



(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 I594723 B

(45)公告日：中華民國 106 (2017) 年 08 月 11 日

(21)申請案號：105128058

(22)申請日：中華民國 101 (2012) 年 12 月 18 日

(51)Int. Cl. : A61B18/20 (2006.01)

A61B8/13 (2006.01)

(30)優先權：2011/12/19 美國

13/329,813

(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：勾修爵 艾歐亞 GOLDSHLEGER, ILYA (RU)；荷蘭 蓋 HOLLAND, GUY
(US)；裘哈斯 亞當 JUHASZ, ADAM (US)；克茲 羅納 M KURTZ, RONALD M.
(US)；法丁 柯斯塔丁 VARDIN, KOSTADIN (CA)

(74)代理人：惲軼群；陳文郎

(56)參考文獻：

EP 1444946A1

EP 2322083A1

US 4164222

US 4198143

審查人員：吳丕鈞

申請專利範圍項數：23 項 圖式數：11 共 73 頁

(54)名稱

用於雷射白內障程序之手術內光學同調斷層掃描成像的影像處理器

IMAGE PROCESSOR FOR INTRA-SURGICAL OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHIC IMAGING
OF LASER CATARACT PROCEDURES

(57)摘要

一白內障手術系統包括一雷射源以產生一第一組雷射脈衝；一引導透鏡以引導該第一組雷射脈衝至眼睛中之白內障目標區域；一雷射控制器以產生一目標掃描圖樣之一電子表述，並控制該引導透鏡根據部分之該目標掃描圖樣掃描該第一組雷射脈衝，以在該白內障目標區域中創造一第一光破壞區域；及一頻譜域(Spectral Domain)光學同調斷層掃描(SD-OCT)成像系統以產生部分的該第一光破壞區域之影像。該雷射控制器可以相關於由該 SD-OCT 成像系統所產生之該影像產生一修正掃描圖樣之電子表述，並控制該引導透鏡根據該經修正的掃描圖樣掃描一第二組雷射脈衝。

A cataract surgical system includes a laser source to generate a first set of laser pulses; a guiding optic to guide the first set of laser pulses to a cataract target region in an eye; a laser controller to generate an electronic representation of a target scan pattern, and to control the guiding optic to scan the first set of laser pulses according to a portion of the target scan pattern to create a first photo-disrupted region in the cataract target region; and a Spectral Domain Optical Coherence Tomographic (SD-OCT) imaging system to generate an image of a portion of the first photo-disrupted region. The laser controller can generate an electronic representation of a modified scan pattern in relation to the image generated by the SD-OCT imaging system, and control the guiding optic to scan a second set of laser pulses according the modified scan pattern.

指定代表圖：

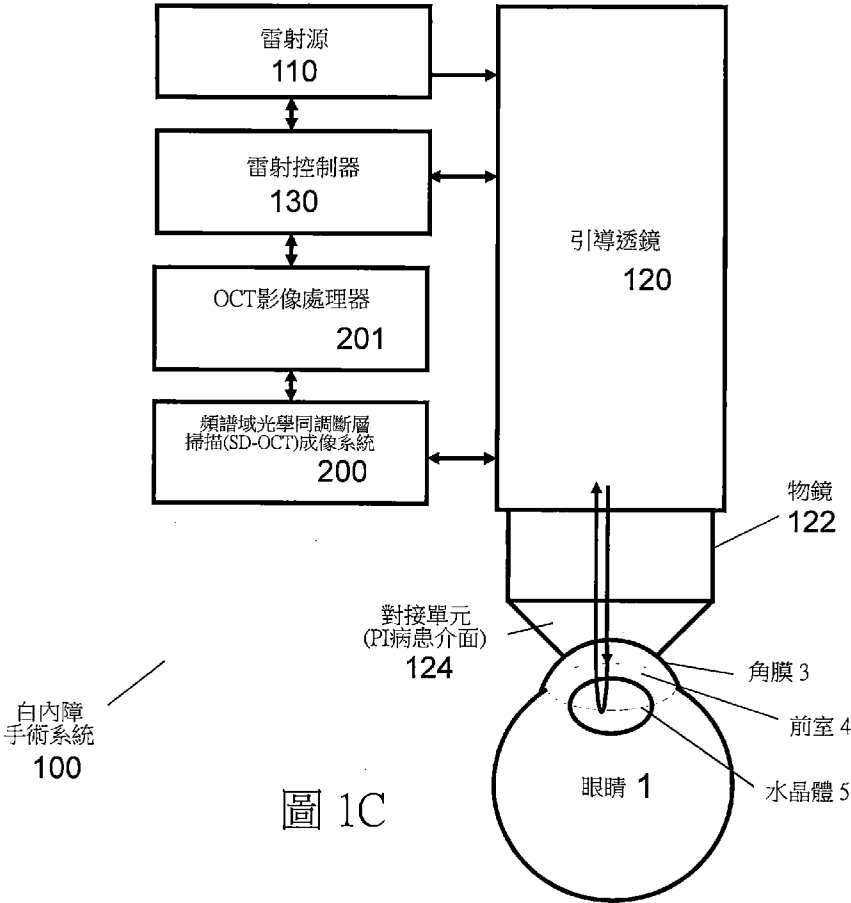


圖 1C

符號簡單說明：

- 1 . . . 眼睛
- 3 . . . 角膜
- 4 . . . 前室
- 5 . . . 水晶體
- 100 . . . 白內障手術(雷射)系統
- 110 . . . 雷射源
- 120 . . . 引導透鏡
- 122 . . . 物鏡
- 124 . . . 對接單元/病患介面(PI)
- 130 . . . 雷射控制器
- 200 . . . 頻譜域光學同調斷層掃描(SD-OCT)成像系統/SD-OCT系統/成像系統
- 201 . . . OCT影像處理器

發明摘要

※ 申請案號：105128058

※ 申請日：101.12.18

※IPC 分類：A61B 18/20 (2006.01)
A61B 8/13 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

用於雷射白內障程序之手術內光學同調斷層掃描成像的影像處理器 /
IMAGE PROCESSOR FOR INTRA-SURGICAL OPTICAL
COHERENCE TOMOGRAPHIC IMAGING OF LASER CATARACT
PROCEDURES

【中文】

一白內障手術系統包括一雷射源以產生一第一組雷射脈衝；一引導透鏡以引導該第一組雷射脈衝至眼睛中之白內障目標區域；一雷射控制器以產生一目標掃描圖樣之一電子表述，並控制該引導透鏡根據部分之該目標掃描圖樣掃描該第一組雷射脈衝，以在該白內障目標區域中創造一第一光破壞區域；及一頻譜域(Spectral Domain)光學同調斷層掃描(SD-OCT)成像系統以產生部分的該第一光破壞區域之影像。該雷射控制器可以相關於由該SD-OCT成像系統所產生之該影像產生一修正掃描圖樣之電子表述，並控制該引導透鏡根據該經修正的掃描圖樣掃描一第二組雷射脈衝。

【英文】

A cataract surgical system includes a laser source to generate a first set of laser pulses; a guiding optic to guide the first set of laser pulses to a cataract target region in an eye; a laser controller to generate an electronic representation of a target scan pattern, and to control the guiding optic to scan the first set of laser pulses according to a portion of the target scan pattern to create a first photo-disrupted region in the cataract target region; and a Spectral Domain Optical Coherence Tomographic (SD-OCT) imaging system to generate an image of a portion of the first photo-disrupted region. The laser controller can generate an electronic representation of a modified scan pattern in relation to the image generated by the SD-OCT imaging system, and control the guiding optic to scan a second set of laser pulses according the modified scan pattern.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（1C）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

1...眼睛	122...物鏡
3...角膜	124...對接單元/病患介面(PI)
4...前室	130...雷射控制器
5...水晶體	200... 頻譜域光學同調斷層掃描 (SD-OCT)成像系統/SD-OCT系 統/成像系統
100...白內障手術(雷射)系統	201...OCT影像處理器
110...雷射源	
120...引導透鏡	

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】(中文/英文)

用於雷射白內障程序之手術內光學同調斷層掃描成像
的影像處理器 / IMAGE PROCESSOR FOR
INTRA-SURGICAL OPTICAL COHERENCE
TOMOGRAPHIC IMAGING OF LASER CATARACT
PROCEDURES

【技術領域】

相關申請案之交互參照

[0001]此申請案係為2011年12月19日提申之該共同審理申請案序號第13/329,529號“白內障程序之手術內光學同調斷層掃描成像”之部分延續案，該申請案係以其整體併入於此以做為參考。

發明領域

[0002]此專利文件相關於在白內障程序期間施用光學同調斷層掃描成像系統。更詳細地，此專利文件相關於白內障程序之手術內頻譜域光學同調斷層掃描成像。

【先前技術】

發明背景

[0003]白內障手術正經歷著一場革命。該白內障程序許多層面的精確度與速度在過去幾年裡已經遠遠地改良。具飛秒雷射脈衝之脈衝手術雷射系統提供非常精確控制的切割功能性。先進的光學系統在該雷射脈衝之定位及靶定上提供了前所未有的控制。此外，成像系統提供高品質的影

像以協助外科醫生計劃及履行該白內障手術程序。然而，對於該白內障手術系統之改良仍然有許多空間，尤其是在成像範疇。

【發明內容】

發明概要

[0004]大量改良係為可能且呼籲之一範疇係為對白內障外科醫生提供更廣泛且可作用的成像資訊。今日最先進的系統包括一光學同調斷層掃描(OCT)成像系統。先於白內障手術之前，這些系統可以產生並展示眼睛前段之一深入的曲線形或橫截面參考影像，包括該角膜、該前室及該水晶體。外科醫生可以藉由在該展示的參考影像上放置標記，以輸入該被光破壞或光處理之各種切口及區域的特徵點或端點而計劃該手術程序。一雷射控制器之互動式介面可以感知這些標記，並將它們轉化成電子控制信號，以引導該手術雷射光束形成該對應的切口。

[0005]為了在上下文中看清本發明，其係回憶的是，具手術雷射系統之一白內障程序可以包括下列步驟。(1)首先，該水晶體可以藉由根據一光破壞圖樣掃描該手術雷射光束而在該囊袋內側被光破壞的。取決於白內障之硬度、該破壞圖樣、破壞程度及所欲的手術後果，此過程可以稱為一切斷(chop)、碎斷(fragmentation)或裂解(lysis)。(2)其次，一囊蓋或囊帽可以藉由一圓形囊切除術、前囊切除術或連續曲線形囊切除術在該囊袋或前囊層中切割的。該囊蓋或囊帽係形成的，藉由此，當其被移除時，在該囊袋內

之一孔洞係開啟的，透過該孔洞，該外科醫生可以從該囊袋抽出或吸出該經光破壞的水晶體。(3)一通道切口(access cut)可以貼近該眼睛之鞏膜、角膜緣或角膜周邊區域形成。透過此通道切口，手術裝置，諸如鉗子或超音波乳化尖端(phaco-tip)可以插入到該眼睛中。(4)接著，該囊蓋或囊帽可以藉由該插入的手術裝置之一者移除，以形成前述提及的囊開口。(5)通常地，該手術雷射不會徹底地破壞該水晶體。在此種事例中，一超音波乳化尖端可以插入該囊袋以藉由施用超音波完成該水晶體的破壞並切斷。(6)隨後，該水晶體之片段可以透過該囊開口移除或吸出。(7)最後，一人工水晶體(IOL)可以被插入該眼睛中以恢復視力。在一些程序中，步驟(1)與(2)之順序可以顛倒的。

[0006] 白內障程序可以藉由形成額外的切口補充的，諸如在該角膜中之角膜緣松解切開(limbal relaxing incisions)或弧形切開，及各種額外的通道切口。

[0007] 然而，一旦藉由該手術雷射光束之該光破壞開始形成該計劃的切口，今日的成像系統不產生對該白內障外科醫生提供可作用之資訊或反饋的額外的影像。這根本上歸因於藉由現代手術系統，該白內障手術程序可以持續一相當短的時間之該項事實，諸如對一囊切除術為10-20秒或對一水晶體光破壞為30-40秒。現存的成像系統無法在這麼短的手術時間中成像具足夠解析度之該光破壞區域。更不用說它們能夠分析該光破壞區域的影像以提供可作用的反饋，或者能夠主動修正該正在進行的手術程序。此種功能

性將要求更快的成像效能及額外或不同的電子與成像系統。

[0008]雖然在該短暫的手術時間期間成像及分析該受影響區域係為艱難的，基於此一成像或分析的反饋將為高度所欲的，對改良該手術程序的精確度及管理非預期手術併發症兩者而言。舉例而言，一囊切除術可能不會在該圓形切割線之一些部分切穿該整個囊袋，使得該圓形蓋或帽依舊於這些“標籤(tags)”上附著到該囊的其餘部分。當隨後該外科醫生試圖以一鉗子移除該圓形蓋時，該囊袋可以於該等標籤處被撕毀，導致鋸齒狀邊緣或大量的撕裂處。如果該外科醫生已被及時地提供該未完成囊切除術之影像，他可能會選擇以雷射重新掃描該囊切除術環以切穿該標籤，而非著手該部分未分離蓋之移除。

[0009]在其他事例中，當該水晶體之光破壞執行時，該手術雷射可能太靠近該後囊層掃描的，可能會刺穿它。此一刺穿可能使一複雜的緊急玻璃體切除術(vitreotomy)程序成為必需，大量提升該整個白內障程序的風險。再次地，如果該外科醫生已在一及時方式中被提供一成像反饋，她可能已修正該掃描圖樣以引導該手術雷射光束遠離該後囊層，防止該玻璃體切除術。

[0010]在還其它事例中，該手術雷射系統可能為失校的：因為種種原因，該雷射控制器可能已經誤算該雷射脈衝之位置，包括光學像差、雷射之製造公差問題、該水晶體之折射性質的錯誤表徵、一術前診斷錯誤、該眼睛之移

動或形狀變化及該等組件之熱潛變(thermal creep)。在一例子中，雖然該外科醫生可能已經在一參考影像上放置該標記以形成一手術切口，例如距該後囊層100微米，該引導透鏡因為失校可能已經將該手術雷射脈衝導向距該後囊層僅僅50微米之一位置，提升該白內障程序之風險並降低精確度與安全性。如上文，如果該外科醫生已被提供該手術進展之一影像，她可能在該光破壞變成危險靠近該後囊層距50微米距離之前發現該失校。

[0011]在又另一例子中，該失校可以由已沿著光軸移動之該整個水晶體造成的，由於在該前室與該後室，或沿著該光束路徑中位於該水晶體後面之玻璃體，中之壓力差異。因為種種原因，該壓力在該參考影像已拍攝之後可以變化的，諸如因為由病患介面施加之該壓力。還有，該眼睛係為一動態系統，在該前室與後室中之內部壓力可以隨時間而變化，例如在該病患介面對接到該眼睛之後，該內部壓力與該外部壓力在諸如數秒或數十秒之一延伸期間中的平衡。

[0012]在又另一例子中，該失校可以由已經因為視力調節(accommodation)而變化的水晶體曲率所造成。該視力調節可以由該病患在該程序之前與期間造成。外科醫生典型地投藥以制止或抑制視力調節，實際上擴大該光瞳。然而，這些藥物對不同的病患具有不同的效果，且甚至這些不同的效果遵循著不同的時間表。再次地，在該最後兩個例子中，如先前般，如果該外科醫生在該程序期間已被提供更

新或及時的影像，她將可以識別該失校並可以採取預防或矯正措施。

[0013]這些及其他許多可能的手術併發症之一共同特色係為，它們僅僅在該目標組織之光破壞已經開始之後變成可偵測的。然而，如上文所描述，在短於10、20、40或60秒手術時間之一成像時間中形成一影像對今日之成像系統可以為一極大的挑戰，尤其假若一高解析度影像對提供可作用的成像資訊係為必要時。除此之外，分析該影像以展示一反饋或一提議的矯正措施，或以主動修正該手術光破壞雷射光束之掃描，對現存系統可以為一望而卻步的挑戰。

[0014]本專利文件描述具先進成像系統之白內障手術系統的實施例，該成像系統係配置以成像，且在一些實作中可以在短於典型手術時間之一成像時間中分析由該手術雷射光束光破壞之該區域。所以，這些實施例能夠即時修正該白內障手術程序，不是由該外科醫生就是由該手術系統本身，允諾現代白內障手術療效與安全性之一質的改良。

[0015]特別的，在一實施例中，一白內障手術系統可能包括配置以產生第一組雷射脈衝之一雷射源；耦合至該雷射源之一引導透鏡，該者係配置以引導該第一組雷射脈衝至眼睛中的白內障目標區域；一雷射控制器，該者係配置以產生一目標掃描圖樣的電子表述，及以控制該引導透鏡根據部分之該目標掃描圖樣掃描該第一組雷射脈衝，以在該白內障目標區域中創造一第一光破壞區域；一頻譜域光

學同調斷層掃描(SD-OCT)成像系統，該者係配置以產生部分該第一光破壞區域之一影像；及一OCT影像處理器，該者係配置以執行該影像之一影像分析，其中該雷射控制器係配置以相關於由該OCT影像處理器所執行之該影像分析產生一修正掃描圖樣的一電子表述，並以控制該引導透鏡根據該修正掃描圖樣掃描一第二組雷射脈衝，以創造一第二光破壞區域。在一些實施例中，該成像系統可以為一掃頻光源(Swept-Source)光學同調斷層掃描(SS-OCT)成像系統。

[0016] 在一些實施例中，一白內障手術系統可以包括一手術雷射系統，該者係配置以產生一手術雷射光束，並在一白內障目標區域中掃描該手術雷射光束；一頻譜域光學同調斷層掃描(SD-OCT)成像系統，該者係配置以產生部分該白內障目標區域之一影像；及一OCT影像處理器，該者係配置以執行該影像之一影像分析，以在該影像中識別一手術非所欲特色，並產生一控制訊號以停止或暫停該手術雷射光束之掃描。

[0017] 在一些實施例中，一眼科手術方法可以包括藉由一雷射控制器對一眼睛之水晶體產生一目標掃描圖樣的電子表述；根據該目標掃描圖樣藉由一手術雷射系統在該眼睛之水晶體中產生並掃描一雷射光束，在該水晶體中創造一切口；在該雷射光束掃描開始之後以一頻譜域光學同調斷層掃描成像系統產生該眼睛與該切口一部分之影像；以一OCT影像處理器執行該所產生影像的影像分析；藉由該

雷射控制器相關於該所執行的影像分析產生一修正掃描圖樣之一電子表述；及根據該修正的掃描圖樣藉由該手術雷射系統在該眼睛之水晶體中產生並掃描該雷射光束，創造一修正切口。

[0018] 在一些實施例中，白內障手術之一方法可以包括藉由一雷射控制器控制一雷射光束在眼睛之水晶體中的掃描；藉由一頻譜域光學同調斷層掃描成像系統以每秒至少5訊框之一速率產生部分該水晶體之影像；藉由一OCT影像處理器執行該所產生影像的分析；及藉由該雷射控制器回應由該OCT影像處理器所執行之分析而修正該雷射光束之掃描。

