



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本

(11)證書號數：TW I548393 B

(45)公告日：中華民國 105 (2016) 年 09 月 11 日

(21)申請案號：104129449

(22)申請日：中華民國 101 (2012) 年 08 月 03 日

(51)Int. Cl. : A61B3/10 (2006.01)

A61B3/12 (2006.01)

G01J9/00 (2006.01)

(30)優先權：2011/08/04 美國

13/198,442

(71)申請人：克萊提醫學系統公司 (美國) CLARITY MEDICAL SYSTEMS, INC. (US)
美國

(72)發明人：周顏 ZHOU, YAN (US)；席 威廉 SHEA, WILLIAM (US)

(74)代理人：陳長文

(56)參考文獻：

TW 541436

US 6932475B2

審查人員：彭智輝

申請專利範圍項數：10 項 圖式數：18 共 70 頁

(54)名稱

大屈光度範圍即時連續波前感測器

A LARGE DIOPTER RANGE REAL TIME SEQUENTIAL WAVEFRONT SENSOR

(57)摘要

本發明揭示用於視力校正或評估程序之一大動態範圍連續波前感測器之實例性實施例。一實例性實施例以使得在中繼過程中之某處使一大的眼睛屈光度範圍內之來自眼睛之波前光束在一波前影像空間及/或一傅立葉變換空間中駐留於一特定軸向距離範圍內之一所期望實體尺寸內之一方式將一波前自一眼睛瞳孔或角膜平面光學中繼至一波前取樣平面。因此，一波前光束移位裝置可安置於彼處以完全截取且因此移位整個光束以橫向移位該經中繼波前。

Example embodiments of a large dynamic range sequential wavefront sensor for vision correction or assessment procedures are disclosed. An example embodiment optically relays a wavefront from an eye pupil or corneal plane to a wavefront sampling plane in such a manner that somewhere in the relaying process, the wavefront beam from the eye within a large eye diopter range is made to reside within a desired physical dimension over a certain axial distance range in a wavefront image space and/or a Fourier transform space. As a result, a wavefront beam shifting device can be disposed there to fully intercept and hence shift the whole beam to transversely shift the relayed wavefront.

指定代表圖：

符號簡單說明：

- 204 . . . 第一透鏡
- 212 . . . 透射式光學
光束掃描器或位移器/
透射式光學光束掃描
器/透射式光束掃描器
- 216 . . . 第二透鏡
- A . . . 傅立葉變換
平面/第一傅立葉變換
平面
- B . . . 經中繼波前影
像平面/波前影像平面/
波前中繼平面/波前中
繼影像平面/平面/第一
波前影像平面/第一經
中繼波前影像平面

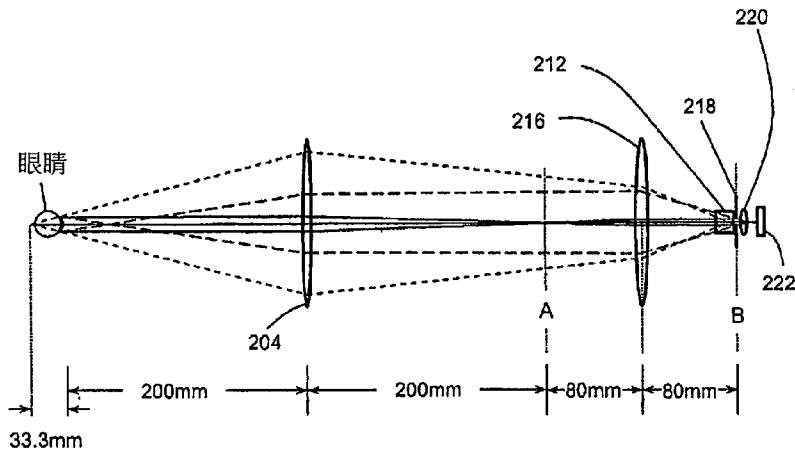


圖 2A

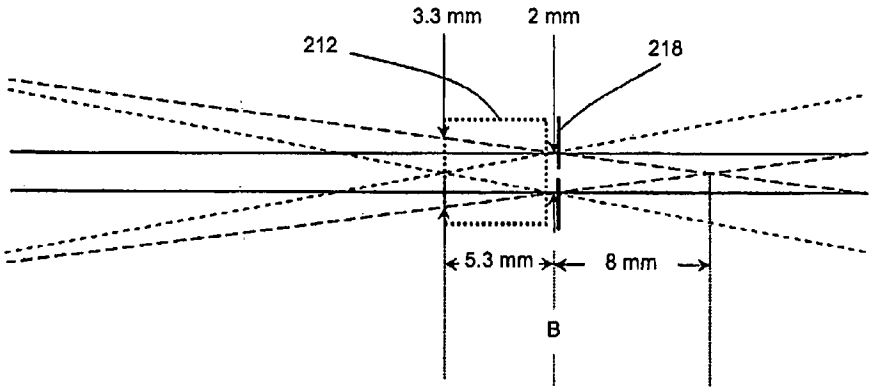


圖 2B

發明摘要

※ 申請案號:

※ 申請日:

※IPC 分類:

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/12 (2006.01)

G01J 9/00 (2006.01)

【發明名稱】

大屈光度範圍即時連續波前感測器

A LARGE DIOPTER RANGE REAL TIME SEQUENTIAL
WAVEFRONT SENSOR

【中文】

本發明揭示用於視力校正或評估程序之一大動態範圍連續波前感測器之實例性實施例。一實例性實施例以使得在中繼過程中之某處使一大的眼睛屈光度範圍內之來自眼睛之波前光束在一波前影像空間及/或一傅立葉變換空間中駐留於一特定軸向距離範圍內之一所期望實體尺寸內之一方式將一波前自一眼睛瞳孔或角膜平面光學中繼至一波前取樣平面。因此，一波前光束移位裝置可安置於彼處以完全截取且因此移位整個光束以橫向移位該經中繼波前。

【英文】

Example embodiments of a large dynamic range sequential wavefront sensor for vision correction or assessment procedures are disclosed. An example embodiment optically relays a wavefront from an eye pupil or corneal plane to a wavefront sampling plane in such a manner that somewhere in the relaying process, the wavefront beam from the eye within a large eye diopter range is made to reside within a desired physical dimension over a certain axial distance range in a wavefront image space and/or a Fourier transform space. As a result, a wavefront beam shifting device can be disposed there to fully intercept and hence shift the whole beam to transversely shift the relayed wavefront.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 2 ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

204 第一透鏡

212 透射式光學光束掃描器或位移器/透射式光學光束掃描器/透射式光束掃描器

216 第二透鏡

A 傅立葉變換平面/第一傅立葉變換平面

B 經中繼波前影像平面/波前影像平面/波前中繼平面/
波前中繼影像平面/平面/第一波前影像平面/第一經
中繼波前影像平面

【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】

大屈光度範圍即時連續波前感測器

A LARGE DIOPTER RANGE REAL TIME SEQUENTIAL
WAVEFRONT SENSOR

【技術領域】

本發明之一或多項實施例一般而言係關於眼科波前感測器且特定而言係關於波前感測器模組及其與用於視力校正手術程序之一眼科儀器之附接或整合且係關於與在手術程序期間用於視力評估及/或校正之眼科儀器之整合。

本申請案係以下申請案之一部分接續申請案：於2010年5月28日提出申請之標題為「Adaptive Sequential Wavefront Sensor with Programmed Control」之申請案第12/790,301號(其係於2007年6月12日提出申請之標題為「Adaptive Sequential Wavefront Sensor and its Applications」之申請案第11/761,890號之一部分)、於2010年10月19日發佈之當前美國專利第7,815,310號(其係於2006年1月20日提出申請之標題為「Sequential Wavefront Sensor」之申請案第11/335,980號之一部分接續申請案)、於2008年11月4日發佈之當前美國專利第7,445,335號，出於所有目的所有該等申請案以引用的方式併入本文中。

【先前技術】

不應僅由於在[先前技術]章節中提及[先前技術]章節中所論述之標的物而將其假定為先有技術。類似地，不應將[先前技術]章節中所提及之或與[先前技術]章節之標的物相關聯之一問題假定為在先有技

術中已事先認識到。[先前技術]章節中之標的物僅表示自身自然亦可係發明之不同方法。

用於眼科應用之波前感測器通常係大型且獨立之桌上型儀器。儘管已試圖將一波前感測器與諸如一LASIK系統(舉例而言，參見US6685319)、一眼底相機(舉例而言，參見US6572230)及一共焦掃描式雷射眼底鏡(舉例而言，參見US7057806)之一眼科儀器整合，但此等整合通常目的不在於維持原始眼科儀器完整，其中波前感測器作為附接至該眼科儀器或與該眼科儀器整合之一單獨緊密模組。

【發明內容】

本發明涉及新設備及新方法兩者。本發明藉由將來自患者眼睛瞳孔或角膜平面之波前光學中繼至一波前取樣平面而工作。在中繼過程中之某處，在一波前影像空間及/或一傅立葉變換空間中使一大的眼睛屈光度範圍內之來自眼睛之波前光束駐留在一特定軸向距離範圍內之一所期望實體尺寸內，以使得一波前掃描裝置可完全截取且因此用整個光束進行掃描以橫向移位經中繼波前。本發明可充當具有一大動態範圍之一即時連續波前感測器。與受讓至相同受讓人之一先前所揭示之連續波前感測器(US7445335)相比，在本揭示案中，波前掃描裝置非配置於波前中繼系統之第一傅立葉變換空間中。替代地，其經配置於一波前影像空間及/或另一傅立葉變換空間中。產生需求，此乃因大多數市售波前掃描裝置經設計用於用具有有一相對窄光束寬度之一雷射光束進行掃描。

為使得波前掃描裝置能夠與一大的眼睛屈光度範圍內之波前光束完全互動，波前中繼系統較佳地在一波前影像空間及/或一傅立葉變換空間中縮小一軸向距離範圍內之波前光束之側向或橫向尺寸。因此，具有一相對小光束反射或透射窗之一市售雷射光束掃描器可直接用於完全截取且因此用整個波前光束進行掃描，甚至在來自眼睛之入

射波前在一大屈光度範圍內變化。可然後在一波前影像取樣平面處取樣經移位波前。

本發明之一個目的係針對每一臨床醫師或外科醫師使手術或眼睛檢查工作距離一致(舉例而言，針對大多數眼科手術顯微鏡自150 mm至200 mm)同時確保自一典型瞳孔大小之一患者眼睛輸出之光能量被光學元件完全收集且因此跨越整個所期望眼睛屈光度範圍維持信雜比。

連同基本光學器件設計，亦揭示各種設計選項。亦解決與先有技術設計相關聯之問題。本發明之一目標係智慧地選擇波前中繼級之物件平面，以使得波前感測器可在具有單調輸出之工作距離之一所期望範圍內工作，甚至在眼睛非確切地(側向地及/或軸向地)定位於物件平面處。

本發明之另一目標係使用連續波前感測器來在白內障屈光手術及/或人工水晶體植入及/或其他眼睛檢查或視力校正程序所期望之一大屈光度範圍(舉例而言， $\pm 30D$ 或以上)內量測一患者眼睛之波前像差。此藉由恰當地選擇光學元件之尺寸及佈局來部分達成。同時，雖然一市售光學光束掃描器經設計用於用一有限角度及/或位移範圍內之一相對窄光束進行掃描之事實，但光學組態亦允許將該掃描器用作於全屈光度範圍之波前掃描裝置。

本發明之另一目標係使用硬體及/或軟體構件至少部分地校正或減少光學波前中繼級之固有像差。在使用硬體來進行校正時，欲用於中繼及/或移位波前之光學元件經恰當地設計及選擇。另一選擇係，波前像差校正元件可插入於波前光束路徑中。此等波前補償元件之實例包含球面波前補償板、波前傾斜補償裝置、可變形鏡、MEMS (微機電系統)鏡陣列及透射式基於液晶之波前補償器。在使用軟體來進行校正時，可首先透過一校準過程量測固有光學系統像差且將其自所

量測總像差減去。

本發明之又一目標係藉由以下步驟而使大動態範圍連續波前感測器實體緊密：將一共用透鏡配置於最接近於眼睛之波前感測器之第一光學輸入埠位置處同時仍為外科醫師或臨床醫師留下足夠工作距離，及藉由摺疊光束路徑以使得在無光能量之顯著損失時可使波前感測器封裝由於在不實體上干涉一眼科臨床醫師之對一患者進行眼睛檢查及/或手術操作之正常方式之情況下將其整合至或整合於一眼科儀器(諸如一手術顯微鏡)中而變得緊密。同時，使用透鏡及/或稜鏡及/或鏡將來自手術顯微鏡之照射光束彎曲以使得任何潛在鏡面反射將不被引導至手術顯微鏡之檢視路徑中以在顯示鏡視野造成眩光。

本發明之又一目標係提供一種用以在大動態範圍連續波前感測器模組內部形成一參考波前以使得可進行一自校準之構件。此自校準可用於達成數個目的。一個目的係檢查欲引導至一患者眼睛中以用於形成來自眼睛之波前之光束是否相對於波前感測器光學系統足夠適當對準。另一目的係監視波前感測器模組內部之光學元件之光學對準以確保對準位於所允許容限範圍內。又一目的係在位置感測裝置/偵測器(PSD)上建立參考影像光點(live image)位置以使得可在波前分析/計算中考量來自由於(舉例而言)諸如溫度改變之環境因素所致之光學元件之稍微誤對準(在允許容限內)之固有光學系統像差。正如重要地，又一目的係在提供導引及/或回饋之前確認或檢驗效能。

本發明之又一目標係採用光學光束掃描器之DC偏移能力來補償由環境或其他因素所引起之光學組件之輕微誤對準或移動，因此使光學器件及佈局中之固有誤差最小化。

本發明之又一目標係使用一焦點可變透鏡作為子波前聚焦透鏡來以一閉合控制環路方式動態地調整其焦距以使得由子波前聚焦透鏡形成之影像光點可大約聚焦於用於判定影像光點之橫向移動以達成較

佳精確度及準確度之位置感測裝置(PSD)上。在使用一象限偵測器作為位置感測裝置之情形中落在該象限偵測器上之影像光點大小較佳地維持在一特定大小且焦點可變透鏡可用於此一目的。

本發明之又一目標係當使用一象限偵測器作為位置感測裝置時使用一旋轉三稜透鏡作為子波前聚焦透鏡以保持影像光點大小位於一所期望大小範圍內以使得象限偵測器可對應於波前之一大動態範圍。

本發明之又一目標係藉由將額外光學元件落入至標準組態之現有光學路徑中來進一步擴展波前感測器之工作距離範圍以在產品製造方面及在不具有一手術顯微鏡或一狹縫燈生物顯微鏡或一台上型像差計之多個設計佈局方面使貨物之成本增加最小化。

本發明之又一目標係自大動態範圍連續波前感測器模組提供一光學眼睛距離量測構件以使得適於所量測眼睛距離之正確校準曲線可用於正確地表徵來自一患者眼睛之波前像差。

本發明之又一目標係使SLD(超發光發光二極體)光束跨越視網膜上之一小區域掃描或橫向位移以移除散斑，進行平均及亦潛在地允許可遞送至眼睛中之光功率之一增加，此增加信雜比。

本發明之又一目標係動態地聚焦或調整SLD光束之發散度/會聚度以使得視網膜上之影像光點可經控制以達成對來自眼睛之波前之一較一致量測。

本發明之又一目標係使用諸如一CCD/CMOS眼睛影像感測器之一構件來識別眼睛移動且使SLD光束掃描或位移以在一有限範圍內跟隨眼睛移動及亦使用該資訊該校正波前資料以甚至在非適當對準且正移動之眼睛之情況下達成高準確度波前量測。另外，CCD/CMOS可感測/偵測及追蹤入射SLD光束且使其與眼睛、角膜或瞳孔上之所期望位置相關。此外，可藉由具有多個設計但使用「隨插即用」方法來使成本最小化。

本發明之又一目標係使用組合有波前信號偵測之CCD/CMOS影像及圖案辨識來機敏地接通及關斷SLD以節省曝光時間以使得較高SLD功率可遞送至眼睛以增加信雜比。

本發明之又一目標係包含一雷射作為一手術光源，其可透過相同光纖或另一自由空間光束組合器與SLD光束組合以使用用於SLD光束之相同掃描器來亦用手術雷射光束進行掃描以用於執行眼睛之屈光校正。相同雷射光束或具有一可見波長之一不同雷射亦可用於「標記」眼睛或「導引」外科醫師，亦即，「疊加」於眼睛上以使得外科醫師可透過手術顯微鏡看到雷射標記。

