



(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 I537024 B

(45) 公告日：中華民國 105 (2016) 年 06 月 11 日

(21) 申請案號：100133932

(22) 申請日：中華民國 100 (2011) 年 09 月 21 日

(51) Int. Cl. : A61N5/067 (2006.01)

(30) 優先權：2011/05/18 美國 13/110,352

(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：查哈瑞 高塔姆 CHAUDHARY, GAUTAM (IN)；葛德斯汀 彼得 GOLDSTEIN, PETER (US)；海吉達斯 伊姆雷 HEGEDUS, IMRE (HU)；瑟瑞茲 卡洛斯 G SUAREZ, CARLOS GERMAN (US)

(74) 代理人：惲軼群；陳文郎

(56) 參考文獻：

US 2010/0292678A1

US 2010/0324543A1

US 2011/0022036A1

審查人員：蔡宇婷

申請專利範圍項數：24 項 圖式數：12 共 61 頁

(54) 名稱

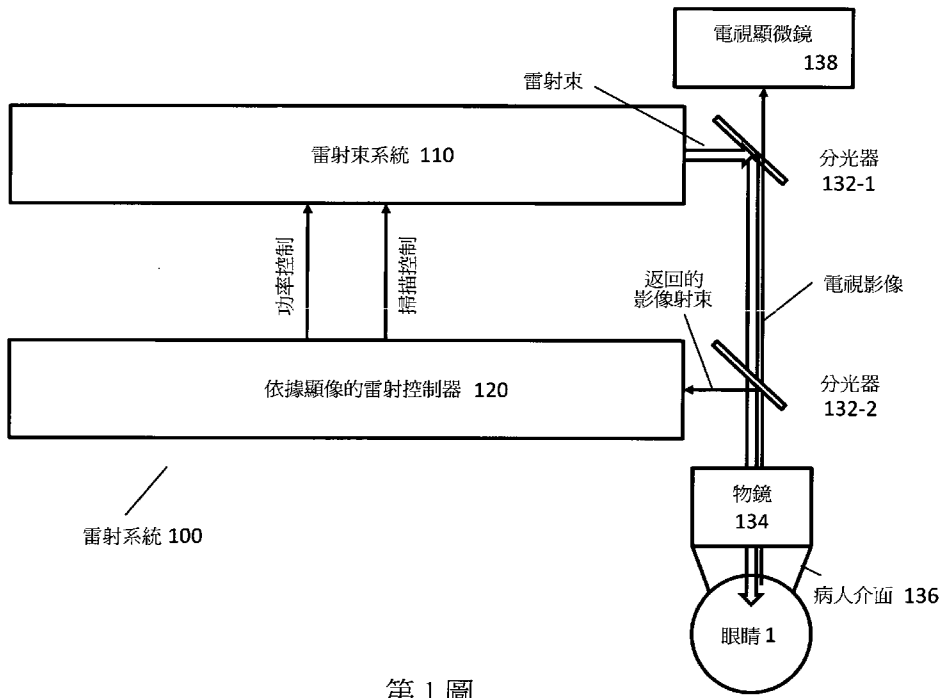
依據顯像的雷射系統、影像導引的眼科雷射系統、及進行顯像控制的眼科程序之方法
IMAGING-BASED LASER SYSTEM, IMAGE-GUIDED OPHTHALMIC LASER SYSTEM AND
METHOD OF PERFORMING AN IMAGING-CONTROLLED OPHTHALMIC PROCEDURE

(57) 摘要

一種依據顯像的雷射系統，可包含一雷射束系統，構製成能以一可調整的雷射功率參數來產生並掃描一雷射脈衝射束至一眼睛內之一掃描圖案之各點；及一依據顯像的雷射控制器，構製成可顯像該眼睛內之一層，來控制該雷射脈衝射束對該掃描圖案之各點的掃描，並依據該掃描圖案之各點離該顯像層的距離來控制該等雷射脈衝之一雷射功率參數。

An imaging-based laser system can include a laser-beam system, configured to generate and scan a beam of laser pulses with an adjustable laser-power parameter to points of a scan-pattern in an eye, and an imaging-based laser-controller, configured to image a layer in the eye, to control the scanning of the beam of laser pulses to the points of the scan-pattern, and to control a laser-power parameter of the laser pulses according to the distance of the points of the scan-pattern from the imaged layer.

指定代表圖：



第 1 圖

符號簡單說明：

- 1 . . . 眼睛
- 100 . . . 雷射系統
- 110 . . . 雷射束系統
- 120 . . . 雷射控制器
- 132-1, 2 . . . 分光器
- 134 . . . 物鏡
- 136 . . . 病人介面
- 138 . . . 電視顯微鏡

双面影印

公告本

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：100133932

※申請日：100年9月21日

※IPC 分類：A61N 5/067 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

依據顯像的雷射系統、影像導引的眼科雷射系統、及進行顯像控制的眼科程序之方法

IMAGING-BASED LASER SYSTEM, IMAGE-GUIDED OPHTHALMIC LASER SYSTEM AND METHOD OF PERFORMING AN IMAGING-CONTROLLED OPHTHALMIC PROCEDURE

二、中文發明摘要：

一種依據顯像的雷射系統，可包含一雷射束系統，構製成能以一可調整的雷射功率參數來產生並掃描一雷射脈衝射束至一眼睛內之一掃描圖案之各點；及一依據顯像的雷射控制器，構製成可顯像該眼睛內之一層，來控制該雷射脈衝射束對該掃描圖案之各點的掃描，並依據該掃描圖案之各點離該顯像層的距離來控制該等雷射脈衝之一雷射功率參數。

三、英文發明摘要：

An imaging-based laser system can include a laser-beam system, configured to generate and scan a beam of laser pulses with an adjustable laser-power parameter to points of a scan-pattern in an eye, and an imaging-based laser-controller, configured to image a layer in the eye, to control the scanning of the beam of laser pulses to the points of the scan-pattern, and to control a laser-power parameter of the laser pulses according to the distance of the points of the scan-pattern from the imaged layer.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第（ 1 ）圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

1...眼睛	132-1, 2...分光器
100...雷射系統	134...物鏡
110...雷射束系統	136...病人介面
120...雷射控制器	138...電視顯微鏡

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：

【發明所屬之技術領域】

發明領域

本申請案要依35 U.S.C. §119請求2011年5月18日申請之No. 13/110,352美國臨時專利申請案的優先權，其完整內容併此附送。

發明領域

本專利文書描述一種用以在眼科手術中控制一雷射的系統與方法。更詳言之，本專利文書描述一種顯像控制的雷射系統可供在晶狀體囊切開術和白內障及其它的手術時用以控制一脈衝式眼科雷射的功率。

【先前技術】

發明背景

雷射系統已變成眼科手術所必要的。它們曾被使用於角膜手術有一段時間，現已具有高精確度因而相當地成功。在最近的時間針對其它眼科手術的應用亦曾被考量，包括白內障手術等。

雷射可被用來形成高度精確的切口。此等切口係藉將一快速的雷射脈衝序列會聚或導引至一掃描圖案或點的圖案所造成。該掃描圖案各點通常會形成一線或層，且該等雷射脈衝係被以一掃描系統導至該各點，該系統包含偏轉裝置、鏡和透鏡等，它們的排列能被非常迅速地改變。在典型的雷射系統中，該等脈衝可具有一在奈秒、微微秒，或甚至毫微微秒範圍內的持續時間或脈衝長度。該脈衝重

複率可在kHz至數百kHz的範圍內。

該等雷射脈衝的功率或能量可被選成超過一所謂的光擊穿臨界值。具有一高於此臨界值之功率的雷射脈衝能擊穿在目標點處的眼睛組織，包括形成氣泡。此等氣泡的線或層會弱化該等氣泡之相反側上的組織部份之間的機械性連結。通常該弱化會實質上有效地切斷該組織。因此，一連串人為的程序能夠容易地完全分開該等組織部份。

一種能由使用此一高精確度雷射切割系統而獲得利益的眼科程序係為白內障手術。一典型的白內障手術包括一品狀體囊切開步驟及一溶解或晶狀體斷裂步驟。當溶解時，能量會被施加於一品狀體核來液化它。當晶狀體斷裂，或水晶體斷裂時，該晶狀體核可藉沿切割表面掃描該雷射來使該核能被接續地逐片移除而被切成若干片。該晶狀體囊切開術包括在該晶狀體的囊袋之前部形成一圓形切口，以容許該醫生進入並移除該核的切斷片。

要最佳化用於此等複雜眼科程序的手術雷射系統是一大挑戰。但是，該最佳化將能在該等手術程序的精確度和效率方面獲致甚大回報。

【發明內容】

發明概要

雷射白內障手術的挑戰之一係該等晶狀體囊切開術與晶狀體斷裂的程序會互相干擾。在先進的雷射系統中，手術的精確度可藉在手術之前先顯像該眼睛目標組織，並依據該影像來導引雷射脈衝而被加強。假使該晶狀體斷裂係

先被進行，則，有如一手術副產品，該晶狀體囊會因形成於該囊內的大量氣泡而可觀且不均整地膨脹。因此，在該晶狀體斷裂之後，該囊和晶狀體必須被第二次顯像來引導後續的晶狀體囊切開術之圓形切割。但是，顯像該被嚴重地光擊穿並扭曲的晶狀體會是頗具挑戰性的。且，重複的顯像程序會耗費寶貴的手術時間，並增加病人的不舒適感而會潛在地減損整個手術程序的精確度。

另一方面，假使該晶狀體囊切開術係先被進行，則會在該晶狀體的前部區域和眼睛的前水狀液室中造成大量的氣泡。假使該晶狀體於該程序之前是在一傾斜位置，則氣泡的量會特別地高，如於後之說明。這些氣泡會可觀地增加後續的晶狀體斷裂之雷射脈衝的散射，因該等接續的脈衝係被導至該晶狀體的內部，故會傳送穿過該富含氣泡的前部區域。該增加的散射亦會潛在地減損該白內障手術的精確度。

故，該晶狀體斷裂和囊切開術的兩種順序皆有缺陷，因為第一步驟會減低後續步驟的精確度和控制。因此，會減少、消解或消除該等缺陷之一或多者的雷射系統將能提供優勢。

本發明的實施例能在該等挑戰方面提供有利的功能。特別是，一依據顯像的雷射系統之一實施例可包含一雷射束系統，構製成能以一可調的雷射功率參數來產生並掃描一雷射脈衝射束至一眼睛內之一掃描圖案的各點，及一依據顯像的雷射控制器，構製成可顯像該眼睛內之一層，來

控制該雷射脈衝射束的掃描至該掃描圖案之各點，並依據該掃描圖案之各點與該顯像層的距離來控制該等雷射脈衝的雷射功率參數。

一依據顯像的雷射系統之實施例可包含一雷射，其會產生並導引一雷射脈衝射束至一眼睛內，一顯像系統其會顯像該眼睛之一囊層，及一雷射控制系統其會控制該雷射，而以一高於一光擊穿臨界值的雷射功率參數將該射束導引至該顯像囊層之一追蹤帶內的點，並以一低於一光擊穿臨界值的雷射功率參數導至該顯像囊層之追蹤帶外部的點，其中該依據影像的雷射系統係構製成在一白內障手術時可於一溶解或晶狀體或水晶體斷裂之前來進行一晶狀體囊切開術。

一影像導引的眼科雷射系統之實施例可包含一雷射引擎，構製成會產生雷射脈衝，一射束調變器，構製成可變更該等雷射脈衝之雷射功率參數；一雷射掃描器，構製成可將該等雷射脈衝導至一眼睛內的掃描點；一顯像系統，構製成可顯像該眼睛內之一區域；及一圖案產生器，耦接於該顯像系統、該射束調變器和該雷射掃描器，構製成可產生該雷射掃描器之掃描點的座標，並能依據該等掃描點離一目標圖案的距離來聯結一雷射功率參數與該等掃描點。

在某些實施例中，一種進行一顯像控制的眼科程序之方法可包含顯像一眼睛內的一層，產生一掃描圖案之各點的座標，判定該掃描圖案之各點離該顯像層的距離，及依據所判定的距離來聯結雷射功率參數與該各點。

圖式簡單說明

第1圖示出一具有一顯像控制的雷射系統之手術雷射系統之一實施例。

第2A~D圖示出該雷射束系統之各實施例。

第3A~E示出該依據顯像的雷射控制器之各實施例。

第4A~B圖示出無傾斜和傾斜的晶狀體之掃描圖案。

第5A~B圖示出無傾斜和傾斜的晶狀體之傳統的掃描圖案成為一掃描變數之一函數。

第6A~H圖示出一沿一具有一與距離相關的雷射功率參數之圓形掃描的掃描圖案。

第7圖示出使用一模擬曲線之顯像層的z深度之判定。

第8A~B圖示出以不同順序的晶狀體斷裂和晶狀體囊切開術來進行之白內障手術的方法。

第9圖詳細示出一種以一顯像控制的雷射系統來進行之白內障手術的方法。

第10圖示出一在晶狀體斷裂以一不均同方式膨脹該晶狀體囊之後的多極值軌跡帶雷射掃描圖案。

第11A~D圖示出用於傾斜的剖切切口之掃描圖案。

第12A~B圖示出用於傾斜的體積切口之掃描圖案。

【實施方式】

較佳實施例之詳細說明

描述於本專利文書中的實施例和體現例等會提供針對前述之挑戰的改良。

第1圖示出一依據顯像的雷射系統100，包含一雷射束

系統110能以一可調的雷射功率參數來產生並掃描一雷射脈衝射束至一眼睛1內之一掃描圖案之各點，及一依據顯像的雷射控制器120用以顯像該眼睛內的一層，來控制該雷射脈衝射束對該掃描圖案之各點的掃描，並依據該掃描圖案之各點離該顯像層的距離來控制該等雷射脈衝的雷射功率參數。該雷射控制器120可例如藉發送一功率控制訊號及一掃描控制訊號至該雷射束系統110而來執行該等功能。

該雷射束系統110的雷射束可在一分光器132-1處被導入主光徑，該分光器能將該射束再導至一物鏡134。該射束會傳送穿過該物鏡134並穿過一病人介面136而進入該手術的眼睛1內。

該手術能藉以不同的技術顯像該眼睛1而來協助。一可見的顯像光能被用來造成一電視影像，其會被一電視顯微鏡138處理。此外，該依據顯像的雷射控制器120能照射一顯像射束於該眼睛上，並依據返回的影像射束來形成一影像。此顯像射束可藉一分光器132-2而被耦接進入及出離該主光徑。

第2A~D圖示出該雷射束系統110的不同實施例。

第2A圖示出該雷射束系統110的實施例可包含一雷射引擎112用以產生該雷射脈衝射束，一射束衰減器114用以變更該等雷射脈衝的雷射功率參數，及一射束掃描器116用以將該雷射脈衝射束導引至該眼睛內之掃描圖案之各點。該雷射引擎112能產生具有一奈秒、微微秒或甚至毫微微秒，即在 10^{-9} ~ 10^{-15} 秒範圍內之持續時間的雷射脈衝。該等

脈衝能被以在一寬廣頻率範圍內的重複率來產生：由0.1kHz至1000kHz，或在一1kHz至500kHz的範圍內，或在某些實施例中是在10kHz至100kHz的範圍內。該雷射控制器120的功率控制訊號能被耦接至該射束衰減器114中，且該雷射控制器120的掃描控制訊號能被耦接至該射束掃描器116中。

該射束衰減器114可包含一普克耳斯(Pockels)胞元，一偏振器總成，一機械屏閘，一機電式屏閘，或一能量輪。每一該等實施例皆能調變該等雷射脈衝之一雷射功率參數。該雷射功率參數可為一脈衝能量，一脈衝功率，一脈衝長度，或雷射脈衝的脈衝重複率，及其它者等等。該射束衰減器114能調變該等雷射功率參數之一或多者。在一簡單的實施例中，該射束衰減器114能屏蔽或阻擋所擇的雷射脈衝。在另一例中，一偏振器總成可藉調整連續的偏振濾光片之相對角度來減少所擇雷射脈衝的功率。

在第2A圖的實施例中，該射束衰減器114可被設在該雷射束的路徑中介於該雷射引擎112與該射束掃描器116之間。

第2B圖示出一實施例，其中該射束衰減器114係至少部份地整合於該雷射引擎112中。在某些情況下，該射束衰減器114可為該雷射引擎112的一部份。例如，一在該雷射引擎112內的Pockels胞元可為該射束衰減器114。

第2C圖示出一實施例，其中該射束衰減器114在該雷射束的路徑中係位於該射束掃描器116之後。

最後，第2D圖示出一實施例，其中該射束衰減器114與該射束掃描器116係至少部份地整合。

第3A～E圖示出該依據顯像的雷射控制器120之不同實施例。

第3A圖示出該雷射控制器120可包含一顯像系統122用以顯像該眼睛內的被顯像層，及一圖案產生器124用以產生該掃描圖案之各點的座標，而依據該各點離該顯像層的距離來將雷射功率參數與該各點相聯結，並將所產生的各點座標和對應的雷射功率參數傳訊至該雷射束系統110。在某些實施例中，該顯像系統122能夠顯像在該眼睛之前段或後段中的任何眼睛目標，目標可由該角膜至網膜。

該圖案產生器124能以一掃描控制訊號將所產生之該掃描圖案各點的座標傳訊至該射束掃描器116。又，該圖案產生器124能以一功率控制訊號將對應於該掃描圖案之各點的雷射功率參數傳訊至該射束衰減器114。該雷射功率參數可為一脈衝能量，一脈衝功率，一脈衝長度，或該等雷射脈衝之一脈衝重複率。

該顯像系統122可包括一眼科光學同調斷層攝影(OCT)系統，一史肯普福勒(Scheimpflug)顯像系統，一掃描顯像系統，一單攝顯像系統，一超音波顯像系統，及一電視顯像系統。於此，該掃描顯像系統能藉掃描一顯像射束來造成該影像，而單攝顯像系統能在一單次攝影中獲得有關一顯像區域或體積的顯像資訊。該OCT系統可為一時間/區域OCT，一頻率/區域OCT，或一依據光譜計的OCT系統，及

其它者等。

第3B圖示出在某些實施例中，該雷射控制器120可包含一影像分析器126。該影像分析器126能由該顯像系統122接收該顯像層的影像，而如後所述地進行該顯像層的分析，並將分析的結果轉送至該圖案產生器124。

第3C圖示出在某些實施例中，該影像分析器126可為至少部份地與該顯像系統122整合。第3D圖示出在某些實施例中，該影像分析器126可為至少部份地與該圖案產生器124整合。

