



(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 201422202 A

(43) 公開日：中華民國 103 (2014) 年 06 月 16 日

(21) 申請案號：102140419

(22) 申請日：中華民國 102 (2013) 年 11 月 06 日

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

(30) 優先權：2012/11/07 美國 61/723,531

(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)；丘 布拉德福德 CHEW, BRADFORD (US)；席 威廉  
SHEA, WILLIAM (US)

(74) 代理人：陳長文

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：7 項 圖式數：29 共 117 頁

(54) 名稱

用於操作即時大屈光度範圍之連續波前感測器之裝置及方法

APPARATUS AND METHOD FOR OPERATING A REAL TIME LARGE DIOPTRER RANGE  
SEQUENTIAL WAVEFRONT SENSOR

(57) 摘要

一種波前感測器包括：一波前掃描模組，其經組態以輸出自一受檢者眼睛返回之一波前光束之波前傾斜量測；一生物測定/解剖學量測器件，其經組態以輸出該受檢者眼睛之生物測定/解剖學量測；及一處理系統，其耦接至該掃描模組及該生物測定/解剖學量測器件，該處理系統經組態以處理在一外科手術期間輸出之生物測定/解剖學量測以判定眼睛狀態資訊且同時在該外科手術期間輸出眼睛狀態資訊及波前傾斜資訊。



288：單模光纖(諸  
如，維持偏光(PM)單  
模光纖)

290：光纖耦合器

292：參考臂

294：偵測器

299：內部校準目標



(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 201422202 A

(43) 公開日：中華民國 103 (2014) 年 06 月 16 日

---

(21) 申請案號：102140419

(22) 申請日：中華民國 102 (2013) 年 11 月 06 日

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

(30) 優先權：2012/11/07 美國 61/723,531

(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)；丘 布拉德福德 CHEW, BRADFORD (US)；席 威廉  
SHEA, WILLIAM (US)

(74) 代理人：陳長文

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：7 項 圖式數：29 共 117 頁

---

(54) 名稱

用於操作即時大屈光度範圍之連續波前感測器之裝置及方法

APPARATUS AND METHOD FOR OPERATING A REAL TIME LARGE DIOPTRER RANGE  
SEQUENTIAL WAVEFRONT SENSOR

(57) 摘要

一種波前感測器包括：一波前掃描模組，其經組態以輸出自一受檢者眼睛返回之一波前光束之波前傾斜量測；一生物測定/解剖學量測器件，其經組態以輸出該受檢者眼睛之生物測定/解剖學量測；及一處理系統，其耦接至該掃描模組及該生物測定/解剖學量測器件，該處理系統經組態以處理在一外科手術期間輸出之生物測定/解剖學量測以判定眼睛狀態資訊且同時在該外科手術期間輸出眼睛狀態資訊及波前傾斜資訊。

## 發明摘要

※ 申請案號：102140419

※ 申請日：102.11.6

※IPC 分類：A61B 3/10 (2006.01)

## 【發明名稱】

用於操作即時大屈光度範圍之連續波前感測器之裝置及方法

APPARATUS AND METHOD FOR OPERATING A REAL TIME

LARGE DIOPTER RANGE SEQUENTIAL WAVEFRONT SENSOR

## ○ 【中文】

一種波前感測器包括：一波前掃描模組，其經組態以輸出自一受檢者眼睛返回之一波前光束之波前傾斜量測；一生物測定/解剖學量測器件，其經組態以輸出該受檢者眼睛之生物測定/解剖學量測；及一處理系統，其耦接至該掃描模組及該生物測定/解剖學量測器件，該處理系統經組態以處理在一外科手術期間輸出之生物測定/解剖學量測以判定眼睛狀態資訊且同時在該外科手術期間輸出眼睛狀態資訊及波前傾斜資訊。

## ○ 【英文】

A a wavefront sensor includes a wavefront scanning module configured to output wavefront tilt measurements of a wavefront beam returned from a subject eye, a biometric/anatomic measurement device configured to output biometric/anatomic measurements of the subject eye and a processing system, coupled to the scanning module and the biometric/anatomic measurement device, configured to process biometric/anatomic measurements output during a surgical procedure to determine eye status information and to concurrently output eye status information and wavefront tilt information during the surgical procedure.

**【代表圖】**

**【本案指定代表圖】**：第（2）圖。

**【本代表圖之符號簡單說明】**：

202	補償透鏡或窗
204	第一透鏡
212	微電子機械系統(MEMS)光束掃描/移位/偏轉鏡
216	第二透鏡
218	波前取樣光圈
220	子波前聚焦透鏡
222	象限偵測器
235	發光二極體(LED)(或陣列)
240	第三透鏡
242	第四透鏡
252	反射鏡
260	成像光束分光器
261	二向色或短通光束分光器
262	影像感測器
264	注視目標
266	注視/成像光束分光器
268	透鏡或透鏡集合
270	透鏡或透鏡集合
272	超發光二極體(SLD)
274	偏光光束分光器(PBS)
276	帶通濾波器
277	光圈
278	動態波前/散焦抵銷器件

280	掃描鏡
282	掃描鏡
284	超發光二極體(SLD)光束形狀操縱透鏡
286	透鏡
288	單模光纖(諸如，維持偏光(PM)單模光纖)
290	光纖耦合器
292	參考臂
294	偵測器
299	內部校準目標

【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】

用於操作即時大屈光度範圍之連續波前感測器之裝置及方法

APPARATUS AND METHOD FOR OPERATING A REAL TIME

LARGE DIOPTER RANGE SEQUENTIAL WAVEFRONT SENSOR

相關申請案之交叉參考

本申請案主張2012年11月7日申請之題為「用於操作即時大屈光度範圍之連續波前感測器之裝置及方法(Apparatus and Method for Operating a Real Time Large Diopter Range Sequential Wavefront Sensor)」之美國臨時申請案第61/723,531號的優先權。

## 【技術領域】

本發明之一或多個實施例大體而言係關於用於在視力校正程序中使用之波前感測器。詳言之，本發明係關於用於驅動、控制及處理即時連續波前感測器及與波前感測器相關聯之其他子總成之資料的電子器件及演算法。

## 【先前技術】

用於人眼波前特性化之習知波前感測器大體上經設計以在室內照明變暗或關閉之條件下拍攝患者眼睛波前之一快照或若干快照。此等波前感測器大體上使用CCD或CMOS影像感測器來俘獲波前資料且需要使用相對複雜的資料處理演算法來算出波前像差。歸因於CCD或CMOS影像感測器大體上具有有限數目個灰階且無法以遠高於1/f雜訊範圍之圖框速率操作的事實，此等波前感測器因此無法充分利用鎖定偵測方案來提供較高信雜比。該等波前感測器無法使用簡單演算法來迅速地導出波前像差。因此，當此等波前感測器與諸如手術顯微鏡之

眼科器件整合時，其大體上無法提供準確/可重複的即時波前像差量測，尤其在顯微鏡之照明光開啓之情況下。

此項技術中需要不僅實現即時波前量測及顯示，而且解決包括上文所提及之問題的各種問題的裝置及方法。

### 【發明內容】

一或多個實施例滿足此項技術中的上文所識別之需要中之一或多者。詳言之，一實施例係一種用於驅動、控制及處理一即時連續波前感測器之資料以達成各種功能之電子控制及驅動電路以及相關聯的演算法及軟體。

電路包括：一光電子位置感測偵測器/器件(PSD)，諸如一象限光電二極體/偵測器/電池/感測器或一側向效應位置感測偵測器；一跨阻抗放大器；一類比/數位(A/D)轉換器；具有可程式化增益控制之一數位放大器；一超發光二極體(SLD或SLED)及其驅動電路；一波前掃描/移位器件及其驅動器電路；及一前端資料處理單元(例如，處理器、微控制器、PGA、可程式化器件)。另外，一攝影機用以提供眼睛之實況視訊影像，對來自該眼睛之波前進行量測。此外，一後端資料處理單元用以轉換來自該前端處理單元之連續波前資料以顯示上覆於患者眼睛之一實況影像上或與患者眼睛之一實況影像並列之臨床眼科資訊。該等電路(前端及/或後端)可以一方式或以另一方式電子地連接至一或多個各種器件以用於進行每一器件之協調操作，該器件包括(例如)一眼睛橫向位置量測器件、一眼睛距離量測器件、一允用適應之眼睛注視目標、一資料儲存器件、一基於雷射之手術切除器件，及一顯示器件。

在另一實施例中，使用許多可能的手段中之一者即時地量測眼睛距波前感測器模組之距離，許多可能的手段諸如三角量測及/或一低同調干涉儀及/或超音波。使得用以解碼眼睛之屈光誤差及/或波前

像差之演算法為適應性的以使眼睛距離及/或橫向位置變化，以使得始終使用適用於該所量測之眼睛距離及/或橫向位置之正確解碼演算法或校準資料/曲線來正確地特徵化來自一患者眼睛之該波前像差。

在再一實施例中，將以下各者連同波前量測一起進行量測：角膜形貌、角膜形狀及其他眼睛生物測定/解剖學參數，諸如前部腔室深度、天然的或人工的水晶體位置及形狀。該等量測可藉由諸如光學同調斷層掃描儀、角膜曲率計、角膜形貌儀等之內建式或所附接器件來進行。考慮由於各種因素產生的可改變來自眼睛之波前的眼睛生物測定參數之改變，以便恰好在視力校正程序之後設定該眼睛之一作為目標之屈光。該等因素包括：表面麻醉應用、使用開瞼器以保持眼睛開啓、角膜中產生之切口、前部腔室充滿溶液/凝膠、切口或傷口之癒合，及開瞼器之移除。

在另一實施例中，一種波前感測器包括：一波前掃描模組，其經組態以輸出自一受檢者眼睛返回之一波前光束之波前傾斜量測；一生物測定/解剖學量測器件，其經組態以輸出該受檢者眼睛之生物測定/解剖學量測；及一處理系統，其耦接至該掃描模組及該生物測定/解剖學量測器件，該處理系統經組態以處理在一外科手術期間輸出之生物測定/解剖學量測以判定眼睛狀態資訊且同時在該外科手術期間輸出眼睛狀態資訊及波前傾斜資訊。

對於熟習此項技術者而言，在審閱結合隨附圖式進行的較佳實施例之以下詳細描述後，本發明之此等及其他特徵及優點將變得更容易顯而易見。

### 【圖式簡單說明】

圖1展示與手術顯微鏡整合之大屈光度範圍之即時連續波前感測器的光學組態之一實例實施例；

圖2展示與圖1中之波前感測器之光學器件介接的電子器件之一

實例實施例，其中彼等可能主動式器件連接至電子控制電路；

圖3展示在眼睛橫向地移動且不存在對波前取樣方案作出之對應改變的情況下角膜平面上的波前取樣區域將發生的事情；

圖4展示即使眼睛橫向移動亦可如何藉由使波前光束掃描器進行DC偏移而補償眼睛之橫向移動且因此繼續掃描相同的經適當定中心之環形圈；

圖5說明在眼睛自所設計之位置軸向地移動的情況下正量測的波前或屈光誤差將發生的事情；

圖6展示電子系統之一實例實施例之總方塊圖，該電子系統控制並驅動圖1及圖2中所展示的連續波前感測器及相關聯之器件；

圖7展示駐留於連續波前感測器模組內之前端電子處理系統及實況成像攝影機及駐留於圖6中所展示的主機電腦及顯示模組中之後端電子處理系統之一實例實施例之方塊圖；

圖8展示實例內部校準目標，該內部校準目標可移動至波前中繼光束路徑以產生用於內部校準及/或驗證之一或多個參考波前；

圖9A展示完成自動SLD索引及數位增益控制之任務以便使信雜比最佳化的電子器件方塊圖之實施例；

圖9B展示象限偵測器，首先光影像光點導降於中心處且其次稍微遠離中心導降；

圖9C展示平面波前、散焦及散光、在子波前聚焦透鏡之後的象限偵測器上的相關聯之影像光點位置，以及當在監視器上顯示為2D資料點型樣時的對應質心位置之連續移動的若干代表性狀況；

圖10展示藉由改變可變增益放大器之增益及SLD輸出使信雜比最佳化中的一實例程序流程方塊圖；

圖11展示具有鎖定偵測之複合跨阻抗放大器之一實例實施例，該複合跨阻抗放大器可用以放大來自如在圖9之位置感測偵測器電路中

使用的四個象限光電二極體中之任一者的信號；

圖12展示習知跨阻抗放大器與鎖定偵測電路之組合的一實例實施例；

圖13A展示MEMS掃描鏡經定向以使得在發射SLD脈衝時整個波前向下移位的狀況。在此狀況下，光圈對圓形波前區段之頂部處之部分取樣；

圖13B展示在發射SLD脈衝時波前向左移位使得光圈對圓形波前區段之右側處之部分取樣的狀況；

圖13C展示在發射SLD脈衝時波前向上移位使得光圈對圓形波前區段之底部處之部分取樣的狀況；

圖13D展示在發射SLD脈衝時波前向右移位使得光圈對圓形波前區段之左側處之部分取樣的狀況；

圖13E描繪用配置於圈中之四個偵測器對波前區段取樣的每一循環四個脈衝之連續掃描序列的等效；

圖13F展示相對於MEMS掃描器之X軸及Y軸之8個SLD脈衝發射的位置，其中該8個脈衝中的4個奇數或偶數編號之脈衝與MEMS掃描器之X軸及Y軸對準且其他4個脈衝配置於X軸與Y軸之間的圈上的中間位置；

圖14展示一實例，其中最初與波前掃描器之X軸及Y軸對準的4個SLD脈衝發射位置(如圖13F中所展示)藉由稍微地延遲SLD脈衝而遠離X軸及Y軸移位 $15^\circ$ ；

圖15展示以第一圖框上 $0^\circ$ 之偏斜角、第二圖框上 $15^\circ$ 之偏斜角及第三圖框上 $30^\circ$ 之偏斜角對波前取樣的集合效應；

圖16展示PSD比率量測估計與沿著X軸或Y軸之實際質心位移或位置之間的理論上判定之關係的一實例；

圖17展示說明可如何執行校準以獲得修改之關係且產生更準確

的波前像差量測的實例流程圖；

圖18展示使用三角學表達式之連續橢圓之圖形表示，其中 $U(t) = a \cdot \cos(t)$ 且 $V(t) = b \cdot \sin(t)$ ， $a > b > 0$ ，從而產生隨著U-V笛卡爾座標之第一象限中的點 $(U(t_0), V(t_0))$ 逆時針方向旋轉的橢圓；

圖19展示使用三角學表達式之類似連續橢圓之對應圖形表示，其中 $U(t) = -a \cdot \cos(t)$ ， $V(t) = -b \cdot \sin(t)$ ， $a > b > 0$ ，從而產生隨著U-V笛卡爾座標之第三象限中的點 $(U(t_0), V(t_0))$ 逆時針方向旋轉的橢圓；

圖20展示使用三角學表達式之類似連續橢圓之對應圖形表示，其中 $U(t) = a \cdot \cos(t)$ ， $V(t) = -b \cdot \sin(t)$ ， $a > b > 0$ ，從而產生隨著U-V笛卡爾座標之第四象限中的點 $(U(t_0), V(t_0))$ 順時針方向旋轉的橢圓；

圖21展示使用三角學表達式之類似連續橢圓之對應圖形表示，其中 $U(t) = -a \cdot \cos(t)$ ， $V(t) = b \cdot \sin(t)$ ， $a > b > 0$ ，從而產生隨著U-V笛卡爾座標之第二象限中的點 $(U(t_0), V(t_0))$ 順時針方向旋轉的橢圓；

圖22展示發散球面波前所預期之連續質心資料點及所得資料點位置及極性的實例；

圖23展示會聚球面波前所預期之連續質心資料點及所得資料點位置及極性的另一實例；

圖24展示擬合連續橢圓之8個經連續取樣之質心資料點的自原始X-Y座標至平移之 $X_{tr}$ - $Y_{tr}$ 座標且進一步旋轉至U-V座標之笛卡爾座標平移及旋轉；

圖25展示U-V座標上之座標旋轉變換之結果及8個質心資料點，其中左側對應於具有正長軸及短軸之發散球面波前，且其中右側對應於具有負長軸及短軸之會聚球面波前；

圖26展示解碼球鏡及柱鏡屈光度值及柱鏡軸角中之一實例實施例的程序流程圖；

圖27展示眼睛追蹤演算法之實例程序流程圖；

圖28展示說明以下概念之實例程序流程圖：使用實況眼睛影像判定最大波前取樣環形圈直徑，及獲得用於偽晶狀體量測之較佳屈光度解析度；

圖29展示說明以下概念之實例程序流程圖：使用實況眼睛影像及/或波前感測器信號偵測波前中繼光束路徑中之非預期物件之存在或眼睛自所要位置範圍之移動遠離，使得可關閉SLD且可放棄錯誤的「明亮」或「黑暗」波前資料。

### 【實施方式】

現將詳細參考本發明之各種實施例。此等實施例之實例在隨附圖式中加以說明。雖然將結合此等實施例來描述本發明，但應理解，不欲將本發明限於任何實施例。相反，本發明意欲涵蓋可包括於如由附加申請專利範圍界定的本發明之精神及範疇中的替代例、修改例及等效例。在以下描述中，闡述眾多特定細節以提供對各種實施例之透徹理解。然而，可在無此等特定細節中之一些特定細節或全部的情況下實踐本發明。在其他例子中，未詳細描述熟知之程序操作以便不會不必要地使本發明混淆而且不會對本發明施加限制。另外，片語「實例實施例」在說明書中各處之每一次出現未必係指同一實例實施例。

在用於量測人眼之波前像差之典型波前感測器中，大體上使用熟知之4-F中繼器原理一次或多次地將來自眼睛光瞳或角膜平面之波前中繼至波前感測或取樣平面(參見(例如)：J. Liang等人之(1994)「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等人之(2006)「High-speed Shack-Hartmann wavefront sensor design with commercial off-the-shelf optics」, Applied Optics, 45(2), 383-395；US7654672)。此單一或多重4-F中繼器系統將保留入射波前之相位資訊，同時允許中繼入射波

前而無有害傳播效應。另外，藉由使用具有不同焦距之兩個透鏡組態遠焦成像系統以實現4-F中繼器，該中繼器可允許用入射波前之發散或會聚之相關聯之縮小或放大來放大或縮小入射波前(參見(例如)：J. W. Goodman，*Introduction to Fourier Optics*, 2<sup>nd</sup> ed. McGraw-Hill, 1996)。

近年來，已認識到：存在對提供用於各種視力校正程序(諸如，LRI/AK改進、雷射增強，及白內障/屈光手術)之實況回饋之即時波前感測器的需要。對於此等程序，已認識到：對正常外科手術之任何干擾係不合需要的，尤其是手術顯微鏡之照明光之關閉及用於波前資料俘獲及處理之等待週期。外科醫生希望在正常執行視力校正程序時將即時回饋提供給外科醫生。另外，大多數外科醫生亦偏好：連續顯示之即時波前量測結果與眼睛之即時視訊顯示/影片同步且疊印至眼睛之即時視訊顯示/影片上或緊鄰眼睛之即時視訊顯示/影片並列顯示，其中上覆或並列顯示之波前量測結果以定性或定量方式或組合之定性/定量方式展示。另一主要問題為在視力校正手術程序期間在即時地量測波前時眼睛相對於波前感測器之移動。先前波前感測器並不提供補償眼睛移動之手段；實情為，其需要將眼睛重新對準波前感測器以進行有意義的波前量測。

在讓與給本專利申請案之同一受讓人之同在申請中之專利申請案(US20120026466)中，揭示了一種尤其適合於解決在視力校正程序期間遇到之問題的大屈光度範圍之連續波前感測器。儘管已在彼同在申請中之專利申請案中揭示了許多光學設計/組態可能性之細節，但尚未揭示用於操作此大屈光度範圍之連續波前感測器之電子器件控制及資料處理細節。尚未詳細論述不同子總成之額外量測能力。在本發明中，揭示用於達成各種功能之電子器件控制及驅動態樣及相關聯之演算法的各種特徵。

根據本發明之一或多個實施例，揭示一種用於達成高精度波前量測之與相關演算法相關聯之鎖定偵測電子器件系統。該電子器件系統自光電子位置感測器件/偵測器獲得其電子信號；其用複合跨阻抗放大器放大類比信號，經由A/D轉換器將類比信號轉換成數位信號，經由數位放大器放大數位信號，及經由資料處理單元處理資料。該電子器件系統連接至波前感測器模組之彼等電子主動式器件中之一些器件或全部以達成不同功能性。此等主動式器件之實例包括：光源(諸如用於產生待量測之物件波前之超發光二極體(SLD))；SLD光束聚焦及/或轉向模組；波前掃描/移位器件(諸如MEMS掃描鏡)；眼睛光瞳橫向位置及距離感測/量測器件；眼睛注視目標；各種可變焦點主動式透鏡；一或多個資料處理及儲存器件；終端使用者允用輸入器件；及顯示器件。

圖1展示與手術顯微鏡整合之大屈光度範圍之即時連續波前感測器的光學組態之一實例實施例，且圖2展示與圖1之波前感測器組態之電子器件連接版本，其中彼等可能主動式器件連接至電子器件系統。

在圖1及圖2之實施例中，8-F波前中繼器之第一透鏡104/204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104/204為手術顯微鏡與波前感測器模組所共用。將8-F波前中繼器之此第一透鏡104/204配置為儘可能接近患者眼睛之益處在於：根據8-F波前中繼器之要求，此第一透鏡之所設計之焦距可為最短的，且因此，可使得波前感測器之總的光學路徑長度為最短的。此情形與波前中繼光束路徑之摺疊組合可使得波前感測器模組緊湊。另外，當與具有相同直徑但配置於光束路徑之更下游之透鏡相比較時，可達成波前距眼睛之較大屈光度量測範圍。此外，由於始終存在對在此位置處具有光學窗之波前感測器之需要，因此透鏡可起到雙重目的作用：窗及第一透鏡兩者用於波前中繼器系統，以及用於顯微鏡。然而，應注意，第一透鏡

104/204也可配置於二向色或短通光束分光器161/261之後。

如圖1及圖2中所展示之二向色或短通光束分光器161/261用以高效率地將近紅外線波前中繼光束(至少涵蓋超發光二極體或SLD 172/272之光譜範圍)反射/偏轉至波前感測器模組之其餘部分，同時允許大部分(例如，~ 85%)可見光通過。二向色或短通光束分光器161/261可經設計從而亦允許將在SLD光譜範圍之外的可見光及/或近紅外光之一部分反射/偏轉，使得可藉由影像感測器162/262俘獲患者眼睛之前部之清晰實況影像。

二向色或短通光束分光器161/261上方之補償透鏡102/202用以完成若干功能。首先，爲了確保藉由手術顯微鏡形成並呈現給外科醫生之手術視圖不會由於8-F波前中繼器之第一透鏡104/204之使用而受影響，此補償透鏡102/202可經設計以補償第一透鏡104/204對顯微鏡視圖之影響。其次，補償透鏡102/202可用作上部光學窗，其可能爲密封波前感測器模組所需的。補償透鏡102/202之第三功能爲引導來自手術顯微鏡之照明光束遠離光軸，使得當照明光束照射透鏡104/204時，來自透鏡104/204之鏡面反射不會被引導回至手術顯微鏡之兩個立體檢視路徑中從而干擾外科醫生對手術場景之檢視。最後，補償透鏡102/202亦可經塗佈以僅允許光之可見光光譜透射穿過及反射及/或吸收光之近紅外線及紫外線光譜。以此方式，對應於來自顯微鏡照明源之SLD光譜的光之近紅外線光譜部分將不會導降在患者眼睛上，從而不會產生可進入波前感測器模組中使得位置感測器件/偵測器飽和或產生背景雜訊的任何眼睛返回之近紅外線背景光。其間，塗層亦可抑制或吸收來自顯微鏡之照明源之任何紫外光。然而，應注意，若第一透鏡配置於二向色或短通光束分光器161/261之後，則將不需要補償透鏡且具有某種波長濾波功能之窗將爲足夠的。

在圖1及圖2中，將來自眼睛之波前中繼至下游之波前取樣影像

平面8-F，在該處安置有波前取樣光圈118/218。使用兩個級聯4-F中繼級或一8-F波前中繼器完成該波前中繼器，除第一透鏡104/204之外，該兩個級聯4-F中繼級或該8-F波前中繼器亦包含第二透鏡116/216、第三透鏡140/240及第四透鏡142/242。波前中繼光束路徑藉由以下各者而摺疊以使得波前感測器模組緊湊：偏光光束分光器(PBS) 174/274、反射鏡152/252及MEMS光束掃描/移位/偏轉鏡112/212。沿著波前中繼光束路徑，帶通濾波器176/276可配置於二向色或短通光束分光器161/261與象限偵測器122/222之間的任何處以濾出在SLD光譜之外的任何光以減少背景雜訊。另外，光圈177/277可配置於PBS 174/274與反射鏡152/252之間的第一傅立葉變換平面處以起到以下功能作用：限制來自眼睛之光線之圓錐角且因此將來自眼睛之波前之屈光度量測範圍限於所要範圍，以及防止光在安置於第二傅立葉變換平面處之MEMS掃描器112/212的鏡面區域之外導降。

MEMS掃描鏡112/212安置於8-F波前中繼器之第二傅立葉變換平面處以有角度地掃描物件光束，使得在最後的波前影像平面處的經中繼之波前可相對於波前取樣光圈118/218橫向地移位。波前取樣光圈118/218可為固定大小或主動式可變光圈。光圈118/218之後的子波前聚焦透鏡120/220將經連續取樣之子波前聚焦至位置感測器件/偵測器(PSD) 122/222(諸如，象限偵測器/感測器或側向效應位置感測偵測器)上。應注意，電子器件系統可至少連接至SLD 172/272、波前移位MEMS掃描鏡112/212及PSD 122/222以用脈衝輸送SLD，掃描MEMS鏡及同步收集來自PSD之信號以使得可實現鎖定偵測。

在此點，應注意，儘管在圖1及圖2中，波前中繼器之第一透鏡配置於波前感測器模組或罩殼之輸入埠位置處，但不必為此狀況。第一透鏡104/204可配置於二向色或短通光束分光器161/261之後且玻璃窗可配置於輸入埠位置處。因此，可重新設計波前中繼器之其餘部分

且可修改補償透鏡或窗102/202之光學功能以確保將良好的顯微鏡影像呈現給外科醫生。

除摺疊之波前中繼光束路徑之外，圖1及圖2中亦展示三個以上光束路徑，一光束路徑用於對眼睛成像，一光束路徑用於將注視目標引向眼睛，且一光束路徑用於將超發光二極體(SLD)光束射出至眼睛以用於產生來自眼睛之載運眼睛波前資訊之波前中繼光束。

成像光束分光器160/260經由透鏡或透鏡集合168/268將自眼睛返回且由二向色或短通光束分光器161/261反射之成像光中之至少一些成像光引導至影像感測器162/262，諸如2D像素陣列CCD/CMOS感測器。影像感測器162/262可為連接至電子器件系統之黑白或彩色CMOS/CCD影像感測器。影像感測器162/262提供受檢者眼睛之共平面視訊或靜態影像且可經聚焦以對眼睛之前部或後部成像。另外，注視/成像光束分光器166/266引導藉由透鏡或透鏡集合170/270以及第一透鏡104/204形成之注視目標164/264之影像沿著反向路徑至患者眼睛。影像感測器162/262前方之透鏡168/268可經設計以與第一透鏡104/204合作以在顯示器(圖1及圖2中未展示)上提供用於患者眼睛之前部或後部的實況影像之所要光學放大且用以在需要時手動地或自動地調整焦點以確保影像感測器平面與(例如)眼睛光瞳平面共軛，使得可獲得清晰眼睛光瞳影像。在自動聚焦狀況下，需要將透鏡168/268連接至電子器件系統。

注視目標164/264前方之透鏡170/270可經設計以為患者眼睛提供具有正確大小和亮度之舒適注視目標。透鏡170/270亦可用以調整焦點以確保注視目標與眼睛之視網膜共軛，或使眼睛注視不同距離、定向或甚至使眼睛變模糊。在進行此操作時，需要使透鏡170/270為主動式的且連接至電子器件系統。可由電子器件系統來驅動注視光源164/264以按所要之速率閃爍或消隱以區分注視光源164/264與(例如)

