

公告本

申請日期	92.10.8
案 號	9'0174800
類 別	A61B3/03

A4
C4

508228

(以上各欄由本局填註)

發 明 專 利 說 明 書		
一、發明 名稱	中 文	由波前像差資料進行視覺折射之決定以及最佳定做矯正之設計
	英 文	DETERMINATION OF OCULAR REFRACTION FROM WAVEFRONT ABERRATION DATA AND DESIGN OF OPTIMUM CUSTOMIZED CORRECTION
二、發明 創作人	姓 名	(1)大衛 R. 威廉 (2)安東尼.奎勞
	國 籍	美 國
	住、居所	(1)美國紐約州 14623 費爾波特市雪特克利克巷 28 號 (2)美國紐約州 14623 羅確斯特市昆比路 280 號
	姓 名 (名稱)	羅確斯特大學
三、申請人	國 籍	美 國
	住、居所 (事務所)	美國紐約州 14627 羅確斯特市海蘭大樓 518 號
	代 表 人 姓 名	馬克 S. 科伯恩

裝

訂

線

(由本局填寫)

承辦人代碼：
大類：
I P C 分類：

A6
B6

本案已向：

美國（地區）申請專利，申請日期：2000.10.10 案號：60/238,465，☒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

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

五、發明說明（ | ）

[相關申請案之參考]

本申請案係主張於西元 2000 年十月 10 日所提出申請的美國臨時申請案第 60/238,465 號之裨益，該件臨時申請案之揭示內容係以參照方式而整體納入本文。

[相關技藝之敘述]

種種客觀(objective)技術(測眼膜術(retinoscopy)、自動折射(autorefraction)、光折射(photorefraction))係可運用以測量人眼之球面與柱面折射誤差。該等客觀技術係快速，且構成一種對於執行主觀(subjective)折射之具有吸引力的替代方式。客觀折射係不僅為有用而且經常為根本必要的，舉例而言，當檢驗具有心智或語言障礙之年輕兒童與患者時。然而，一個主要考量係欲適當客觀決定觀察者之折射。由於所有該等客觀方法係均基於由網膜所反射並且由眼睛所發出的光線，眼睛像差係減低測量之準確性。眼睛係受患於超過散焦(defocus)與像散(astigmatism)之諸多較高階像差，其引入缺陷於所偵測的光線圖案(pattern)。因此，光折射方法係基於近軸(paraxial)光學分析，且已經顯示的是當正常人眼之球面像差係考量時將存有重大程度之測量不確定性。像差係亦將影響測眼膜之測量。雖然自動折射器提供眼睛折射狀態之可靠測量，其於準確性與重覆能力之限制係為眾所週知。舉例而言，存有介於自動折射與主觀測量之間的差異，尤其是具有像散、或者當眼睛屈折異常(ametropia)程度係大時。該等差異係描述於:M. Elliott 等人

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (﹂)

所著之“自動折射之重覆能力與準確性:Nikon NRK-8000、Nidek AR-1000、與主觀折射之一比較”(Optom. Vis. Sci. 74, 第 434-438 頁, 西元 1977 年);J. J. Walline 等人所著之“像散測量之重覆能力與有效性”(J. Refract. Surgery 15, 第 23-31 頁, 西元 1999 年);以及, A. M. Thompson 等人所著之“Tomey ViVA 紅外性光折射器之準確性與精密度”(Optom. Vis. Sci. 73, 第 644-652 頁, 西元 1996 年)。此外, 測眼膜術與自動折射係通常為不同於某個程度, 如同描述於 E. M. Harvey 等人所著之“於美國出生的未滿學齡兒童之折射誤差測量:自動折射之有效性與複製能力”(Optom. Vis. Sci. 77, 第 140-149 頁, 西元 2000 年)。

關於自動折射之患者的偏好係敘述於 M. A. Bullimore 等人所著之“自動折射器與臨床處方之患者接受度:一隨機化的臨床試驗”(Visual Science and its Applications, 西元 1996 年技術文摘分卷第 1 冊, 美國華盛頓州之光學協會, 第 194-197 頁)以及於 M. A. Bullimore 等人所著之“自動化與臨床折射之重複能力”(Optometry and Vision Science, 第 75 冊, 第 8 號, 西元 1998 年八月, 第 617-622 頁)。該等論文顯示的是, 患者偏好臨床之折射;舉例而言, 前一篇論文陳述的是, 自動折射器具有約於高過臨床者 11%之一拒絕率。該於拒絕率之差異係暗示的是, 自動折射係相較於臨床處方為較不準確。因此, 於自動折射之現有技藝係具有可供改善的空間。

關於該點, 其利用眼睛的高階像差並且提供主觀折射

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (7)

的準確估計之一種客觀方法的發展係一個重要的挑戰。該種方法係將極為有用，舉例而言，用以改善折射外科手術。隨著愈多的患者需要有關折射外科程序，在外科手術前之折射誤差的準確測量係變得更為重要以處理折射結果。另一個重要的議題係關於眼睛之老化。一個差異係已經被發現為介於對於不同年齡族群的主觀折射與自動折射之間。該差異係可能來自於視覺像差為隨著年齡所增加之事實。該年齡相依關係被描述於 L. Joubert 等人所著之“於主觀折射上之過量的自動折射:於年齡之相依關係”(Optom. Vis. Sci. 74, 第 439-444 頁, 西元 1997 年)以及於 A. Guirao 等人所著之“作為於正常人口的一年齡函數之人眼的平均光學性能”(Ophth. Vis. Sci. 40, 第 203-213 頁, 西元 1999 年)。其考慮主體(subject)的特定像差圖案之一種客觀方法係將提供對於所有年齡族群的可靠估計。該種方法亦可自動給予對於每個瞳孔尺寸與亮度級(light level)所定製的一折射值，由於像差係均隨著瞳孔尺寸所增加並且視覺敏銳度係視亮度條件而定。

眼睛之較高階像差係可於目前以例如一種 Shack-Hartmann 感測器所快速、準確、及反覆測量。一種供達成此舉之方法及裝置係揭示於授與 Williams 等人之美國專利第 5,777,719 號。似乎接著幾乎為強制以最佳化此新資訊之運用於一更為準確的設備中。

視力矯正之最簡單實例係顯示於第 1A 圖，其中，僅有之誤差係焦距者。即，通過眼睛 102 之瞳孔 103 的邊緣

五、發明說明（4）

之射線 R 係聚焦於一近軸平面 110，其係與網膜平面 112 為空間相隔。是以，所需之僅有的矯正係將聚焦平面由近軸平面 110 而平移至網膜平面 112。在近軸平面 110 之前、在近軸平面 110、與在近軸平面 110 之後的影像係分別顯示為 124、126、與 128。

於第 1B 圖之圖式係顯示由具有負球面像差之一近視眼 102' 所形成影像的一個實例。不具有球面像差時，所有的射線 R' 係將聚焦於近軸平面 110，且之後該眼睛的折射係將由欲置換該聚焦平面至位於網膜上的平面 112 所需之球面負透鏡而計算。然而，歸因於球面像差，通過瞳孔 103 的邊緣之射線 R 係收斂在接近該眼睛之一平面 104 (邊緣平面)。該簡單實例係顯示於不同平面之射線分佈將如何產生具有不同品質的影像 114-122。該眼睛之折射係應為用以置換“最佳影像”的一平面至網膜所需者。

一類似現象係發生在當像散必須被矯正時。視該眼睛之高階像差而定，欲使得影像品質為最大化，欲矯正之像散量係可為超過近軸區域而不同於對應至 Sturm 間隔者 (介於由像散所決定的二個聚焦平面之間的距離)。