【圖式簡單說明】

[0019] 圖1A例示一白內障雷射手術系統之一實施例。

[0020] 圖1B例示在一水晶體目標區域中之一成像輔助光破壞。

[0021] 圖1C-D例示一白內障雷射手術系統之實施例。

[0022] 圖2A-C例示形成一第一與一修正的第二光破壞區域。

[0023] 圖3A-E例示在一手術副產物已偵測到之後該掃描圖樣的修正。

[0024] 圖4A-B例示在一手術副產物已偵測到之後該掃描圖樣的修正。

[0025] 圖4C-D例示在該水晶體囊擴大之後該囊切除術掃描圖樣的修正。

[0026]圖5A-D例示一低效囊切除術的重新掃描。

[0027]圖6例示一頻譜域光學同調斷層掃描成像系統之一實施例。

[0028]圖7例示具一專用輸入-輸出板之一頻譜域光學同調斷層掃描成像系統的一實施例。

[0029]圖8例示一專用的輸入-輸出板。

[0030]圖9例示一掃頻光源光學同調斷層掃描成像系統的一實施例。

[0031]圖10例示一成像輔助的白內障手術方法。

[0032]圖11例示一成像輔助的白內障手術方法。

【實施方式】

較佳實施例之詳細說明

[0033]在此專利文件中的實作與實施例描述白內障手術系統其產生及時成像反饋，以協助外科醫生基於該反饋而調整手術程序，或以確定並藉由自身實行此一調整。

[0034]圖1A例示一白內障手術系統100，該者包括產生一第一組雷射脈衝之雷射光束的一雷射源110。這些雷射脈衝可以具有在1-1,000飛秒或1-1,000皮秒該範圍內之一持續時間或脈衝長度。該雷射光束之能量與功率可以被選定，以在該所選定的目標區域中有效地實現一控制良好的光破壞，而不會在其他眼睛組織中造成損傷，諸如在光敏感的視網膜中。該白內障手術系統100亦可以包括一引導透鏡120，其耦合至該雷射源110以引導該第一組雷射脈衝通過角膜3與前室4至眼睛1的水晶體5。該水晶體5係由一囊層或

囊袋6所包住。該引導透鏡120可以配置以引導該雷射光束通過一物鏡122與一對接單元(docking unit)或病患介面(PI)124進入一白內障目標區域，其中該對接單元或病患介面(PI)124可以對接至眼睛1上，並藉由施用真空抽吸相對於該白內障手術系統100固定不動的。在一些實施例中，在該物鏡122與該眼睛1之間可能沒有一直接或固定不動的連接。這些實施例取而代之可能採用眼睛追蹤器，以聯繫該成像過程與該眼睛可能的移動，舉例而言。

[0035]該白內障目標區域可以位於眼睛1的前段，包括眼睛1之角膜3、前室4、水晶體5及囊袋6。該白內障目標區域，舉例而言，可以為水晶體5之前囊層或囊袋中的一圓形、圓柱形或傾斜圓柱形，當一囊切除術係執行時。該白內障目標區域亦可以為該水晶體5之一大的體積分數(volume fraction)，以實現該水晶體5或至少其核心之一光破壞、切斷或裂解。該白內障目標區域亦可以在該角膜3中，諸如一通道切口，以創造一端口用於白內障手術裝置的插入。在更全面的白內障程序中，諸如在折射性白內障手術中，額外的角膜緣松解切口或切開(LRI)或弧形切開同樣可以形成地。

[0036]該囊切除術可以具有在3-6 mm該範圍中之一直徑，由該人工水晶體或IOL之設計所主宰，以在2-4 mm該範圍中之一z-深度插入到該保留的水晶體囊內，其中該z-深度係沿著該白內障手術系統100之光軸測量，使用該角膜3與該PI 124之接觸表面做為該z-深度之一零參考水平。該

水晶體光破壞之目標區域可以從2-4 mm之z-深度延伸至7-10 mm的z-深度，伴隨4-8 mm之一直徑。最後，該角膜LRI、弧形及通道切口可以在0-2 mm之z-深度中於6-14 mm之大直徑處形成，以最小化或全然避免該視野的直接衝擊。這些數值範圍顯示的是，白內障程序的挑戰遠遠超過純粹的角膜程序者-諸如LASIK-或視網膜程序者。較諸白內障程序，角膜/LASIK與視網膜程序兩者皆於一非常窄的z-深度範圍中及於一非常小的整體手術體積中執行。角膜程序典型地係限定在0.1-0.5 mm的z-深度範圍，由於角膜的厚度很少超過1 mm，且該光破壞典型地不切穿整個角膜以保持前室完好。角膜切口之典型直徑可以在2-3 mm該範圍中。雖然視網膜程序在眼睛1後段中深處係於一大的z-深度執行的，該切口形成的z深度之範圍典型地小於2 mm，該感興趣的視網膜層的總厚度。

[0037]相反的，白內障程序典型地涉及在上文描述該白內障目標區域中大多數或全部的光破壞，在角膜3與在水晶體5兩者中。所以，白內障程序可以涉及z-深度範圍在4 mm或更大的切口，有時6 mm或更大。這些白內障z-深度範圍係遠遠大於上文描述的角膜或視網膜程序的z-深度範圍。進一步，該白內障相關切口之直徑亦遠遠超過角膜切口者。所以，形成白內障切口對於一白內障手術系統的設計，包括其之成像系統，構成遠遠較難的挑戰，較諸形成角膜切口對一LASIK系統的設計所構成者，或形成視網膜切口對於一視網膜手術系統的設計所構成者。

[0038]該白內障手術系統100亦可以包括一雷射控制器130，以產生一目標掃描圖樣之電子表述，並以控制該引導透鏡120根據部分之該目標掃描圖樣掃描該第一組雷射脈衝，以在該白內障目標區域中創造一第一光破壞區域。

[0039]如上文所描述，該白內障目標區域可以為一前囊層的接近區(proximity)，且該目標掃描圖樣可以為水晶體5之前囊層中的一圓形、圓柱形上的一組目標點，對於一圓形囊切除術、一前囊切除術或一曲線形囊切除術而言。

[0040]或者，該白內障目標區域可以為該水晶體5之一部分，且該目標掃描圖樣可以為在一徑向切斷平面(radial chop plane)、圓柱形、螺旋圖樣或網狀圖樣上之一組目標點，以誘發水晶體本身的光破壞。該目標掃描圖樣之點可以被界定的，例如藉由其等之徑向或(x,y,z)坐標。這些坐標可以在一處理器中電子表述地，基於儲存在該雷射控制器130之一對應記憶體中的執行檔(executables)。

[0041]該白內障手術系統亦可以包括一頻譜域光學同調斷層掃描(SD-OCT)成像系統200，以產生藉由該手術雷射光束掃描所創造之該第一光破壞區域部分的影像。該SD-OCT成像系統200可以配置以耦合進入該引導透鏡120之一成像光束被引導至該眼睛1中，並從該引導透鏡120接收一返回的成像光束。該SD-OCT成像系統200可以配置以在該手術期間產生該第一光破壞區域的影像或影像等，以對該外科醫生或該雷射控制器130提供及時或可作用的反饋，如下文所詳細描述般。

[0042]圖1B例示該白內障手術系統100之一操作。在此例子中，該雷射控制器130可以產生在該白內障目標區域中，靠近後囊層之一弧形，一目標掃描圖樣302的電子表述。該引導透鏡120可以聚焦並掃描由該雷射源110所產生之一手術雷射光束304之第一組雷射脈衝，通過該目標掃描圖樣302之該等點，以創造一第一光破壞區域306。在此例子中之該第一光破壞區域306可以由在該目標掃描圖樣302之點處形成的一組泡沫或空蝕泡沫(cavitation bubble)所組成。在該光破壞開始之後，該SD-OCT成像系統200可以掃描一成像光束308通過該白內障目標區域，以產生該第一光破壞區域306之一影像。在一些實作中，該成像光束308與該手術雷射光束304可以藉由相同的共享引導透鏡120掃描或引導。在其他實作中，僅有部分的光學路徑可以共享，且該成像光束308可以藉由一額外的非共享成像引導透鏡被部分掃描的。所有這些設計係為該引導透鏡120的實施例。

[0043]假若由該SD-OCT成像系統200所產生之影像指出該程序係按計劃進展，諸如該光破壞泡沫306係根據該目標掃描圖樣302形成且沒有非預定的後果，該雷射控制器130可以沿著該原始的目標掃描圖樣302繼續掃描該手術雷射光束304。然而，假若該影像指出其與該計劃程序有一偏差，該雷射控制器130可以藉由產生一修正掃描圖樣的電子表述而回應，並控制該引導透鏡120根據該修正掃描圖樣掃描一第二組雷射脈衝，以創造一第二光破壞區域，如將於

隨後圖等中所例示般。

[0044] 在一些實施例中，在該SD-OCT成像系統200與該雷射控制器130之間可能沒有直接的耦合。在這些實施例中，該SD-OCT成像系統200可以展示該第一光破壞區域306之影像，且一系統操作者，諸如外科醫生可以登錄修正的掃描參數，造成該雷射控制器130產生該修正掃描圖樣之一電子表述。

[0045] 圖1A例示在一些實施例中，該SD-OCT成像系統200可以包括一OCT影像處理器201，該者可以在該光破壞開始之後分析該產生的影像。在一些實施例中，該OCT影像處理器201可以對該外科醫生展示該分析之結果，以在手術期間提供一及時且可作用的反饋，藉由此，該外科醫生可以登錄一修正的掃描圖樣到該雷射控制器130內。在圖1B之該例子中，該OCT影像處理器201可能配置以測量該第一光破壞區域306距該後囊層的距離，且假若該距離變得小於一預設的安全邊際，那麼對該外科醫生展示警告訊號。

[0046] 在一些實施例中，該SD-OCT成像系統200可以耦合至該雷射控制器130，如圖1A，或該OCT影像處理器201可以為一自常駐(self-standing)單元，直接耦合至該SD-OCT成像系統200與該雷射控制器130，如圖1C。在這些實施例中，該OCT影像處理器201可以相關於該第一光破壞區域306之影像產生控制訊號，且可以將產生的控制訊號施用到該雷射控制器130，以造成該雷射控制器130產生該修正掃描圖樣的電子表述。該OCT影像處理器201可以完全地或部

分地整合至該SD-OCT成像系統200內，如圖1A。

[0047]圖1D例示在一些實施例中，該OCT影像處理器201亦可以與該雷射控制器130重疊或甚至整合的。圖1A、1C及1D之實施例例示的是，處理該OCT影像並產生該修正掃描圖樣之軟體相關功能可以部分地或完全地由一多用途處理器履行，其中該多用途處理器可以儲藏在該SD-OCT成像系統200中或該雷射控制器130兩者任一中，或在整合兩者之一部件(block)中，或可以為與兩者分開之一自常駐部件。

[0048]如上文所提及，可以大於4 mm，或在一些實施例中大於6 mm之該異常大的白內障手術z-深度範圍，可能要求使用一遠遠更複雜的SD-OCT成像系統200，較諸在角膜或視網膜系統中所採用者。因此，在一些實施例中該SD-OCT成像系統200可以配置以具有大於4 mm之一成像或z-深度範圍 L_{max} ，諸如在4-20 mm該範圍中。在其他實施例中，該成像或z-深度範圍 L_{max} 可以大於6 mm，諸如在6-10 mm該範圍中。

[0049] L_{max} ，該SD-OCT成像系統200的成像或z-深度範圍可以取決於該成像雷射光束308之波長 λ 、該波長解析度 $\delta\lambda$ 、該尼奎斯特頻率(Nyquist frequency) Nf 、該SD-OCT成像系統200之焦距 f 與光瞳(pupil) d ，如下文所詳細描述般。因此，該SD-OCT成像系統200之實施例可以被設計具有參數 λ 、 $\delta\lambda$ 、 Nf 、 f 及 d ，藉由此該成像或z-深度範圍係大於4 mm，或在一些實施例中大於6 mm。

[0050]一系統之成像深度範圍從1-2 mm延伸到4 mm或更大，其難度從一些要求大於2 mm成像範圍的現存系統不是藉由涉及更先進的光學器件而實現之該事實亦可以理解的，因為這將太過艱難的。取而代之的，這些系統採用具小於2 mm成像範圍的傳統成像系統，並藉由於約以2 mm分隔的相鄰z深度拍攝數個影像而推升此傳統系統的成像範圍，並藉由使用一複雜的影像識別與處理線路整合該等相鄰深度影像而產生一單一影像。此種系統可以為電子複雜的，且該影像整合大大減緩其等之效能速度。為了避免該成像效能的遠遠減緩與對複雜電子設備的需要，該SD-OCT成像系統200之實作實現了大於4或6 mm的成像深度範圍而無需整合二或多個影像。

[0051]為了清楚起見，係注意的是，其係習慣區分兩種類型的成像掃描：A-掃描與B-掃描。A-掃描意指該目標在一z深度範圍中對應於一單一橫向(x,y)坐標之一影像，在該參考坐標系(reference frame)其中其之z軸係與該引導透鏡120之光軸對準者。一A-掃描可以藉由將一成像系統之一成像光束導向至該目標之一單一(x,y)點並收集對應於不同z深度的成像資訊而獲得的。

[0052]一些成像系統藉由確實掃描該z成像深度範圍並對不同z深度依序記錄該影像數據而產生一A-掃描。然而，雖然SD-OCT成像系統，如下文解釋，對不同z深度同時收集該影像數據，意即無需在該z方向中掃描，但它們的影像仍然經常意指為A-掃描。

[0053] 一B-掃描意指對應於一組(x,y)點或(x,y)點之線者的一組A-掃描，該者係為當該成像光束沿著一橫向線或在一橫向掃描圖樣中掃描時所收集者。具常規(x,y)解析度之一典型的B-掃描可以包括500-2,000之A-掃描。具高(x,y)解析度之一B-掃描可以包括1000-3000之A-掃描。特別高(x,y)解析度的B-掃描可以包括2,000-5,000或2,000-16,000之A-掃描。典型地，該B-掃描可以包括整合成該目標之一橫截面、圓形或圓柱形影像的這些A掃描。就此而論，一B-掃描可以對該外科醫生提供遠遠更詳細的，且從而遠遠更可作用的反饋成像資訊，較諸一個別的A掃描而言。因此，在白內障手術系統100之一實施例中，該第一光破壞區域與該第二光破壞區域之一影像可以意指一B-掃描，該者可以包括500-2,000、1,000-3,000、2,000-5,000或2,000-16,000之A-掃描。

[0054] OCT成像系統可以分為兩類：時域(Time Domain)或TD-OCT成像系統，及頻譜域或SD-OCT成像系統。TD-OCT成像系統使用具有適合界定短脈衝長度帶寬的成像光束，並從不同的z深度依序地蒐集該成像資訊，本質上沿著該z軸掃描。相反的，SD-OCT成像系統使用具一帶寬之一成像光束，其中該不同波長的光譜成分在相同時間並行地捕捉並攜帶代表不同z-深度的成像資訊。此允許該SD-OCT成像系統從不同的z深度同時並行地蒐集該成像資訊。該z-深度成像資訊的並行感知加速了SD-OCT成像系統的效能，相對於該TD-OCT成像系統以10-1,000倍計。此

SD-OCT成像系統的較快效能可以在數個實施例中利用的，如接下來所描述。

[0055]從成像時間的角度，此加速的效能轉化為該SD-OCT成像系統200之實施例能夠在光破壞開始之後在小於一手術時間的一成像時間中產生一B-掃描影像。該成像時間可以小於1秒，諸如在0.1毫秒-1秒該範圍中。在一些實施例中該成像時間可以小於0.1秒，諸如在1毫秒-0.1秒該範圍中。這些短的成像時間意謂的是，該SD-OCT成像系統200可以產生影像其可以對該外科醫生提供關於白內障程序進展及時且從而有用的反饋，藉由此，該外科醫生可以回應該反饋而修正該手術程序。此修正可以包括登錄一修正的目標掃描圖樣。

[0056]下一層面之效用係由該SD-OCT成像系統200之一些實施例所提供，該者可以在白內障手術期間不僅一次提供反饋影像，而是重複提供的。此種系統就該第一光破壞區域306之發展、位置與成長而言可以提供有價值的及時反饋，從而在該白內障手術系統100之精確度、效能與安全性中提供質的改良。

[0057]該SD-OCT成像系統200之一些實施例可以提供進一步質的改良。它們不僅可以在白內障手術期間提供一些更新的影像，而是本質上該程序進展之一實況轉播影像。一本質上實況轉播的反饋可以傳遞對該外科醫生高度有價值、及時且可作用的資訊，以監控該手術的進展，改良該手術的精確度，較早偵測非所欲之後果並即時對它們

反應。

[0058]一種經常使用的實況轉播視頻影像刷新速率係為約24訊框/秒。所以，可以於20至25訊框/秒或更高之一刷新速率或訊框速率下提供影像的成像系統可以提供影像其對該外科醫生本質上看似實況轉播的。而具大大小於20-25訊框/秒之訊框速率或刷新速率之系統可能不被視為實況轉播視頻成像，而更確切的說為急動、跳動的影像，甚至可能使該外科醫生從白內障程序分心的。

[0059]在此上下文中，由於TD-OCT成像系統依序地取得z-深度成像資訊，它們可能僅能夠產生一低解析度B掃描其每秒僅具一訊框或數訊框之一刷新速率者。預期提供具高解析度影像的TD-OCT成像系統者可能會被迫在一還更低速率下掃描與刷新該等影像，遠低於1訊框/秒。此種顯著慢於實況轉播的反饋影像對該外科醫生看似急動的，且甚至可以為一分散注意力的事物。再者，該緩慢的掃描速度及由此得到的緩慢刷新速率可以使得一些TD-OCT成像系統展示假影(artifacts)，諸如在一層影像中的位移(steps)或不連續的跳動，在現實中係為流暢的。

[0060]相反的，SD-OCT系統同時並行地從所有z深度於一(x,y)點蒐集影像數據。這些影像有時仍然稱為A-掃描，即使沒有涉及相繼的Z-掃描。由於從不同深度並行或同時地蒐集該影像數據的天性，該SD-OCT系統200之實施例可以快於TD-OCT成像系統10-1,000倍取得A掃描，如上文所討論。特別的，優質的SD-OCT成像系統200每秒可以取得

10,000-100,000 A-掃描，或相當於，可以具有10-100 kHz之一A-掃描採集率。高品質的SQ-OCT成像系統200可以具有30-300 kHz之一A-掃描採集率，而特別高品質的SD-OCT成像系統200可以具有100 kHz-1,000 kHz之一A-掃描採集率，超過TD-OCT成像系統可以實現之該A-掃描採集率許多。

[0061]無疑地，該A-掃描採集率，或A-掃描/秒之數目，係大致相等於A-掃描s/B-掃描之該數目乘以影像/秒之該數目，該影像刷新速率。舉例而言，在10,000-100,000 A-掃描/秒，或10-100 kHz，之該優質A-掃描採集率，具500-2,000 A-掃描/B-掃描常規(x,y)解析度的影像可以在5-200訊框/秒該範圍中之一影像刷新速率捕捉的，包括20-200訊框/秒之該刷新速率範圍。在另一例子中，在30-300 kHz之高品質A-掃描採集率，具1,000-3,000 A-掃描/B-掃描高(x,y)解析度的影像可以在10-300訊框/秒該範圍中之一影像刷新速率捕捉的，包括25-300訊框/秒該範圍。最後，在100-1,000 kHz之特別高品質的A-掃描採集範圍，具2000-5000 A-掃描/B-掃描之特別高(x,y)解析度的影像可以伴隨25-500訊框/秒該範圍中之一影像刷新速率產生的。

[0062]這些例子顯示的是，具各種A-掃描採集率品質與A-掃描/B-掃描解析度比率配對的SD-OCT成像系統200之實施例可以提供影像刷新速率其顯著高於該20訊框/秒的實況轉播視頻速率閾值，且從而超越TD-OCT成像系統給予了質的優勢。

[0063] 其係注意的是，該SD-OCT成像系統200之實施例可以在低於該實況轉播視頻速率之影像刷新速率下操作，典型地當以一特別高解析度及一常規的A掃描採集率品質操作時。此種實施例可能使用的，當該SD-OCT成像系統200之操作者因為醫療原因需求一特別高解析度設定，願意放棄該SD-OCT成像系統200之實況轉播視頻速率能力時。

