



(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 201722366 A

(43)公開日：中華民國 106 (2017) 年 07 月 01 日

(21)申請案號：105133880

(22)申請日：中華民國 105 (2016) 年 10 月 20 日

(51)Int. Cl. : A61B90/30 (2016.01)

G02B6/26 (2006.01)

(30)優先權：2015/12/02 美國

14/957,248

(71)申請人：諾華公司(瑞士) NOVARTIS AG (CH)

瑞士

(72)發明人：史密斯 羅納德 T SMITH, RONALD T. (US)；米爾塞帕西 阿利雷札

MIRSEPASSI, ALIREZA (IR)

(74)代理人：惲軼群；劉法正

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：16 項 圖式數：7 共 37 頁

(54)名稱

用於眼科外科照明的具有近端漸縮部的光纖

OPTICAL FIBER HAVING PROXIMAL TAPER FOR OPHTHALMIC SURGICAL ILLUMINATION

(57)摘要

眼科照明系統可以包括光纖，該光纖被配置成傳輸由光源輸出且由聚光器聚焦的光束。該光纖可以包括近端部、遠端部、和中心部。該近端部可以被配置成接收由該聚光器聚焦的光束。該遠端部可以被配置成發射該光束以照亮手術野。該中心部可以在該近端部與該遠端部之間延伸。該近端部的芯直徑可以大於該中心部和該遠端部的芯直徑。眼科照明方法可以包括使用聚光器將由光源發射的光束聚焦到光纖的近端部上。該方法還可以包括使用該光纖將該光束傳輸到手術野。

An ophthalmic illumination system can include an optical fiber configured to transmit a light beam output by a light source and focused by a condenser. The optical fiber can include proximal, distal, and central portions. The proximal portion can be configured to receive the light beam focused by the condenser. The distal portion can be configured to emit the light beam to illuminate a surgical field. The central portion can extend between the proximal and distal portions. A core diameter of the proximal portion can be larger than core diameters of the central and distal portions. An ophthalmic illumination method can include focusing, using a condenser, a light beam emitted by a light source onto a proximal portion of an optical fiber. The method can also include transmitting, using the optical fiber, the light beam to a surgical field.

指定代表圖：

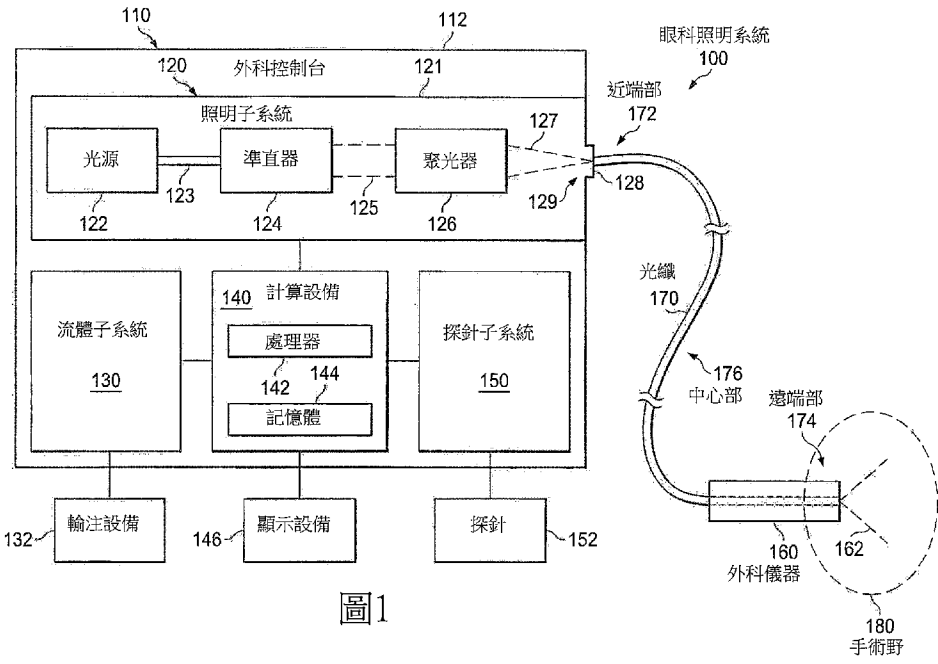


圖1

- 符號簡單說明：
- 100 . . . 眼科照明系統
 - 110 . . . 外科控制台
 - 112 . . . 基座殼體
 - 120 . . . 照明子系統
 - 121 . . . 殼體
 - 122 . . . 光源
 - 123、170 . . . 光纖
 - 124 . . . 準直器
 - 125 . . . 準直光束
 - 126 . . . 聚光器
 - 127 . . . 會聚光束
 - 128 . . . 端口
 - 129 . . . 聚焦成束斑
 - 130 . . . 流體子系統
 - 132 . . . 輸注設備
 - 140 . . . 計算設備
 - 142 . . . 處理器
 - 144 . . . 記憶體
 - 146 . . . 顯示設備
 - 150 . . . 探針子系統
 - 152 . . . 探針
 - 160 . . . 外科儀器
 - 162 . . . 光
 - 172 . . . 近端部
 - 174 . . . 遠端部
 - 176 . . . 中心部
 - 180 . . . 手術野

發明摘要

※ 申請案號：105133880

※ 申請日：105.10.20

※IPC 分類：**A61B 90/30** (2016.01)
G02B 6/26 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

用於眼科外科照明的具有近端漸縮部的光纖

Optical Fiber Having Proximal Taper for Ophthalmic Surgical Illumination

【中文】

眼科照明系統可以包括光纖，該光纖被配置成傳輸由光源輸出且由聚光器聚焦的光束。該光纖可以包括近端部、遠端部、和中心部。該近端部可以被配置成接收由該聚光器聚焦的光束。該遠端部可以被配置成發射該光束以照亮手術野。該中心部可以在該近端部與該遠端部之間延伸。該近端部的芯直徑可以大於該中心部和該遠端部的芯直徑。眼科照明方法可以包括使用聚光器將由光源發射的光束聚焦到光纖的近端部上。該方法還可以包括使用該光纖將該光束傳輸到手術野。

【英文】

An ophthalmic illumination system can include an optical fiber configured to transmit a light beam output by a light source and focused by a condenser. The optical fiber can include proximal, distal, and central portions. The proximal portion can be configured to receive the light beam focused by the condenser. The distal portion can be configured to emit the light beam to illuminate a surgical field. The central portion can extend between the proximal and distal portions. A core diameter of the proximal portion can be larger than core diameters of the central and distal portions. An ophthalmic illumination method can include focusing, using a condenser, a light beam emitted by a light source onto a proximal portion of an optical fiber. The method can also include transmitting, using the optical fiber, the light beam to a surgical field.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 1 ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：：

100…眼科照明系統	132…輸注設備
110…外科控制台	140…計算設備
112…基座殼體	142…處理器
120…照明子系統	144…記憶體
121…殼體	146…顯示設備
122…光源	150…探針子系統
123、170…光纖	152…探針
124…準直器	160…外科儀器
125…準直光束	162…光
126…聚光器	172…近端部
127…會聚光束	174…遠端部
128…端口	176…中心部
129…聚焦成束斑	180…手術野
130…流體子系統	

【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】(中文/英文)

用於眼科外科照明的具有近端漸縮部的光纖

Optical Fiber Having Proximal Taper for Ophthalmic Surgical Illumination

【技術領域】

[0001] 在此揭露的實施方式可以與眼科照明系統有關。更確切地，在此描述的實施方式可以涉及使用具有漸縮近端部的光纖在眼科手術期間照亮手術野，如患者的眼睛。漸縮近端部可以允許光纖有效地接收未對準的光束。

【先前技術】

相關技術

[0002] 眼科顯微外科手術需要精確切割和/或去除患者眼睛的不同身體組織。在手術期間，眼科照明設備可以為手術野提供光。使用者（如外科醫生或其他醫學專業人士）可以將設備插入眼睛中以照亮眼睛內部。光源和其他照明光學裝置（如準直器和聚光器）將光束引導朝向照明設備的光纖。

[0003] 在照明光學裝置的組裝期間，生產商可以嘗試優化光束的與將光束耦合進光纖中相關聯的各個參數。例如，耦合效率可以是將光束耦合進光纖中的描述。高耦合效率可以使得相對較大量的來自光源的未失真光經由光纖傳輸到手術野。低耦合效率可以導致較少的光被傳輸到手術野，並且光以不希望的角度輪廓被傳輸。一種在生產期間改進耦合效率的方式包括精確地對準照明光學裝置部件（例如，準直器、聚光器、光纖等）並且然後將部件固定，這樣使得它們隨後不會變為未對準的。例如，在將聚光器和光纖對準後，會聚光束的束斑可以在光纖近端處居於中心。然而，

任何成角度的或側向的未對準都可以造成光耦合效率損失。

[0004] 耦合進光纖的效率對甚至很小的進入聚光器和/或其他部件的光束未對準都可以是敏感的。未對準可以由不同來源產生。在使用期間的溫度變化可以導致進入聚光器的準直光束未對準。例如，照明光學裝置周圍的環境非典型地暖或冷，導致部件出現熱致膨脹或壓縮。在使用照明光學裝置期間的振動也可以導致未對準。照明光學裝置易受機械衝擊的影響，如在運輸期間掉落或接觸到重型設備。該等誤差來源可以藉由納入其他光學部件（如折疊鏡和分束器）而惡化。溫度變化、振動、和/或衝擊可以使得照明光學裝置和它們反射的光束變為未對準的。此外，在照明光學裝置的壽命期間，基於黏合劑的或基於機械的安裝的緩慢潛變可以使得照明光學裝置和它們反射的光束變為未對準的。

[0005] 在一些照明光學裝置元件中，即使小至大約 0.01° 的角度未對準都可以使得通過光纖傳輸的光的量顯著下降。由於對未對準的敏感度相對較高，在所有溫度和操作條件下維持高的光纖耦合效率持續照明光學裝置組件的壽命可以是重要的。包括藉由移動聚光器和/或其他光學部件而感測並主動校正光纖耦合效率損失的裝置的組件可以解決一些問題。然而，由於其高複雜性和成本，這樣的耦合效率感測器和主動回饋光學對準系統難以按成本有效方式來設計和實施。

[0006] 因此，仍需要藉由解決上文討論的需求中的一者或多者來適應光束的未對準同時維持高耦合效率的改進的設備、系統和方法。

【發明內容】

概述

[0007] 所提出的解決方案藉由降低眼科照明系統對光束未對準的敏感度的獨特解決方案而填補了未滿足的醫療需求。眼科照明系統可以包

括具有漸縮近端部的光纖。漸縮近端部可以具有比光纖的更遠端部大的芯直徑。漸縮近端部可以藉由將甚至未對準的光有效地耦合進光纖中而充當漏斗。其結果係，眼科照明系統可以對未對準較不敏感。眼科照明系統還可以包括聚光器，所述聚光器被配置成基於漸縮近端部的較大的芯直徑引導會聚光束朝向光纖。