該種情況係顯示於第 1C 圖。來自眼睛 102'' 之瞳孔 103 的不同位置之射線 R'' 與 R''' 係具有其為不一致或者甚至為同軸之焦點。因此，在各個位置所取得的影像係顯示為 130、132、與 134。於其中並非所有的像差係可矯正之情形，或者於其中所有的像差係可僅為部分矯正之情形，必須決定影像 130、132、與 134 之何者為最佳的影像。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (4)

最佳影像係非(或者至少非為必須)藉著矯正對應於近軸近似之散焦與像散而達成，其並未考慮高階像差之影響。接著之問題係何者為該“最佳影像”。藉著一種幾何射線追蹤(tracing)，答案係在於最佳影像將對應於光點(spot)尺寸為最小值之一平面。於第 1B 圖所示之平面 106 係稱為最少混亂(LC, least confusion)平面，且舉例而言係針對一種具有像差之系統，其球面像差位在介於近軸與邊際平面之間的 3/4 距離處。另一個備選者係平面 108，於其之光點的均方根(RMS)半徑係最小值。於第 1B 圖之實例，該平面係位在介於邊際與近軸平面之間的中途。然而，幾何決定之光點係並未準確反射點散函數(PSF, point spread function)，其係基於波前感測器的結果之所計算的網膜影像，且其係應基於在出射瞳孔之光線繞射而計算。於真實影像中之光線分佈係通常極為不同於以射線追蹤所幾何預測的影像。關於影像品質之任何考量係應運用繞射理論而達成。

該等高階像差係與低階像差為結合，其係習稱為“平衡(balancing)”。普遍運用的 Zernike 多項式之主要性質的一者係在於其代表平衡的像差。二階多項式 $Z_2^{0,2}$ 代表散焦與像散。舉例而言，球面像差係與於項 Z_0^4 之散焦為平衡；項 $Z_4^{2,2}$ 係與像散為平衡，...等等。像差平衡係一種引人注意的概念，其意義在於具像差之波前的一最小 RMS 係暗指最佳影像之達成。因此，波像差之 RMS 係已被運用作為一眼睛為如何像差之一測量而且作為影像品質之一度量：該 RMS 愈低，則影像品質愈佳。支持該種運用之一事實係在於，

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (6)

針對小像差之 RMS 係關連於亦運用作為影像品質的一準則之另一常用的度量，即 Strehl 比值，其定義為 PSF 之輻照度的峰值。對於小像差而言，波像差之 Strehl 比值與 RMS 係為反比例:當 Strehl 比值係最大時，RMS 係最小。數個方程式係已經推導以表示該關係;最為習知之一者係為:

$$S = \exp \left(- \left(\frac{2\pi}{\lambda} RMS \right)^2 \right), \tag{1}$$

其中，S 係 Strehl 比值，λ 係波長。

波像差係通常在測量後而分解為 Zernike 基礎函數， $W = \sum a_n^m Z_n^m$ 。此舉之一個優點係在於，波像差之 RMS 係可接著易於由 Zernike 係數所得: $RMS^2 = \sum (a_n^m)^2$ 。因此，眼睛的折射誤差、或者一組高階像差之任何矯正係可決定，藉著將對應的 Zernike 係數設定為零 ($a_2^{0,2} = 0$ 以矯正折射誤差，或者例如 $a_3^1 = 0$ 以矯正彗形者(coma))。但是，同樣地，基於繞射之影像分析顯示概括以該想法之失效。當像差係大時，一最大 Strehl 比值係可得到為非最佳平衡像差(即:並非於 RMS 之一最小值)。更具體而言，當波像差之 RMS 係大於約 0.15 波長，式(1)係不再為有用。相較而言，例如對於一瞳孔尺寸為 6 毫米之正常平均眼睛的球面像差值係 3 至 4 波長。因此，欲規定折射並達成最佳影像品質所需之球面與柱面係無法由最小 RMS 之假設而得到。同樣情形係發生在若欲假裝矯正例如球面像差或彗形者。平衡後的二次球

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (7)

面像差(多項式 z_0^0)與平衡後的二次彗形者(z_3^1)係並未提供對於大像差之最大 Strehl 比值。

RMS 最小化技術係運用來自 Zernike 展開之係數 a_0^2 與 a_2^{+2} ，並且造成散焦與像散之矯正。近軸技術係取出於波像差中的總散焦與像散。

當高階像差增加時，其係基於瞳孔平面以及運用波像差本身資料之上述技術二者均失效。尤其是，介於像差的主觀與客觀決定之間的差異係隨著波像差之 RMS 而增加，如第 1D 圖所示，其中之曲線(1)指出 RMS 最小化技術而曲線(2)指出近軸技術。於人口中之高階像差係已經發現為平均 0.3 微米，如第 1E 圖所示。結果，上述技術係對於近乎半數人口為不適用而且將引入高達 1 屈光度之誤差。

[發明概論]

將由上文所明顯得知的是，於此技藝中係存在需求以克服先前技藝之上文所指出的缺陷。因此，本發明之一個主要目的係提出一種眼睛之較高階像差的客觀測量，其提供一種對於主觀折射之準確估測。

本發明之另一個目的係欲提供一種對於多個瞳孔尺寸、亮度級、與年齡之可靠測量。

本發明之又一個目的係欲判定其最佳表示對於視力的最佳影像之度量(metric)。

本發明之再一個目的係欲提供對於較大百分比的人口之可靠測量。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明（ 9 ）

上述以及其他目的係透過一種計算系統及方法所達成，由其波像差之測量而決定眼睛之折射誤差。該種程序計算其使得一或多個度量為最佳化之球面與柱面的組合，基於網膜影像中的光線分佈，其係受到高階像差所影響。網膜影像（其係於網膜或影像平面上的光線分佈）係由一種 Shack-Hartmann 或其他偵測器的結果所計算。直接基於網膜影像之一度量係可被計算，或者其為對於網膜影像的一取代者之一度量係可被運用。於影像平面上的任何度量係可被運用，且一或多個度量係可被運用。該種方法產生一最佳的影像，其係關連於主觀的最佳網膜影像。由於該種方法係計算性，一電腦係所需的僅有硬體，且其係可與一種波前感測器所結合於一小巧的設備中。

本發明係將以下事實納入考慮：儘管瞳孔平面度量係並未準確預測主觀折射，影像平面度量係達成。儘管先前技藝之技術係合適對於僅有 25% 的主體為具有精密度 $\pm 0.25D$ 或者對於 50% 的主體為具有精密度 $\pm 0.5D$ ，本發明將可提供適合矯正以對於大部分的主體為小於 $0.25D$ 的誤差。

對於主觀折射之估測，度量值之峰部與尾部係可運用；即，來自不同於最大值位置之度量曲線的資訊係可運用。舉例而言，該曲線之寬度係可運用以“提供容許度 (tolerancing)”，由於一較窄的曲線係指出一較低的容許度以及因此對於準確矯正之一更為嚴格的需要。一個實例係一隱形眼鏡之較佳配合，其對於具有對於像差之大容許度的主體係矯正球面而未矯正像差。

五、發明說明 (9)

