



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本 (11)證書號數：TW I572347 B

(45)公告日：中華民國 106 (2017) 年 03 月 01 日

(21)申請案號：100122146

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 06 月 24 日

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

(30)優先權：2010/06/24 美國

12/823,072

(71)申請人：愛爾康眼科手術激光股份有限公司 (美國) ALCON LENSX, INC. (US)
美國

(72)發明人：克茲 羅納 M KURTZ, RONALD M. (US)；裘哈斯 堤柏 JUHASZ, TIBOR (US)

(74)代理人：惲軼群；陳文郎

(56)參考文獻：

US 6409718B1

US 2009/0137993A1

WO 2004/027487A1

審查人員：劉力夫

申請專利範圍項數：17 項 圖式數：26 共 93 頁

(54)名稱

白內障手術與青光眼或散光手術之整合方法與設備

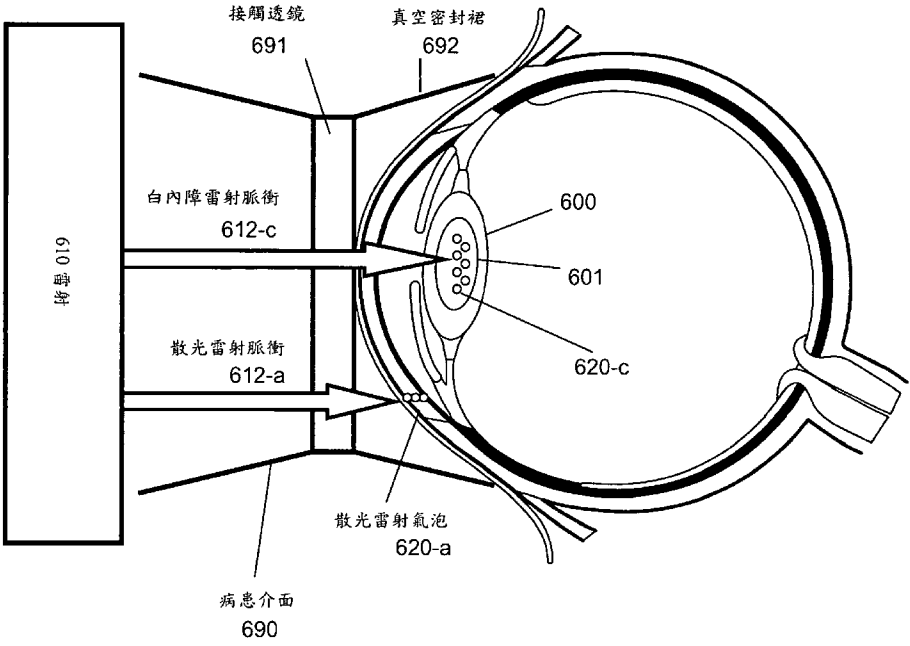
METHOD AND APPARATUS FOR INTEGRATING CATARACT SURGERY WITH GLAUCOMA OR
ASTIGMATISM SURGERY

(57)摘要

本發明揭示一種用於整合眼睛手術之方法，包括：決定該眼睛的水晶體內之一白內障目標區；施加白內障雷射脈衝，以光分裂一部分該已決定的白內障目標區；決定該眼睛周邊區域內的一青光眼目標區或一散光目標區；以及施加手術雷射脈衝，以利用光分裂在該青光眼或散光目標區內產生一或多個切口；其中該方法之該等步驟都在整合式外科手術程序中執行。在該眼睛的角膜上製造一切口之前，可施加該雷射脈衝。該整合式手術程序可牽涉到使用具有三種功能的相同脈衝雷射源：用於光分裂該目標區、用於在該水晶體的囊袋上製造一切口以及用於在該眼睛的角膜上製造一切口。

A method for integrated eye surgery can include determining a cataract-target region in a lens of the eye; applying cataract-laser pulses to photodisrupt a portion of the determined cataract-target region; determining a glaucoma-target region or an astigmatism-target region in a peripheral region of the eye; and applying surgical laser pulses to create one or more incisions in the glaucoma- or astigmatism-target region by photodisruption; wherein the steps of the method are performed within an integrated surgical procedure. The laser pulses can be applied before making an incision on a cornea of the eye. The integrated surgical procedure may involve using the same pulsed laser source for three functions: for photodisrupting the target region, for making an incision on the capsule of the lens and for making an incision on the cornea of the eye.

指定代表圖：



第六 F 圖

符號簡單說明：

- 600 . . . 水晶體
- 601 . . . 眼核
- 610 . . . 手術雷射
- 612-a . . . 散光手術雷射脈衝
- 612-c . . . 白內障手術雷射脈衝
- 620-a . . . 散光手術雷射氣泡
- 620-c . . . 白內障手術雷射氣泡
- 690 . . . 病患介面
- 691 . . . 接觸透鏡
- 692 . . . 真空密封裙

發明專利說明書

公告本

(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： 100122146

※ 申請日： 100.6.24

※IPC 分類：

A61F9/008 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

白內障手術與青光眼或散光手術之整合方法與設備/ METHOD AND APPARATUS FOR INTEGRATING CATARACT SURGERY WITH GLAUCOMA OR ASTIGMATISM SURGERY

二、中文發明摘要：

本發明揭示一種用於整合眼睛手術之方法，包括：決定該眼睛的水晶體內之一白內障目標區；施加白內障雷射脈衝，以光分裂一部分該已決定的白內障目標區；決定該眼睛周邊區域內的一青光眼目標區或一散光目標區；以及施加手術雷射脈衝，以利用光分裂在該青光眼或散光目標區內產生一或多個切口；其中該方法之該等步驟都在整合式外科手術程序中執行。在該眼睛的角膜上製造一切口之前，可施加該雷射脈衝。該整合式手術程序可牽涉到使用具有三種功能的相同脈衝雷射源：用於光分裂該目標區、用於在該水晶體的囊袋上製造一切口以及用於在該眼睛的角膜上製造一切口。

三、英文發明摘要：

A method for integrated eye surgery can include determining a cataract-target region in a lens of the eye; applying cataract-laser pulses to photodisrupt a portion of the determined cataract-target region; determining a glaucoma-target region or an astigmatism-target region in a peripheral region of the eye; and applying surgical laser pulses to create one or more incisions in the glaucoma- or astigmatism-target region by photodisruption; wherein the steps of the

method are performed within an integrated surgical procedure. The laser pulses can be applied before making an incision on a cornea of the eye. The integrated surgical procedure may involve using the same pulsed laser source for three functions: for photodisrupting the target region, for making an incision on the capsule of the lens and for making an incision on the cornea of the eye.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(六F)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

600	水晶體	620-a	散光手術雷射氣泡
601	眼核		
610	手術雷射	620-c	白內障手術雷射氣泡
612-a	散光手術雷射脈衝	690	病患介面
612-c	白內障手術雷射脈衝	691	接觸透鏡
		692	真空密封裙

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

六、發明說明：

【相關申請案交叉參照】

本申請案為 2008 年 9 月 18 日所申請，名稱為「Methods and Apparatus for Integrated Cataract Surgery」，專利號 12/233,401 的美國專利申請案之部分連續案，並主張其優先權，其主張名稱為「Methods and Apparatus for Integrated Cataract Surgery」，專利號 60/973,405 的美國臨時專利申請案之優先權，前述兩申請案都在此併入當成參考。

【發明所屬之技術領域】

本發明係關於白內障手術與青光眼或散光手術之整合技術、設備及系統。

【先前技術】

白內障手術為最常見的眼部手術中的一種。白內障手術的主要目的在於摘除失效的水晶體，植入人造水晶體或人工水晶體(intraocular lens, IOL)，恢復已失效水晶體的某些光學特性。一般而言，IOL 能夠改善透光性，並且減少散射、吸收或兩者。

