之雙視探頭及其使用

DUAL-VIEW PROBE FOR ILLUMINATION AND IMAGING,
AND USE THEREOF

【中文】

本發明之一實施例係關於一種成像探頭，其包括：一第一元件，其在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭前方之空間之一前視場；一第二元件，其在一後向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭旁邊之空間之一後視場；及一影像感測器。該探頭進一步包含成像路徑中之一成像裝置，其使該前視場及該後視場成像至該影像感測器上。較佳地該正向路徑、該後向路徑及該等成像路徑不被該探頭之任意組件阻擋。較佳地，該前視場及該後視場在該影像感測器上以相對於彼此之一固定空間關係對準。此探頭亦可結合現有內視鏡或腹腔鏡使用，使得其易於合併至不同製造商之當前儀器中，使得使用此產品更容易且更便宜，而無一全新內視鏡檢查或腹腔鏡平台之開支。

【英文】

One embodiment of the invention is directed to an imaging probe which comprises a first element supplying electromagnetic radiation in a forward path for illuminating a forward field of view of space in front of the probe, a second element supplying electromagnetic radiation in a rearward path for illuminating a back field of view of space alongside the probe and an image sensor. The probe further includes an imaging device in imaging paths imaging the forward and back fields of view onto the image sensor. Preferably the forward path, the rearward path and the imaging paths are unobstructed by any component of the probe. Preferably the forward and back fields of view are registered in a fixed spatial relationship relative to one another on the image sensor. This probe can also be used with existing endoscopes or laparoscopes so that it will be easily merged into current instruments of different manufacturers, making it easier and cheaper to use this product without the expense of a totally new endoscopy or laparoscope platform.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（1）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

10	成像探頭
12	環/陣列
14	環/陣列
16	中空光導
18	射線
20	空間
22	光學圓頂
24	息肉
26	息肉
28	息肉
30	息肉
32	皺襞
34	結腸
42	環形反射器
44	空間
46	路徑
99	照明/激發濾波器

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

（無）

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】

用於照明及成像之雙視探頭及其使用

DUAL-VIEW PROBE FOR ILLUMINATION AND IMAGING,
AND USE THEREOF

【技術領域】

本發明係針對一新穎雙視探頭之一設計，其包含前視及後視照明及成像及使用探頭之方法。在一些實施例中，探頭提供全向後視及多模式能力且可幫助偵測隱藏使前視看不見或難以看見之病灶或其他結構。

【先前技術】

結腸直腸癌係美國第二大癌症死亡原因且結腸鏡檢查係較佳篩查程序，其中每年執行大約1千200萬個程序。請參閱Peery AF、Dellon ES、Lund J等人，Burden of gastrointestinal disease in the United States：2012 update，Gastroenterology，2012年11月；143(5)：第1179頁至第1187頁。但是，標準結腸鏡檢查遠不完美，此係因為標準前視內視鏡無法使如圖1中所示被結腸之結腸袋皺襞及褶皺隱藏之息肉視覺化，其中(a)前視未顯示息肉，除非當內視鏡尖端急劇彎曲而向後看時，其通常不可能，(b)隱藏在皺襞後方之息肉容易被看見。在結腸鏡檢查期間超過20%的息肉可能被漏檢且此等之一些導致意料之外的癌症。

病灶被漏檢，此係因為其等i)隱藏使前視看不見；及ii)因為其等具有差的色彩對比度。改良視覺化之新方法(諸如廣角結腸鏡檢查、計算機輔助結腸鏡檢查、Aer-O-Scope及Third Eye Retroscope(TER))

尚未持續改良息肉偵測且尚未被臨床接受。請參閱例如，Arber N、Grinshpon R、Pfeffer J、Maor L、Bar-Meir S、Rex D，Proof-of-concept study of the Aer-O-Scope™ omnidirectional colonoscopic viewing system in ex vivo and in vivo porcine models，Endoscopy，2007年5月；39(5)：第412頁至第417頁；Rex DK，Third Eye Retroscope: Rationale, Efficacy, Challenges，Rev Gastroenterol Disord，2009年冬；9(1)：第1頁至第6頁；Waye JD、Heigh RI、Fleischer DE等人，A retrograde-viewing device improves detection of adenomas in the colon: a prospective efficacy evaluation (with videos)，Gastrointestinal Endoscopy，2010年5月；71(3)：第551頁至第556頁。存在對一種易用內視鏡或內視探頭的未滿足需要，其可容易地被併入當前內視鏡以改良病灶偵測，抑制更多癌症及延長篩查間隔。亦需要在醫療程序(包含腹腔鏡手術、機器人手術關節鏡檢查及體腔(諸如鼻旁竇)之成像)期間提供後向及/或側向視野。

用於解決上述問題之先前技術設計因偵測器光學件部分阻擋照明或照明光學件部分阻擋偵測器而遭遇阻擋。請參閱Waye JD、Heigh RI、Fleischer DE等人，A retrograde-viewing device improves detection of adenomas in the colon: a prospective efficacy evaluation (with videos)，Gastrointestinal Endoscopy，2010年3月；71(3)：第551頁至第556頁；Wang RCC、Deen MJ、Armstrong D、Fang QY，Development of a catadioptric endoscope objective with forward and side views，Journal of Biomedical Optics，2011年6月；16(6)；Ma J、Simkulet M、Smith J，C-view omnidirectional endoscope for minimally invasive surgery/diagnostics，SPIE Proceedings，2007年，6509:65090C；Ryusuke S、Takarou E、Tomio Y，Omnidirectional vision attachment for medical endoscopes，OMNIVIS08，2008年：第1

頁至第14頁。

雙視物鏡透鏡(亦稱作「物鏡」)已被一些研究團體研究。但是，報告之雙視物鏡無內置照明系統。請參閱Waye JD、Heigh RI、Fleischer DE等人，A retrograde-viewing device improves detection of adenomas in the colon: a prospective efficacy evaluation (with videos)，Gastrointestinal Endoscopy，2010年3月；71(3)：第551頁至第556頁；Wang RCC、Deen MJ、Armstrong D、Fang QY，Development of a catadioptric endoscope objective with forward and side views，Journal of Biomedical Optics，2011年6月；16(6)；Ma J、Simkulet M、Smith J，C-view omnidirectional endoscope for minimally invasive surgery/diagnostics，SPIE Proceedings，2007年，6509:65090C；Ryusuke S、Takarou E、Tomio Y，Omnidirectional vision attachment for medical endoscopes，OMNIVIS08，2008年：第1頁至第14頁。而是，其等僅依靠標準結腸鏡之外部照明。因此，倒視被結腸鏡本身部分阻擋且結腸鏡之前視被後視用後視鏡部分阻擋。

一些內視鏡設計使用兩個不同監視器，一個用於前視且一個用於後視，其需要醫師同時觀看兩個螢幕且使得醫師難以對準及定位影像。請參閱DeMarco DC、Odstreil E、Lara LF等人，Impact of experience with a retrograde-viewing device on adenoma detection rates and withdrawal times during colonoscopy: the Third Eye Retroscope study group，Gastrointestinal endoscopy，2010年3月；71(3)：第542頁至第550頁。

