

# 公告本

申請日期	84.3.31
案號	84103172
類別	Int. Cl. 61B 3/113

A4  
C4

311881

(以上各欄由本局填註)

## 發明專利說明書

一、發明 名稱	中文	眼睛活動感應方法和系統
	英文	
二、發明 創作人	姓名	1. 陸德夫·福瑞                      3. 尼爾·瑞普金 2. 約翰·麥霍特                    4. 小喬治理查·道氏
	國籍	美 國
三、申請人	住、居所	1. 美國佛羅里達州32807·奧蘭多·羅斯蒙街574號 2. 美國佛羅里達州32805·奧蘭多·培興大道3509號 3. 美國佛羅里達州32837·凱斯貝利·海因斯環道3951號 4. 美國佛羅里達州32806·奧蘭多·哈曼路1220號
	姓名 (名稱)	自動化科技公司
	國籍	美 國
	住、居所 (事務所)	美國佛羅里達州32807·奧蘭多·180區·北斯莫娜大道520號
	代表人 姓名	陸德夫·福瑞

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

裝 訂 線

311881

(由本局填寫)

承辦人代碼：
大類：
IPC分類：

A6  
B6

本案已向：

美國(地區) 申請專利，申請日期：04/25/94 案號：08/232,990，有 無主張優先權

有關微生物已寄存於： ，寄存日期： ，寄存號碼：

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝

訂

線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

## 五、發明說明( 1 )

本發明係大致關於眼睛雷射外科手術，尤其是一種用作眼睛知覺、診斷和外科手術過程的眼睛活動感測方法和系統。

眼睛知覺、診斷和/或外科手術過程伴隨著多樣的設備，如倍頻紅外線雷射，固態雷射，無線電頻率能量源和超音系統等。在該每一系統/過程，知識和/或眼睛位置和活動的控制是決定性的。

例如，光折射角膜切除術(PRK)係利用角膜曲率修正而以雷射矯正眼睛聚光不足的過程。PRK係不同於以雷射為基礎設計之較傳統的眼睛手術，如組織的切除或熱凝結。PRK通常係以波長為 $193 \times 10^{-9} \text{ m}$ 之激態分子雷射光束來溶發一工件，如在一光學分解過程中溶發角膜組織。大部份以此為主的臨床工作已由雷射在流動準位 $120-195 \text{ mJ/cm}^2$ 和脈動重複率約為 $5-10 \text{ Hz}$ 之情形下使用過。此過程即被稱為“角膜雕刻”。

在開始雕刻該角膜之前，上皮或角膜的外層係被機械地移開使曝露波曼氏膜(Bowman's membrane)於基質的前表面上。此同時，以雷射在波曼氏層的溶發即可開始。激態分子雷射光束在此過程之使用上，乃為較佳之選擇。在溶發以移開角膜組織而有必要再造該前基質輪廓的變換深度之際，使該光束可變地被隱蔽。然後，上皮迅速地再長出並再次敷於該被造過輪廓的區域表面以造成光學般正確的角膜(或近似如此)。在許多狀況，角膜的瓣狀皮

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

不

訂

14

## 五、發明說明(2)

表面係經折疊開來且該曝露的角膜基質表面係被溶發成爲所要的表面形狀，而致使該表面瓣狀皮被置換。

光療法(PTK)係包括一在功能上相同於用作角膜切除術所需之設備。該PTK過程不同於PRK之處在於其並非再另造角膜形狀，而是用如前述之激態分子雷射來治療病態之表面角膜的失養症，其可能因此而需要角膜移植。

在該二過程中，因眼睛定位誤差所造成之手術誤差，包含在眼睛和手術雷射之間的最初集中誤差和/或由無意識((Saccadic)眼睛活動、頭部活動或手術設備活動所引起之後續活動，均可能降低手術折光的結果。眼睛的移動或眼睛定位是具有決定性的，因該治療雷射的成效係依賴其中央定位於該病患理論視覺軸上；實際而言，該理論視覺軸中心係大概爲病患的瞳孔。然而，該視覺軸部份因殘留眼睛活動及熟知之非意識眼睛活動(Saccadic眼睛活動)而不易決定。Saccadic眼睛活動在人類固有的視覺中係快速的活動(即在非常短的時間內 $10-20 \times 10^{-3}$ 秒，眼球典型地以近 $1^\circ$ 的角度旋轉)，並提供動態畫面予視網膜。Saccadic眼睛活動因動幅很小且因患者的生理效應、身體化學作用及手術中視線落點情形等因素而變化至鉅。

一種處理眼睛定位誤差的方法係藉使用一挾持裝置或吮吸環使在外科手術中持位病患眼睛而消除該定位誤差。然而，吮吸環之強制特性將影響外科手術的精確。而且，

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

不

訂

### 五、發明說明(3)

因該吮吸環係為外科醫生所手持且醫生的低頻率卻高振幅的手部活動亦成為影響手術精確的因素。

另一種處理眼睛定位誤差的方法係非強制地感測眼睛的位置。一種習知之感測技術/系統即為第1和第四Purkinje反射追蹤器。該第一和第四Purkinje反射是基於該第一Purkinje影像的閃光反射離開角膜前表面以及該第四Purkinje影像的反射離開眼睛鏡片背面之影像。此技術/系統係用以追蹤眼睛的X-Y位置。然而，對若干特定角膜雕刻外科手術過程，該第一Purkinje表面之溶發乃因此而被用以說明該技術/系統對於角膜雕刻之效應並不顯著。

因此，本發明之一目的係提供一方法和系統用以感測眼睛位置和活動。

本發明之次一目的係提供一方法和系統用以非強制的方式感測眼睛位置和活動。

本發明之另一目的係提供一方法和系統，用以感測Saccadic眼睛活動。

本發明之又一目的係提供一種做為工具之方法和系統用以在包含角膜雕刻過程的眼睛雷射手術中感測眼睛位置和活動。

本發明之再一目的係提供手術中對眼睛無害並做為感測眼睛位置和活動的方法和系統。

本發明之其他目的和優點，在此之後的說明書和圖示中將更為明顯。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