第3E圖示出在某些實施例中，該雷射系統100可包含一操作者介面128，其可被耦接於該顯像系統122、該圖案產生器124及該影像分析器126的一或多者。

第4A~B圖設定該階段用以示出該雷射系統100的操作。該顯像系統122能將該顯像層顯像在一影像區中，其可為依據一環圈，一弧，一線，或一二維的圖案橫交於該顯像系統之一z軸，並沿該顯像系統的z軸延伸至一深度範圍Dimage。該顯像系統122能支持該顯像層沿一影像掃描對應於一掃描座標之z深度座標的判定。

第4A圖示出該顯像系統122能執行一有關一白內障手術之囊切開術步驟的顯像。該示意的截面示出該眼睛1的前段。最外層係為一角膜210。一結晶的晶狀體220係位於該角膜210後方，而以一水狀液前室230來與它分開。該晶狀體220係被包封在一薄囊或囊袋222中。該晶狀體220係被睫狀肌240等固持於定位。該等肌肉240亦會依需要來調整該

晶狀體220的形狀，以使物體進入焦點中。

如前所述，為了方便該晶狀體220之一碎斷核仁的移除，該白內障手術典型會包括在該囊袋222上造成一圓形的囊切開術切口250。如一第一步驟，該顯像系統122可藉沿一掃描圓圈254掃描並以一深度範圍 D_{image} 顯像該眼睛，界定一影像圓筒260i，而造成該眼睛的前段之一影像252。

第5A圖示出該影像252典型包含該晶狀體220沿一掃描變數，譬如一沿該掃描圓圈254之圓周的角度，而“展開的”被顯像前囊層之一影像256。若該晶狀體220之一z軸係與該雷射系統100之一z軸對準，則該顯像層之影像256係為一平直線，表示有一實質上不變的z深度。

在其它實施例中，該影像252可包含其它眼睛目標的影像，包括角膜層，部份的鞏膜和甚至網膜層等。該零深度水平能被以許多方式來界定，可使用該物鏡134之一透鏡，該顯像系統122之一參考鏡，該病人介面136之一水平，或一眼睛結構譬如該角膜210之一水平。

藉著分析該影像252，一醫生將能辨識該顯像層的影像256。依據該顯像層的z深度，該醫生能決定在何處導入該切割雷射束來形成該囊切開術切口250。該切割雷射束典型係沿同一掃描圓圈254掃描而來形成一具有一深度範圍 D_{cut} ，典型小於 D_{image} ，的切割圓筒260c。此方法會使該切割圓筒260c的定位可由該影像252，且特別是該顯像層之影像256中所含的資訊來獲得最大的利益。該囊切開術切口250係被形成於該切割圓筒260c交會該晶狀體囊222之處。

在實務上，該切割圓筒260c係時常被形成如一堆疊的氣泡圓圈堆，其中個別的圓筒係如下地造成：沿一圓形掃描圖案在一固定的z深度導入該等雷射脈衝來造成光擊穿，然後在一稍微較小的z深度形成一類似的圓圈。

在一些典型之例中，該影像深度範圍 D_{image} 可為5~10mm，而該切口深度範圍 D_{cut} 可在50~200 μ 的範圍內，在某些例中為75~150 μ ，有時大約100 μ 。

請瞭解該切割圓筒260-c的氣泡會散射及偏轉在後續手術步驟中所施加的雷射脈衝。例如，在一白內障手術中，該囊切開術將會後續進行晶狀體斷裂或溶解。該切割圓筒260-c的氣泡會負面地影響此後續晶狀體斷裂的精確度和效率，因會散射該晶狀體斷裂的雷射脈衝。

幸運地，當該晶狀體220的z軸平行於該雷射系統100的z軸時，該切割圓筒260-c的深度範圍 D_{cut} 可僅小至100 μ ，而只會造成一有限數目的氣泡。故，在一良好對準晶狀體220的情況下，該切割圓筒260-c的氣泡只會對後續的晶狀體斷裂之雷射脈衝造成一有限量的散射。

但是，第4B圖示出在典型的手術情況下該晶狀體220可能會傾斜。此情況會因多種理由而發生。例如，該物鏡134的重量可能會在貼靠於眼睛1上時將該晶狀體220推向側邊。或者，在該病人介面136施以吸力來固定眼睛1時亦會導致該晶狀體220的傾斜。

第5B圖示出此一傾斜的晶狀體220沿該掃描圓圈254之斜角掃描變數之展開的影像252。相較於第5A圖的無傾斜之

例，該傾斜的顯像層之影像256會呈現實質如正弦波曲線的振盪。這些振盪的振幅可能大到 $300\sim 500\mu$ 。為確保該囊袋222會在任何處沿此正弦曲線來被切割，該切割圓筒260-c可被形成具有一加大甚多的深度範圍 D_{cut} ，超過該正弦曲線的振幅。在上述之例中， D_{cut} 可為 $400\sim 600\mu$ ，以確保該囊袋222會被沿整個正弦曲線切割。明顯地，此方式在囊切開術時可能會比一無傾斜晶狀體的程序造成更多4~6倍的光擊穿氣泡。以此一增多數目的囊切開術氣泡會將後續的晶狀體斷裂之雷射脈衝散射至一相當大的程度，而威脅到其精確度和效率。

第6A~H圖示出該雷射系統100的某些實施例能夠藉只在該顯像層之一狹窄鄰近區域中產生氣泡，而實質地減少光擊穿氣泡的數目。

如前所述，此成果可例如藉令該依據顯像的雷射控制器120顯像該囊袋222，控制該雷射脈衝的射束掃描至該掃描圖案的各點，並依據該掃描圖案之各點離該顯像層的距離來控制該等雷射脈衝之一雷射功率參數，而被達成。

第6A~B圖示出當該等雷射脈衝被導至該掃描圖案各點時，該雷射控制器120能變更或調整該等脈衝之一雷射功率參數。特別是，當一雷射脈衝被導至該掃描圖案之一點處，其係沿該z軸離該顯像層的影像256在一 D_{cut} 距離內時，則該雷射控制器120可將它的雷射功率參數調整至一高值，例如高於一光擊穿臨界值。而，當一雷射脈衝被導至該掃描圖案之一點處，其係離該顯像層的影像256比該距離

Dcut更遠時，則該雷射控制器120可將它的雷射功率參數調整至一低值，例如低於一光擊穿臨界值。

上述的方法僅會在該顯像層之一Dcut鄰近區域中造成氣泡，因此會實質地減少氣泡數目至一接近於一良好對準的晶狀體時之氣泡數目的值。為此之故，後續的晶狀體斷裂之雷射脈衝被該等囊切開術氣泡的散射會實質地減少。於一傾斜的晶狀體使用先前的Dcut值為 $400\sim 600\mu$ ，而一無傾斜的晶狀體為 100μ ，故本方法可減少該晶狀體斷裂的氣泡之散射大約 $4\sim 6$ 倍，此乃在精確度和控制上之一可觀的增益。

第6A圖示出當該掃描圖案的囊切開術雷射脈衝之掃描係沿該z軸針對該圓形掃描的固定點來進行時的實施例。第6B圖示出當該掃描係沿該圓形掃描以一固定的z深度來進行的實施例。此實施例能被用來造成前述的堆疊圓圈。在任一實施例中，具有高雷射功率的點皆位於一具有一Dcut之z範圍的軌跡帶257內。

第6C~E示出當該等雷射脈衝係沿該圓形掃描在固定的z深度掃描時的實施例。一軌跡帶257可被定義為該掃描圖案之離該顯像層的影像256在所預擇距離內之點的組群。

第6D~E圖以一展開圖形示出沿該圓形掃描在 3600μ 和 3650μ 之二所擇z深度處的脈衝之雷射功率參數。該雷射控制器120能控制被導至該軌跡帶257內之各點的脈衝之雷射功率使其高於一光擊穿臨界值；並使被導至該軌跡帶257外部之點的脈衝之雷射功率低於該光擊穿臨界值。在本實

施例中，光擊穿氣泡只會產生在該軌跡帶257內之點處，而達到該雷射系統100的前述功能。

第6F圖以一摺縮圖形表示相同的操作。其中該雷射功率參數之值係被示為投射在該掃描圓圈254本身上之斜角掃描變數(典型為該角度)之一函數。同樣地，用於位在該軌跡帶257內之該掃描圖案之點的雷射功率係較高一以一粗線跡帶257內之該掃描圖案之點的雷射功率係較高一以一粗線示出一而位於該軌跡帶257外部之點，其雷射功率係較低。

第6G~H圖示出一相關的實施例，其中該雷射功率控制器120會控制該雷射功率參數成為各點離該顯像層的距離之一函數，其中該雷射功率係為該距離之一漸減函數。第6G圖示出之例其中此函數實質上為一有二值的階躍函數。第6H圖示出之例其中此函數係為一連續函數，其值會隨著離該顯像層的距離增加而逐減。在某些實施例中，以第6H圖的連續方式可能會較容易控制該雷射功率。

以上概述的實施例有賴於得知該掃描圖案之點與該顯像層之間的距離。有三個步驟係包括於此距離的判定中。第一，該顯像層的識別物會在該影像252中被辨認來判定該顯像層的影像256。嗣，該顯像層的z深度座標會被判定。最後，該顯像層與該掃描圖案之各點的距離可被判定，例如，藉在對應的斜角掃描座標處，譬如在同一角度處，來獲取該掃描圖案之點與該顯像層之z深度座標的差。

關於該第一步驟，該原生影像252並未明確地隔離或鑑

別該顯像層。故，建立該顯像層的識別物會是分析該影像252所必要的。如先前所述，此該影像的分析能被以該顯像系統122、該圖案產生器124、或該影像分析器126，並可能藉助於由一系統操作者透過該操作者介面128的輸入而來進行。

第7圖示出該顯像系統122能以不同的方式來支持該顯像層的辨認及其z深度座標的判定。在某些實施例中，該雷射系統100可包含該操作者介面128和該顯像系統122能使用一由一操作者經由該操作者介面128的輸入來支持該顯像層的辨認。

例如，在一圖表使用者介面或“GUI”上，該操作者介面128能提示該操作者將一模擬曲線258適配於代表該顯像層之影像252中的各點。因在一傾斜的橢圓體形晶狀體之情況下，該顯像層的影像256典型係為一正弦波曲線，故該操作者介面128可在該GUI上顯示一普通的正弦波曲線258，並提示該操作者將此模擬曲線58適配於該影像252中的層點。一旦該操作者將該模擬曲線258適配於該影像252中的層點後，該模擬曲線258即可作為該顯像層的影像256。

該操作者能藉由不同方法來達成此工作：藉著沿X方向以一X位移Xshift來移位該模擬曲線258(即調整沿該圓形掃描的角度)，及沿Y方向以一Y位移Yshift來移位該模擬曲線258(即調整該z深度座標)。在其它實施例中，該操作者可被提示而將該模擬曲線258的標度調整成該影像中呈正弦波狀地定位的層點之標度，即重標定該模擬曲線258的z深度

來適配該等層點的z深度。許多其它的適配技術能被實施以達到類似的功能。

該操作者介面128能以許多不同方式接收操作者的輸入，包括經由一鍵盤，一觸控螢幕，一電腦通訊通道，一外部記憶體，一快閃驅動器，一網際網路連結，一語音辨識裝置或一無線連結。

在其它實施例中，該顯像層之識別物和z深度的判定能以該雷射系統100進行而無需一醫生或操作者的輸入。特別是，該顯像系統122可被構製成能藉一執行該影像252之特徵辨識分析的處理器或微電腦來判定該顯像層的識別物嗣及該z深度座標。例如，該顯像系統122能藉測出該光點強度之梯度的局部最大值而來判定該顯像層的識別物和座標。在其它實施例中，一邊緣辨識運算法能被使用。在此等實施例中，該顯像系統122能辨認最大梯度點的匯集區作為該顯像層的影像256，而不必去適配一模擬曲線258。當然，在某些實施例中，該顯像系統122可使用一模擬曲線258來辨認該顯像層的影像256。

在上述的實施例中，一旦該顯像層的識別物已在該影像252中被判定後，該顯像層的z深度座標即能被以一直捷的方式來判定，例如，藉計算該影像252中的像元，或使用一參考或一查尋表。

為該影像分析，該顯像系統122可在該z深度的判定時利用一手術前測量，統計資料，電視影像資料，OCT影像資料，或一依據模型的計算之結果。

當該顯像層的z深度已被判定後，該顯像系統122可將該顯像層的z深度和對應的掃描座標轉送至該圖案產生器124來進行最後步驟，該顯像層與該圖案產生器124所產生的掃描圖案之點間的距離之判定。此步驟可例如藉從對應於相同掃描變數，譬如相同掃描角度，之顯像層的z深度座標減去該掃描圖案之點的z深度座標而被完成。

最後，在已判定該掃描圖案之各點離該顯像層的距離後，該圖案產生器124會將一高於一光擊穿臨界值的雷射功率參數與該等比一預定距離更靠近於該顯像層的點相聯結，並將一低於一光擊穿臨界值的雷射功率參數與該等比該預定距離更遠離該顯像層的點相聯結，如有關第6A~H圖中所述。

在某些實施例中，該顯像系統122只會攝取該影像252，但並不辨認該顯像層或判定其z深度座標。於此等實施例中，該顯像系統122可只將未處理的影像252轉送至該圖案產生器124而不分析它。該圖案產生器124能接收該影像252，而辨認該顯像層並判定該顯像層沿一影像掃描對應於一掃描座標的z深度座標。

如前所述，在某些實施例中，該圖案產生器124能藉執行所接收的影像252之一特徵辨識分析而來判定該顯像層的z深度。在其它實施例中，該圖案產生器124在判定該顯像層之z深度的過程期間，能經由該操作者介面128接收一操作者輸入，如前所述。

在此等實施例中，當該顯像層的z深度座標已被判定

後，該圖案產生器124即會界定一軌跡帶257作為該掃描圖案之離該顯像層的座標在一預定距離內之各點的匯集區。嗣該圖案產生器124能將一高於一光擊穿臨界值的雷射功率參數與在該軌跡帶257內之掃描圖案的點聯結，並將一低於一光擊穿臨界值的雷射功率參數與在該軌跡帶257外部的掃描圖案之點聯結。

該雷射控制器120的又另外實施例可包含一影像分析器126，其能判定該顯像層沿一影像掃描對應於一掃描座標的z深度座標。如在第3B~D圖中所示，該影像分析器126可以自行獨立，或至少部份地與該顯像系統122或該圖案產生器124整合。

該影像分析器126能藉執行該影像252之一特徵辨識分析而來辨認該顯像層及判定該顯像層的z深度座標。在其它實施例中，該影像分析器126能藉使用一操作者透過一操作者介面128的輸入而來判定該z深度座標。

該雷射系統100的操作能在該囊切開術程序之例中被實證進行，其中該顯像層係為介於該晶狀體220與該水狀液前室230之間的晶狀體囊222。在此情況下，該掃描圖案對應於在該囊切開術切口250處交會該晶狀體囊222的切割圓筒260c。該圖案產生器124能將一光擊穿雷射功率參數與有關該切割圓筒260c和該晶狀體囊222的交會處250之一軌跡帶257內的各點聯結，並將一非光擊穿雷射功率參數與該軌跡帶257外部的各點聯結。

第8A圖示出一不具該雷射系統100之效益來進行的第

一白內障手術300。該白內障手術300可在當該囊切開術產生過多數目的氣泡時，如第4B~5B圖中所示，來被進行。為避免被該等囊切開術氣泡過多地散射，該晶狀體斷裂會在該囊切開術之前先進行。詳言之，該白內障手術300可包含該囊222之一第一次顯像310，以一OCT程序來進行，接著進行一晶狀體斷裂320。當該晶狀體斷裂300時該囊222會膨脹，因有大量的氣泡產生於該晶狀體220中。該晶狀體220的碎片係經由一囊切開術340切入該囊222中的開孔被移除。但是，因該囊222在該晶狀體斷裂320時會膨脹，故該第一次顯像310的結果已不再是可靠的，因此，該囊切開術340必須先作一第二次顯像330。該第二次顯像330會占用寶貴的手術時間，並增加病人的不舒適感。此二因素皆會損及該白內障手術300的效率。

第8B圖示出一利用該雷射系統100之一實施例的白內障手術350。因該雷射系統100能在囊切開術期間僅造成一有限數目的氣泡，故該囊切開術可在該晶狀體斷裂之前被進行。此順序的改變能減少手術時間至一可觀程度，並能實質地增加該白內障手術的精確度。

更詳言之，該白內障手術350可包含該囊222之一顯像360，例如以一OCT顯像系統來進行，接著進行一囊切開術370，再以一晶狀體斷裂380來完成。因該囊切開術370不會變形該晶狀體220，故相較於前述手術300，不需要一第二次顯像。

第9圖更詳細地示出一顯像控制的白內障手術方法

400。該方法400可包含一被顯像的眼睛層在一眼睛之一顯像區中的顯像410，接著是一由該影像對該顯像層之座標的辨認420。此等工作可例如以該依據顯像的雷射控制器120之顯像系統122來進行。該辨認420可包括進行一特徵辨識分析。在其它之例中，乃可包括經由一操作者介面128來接收一操作者輸入。此等工作可被以該顯像系統122，該圖案產生器124，或該影像分析器126來進行。

嗣，該方法400可包含一掃描圖案之點的座標之產生430，及該掃描圖案之點離該顯像層的距離之判定440。此等步驟可例如以該圖案產生器124來進行。

該方法400可更包含依據所判定的距離來聯結450雷射功率參數與所產生的點。該各項工作420~450可包括經由該操作者介面128來從該雷射系統100的操作者接收可能的輸入422~452。

該方法亦可包含將所產生的該掃描圖案之點的座標傳訊460至該射束掃描器116，及將對應的雷射功率參數傳訊470至該射束衰減器114。

第10圖示出當該晶狀體囊222具有一不平整形狀時的手術相關情況之例。此狀況會在不同的情境時發生。例如，該病人介面136的靠貼可能會造成該眼睛1的前段之可觀的變形。或一眼睛的創傷或一先前的晶狀體斷裂手術亦會造成一不平整的晶狀體形狀。在任何此等情況時，該雷射系統100能夠分析該顯像層之一影像256，其呈現兩個以上的局部極值。顯然地，在此情況下一簡單的正弦波模擬曲線

258並不足以辨認該顯像層，及判定其z深度座標。因此，該顯像系統122、該圖案產生器24，或該影像分析器126的實施例，即使在此更具挑戰性的情況下，亦要能夠例如藉使用複雜的特徵辨識軟體來辨識該顯像層及判定其z深度座標。若能判定及特徵化該顯像層的影像將可容許該圖案產生器124界定該軌跡帶257而來據以聯結雷射功率參數與該掃描圖案的各點。