不同於自動折射，其係限制於單一瞳孔尺寸，本發明係並未如此受限。本發明允許主觀折射可對於等於或小於波像差所被測量的瞳孔尺寸之任何瞳孔尺寸而被計算。

本發明係進而針對由上述計算系統與方法所引出之一第二應用。儘管眼鏡與隱形眼鏡已經成功使用以矯正散焦與像散(二階像差)，其仍留下未作矯正的高階像差。對於小瞳孔而言，一種習用之矯正係提供充分的改善。然而，已經發現的是，高階像差具有一重大影響於對於大瞳孔之正常眼睛中的網膜影像品質，且對於年老主體或非正常主體(諸如經過折射外科手術或角膜手術(keratoconus)之患者)之小瞳孔亦然。誠然，一種適應光學系統之運用已經成功矯正高階像差並且提供正常眼睛以超正常光學品質。近來發展係使得實施超級矯正程序之概念為可生存。因此，車床(lathe)技術係允許製造具有幾乎任何像差輪廓之隱形眼鏡，且仍有正進行努力以精製雷射折射外科手術而使得其可矯正除了習見折射誤差以外的其外缺陷。

儘管達成所有的像差之矯正係令人合意的，其暗指一種具有多個自由度之定做矯正。再者，該像差之階數愈高，則對於不相配之容許度愈低而且欲為有效之所需矯正的準確度愈高。其達成像差降低而且同時暗指一種相當簡單強健矯正之一個折衷(tradeoff)係實施為一種僅有某些組合的高階像差(諸如例如彗形(coma)與球面像差)之定做矯正。彗形與球面像差係尤其為重要，因為該等像差係其具有於人眼中之較大值者並且具有對於分散之一大容許度。然而

五、發明說明 (10)

，本發明係概括性質，且可係類似實施至任何其他組合的像差。

簡而言之，若可能偵測相較於可被矯正者之更多的像差，欲被矯正之像差係作選擇，或者是所有的像差係為部分矯正。舉例而言，若 n 個像差係可測量， $m \leq n$ 個像差係可被矯正。本發明係允許欲使主體視力為最佳化所需矯正方法中之補償像差值的一決定。舉例而言，於某些國家中，對於球面之矯正係為普遍，而對於像散則不然。本發明提供一種改良方法以達成此舉。作為另一個實例，由於眼睛係並非穩定，殘餘的像差係無法避免。本發明係使得由該等殘餘像差所引起的問題為最小。

因此，本發明之第二個部分係提出一種計算程序，以設計一種除了像散與散焦以外之眼睛的一些像差之定做矯正的最佳型態。該種程序係考量已留下而未矯正的其餘像差之影響，以計算欲矯正之像差的適當值，藉以達成最佳的影像品質。

數種度量係可運用以描述網膜影像品質。該種計算程序係基於該等度量之最佳化值而計算一主體之折射誤差的規定。

本發明係基於當矯正為根據測量於影像平面上的一度量所實施之顯著的發現，其係無須考量於影像品質之腦部優先選擇。將腦部納入考量之一度量的運用係並未產生重大的差異。反之，原先所以為的是，矯正將必須考量該於影像品質之腦部優先選擇。為此理由，來自天文學之技術(

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (\ \)

其中該等影像並未發生)係將未考慮。因此，計算係相較於發明人原先認為所必要者而大為簡化。

高階像差係影響最佳主觀折射與對於錯誤矯正之容許度。瞳孔平面度量(例如波像差 RMS)係未準確預測主觀折射。因此，波前感測器係可藉著運用影像平面度量(或其作用為對於影像平面度量之取代者(proxy)的量)而改善客觀折射，以納入高階像差之影響。

本發明係由任何可靠的波前裝置而允許主觀折射之預測，且相較於目前的自動折射器而實質為較佳執行。自動折射器之某些限制係:瞳孔尺寸;由網膜所返回且由偵測器所分析之輻射階層(通常為低);諸如光柵之目標係於其二次通過眼睛光學為二倍模糊之事實;以及，目前的自動折射器估計三個或僅為三個參數(球面、柱面與軸)之事實。反之，本發明係可使得對於任何數目的像差為最佳化，從單獨之散焦到多至如同已經測量之諸多像差。本發明係可適用於供矯正之任何技術，包括隱形眼鏡、眼內透鏡(intraocular lens)、眼鏡、雷射折射外科手術、以及適應光學。再者，本發明係允許基於患者的容許度而規定一矯正為偏離最佳矯正。舉例而言，對於僅矯正球面而未矯正像差之一隱形眼睛的患者容許度係可客觀估計。

關於上述代理度量，由經驗所已經發現的是，於多個主體中，最佳影像係可由像差係數所預測。若像差係數係可運用以計算其誤差具有相反正負號之二個結果，該代理度量係可為一簡單平均值或者一加權平均值。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

表

訂

線

五、發明說明 (12)

[圖式簡單說明]

本發明之一個較佳實施例係將參照隨附圖式以詳細敘述，其中：

第 1A 至 1C 圖顯示由具有各種度數像差之眼睛的影像形成實例；

第 1D 與 1E 圖顯示用於視力矯正之先前技藝技術的結果；

第 2 圖顯示於決定需要的折射矯正所執行之作業流程圖，假設為單色光線；

第 3 圖顯示第 2 圖之流程圖的一修正例，以將彩色散焦納入考量；

第 3A 圖顯示對於三維空間之一維的一最佳度量之搜尋；

第 4 圖顯示第 2 圖之參數搜尋的實例，對於具有小像差之一眼睛以及對於大像差之一眼睛；

第 5 圖顯示對於一主體之最佳像差計算的實例，運用第 3 圖之技術；

第 6A 與 6B 圖顯示在不同影像平面之不同度量值；

第 7 圖顯示一種用以實行第 2 圖或第 3 圖之作業的裝置；

第 8A 至 8F 圖顯示主觀及客觀折射之一比較，如同透過各種影像度量所決定；

第 9 圖顯示在透過運用各種影像度量之矯正後的殘餘折射之均方根誤差(RMSE)；

五、發明說明 (17)

第 10 圖顯示介於波形像差之 RMS 的主觀與客觀折射之間的差異相依關係;

第 11 圖顯示對於較高階像差之折射誤差的容許度相依關係;

第 12A 與 12B 圖顯示介於度量容許度與主觀敏銳度容許度之間的一比較;

第 13A 與 13B 圖顯示雙眼折射矯正;

第 14A 至 14C 圖顯示一場景之模擬影像，該場景係由一主體在各種型式的矯正後所觀之;

第 15A 至 15C 圖顯示介於主觀球面等效者與客觀球面等效者之間的關連性，根據以本發明一個較佳實施例與以二個其他技術所取得的實驗結果;

第 16A 至 16C 圖顯示對於相同實驗結果之介於主觀與客觀球面等效者之間的誤差，如同球面像差的一函數;

第 17A 至 17C 圖顯示對於相同實驗結果之介於主觀與客觀圓筒之間的關連性;

第 18A 至 18C 圖顯示對於相同實驗結果之介於主觀與客觀圓筒之間的誤差，如同較高階像差之量的一函數;及

第 19A 至 19C 圖顯示對於相同實驗結果之介於像散的主觀與客觀軸之間的關連性。

[主要符號說明]

102、102'、102'' 眼睛

103 瞳孔

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明(4)

- 104 邊際平面
- 106 最少混亂(LC)平面
- 108 最小均方根(min RMS)平面
- 110 近軸平面
- 112 網膜平面
- 114、116、118、120、122 於不同平面射線分佈所產生的影像
- 124 在近軸平面 110 之前的影像
- 126 在近軸平面 110 的影像
- 128 在近軸平面 110 之後的影像
- 130、132、134 在不同位置所取得的影像
- 202、204、206、208、210、212、214、216、218、220: 第 2 圖之流程圖步驟
- 202、204、205、206'、208、210、212'、214、216、218、220: 第 3 圖之流程圖步驟
- 700 第 7 圖之系統
- 702 於 CRT 上之 Snellen(斯奈侖)(視力單位)圖表
- 704 分光器
- 706 成對的透鏡系統
- 708 分光器
- 710 可移式球面-柱面矯正系統
- 712 雷射二極體
- 714 Shack-Hartmann 感測器
- 716 透鏡狀陣列