手術顯微鏡之照明光。注視光源164/264之色彩亦可改變。注視目標可為微顯示器，其顯示之型樣或光點可根據外科醫生/臨床醫師之需要而變化。另外，基於微顯示器之注視目標亦可用以導引患者凝視不同方向，使得可量測及產生眼睛像差圖之2D陣列，眼睛像差圖之2D陣列可用以評估患者之周邊視力之視敏度。

注視目標164/264可為紅色或綠色或黃色(或任何色彩)發光二極體(LED)，其輸出光學功率可由電子器件系統基於不同背景照明條件而動態地控制。舉例而言，當開啓來自手術顯微鏡之相對較強之照明光束時，可增加注視光源164/264之亮度以使得患者能夠容易地發現注視目標且注視該注視目標。可變光闌或光圈(圖1或圖2中未展示)亦可配置於透鏡168/268前方在影像感測器之前且連接至電子器件系統以控制眼睛之前部或後部之實況影像的視場深度。藉由動態地改變光圈大小，可控制在眼睛軸向地移動遠離所設計之距離時的眼睛影像之模糊程度，且可將依據光闌或光圈大小的眼睛影像之模糊程度與眼睛軸向位置之間的關係用作信號以判定眼睛之軸向距離。作為替代例，亦可經由熟知之手段來量測眼睛距離，諸如基於一或多個近紅外線照明源之經角膜散射/反射之影像光點位置的三角量測。亦可使用如下文將揭示的基於低同調干涉術之眼睛距離量測。

可配置一圈或多圈LED(或陣列)(135/235)，從而包圍波前罩殼之輸入埠以起到多重功能作用。一種功能為簡單地提供在波長光譜範圍內之泛光照明光，使得在此光譜內的眼睛返回之光可到達影像感測器(162/262)。以此方式，若不存在來自手術顯微鏡之照明或若已對來自手術顯微鏡之照明光濾光從而僅允許可見光到達眼睛，則可保持如由影像感測器(162/262)俘獲之眼睛影像之對比度在所要範圍內。作為一實例，影像感測器為單色UI-1542LE-M，其為具有1.3兆像素解析度(1280×1024像素)之極其緊湊之板層級攝影機。NIR帶通濾波器可沿著

成像路徑安置以使得僅泛光照明光將到達影像感測器以維持實況眼睛影像之相對恆定之對比度。

LED (135/235)之第二功能為產生自角膜及/或眼睛水晶體(天然的或人工的)之光學界面返回之鏡面反射影像光點，使得可由影像感測器(162/262)來俘獲LED (135/235)之普爾金影像(Purkinje image)。經由此等普爾金影像之影像處理，可判定患者眼睛之橫向位置。另外，可以與角膜形貌儀及/或角膜曲率計/角膜鏡運作之方式相同之方式算出角膜及/或眼睛水晶體(天然的或人工的)之頂表面及/或底表面剖面或形貌。所獲得之此資訊可用以判定角膜形狀之改變或甚至判定一些其他眼睛生物測定/解剖學參數之改變。所量測之改變可接著用以在屈光手術期間或恰好在屈光手術之後設定作為目標的或預期的屈光，使得當眼睛之角膜中產生之切口或傷口完全癒合時，眼睛之最後的屈光將如所要的。

LED (135/235)之第三功能可為：可選擇性地開啓一些LED (135/235)且將其投影至眼睛之眼白上以產生光點，該等光點可由影像感測器(162/262)俘獲以使用光學三角量測原理實現眼睛距離量測。可處理經成像之光點之質心位置的改變以算出眼睛距離。

除提供實況眼睛光瞳/虹膜或角膜影像及對泛光照明效應成像之外，影像感測器信號亦可用於其他目的。舉例而言，實況影像可用以偵測眼睛光瞳之大小、距第一透鏡(104/204)之距離及橫向位置。當發現光瞳之大小較小時，可相應地減小波前取樣區域。換言之，可以閉合迴路方式來使用光瞳大小資訊以用於每一光瞳大小之波前感測區域之自動及/或動態調整及/或按比例縮放。

本發明之一實施例係校正由於某一位置範圍內之眼睛位置改變產生的波前量測誤差。可對眼睛橫向位置改變以及眼睛軸向位置改變兩者應用校正。在一實施例中，當發現眼睛或光瞳未足夠良好地定中

心時，亦即，眼睛或光瞳未足夠良好地關於波前感測器之光軸對準時，判定眼睛或光瞳相對於波前感測器模組之橫向移動之量，且使用該量校正將由此眼睛或光瞳位置橫向移動引入的所量測之波前誤差，或調整波前取樣掃描器之驅動信號以使得始終對角膜上之相同區域取樣。

可使用實況眼睛影像或其他手段來判定眼睛或光瞳之橫向位置。舉例而言，角膜緣可提供對眼睛所處之位置之參考；光瞳與虹膜之間的邊界亦可提供對眼睛所處之位置之參考。另外，由實況眼睛攝影機俘獲為明亮光點或由額外位置感測偵測器偵測到的來自角膜前部表面之經鏡面反射之泛光照明光亦可用以提供關於眼睛之橫向位置之資訊。此外，來自角膜前部表面的經鏡面反射之SLD光亦可由實況眼睛攝影機俘獲為明亮光點或由額外位置感測偵測器偵測到以判定眼睛之橫向位置。亦可以二維方式掃描SLD光束以搜尋最強的角膜頂鏡面反射及判定眼睛橫向位置。

圖3展示在眼睛橫向地移動且不存在對波前取樣方案作出之對應改變的情況下角膜平面上的波前取樣區域將發生的事情。假定：SLD光束與波前感測器光軸同軸且在空間上相對於波前感測器光軸固定，且波前感測器在角膜平面上在關於波前感測器之光軸徑向或旋轉對稱之環形圈周圍取樣。當眼睛良好地對準時，SLD光束302將進入眼睛，穿過角膜頂及光瞳之中心，且在窩附近之視網膜上導降。因此將在關於角膜頂或眼睛光瞳之中心定中心的徑向或旋轉對稱之環形圈(如藉由右側之截面角膜平面視圖之環形圈304展示)內對返回之波前取樣。現在設想：眼睛關於SLD光束及波前感測器橫向地向下移動。SLD光束312現在將偏心地進入眼睛，但仍在窩附近之視網膜上導降，但確切位置可取決於眼睛之像差而稍微不同。由於波前取樣區域相對於SLD光束固定，因此在角膜平面上，經取樣之環形圈將相對於

角膜頂或眼睛光瞳之中心向上移位，如藉由右側之截面角膜平面視圖之環形圈314展示。此非徑向或非旋轉對稱波前樣本因此將造成波前量測誤差。在本發明之一實施例中，藉由關於眼睛或光瞳之橫向位置之資訊，使用軟體及資料處理校正波前量測誤差。

在本發明之一實施例中，藉由關於眼睛或光瞳之橫向位置之資訊，可掃描SLD光束以跟隨或追蹤眼睛或光瞳，使得SLD光束將始終自如所設計之相同角膜位置(諸如稍微偏離角膜頂之位置)進入角膜，以(例如)防止由角膜返回的經鏡面反射之SLD光束進入波前感測器之PSD中。實況眼睛影像亦可用以判定眼睛之存在，且用以相應地開啓或關閉SLD/波前偵測系統。爲了確保SLD光束始終在所要角膜位置處進入眼睛且不會由於眼睛橫向移動(在某一眼睛移動範圍內)而部分地或完全地被虹膜阻擋，可將用於掃描SLD光束之掃描鏡180/280(如圖1及圖2中所展示)定位於第一波前中繼透鏡104/204之後聚焦平面處。在此狀況下，掃描鏡180/280之角掃描將造成關於角膜平面之SLD光束之橫向掃描。眼睛或其他眼睛橫向位置偵測構件之由影像感測器俘獲之實況影像可用以算出眼睛中心之橫向位置及提供回饋信號以驅動掃描鏡180/280以使得SLD光束能夠跟隨眼睛移動或追蹤眼睛。

在本發明之另一實施例中，藉由適當DC偏移驅動波前光束掃描器112/212以跟隨眼睛橫向移動或追蹤眼睛，使得始終在眼睛光瞳之相同區域上進行波前取樣。舉例而言，可在關於眼睛光瞳之中心徑向或旋轉對稱之環形圈上進行取樣。爲了瞭解此情形如何爲可能的，回想：波前光束掃描器位於8-F波前中繼器組態之第二傅立葉轉移平面處。當眼睛橫向地移動時，在4-F波前影像平面處，波前之影像亦將取決於第一透鏡及第二透鏡之焦距比而以成比例的光學放大或縮小橫向地移動。若波前光束掃描器並不進行任何掃描且不存在DC偏移，則當中間波前影像平面處的此橫向移動之波前進一步中繼至最後的波

前取樣影像平面時，其亦將關於取樣光圈橫向地移動。因此，當波前光束掃描器進行角旋轉掃描時。角膜平面上經有效掃描之環形圈區域將偏離中心，如藉由圖3之下部部分展示。

圖4展示即使眼睛橫向移動亦可如何藉由使波前光束掃描器進行DC偏移而補償眼睛之橫向移動且因此繼續掃描相同的經適當定中心之環形圈。如圖4中可見，當存在眼睛之橫向移動時，SLD光束448將偏心地進入眼睛且角膜平面處作為待由8-F中繼器中繼之物件的波前亦為離軸的。中間波前影像402因此橫向地移動且若不存在波前光束掃描器之DC偏移，則在不掃描第二傅立葉變換影像平面處之波前光束之情況下，亦將中間波前影像作為橫向移動之波前影像432中繼至最後的波前取樣平面。在此狀況下，若波前光束掃描器以相對於零DC偏斜角之圓形角旋轉形式掃描，則經取樣之波前將為關於眼睛之中心非徑向或非旋轉對稱之環形圈，如藉由環形圈444展示。然而，若波前光束掃描器462(如圖4之右側所展示)具有基於眼睛之橫向位移適當判定之某一DC偏移，則在經中繼至最後的波前取樣影像平面時，最後的波前影像482可經橫向地移動從而關於波前取樣光圈458重新定中心。在此狀況下，SLD光束498將仍偏心地進入眼睛，角膜平面處作為待由8-F中繼器中繼之物件的波前在通過第一透鏡、第二透鏡及第三透鏡時為離軸的，但在通過波前掃描器之後，該中繼藉由波前掃描器而得到校正且波前現在為軸上的。因此，相對於此DC偏斜角之波前光束掃描器之進一步角旋轉掃描將導致關於眼睛之中心徑向或旋轉對稱之環形圈494的取樣。

本發明之一實施例因此係回應於眼睛之橫向移動而控制波前掃描器之DC偏移，眼睛之橫向移動可藉由實況眼睛攝影機或其他手段來判定。由於沿著波前中繼路徑並非在軸上而是離軸地沿著成像路徑中的一些路徑進行波前成像的事實，因此可存在引入之其他光學像

差，包括(例如)慧形像差(coma)及稜鏡傾斜(prismatic tilt)。可經由校準來注意由於離軸波前中繼引入之此等額外像差且將此等額外像差視為彷彿存在光學成像或中繼系統之固有像差且因此可使用校準及資料處理來減去此等額外像差。

在本發明之另一實施例中，當發現眼睛未軸向地定位於距波前感測器之物件平面的所設計之距離處時，判定眼睛相對於所設計之軸向位置之軸向位移的量且使用該資訊來校正將由此眼睛軸向移動引入的所量測之波前誤差。圖5說明在眼睛自所設計之位置軸向地移動的情況下正量測的波前或屈光誤差將發生的事情。

在圖5之左行，展示三個正視眼，其中頂部眼睛504進一步移動遠離波前感測器，中間眼睛506位於波前感測器之所設計之軸向位置處，且底部眼睛508朝向波前感測器移動。如可見的，由於自此正視眼中射出之波前為平面的，因此在所設計之物件平面502(波前將自物件平面502而中繼至最後的波前取樣平面)處，對於該三種狀況，波前514、516及518將全部為平面的。因此，當眼睛為正視眼時，若眼睛在軸向上自所設計之位置稍微地移動，則波前量測結果將不受影響。

然而，若眼睛為近視眼，如藉由圖5之中間行展示，其中將眼睛之晶狀體(525、527、529)展示為較粗的且亦將眼睛(524、526、528)繪製為較長的，則自眼睛射出之波前將會聚至點(535、537、539)，且藉由自眼睛之角膜平面至會聚點之距離判定角膜平面處之波前的屈光度值。在此狀況下，若眼睛稍微地進一步移動遠離波前感測器，如藉由中間行之頂部實例展示，則波前感測器之物件平面522處的波前與眼睛之角膜平面處的波前不相同。事實上，波前感測器之物件平面處的波前之曲率之收斂半徑小於角膜平面處的波前之曲率之收斂半徑。因此，當藉由波前感測器來量測波前感測器之物件平面處之此波前534時，所量測之結果將不同於角膜平面處之波前536，此係因為波

前534之曲率半徑小於波前536之曲率半徑。另一方面，若眼睛朝向波前感測器接近地移動，如藉由中間行之底部實例展示，則波前感測器之物件平面522處的波前538再次與眼睛之角膜平面處的波前536不相同。事實上，波前感測器之物件平面處的波前538之曲率半徑現在大於角膜平面處的波前536之曲率半徑。因此，波前物件平面處的所量測之波前結果將再次不同於眼睛之角膜平面處的所量測之波前結果。

當眼睛為遠視眼時，如藉由圖5之右行展示，其中將眼睛之晶狀體移除且亦將眼睛(544、546、548)繪製為比正常眼睛短以模擬短的無晶狀體眼睛，自眼睛射出之波前將發散，且藉由將發散光線向後延長，可找到光線源自之虛聚焦點(555、557、559)。藉由自眼睛之角膜平面至虛聚焦點之距離來判定角膜平面處的波前之遠視屈光度值。在此狀況下，若眼睛進一步移動遠離波前感測器，如藉由右行之頂部實例展示，波前感測器之物件平面542處的波前554再次與眼睛之角膜平面處的波前556不相同。事實上，波前感測器之物件平面處的波前554之曲率之發散半徑現在大於角膜平面處的波前556之曲率之發散半徑。因此，當藉由波前感測器量測波前感測器之物件平面處的此波前554時，所量測之結果將再次不同於角膜平面處的波前556的所量測之結果。另一方面，若眼睛朝向波前感測器接近地移動，如藉由右行之底部實例展示，則波前感測器之物件平面542處的波前558仍將不同於眼睛之角膜平面處的波前556。事實上，波前感測器之物件平面處的發散波前558之曲率半徑現在將小於角膜平面處的波前556之曲率半徑。因此，波前物件平面處的所量測之波前結果將再次不同於眼睛之角膜平面處的波前結果。

在本發明之一實施例中，併有用以偵測待測試之眼睛之軸向位置的即時構件，且即時地使用關於眼睛相對於波前感測器模組之物件平面之軸向移動的量的資訊校正將由此眼睛軸向移動引入的所量測之

波前誤差。如稍後將論述，眼睛軸向位置量測手段包括如熟習此項技術者所熟知之光學三角量測及光學低同調干涉術。可進行校準以判定以下各者之間的關係：眼睛之軸向位置，及眼睛之真實波前像差與如藉由波前感測器量測的波前感測器之物件平面處的波前像差的關係曲線。可接著即時地建立查找表並使用該查找表以校正波前量測誤差。在白內障手術之狀況下，手術顯微鏡在完全縮小顯示時可大體上將在大約 $\pm 2.5\text{mm}$ 之軸向範圍內的患者眼睛之相對銳聚焦之視圖呈現給外科醫生。因此，當外科醫生在手術顯微鏡下聚焦患者眼睛時，患者眼睛之軸向位置之變化應在大約 $\pm 2.5\text{mm}$ 之範圍內。因此，可在此範圍內進行校準且亦可在此範圍內建立查找表。

在本發明之一實例實施例中，當發現眼睛正灌注水/溶液時，或存在光學氣泡時，或眼瞼在光學路徑中時，或面部皮膚或外科醫生之手或手術工具或儀器在影像感測器之視場中且正部分地或完全地阻擋波前中繼光束路徑時，可放棄/濾出波前資料以排除「黑暗」或「明亮」資料且同時，可關閉SLD 172/272。在本發明之另一實例實施例中，波前感測器用以算出眼睛是否乾燥及是否可將呈視訊或音訊信號之形式之提醒發送給外科醫生或臨床醫師以提醒其何時灌注眼睛。此外，來自影像感測器162/262之信號亦可用以識別患者眼睛處於有晶狀體、無晶狀體抑或偽晶狀體狀態且因此，可僅在所需之週期期間開啓SLD脈衝。此等方法可減少患者至SLD光束之總曝光時間且因此可能允許使用較高峰值功率或較長開啓持續時間之SLD脈衝來增加波前量測信雜比。另外，可將演算法應用於所得眼睛影像以經由所得影像之有效模糊程度及/或與三角量測基準合作來判定至眼睛之最佳距離。

在圖1及圖2中，較大大小之偏光光束分光器(PBS) 174/274用於將SLD光束射出至患者眼睛。使用較大窗大小之原因係確保在所要的

大屈光度量測範圍內的來自眼睛之波前中繼光束並非部分地而是完全地被PBS 174/274截獲。在該實例實施例中，來自SLD 172/272之光束較佳經p偏光，使得光束實質上透射穿過PBS 174/274且經射出至眼睛以用於產生眼睛波前。可預先塑形或操縱SLD光束以使得當光束在角膜平面處進入眼睛時，光束可在角膜平面處經準直或經聚焦或經部分地散焦(發散地或會聚地)。當SLD光束以相對較小之光點或稍微延長之光點形式在視網膜上導降時，其將在相對較大之角範圍內散射，且因此所產生的返回之光束將具有原始偏光與正交偏光兩者。如熟習此項技術者所熟知的，對於眼科波前感測器應用，僅波前中繼光束之正交偏光分量用於眼睛波前量測。此係因為：在原始偏光方向上，存在來自角膜及眼睛水晶體的經相對強烈地反射之SLD光波，該等經相對強烈地反射之SLD光波可對波前量測引入誤差。因此，大PBS 174/274之另一功能係僅允許經正交偏光之波前中繼光束由PBS 174/274來反射及引導在原始方向上經偏光之返回之光波透射穿過PBS 174/274且被吸收或用於另一目的，諸如，監視是否存在由角膜或眼睛水晶體進行的返回至波前感測器模組中之SLD光束之鏡面反射。

在圖1及圖2中，帶通濾波器176/276配置於波前中繼光束路徑中以抑制任何可見光及/或環境背景光，且僅允許SLD產生的波前中繼光束光之所要的相對較窄之光譜進入波前感測器模組之其餘部分中。

除可掃描SLD光束以跟隨眼睛橫向移動之事實之外，亦可在來自包括前端電子處理器及主機電腦之電子器件系統之控制下掃描SLD光束以在視網膜上之小掃描區域內導降。在一實例實施例中，為了確保SLD光束始終在所要角膜位置處進入眼睛且不會由於眼睛移動(在某一眼睛移動範圍內)而部分地或完全地被虹膜阻擋，可將用於掃描SLD光束之掃描鏡180/280(如圖1及圖2中所展示)定位於第一波前中繼透鏡104/204之後聚焦平面處。在此狀況下，掃描鏡180/280之角掃描

將造成關於角膜平面之SLD光束之橫向掃描，但仍允許在眼睛為正視眼之情況下，SLD光束在相同視網膜位置上導降。眼睛光瞳之由影像感測器俘獲之實況影像可用以算出眼睛光瞳中心之橫向位置及提供回饋信號以驅動掃描鏡180/280且使得SLD光束能夠跟隨眼睛移動或追蹤眼睛。

在一實例實施例中，為了使得SLD光束能夠導降且亦能夠在視網膜上之小區域周圍掃描，可將如圖1及圖2中所展示之另一掃描鏡182/282與角膜平面共軛地定位於SLD光束形狀操縱透鏡184/284之後聚焦平面處。另一透鏡186/286可用以將來自(例如)單模光纖(諸如，維持偏光(PM)單模光纖) 188/288之輸出埠之SLD光束聚焦或準直或塑形至掃描鏡182/282上。在視網膜上之小區域內的SLD光束之掃描可提供若干益處；一益處係減少由於SLD光束始終在相同視網膜光點區域上導降產生之斑點效應，尤其在光點大小非常小之情況下；另一益處係將光學能量分流於稍微較大之視網膜區域內，使得可將較高峰值功率或較長開啓持續時間之經脈衝輸送之SLD光束射出至眼睛以增加用於光學波前量測之信雜比；且再一益處係使得能夠在稍微較大之視網膜區域內將波前量測平均化以使得可將由於視網膜形貌非均勻性產生之波前量測誤差達到平均數或偵測及/或量化該等波前量測誤差。作為替代例，藉由使用透鏡186/286 (或184/284)控制SLD光束之聚焦及散焦，亦可控制視網膜上之SLD光束光點大小以達成類似目標。

應注意，相對於角膜及視網膜之SLD光束之掃描可獨立地、同時地且亦可同步地來執行。換言之，可獨立於彼此但同時地啓動兩個SLD光束掃描器180/280及182/282。另外，應注意，可將作為眼睛手術光束之雷射光束(圖1及圖2中未展示)與SLD光束組合並經由相同光纖將其遞送至眼睛或經由另一自由空間光束組合器將其遞送至用於SLD光束之相同掃描器或其他掃描器，使得可掃描眼睛手術雷射光束

以用於執行眼睛之屈光手術，諸如角膜緣放鬆切口(LRI)或其他角膜雕琢。SLD及眼睛手術雷射可具有不同波長且使用基於光纖之波長劃分多工耦合器或自由空間二向色光束組合器來組合。

當進行校準/驗證時，可將內部校準目標199/299移動至波前中繼光束路徑中。當內部校準目標在適當位置中移動時，可引導SLD光束以與波前中繼光束路徑軸同軸。校準目標可由將以類似於眼睛視網膜(其可能具有某一所要衰減)之方式散射光的材料製成，使得可產生參考波前且藉由連續波前感測器來量測波前以用於校準/驗證目的。所產生之參考波前可為幾乎平面波前或典型無晶狀體波前，或具有任何其他程度之發散/會聚之發散或會聚波前。

儘管對於眼睛波前量測，僅使用自具有正交偏光之視網膜返回之光束，但此情形並不意謂來自角膜、眼睛水晶體及具有原始偏光之視網膜的彼等返回之光波無用。相反，具有原始偏光之此等返回之光波可提供非常有用的資訊。圖1及圖2展示具有原始偏光的眼睛返回之光波可用於量測眼睛距波前感測器模組之距離、眼睛中之眼睛水晶體(天然的或植入的)之位置(亦即，有效水晶體位置)、前部腔室深度、眼睛深度及其他眼睛前部及/或後部生物測定或解剖學參數。在圖1及圖2中，通過PBS 174/274的返回之光波係藉由如通常用於光學低同調干涉術(OLCI)或光學同調斷層掃描術(OCT)量測之低同調光纖干涉儀收集。SLD輸出光纖188/288可為單模(SM)光纖(且在需要時，為維持偏光(PM)單模光纖)且可連接至正常單模(SM)光纖(或維持偏光(PM)單模光纖)耦合器，以便將SLD光之一部分發送至波前感測器且將SLD光之另一部分發送至參考臂192/292。參考臂之光學路徑長度可粗略地匹配對應於自眼睛返回之光波之光學路徑長度的光學路徑長度。可使得自眼睛之不同部分返回之光波在光纖耦合器190/290處與經由參考光纖臂192/292返回之參考光波重新組合以導致光學低同調干涉。此

干涉信號可由如圖1及圖2中所展示之偵測器194/294來偵測。光纖及光纖耦合器之組合形成生物測定-解剖學量測器件197。應注意，儘管在圖1及圖2中，相同光纖耦合器190/290用於以麥克森(Michelson)型光學干涉儀組態分裂及重新組合光波兩者，但亦可使用所有其他熟知之光纖干涉儀組態，一實例為馬赫-岑得(Mach-Zehnder)型組態，其在樣本臂中使用兩個光纖耦合器及一光纖循環器以有效率地引導樣本臂返回之光波至重新組合光纖耦合器。

可使用各種OLCI/OCT組態及偵測方案，包括光譜域、掃頻源、時域及平衡偵測。爲了保持波前感測器模組(待(例如)附接至手術顯微鏡或狹縫燈生物顯微鏡)緊湊，可將偵測模組194/294、參考臂192/292(包括參考鏡加上光纖迴路)及甚至SLD 172/272及光纖耦合器190/290位於波前感測器罩殼外部。進行此操作之原因在於：偵測模組194/294及/或參考臂192/292及/或SLD源172/272可取決於用於OLCI/OCT操作之方案而爲龐大的。用於操作OLCI/OCT子總成之電子器件可位於波前感測器罩殼內部或波前感測器罩殼外部。舉例而言，當使用如US7815310中所論述之平衡偵測方案時，可能需要將光纖循環器(未展示)併入於SLD光纖臂中。當使用時域偵測時，參考臂192/292可能需要包括光學路徑長度掃描器或快速掃描光學延遲線(未展示)，其需要由電子器件來控制。當使用光譜域偵測方案時，偵測模組可能需要包括光學光譜儀及線掃描攝影機(未展示)，其需要由電子器件來控制。當使用掃頻源偵測方案時，光源可能需要包括波長掃描器(未展示)，其需要由電子器件來控制。

在一實例實施例中，爲了確保可收集相對較強烈之OLCI/OCT信號，可由電子器件系統來控制掃描鏡180/280 (及/或182/282)，以特別地允許來自(例如)角膜、眼睛水晶體(天然的或人工的)及視網膜之相對較強烈之鏡面反射返回至光纖干涉儀，使得可量測此等眼睛組件之

光學界面相對於波前感測器模組之軸向距離或相對於彼此之軸向距離。此操作可與眼睛波前量測連續地分離，此係因為在後者狀況下，可能應避免鏡面反射。或者，可使用兩個不同的波長帶且可使用光譜分離。另一方面，可將OLCI/OCT信號強度用作關於以下情形之指示：波前感測器模組是否正收集鏡面反射，且若波前感測器模組正收集鏡面反射，則可放棄波前感測器資料。

在另一實例實施例中，可跨越眼睛之前部片段或跨越視網膜之某一體積掃描SLD光束且可進行眼睛之各個部分之生物測定或解剖學結構量測。一特別有用之量測為角膜表面及厚度剖面。

在一實例實施例中，用於移位/掃描波前之光束掃描器112/212及用於掃描SLD光束之彼等光束掃描器(180/280、182/282)亦可具有動態DC偏移以為本發明帶來額外益處。舉例而言，用於移位及/或掃描波前之掃描器112/212可用以提供對由於環境改變(諸如，溫度)而產生的光學元件之可能的未對準之補償，以確保波前取樣仍關於眼睛光瞳之中心旋轉對稱。其間，亦可在需要時根據經補償之影像光點位置經由校準而調整位置感測器件/偵測器(PSD)上之參考點。若存在相對於PSD參考點的經取樣之影像光點之任何角DC偏移，則可經由校準及資料處理來注意此情形。提及：可經由來自影像感測器162/262之回饋信號使用用於掃描SLD光束之掃描器180/280來跟隨在某一範圍內之眼睛橫向移動。在眼睛相對於波前感測器模組移動之情況下，即使可使得SLD光束穿過相同角膜位置以相同角度(與在眼睛相對於波前感測器模組良好地定中心時的角膜位置及角度相比而言)進入眼睛，來自眼睛之返回之波前光束亦將相對於波前感測器模組之光軸橫向地移動。因此，在波前取樣影像平面處的經中繼之波前亦將橫向地移動。在此狀況下，可使用用於移位波前之掃描器112/212之DC偏移來補償此位移且仍使得經掃描之波前光束關於波前取樣光圈118/218旋