[0064] 該影像數據之整體數量也可以在其他方式捕捉。該SD-OCT成像系統200之具體設計參數，諸如其之感測器陣列之全長，控制了該等解析點的z-向距離，該z-解析度。此z-解析度可以，舉例而言，數據點之間一5微米的z-向距離，在一典型 $L_{\max}=5\text{ mm}$ 之z-深度範圍中轉化為1,000 z-深度點。在一常規的(x,y)解析度實施例中，其中一B-掃描含有500-2,000 A掃描，經常亦在該(x,y)平面由約5微米隔開，此實施例可以產生一影像其每影像具0.5-2百萬像素之一影像解析度。其他實施例可能能夠捕捉具1-3百萬、2-5百萬或甚至2-10百萬影像點/訊框之影像解析度的影像，還於20-200、25-300或25-500訊框/秒或更快之一實況轉播視頻速率提供該等影像。

[0065] 由於這些引人注目高的(x,y)、z-及影像解析度，該SD-OCT成像系統200之實施例可以捕捉並展示複雜、鮮明及細節豐富的影像。舉例而言，該B掃描可以包括沿著數個圓形、徑向射線(radial rays)、螺旋線及二維(2D)橫向或側向掃描網格(grid)在該(x,y)平面中掃描該水晶體5。這些詳細的影像允許該SD-OCT成像系統200繪製出水晶體的真

實形狀，而不是使用模型及依靠假設其幾何與形狀。

[0066]於此係注意的是，展示該OCT影像亦花費時間。從而，該影像展示之刷新速率，由該SD-OCT成像系統200之展示單元的電子效能速度所限制，可能低於該OCT影像採集單元的速率。在此上下文中，上文引用的刷新速率表徵了該SD-OCT成像系統200之影像採集速度，不是該展示單元的展示速率，後者取決於該電子與數據傳輸限制因子可以為較緩慢的。

[0067]鑑於SD-OCT與TD-OCT成像系統之成像速度係於20-25訊框/秒之該實況轉播視頻速率的相對側上，包括該SD-OCT成像系統200的白內障手術系統之實施例可以能夠對該外科醫生提供及時且流暢的實況轉播反饋資訊其係無由運動所生的假影，而那些使用典型的TD-OCT成像系統者係不能夠對該外科醫生提供此種流暢的實況轉播反饋，且傾向於展示由運動所生的假影。

[0068]衝擊該SD-OCT成像系統200實施例之長期效能的一最後因子係為，SD-OCT成像系統不具有移動配件，且從而其之可靠性與耐用性係非常令人滿意的。相反的，TD-OCT系統具有移動迅速的配件，關聯於在該TD-OCT設備之參考臂中一參考鏡的移動。顯然地，在該TD-OCT系統中移動配件的存在提高了故障與失準的機會，從而可能會減低其等的整體效能，苛求更頻繁的現場服務且仍然面臨著更高的長期效能退化的可能性。

[0069]總之，SD-OCT成像系統係品質不同於TD-OCT

系統，尤其是針對白內障應用，至少有下列原因。(1)SD-OCT 成像系統係配置以於20-200、20-300或20-500訊框/秒之刷新速率下提供實況轉播成像或反饋影像，該者對高精確度白內障手術過程係為有用的，而TD-OCT系統係不。(2)SD-OCT成像系統可以於具有500-2,000、1,000-3,000、或2,000-5,000之A-掃描/B-掃描或更高之高(x,y)解析度之實況轉播視頻速率下提供影像，而TD-OCT成像系統不能。(3)SD-OCT成像系統可以伴隨10-100 kHz、30-300 kHz或100-1,000 kHz之一優質的A-掃描採集率下操作，而TD-OCT系統可能不會。(4)SD-OCT成像系統係非常適合於實況轉播視頻速率下提供具高影像解析度之細節豐富的影像，諸如於0.5-2、1-3或2-5百萬影像點，而TD-OCT系統係不。(5)SD-OCT成像系統可以提供細節如此豐富之影像，以致於該水晶體5之整體影像可以不使用該水晶體的模型而形成，而TD-OCT系統不能。(6)SD-OCT成像系統典型地不展示由運動所生的假影，而TD-OCT系統有可能這樣做。(7)最後，SD-OCT成像系統僅要求不多的現場服務與維護，諸如僅每6個月或每9個月，而TD-OCT成像系統因為其等之移動配件典型地要求更加頻繁的現場服務與維護。

[0070]該SD-OCT成像系統200提供該白內障目標區域一般的且特別是該第一光破壞區域306之一或多個反饋影像或反饋視頻之一優勢係為，藉由回應該所提供的反饋影像或視頻而產生之一修正掃描圖樣，該外科醫生可以反應該反饋並修正該手術。該修正掃描圖樣可以在該雷射控制

器130根據從一系統操作者收到的初始輸入產生該原始目標掃描圖樣302之電子表述之後在不同的方式中產生。

[0071]在一些實施例中，該雷射控制器130可以根據亦從該系統操作者收到之一修正輸入產生該修正的目標掃描圖樣的電子表述。在此種實施例中，該修正輸入可以藉由該系統操作者回應該第一光破壞區域306部分之影像之分析而產生的。舉例而言，該外科醫生可以研究該第一光破壞區域306之影像，發現將過度散射該手術雷射光束之一非所欲氣泡的形成，並造成一修正掃描圖樣的產生，該者操縱該手術雷射光束304暢通無氣泡。

[0072]在其他實施例中，該SD-OCT成像系統200可以展示校準標記以協助該外科醫生或系統操作者校準該第一光破壞區域306相對於該目標掃描圖樣302的位置。此種校準標記可以與該影像的特徵點關聯，諸如該角膜3或該水晶體5的頂點。

[0073]在還其他實施例中，該SD-OCT成像系統200可以包括該OCT影像處理器201。該OCT影像處理器201可以分析該第一光破壞區域306的影像並對該系統操作者展示一反饋。舉例而言，假若該OCT影像處理器201感知一失校，意即是，該第一光破壞區域306係於距該目標掃描圖樣302將要求之一距離處形成，其可以發送一失校的反饋訊號到該外科醫生，該外科醫生然後可以決定停止該程序並重新校準該系統，或登錄一修正掃描圖樣其將補償該失校距離者。

[0074]在還其它實施例中，該SD-OCT成像系統200可以在該第一組手術雷射脈衝產生之前拍攝一參考影像，並在該第一組雷射脈衝產生該第一光破壞區域306之後拍攝一反饋影像。該OCT影像處理器201可以確定該兩個影像之間的差異，並展示這些差異的標示。該經確定並展示的差異可以允許該外科醫生或該OCT影像處理器201監控該白內障手術之進展，在及時方式中追蹤相對於該目標掃描圖樣302的差別，包括非預定的手術副產物的出現，諸如氣泡，並回應該影像與展示的差異而造成該修正掃描圖樣的產生。

[0075]最後，在一些實施例中該OCT影像處理器201可以扮演一更先進且更主動的角色。舉例而言，該OCT影像處理器201可以主動分析該第一光破壞區域306之影像，並產生一控制訊號以造成該雷射控制器130產生該修正掃描圖樣的電子表述而不必要等待來自該外科醫生的一修正輸入。舉例而言，假若該OCT影像處理器201發現了一個即將面臨的高風險情況，諸如該第一光破壞地區變得太靠近該後囊層形成，然後其可以停止該白內障程序，而無需等待與該外科醫生緩慢且費時的交互作用後果。

[0076]上文該五個實施例可以在各種方式中組合。舉例而言，一旦從該影像確定一高風險情況係即將面臨，該OCT影像處理器201既可以對該外科醫生展示一反饋訊號，且對該雷射控制器130準備一控制訊號以停止該程序。該OCT影像處理器201然後可以等待來自該外科醫生之一修正輸入

達一預確定時間。在該預確定時間之內缺少此一修正輸入的話，該OCT影像處理器201可以藉由獨自的措施繼續下去，以防止該即將面臨的高風險情況，並發送控制訊號至該雷射控制器130以停止該程序而無需進一步等待來自該外科醫生之一輸入。

[0077]圖2A-B例示已在該水晶體5之後方區域中計劃該目標掃描圖樣302之該雷射控制器130的特定例子。該白內障手術系統100可能根據該目標掃描圖樣302施用該手術雷射光束304，以創造該第一光破壞區域306。然而，該第一光破壞區域306藉由該成像雷射光束308之隨後成像可能表明該第一光破壞區域306可能已從其預定的目標掃描圖樣302計偏差310錯置形成的。該偏差310可以為該第一光破壞區域306相對於該目標掃描圖樣302之位置、定向或形狀的偏差。此錯置或失校因為種種原因可以發生的：由外科醫生之一錯誤輸入、該引導透鏡120生產過程中的製造不精確、該等組件之熱膨脹、在該初始成像後該病患之一移動、由該病患介面124之壓力造成該眼睛的變形、或在術前診斷過程期間該眼睛1之折射性質的錯誤表徵，除此之外。

[0078]圖2B例示的是，在一些實施例中，該SD-OCT成像系統200可以展示該目標掃描圖樣302之反饋影像及該第一光破壞區域306之影像而無需一分析的。從此反饋影像，該外科醫生可以直觀地確定該偏差310並登錄一補償的修正輸入以造成該雷射控制器130至修正掃描圖樣312。在其他實施例中，該SD-OCT成像系統200可以展示校準標記，

以協助該外科醫生之分析。

[0079]在其他實施例中，該OCT影像處理器201可以確定該偏差310。然後，在一些實施例中該OCT影像處理器201可以對該外科醫生展示該確定的偏差310以及該反饋與建議，諸如該掃描圖樣之偏移的提議大小與方向，或對該外科醫生展示一警告標誌。在這些實施例中，該外科醫生可以登錄一修正輸入至該雷射控制器130中，以造成一修正掃描圖樣312的產生，該者具降低該偏差310至一該降低的偏差310r之目標。在還其他實施例中，該OCT影像處理器201可以直接示意該雷射控制器130產生該修正掃描圖樣312的電子表述，以降低該確定的偏差310至該降低的偏差310r，全部無需等待來自該外科醫生之一修正輸入。

[0080]圖2B例示的是，該修正掃描圖樣312的產生可以顧及上文任一實施例中該引導透鏡120之失校。藉由該引導透鏡120之失校，該修正掃描圖樣312可以從該目標掃描圖樣302偏移的，藉由此，當該手術雷射光束304因為該引導透鏡120之失校而形成從該修正掃描圖樣312錯置之一第二光破壞區域314時，該第二光破壞區域314最終靠近該原始預定的目標掃描圖樣302，降低該偏差310至該降低的偏差310r。

[0081]圖2C例示一相關實施例，其中該OCT影像處理器201可確定該第一光破壞區域306是否無意中形成或延伸到一風險區域316內。在該風險區域316中形成之該第一光破壞區域306危害該後囊層的完整性，且可以撕裂它，刺穿該

囊6並使一複雜的玻璃體切除術程序成為必需。此將遠遠提升該白內障程序之風險。

[0082]為了阻擊(preempt)此一撕裂，在各種實施例中該OCT影像處理器201可以分析該反饋影像或影像等，或該SD-OCT成像系統200之本質上實況轉播的成像，以監控該第一光破壞區域306是否太靠近或在該後囊層中形成，在該風險區域316中。假若該OCT影像處理器201感知該第一光破壞區域306已經在此風險區域316中形成，然後該OCT影像處理器201不是可以對該外科醫生展示一警告反饋，就是可以對該雷射控制器130產生一控制訊號，以造成該修正掃描圖樣312的產生。在上文所有實施例中，該雷射控制器130可以產生該修正掃描圖樣312並導向該手術雷射光束304，因此以在該風險區域316之外形成該第二光破壞區域314。

[0083]在一些實施例中，該OCT影像處理器201與該雷射控制器130可以部分地或完全地整合。舉例而言，一單一整合的處理器可以執行該OCT影像處理器201之影像處理功能及該雷射控制器130之掃描圖樣產生功能兩者。

[0084]圖3A-E例示一實施例其中該目標掃描圖樣302係為一切斷圖樣。在一些事例中，該白內障外科醫生可能選擇切斷該水晶體成為2、4或6部分，以促進其等通過該囊切除術的移除或抽吸。

[0085]圖3A-B例示的是，在該白內障手術之設計階段中，一旦從該外科醫生接收到該對應的輸入，該雷射控制器130可能產生一目標掃描圖樣302，該者係由在該(x,z)與

(y,z)平面中，舉例而言，所形成之該二切斷平面上的點所組成。在一理想的白內障程序中，當該第一組雷射脈衝係施用至此目標掃描圖樣302時，該所產生之第一光破壞區域306包括4個切斷平面，沿著這些切斷平面切斷該水晶體成四個段。

[0086]圖3C-D例示的是，在一非理想事例中，在該手術雷射光束304之第一組雷射脈衝已經導向該目標掃描圖樣302之點，且該第一光破壞區域306開始形成之後，一非預定的手術副產物320還可以形成。此手術副產物320可以為一群剛剛形成的光破壞泡沫其凝聚成一單一大泡沫者，該者可以散射或重新導向該隨後的雷射脈衝至非預定的方向中，諸如朝向視網膜，可能造成損傷及光毒性。所以，該光破壞過程之精確度可以削弱且其之風險可以提高，假若隨後的雷射脈衝係導向到該氣泡320內的話。

[0087]如此的非預定發展可以藉由一OCT影像處理器201阻擊的，其中該OCT影像處理器201可以從分析該SD-OCT成像系統200之影像識別氣泡或另一種手術副產物320的形成。且由於該SD-OCT影像可以在本質上實況轉播之一速率下產生，該OCT影像處理器201可以傳達此識別做為對該外科醫生或該雷射控制器130兩者任一之一及時且可作用的反饋，激勵一修正回應，如接下來所描述般。

[0088]圖3C-D例示的是，該反饋可以表現為該OCT影像處理器201分析該影像、確定該切斷圖樣旋轉之一建議程度並對該外科醫生展示該建議的旋轉切斷圖樣以登錄該對

應的修正輸入的形式。在其他實施例中，該OCT影像處理器201可以直接地施用一控制訊號到該雷射控制器130，以產生做為該修正掃描圖樣312之一旋轉切斷圖樣的一電子表述，藉由此，該旋轉切斷圖樣312係不與該氣泡320重疊。該旋轉切斷圖樣312可以延伸通過該水晶體5之整個z-深度範圍，實際上從該程序開始到結束，或可以為一部分的切斷圖樣，從該原始目標掃描圖樣302係放棄之該z深度繼續切割。

[0089]圖3E例示的是，該OCT影像處理器201可以建議以導向該手術雷射光束304至該修正或旋轉掃描圖樣312之該等點，以形成不重疊於該凝聚泡沫320的第二或旋轉或修正的光破壞區域314。此實施例從而避免該手術雷射光束304散射到非預定的方向、降低該白內障程序的風險。

[0090]圖4A例示一替代實施例，該者回應感知手術副產物320浮現的該OCT影像處理器201，形成一修正或不重疊的掃描圖樣312。於此，該修正或不重疊的掃描圖樣312不包括旋轉的切斷平面。取而代之的是，該重疊係避免的，藉由該手術雷射光束304係根據該不變的目標掃描圖樣302掃描，但該雷射控制器130遮蔽了將被導向到該手術副產物泡沫320內的雷射脈衝。該雷射控制器130可以不遮蔽該雷射脈衝以擊中該目標掃描圖樣302的所有點，一旦該掃描移動經過該手術副產物泡沫320。

[0091]圖4B例示又一實施例，其中一旦該OCT影像處理器201藉由分析該SD-OCT成像系統200之反饋影像等或實

況轉播速率影像流，而識別該手術雷射光束304沿著該原始目標掃描圖樣302繼續掃描將創造與該手術副產物泡沫320重疊之一第一光破壞區域306時，它可以簡單地停止該手術雷射光束304的掃描。在一些實施例中，在停止之後，該OCT影像處理器201或該雷射控制器130可以對該系統操作者展示一激勵，要求一修正輸入或矯正措施。

[0092] 在一些手術場景中，多重泡沫320-i可能或多或少或少的同時形成。所以，該白內障手術系統100之一些實施例可以配置以產生一修正掃描圖樣312其同時避免多重泡沫。

[0093] 圖4C-D例示的是，在一些實施例中該OCT影像處理器201可以配置以分析截然不同於該第一光破壞區域306的部分影像，並基於此分析產生一反饋。在此特定例子中，該第一光破壞區域306之形成可以造成該水晶體5，及從而該水晶體囊6擴大，如箭頭所指出。該SD-OCT成像系統200可能成像此擴大的前囊層322。該OCT影像處理器201可能分析此影像並確定該擴大的前囊層322的位置偏移。

[0094] 知道該前囊層的位置對一白內障程序係為重要的，因為在一些實施例中該囊切除術目標掃描圖樣324係放置以切穿該前囊層。假若該囊切除術目標掃描圖樣324係根據該囊擴大之前所拍攝的影像被放置的，然後該手術雷射光束304將試圖在一不正確的位置上創造該囊切除術。

[0095] 圖4D例示的是，為防止這種情形的發生，該OCT影像處理器201可以確定該擴大的前囊層322的位置偏移，

且不是對該系統操作者展示此偏移以登錄一修正輸入到該雷射控制器130中，就是直接示意此偏移到該雷射控制器130，在兩者任一事例中以造成該雷射控制器產生一修正的囊切除術掃描圖樣326其在該擴大囊中適當的產生該囊切除術。

[0096]圖5A-D例示關於形成一雷射-協助囊切除術或切開的另一實施例。在此實施例中，該OCT影像處理器201可以分析該重複的反饋影像或實況轉播流影像，並在該第一光破壞區域306內辨識一未切割的部分或“標籤”330，在該處該光破壞效率係受限的，且從而該前囊膜係沒有完全地切穿，在原處留下該未切割部分或“標籤”330。此種標籤330可以提升撕裂該囊或囊膜的風險，當該囊蓋或囊帽由外科醫生移除時。為了防止此種非所欲或高風險後果，該OCT影像處理器201可以對該外科醫生展示如何藉由沿著一額外的修正掃描圖樣312掃描移除該標籤330之一建議，或可以直接地施用一控制訊號至該雷射控制器130以產生該修正掃描圖樣312的電子表述，以重新掃描至少該標籤330以產生一重新掃描的標籤區域332做為該第二光破壞區域314。藉由此重新掃描，該第一光破壞區域306及該第二光破壞區域314可以形成一完成的光破壞區域334，在此事例中，一完成的囊切除術334，允許該外科醫生伴隨一最小的撕裂風險而移除該囊蓋或囊帽。

[0097]圖6例示的是，在一些實施例中該SD-OCT成像系統200可以包含一光譜儀基準的OCT(SB-OCT)成像系統

200，該者包括產生一寬頻帶光線或雷射束的一寬頻帶光源210。該寬頻帶光束可以具有一平均波長 λ_o 及一相對寬的帶寬 $W_{\text{光源}}$ 。在一些典型例子中， λ_o 可以在800-1100 nm該範圍中，且 $W_{\text{光源}}$ 可以在10-150 nm該範圍中。

[0098]該寬頻帶光束可以耦合至一光束引導系統211，該者可以包括一第一光束分裂器212。該第一光束分裂器212可以將該寬頻帶光束分裂成一影像光束222與一參考光束224。該影像光束222可以藉由一第二光束分裂器214引導至該引導透鏡120的主要光學路徑中，並從那裡通過物鏡122與可能的該病患介面124至該眼睛1。該光束引導系統211亦可以從該眼睛1引導一返回的影像光束222r至該第一光束分裂器212。該影像光束222及返回的影像光束222r先前係共同地意指為該成像雷射光束308。