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

表

訂

線

五、發明說明 (15)

- 718 CCD 或光偵測器陣列
- 720 電腦
- 722 透鏡製造、外科矯正、適應光學、或影像模擬系統

[較佳實施例詳細說明]

在詳細說明較佳實施例之前，某些量係先將定義。

波像差(wave aberration)係介於邊際射線與通過出射瞳孔中心的射線之間的光路徑。其可表示為 Zernike 多項式 Z_n^m 之一線性組合：

$$W(\rho,\theta)=\sum_{n=m}a_n^m\cdot Z_n^m(\rho,\theta), \tag{2}$$

其中 a_n^m 為 Zernike 係數，且 (ρ,θ) 為於極座標中的瞳孔平面之一點， ρ 為對於瞳孔半徑(r_0)所正規化之半徑座標。像差之階數係由 n 所指出。

第二階係數代表：

- a_0^2 :散焦，
- $a_2^{\pm 2}$:與散焦為平衡之像散。

瞳孔函數(Pupil function)係定義為：

$$p(r,\theta)=A(r,\theta)\cdot\exp\left[i\frac{2\pi}{\lambda}W(r,\theta)\right], \tag{3}$$

其中， $A(r,\theta)$ 係透過瞳孔所傳送的振幅(其於較佳實施例中係假設在瞳孔內為等於 1，在瞳孔外為等於 0)，而

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (16)

$W(r, \theta)$ 係波像差。

點散函數 (PSF, point spread function) 係於影像平面上的輻照度 (irradiance) 之分佈，該眼睛構成一點源。其係可藉由一傅立葉變換 (FT) 而自該瞳孔函數所計算。

$$PSF(x, y) = |FT(p(\lambda d \eta, \lambda d \xi))|^2, \tag{4}$$

其中 d 係由瞳孔到影像平面的距離， (x, y) 係於影像平面上的笛卡兒座標，且 (η, ξ) 係於瞳孔上的笛卡兒座標。

調變轉移函數 (MTF, modulation transfer function) 係所謂光學轉移函數 (OTF, optical transfer function) 之模數 (modulus)，其係 PSF 之傅立葉變換。因此：

$$MTF(f_x, f_y) = |FT(PSF(x, y))|^2, \tag{5}$$

其中， (f_x, f_y) 係空間頻率。MTF 產生於每個空間頻率之介於物體對比與有關網膜影像之間的關係，且其僅僅納入眼睛之光學效應。

神經對比靈敏度函數 (NCSF, neural contrast sensitivity function)：光學與神經因素二者係均影響視覺性能。視覺系統對於干涉花紋之對比靈敏度係提供網膜與腦部獨自之對比靈敏度的一估計。

對比靈敏度函數 (CSF, contrast sensitivity function) 係觀察者對於具有不同空間頻率之光柵 (grating) 為如何靈敏之標

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (\ 7)

準測量。由於光學因素與神經因素二者係為關連，CSF 係最終為主體之視覺性能之一描述。舉例而言，其可被偵測之最大空間頻率(即當 CSF 降至零時)係給予觀察者視覺敏銳度之一測量。

CSF 係可主觀測量，藉著找出觀察者可於其而偵測一特定空間頻率的一正弦波光柵之最低對比(臨限值)。該臨限值之倒數係 CSF。客觀而言，CSF 係可得到為光學調變轉移函數與神經對比靈敏度之乘積：

$$CSF(f_x, f_y) = MTF(f_x, f_y) \cdot NCSF(f_x, f_y) \tag{6}$$

Strehl 比值(Strehl ratio)係 PSF 之峰值，或者等效為 MTF 之容積或能量。

PSF 之方差(variance)測量介於 PSF 之最低值與最高值之間的差異。該方差愈大，則 PSF 愈陡峭。其係數學計算為：

$$\text{var}(PSF) = \langle PSF^2 \rangle - \langle PSF \rangle^2 \tag{7}$$

其中，<...>表示平均值。

PSF 之熵(entropy)：一影像之熵係輻照度為如何自中心所展開之一測量，即其係影像之有效面積之一測量。PSF 之熵係計算為：

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (18)

$$\text{熵} = - \sum_{n,m} \text{PSF}(n,m) \cdot \log \text{PSF}(n,m) \tag{8}$$

無像差的 PSF(空氣影像)係持有最小值之熵。任何像差係導致增高的熵。

PSF 之圈內(encircled)能量(於空氣碟(airy disk)內):落於影像峰值之一小面積內的圈入能量係可解決以 Strehl 比值之潛在的問題，由於其將測量於一區域中之整合的強度而非為單一峰值之強度。一種便利的度量係圈入能量，計算為於 PSF 之部分的光線，其落入於對應空氣碟之一面積內。空氣碟係圈入 PSF 中之總能量的 84%。如同種種狀況所認可，圈入能量可係以其圈入總能量的較多或較少者之一碟而實行。

由該等像差係數之球面與柱面的推導係將敘述於後。令 W 係為於 Seidel(塞得)形式之一波像差，描述其矯正散焦與像散之一透鏡：

$$W = A_d \cdot \rho^2 + A_a \cdot \rho^2 \cos(\theta - \theta_a), \tag{9}$$

其中 θ_a 表示像散之軸。該矯正透鏡之球面(S)與柱面(C)的屈光度(diopter)係為：

$$S = \frac{2}{r_0^2} A_d, C = -\frac{2}{r_0^2} A_a, \tag{10}$$

其中 r_0 係該波像差所描述之瞳孔的半徑。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝
訂
線

五、發明說明 (19)

若透鏡之波像差係以 Zernike 多項式所表示，則波像差為：

$$W = a_2^0 \cdot Z_2^0 + a_2^2 \cdot Z_2^2 + a_2^{-2} \cdot Z_2^{-2} \tag{11}$$

介於 Zernike 係數與 Seidel 係數之間的關係為：

$$A_a = 2\sqrt{6}\sqrt{(a_2^2)^2 + (a_2^{-2})^2}, A_d = 2\sqrt{3}a_0^2 - A_a / 2, \tag{12}$$

且軸係給定為 $\theta_a = \frac{1}{2} \arctg \frac{a_2^{-2}}{a_2^2}$ 。

五種不同的影像品質度量係運用於較佳實施例中：Strehl 比值；PSF 之熵；PSF 之方差；MTFa，定義為 MTF 於由 0 至 60 c/deg 之可區分頻率的範圍內之積分；以及，CSFa，定義為 CSF 之積分，其係得到為 MFT 與神經 CSF 之乘積。所有該等度量係除以對應於繞射限制之最大值（對於熵之最小值），俾使其係正規化以對於無像差情形之一最大值（對於熵之最小值）為 1。

接著，欲由波像差測量而估計眼睛折射之程序的步驟係將作描述。為了簡明起見，該種方法係將首先揭示為假設對於單色光而其次為針對多色光。第 2 與 3 圖之流程圖係分別總結對於單色與多色實例之演算法的步驟。

1.於步驟 202 之表示於 Zernike 多項式的眼睛波像差 (W)係輸入資料。令 λ_0 為對於其之波像差係已經測量的波長。於步驟 204，由 W 而取得第二階 Zernike 係數 $a_2^{0,\pm 2}$ ，產

