



(21)申請案號：100122151

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 06 月 24 日

(51)Int. Cl. : A61F9/008 (2006.01)

A61B6/08 (2006.01)

(30)優先權：2010/06/24 美國

12/823,040

(71)申請人：愛爾康 藍斯克斯股份有限公司 (美國) ALCON LENSX, INC. (US)  
美國

(72)發明人：克茲 羅納 M KURTZ, RONALD M. (US)

(74)代理人：陳傳岳；郭雨嵐

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：22 項 圖式數：26 共 104 頁

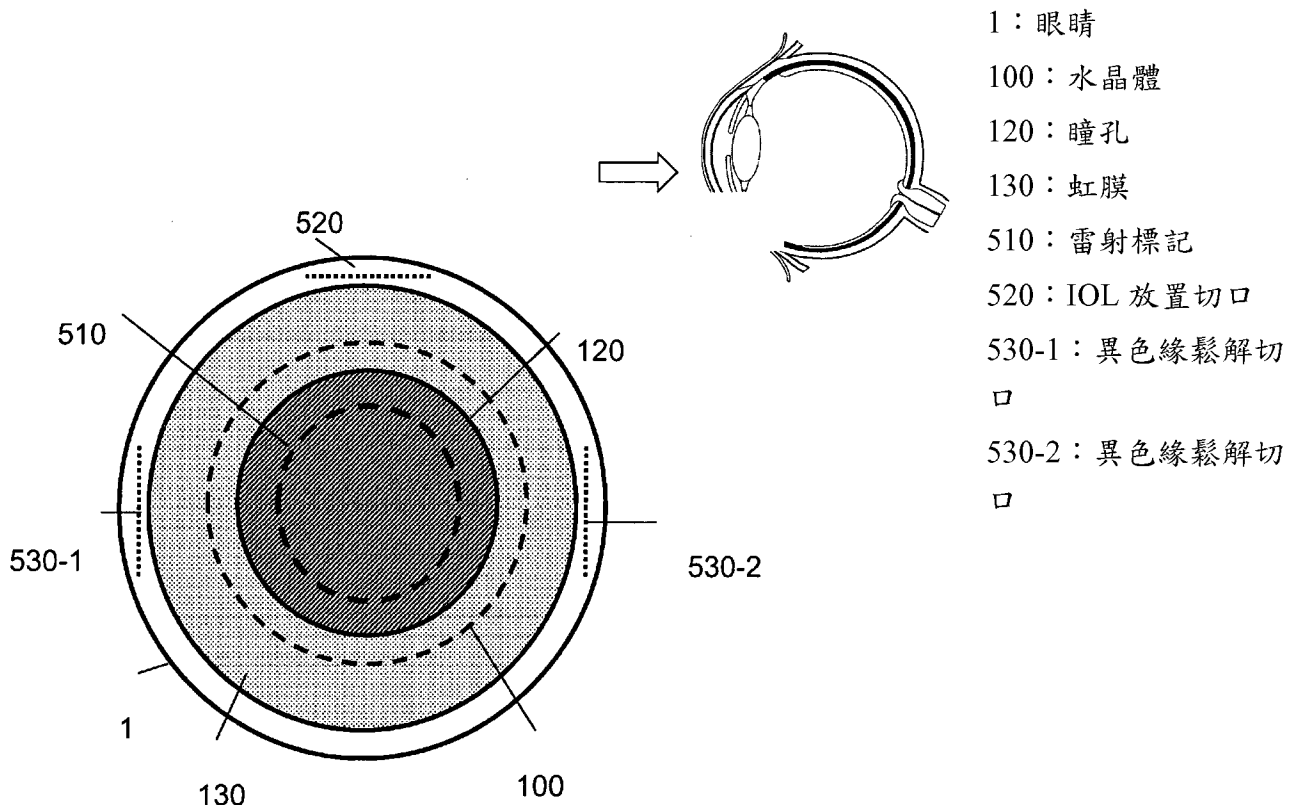
(54)名稱

以角膜造影導引白內障手術之方法

METHOD TO GUIDE A CATARACT PROCEDURE BY CORNEAL IMAGING

(57)摘要

本發明揭示一種用於執行一白內障手術之方法，該方法可包括以下步驟：將利用一角膜手術製造的一或多個角膜標記造影；根據該造影的角膜標記，決定有關該角膜手術受術區位置的角膜位置資訊；以及使用該角膜位置資訊，施打一白內障手術用的雷射脈衝。一對應的眼用雷射系統可包括：一造影系統，其將一眼睛的一角膜區域造影；一影像分析儀，其根據該造影系統所提供的一或多個影像，幫助決定角膜位置資訊；以及一手術雷射系統，其使用該角膜位置資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的水晶體內。該造影系統可包括一眼部同調斷層掃描(ophthalmic coherence tomographic, OCT)系統。





(21)申請案號：100122151

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 06 月 24 日

(51)Int. Cl. : A61F9/008 (2006.01)

A61B6/08 (2006.01)

(30)優先權：2010/06/24 美國

12/823,040

(71)申請人：愛爾康 藍斯克斯股份有限公司 (美國) ALCON LENSX, INC. (US)  
美國

(72)發明人：克茲 羅納 M KURTZ, RONALD M. (US)

(74)代理人：陳傳岳；郭雨嵐

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：22 項 圖式數：26 共 104 頁

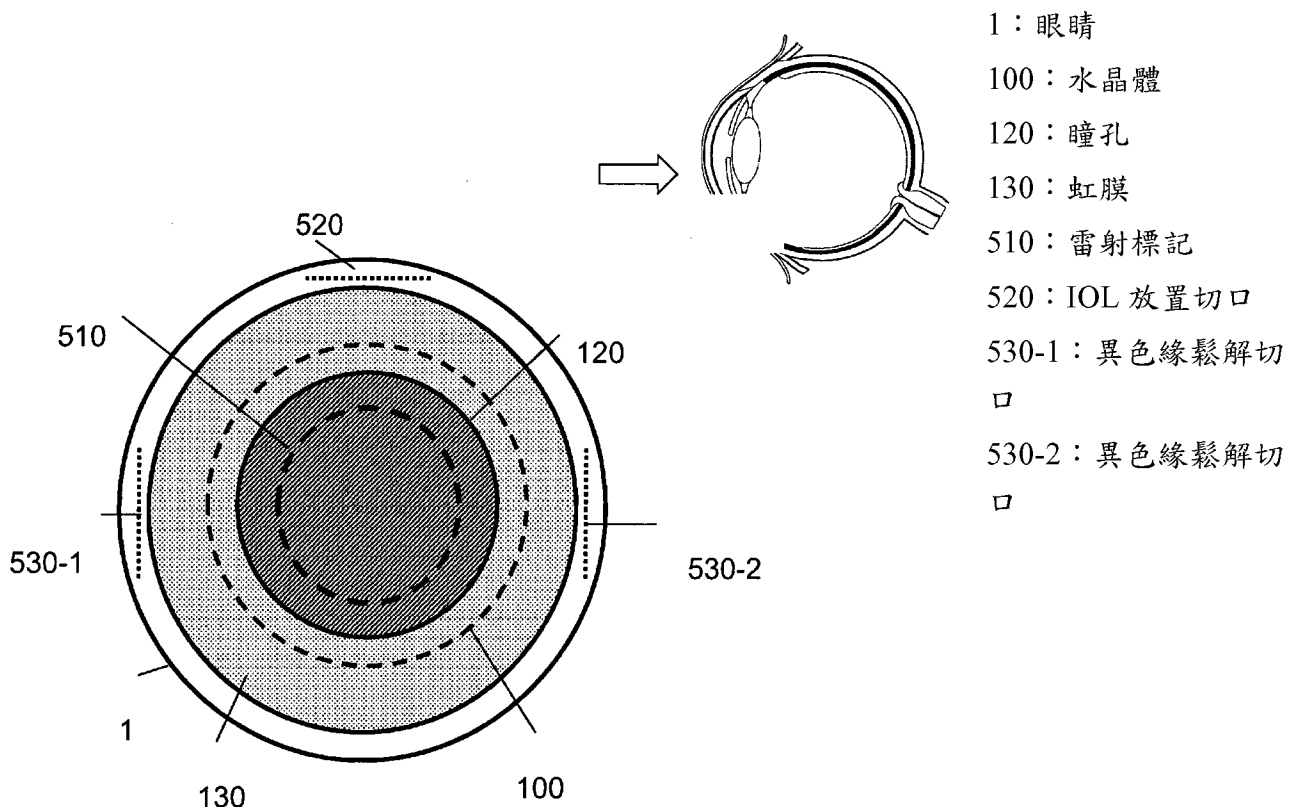
(54)名稱

以角膜造影導引白內障手術之方法

METHOD TO GUIDE A CATARACT PROCEDURE BY CORNEAL IMAGING

(57)摘要

本發明揭示一種用於執行一白內障手術之方法，該方法可包括以下步驟：將利用一角膜手術製造的一或多個角膜標記造影；根據該造影的角膜標記，決定有關該角膜手術受術區位置的角膜位置資訊；以及使用該角膜位置資訊，施打一白內障手術用的雷射脈衝。一對應的眼用雷射系統可包括：一造影系統，其將一眼睛的一角膜區域造影；一影像分析儀，其根據該造影系統所提供的一或多個影像，幫助決定角膜位置資訊；以及一手術雷射系統，其使用該角膜位置資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的水晶體內。該造影系統可包括一眼部同調斷層掃描(ophthalmic coherence tomographic, OCT)系統。



## 六、發明說明：

### 【發明所屬之技術領域】

本專利申請案係關於眼睛雷射手術之設備及方法，尤其係關於以角膜造影導引白內障手術之方法。

### 【先前技術】

許多不同種類眼睛手術的目的都為修正屈光誤差，來改善近視、遠視或兩者。雖然這種手術的手術目標特別針對角膜、水晶體或其他特定的眼睛組織，然這種治療通常對於眼睛內的光學造影有額外、意外的影響。因此，增加主要手術治療上的控制，同時減少此相同手術非所要的副作用，實為眼睛手術領域發展的激勵因素。

### 【發明內容】

簡單扼要來說，執行白內障手術的方法可包括以下步驟：將利用一角膜手術製造的一或多個角膜標記造影；根據該造影的角膜標記，決定有關該角膜手術受術區位置的角膜位置資訊；以及使用該角膜位置資訊，施打一白內障手術用的雷射脈衝。

在某些實施當中，該一或多個角膜標記可包括關於一角膜瓣的一標記，當成使用一飛秒雷射的一 LASIK 手術的一部分。

在某些實施當中，該造影步驟可包括使用一眼部同調斷層掃描(ophthalmic coherence tomographic, OCT)造

影系統。

在某些實施當中，該決定角膜位置資訊步驟可包括決定該角膜瓣的周邊、該角膜瓣的中央、相對於該白內障手術系統的光學軸的該角膜瓣之位置或相對於該眼睛水晶體的位置之該角膜瓣的位置的至少其中之一。

在某些實施當中，該施打雷射脈衝步驟可包括以一大約圓形方式將該雷射脈衝施打進入一水晶體囊袋，當成囊袋切除術的一部分，其中該圓基本上與一角膜瓣的周邊具有相同中心，其在該決定角膜位置資訊步驟內所決定。

在某些實施當中，該施打該雷射脈衝步驟可包括施打該雷射脈衝至該眼睛的眼核，以使用該決定的角膜位置資訊建立白內障手術圖案。

在某些實施當中，該施打雷射脈衝至該等眼核的步驟可包括施打該雷射脈衝至相對於一角膜瓣的一已決定中心置中之該白內障手術圖案內，其中該白內障手術圖案為一圓形圖案、一螺旋圖案、一輻射圖案或一印章圖案的至少其中之一。

在某些實施當中，該施打雷射脈衝步驟可包括施打用於該白內障手術的該雷射脈衝，來平衡該先前角膜手術的非所要結果，其中從該一或多個角膜標記造影步驟所提供的該影像來決定該非所要結果。

在某些實施當中，一眼用雷射系統可包括：一造影系統，其設置成將一眼睛的一角膜區域造影；一影像分析儀，其設置成根據該造影系統所提供的一或多個影

像，幫助決定角膜位置資訊；以及一手術雷射系統，其設置成使用該角膜位置資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的水晶體內。

在某些實施當中，該造影步驟可包括使用一眼部同調斷層掃描(ophthalmic coherence tomographic, OCT)系統。

在某些實施當中，該手術雷射系統可包括一飛秒雷射系統，其設置成在該水晶體內製造白內障手術圖案。

在某些實施當中，該影像分析儀可包括一處理器，其設置並程式設計成分析該造影系統所產生的一影像。

在某些實施當中，該處理器可設置成在由該造影系統所造影的該角膜內一 LASIK 瓣之影像上畫一圓；決定該已畫圓的一圓心位置；以該已畫圓的該已決定圓心為中心來產生一白內障手術圖案；以及根據該已產生的白內障手術圖案，導引該手術雷射系統來施打該雷射脈衝進入該水晶體。

在某些實施當中，該影像分析儀可包括一視訊顯微鏡，其設置成協助該雷射系統的一操作員來決定該角膜位置資訊。

在某些實施當中，該影像分析儀可包括一系統記憶體，其設置成儲存該角膜位置資訊。

在某些實施當中，執行白內障手術的方法可包括以下步驟：在一角膜手術之前與之後對一角膜的一部分造影；比較手術前影像與該角膜手術受術區的手術後影像，來決定角膜形狀改變資訊；以及使用該角膜形狀改

變資訊，施打白內障手術用的雷射脈衝。

在某些實施當中，該方法可包括根據該角膜形狀改變資訊，選擇一人工水晶體；以及將該選取的人工水晶體插入該眼睛的囊袋。

在某些實施當中，一眼用雷射系統可包括：一造影系統，其設置成在一角膜手術之前與之後，將一眼睛的一角膜區域造影；一影像分析儀，其設置成在該角膜手術之前與之後，根據該造影系統所提供的一或多個影像，幫助決定一角膜形狀改變資訊；以及一手術雷射系統，其設置成使用該已決定的角膜形狀改變資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的水晶體內。

在某些實施當中，該影像分析儀可包括一處理器，其設置成比較手術前影像與該角膜手術受術區的手術後影像，來幫助決定該角膜形狀改變資訊。

在某些實施當中，該眼用雷射系統可包括一手術雷射系統，其設置成使用該已決定的角膜形狀改變資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的角膜內。

在某些實施當中，該眼用雷射系統可設置成製造LASIK瓣以及白內障手術切口。

在某些實施當中，執行一整合式眼部手術的方法可包括以下步驟：在一角膜手術之前對一角膜的一部分造影；執行一角膜LASIK手術；比較手術前影像與該角膜LASIK手術受術區的手術後影像，來決定角膜形狀改變資訊；使用該角膜形狀改變資訊，施打白內障手術用的雷射脈衝；根據該角膜形狀改變資訊選擇一人工水晶

體；以及將該選取的人工水晶體插入該眼睛的囊袋內。

### 【實施方式】

第一圖例示眼睛 1。入射光傳播通過該光路徑，包括角膜 110、前房、由虹膜 130 定義的瞳孔 120、水晶體 100、後房以及玻璃體。這些光學要素將光線導引到視網膜 140 上。

第二 A 圖例示眼睛手術的具體實施例 200。在步驟 220 內，眼睛準備進行雷射輔助手術。在步驟 240 內，使用雷射脈衝在該眼睛的區域內製作雷射標記，並且在步驟 260 內，執行手術來改善關於該雷射標記所選手術區域內該眼睛的光學性質。

第二 B 圖例示眼睛手術的具體實施例 200'。在步驟 220'內，藉由決定眼睛的光學特性，來準備對眼睛進行雷射輔助手術。在步驟 240'內，配合已決定的光學特性，使用雷射脈衝在該眼睛的區域內製作雷射標記。在步驟 260'內，執行手術來改善關於該雷射標記所選手術區域內該眼睛的光學性質。

第三圖例示準備步驟 220 可牽涉到決定該眼睛的光學特性之步驟 202。該光學特性可為該眼睛的任何部位、點或識別物。

這種特性的範例為該眼睛的軸，其他範例包括當病患直立時，瞳孔的最上點，如底下所描述。

該眼睛的軸可用許多不同方式定義，並且該眼睛的這些定義之任一個都可運用於步驟 202 內，該眼睛的軸

可例如根據 Grand Y.L. *Physiological Optics* (Springer-Verlag, New York, 1980)，分類如下：

光學軸：通過該角膜與該水晶體的該光學中心之直線；

視軸：從凝視點到稱為窩的視網膜中心上該影像之直線；

視線：從物體點通過該瞳孔入口中心之直線；以及

瞳孔軸：垂直通過該角膜中心與該瞳孔入口中心之直線。

這些軸可定義為理論軸、幾何軸、功能軸、解剖軸或上列任意組合。

眼睛的這些軸通常彼此接近，或彼此對齊，但是不一定相吻合。例如：角膜的光學中心以及水晶體的中心這兩個眼睛主要屈光要素，一般並不會與眼睛的幾何中心自然對齊。水晶體的中心通常稍微比角膜的中心接近鼻子。此外，瞳孔的中心一般不與連接角膜、水晶體與窩中心當中任兩個中心的軸對齊。這些光學元件的中心可錯位高達 500 微米以上。在步驟 202-1 內，可找出這些軸的任一個。另外，外科醫生可找出妥協軸，其位於任二個或更多的選取軸之間。

在某些具體實施例中，許多手術設備(底下有詳細說明)固定至要執行手術的眼睛上。然後，要求病患用另一只眼睛注視目標。然後使用已知的凝視點來找出要接受手術的眼睛之視軸，不過此眼睛並不需要觀看凝視點。另外，在如此對準期間，就可達成受術眼睛凝視，並且



直接辨識眼睛的方位。

準備步驟 220 也包括步驟 204，其中以製作準備標記之動作來呈現已決定的眼睛特性。範例係使用墨水筆在眼睛表面上(在步驟 202-1 所選眼睛軸與眼睛表面交叉處上)標示準備標記。

其他範例包括使用角膜上皮標記、眼睛表面上的壓痕(不使用墨水)或附加任何其他種實體標記，像是小塊膠帶。任何這些標記的組合都可使用。

某些現有裝置包括目標標示器。外科醫生可將該目標標示器指向適當選取的眼睛點，像是眼睛中心，或將該目標標示器的圓圈對準眼睛的圓形部位，像是瞳孔。然後以該目標標示器一體成形的塗抹器，將墨水塗抹至由目標中心或圓形部位所定義的中心。

準備步驟 220 的其他具體實施例包括步驟 202-2，其中該眼睛的光學特性呈現該眼睛在第一病患位置當中的方位。

例如：雖然大多數眼睛手術都以病患仰臥、眼睛往上看姿勢來執行，不過病患在第一病患姿勢時，例如坐姿，這通常牽涉到準備步驟。上列準備步驟 202-204 可用此坐姿來執行，以記錄在此姿勢下該眼睛部位的位置。然後病患以第二病患姿勢，像是仰臥、往上看，來執行像是步驟 260 的這些手術步驟。

當病患從直立的第一姿勢到躺下的第二姿勢時，眼睛通常都會轉動。在某些情況下，眼睛會旋轉多達 10-60 度，這稱為「環旋轉」或「環扭動」。若該等手術步驟

未相對於該等準備步驟修正此旋轉，則無法用最佳位置來執行該手術，可能造成手術的臨床療效降低。

在某些具體實施例內，準備步驟 202-2 可包括使用上述任何標記方法，指出眼球的方位來製造準備標記。使用類似時鐘表面，在第一病患姿勢中可在例如三點鐘方向製作準備標記，然後當病患假設例如以躺下的第二病患姿勢準備進行手術時，外科醫生可試驗該準備標記，並且推斷眼球偏離 3 點鐘位置準備標記的旋轉程度。然後外科醫生在知道此旋轉之後，可進行必要的調整。這些調整可包括調整在瞳孔四周不對稱的散光與不對稱高階像差當中之屈光不正。

在簡單範例中，要在角膜上執行屈光手術時，可要求病患凝視適當目標。可用墨水標記或在該角膜上壓印該瞳孔中心影像的位置，來評估視線。若以直立的姿勢執行，也可在角膜或異色緣周邊製作標記，記錄眼睛的扭轉狀態或方位，當成在後續手術步驟中病患仰臥時之參考。另外，可用墨水標記或在該角膜上壓印該瞳孔中心影像的位置，與由角膜光反射所指示的角膜中心重疊 (Purkinjee 影像)，如此逼近該瞳孔軸。

雖然上述方法已經運用在許多種手術當中，包括異色緣鬆解切口、散光角膜切開術以及放射性角膜切開術，由於角膜與水晶體/瞳孔膜的位置相距好幾毫米造成的光學效果，表面標記有可能造成誤差，例如：在要耗費好幾秒的手術期間，像是 PRK 和 LASIK 這類角膜雷射屈光手術，瞳孔會顯著相對於角膜標記以及已知的瞳

孔影像旋轉，可能導致對任何外科手術治療的顯著傾斜誤差。一種克服此問題的方式為使用俗稱的瞳孔追蹤器，來監控瞳孔的動作。目前最精準的方式就是運用精確的影像處理，來監控特定虹膜部位的位置。例如是第 7,044,602 號美國專利當中描述的虹膜記錄方法。

在眼內手術過程當中，要讓光學元件有最佳對準程度又是另一項挑戰。在這種手術當中，未進入眼睛之內就無法實際標記手術的實際目標，例如眼睛的水晶體。若外科醫生依賴表面標記，可能會產生誤導，因為在水晶體與表面之間傳播的光線實際上會撞擊光學元件，像是角膜。進一步，即使根據眼睛的軟體模型，導入這些衝擊的某些程度補償，要協調眼睛本身可以改變其形狀、位置及/或凝視這些因素有相當大的挑戰。最後，在這種眼內手術期間，瞳孔會擴張，使得要根據所記錄標記來補償變得更困難。

直到最近，因為眼內手術對於置中與對準的精準度要求不高，所以上述限制絕大部分淪為理論性，例如：直到最近，白內障或水晶體摘除手術主要用於摘除老化的水晶體，並使用透光率較高的人造水晶體(人工水晶體 IOL)取代。直到最近，這些人工水晶體都為單焦點，其需要可用現有表面標記方法達到的精準度。

不過，白內障手術已經發展成全球最常見的眼部手術，並且手術目標也已經擴大。就目前來說，白內障手術也用於改善眼睛的屈光功能。事實上，即使白內障只有一點至幾乎沒有時也常進行水晶體摘除與置換，主要

目的在於屈光或光學矯正。

目前水晶體手術的目標包括減少對於眼鏡的依賴度，以及對於遠近視力的其他光學輔助。特定水晶體置換手術包括導入多焦點 IOL，其提供對眼睛的兩種工作距離，範例包括 Alcon 公司研發的 Restore 產品，以及 AMO 公司研發的 Rezoom 產品。其他等級的 IOL 可移動或改變眼睛內的形狀，這種容納型 IOL 的範例包括 Eyeonics 公司研發的 Crystalens。目前也已經研發出具有多孔來增加景深的 IOL，例如 Acufocus 所研發的 ACI-7000。此外，目前也已經研發出可修正較高階像差的 IOL，像是 Calhoun Vision 所研發的 Light Adjustable Lens，以及可修正散光的 IOL。最終也導入特定低視能人工水晶體，以提供放大倍率給視網膜病變的眼睛。

相較於使用單焦點 IOL 的標準白內障手術，目前的水晶體手術已經變成複雜的手術，能夠解決多視力矯正目標。相較於標準單焦點 IOL，這些新式裝置的光學元件對於中心定位與傾斜的誤差更敏感。將這些裝置正確置中的現有方法運用到複雜的樣板，必須實際插入眼睛內，所以並不受青睞。

剛剛描述的現代白內障手術的態樣指出，比起傳統眼睛手術，這些手術過程對於精準度的需求較高。在某些情況下，放置 IOL 時需要低於 500 微米的置中精準度。誤差超過此值時會導致較大像差，並且例如 IOL 的多焦點特性的效果下降。

而手術的其他挑戰還包括沿著角膜與水晶體周邊

一部分製造切口，將 IOL 放入水晶體內。這些切口會導致角膜非預期變形。在範例中，使用上述時鐘表面類比法來辨識方位，若用來導入 IOL 的切口位於 12 點鐘區域內，則角膜在 12 到 6 點鐘方向(「經線」)會比較扁平，並且在 3 到 9 點鐘方向隆起。利用將切口開在特定經線上，這意想不到的副作用可用來修正事先存在的散光誤差。另外，利用在不同經線位置的周邊上，針對不同的弧長製作額外切口，如此也可補償術前散光。這些切口有時稱為「異色緣鬆解切口」或「散光角膜切開術」。

當單一手術內改善了多種眼睛的光學特性時，這只是整合式眼睛手術的一個範例。雖然這種組合式手術能夠提高成果，不過也因為無法預期的組合光學效果，可能導入不想要的副作用，例如：多焦點人工水晶體的放置結合執行散光角膜切開術，同時解決病患的老花眼、球形與散光屈光不正，提供良好的遠近視力。不過，若多焦點水晶體的光學中心未與角膜矯正對準，或若矯正未與眼睛的主要軸中之一個對準，則可能發生光學像差問題。

同樣地，目標在於距離屈光矯正的 LASIK 手術可包括插入角膜鑲嵌，來改善近視。這種 LASIK 手術可提高眼睛的光學效能。不過，若 LASIK 手術的中心未與角膜鑲嵌對準，或若在操作上未與眼睛的主要軸中之一個對準，則可能發生光學像差，導致視力問題。

雖然到目前為止已經說明兩種範例，一切其他可能的手術組合可設想具有建設性或破壞性治療，包括完全

在角膜或水晶體之內的組合手術。這種組合也可包括角膜鑲嵌，像是 Addition Technology 所研發的 Intacs 產品，或是老花眼鑲嵌，像是 Revision Optics 所研發的鑲嵌物以及 Acufocus 研發的 ACI-7000，以及放置在天然或人工水晶體之前或之後的人工瞳孔。雖然每一個獨立的手術在分開執行時都可對準，不過結合之後的多次需求對準相當耗時，並且可能無法產生最佳效能。

上面的討論都將焦點放在最近發展的屈光與白內障手術上，不過較高精準度對準在大多數常見的超音波型晶體乳化術的白內障與水晶體摘除技術當中還是相當有利。在晶體乳化術當中，角膜切口相對較小。透過此切口，將膠狀物質注入眼睛內，以便維持眼壓以及形成前房。在稱為囊袋切除術的手術當中，使用許多機械技術或同等技術，在前囊袋內形成開口。接下來，透過此開口將超音波探針導入眼睛內。此超音波探針可用來碎裂天然水晶體，接著透過角膜切口吸出摘除。然後，透過相同的角膜切口，插入人工水晶體。