表

訂

## 五、發明說明(4)

依據本發明，一種方法和系統係被用以感測眼睛活動。一光源產生一調頻過且波長接近紅外線 $900 \times 10^{-9} \text{ m}$ 範圍之光束。一光學傳送裝置轉換每一雷射調頻間距使成爲複數個光點。該光點係經聚焦而入射至與眼睛活動一致的邊界上之相對應的複數個位置。該邊界可被二反射係數不同之視覺上鄰接表面所界定。該邊界可爲一自然發生之邊界(如虹膜/瞳孔邊界或虹膜/鞏膜邊界)或一人工邊界(如畫線的，蓋印的或置放眼睛上的墨水環或貼在眼睛上的反射加強膠帶)，能量係反射自接收光點之邊界上的每一位置。一光學接收裝置偵測自每一位置反射的能量。而在至少一或更多位置上的反射能量之改變則用以指示眼睛的活動。

本案得藉下述說明及圖示俾得一較佳之瞭解：

第一圖：係本發明之四個位於眼睛虹膜/瞳孔邊界之光點的眼睛平面圖；

第二圖：係四個位於眼睛虹膜/鞏膜邊界之光點的眼睛平面圖；

第三圖：係貼在眼睛虹膜/鞏膜邊界之墨水環和四個位於該墨水環/鞏膜邊界之光點的眼睛平面圖；

第四圖：係貼在眼睛鞏膜之雙墨水環和四個位於該內外墨水環間邊界上之光點的眼睛平面圖；

第五圖：係貼有反射加強膠帶之眼睛和四個位於眼睛和該膠帶間邊界上之光點的眼睛平面圖；

## 五、發明說明 ( 5 )

第六圖：係本發明之眼睛活動感測系統實施例之流程圖；

第七圖：係第二圖中之光纖束裝置之交叉視圖；

第八圖：係本發明之傳送部內用以聚焦透鏡之光學裝置實施例之流程圖；以及

第九圖：係第二圖中代表分工尖峰電路之流程圖。

請參閱第一至五圖，係人類眼睛眼而標註以10之平面圖。從這個平面視圖，眼睛10包含三個視覺上鄰接表面，亦即一鞏膜或“眼白”11，一虹膜12和瞳孔13。該鞏膜11，虹膜12和瞳孔13各有其反射係數。

本發明之方法以使用以圓圈設計之四個光點21, 22, 23和24為基礎。光點21和23係置於軸25上而光點22和24則置於軸26上。光點21, 22, 23和24經聚焦而均勻間置地入射至如第一圖所示之虹膜/瞳孔邊界14上或如第二圖所示之虹膜/鞏膜邊界15上。此外，人工之邊界也可資應用。例如在第三圖中所示，一個墨水環16可置於該虹膜/鞏膜邊界15上以產生一墨水環/鞏膜邊界17而致以鞏膜11來替代或增強邊界15之反射的差異。一種通常用於眼睛過程做為定界線的墨水係以商標為“Visitec”之龍膽屬植物紫羅蘭色墨水。如第四圖所示，一具有第一反射係數之內墨水環18a和有第二反射係數之外墨水環18b的雙墨水環18可置於鞏膜11上。光點21, 22, 23和24係置該二墨水環18a和18b間的邊界18c上之二正交軸25和26上。另一種方式如第五圖所示係在眼睛10的某些部份貼

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

訂

訂

## 五、發明說明(6)

上圓形反射加強膠帶19(如鞏膜11)而光點21,22,23和24則置於在膠帶19中心處交叉的二正交軸25和26上。

在上述的每一個狀況中,其操作的原則是一樣的。該四個光點21,22,23和24係能量相同並均勻間置在所討論的圓形邊界上。這種排置提供如以下方式之雙軸運動的感測,每一光點21,22,23和24在其個別邊界之位置引起一定量之反射。藉由在圓形邊界上間置的四個光點,水平或垂直眼睛活動係經由鄰接對光點反射量的改變而偵測到。例如,水平眼睛活動係光點21和24之共同反射與光點22和23之共同反射的比較而感測得到。類似的方式,垂直眼睛活動則藉光點21和22之共同反射與光點23和24;共同反射的比較而感測得到。

上述的處理方式對於如第一到五圖的狀況均相同,以下則將針對第一圖使用虹膜/瞳孔邊界14之實施例加以明。使用虹膜/瞳孔邊界14乃是因其係自然發生並在反射特徵上有最大的對比。值得注意的是,鞏膜11和墨水環16亦四散地反射光,而鞏膜11較之虹膜12或墨水環16有更多的反射量。因此,鞏膜11和虹膜12係被一起使用(即虹膜/鞏膜邊界15)以及墨水環16可被用以置換或加強虹膜/鞏膜邊界15。

鑑於本發明係用於眼睛外科手術過程之事實,光點21,22,23和24的波長和功率必須列入考慮。該光點最好位在可見光譜範圍以外,如此才不致於在進行外科手術時干擾或阻礙外科醫生的眼睛。而且,該光點必須符合”美

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

夜

訂



## 五、發明說明( 7 )

國國家標準協會(ANSI)之不"損害眼睛"的安全要求。雖然有很多光波長符合上述之要求，而在本發明示例中，光點21, 22, 23和24之波長係接近 $900 \times 10^{-9} \text{ m}$ 的範圍。光在此範圍達到上述界定之標準並且更可為已存在之可用且經濟之光源所產生。一個這樣的光源係在4KHz頻率操作而波長為 $900 \times 10^{-9} \text{ m}$ 之高脈動重複率的GaAs雷射。

光點21, 22, 23和24的尺寸係依所討論之邊界而改變。例如，用在虹膜/瞳孔邊界14的光點尺寸係 $1 \times 10^{-3} \text{ m}$ 之一階次，而用在虹膜/鞏膜邊界15的光點尺寸係 $1 \times 10^{-3} \text{ m}$ 之二階次。然而吾人須知，光點尺寸並非固定，而係依病患和背景明亮度有所改變。