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝
訂
線

五、發明說明 (2)

生一 “高階波像差”：

$$W_{h-o} = \sum_{n>2} a_n^m \cdot Z_n^m \tag{13}$$

W_{h-o} 係由高階像差所構成，其某些者係以最小 RMS 之意味而與散焦及像散為平衡。若最小 RMS 係對應於最佳影像，眼睛之折射矯正係將直接由係數 $a_2^{0, \pm 2}$ 所得到。一般而言，波像差將不代表眼睛在一折射矯正後之最佳狀態，其係終極目標。然而，其構成一合理的最初近似，由其係可開始所需之額外量的散焦與像散之搜尋。

2. 於步驟 206，藉由式(3)自 W_{h-o} 而構成 “高階瞳孔函數” p_{h-o} 。該瞳孔函數係描述主體之高階像差的特徵，且係無須再被計算。

3. 於步驟 208，構成於搜尋空間內之對於第二階波像差的瞳孔函數，第二階波像差係由散焦與像散之組合所組成。該等波像差之形式係為：

$$W_{s-o} = c_2^0 Z_2^0 + c_2^2 Z_2^2 + c_2^{-2} Z_2^{-2}, \tag{14}$$

其中，該等係數 $c_2^{0, \pm 2}$ 涵蓋搜尋空間。
瞳孔函數係為：

$$p_{s-o} = A \cdot \exp \left[i \frac{2\pi}{\lambda_0} W_{s-o} \right] \tag{15}$$

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (7)

該等瞳孔函數係無關於主體。因此，其係可為一次計算並且儲存以於任何時刻所運用，藉以增強計算效率。

一個重要的問題係參數 $c_2^{0,+2}$ 之空間係應為多大及多深，以欲於該空間而找出最佳組合之散焦與像散。幸運的是，該組合係可在距離最初點為不遠處之一有限距離所找到。實際上，其於存在高階像差時可產生一較佳影像品質之第二階像差的量係受限於該等高階像差之大小。超過一極限時，影像品質係漸進惡化。一個合理的選擇係一範圍之值，其受限於介於任何近軸射線與任何邊際射線之間的最長距離。該搜尋之間隔係可為二倍於該值，以確定最佳組合係將落於本發明之搜尋空間內。

搜尋空間之取樣係可由一主體可偵測之對焦的最小步驟差異所決定。介於 Zernike 係數 $c_2^{0,+2}$ 值之間的 0.1 微米之一間隔係為適當。舉例而言，對於一 4 毫米瞳孔而言，該步驟對應於 0.17 屈光度(參閱式(10)-(12))。

4.於步驟 210，構成“總瞳孔函數”為高階瞳孔函數 p_{h-o} 與其涵蓋搜尋空間之每個第二階瞳孔函數 p_{s-o} 的乘積：

$$P_{total} = P_{h-o} \cdot P_{s-o} \tag{16}$$

- 5.於步驟 212，以式(4)計算該點散函數(PSF)。
- 6.於步驟 214，計算如上文解說之影像品質的度量。
- 7.於步驟 216，選擇參數 $c_2^{0,+2}$ ，其給予對於度量之最佳值。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

五、發明說明 (77)

搜尋空間係典型為一個三維空間，即：散焦、像散、與像散之軸。第 3A 圖顯示對於一維(即：散焦)所繪之度量值。介於度量最大值與主觀決定最佳矯正之間的一小誤差係將指出的是，該度量係主觀折射之一良好預測者。

8.決定該主體之折射。如於步驟 218 所決定，在矯正散焦與像散後之眼睛的最佳波像差係應為：

$$W_{\text{最佳量}} = c_0^2 \cdot Z_0^2 + c_2^2 \cdot Z_2^2 + c_2^{-2} \cdot Z_2^{-2} + W_{h-o} \tag{17}$$

由於眼睛之原始波像差係 W，可具有：

$$W = W_{\text{透鏡}} + W_{\text{最佳量}} \tag{18}$$

式(17)與(18)顯示的是，必須以一透鏡而矯正該眼睛，該透鏡之波像差係為：

$$W_{\text{透鏡}} = (c_0^2 - a_0^2) \cdot Z_0^2 + (c_2^2 - a_2^2) \cdot Z_2^2 + (c_2^{-2} - a_2^{-2}) \cdot Z_2^{-2} \tag{19}$$

因此，如於步驟 220 所決定之主體折射係將為：

$$S = -\frac{2}{r_0^2} 2\sqrt{3}(c_2^0 - a_2^0) - C/2.C = -\frac{2}{r_0^2} 2\sqrt{6}\sqrt{(c_2^2 - a_2^2)^2 + (c_2^{-2} - a_2^{-2})^2} \tag{20}$$

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (7)

且該柱面之軸係為:軸= $\frac{1}{2}arctg\frac{(c_2^{-2}-a_2^{-2})}{(c_2^2-a_2^2)}$ 。

注意的是，若最小 RMS 係已與最佳影像為對應，則該搜尋係將產生 $c_2^{0,\pm2}=0$ ，且折射係將直接由原始係數 $a_2^{0,\pm2}$ 所計算。

第 4 圖顯示對於參數 $c_2^{0,\pm2}$ 之搜尋的一個實例，針對具有不同像差量之二個眼睛。灰階係指出影像品質之該等度量之一者的值。對於較少像差之眼睛，該度量之最大值係對於極為接近最小 RMS 條件 ($c_2^{0,\pm2}\sim 0$ 與一小值之 c_2^0) 之一位置而得到。然而，對於較多像差之眼睛，則必須引入一額外值的像散與散焦。

由於視覺折射誤差係通常矯正以看到其為日常視覺場景特徵之廣頻帶明亮度，參數之搜尋係應為於多色光所作成。除了先前所述該等步驟之外，以下步驟係必須實行。

9.構成“有色瞳孔函數”(步驟 205, 206')為:

$$p_{chro} = A \cdot \exp\left[i\frac{2\pi}{\lambda}c_{chro}Z_2^0\right], \tag{21}$$

其中 c_{chro} 係 Zernike 係數，其代表對於每個波長之散焦，且 λ 係取自於可見光譜內之值的波長。對於無像差之參考波長係 555 奈米(nm)，符合於明視(photopic)靈敏度之最大值。

10.於步驟 212'，由“總瞳孔函數” p_{total} 與“有色瞳孔函數” p_{chro} 而計算對於每個波長之單色 PSF。多色 PSF 係藉

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

五、發明說明 (24)

著整合跨於該眼睛之以標準頻譜靈敏度 $V(\lambda)$ 所加權的頻譜分佈之單色 PSF 而計算。

11. 由該多色 PSF，先前步驟係相同以由其最佳化該等度量之該組係數而計算折射。僅有之例外係在於，原始波像差之 Zernike 係數 a_2^0 係必須根據介於參考波長與該等像差所測量的波長之間的聚焦差異而平移。

第 5 圖顯示於一主體之一個實例。由眼睛之原始波像差，計算在散焦與像散之一補償後的最佳波像差。對於該眼睛所規定之矯正透鏡的球面與柱面係得到。

所指出程序之一個延伸係包含進行最佳參數之一搜尋，以執行除了像散與散焦之一些高階像差的一種定做矯正。舉例而言，若可作成一非球面 (aspherical) 隱形眼鏡以矯正眼睛之球面像差，本發明之程序係可產生該鏡片應矯正之像差的最佳值，藉以達成於未矯正像差之存在時的最佳影像品質。