因為此技術使用相當小的角膜切口，所以手術造成的散光就受到限制。不過，晶體乳化術的基本限制來自於手術步驟方面：手術的多次、獨立手術操縱。這些操縱包括角膜切開、囊袋切除術、水晶體碎裂與摘除以及人工水晶體植入，每一種手術都正確對準眼睛的軸與解剖構造時，可產生最佳結果。

在上述手術任一種當中，提高連續手術步驟的對準精準度可讓手術結果達到所要的眼睛光學功能改善之

可能性增加，同時減少負面效果。

用於眼睛屈光手術的改良式對準方法包括追蹤該環扭動與該準備標記與該手術程序之間或個別手術步驟之間會發生的其他眼睛動作、追蹤與矯正對視差與其他光學效應，以及方便、有效地協調多個單獨的治療，以將總術後光學效能最佳化。

方法 200 和 200' 的具體實施例利用執行雷射標記步驟 240 結合準備標記步驟 204，提供這種技術。執行兩個標記步驟，利用更緊密連結對準、標記與手術的步驟，可提高後續手術 260 的精確度與精準度，而不管在眼睛的何處上執行屈光手術。

當以適當強度、重複率以及每脈衝能量施打時，雷射脈衝可在眼睛組織內產生小氣泡。這些氣泡可用來在組織內形成雷射標記。相較於步驟 204 內的準備標記，通常施打於眼睛表面上，這些雷射產生的氣泡都是產生在組織內部，直接在目標區內。因此，精確直接地標示目標區，不受光學扭曲或手術開始時後續眼球形狀改變的影響。因此，這種直接或深度雷射標記分量上要優於該準備的表面標記。如上述，許多現代眼睛手術方法都從雷射標記步驟 240 的這種改善之精準度當中大大受益。

在眼睛手術方法 200 和 200' 的一個實施當中，手術系統可包括識別眼睛的至少一個軸，像是步驟 202-1 內眼睛的視軸，之機構。該系統也包括將已識別軸的位置關聯於方位標記步驟 202-2 內，像是異色緣、角膜、水

晶體囊袋與水晶體這類解剖標誌之機構。最後，該系統可包括在步驟 204 內，在眼睛的解剖結構上建立準備標記之機構，來導引後續雷射標記步驟 240 以及手術治療步驟 260 之應用，來改善眼睛的光學功能。

在上列系統的操作中，在步驟 202-1 內可找出眼睛的軸，例如：該視軸可由一些方法識別，包括使用固定目標。在一個具體實施例內，在體內眼睛的正常運作期間執行這種軸識別，像是頭部在直立位置時眼睛往前看著遠處或近處固定目標。在替代具體實施例內，指示病患改變方位，像是閱讀時稍微往下凝視，或改變姿勢，像是仰臥、眼睛往上看。另外，可識別眼睛的其他軸，或軸與解剖資訊的組合可用來決定對齊已規劃手術的妥協軸。

在決定眼睛的選取軸或妥協軸之後，可在步驟 204 內製作準備標記，來記錄眼睛的識別軸與解剖間之關係。利用在眼睛的表面上製作準備標記，就可進行記錄。或該已決定軸的位置可記錄在透過超音波、光學或其他方式所產生的眼睛立體影像內，並且在造影裝置內該眼睛的適當定位期間(例如凝視期間)來擷取。

在後續步驟 240 內，在眼睛的內部目標區之內，像是異色緣、角膜、水晶體囊袋及/或水晶體之內，產生雷射氣泡，來建立雷射標記。利用尤其是準備標記，可協助產生雷射標記。該產生的雷射標記可非常精準的指出後續手術程序 260 之目標區位置。在某些具體實施例內，許多目標區都進行雷射標記。例如：主要目標可進



行雷射標記，用來插入 IOL，並且次要目標可進行雷射標記，用於異色緣鬆解切口，以抵消主要切口不經意造成的散光。

在不同的具體實施例內，雷射標記可具有不同程度。在某些具體實施例內，雷射可用來產生高密度的標記氣泡。充分高密度的氣泡可穿刺組織，讓外科醫生後續透過撕裂、切割、抽吸或其他治療方式，在手術步驟 260 內分離已刺穿的組織。妥善安置穿刺可確保手術治療的對準與其他態樣，包括已摘除或已分離組織的大小、形狀與位置，適用於該手術目標。手術步驟 260 可使用雷射或任何其他種手術工具，包括機械與其他裝置。

在其他具體實施例內，雷射標記可用來幫助後續手術操縱，像是用於導引人工水晶體(IOL)或角膜鑲嵌的放置。在這種情況下，雷射標記可包括刻痕、部分或完整深度切口或孔洞，或其他可導引 IOL 或角膜鑲嵌的手術放置之實際效果。該雷射標記也可具備額外功能，像是幫助 IOL 或角膜鑲嵌的固定、穩定或定位。此外，雷射標記可導引執行來增強光學效能的術後程序，像是藉由沿著雷射標記擴展異色緣鬆解切口，來減少殘餘的術後散光。

最後，雷射脈衝本身具有兩個目的：當成標記步驟 240 的標記，並且在步驟 260 內引發所要的手術效果，像是特定結構的撕裂、切割或蒸發，如水晶體囊袋或水晶體的任何部分。運用用於深度標記以及手術本身的雷

射，可確保手術過程以及相對於眼睛軸的目標區之高對準精準度、形狀、大小、位置與其他特性。

雷射的應用可包括對稱或不對稱的水晶體囊袋環鑽術(trephination)，如此可接觸水晶體組織並且 IOL 相對於視軸或其他軸有最佳方位。相較於某些技術，像是 Maskett 發表的第 20040106929 號美國專利申請公開案之技術，在此範例中，可於整合式手術當中完成囊袋切除術以及 IOL 的中心定位與定位，不需要額外人工操縱。

在其他範例中，在步驟 240 內，雷射脈衝可施打於角膜/異色緣內，產生部分或完成深度角膜穿刺。利用分離適當區域內的組織，則可製造用於步驟 260 內許多治療的正確對準、大小與定位之角膜切口，包括製作用於摘除與置換晶狀體的自癒切口、製造橫向角膜切口或異色緣鬆解切口來處理先存有或手術產生之散光，或製造角膜瓣或底床用於後續 LASIK 或角膜鑲嵌手術。

另外也可有其他範例，包括水晶體、水晶體囊袋、角膜與異色緣的組合式雷射手術。在一個實施當中，首先在角膜上製作標記或記錄，然後用於後續眼睛內的操縱，像是排定囊袋切除術的位置或 IOL 的放置。

在其他實施當中，可先在水晶體囊袋上產生雷射標記或記錄，然後執行後續的角膜手術 260，由這些眼內標記導引其方位。這種角膜手術可包括不需要額外角膜操縱的手術，像是可以矯正屈光不正或老花眼的基質內手術。

在某些情況下，本方法與設備的上述與其他實施可

強化關於眼睛功能與解剖特徵的眼睛雷射手術之最佳精準度，從而最佳化其光學功能。在整合式方法內，運用一個裝置就可達成此改善，如此簡化整個手術。另外的具體實施例可用分離步驟來實施本方法。

步驟 202-1 內的最佳軸決定與造影需要眼睛穩定並固定在特定位置，例如在視覺固定期間或眼睛造影期間。此外，眼睛內的雷射脈衝施打可能需要固定或壓平眼睛。如此，若眼睛未固定及/或壓平，則該已決定眼睛軸的相對位置以及該眼睛的解剖部分會從其中立或天生位置移開。在此情況下，眼睛軸的位置間之關係，以及中立與固定後及/或壓平後中該眼睛的解剖部分之位置，都經過比較與記錄，如此可用眼睛回到中立狀態時，手術改變的部位具有正確方位之方式，來執行步驟 260 內的手術治療。

在某些具體實施例內，在第一病患姿勢下建立眼睛的影像，同時記錄準備標記。然後在第二病患姿勢之下，再次記錄該等標記，並且決定眼睛的形狀與方位當中的扭轉或其他變化。然後軟體使用這些資料來計算第二姿勢當中手術治療的最佳位置，如此當病患回到第一病患姿勢時，手術改變的光學元件將獲得所要的形狀。

第四圖例示在步驟 202-1 的具體實施例內，可利用將固定目標 310 與視網膜中心上的影像 320 對準來決定視軸 330。

在步驟 204 內，可在角膜外面視軸與角膜交叉處上製作準備標記 340 (未依照比例)。

在步驟 240 內，雷射脈衝施打至水晶體與角膜來建立雷射標記穿刺(角膜標記 350-1 以及囊袋標記 350-2)，其與視軸對準並且彼此對準。雷射標記/穿刺 350 可為一群或一長條氣泡。運用步驟 204 的準備標記 340，可指引雷射脈衝。

在步驟 260 內，外科醫生可使用角膜穿刺 350-1 當成用於進入眼睛的進入切口之導引，如此可精準、雷射導引控制切口的形狀、位置、大小與方位，以便最佳化其結構與功能。放大的插圖顯示，例如角膜進入切口 360 可設計成多層，以提供自癒型切口。另外，該進入切口可定位成影響角膜散光。

第五圖例示囊袋標記 350-2 可幫助外科醫生進行大小、位置與方位都正確的囊袋切除術。接著可使用囊袋標記 350-2，以高精準度並且對準視軸 330 以及角膜標記/穿刺 350-1 的方式，來導引 IOL 420 放入囊袋 410。

第六 A 圖至第六 B 圖例示從正面看起來類似的具體實施例內之標記與切口，如插圖的箭頭所示。第六 A 圖例示雷射標記 510，類似於第五圖的雷射標記 350，可例如以同心方式放置在角膜 110、水晶體 100 或囊袋 410 上。在手術步驟 260 內，例如可在角膜 110 與囊袋 410 的 12 點鐘位置上，製作 IOL 放置切口 520。IOL 放置切口 520 的定位可由先前放置的雷射標記 350 (未顯示)來導引。如稍早所提到，在某些具體實施例內，可先操作雷射來產生雷射標記，然後產生手術雷射脈衝。在某些整合式具體實施例內，相同雷射可先用於低能量密度脈

衝，來產生雷射標記，然後使用高能量密度脈衝，來產生手術切口。

第六 B 圖例示在手術步驟 260 期間，人工水晶體 540 可透過 IOL 放置切口 520 插入水晶體囊袋 410 內。運用雷射標記步驟 240 期間放置的雷射標記 510，IOL 540 可與眼睛的視軸對準並且高精準地置中。

回頭參閱第六 A 圖，外科醫生可利用製造異色緣鬆解切口，另外補償所產生的非所要或先前存在之散光。在此具體實施例內，額外雷射標記(未顯示)可放置在例如 3 點鐘與 9 點鐘位置上。然後在手術步驟期間使用這些雷射標記，以正確對準和高精準度來放置異色緣鬆解切口 530-1 和 530-2。根據額外考量，異色緣鬆解切口可為筆直、彎曲或弧形。

第六 B 圖例示在此具體實施例內 IOL 540 的插入，同樣使用雷射標記 510 來對準與置中。

底下將以第七圖至第二十六圖詳細說明與上述手術方法 200 和 200' 相關的雷射眼睛手術系統。在手術系統的操作中，眼睛可用固定模組來與光學模組對準。使用造影模組可擷取眼睛的影像。在步驟 220 內，利用手術系統控制模組可決定軸或妥協軸。在步驟 240 內，可在眼睛的至少一部分或相對於已決定軸的眼睛影像上，製作雷射標記。該標記可為眼睛上的真實標記，或可為影像或眼睛上的虛擬標記。

在前者的情況下，由手術系統控制模組將一或多個雷射脈衝引導到眼睛之上，來形成該雷射標記。另外，

或在與這種標記連結之下，眼睛可實際固定在其相對於已決定軸的方位內。許多方式都可達成這種固定，包括使用異色緣吸引環或固定齒。在其他替代中，可完全使用雷射系統來決定與標記所選的眼睛軸。利用手術系統的一或多種造影模態，可識別眼睛角膜或某些其他外部上之實體標記，並且呈現在影像上，用於導引雷射處理。

在步驟 260 內，該雷射標記的位置可導引外科醫生，確保正確找出眼睛軸。針對手術的目標訂定過程，外科醫生可接受、修改或根據其他資訊推翻該雷射標記。一旦外科醫生決定最終目標位置，可引導雷射脈衝至眼睛內的目標，例如來切除或製作切口或穿刺。因為該眼睛已經相對於選取軸被標記或定位，所以這種切口或穿刺也可相對於所選軸對準。

在切口或穿刺本身具備光學效果的情況下(單獨或結合其他手術操縱，像是沿著該雷射穿刺手動撕開)，然後該切口造成的該等光學效果也與選取軸對準。若對一個以上的光學表面或元件進行操縱，例如在水晶體與角膜內，則每次操縱都可對準所選軸，並因此彼此對準。除了利用雷射脈衝調解的直接效果以外，像是角膜或水晶體植入物這類額外光學元件可對準選取軸或妥協軸，後續對準雷射標記、切口或穿刺。

在某些具體實施例內，當眼睛在與正常或中立方位不同的狀態下或實際狀態下，可執行手術 260，例如：針對大多數工作，病患的一般姿勢為直立，而針對大多數手術，則需要或最好是仰臥姿勢。此外，角膜一般免

於壓平，不過某些雷射手術最好將角膜壓平來執行。當病患與眼睛在這些以外方位或狀態時，所做的標記可能相對於所要軸或旋轉方位而移動。如此為了最佳化術後光學效能，也需要將在一個狀態下所做的標記關聯於實際手術期間該眼睛的狀態。

在一個具體實施例內，當病患直立並且角膜未壓平時，外科醫生可標記或指示角膜上的一或多個位置。然後當病患仰臥並且角膜壓平時，外科醫生或利用外科手術系統的造影系統來識別這些標記的位置。在這兩情況下，標記的位置可顯示在治療影像上，以幫助引導施打手術雷射脈衝，影響眼睛本身的光學效能，或本身導引會影響眼睛光學效能的手術步驟。

在其他具體實施例內，已經施打的手術雷射脈衝或由這些手術脈衝所製作的切口或標記都可在手術中造影，以幫助導引要放入眼睛內的光學植入物之選擇。例如：將水晶體囊袋的標記或切口造影，以找出前房深度，就是正確人工水晶體選擇的關鍵輸入。

仍舊在其他具體實施例內，在準備步驟 220 期間，病患以直立姿勢坐著。外科醫生可在步驟 202-1 內識別眼睛內的軸，並且在步驟 204 內，於該識別軸與角膜交叉之處上用墨水製作準備標記，以及在異色緣區域上 3 點鐘位置之上製作準備標記，即是角膜的周邊，來標示眼睛的方位。

接下來在步驟 240 內，護送病患進入手術室，然後指示病患仰臥躺下。外科醫生將固定環放置在受術眼睛

上，抑制手術期間病患的眼睛移動。外科醫生也可在眼睛上放置接觸透鏡，來將眼睛壓平。讓眼睛表面更平坦，提高外科醫生將手術雷射脈衝高精準瞄準目標至最佳區域的能力。

接下來，用電腦控制器系統，拍下包括角膜與水晶體的眼睛影像。該影像可指出例如當病患仰臥時，3 點鐘上的準備標記已經轉動至大約 4 點鐘方向，即是旋轉大約 30 度。

接下來，控制器系統的軟體計算手術治療的最終目標，如此當病患恢復正常、直立姿勢時，受術區將轉回所要的位置。例如：控制器系統根據該準備標記與剛剛拍攝的影像，從儲存圖案的資料庫中選擇適當的切口圖案，或可針對病患訂製圖案。然後，控制器可識別該手術程序是否需要將目標訂定在眼睛上，而病患為仰臥姿勢，如此在眼睛轉回正常方位時，切口將在所要位置上。

然後外科醫生可施打雷射脈衝，以在角膜或水晶體上產生雷射標記，幫助例如插入 IOL。

外科醫生可直接遵照控制器的建議，或可以有限程度的修改標記，或可根據例如個人判斷，大幅推翻此標記。

在某些具體實施例內，雷射標記只用於後續手術步驟 260 相對於視軸以及眼睛自然旋轉狀態的對準與定位。手術步驟 260 可包括施打更強大的雷射脈衝，可能具有更高的重複率，或任何非雷射型手術程序，包括晶體乳化術的任何變化。



在其他具體實施例內，雷射標記在手術步驟 260 當中扮演更突出的角色。雷射標記可用來穿刺經過正確對準與旋轉的目標位置上之角膜與水晶體組織。在這些實施當中，後續手術步驟 260 可包括外科醫生透過雷射標記，沿著穿刺摘除不要的組織。

這種摘除步驟可接著許多額外手術步驟，例如：有限的摘除步驟並非該手術程序的最終目標：這種有限摘除可屬於後續角膜或水晶體內分層切除形成的一部分。

進行白內障手術的病患通常在之前都已經接受過角膜手術。在某些情況下，角膜手術會提早白內障手術好幾年，不過有些只提早幾分鐘。在這兩種情況下，此手術順序就會因為許多因素而面臨挑戰。

首先，將白內障手術的光學操縱對準先前角膜脫落位置就非常有用，能夠最佳化該眼睛的光學效能，例如：讓角膜手術瓣對齊插入水晶體內的 IOL 之光學中心，可最大限度減少病患的光學扭曲現象。不過，在角膜手術之後未留下標記或疤痕來指示角膜修改位置時，例如一般 PRK 或 LASIK 手術，此對準就難以達成。

PRK 和 LASIK 手術在角膜組織上所留下可忽略的疤痕，主要係因為該手術通常用準分子雷射與機械微型角膜刀來執行。不過，值得注意的是，在某些系統當中，屬於 LASIK 手術一部分的角膜瓣製造會用不同的飛秒雷射來執行。因為可製造與角膜表面垂直的銳利側邊切口，所以飛秒雷射可經過程式設計在角膜組織內留下周邊標記或疤痕。而其他因素還包括脈衝能量，也對此效

果有所影響。

第六 C 圖例示可使用這些角膜瓣相關標記，以將白內障手術的受術區與先前 LASIK 手術的受術區對準。如此，造影輔助手術方法 600 的實施可包括以下步驟：

步驟 610 - 將利用一先前角膜手術製造的一或多個角膜標記造影；

步驟 620 - 根據該造影的角膜標記，決定有關該先前角膜手術受術區位置的角膜位置資訊；以及

步驟 630 - 使用該角膜位置資訊，施打白內障手術用的雷射脈衝。

在造影步驟 610 內，如上面所討論，角膜標記可為角膜瓣相關標記。利用角膜瓣切割飛秒雷射，可製作角膜標記。該造影可使用一眼部同調斷層掃描(ophthalmic coherence tomographic, OCT)造影系統，高精準地執行。

在決定該角膜位置的步驟 620 內，該角膜位置資訊可為例如該角膜瓣的一周邊、該角膜瓣的一中央、相對於該白內障手術系統一光學軸的該角膜瓣之一位置或相對於該眼睛水晶體的一位置之該角膜瓣的一位置。

在施打該脈衝的步驟 630 內，可以一圓形方式將該白內障脈衝施打進入一水晶體囊袋，當成囊袋切除術一部分，其中該圓與一角膜瓣的周邊具有相同中心，在該決定步驟 620 內所決定。

在其他實施當中，可將一組脈衝施打至該眼睛的眼核，使用該決定的角膜位置資訊建立白內障手術圖案。例如：可用與該角膜瓣周邊相同圓心的方式，將圓形白

內障手術圖案施打至該眼核內，或者可將螺旋白內障手術圖案置中至該角膜瓣的中心。一般來說，以該白內障手術圖案施打該雷射脈衝的步驟 620 可相對於一角膜瓣的一已決定中心置中，其中該白內障手術圖案為一圓形圖案、一螺旋圖案、一輻射圖案或一印章圖案的至少其中之一。

在某些實施當中，可施打該白內障脈衝，平衡該角膜瓣的非所要位置。在這種實施當中，可用非對稱方式來使用該角膜位置資訊。例如：若該角膜瓣往第一方向相對於該角膜的光學軸偏離中心，並且此中心偏離度並非所要，則該囊袋切除術的圓形切口會往第二方向偏離中心，來平衡位置偏離的角膜瓣。

在某些實施當中，可用整合方式執行該角膜手術與該白內障手術。例如：造影步驟 610 可當成 LASIK 手術的一部分來執行，接著決定步驟 620 來決定該角膜位置資訊。此位置資訊可至少暫時儲存在系統記憶體內。這些步驟可接著施打白內障手術步驟 630 的雷射脈衝，其中從系統記憶體中將所儲存的位置資訊讀取到處理器，用來決定雷射脈衝的施打位置。

在後續白內障手術中，方法 600 中達成改善光學效能的所有這些方式，相較於使用機械裝置，運用飛秒雷射提供 LASIK 角膜瓣其他優點。

第六 D 圖對應至方法 600，例示眼用雷射系統 700 可包括：一造影系統 710，其設置成將一眼睛的一角膜區域造影；一手術雷射系統 720，其設置成使用該角膜

位置資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的水晶體內；以及一影像分析儀 730，其設置成根據該造影系統 710 所提供的影像，幫助決定該角膜位置資訊。

造影系統 710 可為眼部同調斷層掃描(OCT)系統。

手術雷射系統 720 可包括一飛秒雷射系統，其設置成在該水晶體內製造手術圖案。

在某些情況下，影像分析儀 730 可包括一處理器 730-1，其設置並程式設計成分析造影系統 710 所產生的影像。

例如：處理器 730-1 在由造影系統 710 所造影的該角膜內的一 LASIK 角膜瓣之影像畫上一圓，然後處理器 730-1 決定該已畫圓的圓心位置。處理器 730-1 將該已畫圓的圓心位置儲存在系統記憶體內。

處理器 730-1 或相關處理器 730-1' 可產生置中於該已畫圓的已決定圓心上之白內障手術圖案。此步驟的執行可與先前該角膜位置資訊的決定步驟連接，或從系統記憶體喚回該已儲存的資訊。根據該已產生的手術圖案，這些處理器 730-1 或 730-1' 可導引該手術雷射系統 720，來施打該雷射脈衝進入該水晶體。

在其他範例中，影像分析儀 730 可僅為視覺介面，例如視訊顯微鏡的顯示器，其提供影像給雷射系統 700 的操作員，例如眼科醫生。在這種實施當中，外科醫生可例如利用移動並調整電子產生的目標圖案圓，讓其與影像內的結構對準，像是瞳孔，就可決定該角膜位置資訊。

系統 700 也包括主要光通路，造影系統 710 的雷射以此耦合至分光器 711-1，並且手術雷射 720 的雷射耦合至分光器 711-2。這些光束都可透過物鏡 714 以及可能的對接單元 716，耦合進入眼睛 1。另外，觀察光源可照射目標眼睛 1。透過相同物鏡 714 收集眼睛從這三種光束所反射的所有光線，並且返回至造影系統 710 以及至視覺造影單元，像是眼用立體顯微鏡或視訊顯微鏡 718。

其他挑戰則關於在角膜手術期間，像是 LASIK 手術，施打準分子雷射所造成的角膜曲度變化。曲度變化會使得後續白內障手術中適當人工水晶體(IOL)之決定變得困難。

特定方法利用決定先 LASIK 前角膜曲度，並且保留測量資料以便未來用於 IOL 計算，如此就可解決該問題。不過，這些方法可能需要多種裝置，像是角膜地圖儀、製造切口的飛秒雷射以及執行剝離的準分子雷射。

相較之下，根據飛秒雷射能夠將 LASIK 前角膜形狀造影、可包括曲度並且可將這些資料與 LASIK 後曲度比較之系統，可減少所需的裝置數量，並且可直接比較 LASIK 前後的影像，幫助高精準度的 IOL 計算。這些計算不僅將曲度變化幅度列入考量，也將這些變化相對於 IOL 定位的區域位置列入考量。

第六 E 圖例示在某些實施當中，執行白內障手術的方法 800 可包括以下步驟：

810 - 在一角膜手術之前與之後對一角膜的一部分

造影；

820 - 比較手術前影像與該角膜手術受術區的手術後影像，來決定角膜形狀改變資訊；

830 - 使用該角膜形狀改變資訊，施打白內障手術用的雷射脈衝；

840 - 根據該角膜形狀改變資訊選擇一人工水晶體；以及

850 - 將該選取的人工水晶體插入該眼睛的囊袋內。

造影步驟 810 可包括在該手術之前將部分角膜造影，該造影與該眼睛的眼內結構相關。

決定步驟 820 可包括將與術後程序比較用的此影像儲存在系統記憶體內。

在某些實施當中，單一裝置可執行方法 800 的大部分或全部步驟。這種眼用雷射系統 900 可包括：一造影系統 910，其設置成在一角膜手術之前與之後，將一眼睛的一角膜區域造影；一影像分析儀 920，其設置成在該角膜手術之前與之後，根據該造影系統所提供的影像，幫助決定一角膜形狀改變資訊；以及一手術雷射系統 930，其設置成使用該角膜位置資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的水晶體內。

在某些實施當中，影像分析儀 920 可包括一處理器 940，其設置成比較手術前影像與該角膜手術受術區的手術後影像，來決定該角膜形狀改變資訊。在某些情況下，處理器 940 可牽涉到後續白內障手術的最佳 IOL 之

決定。

在某些具體實施例中，該眼用雷射系統可包括一手術雷射系統，其設置成使用該已決定的角膜形狀改變資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的該角膜內。

該眼用雷射系統可設置成製造 LASIK 角膜瓣以及白內障手術切口。

執行一整合式眼部手術 950 的對應方法可包括以下步驟：

951 - 在一角膜手術之前對角膜的一部分造影；

952 - 執行一角膜 LASIK 手術；

953 - 比較手術前影像與該角膜 LASIK 手術受術區的手術後影像，來決定角膜形狀改變資訊；

954 - 使用該角膜形狀改變資訊，施打白內障手術用的雷射脈衝；

955 - 根據該角膜形狀改變資訊選擇一人工水晶體；以及

956 - 將該選取的人工水晶體插入該眼睛的一囊袋內。

接下來，將說明雷射手術系統的技術細節，以及用於執行本說明書內所描述處理的許多特徵。

根據範例，第七圖顯示根據光學造影與壓平的雷射手術系統，此系統包括脈衝雷射 1010，用來產生雷射脈衝的手術雷射光束 1012，以及光學模組 1020，用來接收手術雷射光束 1012 並且聚焦並引導聚焦的手術雷射光束 1022 至目標組織 1001 上，像是眼睛，導致目標組