[0099]此外，該光束引導系統211可以引導該參考光束224至一參考鏡216，從該參考鏡216引導一返回的參考光束224r，並於該第一光束分裂器212合併該返回的影像光束222r與該返回的參考光束224r成一合併光束226。該合併光束226在該返回的影像光束222r與該返回的參考光束224r之干涉中從該眼睛1攜帶成像資訊。一些實施例可能使用其他類型的延遲元件代替或聯合該參考鏡216。其他可能使用還另一種光束分裂器用於合併該返回的影像光束222r與該返回的參考光束224r。在一些實施例中，該光束引導系統211可以包括一馬克-詹德(Mach-Zehnder)干涉儀。此種系統可能具有有利的雜訊降低性質。

[0100]TD-OCT成像系統在該 z 成像範圍中依序捕捉來自不同 z 深度之該成像數據，該者係藉由對每一 (x,y) 點分別在一對應的距離範圍中移動該參考鏡216，本質上像一邁克爾遜-莫雷(Michelson-Morley)干涉儀。相反的，SD-OCT成像系統使用該寬頻帶成像光線之不同光譜成分以從不同的 z 深處並行地捕捉成像數據。該SD-OCT成像系統可以被認為如在不同波長並行操作的許多邁克爾遜-莫雷(MM)干涉儀。由於在不同波長操作之該MM系統在不同的 z 深度成像該眼睛1，一SD-OCT系統200之合併光束226同時攜帶來自該眼睛1所有 z -深度的成像數據或資訊，且從而不要求任何機械系統組件的移動或掃描，諸如該參考鏡216。如上文所討論，對SD-OCT系統而言，此機械掃描的缺少轉化為該成像速度的加速，相對於TD-OCT成像系統以至少10倍計，或更典型地100-1,000。

[0101]該SD-OCT成像系統200亦可以包括一OCT照相機230，配置以接收該合併光束226。為了復原對所有 z 深度的影像資訊，該合併光束226可以藉由一光譜分解器231分解成其之光譜成分，諸如一稜鏡分光計(prism)或光柵。每一光譜成分在波長 λ 左右具 $\delta\lambda$ 之帶寬，且它們攜帶之該干涉資訊可以藉由一感測器陣列232之個別感測器並行地感知，其中該等感測器係以一距離 d' 彼此分開的。由該等感測器個別感知的該干涉資訊然後可以使用以重建該整個 z -深度範圍之影像，該者係藉由一快速傅立葉轉換器(FFT)系統

233以從該感知的光譜成分產生一傅立葉轉換。實際上，由該不同波長成分所攜帶之該干涉數據或資訊可以轉化成該成像z-深度範圍之一同時或本質上瞬時的“z-掃描”。此干涉數據至“z-掃描”數據之轉化可以藉由一影像產生器234實行，以從該感知的光譜成分之傅立葉轉換產生並輸出一OCT影像。

[0102]該 OCT 照相機 230 之一些實施例可能使用 CCD(電荷耦合裝置)像素做為該感測器陣列232之感測器。其他實施例可以藉由使用CMOS感測器而實現改良的讀取速度。在此種實施例中，該CMOS感測器可以並行地讀取。進一步，在CMOS實施例中，其係可能僅僅讀取感興趣的感測器或像素，不是先於成像之前選定，就是基於其等之內容是否由於成像而變化而即時選定的。這些層面兩者皆使得CMOS像素對加快該OCT照相機230之效能非常有用的。

[0103]使用標準的光學分析，該SD-OCT系統200關鍵的成像與效能參數可以藉由其如下的建築學與設計參數表徵。由於該光譜分解器231將該合併光束226的不同波長成分導向到稍微不同的方向中，該等個別感測器或像素愈小且封裝愈密集的(較小的 d')，由該OCT照相機230所解析之該 $\delta\lambda$ 波長/光譜範圍越窄。除了像素密度之外，其他確定 $\delta\lambda$ 的參量係為該波長的總範圍，意即該OCT照相機230之帶寬 $W_{\text{照相機}}$ 。在一簡單佈局中， $\delta\lambda$ 係正比於該帶寬 $W_{\text{照相機}}$ ，且反比於在該感測器陣列232之一行中的像素數目。

[0104]該重要的成像z-深度範圍，或z-成像範圍， L_{max}

係密切地相關於 $\delta\lambda$ ：由於這兩個參量係藉由一反相 (inverting) 傅立葉轉換連結的，該 $\delta\lambda$ 波長範圍愈窄，在該 z 方向中的成像範圍愈寬。特別的，該理論的最大成像範圍係由下式給定

$$L_{\max} = \frac{1}{4} \left(\frac{\lambda_0^2}{\delta\lambda} \right) = \frac{1}{2} \frac{1}{Nf} \quad (1)$$

[0105] 於此，該值 λ_0 意指該寬頻帶光源 210 之平均或中央波長，且 Nf 表示該 OCT 照相機 230 之尼奎斯特頻率。事實上，額外的因子可能限制該有效成像範圍低於此理論最大值，諸如訊號雜訊比。所以，該有效成像範圍典型地係小於此理論值 $L_{\max}$ 。

[0106] 可以進一步限制該成像範圍之一因子係為該瑞利 (Rayleigh) 範圍 R 。 R 可以使用 Δx 表達，在該橫向 x 方向中之解析度，或“橫向解析度”，該者係受該數值孔徑 NA (numerical aperture) 與該光源 210 之波長 λ_0 支配。具體而言， Δx 可以表達為：

$$\Delta x = \frac{4}{\pi} \left(\lambda_0 \frac{f}{d} \right) \quad (2)$$

[0107] 其中， f 係為焦距且 d 係為該物鏡 122 之光瞳，它們的比值確定 NA 。使用 Δx ，上文討論之瑞利範圍 R 可以表達為：

$$R = \frac{\pi}{2} \left(\frac{(\Delta x)^2}{\lambda_0} \right) \quad (3)$$

[0108] 該瑞利範圍 R 通常界定為該焦點深度與該光束寬

度係為該焦點深度寬度之 $\sqrt{2}$ 倍時之深度之間的 z 方向距離。從而， R 表徵該 z -範圍，在該者中該光束係足夠窄，足以使高解析度成像由幾何與波動光學所限制。在此上下文中， $L_{\max}$ 可以被認為表徵該 z -成像範圍係由該光源210與該感測器陣列232之解析度所限制。通常被認為最佳之一系統設計原則，例如對高斯光束，係為讓這兩個 z -範圍彼此對齊。舉例而言，在一些實作中， $L_{\max}$ 可以本質上相等於 $1-6R$ 而選擇的：

$$L_{\max}=1, \dots, 6R \quad (4)$$

[0109]相同的設計原則通過廣泛使用之“焦點深度”的概念可以被陳述，該者係通常界定為兩倍的瑞利範圍。

[0110]如方程式(1)-(4)所顯示，該 z -成像範圍取決於 $L_{\max}$ 與 R ，該等者轉而又取決於該等系統設計參數， λ_0 、 $\delta\lambda$ 、 $W_{\text{照相機}}$ 、 $W_{\text{光源}}$ 、 f 、 d' 、 Nf 及 d 。從而，對用於白內障手術的成像系統，上文的系統設計參數係被選擇的，藉由此，該SD-OCT成像系統200之 z -深度成像範圍超過4 mm或6 mm，諸如落在4-20 mm或6-10 mm該範圍中，從而使得該白內障手術系統100能夠藉由高解析度與充份快速的成像而協助白內障手術。此設計要求係相當苛求的，且將白內障成像系統與角膜或視網膜成像系統區分開來。

[0111]圖7例示一實施例，該者不僅可以確保一大的 z -深度成像範圍，還有一快速的成像時間，以允許該SD-OCT成像系統200在一及時且從而可作用的方式中提供反饋影像，包括本質上於一實況轉播視頻速率操作。如上文所討

論，具該SD-OCT成像系統200之一白內障手術系統100可以使得其之控制系統本質上即時操作的，包括該OCT影像處理器201與該雷射控制器130，藉由在該手術期間根據所接收到的反饋影像資訊調整或修正該手術掃描圖樣的選項。

[0112]如下文詳細描述般，圖7之實施例亦配置以特別快速地掃描該OCT成像光束308/222，該者使用預先計算的掃描圖樣。在一些實施例中，該SD-OCT成像系統200之這些快速成像刷新速率可以藉由包括一專用的輸入-輸出板260而實現。

[0113]該專用輸入-輸出板260之一功能係為解決不具有專用於成像的線路與處理器之一些現存OCT成像系統的問題。在這些系統中，負責成像之該處理器被強迫或激勵以多工化並在一交錯、並行或重疊的方式中執行一個以上的功能。為了實行這些功能，該成像處理器可能執行一“中斷”，例如由掃描該成像光束222/308之一任務切換到另一任務並回來。此種中斷，雖然短，可以造成問題，因為當該掃描由於中斷而停止或凍結之該時間期間，該雷射光束可能依舊指向相同的方位。此掃描凍結可以破壞該(x,y)掃描之時程，引入一錯誤及雜訊到該成像位置之坐標中。在該輸出掃描數據中的此時程錯誤可以達到50、100或更多微秒的延遲：有時稱為抖動的一現象。

[0114]此外，典型地數種其他輸入/輸出代理器在相同的系統匯流排上溝通，在該者上該成像處理器係驅動該成像光束之掃描，全部苛求該匯流排之迴路時間(cycle time)

的一小部分。不幸的是，該電路之此種共享天性允許其僅僅支持緩慢的數據傳輸速率。進一步，為了管理這些相互競爭的需量，部分的該系統匯流排之迴路典型係由該控制訊號佔據。所以，即使一OCT成像系統係設計以避免掃描凍結的，該者係藉由在一單一任務模式中透過一專用鏈結切換該成像處理器以輸出該掃描數據到該掃描單元，然後該成像處理器將不能夠在此輸出步驟期間執行它的其他功能，諸如計算下一個掃描圖樣。所有的這些約束大大減緩此等現存成像系統的效能。

[0115]該SD-OCT成像系統200之實作藉由採用下列高效設計可以克服這些困難。該影像光束222之掃描可以藉由一成像處理器250與一專用的輸入-輸出板260而控制。此成像處理器250可以計算掃描數據，諸如該目標掃描圖樣302與該修正掃描圖樣312。這些掃描數據可以包括，例如一序列的(x,y)坐標其中該OCT影像光束222係被導向該白內障目標區域中者。該成像處理器250可以結合儲存一電腦代碼或指令集以促進該成像處理器250之這些功能的一儲存介質而計算該掃描數據以及執行它的其他功能。

[0116]該專用的輸入-輸出板260可以包括一局部的或專用的記憶體控制器262，亦意指為一直接記憶體存取器(DMA)引擎262。該DMA引擎/記憶體控制器262可以管理該已計算的掃描數據之傳輸，直接或間接地，從該成像處理器250朝向一數據緩衝器264。耦合至該局部記憶體控制器262的該數據緩衝器264可以儲存該掃描數據，且可以被操

作以於一高速下將該掃描數據輸向一輸出的數位類比轉換器(輸出DAC)266。該輸出DAC266可以耦合至該數據緩衝器264以接收該掃描數據，以轉換選定的輸出掃描數據成為一類比掃描訊號，且以將該掃描訊號輸向一OCT光束掃描器268，例如在一掃描數據叢發模式(burst mode)中。

[0117]該影像光束222可以由該OCT光束掃描器268通過一分開的專用成像透鏡，或部分通過該手術光束之引導透鏡120而掃描的。在這些實作兩者任一中，該影像光束222可以通過該物鏡122與該對應的對接單元或病患介面(PI)124而耦合到眼睛中。在其他實施例中，該影像光束222可以通過空氣而無需對接到該眼睛1之該對接單元124被引導到該眼睛1中。

[0118]藉由輸出DAC 266之該掃描數據的輸出可以由一成像同步242與該OCT照相機230的操作同步，藉由此，該OCT照相機230可以與該掃描操作同步地拍攝該OCT影像。該同步拍攝的OCT影像可以輸出到可以執行到現在為止所描述之任一大數目影像處理任務的該OCT影像處理器201。最後，該所產生及處理的影像可以由一OCT影像展示器270展示的。在一些實施例中，該成像處理器250與該OCT影像處理器201可以部分或徹底整合的。

[0119]圖8例示該專用的輸入-輸出板260之一實作的更多細節。該成像處理器250可以耦合至一匯流排252，諸如一PCI匯流排252。該系統亦可以包括一處理器記憶體254。該成像處理器250可以計算該等掃描圖樣，且然後透過該共

享的PCI匯流排252輸出該所計算的掃描圖樣到該處理器記憶體254。在該成像處理器250產生該等掃描圖樣之後，但在該真實掃描操作著手之前，該專用的DMA引擎262可以將該掃描數據從該處理器記憶體254傳輸到該數據緩衝器264。該數據緩衝器264可以為一先進先出(FIFO)記憶體264。該FIFO數據緩衝器264可以儲存該掃描圖樣或掃描數據，且當由該專用的DMA引擎262激勵時輸出該儲存的掃描數據到該輸出DAC 266。該輸出DAC 266可以轉換該掃描數據成類比掃描訊號，並輸出它們到控制x與y檢流計鏡(galvo mirror)或重新導像元件之該OCT光束掃描器268的一x檢流計光束掃描器268x及一y檢流計光束掃描器268y，以根據編碼於該掃描數據中之該目標掃描圖樣302及該修正掃描圖樣312掃描該OCT影像光束222/308。一些實作可能具有一整合的(x,y)檢流計-控制器268xy，該者控制能夠環繞x與y軸兩者旋轉的一單一檢流計鏡。該輸出DAC 266亦可以驅動該影像同步242以同步該OCT影像之拍攝與該掃描操作。

[0120]在一些實作中，該成像處理器250可以透過一專用的記憶體匯流排或透過一局部的匯流排而不是該共享的PCI匯流排252輸出該掃描數據到該專用的輸入-輸出板260。在其他實作中，在該成像處理器250與該DMA引擎262之間甚至可以有一直接的連接。

[0121]至少針對下列原因，此設計係為有效的。(1)該掃描數據或掃描圖樣係由該成像處理器250預先計算的，從而沒有涉及耗時的即時掃描數據計算。(2)該成像處理器250

係沒有分派即時輸出該掃描數據的任務，因為該預先計算的掃描數據係儲存在該專用的數據緩衝器264中。此設計可以降低由該成像處理器250之多工所造成之該中斷、凍結與抖動低於50、40、或甚至20微秒。(3)該掃描數據之傳輸將不會由與其他代理器共享的匯流排252中斷，該者亦不會由該共享的PCI匯流排252之典型的緩慢傳輸速率而減速。(4)該數據緩衝器264係專用於掃描任務，所以該掃描數據的輸出可以在一快速的傳輸模式中執行，諸如一叢發模式，進一步加速該掃描速度。

[0122]此外，由於該專用的輸入-輸出板260本質上自主地驅動該掃描數據的輸出，該成像處理器250係有空並行於該掃描數據之輸出執行其它的功能，諸如產生該修正掃描圖樣312。

[0123]在一些實作中，該輸出DAC 266之輸出速度可以為如此快速的，以致於該SD-OCT成像系統200之操作速度可以由該OCT照相機230之一整合時間，而不是該掃描電子設備之速度所限制。在一些這樣的實作中，該輸出DAC 266可以於下列範圍之一者中的一速率下輸出該等掃描訊號：1 Hz - 1 MHz、100 Hz - 1 MHz或1 kHz - 100 kHz。

[0124]圖9例示一些白內障手術雷射系統100可以包括其他類型的成像系統：一掃頻光源-OCT(SS-OCT)成像系統280。該SS-OCT成像系統280可以包括一掃頻波長光源282，該者發射具較窄帶寬 $W_{\text{光源}}$ 的一同調影像光束，較諸該SD-OCT光源210而言。藉由先進的調相技術，該SS-OCT光

源282可以改變該所發射影像光束222之波長，橫跨帶寬 $W_{\text{光源}}$ 在時間內“掃頻”該波長 λ 。該SS-OCT成像系統280可以採用相似於該SD-OCT成像系統200的一光束引導系統211。特別的，該第一光束分裂器212可以再次創造合併光束226其攜帶關聯於不同波長之成像資訊者。

[0125]做為與該光譜儀基準成像系統之一差異，該SS-OCT成像系統280在時間中分開該不同的波長或光譜成分，而該SD-OCT系統200在空間中分開它們。當波長 λ 係由該SS-OCT光源282掃頻時，該不同的波長成分，攜帶對應於不同 z -深度的影像數據，係分開成一時間序列。所以，該SS-OCT系統280之OCT照相機230也是不同的。

[0126]在一些實作中，該者係由可以在一非常短的時間間隔中偵測並解析該合併光束226的一單一偵測器284所組成。在一些實施例中，該偵測器284可以為一崩潰光二極體(avalanche photo-diode)或光電倍增管。該偵測器284可以能夠將對應於不同波長或光譜成分之該偵測的訊號轉移或轉存到一組數據箱(data binner)286。該SS-OCT成像系統280之一些實施例係相似於該SB-OCT成像系統，因為它們兩者皆經由光譜分解產生該等影像。該SS-OCT影像之光譜成分可以如在該SB-OCT系統中類似地組裝成該OCT影像：一快速傅立葉轉換器288可以執行該數據箱286內容之傅立葉轉換，以協助該影像產生器234產生該OCT影像。該FFT單元288可以相似於在該SD-OCT成像系統200中的該FFT單元233。

[0127]根據上文描述，該SS-OCT成像系統280具有類似於該TD-OCT成像系統的特色，因為在一方面，該成像數據係依序捕捉地，而不是並行的。然而，不像在TD-OCT系統中，該不同的z-深度成像數據係以該合併光束226中不同的光譜成分捕捉的，使FFT單元288之傅立葉轉換執行成為必需。在此意義上，該SS-OCT成像系統280係相關於明顯地以不同光譜成分運作的該SD-OCT成像系統200。該SS-OCT系統在還一意義上係接近該SD-OCT系統：它們掃頻該掃頻波長光源282之影像光束的波長而無需移動的機械配件，諸如該參考鏡216。最後，因為在該掃頻中沒有涉及移動的配件，該掃頻波長光源282的波長掃頻可以以遠高於該TD-OCT系統之掃描速度之一速度執行，SS-OCT系統280可以於遠快於TD-OCT系統之速度下成像，儘管低於該SD-OCT系統的成像速度。所以，該SS-OCT成像系統280之實作亦能夠於實況轉播刷新速率下伴隨可接受的解析度產生其等的影像，對該白內障手術系統100提供一非常有用的功能性及可作用的反饋。

[0128]圖10例示一眼科手術方法500以操作該白內障手術系統100。該方法500可以包括：藉由該雷射控制器130對該眼睛1之水晶體5產生一目標掃描圖樣302的之一電子表述(510)；根據該目標掃描圖樣302，藉由該白內障手術雷射系統100在該眼睛1之水晶體5中產生並掃描一手術雷射光束304，在該水晶體中創造一切口306(520)；在該雷射光束掃描開始之後，以一頻譜域光學同調斷層掃描成像系統200

產生該眼睛與該切口306一部分的影像(530)；以一OCT影像處理器執行該所產生影像的一影像分析(535)；藉由該雷射控制器130相關於該所執行的影像分析產生一修正掃描圖樣312的電子表述(540)；及根據該修正掃描圖樣312，藉由該白內障手術雷射系統100在該眼睛之水晶體5中產生並掃描該手術雷射光束304，創造一修正的切口314(550)。

[0129]在一些實作中，產生一修正掃描圖樣之電子表述540可以包括從一系統操作者接收回應於該所產生的部分眼睛影像的一修正輸入。

[0130]在其它實作中，產生一修正掃描圖樣之電子表述540可以包括由OCT影像處理器201分析該所產生的影像；確定該切口306相對於該目標掃描圖樣302的偏差；及由該OCT影像處理器201產生對該雷射控制器130的一控制訊號，以產生該修正掃描圖樣312。