上述之所有步驟係同樣繼續，藉著將對於散焦與像散之該組係數以將作矯正的所有像差之該組係數而代替。

第 6A 與 6B 圖顯示在不同影像平面之不同度量值。0 屈光度之平面係近軸平面。垂直虛線係表示 RMS 最小值之平面。二個實例係顯示，於第 6A 圖之一者係僅具有球面像差 (對於平均眼睛之值)，而於第 6B 圖之另一者係具有一典型眼睛之所有的高階像差。於第 6B 圖所示實例中，像散係已經最佳化，且僅顯示於散焦之相依關係。以下各點係可觀察：

五、發明說明 (75)

-因為高階的像差，某些散焦係必須達成一最佳的影像。

-最小 RMS 係不對應於其他度量之最大值。

-對於僅具有球面像差之眼睛，可看出的是，Strehl 比值係表現出對稱於最小 RMS 平面之二個總體最大值。然而，於具有所有像差之一眼睛，Strehl 比值之行爲係較為強健(robust)。

-所有該等度量係相當適宜地關連。

-圈入能量 MTFa 與 CSFa 係最為強健的度量。此外，其呈現較陡峭的最大值，其意謂著最佳影像之一較為準確的決定。

第 7 圖顯示一種實驗性系統，以測量主體之主觀折射與波像差。該種裝置係基於一種 Shack-Hartmann 感測器，其係於此技藝為眾所週知。主體係透過該種系統而看到呈現於一 CRT 之上的一 Snellen 圖表。主觀折射與波像差測量係在相同條件下而執行。

更明確而言，於第 7 圖之系統 700，主體係被顯示一 CRT、一 LCD 螢幕、或一類似裝置之上的一 Snellen 圖表 702。或者是，Snellen 圖表係可列印出，或者另一個圖表係可被運用。Snellen 圖表 702 係透過一分光器 704、一成對的透鏡系統 706、另一分光器 708、與可選用之一可移式球面-柱面矯正系統 710 所成像於該主體眼睛 E 的網膜上。來自一個雷射二極體 712 之光線係透過分光器 708 所導引至主體眼睛 E 的網膜上。由該網膜所反射之來自雷射二極

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

五、發明說明 (ㄖ)

體 712 的光線係通過分光器 708、該成對的透鏡系統 706 與分光器 704 至一個 Shack-Hartmann 感測器 714，其包括一透鏡狀陣列 716 與一 CCD 或其他的光偵測器陣列 718。Shack-Hartmann 感測器 714 產生其係導引至一電腦 720 之一輸出，電腦 720 係程式規劃以執行第 2 或 3 圖之技術。一種廣為利用的 Pentium III 等級的電腦係可滿足。電腦 720 係輸出第 2 或 3 圖(步驟 218)之最佳化的波像差、以及第 2 或 3 圖(步驟 220)之所需的折射矯正。後者係可供應至一種透鏡製造、外科矯正、適應光學、或影像模擬系統 722，其可備製一眼鏡、一隱形眼鏡、或者一眼內透鏡以矯正眼睛之波像差，控制於眼睛 E 之外科技術以矯正像差，提供諸如變形鏡之適應光學元件以提供一反像差，或者模擬其顯示該主體將會如何觀視在像差矯正後之一場景的一影像。最後者係將參照第 14A-14C 圖而解說於後。

折射與像差係測量於 6 個眼睛。由該波像差，客觀折射係以使得不同度量為最大化之計算程序而計算。

第 8A-8B 圖顯示對於 6 個眼睛之主觀折射與估計客觀折射的比較。第 8A 圖顯示由 RMS 與近軸近似值所計算的折射。第 8B-8F 圖顯示藉著運用以下度量所計算的折射，該等度量係:Strehl 比值、PSF 之熵、PSF 之方差、介於 0 與 60 c/deg 之間的 MTF 之面積、以及 CSF 之面積。折射係以屈光度所表示。

該等圖式顯示的是，較佳實施例之五種度量的任一者係將提供相較於第 8A 圖者為較佳許多的結果。以所有本

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

表
訂
線

五、發明說明(27)

發明度量之主觀折射的預測係良好且極為類似。最小 RMS 與近軸近似值係非良好的備選者。

第 9 圖顯示殘餘折射之 RMSE(均方根誤差)。此係於 6 個主體中之介於客觀與主觀折射之間的平均誤差之一測量。以本發明程序之折射估計中的誤差係小於該主觀折射所執行者之實驗誤差(通常為 0.25 屈光度)。此外，第 9 圖係確認關於第 8A-8F 圖所作的觀察，即該較佳實施例之五種度量係提供相較於 RMS 技術(1)或近軸技術(2)為較佳許多的結果。

第 10 圖顯示介於第 8A-8F 圖所示的主觀與客觀折射之間的差異之相依關係，其顯示於波像差之 RMS 上。於波像差之 RMS，僅有高階的像差(並非散焦與像散)係被包括。隨著高階像差之量係增加，對於近軸或最小 RMS 近似值之誤差係增加。以其他度量所估計之折射的誤差係顯示並未有與高階像差之量的相依關係。

第 11 圖顯示高階像差亦影響眼睛對於折射誤差的容許度。該圖係顯示針對二個眼睛之一度量值對於折射誤差(以屈光度而計)的曲線。相較於針對眼睛 2 之曲線，針對眼睛 1 之曲線係顯示自其峰部之一較大許多的斜率以及因此對於折射誤差的一較低容許度。

第 12A 與 12B 圖顯示針對二個眼睛所繪出的度量容許度曲線以及主觀敏銳度容許度曲線。如圖所示，二種型式之容許度係彼此密切相隨。

由上文將可得知的是，即使是當並非所有測量的像差

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (۷۸)

爲可矯正時，或者是當測量的像差係僅可爲部分矯正時，該等容許度提供一種方式以決定哪些矯正將最爲有效。舉例而言，參考第 11 圖，若於眼睛 1 之像差係矯正以使得該曲線爲下降至眼睛 2 之曲線者，則於該度量之變化係將大爲降低，且對於矯正其餘像差之失效係將具有於該主體視力上之較小許多的影響。容許度係本發明之一個概括理念的實例，即，若較多的像差係可相較於被矯正者所測出，該矯正係達成以給予於視力之最佳改善。

雙眼平衡係將參照第 13A 與 13B 圖而解說於後，第 13A 與 13B 圖分別顯示對於右眼與左眼之屈光度所繪出的一個度量值之曲線。標爲 M 之箭頭係指出對於右眼之最佳的單眼矯正，而標爲 B 之箭頭係指出最佳的雙眼矯正，基於該二眼睛之最差情形的一平衡。

雙眼平衡係將不同主體之不同需求納入考量。舉例而言，若二個主體具有相同的視力，但一者需要近端的視力(例如:整天在電腦之前工作)而另一者需要遠端的視力(例如:駕駛卡車以謀生)，則其應不具有相同的眼鏡規定(處方)。於雙眼平衡，於無限遠端之最佳折射係首先選定，且接著該折射係根據主體的實際工作條件而作調整。即，雙眼平衡係決定矯正將在不同於無限遠端之一距離範圍(場域深度)爲多麼成功。

截至目前，較佳實施例係已經關於實際影像平面度量之計算與運用而作敘述。然而，係將可運用任何之度量，其係對於一影像平面度量之一取代者，即其反映於影像平

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝
訂
線

五、發明說明 (29)