織 1001 內的光分裂。此系統提供壓平板與目標組織 1001 接觸，產生傳輸雷射脈衝至目標組織 1001 的介面，並且來自目標組織 1001 的光線通過該介面。特別是，提供光學造影裝置 1030，以擷取承載目標組織影像 1050 的光線 1050 或來自目標組織 1001 的造影資訊，以建立目標組織 1001 的影像。來自造影裝置 1030 的造影信號 1032 傳送至系統控制模組 1040，系統控制模組 1040 操作來處理來自造影裝置 1030 的擷取影像，並且控制光學模組 1020，來根據來自擷取影像的資訊，調整目標組織 1001 上手術雷射光束 1022 的位置與焦點。光學模組 1020 可包括一或多個鏡頭，並且可進一步包括一或多個反射板。控制致動器可包括在光學模組 1020 內，用來調整聚焦以及光束方向，以回應來自系統控制模組 1040 的光束控制信號 1044。控制模組 1040 也可透過雷射控制信號 1042 控制脈衝雷射 1010。

光學造影裝置 1030 可實施來產生光學造影光束，該光束從手術雷射光束 1022 分離出來，用來探測目標組織 1001，並且光學造影裝置 1030 擷取光學造影光束的返回光線，獲得目標組織 1001 的影像。這種光學造影裝置 1030 的一個範例為光學同調斷層掃描(OCT)造影模組，其使用兩條造影光束，一條探測光束引導通過壓平板至目標組織 1001，另一條參考光束位於參考光路徑內，這兩條光束彼此光學干涉來獲得目標組織 1001 的影像。在其他實施當中，光學造影裝置 1030 可使用來自目標組織 1001 的散射或反射光擷取影像，而不用傳



送指定的光學造影光束至目標組織 1001，例如：造影裝置 1030 可為像是 CCD 或 CMS 感測器這類感測元件的感測陣列，例如：光學造影裝置 1030 可擷取手術雷射光束 1022 所產生的光分裂副產品之影像，用來控制手術雷射光束 1022 的聚焦與定位。當光學造影裝置 1030 設計成使用光分裂副產品的影像來導引手術雷射光束校準時，光學造影裝置 1030 擷取像是雷射造成的氣泡或空穴這類光分裂副產品之影像。造影裝置 1030 也可為超音波造影裝置，以根據聲音影像來擷取影像。

系統控制模組 1040 處理來自造影裝置 1030 的影像資料，其中包括來自目標組織 1001 內目標組織位置的光分裂副產品之位置位移資訊。根據從該影像獲得的資訊，產生光束控制信號 1044 來控制光學模組 1020 調整雷射光束 1022。系統控制模組 1040 內可包括數位處理單元，用來執行許多資料處理進行雷射校準。

上述技術及系統可用來以連續脈衝施打所需的精準度，傳遞高重複率雷射脈衝至子表面目標，為所切除或塊狀分裂應用所需。這使用或不用目標表面上的參考來源，並且將目標順著壓平或雷射脈衝施打期間的移動列入考量，就可達成。

在本系統內提供壓平板，幫助與控制將雷射脈衝施打至組織的精準、高速定位需求。這種壓平板可由具有至組織的預定接觸表面之透明材料製成，像是玻璃，如此壓平板的接觸表面形成完善定義並與組織接觸的光學介面。此完善定義的介面可幫助雷射光傳輸與聚焦在

組織上，來控制或降低在空氣-組織介面上最重要的光學像差或變化(像是因為表面乾燥所發生的特定眼睛光學性質或改變)，而此介面在眼睛內就是角膜的前表面。許多接觸透鏡可針對眼睛與其他組織內部不同應用與目標來設計，包括拋棄式或可重複使用型。透過調整相關雷射輸出系統內的聚焦元件，可使用目標組織表面上的接觸玻璃或壓平板做為雷射脈衝要聚焦的參考平面。這種方式原本就具備上述接觸玻璃或壓平板所產生之額外好處，包括組織表面光學品質的控制。因此，雷射脈衝可高速精準施打於目標組織內的所要的位置(交互作用點)上，其相對於具有雷射脈衝些微光學扭曲的壓平參考板。

第七圖內的光學造影裝置 1030 透過壓平板擷取目標組織 1001 的影像。控制模組 1040 處理擷取的影像，以從擷取影像當中取出位置資訊，並且使用取出的位置資訊做為位置參考或導引，來控制手術雷射光束 1022 的位置與焦點。此造影導引雷射手術不用依賴壓平板做為位置參考就可實施，因為壓平板的位置由於上面討論的許多因素而改變。因此，雖然壓平板提供所要的光學介面，讓手術雷射光束進入目標組織並且取得目標組織的影像，不過可能難以使用壓平板做為位置參考，以校準與控制手術雷射光束的位置與焦點，以便精準施打雷射脈衝。手術雷射光束的位置與焦點之造影導引控制係根據造影裝置 1030 與控制模組 1040，允許使用例如眼睛內部結構影像這類目標組織 1001 的影像做為位置參

考，而不使用壓平板來提供位置參考。

除了不成比例影響內部組織結構定位的壓平實際效果以外，在某些手術當中，要求目標瞄準系統預測或考量使用短脈衝週期雷射會發生的光分裂非線性特性。光分裂會導致光束校準與光束目標瞄準變得複雜，例如：光分裂期間與雷射脈衝交互作用時組織物質內非線性光學效果的其中之一為：雷射脈衝所通過的組織物質之折射係數不再恆等，而是隨著光線亮度改變。因為雷射脈衝內光線的亮度在脈衝雷射光束內隨空間變化，沿著並通過脈衝雷射光束的傳播方向而變化，而組織物質的折射係數也隨空間變化。此非線性折射係數的一種後果為在組織物質內自我聚焦或自我解除聚焦，而改變其實際焦點，並且位移組織內脈衝雷射光束的焦點位置。因此，將脈衝雷射光束精準校準至目標組織內的每一目標組織位置，也需要考量雷射光束上組織物質的非線性光學效果。由於不同的物理特性，像是硬度，或是由於光學考量，像是雷射脈衝光前進至特定區域時的吸收或散射，雷射脈衝內的能量可經過調整，在不同的目標區內提供相同的物理效果。在這種情況下，不同能量值的脈衝之間非線性聚焦效果差異也可影響手術脈衝的雷射校準以及雷射目標瞄準。有關於此，由造影裝置 1030 從目標組織所獲得的直接影像，用來監控手術雷射光束 1022 的實際位置，反應出目標組織內非線性光學效果的組合效果，並且提供用於控制光束位置與光束焦點的位置參考。

本說明書描述的技術、設備及系統可與壓平板結合，以提供表面形狀與水合作用的控制，減少光扭曲，並且提供用於透過壓平表面精準定位光分裂至內部結構。本說明書描述的光束位置與焦點之造影導引控制可套用至使用壓平板以外裝置來固定眼睛的手術系統與程序，包括使用會導致手術目標扭曲或移動的吸引環。

下段先根據造影功能整合至系統雷射控制部分的變化程度，描述自動造影導引雷射手術的技術、設備及系統之範例。光學或像是 OCT 造影模組這類其他形式造影模組可用來指引探測光或其他種光束，擷取例如眼睛內部結構這類目標組織的影像。擷取影像內的位置資訊可導引像是飛秒(femtosecond)或皮秒(picosecond)雷射脈衝這類雷射脈衝的手術雷射光束，控制手術期間手術雷射光束的聚焦與定位。手術期間可依序或同時指引手術雷射光束與探測光束至目標組織，如此可根據擷取的影像來控制手術雷射光束，以確定手術的精準度與精確度。

因為光束控制係根據目標組織壓平或固定之後，在施打手術脈衝之前或幾乎同時的目標組織影像，所以這種造影導引雷射手術可用來在手術期間，提供精準並且精確的手術雷射光束的聚焦與定位。請注意，目標組織的特定參數，像是手術之前測量的眼睛，在手術期間會因為許多因素而改變，像是目標組織準備(例如將眼睛固定至壓平透鏡)，以及目標組織因為手術的替換。因此，這種因素及/或手術之前測量的目標組織參數可能不再

反應出手術期間目標組織的實際情況。本造影導引雷射手術可減輕手術之前與期間，聚焦與定位手術雷射光束中這種變更造成的技術問題。

本造影導引雷射手術可有效用於目標組織內精準手術操作，例如：當在眼睛內執行雷射手術時，雷射光聚焦在眼睛內，以達成目標組織的光學崩潰，這種光交互作用可改變眼睛的內部結構，例如：不僅在之前測量與手術之間，也可在手術期間，水晶體可在調節期間改變其位置、形狀、厚度以及直徑。用機械方式將眼睛固定至手術儀器會以未完善定義的方式改變眼睛形狀，進一步在手術期間因為許多因素，例如病患移動，這種改變會變動。固定方式包括用吸引環固定眼睛，以及用平面或弧形透鏡壓平眼睛。這些變更量高達幾公釐。在執行眼睛內部精準雷射顯微手術時，機械參考與固定像是角膜或異色緣的前表面這類眼睛表面就不太適合。

本造影導引雷射手術內的後製或近乎同時造影，可用來在手術之前與期間發生變更的環境內，建立眼睛內部特徵與手術儀器之間的立體位置參考。壓平及/或固定眼睛之前或實際手術期間，造影所提供的位置參考資訊反應出眼睛內改變的效果，如此提供手術雷射光數聚焦與定位的精準指引。根據本造影導引雷射手術的系統可經過設置，簡化結構並具備成本效益。例如：導引手術雷射光束伴隨的部分光成分可與導引探測光束伴隨的部份光成分共享，用於目標組織造影，以簡化裝置結構以及造影和手術光束的光學校準與校正。

下面描述的造影導引雷射手術系統使用 OCT 造影當成造影儀器的範例，其他非 OCT 造影裝置也可用來擷取手術期間控制手術雷射的影像。如底下範例內所例示，可用不同程度實施造影與手術子系統的整合。在未整合硬體的最簡單形式中，造影與雷射手術子系統分離，並且可透過介面彼此通訊。這種設計提供兩種子系統的設計彈性。兩種子系統之間利用某些硬體組件的整合，像是利用病患介面，利用提供更好的手術區域登錄給硬體組件，進一步擴充功能，更精準校正並且可改善工作流程。隨著兩個子系統之間的整合程度提高，如此系統可提高成本效益、縮小體積，並且系統校正進一步簡化同時更穩定。造影導引雷射系統的範例在第八圖至第十六圖內具有許多不同的整合程度。

本造影導引雷射手術系統的一個實施例如包括一手術雷射，其產生手術雷射脈衝的手術雷射光束，導致在手術之下目標組織因手術而改變；一病患介面固定器，將病患介面與目標組織接觸，以將目標組織固定在位置內；以及一雷射光束傳遞模組，其位於手術雷射與病患介面之間，設置成指引手術雷射光束通過病患介面到目標組織。此雷射光束傳遞模組可操作來沿著預定手術圖案，掃描目標組織內的手術雷射光束。此系統也包括一雷射控制模組，其控制手術雷射的操作，並且控制該雷射光束傳遞模組產生預定手術圖案，以及包括一 OCT 模組，其相對於病患介面定位，以具有相對於病患介面的已知空間關係，並且目標組織固定至病患介面。

OCT 模組設置成指引光學探測光束至目標組織，並且接收從目標組織返回的光學探測光束之探測光，來擷取目標組織的 OCT 影像，同時將手術雷射光束指引至目標組織，執行手術操作，如此光學探測光束以及手術雷射光束同時存在於目標組織內。OCT 模組與雷射控制模組通訊，以傳送所擷取 OCT 影像的資訊給雷射控制模組。

此外，此特定系統內的雷射控制模組回應所擷取 OCT 影像的資訊，以在手術雷射光束的聚焦與掃描操作雷射光束傳遞模組，並且根據所擷取 OCT 影像內的定位資訊，調整目標組織內手術雷射光束的聚焦與掃描。

在某些實施當中，將目標登錄至手術儀器並不需要獲取目標組織的完整影像，獲取部分目標組織就足夠，例如手術區域內的幾個點，像是天然或人造標記。例如：一個剛體在 3D 空間內具有六個自由度，所以六個獨立點就足夠定義該剛體。若不知道手術區域的確切尺寸，則需要其他點來提供位置參考。在這方面，許多點可用來決定前表面與後表面的位置與弧度，這通常不相同，以及決定人類眼睛內水晶體的厚度與直徑。根據這些資料，由兩個半橢圓體構成並具有已知直徑的本體可約略看待成用於特定目的之水晶體。在其他實施當中，來自擷取影像的資訊可與其他來源資訊結合，像是事先測量並輸入給控制器的水晶體厚度。

第八圖顯示擁有分離式雷射手術系統 2100 和造影系統 2200 的造影導引雷射手術系統之一個範例。雷射手術系統 2100 包括具備手術雷射的雷射引擎 2130，其

產生手術雷射脈衝的手術雷射光束 2160。系統內提供雷射光束傳遞模組 2140，指引來自雷射引擎 2130 的手術雷射光束 2160 通過病患介面 2150 到達目標組織 1001，並且可操作來沿著預定手術圖案掃描目標組織 1001 內的手術雷射光束 2160。本系統提供雷射控制模組 2120，以透過通訊通道 2121 控制雷射引擎 2130 內手術雷射的操作，並且透過通訊通道 2122 控制雷射光束傳遞模組 2140 來產生預定手術圖案。本系統提供病患介面固定器，讓病患介面 2150 與目標組織 1001 接觸，以將目標組織 1001 固定在位置內。病患介面 2150 可實施來包括具有平坦或弧形表面的接觸透鏡或壓平透鏡，以順應接合眼睛的前表面並且將眼睛固定在位置內。

第八圖內的造影系統 2200 可為相對於手術系統 2100 的病患介面 2150 定位之 OCT 模組，具有與病患介面 2150 和固定至病患介面 2150 的目標組織 1001 相關之已知空間關係。此 OCT 模組 2200 可設置成具有自己的病患介面 2240，用來與目標組織 1001 互動。造影系統 2200 包括造影控制模組 2220 以及造影子系統 2230。子系統 2230 包括產生造影光束 2250 來對目標 1001 造影的光源，以及造影光束傳遞模組，用來指引光學探測光束或造影光束 2250 至目標組織 1001，並且接收從目標組織 1001 返回的光學造影光束 2250 之探測光束 2260，來擷取目標組織 1001 的 OCT 影像。光學造影光束 2250 與手術光束 2160 可同時指引至目標組織 1001，允許依序或同時造影與手術操作。



如第八圖內所示，雷射手術系統 2100 與造影系統 2200 內提供通訊介面 2110 和 2210，幫助雷射控制模組 2120 的雷射控制與造影系統 2200 的造影間之通訊，如此 OCT 模組 2200 可將所擷取 OCT 影像的資訊傳送給雷射控制模組 2120。此系統內的雷射控制模組 2120 回應所擷取 OCT 影像的資訊，以在手術雷射光束 2160 的聚焦與掃描內操作雷射光束傳遞模組 2140，並且根據所擷取 OCT 影像內的定位資訊，動態調整目標組織 1001 內手術雷射光束 2160 的聚焦與掃描。雷射手術系統 2100 與造影系統 2200 之間的整合，主要透過軟體層級上通訊介面 2110 與 2210 之間的通訊。

在此與其他範例中，也可整合許多子系統或裝置。例如：系統內可提供像是前導波像差分析儀、角膜地形圖測量裝置這類特定診斷儀器，或是可運用來自這些裝置的預先操作資訊，以列舉術內造影。

第九圖顯示具有其他整合特徵的造影導引雷射手術系統之範例。造影與手術系統共享共用的病患介面 3300，其固定目標組織 1001 (例如眼睛)，而不用第八圖內必須用兩個別病患介面。手術光束 3210 和造影光束 3220 在病患介面 3300 上結合，並且由共用的病患介面 3300 導引至目標 1001。此外，提供共用控制模組 3100，以控制造影子系統 2230 以及手術零件(雷射引擎 2130 以及光束傳遞系統 2140)。這提高造影與手術零件的整合度，允許精確校正兩個子系統，並且提高病患與手術器具的位置穩定性。此系統提供共用外殼 3400，以封閉

手術與造影子系統。當兩系統未整合進入共用外殼時，共用病患介面 3300 同時屬於造影或手術子系統的一部分。

第十圖顯示其中雷射手術系統與造影系統共享共用光束傳遞模組 4100 和共用病患介面 4200 的造影導引雷射手術系統之範例。此整合進一步簡化系統結構以及系統控制操作。

在一個實施當中，上面與其他範例內的造影系統可為光學電腦斷層掃描(OCT)系統，並且雷射手術系統為飛秒或皮秒雷射型眼部手術系統。在 OCT 內，光線來自低同調、寬頻光源，像是分成個別參考與信號光束的超高亮度二極體。信號光束為傳送至手術目標的造影光束，並且收集造影光束的返回光線，與參考光束同調重組來形成干涉儀。掃描與光學鍊的光學軸或光線傳播方向垂直的信號光束，提供 x-y 方向內的空間解析度，而深度解析度來自於參考臂的路徑長度與干涉儀的信號臂內返回信號光束間之擷取差異。雖然不同 OCT 實施的 x-y 掃描器基本上相同，不過比較路徑長度以及取得 z 掃描資訊就可發現不同。在已知為時域 OCT 的一個實施當中，例如參考臂連續變化來改變其路徑長度，而感光器偵測重組光束亮度內的干涉調變。在不同的實施當中，參考臂基本上靜止，並且分析組合光的光譜用於干涉。組合光束的光譜之傅立葉轉換提供從樣本內部散射之空間資訊。此方法已知為頻域法或傅立葉 OCT 法。在已知為掃頻 OCT (S. R. Chinn, et. al., Opt. Lett. 22, 1997)

的不同實施當中，使用窄頻光源，讓其頻率掃描迅速通過光譜範圍。快速偵測器以及動態信號分析儀偵測到參考與信號臂之間的干涉。在這些範例當中可使用針對此目的所開發的外腔調諧二極體雷射或頻域鎖模 (frequency domain mode-locked, FDML) 雷射之調頻 (R. Huber et. Al. Opt. Express, 13, 2005) (S. H. Yun, IEEE J. of Sel. Q. El. 3(4) p. 1087-1096, 1997)，當成光源。在 OCT 系統內用來當成光源的飛秒雷射可具有足夠頻寬，並且可提供提高訊噪比的其他好處。

本說明書內系統中的 OCT 造影裝置可用來執行許多造影功能，例如 OCT 可用於抑制來自系統光學組態或壓平板存在導致的複雜共軛、擷取目標組織內所選位置的 OCT 影像，以提供三維定位資訊來控制目標組織內手術雷射光束之聚焦與掃描，或擷取目標組織表面上或壓平板上所選位置的 OCT 影像，以提供定位登錄來控制目標位置改變時發生的方位改變，像是從直立到仰臥。根據一個目標位置方位內標記或標記的放置，利用定位登錄處理來校正 OCT，然後在目標位於其他位置方位內時由 OCT 模組偵測。在其他實施當中，OCT 造影系統可用來產生探測光束，其經過偏振後以光學方式收集眼睛內部結構上之資訊。雷射光束與探測光束可在不同偏振當中偏振。OCT 可包括偏振控制機構，其控制用於該光學斷層掃描的探測光朝眼睛前進時在一個偏振內偏振，並且遠離眼睛時在不同偏振內偏振。該偏振控制機構可包括例如波板或法拉第旋轉器 (Faraday rotator)。

第十圖內的系統顯示為光譜 OCT 組態，並且可設置成共享手術與造影系統之間光束傳遞模組的聚焦光學部分。該光學的主要需求係關於操作波長、影像品質、解析度、扭曲等。雷射手術系統可為具有高數值孔徑系統的飛秒雷射系統，設計來達成繞射極限焦點尺寸，例如大約 2 至 3 微米。許多飛秒眼部手術雷射都可在許多波長上操作，像是大約 1.05 微米的波長。造影裝置的操作波長可選擇接近雷射波長，如此該光學裝置在色彩上補償兩波長。這種系統可包括第三光通道、像是手術顯微鏡的目視觀察通道，提供額外造影裝置擷取目標組織的影像。若此第三光通道的光路徑與手術雷射光束和 OCT 造影裝置的光共享光學裝置，則共享的光學裝置可設置成使用能見光譜帶色像補償第三光通道，並且用光譜帶補償手術雷射光束與 OCT 造影光束。

第十一圖顯示第九圖內設計的特定範例，其中用於掃描手術雷射光束的掃描器 5100，以及用於調節(準直與聚焦)手術雷射光束的光束調節器 5200，與用於控制 OCT 造影光束的 OCT 造影模組 5300 內之光學裝置分離。該手術與造影系統共享物鏡 5600 模組以及病患介面 3300。物鏡 5600 指引並聚焦兩手術雷射光束與造影光束至病患介面 3300，並且由控制模組 3100 控制其聚焦。此系統提供兩分光器 5410 和 5420，來指引手術與造影光束。分光器 5420 也用來指引返回的造影光束回到 OCT 造影模組 5300。兩分光器 5410 和 5420 也指引來自目標 1001 的光線至目視觀察光學單元 5500，以提

供目標 1001 的直接畫面或影像。單元 5500 可為透鏡造影系統，讓外科醫師觀看目標 1001 或讓攝影機拍攝目標 1001 的影像或影片。此處可使用許多分光器，像是二色與偏振分光器、光柵、全像攝影分光器或這些的組合。

在某些實施當中，光學元組可適當塗抹防反射塗佈，減少手術與 OCT 波長從光束路徑的多個表面發出眩光。藉由增加 OCT 造影單元內的背景光，否則反射會減少系統產出，並且降低訊噪比。一種減少 OCT 內眩光的方式為利用放在目標組織附近的法拉第絕緣體之波板，旋轉來自樣本的返回光之偏振性，並且將偏振板放在 OCT 偵測器前面，優先偵測從樣本返回的光線，並且抑制從光學組件散射的光線。

在雷射手術系統內，每一手術雷射與 OCT 系統都具有光束掃描器，涵蓋目標組織內相同的手術區域。因此，手術雷射光束的光束掃描以及造影光束的光束掃描可整合為共享共用掃描裝置。

第十二圖詳細顯示這種系統的範例。在此實施當中，兩子系統共享 x-y 掃描器 6410 和 z 掃描器 6420。此系統提供共用控制器 6100，控制手術與造影操作的系統操作。OCT 子系統包括產生造影光線的 OCT 光源 6200，該光線由分光器 6210 分成造影光束以及參考光束。該造影光束在分光器 6310 上與手術光束組合，以沿著共用光路徑傳播至目標 1001。掃描器 6410 和 6420 以及光束調節器單元 6430 從分光器 6310 往下排。分光

器 6440 用來指引造影與手術光束至物鏡 5600 與病患介面 3300。

在 OCT 子系統內，參考光束傳輸通過分光器 6210 到達光學延遲裝置 6220，並且由返回鏡子 6230 反射。引導從目標 1001 返回的造影光束回到分光器 6310，該分光器反射至少部分返回的造影光束到分光器 6210，在此重疊反射的參考光束與返回的造影光束並彼此干擾。光譜儀偵測器 6240 用來偵測干涉，並且產生目標 1001 的 OCT 影像。OCT 影像資訊傳送至控制系統 6100，用於控制手術雷射引擎 2130、掃描器 6410 和 6420 和物鏡 5600 來控制手術雷射光束。在一個實施當中，光學延遲裝置 6220 可變化來改變光學延遲，以便偵測目標組織 1001 內的許多深度。

若 OCT 系統為時域系統，則兩個子系統使用兩個不同的 z 掃描器，因為兩個掃描器以不同的方式運作。在此範例中，手術系統的 z 掃描器利用改變光束調節器單元內手術光束的離散，而不改變手術光束路徑內光束的路徑長度來操作。在另一方面，利用可變延遲或移動參考光束返回鏡子的位置，時域 OCT 實際變更光束路徑來掃描 z 方向。校正之後，利用雷射控制模組將兩個 z 掃描器同步。兩移動之間的關係可簡化成線性或多項式依存，如此控制模組可處理，或另外校正點可定義一個查找表，提供適當縮放。頻域/傅立葉域以及掃頻來源 OCT 裝置並沒有 z 掃描器，參考臂的長度為靜態。除了降低成本以外，兩系統的交叉校正將相對直觀。因此並不需

要補償聚焦光學裝置內影像失真所導致的差異，或兩系統的掃描器共享之後的差異所導致之差異。

在手術系統的實行實施當中，聚焦物鏡 5600 可滑動或可移動固定在基座上，並且平衡物鏡的重量來限制施加於病患眼睛上的力量。病患介面 3300 包括固定至病患介面固定器的壓平透鏡。該病患介面固定器附加至固定單元，該固定器固定聚焦物鏡。此固定單元設計來在病患無法避免會移動的情況下，確定病患介面與系統之間穩固連接，並允許病患介面輕柔地接觸眼睛。此處可使用聚焦物鏡的多種實施，並且一個範例描述於 Hsueh 提出的第 5,336,215 號美國專利申請案。這種可調式聚焦物鏡可變更光學探測光的光路徑長度，成為 OCT 子系統的光學干涉儀內的一部分。物鏡 5600 和病患介面 3300 的移動會以不受控制的方式，改變 OCT 的參考光束與造影信號光束間之路徑長度差異，這會惡化 OCT 所偵測的 OCT 深度資訊。這不僅發生在時域內，也發生在頻域/傅立葉域以及掃頻 OCT 系統內。

第十三圖和第十四圖顯示示範造影導引雷射手術系統，其解決可調式聚焦物鏡伴隨的技術問題。

第十三圖內的系統提供耦合至可移動聚焦物鏡 7100 的位置感測裝置 7110，來測量可滑動固定裝置上之物鏡 7100 的位置，並且將測量的位置通訊給 OCT 系統內的控制模組 7200。控制系統 6100 可控制並移動物鏡 7100 的位置，以調整 OCT 操作的造影信號光束前進之光路徑長度，並且由位置編碼器 7110 測量並監控透

鏡 7100 的位置，並導引送至 OCT 控制器 7200。在處理 OCT 資料中組合 3D 影像時，OCT 系統內的控制模組 7200 套用演算法，以補償由於聚焦物鏡 7100 相對於病患介面 3300 移動所導致 OCT 內干涉儀的參考臂與信號臂間之差異。由 OCT 控制模組 7200 所計算透鏡 7100 的位置內之適當變化量傳送至控制器 6100，來控制透鏡 7100 改變其位置。

第十四圖顯示其他示範系統，其中在 OCT 系統干涉儀的參考臂內返回鏡子 6230 或 OCT 系統的光路徑長度延遲組合內的至少一部分剛性固定至可移動聚焦物鏡 7100，如此當物鏡 7100 移動時，信號臂與參考臂在光學路徑長度內有相同的變更量。如此，物鏡 7100 在滑桿上的移動會自動補償 OCT 系統內的路徑長度差異，不需另外計算補償。