第11A~D圖示出該雷射系統100的顯像系統122能顯像該眼睛中之一區域，該圖案產生器124能為該射束掃描器116產生一掃描圖案之點的座標，並依據該各點離一目標圖案的距離來聯結一雷射功率參數與該掃描圖案之點。

此一目標圖案之一例可為一割切圖案500，包含割切平面500X和500Y。此等割切圖案500能被使用於晶狀體斷裂。第11A圖示出當該晶狀體220的z軸係與該雷射系統100的z軸對準時的情況。在此情況下該等割切平面500X和500Y亦平行於該雷射系統100的z軸。

第11B圖示出若該晶狀體220係相對於該雷射系統100的z軸傾斜時，如在第4B圖中所示，則該割切平面500Xt和500Yt亦會傾斜。由於該掃描圖案通常包含點之一第一匯集區在一第一固定的z深度，接著在一稍小的z深度有一第二匯集區，故若傾斜的割切平面之掃描圖案使用不能調整雷射脈衝之功率的雷射系統將會造成切入該囊袋222內的切口，而導致重大的手術併發症。

相對地，該雷射系統100的實施例能依據該掃描圖案之

點離該剖切平面 $500X_t$ 和 $500Y_t$ 的距離而來聯結雷射參數。

第11C~D圖示出具有低和高雷射功率之該掃描圖案各點，其係由該圖案產生器124產生來形成該傾斜的 $500X_t$ 和 $500Y_t$ 剖切平面者。顯然地，依據它們鄰近於該目標圖案的情況來調整雷射脈衝的功率所造成的切口能避免切入該囊袋內——一種主要的手術優點。

第11D圖清楚地示出，若其是該軌跡帶257的情況下，則一光擊穿雷射功率參數能被與該等比一預定距離 D_{cut} 更靠近於該目標圖案 $500X_t$ 和 $500Y_t$ 的掃描點相聯結，且一非光擊穿雷射功率參數會與離該目標圖案比該預定距離 D_{cut} 更遠的掃描點相聯結。

在其它實施例中，該切割表面可為一圓形表面片段，一螺旋表面片段，一角膜進入切口及一邊緣放鬆切口。

第12A~B圖示出在某些情況下，該目標圖案260-2可為一目標體積而具有一軸線相對於該雷射系統100的光軸呈斜傾。於此，該掃描圖案包含圓筒圖案260-1等，且此掃描圖案各點之雷射功率參數係被調整成可形成一傾斜的體積切口260-2。此一效能對例如修正該晶狀體220的折射性質會是有用的。

在某些實施例中，該圖案產生器124可被構製成能附加地依據該掃描圖案各點離一被該顯像系統122所顯像之眼睛層的距離來聯結該等雷射功率參數與該各點。

雖本說明書含有許多特定細節，但其不應被視為本發明之範圍或能被請求範圍的限制，而應係為針對特定實施

例之特徵的描述。某些在本說明書以分開的實施例內容來描述的特徵亦能在單一實施例中被組合來實施。相反地，在單一實施例的內容中所描述的不同特徵，亦能在多個實施例中被分開地或以任何適當的次組合來實施。又，雖有些特徵可如前被描述為作用在某些實施例中，且即使最初被如此地請求，但於一所請求的組合中之一或多個特徵在某些情況下亦可被由該組合刪除，且該所請求的組合能被導成一次組合或一次組合的變化例。

【圖式簡單說明】

第1圖示出一具有一顯像控制的雷射系統之手術雷射系統之一實施例。

第2A~D圖示出該雷射束系統之各實施例。

第3A~E示出該依據顯像的雷射控制器之各實施例。

第4A~B圖示出無傾斜和傾斜的晶狀體之掃描圖案。

第5A~B圖示出無傾斜和傾斜的晶狀體之傳統的掃描圖案成為一掃描變數之一函數。

第6A~H圖示出一沿一具有一與距離相關的雷射功率參數之圓形掃描的掃描圖案。

第7圖示出使用一模擬曲線之顯像層的z深度之判定。

第8A~B圖示出以不同順序的晶狀體斷裂和晶狀體囊切開術來進行之白內障手術的方法。

第9圖詳細示出一種以一顯像控制的雷射系統來進行之白內障手術的方法。

第10圖示出一在晶狀體斷裂以一不均同方式膨脹該晶

狀體囊之後的多極值軌跡帶雷射掃描圖案。

第11A~D圖示出用於傾斜的剖切切口之掃描圖案。

第12A~B圖示出用於傾斜的體積切口之掃描圖案。

【主要元件符號說明】

1...眼睛	250...囊切開術切口
100...雷射系統	252...影像
110...雷射束系統	254...掃描圓圈
112...雷射引擎	256...顯像層影像
114...射束衰減器	257...軌跡帶
116...射束掃描器	260c...切割圓筒
120...雷射控制器	260i...影像圓筒
122...顯像系統	260-1...圓筒圖案
124...圖案產生器	260-2...目標圖案
126...影像分析器	300, 350...白內障手術
128...操作者介面	310~380, 410~470...各步驟程序
132-1, 2...分光器	400...白內障手術方法
134...物鏡	422~452...可能的輸入
136...病人介面	500...剖切圖案
138...電視顯微鏡	500X, 500Y, 500X _t , 500Y _t ...
210...角膜	剖切平面
220...晶狀體	Dcut...切口深度
222...囊袋	Dimage...影像深度
230...水狀液前室	Xshift... X位移
240...睫狀肌	Yshift... Y位移

七、申請專利範圍：

1. 一種依據顯像的雷射系統，包含：

一雷射束系統，其包含：

一雷射引擎，其構製成可產生一射束的雷射脈衝；

一射束衰減器，其構製成可控制該等雷射脈衝的一雷射功率參數，其中該雷射功率參數為一脈衝能量、一脈衝功率、一脈衝長度、及一脈衝重複率的其中之一者；及

一射束掃描器，其構製成可掃描該射束的雷射脈衝至該眼睛內的一圓筒形掃描圖案點上；及

一依據顯像的雷射控制器，其包含一顯像系統，該依據顯像的雷射控制器係構製成：

可顯像該眼睛內之一層；

可判定該圓筒形掃描圖案中對應於該眼睛內之該顯像層之一序列的點之z深度，其中該等經判定的z深度為非均勻；

可產生一位於該圓筒形掃描圖案內並界定一擬於該眼睛內形成之切口的軌跡帶，其中該軌跡帶之一下邊界具有一非均勻z深度，該非均勻z深度依據對應於該顯像層之該序列的點之該等經判定的z深度而變化；

可使該射束掃描器掃描該射束的雷射脈衝至該圓筒形掃描圖案的該等點上；及

可使該射束衰減器控制該等雷射脈衝之該雷射功率參數，使得該軌跡帶中的雷射脈衝之一雷射功率參數在一光擊穿臨界值以上，且該軌跡帶外的雷射脈衝之一雷射功率參數在一光擊穿臨界值以下。

2. 如申請專利範圍第1項之雷射系統，該射束衰減器包含下列之至少一者：

一普克耳斯胞元(Pockels cell)，一偏振器總成，一機械式屏閘，一機電式屏閘，及一能量輪。

3. 如申請專利範圍第1項之雷射系統，其中：

該射束衰減器係設置在該射束之一路徑中介於該雷射引擎與該射束掃描器之間。

4. 如申請專利範圍第1項之雷射系統，其中：

該射束衰減器係設置在該射束之一路徑中於該射束掃描器之後。

5. 如申請專利範圍第1項之雷射系統，其中：

該射束衰減器是該雷射引擎的一部份。

6. 如申請專利範圍第1項之雷射系統，其中：

該射束衰減器和該射束掃描器係至少部份地整合。

7. 如申請專利範圍第1項之雷射系統，其中該依據顯像的雷射控制器係進一步構製成：

可產生該圓筒形掃描圖案內之各點的座標；

可基於該軌跡帶將一特定雷射功率參數與該圓筒形掃描圖案內之各點聯結；

可將該等產生的各點之座標各點的座標傳訊至該

射束掃描器；及

可將各點之該特定雷射功率參數傳訊至該射束衰減器。

8. 如申請專利範圍第1項之雷射系統，該顯像系統包含下列之至少一者：

一眼科光學同調斷層攝影(OCT)系統、一史肯普福勒(Scheimpflug)顯像系統、一掃描顯像系統、一單攝顯像系統、一超音波顯像系統、及一電視顯像系統。

9. 如申請專利範圍第1項之雷射系統，其中：

該依據顯像的雷射控制器係進一步構製成可藉由在一影像區中顯像一層來將該層顯像在該眼睛中，其中該影像區：

係以一環圈、一弧、一線、及一橫交於該顯像系統之一軸線的二維圖案之一者為基礎；並

沿該顯像系統的該軸線延伸至一影像深度。

10. 如申請專利範圍第1項之雷射系統，其中：

該雷射系統包含一操作者介面；且

該顯像系統係構製成可使用由一操作者透過該操作者介面的輸入來支持該序列的點之z深度距離的判定。

11. 如申請專利範圍第10項之雷射系統，其中：

該操作者介面係構製成可協助該操作者將一模組曲線適配於該顯像層的影像。

12. 如申請專利範圍第10項之雷射系統，其中：

該操作者介面係能夠由一鍵盤、一觸控螢幕、一電腦通訊通道、一外部記憶體、一快閃驅動器、一網際網路連結、一語音辨識裝置、及一無線連結等之至少一者來接收該操作者的輸入。

13. 如申請專利範圍第1項之雷射系統，其中：

該依據顯像的雷射控制器係構製成可藉進行該顯像層的一影像之一特徵辨識分析來判定在該圓筒形掃描圖案內對應於該顯像層之該序列的點的z深度。

14. 如申請專利範圍第13項之雷射系統，其中：

該依據顯像的雷射控制器係構製成可在判定該序列的點之z深度時利用：一手術前測量、統計資料、電視影像資料、眼科光學同調斷層攝影影像資料、及一以模組為基礎的電腦運算的至少一者。

15. 如申請專利範圍第7項之雷射系統，其中：

該依據顯像的雷射控制器係構製成能將一特定雷射功率參數與該圓筒形掃描圖案內之各點聯結，藉由：

將一光擊穿雷射功率參數與該軌跡帶中之各點聯結；並

將一非光擊穿雷射功率參數與該軌跡帶外之各點聯結。

16. 如申請專利範圍第1項之雷射系統，其中：

該顯像層係為一介於一眼睛的晶狀體與該眼睛之一水狀液前室之間的晶狀體囊。

17. 如申請專利範圍第16項之雷射系統，其中：

該雷射系統係構製成可在一白內障手術時於一晶狀體斷裂之前來進行一囊切開術。

18. 一種影像導引的眼科雷射系統，包含：

一雷射引擎，其構製成可產生雷射脈衝；

一射束調變器，其構製成可變更該等雷射脈衝之一雷射功率參數；

一雷射掃描器，其構製成可導引該等雷射脈衝至一眼睛內的掃描點；

一顯像系統，其構製成可顯像該眼睛內之一區域，該區域相對於該雷射系統之一光軸傾斜；及

一雷射控制器，其耦接於該顯像系統、該射束調變器、及該雷射掃描器，該雷射控制器係構製成：

可產生用於該雷射掃描器的掃描點之座標；

在用於該雷射掃描器的該等掃描點內，產生一對應於擬於該眼睛內形成之切口的目標圖案，其中該目標圖案係相對於該雷射系統之該光軸傾斜；並

將一光擊穿雷射功率參數與該目標圖案之一預定距離內的該等掃描點聯結，並將一非光擊穿雷射功率參數與不在該目標圖案之一預定距離內的該等掃描點聯結。

19. 如申請專利範圍第18項之雷射系統，其中：

該切割表面係為一剖切平面、一圓形表面片段、一螺旋表面片段、一角膜進入切口及一邊緣放鬆切口之一者。

20. 如申請專利範圍第18項之雷射系統，其中：

該雷射控制器係構製成可附加地依據該等掃描點離一被該顯像系統所顯像之眼睛層的距離而來聯結該等雷射功率參數與該等掃描點。

21. 一種進行一顯像控制的眼科程序之方法，包含：

顯像一眼睛內之一層，該層相對於一雷射系統之一光軸傾斜；

產生一掃描圖案之數點的座標；

判定該掃描圖案的該等點離該顯像層之z深度距離；

基於該等判定的z深度距離，產生在一掃描圖案內對應於擬於該眼睛中形成之一切口的該目標圖案之數點，其中該目標圖案相對於該雷射系統之該光軸傾斜；及

基於該目標圖案來聯結雷射功率參數與該等點，其中一光擊穿雷射功率參數係與該目標圖案之一預定距離內的該等點聯結，且一非光擊穿雷射功率參數與不在該目標圖案之一預定距離內的該等點聯結。