白內障手術的廣義型態牽涉到超音波型晶體乳化術。在這種手術期間，晶體乳化探針通過切口進入眼睛水晶體內。該探針產生超音波，將水晶體打散成小碎片，導致水晶體乳化。令人注意的是，此程序在過去二十年來幾乎沒變。在根據晶體乳化術的白內障手術過程中，採取一系列個別手術動作，包括(1) 角膜切開與穿刺；(2) 注入黏彈劑來維持前房整體結構並且避免前房塌陷；(3) 前囊切開；(4) 製造前囊撕開；(5) 水晶體核的水分離；(6) 運用機械與超音波方法破碎水晶體核；(7) 抽出水晶體核；(8) 在囊袋內注入黏彈劑；(9) 抽出水晶體皮層物質；(10) 裝入與安置人工水晶體；(11) 去除黏彈劑；以及(12) 檢查角膜傷口完整性、可能的縫合位置。這些步驟有一些為必

要步驟，因為眼睛在手術期間睜開，並且用儀器物理性進入以切開並取出水晶體。

用此方式執行的白內障手術牽涉到外科醫生要有高超技術以及特殊設備與供應品，這許多都需要刷手護士的協助。因為每一步驟都彼此分開，因此在手術期間就很難完美整合這些步驟。

【發明內容】

簡單扼要來說，本發明的實施包括整合眼睛手術的方法，該方法包括以下步驟：決定該眼睛的水晶體內之一白內障目標區；施加白內障雷射脈衝，以光分裂一部分該已決定的白內障目標區；決定該眼睛周邊區域內的一青光眼目標區；以及施加青光眼雷射脈衝，以利用光分裂在該青光眼目標區內產生一或多個切口；其中該方法之該等步驟都在整合式外科手術程序中執行。

在某些實施當中，在該施加青光眼雷射脈衝步驟之前執行該施加白內障雷射脈衝步驟。

在某些實施當中，在該施加青光眼雷射脈衝步驟之後執行該施加白內障雷射脈衝步驟。

在某些實施當中，該施加白內障雷射脈衝步驟至少部分與該施加青光眼雷射脈衝步驟同時進行。

在某些實施當中，該施加青光眼雷射脈衝步驟包括施加雷射脈衝到一鞏膜、一輪部區域、一眼角度部分或一虹膜根部的至少其中之一。

在某些實施當中，該施加青光眼雷射脈衝步驟包括根據與一小樑網成形術(trabeculoplasty)、一虹膜切開術或一虹膜切除術的至少其中之一有關的一圖案來施加雷射脈衝。

在某些實施當中，該施加青光眼雷射脈衝步驟包括施加雷射脈衝來形成一引流通道以及一房液排出開口的至少其中之一。

在某些實施當中，該方法包括將一可植入裝置插入該引流通道或該房液排出開口的其中之一。

在某些實施當中，該引流通道及該房液排出開口設置成將一受術眼睛的一前房連接至該受術眼睛的一表面，如此可降低該受術眼睛內前房液的眼壓。

某些實施可包括運用一種雷射實施該白內障雷射脈衝與該青光眼雷射脈衝兩者。

在某些實施當中，該施加青光眼雷射脈衝步驟包含：將該青光眼雷射脈衝施加至一最佳化的青光眼目標區，其中選擇該最佳化青光眼目標區的一位置，其對於青光眼雷射脈衝的散射要低於該眼睛的鞏膜，並且使該形成的引流通道對於該眼睛的一光通路之擾動低於一形成於中央的引流通道。

在某些實施當中，該青光眼目標區為一輪部-鞏膜邊界區或一輪部-角膜交叉區的其中之一。

在某些實施當中，該施加青光眼雷射脈衝步驟包含：施加該青光眼雷射脈衝來在一選取的方向內形成一引流通道，以將下列競爭需求最佳化：使對於該青光眼雷射脈衝的散射低於該眼睛的鞏膜，以及使對於該眼睛的一光通路的擾動低於一形成於中央的引流通道。

在某些實施當中，以協調方式，決定執行該白內障雷射脈衝的施打與該青光眼雷射脈衝的施打。

在某些實施當中，該方法可包括將由該白內障雷射脈衝所達成的一光分裂造影；以及決定至少部分該青光眼目標區，以回應該造影的光分裂。

在某些實施當中，該方法可包括將由該青光眼雷射脈衝的一光分裂造影；以及決定至少部分該白內障目標區，以回應該造影的光分裂。

在某些實施當中，以一白內障雷射波長 λ -c 來施加該白內障雷射脈衝；以及以一青光眼雷射波長 λ -g 來施加該青光眼雷射脈衝。

在某些實施當中，通過一白內障病患介面來施加該白內障雷射脈衝；以及通過一青光眼病患介面來施加該青光眼雷射脈衝。

在某些實施當中，一多用途眼部手術系統包括一多用途雷射，其設置成將白內障雷射脈衝施打進入一白內障目標區內，以及將青光眼雷射脈衝施打進入一青光眼目標區內；以及一造影系統，其設置成將由該白內障雷射脈衝與該青光眼雷射脈衝的至少其中之一所導致的一光分裂造影。

在某些實施當中，該多用途眼部手術系統可設置成施加一白內障雷射波長 λ -c 的該白內障雷射脈衝，以及一青光眼雷射波長 λ -g 的青光眼雷射脈衝。

在某些實施當中，該多用途雷射設置成通過一白內障病患介面來施加該白內障雷射脈衝；以及通過一青光眼病患介面來施加該青光眼雷射脈衝。

在某些實施當中，該多用途眼部手術系統設置成運用相同雷射來施加該白內障雷射脈衝與該青光眼雷射脈衝。

在某些實施當中，整合眼睛手術的方法可包括下列步驟：決定該眼睛的水晶體內之一白內障目標區；施加白內障雷射脈衝，以光分裂一部分該已決定的白內障目標區；決定該眼睛中央、中間或周邊區域內的一散光目標區；以及施加散光修正雷射脈衝，以利用光分裂在該散光目標區內產生一或多個切口；其中該方法該等步驟都在整合式外科手術程序中執行。

在某些實施當中，該方法可包括將由該白內障雷射脈衝所達成的一光分裂造影；以及決定至少部分該散光目標區，以回應該造影的光分裂。

在某些實施當中，一多用途眼部手術系統包括一多用途雷射，其設置成將白內障雷射脈衝施打進入一白內障目標區內，以及將散光雷射脈衝施打進入一散光目標區內；以及一造影系統，其設置成將由該白內障雷射脈衝與該散光雷射脈衝的至少其中之一所導致的一光分裂造影。

【實施方式】

第一圖例示眼睛 1 的整體結構。該入射光傳播通過該光路徑，包括角膜 140、由虹膜 165 定義的瞳孔 160、水晶體 100 以及玻璃體。這些光學元件將光線導引到視網膜 170。

第二圖例示更詳細的水晶體 200。水晶體 200 有時也稱為晶狀體，因為水晶體中 90% 是由 α 、 β 和 γ 晶體蛋白所構成。晶狀體在眼睛內具備多種光學功能，包括其動態聚焦能力。水晶體為人體內獨特的組織，在懷孕期間、出生之後到整個壽命當中，其大小都持續成長。水晶體藉由從位於水晶體赤道周邊上的胚芽中心開始，增長水晶體纖維細胞來成長。水晶體纖維為長條、薄、透明的細胞，直徑通常介於 4-7 微米之間，並且長度最長 12 mm。最老的水晶體纖維都位於水晶體的中央，形成眼核。眼核 201 可進一步分成胚胎、胎兒與成熟核區。繞著眼核 201 的新成長物質稱之為皮層 203，以同心橢圓層、區或區域方式發展。因為眼核 201 和皮層 203 都在人類不同的成長階段上形成，所以其光學特性都不同。雖然水晶體的直徑隨時間增加，不過也隨之壓縮，如此眼核 201 以及周圍皮層 203 的特性也變得更為不同(Freel et al BMC Ophthalmology 2003, vol. 3, p. 1)。