雙視成像探頭亦可用於在機器人手術及在經自然腔道內視鏡手術(NOTES)中偵測在人體之其他部分(諸如鼻竇、十二指腸、消化道、胸腔、)中用僅前視儀器無法看見的病灶或其他結構。當一前視儀器用於例如，檢查緊密彎曲中之消化道之一部分時，所述部分之曲

率可能導致儀器在管道中快速滑動，其在僅前視可用時，抑制該部分之內彎曲表面被檢查。

因此需要提供一種雙視成像探頭，其可克服上述困難。

【發明內容】

本文中描述之發明藉由較佳結合360度全向後視場使身體之部分(諸如結腸)在前視以及後視中同時成像而解決上述問題。較佳地，此等視圖用高對比度成像技術補充以使息肉偵測或對結腸直腸癌及其他類型之疾病存在轉化影響之其他病灶或結構之偵測。

本發明之一實施例係關於一種成像探頭，其包括：一圓柱形光導，其在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明探頭前方之空間之一前視場；一光纖陣列，其圍繞圓柱形光導；及一環形反射器，其在後向路徑中反射來自陣列之電磁輻射用於照明探頭旁邊之空間之後視場。探頭進一步包含一影像感測器，及成像路徑中之一物鏡，其使前視場及後視場成像至影像感測器上，使得前視場及後視場在影像感測器上以相對於彼此之一固定空間關係對準，其中正向路徑、後向路徑及成像路徑不被探頭之任意組件阻擋。在本檔案中，術語「後(rear)」、「後向(rearward)」、「後(back)」、「後向(backward)」可互換使用，如「前」、「前方」及「正向」。

本發明之另一實施例係關於一種成像探頭，其包括：一第一元件，其在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明探頭前方之一前視場；一第二元件，其在一後向路徑中供應電磁輻射用於照明探頭旁邊之空間之一後視場；及一影像感測器。探頭進一步包含成像路徑中之一成像裝置，其使前視場及後視場成像至影像感測器上，其中正向路徑、後向路徑及成像路徑不被探頭之任意組件阻擋。

本發明之又一實施例係關於一種成像探頭，其包括：一第一元件，其在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明探頭前方之一正向視

圖；一第二元件，其在一後向路徑中供應電磁輻射用於照明探頭旁邊之空間之一後視場。探頭進一步包含一影像感測器及成像路徑中之一成像裝置，其使前視場及後視場成像至影像感測器上，使得前視場及後視場在影像感測器上以相對於彼此之一固定空間關係對準。

本發明之一額外實施例係關於一種醫療儀器，其包括：一外殼，其中界定複數個通道；及一成像探頭，其在該等通道之一者中或附接至外殼。成像探頭包括：一第一元件，其在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明探頭前方之一正向視圖；一第二元件，其供應電磁輻射用於照明探頭旁邊之空間之一後視場且在在一後向路徑中供應電池輻射。成像探頭進一步包含一影像感測器及成像路徑中之一成像系統，其使前視場及後視場成像至影像感測器上，其中正向路徑、後向路徑及成像路徑不被探頭之任意組件阻擋。

本發明之又一實施例係關於一種成像方法，其包括在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明探頭前方之空間之一前視場，在一後向路徑中供應電磁輻射用於照明探頭旁邊之空間之一後視場及沿著成像路徑使前視場及後視場成像至影像感測器上，其中正向路徑、後向路徑及成像路徑不受阻擋。

針對所有目的，本文參考之所有專利、專利申請案、文章、書、說明書、標準、其他公開案、檔案及事物之全文以參考的方式併入本文中。在任意所併入之公開案、檔案或事物與本檔案之本文之間在術語之定義或使用存在任意不一致或衝突的情況下，應以本檔案中術語之定義或使用為準。

【圖式簡單說明】

圖1係用於繪示本發明之一實施例之一成像探頭之一截面圖，其中繪示正向照明路徑及後向照明路徑。

圖2係圖1之成像探頭之一些組件之一截面圖，其中繪示正向成

像路徑及後向成像路徑。

圖3A係用於繪示本發明之另一實施例之一內視鏡之一截面圖，其具有用於容納一成像探頭之通道。

圖3B係圖3A之內視鏡之末梢端之一透視圖。

圖4A係用於繪示內視鏡如何用於檢查之一結腸或小腸中用於檢查結腸或小腸之圖3A之內視鏡之末梢端之一截面圖。

圖4B繪示使用用於檢查圖4A中之結腸或小腸之圖3A之內視鏡之前視場及後視場之顯示。

圖5A係一成像探頭之一些組件之一部分截面圖及部分透視圖，其中繪示正向成像路徑且其中正向成像路徑及後向成像路徑兩者採用相同光學元件以繪示與圖1之實施例不同之本發明之另一實施例。

圖5B係一成像探頭之一些組件之一部分截面圖及部分透視圖，其中繪示後向成像路徑且其中正向成像路徑及後向成像路徑兩者採用相同光學元件以繪示圖5A之實施例。

圖6A係用於照明檢查區域之圖1之成像探頭之一些組件之一部分截面圖及部分透視圖。

圖6B係用於繪示用於提供檢查區域之照明之另一方案之一成像探頭之一些組件之一部分截面圖及部分透視圖。

圖6C係用於繪示用於提供檢查區域之照明之又一方案之一成像探頭之一些組件之一部分截面圖及部分透視圖。

本申請案中相同組件用相同數字標記。

【實施方式】

本文中描述之本發明之實施例以將因對最常見癌症之一的主要影響而受全球醫師、第三方支付者及內視鏡及內視鏡配件儀器製造商歡迎之一新穎方式解決及滿足先前技術之缺陷。

在一實施例中，來自光纖陣列之電磁輻射藉由一環形反射器再

導向至後視場，使得其可全向照明被結腸之結腸袋皺襞及褶皺隱藏而使前視內視鏡看不見之區域。用於正向照明之電磁輻射由中空圓柱形光導使用全內反射(TIR)之原理從另一光纖陣列引導至內視鏡尖端。中空圓柱形光導可由光學塑膠或玻璃製成。一反折射物鏡經設計使得正向成像被成像在感測器之中心場上且360度全向後成像被成像在感測器之外場上。此設計在正向及後向方向之兩方向上提供結腸的未受阻擋照明及成像且在一單個顯示器中產生高對比度多模式影像。

多模式偏振光(諸如白光)及自發螢光成像模態利用獨特及互補對比度機制以改良息肉之偵測，包含難以看見之無柄及扁平病灶。自發螢光使用腫瘤中之結構及代謝變化以產生具有高對比度之影像。偏振光成像將鏡面反射從組織表面、水及黏蛋白移除且增大影像對比度。經偏振電磁輻射及自發螢光成像之添加進一步增強此一雙視內視鏡或探頭中之病灶偵測。