轉對稱。在此狀況下，可存在慧形像差及稜鏡傾斜或引入之其他額外像差，可經由校準及資料處理來注意此等像差。在進行此操作中，可補償或校正由眼睛位置(position/location)之改變引起之任何波前量測誤差。

藉由組合由影像感測器、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，有可能組合一些或所有資訊以實現校正校準曲線及/或校準資料處理演算法之自動選擇。其間，可經由音訊或視訊或其他手段將資料完整性指示或信賴指示或白內障不透明度指示或針對光學氣泡之存在的指示展示給外科醫生或臨床醫師，或在提供回饋中將其連接至其他儀器。組合之資訊亦可用於眼內壓(IOP)偵測、量測及/或校準。舉例而言，可藉由波前感測器及/或低同調干涉儀與監視患者心跳信號之血氧定量計同步地來偵測眼睛之前部腔室中的由患者心跳產生的或由外部聲波產生的眼內壓改變。可使用裝備有壓力計之注射器來將黏彈性凝膠注入至眼睛中以使眼睛膨脹且亦量測眼內壓。組合之資訊亦可用以偵測及/或確認諸如多焦點人工晶狀體(IOL)之植入之人工晶狀體的定中心及/或傾斜。組合之資訊亦可用於偵測眼睛狀態，包括有晶狀體、無晶狀體及偽晶狀體。可將波前感測器信號與OLCI/OCT信號組合以量測及指示眼睛系統之眼睛水晶體或光學媒體之光學散射及/或不透明度的程度。亦可將波前感測器信號與OLCI/OCT信號組合以量測患者眼睛之角膜內的淚液膜分佈。

對於即時眼科波前感測器之一要求係可能在白內障手術期間遇到之大屈光度量測動態範圍，諸如當移除天然眼睛水晶體且眼睛為無晶狀體時。儘管已設計光學波前中繼器組態以涵蓋大屈光度量測動態範圍，但連續性消除了串擾問題，且鎖定偵測技術可濾出DC及低頻 $1/f$ 雜訊，動態範圍仍可藉由位置感測器件/偵測器(PSD)來限制。在一實施例中，光學器件經最佳地設計以使得在所要的屈光度涵蓋範圍

內，PSD上之影像/光點大小始終在某一範圍內，使得其質心可藉由PSD來感測。在另一實施例中，動態波前/散焦抵銷器件178/278 (如圖1及圖2中所展示)安置於中間波前影像平面處，亦即，與角膜平面及波前取樣平面兩者共軛之4-F平面。動態波前/散焦抵銷器件178/278可為混入透鏡(drop-in lens)、可變焦點透鏡、基於液晶之透射性波前操縱器，或基於可變形鏡之波前操縱器。在PSD變為量測大屈光度值(正或負)之限制因素之狀況下，電子器件系統可啟動波前/散焦抵銷器件178/278以抵銷或部分地/完全地補償波前像差中之一些像差或全部。舉例而言，在無晶狀體狀態下，來自患者眼睛之波前為相對發散的，可在4-F波前影像平面處將凸透鏡混入波前中繼光束路徑中以抵銷波前之球面散焦分量且因此使在PSD上導降之影像/光點在範圍內，使得PSD可感測/量測經連續取樣之子波前之質心。

在其他狀況下(如高度近視、高度遠視、相對較大之散光或球面像差)，可掃描波前/散焦抵銷器件178/278且可以動態方式將故意的抵銷應用於一或多個特定像差分量。以此方式，可抵銷一些低階像差且可反白顯示關於其他特定較高階波前像差之資訊以揭露需要進一步校正的剩餘波前像差之彼等臨床上重要之特徵。在進行此操作中，視力校正開業醫師或外科醫生可即時地精細調諧視力校正程序且使剩餘波前像差最小化。

圖6展示電子器件系統600之一實例實施例之總方塊圖，電子器件系統600控制並驅動如圖1及圖2中所展示的連續波前感測器及其他相關聯之主動式器件。在此實施例中，電源模組605將AC電力轉換成用於整個電子器件系統600之DC電力。可以串流方式同步地俘獲及/或記錄眼睛之波前資料及影像/影片。主機電腦及顯示模組610提供包括使實況眼睛影像與波前量測結果同步之後端處理，且將可見顯示提供給使用者，其中波前資訊上覆於患者眼睛之實況影像上或與患者眼

睛之實況影像並列顯示。主機電腦及顯示模組610亦可將波前資料轉換成電腦圖形，該等電腦圖形與眼睛之數位影像/影片同步且與眼睛之數位影像/影片摻合以形成複合影片，且將複合影片顯示於顯示器上，該顯示與在視力校正程序期間執行之即時活動同步。

主機電腦及顯示模組610亦提供電力且經由串列或並列資料鏈路620與連續波前感測器模組615通信。如圖1及圖2中所展示之光學器件與一些前端電子器件一起駐留於連續波前感測器模組615中。在本發明之一實施例中，主機電腦及顯示模組610與連續波前感測器模組615經由USB連接620通信。然而，任何習知串列、並列或無線資料通信協定將運作。主機電腦及顯示模組610亦可包括可選連接625，諸如乙太網路，以允許將波前、視訊及經處理的或原始的其他資料下載至外部網路(圖6中未展示)上以用於諸如稍後資料分析或播放之其他目的。

應注意，顯示器不應限於展示為與主機電腦組合之單一顯示器。顯示器可為內建式抬頭顯示器、手術顯微鏡之目鏡路徑中之半透明微顯示器、可投影資訊以上覆於如外科醫生/臨床醫師可見之實況顯微鏡視圖上的背投影顯示器，或彼此相互連結之若干監視器。除將波前量測資料上覆至患者眼睛之影像上之外，亦可在相同螢幕之不同顯示窗上鄰近地顯示波前量測結果(以及其他量測結果，諸如來自影像感測器及低同調干涉儀之彼等量測結果)或分別在不同顯示器/監視器上顯示波前量測結果。

與先前技術波前感測器電子器件系統相比較而言，本發明電子器件系統不同之處在於：主機電腦及顯示模組610經組態以提供包括使實況眼睛影像與連續波前量測資料同步之後端處理且同時，藉由將波前資訊上覆於實況眼睛影像上或緊鄰實況眼睛影像並列地顯示波前資訊來顯示同步資訊。另外，連續波前感測器模組615內部之前端電

子器件(如不久將論述)在鎖定模式中操作連續即時眼科波前感測器，且經組態以與實況眼睛影像資料同步地將經前端處理之波前資料發送至主機電腦及顯示模組610。

圖7展示駐留於圖6中所展示之波前感測器模組615內的前端電子處理系統700之一實例實施例的方塊圖。在此實施例中，實況成像攝影機模組705(諸如，CCD或CMOS影像感測器/攝影機)提供患者眼睛之實況影像，將實況影像之資料發送至如圖6中所展示之主機電腦及顯示模組610，以使得可將波前資料上覆於患者眼睛之實況影像上。前端處理系統710電耦接至SLD驅動及控制電路715(除用脈衝輸送SLD之外，SLD驅動及控制電路715亦可執行SLD光束聚焦及SLD光束轉向，如之前關於圖1及圖2所論述)，電耦接至波前掃描器驅動電路720，且電耦接至位置感測偵測器電路725。與先前技術波前感測器電子器件系統相比較而言，目前揭示之前端電子處理系統具有若干特徵，該等特徵在以一種方式或以另一種方式組合時使得其不同且亦有利於用於即時眼科波前量測及顯示，尤其在眼睛屈光白內障手術期間。用於產生來自眼睛之波前之光源以脈衝及/或叢發模式操作。脈衝重複速率或頻率比標準二維CCD/CMOS影像感測器之典型圖框速率(其通常為約25至30 Hz(大體上被稱作每秒圖框數))高(其通常在kHz範圍或高於kHz範圍)。此外，位置感測偵測器為二維的，其具有足夠高之時間頻率回應，使得其可在鎖定偵測模式中與用脈衝輸送之光源(以高於 $1/f$ 雜訊頻率範圍之頻率)同步地操作。前端處理系統710至少電耦接至SLD驅動及控制電路715、波前掃描器驅動電路720及位置感測偵測器電路725。前端電子器件經組態以對光源、波前掃描器及位置感測偵測器之操作進行鎖相。

另外，前端處理系統710亦可電耦接至內部注視及LED驅動電路730，及內部校準目標定位電路735。除驅動內部注視(如之前參看圖1

及圖2所論述)之外，LED驅動電路730亦可包括多個LED驅動器且用以驅動其他LED，包括指示器LED、用於眼睛實況成像攝影機之泛光照明LED，以及用於基於三角量測之眼睛距離測距之LED。內部校準目標定位電路735可用以啓動參考波前之產生以由連續波前感測器來量測波前以用於校準/驗證目的。

前端及後端電子處理系統包括一或多個數位處理器及用於儲存可執行程式碼及資料之非暫時性電腦可讀記憶體。各種控制及驅動電路715至735可實施為硬線式電路、數位處理系統或其組合，如此項技術中已知的。

圖8展示可移動至波前中繼光束路徑中以產生用於內部校準及/或驗證之一或多個參考波前的實例內部校準及/或驗證目標802/832/852。在一實施例中，內部校準及/或驗證目標包含透鏡(諸如，非球面透鏡)804及漫反射或散射材料(諸如，一片漫反射標準板(spectralon)) 806。漫反射標準板806可定位於非球面透鏡804之後聚焦平面前方短距離處或超出後聚焦平面短距離處。非球面透鏡804可經抗反射塗佈以實質上減少來自透鏡本身之任何鏡面反射。

當內部校準及/或驗證目標802移動至波前中繼光束路徑中時，其將藉由(例如)磁性擋止器(未展示)來擋止，使得非球面透鏡804定中心且與波前中繼光軸同軸。SLD光束接著將由非球面透鏡以最小鏡面反射截獲且藉由非球面透鏡將SLD光束至少聚焦至某種程度以在漫反射標準板806上作為光點導降。由於漫反射標準板經設計為高度漫反射的及/或散射的，因此來自漫反射標準板的返回之光將呈發散圓錐812之形式且在向後行進穿過非球面透鏡之後，其將變成稍微發散或會聚之光束814。

如圖1及圖2中所展示之內部校準目標之位置在第一透鏡104/204與偏光光束分光器174/274之間的某處，因此在彼處向後傳播的稍微

發散或會聚之光束將等效於來自在第一透鏡104/204之物件平面前方或之後的點源之光束。換言之，產生參考波前之內部校準及/或驗證目標等效於來自待測試之眼睛的會聚或發散波前。

在一實施例中，漫反射標準板相對於非球面透鏡之實際軸向位置可經設計以使得可使得參考波前類似於來自無晶狀體眼睛之波前。在另一實施例中，漫反射標準板之實際軸向位置可經設計以使得可使得因此產生之參考波前類似於來自正視眼或近視眼之波前。

應注意，儘管此處使用非球面透鏡，但可使用球面透鏡及任何其他類型之透鏡(包括柱面透鏡加上球面透鏡或甚至傾斜球面透鏡)來產生具有某些預期之波前像差以用於校準及/或驗證的參考波前。在一實施例中，亦可使漫反射標準板相對於非球面透鏡之位置連續地變化，以使得在內部產生之波前可具有連續可變之屈光度值以實現在所設計之屈光度量測範圍內的波前感測器之完整校準。

在另一實施例中，內部校準目標可簡單地為一片裸漫反射標準板836。在此狀況下，可減輕對該片漫反射標準板836之擋止位置之要求，此係因為平坦漫反射標準板表面之任何部分在移動至波前中繼光束路徑中時，可截獲SLD光束以產生實質上相同之參考波前(假定漫反射標準板表面之形貌性質實質上相同)。在此狀況下，來自該片裸漫反射標準板之所發出光束將為發散光束838。

在再一實施例中，內部校準及/或驗證目標包含一片裸漫反射標準板866以及具有非球面透鏡854及一片漫反射標準板856之結構兩者，其中漫反射標準板(866及856)可為單片結構。將內部校準及/或驗證目標852移動至波前中繼光束路徑中之機制可具有兩個擋止器：不需要絕對可重複之中間擋止器及高度可重複之最後磁性擋止位置。中間擋止位置可用以使得該片裸漫反射標準板能夠截獲SLD光束，且高度可重複之擋止位置可用以定位非球面透鏡加上漫反射標準板結構，

使得非球面透鏡良好地定中心且與波前中繼光束光軸同軸。以此方式，可獲得兩個參考波前(864及868)且因此使用內部校準目標來檢查系統轉移函數是否表現為如所設計般或是否存在補償波前中繼光學系統之任何未對準之任何需要。

歸因於自真實眼睛返回之光的量與自一片漫反射標準板返回之光的量的差，因此可將光學衰減構件(諸如，中性密度濾光片及/或偏光器)包括於內部校準及/或驗證目標中且可將其安置於非球面透鏡前方或之後以使光衰減，從而使得光大約與來自真實眼睛之光相同。或者，可適當地選擇漫反射標準板之厚度以僅使得能夠漫射地散射及/或反射回所要量之光且所透射之光可由吸光材料(圖8中未展示)來吸收。

本發明之一實施例係將前端處理系統710與位置感測偵測器電路725及SLD驅動器及控制電路715介接。因為位置感測器偵測器很可能為並行多通道感測器偵測器以使得其具有足夠高之時間頻率回應，所以其可為象限偵測器/感測器、側向效應位置感測偵測器、光電二極體之並行的小的2D陣列或其他器件。在象限偵測器/感測器或側向效應位置感測偵測器之狀況下，通常存在4個並行信號通道。前端處理系統基於來自4個通道(A、B、C及D)中之每一者之信號振幅計算比率量度X及Y值，如稍後將論述。除標準規範之外，前端處理系統可(在使用者判斷後)自動地針對該等通道中之每一者獨立地或針對所有通道一起調整SLD輸出及可變增益放大器之增益，使得用於在位置感測偵測器上導降之所有經連續取樣之子波前影像光點的A、B、C及D值之最後的放大之輸出最佳化以達成最佳信雜比。此情形係需要的，此係因為自患者眼睛返回之光學信號可取決於眼睛之屈光狀態(近視、正視及遠視)、手術狀態(有晶狀體、無晶狀體及偽晶狀體)及白內障程度而變化。

圖9A及圖9B展示經由伺服機構完成自動SLD索引及數位增益控制之任務以便使信雜比最佳化的電子器件方塊圖之實施例，且圖10展示呈程序流程方塊圖形式之實例實施例。

參看圖9A，微處理器901耦接至記憶體單元905，記憶體單元905具有儲存於其中之程式碼及資料。微處理器901亦經由SLD驅動器及控制電路與數位/類比轉換915耦接至SLD 911，經由MEMS掃描器驅動電路與數位/類比轉換925耦接至MEMS掃描器921，且經由複合跨阻抗放大器933、類比/數位轉換器935及可變增益數位放大器937耦接至PSD 931。

應注意，在此實例中，PSD為具有通向四個最後的放大之數位輸出A、B、C及D之四個通道的象限偵測器，因此相應地，存在四個複合跨阻抗放大器、四個類比/數位轉換器及四個可變增益數位放大器，但圖9A中僅繪製了此等元件中之一者。

為了說明上述各點，將參看圖9B簡短地重複在US7445335中所論述之內容。假定：使用連續波前感測器用於波前取樣且使用具有四個光敏區域A、B、C及D之PSD象限偵測器931依據經取樣之子波前影像光點位置之質心位置來指示局部傾斜，如圖9B中所展示。若子波前係以關於象限偵測器931前方之子波前聚焦透鏡之法線角入射，則象限偵測器931上之影像光點934將位於中心且該四個光敏區域將接收相同量之光，其中每一區域產生具有相同強度之信號。另一方面，若子波前以一傾斜角偏離法向入射(即，指向右上方方向)，則象限偵測器上之影像光點將接著遠離中心形成(朝向右上方象限移動，如影像光點938所展示)。

質心與中心( $x=0$ ,  $y=0$ )之偏離( $x$ ,  $y$ )可使用以下方程式近似至一階：

$$\begin{aligned} x &= \frac{(B+C)-(A+D)}{A+B+C+D} \\ y &= \frac{(A+B)-(C+D)}{A+B+C+D} \end{aligned} \quad (1)$$

其中A、B、C及D代表象限偵測器之每一對應光敏區域之信號強度，且分母(A+B+C+D)用以使量測正規化，從而使得可消除光源強度波動之影響。應注意，方程式(1)在依據質心位置計算局部傾斜中並不完全準確，但該方程式為一良好近似。實務上，可能需要使用一些數學分析及一內建式演算法來進一步校正可由該方程式引起之影像光點位置誤差。

參看圖10，在開始步驟1002處，前端微處理器901較佳最初將SLD設定至多達允許的每一眼睛安全文件要求之輸出位準。最初可將此時之可變增益數位放大器937之增益設定於在上次作業階段判定之值或設定於如通常將選擇之中間值。

下一步驟(1004)係檢查可變增益數位放大器之最後的輸出A、B、C及D。若發現放大之最後的輸出A、B、C及D值在所要求信號強度範圍(對於每一通道，該範圍可能相同)內，則程序流程移至步驟1006，在步驟1006處，將可變增益數位放大器之增益保持在所設定值。若最後的輸出中之任一者或全部低於所要信號強度範圍，則可增加增益(如藉由步驟1008展示)，且接著檢查最後的輸出(如藉由步驟1010展示)。若最後的輸出在所要求範圍內，則可將增益設定於(如藉由步驟1012展示)稍微高於當前值之值以克服波動引起之信號變化，波動引起之信號變化可能造成最後的輸出再次超出所要範圍。若最後的輸出仍低於所要信號強度範圍且增益未達到其最大值(如展示為藉由步驟1014檢查)，則可重複根據步驟1008增加增益及根據步驟1010檢查最後的輸出之程序，直至最後的輸出屬於該範圍且設定增益(如藉由步驟1012展示)為止。一種可能的例外情況在於：當已將增益增加

至其最大值時(如藉由步驟1014展示)，最後的輸出仍低於所要範圍。在此狀況下，將增益設定於其最大值(如藉由步驟1016展示)且仍可處理資料，但可將一陳述呈現給終端使用者以向該終端使用者通知波前信號太弱以致資料可能為無效的(如藉由步驟1018展示)。

另一方面，若最後的輸出A、B、C及D中之任一者高於所要信號強度範圍，則可減小可變增益數位放大器之增益(如藉由步驟1020展示)且檢查最後的輸出(如藉由步驟1022展示)。若所有最後的輸出在所要範圍內，則可將增益設定於(如藉由步驟1024展示)稍微低於當前值之值以克服波動引起之信號變化，波動引起之信號變化可能造成最後的輸出再次超出所要範圍。若最後的輸出中之任一者仍高於所要信號強度範圍且增益未達到其最小值(如在步驟1026處檢查)，則可重複根據步驟1020減小增益及根據步驟1022檢查最後的輸出之程序，直至最後的輸出全部屬於該範圍且設定增益(如藉由步驟1024展示)為止。

然而，存在以下可能性：當在步驟1026處檢查時，增益已達到其最小值，且最後的輸出A、B、C及D中之一或多者仍高於所要信號強度範圍。在此狀況下，將增益保持在其最小值(如在步驟1028處展示)且可減小SLD輸出(如藉由步驟1030展示)。在減小SLD輸出之後在步驟1032處檢查最後的輸出A、B、C及D，且若發現最後的A、B、C及D輸出在所要範圍內，則接著將SLD輸出設定於(如藉由步驟1034展示)稍微低於當前位準之位準以克服波動引起之信號變化，波動引起之信號變化可能造成最後的輸出再次超出所要範圍。若最後的輸出A、B、C及D中之一或多者仍高於所要範圍且根據檢查步驟1036發現SLD輸出未達到零，則可重複減小SLD輸出(如藉由步驟1030展示)及檢查最後的A、B、C及D輸出(如藉由步驟1032展示)之程序，直至最後的輸出達到所要範圍且設定SLD輸出(如藉由步驟1034展示)為止。僅有的例外為：SLD輸出已達到零且最後的A、B、C及D輸出中之一

或多者仍高於所要範圍。此情形意謂：即使不存在SLD輸出；亦仍存在強烈波前信號。此情形僅可能發生在存在電子或光學干擾或串擾時。可將SLD輸出保持在零(如藉由步驟1038展示)且向終端使用者發送以下訊息：存在強烈干擾信號，因此資料為無效的(如藉由步驟1040展示)。

除上述情形之外，作為替代例，終端使用者亦可手動地控制SLD輸出及可變增益數位放大器之增益，直至其感覺到真實波前量測結果令人滿意為止。

應注意，圖9A及圖9B及圖10中給出之實例實施例僅為達成改良信雜比之相同目標之許多可能的方式中的一者，因此應將該實例實施例視為說明概念。舉例而言，在開始步驟處，不存在將SLD輸出設定至多達允許的每一眼睛安全文件要求之位準的絕對需要。最初可將SLD輸出設定於任何任意位準且接著調整該SLD輸出以及放大器增益，直至最後的輸出A、B、C及D屬於所要範圍內為止。最初將SLD輸出設定至相對較高位準之優點在於：在光學器件或光子學領域中，可使在任何光電子轉換之前的光學信雜比最大化。然而，此情形並不意謂其他選擇將不運作。事實上，甚至可最初將SLD輸出設定於零且隨著放大器增益之調整逐漸地增加SLD輸出，直至最後的A、B、C及D輸出屬於所要範圍內為止。在此狀況下，將存在對程序流程之序列及細節之對應改變。此等變化應被視為在本發明之範疇及精神內。

本發明之另一實施例係使用複合跨阻抗放大器來放大連續眼科波前感測器之位置信號。圖11展示複合跨阻抗放大器之一實例實施例，該複合跨阻抗放大器可用以放大來自象限偵測器之四個象限光電二極體中之任一象限(例如，D1)的信號。電路用於如圖9A中所展示之位置感測偵測器電路中。在此複合跨阻抗放大器中，電流至電壓轉換比率藉由回饋電阻器R1(例如，其可為22兆歐姆)之值來判定且藉由電

阻器R2來匹配以平衡運算放大器U1A之輸入。分路電容器C1及C2可為電阻器R1及R2之寄生電容或添加至回饋迴路之小電容器。跨阻抗放大器之穩定性及高頻雜訊減少起因於回饋迴路內部的由電阻器R3、電容器C3及運算放大器U2A形成之低通濾波器。在此電路中， $+V_{ref}$ 為接地與 $+V_{cc}$ 之間的某一正參考電壓。由於輸出信號(輸出A)與R1成比例，但雜訊與R1之平方根成比例，因此信雜比與R1之平方根成比例地增加(由於其係由R1之約翰遜(Johnson)雜訊支配)。

應注意，先前技術高頻寬波前感測器大體上僅使用標準跨阻抗放大器而不是複合跨阻抗放大器(參見(例如)S. Abado等人之「Two-dimensional High-Bandwidth Shack-Hartmann Wavefront Sensor: Design Guidelines and Evaluation Testing」，*光學工程*，49(6)，064403，2010年6月)。另外，先前技術波前感測器並非純連續的而是以一種方式或以另一種方式並列的。此外，先前技術波前感測器並不面臨與本發明之連續眼科波前感測器面臨之弱點相同的弱點，而是面臨同步且用脈衝輸送之光學信號挑戰。在以一種方式或以另一種方式組合時唯一地與目前揭示之複合跨阻抗放大器相關聯(依據其用於放大連續眼科波前感測器中之光學信號之應用而言)的特徵包括以下各者：(1)為了改良電流至電壓轉換精度，實質上藉由電阻器R2匹配的R1之選定回饋電阻器值非常高；(2)為了減少來自R1及R2之大電阻值之雜訊貢獻同時維持充分信號頻寬，兩個分路電容器C1及C2具有非常低之電容值；(3)回饋迴路內部的藉由R3、C3及U2A形成之低通濾波器實質上改良跨阻抗放大器之穩定性且亦實質上減少跨阻抗放大器之高頻雜訊；(4)為了達成鎖定偵測，正參考電壓 $+V_{ref}$ 為經鎖相至SLD及MEMS掃描器之驅動信號的經適當按比例調整之DC信號，且其在接地與 $+V_{cc}$ 之間。此外，為了達成最佳信雜比，較佳選擇具有最小終端電容之象限感測器；且為了避免四個象限中之任何兩個象限之間的

任何分路傳導，該等象限之間的良好通道隔離為較佳的。

除上述電路之外，由位置感測偵測器轉換成類比電流信號之光學信號亦可經AC耦合至習知跨阻抗放大器且由習知跨阻抗放大器放大，且接著與標準鎖定偵測電路組合以恢復小信號，該等小信號否則將被可能比所關注之信號大得多的雜訊混淆。圖12展示此組合之一實例實施例。來自跨阻抗放大器1295之輸出信號在混頻器1296處與鎖相迴路1297之輸出混頻(亦即，相乘)，鎖相迴路1297鎖定至驅動SLD並用脈衝輸送SLD之參考信號。混頻器1296之輸出經傳遞通過低通濾波器1298以移除經混頻之信號中的總和頻率分量且選擇低通濾波器之時間常數以減少等效雜訊頻寬。經低通濾波之信號可進一步由另一放大器1299放大以用於沿著信號路徑進一步向下進行類比/數位(A/D)轉換。

對上述鎖定偵測電路之替代係恰好在照明SLD之前啟動A/D轉換以記錄「黑暗」位準，且恰好在照明SLD之後啟動A/D轉換以記錄「明亮」位準。可接著計算差值以移除干擾效應。又一實施例係恰好在照明SLD之後啟動A/D轉換或記錄「明亮」位準，同時在干擾效應最小之情況下忽略「黑暗」位準。

除光學信號偵測電路之外，其次關鍵的電子控制之組件為波前掃描器/移位器。在一實施例中，波前掃描器/移位器為由藉由微處理器控制之四個D/A轉換器驅動之電磁微電子機械系統(MEMS)類比轉向鏡。在一實施例中，D/A轉換器之兩個通道輸出相位隔開90度之正弦波，且其他兩個通道輸出X及Y DC偏移電壓以使波前取樣環形圈之中心轉向。正弦及餘弦電子波形之振幅判定波前取樣環形圈之直徑，可使該直徑變化以適應各種眼睛光瞳直徑，以及故意地在眼睛光瞳區域內具有所要直徑之波前之一或多個環形圈周圍取樣。亦可控制X及Y振幅之縱橫比以確保在反射鏡側向地反射波前光束時進行圓形掃描。

圖13A至圖13F說明如何使MEMS掃描器與SLD脈衝同步從而產生相同結果，彷彿波前係由排列於圈中之多個偵測器取樣一般。

在圖13A中，MEMS 1312經定向以使得在發射SLD脈衝時整個波前向下移位。在此狀況下，光圈1332對圓形波前區段之頂部處之部分取樣。

在圖13B中，波前向左移位以使得光圈對圓形波前區段之右側之部分取樣，在圖13C中，波前向上移位以使得光圈對圓形波前區段之底部處之部分取樣，且在圖13D時，波前向右移位以使得光圈對圓形波前區段之左側之部分取樣。

圖13E描繪用配置於圈中之四個偵測器對波前區段取樣的每一循環四個脈衝之連續掃描序列的等效。

在另一實例中，可使SLD與MEMS掃描器同步且可發射8個SLD脈衝以允許每一MEMS掃描旋轉對8個子波前取樣且因此允許每一波前取樣環形圈旋轉對8個子波前取樣。可對SLD脈衝發射計時以使得該8個脈衝中的4個奇數或偶數編號之脈衝與MEMS掃描器之X軸及Y軸對準且其他4個脈衝配置於X軸與Y軸之間的圈上之中間。圖13F展示MEMS掃描旋轉之所得型樣及相對SLD發射位置。應注意，SLD脈衝之數目不需要限於8且可為任何數目，SLD脈衝不需要在時間上相等地隔開，且SLD脈衝不必與MEMS掃描器之X軸及Y軸對準。

作為替代例，例如，藉由改變SLD發射脈衝相對於MEMS掃描器之驅動信號之相對時序及/或數目，可使波前取樣位置沿著波前取樣環形圈移位以選擇待取樣的波前之部分且亦達成較高空間解析度(依據對波前取樣而言)。圖14展示一實例，其中8個波前取樣位置藉由稍微地延遲SLD脈衝而遠離圖13F中所展示之情形移位 $15^\circ$ 。