本發明之又一目標係在波前感測器模組中併入一低光學同調干涉儀或一光學同調斷層成像儀(OCT)以量測眼睛軸向距離或進行眼睛生物量測以使得可如在無晶狀體情況中之情形一樣協力地或獨立地導出角膜或眼睛水晶體折射能力。

在審閱以下結合附圖所進行之較佳實施例之詳細闡述之後，熟習此項技術者將較容易明瞭本發明之此等及其他特徵及優點。

【圖式簡單說明】

圖1繪示一連續波前感測器；

圖2A展示其中一單級4-F波前中繼系統組合有橫向掃描波前以使得經移位之波前之僅一部分能夠通過一波前取樣孔隙及聚焦至一位置感測裝置上之一透射式波前移位裝置之一項實施例；

圖2B展示對應於在其內光束係相對窄之一軸範圍之圖2A之波前影像空間中之區之一經放大示意圖；

圖3展示在如圖2A及圖2B中所示之波前影像空間中用於進行波前光束掃描之一透射式角度光束掃描器之一實例性情形；

圖4展示在如圖2A及圖2B中所示之波前影像空間中用於藉由將一傾斜玻璃塊落入至光學路徑中或藉由使此一玻璃塊圍繞光束軸旋轉來

實現波前光束位移之一透射式光束掃描器之另一實例；

圖5展示在波前影像平面前面的波前影像空間中用於側向反射波前光束且同時用該光束進行有角度掃描之一反射光束掃描器之一實例；

圖6展示在波前影像平面前面的波前影像空間中用於往回反射波前光束及用該光束在橫向移位波前方面進行更對稱掃描之一反射光束掃描器之另一實例；

圖7展示用於本發明之一波前感測器中之兩個級聯級4-F波前中繼或一8-F波前中繼之一光束路徑經展開實施例；

圖8展示圖7之第二級4-F波前中繼之一項實施例，其中一單透鏡使用兩次且組合有一反射光束掃描器、一偏光分束器(PBS)及一四分之一波片($\frac{1}{4} \lambda$ 片)以在第二波前影像平面處實現橫向波前移位；

圖9展示圖8之MEMS掃描鏡之掃描及角度傾斜以及經中繼之波前影像在第二波前影像平面處之無任何DC波前傾斜偏移之橫向移位；

圖10展示圖7之第二4-F波前中繼級之一替代實施例，其中以傾斜側向方式反射及掃描一波前光束；

圖11展示在波前光束路徑摺疊之情況下一波前感測器模組之一項一個級4-F中繼實施例。亦展示SLD光束發射光學器件、眼睛前部成像及眼睛凝視光學器件之一項實例；

圖12展示具有兩個4-F波前中繼級之波前感測器模組之另一實施例。在此實施例中，將用於使波前光束彎曲之一個鏡(鏡1) (如圖11中所示)移除並替換為大偏光分束器(PBS 1)，其中在此PBS後面發射SLD光束。另外，SLD光束經掃描或位移以跟隨輕微眼睛移動及/或落在視網膜上之一小經掃描區域上方；

圖13展示另一項二4-F波前中繼級實施例，其中與經發射SLD光束相比具有原始偏光之經眼睛返回之光波用於距波前感測器模組之眼

睛距離之量測、眼睛中之眼睛水晶體(天生的或經植入)之位置、前房深度、眼睛長度及潛在其他眼睛解剖參數(諸如前表面積後表面兩者之角膜及/或水晶體曲率)；

圖14展示當前所揭示波前感測器模組與一狹縫燈或手術顯微鏡之整合之一項實施例，其中第一4-F中繼之第一透鏡經配置於波前感測器模組之恰好第一光學輸入埠處且與該顯微鏡共用；

圖15展示類似於圖14但具有添加至共用透鏡及補償透鏡以使得來自手術顯微鏡之照射光束可經引導以仍落在患者眼睛上但不在顯微鏡視野中形成眩光之額外稜鏡之另一實施例；

圖16展示與一顯微鏡之波前整合之另一實施例，其中顯微鏡之接物透鏡經移除且其聚焦功能由波前感測器模組之輸入埠處之共用透鏡部分或完全供應；

圖17展示與一顯微鏡之波前整合之另一實施例，其中如圖14、圖15及圖16中所示之分色或短波通分束器經替換為充當波前中繼之第一透鏡且亦充當對用於手術顯微鏡之可見光譜透明之一板之一特製45°近紅外聚焦鏡(經塗佈以僅反射SLD光譜)；

圖18展示當前所揭示波前感測器模組與一手術顯微鏡之整合之另一實施例，其中一分色或短波通分束器用於將近紅外波前光束引導至波前感測器模組及用於通過手術顯微鏡之光之可見光譜。

【實施方式】

現在將詳細參考本發明之各種實施例。附圖中圖解說明此等實施例之實例。雖然將結合此等實施例來闡述本發明，但應瞭解，並非意欲將本發明限於任何實施例。相反，意欲涵蓋如可包含於如由隨附申請專利範圍所定義之本發明之精神及範疇內之替代方案、修改形式及等效形式。在以下闡述中，闡明眾多特定細節以便提供對各種實施例之一透徹理解。然而，可在無某些或全部此等特定細節之情況下實

踐本發明。在其他例項中，未詳細闡述眾所周知之處理操作以便不會不必要地模糊本發明。此外，片語一「實例性實施例」在本說明書中之各個地方處之每一出現不必指代相同實例性實施例。

在用於一人眼之波前像差之量測之一典型波前感測器中，使用眾所周知4-F中繼原理一次或多次來將來自眼睛瞳孔或角膜平面之波前大體中繼至波前感測或取樣平面(舉例而言，參見J. Liang等人(1994)之「Objective measurement of the wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor」(J. Opt. Soc. Am. A 11, 1949-1957)；J. J. Widiker等人(2006)之「High-speed Shack-Hartmann wavefront sensor design with commercial off-the-shelf optics」(Applied Optics, 45(2), 383-395)；US7654672)。此一4-F中繼系統將保留入射波前之相位資訊同時允許在無不利傳播效應之情況下中繼其。另外，藉由使用不同焦距之兩個透鏡組態一遠焦成像系統以實現4-F中繼，該中繼可允許入射波前之放大比或縮小比及入射波前之發散度或會聚度之一相關聯縮小比或放大比(舉例而言，參見J. W. Goodman, *Introduction to Fourier Optics*, 第2版，McGraw-Hill出版社，1996年)。

圖1展示利用一4-F中繼系統之一連續波前感測器100之一實施例之一實例性示意圖。具有一波前102之光之一線性偏光輸入光束由第一透鏡104聚焦。聚焦光束行進穿過一偏光分束器(PBS) 106，該偏光分束器經以使得其通過偏光方向與傳入光束之偏光方向對準之一方式配置。因此，線性偏光會聚光束將通過PBS 106。一個四分之一波片108放置於PBS 106後面，其中快軸經定向以使得在通過四分之一波片108之後出射一圓偏光光束。

在以下闡述中，術語「波前移位」用於闡述最終波前影像平面處之波前之二維橫向移位且術語「波前掃描」用於闡述藉由使用一光

學光束掃描器或位移器達成之波前移位。

輸入會聚光束聚焦於一傾斜掃描鏡112之反射表面上，該傾斜掃描鏡112安裝於一馬達軸件114上。由該鏡反射之光束係發散的，其中其光束中心主光線改變至取決於掃描鏡112之傾斜角度及馬達114之旋轉位置之一方向。預期，經反射光束仍係圓偏光，但圓偏光旋轉方向將自左手側改變至右手側或自右手側改變至左手側。因此，當在其返回路徑上第二次通過四分之一波片108時，光束再次變成線性偏光，但其中其偏光方向相對於原始傳入光束之偏光方向旋轉至一正交方向。因此，在偏光分束器106處，所返回光束將大多數經反射至左側，如圖1中之虛光線所示。

一第二透鏡116放置於左側上緊鄰於PBS 106以準直經反射發散光束及產生原始輸入波前124之一複製品。由於掃描鏡之傾斜，經複製波前124經橫向移位。一孔隙118放置於第二透鏡116後面且在次波前聚焦透鏡120之右前方以選擇經複製波前124之一小部分。子波前聚焦透鏡120將所選擇子波前聚焦至一位置感測裝置122上，位置感測裝置122用於判定自連續選擇之子波前所產生之經聚焦光點之形心。藉由以一步進方式旋轉馬達114及改變掃描鏡112之傾斜角度，可控制經複製波前之半徑及方位移位之量以使得經複製波前之任何部分可經選擇而以一連續方式通過孔隙118。因此，可針對一標準Hartmann-Shack波前感測器之情形表徵原始傳入光束之整個波前，除每一子波前之形心現在係以一連續而非一並行方式獲得以外。

圖1中所繪示之實例之第一透鏡104及第二透鏡116起一4-F中繼系統之功能。光束掃描器112定位於第一透鏡104之後焦平面或傅立葉變換平面處且亦定位於第二透鏡116之前焦平面處。

然而，當一4-F中繼系統用於如圖1中所繪示之一連續波前感測器(其使用在傅立葉變換平面處或靠近傅立葉變換平面之一角度光束掃

描器來移位波前)中時，若來自眼睛之原始波前之絕對屈光度值係大的(正值或負值)，則傅立葉變換平面處之光束寬度可係過大而無法由光束掃描器完全截取。為涵蓋一寬眼睛屈光度範圍，光束掃描器需要具有一大光束互動窗以確保來自一眼睛瞳孔之光能量不損失。遺憾地，此一大窗大小光束掃描器通常不容易獲得，或若可商業購得，若需要高速掃描則將係非常大型且昂貴。因此需要將允許在一連續波前感測器中使用一相對低成本及可商業購得光束掃描器以涵蓋一大的眼睛屈光度範圍之一光學設計。

圖2A展示其中一單級4-F波前中繼系統組合有橫向掃描波前以使得經移位之波前之僅一部分能夠通過一波前取樣孔隙及聚焦至一位置感測裝置上之一透射式波前移位裝置之一項實施例。在此實施例中，光束路徑係展開的。應注意，展開光路徑之目的係為了容易闡釋技術細節。在一真實裝置中，光路徑可以不同方式摺疊。舉例而言，光路徑可經摺疊或彎曲以使該裝置實體上緊密以促成波前感測器與一狹縫燈生物顯微鏡或一手術顯微鏡之整合。

在圖2A之實例中，4-F中繼系統之第一透鏡204具有40 mm之一直徑及200 mm之一有效焦距(其係一眼科手術顯微鏡之一典型焦距(大致等於工作距離))。眼睛較佳地定位於4-F中繼系統之第一透鏡204之前焦平面處或接近該前焦平面。4-F中繼系統之傅立葉變換平面A係位於4-F中繼系統之第一透鏡204之後焦平面及第二透鏡216之前焦平面處，如藉由由大寫字母A所表示之垂直虛線所示。在此實例中，4-F中繼系統之第二透鏡216具有40 mm之一直徑及80 mm之一有效焦距。4-F中繼系統之經中繼波前影像平面位於第二透鏡216之後焦平面處，如藉由由大寫字母B表示之垂直虛線所示。由於4-F中繼系統中所使用之兩個透鏡之有效焦距之差，因此來自眼睛之入射波前之複製品或影像橫向尺寸光學縮小 $200/80=2.5$ 倍，如熟習此項技術者眾所周知。

如自圖2A可看到，當眼睛係正視的且因此來自眼睛之波前接近於係平面時，來自眼睛之光束係相對窄且平行光束，如由實光線所表示。若眼睛瞳孔具有5 mm之一直徑，則(舉例而言)光束之直徑將係約5 mm。確切光束形狀亦取決於視網膜上之光散射光點大小(其係隨正遞送至眼睛以形成波前之光束(圖2A中未展示)而變)。

在通過4-F中繼系統之第一透鏡204之後，來自眼睛之光束將聚焦於第一傅立葉變換平面A處之光軸上，在該光軸上該光束將自一會聚光束變換成一發散光束。該光束由4-F中繼系統之第二透鏡216重新準直，且光束直徑將由於4-F中繼系統中所使用之兩個透鏡之有效焦距之差而減小至2 mm。在此正視情形中，若具有一相對小窗之一光束掃描器定位於第一傅立葉變換平面A處之某處，如在圖1中所繪示之實例中，則光束將被置於彼處之光束掃描器完全截取。同時，傅立葉變換平面A處之一角度掃描將在4-F中繼系統之第二透鏡216之後轉變成一橫向光束位移，如熟習此項技術者眾所周知。

然而，若眼睛係無晶狀體或高度遠視或高度近視，則來自眼睛之波前將不再係平面而係恰好發散或會聚。換言之，來自眼睛之光束將不再係一相對平行光束；替代地，其將係一發散光束或一會聚光束。圖1中之較短虛光線展示具有+30D之一屈光度值之一發散波前之情形(將來自一眼睛之發散波前定義為具有正屈光度值且將來自一眼睛之會聚波前定義為具有負屈光度值)。+30D表示正常無晶狀體(具有+20D之一典型遠視屈光度值)加+10D之一額外角膜誘發遠視。如可看到，當由較短虛光線表示之發散光束傳播至傅立葉變換平面A時，光束寬度係相當大的。事實上，若眼睛瞳孔之直徑係5 mm且來自眼睛之波前具有+30D之一遠視屈光度值，此係等效於來自定位於眼睛瞳孔平面後面33.3 mm處或距離4-F中繼系統之第一透鏡233.3 mm處之一點源之自由空間中之一發散光束。此發散光束藉由5 mm眼睛瞳孔限

制於距點源位置33.3 mm處以形成一發散光束錐。

在給定假設情況下，可發現，在到達4-F中繼系統之第一透鏡位置時，此光束直徑將係35 mm 且當其到達傅立葉變換平面A時，其直徑將係30 mm。因此若欲在傅立葉變換平面A處使用一光束掃描器(如在圖1中所繪示之實例中)來用於達成移位波前之目的，則針對一5 mm眼睛瞳孔所需窗大小之直徑將係至少30 mm。此一大窗大小掃描器在成本、大小及商業可行性方面並不理想。

圖2A中之較長虛光線展示-20D之一高度近視情形，其中來自眼睛之一會聚光束將在離開眼睛達50 mm之一距離之後會聚至一點且變換成一發散光束，如由較長虛光線所表示。儘管此-20D光束窄於兩個透鏡之間的傅立葉變換空間中之+30D光束，但其仍比正視光束寬得多。此等論述展示，如在圖1中所繪示之實例中之掃描方案可僅在有限屈光度範圍內起作用，該有限屈光度範圍取決於對定位於接近於傅立葉變換平面之某處之掃描器之光束互動窗大小之限制。

在本發明中，提議不將諸如一光束掃描器之波前移位裝置配置於第一透鏡與第二透鏡之間的第一傅立葉變換空間，而是配置於一波前影像空間中或一後續級傅立葉變換空間中。

如在圖2B (其係對應於在其內光束係相對窄之一軸範圍之圖2A之波前影像空間中之區之一經放大示意圖)中可看到，當較短虛光線表示光束及較長虛光線表示光束兩者到達波前影像平面B時，其經縮小至2 mm之一光束直徑，如在正視情形中。然而，較短虛光線表示光束將在經中繼波前影像平面B前面的波前影像空間中自一高度會聚光束變換成一高度發散光束，且較長虛光線表示光束將在經中繼波前影像平面B後面的波前影像空間中自一相對高度會聚光束變換成一相對高度發散光束。換言之，來自眼睛瞳孔之波前經轉換至波前影像平面B，其中+30D光束在波前影像平面B高度發散，且-20D光束在波前影

像平面B處相對高度會聚。

如與物件空間中之光學縮小比相比，經中繼波前之橫向尺寸之光學縮小比係與光束錐發散度(或會聚度)之一增加相關聯。可使用薄透鏡影像形成公式計算：針對來自眼睛之+30D發散波前，經中繼點源影像係定位於B平面之前面5.33 mm處，而針對來自眼睛之-20D會聚波前，經中繼點源影像係定位於B平面後面8.0 mm處。