[0131]圖11例示白內障手術之一相關方法600。該方法600可以包括藉由該雷射控制器130控制該手術雷射光束304在眼睛1之水晶體5中的掃描(610)；藉由該頻譜域光學同調斷層掃描成像系統200於每秒至少5訊框之一速率下產生部分該水晶體5的影像(620)；藉由一OCT影像處理器執行該所產生影像之一分析(625)；及藉由該雷射控制器130回應由該OCT影像處理器所執行之該分析而修正該手術雷射光束304的掃描(630)。

[0132]雖然此說明書含有許多詳情，這些不應解釋為本發明之發明範圍或可以被訴求專利範圍上的限制，而是做

為對特定於特別實施例之特色描述。在此說明書中於分別實施例之上下文中所描述的某些特色亦可以在一單一實施例中組合實現的。反之，在一單一實施例之該上下文中所描述的各種特色亦可以在多重實施例分別地或以任何適合的子組合實現。再者，雖然特色等可以在上文中描述為以某些組合作用，且甚至就此而論初始地訴求專利範圍，源自一已訴求組合之一或多個特色在一些事例中可以從該組合切離，且該已訴求的組合可以指向一子組合或一子組合之變異。

【符號說明】

1...眼睛	201...OCT影像處理器
3...角膜	210...(寬頻帶)光源/SD-OCT光
4...前室	源
5...水晶體	211...光束引導系統
6...囊層/囊袋/囊	212...第一光束分裂器
100...白內障手術(雷射)系統	214...第二光束分裂器
110...雷射源	216...參考鏡
120...引導透鏡	222...影像光束/成像光束
122...物鏡	222r...返回的影像光束
124...對接單元/病患介面(PI)	224...參考光束
130...雷射控制器	224r...返回的參考光束
200...頻譜域光學同調斷層掃描	226...合併光束
(SD-OCT) 成 像 系 統	230...OCT照相機
/SD-OCT系統/成像系統	231...光譜分解器

232...感測器陣列	286...數據箱
233...快速傅立葉轉換器(FFT) 系統/FFT單元	288...快速傅立葉轉換器/FFT 單元
234...影像產生器	302...目標掃描圖樣
242...成像同步/影像同步	304...手術雷射光束
250...成像處理器	306...第一光破壞區域/光破壞 泡沫/切口
252...匯流排	
254...處理器記憶體	308...成像(雷射)光束/影像光 束
260...輸入-輸出板	
262...記憶體控制器/直接記憶 體存取器(DMA)引擎	310...偏差 310r...降低的偏差
264...數據緩衝器/先進先出 (FIFO)記憶體	312...修正掃描圖樣/旋轉切斷 圖樣/旋轉掃描圖樣/不重 疊的掃描圖樣
266...輸出的數位類比轉換器/ 輸出DAC	314...(第二)光破壞區域/切口
268...OCT光束掃描器	316...風險區域
268x...x檢流計光束掃描器	320...手術副產物/氣泡/泡沫
268y...y檢流計光束掃描器	320-i...多重泡沫
270...OCT影像展示器	322...擴大的前囊層
280...掃頻光源-OCT(SS-OCT) 成像系統/SS-OCT系統	324...囊切除術目標掃描圖樣 326...修正的囊切除術掃描圖樣
282...掃頻波長光源/SS-OCT 光源	330...未切割的部分/標籤 332...重新掃描的標籤區域
284...偵測器	334...完成的光破壞區域/完成

的囊切除術

600...方法

500...方法

510、520、530、535、540、550、

610、620、625、630...步驟

申請專利範圍

1. 一種白內障手術系統，其包含：

一雷射源，其係配置以產生一第一組雷射脈衝；

一引導透鏡(optic)，其係耦合至該雷射源，配置以引導該第一組雷射脈衝至眼睛中的白內障目標區域；

一雷射控制器，其係配置

以產生一目標掃描圖樣的電子表述(electronic representation)，及

以控制該引導透鏡根據部分之該目標掃描圖樣掃描該第一組雷射脈衝，以在該白內障目標區域中創造一第一光破壞區域(photo-disrupted region)；

一掃頻光源光學同調斷層掃描(Swept-Source Optical Coherence Tomographic, SS-OCT)成像系統，其係配置以產生包括部分該第一光破壞區域之一影像，其有每張影像0.5-10百萬影像點之範圍內的影像解析度，且有20-500訊框/秒之範圍內的訊框速率；及

一OCT影像處理器，其係配置以執行該影像之一影像分析，其中

該雷射控制器係配置

以相關於由該OCT影像處理器所執行之該影像分析產生一修正掃描圖樣的一電子表述，並

以控制該引導透鏡根據該修正掃描圖樣掃描一第二組雷射脈衝，以創造一第二光破壞區域。

2. 如請求項1之白內障手術系統，其中：

該掃頻光源光學同調斷層掃描(SS-OCT)成像系統係配置以產生包括部分該第一光破壞區域之該影像，其有每張影像0.5-2百萬影像點之範圍內的影像解析度，且有20-200訊框/秒之範圍內的訊框速率。

3. 如請求項1之白內障手術系統，其中：

該掃頻光源光學同調斷層掃描(SS-OCT)成像系統係配置以產生包括部分該第一光破壞區域之該影像，其有每張影像2-10百萬影像點之範圍內的影像解析度，且有25-500訊框/秒之範圍內的訊框速率。

4. 如請求項1之白內障手術系統，其中：

該掃頻光源光學同調斷層掃描(SS-OCT)成像系統係配置以產生包括部分該第一光破壞區域之該影像，其有每B-掃描2,000-5,000A-掃描之範圍內的解析度。

5. 如請求項1之白內障手術系統，其中：

該掃頻光源光學同調斷層掃描(SS-OCT)成像系統係配置以產生包括部分該第一光破壞區域之該影像，其有30-300 kHz的A-掃描採集率(acquisition rate)。

6. 如請求項1之白內障手術系統，其中：

該掃頻光源光學同調斷層掃描(SS-OCT)成像系統係配置以產生包括部分該第一光破壞區域之該影像，其有100-1,000 kHz的A-掃描採集率。

7. 如請求項1之白內障手術系統，其中：

該白內障目標區域包含一前囊層(anterior capsular

layer)；且

該目標掃描圖樣包含在一圓柱上(a cylinder)的一組目標點，以形成圓形囊切除術(circular capsulotomy)、前囊切除術(anterior capsulotomy)及一曲線形囊切除術中至少一者。

8. 如請求項1之白內障手術系統，其中：

該白內障目標區域包含部分的水晶體；且

該目標掃描圖樣包含在徑向切斷平面(radial chop planes)、圓柱(cylinders)、螺旋圖樣及網狀圖樣中至少一者上的一組目標點，以誘發該水晶體之切斷(chop)、光破壞(photo-disruption)及裂解(lysis)中至少一者。