面上的影像之品質。舉例而言，儘管上述之習用的 RMS 與近軸技術係本身為不適用，其係錯在相反方向且因此係可作平均。該平均係可為一簡單的平均(50%-50%)或者一加權的平均。該平均係對於影像平面上的影像品質之一取代者，其為既非 RMS 技術且亦非近軸技術本身所可提供者。

所述之客觀程序係產生對於該主體之主觀折射的一準確值。所提議的不同影像品質度量係似乎產生類似的結果。然而，如同例如 CSF 之其某些者係可執行一較為強健的角色，由於其呈現單一峰值與較窄之容許度窗(window)。

上述之容許度曲線係指出的是，本發明係可實施為一種智慧型方法以規定一種定做視覺折射，其考慮諸如接受容許度、主體的工作條件、瞳孔直徑等等之數種因素。

另一個實際應用係將參照第 14A-14C 圖而揭示。一影像度量之最佳化係不僅允許主觀折射之一估計，並且允許該主體將可在一最佳矯正後所看見之場景的一模擬。模擬的影像係通常運用以看出該主體將如何看到具有像差之真實影像。通常而言，此等模擬影像係藉著運用瞳孔平面方法所計算，使得其並非真正對應於觀察者看見之實際影像。

一個實例係描述於 14A-14C 圖。一個典型眼睛之像差係運用以計算一場景(scene)影像，透過該眼睛係對於散焦與像散所最佳矯正之眼睛光學元件。第 14B 圖顯示假設為影像平面度量之最佳化的一模擬影像，而第 14A 與 14C 圖顯示假設為分別由近軸近似與最小 RMS 之瞳孔平面度量最

五、發明說明 (70)

佳化的模擬影像。第 14B 圖以及第 14A 與 14C 圖之一比較所顯示的是，影像平面度量之最佳化係產生最不模糊的影像。

影像係可在一最佳矯正後而作模擬，無論矯正係對於散焦與像散、僅僅對於散焦、或者對於任何組合的像差。影像之模擬係將為於一儀器設備中之一個重要的補充特徵。視各個主體之特定像差而定，網膜影像係可能極為不同，且當將施加一矯正時而具有該等影像之一估計係極為重要。僅為一個實例：若矯正與未矯正一眼睛像散之模擬影像係外觀為類似，其將指出的是該矯正不會提供多少裨益。

由上文係將為顯而易見的是，本發明提供一個優於先前技藝之關於可靠測量的優點。然而，為了進一步展示本發明之優點，實驗結果係將針對較大的患者人數而作呈現，其中，本發明之一個較佳實施例係相較於某些替代性的方案。

146 個眼睛之波像差係分析，以決定欲客觀估計該主觀折射的三種方法之何者為最接近相符於主觀折射測量。該三種方法係為：

- WF rms 預測，一種基於瞳孔平面之方法，以分析性質而運用像差係數，使得波像差之 rms 為最小化；

- AUTO,其對應於以一種商用式自動折射器之測量；及

- OPT，一種於本發明中之方法，其涉及使得網膜影像品質為最大化，藉著找出對於其之一影像品質度量係於高階像差存在時為最佳化之散焦與像散的值。尤其是，下文

五、發明說明 (7)

所述之實驗結果係藉著使得 PSF 之熵為最佳化而計算。

第 15A-15C 圖顯示分別由 WF、AUTO、與最佳化 (OPT) 之介於主觀球面等效與客觀球面等效 (以屈光度 (diopter) 計) 之間的關連性。該等圖式均顯示出接近於 1 之一關連係數。

然而，該等方法係於該主觀球面等效可係以其所預測的準確度為實質不同。第 16A-16C 圖顯示分別對於 WF、AUTO、與 OPT 之介於主觀與客觀球面等效之間的誤差為球面像差 (以微米 (micron) 計) 之一函數。跨於 146 個眼睛之於球面等效的平均誤差 (RMSE) 係如下：

WF:	0.6±0.7D
AUTO:	0.5±0.9D
OPT:	0.4±0.5D

具有於球面等效的誤差為超過 1D 之主體的百分比係如下：

WF:	10%
AUTO:	2%
OPT:	2%

以下係可關於球面等效預測所總結。首先，WF 係顯然較 AUTO 與 OPT 為差，且其失效係隨著像差而增加。第二，AUTO 與 OPT 係類似，雖然 OPT 係較佳 (參閱 RMSE 與標準偏差)。

第 17A-17C 圖顯示分別對於 WF、AUTO、與 OPT 之介於主觀與客觀柱面 (以屈光度計) 之間的關連性。如圖可視

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (17)

， OPT 提供最佳的關連性與最接近於 1 之斜率。

第 18A-18C 圖顯示分別對於 WF、AUTO、與 OPT 之介於主觀與客觀柱面之間的誤差為高階像差的量(以微米計)之一函數。

第 19A-19C 圖顯示分別對於 WF、AUTO、與最佳化(OPT)之介於主觀與客觀的像散軸(以度數計)之間的關連性。於柱面之平均誤差(RMSE)係如下：

WF:	0.6±0.8D
AUTO:	0.4±0.7D
OPT:	0.2±0.3D

於軸之平均誤差(RMSE)係如下：

WF:	29±43
AUTO:	21±31
OPT:	17±27

對於其於柱面的誤差超過 0.5D 之主體的百分比係如下：

WF:	14%
AUTO:	3%
OPT:	<1%

以上圖式所顯示的是，OPT 係較佳於 WF 或 AUTO。其亦顯示的是，WF 與 AUTO 係取決於像差而失效，而 OPT 係奪取該像差之影響。

以上所呈現之實驗結果係提供以下的觀察。像差係影響視覺折射。以度量最佳化方法(OPT)之平均誤差係對於球

五、發明說明 (44)

面為低於 0.4D 而且對於柱面為低於 0.25D。對於整個人口之誤差係對於球面為小於 1D 而且對於柱面為小於 0.5D。

該種 WF 方法留下一重大部分的人口係具有誤差對於球面為大於 1D 而且對於像散為 0.5D。以該種方法之於球面與柱面的誤差係取決於其他像差之量。

自動折射計(AUTOrefractometer)係相當合理預測該球面，但於柱面的誤差係取決於該等像差。OPT 係較 AUTO 為佳。

當最佳化(OPTimization)係運用時，於球面之誤差與於像散之誤差係並未取決於像差。以度量最佳化(OPT)之預測的誤差並未取決於諸如球面像差的像差之事實係指出的是，該種方法係正確地將該等像差之影響納入考量。

即使是對於具有小量的像差之眼睛，瞳孔平面方法係顯示誤差。此意謂著存有歸因於除了像差之外的因素之一變化性。OPT 方法係減少歸因於像差之誤差，但未低於實驗變化性之極限。可預期的是，OPT 將為更佳執行，若瞳孔尺寸係於計算 OPT 時為已經準確測量且納入考量。誠然，由波前感測所折射眼睛以取代一自動折射器之一個優點係在於，該折射係可針對任何期望瞳孔尺寸而計算。

或許，該變化性係部分由主觀折射之精密度所引起，且部分由該於主體人口中之測量係不會使得設備為無效而作成之事實所引起，其將易於引入 0.25-0.5D 之誤差。WA 係對於設備中的小變化為相當強健，除了係數 c_4 之外。此將可解釋為何柱面係可藉著度量最佳化以高於 0.25D 之精

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂
線

五、發明說明 (14)