一較佳實施例之系統標示以100並用以實施本發明之方法將以如第六圖所示之流程圖來說明。系統100可被分解成一傳送部份和一接收部份。實際上，該傳送部份投射光點21, 22, 23和24於前所述之眼睛10，而該接收部份追蹤由光點21, 22, 23和24的反射。

該傳送部份包含波長 $905 \times 10^{-9} \text{ m}$ 之脈動二極雷射102，該雷射102傳送經由光纖104而至用以分光並遲滯每一來自雷射102之脈動使較佳地成為四個相同能量之脈動的光纖組合105。光纖組合105包含輸出四個相同能量之脈動而進入光纖108, 110, 112和114之一對四光學分光儀106。這樣的光學分光儀的效用係經濟的(如由Causter所製造之HLS2×4型式和由E-Tek Dyamics所製造之MMSC-0404-0850-A-H-1型式)。為能夠使用

## 五、發明說明( 8 )

單一處理器來處理為光纖108, 110, 112和114所傳送之脈動所引起的反射, 該每一脈動係單一地為個別之光纖遲滯線(或光學調變器)109, 111, 113和115所分工。例如, 一遲滯線109造成一零遲滯, 即 $DELAY=0X$ , 其中 $X$ 是遲滯增量; 遲滯線111造成一 $X$ 遲滯, 即 $DELAY=1X$ ; 等。

脈動重複頻率和遲滯增量 $X$ 係被選以使感測器100的數據流率大於所討論之活動的速度。以Saccadic眼睛活動而言, 感測器100之數據流率必須至少有數百Hz。例如, 頻率約為4KHz之感測器數據流率係藉1)選擇一小但足夠之 $X$ 值使處理器160能夠處理該數據(如 $160 \times 10^{-9}$ 秒), 和2)自雷射102選擇脈動之間的時距使為 $250 \times 10^{-6}$ 秒(即在4KHz頻率時脈動的雷射102)來達成。

該四個相同能量之脈動經構成如一光纖束123之光纖116, 118, 120和122而射出光纖組合105。光纖束123排置光纖116, 118, 120和122產生一四方形(點線), 而使每一光纖中心位於該四方形之四個角落, 如第七圖的剖面圖所示。為了清晰之緣故, 多種習知構造特徵之光纖束123(如披在光纖上, 間隔片, 絕緣體等)已被刪掉。

自光纖組合105傳送的光經過用以減弱該光 $X$ 分量且輸出如箭頭126所示之水平極化之光束的光學極化器124。水平極化光束126到達並聚焦透鏡130, 其中光束126之間間置係基於所討論之邊界而做調整。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

訂

訂

## 五、發明說明(9)

此外，一連續變更焦距而維持焦點正常的鏡頭可被供以容許調整由光點21, 22, 23和24所形成之型式的尺寸。該性能容許系統100適用於不同病患，邊界等。

有許多光學裝置可用以聚焦透鏡130，其中之一裝置可如第八圖所示。第八圖中，光纖束123係置於顯微鏡之接物鏡1302的工作距離。該顯微鏡接物鏡1302之數值鏡徑係選與光纖116, 118, 120和122的數值鏡徑相同。顯微鏡接物鏡1302放大並平行該入射光。連續變更焦距而維持焦點正常的鏡頭1304提供一額外用做較可調性之放大因素。平行鏡1306有一焦距長度與自連續變更焦距而維持焦點正常的鏡頭1304之物像的距離相同以致其輸出為平行。該像鏡1308之焦距係至眼睛的距離致像鏡1308使光聚焦為在該眼睛角膜的四個鮮明的光點。

再次參閱第六圖，極化光束分光塊140接收來自聚焦透鏡130之水平極化光束126。極化光束分光塊係為習知之技術。藉由示例，該分光塊140由Newport-Klinger所製造之10FC16PB.5型式，分光塊140係以僅傳送水平之極化而反射垂直之極化所構成。因此，分光塊140僅傳送如箭頭142所示之水平極化光束126。是以，僅水平極化光入射至眼睛10上之光點21, 22, 23和24。而自眼睛10反射回來的光能量被解極化(即光同時具有水平和垂直極化分量)而如交叉箭頭150所示。該反射光的垂直分量則被導引/反射而如箭頭152所示。因此，分光塊140乃用以分離該傳送光能量和反射光能量而做為精確量測之用。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

## 五、發明說明(10)

該自光點21, 22, 23和24反射的垂直極化部份經通過聚焦透鏡154用以成像於一紅外線偵測器156。偵測器156傳出信號予一分工尖峰偵測電路158, 該電路基本上係複數個尖峰取樣及持留電路。很多這種電路係為熟知之技術。電路158之構成是依據雷射102的脈動重複頻率和遲滯量X而用以對偵測器156取樣(並自其持留尖峰值)。例如, 若雷射102的脈動重複頻率為4KHz, 電路158以每 $250 \times 10^{-6}$ 秒收集自光點21, 22, 23和24之反射。

藉由示例, 紅外線156係由EG&G所製造之湧光二極體(avalanche photodiode)C30916E型式。一代表時間分工尖端電路158則於第九圖之流程圖中更詳細地示出。自偵測器156輸出之偵測器信號係輸入四個尖峰和持留電路1581, 1582, 1583和1584。對一已知的傳送雷射脈動, 該偵測器輸出之四個訊號將被如第二圖所示之四條光學遲滯線109, 111, 113和115協同以使因時間的遲滯而分隔成爲四個脈動。該四個爲時間分隔的脈動乃被饋予尖峰和持留電路1581, 1582, 1583和1584。輸入給予能量之信號亦被饋至尖峰和持留電路使與雷射發射指令同步。該傳至尖峰和持留電路的給予能量信號係爲遲滯電路1585, 1586, 1587和1588所遲滯。該遲滯設定係因應遲滯線109, 111, 113和115的遲滯而使該四個脈動之每一脈動輸入尖峰和持留電路。例如, 遲滯電路1585造成相對於遲滯線109之零時間遲滯, 遲滯電路1586造成相對於遲滯線111之X時間遲滯等。因此, 該與一組四個光點協同之