此創新探頭可結合現有內視鏡使用，其易於被合併至不同製造商之當前儀器中，使得內視鏡醫師更容易且更便宜地使用此產品，而無全新內視鏡檢查平台之開支。新穎設計可經調適以開發用於使其他器官(包含鼻竇、肺及關節腔)成像之內視鏡，以及在腹腔鏡及機器人手術以及NOTES期間允許外科醫師查看正常用前視儀器看不見之結構。探頭可穿過一標準內視鏡之活組織檢查通道或本技術可內建至一專用內視鏡中。

本發明之一些實施例中之多模式雙視內視探頭具有獨特的照明及物鏡透鏡設計，其提供同時的正向及後照明及多模式成像而不阻擋視場。如上所述，先前技術設計因偵測器光學件部分阻擋照明或因照明光學件部分阻擋偵測器而遭遇阻擋。

圖1係用於繪示本發明之一實施例之一成像探頭10之一截面圖，其中繪示正向照明路徑及後向照明路徑。光纖之兩個環或陣列12及14

分別用於供應電磁輻射至正向照明路徑及後向照明路徑。來自環12之電磁輻射由中空光導16引導(朝向圖1中之右手側)至探頭10之前端，且顯現為射線18以照明探頭前方之空間20。以此方式，探頭10之前視場被照明。環12、中空光導16及前透鏡組及後透鏡組包含在一光學圓頂22內且由其支撐。前視場照明之電磁輻射藉由中空圓柱形光導16使用全內反射(TIR)之原理從環12引導以顯現為探頭10前端上之射線18。中空圓柱形光導可由光學塑膠或玻璃製成。照明射線18之角跨度可針對特定應用定製。

光導及光學圓頂兩者係光學透明的且不阻擋照明及成像場。照明及成像路徑被分開以使來自圓頂內之光學元件之雜散光最小化。為醫師提供單個視訊影像，其提供本實施例之一獨特方面。如圖1中所示，正向照明路徑18照明息肉24、26及28，但是無法將光照射在隱藏在結腸34中之皺襞32後方之息肉30上。為了照明隱藏在褶皺後方之息肉，來自光纖環或陣列14之電磁輻射由一環形反射器42沿著路徑46再導向至後視場，使得其全向照明探頭旁邊之空間44及由皺襞(諸如皺襞32)隱藏不被前視內視鏡看見之區域。環形反射器42可以本領域技術人員瞭解之方式被安裝在圓柱管16上。正如使用正向照明，後向照明角度可針對特定應用定製。

圖2係圖1之成像探頭之一些組件之一截面圖，其中繪示正向成像路徑50(實線橢圓內之路徑)及後向成像路徑52(虛線橢圓內之路徑)。前透鏡組62使空間20成像且透過後透鏡組64將前視場傳輸至影像感測器66之中心部分66a上。探頭旁邊之經照明空間44首先藉由非球面環形反射器68且隨後藉由後透鏡組64成像，使得空間44之後視場被成像至影像感測器66之外部分或周邊部分66b上。後透鏡組64中之反折射物鏡經設計使得感測器66之中心場用於正向成像且感測器66之外環場用於360度全向後成像。

光學圓頂22可由聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)製成，其在440 nm下被激發時具有低的雙折射率及非常低的自發螢光。圓頂不僅保護圓頂內之光學元件及偵測器，而且充當前透鏡組62之透鏡支架及用於正向照明之中空圓柱形光導16。後透鏡組64可包含且被安裝至中空圓柱形光導16上，其充當群組64之一透鏡支架。由於光導及光學圓頂係光學透明的，故其等不阻擋照明場或成像場。因此，如易於從圖1及圖2觀察，探頭10之組件不阻擋照明場或成像場。換言之，正向照明路徑、後向照明路徑及正向成像路徑50及後向照明路徑52不被探頭10之任意組件阻擋。

由於正向成像視場66a及後成像視場66b之相對位置空間固定在感測器66上，故兩個視訊影像可被對齊且被一起顯示，使得內視鏡醫師可容易地相對於前視影像關聯及判定後視影像上看見之病灶的位置。

雙視物鏡已被一些研究團體研究。但是，報告之雙視物鏡無內置照明系統。而是，其等僅依靠標準結腸鏡之外部照明。請參閱Waye JD、Heigh RI、Fleischer DE等人，A retrograde-viewing device improves detection of adenomas in the colon: a prospective efficacy evaluation (with videos), *Gastrointestinal Endoscopy*, 2010年3月；71(3)：第551頁至第556頁；Wang RCC、Deen MJ、Armstrong D、Fang QY, Development of a catadioptric endoscope objective with forward and side views, *Journal of Biomedical Optics*, 2011年6月；16(6)；Ma J、Simkulet M、Smith J, C-view omnidirectional endoscope for minimally invasive surgery/diagnostics, *SPIE Proceedings*, 2007年；6509:65090C；Ryusuke S、Takarou E、Tomio Y, Omnidirectional vision attachment for medical endoscopes, *OMNIVIS08*, 2008年：第1頁至第14頁。因此，在此等先前技術系統中，前照明及後照明兩者被物鏡部分阻擋。此外，後視被如上所述用

於正向成像之前透鏡組之機械透鏡支架部分阻擋。一些系統實施例中之單個影像在競爭技術中不可行，諸如Third Eye Retroscope，其使用兩個不同監視器，要求醫師同時觀看兩個螢幕且使得醫師難以對準及定位影像。

偏振照明及偵測可在本文描述之本發明之實施例中用於將來自黏膜、水及黏蛋白之鏡面反射移除及提高病變組織之可視性。此可藉由將一偏振器(未展示)放置在輻射源(亦未展示)與光纖環12及14之間或藉由將一分析器(即，一偏振器)72放置在成像光學件與成像感測器66之間而達成。此設計亦藉由捕獲來自組織內之經散射電磁輻射及移除非所要之鏡面反射而允許病灶以高對比度被更容易地看見。

作為經偏振白光成像之補充或替代，系統亦可為自發螢光成像併入一系列激發波長，諸如280 nm、340 nm或440 nm以改良病灶對比度。為此目的，一發射濾波器74可如在圖2中用於阻擋照射正向及後視場之輻射之反射但透射由來自前視場及後視場之自發螢光發射之輻射至感測器66。感測器66可包括CMOS裝置或CCD。圖2中之分析器72及發射濾波器74之位置可互換且發射濾波器74可被放置在成像路徑中之任何地方。

一照明或激發濾波器99(諸如圖1中之虛線中所示之濾波器)亦可被放置在正向路徑18及後向路徑46之照明路徑中之任意位置以傳遞窄波段之波長用於正向及後視場成像。探頭10之成像模式藉由改變照明光譜(諸如藉由選擇適當的照明或激發濾波器或發射濾波器74)而切換。