作為另一替代例，若以第一圖框上 $0^\circ$ 之偏斜角、第二圖框上 $15^\circ$ 之偏斜角及第三圖框上 $30^\circ$ 之偏斜角對波前取樣且重複此型樣，則當

共同地處理來自多個圖框之資料時，可以增加之空間解析度對波前取樣。圖15展示此型樣。應注意，SLD之初始發射時間之此逐個圖框逐漸增加可藉由任何所要的但實際的時序精度來實施以達成沿著任何環形波前取樣圈之任何所要空間解析度。另外，藉由組合MEMS掃描器之正弦及餘弦驅動信號之振幅的改變，亦可對具有不同直徑之不同環形圈取樣。以此方式，整個波前之連續取樣可藉由在極座標系統之徑向尺寸以及角尺寸兩者上之任何所要的空間解析度來達成。應注意，此實例僅為許多可能的連續波前掃描/取樣方案之一實例。舉例而言，可對光柵掃描之狀況應用類似方法。

如上文所描述，參看圖9B，依據解譯在位置感測器件/偵測器(PSD)上導降的不同的經連續取樣之子波前影像光點之質心位置而言，可使用標準的熟知之比率量測方程式。較佳地，將象限偵測器或側向效應位置感測偵測器用作PSD且使其X-Y軸在定向上與MEMS掃描器之X-Y軸對準，使得其具有相同的X軸及Y軸，但此情形並非絕對需要的。在(例如)象限偵測器之狀況下，可基於來自四個象限A、B、C及D中之每一者之信號強度來表達經連續取樣之子波前影像光點之比率量測X及Y值，如：

$$X = (A + B - C - D) / (A + B + C + D)$$

$$Y = (A + D - B - C) / (A + B + C + D)$$

大體而言，此等比率量測值X及Y並不直接給出質心之高度準確之橫向位移或位置，此係因為(例如)象限偵測器之回應亦依據以下各者而定：間隙距離；取決於若干因素之影像光點大小，包括經取樣之子波前之局部平均傾斜及局部發散/會聚；以及子波前取樣光圈形狀及大小。本發明之一實施例係修改關係或方程式以使得可更精確地判定經取樣之子波前傾斜。

在一實施例中，比率量測量測結果與實際質心位移之間的關係

係在理論上及/或用實驗方法判定，且修改比率量測表達式以更準確地反映質心位置。圖16展示比率量測估計與沿著X軸或Y軸之實際質心位移或位置之間的理論上判定之關係的一實例。

由於此非線性，可對原始方程式應用適當反效應以產生比率量測(X, Y)與實際質心位置(X', Y')之間的修改之關係。下文僅為此相反關係之一實例。

$$X' = \text{PrimeA} * X / (1 - X^2 / \text{PrimeB})$$

$$Y' = \text{PrimeB} * Y / (1 - Y^2 / \text{PrimeB})$$

其中PrimeA及PrimeB為常數。

應注意，上文所展示之關係或方程式為說明性的，其並不意欲為對可用以達成相同目標之可能方法的限制。事實上，上述修改係針對當影像光點僅沿著X軸或Y軸移動時具有某一強度剖面的經取樣之子波前之質心位置。若影像光點在X與Y兩者上移動，則將需要進一步修改，尤其在需要較高量測精度之情況下。在一實例實施例中，可建立依據(X, Y)的由象限偵測器報告之比率量測結果與實際質心位置(X', Y')之間的呈一或多個資料矩陣之形式的用實驗方法判定之關係，且可建立反向關係以將每一(X, Y)資料點轉換成新的質心(X', Y')資料點。

圖17展示說明可如何執行校準以獲得修改之關係且產生更準確的波前像差量測的實例流程圖。在第一步驟1705中，可使用各種手段產生波前，諸如，根據眼睛模型或根據波前操縱器，如可產生不同波前(諸如，具有不同發散及會聚或具有不同波前像差)之可變形鏡。在第二步驟1710中，可將不同的經取樣之子波前之真實質心位置(X', Y')與用實驗方法量測之比率量測值(X, Y)相比較，以獲得(X', Y')與(X, Y)之間的關係。其間，可獲得經校準之波前傾斜且因此可獲得屈光度值與質心資料點位置之關係曲線。在第三步驟1715中，可進行對真實

眼睛之量測且可使用所獲得之關係來判定質心位置且因此判定經取樣之子波前自真實眼睛之傾斜。在第四步驟1720中，可使用經取樣之子波前的所判定之質心位置或傾斜來判定真實眼睛之波前像差或屈光誤差。

應注意，可針對每一所建置之波前感測器系統執行第一及第二校準相關步驟一次，且可針對多達希望之量測之真實眼睛量測重複第三及第四步驟。然而，此情形並不意謂校準步驟應僅進行一次。事實上，週期性地重複校準步驟為有益的。

作為本發明之一實施例，每當製造商或終端使用者偏好使用由微處理器(如圖9A中所展示)驅動之內部校準目標時，均可重複校準步驟或部分校準。舉例而言，每當系統電力開啓時或甚至在根據終端使用者之需要自動地或手動地進行每一真實眼睛量測之前，可暫時將內部校準目標移動至光學波前中繼光束路徑中。內部校準並不需要提供所有資料點，此係因為實質上更全面的校準將提供或可提供所有資料點。實情為，內部校準目標僅需要提供一些資料點。藉由此等資料點，可用實驗方法確認：波前感測器之光學對準是否無損或諸如溫度改變及/或機械衝擊之任何環境因素是否擾亂波前感測器之光學對準。因此，此情形將判定：是否需要進行完全新的全面校準或基於某種次要軟體之校正是否將足以確保準確的真實眼睛波前量測。或者，使用內部校準目標進行的所量測之參考波前像差可算出波前感測器光學系統具有之固有光學系統像差，且可藉由自所量測之總波前像差減去光學系統引起之波前像差而判定真實眼睛波前像差。

作為本發明之另一實施例，亦可使用校準目標(內部或外部)來判定SLD發射脈衝與MEMS鏡掃描位置之間的初始時間延遲，或沿著某一波前取樣環形圈之子波前取樣位置與MEMS鏡掃描位置之間的偏斜角。亦可使用相同校準步驟來判定SLD發射時間相對於MEMS掃描鏡

位置而言是否足夠準確，或是否存在與某一所要準確度之任何不一致，可接著實施基於電子器件硬體之校正或基於純軟體之校正以精細地調諧SLD發射時間或MEMS掃描驅動信號。

作為本發明之再一實施例，若校準(內部或外部)偵測到光學對準關閉或若在發現眼睛未定位於最佳位置處但在仍可藉由軟體校正進行波前量測之範圍內的真實眼睛量測狀況下，則可執行基於軟體之調整以迎合此未對準(如參看圖4所解釋)。

在另一實施例中，若在自校準目標或自真實眼睛產生的波前之環形圈周圍對8個子波前取樣且發現存在8個所量測之子波前傾斜之質心跡線中心偏移(由於(例如)來自患者眼睛( $X'(i)$ ,  $Y'(i)$ )(其中 $i = 0, 1, 2, \dots, 7$ )之波前之PSD橫向位置移位或稜鏡波前傾斜)，則可執行( $X'$ ,  $Y'$ )笛卡爾座標之平移，使得對8個資料點給予新的笛卡爾座標( $X_{tr}$ ,  $Y_{tr}$ )且將該8個資料點表達為新的資料點集合( $X_{tr}(i)$ ,  $Y_{tr}(i)$ )，其中 $i = 0, 1, 2, \dots, 7$ ，其中質心資料點之叢集中心現在定中心於新的原點( $X_{tr}=0$ ,  $Y_{tr}=0$ )。以此方式，可自所量測之波前中濾出導致由於(例如)子波前取樣光圈與位置感測偵測器/器件之間的未對準產生的總稜鏡波前傾斜之出現的任何效應。因此，資料處理之其餘部分可集中於算出屈光誤差及/或波前之較高階像差。

應注意，連續波前取樣具有固有的優點：其可使正在環形圈上進行取樣的位置與每一經個別地取樣之子波前質心位置之位移相關。

如上文所描述，使用自藉由PSD產生之輸出信號計算的比率量測 $X$ 及 $Y$ 值判定經取樣之波前部分之質心的位移。此等輸出值之位置形成幾何型樣，該等幾何型樣可由前端或後端電子處理系統來分析以判定受檢者眼睛之眼科特性。此等型樣之形成及分析在圖9C中加以說明。在圖9C中，將位移描繪為彷彿其顯示於監視器上一般。然而，在其他實施例中，藉由由前端處理系統作為軟體執行之演算法來

處理位移且未必將位移顯示給使用者。

圖9C展示平面波前、散焦及散光、在子波前聚焦透鏡之後的象限偵測器上的相關聯之影像光點位置，以及當在監視器上顯示為2D資料點型樣時的對應質心位置之連續移動的若干代表性狀況。應注意，不是繪製：對若干經移位之波前取樣且將其作為不同子波前投影至相同子波前聚焦透鏡及象限偵測器上，而是採用上文參看圖13A至圖13E所描述之等效表示，以便在相同環形圈周圍繪製若干子波前且因此，在相同環形圈周圍繪製若干象限偵測器，以表示將波前之不同部分掃描至單一子波前聚焦透鏡及單一象限偵測器之狀況。

假定：在波前環形圈周圍自頂部子波前開始掃描，且在順時針方向上移動至右側之第二子波前，等等，如藉由箭頭9009指示。自圖9C可見：當波前為平面波9001時，所有子波前(例如，9002)將在象限偵測器9004之中心處形成影像光點9003且因此，監視器9006上之質心跡線9005亦將始終在x-y座標之原點。

當輸入波前發散時(如藉由9011展示)，每一子波前9012之影像光點9013之中心將在自波前中心徑向向外側上，具有與象限偵測器9014之中心相等量之偏離，且因此，監視器9016上之跡線9015將為順時針圓，如藉由自頂部位置9017開始之箭頭9018指示。另一方面，若輸入波前會聚(如藉由9021展示)，則每一子波前9022之影像光點9023之中心將在相對於波前之中心徑向向內側上，具有與象限偵測器9024之中心相等量之偏離。因此，監視器9026上之質心跡線9025將仍為圓，但將自底部位置9027開始，且將仍為順時針方向，如藉由箭頭9028指示。因此，當偵測到用於x軸質心位置及y軸質心位置兩者之正負號改變時，該情形指示輸入波前正自發散光束改變成會聚光束或輸入波前正自會聚光束改變成發散光束。此外，質心跡線之起點亦可用作用以指示輸入波前發散抑或會聚之準則。

自圖9C亦可見，當輸入波前為散光的時，可能發生：波前可在垂直方向上為發散的(如藉由9031a展示)且在水平方向上為會聚的(如藉由9031b展示)。因此，垂直子波前9033a之質心位置將位於相對於輸入波前之中心徑向向外處，且水平子波前9033b之質心位置將位於相對於輸入波前之中心徑向向內處。因此，監視器9036上之質心跡線9035將自頂部位置9037開始，但逆時針方向移動(如藉由箭頭9038指示)，因此，質心跡線旋轉現為反向的。

使用類似引數，將不難以算出：若輸入波前為散光的但所有子波前完全發散或完全會聚，則質心跡線之旋轉將為順時針方向(亦即，非反向的)，然而，對於散光狀況，監視器上之質心之跡線將為橢圓形而不是圓形，此係由於沿著一散光軸之子波前將比沿著另一軸之子波前發散或會聚得更多。

對於更一般之散光波前，質心跡線將以反向方向旋轉(其中跡線為橢圓形或圓形)，或者質心跡線將以正常順時針旋轉方向旋轉，但跡線將為橢圓形。橢圓之軸線可在相對於中心之任何徑向方向上，其將指示散光軸。在此狀況下，在精確地判定散光軸中，在環形圈周圍之4個子波前可能不夠，且可在環形圈周圍對更多子波前(諸如，8個、16個或32個，而不是4個)取樣。

概述而言，對於來自(例如)人眼之發散球面波前與會聚球面波前，在眼睛光瞳之環形圈周圍的經連續取樣之子波前將導致連續質心資料點配置於圓周圍，但其中每一資料點取決於波前為發散的抑或會聚的而在不同對置位置處導降。換言之，對於發散波前，例如，若預期某一資料點(例如， $i=0$ )在某一位置處(例如， $(X_{tr}(0), Y_{tr}(0)) = (0, 0.5)$ )；則，對於具有相同球面半徑但具有不同正負號之會聚波前，預期相同資料點位於對置位置處(例如， $(X_{tr}(0), Y_{tr}(0)) = (0, -0.5)$ )。另一方面，若原始波前具有球面分量及柱面分量兩者，則質心資料點將

描繪出一橢圓，該橢圓可為正常旋轉橢圓、直線、異常或反向旋轉橢圓及異常或反向旋轉圓。此等情況已詳細地在共同讓渡之US7445335及共同讓渡之US8100530中加以論述。

本發明之一實施例係使用長軸及短軸之正值及負值兩者來將質心資料點描述為等效橢圓。舉例而言，可將總的發散波前定義為具有正長軸及短軸且可將總的會聚波前定義為產生「負」長軸及短軸。

圖18展示使用三角學表達式之連續橢圓之圖形表示，其中 $U(t) = a \cdot \cos(t)$ ， $V(t) = b \cdot \sin(t)$ ， $a$ 為較大圓之半徑且 $b$ 為較小圓之半徑。如可見的，其中 $a > b > 0$ ，亦即， $a$ 與 $b$ 兩者為正，橢圓逆時針方向旋轉。因此，橢圓上之點可用球面屈光誤差分量及柱面屈光誤差分量兩者來表示總的發散波前之連續計算之質心位移，其中發散程度對於水平方向及垂直方向而言不同。若 $a = b$ ，則橢圓將表示發散球面波前，其中發散程度對於水平方向及垂直方向而言相同。假定 $t_0$ 值為 $0 < t_0 < \pi/2$ ，則點 $(U(t_0), V(t_0))$ 將在U-V笛卡爾座標之第一象限中。

應注意，在圖18之此特定實例中，以及在圖19、圖20及圖21中，假定笛卡爾座標軸U及V與象限偵測器軸x及y對準，且同時，亦假定散光軸亦係沿著x或y軸。因此，如圖18至圖21中所展示之橢圓經定向為水平的或垂直的。

若長軸及短軸均為負，則可將其表達為 $-a$ 及 $-b$ 。在此狀況下，如圖19中所展示，對應連續橢圓藉由 $U(t) = -a \cdot \cos(t)$ 、 $V(t) = -b \cdot \sin(t)$ 來表達，其中 $a > b > 0$ ， $-a$ 與 $-b$ 兩者為負。此情形將產生仍逆時針方向旋轉之橢圓。可將此情形視為用球面屈光誤差分量及柱面屈光誤差分量兩者來表示總的發散波前，其中發散程度對於水平方向及垂直方向而言不同。若 $a = b$ ，則其將表示會聚球面波前，其中會聚程度對於水平方向及垂直方向而言相同。在 $t_0$ 值為 $0 < t_0 < \pi/2$ 之情況下，點 $(U(t_0), V(t_0))$ 現在將在U-V笛卡爾座標之第三象限中，在座標原點之相對側

上(與圖18之情形相比較)。

若長軸為正且短軸為負，則可將其表達為  $a$  及  $-b$ 。在此狀況下，如圖20中所展示，對應連續橢圓藉由  $U(t) = a \cdot \cos(t)$ 、 $V(t) = -b \cdot \sin(t)$  來表達，其中  $a > b > 0$ ， $a$  為正，且  $-b$  為負。此情形將產生自第四象限開始順時針方向旋轉之橢圓。可將此情形視為用球面屈光誤差分量及柱面屈光誤差分量兩者來表示水平方向上發散且垂直方向上會聚之波前，其中水平發散及垂直會聚之程度不同。若  $a = b$ ，則其將表示水平方向上發散且垂直方向上會聚之柱面波前，其中水平發散及垂直會聚之程度相同。在  $t_0$  值為  $0 < t_0 < \pi/2$  之情況下，點  $(U(t_0), V(t_0))$  現在將在 U-V 笛卡爾座標之第四象限中。

若長軸為負且短軸為正，則可將其表達為  $-a$  及  $b$ 。在此狀況下，如圖21中所展示，對應連續橢圓藉由  $U(t) = -a \cdot \cos(t)$ 、 $V(t) = b \cdot \sin(t)$  來表達，其中  $a > b > 0$ ， $-a$  為負，且  $b$  為正。此情形將產生自第二象限開始順時針方向旋轉之橢圓。可將此情形視為用球面屈光誤差分量及柱面屈光誤差分量兩者來表示水平方向上會聚且垂直方向上發散之波前，其中水平會聚及垂直發散之程度不同。若  $a = b$ ，則其將表示水平方向上會聚且垂直方向上發散之柱面波前，其中水平會聚及垂直發散之程度相同。在  $t_0$  值為  $0 < t_0 < \pi/2$  之情況下，點  $(U(t_0), V(t_0))$  現在將在 U-V 笛卡爾座標之第二象限中，在座標原點之相對側上(與圖20之情形相比較)。

應注意，發散波前至「正」軸與「負」軸之指派為任意的且可使該指派反向，只要能夠區別其即可。亦可交換軸之正方向。舉例而言，U軸可指向上方，而不是指向右側，且V軸可指向右側，而不是指向上方。在此狀況下，如圖22中所展示，在藉由虛線表示之平面處取樣的發散球面波前所預期的連續質心資料點將為順時針方向圓，其中所得資料點位置及極性如藉由圖22中之數字及箭頭指示。應注意，

與圖18之情形相比較，連續旋轉方向改變了，此係歸因於軸極性之不同指派。類似地，在相同狀況下，如圖23中所展示，在藉由虛線表示之平面處取樣的會聚球面波前所預期的連續質心資料點將為順時針方向圓，其中所得資料點位置及極性如藉由圖23中之數字及箭頭指示。應注意，當經取樣之波前自發散改變為會聚時，經編號之資料點自圖22中之原始位置交換至圖23中之相對位置。

本發明之一實施例係使用校準(內部或外部)來判定資料點向量相對於 $X_{tr}$ 軸或 $Y_{tr}$ 軸之初始偏斜角。本發明之另一實施例係將笛卡爾座標( $X_{tr}$ ,  $Y_{tr}$ )旋轉達該偏斜角從而旋轉至另一笛卡爾座標( $U$ ,  $V$ )，使得校準質心資料點(例如， $i = 0$ 資料點( $U(0)$ ,  $V(0)$ ))中之至少一者在新的笛卡爾座標 $U$ - $V$ 之 $U$ 軸或 $V$ 軸上。以此方式，可容易地使所量測之子波前傾斜(現在表達為資料點( $U(i)$ ,  $V(i)$ ))，其中 $i = 0, 1, 2, \dots, 7$ ，其中該等資料點中之至少一者在 $U$ 軸或 $V$ 軸上對準)與橢圓相關及/或將所量測之子波前傾斜平均化，彷彿其在相關橢圓上一般，其中橢圓參數與經取樣之波前之球面及柱面屈光度值相關且其中長軸及/或短軸方向與經取樣之波前之柱鏡軸相關。

圖24展示擬合連續橢圓之8個經連續取樣之質心資料點的自原始 $X$ - $Y$ 座標至平移之 $X_{tr}$ - $Y_{tr}$ 座標且進一步旋轉至 $U$ - $V$ 座標之笛卡爾座標平移及旋轉。應注意，對於總的發散波前及所展示之座標軸選擇，連續旋轉方向為順時針方向。在此實例中，首先判定8個連續獲得之資料點之中心且將 $X$ - $Y$ 座標平移至 $X_{tr}$ - $Y_{tr}$ 座標，其中 $X_{tr}$ - $Y_{tr}$ 座標之原點為8個連續獲得之資料點之中心。接著經由數位資料處理獲得擬合之橢圓之長軸及短軸(其中橢圓之對應軸極性如之前所論述)且藉由使擬合之橢圓之長軸或短軸與 $U$ - $V$ 座標之 $U$ 軸或 $V$ 軸對準而執行座標旋轉， $U$ - $V$ 座標具有與 $X_{tr}$ - $Y_{tr}$ 座標相同之原點。應注意，在此實例中，第一資料點(點0)已與 $U$ 軸對準或位於 $U$ 軸上。在更一般之情形下，可

能並非此狀況。然而，若使第一資料點(點0)與U軸對準有助於資料處理，則可調整相對於MEMS掃描器之驅動信號的SLD之發射時間，以實現此對準且可使用兩個信號之間的相位延遲來用於資料處理之簡化。

目前所揭示的在環形圈周圍之波前取樣實例、座標變換及相關聯之資料處理具有以下益處：可在分析上依據(U(i), V(i))資料點值簡單地表達球鏡-柱鏡屈光度值且因而，可實質上簡化資料處理且極其快速地執行資料處理。換言之，現在可容易地用資料點(U(i), V(i))擬合典型位置(原點處之中心，沿著U軸之長軸)中之橢圓，其中表達式為 $U(t) = a \cdot \cos(t)$ 及 $V(t) = b \cdot \sin(t)$ ，其中a及b分別為長軸及短軸且可具有正值或負值。

此演算法實現在大動態範圍內的對眼睛波前之即時高精度量測。當U軸、V軸旋轉以使橢圓擬合典型位置時，橢圓之定向指示散光軸。另外，a及b之量值指示發散及會聚散光分量之相對量值，且旋轉方向有助於識別哪個分量為發散的及哪個分量為會聚的。因此，可執行外科視力校正程序之即時滴定。詳言之，可使用即時波前量測結果來引導及/或對準及/或導引角膜緣放鬆切口(LRI)及/或散光角膜切開術(AK)之操作以及環面人工晶狀體(IOL)旋轉滴定。

圖25展示圖24之特殊狀況、U-V座標上之座標旋轉變換之結果及8個質心資料點，其中左側對應於具有相等的正長軸及短軸之發散球面波前，且其中右側對應於具有相等的負長軸及短軸之會聚球面波前。再次應注意，當經取樣之波前自發散改變為會聚時，經編號之資料點自原始位置交換至相對位置。

當存在疊印至球面分量上之散光分量時，出現若干質心資料點跡線情況，此取決於散光波前傾斜之程度(與如共同讓渡之US7445335及共同讓渡之US8100530中所論述的球面波前傾斜之程度相比較而

言)。藉由上文所提及之笛卡爾座標變換，質心資料點可描繪出定中心於U-V座標之原點處的型樣，其中該等資料點中之至少一者與U軸或V軸對準，但具有不同橢圓形狀及定向。型樣之形狀包括具有正長軸及正短軸之正常旋轉橢圓、具有正或負長軸或具有正或負短軸之直線、具有負長軸及正短軸或具有正長軸及負短軸之異常或反向旋轉橢圓，及具有正長軸及負短軸或具有負長軸及正短軸之異常或反向旋轉橢圓。

由於正量測連續波前，因此在圓跡線狀況下，可區別三種不同的圓跡線型樣(發散球面圓、會聚球面圓，及散光反向旋轉圓)，此係因為軸極性係藉由收集波前樣本之次序來判定。事實上，散光反向旋轉圓有效地與橢圓相關，此係由於一軸(長軸或短軸)具有不同於另一軸(短軸或長軸)之正負號或極性。橢圓或直線或反向旋轉圓之定向可根據長軸或短軸方向來判定且可處於0度與180度之間的任何角度，該情形亦為驗光師及眼科醫師良好地接受的規範。應注意，長軸及/或短軸之指派為任意的，因此不存在對長軸之絕對長度比短軸之絕對長度長的需要。該指派僅意欲促進計算與來自眼睛之波前相關聯的屈光誤差。

亦應注意，除在一環形圈周圍對波前取樣之外，亦可對波前之具有不同直徑之多個環形圈或多個同心環形圈取樣。在進行此操作中，可獲得2D波前圖且將2D波前圖呈現給終端使用者。藉由動態地改變波前感測器之環形圈取樣大小，亦可確認在整個角膜視場內的受檢者之無晶狀體病症。

在又一實施例中，可操作MEMS掃描鏡以按螺旋形型樣或具有變化之半徑之同心圈對子波前取樣，從而允許偵測較高階像差。可執行澤尼克分解(Zernike decomposition)以提取所有波前像差係數，包括高階像差，諸如三葉形像差(trefoil)、慧形像差及球面像差。舉例而

言，可藉由偵測在增加或減小掃描半徑時的波前之側向移位來判定慧形像差。若每一環形圈之樣本之數目可均勻地被3除盡，則當圓點形成在增加或減小掃描半徑時反轉之三角形型樣時，可偵測到三葉形像差。

任何兩個波前取樣點之間的有效間距可藉由控制SLD發射時間及MEMS掃描鏡之驅動信號振幅來控制。除減小子波前取樣光圈之大小(在光圈電子地可變之情況下，可由前端處理系統來達成該減小)之外，亦可藉由以下操作來達成波前之較高空間精度/解析度取樣：精確地控制SLD發射時間且亦減小SLD脈寬，以及在MEMS掃描鏡幅度或位置之控制下增加精度。就此而言，可在閉合迴路伺服模式中操作MEMS掃描鏡，其中將MEMS鏡掃描角監視信號回饋至微處理器及/或電子器件控制系統以控制掃描角驅動信號以達成較佳掃描角控制精度。另一方面，可藉由增加子波前取樣光圈之大小或甚至增加SLD之脈寬來達成更多平均化。因此，本發明之另一實施例係使用電子器件來控制SLD及波前移位器/掃描器以達成空間波前取樣中之較高精度/解析度或空間波前取樣中之更多平均化。較高精度/解析度空間波前取樣為高階像差量測所要的且更多平均化空間波前取樣為量測波前之屈光誤差所要的(依據球面及柱面屈光度值及柱鏡軸或散光軸)。

應注意，上文所提及之笛卡爾座標平移及旋轉僅為可用以促進計算屈光誤差及波前像差之許多可能的座標系統變換中之一者。舉例而言，可使用非笛卡爾座標，諸如極座標或基於非垂直軸之座標變換。因此，使用座標變換來促進計算波前像差及屈光誤差之概念之範圍不應限於笛卡爾座標。變換甚至可在笛卡爾座標與極座標之間。

實務上，除球鏡屈光誤差及柱鏡屈光誤差之外，來自患者眼睛之波前亦可含有較高階像差。然而，對於諸如白內障屈光手術之大多數視力校正程序，大體上僅校正球鏡及柱鏡屈光誤差。因此，對平均

化之需要為所要的，使得可發現最佳的球鏡及柱鏡校正屈光度值及柱鏡軸角並開處方。本發明極適合於諸如以下情形之應用：藉由將質心跡線平均化且使質心跡線與一或多個環形圈上之一或多個橢圓相關，以及在使質心資料點與橢圓相關時，考慮長軸及短軸之極性，所得處方依據球鏡及柱鏡屈光度值以及已包括柱鏡軸來給出，從而將較高階像差之效應平均化。另一方面，演算法及資料處理亦可藉由計算質心資料點與橢圓之相關性程度來向終端使用者告知波前中存在何程度之較高階像差。

圖26展示解碼球鏡及柱鏡屈光度值及柱鏡軸角中之一實例實施例的程序流程圖。可針對許多實況眼睛量測執行一次(諸如，在任一量測之前每天一次)或多次(諸如，在每一眼睛量測之前一次，如之前所論述)包括以下各者之校準步驟：將內部校準目標移動至波前中繼路徑中以校準系統及得到偏斜角之步驟2605、獲得SLD脈衝延遲與偏斜角值之間的關係的步驟2610，及將內部校準目標自波前中繼光束路徑中移出之步驟2615。

一旦獲得偏斜角資訊，便存在可選步驟2620以改變或調整偏斜角，此情形可藉由改變SLD脈衝延遲或發送至MEMS掃描鏡之正弦及餘弦驅動信號之初始相位來達成。舉例而言，藉由球面參考波前，可調整偏斜角以使得質心資料點中之一者與X軸或Y軸對準且在此狀況下，不需要進一步進行座標旋轉變換。此情形可減少對資料處理之負擔。