假定在物件或患者眼睛側處，+30D光束錐發散度(經定義為一軸位置處之光束寬度與點源位置與光束寬度量測平面之間的距離之比率)係 $5\text{ mm}/33.33\text{ mm}=0.15$ 且現在經中繼光束錐發散度係 $2\text{ mm}/5.33\text{ mm}=0.375$ ，因此光束錐發散度增加 $0.375/0.15=2.5$ 倍。類似地，-20D光束錐會聚度係 $5\text{ mm}/50\text{ mm}=0.1$ 且現在其係 $2\text{ mm}/8\text{ mm}=0.25$ ，因此光束錐會聚亦增加 $0.25/0.1=2.5$ 倍。

因此，在一5 mm眼睛瞳孔之+30D至-20D之一眼睛波前屈光度範圍內，波前影像空間中存在在其內光束將係相對窄之一軸範圍。問題係在此軸範圍內在何處配置波前移位裝置(諸如一光學光束掃描器)以使得在光束可被光束掃描器完全截取時，在經掃描光束行進至波前中繼平面B時仍存在經中繼波前之一橫向移位。

注意，由於波前光束寬度範圍隨眼睛瞳孔大小而變，因此每一特定光束掃描器窗大小之眼睛波前屈光度量測範圍可藉由跨越經中繼波前掃描一較小區域而調整。可因此利用此性質來取樣超過眼睛瞳孔大小之一較小區域以便獲得一不同校準曲線且因此涵蓋一正好大的眼睛屈光度量測範圍。

針對一較佳波前中繼系統，在波前中繼平面B，光束寬度之直徑將係2 mm。在一5 mm眼睛瞳孔之+30D至-20D之眼睛屈光度範圍內，取決於眼睛之波前屈光度值，沿著光軸之光束寬度將在波前影像空間中變化，但將侷限於如由波前中繼平面B右側之較短虛光線及由波前

中繼平面B左側之較長虛光線指示之一特定空間體積內。在如圖2A及圖2B中所示之情形中，用於配置一透射式光學光束掃描器或位移器212之最佳位置將係波前中繼平面B之左側之某處，只要掃描器窗在整個預期眼睛屈光度範圍內大於光束寬度。

舉例而言，若一透射式光學光束掃描器212具有直徑約4 mm之一光束互動窗；其可經配置於波前中繼平面B之左側，如圖2B中虛線框所示。透射式光束掃描器212可係一電光、磁光、聲光、液晶或機械掃描器。應注意，通常一透射式光束掃描器係由具有大於空氣之折射率之一折射率之一光學材料製成，且因此，波前中繼平面B將經進一步推至右側，此可在波前中繼影像平面B處使波前橫向平移方面係有利的，若掃描器係一角度掃描器。

換言之，在一角度光束掃描器之情形中，光束掃描器之前表面與波前中繼平面B之間的距離將影響所需掃描角度範圍以便使得能夠取樣整個波前。若光束掃描器之光束互動窗較大，則其可經進一步配置至左側以減少掃描角度範圍要求。另一選擇係，若根據掃描器之規格之掃描角度範圍未能滿足所期望範圍，則可執行一光學設計最佳化以為一級4-F波前中繼之第二透鏡選擇一較短有效焦距透鏡以確保光束掃描器之結式掃描角度範圍要求在裝置之規格內。

應注意，在角度光束掃描之情況下，波前在經中繼至波前影像平面B時可遭受一DC角度或波前傾斜偏移以及某些其他添加像差(諸如像散及/或彗差)。然而，此等DC偏移及/或額外固有像差可透過校準及軟體資料處理而加以考量以使得其可自所量測總像差減去，如熟習此項技術者眾所周知。

圖3展示用於進行掃描之一透射式角度光束掃描器312之一實例性情形。在此實例中，假定光束掃描器312具有一光學媒介，該光學媒介具有使得波前影像平面B正好位於掃描器媒介之後射出平面處之

一長度。如可看到，當角度掃描來自眼睛之一經準直正視光束時，隨著光束到達波前影像平面B，除整個波前之橫向移位以外，亦存在波前傾斜之一DC偏移。因此，當正視波前被波前取樣孔隙318取樣且藉由子波前聚焦透鏡320聚焦以落在可定位於子波前聚焦透鏡318之焦平面處或在該焦平面前面或後面之位置感測裝置(PSD) 322上時，影像光點並不在PSD 322之軸中心位置處。替代地，將存在由於波前傾斜所致之一DC偏移。

圖3中亦分別藉由較短虛線及較長虛線展示+30D光束及-20D光束之影像光點位置。該等光束並未適當聚焦於焦平面處，此乃因該等光束在射中子波前聚焦透鏡之前經發散及會聚，且位於不同於正視情形之參考影像位置之位置處。然而，影像光點仍可用於指示影像光點形心位置且可採用校準來使光點位置與實際波前像差相關。

應指出，在此情形中，若位置感測裝置322係諸如一CCD或CMOS影像感測器之一2D (二維)側向效應偵測器或一2D偵測器陣列，則形心位置可透過基於軟體之資料處理而算出。然而，若位置感測裝置322係一象限偵測器，則影像光點可僅落在4個象限中之一者上，若該影像光點過小，則不可能算出該影像光點之形心位置。另一方面，若影像光點過大，則其可落在該象限偵測器外部，從而使讀取不準確。另外，針對與一平面子波前相比較之一會聚或發散經取樣子波前，象限偵測器上之影像光點大小亦可變化，且因此不同傾斜角度可導致落在4個象限中之每一者之間的光學能量之相同比率。

為克服此等限制，子波前聚焦透鏡320之軸位置及/或焦距可經改變或動態地可變以確保使影像光點足夠大或至一所期望大小範圍(舉例而言，具有約等於一個象限之大小之一大小或直徑)以使得該影像光點可由該4個象限共用。另一選擇係，子波前聚焦透鏡318之焦距可經恰當選擇且象限偵測器之位置亦可經恰當選擇以確保在所期望眼睛

屈光度量測範圍內，影像光點始終由4個象限共用且將不移動超過象限偵測器之光敏區域。作為另一替代方案，亦可使象限偵測器之位置可動態地移動(尤其軸向地)以迎合樣本子波前之影像光點大小之改變。作為又一替代方案，一旋轉三稜透鏡可用作子波前聚焦透鏡以保持影像光點大小在一所期望大小範圍內。作為又一替代方案，一漫射體可經配置在象限偵測器前面以有意地漫射一經相對適當聚焦且小的影像光點以使得在行進穿過漫射體之一特定距離之後，影像光點將由4個象限共用。

圖4展示藉由將一傾斜玻璃塊落入至光學路徑中或藉由使此一玻璃塊圍繞光束軸旋轉且改變傾斜角度來實現之一透射式光束掃描器412之另一實例。掃描器412係一光學光束位移掃描器。由於玻璃塊具有高於空氣之折射率之一折射率，因此波前影像平面B經進一步推至右側。玻璃塊傾斜角度及/或厚度將判定光束位移之量。另外，可存在由於光束位移掃描而引起至波前之額外像差(諸如像散)但此等額外像差可透過校準及軟體資料處理而再次加以考量。

圖5展示用於側向反射波前光束且同時用該光束進行掃描之一反射光束掃描器512之一實例。應注意，儘管在圖5中，波前光束經展示藉助光束相對於入射光束轉動約90度而側向偏轉，但此不應係一限制且光束可偏轉任何角度。與使光束偏轉約90度相關聯之一個問題係反射掃描鏡上之光束形狀通常係橢圓狀且此可對反射掃描鏡形狀及/或大小提出一較嚴格要求。另一問題係：由於角度掃描係僅相對於通過樞軸點之鏡表面之法線對稱，因此波前之橫向移位將不確切地對稱且此將實際上對掃描鏡之驅動信號或用於算出確切波前像差之演算法及資料處理軟體產生額外負擔。

圖6展示在橫向移位波前方面更對稱之一實施例。此實施例使用組合有一光能高效反射組態之一光學光束掃描鏡612，其本質上係圖3

之一光束摺疊版本。在此實施例中，假定傳入波前係線性p偏光且一偏光分束器(PBS) 606組合有用以充當一隔離器之一四分之一波片608或一法拉第旋轉器。當波前光束被反射光束掃描器612往回反射且第二次通過波片608或一法拉第旋轉器時，光束之偏光方向將旋轉至一正交方向或s偏光方向，且因此，光束將被偏光分束器606側向或向下反射至波前取樣孔隙618，自該波前取樣孔隙618，一經取樣子波前將藉由子波前聚焦透鏡620聚焦以落在位置感測偵測器(PSD) 622上。由於需要涵蓋一大的眼睛屈光度範圍，因此PBS 606需要在一相對大的人射角度範圍內起作用且對PBS 606之一良好挑選可係經設計以在所期望近紅外波長範圍中操作之一基於線柵之偏光分束器板，儘管亦可使用其他經特別設計之立方體或板式PBS。

此時，應注意，除中繼波前一次以外，亦可中繼波前兩次或多次以產生若干個有利波前移位替代方案或機會。舉例而言，可將一中間波前中繼平面中之波前橫向縮小至一小大小且將一光束掃描器定位甚至在該中間波前中繼平面後面以仍實現橫向掃描且然後將透過下一波前中繼級將波前放大至用於取樣之所期望波前大小。

更重要地，可選擇用於第二級波前中繼之透鏡之焦距以使得針對一大的眼睛屈光度量測範圍，在第二傅立葉變換平面處，波前光束寬度係足夠小以被一角度波前移位裝置或光束掃描器完全截取。因此，第二或一後續傅立葉變換平面處之一角度掃描將導致最終波前影像平面處之波前橫向移位且DC波前傾斜問題將得以解決。

圖7展示用於一實例性波前感測器模組中之兩個級聯級4-F波前中繼或一8-F波前中繼之一光束路徑經展開實施例。在此實施例中，連續橫向波前移位係藉由在第二傅立葉變換平面C處或在其周圍角度掃描波前光束來達成，其中波前光束寬度(在所有期望眼睛屈光度量測範圍內)經維持在一範圍內以被光束掃描器712完全截取。

注意，第一4-F波前中繼級係與圖1中之中繼級相同。在圖7之實例中，使用8 mm之相同焦距及8 mm之相同直徑之第一透鏡740及第二透鏡742實現第二4-F波前中繼級。注意，亦可使用第二級之不同焦距透鏡，如稍後將展示。在圖7之實例中，兩個級聯波前中繼級恰好地連接，但此並不意味著絕對需要精確級聯。

如圖7中所示，在波前影像平面B處之第一波前中繼之後，波前光束寬度將較少2.5倍，但光束發散度及/或會聚度範圍將增加2.5倍，如之前所論述。由於使用第二4-F中繼級之第一透鏡之一短焦距(8 mm)及一相對大數值孔徑(NA)，第二傅立葉變換平面C處之波前光束寬度現在更小於第一傅立葉變換平面A處之波前光束寬度。一透射式角光束掃描器712可因此經配置在第二傅立葉變換平面C處以完全截取該波前光束。藉由在第二傅立葉變換平面C處角度掃描波前光束，第二波前影像平面D處之波前影像將橫向移位而不引起任何DC波前傾斜。在第二波前影像平面D處，經橫向移位之波前可藉由一波前取樣孔隙718取樣且藉由一子波前聚焦透鏡720聚焦至一位置感測裝置(PSD) 722上，如之前所論述。

為確保第二傅立葉變換平面處之波前光束寬度係較小的，用作第二4-F中繼之第一透鏡740之透鏡需要具有一相對短焦距及一相對大數值孔徑(NA)或光束錐受光角，如熟習此項技術者眾所周知。

圖8展示第二級4-F波前中繼之一項實施例，其中一單透鏡840使用兩次且組合有一反射光束掃描器812、一偏光分束器(PBS) 806及一四分之一波片($\frac{1}{4} \lambda$ 片) 808以在第二波前影像平面D處實現橫向波前移位。如在圖8中可看到，若藉由將一8 mm焦距透鏡840用於第二級4-F波前中繼，平面B處之第一波前影像具有2.0 mm之一波前光束直徑，則使用薄透鏡公式可發現，針對來自眼睛之+30D波前光束，第二傅立葉變換平面C處之波前光束寬度係3.0 mm。事實上，即使來自眼睛

之波前係具有-30D之一屈光度值之高度近視，第二傅立葉變換平面處之光束寬度仍將係3.0 mm，僅乃因第二傅立葉變換C處之光束寬度直接取決於第一波前影像平面B處之波前傾斜之角度分佈且針對+30D及-30D波前，當其經成像至第一波前影像平面B時，其具有相同角度分佈，儘管一者係會聚的且另一者係發散的。因此，如圖8中所示之設計將能夠涵蓋+30D至-30D之一眼睛屈光度量測範圍。

平面C (第二傅立葉變換平面)處之此3.0 mm直徑光束可藉由(舉例而言)一基於MEMS (微機電系統)之角度光束掃描器812反射及返回以再次通過相同8 mm焦距透鏡840。由於使用四分之一波片808及PBS 806，波前光束之偏光在到達其返迴路徑上之PBS 806時將旋轉90度以變得垂直於原始偏光方向且因此光束將經側向偏轉(在圖8中向下)。一波前取樣孔隙818可經放置於第二波前影像平面D (若PBS係一玻璃立方體則其可經進一步推遠。)處以對一所期望子波前取樣。經取樣子波前可如之前所論述通過一子波前聚焦透鏡820以落在一位置感測偵測器(PSD) 822上。

應注意，在圖8中，MEMS掃描器反射表面經展示為垂直於入射波前光束之光學軸以使得僅波前之中心部分被波前取樣孔隙818取樣。由於正對中心部分取樣，因此針對正視波前、遠視波前及近視波前，正經取樣之子波前之平均傾斜垂直於子波前聚焦透鏡820之光學軸且因此落在位置感測偵測器822上之影像光點將適當定中心，儘管影像光點大小針對三種情形中之每一者而不同。換言之，當僅對來自眼睛之波前之中心部分取樣時，針對三種情形，位置感測偵測器822上之形心位置係相同的。

MEMS掃描器應解釋為能夠角度掃描入射波前光束以使得平面D處之經中繼波前影像可橫向移位而無任何DC波前傾斜偏移且圖9展示此一情形。注意，在此情形中，由取樣孔隙918所取樣之正視波前仍

相對於位置感測偵測器(PSD) 922定中心，但針對遠視及近視波前，其現在與中心分離且位於相對側上。最終結果與使用具有一大光束互動窗之一掃描器角度掃描第一傅立葉變換平面A處之波前光束基本上相同，此將導致第一經中繼波前影像平面B處之波前之一橫向移位。差異係現在可使用具有一更小光束互動窗之一掃描器。

圖8及圖9之光學組態之一問題係PBS及四分之一波片可引起額外非所期望反射以及光學能量損失。此外，PBS需要具有一大的人射角接受範圍，此將意味著最可能應使用一線柵型PBS (與一標準PBS相比，其係較不光學能量高效)。此外，四分之一波片亦最可能需要係一零階波片以便涵蓋一較廣泛光束入射角度範圍及一較廣泛波前光束之光譜寬度範圍，如將係一超發光發光二極體(SLD)源之情形。

圖10展示第二4-F波前中繼級之一替代實施例。在此實施例中，波前光束並非經往回反射及經掃描。替代地，波前光束係以一側向傾斜方式經反射及經掃描，只要經反射波前光束不射中第二4-F中繼之第一透鏡1040。同時，經反射波前光束與入射波前光束之間的角度可維持相對小以減少MEMS掃描器1012之表面區域要求，儘管亦可使用諸如45°之另一角度。另外，第二4-F中繼之第二透鏡1042之焦距現在大於4-F中繼之第一透鏡1040之焦距。

此配置具有若干個優點。第一個優點係，與圖8及圖9相比，對一PBS及一四分之一波片之需求不再需要，且因此與光學能量損失及不需要反射相關之問題得以解決。用於第二4-F中繼之第一透鏡1040及第二透鏡1042可針對SLD源之相對狹小光譜範圍經光學抗反射塗佈。上述情況亦將導致實質上組件成本節省。第二優點係，此第二4-F中繼之第二透鏡1042之焦距可根據偏好選擇以在第二波前影像中繼平面D處產生具有一所期望光束寬度之一經中繼波前影像。