上面造影導引雷射手術系統、雷射手術系統以及 OCT 系統的範例使用不同光源。在雷射手術系統與 OCT 系統之間更完全整合當中，當成手術雷射光束光源的飛秒手術雷射也可當成 OCT 系統的光源。

第十五圖顯示其中使用光線模組 9100 內飛秒脈衝雷射，產生用於手術操作的手術雷射光束以及用於 OCT 造影的探測光束。此系統提供分光器 9300，以將雷射光束分成第一光束，做為 OCT 的手術雷射光束和信號光束，以及第二光束，做為 OCT 的參考光束。此時引導第一光束通過 x-y 掃描器 6410，其掃描 x 與 y 方向內與第一光束傳播方向垂直的光束，以及通過第二掃描器(z 掃



描器) 6420，改變光束的離散，以調整目標組織 1001 上第一光束的聚焦。此第一光束在目標組織 1001 上執行手術操作，並且部分第一光束往回散射至病患介面，並由物鏡收集做為 OCT 系統的光學干涉儀之信號臂之信號光束。此返回光與由參考臂內返回鏡子 6230 反射的第二光束結合，並且由時域 OCT 的可調式光學延遲元件 6220 延遲，來控制目標組織 1001 的造影差異深度內信號與參考光束間之路徑差異。控制系統 9200 控制系統操作。

角膜上進行的手術已經顯示，數百飛秒的脈衝持續時間足以達到良好的手術效果，而用於足夠深解析度的 OCT 時，則需要由較短脈衝，例如低於數十飛秒，所產生的較寬光譜頻寬。在此範疇內，OCT 裝置的設計規定來自飛秒手術雷射的脈衝持續時間。

第十六圖顯示使用單一脈衝雷射 9100 產生手術光與造影光的其他造影導引系統。在飛秒脈衝雷射的輸出光路徑內放置非線性光譜加寬媒體 9400 來使用光學非線性處理，像是白光產生或光譜加寬，以加寬來自相對較長脈衝雷射源的脈衝光譜頻寬，手術內通常使用數百飛秒。媒體 9400 可例如為光纖材料。兩系統所需的光亮度不同，並且實施調整光束亮度的機構，以符合兩系統內的這種要求。例如：當拍攝 OCT 影像或執行手術時，兩系統的光學路徑內可提供光束轉向鏡、光束遮光器或衰減器，以適當控制光束的存在與亮度，以便保護病患和敏感的儀器免於過強的光線亮度。

在操作上，第八圖至第十六圖內的上述範例可用來執行造影導引雷射手術。

第十七圖顯示藉由使用造影導引雷射手術系統執行雷射手術的方法之一個範例。此方法使用系統內的病患介面，將手術的目標組織固定在位置上，同時指引來自系統內雷射的雷射脈衝之手術雷射光束以及來自系統內 OCT 模組的光學探測光束，到達病患介面進入目標組織。手術雷射光束受控制，來在目標組織內執行雷射手術，並且操作 OCT 模組，以從由目標組織返回的光學探測光束當中獲得目標組織內的 OCT 影像。所獲得 OCT 影像內的位置資訊套用在手術雷射光束的聚焦與掃描內，以在手術之前或期間調整手術雷射光束的聚焦與掃描。

第十八圖顯示眼睛的 OCT 影像之範例。由於在壓平期間會對眼睛施加壓力，病患介面內壓平透鏡的接觸表面可設置成具有讓角膜扭曲或摺疊最小之彎曲度。在該病患介面上成功壓平該眼睛之後，可獲得 OCT 影像。如第十八圖內所例示，在該 OCT 影像內可看出透鏡與角膜的彎曲度以及透鏡與角膜之間的距離。另外可偵測像是上皮角膜介面這類更細膩的特徵。每一這些可識別的特徵都可用來當成含該眼睛的該雷射座標之內部參考。運用已經建立的電腦視覺演算法，像是邊緣或 Blob 偵測，可將角膜與水晶體的座標數位化。一旦已經建立水晶體的座標，就可用來控制用於手術的手術雷射光束之聚焦與定位。

另外，校正樣本材料可用來以已知的位置座標，形成參考標記的 3-D 陣列。此時可獲得該校正樣本材料的 OCT 影像，來建立該參考標記的已知位置座標與所獲得 OCT 影像內參考標記的 OCT 影像間之映射關係。此映射關係儲存當成數位校正資料，並且根據手術期間所獲得目標組織之 OCT 影像，應用來控制該手術期間該目標組織內之手術雷射光束的聚焦與掃描。本說明書使用 OCT 造影系統當成範例，並且此校正可應用於透過其他造影技術所獲得之影像。

在本說明書所描述的造影導引雷射手術系統內，該手術雷射可產生相當高的峰值功率，足以在高數值孔徑聚焦之下，驅動眼睛內部(即是角膜與水晶體的內部)的強場/多光子離子化。在這些情況下，該手術雷射的一個脈衝在該焦點體積內產生電漿。電漿冷卻產生明確定義的受損區或可用來當成參考點的「氣泡」。下列章節描述使用該手術雷射所產生的受損區，用於針對 OCT 型造影系統校正該手術雷射之校正程序。

在執行手術之前，已經針對該手術雷射校正 OCT，來建立相對定位關係，如此該手術雷射相對於與該 OCT 所獲得目標組織上的該 OCT 影像內的影像相關聯之該位置，在該目標組織上的位置內控制。一種校正方式為使用預先校正的目標，或該雷射可損壞以及使用該 OCT 可造影的「假體」。該假體可由許多材料製成，像是玻璃或硬塑膠(例如 PMMA)，如此該材料可永久記錄該手術雷射所造成的光損壞。該假體也可選擇具有類似於該

手術目標的光學或其他特性(像是含水量)。

該假體可為例如圓柱材料，其具有至少 10 mm (或傳遞系統的掃描範圍)的直徑，以及至少 10 mm 長並跨越眼睛的上皮細胞至水晶體之距離的圓柱長度，或與該手術系統的掃描深度一樣長。該假體的上表面可彎曲，與該病患介面完美搭配，或該假體材料可壓縮來允許完整壓平。該假體可具有立體方格，如此可針對該假體參照該雷射位置(以 x 和 y 標示)和焦點(z)以及該 OCT 影像。

第十九 A 圖至第十九 D 圖例示該假體的兩個示範配置。第十九 A 圖例示區分成薄碟片的假體。第十九 B 圖顯示具有參考標記方格當成參考，來決定通過該假體的雷射位置(即 x 和 y 座標)之單一碟片。利用從該堆疊當中移除個別碟片，並且在共焦顯微鏡底下造影，來決定該 z 座標(深度)。第十九 C 圖例示可區分成兩半的假體。類似於第十九 A 圖內已分段的假體，此假體架構成內含當成參考的參考標記方格，來決定以 x 和 y 座標表示的該雷射位置。利用將該假體分成兩半，並且測量受損區之間的距離，就可取得深度資訊。該結合的資訊可提供參數給造影導引的手術。

第二十圖顯示該造影導引雷射手術系統的手術系統部分。此系統包括轉向鏡，其可由致動器所致動，像是電流計或音圈、物鏡 e 以及可拋棄式病患介面。該手術雷射光束從該轉向鏡通過該物鏡反射，該物鏡將該光束聚焦在該病患介面之後。利用改變該光束相對於該物

鏡的角度，就可執行在  $x$  和  $y$  座標內的掃描。藉由運用位於該轉向鏡之前的透鏡系統來改變傳入光束之離散度，就可達成在  $z$  平面內掃描。

在此範例中，可拋棄式病患介面的圓錐段可為空隙或實體，並且與該病患介接的部分包括彎曲的接觸透鏡。該彎曲的接觸透鏡可由石英玻璃或經過離子輻射照射時不會形成色心的其他材料所製成。曲度半徑為與該眼睛相容的上限，例如大約 10 mm。

該校正程序中的第一步驟為將該病患介面與該假體對接。該假體的曲度配合該病患介面的曲度。對接之後，該程序的下一個步驟為在該假體內產生光損壞，來產生該參考標記。

第二十一圖顯示由飛秒雷射在玻璃內產生實際損壞區之範例。該損壞區之間の間隔平均為  $8\ \mu\text{m}$  (脈衝能量為 2.2 Mj，持續時間 580 fs，半高全寬)。第二十一圖內描述的光損壞顯示，由飛秒雷射產生的損壞區已經確實定義與分散。在顯示的範例中，該等損壞區的直徑大約  $2.5\ \mu\text{m}$ 。在該假體內的許多深度上產生類似於第二十圖內所示之光損壞區，來形成該等參考標記的 3-D 陣列。利用擷取適當碟片並且在共焦顯微鏡下造影(第十九 A 圖)，或利用將該假體分成兩半並且使用測微計測量深度(第十九 C 圖)，就可針對該已校正假體來參照這些損壞區。從該預先校正方格當中可產生該  $x$  和  $y$  座標。

使用該手術雷射損壞該假體之後，則執行該假體上的 OCT。該 OCT 造影系統提供該假體的 3D 彩現，產生

該 OCT 座標系統與該假體之間的關係。使用該造影系統就可偵測出該等損壞區。該 OCT 和雷射可使用該假體的內部標準交叉校正。在該 OCT 和該雷射針對彼此參照之後，就可廢棄該假體。

在手術之前，可確認該校正。此確認步驟牽涉到在第二假體內之許多位置上，產生光損壞。該光損壞的強度應該足夠，如此該 OCT 才能將產生圓形圖案的多個損壞區造影。產生該圖案之後，使用該 OCT 將該第二假體造影。將該 OCT 影像與該等雷射座標比較，提供手術之前該系統校正的最後檢查。

一旦將該等座標送至該雷射，就可在該眼睛內執行雷射手術。這牽涉到使用該雷射的光乳化術，以及對於該眼睛的其他雷射處理。該手術可隨時停止，並且將該眼睛的前段(第十七圖)重新造影，來監控該手術的進度，再者，在插入 IOL (人工水晶體)之後，將該 IOL 造影(使用光線或不壓平)，提供有關該 IOL 在該眼睛內位置的資訊。醫生可運用此資訊，琢磨該 IOL 的位置。

第二十二圖顯示該校正程序以及該後校正手術之範例。此範例例示藉由使用造影導引雷射手術系統執行雷射手術的方法，包括：使用該系統內一病患介面，也就是接合來將手術下一目標組織固定在定位，在執行手術之前的校正過程期間固定一校正樣本材料；指引雷射脈衝的手術雷射光束，從該系統內一雷射到該病患介面進入校正樣本材料內，來在選取的三維參考位置上燒出參考標記；將來自該系統內一光學同調斷層掃描(optical

coherence tomography, OCT)模組的一光探針光束，導引至該病患介面進入該校正樣本材料，來擷取該燒出的參考標記之 OCT 影像；以及建立該 OCT 模組的定位座標與該燒出的參考標記間之關係。建立該關係之後，則使用該系統內的病患介面接合並固定手術下的一目標組織至定位。雷射脈衝的手術雷射光束與光探針光束都導引至該病患介面進入該目標組織。該手術雷射光束受控制，來在該目標組織內執行雷射手術。從該光探針光束自該目標組織返回的光線當中，操作該 OCT 模組來獲得該目標組織內的 OCT 影像，並且將該所獲得 OCT 影像內的該位置資訊與該已建立關係都應用在該手術雷射光束的聚焦與掃描內，來在手術期間調整該手術雷射光束在該目標組織內之聚焦與掃描。雖然可在雷射手術之前執行這種校正，該校正也可在手術之前的許多間隔內，使用在這種間隔期間校正中無偏移或改變之校正驗證來執行。

下列範例描述造影導引雷射手術技術與系統，其使用雷射感應光分裂副產品的影像，來校準該手術雷射光束。

第二十三 A 圖至第二十三 B 圖例示本技術的其他實施，其中使用該目標組織內的實際光分裂副產品來進一步導引雷射施打。使用像是飛秒或皮秒雷射這類脈衝雷射 1710，產生具有雷射脈衝來導致目標組織 1001 內光分裂的雷射光束 1712。目標組織 1001 可為主體的本體 1700 的一部分，例如一只眼睛的一部分水晶體。雷射光

束 1712 由雷射 1710 的光學模組聚焦與導引至目標組織 1001 內的目標組織位置，來達成特定手術效果。該目標表面由壓平板 1730 光耦合至該雷射光學模組，來傳輸該雷射波長以及來自該目標組織的影像波長。壓平板 1730 可為壓平透鏡。提供造影裝置 1720 收集來自目標組織 1001 的反射或散射光或聲音，來擷取應用該壓平板之前或之後(或兩者)的目標組織 1001 之影像。然後由該雷射系統控制模組處理所擷取的影像資料，來決定所要的目標組織位置。該雷射系統控制模組根據標準光學模型來移動或調整光學或雷射元件，確定光分裂副產品 1702 的中央與目標組織位置重疊。此為動態校準程序，其中在手術期間持續監控光分裂副產品 1702 與目標組織 1001 的影像，確定雷射光束正確定位在每一目標組織位置上。

在一個實施當中，該雷射系統可由兩種模式操作：首先在診斷模式內，其中一開始使用校準雷射脈衝校準雷射光束 1712，來產生用於校準的光分裂副產品 1702，然後在手術模式內，其中產生手術雷射脈衝來執行實際手術。在兩模式中，都會監控分裂副產品 1702 與目標組織 1001 的影像來控制該光束校準。第十七 A 圖顯示該診斷模式，其中雷射光束 1712 內的該校準雷射脈衝可設定為與該手術雷射脈衝能階不同的能階，例如：該校準雷射脈衝的能量可小於該手術雷射脈衝的能量，但是足以在該組織內產生足夠的光分裂，來在造影裝置 1720 上擷取光分裂副產品 1702。此粗略目標判定的解



析度並不足以提供所要的手術效果。根據該等擷取的影像，可正確校準雷射光束 1712。在此初始校準之後，可控制雷射 1710 來產生在較高能階上的該手術雷射脈衝，以便執行該手術。因為該手術雷射脈衝的能階與該校準雷射脈衝的能階不同，該光分裂內的該組織物質中的非線性效果，會導致雷射光束 1712 聚焦在與該診斷模式期間該光束位置不同之位置上。因此，在該診斷模式期間達到的校準為粗略校準，並且可在該手術雷射脈衝執行該實際手術時，在該手術模式期間進一步執行額外校準，來精準定位每一手術雷射脈衝。請參閱第二十三 A 圖，造影裝置 1720 擷取該手術模式期間來自目標組織 1001 的該等影像，並且該雷射控制模組調整雷射光束 1712，以將雷射光束 1712 的焦點位置 1714 調整到目標組織 1001 內該所要目標組織位置之上。針對每一目標組織位置都會執行此程序。

第二十四圖顯示該雷射校準的一項實施，其中該雷射光束先約略瞄準該目標組織，然後擷取該光分裂副產品的影像並用來校準該雷射光束。當成該目標組織的該本體部分之該目標組織影像以及該本體部分上一參考的影像都受到監控，以將該脈衝雷射光束瞄準在該目標組織。光分裂副產品與該目標組織的影像都用來調整該脈衝雷射光束，讓該光分裂副產品的位置與該目標組織重疊。

第二十五圖顯示根據雷射手術內該目標組織之內的造影光分裂副產品，該雷射校準方法的一項實施。在

此方法中，脈衝雷射光束瞄準目標組織內的目標組織位置，以將一系列初始校準雷射脈衝傳遞至該目標組織位置。該目標組織位置以及由該初始校準雷射脈衝所造成光分裂副產品之影像都受到監控，來獲得該光分裂副產品相對於該目標組織位置的位置。當該手術雷射脈衝的該脈衝雷射光束施打在该目標組織位置上時，決定與該初始校準雷射脈衝不同，位於一手術脈衝能階上的手術雷射脈衝所導致的光分裂副產品之位置。控制該脈衝雷射光束，來以該手術脈衝能階執行手術雷射脈衝。該脈衝雷射光束的位置會在該手術脈衝能階上調整，以將光分裂副產品的該位置放置在該決定的位置上。雖然監控該目標組織與該光分裂副產品的影像，該手術脈衝能階上的該脈衝雷射光束位置經過調整，以在移動該脈衝雷射光束至該目標組織內的新目標組織位置時，將該光分裂副產品的位置放置在個別決定的位置上。

第二十六圖顯示以使用該光分裂副產品影像的該雷射校準為基礎之一示範雷射手術系統。提供光學模組 2010 來聚焦，並導引該雷射光束至目標組織 1700。光學模組 2010 可包括一或多個鏡頭，並且可進一步包括一或多個反射板。控制致動器可包括在光學模組 2010 內，用來調整聚焦以及光束方向，以回應光束控制信號。提供系統控制模組 2020，以透過雷射控制信號來控制脈衝雷射 1010，以及透過該光束控制信號來控制光學模組 2010。系統控制模組 2020 處理來自造影裝置 2030 的影像資料，其中包括來自目標組織 1700 內目標組織

位置的光分裂副產品 1702 之位置位移資訊。根據從該影像獲得的資訊，產生光束控制信號來控制光學模組 2010 調整雷射光束。系統控制模組 2020 內可包括數位處理單元，用來執行許多資料處理進行雷射校準。

造影裝置 2030 可用許多型態來實施，包括光學同調斷層掃描(OCT)裝置。此外，也可使用超音波造影裝置。該雷射焦點的位置已經移動，如此讓焦點粗略位於該造影裝置解析度上的該目標之上。該雷射焦點對於該目標的參考誤差，以及像是自我對焦這類可能的非線性光學效果，使其難以精確預測雷射焦點以及後續光分裂事件的位置。許多校正方法，包括使用模型系統或軟體程式來預測物質內該雷射的焦點，都可用來取得該造影組織內該雷射的粗略目標訂定。在該光分裂之前與之後都可執行該目標的造影。使用該光分裂副產品相對於該目標的位置來位移該雷射的焦點，以在該目標上或相對於該目標，讓該雷射焦點與光分裂處理能更佳定位。如此，使用該實際光分裂事件，提供精準目標訂定來施打後續手術脈衝。

在該診斷模式期間用於訂定目標的光分裂，可使用比起稍後該系統手術模式內手術過程所需要能階還要低、高或相同之能階來執行。校正可用來將在診斷模式內不同能量上執行的該光分裂事件之定位與該手術能量上的預測定位相關聯，因為該光學脈衝能階可影響該光分裂事件的確切位置。一旦已經執行此初始定位與校準，則可相對於此定位來傳遞雷射脈衝(或單一脈衝)的

數量或圖案。在該額外雷射脈衝的粗略遞送期間可製作額外取樣影像，以確定該雷射正確定位(可使用較低、較高或相同的能量脈衝來獲得該樣本影像)。在一個實施當中，使用超音波裝置來偵測該空穴氣泡或震波，或其他光分裂副產品。然後將此定位關聯於透過超音波或其他模態所獲得的該目標之造影。在其他具體實施例內，該造影裝置只是生物顯微鏡或操作員可看見的該光分裂事件之其他光學畫面，像是光學同調斷層掃描。在初始觀察時，該雷射焦點移動至該所要的目標位置，之後相對於此初始位置來傳遞脈衝圖案或數量。

針對特定範例，用於精準子表面光分裂的雷射系統可包括：裝置，用於產生雷射脈衝，該脈衝可以每秒100-1000百萬脈衝的重複率來產生光分裂；裝置，用於使用該目標的一影像，將雷射脈衝粗略聚焦至一表面底下的一目標，並將該雷射焦點校正至該影像，而不產生一手術效果；裝置，用於偵測或視覺化一表面底下，來提供一目標、該目標四周的該相鄰空間或物質以及在該目標附近粗略定位的至少一光分裂事件之該副產品的一影像或視覺畫面；裝置，用於將該光分裂的副產品之該位置至少一次關聯於該子表面目標之該位置，並且將該雷射脈衝的焦點移動至該子表面目標上該光分裂副產品的位置，或相對於該目標的一相對位置之上；裝置，用於以相對於上面該光分裂副產品與該子表面目標的細部關聯所指示位置之圖案，來傳遞至少一額外雷射脈衝的後續鍊；以及裝置，用於在後續脈衝鍊施打期間

持續監控該光分裂事件，來進一步微調該後續雷射脈衝相對於所造影的該相同或修訂目標之位置。

上述技術及系統可用來以連續脈衝施打所需的精準度，傳遞高重複率雷射脈衝至子表面目標，如所切除或塊狀分裂應用所需。這使用或不用目標表面上的參考來源，並且將目標順著壓平或雷射脈衝施打期間的移動列入考量，就可達成。

雖然本說明書內含許多細節，但不應該構成對於本發明或申請專利範圍之領域的限制，而是屬於特定具體實施例的特定特徵描述。本說明書內個別具體實施例範圍內的特定特徵也可在單一具體實施例組合內實施。相反的，在單一具體實施例範圍內說明的許多特徵也可分散在多重組合或在任何合適的次組合內實施。再者，雖然上面以特定組合來說明特徵並依此主張，不過來自所主張組合的一或多樣特徵在某些情況下可組合實施，並且所主張組合可指向次組合或次組合的變化。

#### 【圖式簡單說明】

第一圖例示一眼睛的主要光學元件。

第二 A 圖至第二 B 圖例示手術方法 200 和 200' 的步驟。

第三圖例示準備步驟 220 的子步驟。

第四圖例示視軸 330 以及準備標記 204 和雷射標記 240 的元件之決定步驟。

第五圖例示插入人工水晶體當成手術步驟 260 的一部分。

第六 A 圖至第六 B 圖以前視角解釋第四圖至第五圖。

第六 C 圖例示使用角膜位置資訊用於白內障手術的方法 600。

第六 D 圖例示對應的系統 700。

第六 E 圖例示使用角膜形狀改變資訊用於白內障手術的方法 800。

第七圖顯示造影導引雷射手術系統的範例，其中提供造影模組來提供目標的造影給雷射控制器。

第八圖至第十六圖顯示造影導引雷射手術系統當中雷射手術系統與造影系統各種整合程度之範例。

第十七圖顯示藉由使用造影導引雷射手術系統執行雷射手術的方法範例。

第十八圖顯示來自一光學同調斷層掃描 (optical coherence tomography, OCT) 造影系統的一眼睛影像之範例。

第十九 A 圖至第十九 D 圖顯示校正造影導引雷射手術系統的校正樣本之兩範例。

第二十圖顯示將一校正樣本物質固定至一造影導引雷射手術系統內的一病患介面，來校正該系統之範例。

第二十一圖顯示由一手術雷射光束在一玻璃表面上製造參考標記之範例。

第二十二圖顯示造影導引雷射手術系統的該校正程序以及該後校正手術之範例。

第二十三 A 圖至第二十三 B 圖顯示一示範造影導引雷射手術系統，擷取雷射感應光分裂副產品的影像以及將該目標發出來導引雷射校準之兩操作模式。

第二十四圖至第二十五圖顯示造影導引雷射手術系統內之雷射校準操作的範例。

第二十六圖顯示以使用該光分裂副產品影像的該雷射校準為基礎之一示範雷射手術系統。

#### 【主要元件符號說明】

1：眼睛	420：IOL
100：水晶體	510：雷射標記
110：角膜	520：IOL 放置切口
120：瞳孔	530-1：異色緣鬆解切口
130：虹膜	530-2：異色緣鬆解切口
140：視網膜	540：人工水晶體
310：固定目標	700：眼用雷射系統
320：影像	710：造影系統
330：視軸	711-1：分光器
340：準備標記	711-2：分光器
350-1：角膜標記	714：物鏡
350-2：囊袋標記	716：對接單元
360：角膜進入切口	718：顯微鏡
410：囊袋	720：手術雷射系統

730：影像分析儀	2100：雷射手術系統
730-1：處理器	2110：通訊介面
730-1'：處理器	2120：雷射控制模組
1001：目標組織	2121：通訊通道
1010：脈衝雷射	2122：通訊通道
1012：手術雷射光束	2130：雷射引擎
1020：光學模組	2140：雷射光束傳遞模組
1022：聚焦的手術雷射光束	2150：病患介面
1030：造影裝置	2160：手術雷射光束
1032：造影信號	2200：造影系統
1040：系統控制模組	2210：通訊介面
1042：雷射控制信號	2220：造影控制模組
1044：光束控制信號	2230：造影子系統
1050：目標組織影像	2240：病患介面
1700：本體部分	2250：造影光束
1702：光分裂副產品	2260：返回的探測光束
1710：脈衝雷射	3100：共用控制模組
1712：雷射光束	3210：手術光束
1714：焦點位置	3220：造影光束
1720：造影裝置	3300：病患介面
1722：擷取影像	3400：共用外殼
1730：壓平板	4100：共用光束傳遞模組
2010：光學模組	4200：共用病患介面
2020：系統控制模組	5100：掃描器
2030：造影裝置	5200：光束調節器



- |                 |                  |
|-----------------|------------------|
| 5300 : OCT 造影模組 | 6410 : x-y 掃描器   |
| 5410 : 分光器      | 6420 : z 掃描器     |
| 5420 : 分光器      | 6430 : 劃速調節器單元   |
| 5500 : 目視觀察光學單元 | 6440 : 分光器       |
| 5600 : 物鏡       | 7100 : 可移動聚焦物鏡   |
| 6100 : 共用控制器    | 7110 : 位置感測裝置    |
| 6200 : OCT 光源   | 7200 : 控制模組      |
| 6210 : 分光器      | 9100 : 光線模組      |
| 6220 : 光學延遲裝置   | 9200 : 控制系統      |
| 6230 : 返回鏡子     | 9300 : 分光器       |
| 6240 : 光譜儀偵測器   | 9400 : 非線性光譜加寬媒體 |
| 6310 : 分光器      |                  |

# 發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：100122157

※申請日：100 6 24

※IPC 分類：A61F 9/008 (2006.01)  
A61B 6/08 (2006.01)

## 一、發明名稱：(中文/英文)

以角膜造影導引白內障手術之方法/METHOD TO GUIDE A CATARACT PROCEDURE BY CORNEAL IMAGING

## 二、中文發明摘要：

本發明揭示一種用於執行一白內障手術之方法，該方法可包括以下步驟：將利用一角膜手術製造的一或多個角膜標記造影；根據該造影的角膜標記，決定有關該角膜手術受術區位置的角膜位置資訊；以及使用該角膜位置資訊，施打一白內障手術用的雷射脈衝。一對應的眼用雷射系統可包括：一造影系統，其將一眼睛的一角膜區域造影；一影像分析儀，其根據該造影系統所提供的一或多個影像，幫助決定角膜位置資訊；以及一手術雷射系統，其使用該角膜位置資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的水晶體內。該造影系統可包括一眼部同調斷層掃描 (ophthalmic coherence tomographic, OCT) 系統。

## 三、英文發明摘要：

A method of performing a cataract procedure may include the steps of: imaging one or more corneal marks created by a

corneal procedure, determining corneal location information regarding a location of a treatment region of the corneal procedure based on the imaged corneal marks, and placing laser pulses for a cataract surgery using the corneal location information. A corresponding ophthalmic laser system may include an imaging system to image a corneal region of an eye, an image analyzer to facilitate a determination of corneal location information based on one or more image provided by the imaging system, and a surgical laser system to place laser pulses into a lens of the eye using the corneal location information. The imaging system may include an ophthalmic coherence tomographic (OCT) system.