[0008] 與一些實施方式一致，可以提供眼科照明裝置。裝置可以包括光纖，所述光纖被配置成傳輸由光源輸出且由聚光器聚焦的光束。光纖可以包括近端部、遠端部、以及中心部，所述近端部被配置成接收由聚光器聚焦的光束，所述遠端部被配置成發射光束以照亮手術野，所述中心部在近端部與遠端部之間延伸。近端部的芯直徑可以大於中心部的芯直徑和遠端部的芯直徑。

[0009] 與一些實施方式一致，可以提供眼科照明方法。方法可以包括使用聚光器將由光源發射的光束聚焦到光纖的近端部上。光纖可以包括近端部、遠端部、以及在近端部與遠端部之間延伸的中心部。近端部的芯直徑可以大於中心部的芯直徑和遠端部的芯直徑。該方法還可以包括使用該光纖將該光束傳輸到手術野。

[0010] 本揭露的另外的方面、特徵、和優點將從以下詳細說明中變得清楚。

【圖式簡單說明】

[0011] 圖1係圖示了眼科照明系統之圖。

[0012] 圖2A係圖示了眼科照明系統的一部分（包括照明子系統和光纖）之圖。

[0013] 圖2B係圖示了眼科照明系統的一部分（包括照明子系統和光纖）之圖。

[0014] 圖2C係圖示了眼科照明系統的一部分（包括照明子系統和光纖）之圖。

[0015] 圖3係圖示了聚光器和光纖的安排之圖。

[0016] 圖4係圖示了束斑、當耦合到殼體上時光纖芯的不同位置、以及在光纖芯的不同位置中對準的容許芯直徑的正面視圖之圖。

[0017] 圖5係圖示了聚光器的安排之圖。

[0018] 圖6係圖示了品質因數 r_N 之圖表，所述品質因數比較在維持高耦合效率的同時相對於具有類似尺寸的近端部和中心部的光纖可以由包括漸縮近端部的光纖容許多麼大的光學未對準。

[0019] 圖7係圖示了圖6的品質因數之曲線圖。

[0020] 在附圖中，具有相同標號的元件具有相同或類似的功能。

【實施方式】

詳細說明

[0021] 在以下描述中，可以闡明具體細節以便描述某些實施方式。然而，熟習該項技術者應清楚的是可以在不具有該等具體細節中的一些或全部的情況下實踐所揭露之實施方式。可以在此呈現具體的和/或說明性的而非限制性的實施方式。熟習該項技術者應認識到，儘管在此未明確描述，但是其他材料也可以在本揭露之範圍和精神內。

[0022] 本揭露描述了以容許光束非故意的成角度的或側向的未對準的方式將光束光學地耦合進光纖中的設備、系統、和方法。光源可以產生用於照亮手術野（如患者的眼睛）的光束。聚光器可以使光束聚焦並將其引導朝向光纖。在一些情況下，會聚光束可以是未對準的。光纖包括漸縮近端部，所述漸縮近端部被配置成接收會聚光束同時維持相對較高的耦合效率。光纖的近端部具有可以大於中心部和遠端部的芯直徑的芯直徑。

聚光器可以被配置成基於漸縮近端部的相對較大的芯直徑將會聚光束引導至光纖。

[0023] 本揭露的設備、系統、和方法提供了大量優點，包括：

[0024] (1) 本揭露的眼科照明系統可以更好地容許光束與眼科照明系統的光源、準直器、聚光器、和/或其他部件之間的對準誤差。僅具有直線近端部的光纖不能接收未對準的光。在此背景下，具有直徑增大的近端部的光纖可以有效地傳輸甚至未對準的光。

[0025] (2) 儘管存在對準誤差，仍可以維持高耦合效率。光纖的直徑增大的近端部可以有利地耦合否則會由於對準誤差而被損失的光。

[0026] (3) 可以將溫度有關的、振動有關的、和/或衝擊有關的誤差考慮在內。未對準可以起因於該等誤差中的任何一個或多個。藉由有效地耦合甚至未對準的光，包括直徑增大的近端部的光纖可以將多個誤差來源考慮在內。

[0027] (4) 可以改進眼科照明系統對溫度變化、振動、和/或衝擊的穩健性。即使眼科照明系統經歷了該等對準誤差來源，眼科照明系統也可以將光有效地耦合進光纖中，因為直徑增大的近端部將未對準考慮在內。

[0028] (5) 可以增加眼科照明系統的使用期限。光學未對準可以隨眼科照明系統的壽命而發生，包括作為黏合劑或機械降解、以及普通操作期間的振動的結果。因為光纖接收相對較大量的未對準的光，即使當未對準誤差出現時仍可以使用眼科照明系統。

[0029] 眼科照明系統100可以是在圖1中圖示的。眼科照明系統100可以包括光源122。光源122可以被配置成輸出光束以照亮手術野180。眼科照明系統100還可以包括具有多個透鏡的聚光器126。聚光器126可以被配置成使由光源122輸出的光束聚焦。眼科照明系統100還可以包括光纖170，所

述光纖被配置成傳輸由聚光器126聚焦的光束。光纖170可以包括近端部172、遠端部174、以及中心部176，所述近端部被配置成接收由聚光器126聚焦的光束，所述遠端部被配置成在手術野180內發射光束，所述中心部在近端部172與遠端部174之間延伸。近端部172的芯直徑可以大於中心部176的芯直徑和遠端部174的芯直徑。眼科照明系統100還可以包括外科儀器160，所述外科儀器被配置成定位在手術野180內。光纖170可以耦合到外科儀器160上。

[0030] 可以在各種眼科外科手術期間在手術野180（如患者的眼睛）內使用眼科照明系統100。示例性眼科外科手術可以包括診斷手術、治療手術、眼前段手術、眼後段手術、玻璃狀體視網膜手術、玻璃狀體切除手術、白內障手術、和/或其他適合的手術。手術野180可以包括患者眼睛的任何適合的生理學，包括眼前段、眼後段、角膜、晶狀體、玻璃狀體房、視網膜、和/或黃斑。

[0031] 當被來自光源122的光照亮時，外科醫生可以觀察手術野180。光源122可以是任何適合的可操作地輸出光學地耦合進光纖170中的光束的光源，如在此討論的。例如，光源可以包括雷射源（如超連續譜雷射源）、白熾燈泡、鹵素燈泡、金屬鹵化物燈泡、氙燈泡、汞蒸汽燈泡、發光二極體（LED）、其他適合的光源、和/或其組合。光源122可以輸出診斷光束、治療光束、和/或照明光束。光束可以包括任何適合的一個或多個波長的光，如可見光、紅外光、紫外（UV）光等。例如，光束可以傳輸亮光、寬頻光和/或白光以照亮手術野180。

[0032] 光束可以穿過在光源122與手術野180之間延伸的光路，包括通過準直器124、聚光器126、和光纖170。準直器124可以定位在光源122與手術野180之間的光路中，以接收由光源122輸出的光束。準直器124可以

包括被配置成對準由光源122輸出的光束的一個或多個透鏡和/或其他適合的光學部件。促進光束傳輸的光纖123可以機械地和/或光學地與光源122和準直器124耦合並在它們之間延伸。準直器124可以校準由光源122輸出的光束以產生準直光束125。準直光束125可以是發散、平行、或收斂光束。

[0033] 聚光器126可以定位在光源122與手術野180之間的、或準直器124與手術野180之間的光路中，以接收準直光束125。準直光束125可以通過空氣或自由空間從準直器124傳輸到聚光器126。聚光器126可以被配置成使準直光束125彎曲和/或以另外的方式與其相互作用，以產生會聚光束127。會聚光束127可以具有比準直光束125小的空間橫截面和/或光束直徑。在這方面，會聚光束127可以是收斂光束。例如，聚光器126可以被配置成使會聚光束127聚焦成束斑129。聚光器126可以包括一個、兩個、三個、四個、五個、或更多個透鏡和/或其他適合的光學部件。示例性透鏡可以包括雙凹透鏡、雙凸透鏡、凸凹透鏡、平凹透鏡、平凸透鏡、正/負彎月形透鏡、非球面透鏡、會聚透鏡、發散透鏡、和/或其組合。聚光器126可以具有任何適合的透鏡安排，包括一個或多個單體和一個或多個雙聯體。

[0034] 從聚光器126，會聚光束127可以通過空氣/自由空間或另一個光纖傳輸到光纖170。圖2A、2B、和2C可以圖示光纖170的另外的細節。光纖170可以被配置成將來自光源122的光傳輸到手術野180。通常，如在圖1中圖示的，光纖170可以包括近端部172、遠端部174、和中心部176。近端部172可以接收來自聚光器126的會聚光束127。一旦被接收在近端部172處，光便沿著光纖170朝向手術野180向遠端傳播。中心部176可以在近端部172與遠端部174之間延伸並在它們之間傳輸光。遠端部174可以將發射的光162遞送到手術野180中。光纖170的至少一部分（如遠端部174）可以定位在手術野180內。在這方面，光纖170可以是被配置用於單次使用的一次性

部件。例如，遠端部174可以耦合到定位在手術野180內的外科儀器160上。遠端部174可以被佈置在外科儀器160內或耦合到其外部。中心部176和/或近端部172也可以耦合到外科儀器160上。外科儀器160可以是外科醫生在眼科外科手術期間使用的任何適合的工具，包括例如點照明器、吊燈照明器、內照明器（endoilluminator）、輸注套管、切割探針、玻璃狀體切除術探針、抽吸探針、剪刀、以及鑷子。外科儀器160可以是在下文更加詳細描述的輸注設備132或探針152。

[0035] 光源122、準直器124、和聚光器126可以是照明子系統120的一部分。光纖170可以與照明子系統120處於光通信。照明子系統120可以包括與遞送光到手術野180相關的光學部件的全部或一部分。照明子系統120可以包括各種促進將光傳輸到手術野180的其他光學部件，如鏡子（包括熱或冷二向色鏡和折疊鏡）、分束器、透鏡、光柵、濾光器、和/或其組合。光源122、準直器124、和聚光器126可以被佈置在照明子系統120的殼體121內。殼體121可以是任何適合的將光源122、準直器124、和聚光器126相對於彼此維持為固定安排的外殼。例如，在對準光源122、準直器124、聚光器126、和/或光纖170後，可以有效地傳輸光。殼體121可以包括底板。光源122、準直器124、聚光器126可以被安裝、附著、和/或以另外的方式機械地耦合到底板上，以便防止部件的非故意移動。如在此討論的，這樣的移動可以不利地影響光耦合效率。圖1、2A、和2B圖示了光源122與手術野180之間的展開的光路。光路可以包括折疊鏡、分束器、和/或其他用於在殼體121的物理結構內引導光束的光學部件。折疊鏡可以允許照明光學裝置適合緊湊體積。分束器可以促進光向多個光纖端口的遞送。