在下一步驟2625中，可如之前所論述般計算自A、B、C、D值至比率量測(X, Y)值、至修改之質心位置值(X', Y')及至經平移之質心位置值(Xtr, Ytr)的質心資料點位置。若可控制相對於MEMS鏡掃描之SLD脈衝延遲以使得質心資料點中之一者已經在Xtr或Ytr軸上，則涉及自(Xtr, Ytr)至(U, V)之座標旋轉變換的後續步驟2630可為可選的。

在下一步驟2635中，在判定波前是否為球面波前中，可以不同方式比較一些(諸如，一垂直對)或所有質心資料點向量相對於( $X_{tr}=0$ ,  $Y_{tr}=0$ )或( $U=0$ ,  $V=0$ )原點之量值或長度。舉例而言，若所有向量量值或長度之標準偏差低於預定準則值(例如，對應於小於 $0.25D$ 柱鏡之值)，則可將波前視為球面波前。或者，可比較一些或所有資料點向量之向量量值且若其量值實質上相等且其差值低於預定準則值，則可將波前視為球面波前。

在此球面波前狀況下，如圖26中所展示之後續步驟2640，仍可使資料點與橢圓相關，但除計算實質上將等效之長軸或短軸長度之外，亦可將長軸及短軸長度平均化，且取決於長軸及短軸之正負號或極性(其可為正或負兩者)，輸出經平均化之正或負球面屈光度值。應注意，屈光度值與長軸或短軸長度之間的關係可在且應在如之前所論述之全面校準階段期間獲得。

可選的後續步驟2645係定量地將所計算之球面屈光度值顯示為數字及/或定性地將所計算之球面屈光度值顯示為圓，其中圓直徑或半徑表示絕對球面屈光度值，且其中球鏡之正負號使用(例如)圓之不同色彩或線型來展示。

另一方面，若發現波前為非球面波前，則可假定存在散光分量。作為後續步驟2650，可使資料點與橢圓相關且計算長軸及短軸長度與極性(因為值可為正或負)，以及可為長軸角或短軸角之橢圓角。在已計算橢圓角、長軸及短軸長度之情況下，可使用實驗方法獲得之校準關係或查找表計算球鏡及柱鏡屈光度值。較佳地，屈光度值單調地與長軸及短軸長度(其中包括極性或正負號資訊)有關，使得僅存在針對某一橢圓之獨特解答。如在球面波前之狀況下，可選的後續步驟2655係定量地將所計算之球面及柱面屈光度值及柱鏡軸顯示為一組數字及/或定性地將所計算之球面及柱面屈光度值及柱鏡軸顯示為圓

加上直線，其中圓直徑表示球鏡屈光度值，其中直線長度表示柱鏡屈光度值，且其中可藉由長的細線或虛線或箭頭指示之直線定向角表示柱鏡軸角。或者，定性顯示亦可呈橢圓之形式，其中長軸或短軸長度表示球鏡屈光度值，其中長軸及短軸長度之差異(考慮極性)表示柱鏡屈光度值，且其中橢圓定向角表示柱鏡軸角。此外，可使用(例如)圓加上直線表示或橢圓表示之不同色彩或不同線型來展示球鏡及柱鏡屈光度值之正負號。本發明之一實施例係允許使用者選擇橢圓或圓加上直線來表示患者眼睛之屈光誤差。

應注意，可存在定性地顯示屈光誤差之許多其他方式。上文所提及之定性表示僅為說明性的而非全面的。舉例而言，該表示亦可為長軸與一獨立柱鏡屈光度值成比例且短軸與另一獨立且垂直之柱鏡屈光度值成比例的橢圓。另外，表示一柱鏡角或另一柱鏡角之軸角可為原始角或移位達 $90^\circ$ ，此係因為柱鏡軸角可取決於終端使用者偏好正柱鏡處方抑或負柱鏡處方而為長軸角或短軸角。或者，該表示亦可為兩個正交直線，其中一直線長度與一獨立柱鏡屈光度值成比例且另一正交直線長度與另一獨立且垂直之柱鏡屈光度值成比例。

如之前所提及，本發明之一實施例係以定性及/或定量方式將波前量測結果上覆於患者眼睛之實況視訊影像上。所顯示之橢圓或直線角亦可取決於外科醫生/臨床醫師相對於患者眼睛之定向(上部或暫時的)，且若為暫時的，則取決於對患者之哪隻眼睛成像(右眼抑或左眼)。對於白內障手術，較佳地，呈現給白內障外科醫生之柱鏡軸與角膜之較陡峭軸對準，使得外科醫生可基於所呈現之軸方向進行角膜緣放鬆切口(LRI)。

可藉由型樣辨識演算法來處理實況眼睛影像以達成用於仰臥或垂直患者位置之眼睛對齊及/或參考虹膜地點指示(諸如，隱窩)判定植入之環面人工晶狀體(IOL)之軸。另外，實況影像亦可用以識別特定

晶狀體(天然的或人工的)對齊以用於對準及/或比較光學信號(來自(例如)波前及/或OLCI/OCT量測)與眼睛水晶體或虹膜之實體特徵。

又，應注意，可取決於終端使用者之偏好而以不同方式進行自相關橢圓長軸及短軸長度至屈光度值之轉換。如熟習此項技術者所熟知的，存在表示相同屈光誤差處方之三種方式。第一種方式為將屈光誤差處方表示為兩個獨立的垂直柱鏡，第二種方式係將屈光誤差處方表示為球鏡及正柱鏡，且第三種方式係將屈光誤差處方表示為球鏡及負柱鏡。另外，該表示可關於處方或實際波前。本發明之相關橢圓實際上直接提供兩個獨立的垂直柱鏡之屈光度值。關於自一種表示方式至另一種表示方式之轉換，為熟習此項技術者所熟知的。需要強調的在於：本發明之一實施例係使用正值及負值兩者來表示相關橢圓之長軸及短軸，及使長軸及短軸長度(其可為正或負)與兩個獨立的垂直柱鏡屈光度值(其亦可為正或負)相關的校準方法。

應注意，驗光師、眼科醫師及光學工程師可使用不同方式來表示患者眼睛之角膜或光瞳平面處的相同波前。舉例而言，驗光師大體上偏好使用哪個晶狀體來消除波前彎曲以使得其為平面的或平坦的處方表示；眼科醫師傾向於偏好依據球鏡及柱鏡屈光度值及柱鏡軸而言眼睛角膜平面處之波前為何種波前的直接表示；而光學工程師大體上不使用屈光度值，而是使用展示真實波前與完全平面或平坦波前之2D偏差的波前圖或使用澤尼克多項式係數之表示。本發明之一實施例係此等不同表示之間的互轉換，在演算法已建置於器件中以進行此轉換時，該互轉換可由終端使用者執行，因此由終端使用者來選擇該表示之格式。

依據進一步改良信雜比且因此進一步改良量測準確度及/或精度，可針對資料點之一圖框(或集合)或資料點之多個圖框(或多個集合)進行橢圓或圓加上直線校正。或者，可在多次俘獲上將所獲得之

球鏡及柱鏡屈光度值以及柱鏡軸角平均化。舉例而言，可簡單地藉由分別將多個量測之給定數目個球鏡及柱鏡屈光度值相加且將所得值除以給定數目來完成平均化。類似地，亦可將柱鏡角平均化，但其可能更棘手，此係因為接近 $0^\circ$ 之迴繞問題(當報告自 $0^\circ$ 至 $180^\circ$ 之角度時)。作為一種方法，使用三角學函數來解決此迴繞問題。

應注意，除其他LED之外，如圖7中所指示之前端處理系統亦控制國際注視目標。然而，內部注視並不需要限於單一LED或單一影像(諸如，背照式熱氣球)。實情為，內部注視目標可為組合眼睛適應從而實現諸如可變焦點透鏡之光學元件的微顯示器。可藉由照亮微顯示器之不同像素來使得患者眼睛注視不同方向，從而使得可獲得周邊視力波前資訊(諸如，波前圖之2D陣列)。另外，可使得患者眼睛注視不同距離以實現對適應範圍或幅度之量測。此外，可控制注視微顯示器目標使其按各種速率或作用時間循環閃爍或消隱，且微顯示器可為彩色微顯示器，以使得注視目標能夠改變色彩及點亮型樣或光點。

如之前所提及，本發明之一實施例在於追蹤眼睛。圖27展示眼睛追蹤演算法之實例程序流程圖。所涉及之步驟包括：使用來自實況眼睛光瞳或虹膜影像之眼睛光瞳位置資訊或其他手段(藉由在二維上掃描SLD光束來偵測來自角膜頂之鏡面反射)估計眼睛光瞳之位置的步驟2705；調整SLD光束掃描器以跟隨眼睛移動之步驟2710；與SLD光束調整成比例地抵銷波前掃描器/移位器之DC驅動分量以補償眼睛光瞳移動，使得始終對來自眼睛之波前之相同預期部分取樣而不管眼睛移動的步驟2715；及(作為選項)校正波前像差之量測的步驟2720。實況影像攝影機提供對以下兩者之視覺估計：(a)虹膜之中心，或(b)角膜緣之中心。藉由使SLD光束(X, Y)位置與視覺視場相關，可將SLD引導至角膜上之相同位置。通常，對於波前感測，此位置稍微偏離角膜軸或角膜頂，此係因為：以此方式，SLD光束之鏡面反射大體

上將不會被直接返回至波前感測器之位置感測偵測器/器件。虹膜之中心或角膜緣之中心可用作引導SLD光束之參考點。

應注意，目前揭示之演算法之獨特特徵係與SLD光束調整成比例地抵銷波前掃描器/移位器之DC驅動分量的步驟。此步驟為關鍵步驟，此係因為該步驟可確保對來自眼睛之波前之相同部分(諸如，波前之相同環形圈)取樣。在無此步驟之情況下，當眼睛橫向地移動時，將對來自眼睛之波前之不同部分取樣且此情形可造成顯著波前量測誤差。校正波前像差之量測的最後步驟為可選的原因在於：藉由可由波前掃描器/移位器來提供的與SLD光束調整成比例之補償，波前量測之結果為：對於可預定且加以考慮的波前之所有經取樣之部分，將存在添加之散光及/或稜鏡傾斜及/或其他已知之像差分量。已展示：本發明之屈光誤差解碼演算法可自動地將像差平均化以算出折衷之球鏡及柱鏡且經由座標平移濾出稜鏡傾斜，因此對於屈光誤差量測，不存在對稜鏡傾斜校正之額外需要。儘管事實為：座標平移之量已指示來自眼睛之波前之稜鏡傾斜，但對於應包括稜鏡傾斜之完整波前量測，應減掉此額外散光及/或稜鏡傾斜及/或由於眼睛追蹤造成之其他已知像差分量，因此可能仍需要最後的校正步驟。

本發明之另一實施例在於：適應性地選擇波前取樣環形圈之直徑，以使得當僅在眼睛光瞳區域內執行波前取樣時，依據環形圈直徑之回應曲線之斜率靈敏度亦可用以提供較高量測靈敏度及/或解析度。大體而言，在不同的波前像差(諸如，球鏡、柱鏡及三葉形)之所有屈光度值當中，球鏡屈光度值大體上需要最大的涵蓋範圍，此係因為當移除天然眼睛水晶體時(亦即，眼睛為無晶狀體的)，球鏡屈光度值可在不同眼睛當中以及在白內障手術期間變化非常多。另一方面，當白內障手術完成或接近完成時(其中人工晶狀體(IOL)植入於眼睛中)，來自眼睛之波前應接近平面，此係因為偽晶狀體眼睛大體上應

接近於正常眼。對於典型自動屈光量測，大體上對來自眼睛光瞳之僅 3 mm直徑之中心區域的波前取樣。波前感測器因此可經設計以在涵蓋(例如)自 1 mm至 3 mm之直徑範圍之有效波前取樣環形圈區域內，提供足夠的屈光度量測解析度(例如，0.1D)以及足夠的屈光度涵蓋範圍(例如，-30D至+30D)。其間，爲了以較高靈敏度及/或波前量測解析度確認正常眼，可在接近白內障屈光手術之結尾將波前取樣環形圈擴大至(例如)5 mm之直徑，只要光瞳大小足夠大以更準確地量測偽晶狀體眼睛之波前或屈光誤差即可。

圖28展示可實施此概念之演算法之實施例流程圖。所涉及之步驟包括：使用自實況眼睛影像獲得之眼睛光瞳資訊估計眼睛光瞳大小的步驟2805、使用眼睛光瞳大小資訊判定波前取樣環形圈之最大直徑的步驟2810，及增加環形圈直徑直至如藉由步驟2810判定之最大直徑以用於偽晶狀體量測達成較佳屈光度解析度的步驟2815。此「放大顯示」特徵可爲使用者可選擇的或自動的。另外，亦可使用PSD比率量測輸出來適應性地調整環形圈直徑以用於達成最佳屈光度解析度及動態範圍涵蓋。

本發明之一特徵係組合實況眼睛影像(藉由或不藉由型樣辨識演算法)與波前量測資料，以偵測以下各者之存在：眼瞼/眼睫毛、虹膜、面部皮膚、手術工具、外科醫生之手、灌注水或眼睛自所設計之範圍之移動遠離。在進行此操作中，可排除「黑暗」或「明亮」資料且可智慧地開啓及關閉SLD以節省曝光時間，此情形可使得能夠將較高SLD功率遞送至眼睛以增加光學或光子信雜比。圖29展示說明此概念之實例程序流程圖。所涉及之步驟包括：使用實況眼睛影像及/或波前感測器信號偵測波前中繼光束路徑中之非預期物件之存在或眼睛自所要位置及/或範圍之移動遠離的步驟2905、放棄錯誤的「明亮」或「黑暗」波前資料之步驟2910、在波前資料爲錯誤的時關閉SLD之

步驟2915，及向終端使用者通知波前資料為錯誤的或無效之可選步驟2920。

本發明之另一實施例在於掃描及/或控制跨越視網膜上之小區域的入射SLD光束以移除斑點，進行平均化，以及可能地允許可遞送至眼睛的在安全極限內的光學功率之增加(此情形可增加光學信雜比)。另外，亦可使用(例如)軸向上可移動之透鏡或可變焦點透鏡或可變形鏡動態地調整SLD光束發散/會聚且因此動態地調整視網膜上之SLD光束光點大小之大小，使得可控制視網膜上之SLD光點大小以實現對來自眼睛之波前的更一致及/或經良好校準之量測。其間，亦可使用(例如)相同的實況眼睛影像感測器藉由調整其焦點或使用單獨專用於監視眼睛之視網膜上之SLD光束光點的不同影像感測器來監視視網膜上之SLD光束光點大小及/或形狀。藉由此回饋及併有閉合迴路伺服電子器件系統，可控制視網膜上之SLD光點之靜態或掃描型樣。

本發明之再一實施例係包括一雷射作為可與SLD光束組合以經由相同光纖射出之手術光源或另一自由空間光束組合器，其可使用相同的SLD光束掃描器或不同掃描器來掃描手術雷射光束以用於執行眼睛之屈光校正，諸如角膜緣放鬆切口(LRI)。相同雷射或不同雷射亦可用以「標記」眼睛或「導引」外科醫生，亦即，「上覆」於眼睛上，使得外科醫生可經由手術顯微鏡看見雷射標記。

本發明之另一實施例在於在量測眼睛波前時量測眼睛距離，及在眼睛距離改變時校正來自眼睛之波前之量測。關於眼睛距波前感測器模組之距離之資訊對於白內障屈光手術而言尤其重要，此係因為：當移除眼睛之天然水晶體時，亦即，眼睛為無晶狀體時，來自眼睛之波前高度發散，且因此，眼睛相對於波前感測器模組之小軸向移動可引起屈光誤差或波前像差量測之相對較大改變。已論述：在眼睛橫向地移動遠離所設計之位置之情況下，可如何進行對波前之校正。當眼

睛在軸向上移動遠離其所設計之位置時，亦應進行類似校正。在進行軸向校正中，可將低光學同調干涉儀(LOCI)或光學同調斷層掃描儀(OCT)包括於波前感測器模組中且使用其來量測眼睛軸向距離。或者，亦可使用使用光學三角量測來量測眼睛距離之較簡單技術。LOCI及OCT為較佳的，此係因為除眼睛距離之外，其亦可進行眼睛生物測定/解剖學量測。此等量測對於眼睛屈光手術而言尤其有價值，此係因為其亦可揭露有效水晶體(天然的或人工的)位置、水晶體中是否存在傾斜、前部腔室深度、角膜及水晶體之厚度以及眼睛深度。藉由如可藉由OCT系統達成之橫向掃描，甚至可合作地或獨立地導出角膜及/或眼睛水晶體(天然的或人工的)屈光度數，尤其對於無晶狀體眼睛之狀況。

再一實施例係組合由波前感測器、眼睛成像攝影機及LOCI/OCT獲得之量測結果中之兩者或兩者以上以用於其他目的。在一實施例中，可使用組合之資訊來偵測眼睛系統之媒體內的光學散射及/或不透明度，諸如白內障不透明度及眼睛中之光學氣泡之存在，尤其在天然眼睛水晶體被飛秒雷射斷裂之後。亦可使用組合之資訊來偵測眼睛之無晶狀體狀態及在要求時或恰好在植入IOL之前在操作室(OR)中即時地計算目標屈光所需之IOL處方，及/或確認屈光，及/或恰好在植入IOL之後找出有效水晶體位置。此外，亦可使用組合之資訊來判定患者頭部之對準，亦即，判定患者眼睛是否正交於波前感測器模組之光軸。另外，亦可使用組合之資訊來執行乾燥眼睛偵測及向外科醫生通知何時灌注眼睛。此外，亦可根據由臨床醫師/外科醫生進行之定製顯示組合之資訊，以便僅向臨床醫師/外科醫生呈現較佳資訊，諸如手術之前的眼睛屈光誤差、無晶狀體狀態下之IOL處方，及指示(例如)在手術結束時是否達到作為目標之眼睛屈光之終點指示，或多焦點IOL是否經適當地定中心而無顯著傾斜，或何時植入環面IOL、其

是否經定中心且旋轉至校正軸角。顯示器亦可展示資料完整性指示或信賴指示。

組合之資訊可進一步用以判定眼睛是否經良好地對準，且若眼睛未經良好地對準，判定是否在顯示器中包括指導性導引以向外科醫生/臨床醫師告知哪種方式移動患者眼睛或顯微鏡以達成較佳對準。該資訊亦可用以指示眼瞼是否閉合，或是否存在可影響波前量測結果的光學氣泡或眼袋內部之斷裂/破裂之眼睛水晶體材料的剩餘物，及是否在顯示器中包括信賴指示以指示波前量測是否合格。

返回參看圖2，可注意，子波前聚焦透鏡220亦可由電子器件系統來控制。此透鏡可為可變焦點透鏡或軸向上可移動之透鏡或甚至可變形鏡。使此透鏡為主動式之目的係以開放迴路或閉合控制迴路方式動態地調整其焦距，使得可基於經連續取樣之子波前之局部發散或會聚而控制由子波前聚焦透鏡形成之影像/光點大小。當在環形圈周圍執行波前取樣時，此情形尤其成立。舉例而言，為了達成較佳回應斜率靈敏度以達成較佳精度及/或準確度之波前傾斜量測，可較佳將影像光點聚焦於用以判定影像光點之橫向移動之象限偵測器或側向效應位置感測偵測器(PSD)上。或者，亦可將在象限偵測器或側向效應位置感測偵測器(PSD)上導降之經取樣之子波前的影像光點控制至某一所要大小。舉例而言，針對光點大小之一選擇為如熟習此項技術者所熟知之象限偵測器之單一象限的光點大小。另一可能的選擇係產生折衷之高靈敏度及大動態回應範圍之大小。再一選擇係為象限偵測器之間隙大小之大約兩倍的影像光點大小。此等不同影像光點大小可取決於經連續取樣之子波前之經平均化的局部發散或會聚而動態地變化。

藉由動態地補償波前或DC抵銷波前之散焦，亦可使得影像光點始終在象限偵測器之中心處或中心附近導降。藉由此方法，應能夠鎖定每一經取樣之子波前之影像光點的大小及位置及使影像光點的大小

及位置無效，以使得可達成最高靈敏度。用於波前補償或散焦抵銷器件、波前移位器及子波前聚焦透鏡之驅動信號可用以精確地判定每一經取樣之子波前之波前傾斜。

應注意，目前所揭示之裝置可取決於處理波前資料、眼睛影像資料、眼睛距離資料、低同調干涉儀資料等之主機電腦之組態而完成大量額外任務。舉例而言，主機電腦可經組態以分析波前資料以獲得諸如屈光誤差之量度，定性地及/或定量地在顯示器上顯示該等量度，及允許外科醫生/臨床醫師選擇將藉以顯示定性及/或定量量度之方式。依據應如何顯示波前量測，終端使用者可選擇顯示波前像差與屈光與處方，及/或正柱鏡與負柱鏡，及/或諸如正常眼之終點指示。

主機電腦亦可經組態以允許外科醫生/臨床醫師將實況患者眼睛影像/影片翻轉或旋轉至較佳定向。另外，外科醫生/臨床醫師亦可在要求時在手術期間或在手術之後重繞及重放複合影片之所要的已記錄之片段，該複合影片可包括眼睛影像、波前量測結果且甚至包括低同調干涉術量測結果。

更重要地，本發明可導引外科醫生即時地滴定視力校正程序以使視力校正程序結果最佳化。舉例而言，本發明可依據中心化、傾斜及圓周角定向定位導引外科醫生調整眼睛中之IOL位置，直至量測確認IOL之最佳置放為止。此外，本發明可導引外科醫生旋轉植入之環面人工晶狀體(IOL)以校正/壓制散光。本發明亦可導引外科醫生進行角膜緣/角膜放鬆切口或基質內微透鏡雷射(可撓曲)以滴定散光且因此壓制散光。

除使定位最佳化之外，目前所揭示之裝置亦可用以指示植入之多焦點IOL是否具有所要之聚焦範圍。目前所揭示之裝置亦可用以量測植入之AIOL(適應或適應性IOL)是否可提供所要之適應範圍。

可在顯示器上提供關於以下描述之即時導引：視力校正程序應

如何進行以便促進移除剩餘像差、確認結果及將像差之值及意義編入文件。亦可自動地或手動地將所顯示之即時資訊數位地「縮小顯示」或「放大顯示」以警告外科醫生或視力校正開業醫師校正程序正進入錯誤方向或正確方向。當達到某一層級之校正時，所顯示之資訊可依據(例如)字體大小、粗細、樣式或色彩而變成反白顯示之形式，以在外科手術進行中確認已達到患者之屈光終點目標(諸如，正常眼)。

除視覺回饋之外，亦可單獨地或結合視訊回饋使用音訊回饋。舉例而言，音訊資訊可具備或不具備視訊/圖形資訊以指示在哪個方向上移動IOL以達成適當對準或在哪個方向上旋轉環面水晶體以校正/壓制散光。亦可產生即時音訊信號以指示屈光誤差之類型、誤差之量值及誤差之改變。可使即時音訊信號之音高、音調、響度變化以指示在視力校正程序期間的所應用之校正之改良或惡化。可產生即時音訊信號之特定音高以識別誤差為(例如)具有指示柱鏡誤差之量值之音調的柱鏡。

本發明之一非常重要之應用在於幫助白內障外科醫生在患者眼睛之無晶狀體狀態下判定手術前選定之IOL度數是否正確。即時無晶狀體波前量測(較佳地，連同眼睛生物測定量測，諸如由內建式低同調干涉儀提供之眼睛生物測定量測)可更準確地判定所需之IOL度數且因此確認手術前選定之IOL度數是否正確，尤其對於手術前IOL選擇公式並未遞送一致結果的具有手術後角膜屈光程序之患者而言。

本發明之另一重要應用在於：在白內障手術之整個作業階段期間，在量測來自患者眼睛之波前時，監視及記錄角膜形狀及其他眼睛生物測定/解剖學參數之改變。可在白內障手術之前、期間及之後在操作室(OR)中量測該等改變且該等改變可在如可藉由角膜散光計及角膜厚度檢查儀來量測之角膜形貌及厚度方面、前部腔室深度、水晶體位置及厚度(由於可造成來自患者眼睛之波前之改變的各種因素)。此

等因素包括(例如)表面麻醉、開瞼器、角膜中之切口/傷口、前部腔室填充材料、眼內壓、至角膜上之水/溶液灌注、傷口癒合、甚至傷口癒合效應及外科醫生引起之波前改變效應(由於外科醫生特定白內障手術規範產生)。

關於眼睛生物測定/解剖學參數之改變之資料可用以補償由各種因素引起之效應。因此可預測切口/傷口癒合之後的波前結果且使用該波前結果來設定用於白內障手術之某種所要之目標眼睛屈光。可使用內建式OCT及眼睛攝影機及內建式或外部角膜形貌儀/角膜曲率計(其可附接至手術顯微鏡或目前所揭示之裝置)來量測恰好在手術前及恰好在手術後之角膜形狀及其他眼睛生物測定/解剖學參數。可在OR中，當患者處於仰臥位置時，在應用表面麻醉之前及之後，在應用開瞼器以保持眼瞼開啓之前及之後，進行恰好在手術前量測。可在OR中，在角膜中產生切口之後，在移除白內障水晶體並對前部腔室填充某種凝膠(OVD，眼科黏彈體器件)之後但在植入人工的人工晶狀體之前，在植入IOL之後但在切口傷口癒合之前，進行手術期間量測。亦可在OR中，在患者仍處於仰臥位置時，恰好在外科醫生密封切口/傷口之後但在移除開瞼器之前，及在移除開瞼器之後，進行恰好在手術後量測。

可將因此所獲得的關於角膜形狀及其他眼睛生物測定/解剖學參數之改變的資料與眼睛波前量測資料組合並將其保存於資料庫中。可在切口/傷口於手術後數週或數月已完全癒合之後進行另一輪量測，且亦可收集眼睛波前及角膜形狀及/或眼睛生物測定參數之差異或改變。因此可建立標稱資料庫且處理該標稱資料庫以恰好在白內障手術之後算出目標屈光，需要設定目標屈光以便在傷口完全癒合之後產生最後所要的視力校正結果。以此方式，將考慮所有效應，甚至包括外科醫生引起之像差，諸如由於(例如)特定個人化角膜切口習慣產生之

散光。

可將目前所揭示之波前感測器與多種其他眼科儀器組合以用於廣泛範圍之應用。舉例而言，可將目前所揭示之波前感測器與飛秒雷射或準分子雷射整合以用於LASIK，或眼睛水晶體斷裂，或用於關於「切口」之對準及/或導引，或用於眼睛組織之閉合迴路切除。可在眼睛外科手術之前、期間及之後組合實況眼睛影像、OLCI/OCT資料及波前資料以指示眼睛水晶體或前部腔室中是否存在光學氣泡。或者，亦可將波前感測器與狹縫燈生物顯微鏡整合或使波前感測器適應狹縫燈生物顯微鏡。

亦可將本發明與適應性光學器件系統整合或組合。可使用基於可變形鏡或液晶(LC)之透射型波前補償器來進行實況眼睛操縱以部分地或完全地補償波前誤差中之一些誤差或全部。

另外，亦可將目前所揭示之波前感測器與任何其他類型之眼內壓(IOP)量測構件組合。在一實施例中，甚至可直接使用目前所揭示之波前感測器來藉由依據患者之心跳量測眼睛波前改變來偵測IOP。目前所揭示之波前感測器亦可直接用於校準IOP。

此等實施例亦可經部署以量測光學器件、眼鏡(spectacles及/或glasses)、IOL及/或導引產生光學器件之切割/機械加工器件。此等實施例亦可適合於用於細胞及/或分子分析或其他度量衡應用之顯微鏡。本發明亦可用於水晶體製作手藝、眼鏡確認、微生物學應用等。