七、申請專利範圍：

1. 一種用於執行白內障手術之方法，包含：

將利用一角膜手術製造的一或多個角膜標記造影；

根據該造影的角膜標記，決定有關該角膜手術受術區位置的一角膜位置資訊；以及

使用該角膜位置資訊，施打白內障手術用的雷射脈衝。

2. 如申請專利範圍第 1 項之方法，該一或多個角膜標記包含：

一標記，關於一角膜瓣，使用一飛秒雷射當成 LASIK 手術一部分來製作。

3. 如申請專利範圍第 1 項之方法，該造影步驟包含：

使用一眼部同調斷層掃描(OCT)造影系統。

4. 如申請專利範圍第 2 項之方法，該決定角膜位置資訊步驟包含：

決定該角膜瓣的一周邊、該角膜瓣的一中央、相對於該白內障手術系統的一光學軸的該角膜瓣之一位置或相對於該眼睛水晶體之一位置之該角膜瓣的一位置的至少其中之一。

5. 如申請專利範圍第 1 項之方法，該施打雷射脈衝步驟包含：

以大約圓形方式施打該雷射脈衝進入水晶體囊袋，當成囊袋切除術的一部分，其中該圓基本上與一角膜瓣的周邊具有相同圓心，在該決定該角膜位置資

訊步驟內所決定。

6. 如申請專利範圍第 1 項之方法，該施打雷射脈衝步驟包含：

將該雷射脈衝施打至該眼睛的眼核，以使用該決定的角膜位置資訊建立白內障手術圖案。

7. 如申請專利範圍第 6 項之方法，該施打雷射脈衝進入該眼核步驟包含：

以該白內障手術圖案相對於一角膜瓣的一已決定中心置中，來施打該雷射脈衝，其中該白內障手術圖案為一圓形圖案、一螺旋圖案、一輻射圖案或一印章圖案的至少其中之一。

8. 如申請專利範圍第 1 項之方法，該施打雷射脈衝步驟包含：

施打該白內障手術的該雷射脈衝，以平衡該先前角膜手術的一非所要結果，其中該非所要結果已經從由將一或多個角膜標記造影步驟所提供的該影像所決定。

9. 一種眼用雷射系統，包含：

一造影系統，其設置成將一眼睛的一角膜區域造影；

一影像分析儀，其設置成根據該造影系統所提供的一或多個影像，幫助決定角膜位置資訊；以及

一手術雷射系統，其設置成使用該角膜位置資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的水晶體內。

10. 如申請專利範圍第 9 項之雷射系統，該造影系統包

含：

一眼部同調斷層掃描(OCT)系統。

11. 如申請專利範圍第 9 項之雷射系統，該手術雷射系統包含：

一飛秒雷射系統，其設置成在該水晶體內製造白內障手術圖案。

12. 如申請專利範圍第 9 項之雷射系統，該影像分析儀包含：

一處理器，其設置並程式設計成分析該造影系統所產生的一影像。

13. 如申請專利範圍第 12 項之雷射系統，其中

該處理器設置成在由該造影系統所造影的該角膜內一 LASIK 角膜瓣之影像畫上一圓；決定該已畫圓的一圓心位置；以該已畫圓的該已決定圓心為中心來產生一白內障手術圖案；以及根據該已產生的白內障手術圖案，導引該手術雷射系統來施打該雷射脈衝進入該水晶體。

14. 如申請專利範圍第 9 項之雷射系統，該影像分析儀包含：

一視訊顯微鏡，其設置成協助該雷射系統的一操作員來決定該角膜位置資訊。

15. 如申請專利範圍第 9 項之雷射系統，該影像分析儀包含：

一系統記憶體，其設置成儲存該角膜位置資訊。

16. 一種用於執行白內障手術之方法，包含：

在一角膜手術之前與之後對一角膜的一部分造影；

比較手術前影像與該角膜手術受術區的手術後影像，來決定角膜形狀改變資訊；以及

使用該角膜形狀改變資訊，施打白內障手術用的雷射脈衝。

17. 如申請專利範圍第 16 項之方法，更包含：

根據該角膜形狀改變資訊選擇一人工水晶體；以及

將該選取的人工水晶體插入該眼睛的囊袋內。

18. 一種眼用雷射系統，包含：

一造影系統，設置成在一角膜手術之前與之後，將一眼睛的一角膜區域造影；

一影像分析儀，設置成在該角膜手術之前與之後，根據該造影系統所提供的一或多個影像，幫助決定一角膜形狀改變資訊；以及

一手術雷射系統，設置成使用該已決定的角膜形狀改變資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的水晶體內。