在此複雜成長過程之下，一般水晶體 200 包括較硬眼核 201，該眼核往軸向延伸大約 2mm，由軸向寬度 1-2mm 的較軟皮層 203 所圍繞，並且內含通常寬度大約 20 微米的更薄囊袋薄膜 205。這些數值會因人而有相當程度的改變。

隨時間流逝，水晶體纖維細胞逐漸喪失細胞質元素，而由於並無靜脈或淋巴管到達水晶體來供應其內部區域，隨著年齡增長，水晶體的透光度、彈性與其他功能特性有時會退化。

第二圖例示在某些環境中，包括長時間暴露在紫外線之下、暴露在輻射線之下、水晶體蛋白質異變、疾病的副效應，像是糖尿病、高血壓以及高齡化，眼核 201 的區域會變成透明

度降低區域 207。透明度降低區域 207 通常位於水晶體中央 (Sweeney et al Exp Eye res, 1998, vol. 67, p. 587-95)。這種逐漸失去透明度通常與相同區域內大部分種類白內障的發展，以及隨著水晶體硬化程度增加有關。隨著年齡增長，此過程會從水晶體邊緣逐漸往中央擴散 (Heys et al Molecular Vision 2004, vol. 10, p. 956-63)。這種變化的一結果就是隨年齡增長，老花眼與白內障的嚴重程度與發病率都會增加。

白內障手術的目的就是要去除此透明度降低的不透明區，也就是白內障區。在許多情況下，這有必要摘除整個水晶體內部，只留下水晶體囊袋。

在此背景之下，根據晶體乳化術的白內障手術會遇到許多限制，例如：這種超音波型手術會產生大小、形狀以及位置都不太好控制的角膜切口，如此創口比較不容易自癒，需要縫合才能處理不受控制的切口。晶體乳化術也需要在囊袋上開出大切口，有時候長達 7mm。該手術會在甦醒時留下大量意想不到的改變：受術眼睛會嚴重散光並且屈光殘留或續發或其他錯誤。後者通常需要後續屈光或其他手術或裝置。另外，探針會撕裂虹膜組織，或該手術會導致虹膜組織脫出創口之外。破掉的水晶體物質可能難以進入，這造成植入 IOL 的困難。超音波型手術也會由於黏彈劑殘留，阻塞眼液引流通道，導致不必要的眼壓升高。此外，這些手術可能導致置中、形狀或大小並非最佳的囊袋開口，導致去除水晶體物質的併發症及/或限制將 IOL 定位並植入眼睛內之精準度。

上述困難與挑戰的兩個原因在於由下列方式分裂水晶體：(i)由眼睛本身打開，以及(ii)以大量分離的步驟進行，每一步驟都需要插入或移除刀具，在這些步驟之間維持眼睛睜開。

使用晶體乳化術的白內障手術內的這些與其他限制與相關風險，造成發展出不在眼睛內造成切口的白內障治療手術，例如：美國專利申請案第 6,726,679 號說明，利用導引起短波

雷射脈衝至眼睛內不透明的位置，來移除不透明水晶體的方法。不過此先前方法並不適用於控制手術過程的許多困難。進一步，其用途只限制在眼睛情況是由水晶體透明度以外問題所造成時之情況，例如在合併屈光不正、需要分離手術之情況。

本發明實施描述克服上述兩種問題，用於執行白內障手術的方法及設備。分裂水晶體時：(i)不用睜開眼睛，以及(ii)使用單一、整合式手術。更進一步，該實施提供良好的手術程序控制、減少潛在錯誤、最大限度減少額外技術協助的需求以及提高手術效率。本發明所描述的白內障手術方法及設備可實施來摘除眼睛的水晶體，並且將水晶體摘除與其他手術步驟整合，以協調並且有效的方式執行整個手術。

藉由應用光分裂，利用例如短脈衝雷射，可避免物理性侵入眼睛之內。眼睛手術雷射的操作員可以高精準度將雷射光束傳遞至要分裂的水晶體區。根據光分裂的水晶體碎裂術可在許多配置當中實施，像是第 4,538,608、5,246,435 以及 5,439,462 號美國專利當中所描述。本說明書所描述方法及設備可用來讓根據光分裂的這些與其他水晶體碎裂方法，與白內障手術所需要的其他手術步驟結合與整合執行，這些步驟包括打開該眼睛及/或囊袋的步驟、去除分裂水晶體物質的步驟以及將人工水晶體插入碎裂水晶體除去後所留空穴內的步驟。

第三圖至第四圖例示本發明方法的實施 300，摘除白內障的手術步驟如下。

步驟 310 牽涉到決定眼睛內的手術目標區。在許多描述的具體實施例當中，該目標區可為眼核，或相對於眼核而產生白內障的區域。其他具體實施例可訂定其他區域為目標。

第四 A 圖例示在步驟 310 的某些態樣內，決定該手術目標區牽涉到決定目標區的邊界，像是眼核的邊界 402。此決定可牽涉到在水晶體內用雷射脈衝產生一組探針氣泡 404，並且觀察氣泡的成長或動態。該等探針氣泡在比較軟的皮層區內成長快速，而在比較硬的眼核內成長較慢。其他方法也可實施，

以從觀察探針氣泡 404 就可推論出眼核邊界 402，像是超音波攪動並且量測對其的回應。從觀察探針氣泡 404 的成長或動態中，可推論四周物質的硬度：此方法適用於分離該較硬眼核與該較軟皮層，如此找出該眼核的邊界。

步驟 320a 牽涉到分裂該目標區，而不用在該眼睛上製造切口，在整合式手術當中對該目標區施加雷射脈衝，就可達成此目的。

其中步驟 320a 被稱為整合式手術的態樣中之一種為步驟 320a 達到上述超音波型手術中五個步驟之同等效果：

(1)角膜切開與穿刺；(3)前囊袋切開；(4)製造前囊袋撕開；(5)水晶體核的水分離；(6)利用機械與超音波方法碎裂水晶體核。

步驟 320a 的態樣包括下列：(i)因為該眼睛並未打開用於分裂該水晶體，則不干擾該光路徑並且可用高精準度方式控制雷射光束，以高精準命中該所要的目標區。(ii)另外，因為並無實際物體插入該眼睛的切口，所以不會以難以控制的方式插入及抽出該實際物體而進一步撕裂該切口。(iii)因為在該分裂處理期間並未睜開該眼睛，外科醫生不用管該睜開眼睛內的眼液，否則會漏出並且需要補充，例如注入黏性流體，如超音波型手術的步驟(2)。

在雷射感應水晶體碎裂過程中，雷射脈衝將該目標區內的分子一部分離子化，這會導致二次離子化過程的崩潰高出「電漿臨界」。在許多手術當中，在短時間內將大量能量傳輸至該目標區。這些集中的能量脈衝會將離子區氣化，導致形成空穴氣泡，這些氣泡的直徑只有幾微米，並且以超音速的速度膨脹至 50-100 微米。隨著氣泡膨脹速度減至次音速，會在周圍組織內產生震波，導致二次分裂。

如此該等氣泡本身與該等感應的震波會執行步驟 320a 的目標中之一項：眼核 201 的分裂、碎裂或乳化，不用在囊袋 205 上製造切口。

請注意，該光分裂會降低受影響區域的透明度。若一開始就施加雷射脈衝聚焦在水晶體的正面或前區，然後焦點朝向更深的後區移動，則空穴氣泡與伴隨的透明度降低組織都位於後續雷射脈衝的光路徑內，如此會阻礙、衰減或散射該雷射脈衝。這會降低後續雷射脈衝施加的精準度與控制，並且減少實際傳遞至水晶體更深後區的能量脈衝。因此，利用其中稍早雷射脈衝所產生氣泡不會阻擋後續雷射脈衝光路徑之方法，提高雷射型眼睛手術的效率。