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

46

## 五、發明說明(11)

反射能量係被集中而為該偵測器信號並為該四個尖峰和持留電路1581, 1582, 1583和1584所獲得。此時, 輸出分工器1589讀取該每一尖峰和持留電路所獲之數值並依序地將其輸入處理器160。

每一四個光點組(即雷射102之每一脈動)與其反射能量的數值傳至水平和垂直眼睛活動分量均已確定的處理器160。例如, 使 $R_{21}$ ,  $R_{22}$ ,  $R_{23}$ 和 $R_{24}$ 分別代表自一組光點21, 22, 23和24的反射偵測量。水平活動量係直接取決於一常態化之關係式

$$\frac{(R_{21} + R_{24}) - (R_{22} + R_{23})}{R_{21} + R_{22} + R_{23} + R_{24}} \dots\dots\dots(1)$$

而垂直活動量係直接取決於另一常態化之關係式

$$\frac{(R_{21} + R_{22}) - (R_{23} + R_{24})}{R_{21} + R_{22} + R_{23} + R_{24}} \dots\dots\dots(2)$$

值得注意的是, 常態化(即以 $R_{21} + R_{22} + R_{23} + R_{24}$ 分母)減小信號強度之變化效應。

一經處理之後, 該指示眼睛活動的反射差額(或其不足之值)可被以多種不同方式運用。例如, 一過度之眼睛活動量可被用以驅動一警訊170。此外, 該反射差額可如反饋控制般用以追蹤伺服172而定位一溶發雷射。而且,

## 五、發明說明(12)

該反射差額可被顯示於一顯示器174上用作追蹤或教學之用途。

本發明具備多種優點，眼睛活動可被量化測得並得以不受雷射定位機械裝置之控制而用以自動地再導引系統的雷射傳送和眼睛追蹤部份。該系統於操作中不會干擾特殊治療雷射或外科醫生進行治療過程。

雖然本發明已經以一特定實施例加以描述，其仍有數種變化和修飾而為了解該技藝之人士所知悉，其有必要為人明瞭者，即在此後附錄之申請專利範圍中，本發明仍可運用於本專利範圍所敘述之應用以外而仍為本發明專利之範圍所涵蓋。

其欲申請之新的專利和保護者如下；

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂  
線

四、中文發明摘要(發明之名稱: )

### 眼睛活動感應方法和系統

本發明提供一方法和系統在非強制的情形下感測眼睛運動，如Saccadic眼睛運動。一光學傳送裝置轉換一雷射光束脈動使成爲複數個光點。該光點聚焦並入射至一邊界上的相對應位置，而該邊界的運動係與眼睛的活動一致。該邊界可以二反射係數不同之視覺上鄰接的表面所界定。能量係由每一在邊界上接收該光點的位置所反射。一光學接收裝置則偵測自該每一位置反射的能量。該在至少一或更多位置之反射能量的改變指示眼睛的運動。

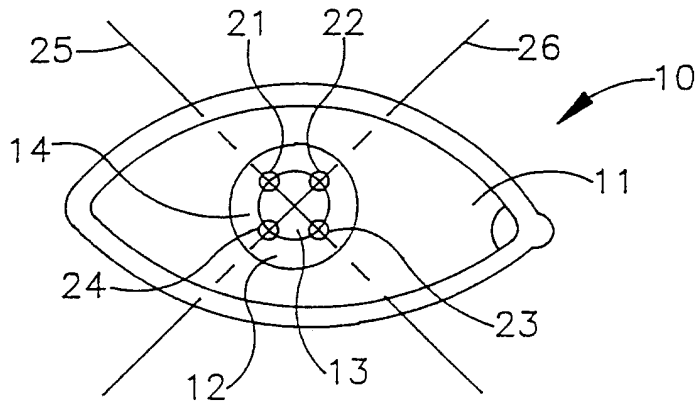
英文發明摘要(發明之名稱: )

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

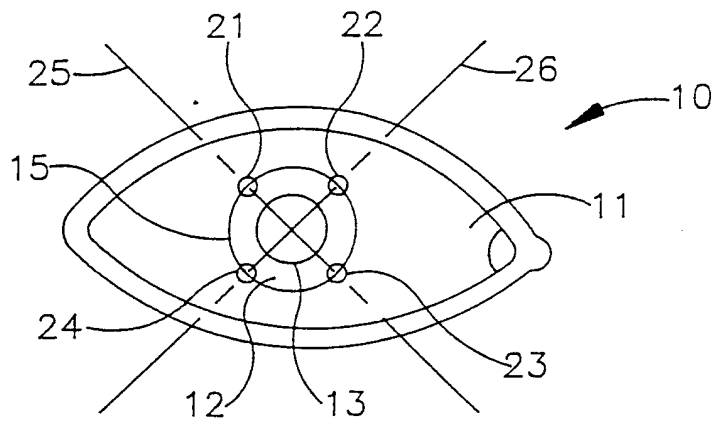
裝

訂

圖式



第一圖



第二圖

(請先閱讀背面之注意事項再行繪製)