19. 如申請專利範圍第 18 項之眼用雷射系統，該影像分析儀包含：

一處理器，用以比較手術前影像與該角膜手術受術區的手術後影像，來幫助決定該角膜形狀改變資訊。

20. 如申請專利範圍第 18 項之眼用雷射系統，包含：

一手術雷射系統，設置成使用該已決定的角膜形狀改變資訊，將雷射脈衝施打至該眼睛的該角膜內。

21. 如申請專利範圍第 20 項之眼用雷射系統，其中：

該眼用雷射系統可設置成製造 LASIK 角膜瓣以及白內障手術切口。

22. 一種執行整合式眼部手術之方法，包含：

在一角膜手術之前對一角膜的一部分造影；

執行角膜 LASIK 手術；

比較手術前影像與該角膜 LASIK 手術受術區的手術後影像，來決定角膜形狀改變資訊；

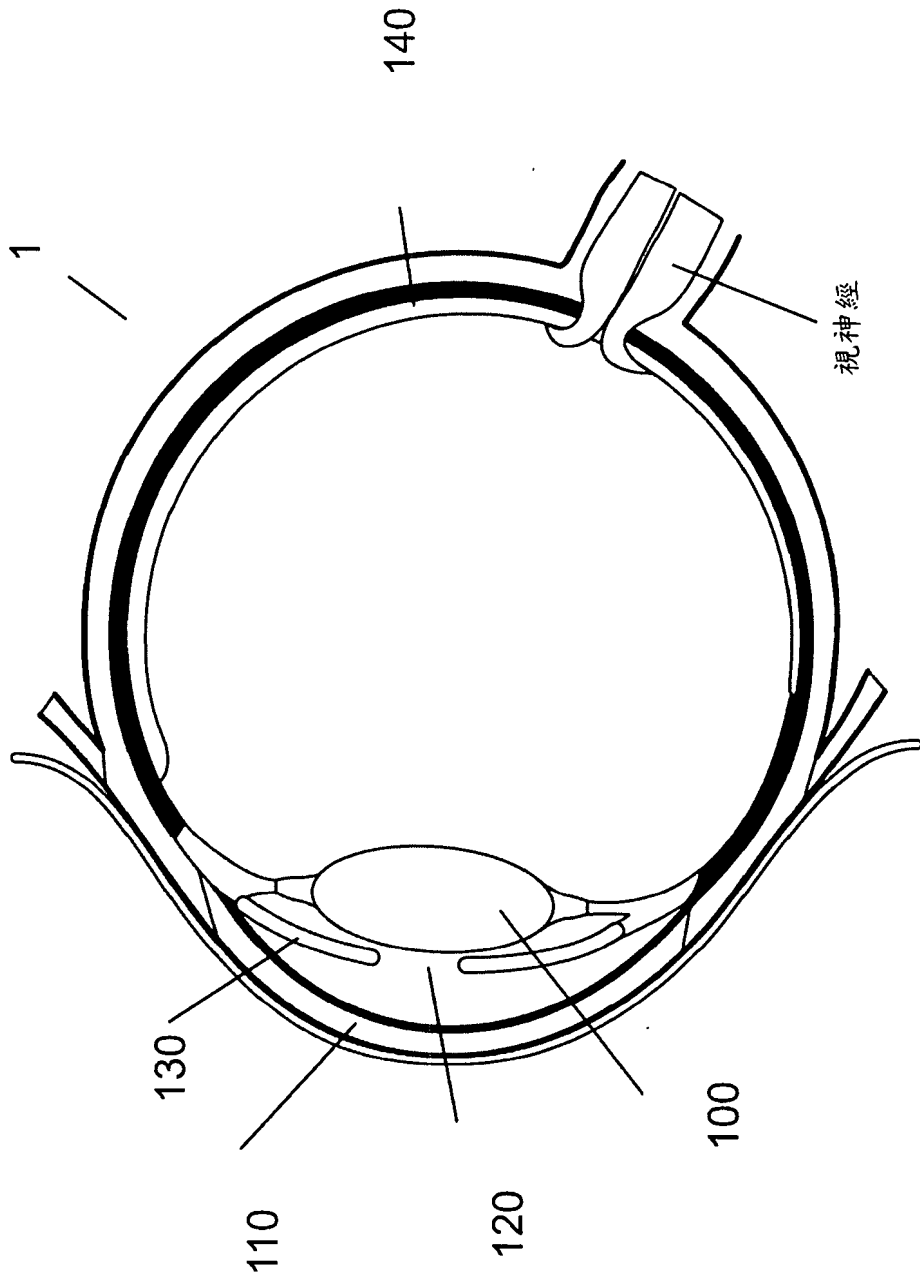
使用該角膜形狀改變資訊，施打白內障手術用的雷射脈衝；

根據該角膜形狀改變資訊選擇一人工水晶體；以及

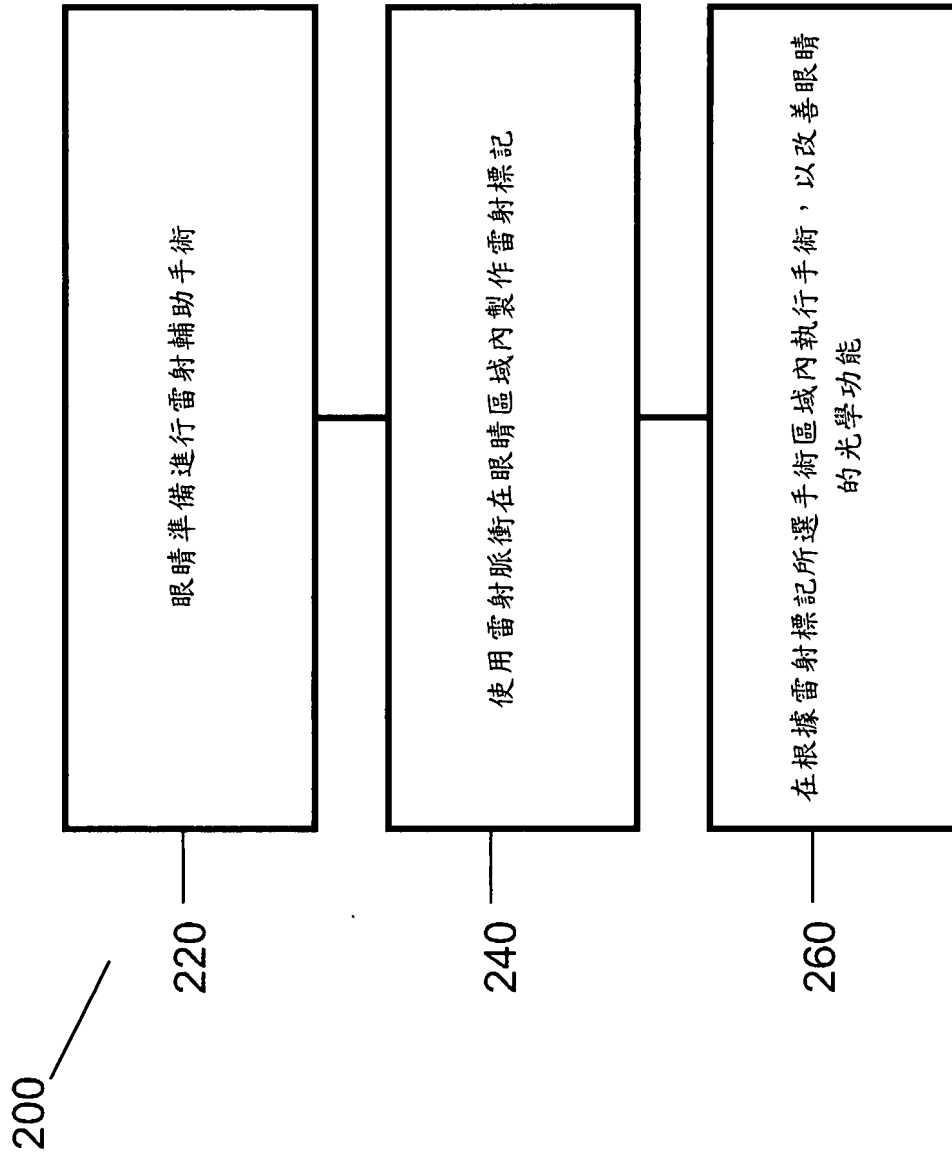
將該選取的人工水晶體插入該眼睛的囊袋內。



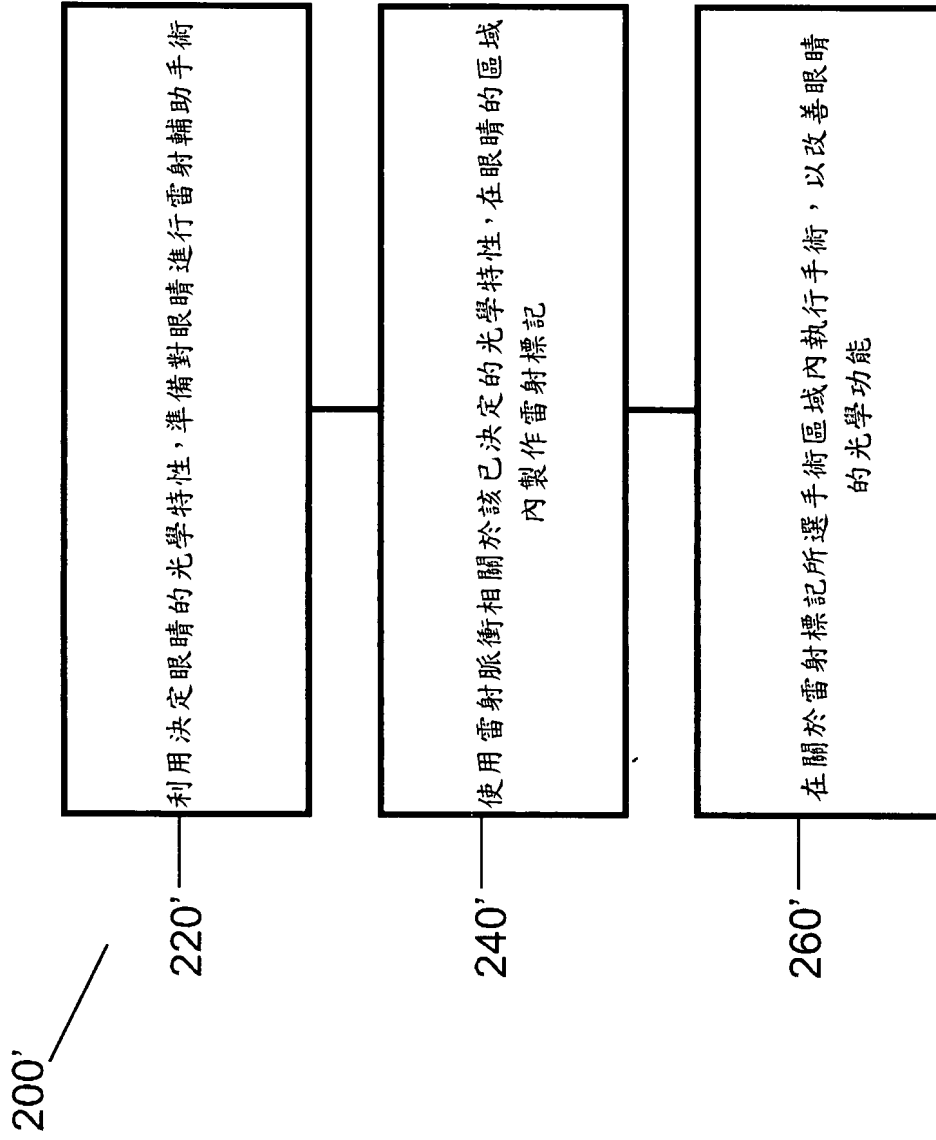
八、圖式：



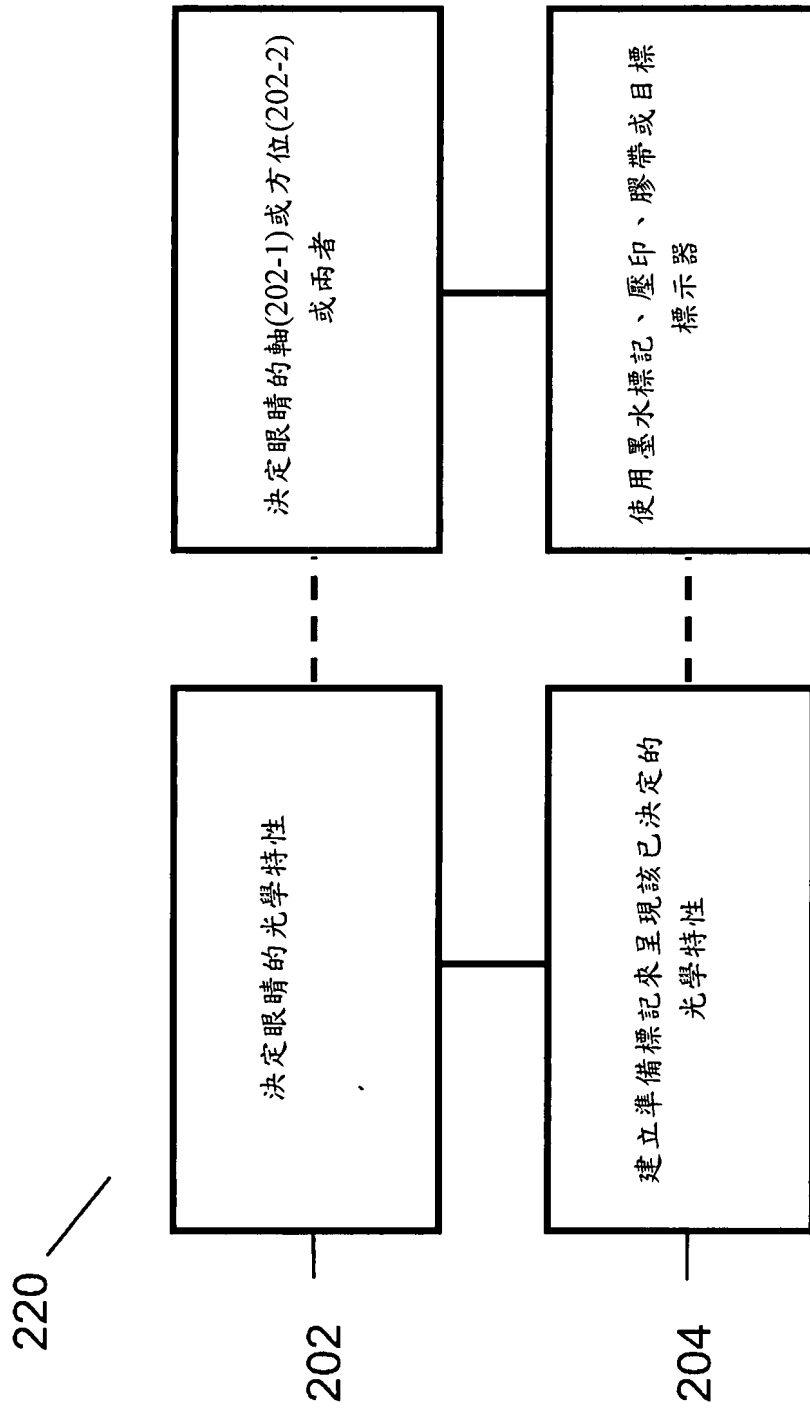
第一圖



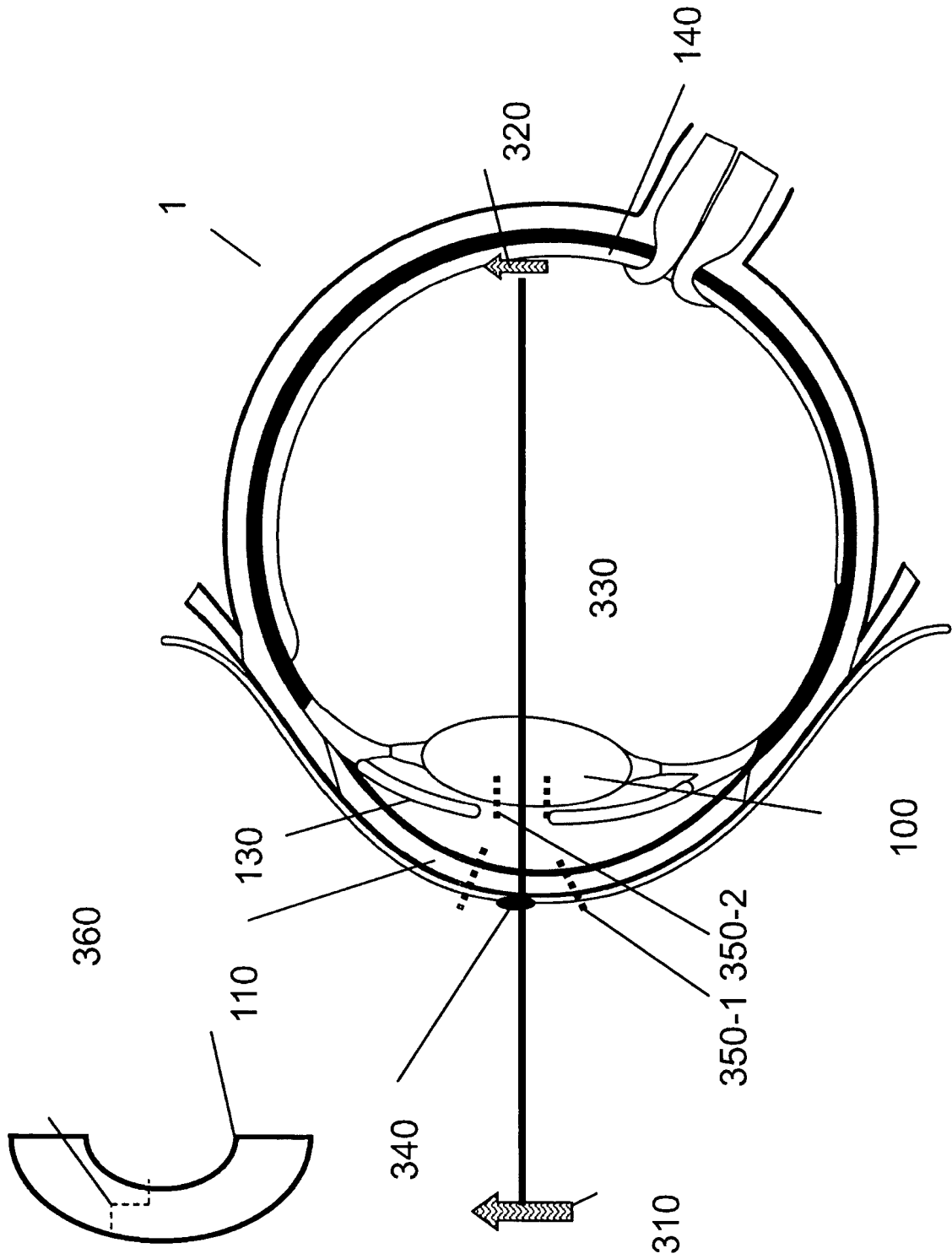
第二A圖



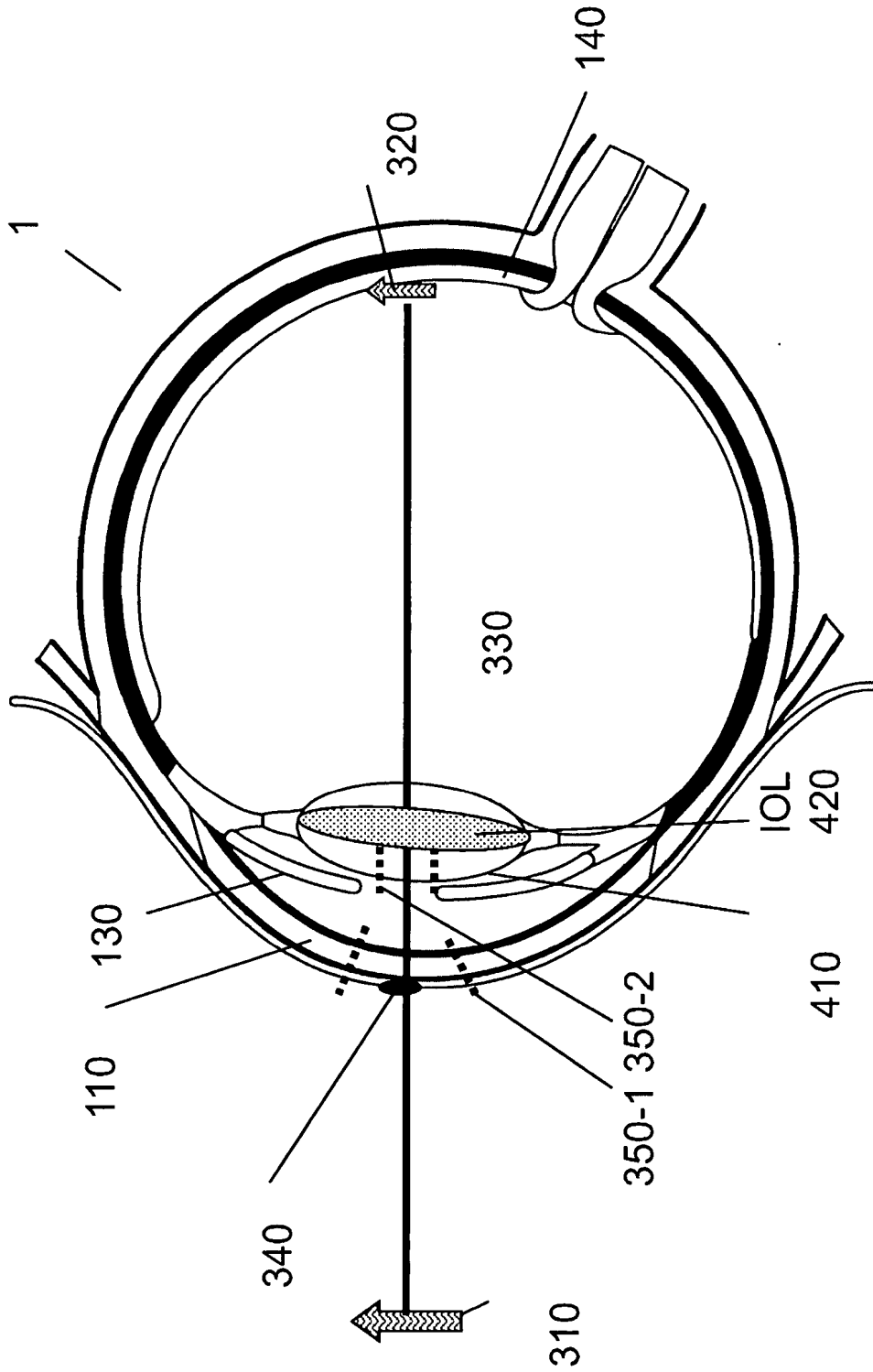
第二B圖



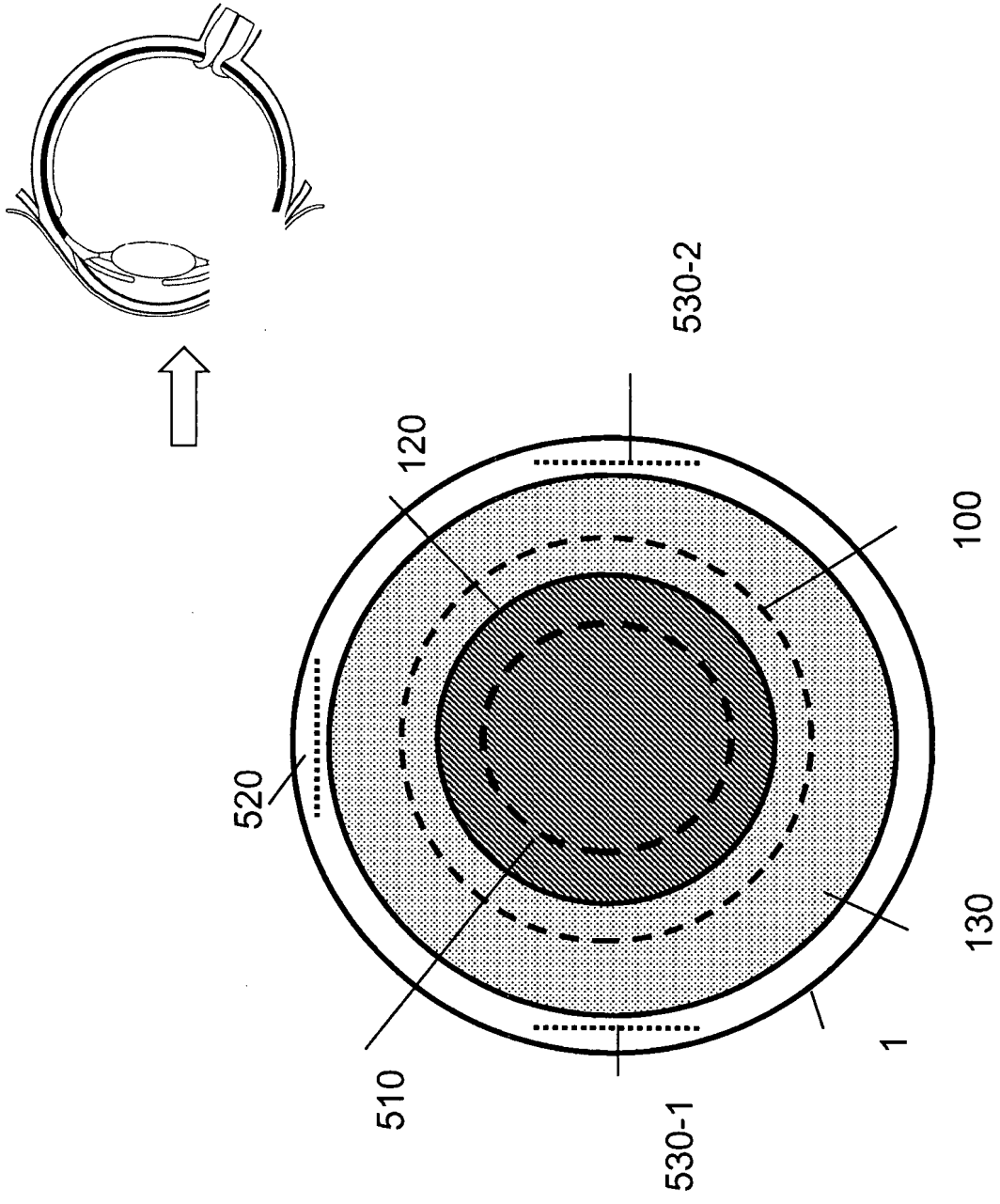
第三圖