以此方式，探頭10具有多模式操作能力，其中適當的操作模式可被選擇用於任意特定應用，諸如白光、偏振光、螢光及窄波段成像。

對於感測器側上0.2之物鏡之一數值孔徑，相應F/#可為2.5。在此

實例中，前視場可為 $\pm 45^\circ$ 且 360° 全向後視場較佳向後從 100° 至 140° 。兩個成像場共用靠近感測器之後透鏡組64，但非前透鏡組62，其僅用於使前視場成像。後視場亦藉由反射器68且隨後藉由後透鏡組64成像至感測器66上。成像視場可藉由後透鏡組64及前透鏡組62之不同光學方案而針對特定應用定製。

增大病灶對比度之當前技術

內視鏡成像之最新進步，諸如窄波段成像(NBI)及彈性成像色彩增強(FICE)尚未改良息肉偵測率超過結合高解析度白光內視鏡檢查達成之偵測率。高風險鋸齒形病灶難以看見，此係因為其等易於無柄或扁平的且具有差的色彩對比度。色素內鏡檢查可增大此等腫瘤之偵測，但是其係耗時的、難懂且尚未被具有有限時間用於程序的忙碌的內視鏡醫師接受用於臨床實踐。配備自發螢光成像之內視鏡已被開發以協助具有差的對比度之息肉及腫瘤之偵測。小型研究已表明自發螢光內視鏡可改良息肉偵測，但是結果可結合雙視能力而進一步改良。

影像疊層

如圖2中所示及如上所述，CMOS感測器66之中心部分66a透過前透鏡組62捕獲影像且外部分66b透過反射器68從後視場獲得影像，該反射器68較佳係非球面的。來自中心部分及外部分之代表前視場及後視場之輸出信號80、82隨後可由一處理器84處理，其發送信號至一顯示器86用於在相同影像88中一起顯示前視場及後視場。同時在一監視器(圖2)上顯示前視場(F)及後視場(B)，其中中心區域用於前視場且外環用於 360° 全向後視場。FR影像88被顯示在相同監視器84上，交替彩色影像。在後視場大的情況下，其亦覆蓋許多側向視場。前組62及後組64中之一或多個物鏡可為一變焦透鏡，使得用於照明及成像之探頭之前視場及後向視場之放大率及角度可根據需要調整。用於照明及成像之探頭之前視場及後向視場之放大率及角度亦可藉由移動圖1及

圖2中之前透鏡組62及/或後透鏡組64中之一或多個透鏡及移動圖5A、圖5B中之透鏡152而調整。

雖然探頭10可被用作單個獨立成像探頭或內視鏡，但是其亦適於結合具有如圖3A中所示之一手術通道之任意內視及手術儀器使用。圖3A係用於繪示本發明之另一實施例之一內視鏡之一截面圖，其具有用於容納一成像探頭之通道。圖3B係圖3A之內視鏡之末梢端之一透視圖。如圖3A中所示，探頭10可被傳遞至一內視鏡或腹腔鏡100之內部儀器通道102中以便在內視鏡檢查或手術(腹腔鏡手術或機器人手術)期間使用。替代地，其可攜載在內視鏡或腹腔鏡100之一外部儀器通道104中。

圖4A係用於繪示內視鏡如何用於檢查之一結腸34或小腸中用於檢查結腸或小腸之圖3A之內視鏡100之末梢端之一截面圖。圖4B繪示使用用於檢查圖4A中之結腸或小腸之圖3A之內視鏡之前視場及後視場之顯示。因此，以類似於上文描述當探頭10被用作一獨立檢查探頭之方式，攜載在內視鏡100中之探頭10可用於在前視場中偵測病灶(諸如病灶28)及用於在後向視場中偵測病灶30。病灶28之一前視場(影像)28'及病灶30之一後向視場(影像)30'被顯示為相同監視器86上之對準影像。各自視場之相對大小可針對一特定應用定製。

多光子顯微鏡檢查

對於2光子及3光子(多光子)顯微鏡檢查，細胞或組織可用兩個/三個長波長之幾乎同時吸收激發。例如，結合2光子顯微鏡檢查，2個光子具有與兩倍能量但一半波長之單個光子相同的效果。多光子成像中使用更長波長實現組織之更深穿透，在聚焦平面上對細胞之損傷較小。外源螢光標記以及原生螢光可被標定以產生高解析度、高對比度組織影像。此被快速開發用於成像，包括光纖體內顯微鏡檢查。因此，可選擇用於前視場及後視場照明之適當波長以在本發明之任一或

多個實施例中實現多光子顯微鏡檢查。

應用

探頭10可被重複插入父儀器或管道儀器中且移除以允許透過一內視鏡之相同(單個)操作通道執行活組織檢查及手術。此允許內視鏡之單個通道在單個程序期間共用於雙視成像及活組織檢查或切除。

探頭10可在手術期間根據需要容易地移除且清除黏液或殘渣，而無須移除父裝置/管道裝置(腹腔鏡或內視鏡)。

探頭10可在內視鏡檢查或手術期間結合多模式能力用於定位在習知內視鏡檢查或手術中未被看見的病灶；例如，結腸中之皺襞後方之息肉及隱藏在小腸中之皺襞後方之血管擴張及腫瘤之偵測。

探頭10可用於體腔（諸如胸腔）之機器人手術中以提供例如肺門或主血管、神經或重要結構(其等用提供有限前視成像之現有儀器無法看見)之雙視多模式成像。

探頭10可在腔內內視鏡手術及經自然腔道內視鏡手術(NOTES)期間用於提供目前不可得之正向及後向全向視圖。

探頭10可例如在盆腔手術、關節鏡檢查及鼻竇檢查期間用於身體之多個部位中，以提供目前不可見區域之視圖。

探頭10可用於促進儀器至體腔中之安全及準確插入，諸如胸部及肺手術期間雙腔氣管內導管之定位。

取代前視場成像及後視場成像使用一些不同元件之一光學設計，在另一實施例中，相同光學元件用在前視場成像及後視場成像兩者中，其繪示在圖5A及圖5B中。圖5A係一成像探頭之一些組件之一部分截面圖及部分透視圖，其中繪示正向成像路徑且其中正向成像路徑及後向成像路徑兩者採用相同光學元件以繪示與圖1之實施例不同之本發明之另一實施例。圖5B係一成像探頭之一些組件之一部分截面圖及部分透視圖，其中繪示後向成像路徑且其中正向成像路徑及後

向成像路徑兩者採用相同光學元件以繪示圖5A之實施例。

在圖5A、圖5B之實施例中，光學元件150包括透射電磁輻射之一中心部分150a及反射電磁輻射之一周邊部分150b。因此，如圖5A中所示，中心部分150a透射來自探頭前方之空間20之電磁輻射穿過透鏡152朝向感測器66(未展示)。如圖5B中所示，周邊部分150b向後反射來自探頭旁邊之空間44之電磁輻射且穿過透鏡152朝向感測器66(未展示)。圖5A、圖5B之實施例有利在於相同光學元件用於前視場成像路徑及後向視場成像路徑。除上述差異外，圖5A、圖5B之實施例中之探頭類似於圖1及圖2中之探頭。