9. 如請求項1之白內障手術系統，其中：

該掃頻光源光學同調斷層掃描(SS-OCT)成像系統係配置以具有大於4 mm之一z-成像範圍。

10. 如請求項1之白內障手術系統，其中：

該掃頻光源光學同調斷層掃描(SS-OCT)成像系統係配置以具有大於6 mm之一z-成像範圍。

11. 如請求項1之白內障手術系統，其中：

該掃頻光源光學同調斷層掃描(SS-OCT)成像系統係配置以在小於0.1秒之一成像時間中產生該影像。

12. 如請求項1之白內障手術系統，其中：

該OCT影像處理器係配置以基於該已執行的影像分析對一系統操作者展示一反饋。

13. 如請求項12之白內障手術系統，其中：

該OCT影像處理器係配置

以基於該已執行的影像分析確定一建議的修正輸入，並

以對該系統操作者展示該建議的修正輸入。

14. 如請求項12之白內障手術系統，其中：

該OCT影像處理器係配置

以確定在該第一組雷射脈衝產生之前所拍攝之一參考影像與在該第一組雷射脈衝產生該第一光破壞區域之後所拍攝之一影像之間的差異；及

以展示該經確定的差異之一標示。

15. 如請求項1之白內障手術雷射系統，其中：

該OCT影像處理器係配置以基於該已執行的影像分析產生一控制訊號，以造成該雷射控制器產生該修正掃描圖樣的電子表述。

16. 如請求項15之白內障手術雷射系統，其中：

該OCT影像處理器係配置以確定該第一光破壞區域相對於該目標掃描圖樣之位置、定向及形狀中至少一者的偏差；且

該雷射控制器係配置以產生該修正掃描圖樣的電子表述，以降低該確定的偏差。

17. 如請求項15之白內障手術系統，其中：

該OCT影像處理器係配置以確定該第一光破壞區域是否延伸至一風險區域內；且

該雷射控制器係配置以產生該修正掃描圖樣的電子

表述，以在該風險區域外部掃描該第二組雷射脈衝。

18. 如請求項15之白內障手術系統，其中：

該OCT影像處理器與該雷射控制器係整合的。

19. 如請求項15之白內障手術系統，其中：

該OCT影像處理器係配置以識別一手術副產物；且

該雷射控制器係配置以產生該修正掃描圖樣的電子表述，使得該修正掃描圖樣係不與該手術副產物重疊。

20. 如請求項19之白內障手術系統，其中：

該目標掃描圖樣係為一切斷圖樣；

該OCT影像處理器係配置以識別一氣泡為該手術副產物；及

該雷射控制器係配置以產生作為該修正掃描圖樣的一旋轉切斷圖樣之一電子表述，致使該旋轉切斷圖樣係不與該氣泡重疊。

21. 如請求項15之白內障手術系統，其中：

該OCT影像處理器係配置以辨識其中光破壞效率係受限之部分的該第一光破壞區域；及

該雷射控制器係配置以產生該修正掃描圖樣的電子表述，以重新掃描部分之該經辨識部分。

22. 如請求項15之白內障手術系統，其中：

該OCT影像處理器係配置

以分析截然不同於該第一光破壞區域的部分影像，且

以基於此分析產生一反饋。

23. 如請求項1之白內障手術系統，該掃頻光源-OCT成像系統包含：

一掃頻波長(swept wavelength)光源以產生一掃頻波長光束；

一光束引導系統，其係配置

以分裂該掃頻波長光束為一影像光束與一參考光束，

以引導該影像光束至該眼睛並引導來自該眼睛之一返回的影像光束，

以引導該參考光束至一參考鏡並引導來自該參考鏡之一返回的參考光束，及

以合併該返回的影像光束與該返回的參考光束為一合併光束；及

一OCT照相機，其係配置以接收該合併光束，其包含

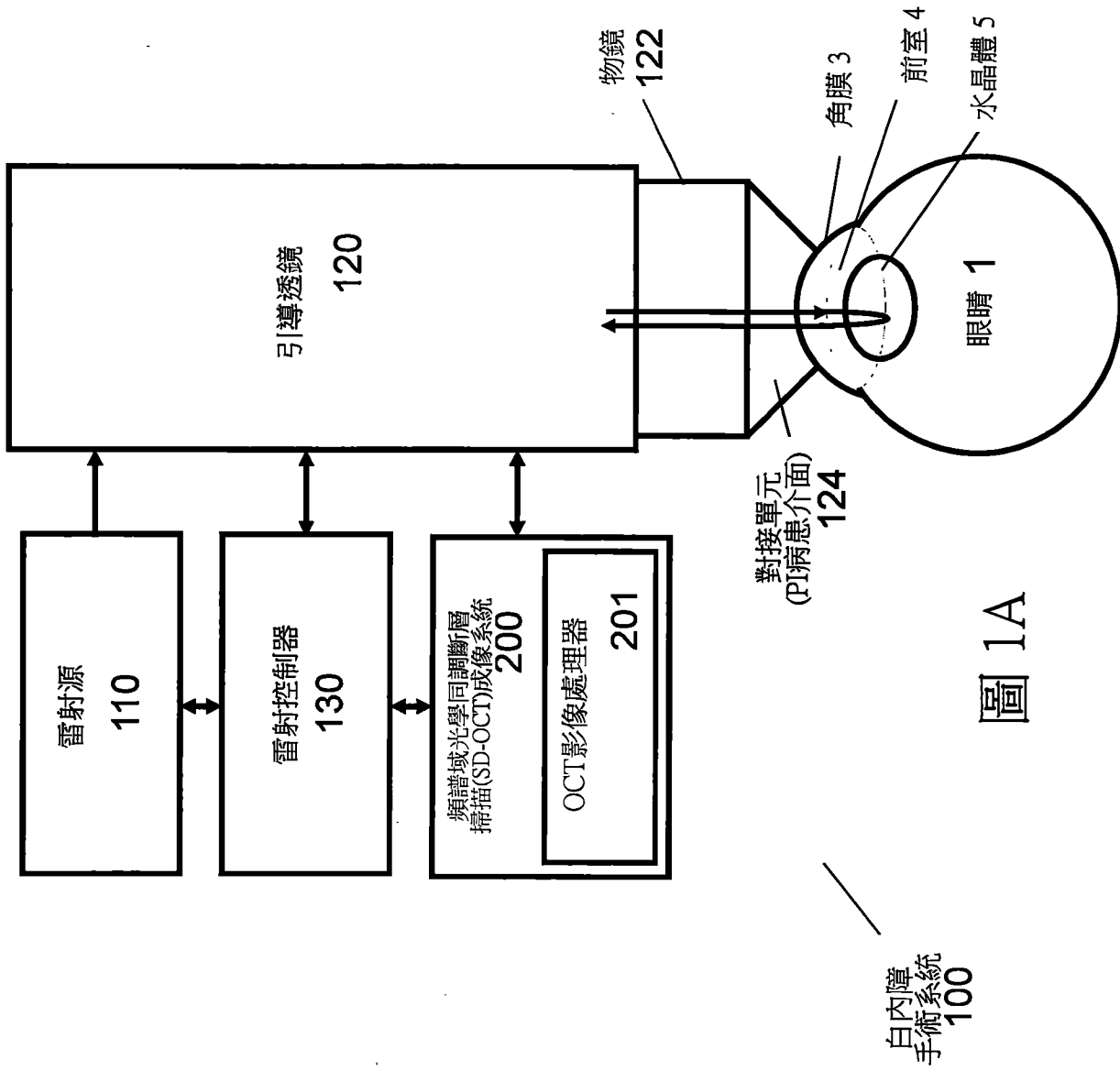
一偵測器以偵測該合併光束；

一數據箱(data binner)以偵測該合併光束為一時間序列的數據；

一快速傅立葉轉換系統以傅立葉轉換該偵測之時間序列的數據；及

一影像產生器以從該傅立葉轉換產生一影像。

圖式：



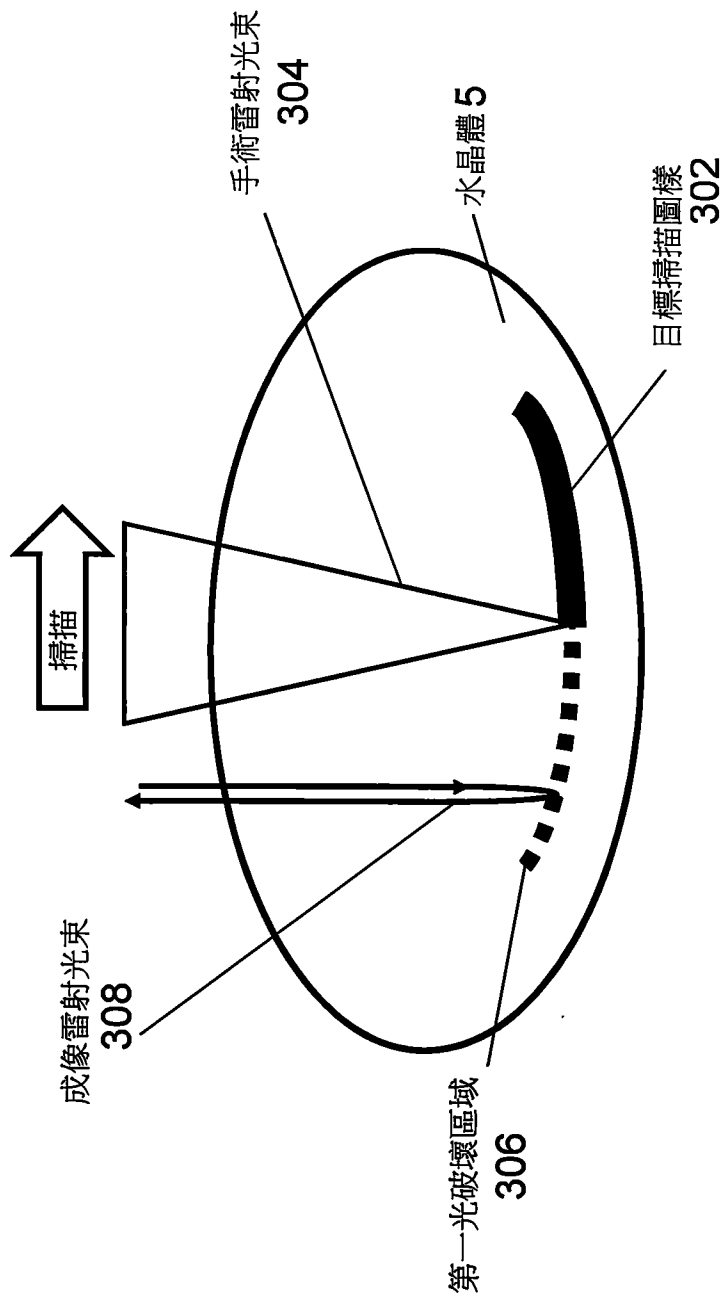
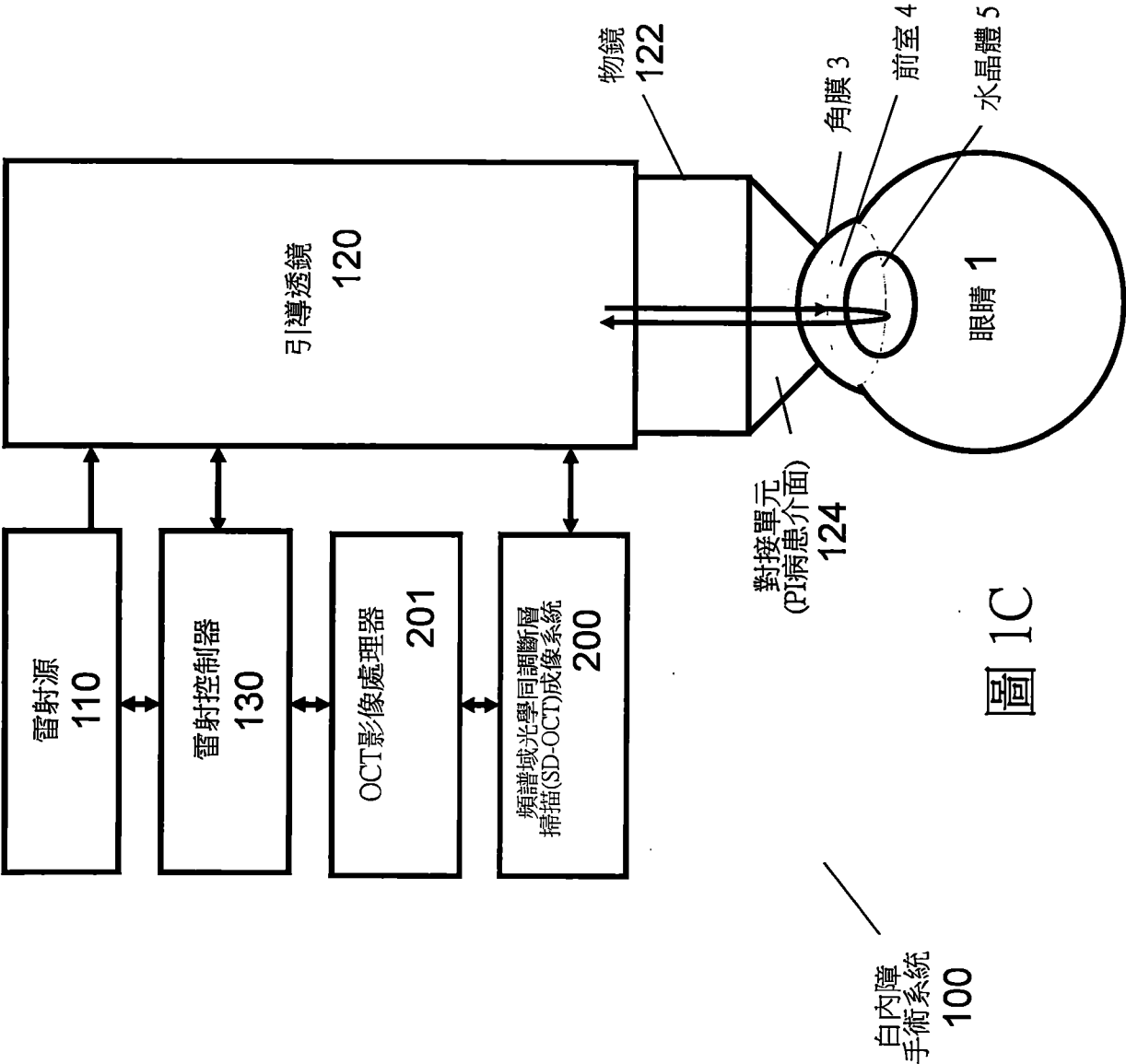
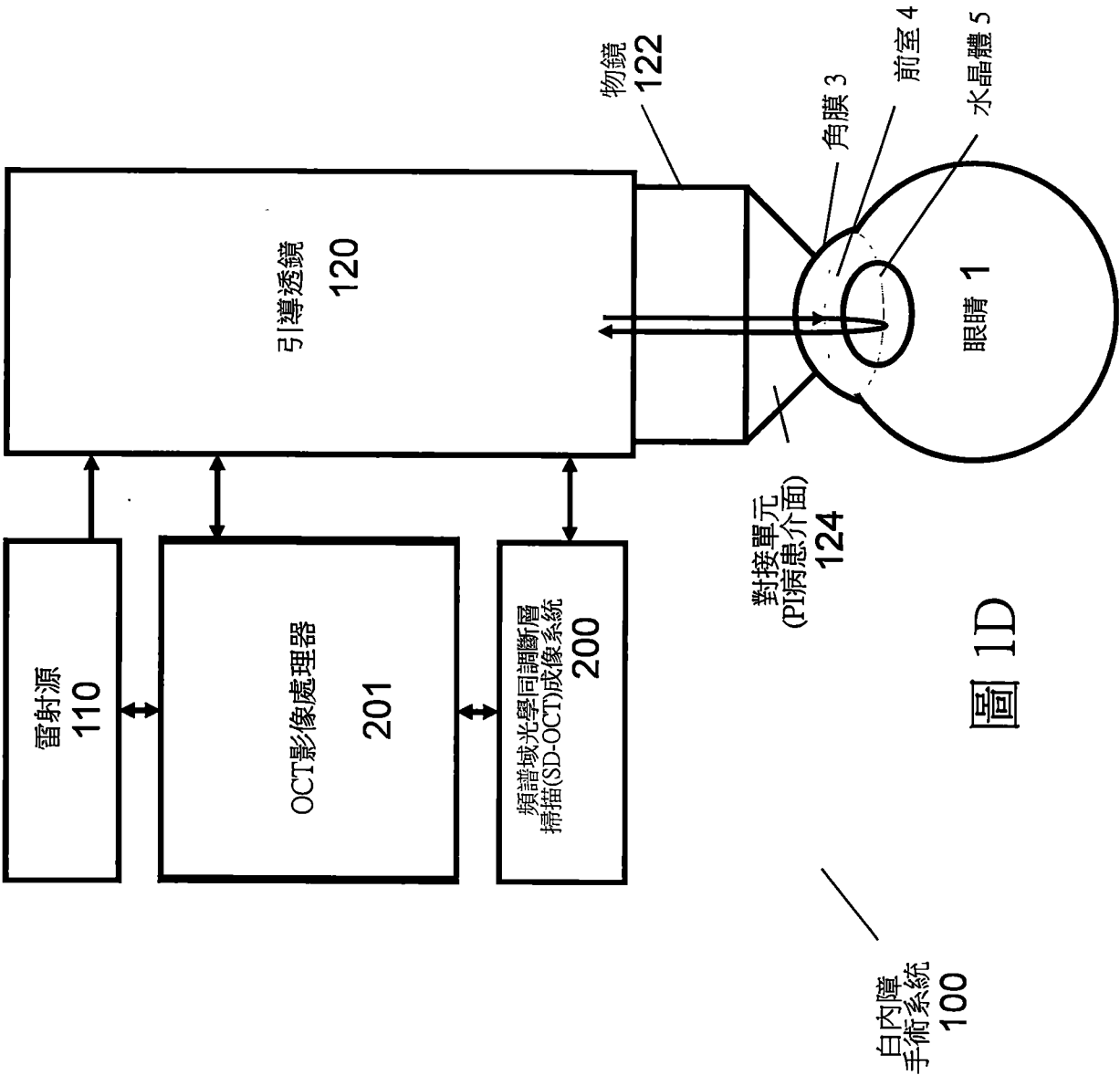
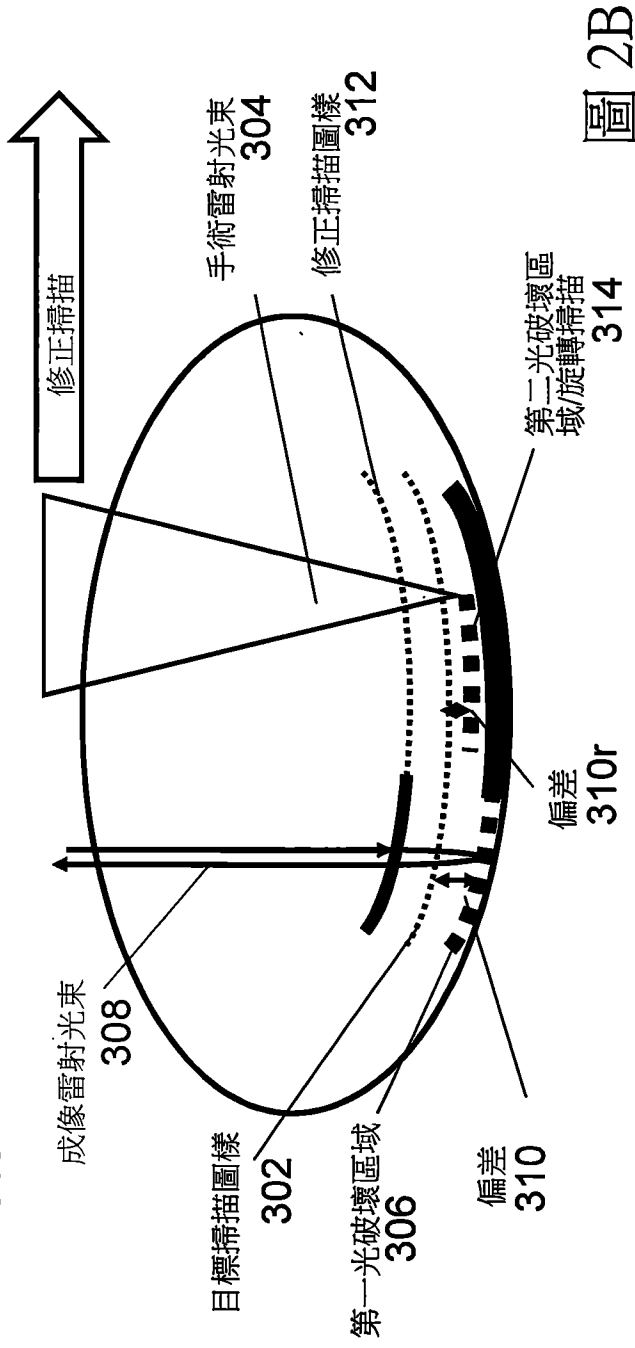
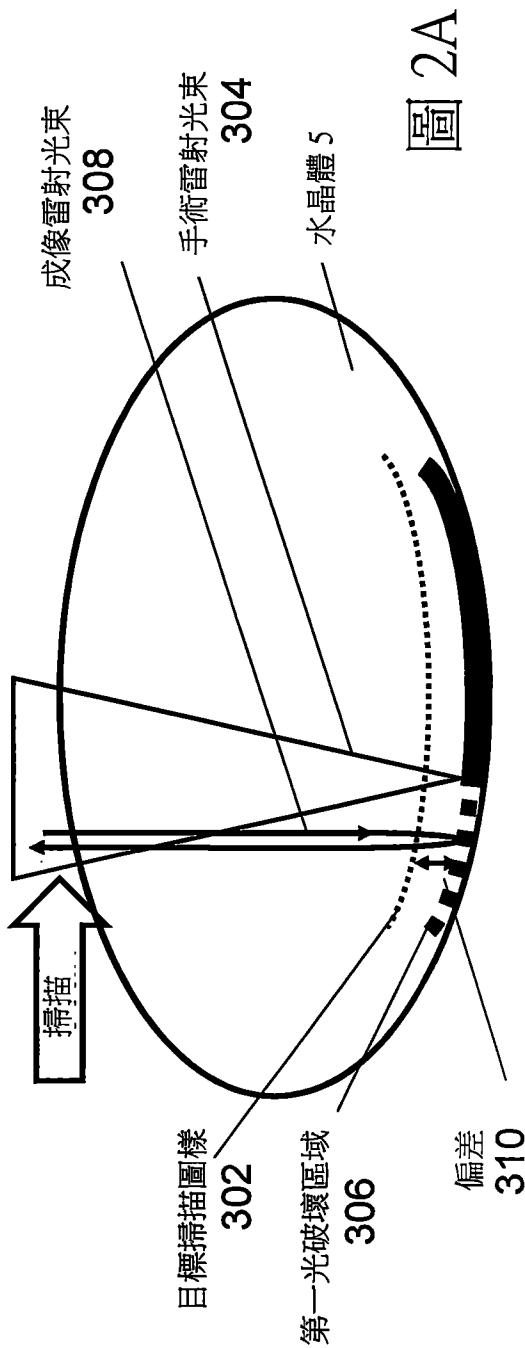