儘管本文中已詳細展示且描述了併有本發明之教示的各種實施例，但熟習此項技術者可容易地設計仍併有此等教示的許多其他變化之實施例。

#### 【符號說明】

102	補償透鏡或窗
104	第一透鏡

112	微電子機械系統(MEMS)光束掃描/移位/偏轉鏡
116	第二透鏡
118	波前取樣光圈
120	子波前聚焦透鏡
122	象限偵測器
135	發光二極體(LED)(或陣列)
140	第三透鏡
142	第四透鏡
152	反射鏡
160	成像光束分光器
161	二向色或短通光束分光器
162	影像感測器
164	注視目標
166	注視/成像光束分光器
168	透鏡或透鏡集合
170	透鏡或透鏡集合
172	超發光二極體(SLD)
174	偏光光束分光器(PBS)
176	帶通濾波器
177	光圈
178	動態波前/散焦抵銷器件
180	掃描鏡
182	掃描鏡
184	超發光二極體(SLD)光束形狀操縱透鏡
186	透鏡
188	單模光纖(諸如，維持偏光(PM)單模光纖)

190	光纖耦合器
192	參考臂
194	偵測器
197	生物測定-解剖學量測器件
199	內部校準目標
202	補償透鏡或窗
204	第一透鏡
212	微電子機械系統(MEMS)光束掃描/移位/偏轉鏡
216	第二透鏡
218	波前取樣光圈
220	子波前聚焦透鏡
222	象限偵測器
235	發光二極體(LED)(或陣列)
240	第三透鏡
242	第四透鏡
252	反射鏡
260	成像光束分光器
261	二向色或短通光束分光器
262	影像感測器
264	注視目標
266	注視/成像光束分光器
268	透鏡或透鏡集合
270	透鏡或透鏡集合
272	超發光二極體(SLD)
274	偏光光束分光器(PBS)
276	帶通濾波器

277	光圈
278	動態波前/散焦抵銷器件
280	掃描鏡
282	掃描鏡
284	超發光二極體(SLD)光束形狀操縱透鏡
286	透鏡
288	單模光纖(諸如，維持偏光(PM)單模光纖)
290	光纖耦合器
292	參考臂
294	偵測器
299	內部校準目標
302	超發光二極體(SLD)光束
304	環形圈
312	超發光二極體(SLD)光束
314	環形圈
432	橫向移位之波前影像
444	環形圈
448	超發光二極體(SLD)光束
458	波前取樣光圈
462	波前光束掃描器
482	最後的波前影像
494	環形圈
498	超發光二極體(SLD)光束
502	物件平面
504	頂部眼睛
506	中間眼睛

508	底部眼睛
514	波前
516	波前
518	波前
522	物件平面
524	眼睛
525	晶狀體
526	眼睛
527	晶狀體
528	眼睛
529	晶狀體
534	波前
535	點
536	波前
537	點
538	波前
539	點
542	物件平面
544	眼睛
546	眼睛
548	眼睛
554	波前
555	虛聚焦點
556	波前
557	虛聚焦點
558	波前

559	虛聚焦點
600	電子器件系統
605	電源模組
610	主機電腦及顯示模組
615	連續波前感測器模組
620	資料鏈路/通用串列匯流排(USB)連接
625	可選連接
700	前端電子處理系統
705	實況成像攝影機模組
710	前端處理系統
715	超發光二極體(SLD)驅動及控制電路
720	波前掃描器驅動電路
725	位置感測偵測器電路
730	內部注視及發光二極體(LED)驅動電路
735	內部校準目標定位電路
750	用於處理質心值及其他任務之後端電子器件
802	內部校準及/或驗證目標
804	透鏡(諸如，非球面透鏡)
806	漫反射或散射材料(諸如，一片漫反射標準板)
812	發散圓錐
814	稍微發散或會聚之光束
832	內部校準及/或驗證目標
836	裸漫反射標準板
838	發散光束
852	內部校準及/或驗證目標
854	非球面透鏡

856	漫反射標準板
864	參考波前
866	裸漫反射標準板
868	參考波前
901	微處理器
905	記憶體單元
911	超發光二極體(SLD)
915	超發光二極體(SLD)驅動器及控制電路與數位/類比 轉換
921	微電子機械系統(MEMS)掃描器
925	微電子機械系統(MEMS)掃描器驅動電路與數位/類 比轉換
931	位置感測器件(PSD)象限偵測器
933	複合跨阻抗放大器
934	影像光點
935	類比/數位轉換器
937	可變增益數位放大器
938	影像光點
1150	回饋迴路
1295	跨阻抗放大器
1296	混頻器
1297	鎖相迴路
1298	低通濾波器
1299	放大器
1312	微電子機械系統(MEMS)
1332	光圈

9001	平面波
9002	子波前
9003	影像光點
9004	象限偵測器
9005	質心跡線
9006	監視器
9009	箭頭
9011	輸入波前
9012	子波前
9013	影像光點
9014	象限偵測器
9015	跡線
9016	監視器
9017	頂部位置
9018	箭頭
9021	輸入波前會聚
9022	子波前
9023	影像光點
9024	象限偵測器
9025	質心跡線
9026	監視器
9027	底部位置
9028	箭頭
9031a	波前
9031b	波前
9033a	垂直子波前

9033b	水平子波前
9035	質心跡線
9036	監視器
9037	頂部位置
9038	箭頭
C1	分路電容器
C2	分路電容器
C3	電容器
D1	四個象限光電二極體中之任一象限
R1	回饋電阻器
R2	電阻器
R3	電阻器
U1A	運算放大器
U2A	運算放大器

## 申請專利範圍

1. 一種波前感測器，其包含：
  - 一波前掃描模組615，其經組態以輸出自一受檢者眼睛返回之一波前光束之波前傾斜量測；
  - 一生物測定/解剖學量測器件197，其經組態以輸出該受檢者眼睛之生物測定/解剖學量測；及
  - 一處理系統710、750，其耦接至該掃描模組及該生物測定/解剖學量測器件，該處理系統經組態以處理在一外科手術期間輸出之生物測定/解剖學量測以判定眼睛狀態資訊且同時在該外科手術期間輸出眼睛狀態資訊及波前傾斜資訊。
2. 如請求項1之波前感測器，其中該等生物測定/解剖學量測包括軸向眼睛距離、前部腔室深度、角膜厚度、角膜屈光度數及眼睛水晶體屈光度數之量測中的一或多者。
3. 如請求項2之波前感測器，其中該處理系統經進一步組態以處理生物測定/解剖學量測以量測該受檢者眼睛中之媒體之散射及/或不透明度，諸如白內障不透明度或光學氣泡之存在。
4. 如請求項1之波前感測器，其中該生物測定/解剖學量測器件為一光學同調斷層掃描儀。
5. 如請求項1之波前感測器，其中該生物測定/解剖學量測器件為一低光學同調干涉儀。
6. 如請求項1之波前感測器，其進一步包含：
  - 一影像感測器162，其經組態以輸出該受檢者眼睛之一影像；
  - 且
  - 其中該處理系統經進一步組態以處理該影像以判定至該受檢者眼睛之橫向距離。