避免先前產生的氣泡阻礙後續施加雷射脈衝之光路徑之一種可能方式，在於首先在水晶體的最後區施加該脈衝，然後將焦點朝向水晶體的前區移動。

第 5,246,435 號美國專利技術並不適用於相關處理所伴隨的許多困難，這些問題包括因為該皮層的硬度較低並且有更多黏性性質，所以在該皮層內產生之氣泡的擴散通常不受控制。如此若將雷射施加到水晶體的背面，也就是該皮層的後半部，外科醫生將在大面積之上製造出迅速擴散並且不受控制的氣泡，可迅速阻礙該光路徑。

步驟 320b 為執行步驟 320a 的改良方式之例示：將手術雷射脈衝聚焦至眼核 401 的最後區，並且往眼核 401 內前面方向移動該焦點。

第四 B 圖例示本發明方法運用在步驟 310 內所決定，大約知道的眼核 401 之邊界 402 之具體實施例。步驟 320b 利用先在眼核 401 的最後區 420-1 內施加脈衝 412-1，避免先前產生的氣泡阻礙後續施加雷射脈衝的光路徑(例如不受控制地擴散至皮層 403)。接著施加後續雷射脈衝 412-2 至眼核 401 內的區域 420-2，此處為先前施加雷射脈衝 412-1 的區域 420-1 之前。

其他方式：雷射脈衝 412 的焦點從眼核 401 的後區移動到前區。

步驟 320a 和 320b 的態樣在於，以足夠強來達成所要的水

晶體光分裂，但是不夠強大到導致其他區(例如視網膜)分裂或其他損害之功率，來施加該雷射脈衝。進一步，該等氣泡彼此足夠靠近來造成所要的光分裂，但是不會靠近到造成氣泡合併，並且形成會成長並且擴散不受控制的較大氣泡。達成分裂的該功率臨界被稱為「分裂臨界」，並且引起氣泡非所要擴散的功率臨界被稱為「擴散臨界」。

該上臨界與下臨界限制了該雷射脈衝的參數，像是其功率與分離。該雷射脈衝持續期間也可具有類比分裂與擴散臨界。在某些實施當中，該期間可在 0.01 皮秒至 50 皮秒的範圍內變動。在某些病患當中，在 100 飛秒至 2 皮秒的脈衝持續範圍內可達成特定結果。在某些實施當中，每脈衝的雷射能量可在 1 μJ 與 25 μJ 的臨界之間變動。該雷射脈衝的重複率可在 10 kHz 與 100 MHz 的臨界之間變動。

該雷射脈衝的能量、目標分離、持續期間以及重複頻率也可根據水晶體光學特性或結構特性的術前測量來選擇。另外，該雷射能量與該目標分離的選擇可以整體水晶體尺寸的術前測量，以及年齡相關演算、計算、大體測量或資料庫的使用為基礎。

請注意，為像是角膜這些眼睛其他部分發展的雷射分裂技術，在未經過合適修改之前，不可用於水晶體。一個原因就在於角膜為高度分層結構，能夠非常有效抑制氣泡的擴散與移動。如此，在角膜內氣泡的擴散在定性上之挑戰要低於包括眼核本身的較軟水晶體層。

第五 A 圖也例示步驟 320a-b。在類似的編號中，雷射光束 512 利用形成氣泡 520 來導致水晶體 500 內的眼核 501 分裂，其中以介於分裂臨界與擴散臨界之間的雷射參數來施加雷射光束 512，在由後往前的方向內移動其焦點。

步驟 330 牽涉到於角膜和囊袋上製造切口，這些切口有至少兩種用途：打開路徑來摘除分裂的眼核以及其他水晶體物質，並且用於後續 IOL 植入。

第五 B 圖至第五 C 圖例示在水晶體 500 的囊袋 505 上製造切口，有時稱為囊袋切除術。在步驟 330 內，雷射光束 512 聚焦在該囊袋表面上，如此產生的「囊袋切除術氣泡」550 足以分裂囊袋 505，有效打穿。第五 B 圖顯示眼睛的側視圖，並且第五 C 圖為已經產生「囊袋切除術氣泡」550 的環之後，定義囊袋切口 555 的水晶體 500 之正面圖。在某些實施當中，形成這些氣泡 550 的完整圓，並且僅去除囊袋的碟形蓋，即囊袋切口 555。在其他實施當中，在囊袋 505 上形成不完整圓，上蓋仍舊固定至該囊袋，並且在手術結束時，該上蓋可復原至原位。

碟形囊袋切口 555 由囊袋切除術氣泡 550 打穿所定義，然後可被升起並且在稍後步驟當中由手術儀器切除，克服來自己打穿的囊袋組織 505 之最小阻力。

第五 D 圖至第五 E 圖例示在角膜 540 上切口的製造。施加雷射光束 512 來產生氣泡串，如此產生通過角膜 540 的切口。此切口並非完整圓，而是蓋子或只有外翻，可在手術結束時重新蓋上。

同樣，施加手術雷射光束，有效打穿該角膜來定義該角膜蓋，如此在後續步驟當中，該角膜蓋可輕鬆與角膜剩餘部分分離，並且被提起來讓物體進入眼睛。

在某些實施當中，角膜切口可為多平面，或「閥門式」切口，如第五 E 圖的側視圖內所示(未依照比例)。在手術完成之後，這種切口可自癒並且包含眼睛內的眼液會更好。進一步，這種切口癒合情況良好並且更堅韌，能夠更廣泛重疊角膜組織，其中眼淚並不會妨礙癒合。

第五 A 圖至第五 E 圖例示超音波型手術與本說明書所描述光分裂手術當中切口間之差異。

該超音波型手術內的該切口係使用鑷子，以機械方式撕開目標組織(像是角膜和囊袋)所造成：俗稱的環形囊袋撕開術。進一步，超音波型手術內之該切口的側邊會受到許多機械裝置

的進出動作重複撞擊，為此，無法精確控制該切口的輪廓，並且該切口無法以上述自癒方式來製造。因此，超音波型方法對於尺寸控制不佳，並且缺乏用光分裂處理可行的多平面切口之自癒能力。

這已經在使用這兩種手術，嘗試產生名義上 5 mm 開口時的測試程序當中展示。機械撕裂所製造的切口具有 5.88 mm 的直徑，相差 0.73 mm。相較之下，使用本說明書所描述的光分裂方法製造之開口具有直徑 5.02 mm，相差 0.04 mm。

這些測試結果展示該光分裂方法定性上較高的精準度。例如從若角膜的散光修正切口只切開 10-20% 的事實中，可了解此差異的重要性，這將使效果無效或甚至抵消其所要效果，有可能需要後續手術。

進一步，在角膜由超音波型方法中切口打開之時，「前房液」，即是眼睛內含的眼液，會開始流出，實際上，就是眼睛開始滴出眼液。

如此眼液流失具有負面後果，因為前房液在維持眼睛結構完整性方面扮演不可或缺的角色，其將眼睛支撐起來，有點類似水球裡面的水。

因此，要非常努力補充從眼睛流出的眼液。在超音波型手術中，複雜、電腦控制的系統監控並監督此眼液管理。不過，此作業需要外科醫生本身相當有技巧。

相較之下，本發明方法的實施不用打開眼睛就可達到光分裂。為此，在水晶體光分裂期間就不需要進行眼液管理，如此對於外科醫生的技術以及設備複雜度之要求比較少。

請再次參閱第三圖，步驟 330 也包括摘除已碎裂、已分裂、已乳化或已修改的眼核與其他水晶體物質，像是更液化的皮層。此摘除通常利用通過角膜與囊袋切口，插入吸引探針，並吸引該物質來進行。