圖6A係用於照明所檢查區域之圖1之成像探頭之一些組件之一部分截面圖及部分透視圖。在圖6A中，陣列或環12及14中之光纖束用於供應電磁輻射。圖6B係用於繪示用於提供所檢查區域之照明之另一方案之一成像探頭之一些組件之一部分截面圖及部分透視圖。取代使用如圖6A中之陣列或環12及14中之光纖束，LED可被直接安裝至或放置為靠近中空光導16或反射器42(未展示)以供應電磁輻射。在本實施例中，由LED供應之電磁輻射由光導16透射且如圖1中顯現為射線18。圖6C係用於繪示用於提供所檢查區域之照明之又一方案之一成像探頭之一些組件之一部分截面圖及部分透視圖。在本實施例中，由LED供應之電磁輻射繞過光導16且直接照明探頭前方之空間20。

圖5A、圖5B、圖6B及圖6C中所示之實施例可用於本文中描述之任一或多個應用中。

雖然上文已參考各種實施例描述本發明，但是應瞭解可進行變更及修改而不脫離本發明之範疇，其將僅由隨附申請專利範圍及其等之等效物定義。

【符號說明】

10 成像探頭

12	環/陣列
14	環/陣列
16	中空光導
18	射線
20	空間
22	光學圓頂
24	息肉
26	息肉
28	息肉
28'	前視場(影像)
30	息肉
30'	後向視場(影像)
32	皺襞
34	結腸
42	環形反射器
44	空間
46	路徑
50	正向成像路徑
52	後向成像路徑
62	前透鏡組
64	後透鏡組
66	影像感測器
66a	中心部分
66b	後成像視場
68	反射器
74	發射濾波器

80	輸出信號
82	輸出信號
84	處理器
86	顯示器
88	影像
99	照明/激發濾波器
100	內視鏡/腹腔鏡
102	內部儀器通道
104	外部儀器通道
150a	中心部分
150b	周邊部分
152	透鏡

申請專利範圍

1. 一種成像探頭，其包括：

一圓柱形光導，其在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭前方之空間之一前視場；

一光纖陣列，其圍繞該圓柱形光導；

一環形反射器，其在後向路徑中反射來自該陣列之電磁輻射用於照明該探頭旁邊之一空間之一後視場；

一影像感測器；

成像路徑中之一物鏡，其使該前視場及該後視場成像至該影像感測器上，使得該前視場及該後視場在該影像感測器上以相對於彼此之一固定空間關係對準，其中該正向路徑、該等後向路徑及該等成像路徑不被該探頭之任意組件阻擋。