7. 如請求項1之波前感測器，其進一步包含：

一影像感測器162，其經組態以輸出該受檢者眼睛之一影像；

且

其中該處理系統經進一步組態以處理該影像以判定光瞳大小。

圖式

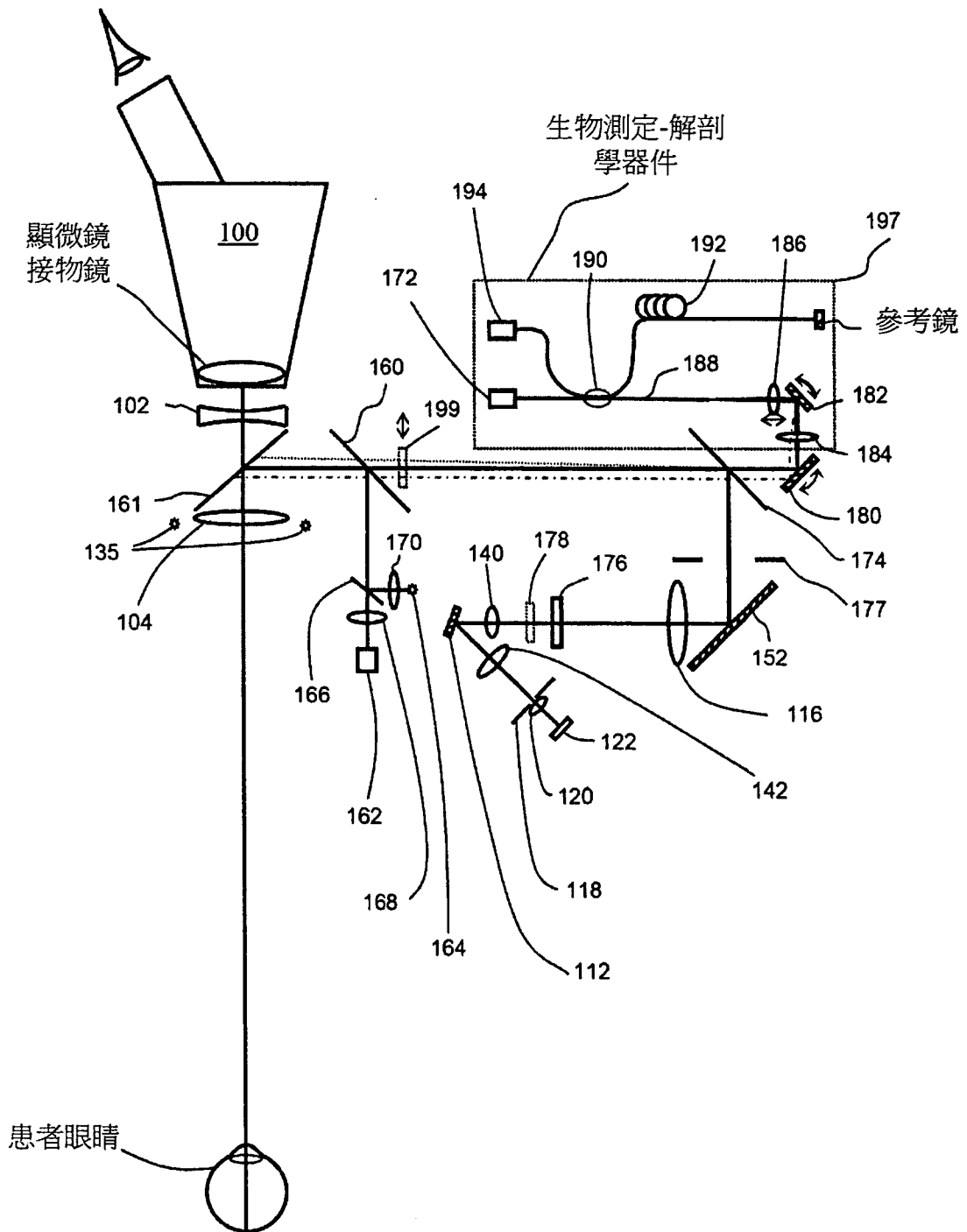


圖1

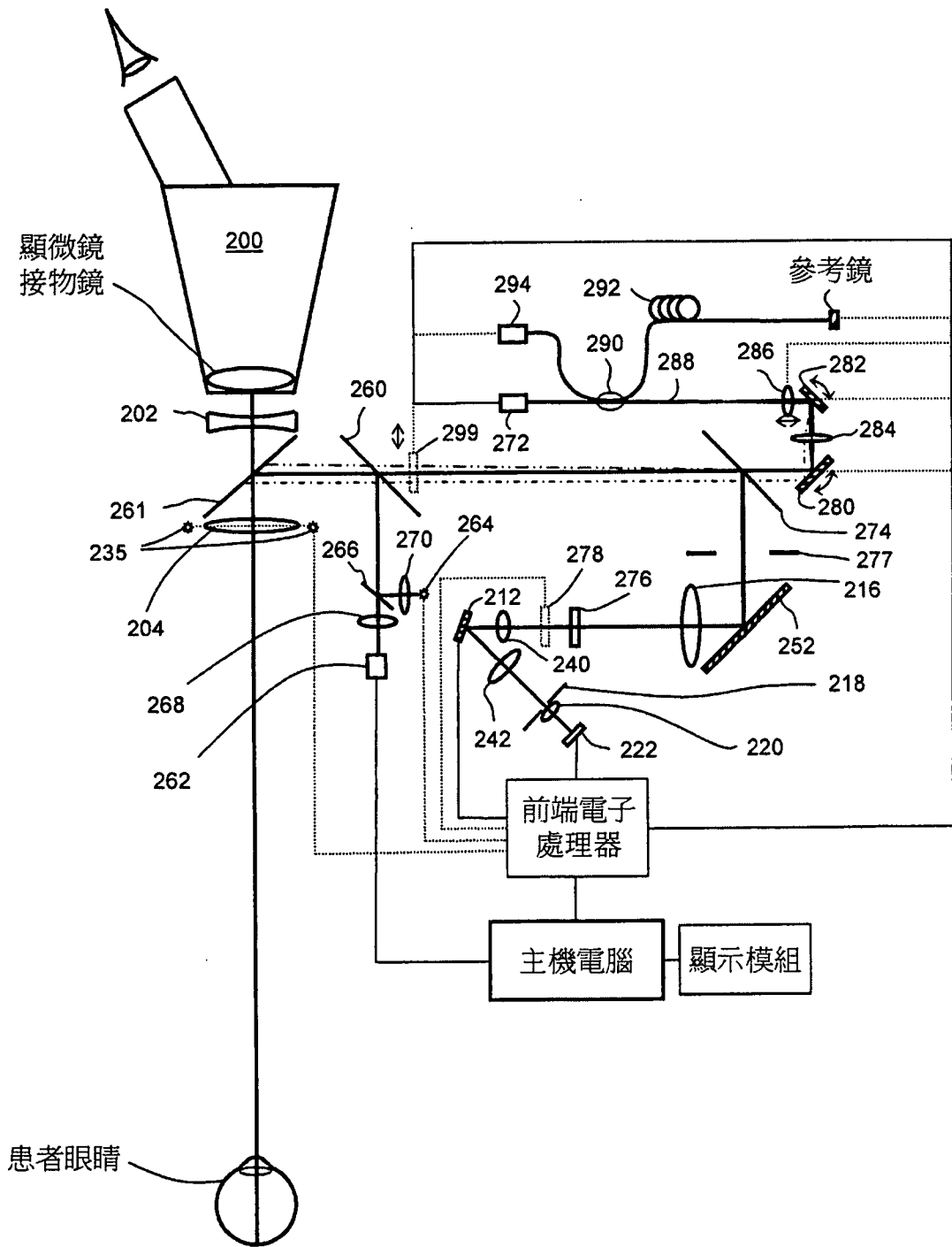


圖2

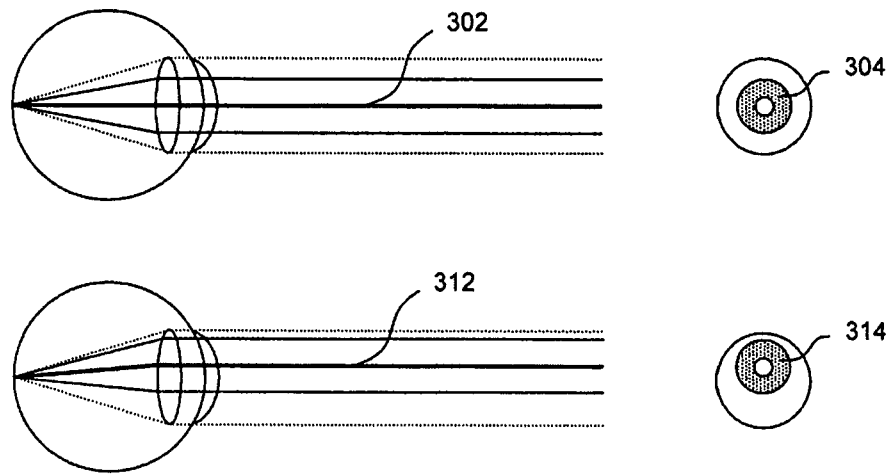


圖3

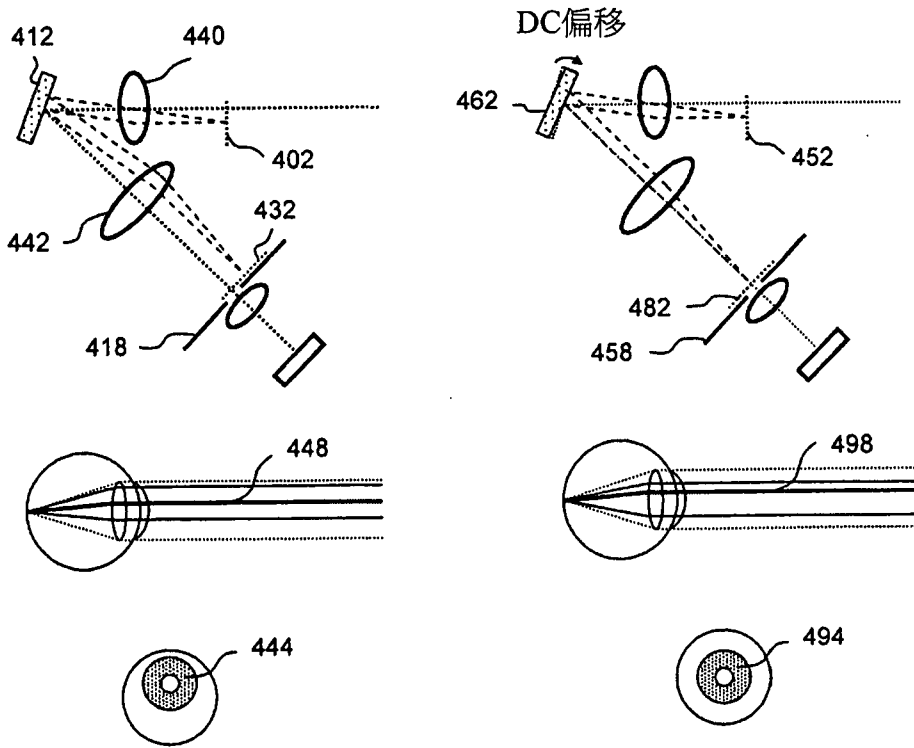


圖4

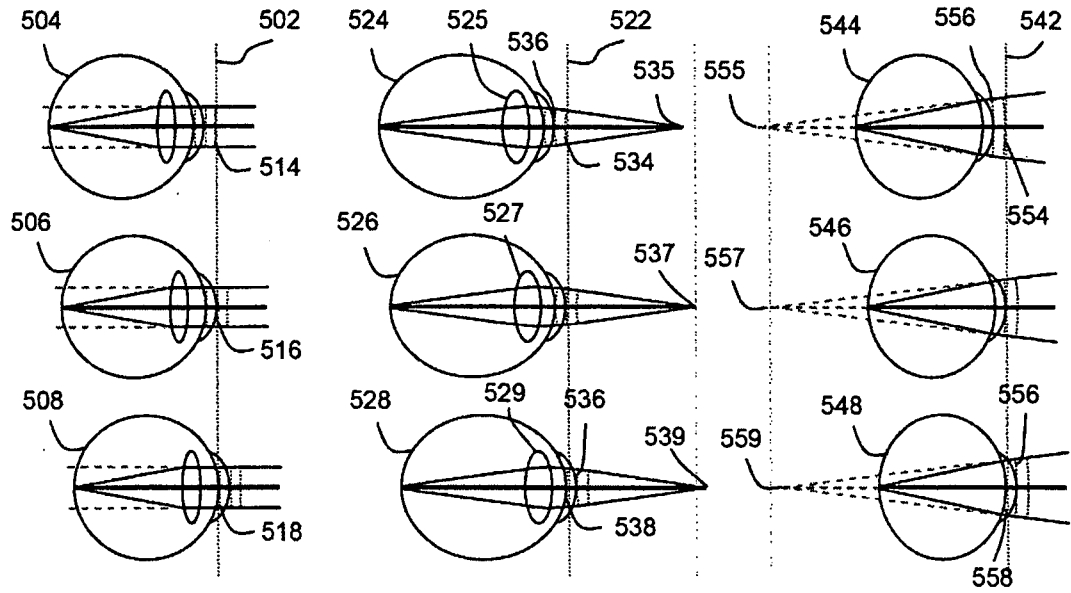


圖5

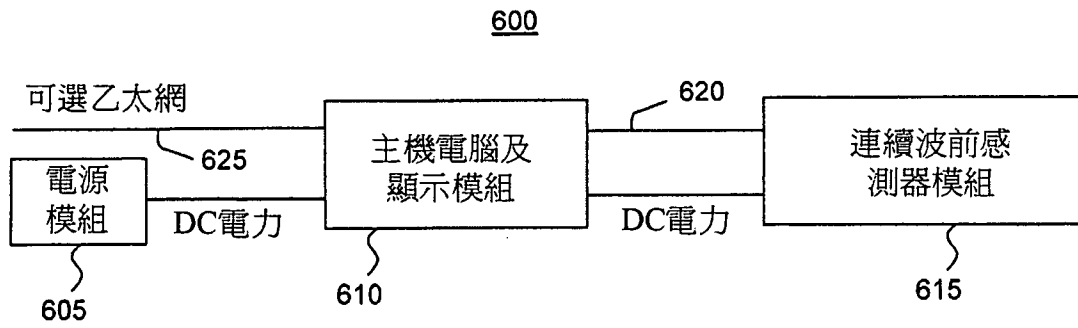


圖6

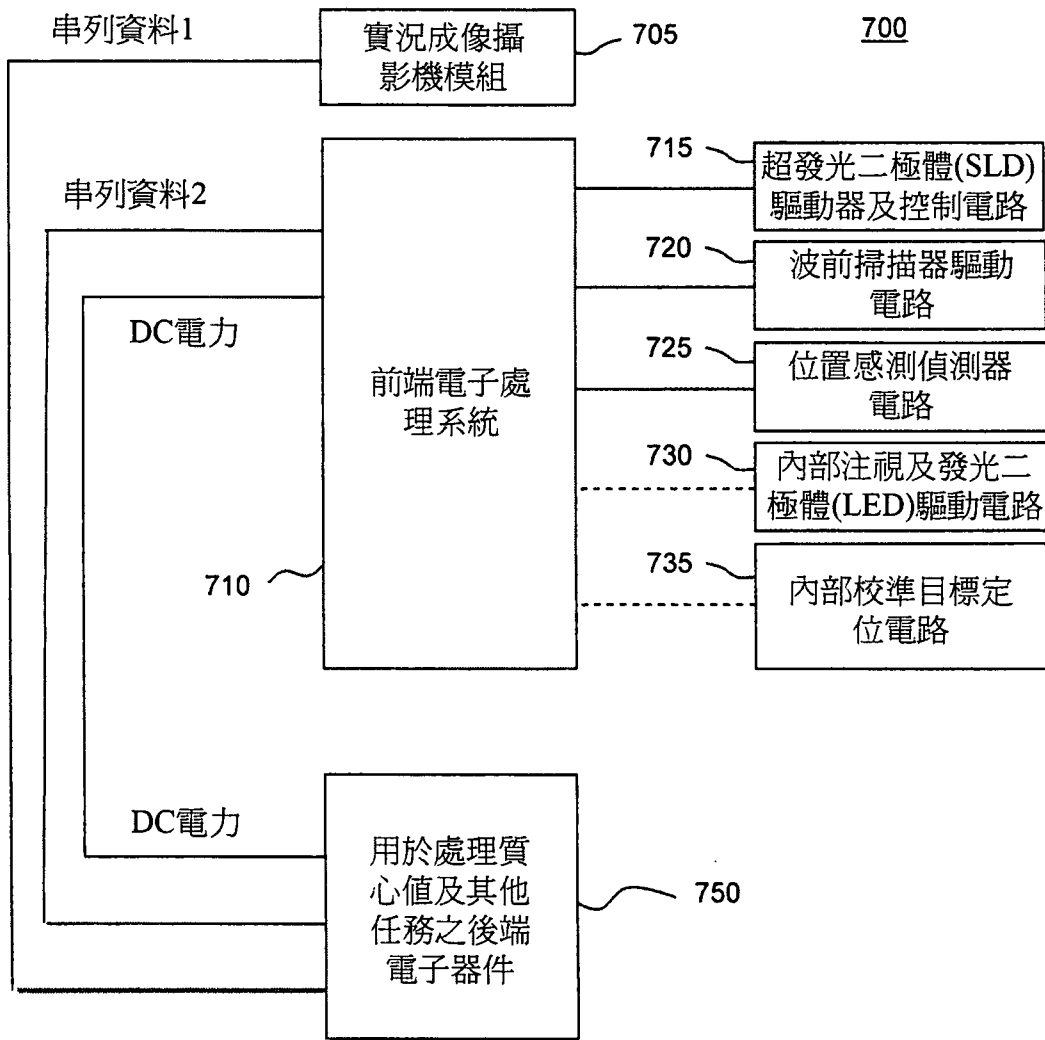


圖7

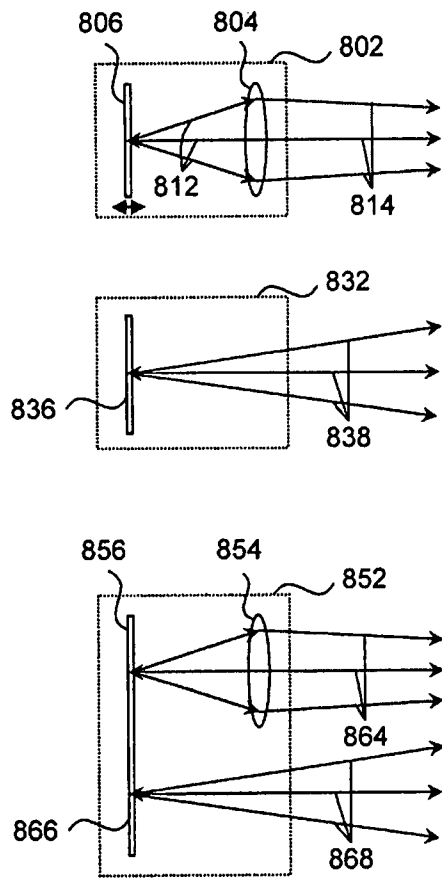


圖8

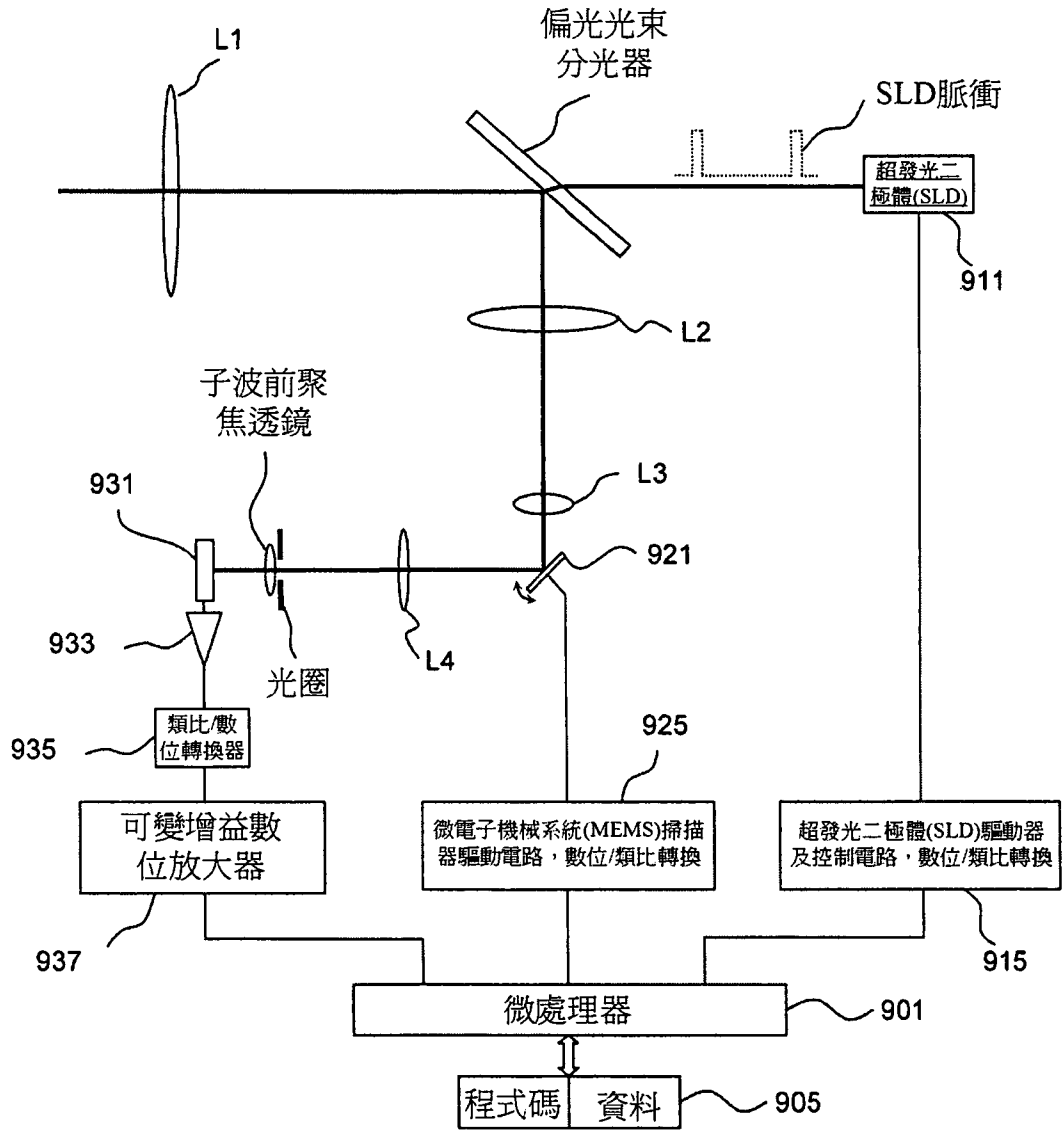


圖9A

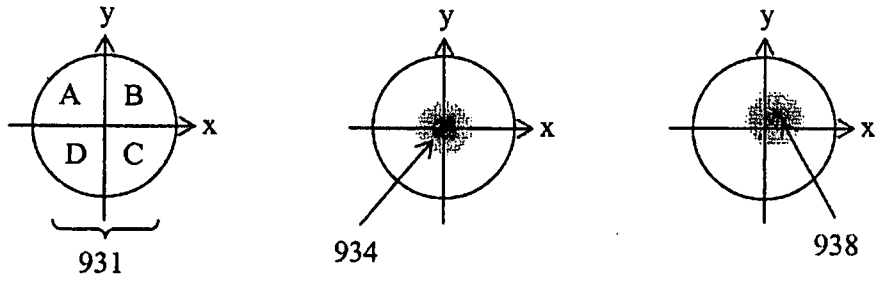


圖9B

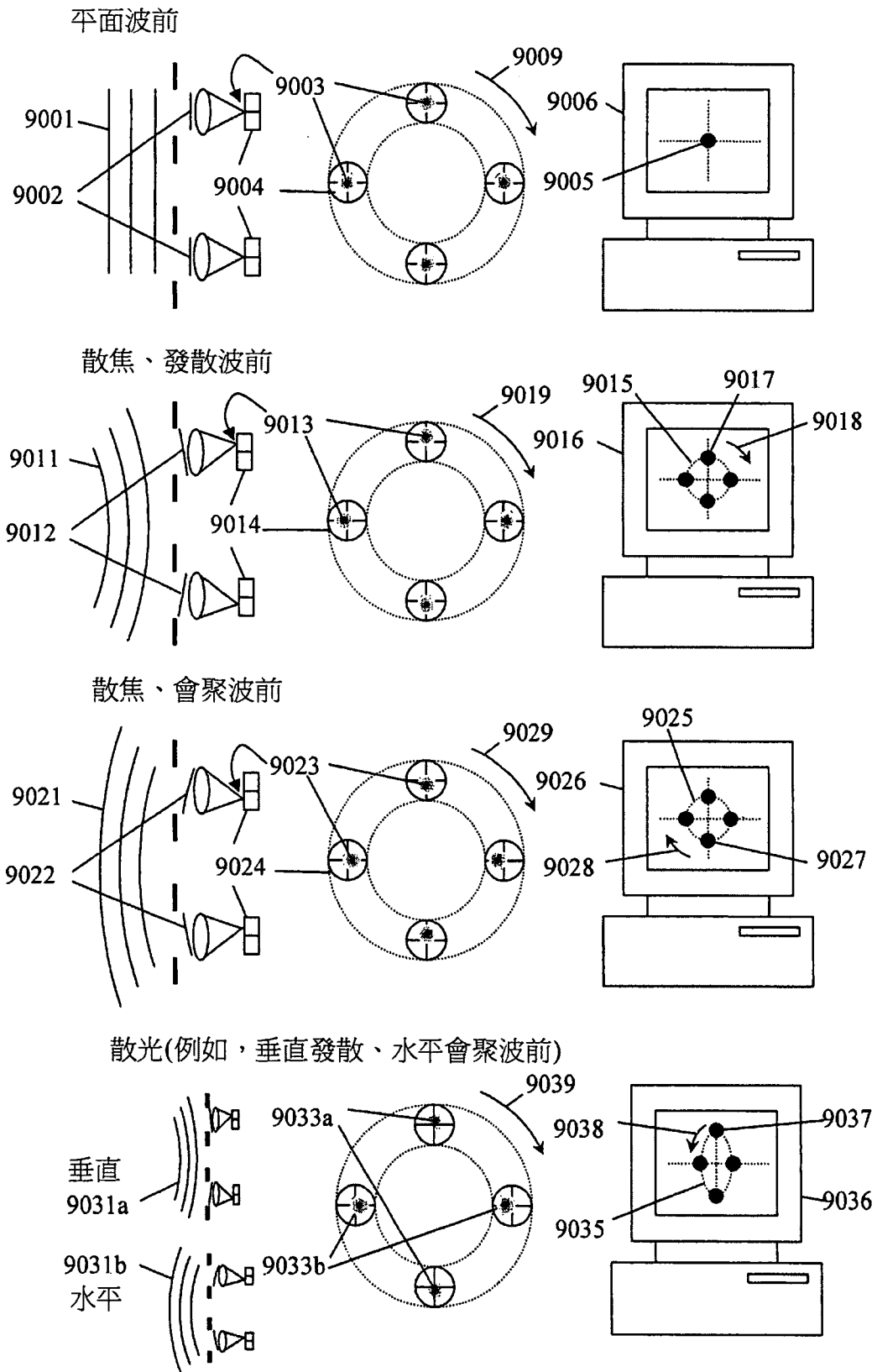


圖9C

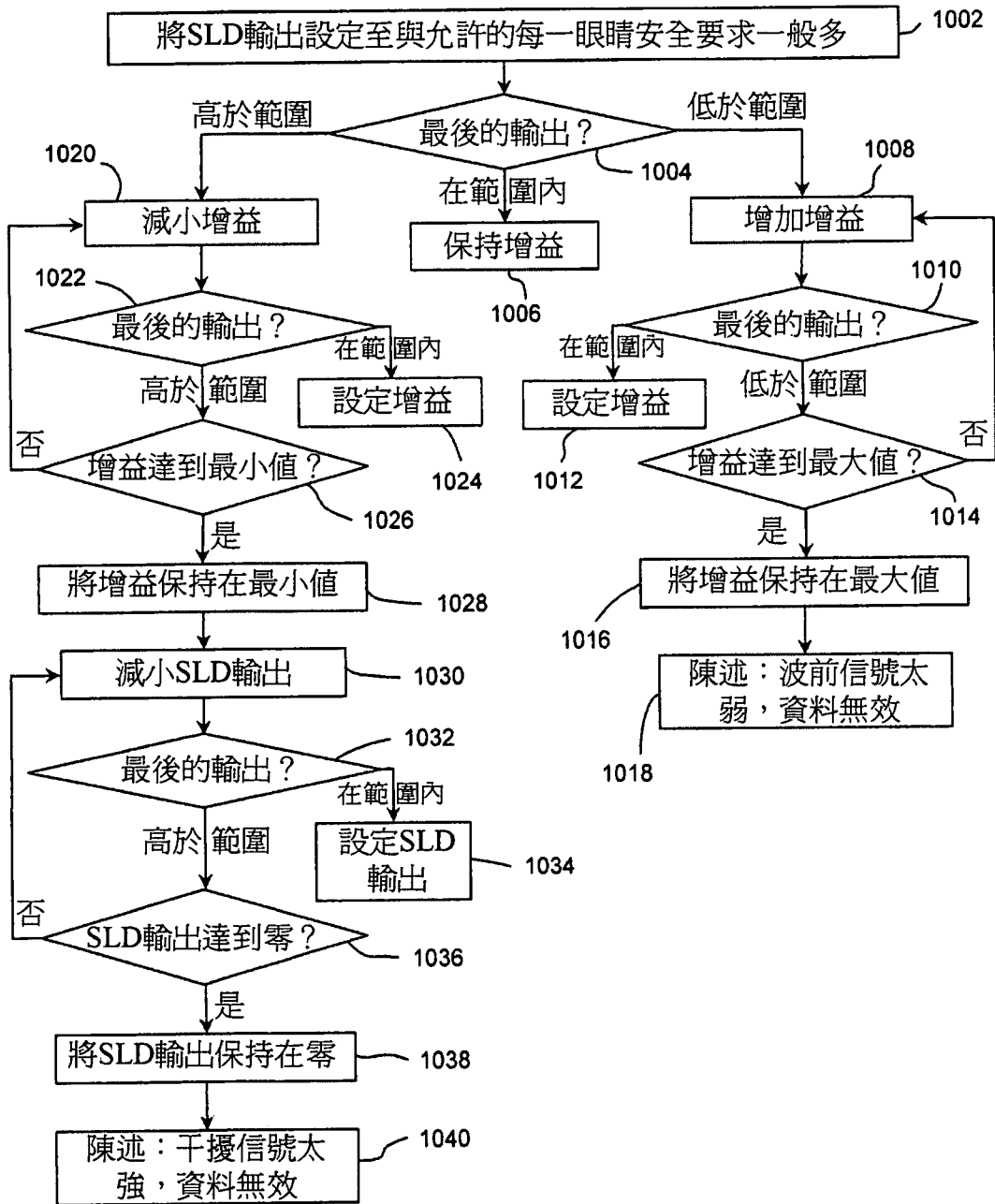


圖10

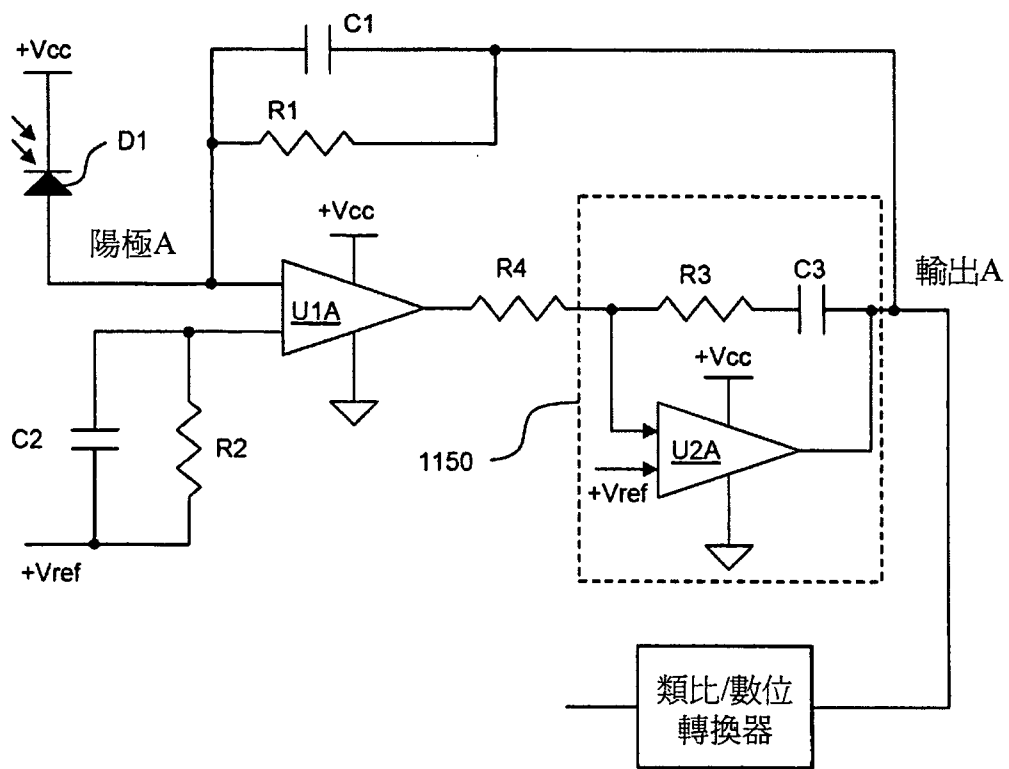


圖11

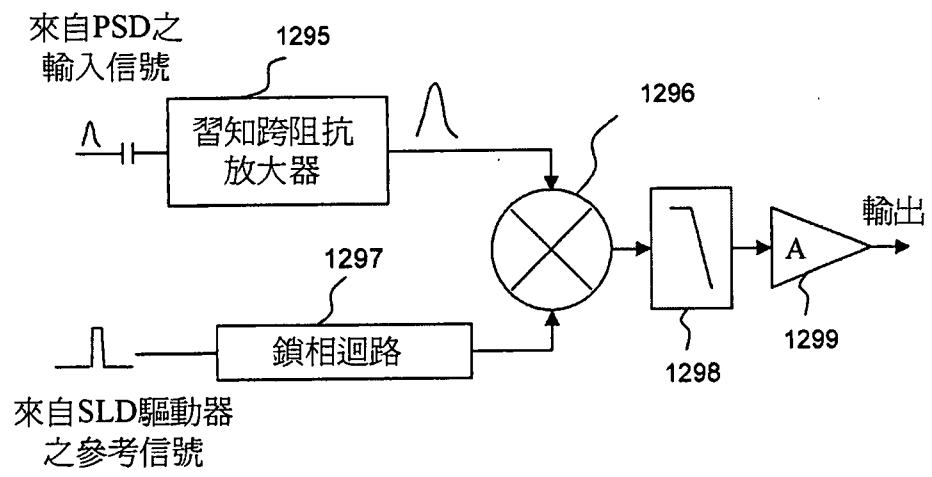
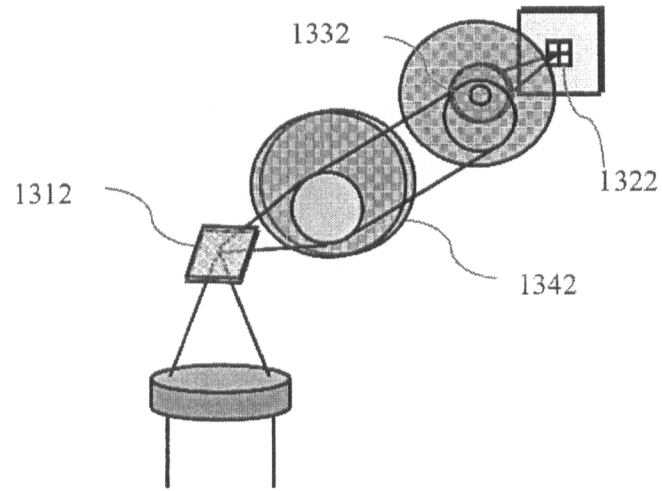
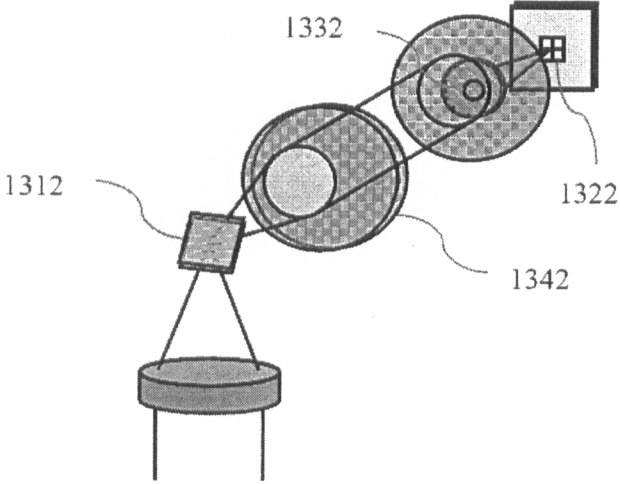