因此，在根據眼睛屈光度量測範圍控制及/或達成一所期望波前

光束寬度範圍亦及製造波前感測器模組所需要之對準及/或裝配精確度方面，可存在選擇第一4-F中繼之第二透鏡之焦距及第二4-F中繼之第一透鏡1040之焦距之更多最佳化機會。第三個優點係，藉由保持經反射波前光束與入射波前之間的角度相對小，如落在反射掃描鏡表面上之波前光束大小可經維持較小。第四個優點係，由於在第二傅立葉變換平面處再次進行角度掃描，因此將不存在如之前所論述之波前傾斜DC偏移。如與圖8及圖9相比，第五個優點係，光學元件/組件非經定位彼此過於接近且因此用於安裝其之機械設計將係容易得多且較不限定。

如在圖10中可看到，針對正視、遠視及近視之三個情形，在第二波前影像平面D處移位之波前之情況下，經取樣波前在經聚焦至位置感測偵測器1022上之後將極類似於圖9中之情形表現。換言之，藉由取樣孔隙取樣之正視波前仍相對於位置感測偵測器定中心，但針對遠視及近視波前，其現在與中心分離且位於相對側上。

圖10之實施例之一個缺點係，當與圖9之實施例相比時，MEMS掃描器1012之掃描驅動模式可稍微較複雜。回應於MEMS鏡掃描之波前之橫向移位可係不同。當掃描角度範圍不大時，該回應可係近似一線性關係，但可需要替代一圓形掃描之一橢圓驅動信號以產生一圓形掃描。另一方面，若角度掃描範圍係大的，則該回應可係非線性且可需要對驅動信號作出改變以便以一精細圓形掃描結束。另一選擇係，可使用其他掃描模式且可採用軟體資料處理來提取波前資訊。

應注意，當在第二或一後續傅立葉變換平面處執行波前掃描動作時，可使波前光束寬度比第一傅立葉變換平面處之波前光束寬度小得多。因此，除圖7及圖10中已論述之內容以外，亦使用如之前所已闡述之其他角度光束掃描構件來實現最終波前影像平面處之波前移位係實際的。一良好實例係在第二傅立葉變換平面C處使用一小的旋轉

光學楔形鏡來實現波前之環形圈取樣。

此時，應注意，當採取兩個或兩個以上波前中繼級之方法時，可使中繼級相繼精細互連、或彼此稍微重疊或彼此稍微分離。由於即使波前非經確切地中繼，校準可處理差異，因此系統將仍工作。另外，在多個波前中繼級之情況下，由於不存在正被佔據之波前影像平面，因此一可變焦距透鏡亦可放置在一中間波前中繼平面處以動態地改變波前之球屈光度值以補償球屈光度值之大DC偏移及/或進一步改良波前感測器之屈光度量測動態範圍。另一選擇係，不同聚焦能力之相對小透鏡(正與負兩者)亦可落入於一或多個波前影像平面處以達成球屈光度補償或改良波前感測器之屈光度量測動態範圍。

應指出，除波前移位器或光束掃描器以外，亦存在對其他光學元件之較佳選擇。舉例而言，已提及，在來自患者眼睛之波前光束係高度發散或會聚之情況下，當光束射中如圖2及圖7中所示之第一級4-F中繼之第一及第二透鏡時光束寬度係大的。在此情形中，若球面透鏡用作第一級4-F中繼之第一及第二透鏡，則此等透鏡(尤其第二透鏡，在其具有一相對較短焦距時)可引起球面像差。作為本發明之一個特徵，非球面透鏡及/或球面像差補償板可用於光學波前中繼系統中使得可實質上減少因使用球面透鏡將引起之球面像差。特定而言，若第一級4-F中繼之第二透鏡係一平凸非球面透鏡，則面向第一級4-F中繼之第一透鏡之其前側較佳地係凸面的而其後側係平面的。此乃因僅在來自患者眼睛之波前光束係高度發散或會聚時；波前光束在到達第一級4-F中繼之兩個透鏡時將係寬的，其中周邊光線穿過需要經校正以減少球面像差之該兩個透鏡。另一方面，當來自患者眼睛之光束接近於係正視時，光束將係窄的且因此將僅與兩個透鏡之中心或近軸部分互動，該兩個透鏡將不產生實質球面像差。相同論證亦可應用於第二級。

亦應注意，針對未確切地定位於經設計距離處之一患者眼睛，如圖2及圖7中所示之波前中繼系統可產生作用。只要眼睛位置係在一特定範圍內且藉由(舉例而言)一基於低同調干涉之量測而知曉以及隨眼睛屈光度值而變之系統輸出之回應係單調的，即可使用實際眼睛位置之一經校準關係來指出眼睛波前像差。換言之，所允許眼睛位置範圍應使得在預期眼睛折射屈光度範圍內，經設計工作距離處之有效波前不通過任何奇異點。

為圖解說明此點，著眼於其中患者眼睛替代位於200 mm處而經定位於距第一透鏡150 mm處之情形，若患者眼睛係具有+20D之一屈光度值之遠視，則實際上此等效於定位於眼睛之瞳孔平面後之50 mm處之一點源，或經定位於距第一4-F中繼之第一透鏡200 mm處之點源。因此，此電源將經中繼至波前影像平面亦作為一點源，其可不再經恰當取樣。通過此奇異點，一發散眼睛波前(舉例而言，具有+25D之一遠視屈光度值)將實際上對應於在一軸範圍內定位於第一4-F中繼之第一透鏡之物件平面與此第一透鏡之間之一點源，此意味著位於距此第一透鏡之經設計200 mm物件平面軸位置處之有效波前現在係會聚。此將導致致使系統輸出不再單調。作為解決此問題之一替代方案，一額外透鏡或一透鏡組合可在發現眼睛距離在眼睛位置限制範圍外時落入至4-F中繼系統中以仍在經設計眼睛屈光度範圍內使系統之回應單調。此方法亦將有益於製造，此乃因落入一透鏡或若干透鏡至一現有模組中將比設計及製作一不同模組較不昂貴得多。

亦應注意，波前取樣孔隙不必確切地定位於最終波前影像平面處。若存在波前取樣孔隙之軸位置之一稍微偏移，則結果係，針對來自眼睛之一發散或會聚波前，如與正視情形相比，相同取樣孔隙大小將取樣眼睛波前之一稍微不同空間大小。若僅欲判定眼睛之球面及柱面折射誤差，則可藉由校準解決空間取樣大小之不一致問題。另一方

面，可有意地使取樣孔隙可動態軸向地移動以不僅確保在眼睛定位於經設計物件平面處時該取樣孔隙位於波前影像平面處，而且迎合其中眼睛未定位於經設計物件平面處之情形以及調整取樣孔隙軸位置以使得在相同孔隙大小之情況下取樣相同大小之子波前。

圖11展示一波前感測器模組中在波前光束路徑摺疊之情況下之一項一個級4-F中繼實施例。在此實施例中，波前光束路徑藉由第一鏡1150及第二鏡1152摺疊(鏡1及鏡2)以使模組緊密，且一MEMS掃描鏡1112組合有一小偏光分束器(PBS 2) 1106及一四分之一波片1108以移位波前，如根據圖6已論述。

應注意，藉由使用MEMS掃描鏡1112來往回反射波前光束並使光束圍繞光軸進行掃描(而非直接側向偏轉光束並使光束進行掃描)，使掃描旋轉對稱，且因此當經橫向移位之波前藉由波前取樣孔隙1118取樣且藉由子波前聚焦透鏡1120聚焦至位置感測偵測器1122上時算出波前像差(尤其球面及柱面屈光度值及柱面軸線)所需要之演算法及資料軟體將係極其簡單且快速。

除經摺疊波前光束路徑外，圖11中亦展示另外三個光束路徑，用於成像眼睛之前部之一第一光束路徑1154、用於引導一凝視目標至眼睛之一第二光束路徑1156以及用於將一超發光發光二極體(SLD)光束發射至眼睛用於自眼睛形成波前光束之一第三光束路徑1158。

如圖11中可看到，一分色或長波通分束器1160可用於反射至少一部分及更佳大部分之可見光(且亦可能部分近紅外光)及實質上或更佳地完全透射SLD光譜範圍近紅外光。分色或長波通分束器1160應具有一足夠大光截取窗以確保來自眼睛之波前在所期望眼睛屈光度量測範圍內被完全截取而不受窗之邊緣干擾。分色或長波通分束器之反射起兩個功能，一個功能用係將由一照明光源(諸如來自一手術顯微鏡或室內照明或其他額外照明發光之照明源)產生之來自眼睛之光之可見

光譜部分引導至一影像感測器1162以使得可顯示一實況眼睛瞳孔影像以用來達到諸如幫助一臨床醫師相對於波前感測器模組對準眼睛之各種目的。另一功能係將一可見凝視目標1164之一影像引導至眼睛以使得眼睛可具有用以凝視之一目標(若需要)。

進一步在波前感測器模組中之此經反射光束路徑下面的係一小分束器1166，該小分束器1166起分裂/組合凝視目標相關光束及影像感測器相關光束之功能。此小分束器1166可具有各種光譜性質。舉例而言，此小分束器可係經設計以在一可見光譜範圍中操作之一簡單50:50寬頻分束器。然而，針對較佳光學效率，若凝視光源1164具有一相對較窄光譜寬度，則可使此小分束器1166之反射光譜匹配凝視源光譜以允許凝視光之良好反射及將剩餘光譜透射至影像感測器1162。但凝視目標1164及影像感測器1162之位置可調換(如圖12中所示)且因此小分束器1166之反射及透射光譜性質亦可經改變。

影像感測器前面之透鏡(透鏡1) 1168可經設計以為一顯示器(未展示)上之患者眼睛之前部之實況影像提供所期望光學放大。該透鏡可係用於調整焦點(若需要)以確保影像感測器平面與眼睛瞳孔平面共軛以使得可獲得一清晰眼睛瞳孔影像之一動態透鏡。該透鏡亦可係一可變焦距透鏡以使得臨床醫師/外科醫師可使用其來根據其期望改變放大率。凝視目標前面之透鏡(透鏡2) 1170可經設計以為患者眼睛提供恰當大小及亮度之一舒適凝視目標。該透鏡亦可用於調整焦點以確保凝視目標與眼睛之視網膜共軛，或在不同距離處使眼睛凝視或甚至根據臨床醫師/外科醫師之要求使眼睛模糊。凝視光源1164可以一所期望速率閃光或閃爍或改變色彩以使其與(舉例而言)一手術顯微鏡之照明光區分開。凝視光源之色彩亦可改變。凝視目標1164可係諸如由一光源背向照明之一熱氣球之一影像或一微顯示器(其中其所顯示圖案或光點可根據一臨床醫師/外科醫師之期望變化)。另外，基於微顯示

器之凝視目標亦可用於導引患者在不同距離處注視以使得可產生一2D眼睛像差圖譜陣列，該2D眼睛像差圖譜陣列可用於評估一患者之非中心或周邊視力之視覺敏銳度。

凝視目標、眼睛前部影像及/或其他資料亦可傳輸回至顯微鏡且透過目鏡(在任何光學組態中未展示此目鏡)可看到。此資訊將藉由分色或分束器透過一系列透鏡或將與顯微鏡或生物顯微鏡工作距離共面之物理距離與觀察者之視線同軸地投射。

影像感測器1162可係一黑/白或彩色CMOS/CCD影像感測器，且凝視光源可係一紅色或綠色發光二極體(LED)，其中基於不同背景照明條件，其輸出光功率動態地及/或人工地可控。舉例而言，當接通來自一手術顯微鏡之一相對強照射光束時，凝視光源之亮度可增加以使得患者能夠容易發現凝視目標並凝視其。一可變光圈或孔隙(圖11中未展示)亦可經配置於透鏡1168前面或後面以控制眼睛之前部之實況影像之像場深度。藉由動態地改變該孔隙大小，可控制當眼睛軸向移動遠離經設計距離時之模糊強度程度，且隨光圈或孔隙大小而變之模糊強度與眼睛軸向位置之間的關係可用作判定眼睛之軸向距離之一信號。作為一替代方案，眼睛距離亦可透過眾所周知之構件(諸如使用兩個或連個以上近紅外照明源之角膜反射近紅外影像光點之三角量測法)來量測，亦可採用如下文將闡述之基於低同調干涉眼睛距離量測。

除了提供一實況眼睛瞳孔影像，影像感測器信號亦可用於其他目的。舉例而言，實況影像可顯示於一抬頭顯示器上或顯示於併入一狹縫燈或手術顯微鏡之接目鏡中之一半透明微顯示器上。

實況影像可用於偵測眼睛瞳孔之大小及橫向位置。當發現瞳孔之大小係小的時，波前取樣區域可對應地減少。換言之，瞳孔大小資訊可以一閉合環路方式用於根據瞳孔大小之波前感測區域之自動及/

或動態調整及/或按比例調整或用於眼睛屈光度量測之之動態範圍之增加/減少或控制。

當發現瞳孔非足夠適當定中心時，可使用眼睛瞳孔之橫向偏移量來補償將由此一瞳孔位置偏移所引起之所量測波前誤差。另外，SLD光束可經掃描以跟隨眼睛瞳孔以使得SLD光束將始終自如經設計之相同角膜位置進入該角膜以(舉例而言)防止由該角膜返回之經鏡面反射SLD光束進入波前感測器之位置感測裝置/偵測器(PSD)。入射SLD光束亦可藉由影像感測器成像用於定中心眼睛，或故意使SLD光束自瞳孔之中心偏移，或用於提供回饋/導引以判定眼睛相對於SLD光束之位置。用於波前取樣之波前光束移位器/掃描器亦可藉助一恰當偏移調諧以跟隨眼睛瞳孔移動。此外，當發現以下情況時，波前資料可被放棄以排除「暗淡」或「明亮」資料且同時可關斷SLD 1172：正用水沖洗眼睛、或存在光學氣泡、或眼瞼位於光學路徑中或面部皮膚或一外科醫師之手或一手術工具或儀器位於影像感測器之視野中且阻擋波前光束路徑。

影像感測器亦可與凝視目標組合且協力地工作以判定距波前感測器模組之眼睛距離。由影像感測器擷取之Purkinje影像亦可用於基於反射原理判定有效透鏡位置(ELP)。影像感測器亦可與波前感測器一起結合與校準/對準相對之折射波前能量移位作為一「眼睛追蹤器」工作。

此外，波前感測器可用於算出眼睛是否乾燥且可將以視訊或音訊信號形式之一提醒發送至外科醫師或臨床醫師以提醒其何時沖洗眼睛。此外，來自影像感測器之信號亦可用於識別患者眼睛是否處於一有晶狀體、或無晶狀體或人工晶狀體狀態中且因此可在僅需要週期期間接通SLD脈衝，或可實施其他變量、控制或度量。此等方法可減少患者曝露於SLD光束之總時間且因此可能允許使用較高峰值功率SLD

脈衝以增加波前量測信雜比、改良回饋度量或透過使用者介面/顯示器實施使用者輸入欄位特徵。

在圖11中，一大大小偏光分束器(PBS 1) 1174用於將超發光發光二極體(SLD)光束發射至患者眼睛。使用一大窗大小之原因係確保來自一眼睛之波前光束在所期望大屈光度範圍內不是被PBS部分截取，而是完全被截取。在此實施例中，來自SLD 1172之光束經s偏光以使得光束被PBS 1174實質上完全反射且經發射至眼睛用於形成眼睛波前。

SLD光束可經預成型或操縱以使得當光束進入眼睛在角膜平面處時，其可經準直或聚焦或部分聚焦(發散或會聚)於角膜平面處。當SLD光束落在視網膜上作為一小影像光點時，其將經反射及/或散射；或若該光束具有一預定形狀，則可評估反射之幾何形狀或幾何形狀之改變。作為本發明之一項態樣，SLD光束亦可直接用作患者之凝視目標。因此所產生之返回波前光束將具有原始偏光及一正交偏光兩者。如熟習此項技術者眾所周知，針對眼科波前感測器應用，僅正交偏光波前光束通常用於眼睛波前量測。此乃因沿原始偏光方向，可存在來自角膜及結晶/IOL水晶體之相對強經反射SLD光波，其可對波前量測引起顯著錯誤。因此，大偏光分束器1174之另一功能係僅允許正交偏光波前光束通過其且側向引導沿正交方向偏光之經返回波前光束以被吸收或用於稍後將論述之其他目的以便監視是否存在SLD被角膜或眼睛水晶體往回鏡面反射至波前感測器模組中。