[0036] 再次參考圖1，光纖170可以在端口128處機械地耦合到照明子系統120的殼體121上。端口128可以是殼體121的部件。端口128可以相對

於照明子系統120的光源122、準直器124、聚光器126、和/或其他部件剛性地定位。例如，端口128可以包括機械特徵，如螺紋、突起、凹槽，以促進光纖170的近端部172與殼體121之間的可移動的機械耦合。會聚光束127的束斑129可以在端口128內居於中心。光纖170的近端部172可以在端口128處耦合到殼體121上。光源122、準直器124、聚光器126、和/或光纖170的恰當對準可以保證使束斑129在端口128內恰當地居於中心並且將會聚光束127有效地耦合進光纖170中。如在此描述的，眼科外科系統100可以不易受作為光源122、準直器124、聚光器126、和/或光纖170未對準的結果的光耦合效率下降的影響。

[0037] 照明子系統120可以是單獨的部件或整合在外科控制台110中。外科醫生可以利用外科控制台110來控制與眼科外科手術相關的一個或多個參數。外科控制台110可以包括照明子系統120、流體子系統130、計算設備140、以及探針子系統150。外科控制台110的一個或多個部件可以耦合到基座殼體112上和/或被佈置在其內。基座殼體112可以是可移動的，這樣使得它可以在眼科外科手術期間被定位成鄰近患者。基座殼體112可以包括促進眼科照明系統100的部件之間的通信的氣動、光學、流體、和/或電補給線。

[0038] 計算設備140可以被配置為向眼科照明系統100的一個或多個部件傳輸控制信號和/或接收來自所述一個或多個部件的輸入或狀態信號，所述一個或多個部件係如輸注設備132、探針152、和/或外科儀器160。例如，計算設備140可以控制光源122的啟動和失活，以及由光源122輸出的光的強度、波長、和/或其他特徵。在這方面，光源122和/或照明子系統120可以與計算設備140處於電通信。計算設備140可以包括具有處理器142和記憶體144的處理電路。處理器142可以執行電腦指令，如存儲在記憶體144上

的那些，以控制各個子系統及其相關外科工具。處理器142可以是目標設備控制器和/或微處理器。記憶體144（如半導體記憶體、RAM、FRAM、或快閃記憶體）可以與處理器142接合。因此，處理器142可以向記憶體144寫入和讀取，並且執行與管理記憶體144相關的其他常用功能。計算設備140的處理電路可以是具有電源引腳（pin）、能夠執行邏輯功能的輸入和輸出引腳的積體電路。計算設備140可以與顯示設備146處於通信，從而顯示與眼科外科手術期間的系統操作和性能有關的數據。

[0039] 流體子系統130可以與計算設備140處於電通信。流體子系統130可以包括促進輸注設備132的操作的各種部件，如啟動/停止、速率、壓力、流體體積。輸注設備132可以將流體遞送進患者的眼睛中，以在眼科外科手術期間維持眼內壓。輸注設備132可以與流體子系統130處於流體和/或電通信。

[0040] 探針子系統150可以與計算設備140處於電通信。探針子系統150可以包括促進探針152的操作的各種部件。外科醫生可以利用手術野180內的探針152執行一種或多種外科操縱。例如，探針152可以是切割探針、玻璃狀體切除術探針、超音波乳化白內障吸除術探針、雷射探針、消融探針、真空探針、沖洗探針、剪刀、鉗子、抽吸設備、和/或其他適合的外科設備。探針152可以與探針子系統150處於機械、電、氣動、流體、和/或其他適合的通信。

[0041] 眼科照明系統100的部分（包括照明子系統120和光纖170）可以是在圖2A、2B、和2C中圖示的。圖2A、2B、和2C可以圖示光纖170之橫截面視圖。光纖170可以包括芯202、包層204、和塗層206。芯202可以是玻璃、塑膠、二氧化矽、硼矽酸鹽、和/或其他適合的光通過其傳播的材料之圓柱。包層204可以包圍芯202並將光限制在芯202內。包層204可以包

括具有小於芯202的折射率的介電材料。塗層206可以包圍包層204並保護光纖170免於物理損壞。

[0042] 聚光器126可以將聚焦光束127引導到光纖170的近端部172上。光纖170的近端部172內的芯202可以包括漸縮區段210。例如，聚光器126可以將聚焦光束127引導到漸縮區段210上，如在圖2A和2B中圖示的。在這方面，芯202在漸縮區段210內的橫截面的直徑可以沿著光纖170向遠端減小。芯202可以包括位於光纖170最近端的入口孔212。入口孔212可以是芯220的一部分。例如，入口孔212可以是芯202的與會聚光束127接合的近端面。入口孔212可以是漸縮區段210的一部分。入口孔212可以具有直徑214，如在圖2A和2C中圖示的。入口孔212的直徑214和/或區段211的直徑215沿著光纖170的長度208可以是芯202的最大的直徑。會聚光束127可以在入口孔212處被光學地耦合進光纖170中。例如，束斑129可以理想地在入口孔212內居於中心。漸縮區段210可以類似於具有增大的直徑的漏斗，以接收會聚光束127。有利地，漸縮區段210的尺寸和形狀可以被設計成藉由適應束斑129和/或會聚光束127的未對準而允許高耦合效率。

[0043] 如在圖2C中圖示的，光纖170的近端部172內的芯202可以包括具有恒定尺寸和形狀的區段211。例如，區段211可以是直的非漸縮區段。聚光器126可以將聚焦光束127引導到區段211上。區段211可以定位在漸縮區段210的近端。入口孔212可以是區段211的一部分。區段211可以具有直徑215和長度217。區段211的直徑215可以基本上等於入口孔212的直徑214。區段211的直徑215和橫截面可以沿著光纖170的長度217保持恒定。長度217可以與直徑215有數學關係。例如，長度217和直徑215之比可以大於一千。當長度217和直徑215滿足這個關係時，隨著光側向地充滿芯202，光纖170內的光可以側向地傳播開。因此，在光遇到漸縮區210之前，光在區

段211內可以變得空間均化。即使束斑129和/或照明子系統120的部件未對準，這也可以是真實的，因為長度217足夠大以允許光側向地傳播開並在區段211內變得空間均化。因此，有利地，光透射通過漸縮區段210可以不受束斑129和/或照明子系統120的部件未對準的影響，因為光在遇到漸縮區段210之前穿過了區段211。

[0044] 光纖170的中心部176內的芯202可以包括具有恒定尺寸和形狀的區段220。例如，區段220可以是直的非漸縮區段。區段220可以具有直徑224。區段220的直徑224和橫截面可以沿著光纖170的中心部176保持恒定。

[0045] 光纖170的遠端部174內的芯202可以包括漸縮區段230。在這方面，芯202在漸縮區段230內的橫截面的直徑可以沿著光纖170向遠端減小。漸縮區段230可以在光纖170的最遠端終止在尖端232處。發射的光162可以經由尖端232遞送進手術野180中。尖端232可以具有直徑234。例如，漸縮區段230可以包括硼矽酸鹽漸縮部。漸縮區段230可以被配置成以相對較大的或相對較小的角展度輸出發射的光162，以照亮手術野180。在一些實例中，漸縮區段230中的包層204可以從光纖170上剝離。在一些實例中，光纖170的遠端部174內的芯202可以具有恒定尺寸和形狀。例如，遠端部174內的芯202可以是直的非漸縮區段。在一些實例中，遠端部174內的芯202可以具有沿著光纖170向遠端增加的直徑。例如，芯202可以是具有漸增的直徑的漸縮區段。在一些實例中，代替或除漸縮區段230之外，光纖170的遠端部174內的芯202可以包括散射區段。尖端232的尺寸和形狀可以不同地來設計，包括成形為圓錐形的、成形為球形的、和/或以另外的方式適當地成形，以促進發射的光162以希望的角展度在手術野180內輸出。

[0046] 芯202的直徑可以在光纖170的近端部172、中心部176、與

遠端部174之間變化。區段220內的直徑224通常可以被描述為的 $d_{\text{光纖}}$ 。例如， $d_{\text{光纖}}$ 的值可以在大約10 μm 與大約100 μm 之間、大約10 μm 與大約50 μm 之間、大約20 μm 與大約30 μm 之間，包括如20 μm 、22 μm 、25 μm 、27 μm 、30 μm 的值、和/或其他適合的更大的和更小的值。入口孔212的直徑214可以是直徑224的多倍並且通常被描述為 $N \cdot d_{\text{光纖}}$ 。參數 N 可以因此描述相對於中心部176的直徑224而言入口孔212的更大尺寸。參數 N 的值可以在1與10之間、1與5之間、2與4之間，包括如2、2.5、3、3.1、3.3、4的值、和/或其他適合的更大的和更小的值。參數 N 的值可以被選擇為實現改進的未對準光的傳輸同時有利地保留光纖170的相對較小的直徑（例如，直徑214）。光纖170的相對較小的直徑可以允許光纖170有利地整合在各種外科儀器（例如，外科儀器160）中。區段211的直徑215（圖2C）可以基本上等於入口孔212的直徑214。近端部172內的漸縮區段210的直徑可以向遠端從入口孔212或區段211處的 $N \cdot d_{\text{光纖}}$ 減小至中心部176處的 $d_{\text{光纖}}$ 。尖端232的直徑234可以是任何適合的等於或小於直徑224的 $d_{\text{光纖}}$ 的尺寸。在一些實例中，尖端232的直徑234也可以大於直徑224的 $d_{\text{光纖}}$ 。尖端232的直徑234的值可以在大約1 μm 與直徑224的大約 $d_{\text{光纖}}$ 之間、和/或其他適合的更大的和更小的值。遠端部174內的漸縮區段230的直徑可以向遠端從中心部176處的 $d_{\text{光纖}}$ 減小至尖端232處的直徑234。因此，芯202在近端部172內的直徑可以大於芯202在中心部176和遠端部174中的直徑。芯202在中心部176內的直徑可以大於芯202在遠端部174中的直徑。

[0047] 光纖170可以具有任何適合的長度208。例如，長度208可以在大約0.1 m與大約3 m之間、大約1 m與3 m之間、大約2.5 m與2.6 m之間，包括如2.5 m、2.55 m、2.6 m的值、和/或其他適合的更大的和更小的值。近端部172的漸縮區段210可以具有長度216。長度216可以是任何適合的長度。為了使光通過漸縮區段210最大地透射進區段220中，漸縮可以是逐漸