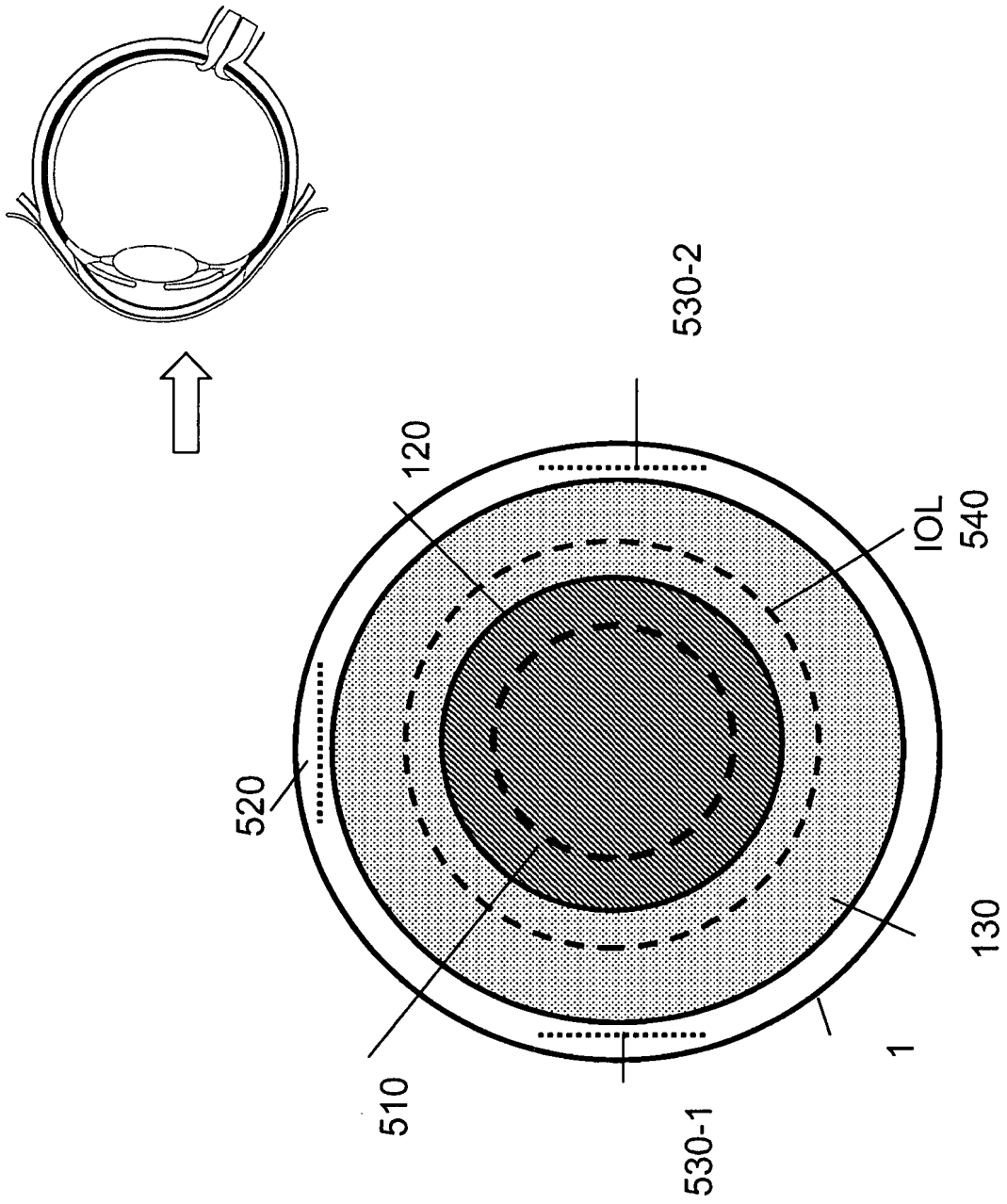
第四圖



第五圖

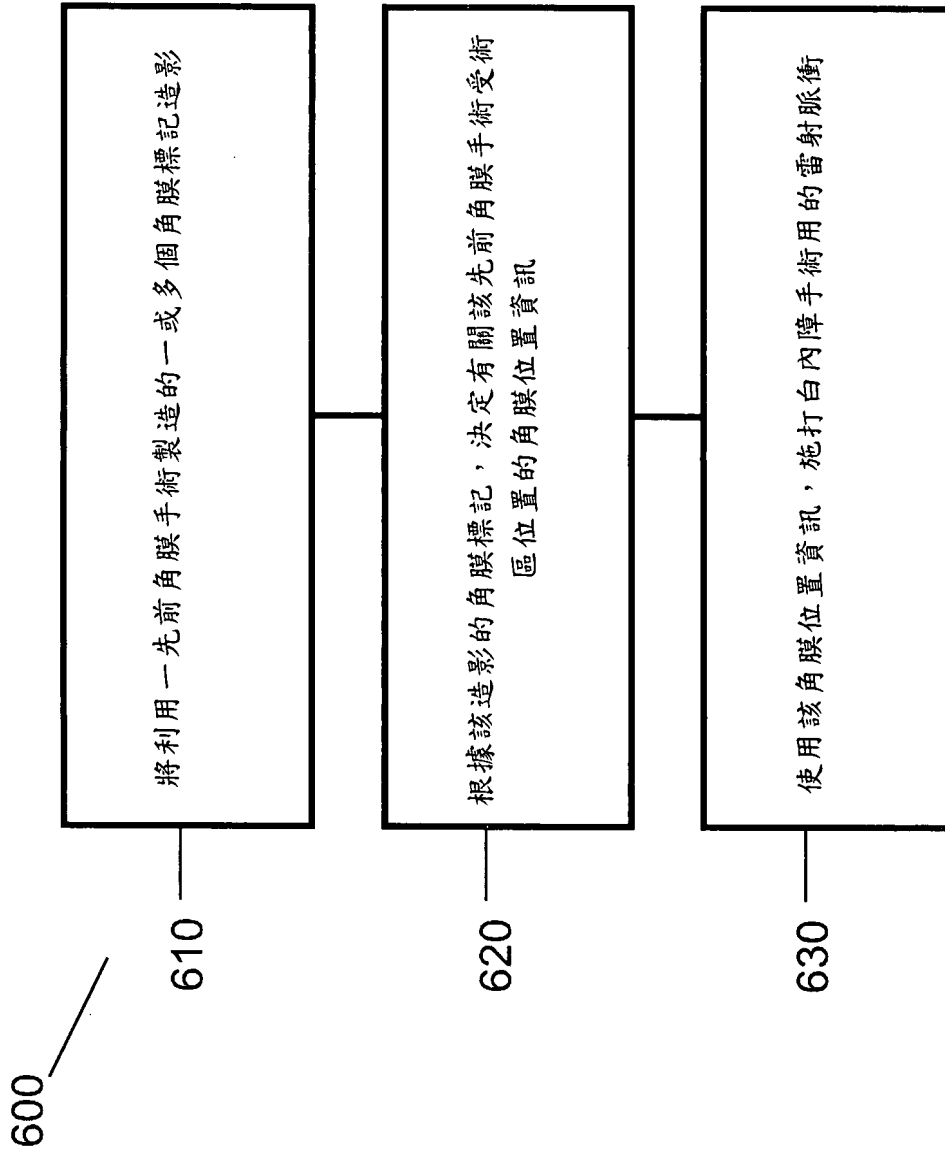


第六A圖

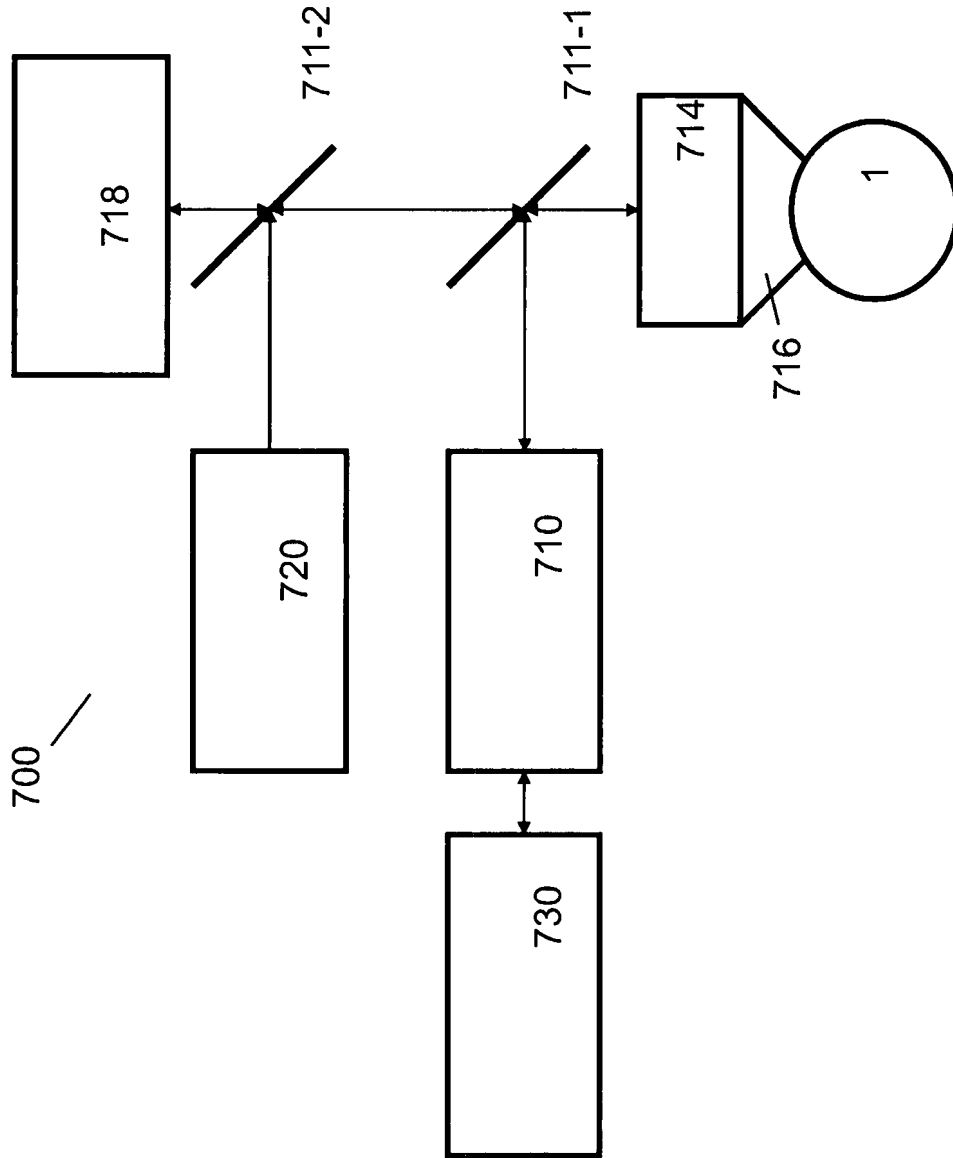


第六B圖

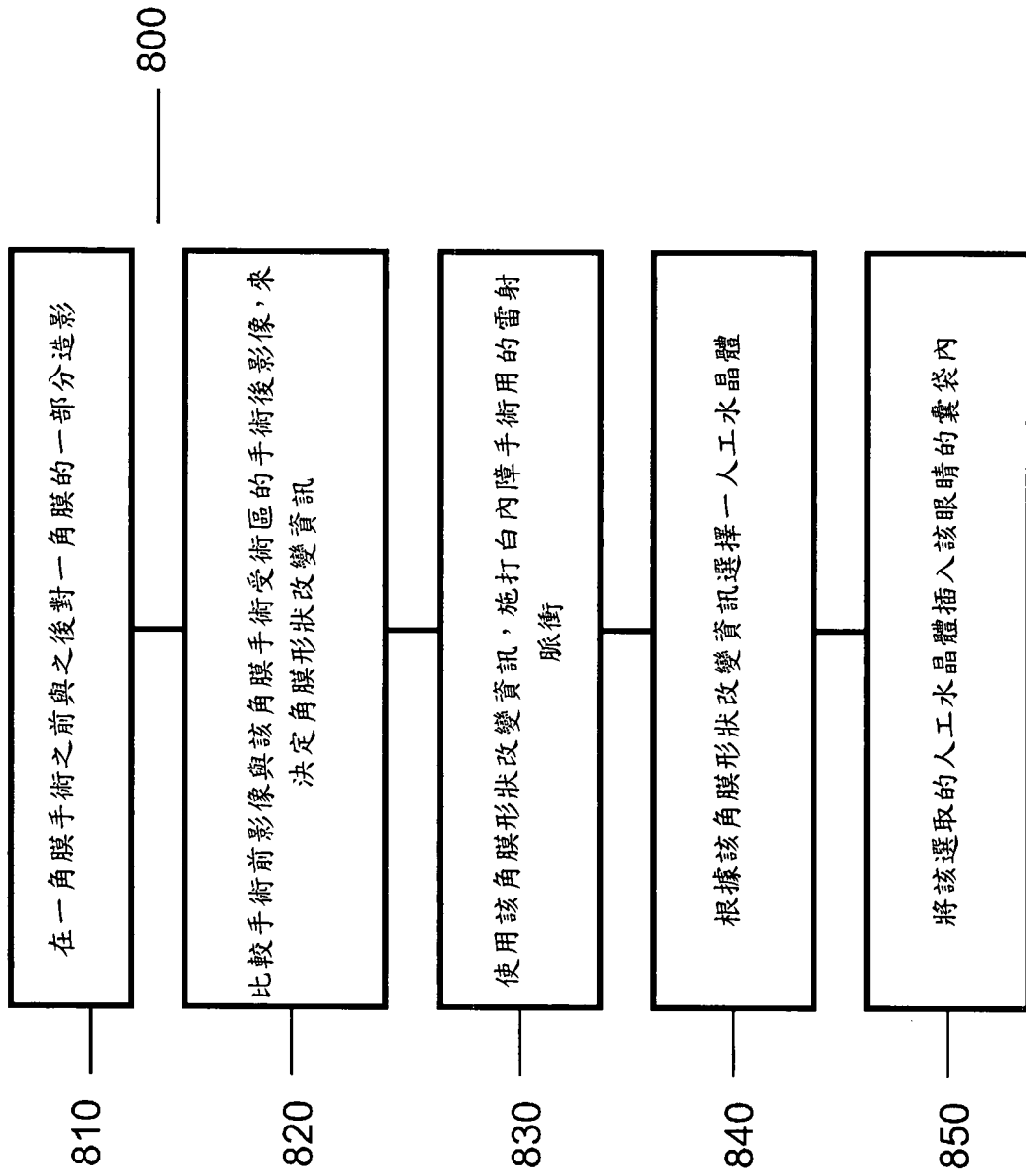




第六C圖

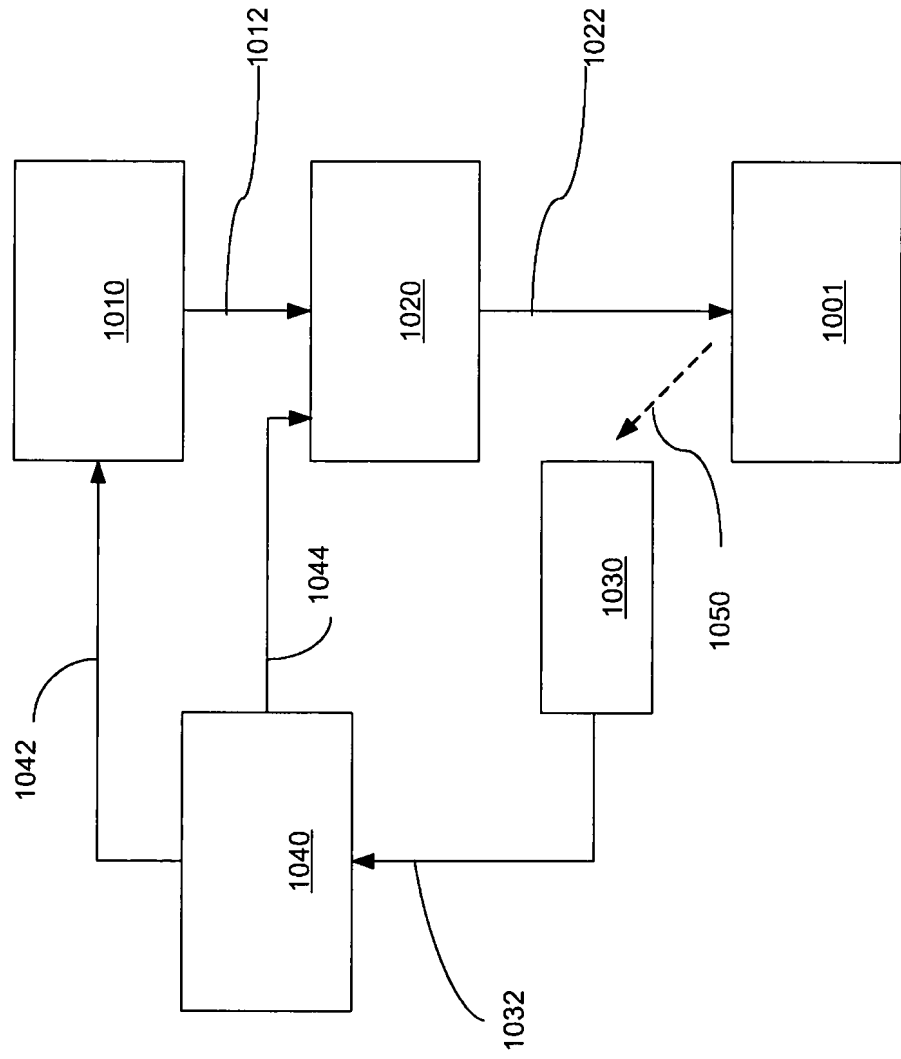


第六D圖

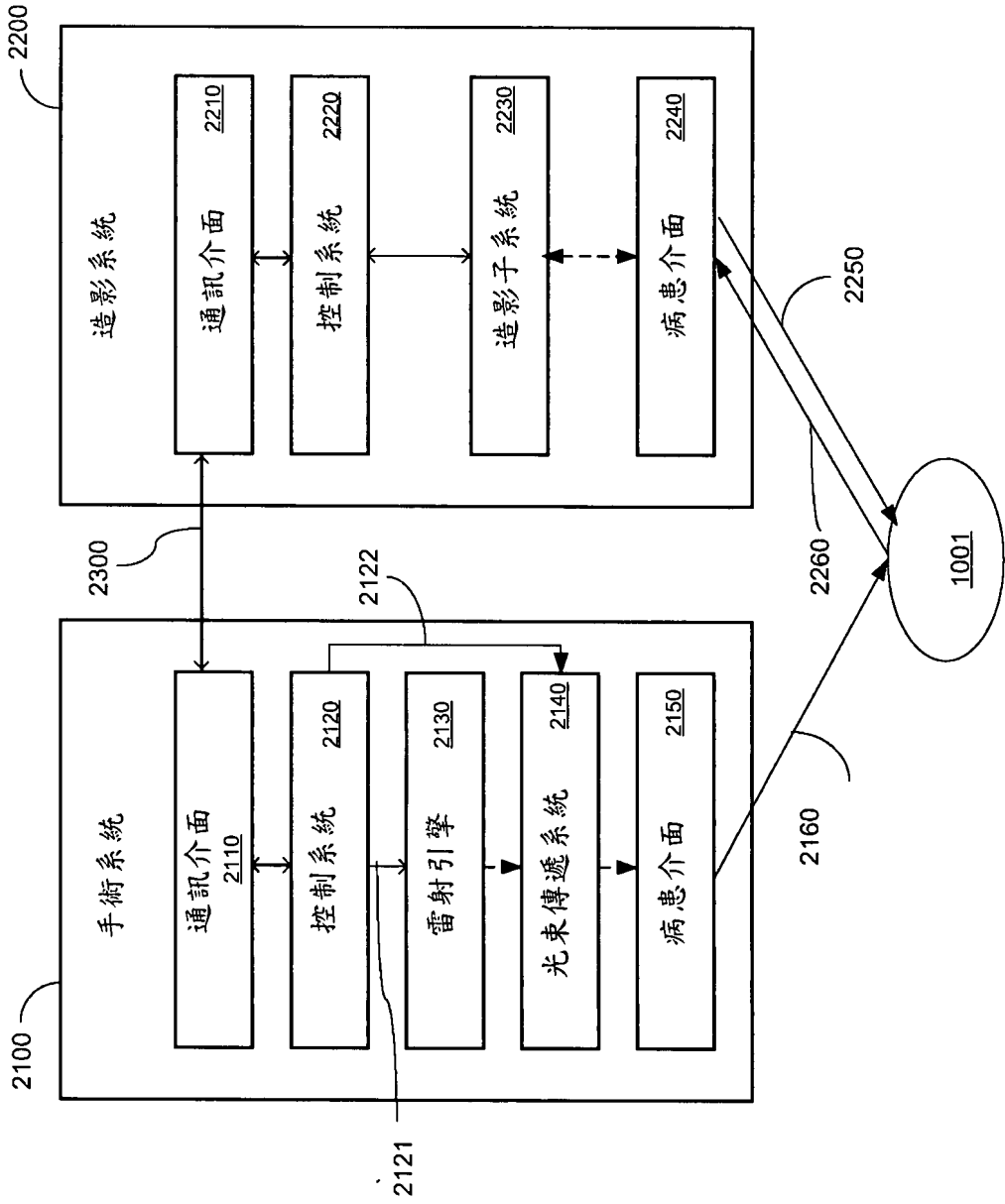


第六E圖

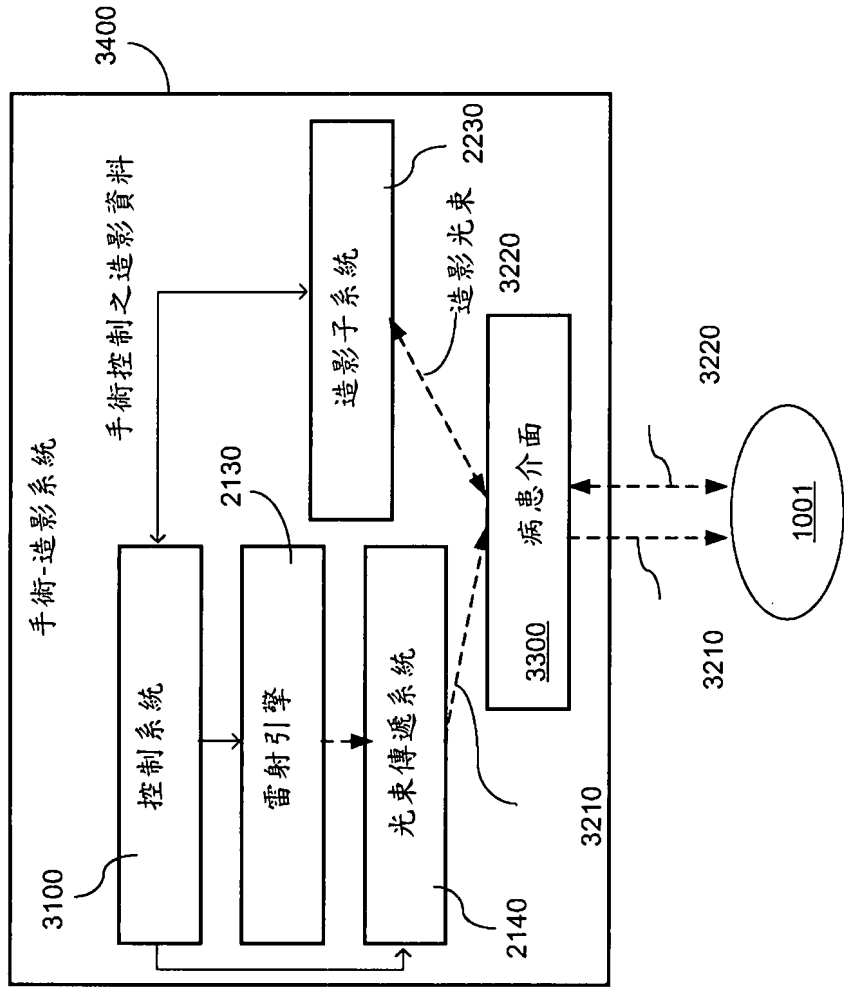
第七圖



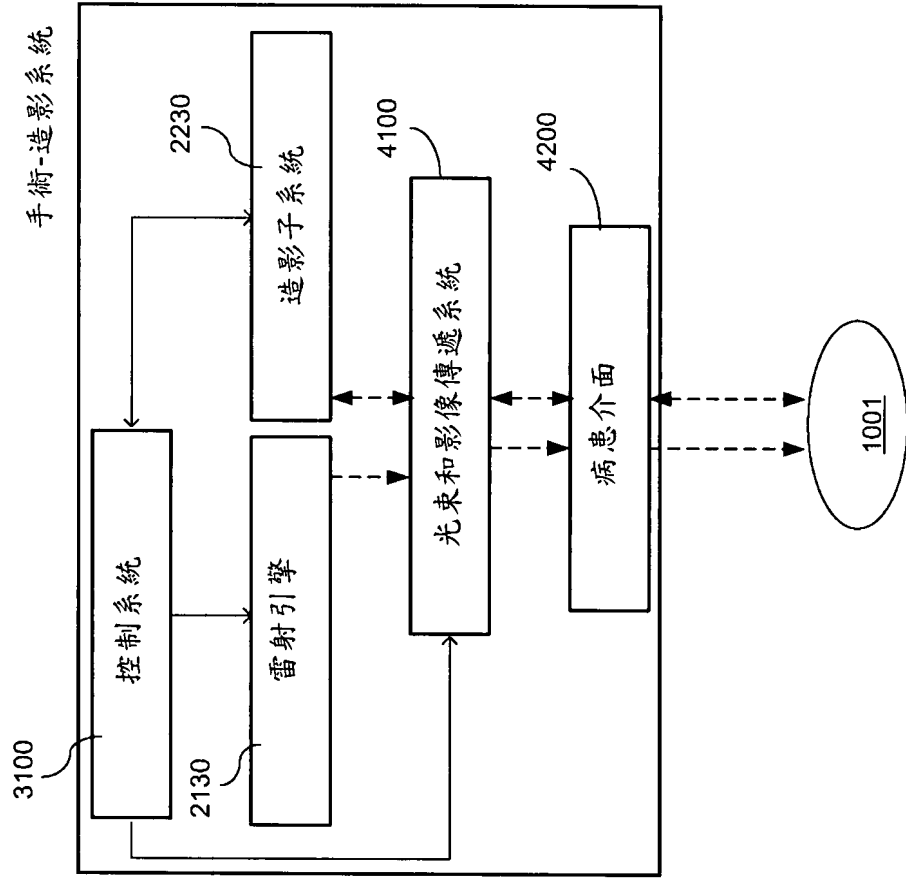
第八圖



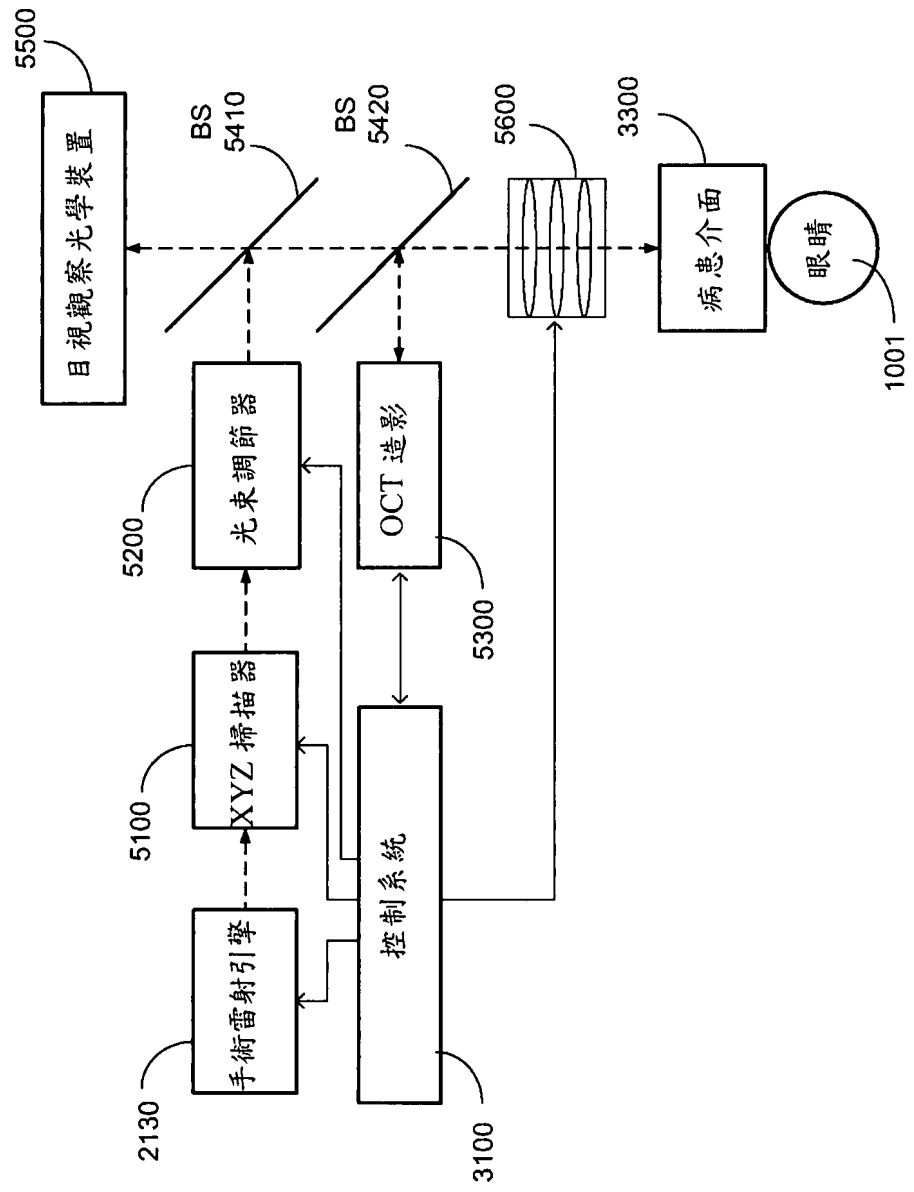
第九圖



第十圖

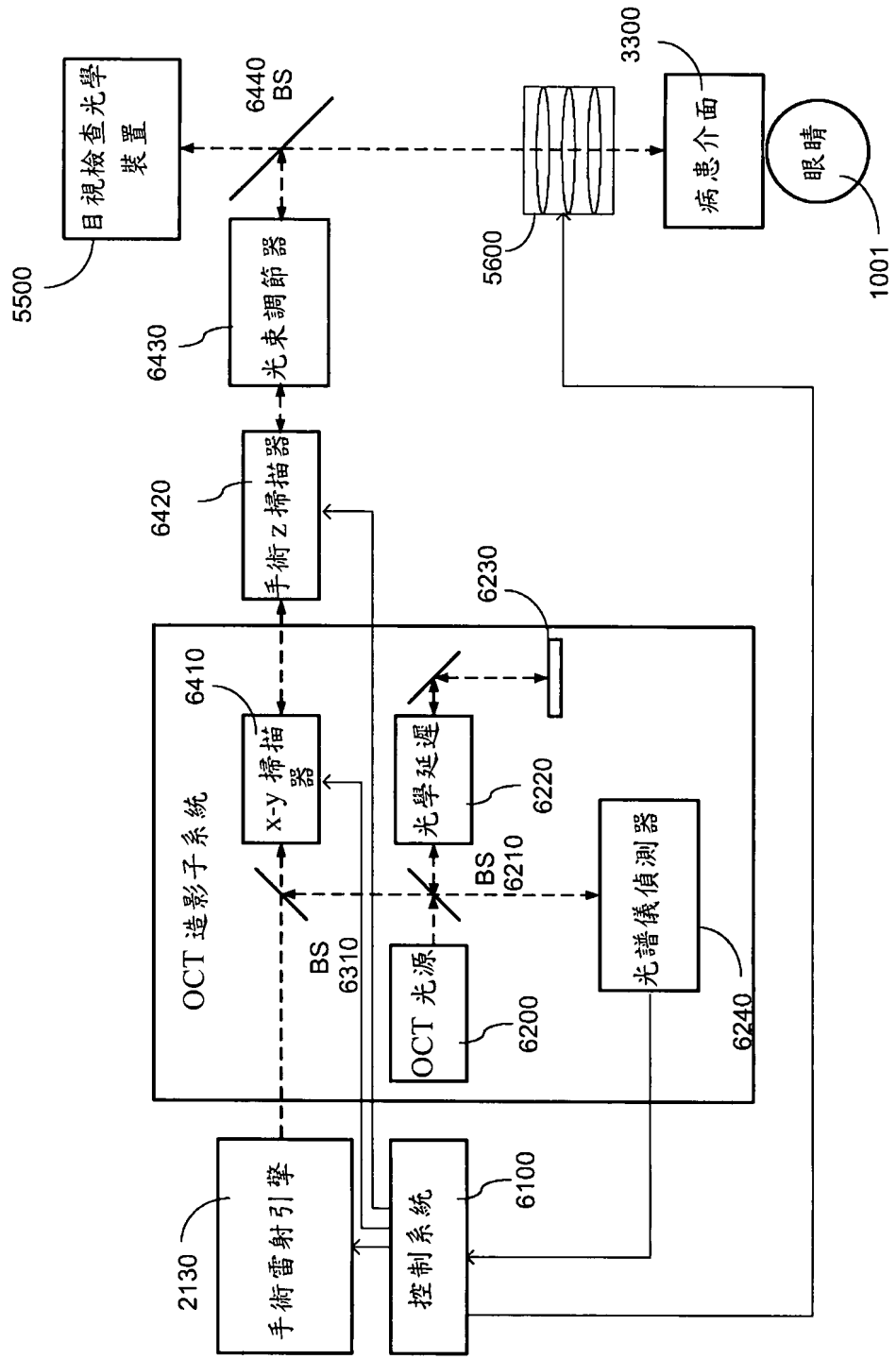


第十一圖

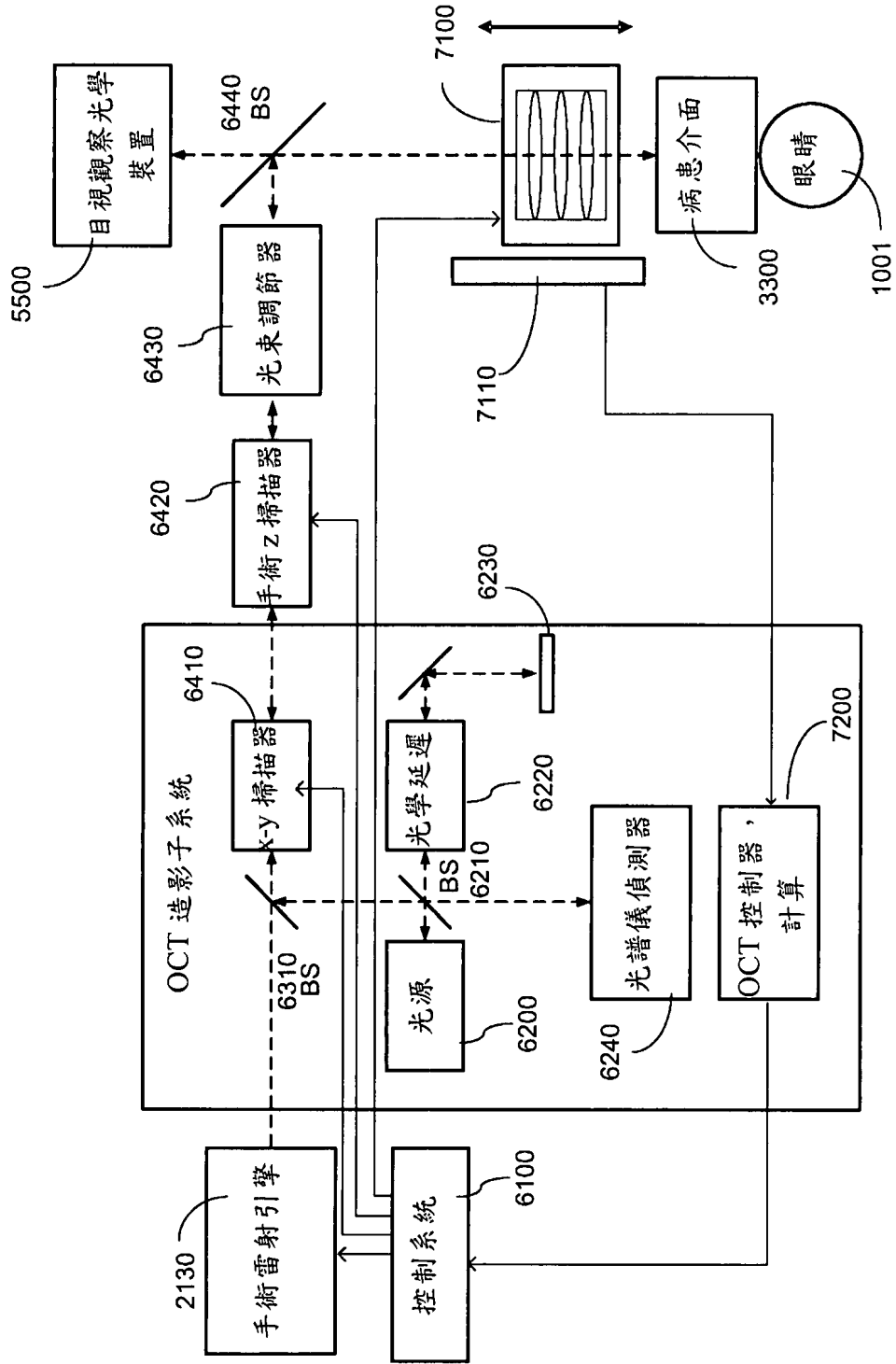




第十二圖

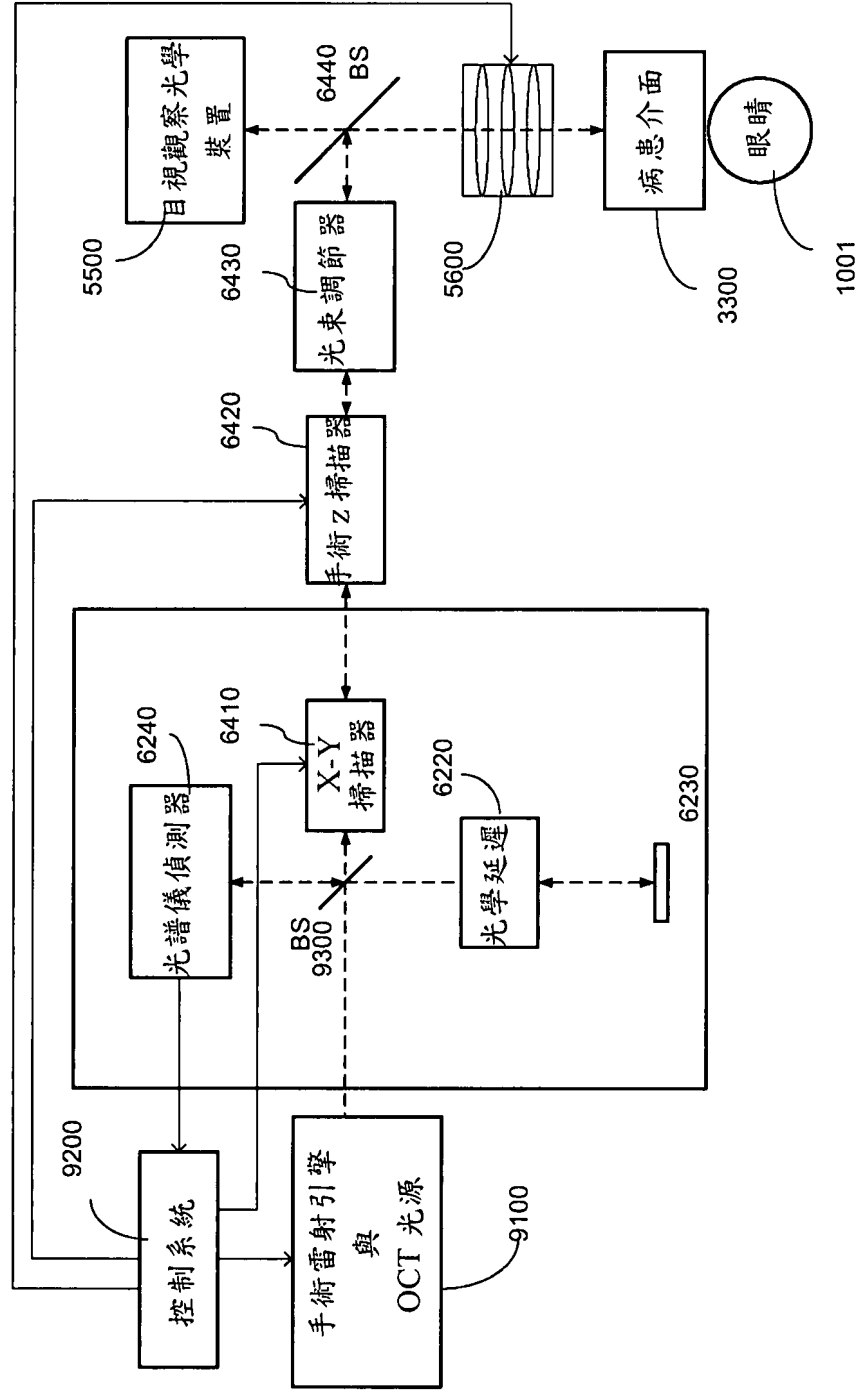


第十三圖

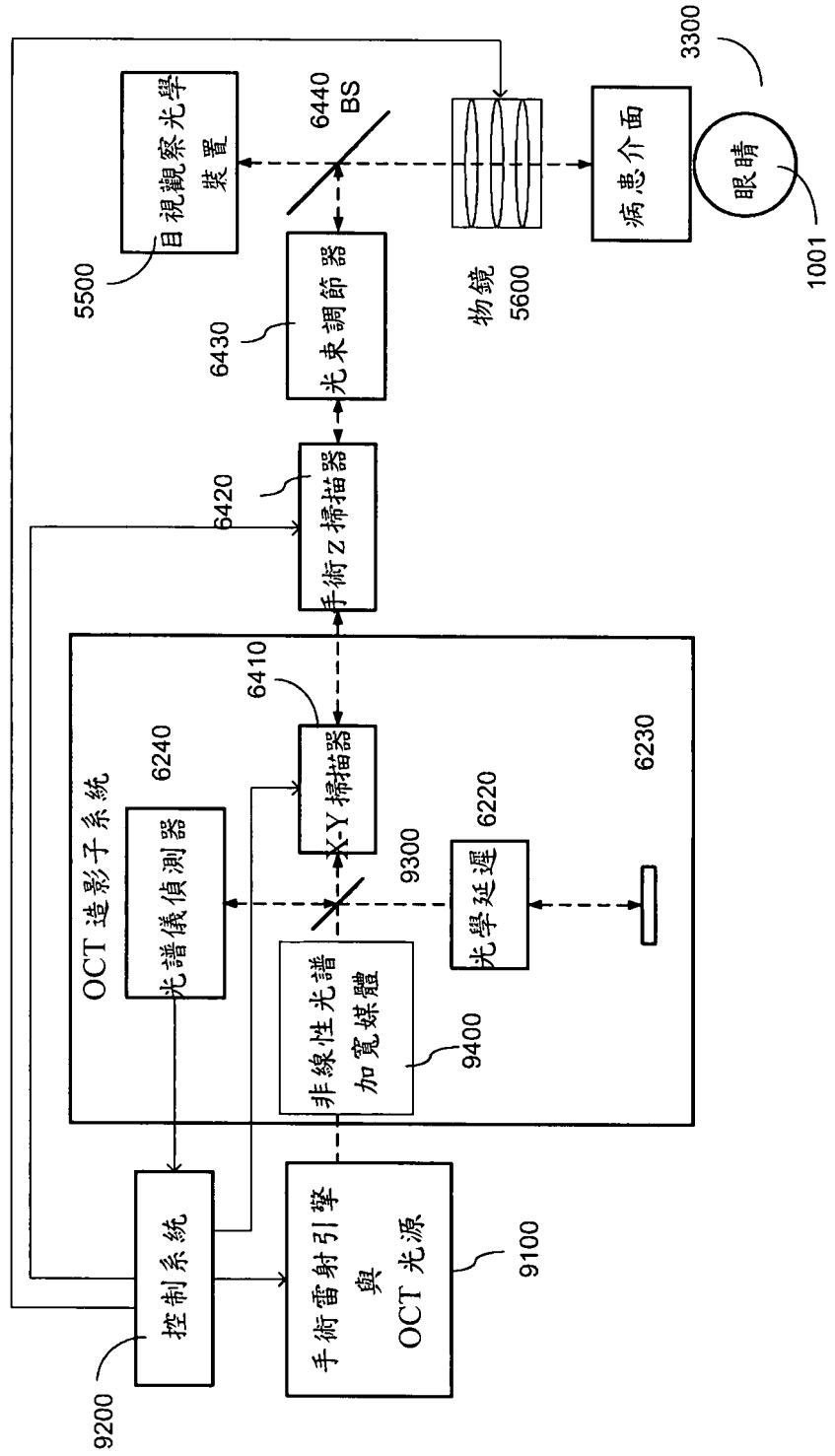




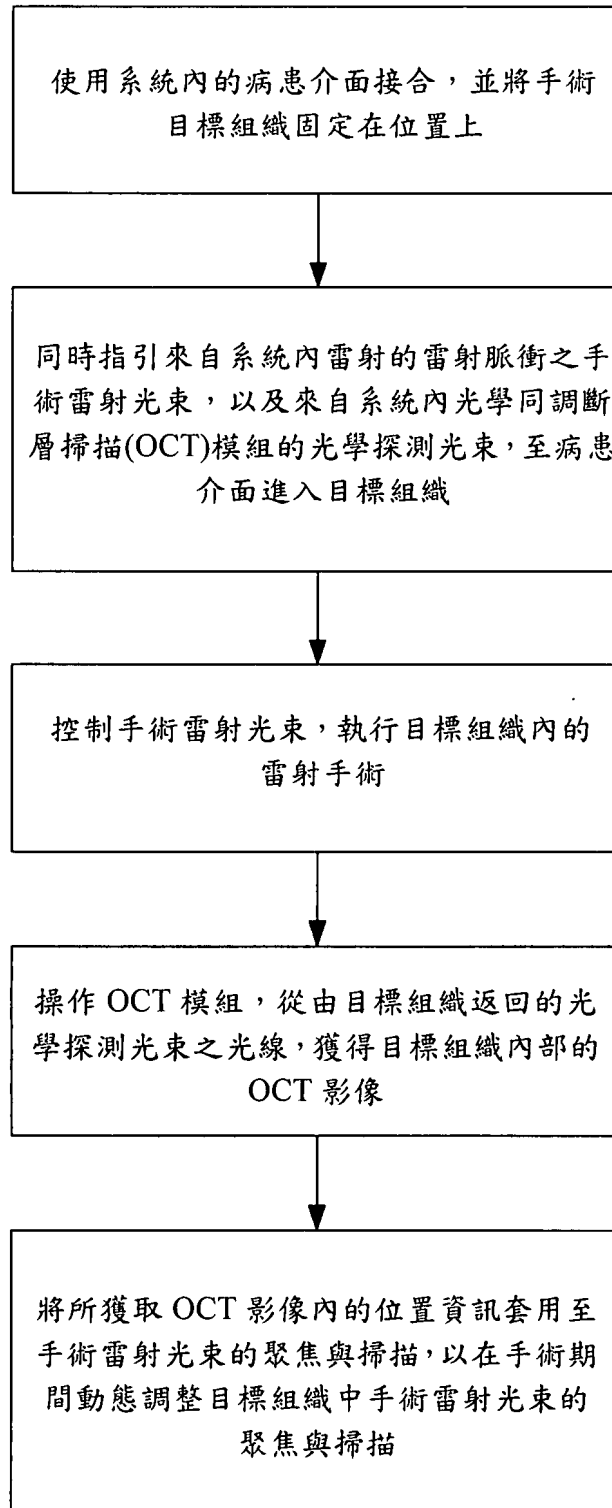
第十五圖



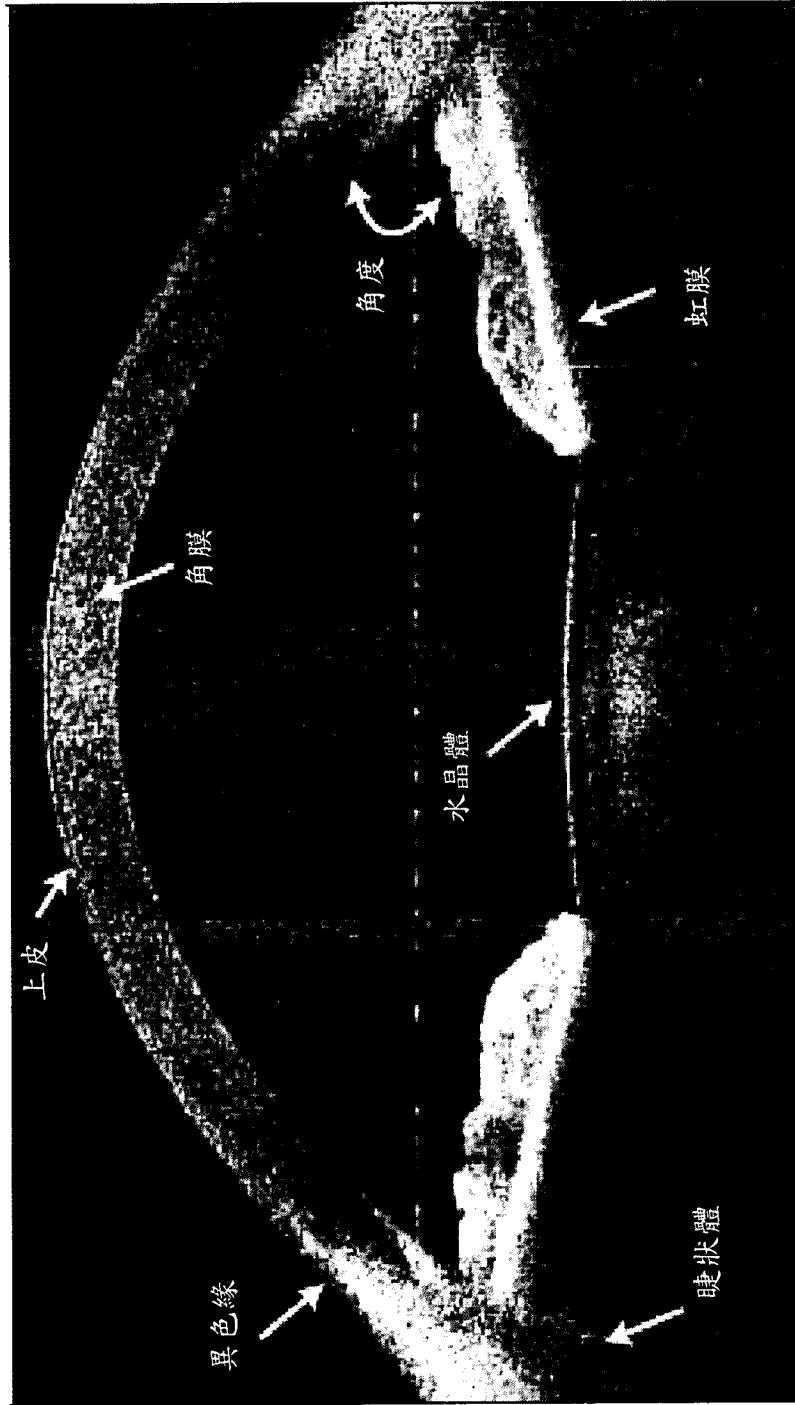
第十六圖