第五 F 圖例示步驟 340 可包括將人工水晶體(IOL) 530 插入水晶體囊袋 505，來取代已分裂的原有水晶體。之前製造的

角膜與囊袋切口可用來當成 IOL 插入的入口。在本發明方法 300 內，該切口無法容納晶體乳化探針。因此，該切口的位置、其中心度與角度都可最佳化，用於插入 IOL 530。囊袋切除術氣泡 550 和角膜切口 555 全都可佈署來將 IOL 530 的插入最佳化，然後可插入 IOL 530，並且重新關上角膜內的開口或讓其自癒。水晶體囊袋 505 通常包圍並容納 IOL 530，而無過多干涉。若囊袋切口不小，通常選擇中央位置當成切口。若囊袋切口不大，如底下第六圖的案例，則可使用偏心切口。

第五 G 圖例示人工水晶體 530 可內含「光學」部分 530-1，這基本上就是水晶體，以及「觸覺」部分 530-2，這可為多種裝置或配置，其功能包括將光學部分 530-1 固定在囊袋 505 內的所要位置上。在某些實施當中，光學部分 530-1 可相當小於囊袋 505 的直徑，如此必須固定「觸覺」部分。第五 G 圖顯示其中觸覺部分 530-2 包括兩螺旋臂的具體實施例。

在本系統的某些具體實施例中，利用在前囊袋內製造一或多個切口，來咬合光學觸覺接合處。

在某些實施當中，水晶體囊袋 505 在 IOL 插入期間膨脹，如此可最佳放置觸覺部分 530-2。例如：觸覺部分 530-2 可放入囊袋 505 的最旁邊凹陷處，以將光學部分 530-1 的中心定位與前後定位最佳化。

在某些實施當中，水晶體囊袋 505 在 IOL 插入後並未膨脹，讓囊袋 505 的前後部分以受控制的方式靠在一起，以將光學部分 530-1 的中心定位與前後定位最佳化。

在上述眼睛手術的某些實施當中，光線藉由有角度的反射鏡就可進出水晶體的周邊區域。

在某些情況下，可能發生光線無法進出水晶體 600 的周邊區域。在本方法的某些實施當中，可藉由光分裂以外的方式，包括超音波、熱水或吸引，來碎裂或溶解這些區域。

第六 A 圖例示與第三圖至第五 F 圖共享許多元件的實施，類似編號在此將不重複。此外，第六 A 圖的實施內含套

管針 680。基本上為圓柱型的套管針 680 可插入角膜切口 665，通過囊袋切口 655 完全進入水晶體囊袋 605。在某些情況下，套管針的直徑大約 1mm，在其他情況下範圍為 0.1-2mm。

此套管針 680 可在上述光分裂過程的許多階段內提供改良的控制。套管針 680 可用於眼液管理，其產生可控制的通道來輸入與輸出眼液。在某些具體實施例內，可用基本上防水方式將套管針 680 放入角膜切口 665 與囊袋切口 655。在這些具體實施例內，套管針 680 有最小的滲水量，因此對於套管針 680 外眼液的管理的需求也最少。

進一步，儀器可用更受控制、更安全的方式，移動進出通過套管針 680。另外，可用受控制的方式，更安全地摘除已經光分裂的眼核與其他水晶體物質。最後，將 IOL 插入通過套管針 680，某些 IOL 可摺疊成最大尺寸 2 mm 或以下。這些 IOL 可移動通過直徑稍微大於已摺疊 IOL 直徑的套管針 680。就位後，IOL 可在水晶體 600 的囊袋 605 內恢復或拆開。IOL 也可適當校準，如此在水晶體 600 的囊袋 605 內之位置才能置中，並且不會不必要地傾斜。進一步，套管針型手術需要製造 2mm 數量級這種非常小的切口，取代晶體乳化術所使用的 7mm 型切口。

一般而言，套管針 680 維持部分或完全隔離與受控制的手術空間。一旦手術結束時，套管針 680 可抽出並且角膜自癒切口 665 可有效且穩固地痊癒。光分裂手術可運用此方法，將病患的視野恢復至最大可能程度。

總結來說，所說明光分裂方法的具體實施例可以並設置成執行眼睛水晶體中眼核或其他任何目標區的光分裂步驟，(i) 不用在眼睛內製造開口；以及(ii)運用單一整合式手術，取代需要用不同裝置執行許多步驟，並且外科醫生需要有高超技巧。

本發明白內障手術設備的一項實施，利用消除或減少對於黏彈物質的需求來維持眼球容積，並且提供更容易在膨脹、最

小干擾囊袋內放置 IOL，以將 IOL 放置及維持最佳化在最佳置中並且無傾斜的位置內。此過程可增加干涉之後眼睛的光學及/或屈光可預測性與功能性，此過程也減少對於手術助手的需求，並且提供手術效率的機會，像是將手術分成可在不同無菌階段內、不同手術室內或甚至在不同時間上執行的兩部分。

例如：該雷射程序可在第一時間上低負擔、非無菌環境內執行，並且在傳統無菌環境內，像是稍後在手術室內，摘除水晶體並且置換入 IOL。此外，因為運用光分裂而降低水晶體摘除與 IOL 置換所需的技術層級與支援，因此也降低對於場地的需求層級，導致節省成本、時間或增加便利性(像是可在類似於 LASIK 手術設定的手術室內執行手術之能力)。

上面討論的白內障疾病通常並存有其他眼睛疾病，青光眼。青光眼伴隨有視神經疾病，其係由於房液的眼壓 (intraocular pressure, IOP) 過高。排放適量的房液可降低過高的 IOP，並且逆轉視神經疾病。藉由施加手術雷射在眼睛四周區域製造切口，可一次釋放 IOP，或可製造永久引流通道，以將 IOP 穩定在較低程度上。如此，眼科雷射手術是治療青光眼之很有前途的方式。

在同時有白內障與青光眼的病患身上，好處就在於可同時治療兩種病況。並且即使在手術未同時執行的情況下，還是有協調切口用於每一手術，減少可能複雜度並且提高每項手術結果成功率之好處。

第六 B 圖至第六 D 圖例示同時或以整合或協調方式，執行白內障與青光眼手術的整合式眼部手術之實施。

第六 B 圖例示在整合式眼部手術內，運用手術雷射 610 來將一組白內障手術雷射脈衝 612-c 施加至水晶體 600 的眼核 601，以形成一組白內障手術雷射氣泡 620-c。在白內障手術之前、之後或同時，手術雷射 610 可將一組青光眼手術雷射脈衝 612-g 施加至眼睛的周邊區域，像是鞏膜、輪部區域、眼角度部分或虹膜根部。這些青光眼手術雷射脈衝 612-g 可為任何已

知青光眼手術的一部分，包括小樑成形術、虹膜切開術或虹膜切除術等等。在這些手術之任一項中，在眼睛周邊區域內產生一組青光眼手術雷射氣泡 620-g，以根據許多圖案產生一或多個切口或開口。

第六 C 圖例示在某些實施當中，這些切口或開口最終形成引流通道或房液排出開口 693。在某些具體實施例內，可植入裝置 694 可插入引流通道來調節流出量。可植入裝置 694 可為簡單排水管，或可內含壓力控制器或閥門，其形狀可為筆直或可彎曲、直角彎或肘節彎。