裝

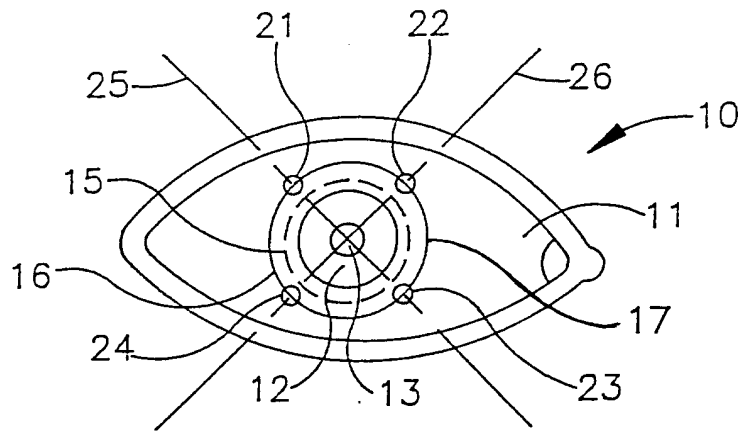
訂

線

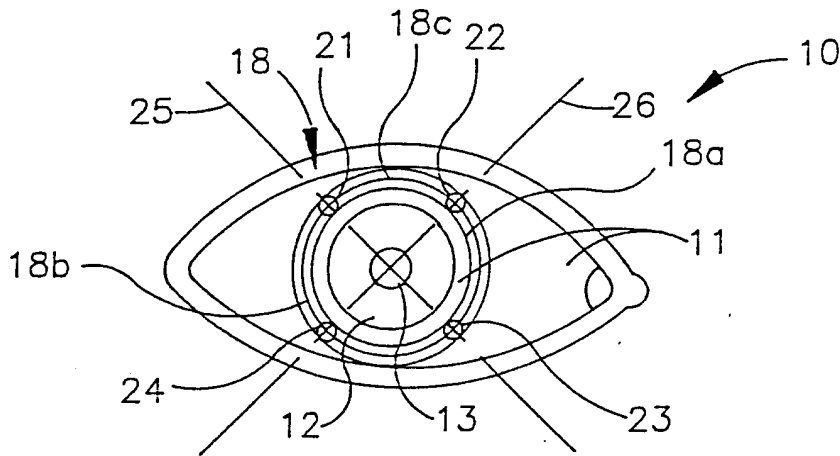


A9  
B9  
C9  
D9

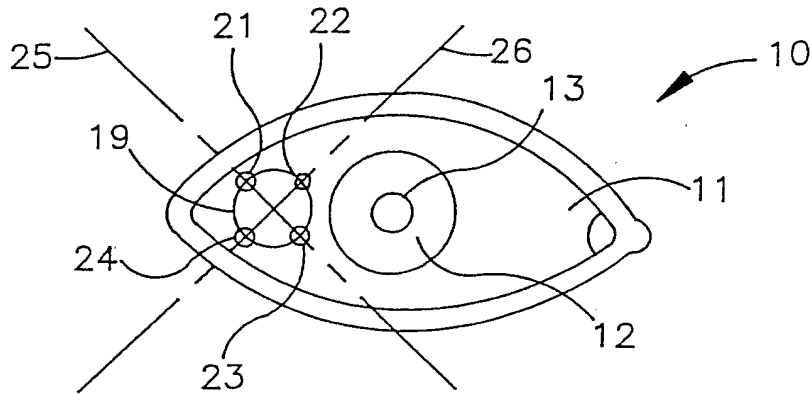
圖式



第三圖



第四圖

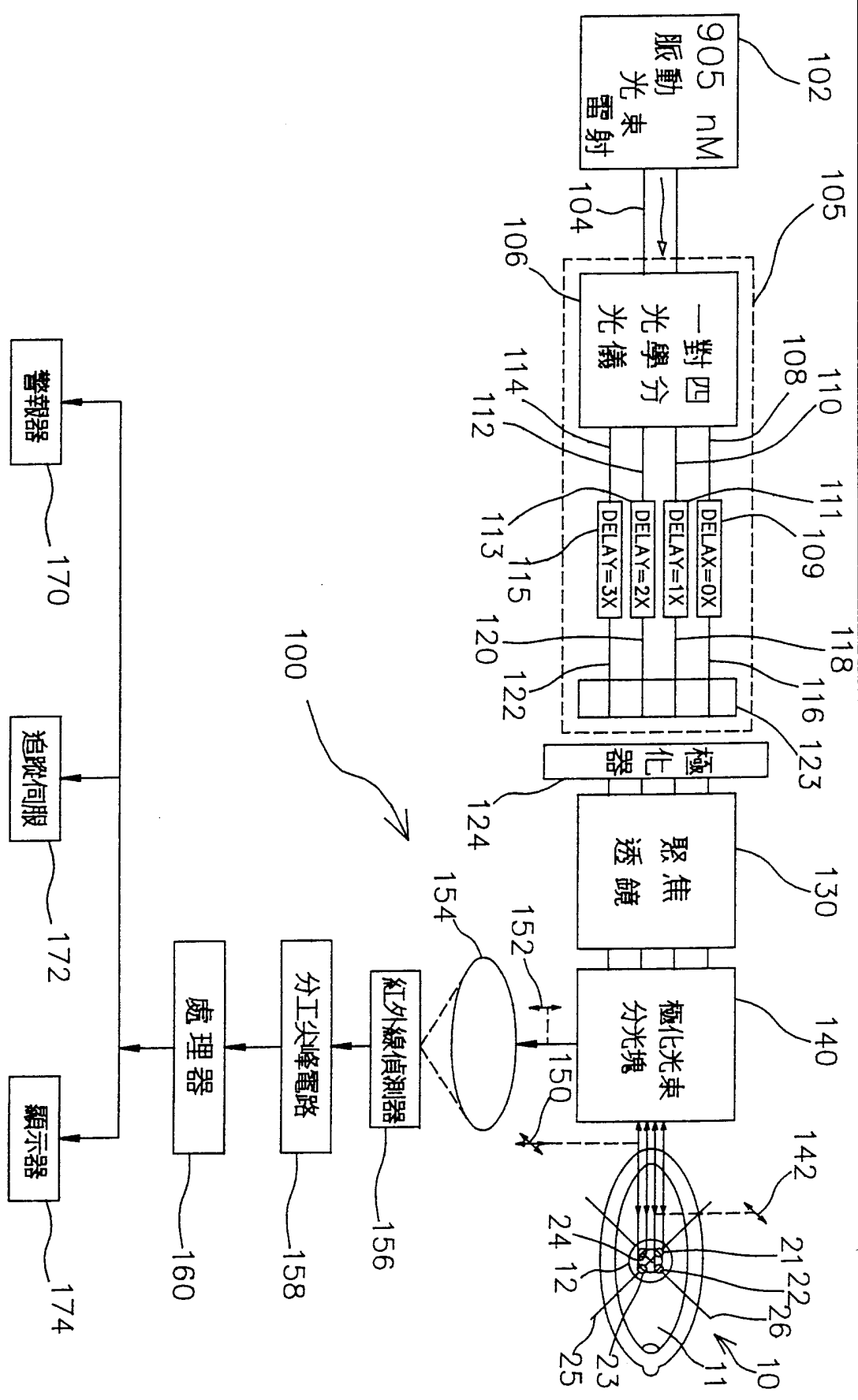


第五圖

(請先閱讀背面之注意事項再行繪製)