的。例如，漸縮區段210的形狀、漸縮的角度、和/或長度216可以被選擇為提供逐漸的漸縮。例如，近端部172的漸縮區段210的長度216可以是任何等於或大於大約一百倍的直徑214與直徑224之差的值。例如，直徑224可以是25微米，並且直徑214可以是75微米(例如，參數 N 乘以直徑224，其中 $N = 3$ ，或 $3 \cdot 25\mu\text{m}$)。用於最大通過量，長度216可以是任何長於5 mm的長度(例如， $100 \cdot (75\mu\text{m} - 25\mu\text{m})$)。中心部176內的具有恒定形狀的區段220可以具有任何適合的長度226。例如，長度226可以在大約10 mm與大約1000 mm之間、大約50 mm與大約500 mm之間、大約100 mm與大約200 mm之間，包括如100 mm、125 mm、145 mm、150 mm、166 mm、200 mm的值、和/或其他適合的更大的和更小的值。遠端部174的漸縮區段230可以具有任何適合的長度236。例如，長度236可以在大約5微米與大約1000微米之間、大約5微米與500微米之間、大約10微米與100微米之間，包括如10微米、25微米、50微米、66微米、100微米的值、和/或其他適合的更大的和更小的值。芯/包層直徑比可以保持恒定或沿著漸縮區段210的長度216和/或漸縮區段230的長度236改變。

[0048] 現在參考圖2B，聚光器126可以被配置成使會聚光束127聚焦在束斑129處。束斑129可以理想地在光纖170的端口129內和/或在入口孔212內居於中心。如在此描述的，入口孔212的尺寸和形狀可以被設計成適應束斑129的成角度的或側向的未對準，以便保留會聚光束127進入光纖170的有效光耦合。束斑129可以是衍射置限的。束斑129可以具有直徑244。直徑244的值可以在大約1 μm 與大約30 μm 之間、1 μm 與大約20 μm 之間、2 μm 與大約15 μm 之間，包括如2 μm 、8 μm 、12 μm 、15 μm 的值、和/或其他適合的更大的和更小的值。

[0049] 源自光源 122 的光束可以由其光源 122 與手術野 180 之間的光路

內在每個位置處的角展度或發散表徵（圖 1）。角展度的度量可以是數值孔徑（“NA”）。在形式上， $NA = \sin(\text{錐半角})$ 。眼科照明系統 100 內的光束可以因此由數值孔徑 $NA_{\text{光束}}$ 表徵。參考圖 2B，在下文更加詳細地討論的數學描述 270（圖 2B）描述了在眼科照明系統 100 內的各個位置處的 $NA_{\text{光束}}$ 。光纖 170 還可以由描述可以由光纖 170 接收和傳輸的光的角度的角展度或數值孔徑 $NA_{\text{光纖}}$ 表徵。 $NA_{\text{光纖}}$ 可以是給定光纖 170 的固定特徵。不同的光纖可以具有不同的 NA。光纖 170 可以具有任何適合的數值孔徑 $NA_{\text{光纖}}$ ，包括在大約 0.1 與大約 0.9 之間、大約 0.1 與大約 0.8 之間、大約 0.1 與大約 0.7 之間的 $NA_{\text{光纖}}$ ，包括如 0.12、0.22、0.26、0.30、0.37、0.44、0.48、0.50、0.63、0.66 的值、和/或其他適合的更大的和更小的值。可以這樣選擇 $NA_{\text{光纖}}$ ，使得光纖 170 以希望的角展度傳輸光。當光束具有小於或等於數值孔徑 $NA_{\text{光纖}}$ 的數值孔徑 $NA_{\text{光束}}$ 時，光束可以由光纖 170 在具有很少至沒有光學損失的情況下傳輸。參考圖 2B，當光纖 170 內的光束具有大於數值孔徑 $NA_{\text{光纖}}$ 的數值孔徑 $NA_{\text{光束}}$ 時，光束的一部分（例如，較高角度的射線）在包層 204 中可以被損失。具有小於或等於數值孔徑 $NA_{\text{光纖}}$ 的數值孔徑 $NA_{\text{光束}}$ 的光束的另一部分（例如，較小角度的射線）可以由光纖 170 傳輸。在這方面，在光源 122 與手術野 180 之間的光路內的 $NA_{\text{光束}}$ 可以與 $NA_{\text{光纖}}$ 有關。在眼科照明系統 100 內的各個點處的光束還可以由光束直徑表徵。通常，在光纖 170 內，光束的光束直徑可以等於光纖的直徑。光束直徑和數值孔徑 $NA_{\text{光束}}$ 可以被選擇為用光充滿光纖 170，用於有效地傳輸到手術野 180。

[0050] 數學關係可以描述由光纖 170 傳輸的光的角展度和光束直徑。例如，角展度（如 $NA_{\text{光束}}$ ）和光束直徑的乘積可以是恒定的。也就係說，

角展度和光束直徑可以具有倒數關係。因此，隨著光束直徑減小，角展度增加，反之亦然。例如，在漸縮區210內，隨著光束直徑減小（因為芯202的直徑減小），光的角展度可以對應地增加。類似地，在漸縮區230內，隨著光束直徑和芯202的直徑減小，光的角展度可以增加。

[0051] 在眼科照明系統 100 內的各個點 254、256、和 258 處的角展度或 $NA_{\text{光束}}$ 的數學描述 270 可以是在圖 2B 中圖示的。聚光器 126 可以被配置成將會聚光束 127 引導至光纖 170，這樣使得光纖 127 內的 $NA_{\text{光束}}$ 不會超過 $NA_{\text{光纖}}$ 。在這方面，會聚光束 127 的 $NA_{\text{光束}}$ 可以基於入口孔 212 的直徑 214。例如，會聚光束 127 的 $NA_{\text{光束}}$ 可以基於參數 N 。如上文描述的，入口孔 212 的直徑 214 還可以與參數 N 有關。聚光器 126 可以被配置成使會聚光束 127 聚焦為使得會聚光束 127 具有基於入口孔 212 的直徑 214 的角展度。點 254 可以位於束斑 129 處，在此處會聚光束 127 與入口孔 212 接合。如藉由點 254 處的數學關係 270 示出的，聚光器 126 被配置成使會聚光束 127 聚焦為使得 $NA_{\text{光束}} = \frac{NA_{\text{光纖}}}{N}$ 。會聚光束 127 可以在具有直徑 $N \cdot d_{\text{光纖}}$ 的入口孔 212 處被耦合進光纖 170 中。隨著 202 的直徑減小參數 N 的倍數， $NA_{\text{光束}}$ 在漸縮區 210 內增加參數 N 的倍數。聚光器 126 以 $NA_{\text{光束}} = \frac{NA_{\text{光纖}}}{N}$ 使會聚光束 127 聚焦可以因此導致漸縮區 210 內的角展度或 $NA_{\text{光束}}$ 的增加。因此，如藉由點 256 處的數學關係 270 示出的，在光纖 170 的中心部 176 內，光束具有 $NA_{\text{光束}} = NA_{\text{光纖}}$ 。如上文討論的，當 $NA_{\text{光束}} = NA_{\text{光纖}}$ 時，在光纖 170 內出現有效的光傳輸。隨著芯 202 在遠端部 176 內的直徑減小， $NA_{\text{光束}}$ 在漸縮區 230 內增加。尖端 232 的尺寸和形狀還可以被設計成使光束的角展度分散或增加。如藉由點 258 處的數學關係 270 示出的，光纖 170 可以被配置成以 $NA_{\text{光束}} \gg NA_{\text{光纖}}$ 遞送發

射的光 162。

[0052] 聚光器126可以具有有效焦距246。有效焦距246可以是會聚光束127在聚光器126與束斑129之間行進的距離的描述。一個或多個折疊鏡、分束器、和/或其他光學部件可以被佈置在光源122與光纖170之間（包括聚光器126與光纖170之間）的光路中。有效焦距246的值可以在大約5 mm或更小與150 mm或更大之間，包括8 mm與50 mm之間的值。聚光器126可以被定位為使得它具有基於光纖170的近端部172的入口孔212的直徑214的有效焦距246。

[0053] 圖3圖示了包括光纖310和聚光器320的安排。與圖1、2A、和2B的光纖170不同，圖3的光纖310不包括漸縮近端區段。而係，光纖310的近端部和中心部具有恒定直徑312。準直光束330可以由聚光器320聚焦。點384標識了圖3的安排內的位置，在此處會聚光束340遇到光纖310。如藉由點384處的數學關係370示出的，會聚光束340可以具有 $NA_{\text{光束}} = NA_{\text{光纖}}$ 。當會聚光束與光纖接合時，與圖3（點384）相比， $NA_{\text{光束}}$ 在圖2B（點254）中可以小參數 N 的倍數。圖3的光纖310內的光也具有 $NA_{\text{光束}} = NA_{\text{光纖}}$ 。點386處的數學關係370圖示到發射的光350可以具有 $NA_{\text{光束}} \gg NA_{\text{光纖}}$ 。聚光器320具有有效焦距380。

[0054] 再次參考圖2B，對於準直光束125（圖2B）和準直光束330（圖3）的相等直徑而言，聚光器126的有效焦距246可以比有效焦距380（圖3）相對長。例如，有效焦距246可以比有效焦距380大參數 N 的倍數。在這方面，有效焦距246可以基於也與入口孔212的直徑129相關的參數 N 。相對較長的有效焦距246可以允許 $NA_{\text{光束}}$ 在點254處減小參數 N 的倍數。會聚光束127可以在點254處被耦合進光纖170中。聚光器126的有效焦距246可以被配置成具有相對較長的有效焦距246，因為光纖170包括漸縮區段210。

[0055] 參考圖2B，光束在點252、254、256、和258處的形狀可以是在曲線圖260中圖示的。在這方面，曲線圖260包括y軸上的光束輻照度的橫截面分佈和x軸上的遠離光束中心的徑向位置。圖示的光束在所有點252、254、256、和258處通常可以是高斯的。光束可以被配置成具有任何適合的光束形狀，如藉由使用定位在光源122與手術野180之間的光路內任何點的波束成形器。例如，光束可以具有平頂光束輪廓或其他希望的形狀。相對較窄的、較小的直徑束斑129可以藉由點254處的曲線圖260的相對較窄的高斯分佈圖示。圖3的曲線圖360類似地圖示了在聚光器320和光纖310的安排中光束在點382、384、386處的形狀。與相對較窄的、較小的直徑束斑129（圖2B）相比，點254處的曲線圖360的高斯分佈可以相對較寬，指示相對較大的直徑束斑。

[0056] 再次參考圖2A和2B，本揭露可以改進眼科照明系統100的性能，如降低光纖170對在組裝眼科照明系統100之後出現的光源122、準直器124、聚光器126、和/或光纖170未對準的敏感度。影響角敏感度的因素可以包括：（1）進入聚光器126中的準直光束125的直徑；（2）光纖170的容許芯直徑；以及（3）光通過光纖170有效傳播的數學關係 $NA_{\text{光束}} = NA_{\text{光纖}}$ 。這三個因素有時可能難以改變，這使得光學未對準敏感度仍較高。例如，在一些情況下，準直光束330的直徑可以藉由光源和準直器的設計來固定。