圖12



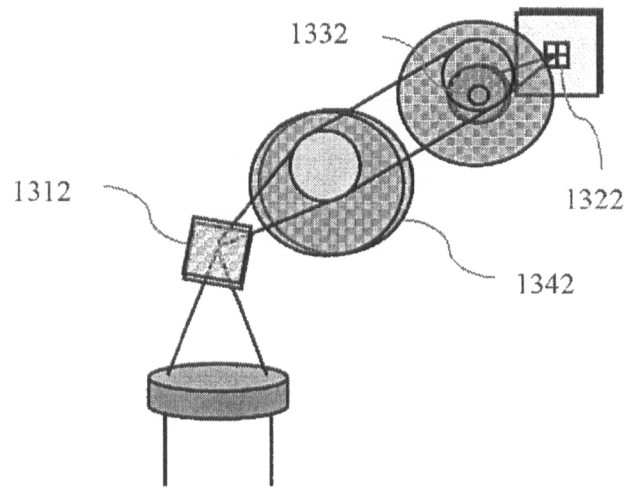
正量測之波前源

圖13A



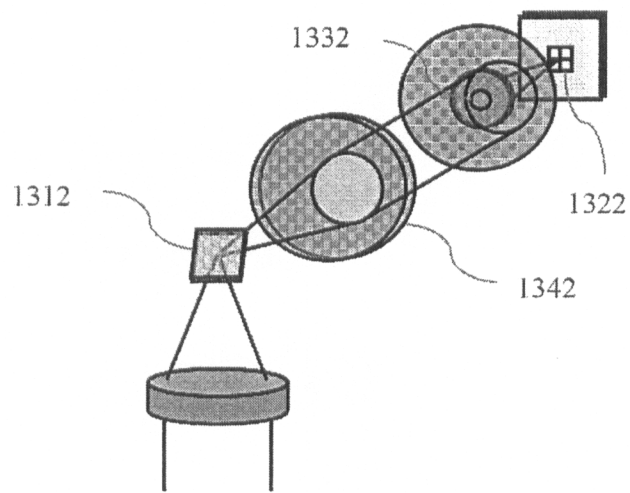
正量測之波前源

圖13B



正量測之波前源

圖13C



正量測之波前源

圖13D

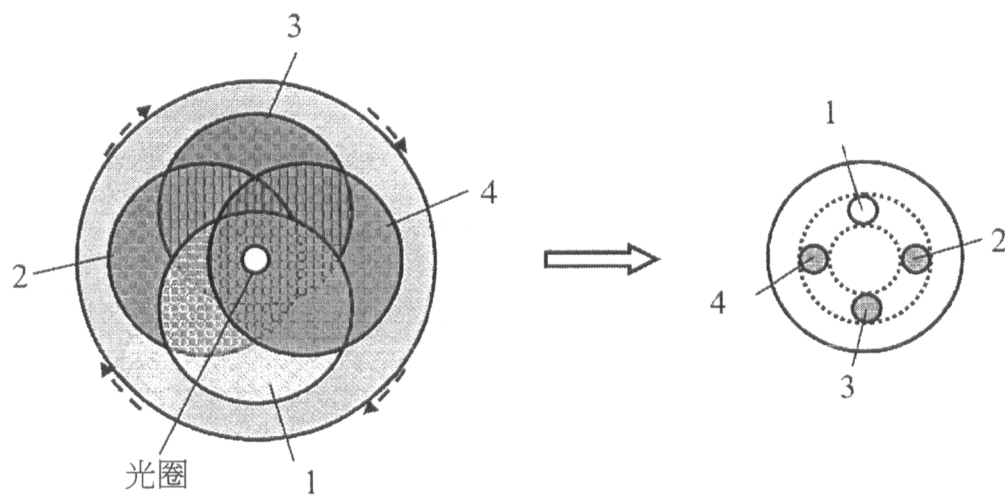


圖13E

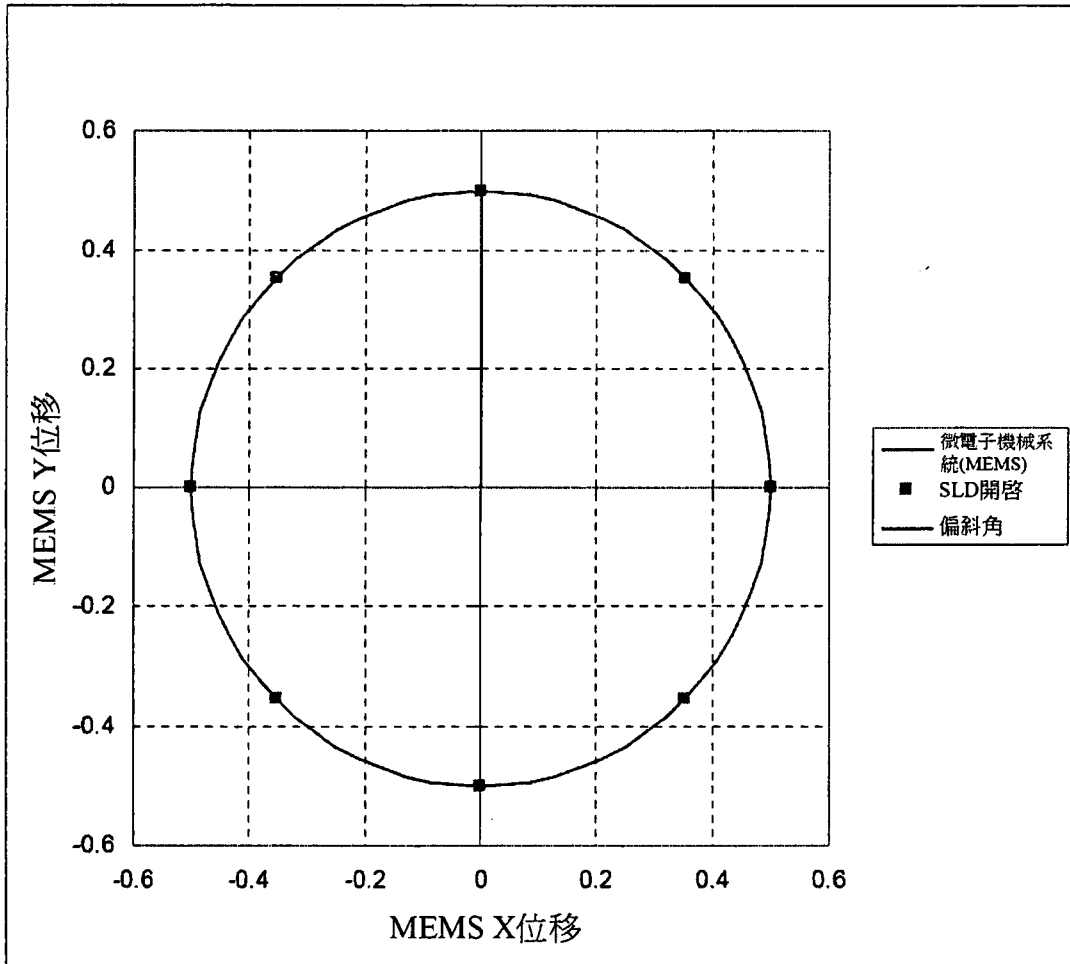


圖13F

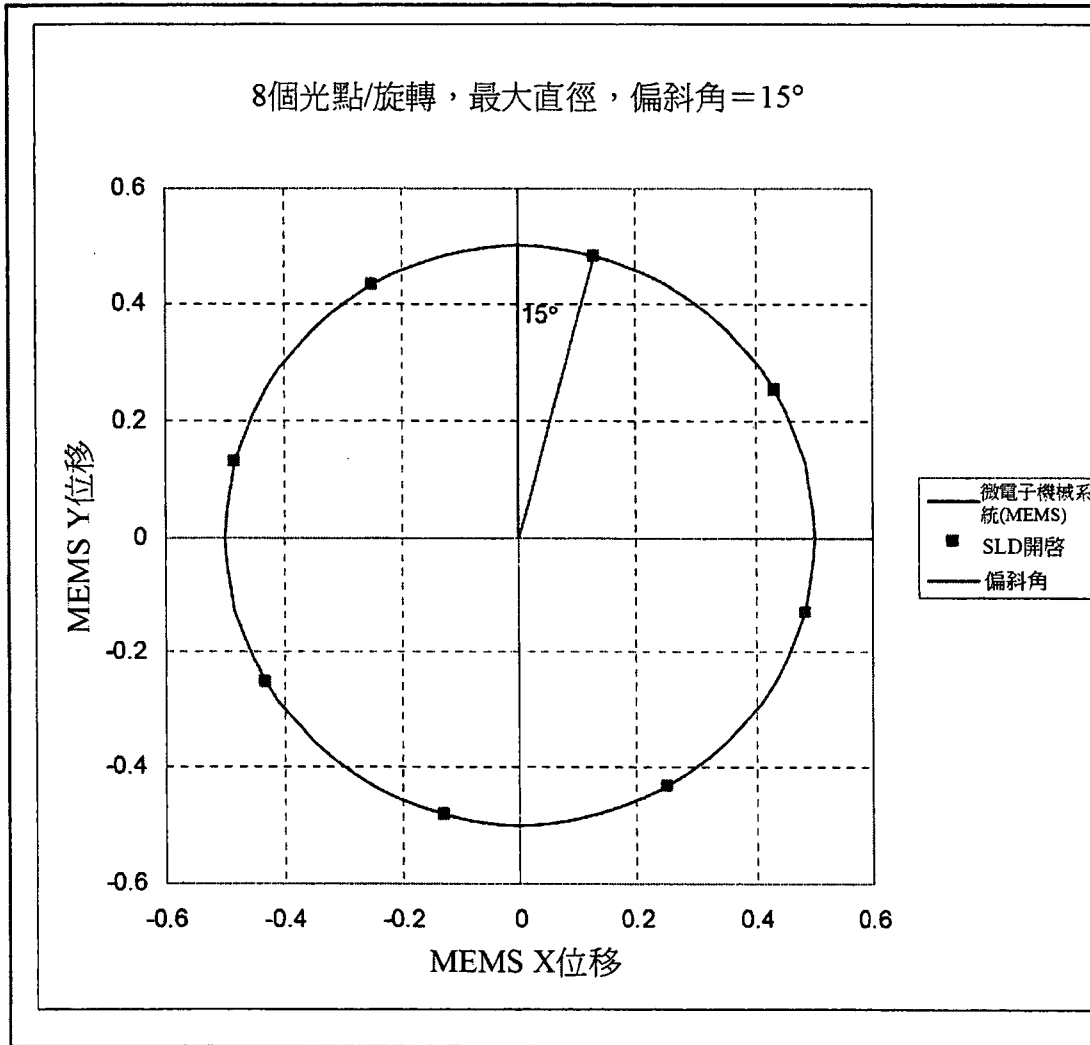


圖14

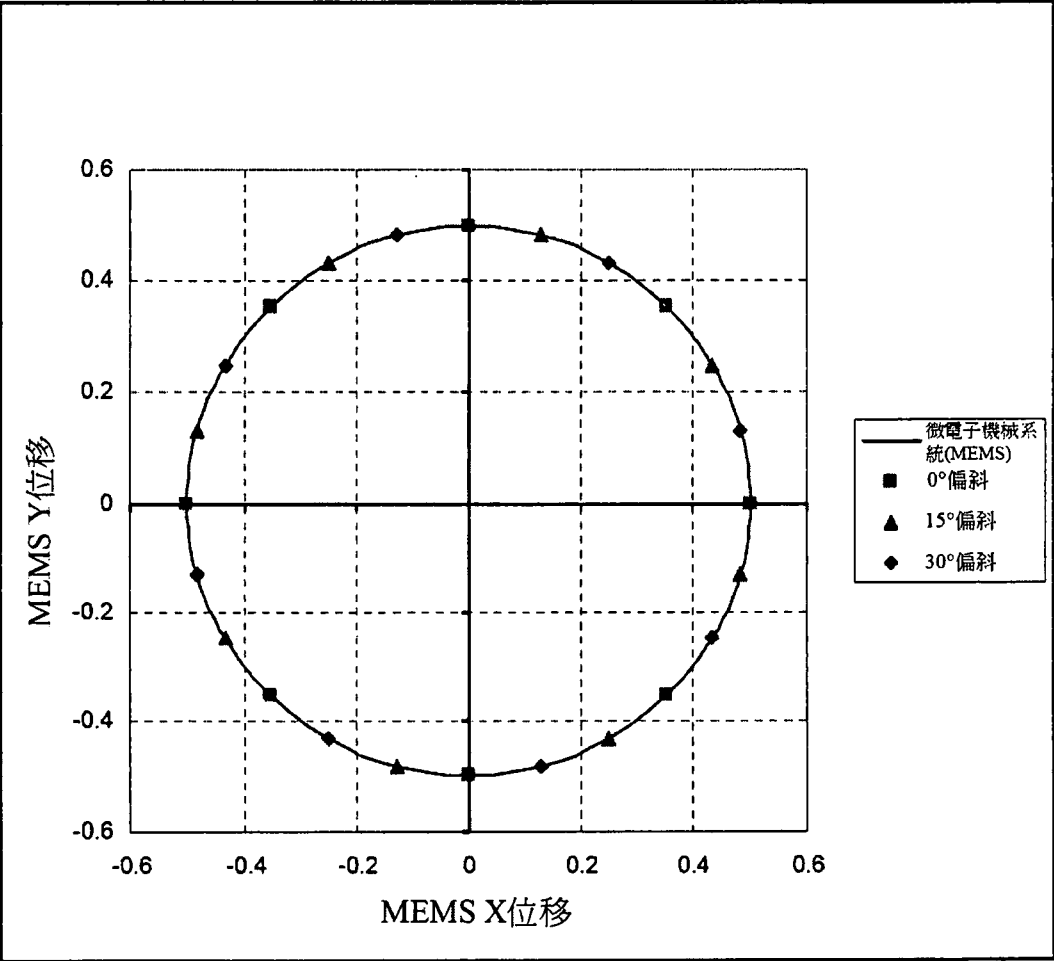


圖15

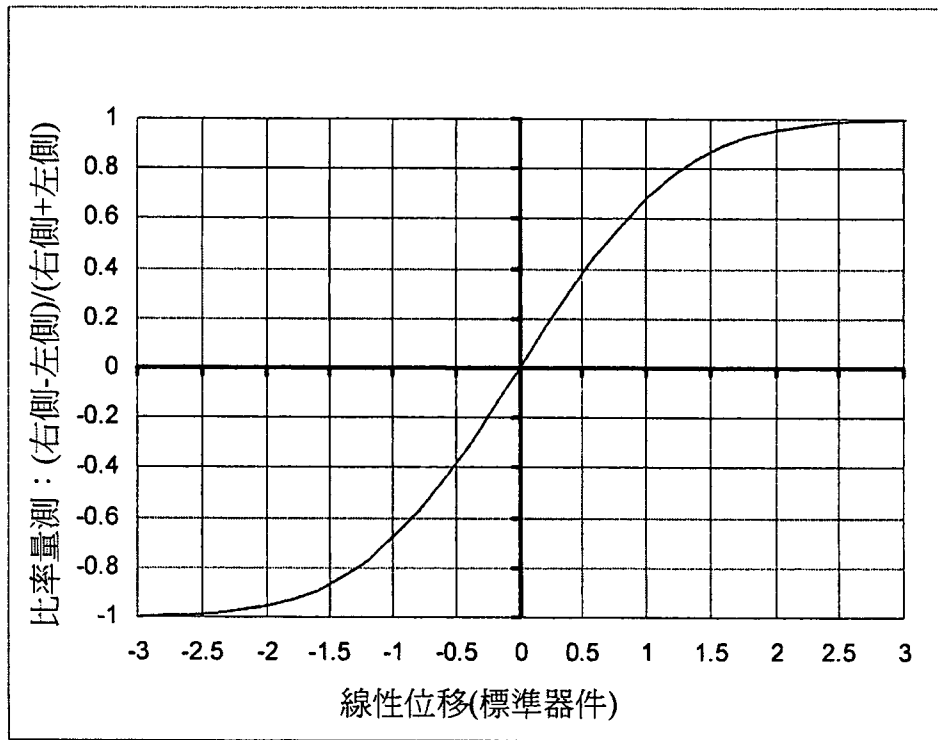


圖16

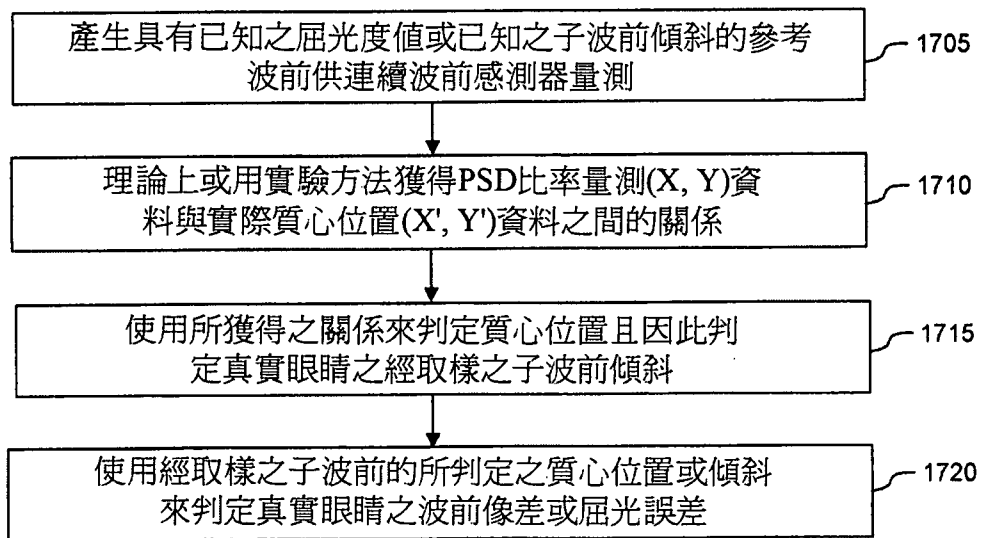


圖17

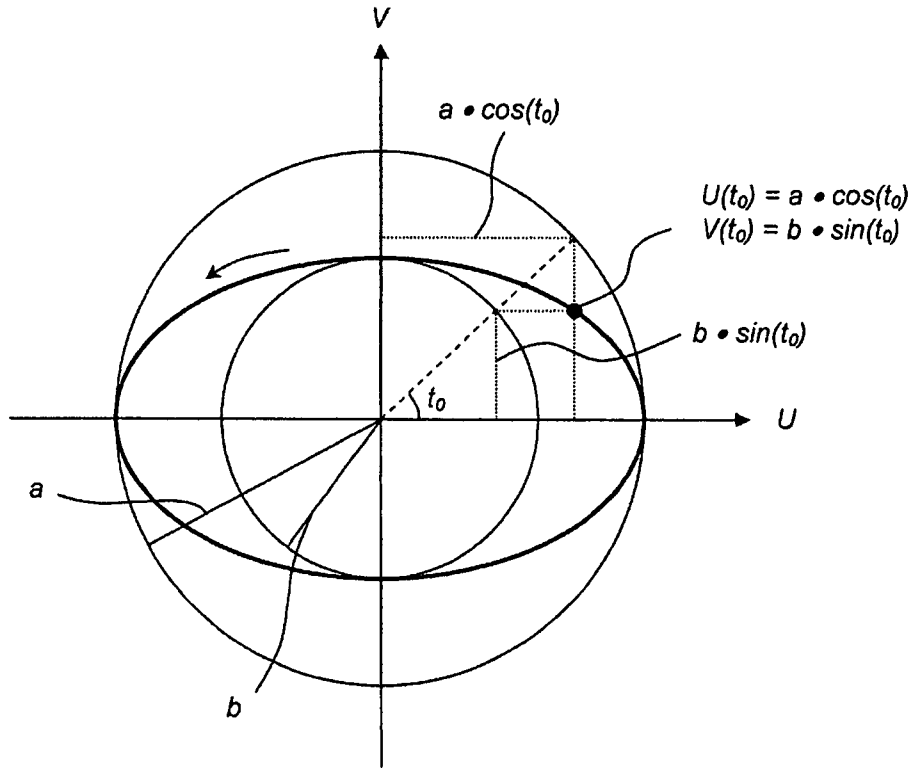


圖18

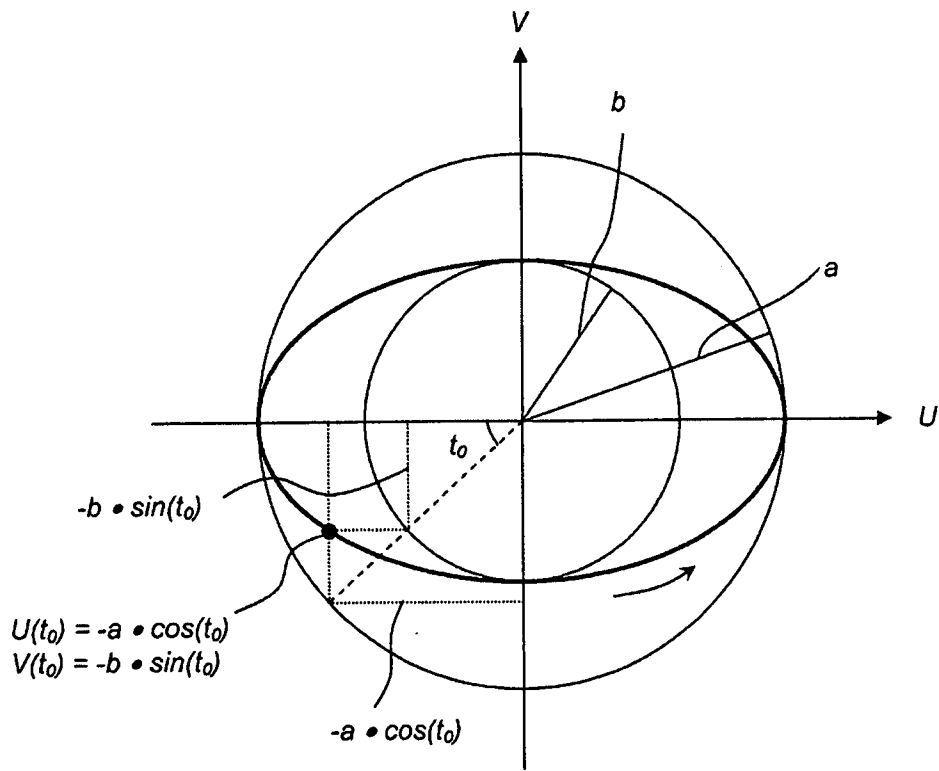


圖19

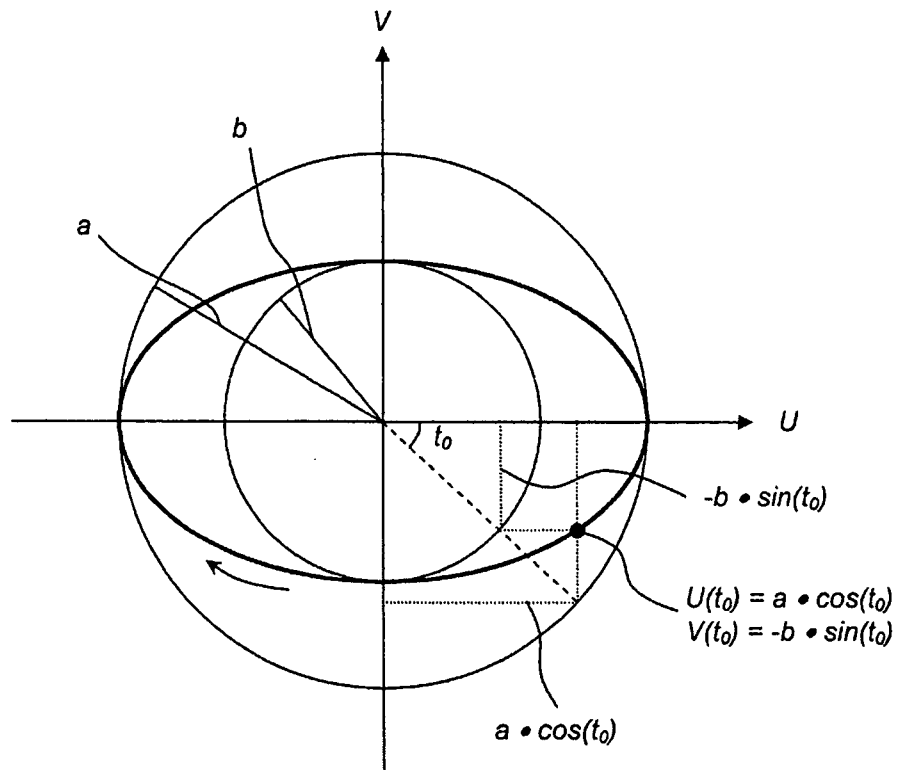


圖20

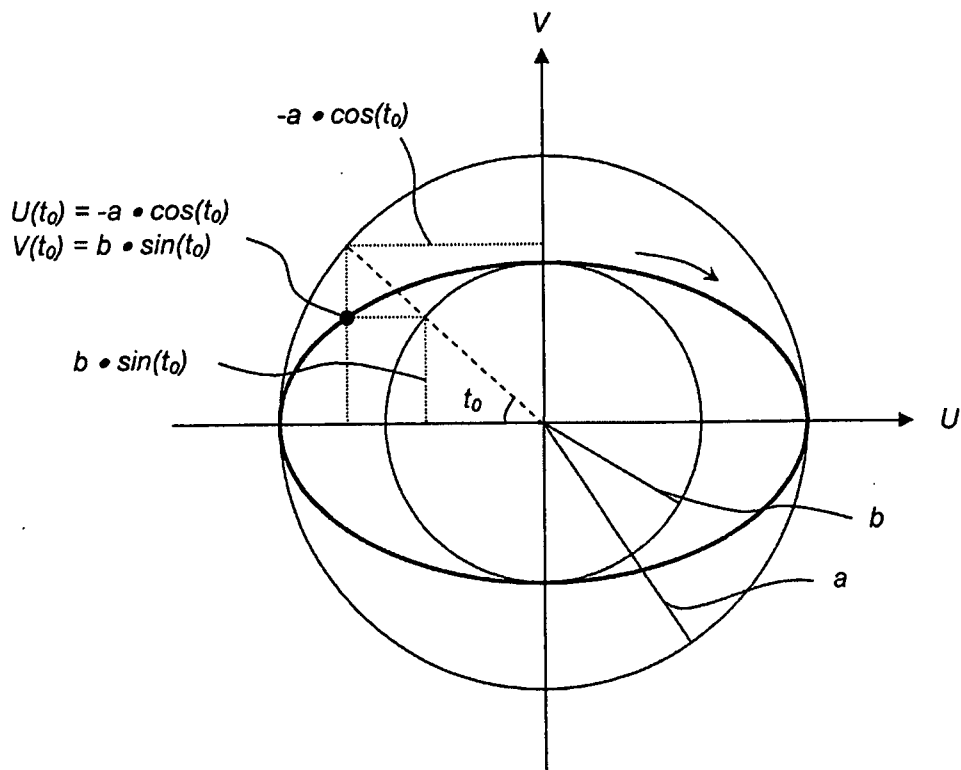


圖21

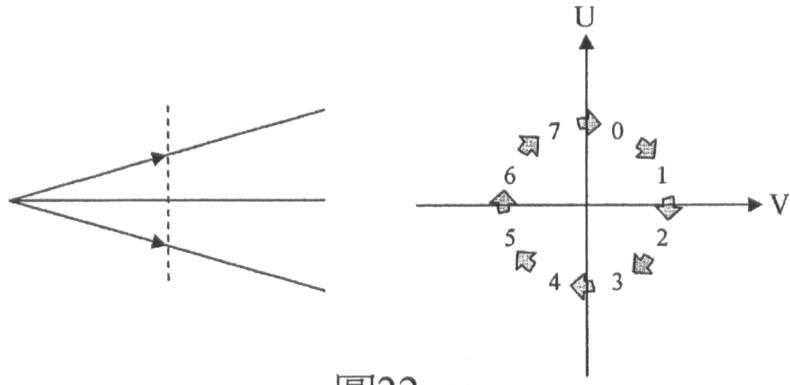


圖22

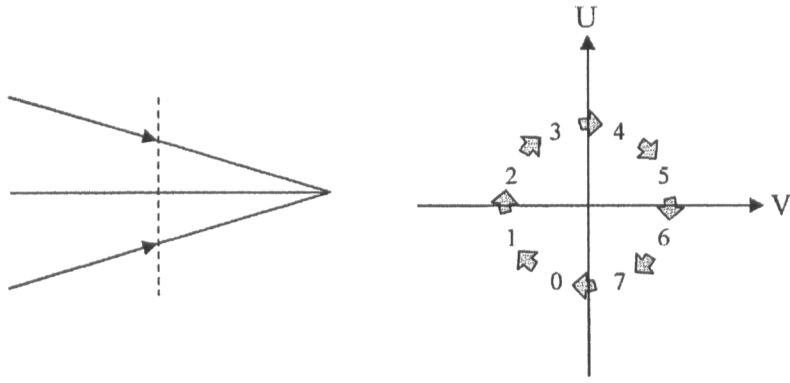


圖23

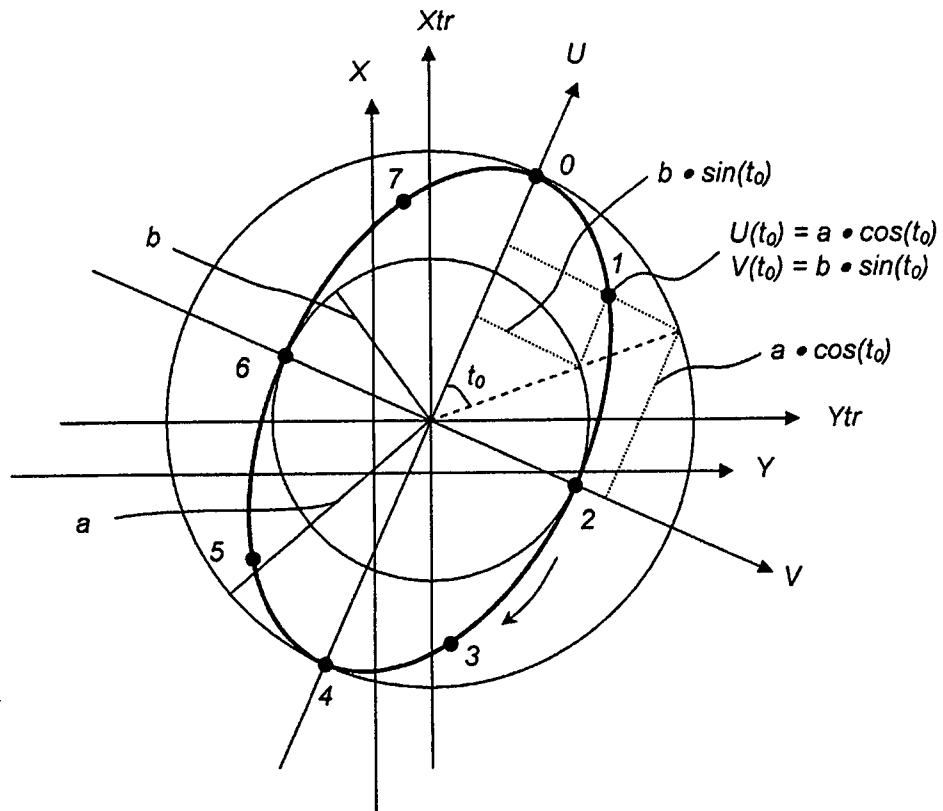


圖24

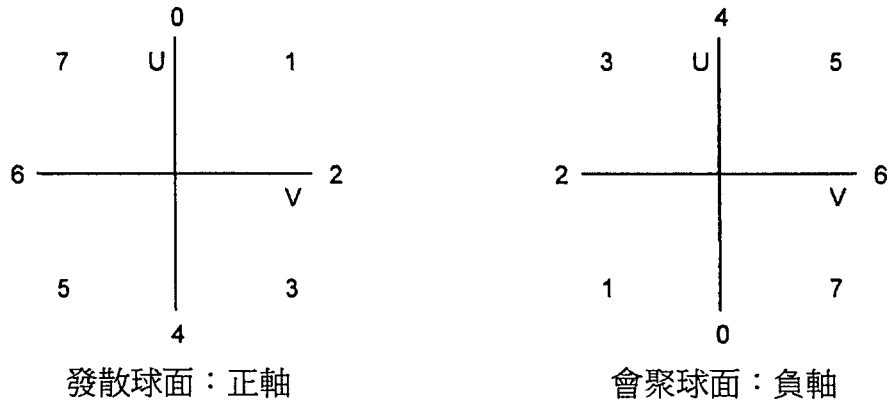


圖25

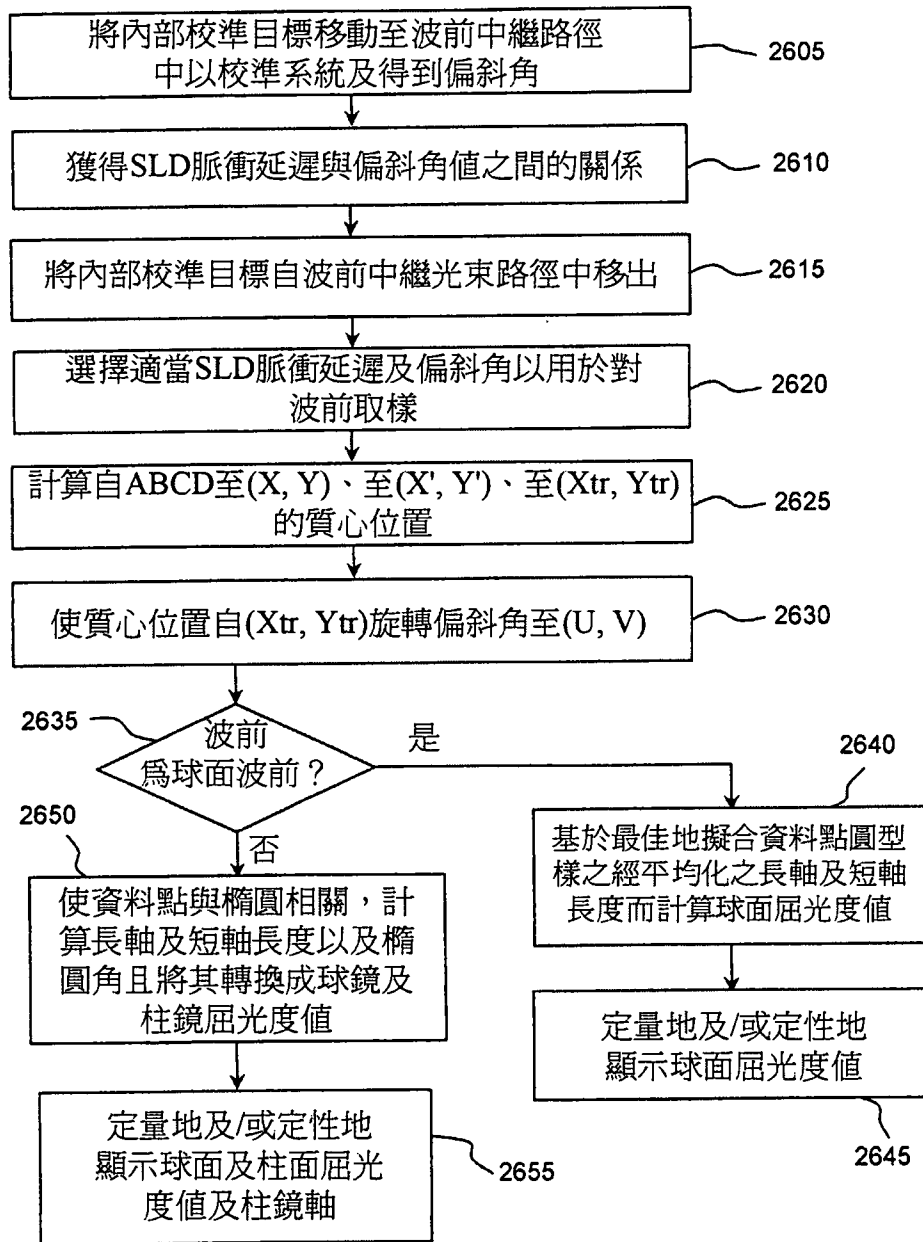


圖26

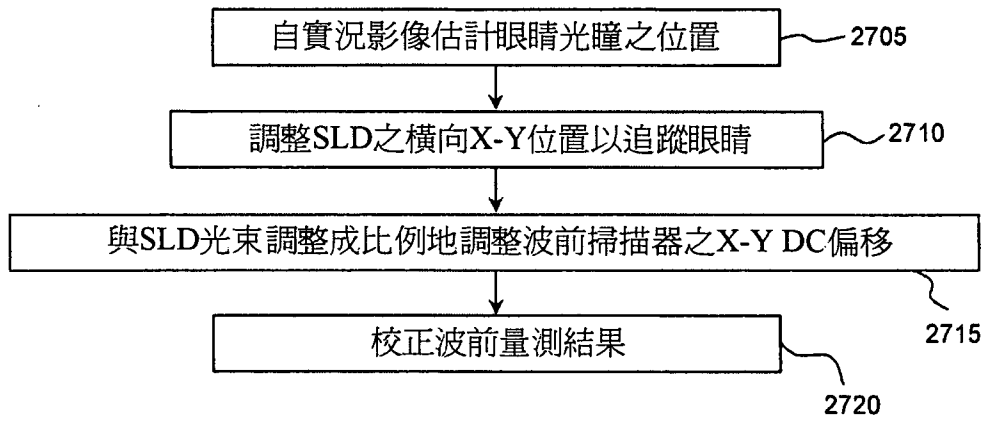


圖27

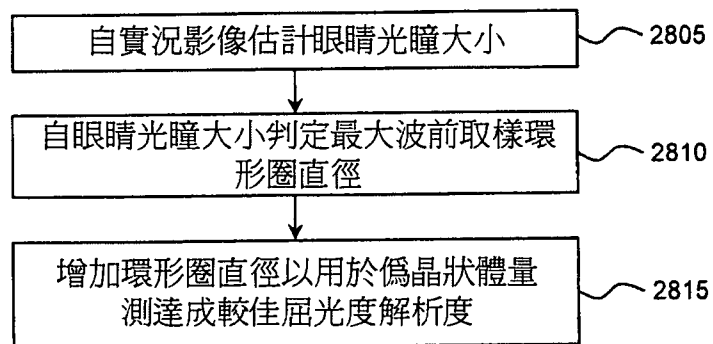


圖28

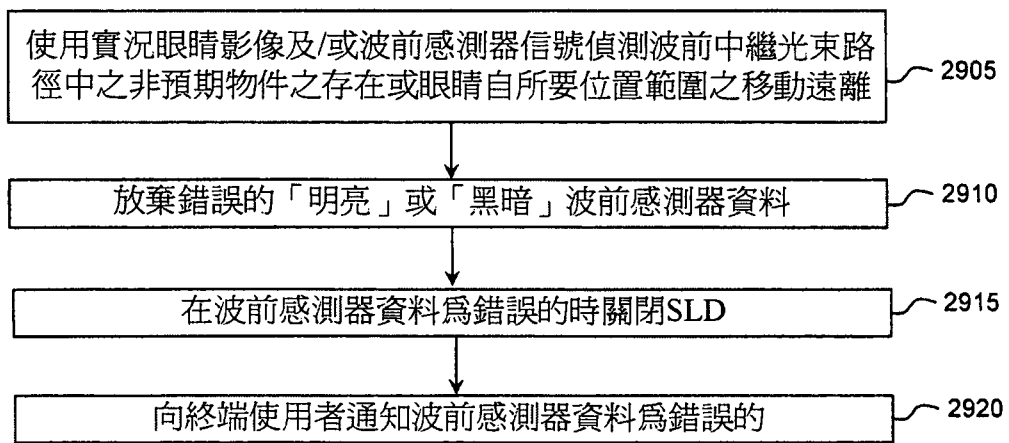


圖29