22. 如申請專利範圍第21項之方法，該方法包括：

藉進行一特徵辨識分析來由該影像辨認該顯像層的座標。

23. 如申請專利範圍第21項之方法，該方法包括：

部份藉經由一操作者介面接收一操作者輸入來由該影像辨認該顯像層的座標。

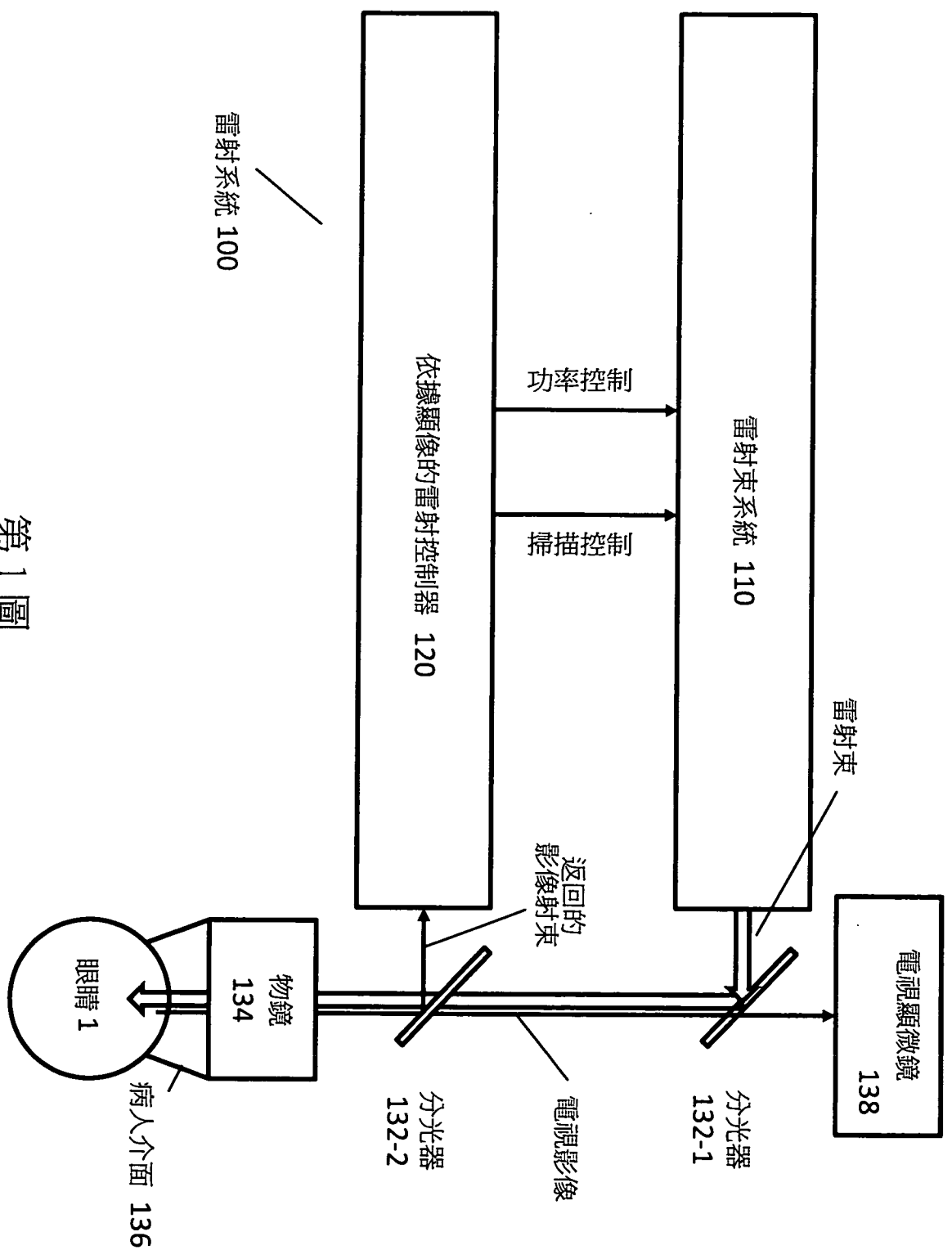
24. 如申請專利範圍第21項之方法，包含：

將所產生之該掃描圖案該等點的座標傳訊至一射

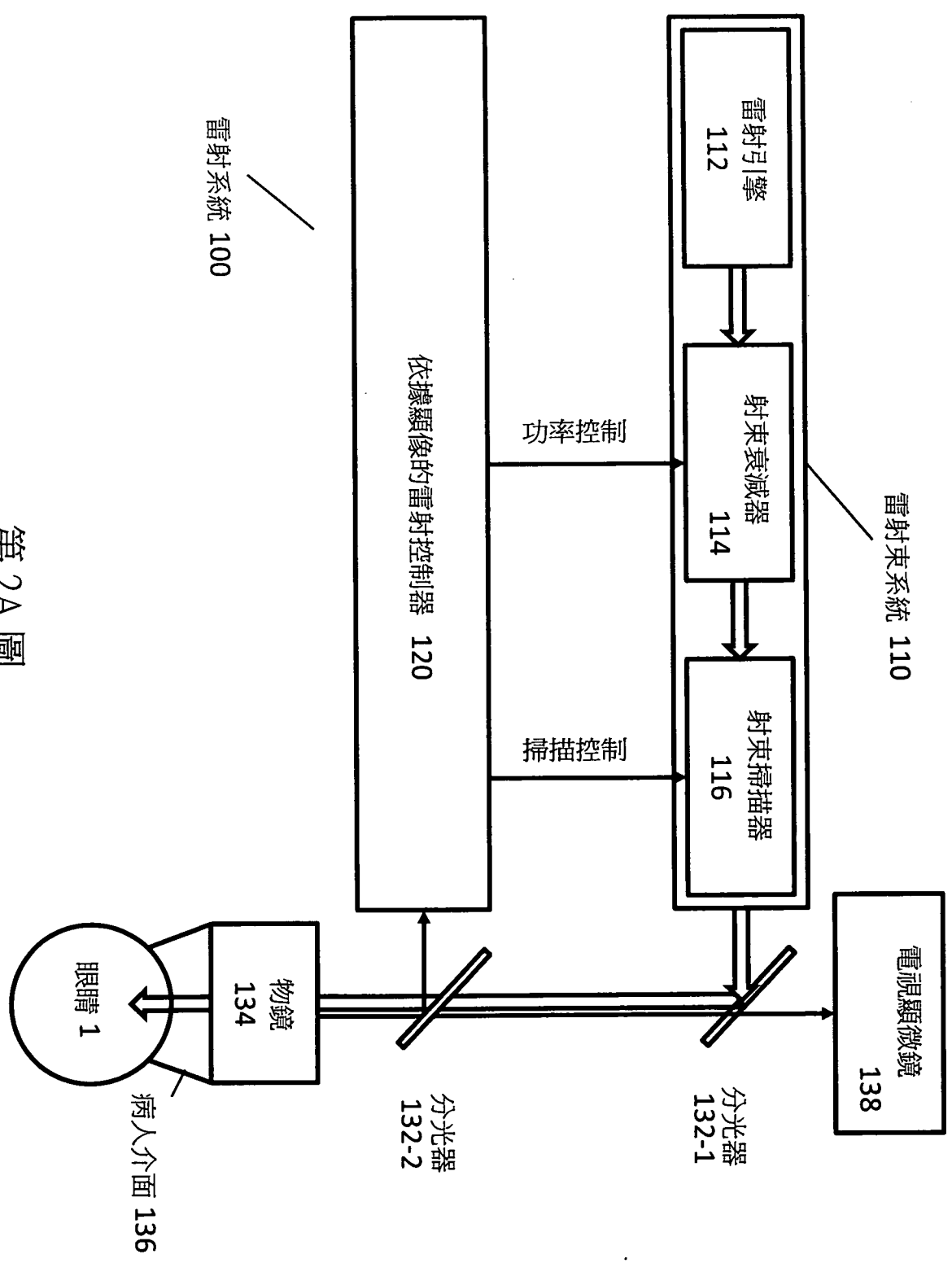
束掃描器；及

將對應的雷射功率參數傳訊至一射束衰減器。

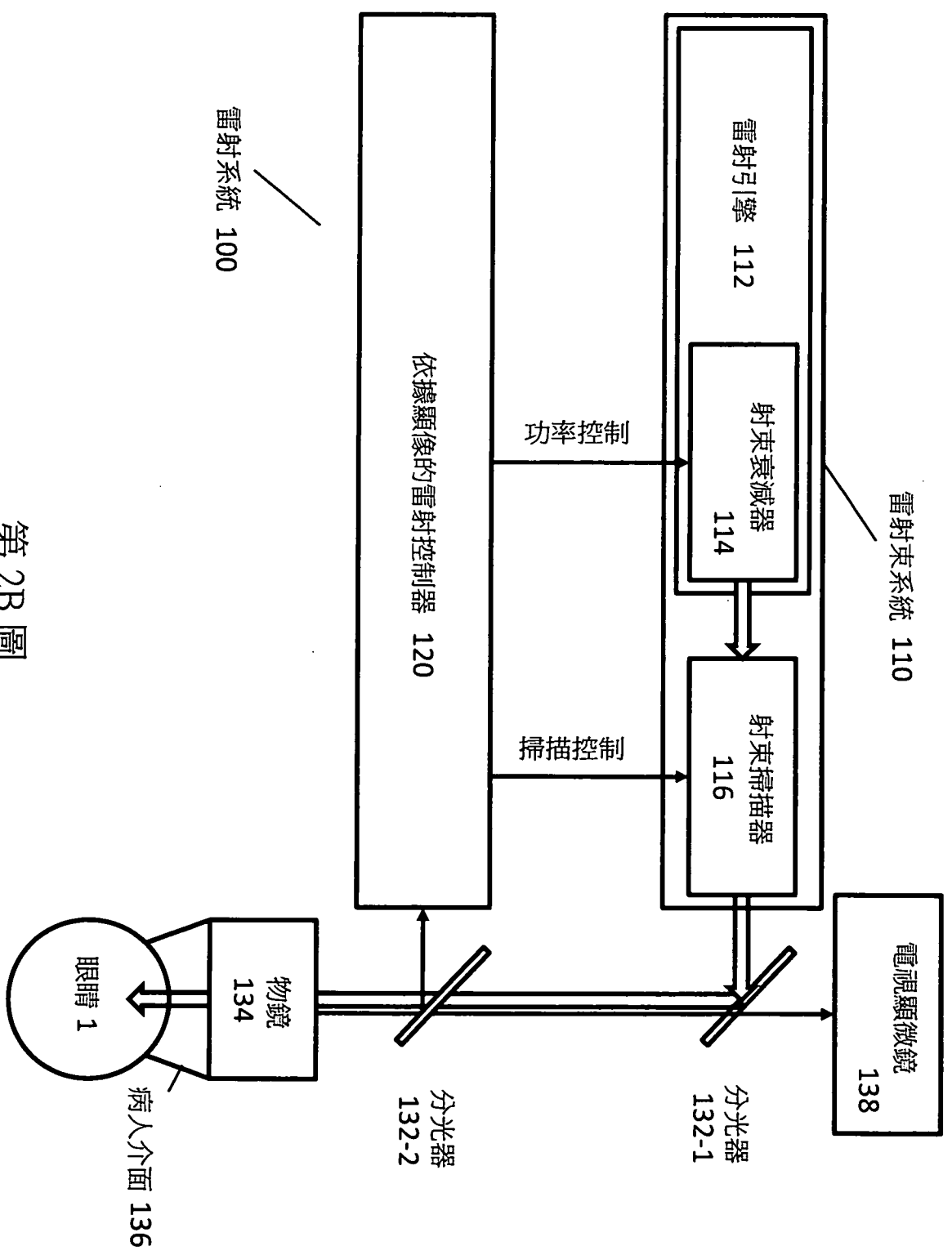
八、圖式：



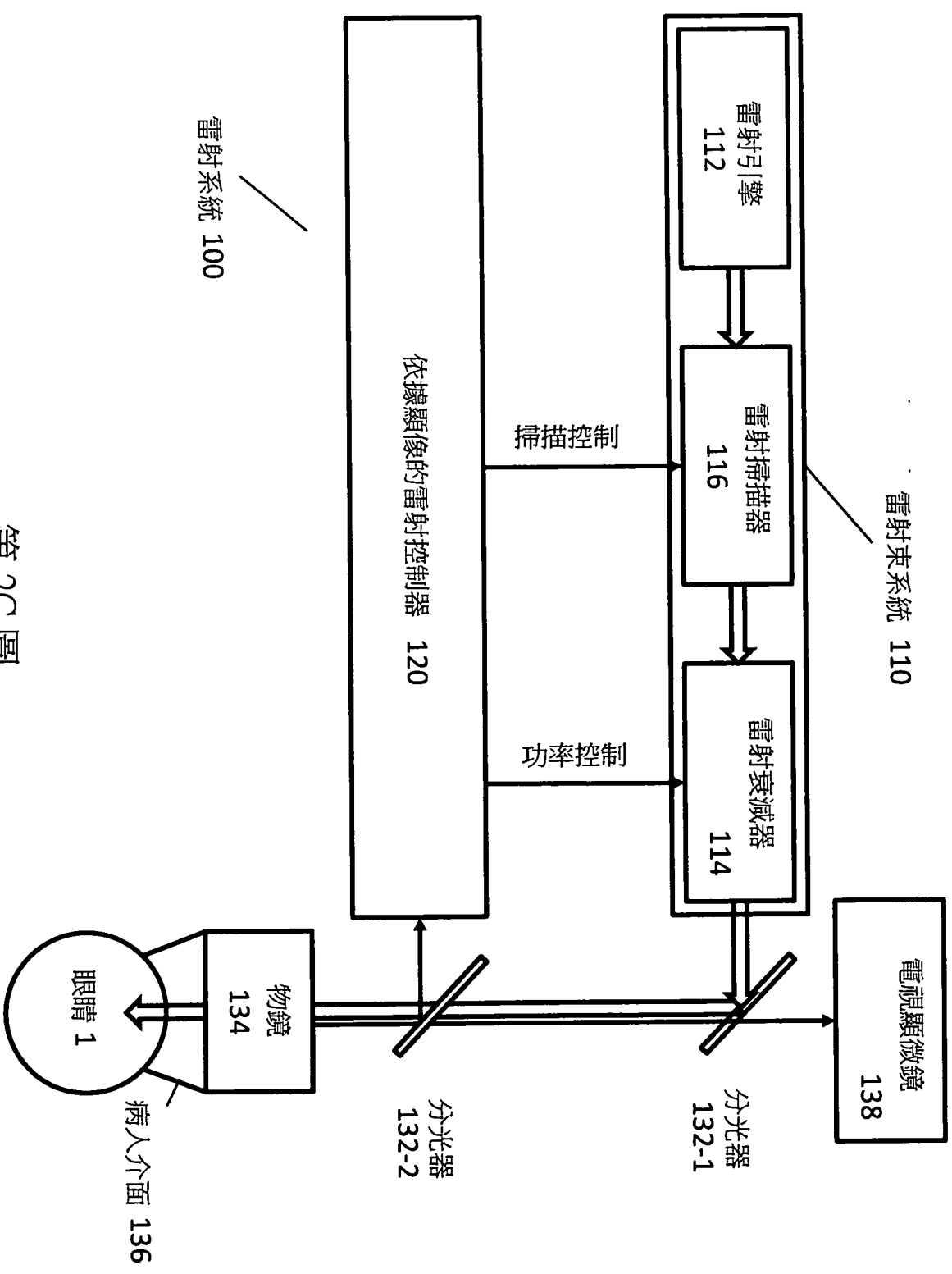