[0057] 參考圖2A和2B，本揭露描述了將芯202的直徑（例如，在漸縮區段210內）增加參數 N 的倍數並且將會聚光束127的 $NA_{\text{光束}}$ 減小所述倍數。此類改變可以藉由降低對光學未對準的敏感度而對眼科照明系統100具有積極影響。因此，有利地，作為成角度的或側向的未對準的結果，耦合效率可以不太可能減小和/或減小較小的量。角敏感度參數 θ_N 可以被表徵為在顯著的光纖耦合效率損失開始出現之前進入聚光器126中的準直光束125

的最大離軸角。較高的 θ_N 對應於對光學未對準更寬容的系統，因為較大的離軸角可以被有效地耦合進光纖170中。通常，在此的描述使用一些具體的示例量，這樣使得可以更加容易地理解一些計算結果。具體的量可以僅係示例性的。任何適合的值都可以用於不同實例中。

[0058] 作為近似， θ_N 可以由給出：

$$\theta_N = \frac{D_N - d_N}{2f_N},$$

其中 D_N 指示針對 N 的容許芯直徑， d_N 指示會聚光束127的束斑129的直徑244，並且 f_N 指示針對 N 的有效焦距246。該等變數中的一些可以在圖4中生動地圖示。在這方面，圖4可以圖示光纖的束斑129、容許芯410、以及入口孔的不同位置432、434、436和438的正面視圖。束斑129可以具有直徑244。不同位置432、434、436、和438可以表示光纖的近端面或入口孔相對於殼體或會聚光束的對準。不同位置432、434、436、和438可以起因於光纖、殼體、和/或促進光纖與殼體之間的耦合的端口的製造公差。鑒於光纖、殼體、和/或端口的製造公差，重複光纖的精確定位可以是困難的。如所示的，入口孔在不同位置432、434、436、和438處的一些部分可以重疊，但是其他部分不會。容許芯410的直徑420可以表示在位置432、434、436、438中的每者處入口孔的一部分相對於會聚光束的一致對準。在這方面，在位置432、434、436、和438中的每者處入口孔都可以具有直徑430。位置432、434、436、和438中的每者還可以具有與它相關的由長度440指示的不確定性或誤差。通常，容許芯410的直徑420可以是入口孔的直徑430與表示光纖的位置不確定性的長度440之差。儘管入口孔的直徑430相對較大，容許芯410的直徑420可以相對較小。例如，容許芯410的直徑420對於具有25 μm 的實際芯直徑的光纖而言可以是7 μm 。

[0059] 作為近似，針對一般 N 的有效焦距 f_N 可以按 $f_N = N \cdot f_1$ 與針

對 $N = 1$ 的有效焦距 f_1 有關。在這方面， $N = 1$ 可以對應於圖3的安排，在這種安排中光纖不包括漸縮近端部。

[0060] 作為近似，針對一般 N 的束斑直徑 d_N 可以按 $d_N = N \cdot d_1$ 與針對 $N = 1$ 的束斑尺寸 d_1 有關。在這方面，衍射置限的（以及通常，非衍射置限的）束斑直徑可以與聚光器的有效焦距 f_N 成比例並且因此與參數 N 成比例。隨著有效焦距 f_N 以漸增的 N 增加，束斑直徑 d_N 也增加。對於 $N = 1$ 的在光學上設計良好的聚光器而言，束斑的直徑在最壞的情況下可以僅稍微大於衍射置限的斑尺寸。

[0061] 如在此描述的，容許芯直徑 D_N （以微米或 μm 計）的實例可以是 $D_N = 25N - 18$ 。示例項“25N”表示光纖的入口孔的實際芯直徑，在圖4中由直徑430表示。示例18 μm 對應於光纖芯的位置和/或對準的不確定性，在圖4中由長度440表示。光纖170可以具有任何適合的芯直徑，其中25 μm 係實例。如藉由 D_N 的數學描述指示的，入口孔的實際芯直徑增加 N 的倍數而位置不確定性保持恒定。因此，表示被一致地定位成接收會聚光束的光纖芯部分的容許芯直徑隨 N 顯著增加。例如，當 $N = 1$ 時 $D_N = 7 \mu\text{m}$ ，並且當 $N = 3$ 時 $D_N = 57 \mu\text{m}$ 。如藉由這個實例示出的，容許芯直徑 D_N 增加大約八倍而參數 N 增加三倍。容許芯直徑 D_N 隨參數 N 的這種快速增加促成眼科照明系統100中的光學未對準的更大容許。在這方面，容許芯直徑 D_N 以漸增的 N 比束斑直徑 d_N 和有效焦距 f_N 增加快地增加。如在下文的計算中示出的，因為容許芯直徑 D_N 增加地比束斑直徑 d_N 和有效焦距 f_N 快，維持有效耦合的角敏感度參數 θ_N 或最大離軸角也增加。

[0062] 將 f_N 、 d_N 、和 D_N 的值代入 θ_N 的公式中得到：

$$\theta_N = \frac{(25N-18)-(Nd_1)}{2(Nf_1)}。$$

對於指示類似於在圖3中圖示的安排的 $N = 1$ ， $\theta_1 = \frac{7-d_1}{2f_1}$ 。 θ_1 可以藉由標

識 d_1 和 f_1 的值來計算。例如，離開聚光器320的會聚光束340的均方根（RMS）束斑直徑或 d_1 可以是 $2.58\text{ }\mu\text{m}$ 。有效焦距380或 f_1 可以基於圖5中所示的聚光器320的安排來計算。在這方面，有效焦距380可以由來 $f_1 = \frac{a}{\tan \beta}$ 來描述。半徑 a 可以描述準直光束330的半徑。例如，半徑 a 可以等於 2.65 mm 。角度 β 可以是在 $1.3 \times 1/e^2$ 點下的邊緣射線角。例如，角度 β 可以是 17.9° 。將半徑 a 和角度 β 的該等值插入上文的方程中， f_1 或有效焦距380可以被計算為 8.20 mm 或 $8200\text{ }\mu\text{m}$ 。圖5的安排包括分束器530，所示分束器鑒於殼體的物理約束必要時引導會聚光束340。

[0063] 將 d_1 和 f_1 的示例值插入上文的方程中得到 $\theta_1 = \frac{7-2.58}{2(8200)} = 0.270\text{ 毫弧度} = 0.015^\circ$ 。參考圖3， $\theta_1 = 0.015^\circ$ 可以描述在顯著的光纖耦合效率損失開始出現之前進入聚光器320中的準直光束330的最大離軸角。對於 $25\text{ }\mu\text{m}$ 的實際芯直徑312而言，光纖310可以具有 $7\text{ }\mu\text{m}$ 的容許芯直徑。在圖3中圖示的照明光學裝置可以具有 $\geq 72\%$ 的透射率（包括了製造公差），包括藉由 $7\text{ }\mu\text{m}$ 容許芯直徑的衍射環繞能和通過光纖310的角數值孔徑的透射率。 0.0134° 的進入聚光器320中的準直光束330的最大可允許離軸角誤差導致在 650 nm 下藉由 $7\text{ }\mu\text{m}$ 容許芯直徑的衍射環繞能降至90%。計算的 $\theta_1 = 0.015^\circ$ 可以大致等於使用軟體應用程式（如Zemax）藉由光學射線追蹤計算的 0.0134° 的理論值。

[0064] 品質因數 $r_N = \frac{\theta_N}{\theta_1}$ 可以估計圖1、2A、2B的眼科系統100（其中 $N > 1$ ）在維持高耦合效率的同時適應光學未對準的效率如何。品質因數 r_N 將針對 $N > 1$ 的維持光耦合的最大離軸角與 $N = 1$ 的最大離軸角進行比較。更確切地，

$$r_N = \frac{\theta_N}{\theta_1} = \frac{\frac{(25N-18)-(Nd_1)}{2(Nf_1)}}{\frac{7-d_1}{2f_1}} = \frac{25-d_1}{7-d_1} - \frac{18}{N(7-d_1)}。$$

r_N 的第一項可以與 N 保持恒定並且僅取決於 d_1 。第二項可以是 N 依賴

性的並且對於 $d_1 < 7 \mu\text{m}$ 而言隨 N 增加而減小。在 $N = \infty$ 的極限情況下， r_N 漸近地接近第一項。

[0065] 針對不同 N 和 d_1 的 r_N 的值可以列於圖6的圖表600中。圖表600的值指示了眼科照明系統100的對準後角敏感度的有利減小。在這方面， r_N 可以描述一個倍數，維持有效光耦合的最大離軸角（其中 $N > 1$ ）相對於圖3的安排（其中 $N = 1$ ）以所述倍數增加。例如，給定等於 $2.58 \mu\text{m}$ 的RMS束斑直徑 d_1 ，然後假設 d_1 等於 $3 \mu\text{m}$ ，針對 $N = 2$ 的 $r_N = 3.25$ 。也就係說，當 $N = 2$ 時，維持有效光耦合的最大離軸角可以增加3.25倍。這樣的系統可以更容許光學未對準。因為較高離軸角的光有效地耦合進光纖中。品質因數 r_N 在極限 $N = \infty$ 處增加至5.5。

[0066] 圖7包括標繪了針對不同的 d_1 、針對變化的 N ， r_N 的值的曲線圖700。x軸可以包括參數 N 的值。y軸可以包括品質因數 r_N 的值。曲線710、720、和730對應於等於 $1 \mu\text{m}$ 、 $2 \mu\text{m}$ 、和 $3 \mu\text{m}$ 的 d_1 。藉由2、3、4和5的參數 N 值和大約 $1.95 \mu\text{m}$ 的聚焦束斑尺寸 d_1 得到的實際聚光器/光纖系統的類比結果740也還可以被包括在曲線圖700中。類比結果740與曲線720之間的對應可以是數學關係 r_N 的有效性的指示。

[0067] 生產商可以使用品質因數 r_N 和/或角敏感度參數 θ_N 的計算結果來確定與眼科照明系統110相關的一個或多個量。例如，計算結果可以用於對參數 N 進行選擇的演算法的一部分。參數 N 可以用於確定入口孔212的直徑214、聚光器126的有效焦距246、會聚光束127的角展度或 $NA_{\text{光束}}$ 、和/或其他適合的量。光纖170可以基於所選直徑214進行生產或選擇。基於所選有效焦距246和/或 $NA_{\text{光束}}$ ，聚光器126可以相對於光源122、準直器124、和/或光纖170定位在殼體121內。

[0068] 如在此描述的實施方式可以提供促進對光束未對準的更大

容許並且儘管存在對準誤差仍保留耦合進光纖的高效率的設備、系統、和方法。上文提供的實例在本質上可以是示例性的而非限制性的。熟習該項技術者可以容易地想到符合所揭露的實施方式的其他系統，所述其他系統旨在處於本揭露的範圍內。因此，本申請可以僅受所附申請專利範圍的限制。