2. 一種成像探頭，其包括：

一第一元件，其在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭前方之空間之一前視場；

一第二元件，其在一後向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭旁邊之空間之一後視場；

一影像感測器；

成像路徑中之一成像裝置，其使該前視場及該後視場成像至該影像感測器上，其中該正向路徑、該後向路徑及該等成像路徑不被該探頭之任意組件阻擋。

3. 如請求項2之探頭，其中該成像裝置包含複數個物鏡，且該前視場及該後視場藉由該成像裝置之該等相同物鏡成像至該影像感測器上。

4. 如請求項3之探頭，其中該成像裝置包含一元件，其具有透射之

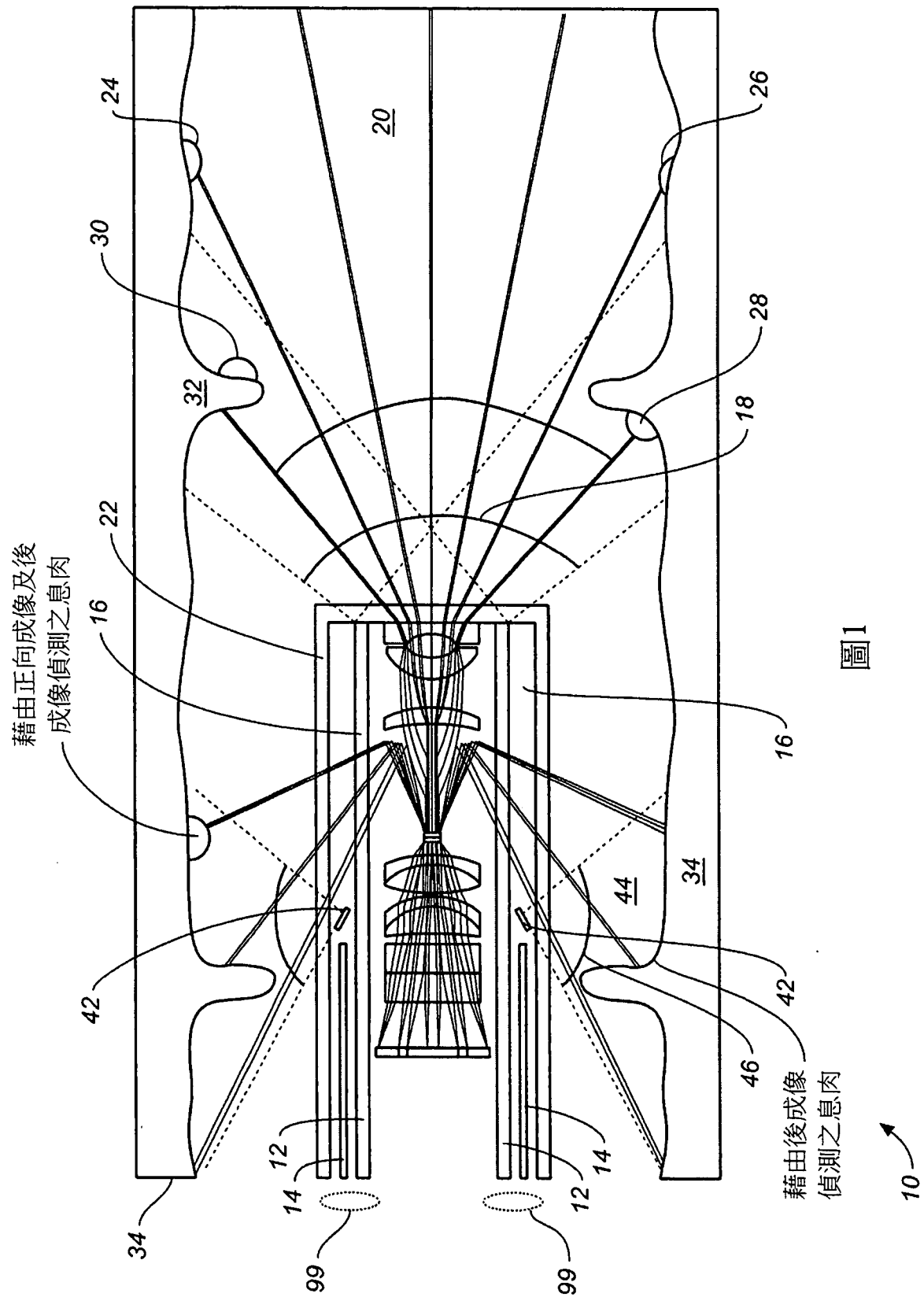
一中心部分及反射之一周邊部分。

5. 如請求項4之探頭，其中該透射部分在該探頭前方之該前視場中透射電磁輻射且該周邊部分在該探頭旁邊之空間之該後視場中反射電磁輻射。
6. 如請求項2之探頭，其中該成像裝置包含一第一群組之物鏡及一第二群組之物鏡，其等並非完全相同，且該前視場及該後視場分別藉由該第一群組之物鏡及該第二群組之物鏡成像至該影像感測器上。
7. 如請求項6之探頭，其中該第二群組之物鏡包含一環形反射器。
8. 如請求項2之探頭，其中該成像裝置使該前視場及該後視場成像，使得該前視場及該後視場在該影像感測器上以相對於彼此之一固定空間關係對準。
9. 如請求項8之探頭，其進一步包括一處理器，其構造且在一顯示器上顯示該等經對準之前視場及後視場。
10. 如請求項2之探頭，其中該成像裝置包含一變焦透鏡，使得該成像裝置之放大率係可調整的。
11. 如請求項2之探頭，該第一元件及該第二元件各包含一光導，該探頭進一步包括LED，其等定位為鄰近該第一元件及該第二元件之該等光導。
12. 如請求項2之探頭，該第一元件及該第二元件各包含至少一LED。
13. 如請求項2之探頭，其中該後視場係全向的。
14. 如請求項2之探頭，其中由該第二元件供應用於照明該探頭旁邊之空間之該電磁輻射係全向的。
15. 如請求項2之探頭，該第一元件或該第二元件包括一照明或激發濾波器。

16. 如請求項2之探頭，該成像裝置包括一發射濾波器。
17. 如請求項2之探頭，其中在該正向路徑或該後向路徑中供應之該電磁輻射被偏振。
18. 一種成像探頭，其包括：
 - 一第一元件，其在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭前方之空間之一前視場；
 - 一第二元件，其在一後向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭旁邊之空間之一後視場；
 - 一影像感測器；
 - 成像路徑中之一成像裝置，其使該前視場及該後視場成像至該影像感測器上，使得該前視場及該後視場在該影像感測器上以相對於彼此之一固定空間關係對準。
19. 如請求項18之探頭，其中該正向路徑、該後向路徑及成像路徑不被該探頭之任意組件阻擋。
20. 一種醫療儀器，其包括：
 - (a)一外殼，其中界定複數個通道；及
 - (b)一成像探頭，其在該等通道之一者中或附接至該外殼，其包括：
 - 一第一元件，其在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭前方之空間之一前視場；
 - 一第二元件，其供應電磁輻射用於照明該探頭旁邊之空間之一後視場且在一後向路徑中供應電磁輻射；
 - 一影像感測器；
 - 成像路徑中之一成像裝置，其使該前視場及該後視場成像至該影像感測器上，其中該正向路徑、該後向路徑及該等成像路徑不被該探頭之任意組件阻擋。

21. 如請求項20之醫療儀器，其中該儀器係一內視鏡、一腹腔鏡或一關節鏡。
22. 一種成像方法，其包括：
 在一正向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭前方之空間之一前視場；
 在一後向路徑中供應電磁輻射用於照明該探頭旁邊之空間之一後視場；
 沿著成像路徑使該前視場及該後視場成像至一影像感測器上，其中該正向路徑、該後向路徑及該等成像路徑不被阻擋。
23. 如請求項22之方法，其中在該正向路徑及該後向路徑中供應之該電磁輻射係白光、經偏振電磁輻射、窄波段電磁輻射、螢光或選擇用於多光子成像之電磁輻射。
24. 如請求項22之方法，其進一步包括調整該成像之一放大率。
25. 如請求項24之方法，其中該調整係藉由調整一變焦透鏡而為之。
26. 如請求項22之方法，其進一步包括調整該探頭前方之空間之一前視場或該探頭旁邊之空間之一後視場或兩者。
27. 如請求項26之方法，其中該調整係藉由在該等正向路徑、後向路徑及成像路徑中移動一或多個物鏡而為之。