圖 1B







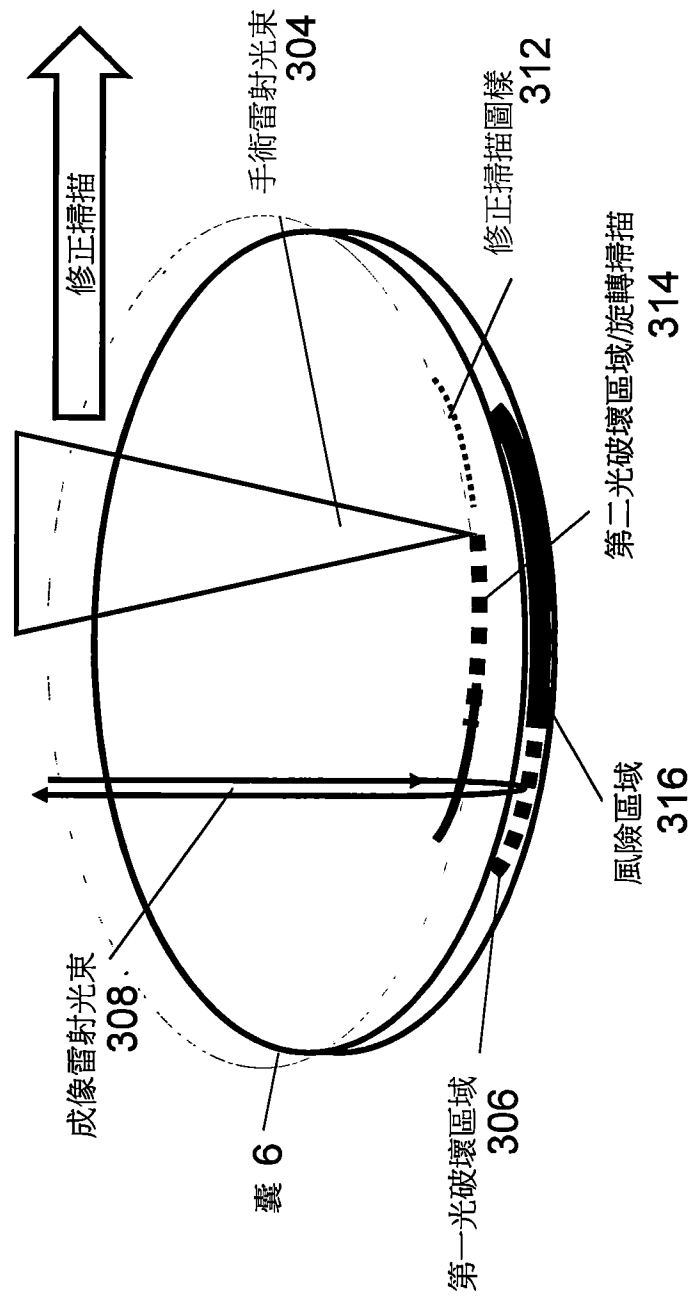


圖 2C

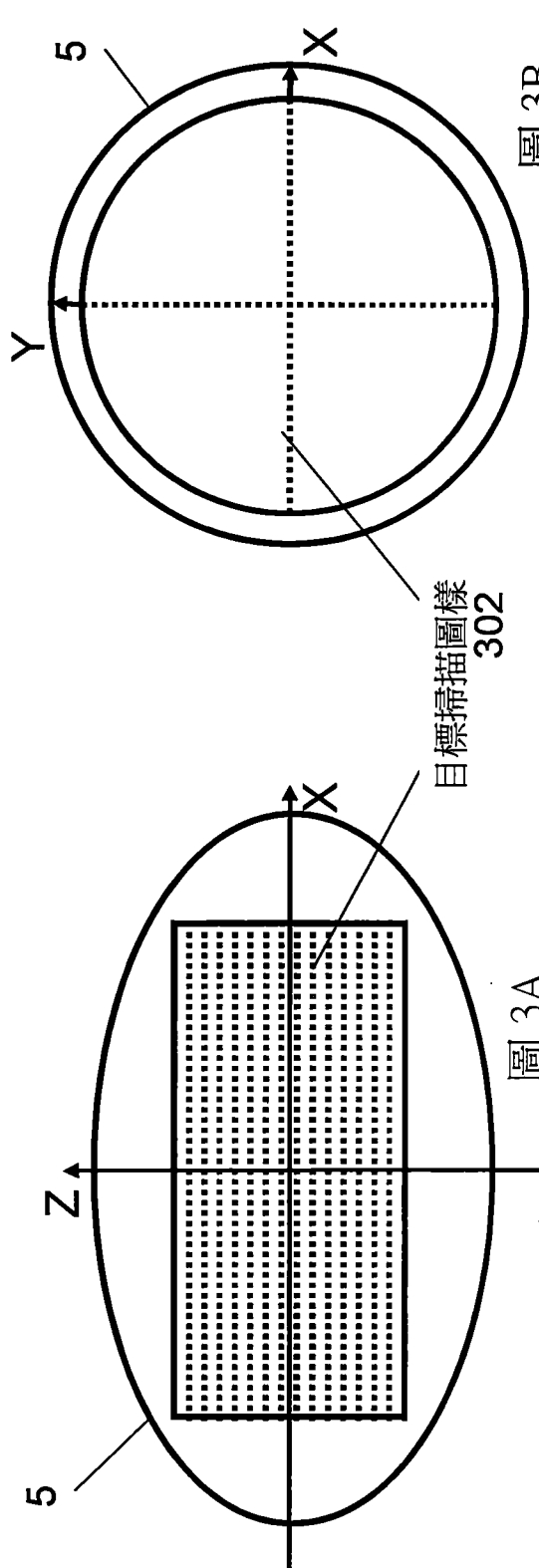


圖 3A

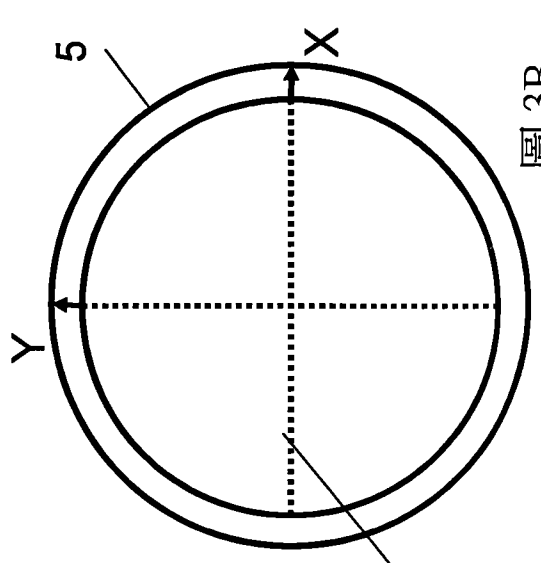


圖 3B

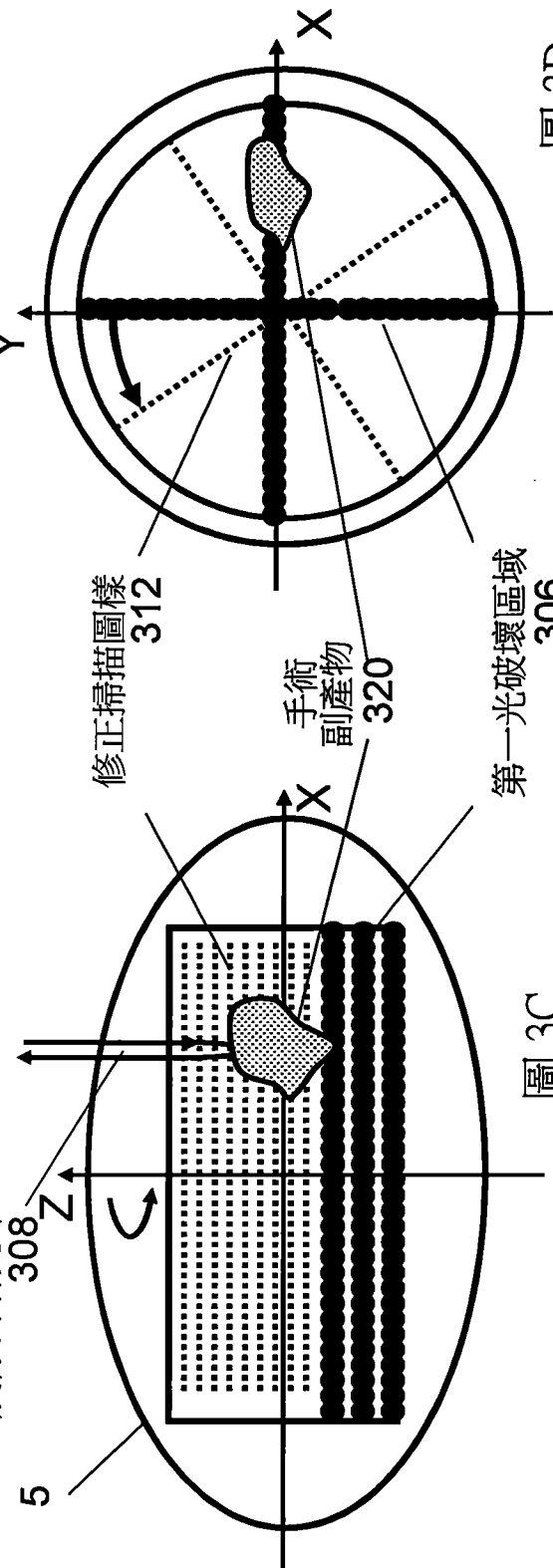


圖 3C

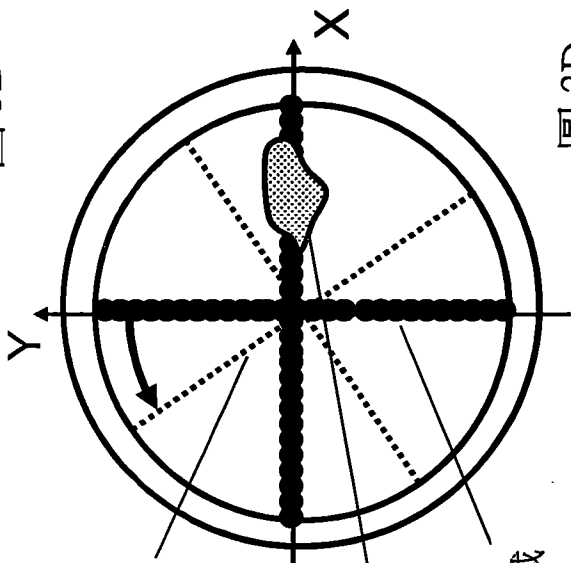
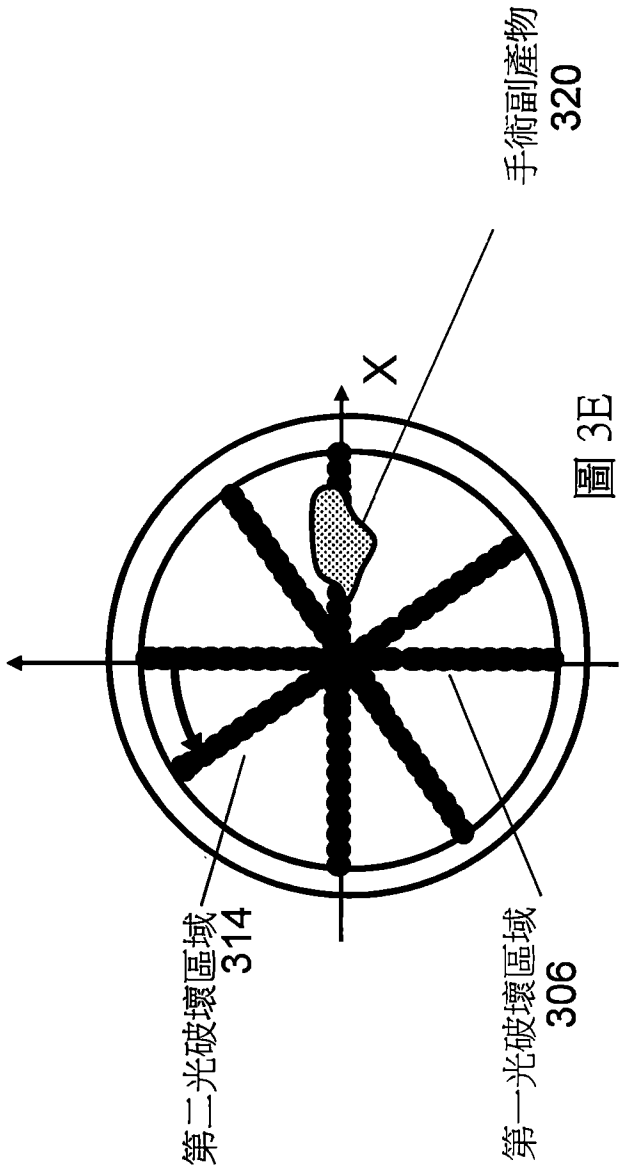
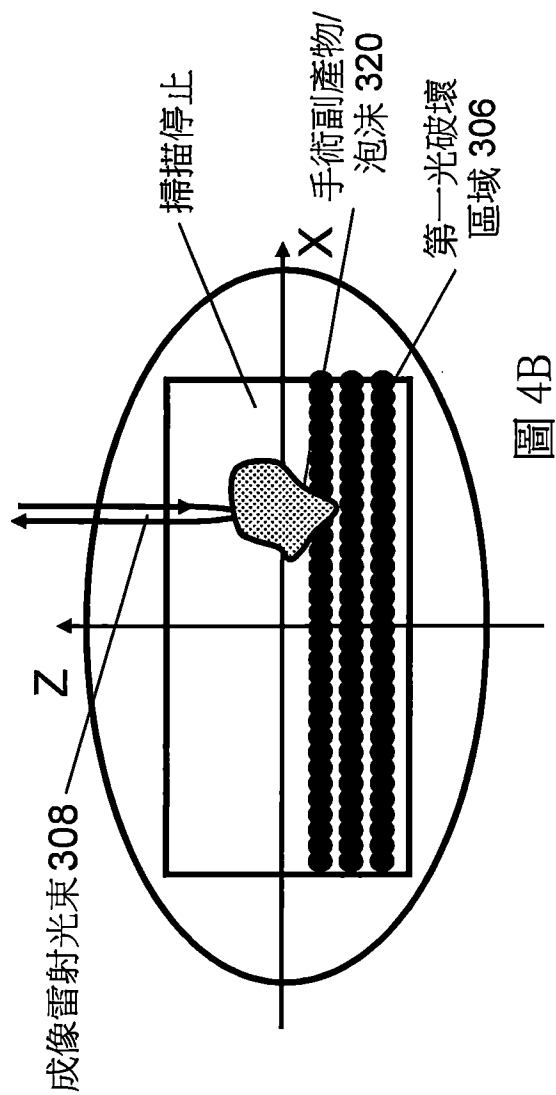
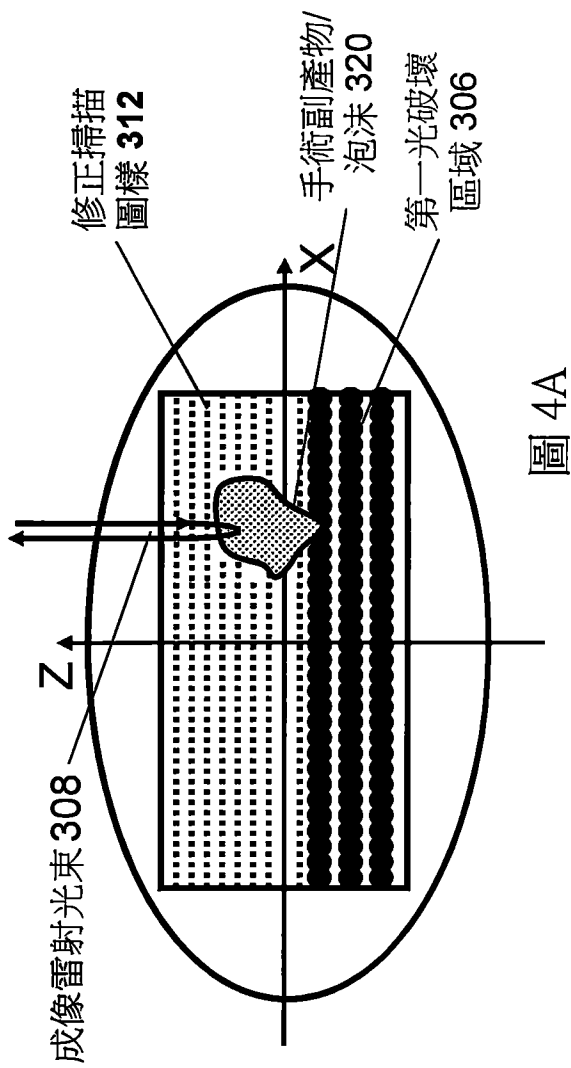
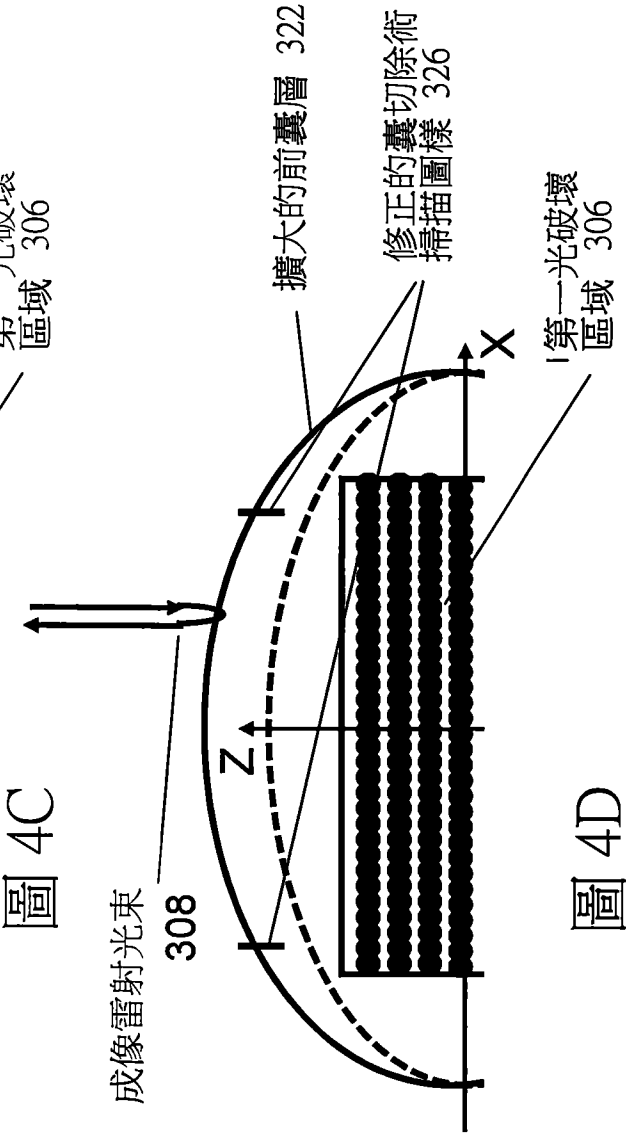
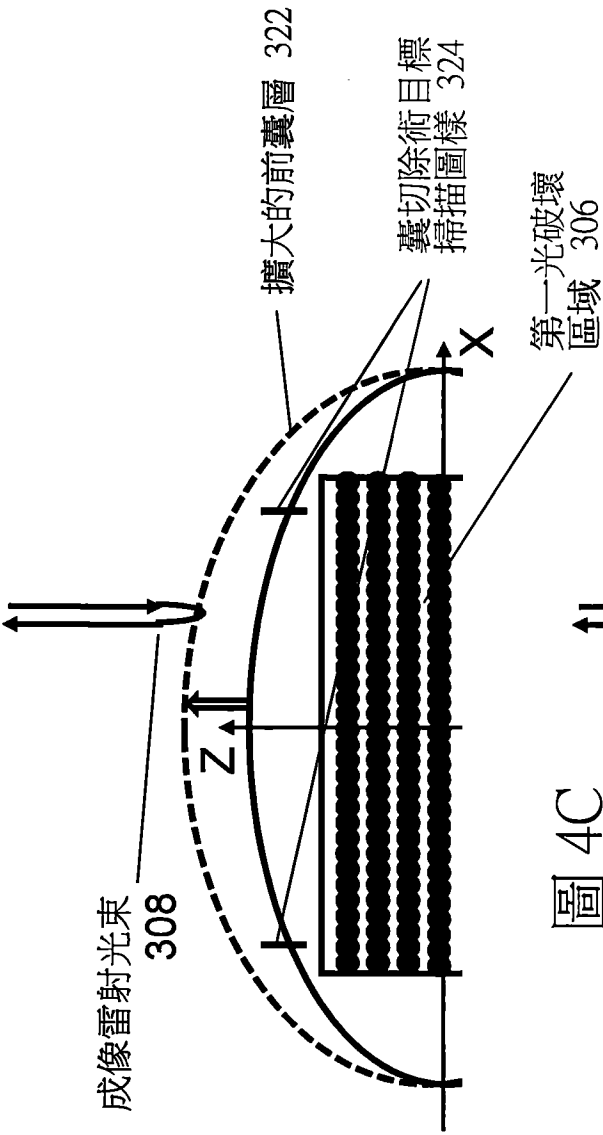
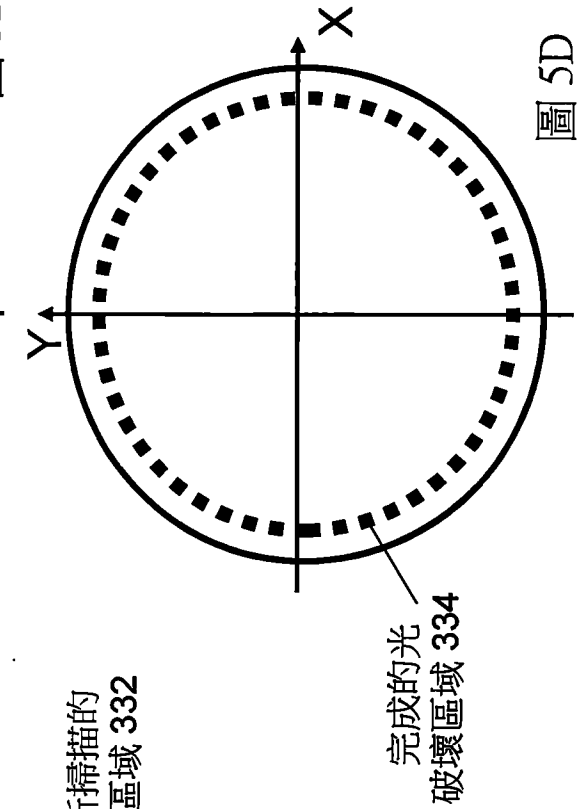
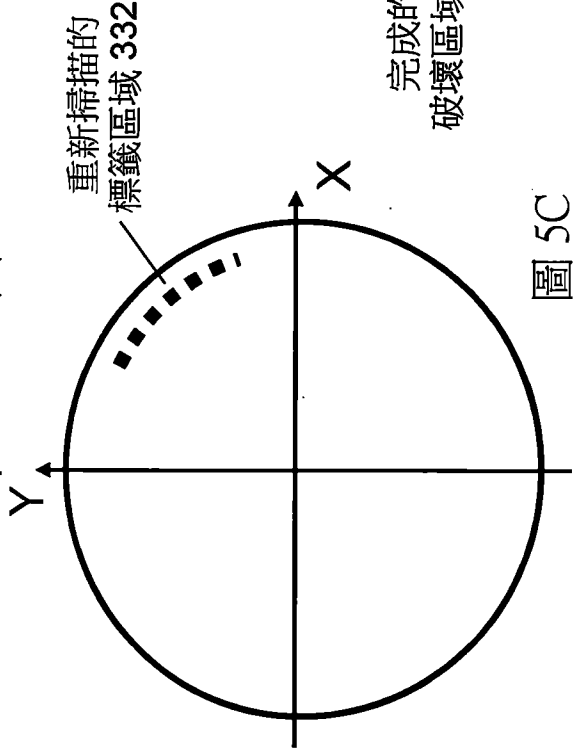
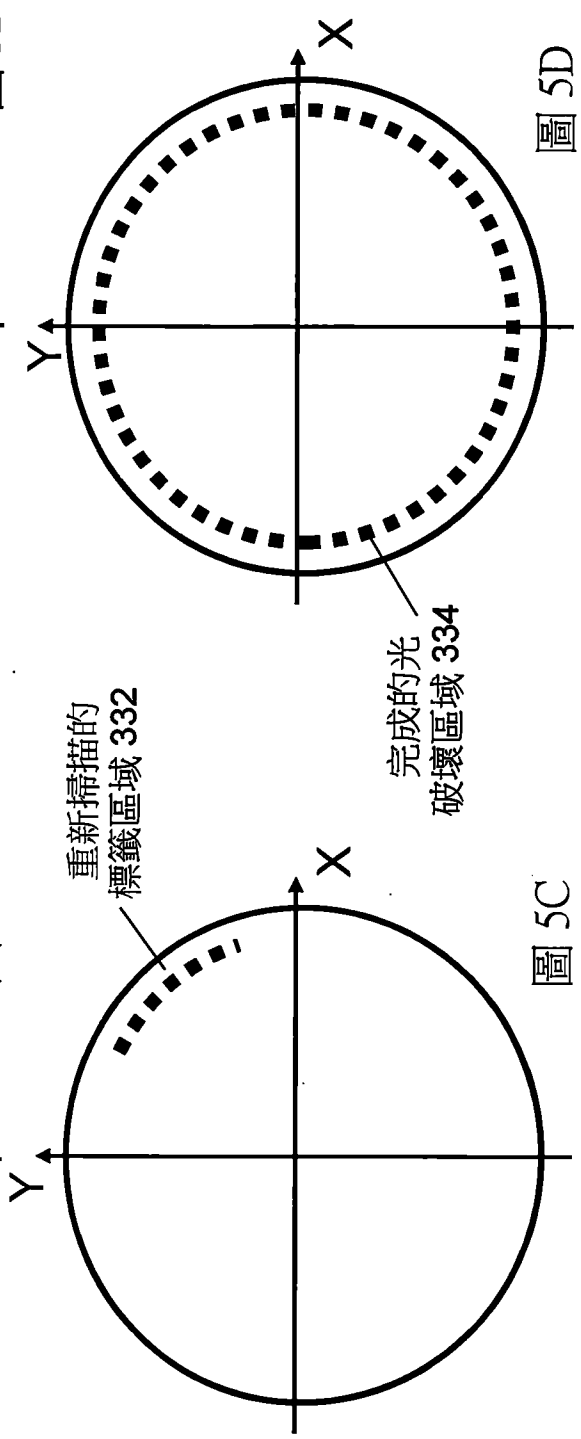
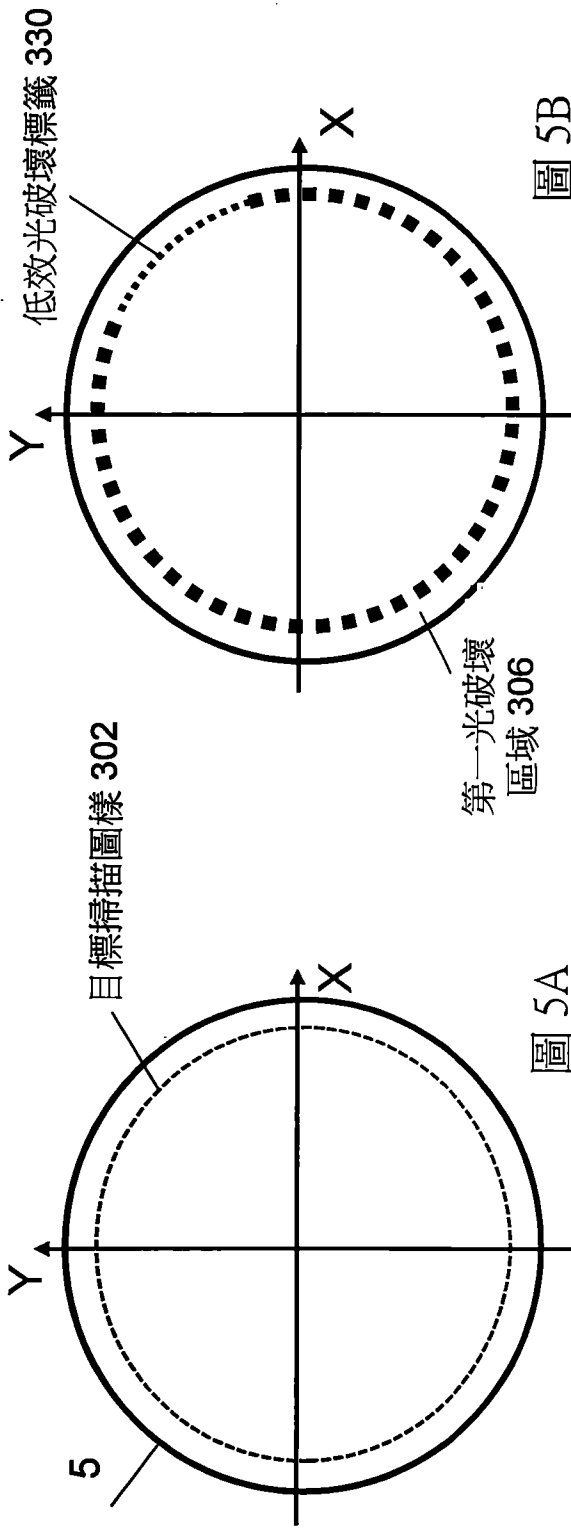