【符號說明】

100…眼科照明系統	160…外科儀器
110…外科控制台	162…光
112…基座殼體	172…近端部
120…照明子系統	174…遠端部
121…殼體	176…中心部
122…光源	180…手術野
123、170、310…光纖	202、410…芯
124…準直器	204…包層
125…準直光束	206…塗層
126…聚光器	208、216、217、226、236、440…長度
127…會聚光束	210、230…漸縮區段
128…端口	211、220…區段
129…聚焦成束斑	212…入口孔
130…流體子系統	214、215、224、234、244、312、
132…輸注設備	420、430、 $N \cdot d_{\text{光纖}}$ …直徑
140…計算設備	232…尖端
142…處理器	246、380、 f_1 、 f_N …有效焦距
144…記憶體	252、254、256、258、382、384、386…點
146…顯示設備	260…曲線圖
150…探針子系統	270…數學描述
152…探針	320…聚光器

330…準直光束	740…類比結果
340…會聚光束	N …參數
350…發射的光	d_1 …束斑尺寸
360…曲線圖	d_N …束斑直徑
370…數學關係	D_N …芯直徑
432、434、436、438…不同位置	r_N …品質因數
530…分束器	a …半徑
700…曲線圖	β …角度
710、720、730…曲線	

申請專利範圍

1. 一種眼科照明裝置，包括：

光纖，該光纖被配置成傳輸由光源輸出且由聚光器聚焦的光束，該光纖包括

近端部，該近端部被配置成接收由該聚光器聚焦的光束，

遠端部，該遠端部被配置成發射該光束以照亮手術野，以及

中心部，該中心部在該近端部與該遠端部之間延伸，

其中該近端部的芯直徑大於該中心部的芯直徑和該遠端部的芯直徑。

2. 如請求項1所述之裝置，其中：

該光纖的近端部包括漸縮區段。

3. 如請求項2所述之裝置，其中：

該光纖的近端部包括定位在該漸縮區段的近端的直線區段。

4. 如請求項1所述之裝置，其中：

該光纖的近端部的芯直徑係該光纖的中心部的芯直徑的多倍。

5. 如請求項4所述之裝置，其中：

該聚光器被配置成具有基於該光纖的近端部的芯直徑的有效焦距。

6. 如請求項5所述之裝置，其中：

該聚光器被配置成使該光束聚焦為使得由該聚光器聚焦的光束的角展度係基於該光纖的近端部的芯直徑。

7. 如請求項5所述之裝置，其中該聚光器被配置成使該光束聚焦為使得：

由該聚光器聚焦的光束的角展度小於由該光纖傳輸的光束的角展度。

8. 如請求項5所述之裝置，其中該聚光器被配置成使該光束聚焦為使得：

由該聚光器聚焦的光束的角展度係由該光纖傳輸的光束的角展度的分數倍。

9. 如請求項1所述之裝置，進一步包括：

該光源。

10. 如請求項9所述之裝置，進一步包括：

該聚光器。

11. 如請求項10所述之裝置，進一步包括：

外科儀器，該外科儀器被配置成定位在該手術野內並被耦合到該光纖上。

12. 如請求項10所述之裝置，其中：

該光源和該聚光器被佈置在殼體內。

13. 一種眼科照明方法，該方法包括：

使用聚光器使由光源發射的光束聚焦在光纖的近端部上，該光纖包括該近端部、遠端部、和在該近端部與該遠端部之間延伸的中心部，其中該近端部的芯直徑大於該中心部的芯直徑和該遠端部的芯直徑；並且

使用該光纖將該光束傳輸到手術野。

14. 如請求項13所述之方法，其中使光束聚焦包括：

使該光束聚焦到該光纖的近端部的直線區段或漸縮區段上。

15. 如請求項13所述之方法，其中使光束聚焦包括：

使用該聚光器使該光束聚焦，該聚光器具有基於該光纖的近端部的芯直徑的有效焦距。

16. 如請求項13所述之方法，其中使光束聚焦包括：

使用該聚光器使得該光束聚焦為使得該光束的角展度係基於該光纖的近端部的芯直徑。

圖式

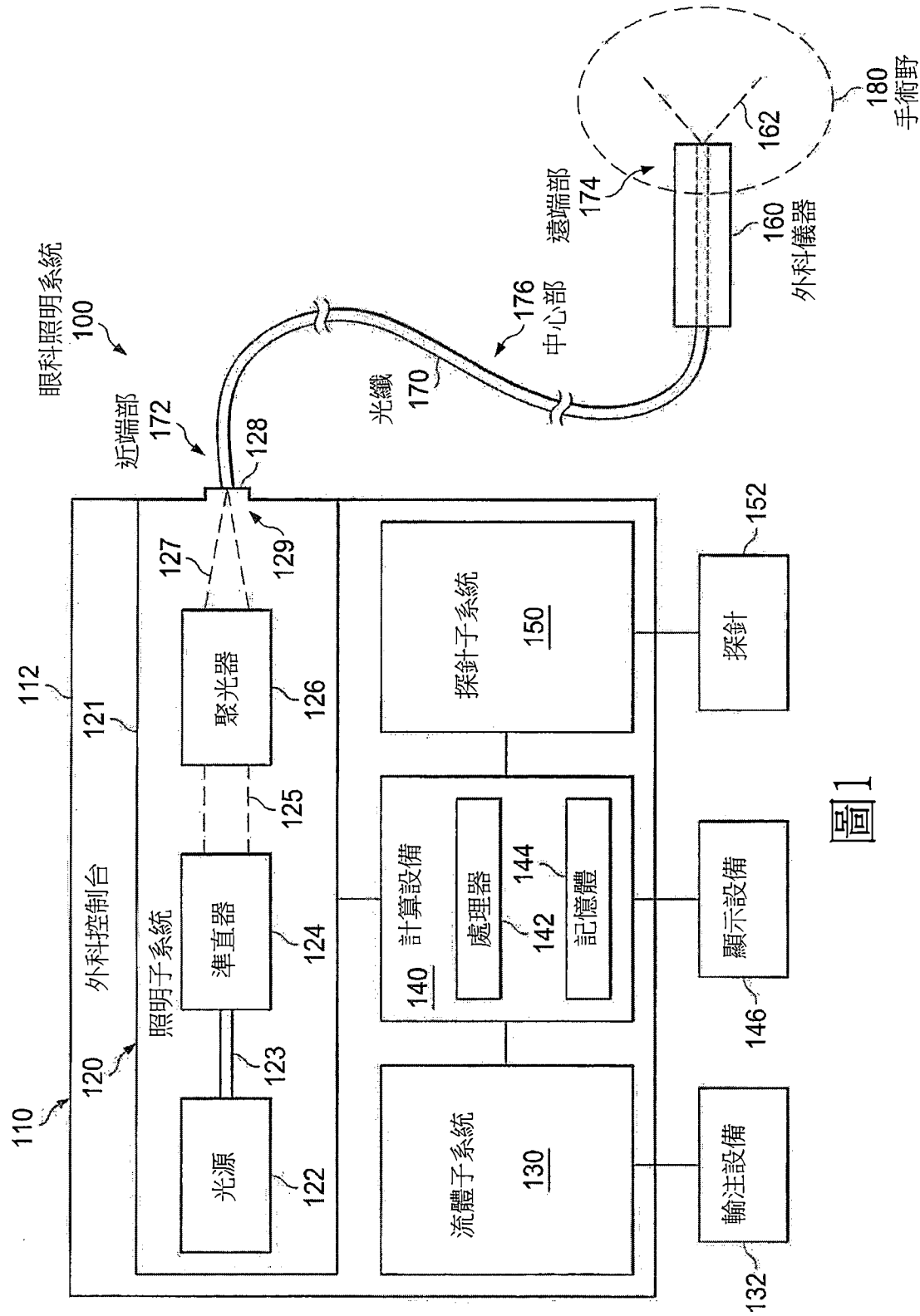
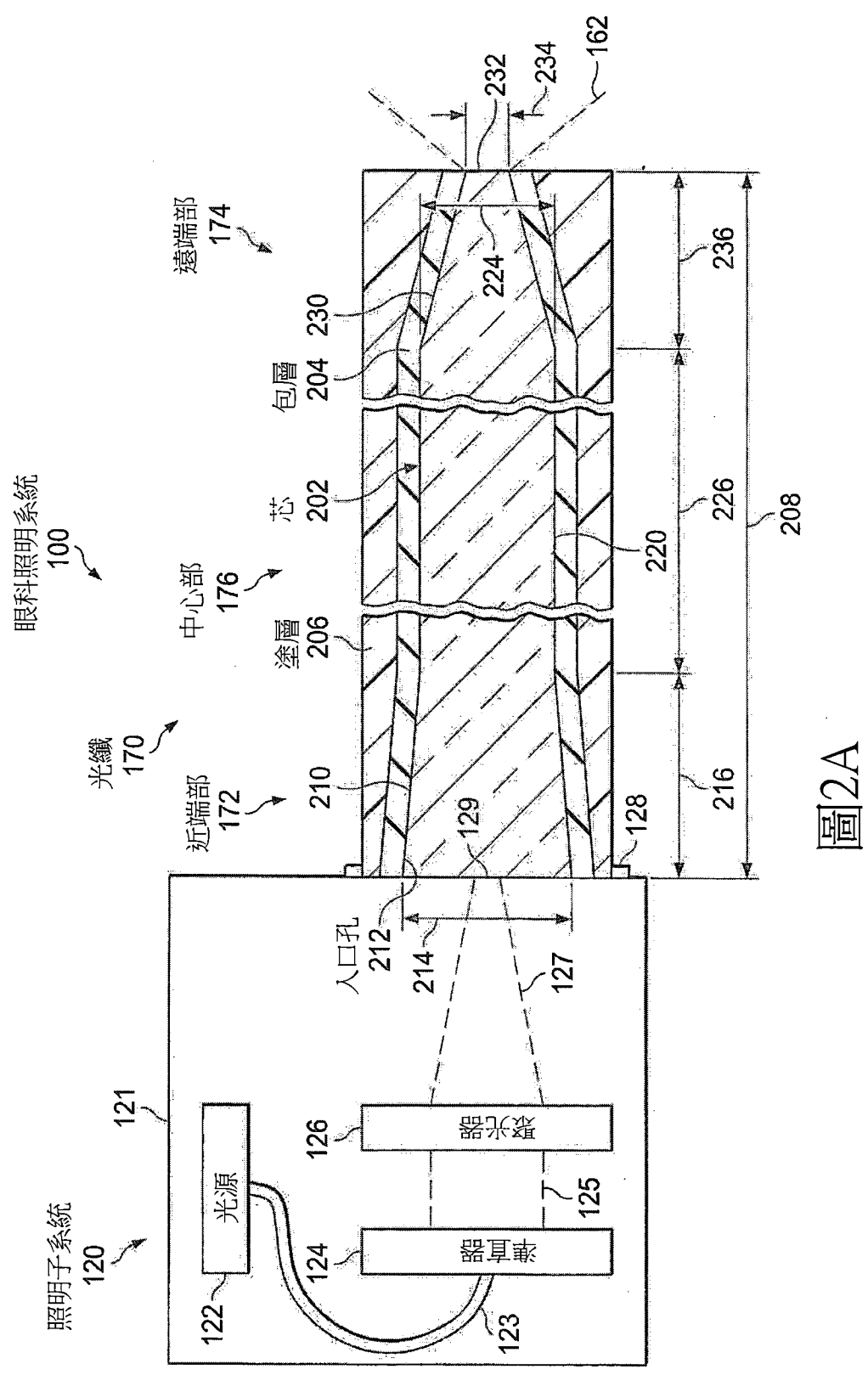