裝  
訂  
線

(請先閱讀背面之注意事項再行繪製)



圖式

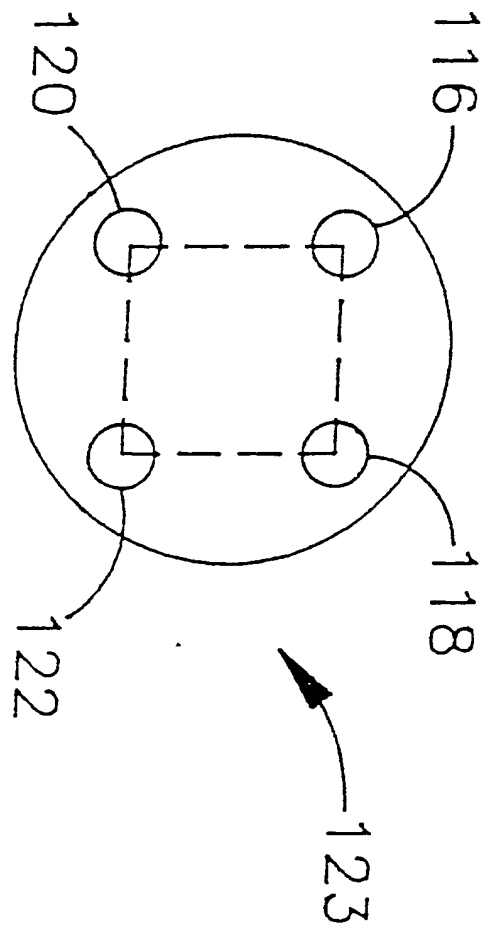
第六圖

A9  
B9  
C9  
D9

(請先閱讀背面之注意事項再行繪製)

裝 訂 線

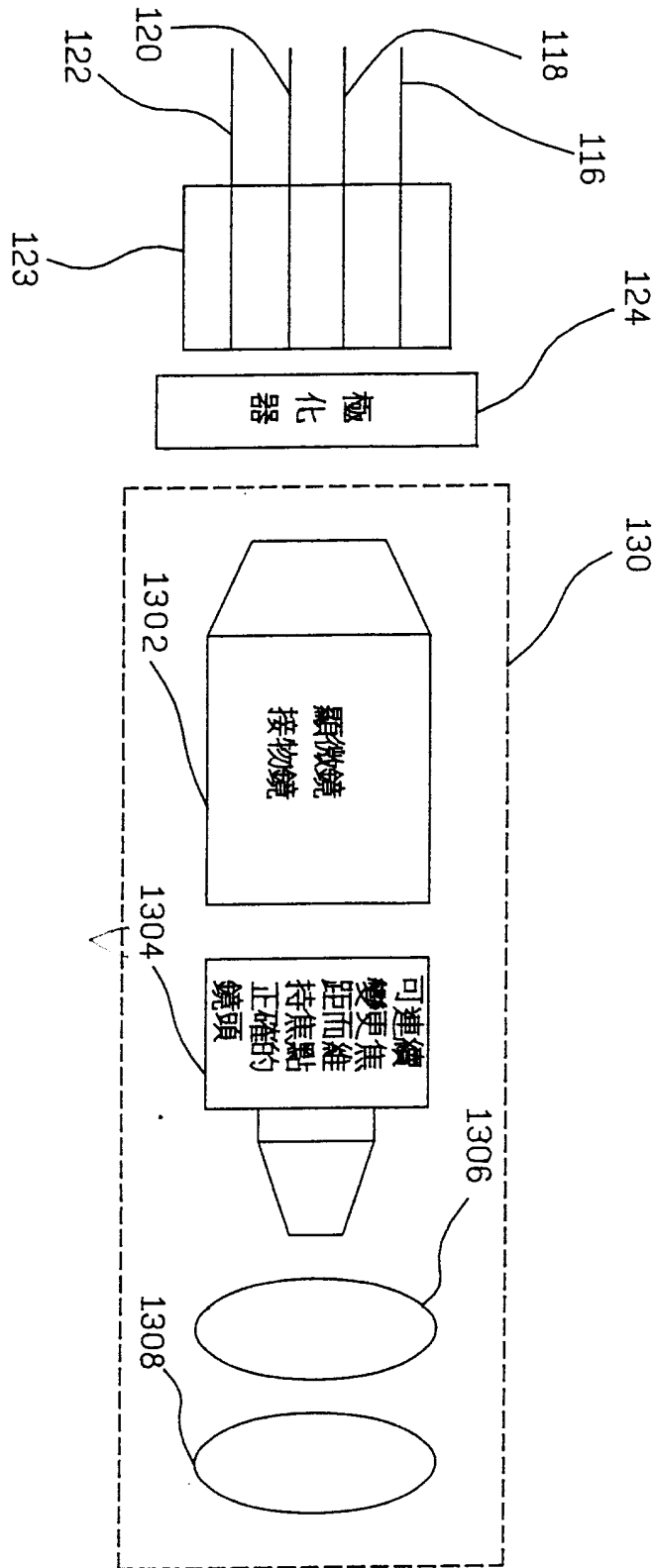
圖式



第七圖

(請先閱讀背面之注意事項再行繪製)