在圖11中，一帶通濾光器1176經配置在大偏光分束器1174後面以拒絕任何可見光及/或周圍背景光，且僅允許SLD 1172產生之波前光束光之所期望相對窄光譜進入波前感測器模組之剩餘部分。

應注意，分色或長波通分束器1160、大大小偏光分束器(PBS 1) 1174及帶通濾光器1176可沿著波前光束路徑經配置於任何處。然而，

藉由將分色或長波通分束器配置在大大小偏光分束器(PBS 1)前面，可避免可由偏光分束器1174 (尤其若其係一立方體PBS)進行之SLD光束之反射產生之實況眼睛瞳孔影像散射SLD光上之成像。另外，藉由將分色或長波通分束器1160、大大小偏光分束器1174及帶通濾光器1176配置於第一波前中繼透鏡1104與第二波前中繼透鏡1116之間，所期望眼睛屈光度範圍內之波前光束之入射角度將在一較小範圍內以使得所有此等光學組件可藉助標準塗層較佳起作用以提供所期望效能。

可存在波前感測器模組之光學組態之變化形式。在圖11中，展示SLD光束係固定的。然而，亦可使SLD光束進行掃描以提供額外優點。圖12展示具有兩個4-F波前中繼級之波前感測器模組之另一實施例。注意，在此實施例中，將如圖11中所展示之用於彎曲波前光束之一個鏡(鏡1，亦即1150)移除且替換為大偏光分束器(PBS 1) 1274，其中SLD光束係自此PBS 1274後面發射。另外，SLD光束經掃描以跟隨輕微眼睛移動及/或落在角膜之不同位置上及/或落在視網膜上之一小經掃描區域上方。亦注意，窄帶通濾光器1276現在配置在較大偏光分束器(PBS 1) 1274與下一光束摺疊鏡(鏡2) 1252之間，應注意，圖12中可採用如圖7、圖8、圖9及圖10中所論述之第二級4-F波前中繼中之任何者，儘管僅展示一者。

如圖12中所示，由於SLD光束係自較大偏光分束器(PBS 1) 1274後面發射，因此傳播至眼睛之經發射SLD光束係相對於PBS 1274 p偏光。因此，用於眼睛波前量測之正交偏光之波前光束係相對於PBS 1274 s偏光且此光束將被較大偏光分束器(PBS 1) 1274反射。因此，需要小偏光分束器(PBS 2) 1206、相關聯四分之一波片1208、波前取樣孔隙1218、子波前聚焦透鏡1220及位置感測偵測器(PSD)1222之定向及/或位置之一對應改變，如圖12中所示。

在一項操作實例中，為確保SLD光束始終進入眼睛在一所期望角

膜位置處且不由於眼睛移動(在一特定眼睛移動範圍內)而被虹膜部分或完全阻擋。如圖12中所示用於掃描SLD光束之一角膜掃描鏡1180可定位於第一4-F中繼之第一透鏡1204之後焦平面處以使得掃描器位置與一正視眼睛之視網膜共軛。在此情形中，角膜掃描鏡1280之一角度掃描將致使SLD光束相對於角膜之一橫向掃描但仍允許SLD光束落在相同視網膜位置上。擷取眼睛瞳孔之實況影像之影像感測器可用於算出眼睛瞳孔之橫向位置及提供一回饋信號以驅動角膜掃描鏡1280來使得SLD光束跟蹤眼睛移動。

在另一操作實例中，為使得SLD光束落在視網膜上且亦在視網膜上之一小區域周圍掃描，如圖12中所示之一視網膜掃描鏡1282可經定位而與一SLD光束形狀操縱透鏡(透鏡3) 1284之一後焦平面處之角膜平面共軛。另一透鏡1286 (透鏡4)可用於將來自(舉例而言)一單模光纖(諸如一偏光維持(PM)單模光纖) 1288之輸出埠之SLD光束聚焦或準直或成型至視網膜掃描鏡1282上。此透鏡(透鏡4) 1286亦可係一可動態地聚焦或可軸向地移動透鏡以實現根據眼睛情況(舉例而言，有晶狀體、無晶狀體及人工晶狀體)之對角膜或視網膜上之SLD光束光點大小之一動態控制。

視網膜上之一小區域上方之SLD光束之掃描可提供數種益處。一個益處係減少由使SLD光束始終落在相同視網膜光點區域上(尤其若該光點大小非常小)所產生之散斑效應。另一益處係將光學能量在一稍微較大視網膜區域上方轉向以使得一較高峰值功率脈衝SLD光束可發射至眼睛以增加光學波前量測之信雜比。又一益處係使得波前量測能夠在一小但相對相同視網膜區域上求平均以使得由視網膜地形不一致性所致之波前量測誤差可達到平均數。又一益處係藉由(舉例而言)當在視網膜上掃描SLD光束時量測波前回應而判定視網膜不一致性。

應注意，可獨立且同時地執行相對於角膜及視網膜之SLD光束之

掃描。換言之，兩個SLD光束掃描器可彼此獨立但同時、同步或非同步地啟動。

另外，應注意，一治療雷射光束(如圖12中所示)可經組合為具有SLD光束之一眼睛手術光源且透過相同光纖或透過另一自由空間光束組合器遞送至眼睛且經遞送至用於SLD光束之相同掃描器或其他掃描器以使得眼睛手術雷射光束可經掃描以用於執行眼睛之屈光或視網膜手術。SLD光束及眼睛手術雷射光束可具有不同波長且使用基於光纖之分波多工耦合器或自由空間分色組合器來組合。相同雷射光束或具有一可見波長之一不同雷射光束亦可用於「標記」眼睛或「導引」外科醫師，亦即，「疊加」於眼睛上以使得外科醫師可透過手術顯微鏡看到雷射標記。

儘管針對眼睛波前量測，僅使用具有一正交偏光之自視網膜返回之光束，但此並不意味著具有原始偏光之來自角膜、眼睛結晶水晶體(或IOL)及視網膜之彼等經返回光束無用。相反，具有原始偏光之此等經返回光束可提供非常有用之資訊。圖13展示另一兩4-F波前中繼級實施例，其中第二4-F中繼級類似於圖10中已論述之內容。注意在圖13中，具有原始偏光經眼睛返回之光波用於距波前感測器模組之眼睛距離之量測、眼睛中之眼睛水晶體(天生的或經植入)之位置、前房深度、眼睛長度及潛在其他眼睛解剖參數。

如圖13中可看到，通過較大偏光分束器(PBS 1) 1374之經返回光波係藉助如通常用於光學低同調(OLC)或光學同調斷層成像(OCT)量測之一低同調光纖光干涉儀組態收集。SLD輸出光纖1388可係單模(SM) (及偏光維持(PM)，若需要)且可連接至一正常單模(SM)光纖(或一PM-SM光纖，若需要)耦合器1390以使得將SLD光之一部分發送至波前感測器模組且將SLD光之另一部分發送至一參考臂1392。參考臂1392之光學路徑長度可經掃描或甚至切換以大致地匹配對應於自眼睛

之一或多個光學介面返回之光之光學路徑長度之彼等。自眼睛之不同部分返回之光波將與透過參考光纖臂1392返回之參考光波在光纖耦合器1390處重新組合以產生光學低同調干涉。此干涉信號可由如圖13中所示之偵測模組1394偵測。

可採用各種OLC/OCT組態及偵測方案(包含光譜域、掃頻光源、時域、平衡式偵測及其他)。為保持波前感測器模組(欲附接至(舉例而言)一手術顯微鏡或一狹縫燈生物顯微鏡)緊密，偵測模組、參考臂(包含光纖環路及可軸向掃描或移動之參考鏡)以及甚至SLD及光纖耦合器可定位於波前感測器模組外殼外部。如此做之原因係：取決於用於OLC/OCT操作之方案，偵測模組及/或參考臂及/或SLD源可係大型。舉例而言，當如US7815310中所論述採用一平衡式偵測方案時，可需要將一光纖光循環器併入SLD光纖臂中。當採用時域偵測時，參考臂可需要包含一光學路徑長度掃描器或一迅速掃描光學延遲線。當採用光譜域偵測方案時，偵測模組可需要包含一光學光譜儀及一線掃描式相機。當採用掃頻光源偵測方案時，SLD源可需要包含一波長掃描器。

在一項操作實例中，為確保可收集一相對強OLC/OCT信號，角膜掃描鏡及/或視網膜掃描鏡可經控制以特定使自(舉例而言)角膜、眼睛水晶體(天生或人工)及視網膜之相對強鏡面反射返回至光纖干涉儀以使得可量測此等眼睛組件之光學介面之軸向距離。此操作可與眼睛波前量測連續分離，此乃因在後者情形中應避免鏡面反射。另一選擇係，可使用兩個不同波長帶且可採用光譜分離/組合。另一方面，OLC/OCT信號強度可用作關於鏡面反射是否由波前感測器模組收集之一指示，且若鏡面反射是由波前感測器模組收集，則波前感測器資料可被放棄。

在另一操作實例中，可跨越眼睛之前部段或跨越視網膜之一特

定體積掃描SLD光束且可進行眼睛之各種部分之組織結構量測。特定而言，可使SLD光束作為小數目個掃描點落在角膜之中心處及在該角膜之一或多個環形圈(或其他圖案，諸如放射狀、螺旋形、星形)周圍以達成對角膜折射能力及/或水晶體(天生或人工)折射能力之判定或量測。

此時，應注意，用於移位波前及用於掃描SLD光束之光束掃描器亦可具有一動態DC偏移以對本發明產生額外益處。作為本發明之一項態樣，用於移位及/或掃描波前之掃描器可用於對由於環境改變(諸如溫度或機械振動)所致之潛在誤對準提供補償以使經掃描波前光束仍相對於波前取樣孔隙旋轉對稱。

同時，位置感測偵測器(PSD)上之參考點亦可透過校準根據經補償影像光點位置而經調整(若需要)。若存在經取樣影像光點光束相對於位置感測裝置/偵測器(PSD)之任何角度DC偏移，此可透過校準及資料處理而加以處理。

提及到，可採用用於掃描SLD光束之掃描器來透過來自影像感測器之一回饋信號跟隨一特定範圍內之眼睛瞳孔移動。在眼睛相對於波前感測器模組移動之情況下，儘管可使SLD光束以與其將在眼睛相對於波前感測器模組適當定中心時之角度相同之角度進入眼睛穿過相同角膜位置，但自眼睛返回之波前光束將相對於波前感測器模組之光軸橫向位移。因此，經中繼波前亦將橫向位移。在此情形中，可採用用於移位波前之掃描器之DC偏移來補償此位移且仍使經掃描波前光束相對於波前取樣孔隙旋轉對稱。在此情形中，可存在經取樣影像光點光束相對於位置感測裝置/偵測器(PSD)根據眼睛瞳孔橫向位置之一角度DC偏移，且此外，此可透過校準及資料處理加以處理。

藉助由影像感測器、波前感測器、鏡面反射偵測器及/或低同調干涉儀提供之資訊之組合，可能組合所有資訊以實現對正確校準曲線

及/或資料處理演算法之一自動選擇。同時，可透過音訊或視訊或其他構件向外科醫師或臨床醫師展示一資料完整性指示符、或一可信度指示符、或一白內障不透明性程度指示符或存在光學氣泡之一指示符。經組合資訊亦可用於眼內壓(IOP)偵測、量測及/或校正。經組合資訊亦可用於偵測及/或確認一經植入人工水晶體(IOL) (諸如一多焦點水晶體)之定中心及/或傾斜。經組合資訊亦可用於眼睛狀態(有晶狀體、無晶狀體及人工晶狀體)之偵測。波前感測器信號可與OLC/OCT信號組合以指示眼睛水晶體或目鏡系統之光學媒介之光散射及/或不透明性之程度。

此外，作為一眼睛手術光源之一雷射(圖13中未展示)可與SLD組合且透過相同光纖或透過另一自由空間光束組合器經遞送至眼睛及經遞送至用於SLD光束之相同掃描器或其他掃描器以使得該眼睛手術雷射光束可經掃描以用於執行眼睛之屈光及/或視網膜手術以及用於微調一可光調整透鏡之IOL度數或用於執行或微調T-cut，如可藉助一飛秒雷射、或手術後在一狹縫燈生物顯微鏡處使用切口技術LRI/AK或雷射所進行。相同雷射光束或具有一可見波長之一不同雷射光束亦可用於「標記」眼睛或「導引」外科醫師，亦即，「疊加」於眼睛或一眼睛影像上以使得外科醫師可在一顯示器螢幕上或透過手術顯微鏡看到雷射標記。

此時，可陳述，在本發明中，已揭示尤其適於視力校正程序之一大屈光度範圍連續波前感測器。該大屈光度範圍連續波前感測器包括：一光學波前中繼系統，其可包含一或兩個或兩個以上波前中繼級；一波前取樣孔隙，其經定位於最終波前中繼影像平面處或接近其之處；一子波前聚焦透鏡，其位於該孔隙前面或後面；一影像光點位置感測裝置，其定位於該子波前聚焦透鏡後面；及一波前移位裝置(諸如一光學光束掃描器)，其經配置於一波前影像空間中或一傅立葉

變換空間中之某處用於在該最終波前影像平面處橫向移位該波前。本發明之一項態樣係，波前移位裝置經選擇及定位以確保在入射波前之一大屈光度範圍內，波前光束將被波前移位裝置完全截取。較佳地，經中繼波前光束在波前移位裝置區處橫向尺寸縮小以使得在一特定軸向距離範圍內在波前移位裝置空間中，針對欲藉由(舉例而言)一緊密光束掃描器完全移位之光束，波前光束寬度可維持相對小(甚至其中來自眼睛之入射波前在一大屈光度範圍內變化)。

然而，應注意，波前中繼系統不應限於眾所周知4-F波前中繼組態。其可係任何光學組態，只要其起將一光學波前自一物件平面中繼至一影像平面之功能。舉例而言，US20100208203中所揭示之波前中繼組態(其包括三個透鏡，其中一負透鏡定位於兩個正透鏡之間)可用於本發明中一次或多次。

波前光束不必在波前移位裝置空間中縮小。其可係一1:1比例之波前中繼系統或甚至一放大波前中繼系統。

波前移位裝置空間應解釋為其中定位波前移位裝置之體積，其可係一波前影像空間或一傅立葉變換空間。波前移位裝置應解釋為可執行以一連續方式使波前有效移位之功能之任何裝置，包含所有類型之光學光束掃描器及位移器。波前移位裝置可經配置於一或多個波前中繼級之一波前影像空間中或在一或多個波前中繼級之一傅立葉變換空間中，只要其可有效致使波前橫向移位。關鍵係確保在所期望屈光度範圍內之波前光束可被波前移位裝置完全截取。注意，波前移位可藉由改變光束傳播方向或使光束橫向位移或透過一組合效應或透過其他手段(諸如使波前光束逐漸彎曲)來達成。光束掃描器在性質上可係透射或折射且光束掃描器可係一光束角度掃描器或一光束橫向位移掃描器或一組合。

波前取樣孔隙可具有一固定孔隙大小或係一可變孔隙(其中其大

小及形狀可調整，舉例而言，自0 mm至6 mm)且亦可係可軸向或橫向動態地移動(若需要)。該孔隙亦可係不同大小、形狀或直徑之一插入式孔隙。孔隙不必配置於子波前聚焦透鏡前面且可配置於波前移位裝置後面任何處，只要其起取樣波前之功能。

子波前聚焦透鏡並非絕對需要且可係選用的。其可具有一可變焦點(或焦距)之一透鏡且可甚至係根據眼睛狀態(諸如，有晶狀體、無晶狀體或人工晶狀體)具有不同焦距之一動態插入式透鏡。其不需要經放置在右側緊鄰於孔隙且可經放置遠離孔隙在該孔隙前面或後面以(舉例而言)將在孔隙處經取樣之波前中繼至位置感測裝置/偵測器(PSD)前面或後面之空間中之一平面。此處應指出，在無子波前聚焦透鏡之情況下，系統可仍工作，如在一Hartmann波前感測器對一Hartmann Shack波前感測器之情形中。若需要，可使子波前聚焦透鏡之焦點動態地可變，且如此做，可根據波前取樣孔隙之大小即時調整其焦距以使得落在一位置感測裝置/偵測器上之影像光點可經控制至入射波前之較高精確度量測之一所期望大小。