圖1



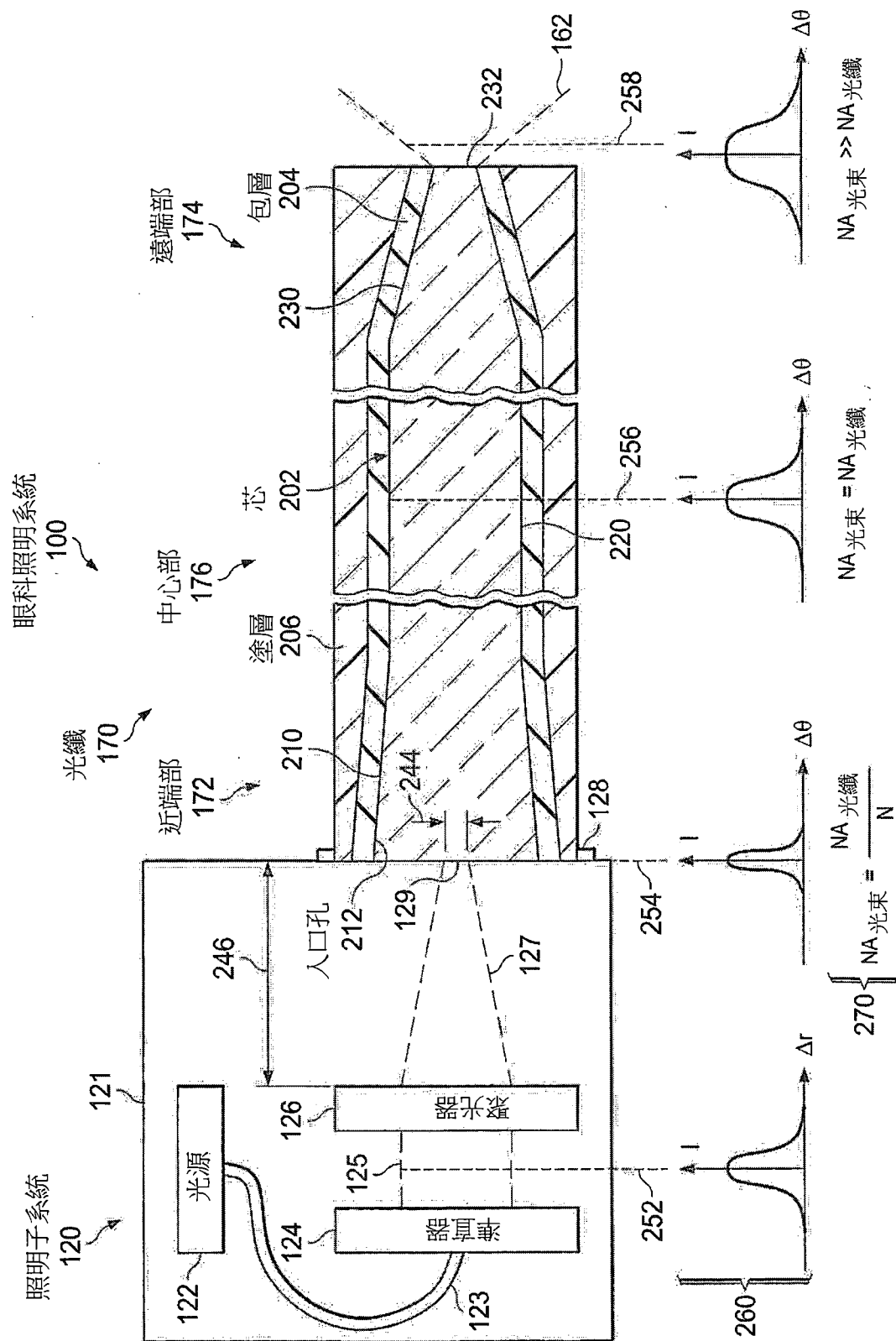


圖 2B

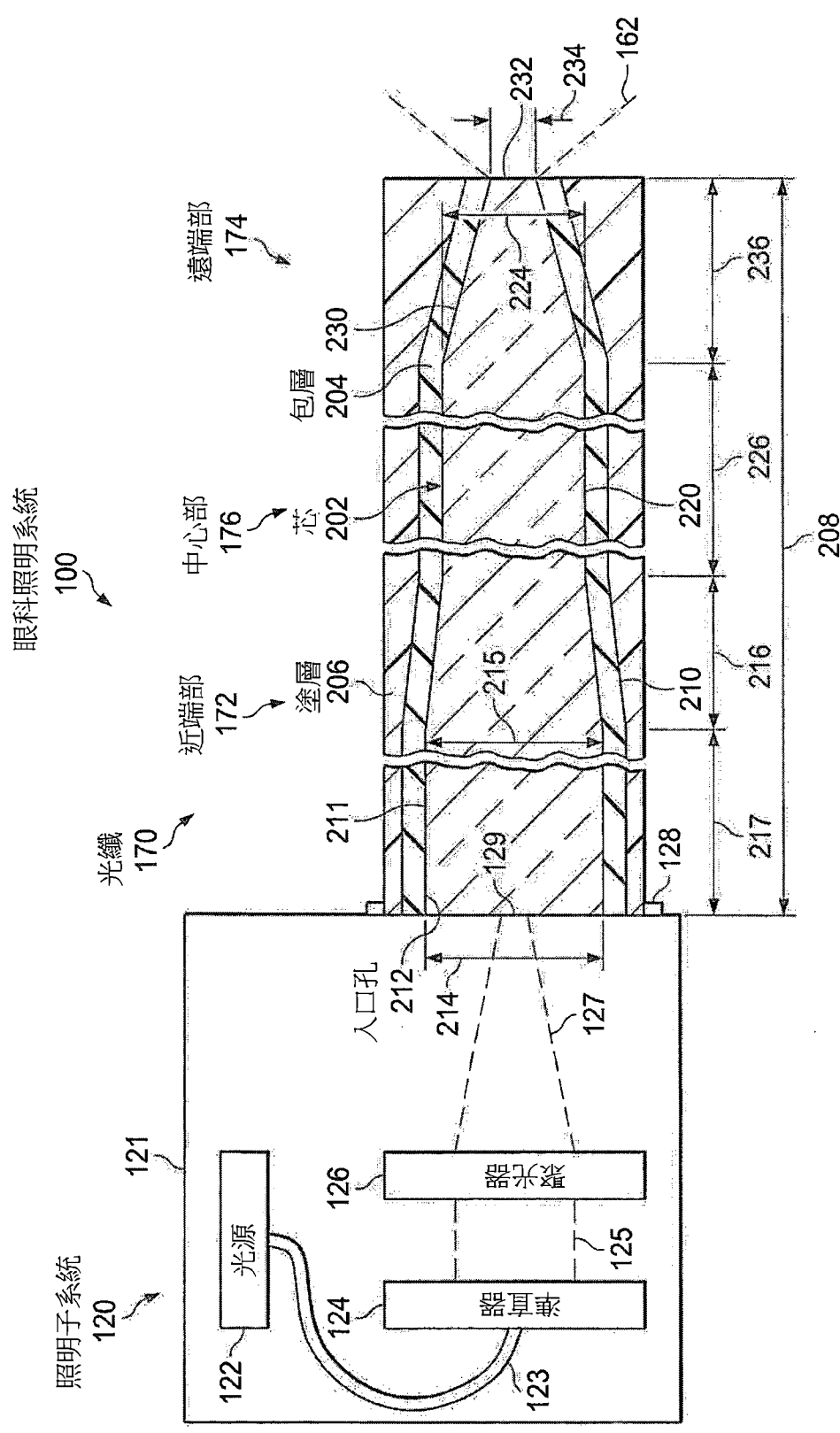


圖2C

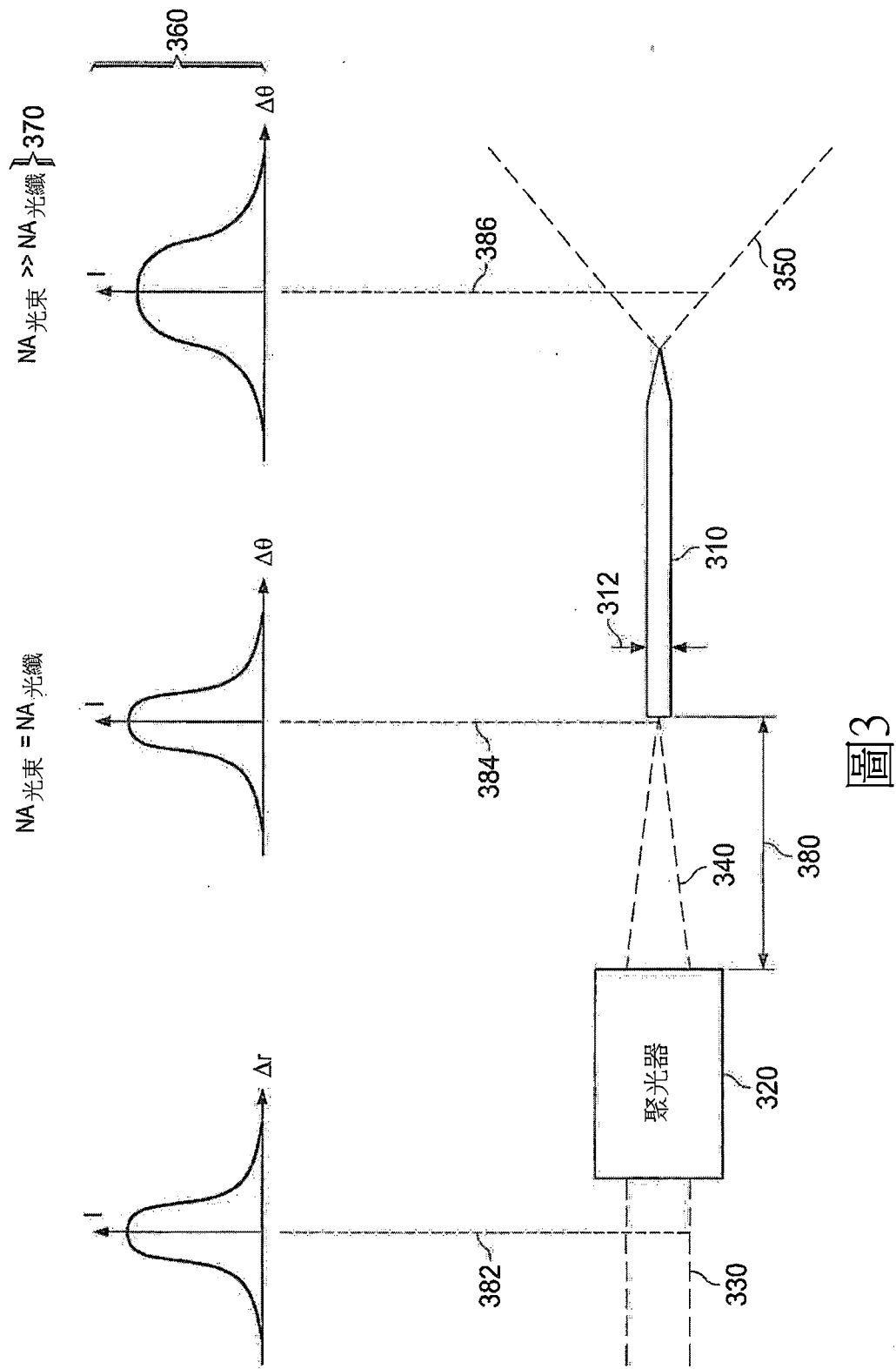


圖3

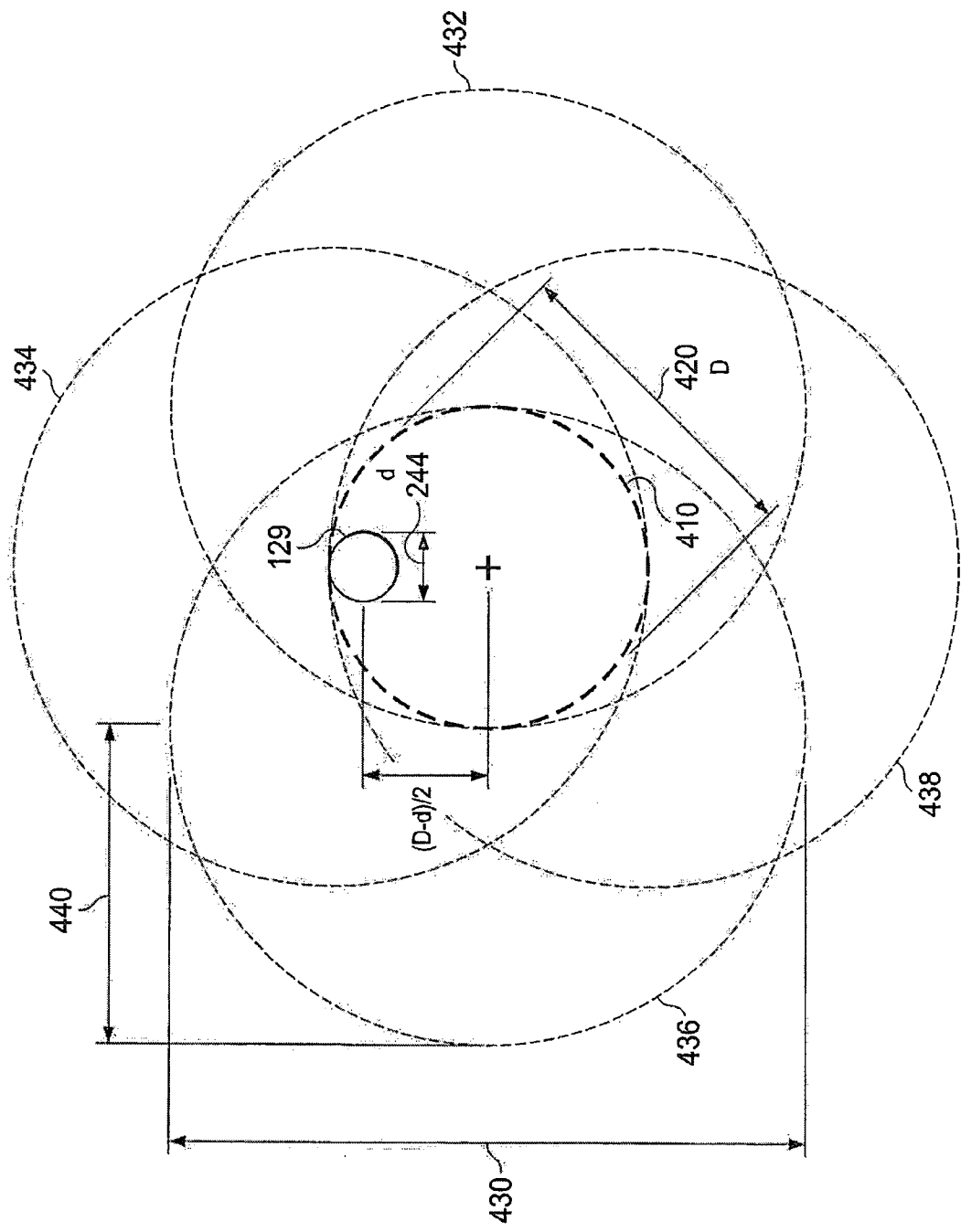
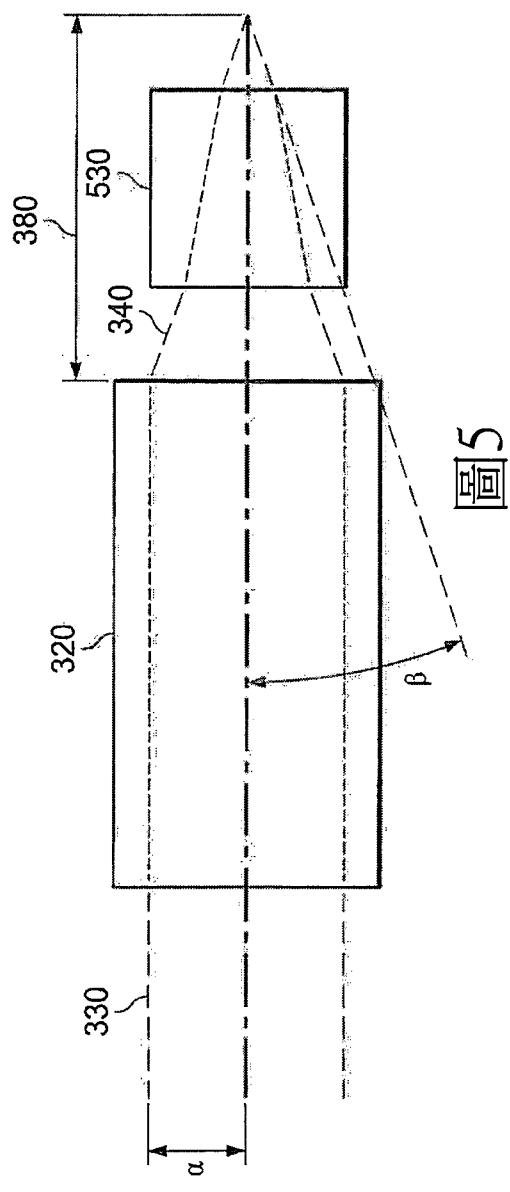


圖4



600

	d ₁ 微米					