第 1 圖



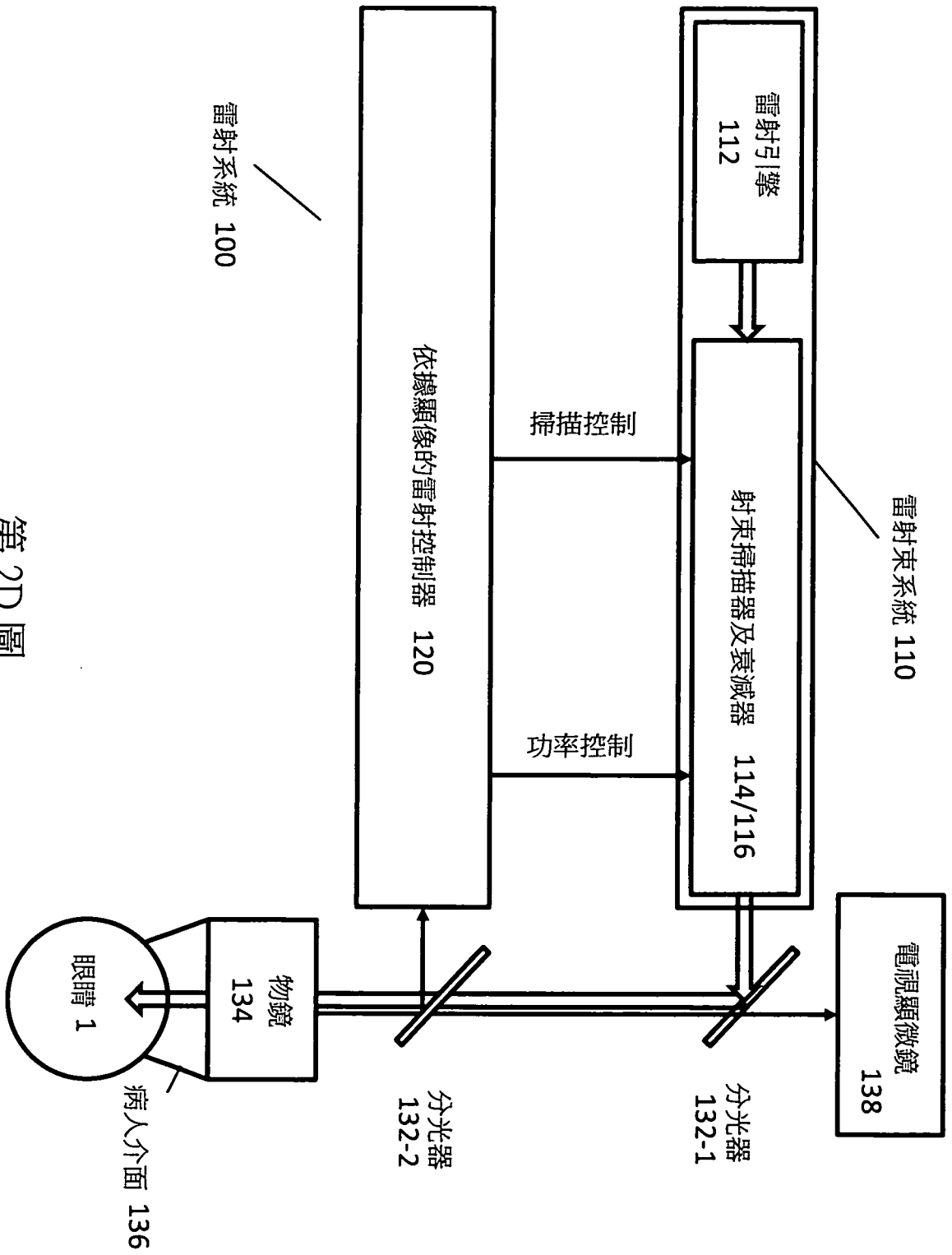
第 2A 圖



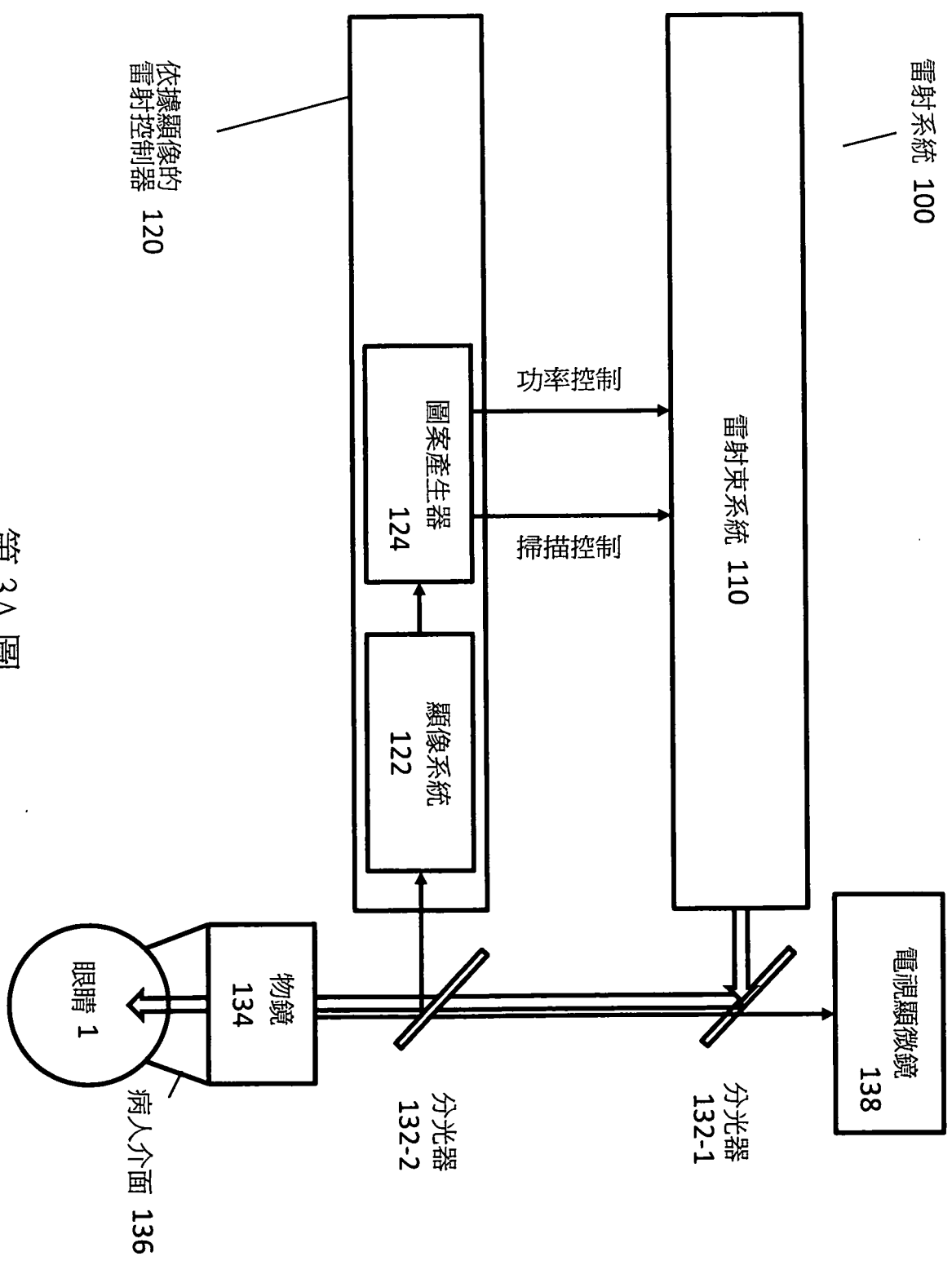
第2B圖



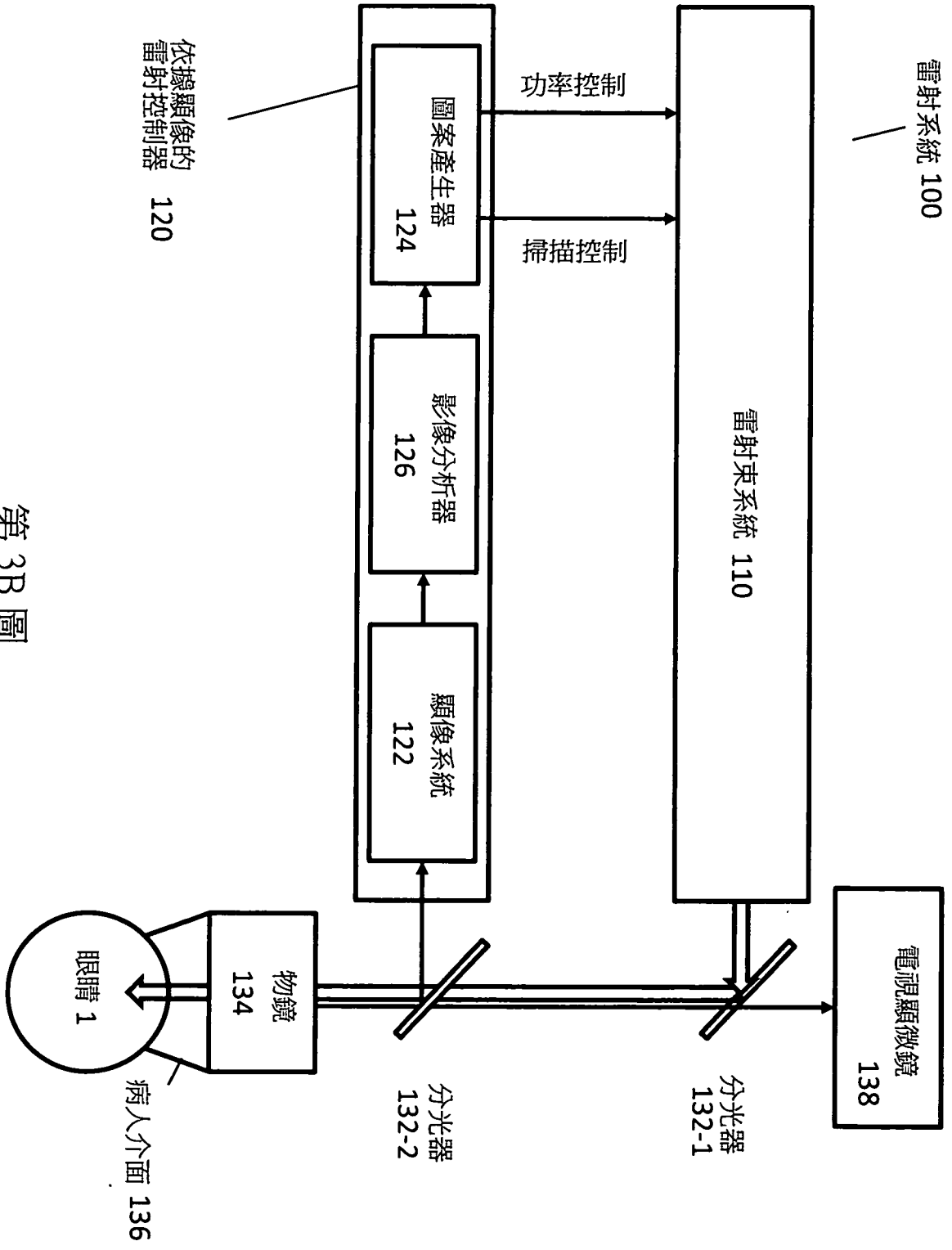
第 2C 圖

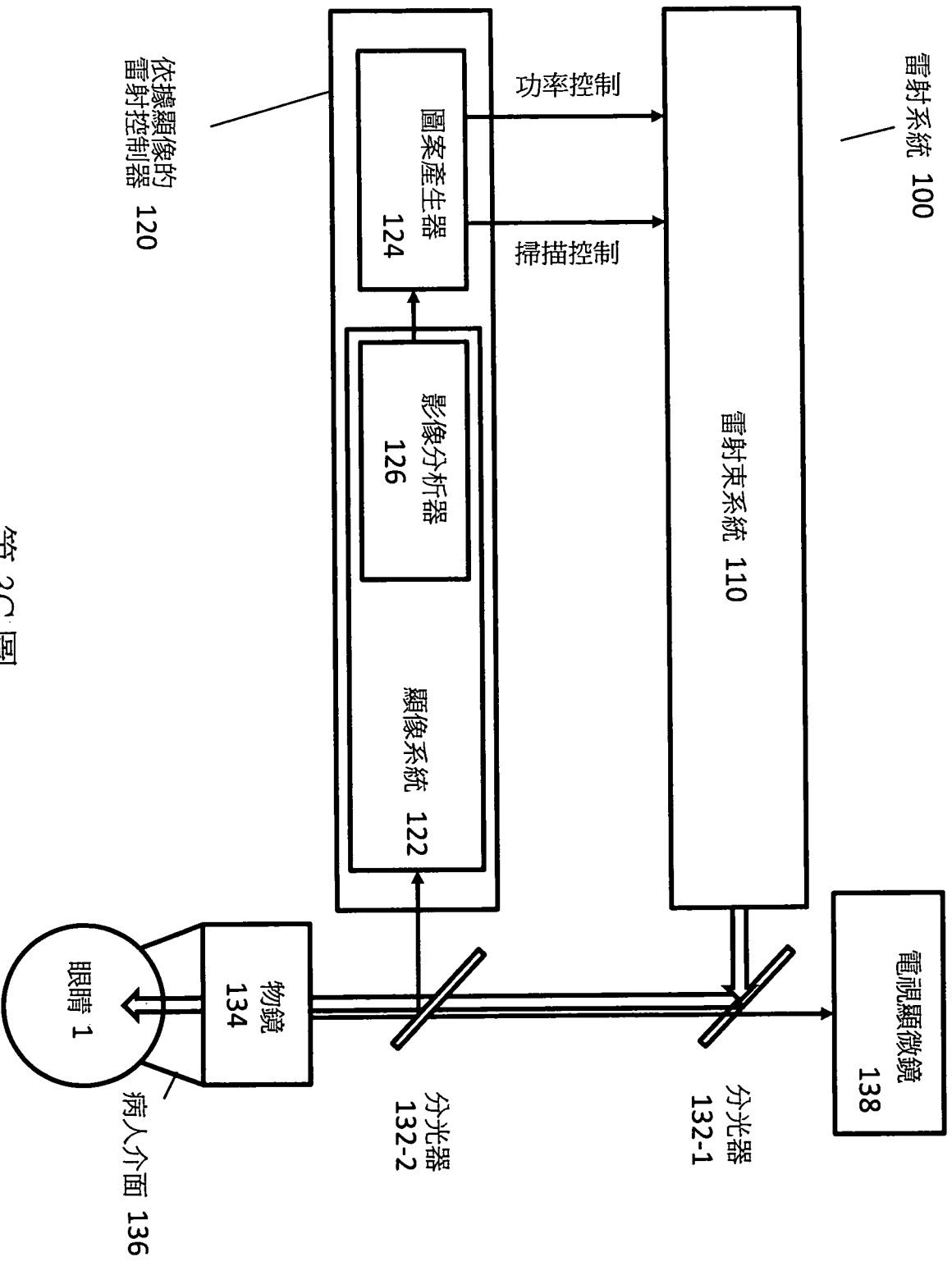


第2D圖

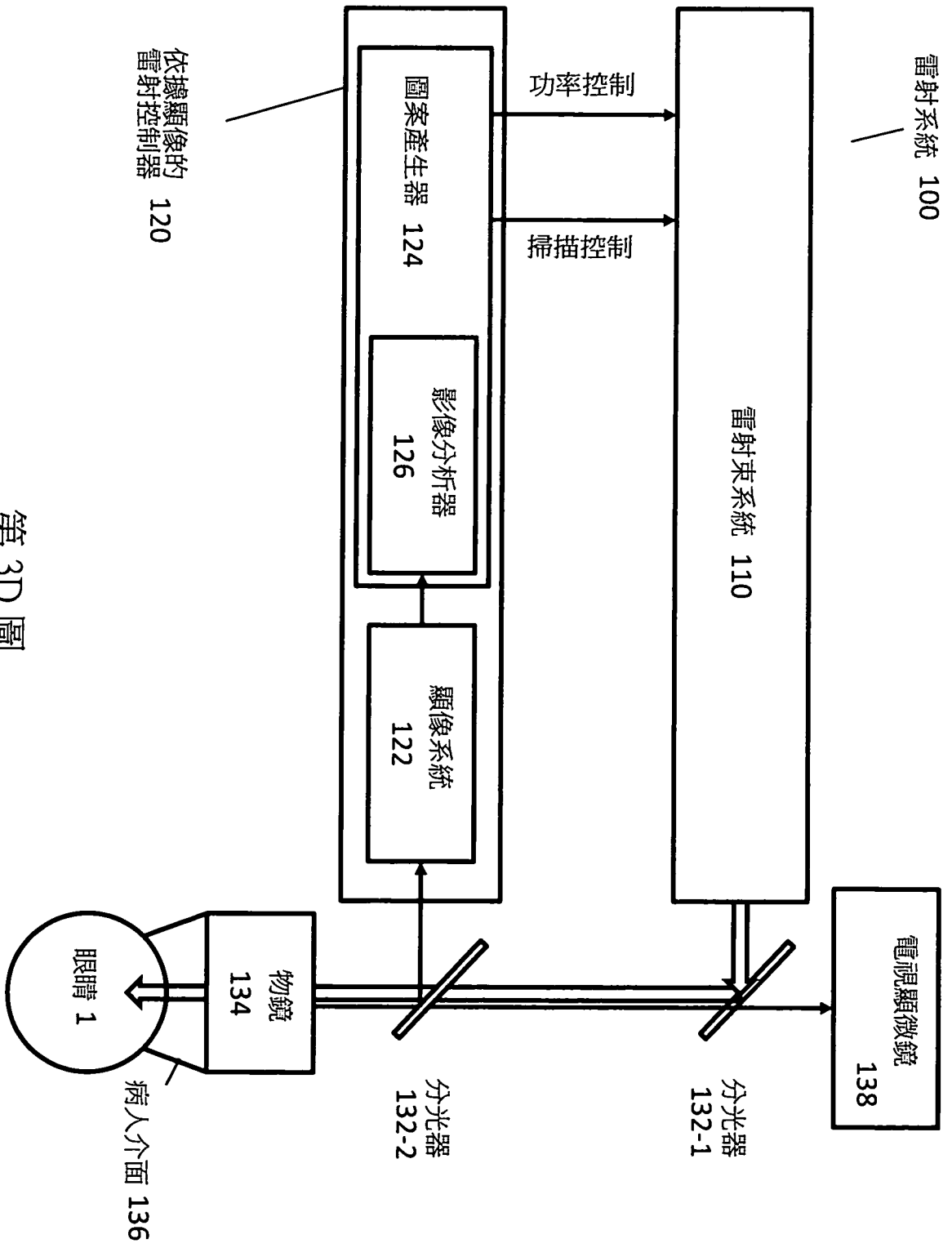


第 3A 圖

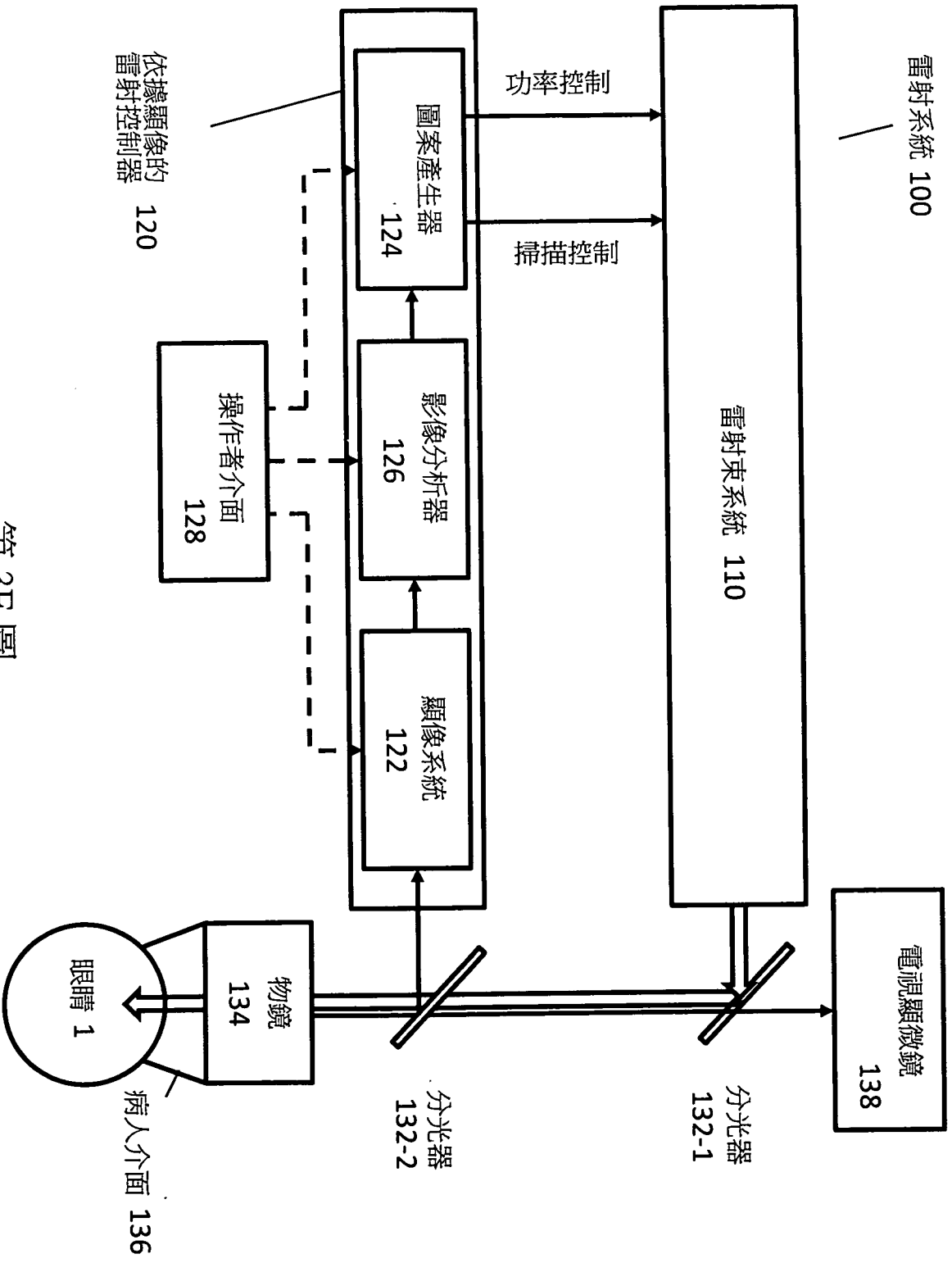




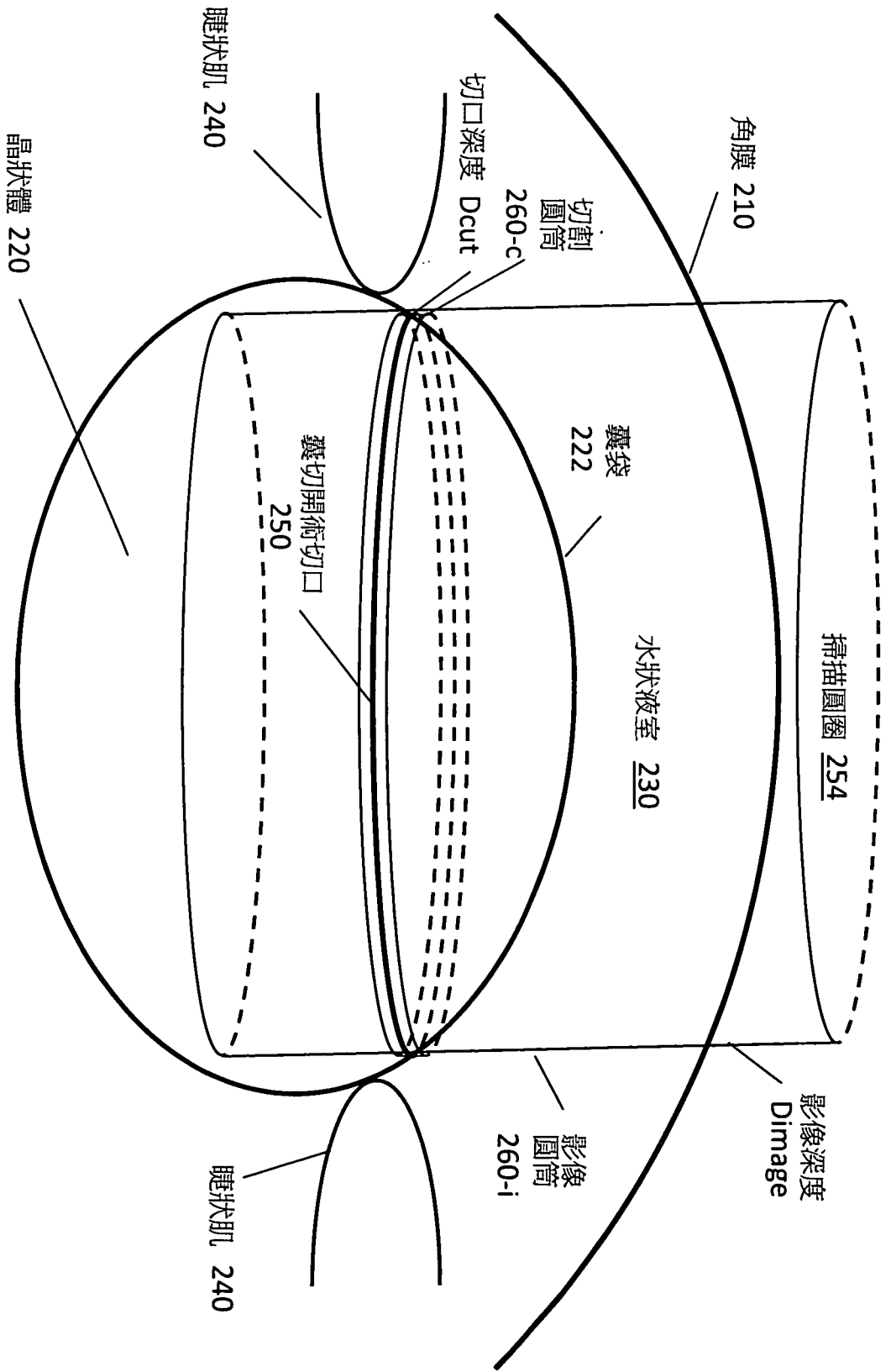