PSD可係一象限偵測器、一側向效應位置感測偵測器、一二維偵測器陣列、兩個正交線性偵測器陣列或可感測一光束之位置之任何裝置。

注意，以上提及實施例中所論述之光學組態及相關參數僅係實例。實際上，當波前感測器模組欲與一手術顯微鏡或一狹縫燈生物顯微鏡整合時，光學組態及光學光束路徑之摺疊可基於不同因素之考量而不同。

圖14展示當前所揭示波前感測器模組與一手術顯微鏡14100之整合之一項實施例。在此實施例中，第一4-F中繼之第一透鏡1404經配置於波前感測器模組之恰好第一光學輸入埠處。第一透鏡1404由一手術顯微鏡14100 (或一狹縫燈生物顯微鏡)及波前感測器模組共用。將

第一4-F中繼之此第一透鏡1404配置儘可能接近於患者眼睛之益處係此第一透鏡1404之經設計焦距可根據一4-F波前中繼之要求而係最短的且因此可使總光學路徑長度係最短的。上述情況與使波前光束路徑之進一步摺疊組合可使波前感測器模組緊密。另外，當與具有相同直徑但經配置進一步在波前光束光學路徑下游之一透鏡相比時可涵蓋來自眼睛之波前之一較大屈光度範圍。此外，由於波前感測器始終需要在此位置處具有一光學窗，因此此第一透鏡1404因此可達成第一波前中繼級之窗及第一透鏡兩者之雙重目的。

如圖14中所示之分色或短波通分束器1461用於以高效率將近紅外波前光束偏轉至波前感測器模組之剩餘部分同時允許大多數可見光通過至手術顯微鏡。分色或短波通分束器1461可經設計以亦允許將來自眼睛之可見光之一小部分(或甚至在SLD光譜範圍外之近紅外光之一較大部分(若存在此一部分))偏轉至波前感測器模組以使得如之前所論述之影像感測器可擷取患者眼睛之前部之一清晰實況影像。應注意，如圖14中所示之波前感測器模組之剩餘部分僅係可能使用之潛在光學組態之一變體之一項表示。因此對波前感測器模組之解釋應涵蓋之前論述之所有可能組態。

分色或短波通分束器1461上面之補償透鏡14102用於實現數個功能。首先，為確保由手術顯微鏡形成且呈現至外科醫師之手術視野不由於使用第一4-F中繼之第一透鏡1404而受影響，此補償透鏡14102需要經設計以補償共用透鏡(第一4-F中繼之第一透鏡1404)之效應。其次，補償透鏡14102亦可充當上部光學窗，可需要其以防止灰塵或水分進入波前感測器模組中。補償透鏡14102之第三個功能係引導來自手術顯微鏡14100之照射光束遠離光軸以使得當照射光束射中共用透鏡(第一4-F中繼之第一透鏡1404)時，來自該共用透鏡之鏡面反射不被往回引導至手術顯微鏡之兩個立體視野以干涉外科醫師檢視手術場

景。最後，補償透鏡14102亦可經塗佈以僅允許可見光譜光透射穿過。以此方式，對應於來自照明源之SLD光譜之照明光之UV或近紅外光譜部分將不落在眼睛上以形成可進入波前感測器模組以使位置感測裝置/偵測器飽和或形成背景雜訊之任何經眼睛返回之近紅外背景光。

注意，補償透鏡14102可經特定設計或稜鏡/鏡15104可經添加以使得恰好在手術顯微鏡之照射光束射出埠下方之補償透鏡之部分可使照射光束更彎曲且另一稜鏡15105或鏡可經添加接近於底部透鏡以將照射光束往回重新引導至患者眼睛上，如圖15中所示。

應注意，在圖14及圖15中所示之實施例中，維持或不移除手術顯微鏡之原始接物透鏡14101或15101。然而，作為一替代方案，手術顯微鏡之接物透鏡14101或15101可經移除且其聚焦功能可部分或完全由具有僅一4-F中繼級之如圖16中所示之波前感測器模組之輸入埠之共用透鏡1604達成。在此情形中，只要共用透鏡1604經恰當設計，如圖14及圖15中所示之補償透鏡14102及15102可甚至可能替換為一簡單光學窗16106，儘管可仍需要一稜鏡部分或一單獨稜鏡16104以如以上所論述引導照射光束。因此，補償透鏡14102/15102之定義應甚至包含一光學窗，其中作為補償概念之一照射光束彎曲部分亦應包含提供至照射光束之光學功能。另外，頂部光學窗亦可經塗佈以僅允許可見光譜之光透射穿過。以此方式，光之近紅外光譜部分將不落在患者眼睛上以形成可進入波前感測器模組以使偵測器飽和或形成背景雜訊之經眼睛返回之近紅外背景光。

此時，應注意，針對圖14、圖15及圖16之實施例，由於波前感測器模組之輸入埠處之第一透鏡係共用的，因此需要通過光之可見及近紅外光譜且亦較佳地引起最小額外像差。對此透鏡之一良好挑選係一消色差透鏡，其經設計以對可見及近紅外光譜產生作用。若需要，

可使用非球面消色差透鏡。由於一窄帶濾光器可用於第一4-F中繼級之第二透鏡之前面，因此第二透鏡及後續透鏡(若有)可係經設計僅對SLD源近紅外光譜範圍起作用之一者。該等透鏡可係非球面透鏡。

作為另一替代實施例，如圖14、圖15及圖16中所示之分色或短波通分束器1461、1561及1661可替換為一特製45°近紅外聚焦鏡17108(經塗佈以僅反射SLD光譜)以充當4-F中繼級之第一透鏡，如圖17中所示。同時，其充當對用於手術顯微鏡之可見光譜透明之一板。在此情形中，手術顯微鏡17101之原始物鏡保留且頂部光學窗17110及底部光學窗17112可由兩個玻璃板製成，其中底部光學窗經傾斜以引導照明光之鏡面反射自顯微鏡離開。由於45°近紅外聚焦鏡17108現在正充當4-F中繼之第一透鏡且其軸位置自患者眼睛進一步往後移動，因此4-F中繼之第二透鏡1716及波前感測器鋼光學器件之剩餘部分需要相應地調整。此實施例之優點係顯微鏡視野將受最小影響。

圖18展示當前所揭示波前感測器模組與一手術顯微鏡18100之整合之另一實施例。在此實施例中，一分色或短波通分束器1861用於將SLD光譜之近紅外波前光束引導至波前感測器模組及用於通過手術顯微鏡之光之可見光譜。底部光學窗18112可再次經傾斜以避免經鏡面反射可見光進入顯微鏡立體視野。頂部光學窗18110可再次經塗佈以允許光之可見光譜透射穿過。4-F中繼之第一透鏡1804可經配置儘機械可能接近眼睛，只要其確實進入手術顯微鏡之照明及檢視路徑。由於眼睛與4-F中繼之第一透鏡1804之間的增加距離，因此與先前情形相比，4-F中繼之第二透鏡1816及波前感測器光學器件之剩餘部分需要往後推動更遠。上述情況可使波前感測器模組更大型且用於涵蓋眼睛波前之相同屈光度範圍之4-F中繼之第一透鏡之所需直徑將更大。但優點係，如與其他實施例相比，顯微鏡視野將受更少最小影響。

作為本發明之一添加態樣，在真實揭示內容中，諸如一

spectralon板之一擴散反射表面可落在光學路徑中以擴散反射SLD光束以形成波前感測器模組可用於檢查SLD光束之光學對準及光學元件之光學對準以及SLD光束之光功率之一校準波前。

應注意，在所有實施例中，已提及SLD光譜在近紅外範圍中。然而，上述情況不應視為一限制，此乃因可使用其他光譜範圍。儘管一近紅外光源用於波前感測係良好的，此乃因其為人眼不可見，但在以下意義上一可見光源用於波前感測亦係良好的：SLD光束可直接用作凝視光源或目標且波前量測更準確此乃因眼睛僅看到可見光。

亦應注意，用於波前感測及/或OLC/OCT量測之波長可經掃描或調諧。調諧或掃描波長之一個益處係亦可量測眼睛之色像差。另一益處係：藉由調諧波長，可判定眼睛組織(包含角膜、眼睛水晶體、玻璃體及甚至視網膜或脈絡膜)之光譜量測。又一益處係：可直接採用基於掃頻光源之OLC/OCT偵測方案。波長調諧可涵蓋一大光譜範圍，包含整個可見光譜範圍亦及整個近紅外光譜範圍(根據需要)。

當前所揭示波前感測器模組可與各種其他眼科儀器組合用於一廣泛範圍之應用。舉例而言，其可與用於LASIK或眼睛水晶體斷口以及角膜切口/切割之一飛秒雷射或一準分子雷射整合。實況影像、OLC/OCT及波前信號可經組合以指示在一眼睛手術操作之前、期間及之後眼睛水晶體或前房中是否存在光學氣泡或其他光學不一致性。波前資訊亦可用於以一閉合環路方式直接導引LASIK程序。

本發明亦可與一適應光學系統整合或組合。基於可變形鏡或液晶(LC)之透射式波前補償器可用於進行即時波前操縱以補償波前誤差。

此等實施例亦可用於量測光學器件、眼鏡、IOL及/或導引形成光學器件之切割/加工裝置。

此等實施例亦可適應於用於細胞及/或分子分析或其他精密測定

應用之顯微鏡。

本發明亦可用於透鏡製作、眼鏡確認、微生物應用等。

儘管本文中已展示且詳細闡述併入本發明之教示內容之各種實施例，但熟悉此項技術者可容易設想仍併入此等教示內容之諸多其他變化實施例。

【符號說明】

100	連續波前感測器
102	波前
104	第一透鏡
106	偏光分束器
108	四分之一波片
112	掃描鏡/光束掃描器
114	馬達軸件/馬達
116	第二透鏡
118	孔隙
120	子波前聚焦透鏡
122	位置感測裝置
124	經複製波前
204	第一透鏡
212	透射式光學光束掃描器或位移器/透射式光學光束掃描器/透射式光束掃描器
216	第二透鏡
312	透射式角度光束掃描器/光束掃描器
318	波前取樣孔隙/子波前聚焦透鏡
320	子波前聚焦透鏡
322	位置感測裝置

412	掃描器/透射式光束掃描器
512	反射光束掃描器
606	偏光分束器
608	四分之一波片/波片
612	光學光束掃描鏡/反射光束掃描器
618	波前取樣孔隙
620	子波前聚焦透鏡
622	位置感測偵測器
712	光束掃描器/透射式角光束掃描器
718	波前取樣孔隙
720	子波前聚焦透鏡
722	位置感測裝置
740	第一透鏡
742	第二透鏡
806	偏光分束器
808	四分之一波片
812	反射光束掃描器/基於微機電系統之角度光束掃描器
818	波前取樣孔隙
820	子波前聚焦透鏡
822	位置感測偵測器
840	單透鏡/透鏡
918	取樣孔隙
922	位置感測偵測器
1012	微機電系統掃描器
1022	位置感測偵測器
1040	第一透鏡

1042	第二透鏡
1104	第一波前中繼透鏡
1106	小偏光分束器
1108	四分之一波片
1112	微機電系統掃描鏡
1116	第二波前中繼透鏡
1118	波前取樣孔隙
1120	子波前聚焦透鏡
1122	位置感測偵測器
1150	第一鏡/鏡
1152	第二鏡
1154	第一光束路徑
1156	第二光束路徑
1158	第三光束路徑
1160	分色或長波通分束器
1162	影像感測器
1164	可見凝視目標/凝視光源/凝視目標
1166	小分束器
1168	透鏡
1170	透鏡
1172	超發光發光二極體
1174	大大小偏光分束器/偏光分束器/偏光分束器
1176	帶通濾光器
1180	角膜掃描鏡
1204	第一透鏡
1206	小偏光分束器

1208	四分之一波片
1218	波前取樣孔隙
1220	子波前聚焦透鏡
1222	位置感測偵測器
1252	下一光束摺疊鏡
1274	大偏光分束器/偏光分束器/較大偏光分束器
1276	窄帶通濾光器
1282	視網膜掃描鏡
1284	超發光發光二極體光束形狀操縱透鏡
1286	透鏡
1288	單模光纖
1374	較大偏光分束器
1388	超發光發光二極體輸出光纖
1390	耦合器/光纖耦合器
1392	參考臂/參考光纖臂
1394	偵測模組
1404	第一透鏡
1461	分色或短波通分束器
1561	分色或短波通分束器
1604	共用透鏡
1661	分色或短波通分束器
1716	第二透鏡
1816	第二透鏡
1861	分色或短波通分束器
14100	手術顯微鏡
14101	接物透鏡

14102	補償透鏡
15101	接物透鏡
15102	補償透鏡
15104	稜鏡/鏡
15105	稜鏡
16104	稜鏡部分/單獨稜鏡
16106	光學窗
17101	手術顯微鏡
17110	頂部光學窗
17112	底部光學窗
17108	45°近紅外聚焦鏡
18110	頂部光學窗
18112	底部光學窗
A	傅立葉變換平面/第一傅立葉變換平面
B	經中繼波前影像平面/波前影像平面/波前中繼平面/ 波前中繼影像平面/平面/第一波前影像平面/第一經 中繼波前影像平面
C	第二傅立葉變換平面/第二傅立葉變換/平面
D	第二波前影像平面/平面/第二波前影像中繼平面

申請專利範圍

1. 一種眼科(ophthalmic)量測裝置，其包括：

一光源，其經組態以發射一光束；

一參考光學路徑；

一偵測器，其經組態以輸出一強度信號，該強度信號指示在該偵測器處所接收之一光束之強度；

至少一光學耦合裝置，其經組態以接收該光束、將該光束之一第一部分耦合至該參考光學路徑、將作為一照明光束之該光束之一第二部分導引至一患者之眼睛、將自該患者之眼睛返回之光束與來自該參考光學路徑之一參考光束耦合以形成一低同調干涉光束(low coherence interference beam)及將該低同調干涉光束導引至該偵測器；

一掃描元件，其經定位以截取該照明光束，且經組態將該照明光束導引至該患者之眼睛/在該患者之眼睛上掃描該照明光束；

一大屈光度範圍即時波前感測器(large diopter range real time wavefront sensor)，其中該大屈光度範圍即時波前感測器初始地針對至經選擇之解析特徵(anatomical features)之預定距離而經校準，且經組態以輸出該患者之眼睛之波前量測；

一控制器，其經耦合至該光源、該掃描元件、該大屈光度範圍即時連續波前感測器及該偵測器，其中該偵測器經組態以控制該掃描元件以使得來自患者之眼睛之一或多個經選擇解析特徵的該照明光束之反射(reflection(s))形成返回至該光學耦合裝置之返回光束(returned beam)，以在利用低同調光學干涉儀技術利用該低同調干涉光束判定至該經選擇之解析特徵之距離時處理

由該偵測器所輸出的強度信號，且針對該波前量測補償該患者眼睛之軸向移動。

2. 如請求項1之眼科量測裝置，其中該大屈光度範圍即時波前感測器包含一可控制橫向波前光束移位元件(transverse wavefront beam shifting element)，其中該控制器經耦合至該可控制橫向波前光束移位元件，且經組態以控制該橫向波前光束移位元件而針對該波前量測補償該患者眼睛之橫向移動。
3. 如請求項1之眼科量測裝置，其中該控制器進一步經組態以利用低同調光學干涉儀技術來判定角膜(cornea)之中心厚度、該患者之眼睛之前房深度(anterior chamber depth)、該眼睛中天生的或經植入的透鏡厚度與位置、及/或(自角膜頂點至視網膜的)眼睛長度。
4. 如請求項3之眼科量測裝置，其中該控制器經進一步組態以結合利用低同調光學干涉儀技術所判定之量測與針對眼睛狀態之偵測之波前量測，該針對眼睛狀態包含有晶狀體(phakic)、無晶狀體(aphakic)及人工晶狀體(pseudo-phakic)。
5. 如請求項1之眼科量測裝置，其中該控制器進一步經組態以控制該掃描元件實施光學同調斷層成像(optical coherence tomography)量測，以產生角膜的前及後表面輪廓(corneal front and back surface profiles)、天生的透鏡之前及後表面輪廓及/或患者之該眼睛內之人工水晶體(intraocular lens; IOL)之位置。
6. 如請求項1之眼科量測裝置，其中該控制器進一步經組態以結合利用低光學同調斷層成像量測所判定之量測與波前量測，以指示一眼睛水晶體(eye lens)或光學媒介之光散射及/或不透明性之程度。
7. 如請求項1之眼科量測裝置，其中該控制器進一步經組態以控制