N	1	2	3	4	5	6
1	1	1	1	1	1	1
2	2.50	2.80	3.25	4.00	5.50	10.00
3	3.00	3.40	4.00	5.00	7.00	13.00
4	3.25	3.70	4.38	5.50	7.75	14.50
5	3.40	3.88	4.60	5.80	8.20	15.40
無窮大	4.00	4.60	5.50	7.00	10.00	19.00

圖6

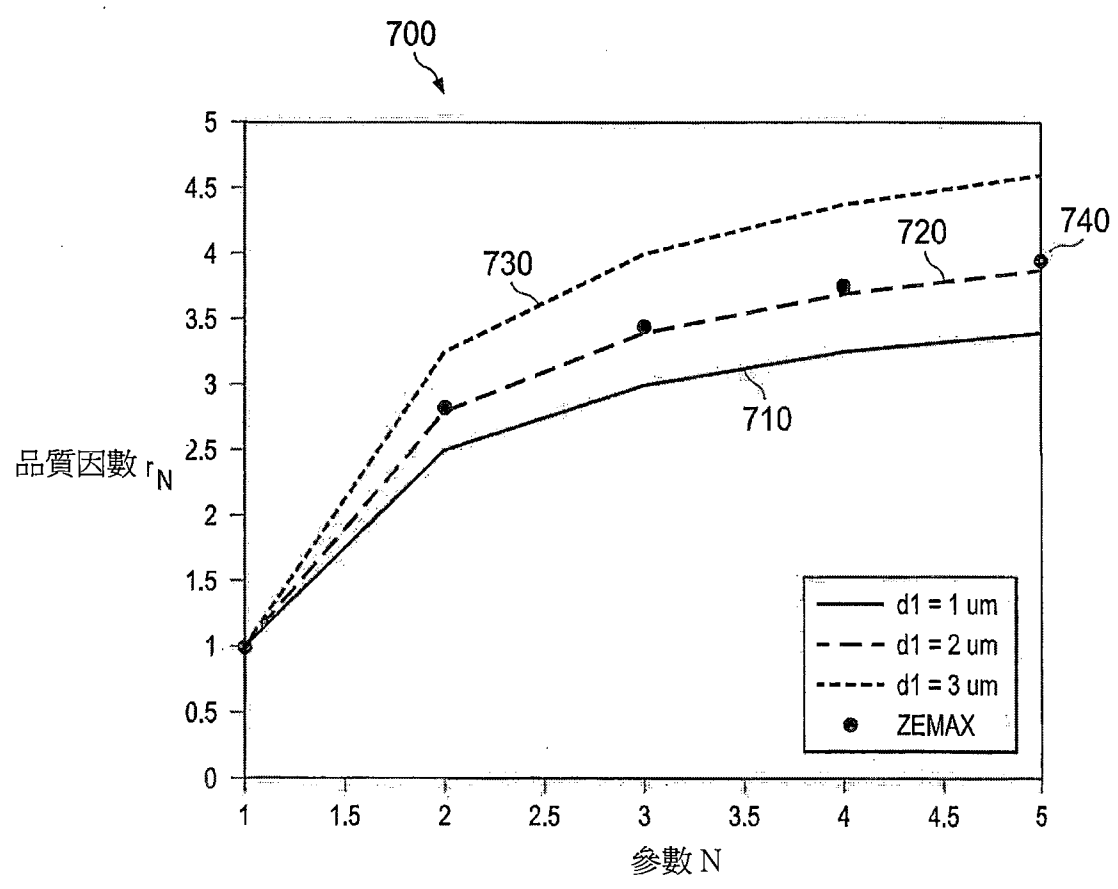


圖7