裝 訂 綫



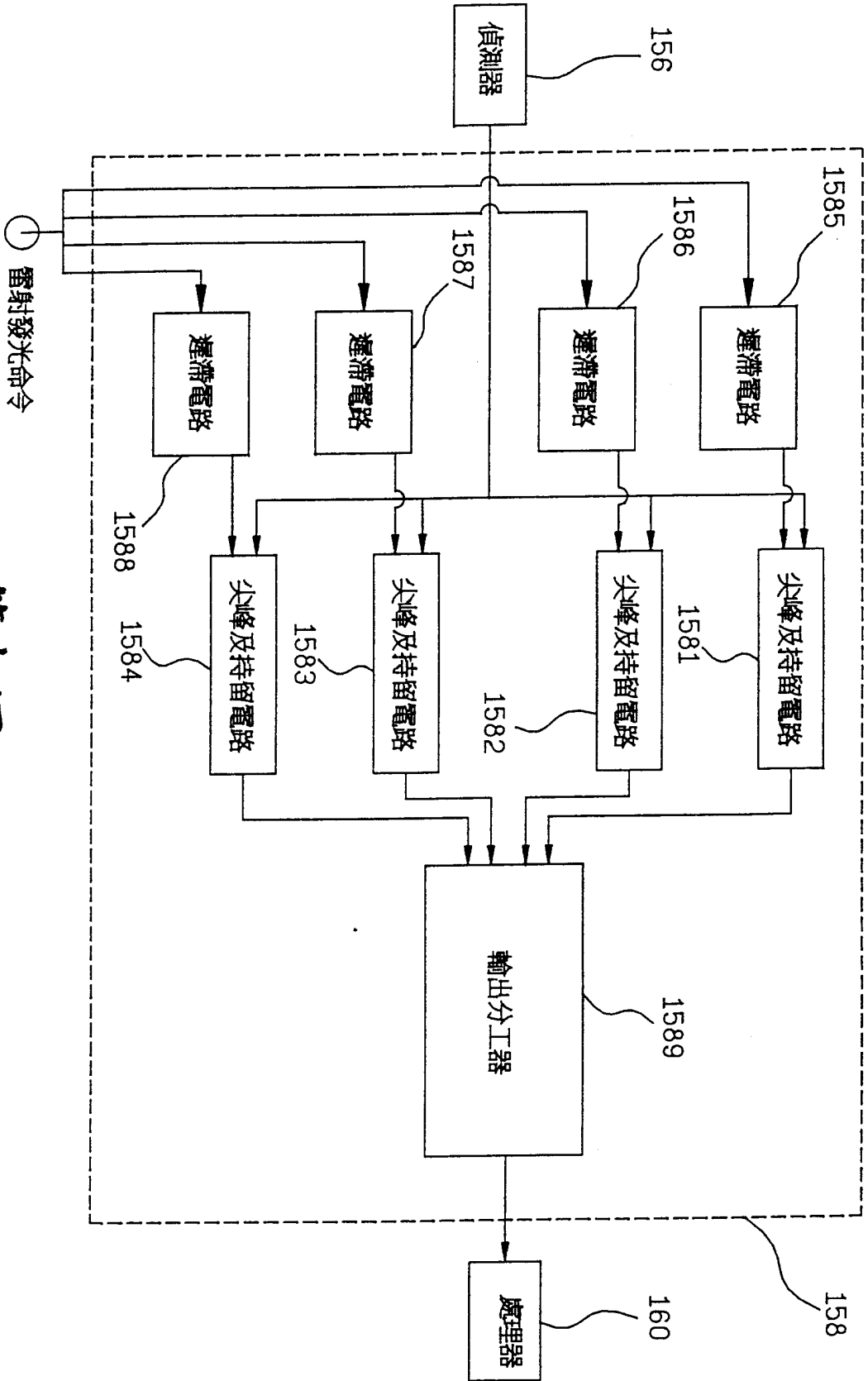
圖式

第八圖

(請先閱讀背面之注意事項再行繪製)

裝 訂 綫

圖式



第九圖

## 六、申請專利範圍

1. 一種用以感應眼睛活動的方法包含步驟：
  - 1) 使複數個光點對應聚焦於與該眼睛活動一致之邊界上複數個位置，該邊界係為二不同反射係數之視覺上鄰接的表面所界定，其中能量係反射自各該複數位置；以及
  - 2) 監控自各該複數位置反射之該能量，其中一個或更多之該位置上該反射能量的改變係表示眼睛的活動。
2. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中該邊界包圍著該眼睛之視覺軸。
3. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中該邊界係自然地發生。
4. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中該邊界係一虹膜/瞳孔邊界。
5. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中該邊界係一虹膜/鞏膜邊界。
6. 如申請專利範圍第 2 項所述之方法，其中至少一之該二視覺上鄰接的表面係人造的，且更包含置放該至少一之該二視覺上鄰接的表面於包圍該眼睛視覺軸之位置的步驟。
7. 如申請專利範圍第 6 項所述之方法，其中該置放之步驟包含貼上該至少一之該二視覺上鄰接之表面於該眼睛之步驟。
8. 如申請專利範圍第 6 項所述之方法，其中該至少一之該二視覺上鄰接之表面係為圓形且該置放之步驟包含大略

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

## 六、申請專利範圍 86 4 //

地設置該至少一之該二視覺上鄰接之表面於該眼睛視覺軸之中央的步驟。

9 · 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中該二視覺上鄰接的表面之一具有反射增強黏劑，更包含貼該黏劑於該眼睛之步驟。

10 · 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中該每一光點係被選擇而具有對眼睛安全之波長。

11 · 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中該每一光點係被選擇而具有在可見光譜範圍以外之波長。

12 · 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中該每一光點係被選擇而具有大約  $900 \times 10^{-9} \text{ m}$  之波長。