該掃描元件實施光學同調斷層成像量測，以基於該光學同調斷層成像來預測IOL將位於該眼睛中之位置。

8. 如請求項1之眼科量測裝置，其中該控制器進一步經組態以基於低同調光學干涉儀距離判定及光學同調斷層成像量測來判定角膜、晶狀體眼睛(phakic eye)及無晶狀體眼睛(aphakic eye)之折射。
9. 如請求項1之眼科量測裝置，其中該偵測器包含一光譜儀且經組態以實施一光譜域偵測方案。
10. 如請求項1之眼科量測裝置，其中該光源包含一波長掃描源(swept source)且經組態以實施一光譜域偵測方案。

圖式

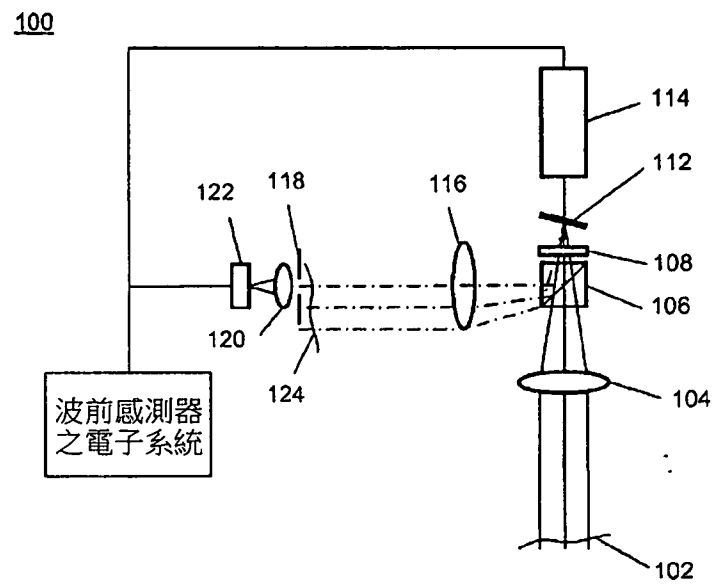


圖 1

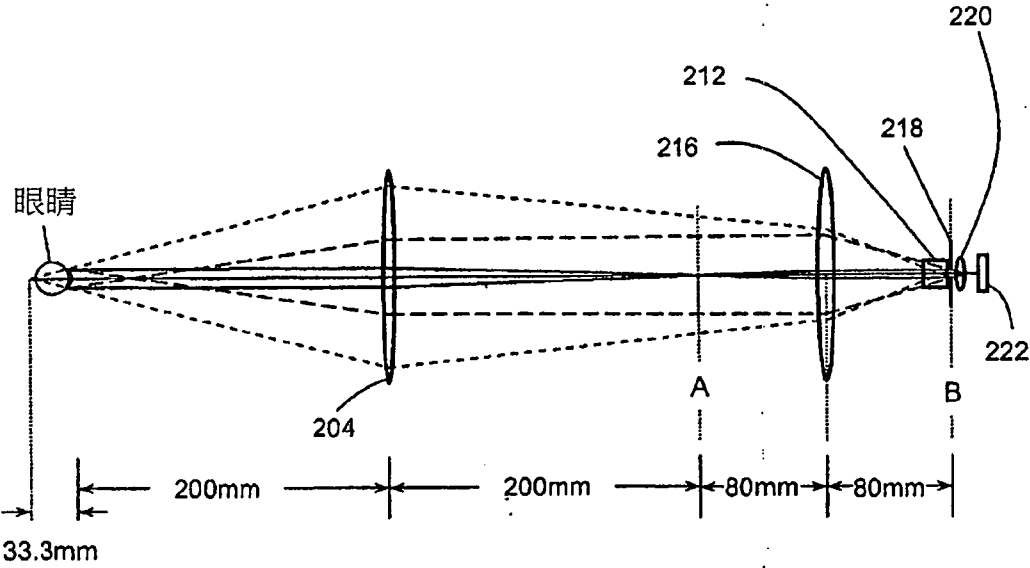


圖 2A

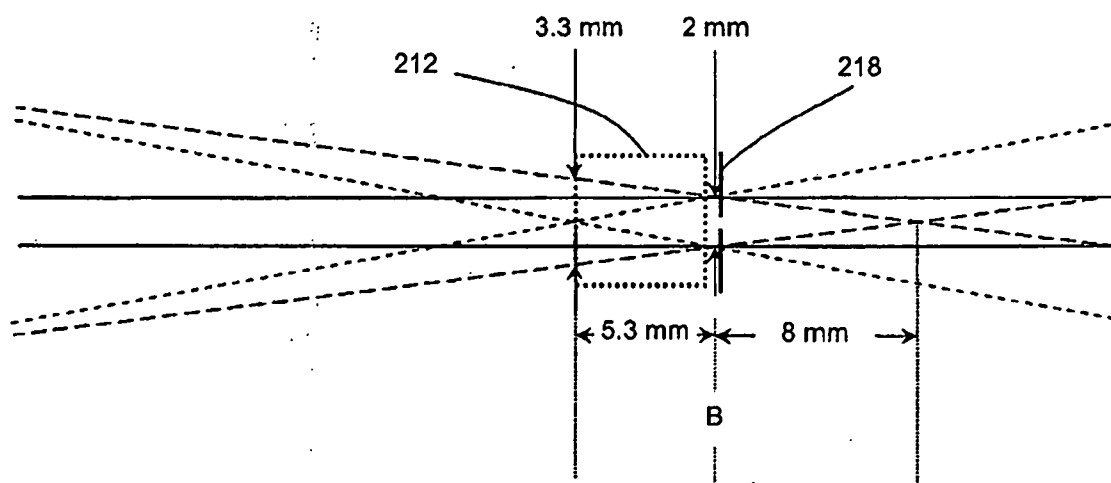


圖 2B

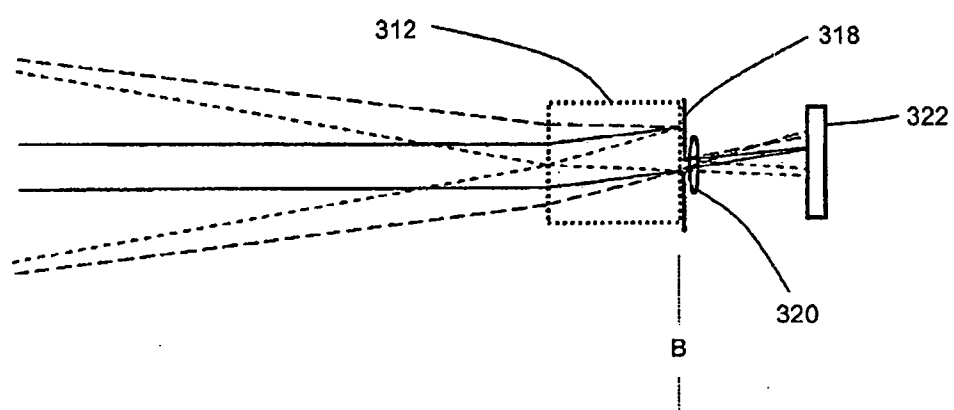


圖 3

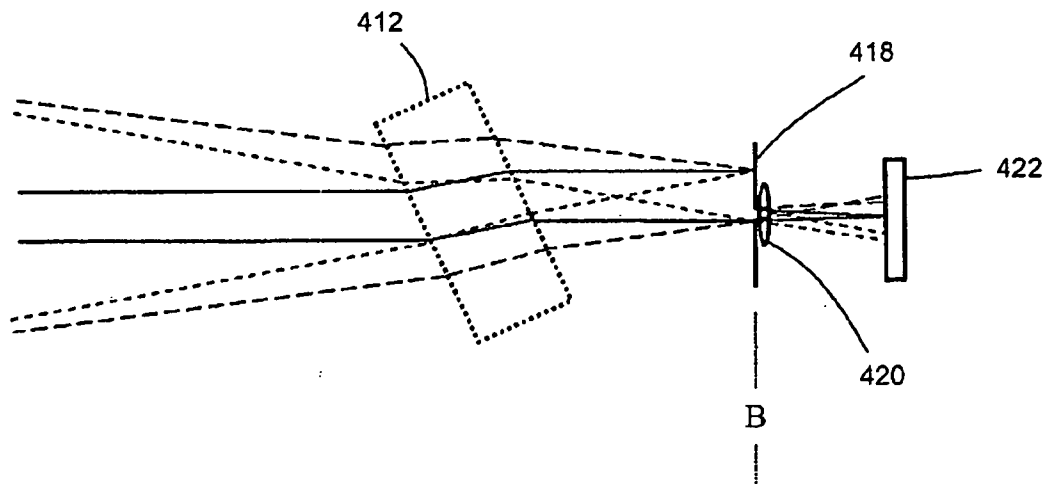


圖 4

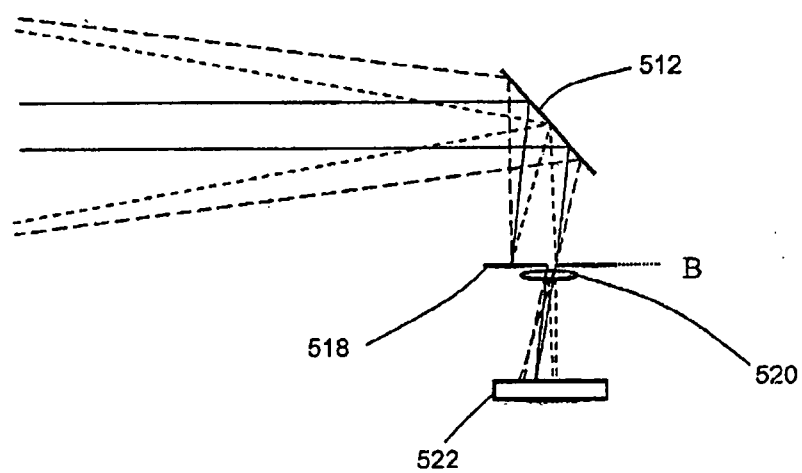


圖 5

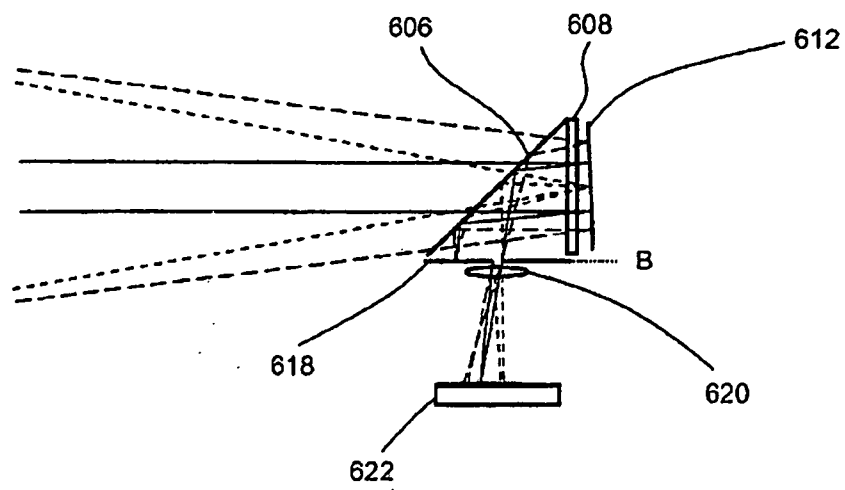