在這些實施的任一個當中，引流通道 693 或可植入裝置 694 都可將眼睛的前房連接至眼睛的表面，如此幫助降低眼壓。

第六 B 圖例示整合式眼部手術的實施，其中手術雷射 610 具有病患介面 690，包括接觸透鏡 691，其可為平面壓平板或彎曲透鏡，以及真空密封裙 692，其施加部分真空來至少部分固定受術眼睛。若病患介面 690 具有合適尺寸，則手術雷射就不需要重新定位或調整。在這些具體實施例內，x-y 或 x-y-z 掃描系統可偏轉或導引手術雷射，足以到達青光眼手術的眼睛周邊區域。

在整合式手術當中，接觸透鏡 691 可從最適合白內障手術的接觸透鏡 691-c，變更為最適合青光眼手術的另一接觸透鏡 691-g。

鞏膜強烈散射入射的雷射光，例如從亮白色就可驗證。因此，最長波長的雷射對於切透鞏膜並且形成引流通道 693 並不特別有效。重新來說，若要製造穿透鞏膜的開口，雷射光束可能必須具有高到導致眼睛組織內過度分裂之能量。

為了解決此挑戰，在某些整合式系統內，找出由鞏膜所吸收和散射具有下降、最小或間隙之特定波長 λ -g。具有這種波長的雷射對於在鞏膜內形成引流通道 693 相當有用，不過這些青光眼專用波長 λ -g 可能並不特別適用於白內障手術，不同的 λ -c 波長比較合適。

因此，在某些實施當中，手術雷射 610 的操作波長可從白內障最適用的 λ -c 值，改變成青光眼最適用的 λ -g 值。在其他實施當中，可運用個別雷射：一種以波長 λ -c 運作的雷射用於白內障手術，另一種以波長 λ -g 運作的雷射用於青光眼手術。

不過改變手術雷射的操作波長是一種挑戰，並且讓一種系統具有兩種不同雷射對於光學效能最佳化與維持系統成本有競爭力來說相當困難。

第六 D 圖例示解決這些議題的某些實施，其利用單波長雷射並且導引至區域，將維持目標區散射率低同時讓光路徑擾動最小的競爭與部分矛盾需求最佳化。

一個這種最佳化區域可為例如鞏膜 695 與輪部 696 之間的邊界區，此輪部/鞏膜邊界區所散射的雷射光束要比鞏膜本身還少，如此允許單一雷射同時用於青光眼與白內障手術，選擇用於執行白內障手術的波長夠好，但是不需要最大限度減少鞏膜的散射與吸收。同時，此輪部/鞏膜邊界區內的引流通道 693 可在足夠邊緣的區域內，如此擾動光路徑並且病患的視野只剩下最小程度。一般來說，目標選擇越遠離眼睛的光學軸，在此態樣內就越有用。其他目標區也可呈現青光眼與白內障手術需求之間的最佳妥協，像是角膜與輪部的交叉處。

除此位置以外，引流通道 693 的方向也會衝擊引流通道 693 的形成效率，例如：引流通道 693 可用不需要與眼睛表面垂直，而是選擇通過這些散射最少的鞏膜區域之方式來導引，如此只需要有限能量之雷射脈衝即可。

第六 E 圖例示整合式眼部手術的實施，其中手術雷射 610 可在白內障手術與青光眼手術之間調整，或其中實際上針對兩種手術運用個別雷射。

利用將該手術區域造影，就可提高這些手術的精準度。有關整合式白內障青光眼手術，造影系統可與雷射手術系統整合，如底下所述。該造影系統可設置成將眼睛的水晶體 600、角膜 140、輪部、鞏膜或眼角度部分造影。該等影像可經過分

析，來協調該白內障手術與該青光眼手術的切口之形成，如此讓整合式手術的效能最佳化。

在兩種手術依序執行的實施當中，造影步驟可在第一手術之後執行，以將第一手術過程中形成的氣泡與達成的光分裂造影。此影像可幫助並引導第二手術的雷射脈衝施打。

尤其是，若白內障手術先執行，接著執行後續造影步驟，以將白內障手術雷射脈衝 612-c 造成的該光分裂造影，此影像可用來選擇青光眼手術雷射脈衝 612-g 將要導引至的該目標區。並且反向來說，若青光眼手術先執行，接著執行後續造影步驟，以將青光眼手術雷射脈衝 612-g 造成的該光分裂造影，此影像可用來選擇白內障手術雷射脈衝 612-c 將要導引至的該目標區。

在類似的具體實施例內，在同時有白內障與散光的病患身上，好處就在於也可同時治療兩種病況。並且即使在手術未同時執行的情況下，還是有協調切口用於每一手術，減少可能的複雜度並且提高每項手術結果成功率之好處。

第六 F 圖至第六 G 圖例示同時或以整合或協調方式，執行白內障與散光手術的整合式眼部手術之實施。

第六 F 圖例示在整合式眼部手術內，運用手術雷射 610 來將一組白內障手術雷射脈衝 612-c 施加至水晶體 600 的眼核 601，以形成一組白內障手術雷射氣泡 620-c。在白內障手術之前、之後或同時，手術雷射 610 可將一組散光手術雷射脈衝 612-a 施加至角膜的中央、中段或周邊，或是輪部區域。這些散光手術雷射脈衝 612-a 可為任何已知散光手術的一部分，包括散光角膜切開術、輪部鬆解切口或角膜楔形切除術等等。在這些手術之任一項中，產生一組散光手術雷射氣泡 620-a，以根據許多圖案產生一或多個切口或開口，來減少角膜散光的類型。

第六 G 圖用眼睛正面圖例示整合式眼部手術的實施。針對散光手術的一部分，在周邊輪部區域內製造輪部鬆解切口

699-1 和 699-2。當設計使用診斷光學測量時，這種輪部鬆解區域有助於鬆解眼睛的散光程度。

在其他態樣中，剛剛描述的整合式散光白內障手術具有許多類似於稍早的整合式青光眼白內障手術的特徵。

這些特徵包括：(a)使用具有一接觸透鏡的一病患介面來至少部分固定該受術眼睛；(b)使用一 x-y 或 x-y-z 掃描系統，以根據一散光圖案來導引該雷射光束；(c)在該等手術之間變更該等接觸透鏡；(d)在手術之間變更該雷射的該波長，或針對該等手術使用不同雷射；(e)藉由將該鞏膜最小散射的需求最佳化，同時放置該散光相關切口，將對於光通路的擾動減至最小程度，來選擇散光手術的位置；以及(f)調整手術之間該雷射的位置或方向。

進一步，利用造影系統與雷射手術系統整合，將該手術區域造影，如此也可提高整合式白內障散光手術的精準度。該造影系統可設置成將眼睛的水晶體 600、角膜 140、輪部、鞏膜或眼角度部分造影。該等影像可經過分析，來協調該白內障手術與該散光手術的切口之形成，如此讓整合式手術的效能最佳化。

在兩種手術依序執行的實施當中，造影步驟可在第一手術之後執行，以將第一手術過程中形成的氣泡與達成的光分裂造影。此影像可幫助並引導第二手術的雷射脈衝施打。

尤其是，若白內障手術先執行，接著執行後續造影步驟，以將白內障手術雷射脈衝 612-c 造成的該光分裂造影，此影像可用來選擇散光手術雷射脈衝 612-a 將要導引至的該目標區。並且反向來說，若散光手術先執行，接著執行後續造影步驟，以將散光手術雷射脈衝 612-a 造成的該光分裂造影，此影像可用來選擇白內障手術雷射脈衝 612-c 將要導引至的該目標區。