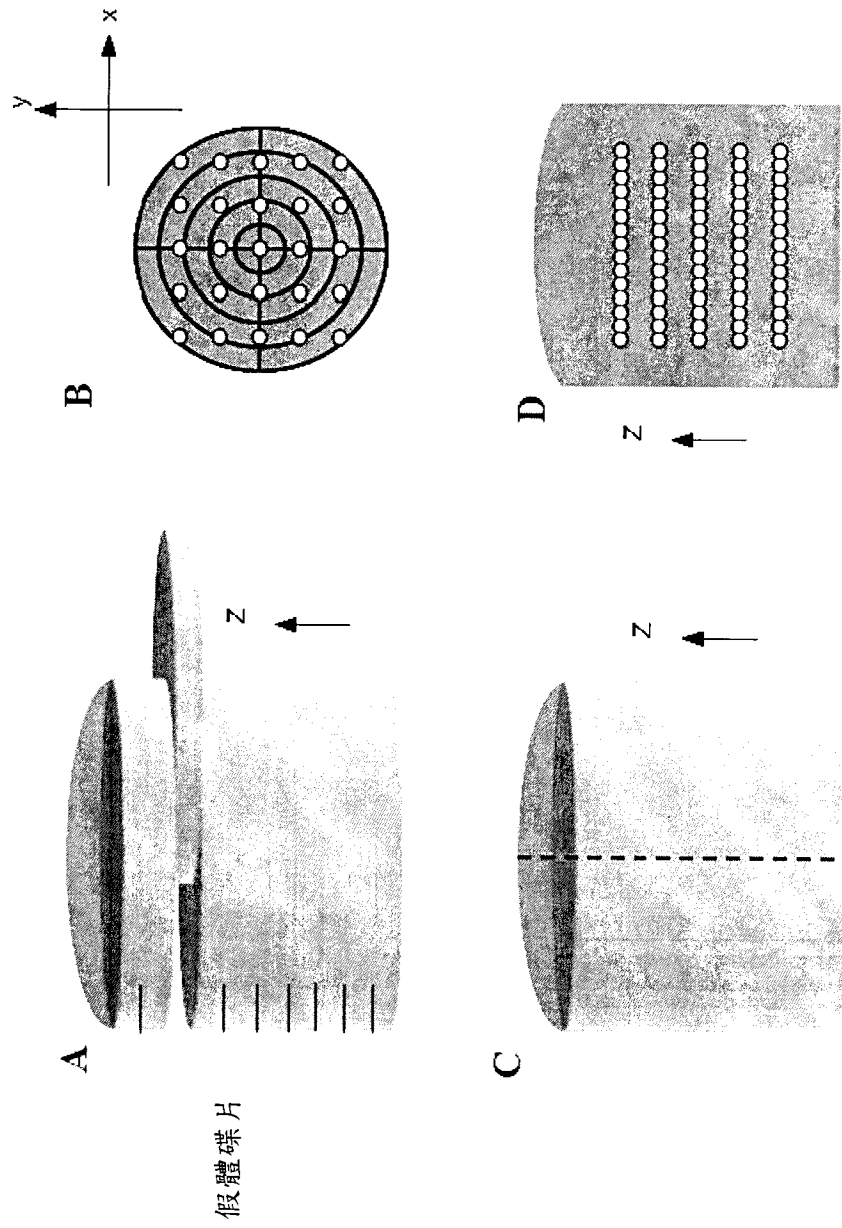
## 第十七圖



第十八圖

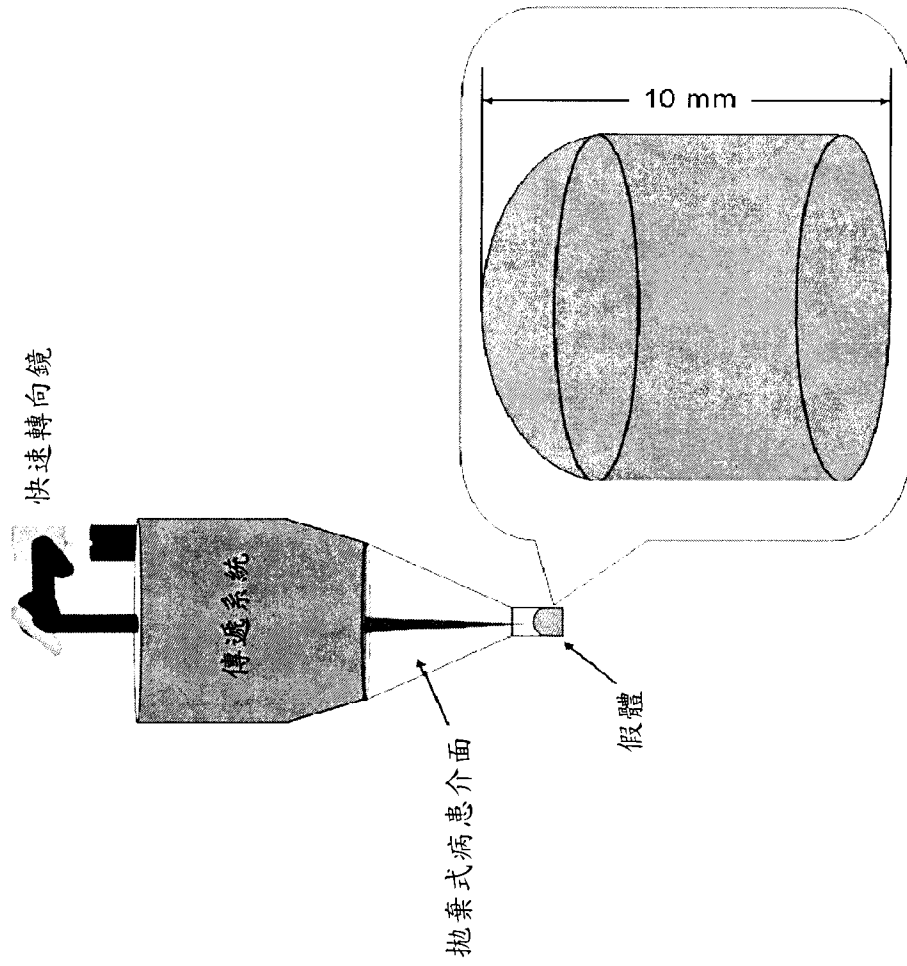


第十九圖

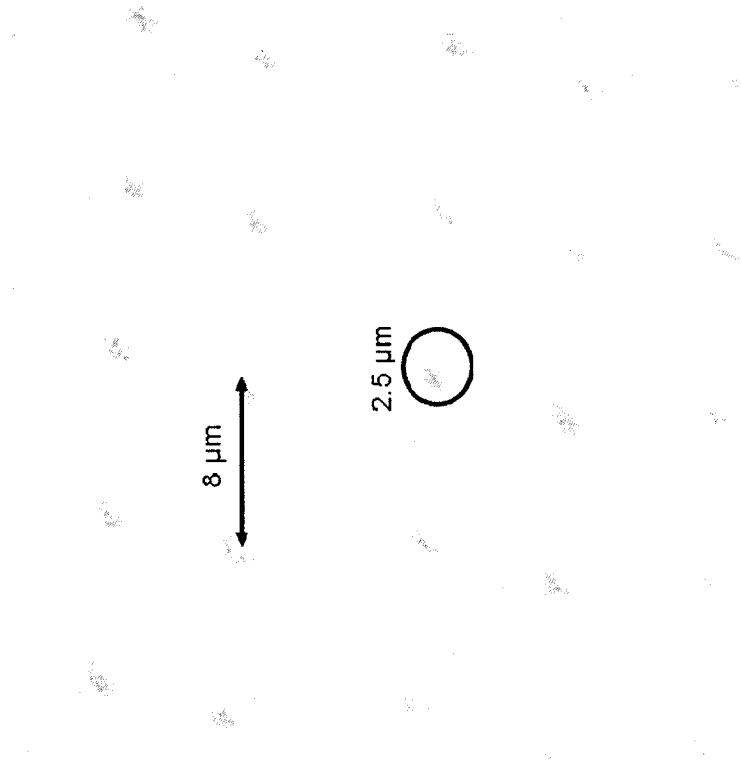


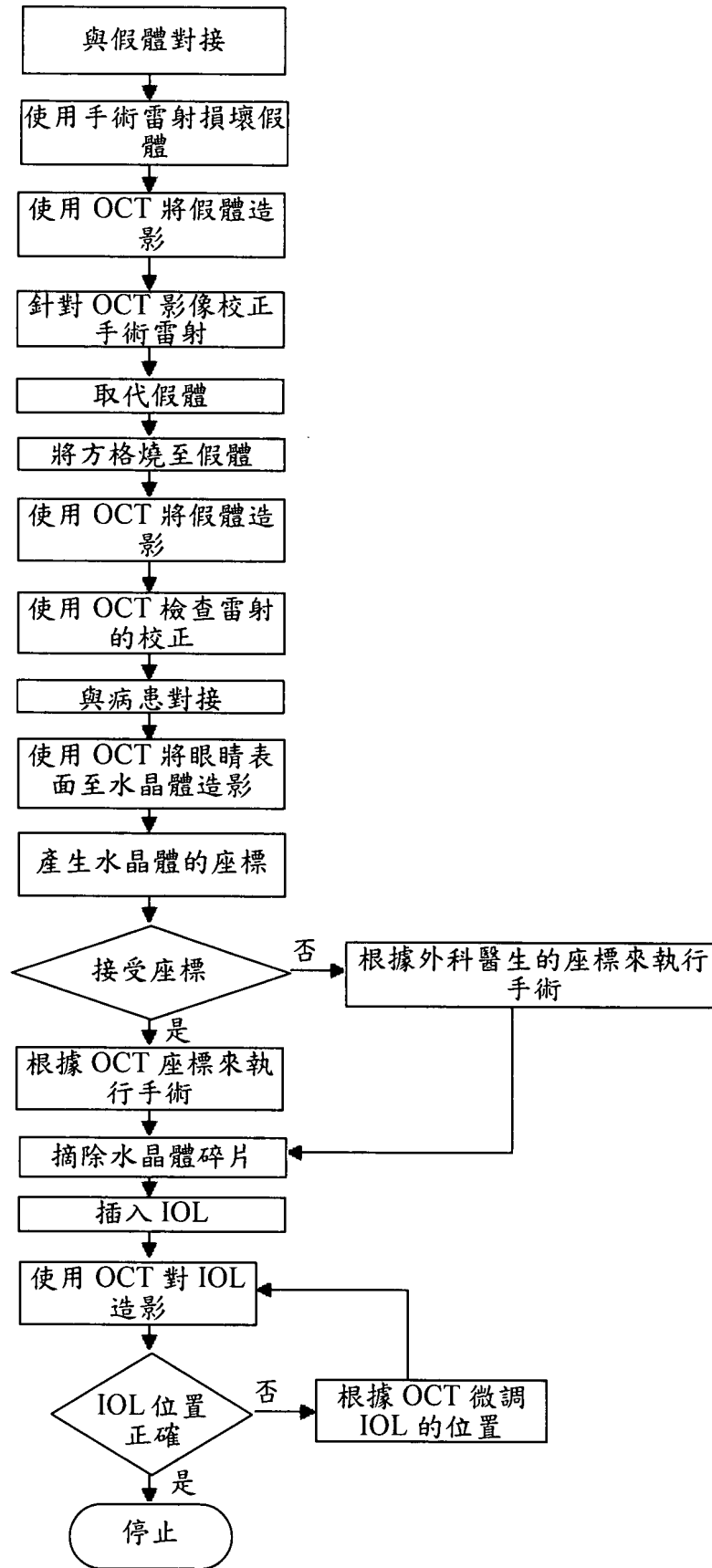


第二十圖



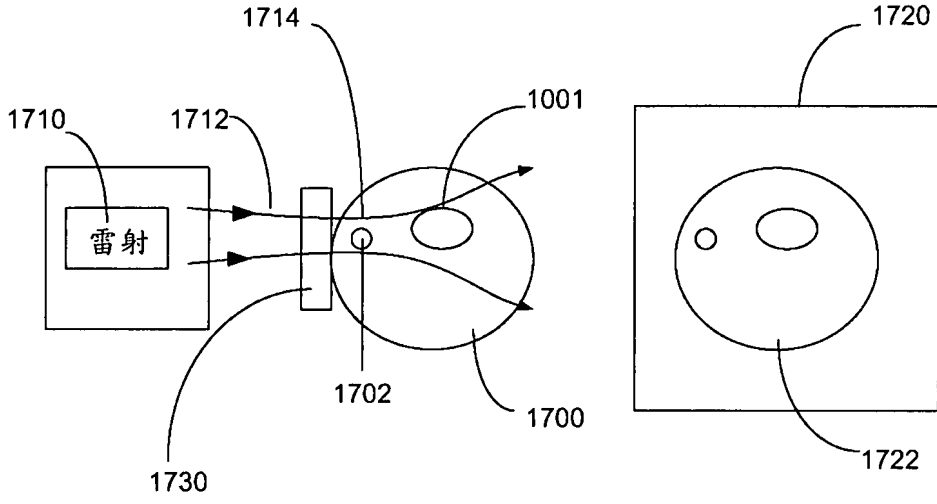
第二十一圖





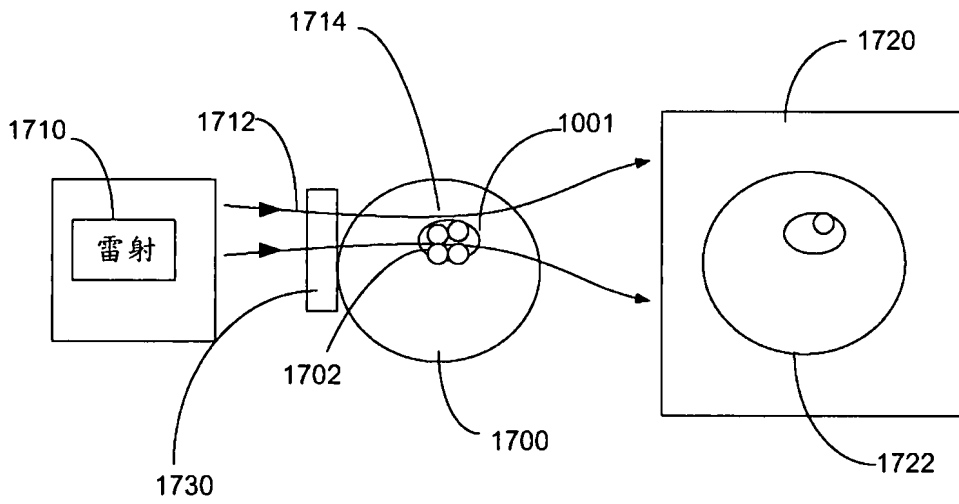
### 第二十三 A 圖

診斷模式

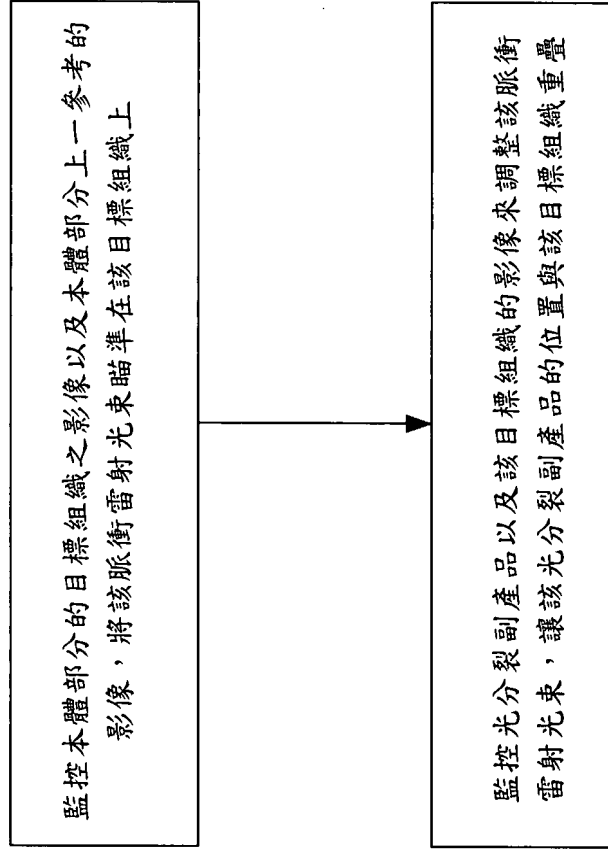


### 第二十三 B 圖

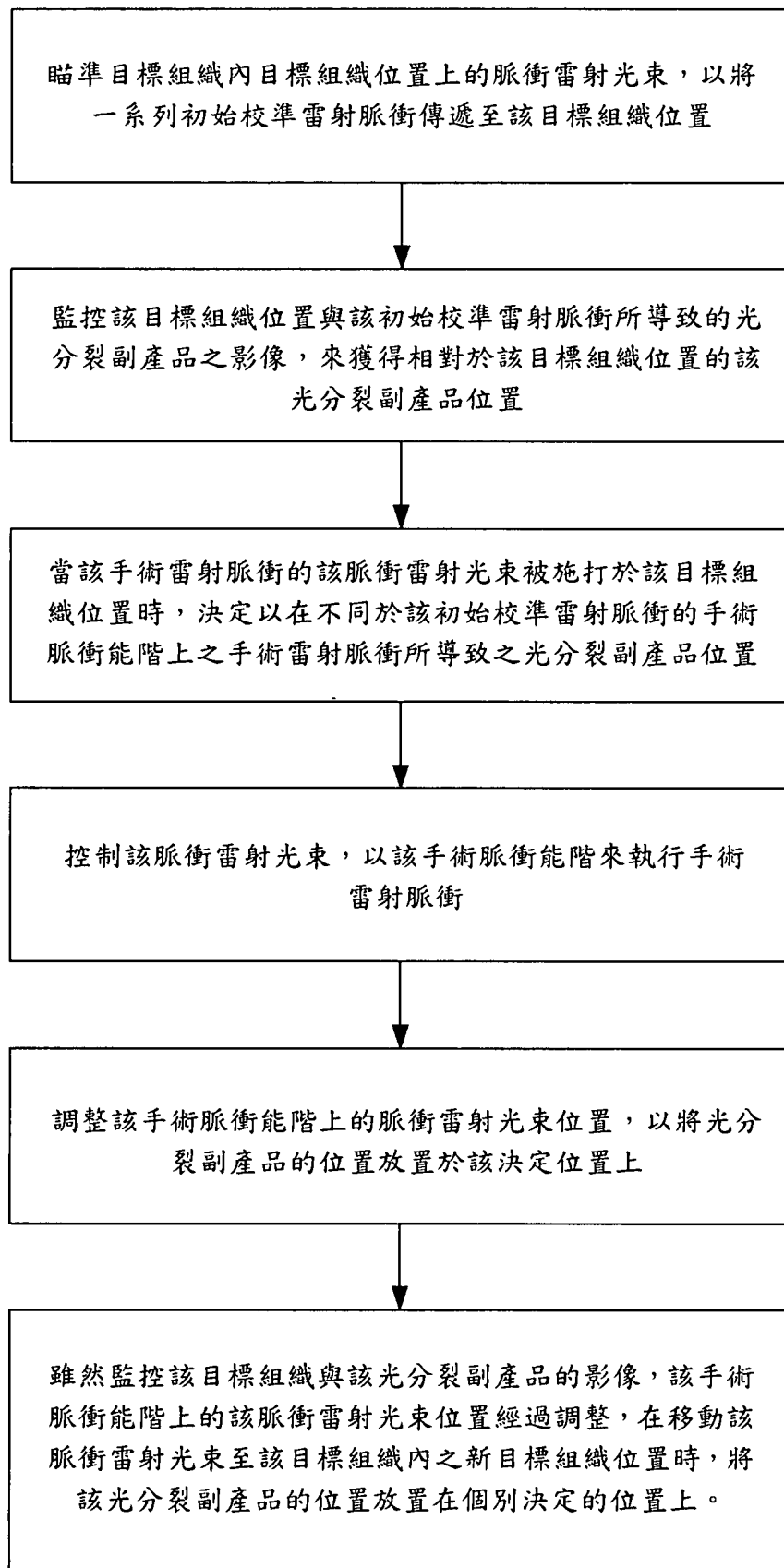
手術模式



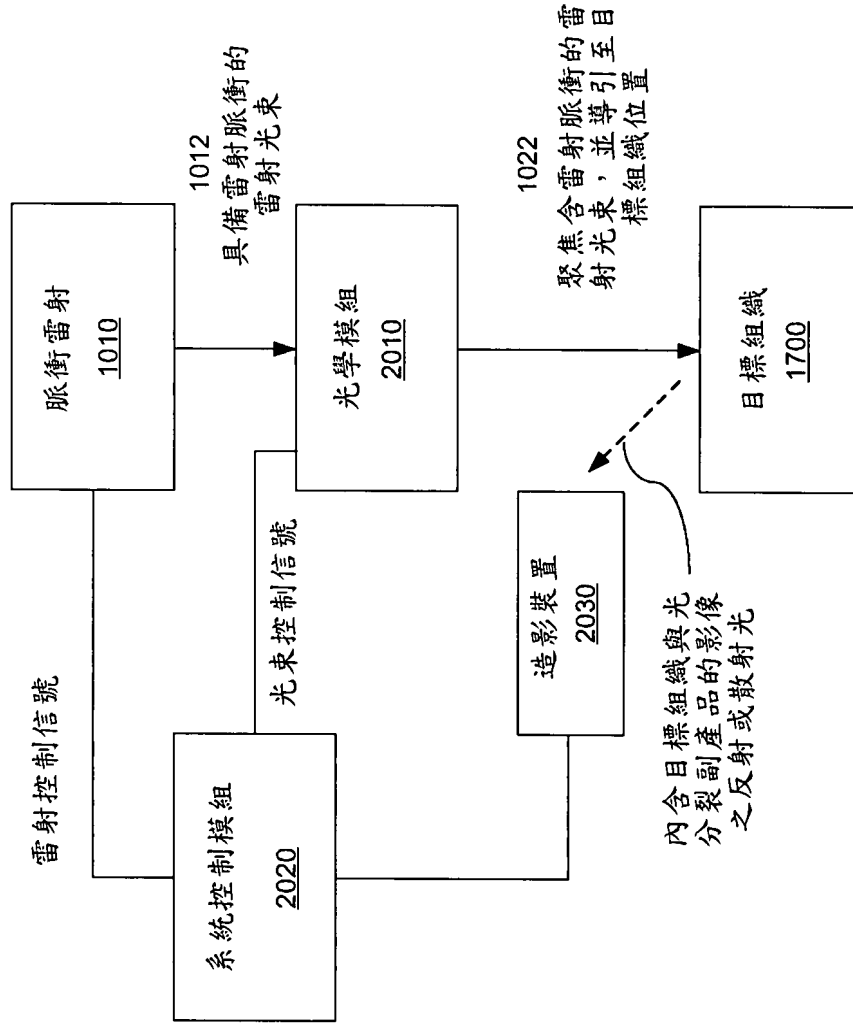
## 第二十四圖



## 第二十五圖



第二十六圖



四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(六A)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

1	眼睛	520	IOL 放置切口
100	水晶體	530-1	異色緣鬆解切口
120	瞳孔		
130	虹膜	530-2	異色緣鬆解切口
510	雷射標記		

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無