圖 6

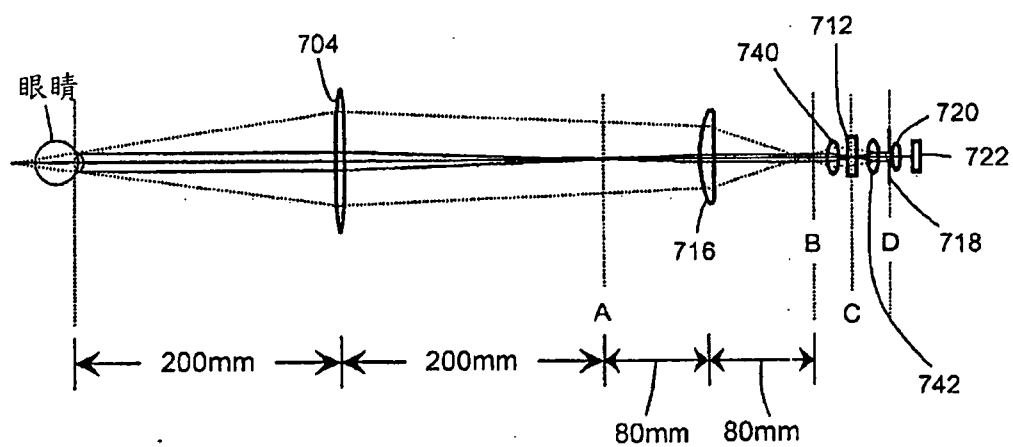


圖 7

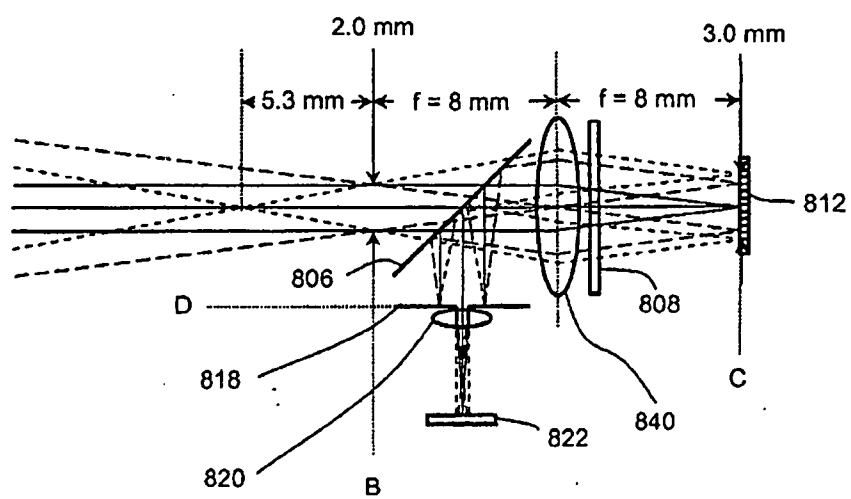


圖 8

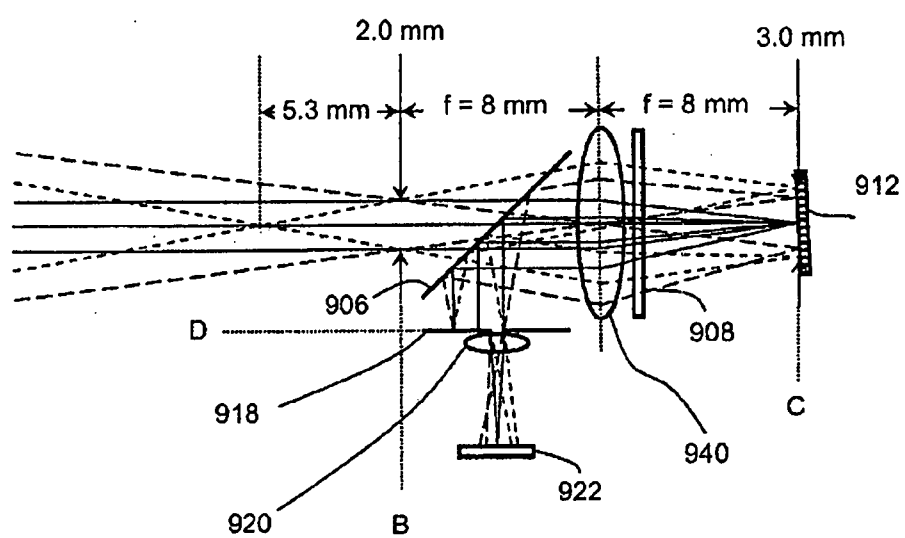


圖 9

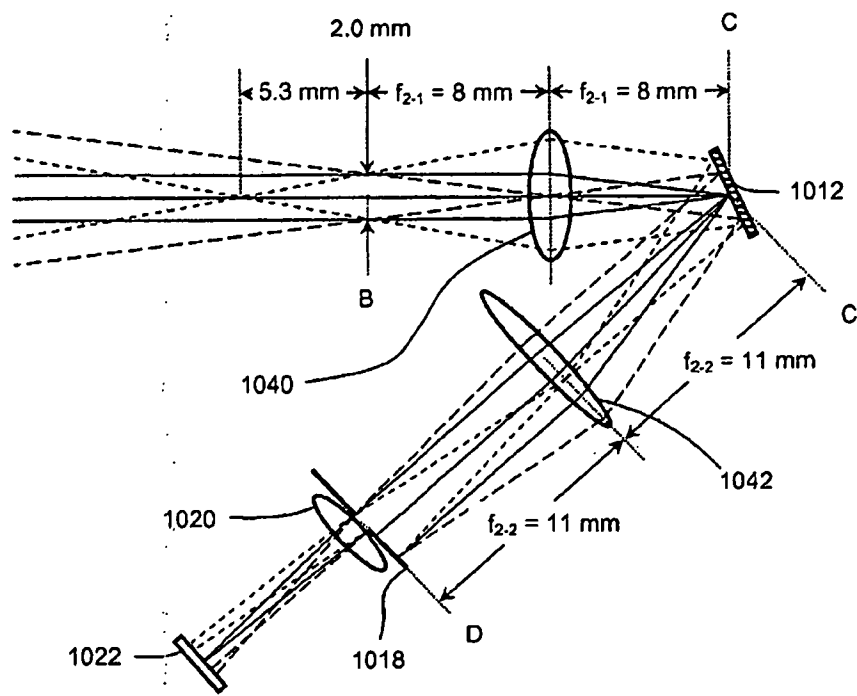


圖 10

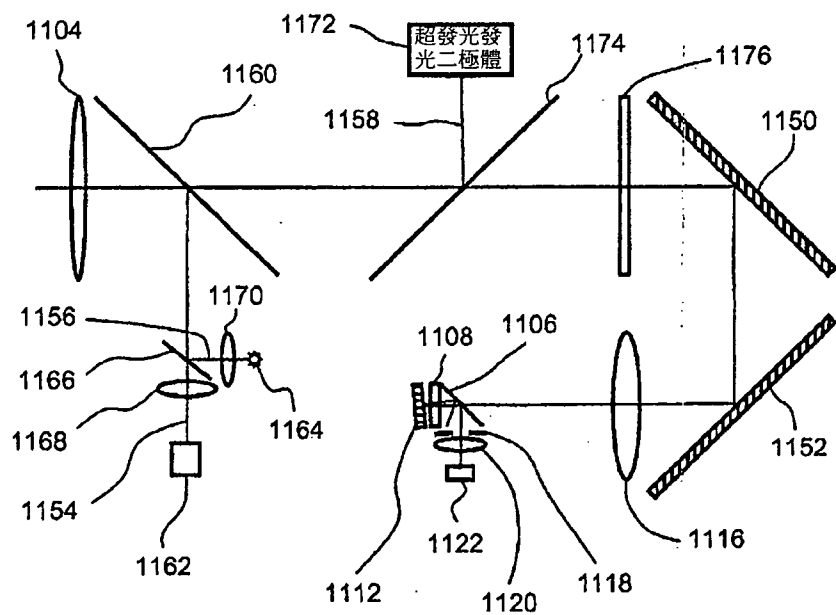


圖 11

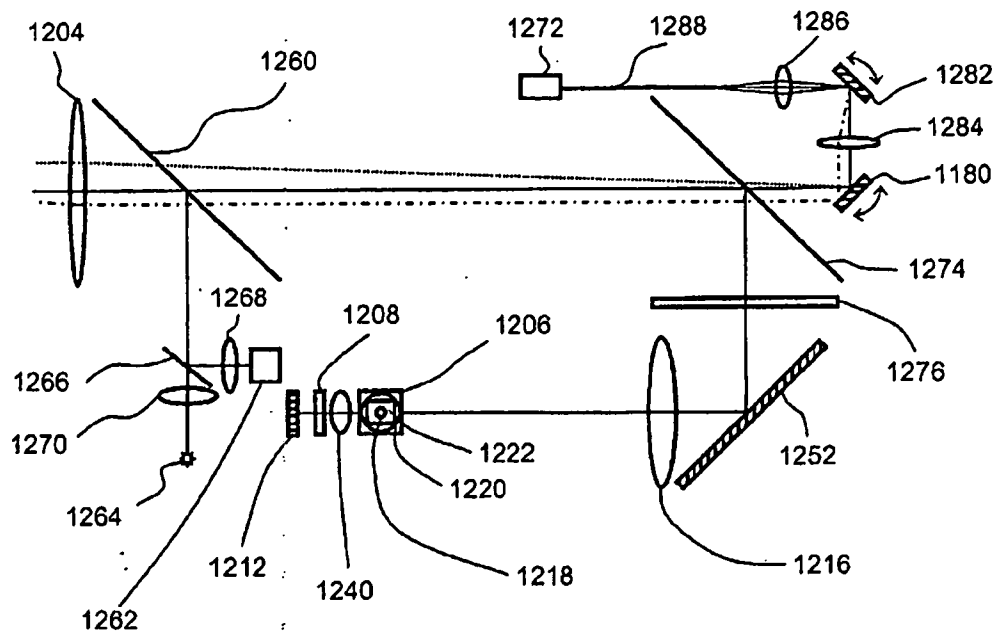


圖 12

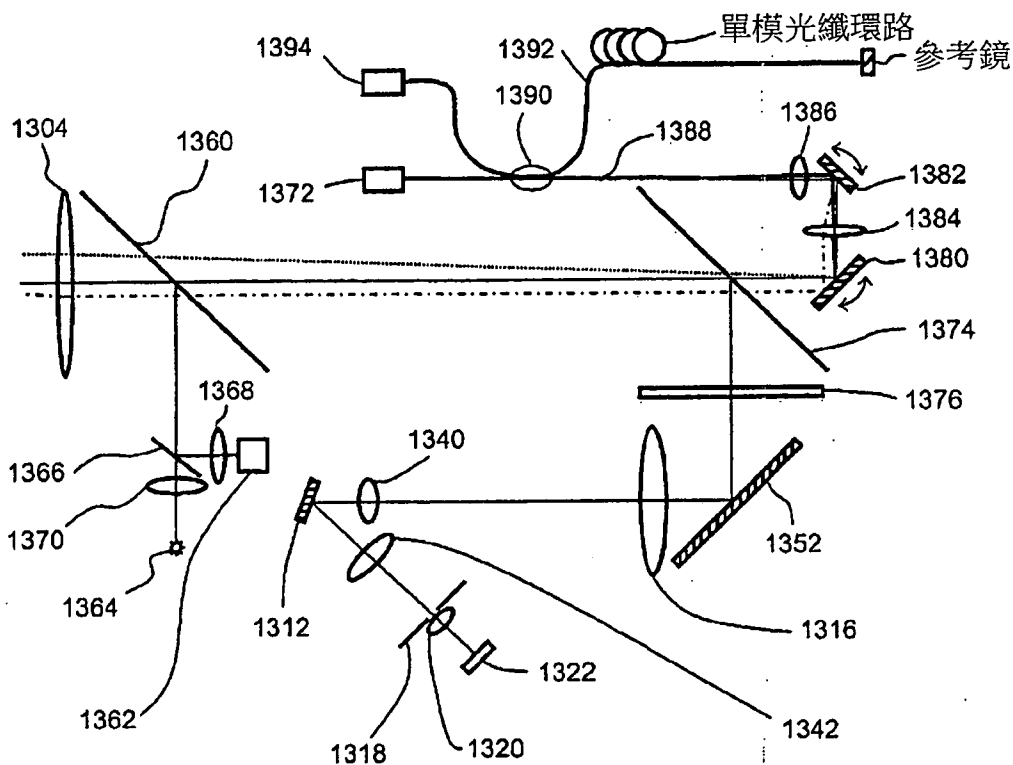


圖 13

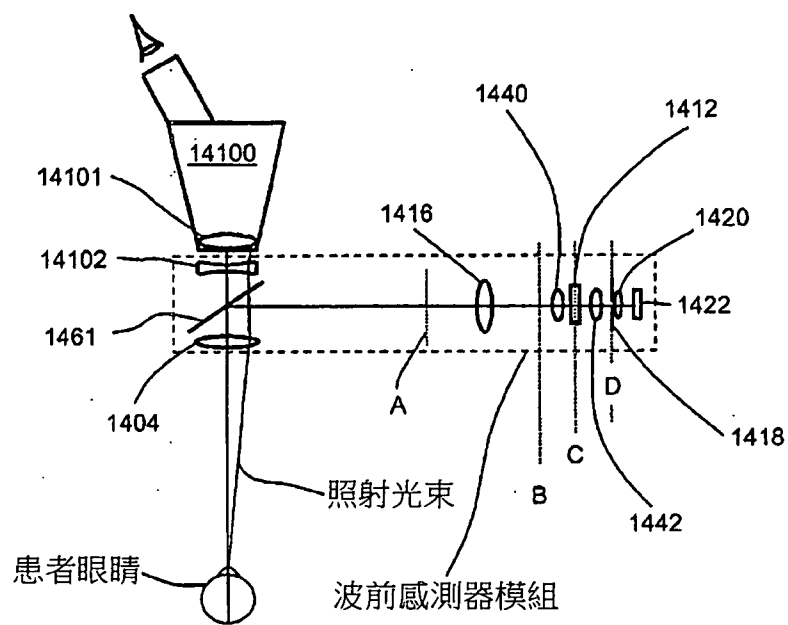


圖 14

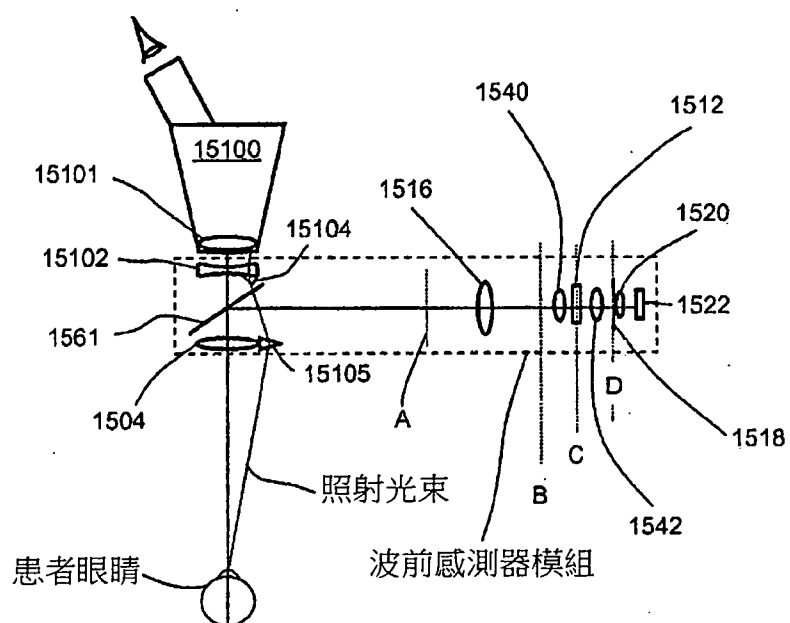


圖 15

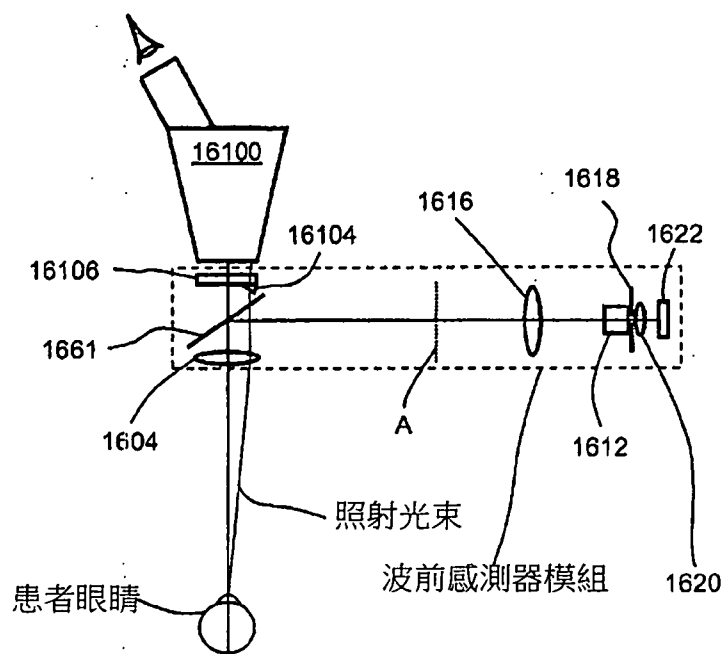


圖 16

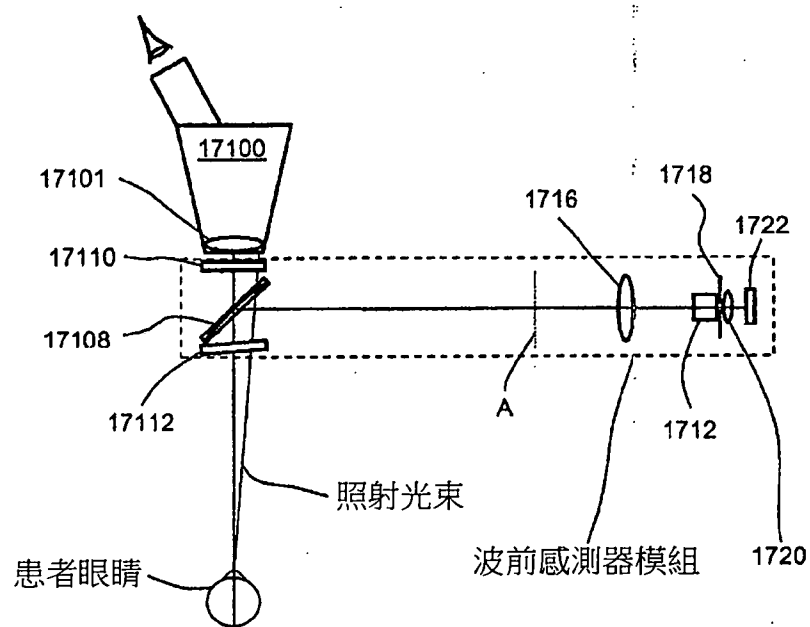


圖 17

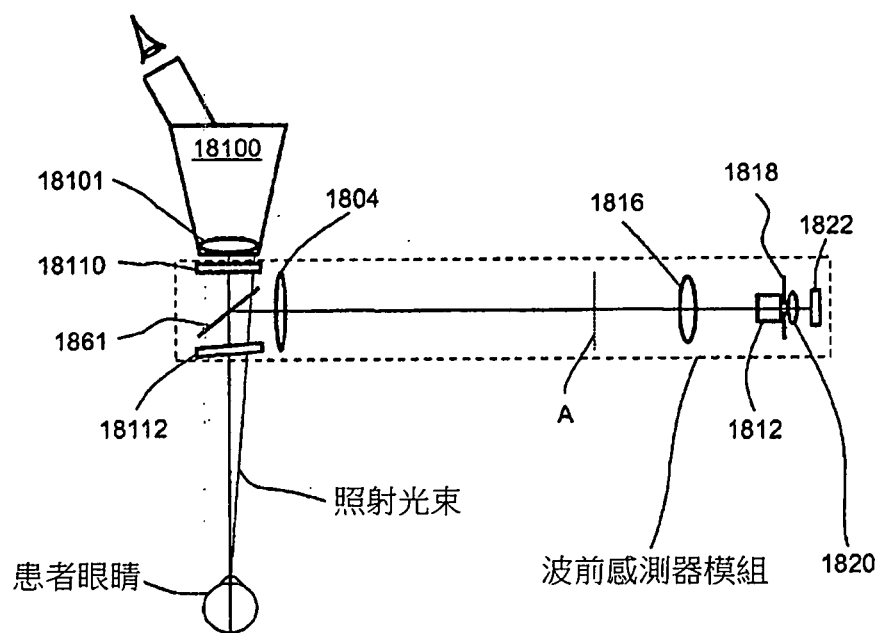


圖 18