第 3C 圖



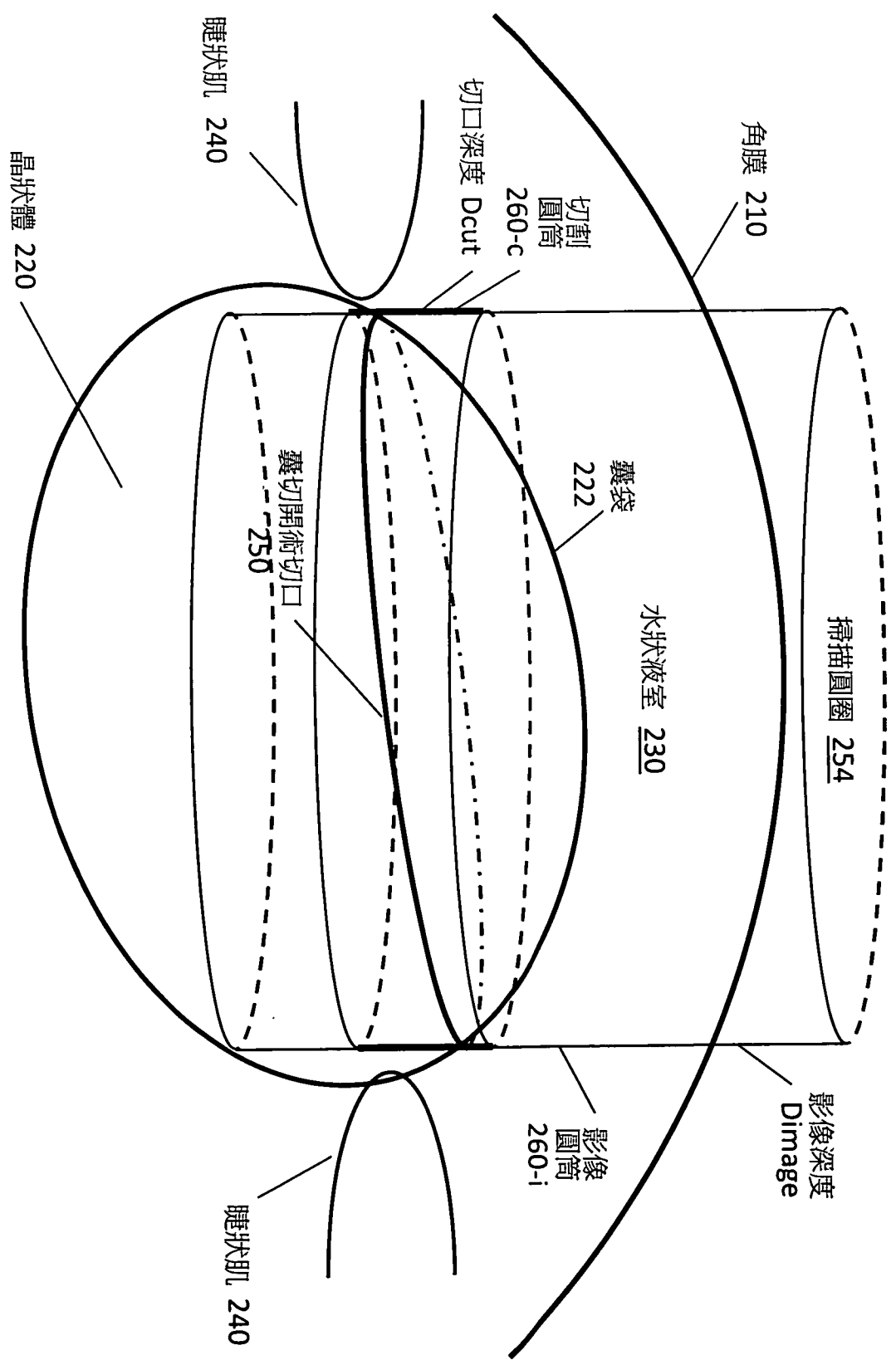
第 3D 圖



第 3E 圖



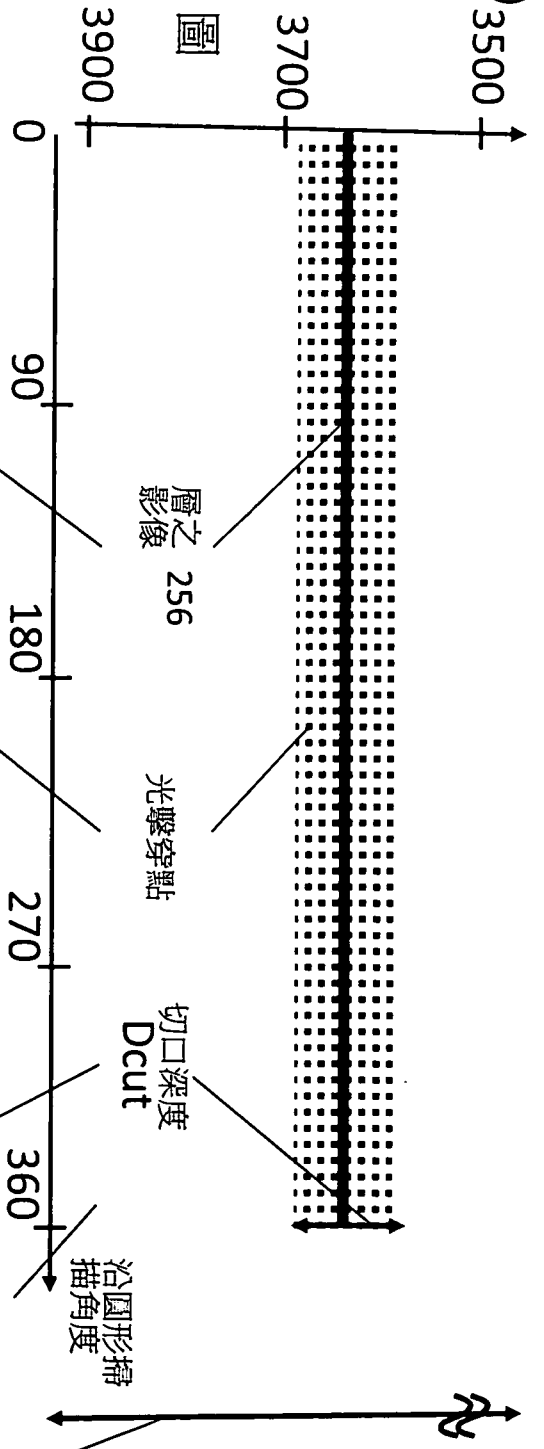
第 4A 圖



第4B圖

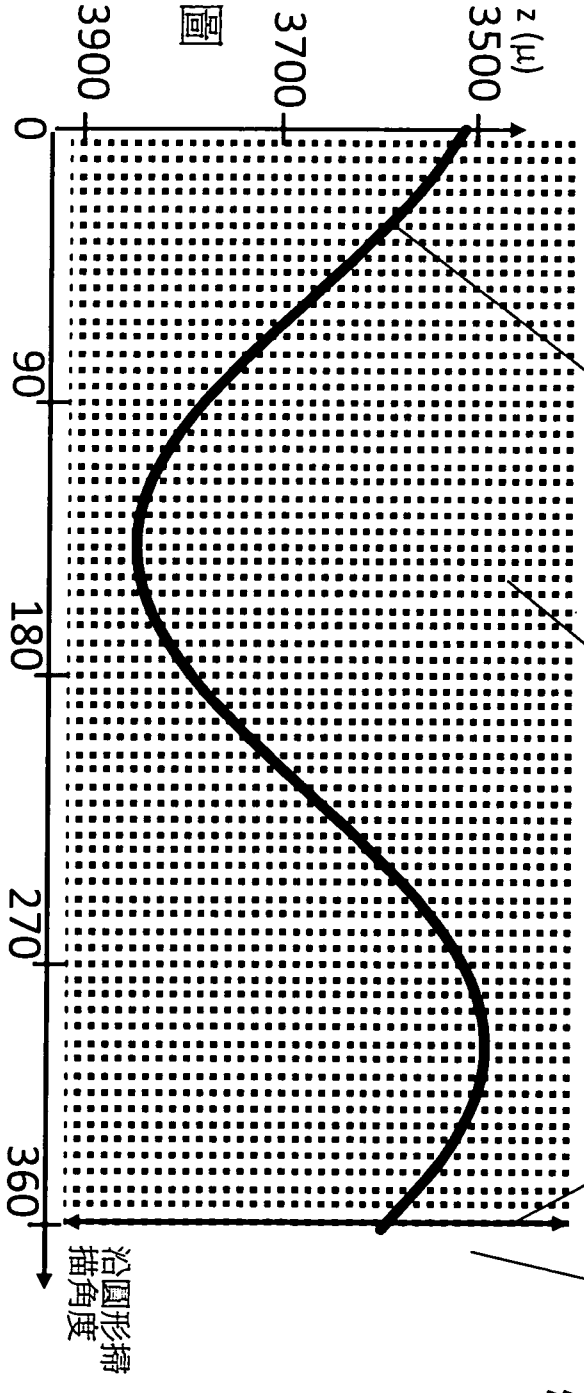
深度 z (μ) 3500

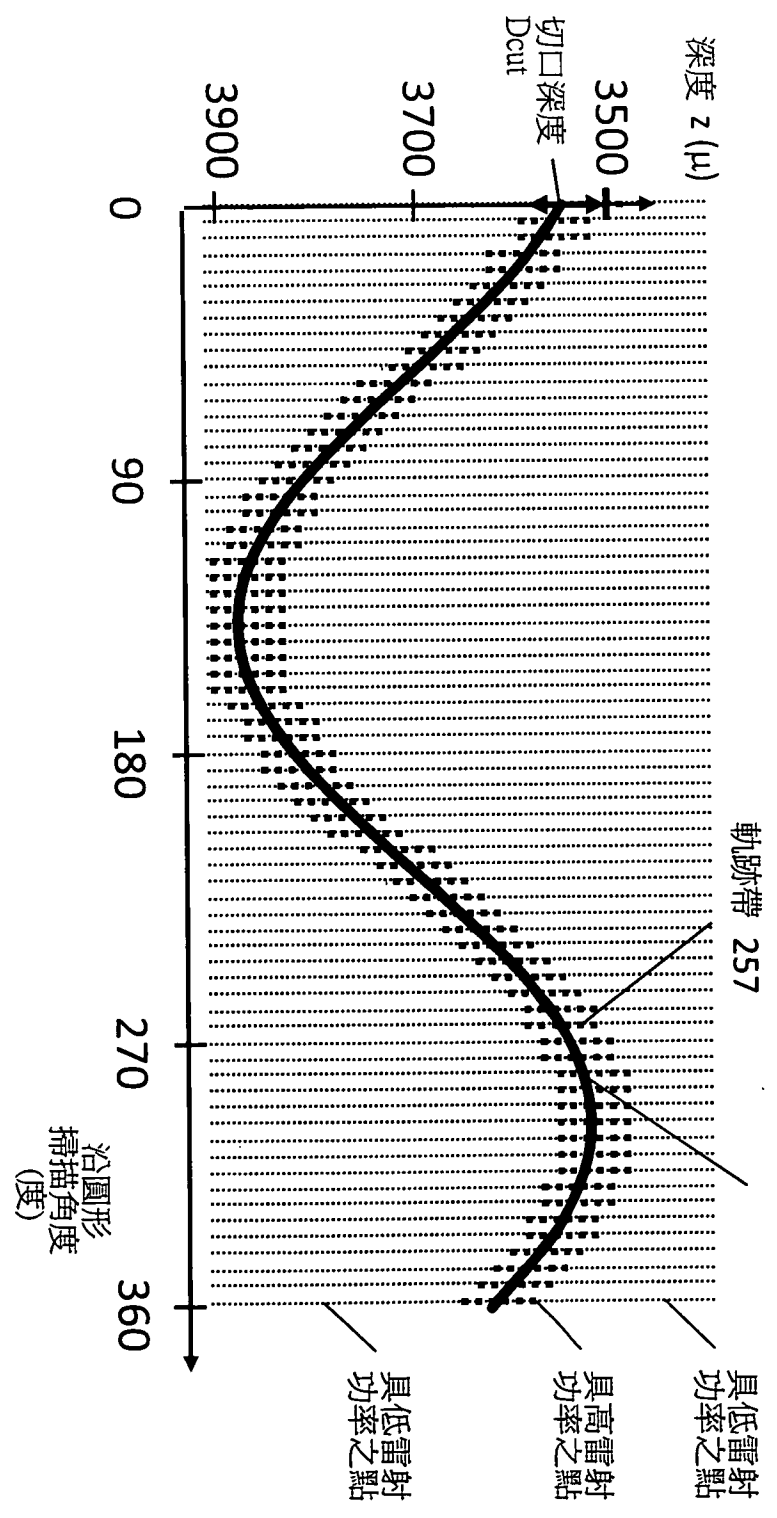
第 5A 圖



深度 z (μ) 3500

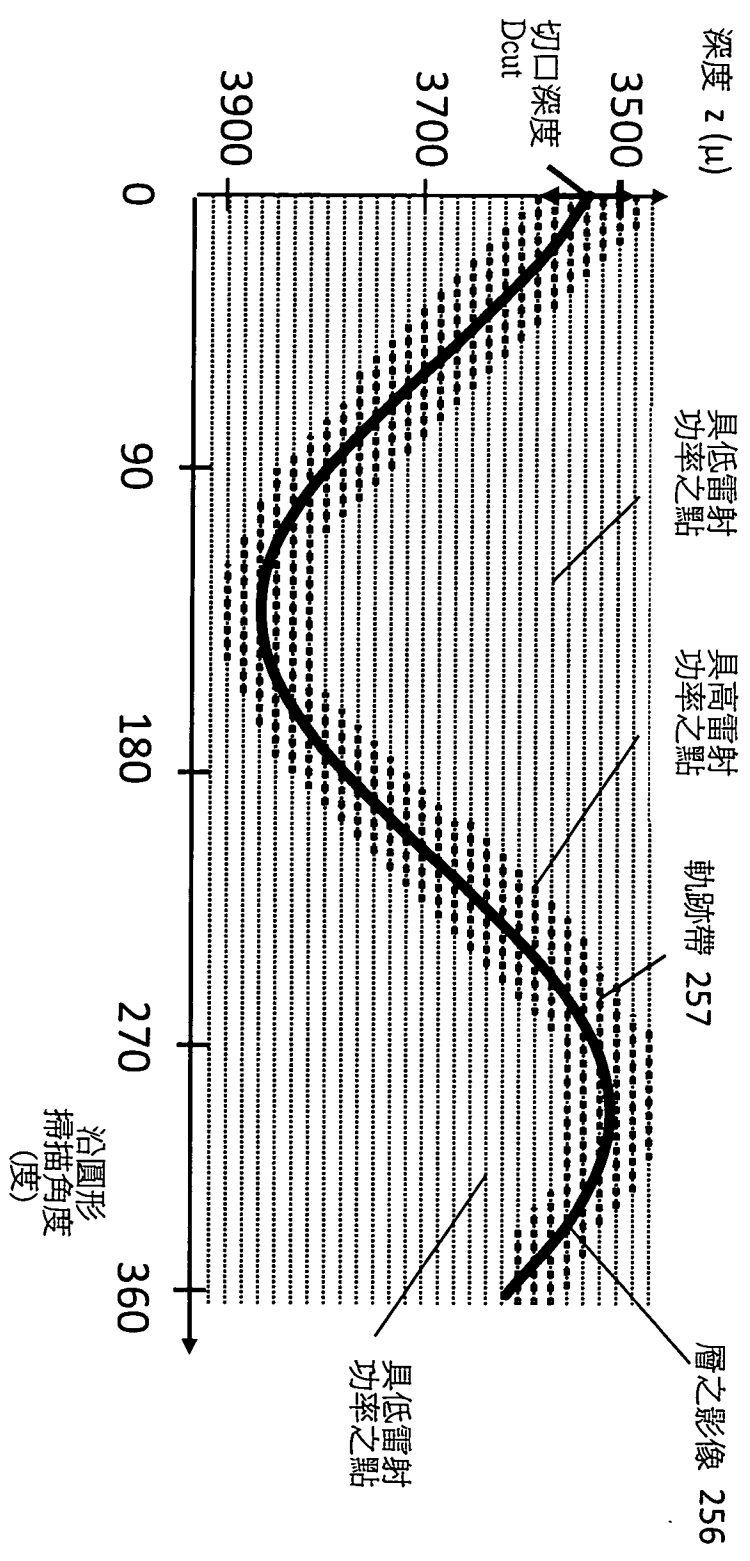
第 5B 圖



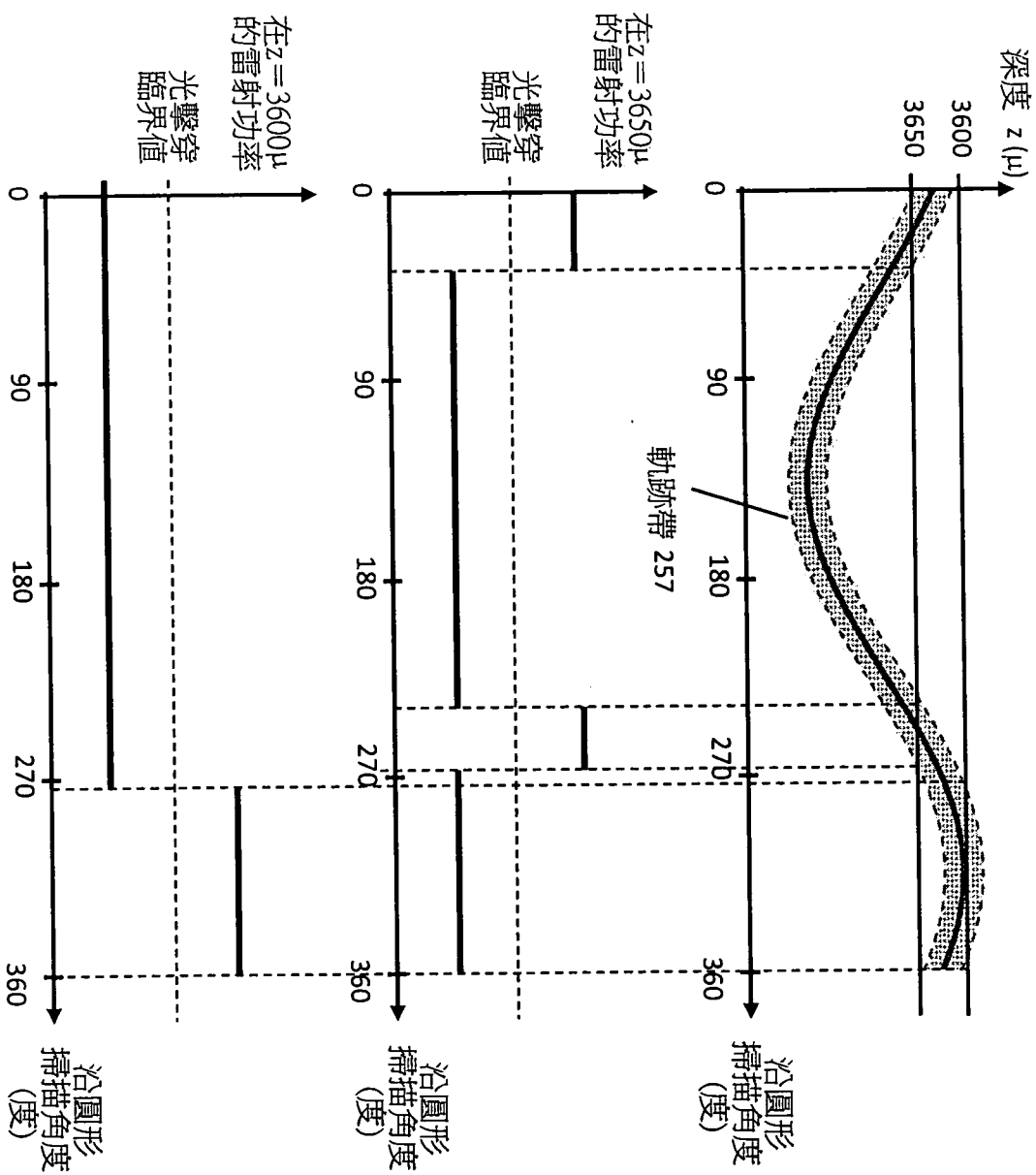