13 · 如申請專利範圍第 1 2 項所述之方法，其中該波長係  $905 \times 10^{-9} \text{ m}$ 。

14 · 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中該複數個光點包含四個光點。

15 · 如申請專利範圍第 1 4 項所述之方法，其中該邊界係圓形且該四個光點係大概且平均地間置於該圓形邊界。

16 · 如申請專利範圍第 1 5 項所述之方法，其中該監控步驟包含合併自該鄰接對之該四個光點反射的能量使偵測在該圓形邊界中心交叉之二正交軸上眼睛活動的步驟。

17 · 一用以感應眼睛活動的系統，包含：

傳送透鏡用以使複數個光聚焦於與該眼睛活動一致之邊界上相對應複數個位置，該邊界係為二不同反射係數之

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

## 六、申請專利範圍

視算上鄰接的表面所界定，其中能量係反射自各該複數位  
置；以及

接收透鏡用以偵測自各該複數位位置反射之該能量，其  
中一個或更多之該位置上該反射能量的改變係表示眼睛的  
活動。

18．如申請專利範圍第17項所述之系統，其中該傳送  
透鏡包含一產生對眼睛安全之光能量的光源，該光能量係  
被用以產生該複數個光點。

19．如申請專利範圍第17項所述之系統，其中該傳送  
透鏡包含一產生在可見光譜範圍以外之光能量的光源，該  
光能量係用以產生該複數個光點。

20．如申請專利範圍第17項所述之系統，其中該傳送  
透鏡包含一產生光能量而波長為 $900 \times 10^{-9} \text{ m}$ 之光源，該  
能量係被用以產生該複數個光點。

21．如申請專利範圍第20項所述之系統，其中該光源  
係波長為 $905 \times 10^{-9} \text{ m}$ 之光源。

22．如申請專利範圍第17項所述之系統，其中該邊界  
係為圓形且該複數個光點包含四個光點，該傳送透鏡包含  
用以大概且平均地間置在該圓形邊界四個光點之裝置。

23．如申請專利範圍第22項所述之系統，更包含一處  
理器用以處理自鄰接對之該四個光點反射之能量，而偵測  
在該圓形邊界中心交叉之二正交軸上眼睛的活動。

24．一用以感應眼睛活動之系統，包含：

一光源用以產生一脈動光束；

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線



## 六、申請專利範圍

一 光學傳送裝置用以轉換該每一脈動光束之脈動成爲複數個光點且用以使該複數個光點對應入射於與該眼睛活動一致之邊界上複數個位置，該邊界係爲二不同反射係數之視覺上鄰接的表面所界定，其中能量係反射自該每一位置；以及一光學接收裝置用以偵測該自每一位置反射之能量，其中一個或更多之該位置上反射能量的改變係表示眼睛的活動。

2 5 · 如申請專利範圍第 2 4 項所述之系統，其中該複數個光點具有大約  $900 \times 10^{-9} \text{ m}$  之波長。

2 6 · 如申請專利範圍第 2 5 項所述之系統，其中該波長係  $905 \times 10^{-9} \text{ m}$ 。

2 7 · 如申請專利範圍第 2 4 項所述之系統，其中該光學傳送裝置包含：

一 光學分光儀用以轉換該每一脈動成爲複數個相等能量之脈動；

遲滯裝置用以導引一唯一的遲滯時間進入該每一相等能量脈動；以及

聚焦透鏡用以使該每一相等能量脈動經由該遲滯裝置聚焦而成爲該複數個光點之一對應。

2 8 · 如申請專利範圍第 2 7 項所述之系統，其中該遲滯裝置包含光纖遲滯線。

2 9 · 如申請專利範圍第 2 4 項所述之系統，其中該光學傳送裝置包含連續變更焦距而維持焦點正確之透鏡用以調

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

## 六、申請專利範圍

整被該複數個光點入射於該複數個對應位置所形成式樣之尺寸。

30·如申請專利範圍第27項所述之系統，更包含(極化)裝置用以極化該每一相等能量之脈動並經由該遲滯裝置使成爲水平極化分量，該聚焦透鏡包含一極化光束分光塊用以只傳輸該水平極化分量自該每一相等能量脈動經由該遲滯裝置而形成該複數個光點。

31·如申請專利範圍第30項所述之系統，其中自該每一位置反射之能量均係垂直及水平極化，該光學接收裝置包含：

該極化光束分光塊用以引導該反射能量中之垂直極化分量而與該反射能量中之水平極化分量區分開來；以及

能量偵測透鏡用以量測該垂直極化的反射能量。

32·如申請專利範圍第31項所述之系統，其中該每一光點之波長約爲 $900 \times 10^{-9} \text{ m}$ ，以及其中該能量偵測透鏡包含一紅外線偵測器。

33·如申請專利範圍第32項所述之系統，其中該波長係 $905 \times 10^{-9} \text{ m}$ 。

34·如申請專利範圍第24項所述之系統，其中該光源包含一單一光源，及其中該光學傳送裝置包含一一對四之光學分光儀而使該複數個光點包含四個光點。

35·如申請專利範圍第34項所述之系統，其中該每一個光點之波長約爲 $900 \times 10^{-9} \text{ m}$ 。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

竣

## 六、申請專利範圍

36. 如申請專利範圍第35項所述之系統，其中該波長係 $905 \times 10^{-9} \text{ m}$ 。

37. 如申請專利範圍第34項所述之系統，其中該邊界係圓形及該光學傳送裝置包含用以大概且平均地間置該四個光點於該圓形邊界的裝置。

38. 如申請專利範圍第37項所述之系統，其中該每一光點之波長約為 $900 \times 10^{-9} \text{ m}$ 。

39. 如申請專利範圍第38項所述之系統，其中該波長係 $905 \times 10^{-9} \text{ m}$ 。

40. 如申請專利範圍第37項所述之系統，更包含一處理器，用以處理自鄰接對之該四個光點所反射之能量而使偵測在該圓形邊界中心交叉之二正交軸上眼睛之活動。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線