第七圖至第二十六圖例示關於上列光分裂雷射處理的雷射手術系統之具體實施例。

雷射手術的一個重要態樣為精準控制與瞄準雷射光束，例

如光束位置與光束聚焦。雷射手術系統可設計成包括雷射控制與瞄準工具，以精確對準雷射脈衝至組織內的特定目標。在許多奈秒光分裂雷射手術系統當中，像是鈷雅銘雷射系統，所需的瞄準精準度等級相當低。這有一部分是因為所使用的雷射能量相當高，因此受影響的組織區域也相當大，通常涵蓋尺寸幾百微米的衝擊區域。這種系統內雷射脈衝之間的時間比較長，並且可手控瞄準目標而且通常手控。這種手動瞄準目標機構的一種範例為生物顯微鏡，以將目標組織視覺化，並結合使用第二雷射光源當成瞄準光束。外科醫師通常使用搖桿控制，手動移動雷射聚焦鏡頭的焦點，與透過顯微鏡的影像同焦(位移或未位移)，如此手術光束或瞄準光束可聚焦在所要目標上。

這種設計用於低重複率雷射手術系統的技術難以用於高重複率雷射手術，因為每秒要射擊數千次並且每次脈衝的能量都相當低。在使用高重複率雷射的手術當中，由於每單次雷射脈衝的效果小，所以需要更高的精準度，並且由於要在新處理區域上非常快速打出數千次脈衝，所以需要更快的定位速度。

雷射手術系統的高重複率脈衝雷射之範例包括每秒射擊數千次或更高的脈衝重複率，並且每次脈衝能量相當低的脈衝雷射。這種雷射的每次脈衝都使用相當低的能量，以定位雷射光分裂導致的組織效果，例如以微米或數十微米的數量級來光分裂受衝擊的組織區域。此定位的組織效果可改善雷射手術的精準度，並且可用於特定手術當中，像是眼睛雷射手術。在這種手術的範例中，發出數百、數千或數百萬次連續、幾乎連續或已知間隔的脈衝，可用來實現某些預期的手術效果，像是組織切口、分離或分裂。

許多使用雷射脈衝期間較短的高重複率光分裂雷射手術系統之手術程序，在關於目標組織上目標位置的絕對位置以及關於先前脈衝的相對位置內，手術時目標組織內每次脈衝都需要更高的定位精準度。例如在某些情況下，雷射脈衝的前後脈衝之間需要精準到幾微米，脈衝之間的時間在幾微秒的數量級

上。因為兩連續脈衝之間的時間非常短，並且脈衝校準的精準度需求非常高，因此在低重複率脈衝雷射系統上所使用的手動瞄準目標就不夠或不可行。

一種幫助並控制精準、高速定位需求來將雷射脈衝射擊在組織上之技術，其裝上像是玻璃這類透明材料製成並且具有與組織預定接觸表面的壓平板，如此壓平板的接觸表面形成與組織完善定義的光學介面。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。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。使用接觸玻璃或壓平板更能夠控制組織表面的光學品質，允許在些微雷射脈衝光學失真之下，相對於壓平參考平面，讓雷射脈衝高速、精準施打於目標組織內的所要位置上(交互作用點)。

在眼睛上應用壓平板的方式在於使用壓平板，以提供位置參考來讓雷射脈衝施打於眼睛內的目標組織。這種使用壓平板當成位置參考係根據發射雷射脈衝之前，聚焦在目標內具有足夠精準度的雷射脈衝之已知所要位置，以及參考板的相對位置，同時個別內部組織目標必須要在發射雷射期間維持穩定。此外，此方法要求在眼睛之間或同一眼內不同區域之間，能夠預測並重複雷射脈衝聚焦至所要位置。在實行的系統中，因為在實行系統內可能無法符合上面的條件，所以難以使用壓平板做為位置參考，以將雷射脈衝精確定位在眼睛內。

例如：若水晶體為手術目標，則由於存在可潰式結構，像是角膜本身、前房與虹膜，所以傾向改變從眼睛表面上之參考板至目標的精準距離。不僅是個別眼睛之間該壓平角膜與水晶體之間距離大量變化，相同眼睛內也可能有變化，這取決於外

科醫師所使用的特定手術與壓平技術。此外，在雷射脈衝為達手術效果而發射數千次的期間，目標水晶體組織相對於壓平表面移動，讓脈衝精準施打更複雜。此外，眼睛內的結構會因為像是空穴氣泡這類光分裂副產品的累積而移動，例如：施打至水晶體的雷射脈衝會造成水晶體囊袋往前凸，所以需要調整瞄準此組織，以便後續雷射脈衝施打。更進一步，因為壓平效果具有變化度相當高的性質，在移除壓平板後難以用電腦模型與模擬來高準確預測目標組織的實際位置，並且難以調整雷射脈衝的施打來在無壓平部分內達成所要的定位，這特別取決於個別角膜或眼睛的因素，以及外科醫師使用的特定手術與壓平技術。

除了不成比例影響內部組織結構定位的壓平之實際效果以外，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之非線性特性。光分裂屬於組織物質內的非線性光處理，並造成光束校準與光束目標瞄準內的複雜度，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，將脈衝雷射光束精確校準至目標組織內每一目標組織位置，也需要考量雷射光束上組織物質的非線性光學效果。此外，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，所以需要調整每次脈衝內的能量，以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。

如此在其中目標為非表面結構的手術當中，根據壓平板所提供位置參考來使用表面壓平板，並不足以達成內部組織目標內精準的雷射脈衝定位。使用壓平板當成導引雷射施打的參考，需要高精準測量壓平板的厚度與板位置，因為些微偏差都會直接轉變成深度精準度誤差。高精準度壓平透鏡相當昂貴，尤其是用於單次拋棄式壓平板。

本說明書內描述的技術、設備及系統可用許多方式實施，提供目標瞄準機構，以施打短雷射脈衝通過壓平板，高速並精確到達眼睛內所要區域，不需要在發射雷射脈衝之前精確知道所要的目標內雷射脈衝焦點的位置，並且不需要知道參考板的相對位置，在雷射施打期間個別內部組織目標保持恆定。如此，本技術、設備及系統可用於許多外科手術，其中接受手術的目標組織之實際情況傾向改變並且難以控制，並且壓平透鏡的尺寸傾向隨水晶體改變。本技術、設備及系統也可用於其他手術目標，其中存在手術目標相對於結構表面的扭曲或移動，或非線性光學效果導致精準目標瞄準有問題。這種眼睛以外手術目標的範例包括心臟、皮膚深層組織與其他。

本技術、設備及系統可以維護壓平板所提供好處的許多方式實施，包括例如控制表面形狀與水合作用，以及減少光扭曲，同時提供精準定位光分裂至壓平表面的內部結構。透過使用整合造影裝置，相對於施打系統的聚焦光學來定位目標組織，如此達到此目的。確切的造影裝置類型與方法可改變，並且取決於目標的特性以及所需的精準度。

壓平透鏡可用其他機構實施，以固定眼睛，避免眼睛移動與轉動。這種固定裝置的範例包括使用吸引環。這種固定機構也會造成非所要的手術目標的扭曲或移動。本技術、設備及系統可實施來提供用於高重複率雷射手術系統，該系統運用壓平板及/或固定裝置用於非表面手術目標、運用目標瞄準機構提供術中造影，來監控這種手術目標的扭曲與移動。

底下描述雷射手術技術、設備及系統的特定範例，使用光

學造影模組擷取目標組織的影像，例如在手術程序之前與期間，獲得目標組織的定位資訊。如此獲得的定位資訊可用來控制目標組織內手術雷射光束的定位與聚焦，以精準控制高重複率雷射系統內手術雷射脈衝的施打。在一個實施當中，於手術期間，光學造影模組所獲得的影像可用來動態控制手術雷射光束的位置與焦點。此外，較低能量以及短雷射脈衝對於光扭曲比較敏感，如此雷射手術系統可使用平面或弧形介面的壓平板固定至目標組織，以在目標組織與手術雷射系統之間提供受控制並且穩定的光學介面，減緩並控制組織表面上的光學像差。

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輪部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束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，以手術雷射光束 2160 的聚焦與掃描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記號的放置，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，光學組件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。