圖式



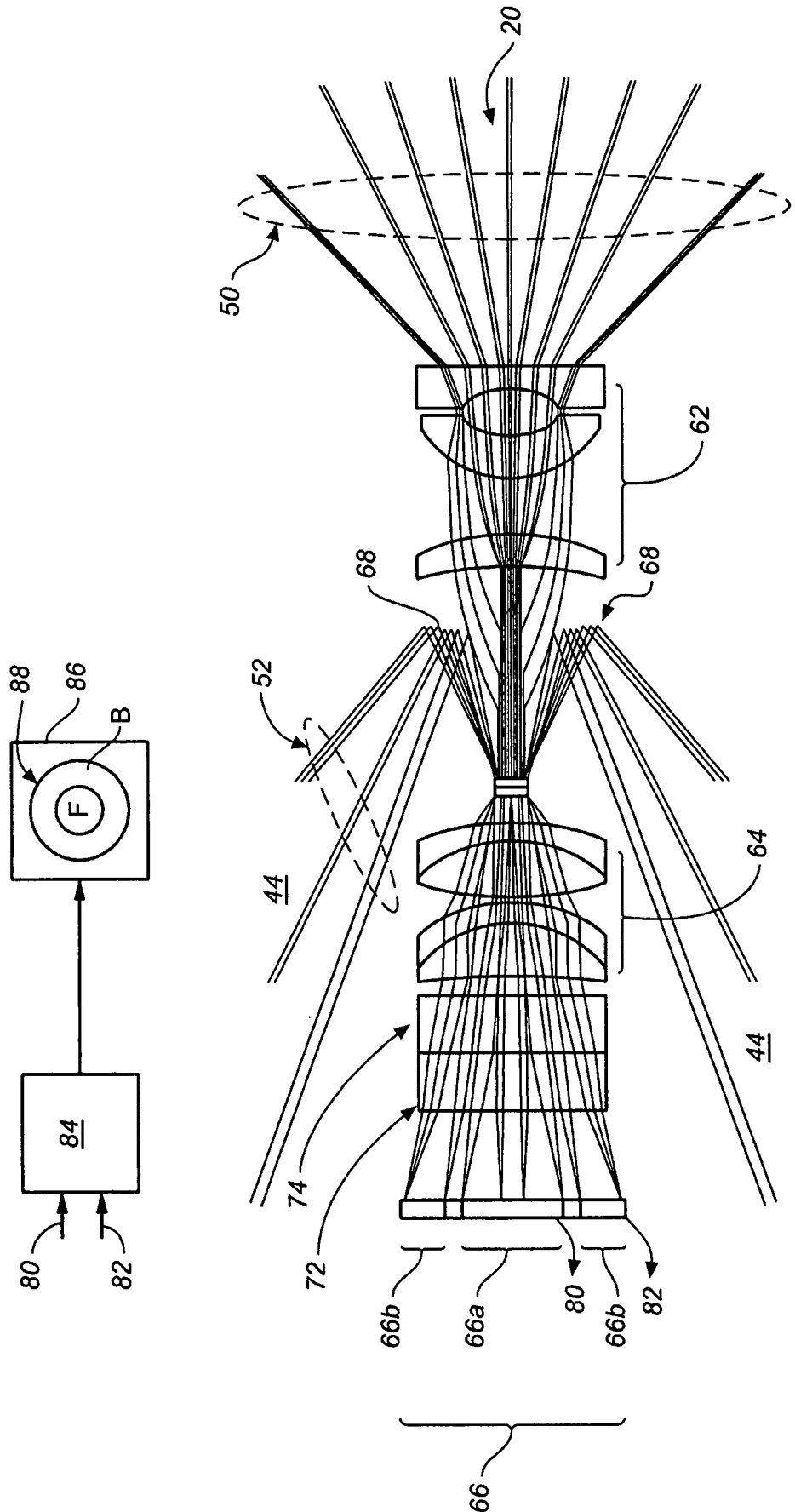
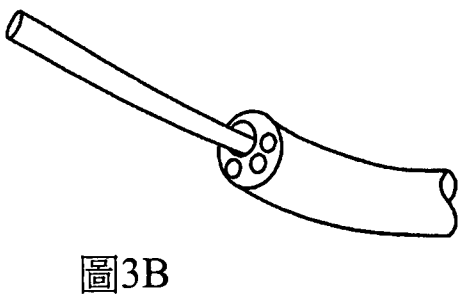
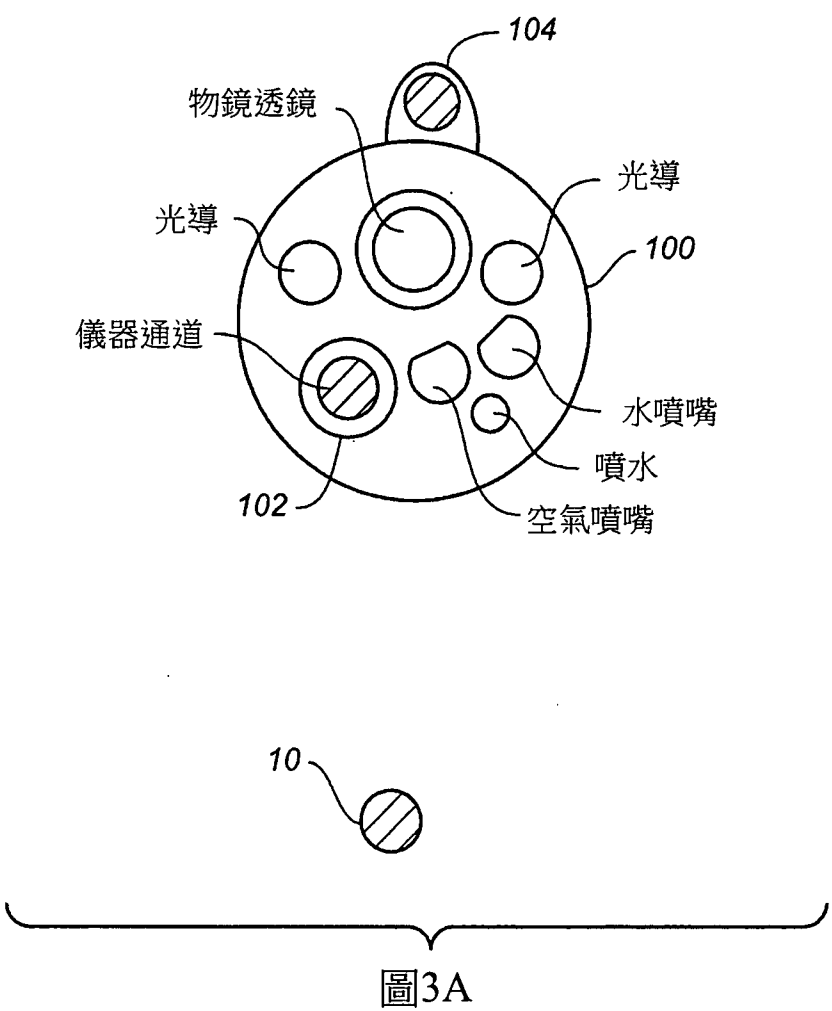