層之影像 256

第 6A 圖



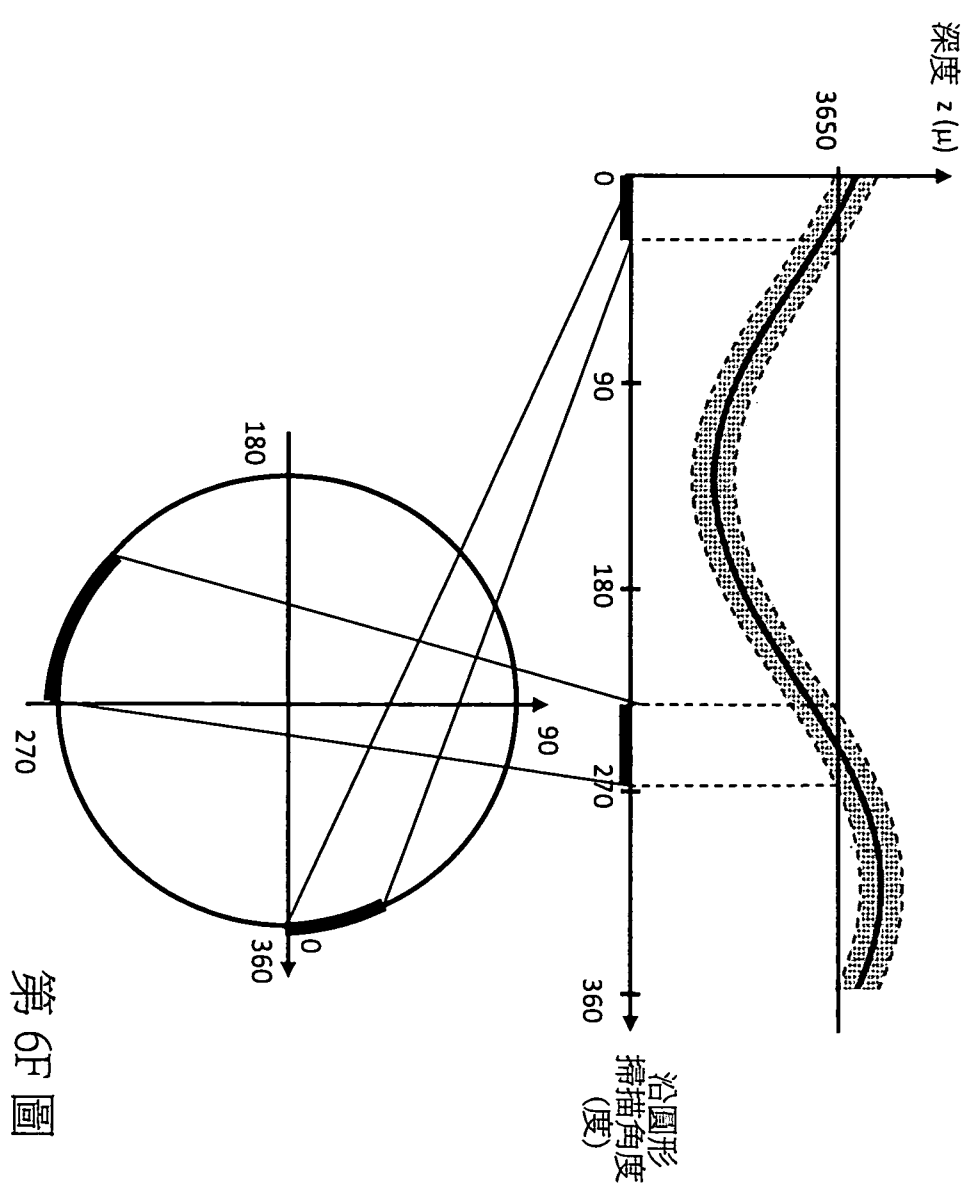
第 6B 圖

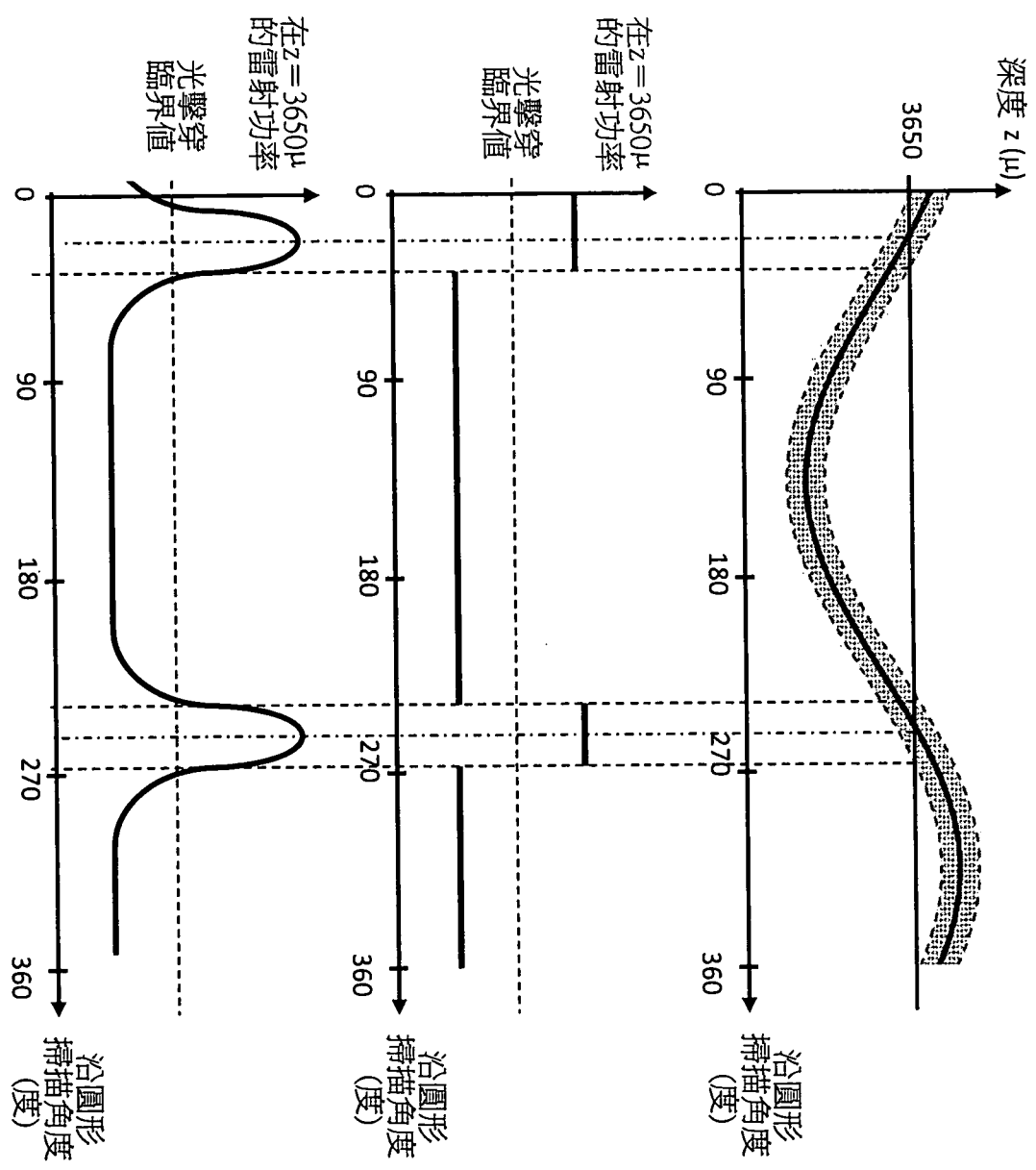


第 6C 圖

第 6D 圖

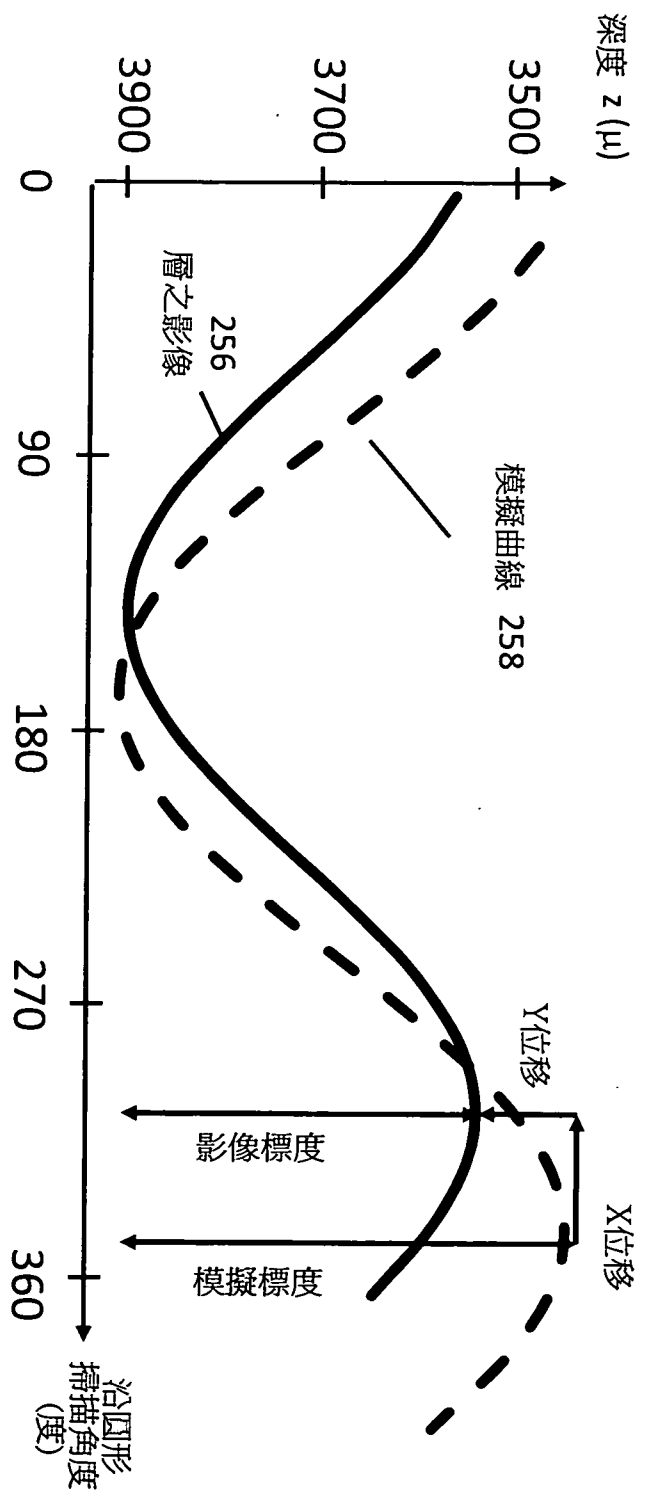
第 6E 圖



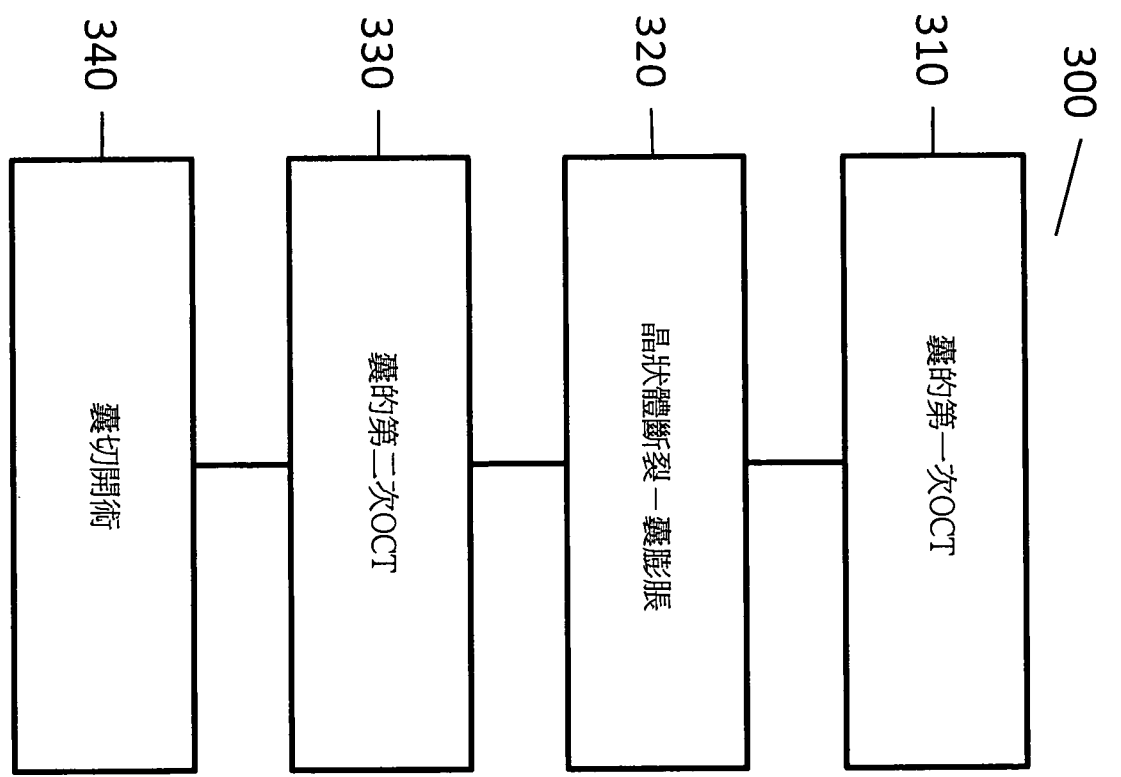


第 6G 圖

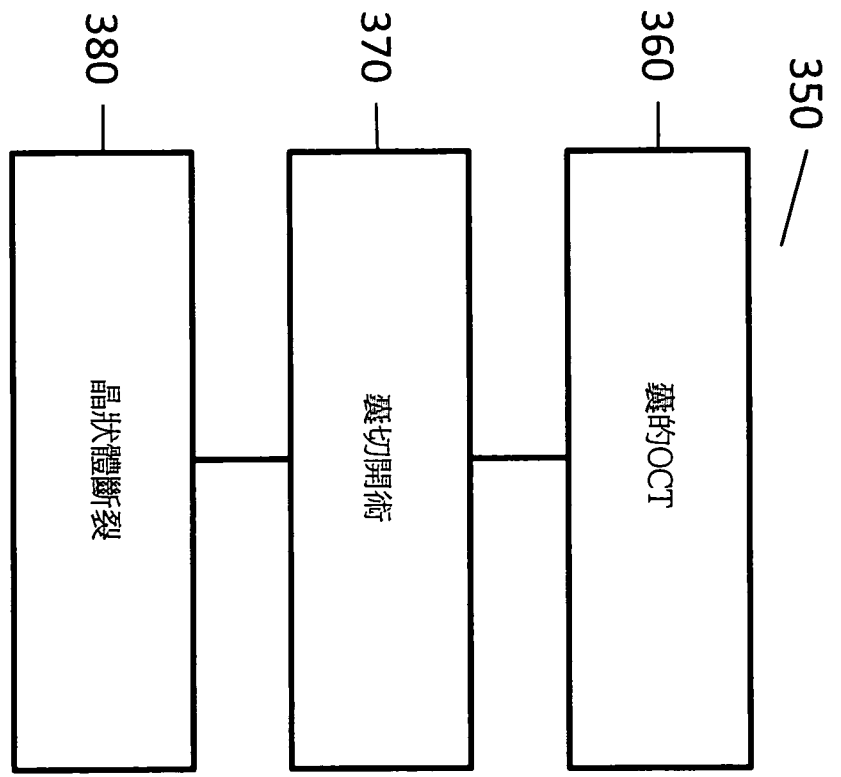
第 6H 圖



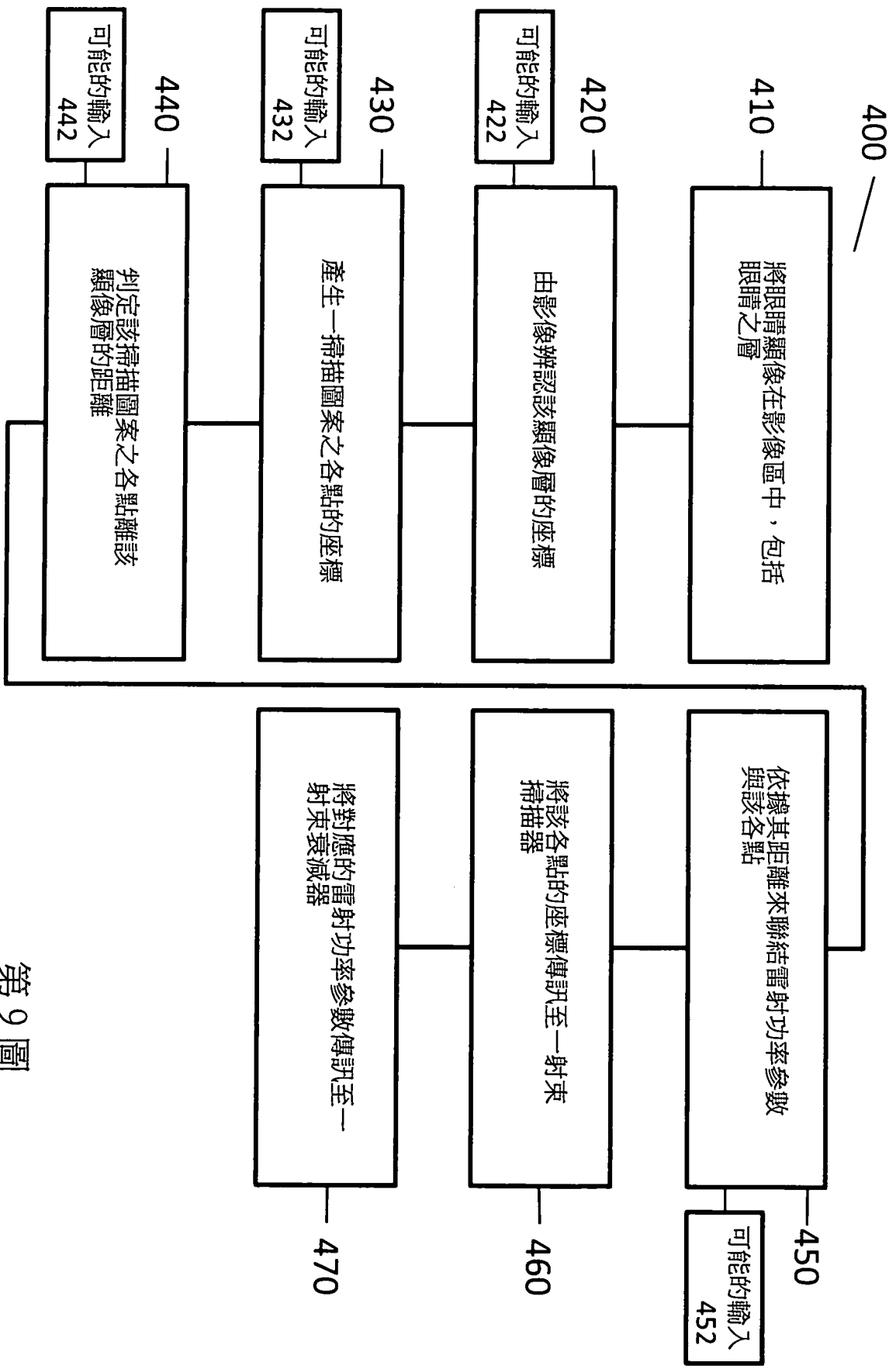
第7圖