第十三圖至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路徑長度內有相同的變量。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。該損壞區之間的時間平均為 8 μm (脈衝能量為 2.2 μJ ，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 μm 。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 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 可為主體的本體部分 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該目標組織位置上時，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，以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。

第二圖例示一眼睛的眼核。

第三圖例示一光分裂方法的步驟。

第四圖例示在步驟 320a-b 內該外科手術雷射的施加。

第五 A 圖至第五 G 圖例示製造該角膜與囊袋切口並植入該 IOL。

第六 A 圖至第六 G 圖例示整合一青光眼或散光外科手術的該白內障外科手術之許多實施。

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
100	水晶體
140	角膜
160	瞳孔
165	虹膜
170	視網膜

200	水晶體
201	眼核
203	皮層
205	囊帶薄膜
207	透明度降低區域
402	邊界
404	探針氣泡
401	眼核
403	皮層
412-1	雷射脈衝
412-2	後續雷射脈衝
420-1	最後區
420-2	區域
501	眼核
505	囊袋
500	水晶體
510	雷射
512	雷射光束
520	氣泡
530	人工水晶體
530-1	光學部分
530-2	觸覺部分
540	角膜
550	囊袋切除術氣泡
555	囊袋切口
565	角膜切口
600	水晶體
601	眼核
605	水晶體囊袋
610	手術雷射

612	雷射光束
612-a	散光手術雷射脈衝
612-c	白內障手術雷射脈衝
612-g	青光眼手術雷射脈衝
620-a	散光手術雷射氣泡
620-c	白內障手術雷射氣泡
620-g	青光眼手術雷射氣泡
655	囊袋切口
660	瞳孔
665	角膜切口
680	套管針
690	病患介面
691	接觸透鏡
691-g	接觸透鏡
692	真空密封裙
693	引流通道或房液外流開口
694	可植入裝置
695	鞏膜
696	輪部
699-1	輪部鬆解切口
699-2	輪部鬆解切口
1001	目標組織
1010	脈衝雷射
1012	手術雷射光束
1020	光學模組
1022	聚焦的手術雷射光束
1030	造影裝置
1032	造影信號
1040	系統控制模組
1042	雷射控制信號

1044	光束控制信號
1050	目標組織影像
1050	光線
1700	本體部分
1702	光分裂副產品
1710	脈衝雷射
1712	雷射光束
1714	焦點位置
1720	造影裝置
1722	擷取影像
1730	壓平板
2010	光學模組
2020	系統控制模組
2030	造影裝置
2100	雷射手術系統
2110	通訊介面
2120	雷射控制模組
2121	通訊通道
2122	通訊通道
2130	雷射引擎
2140	雷射光束傳遞模組
2150	病患介面
2160	手術雷射光束
2200	造影系統
2210	通訊介面
2220	造影控制模組
2230	造影子系統
2240	病患介面
2250	造影光束
2260	返回的探測光束

3100	共用控制模組
3210	手術光束
3220	造影光束
3300	病患介面
3400	共用外殼
4100	共用光束傳遞模組
4200	共用病患介面
5100	掃描器
5200	光束調節器
5300	OCT 造影模組
5410	分光器
5420	分光器
5500	目視觀察光學單元
5600	物鏡
6100	共用控制器
6100	控制系統
6200	OCT 光源
6210	分光器
6220	光學延遲裝置
6230	返回鏡子
6240	光譜儀偵測器
6310	分光器
6410	x-y 掃描器
6420	z 掃描器
6420	第二掃描器
6430	光束調節器單元
6440	分光器
7100	可移動聚焦物鏡
7110	位置感測裝置
7200	控制模組

9100	光線模組
9200	控制系統
9300	分光器
9400	非線性光譜加寬媒體

七、申請專利範圍：

1. 一種用於整合眼睛手術之多用途眼部手術系統，其包含：
 - 一病患介面，其係配置以供附加至並固定一眼睛；
 - 一光學同調斷層掃描(OCT)造影系統，其係配置以供產生該眼睛的第一影像及該眼睛的第二影像；
 - 一影像分析儀，其係配置以供：
 - 分析該眼睛的該第一影像以決定該眼睛的水晶體內之一白內障目標區；及
 - 分析該眼睛的該第二影像以決定該眼睛周邊區域內的一青光眼目標區；
 - 一手術雷射，其係配置以供：
 - 基於該第一影像的該分析，施加白內障雷射脈衝通過該病患介面，以光分裂(photodisrupt)一部分已決定的該白內障目標區；及
 - 基於該第二影像的該分析，施加青光眼雷射脈衝通過該病患介面，以利用光分裂在該青光眼目標區內產生一或多個切口，以形成一引流通道或一房液排出開口(humor outflow opening)的至少其中之一；及
 - 其中
 - 該病患介面在施加該白內障雷射脈衝及該青光眼雷射脈衝之間不需重新定位。
2. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中：
 - 該手術雷射係配置以供在該青光眼雷射脈衝之前施加該白內障雷射脈衝。
3. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中：
 - 該手術雷射係配置以供在該青光眼雷射脈衝之後施加該白內障雷射脈衝。
4. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中：
 - 該手術雷射係配置以供使施加該白內障雷射脈衝至少

部分與該青光眼雷射脈衝同時。

5. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中：

該手術雷射係配置以供施加該青光眼雷射脈衝到一鞏膜、一輪部區域(limbal region)、一眼角度部分或一虹膜根部的至少其中之一內。

6. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中：

該手術雷射係配置以供根據與一小樑網成形術(trabeculoplasty)、一虹膜切開術或一虹膜切除術的至少其中之一有關的一圖案來施加該青光眼雷射脈衝。

7. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中：

該手術雷射係配置以供施加該青光眼雷射脈衝來形成一引流通道。

8. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其進一步包含：

一可植入裝置，其係配置以供插入該引流通道或該房液排出開口的其中之一。

9. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中：

該引流通道或該房液排出開口係設置以供將一受術眼睛的一前房連接至該受術眼睛的一表面，如此可降低該受術眼睛內前房液的眼內壓。

10. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中：

該手術雷射係配置以供運用一種用於該白內障雷射脈衝與該青光眼雷射脈衝兩者的雷射。

11. 如申請專利範圍第 10 項之系統，其中：

該手術雷射係配置以供施加該青光眼雷射脈衝至一最佳化青光眼目標區，其中該最佳化青光眼目標區的一位置被選擇以

使對於該青光眼雷射脈衝的散射低於該眼睛的鞏膜，以及

使該形成的引流通道對於該眼睛的一光通路之擾動

低於一形成於中央的引流通道。

12. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中：

該青光眼目標區為下列其中之一：

一輪部(limbus)-鞏膜邊界區或一輪部-角膜交叉區。

13. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中：

該手術雷射係配置以供施加該青光眼雷射脈衝，以在一選取的方向內形成一引流通道，以將下列競爭需求最佳化：

使對於該青光眼雷射脈衝的散射低於該眼睛的鞏膜，以及

使對於該眼睛的一光通路的擾動低於一形成於中央的引流通道。

14. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中：

該影像分析儀係進一步配置以供以協調方式，決定該白內障雷射脈衝的置入與該青光眼雷射脈衝的置入。

15. 如申請專利範圍第 14 項之系統，其中：

該影像分析儀係進一步配置以供回應由該白內障雷射脈衝所達成之一光分裂影像的分析來決定至少部分該青光眼目標區。

16. 如申請專利範圍第 14 項之系統，其中：

該影像分析儀係進一步配置以供回應由該青光眼雷射脈衝所達成之一光分裂影像的分析來決定至少部分該白內障目標區。

17. 如申請專利範圍第 1 項之系統，其中該手術雷射係配置以供：

以一白內障雷射波長 λ -c 來施加該白內障雷射脈衝；以及

以一青光眼雷射波長 λ -g 來施加該青光眼雷射脈衝。