圖 3D









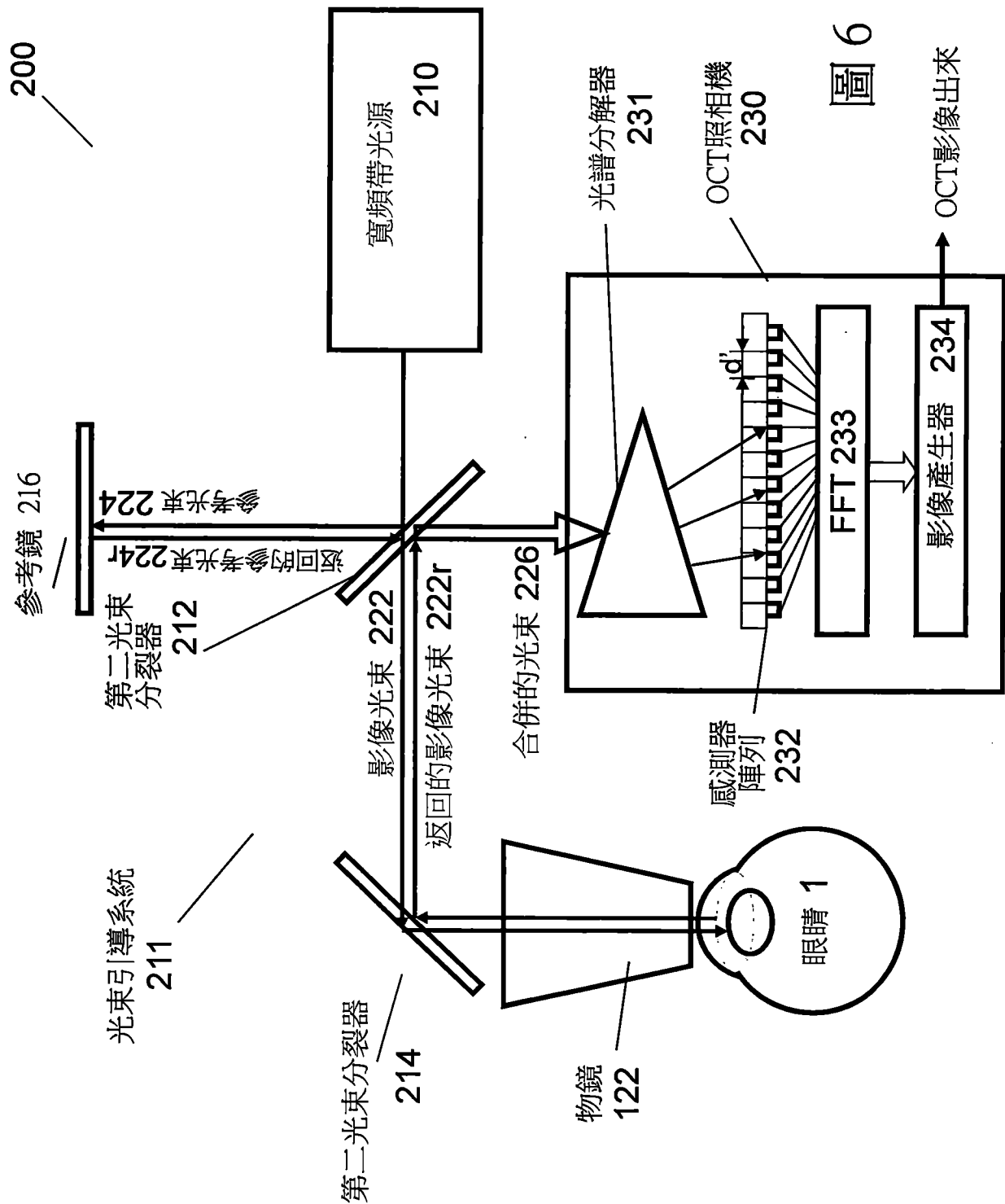


圖 6

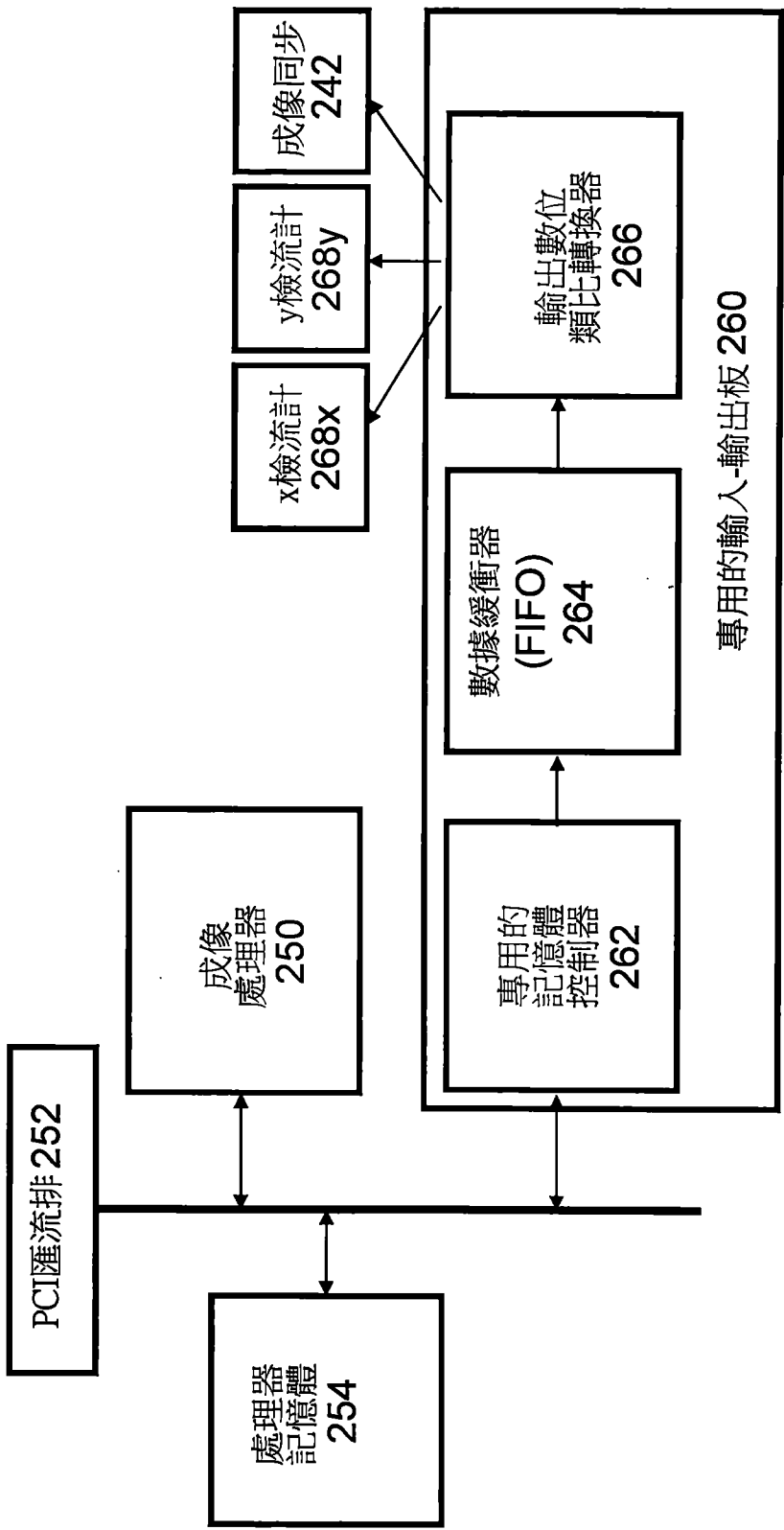


圖 8

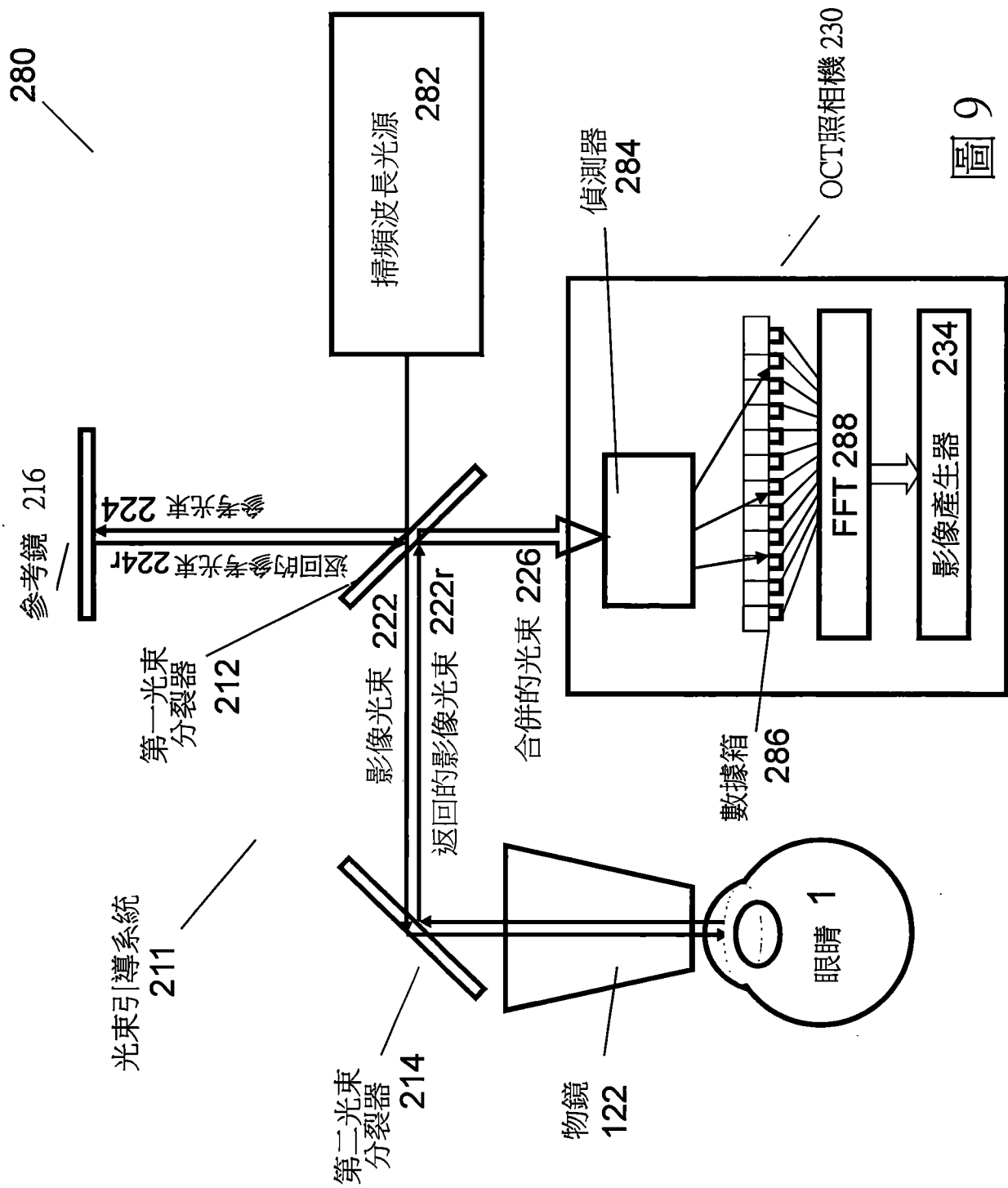


圖 9

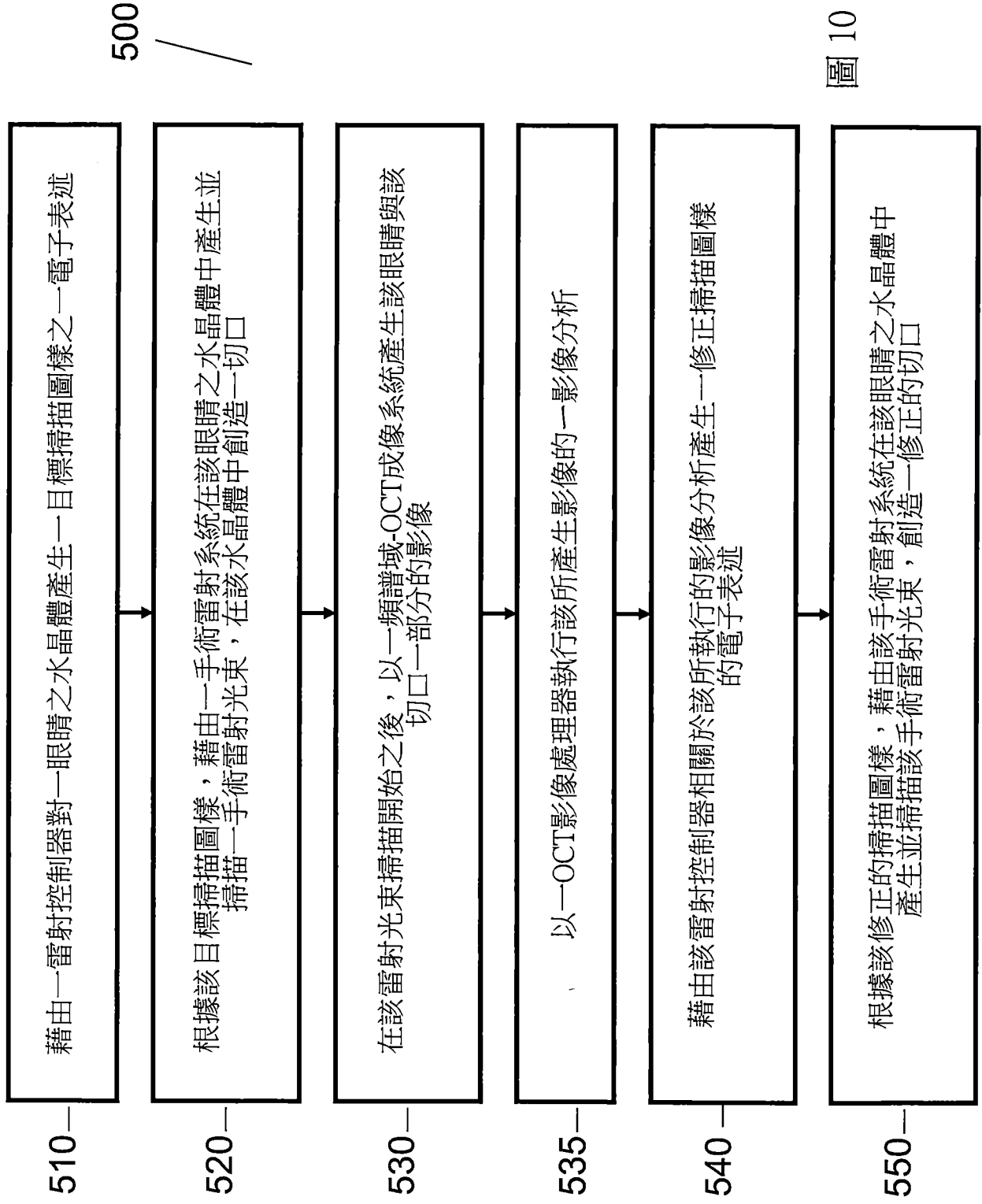


圖 10

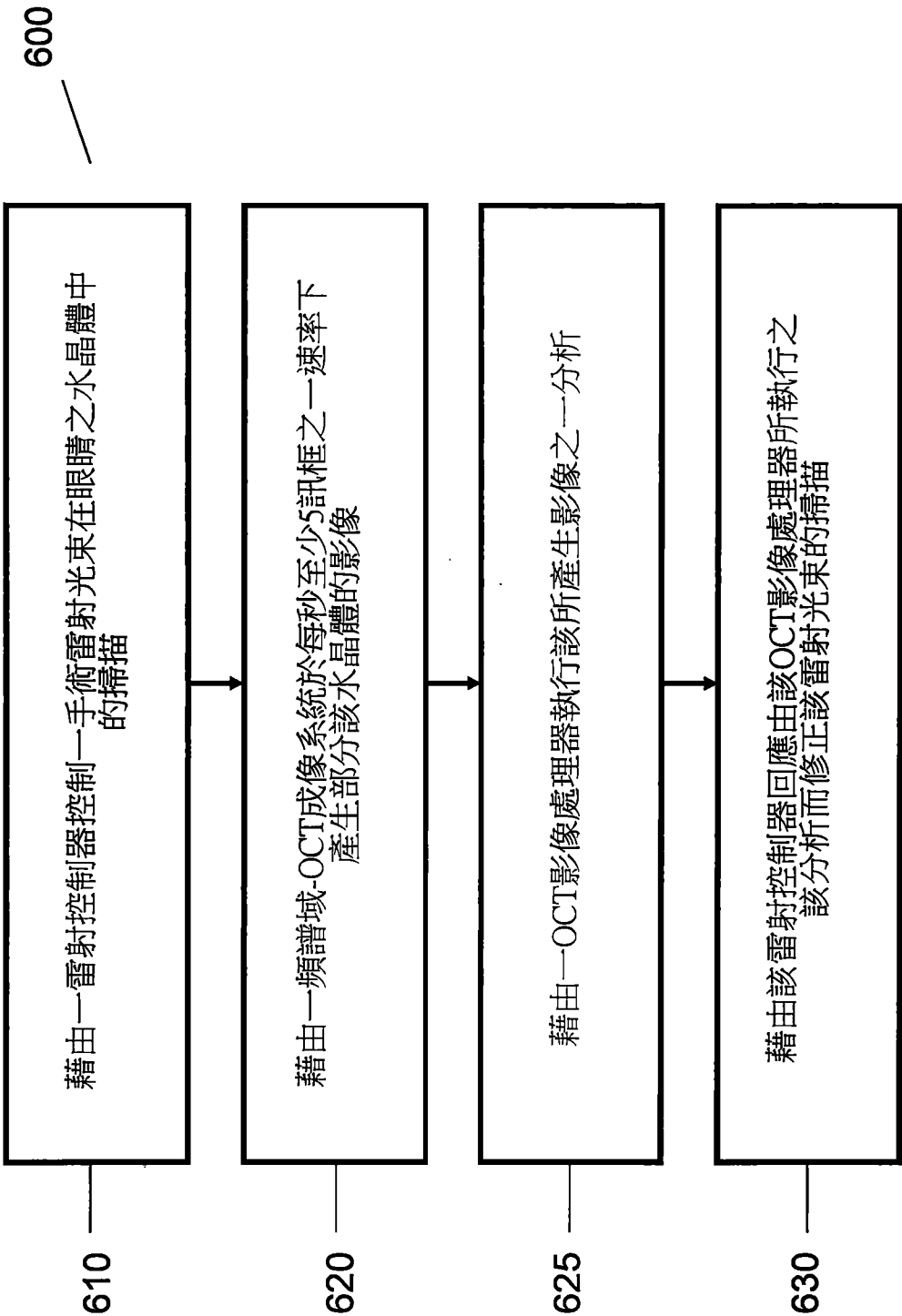


圖 11