圖2



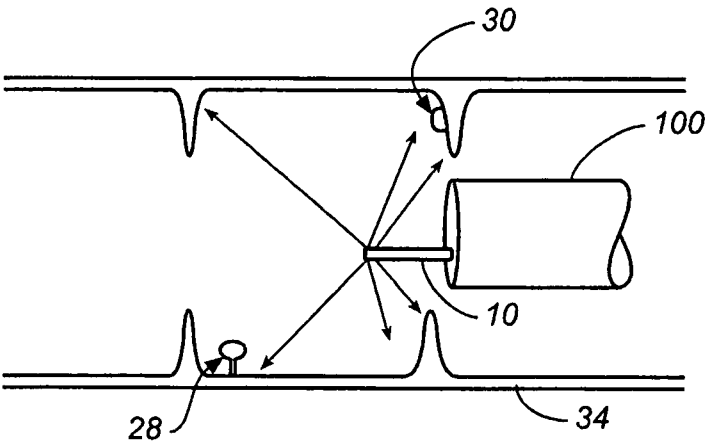


圖4A

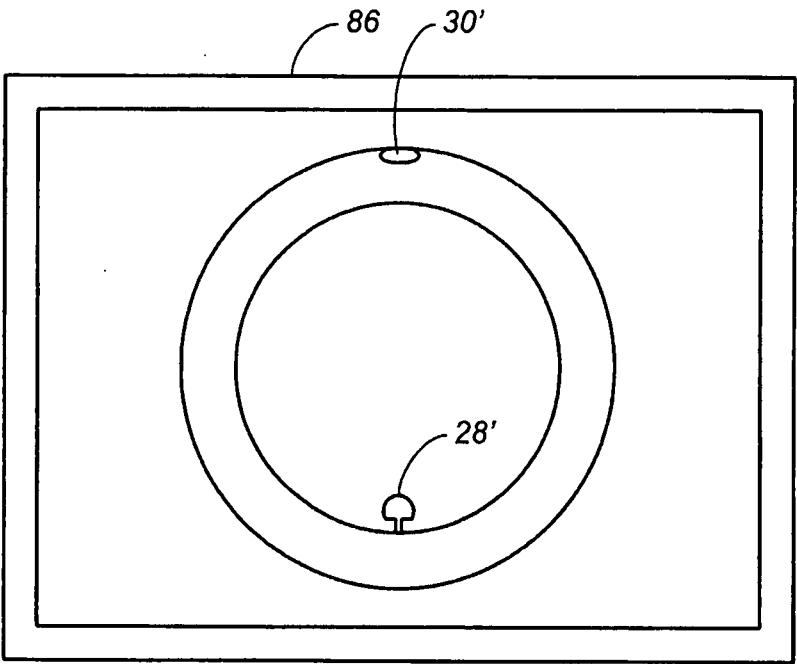


圖4B

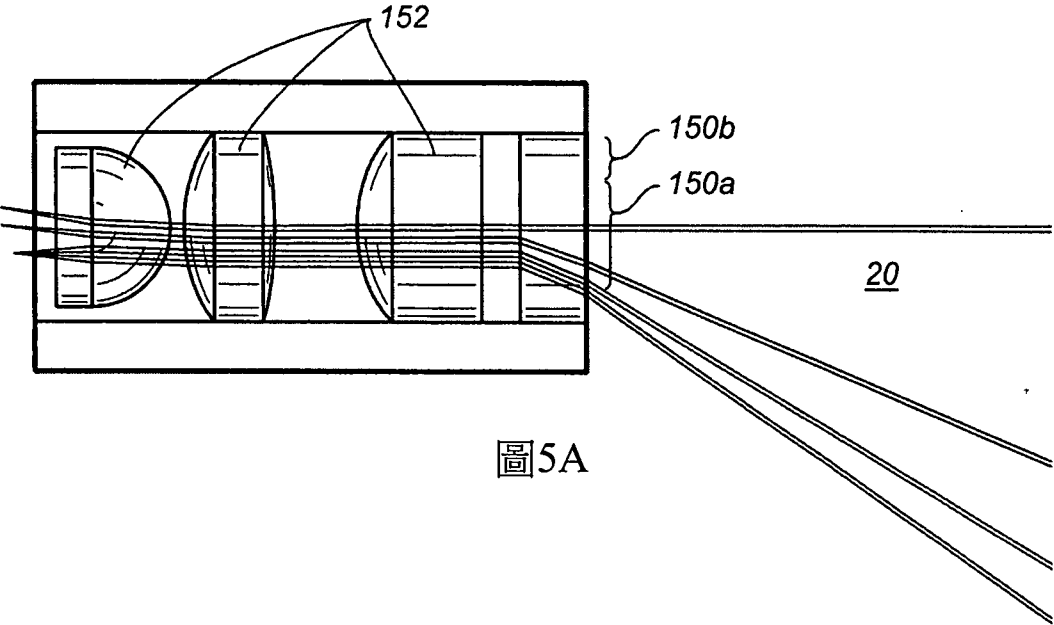


圖5A

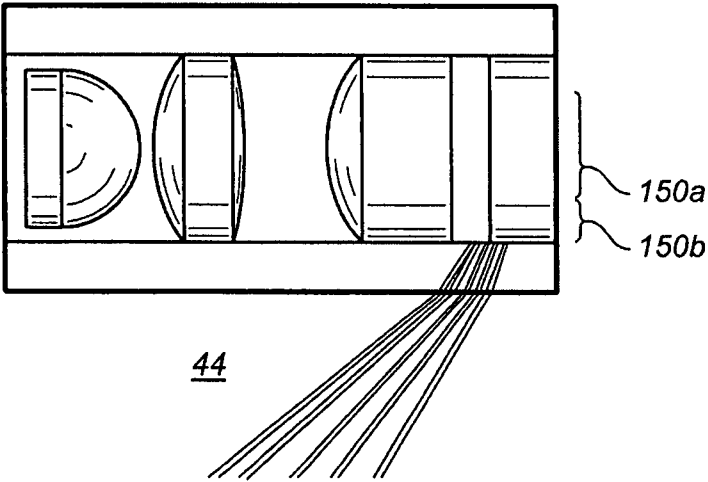


圖5B

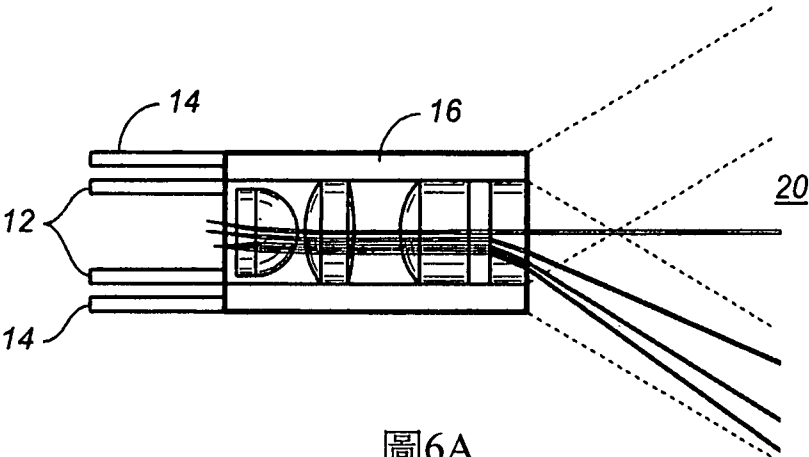


圖6A

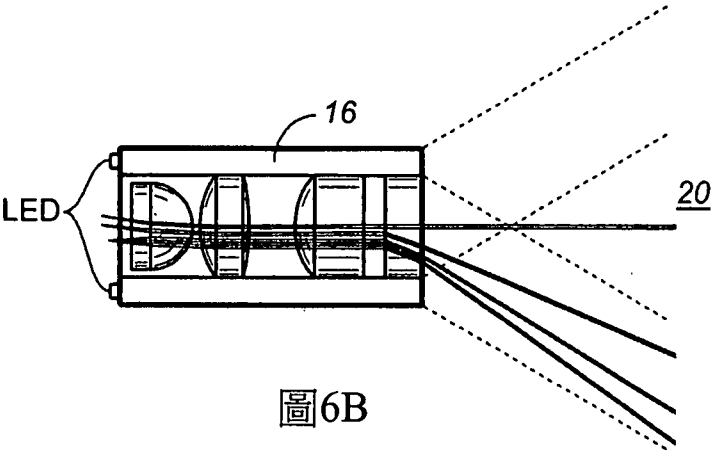


圖6B

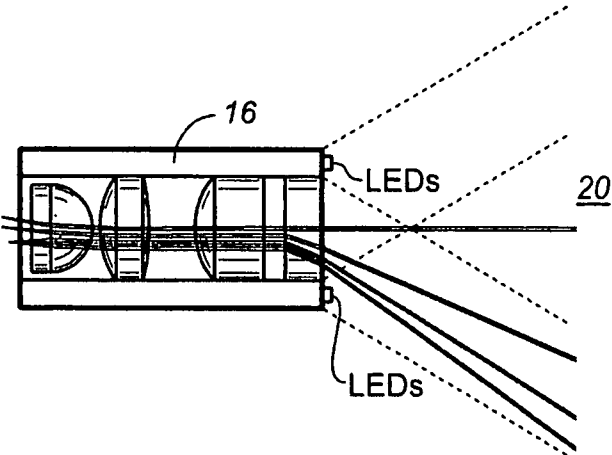


圖6C