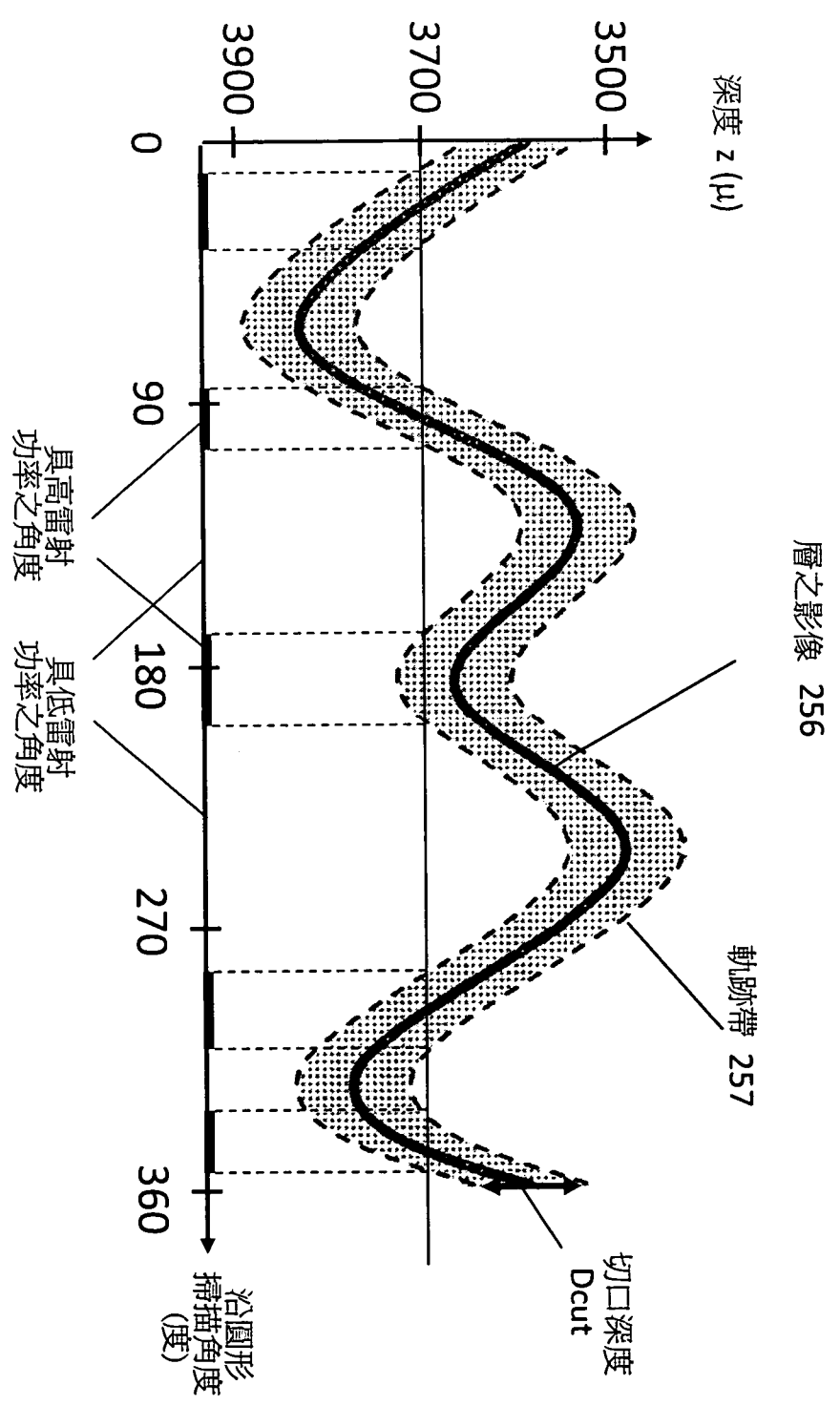
第 8A 圖



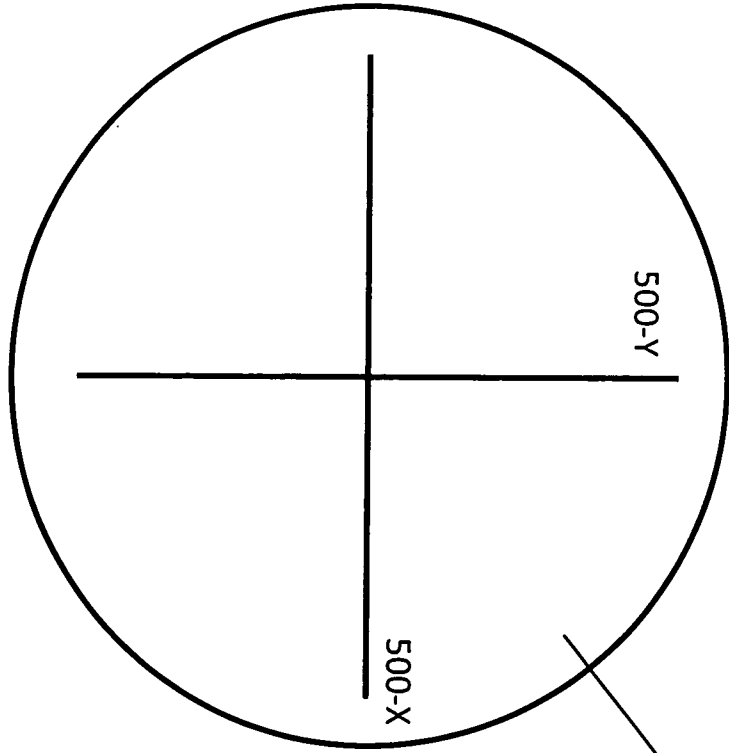
第 8B 圖



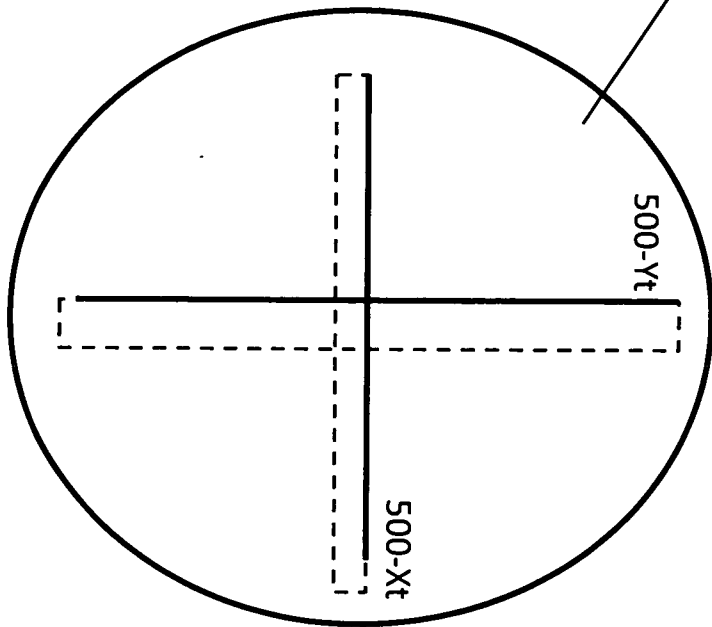
第 9 圖



第 10 圖

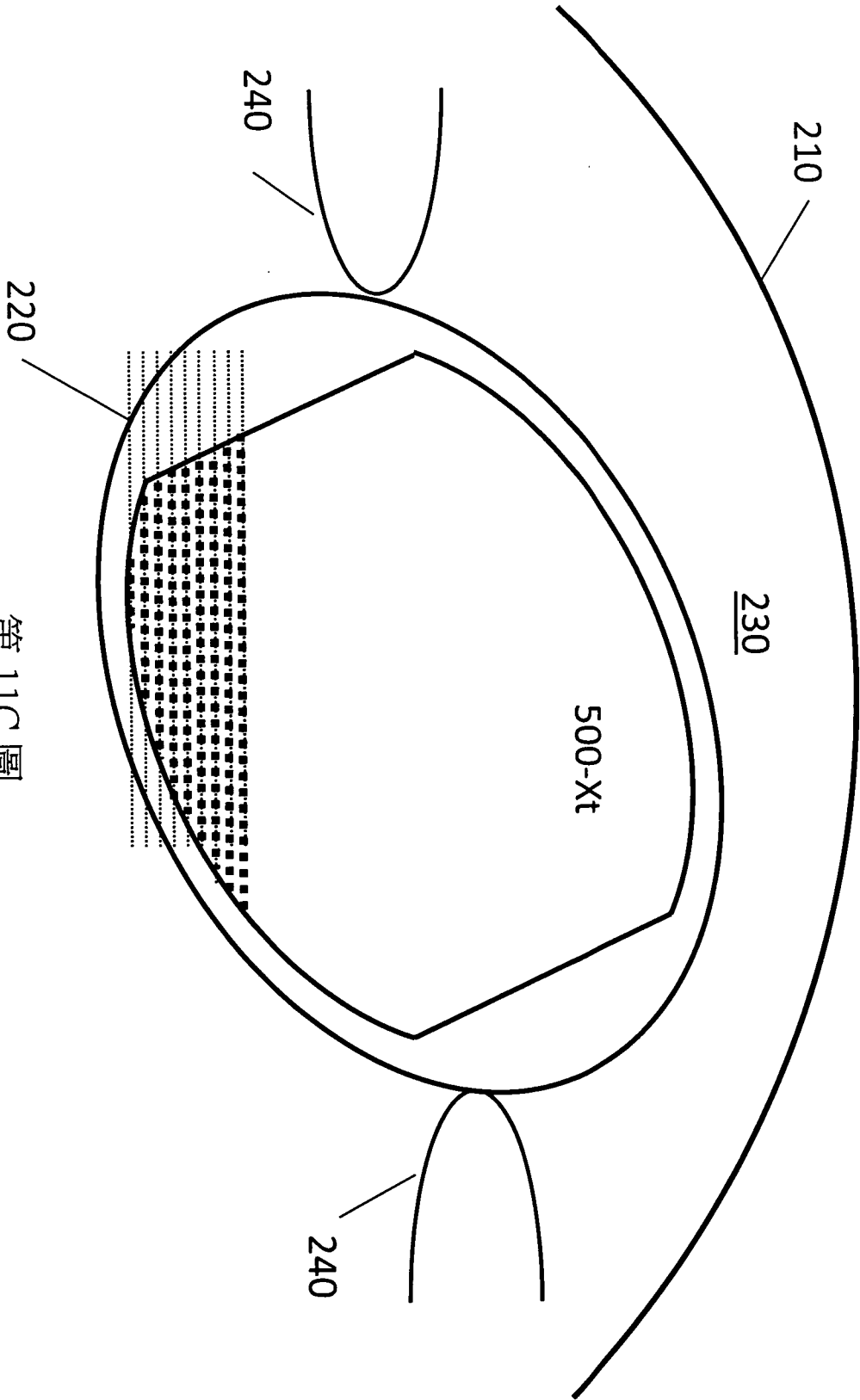


220

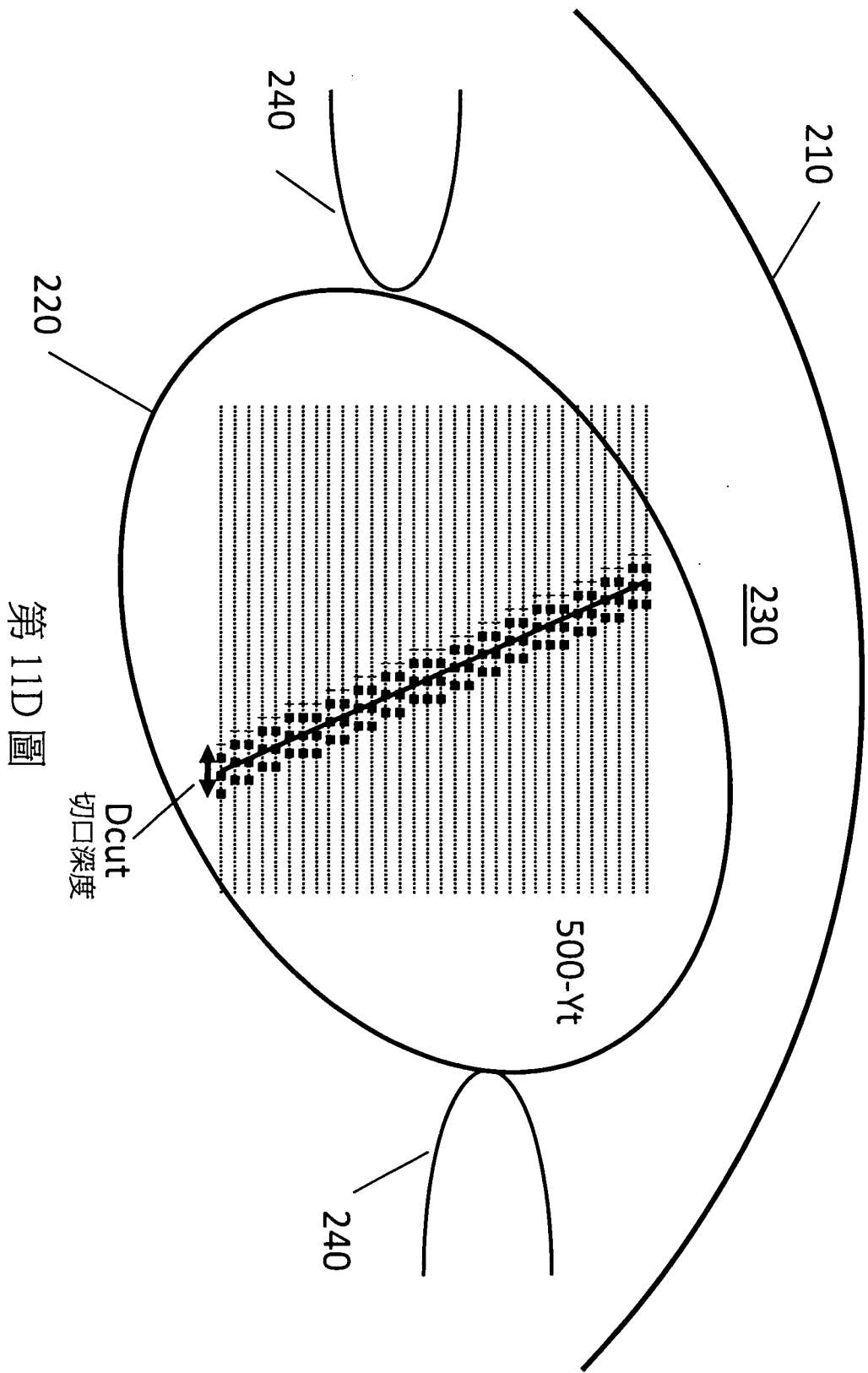


第 11A 圖

第 11B 圖

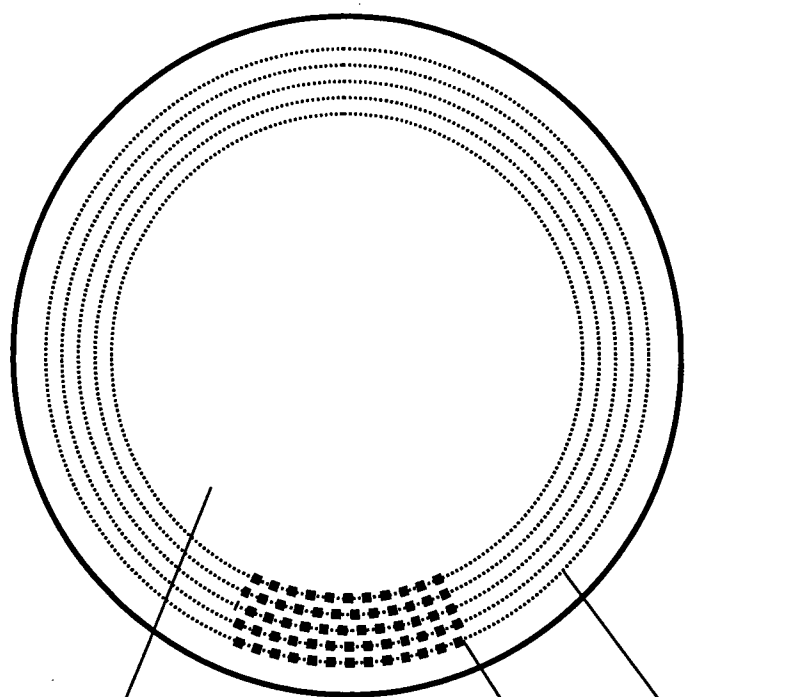


第 11C 圖



第 11D 圖

第 12A 圖



第 12B 圖