密度所預測，但球面係可為以較低精密度所預測。實際上，在一個城市所測量之一個人眼的 WA 係類似於在另一個城市所取得之相同眼睛者，但具有於散焦之變化。若於 WA 之 c_4 的實驗誤差係存在，該變化性係無法以任何方法所降低。於 WA 資料之準確性愈佳，則該等係數可被運用以預測折射係愈佳。另一個可能的誤差源係來自該等自動折射結果之於主觀折射的一偏倚，只因爲主觀折射試驗係有時以從自動折射所得之值而起始。

儘管本發明之一個較佳實施例係已經描述於上文，已經檢閱本揭示內容之熟悉此技藝人士將可易於認知的是，其他實施例係可於本發明範疇內所實行。舉例而言，於本說明書中所給定之數值係爲說明性而非限制。此外，任何可靠的波前偵測器係均可運用，諸如 Shack-Hartmann 偵測器、掃描偵測器或像差儀(aberroscope)。另外，任何矯正視力之方法係均可運用本發明。因此，本發明係應解釋爲僅由隨附申請專利範圍所限定。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

表
訂
線

四、中文發明摘要 (發明之名稱：)

由波前像差資料進行視覺折射之決定以及最佳
定做矯正之設計

視覺折射係由波前像差資料所決定，且一種最佳定做矯正係設計。眼睛波形像差係藉著運用諸如 Shack-Hartmann 偵測器之一種偵測器所測量。由該像差，一影像度量係計算，且其使該度量為最佳化之二階像差係決定。由該最佳化，對於眼睛所需的折射矯正係決定。該影像度量係數個度量的一者，指出於網膜平面上的影像品質或者對於該度量的一取代者。所需的折射矯正係可運用以構成一透鏡或者用以控制眼睛外科手術。若可能偵測相較於可

英文發明摘要 (發明之名稱： DETERMINATION OF OCULAR REFRACTION FROM WAVEFRONT
ABERRATION DATA AND DESIGN OF OPTIMUM CUSTOMIZED
CORRECTION

Ocular refraction is determined from wavefront aberration data, and an optimum customized correction is designed. The eye's wave aberration is measured by using a detector such as a Shack-Hartmann detector. From the aberration, an image metric is calculated, and the second-order aberrations which optimize that metric are determined. From that optimization, the refractive correction required for the eye is determined. The image metric is one of several metrics indicating the quality of the image on the retinal plane or a proxy for such a metric. The required refractive correction can be used to form a lens or to control eye surgery. If it is possible to detect more aberrations than can be corrected, those aberrations are corrected which most affect vision, or for which the eye's error tolerance is lowest.

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝

訂

線

四、中文發明摘要 (發明之名稱：)

被矯正者之更多像差，該等像差係矯正，其幾乎影響視力，或者對於其之眼睛誤差容許度係最低。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝

訂

線

英文發明摘要 (發明之名稱：)

六、申請專利範圍

- 1.一種供決定矯正患者眼睛像差之矯正的方法，該種方法包含：
 - (a)接收代表該等像差之資料訊號；及
 - (b)由該等資料訊號以決定矯正，俾使當矯正係施加至眼睛時，於眼睛一影像平面上的一影像品質度量係客觀最佳化。
- 2.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該影像品質度量包含一 Strehl 比值。
- 3.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該影像品質度量包含於眼睛一瞳孔平面上的至少一個度量之一函數。
- 4.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之一點展開函數的一熵。
- 5.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該影像品質度量包含一圈內能量。
- 6.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之一點展開函數的一方差。
- 7.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之眼睛的一調變轉移函數之一積分。
- 8.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之眼睛的一對比靈敏度函數之一積分。
- 9.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該步驟(a)係以一種 Shack-Hartmann 偵測器所執行。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

六、申請專利範圍

- 10.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該步驟(b)包含：
- (i)定義一搜尋空間，其包含複數組係數；
 - (ii)對於搜尋空間中的該複數組係數各者，計算影像品質度量；
 - (iii)由步驟(b)(ii)所計算的影像品質度量之所有值，選擇該影像品質度量之最佳值；及
 - (iv)對於其係在步驟(b)(iii)所計算的影像品質度量之最佳值，根據該複數組係數之一者而決定矯正。
- 11.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該複數組係數為對於第二階像差之多組 Zernike 係數。
- 12.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該影像品質度量係由一眼睛瞳孔函數與一矯正瞳孔函數之一乘積而計算於步驟(b)(ii)，該眼睛瞳孔函數包括 n 個像差且係由步驟(a)接收的資料訊號所決定，該矯正瞳孔函數包括 m 個像差且係由該複數組係數各者而無關於該等資料訊號所計算， $m < n$ 。
- 13.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該影像品質度量包含一 Strehl 比值。
- 14.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該影像品質度量包含於眼睛一瞳孔平面上的至少一個度量之一函數。
- 15.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之一點展開函數的一熵。
- 16.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該影像品質

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

六、申請專利範圍

度量包含一圈內能量。

17.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之一點展開函數的一方差。

18.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之眼睛的一調變轉移函數之一積分。

19.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之眼睛的一對比靈敏度函數之一積分。

20.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該步驟(a)係以一種 Shack-Hartmann 偵測器所執行。

21.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該矯正係包含對於第二階像差之一矯正。

22.如申請專利範圍第 21 項之方法，其中該第二階像差係僅由散焦所組成。

23.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該矯正係包含對於第三階像差之一矯正。

24.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該矯正係包含對於第四階像差之一矯正。

25.如申請專利範圍第 10 項之方法，更包含構成一透鏡以提供矯正。

26.如申請專利範圍第 10 項之方法，更包含執行外科手術於眼睛以提供矯正。

六、申請專利範圍

- 27.如申請專利範圍第 10 項之方法，更包含提供適應光學元件以提供矯正。
- 28.如申請專利範圍第 10 項之方法，更包含合成該患者將以施加至眼睛之矯正所視之一影像。
- 29.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該矯正係矯正相較於被偵測的所有像差之較少者。
- 30.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該矯正係包含對於第二階像差之一矯正。
- 31.如申請專利範圍第 30 項之方法，其中該第二階像差係僅由散焦所組成。
- 32.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該矯正係包含對於第三階像差之一矯正。
- 33.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該矯正係包含對於第四階像差之一矯正。
- 34.如申請專利範圍第 1 項之方法，更包含構成一透鏡以提供矯正。
- 35.如申請專利範圍第 1 項之方法，更包含執行外科手術於眼睛以提供矯正。
- 36.如申請專利範圍第 1 項之方法，更包含提供適應光學元件以提供矯正。
- 37.如申請專利範圍第 1 項之方法，更包含合成該患者將以施加至眼睛之矯正所視之一影像。
- 38.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該矯正係矯正相較於被偵測的所有像差之較少者。

六、申請專利範圍

39.一種供決定矯正患者眼睛像差之矯正的系統，該種系統包含：

一感測裝置，用以照亮眼睛之一網膜、接收由該網膜所反射的光線、由該網膜所反射的光線而產生代表像差之資料訊號、並且輸出該等資料訊號；及

一計算裝置，用以：

(a)接收該等資料訊號；及

(b)由該等資料訊號以決定矯正，俾使當矯正係施加至眼睛時，於眼睛一影像平面上的一影像品質度量係客觀最佳化。

40.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該影像品質度量包含一 Strehl 比值。

41.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該影像品質度量包含於眼睛一瞳孔平面上的至少一個度量之一函數。

42.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之一點展開函數的一熵。

43.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該影像品質度量包含一圈內能量。

44.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之一點展開函數的一方差。

45.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之眼睛的一調變轉移函數之一積分。

六、申請專利範圍

46.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之眼睛的一對比靈敏度函數之一積分。

47.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該感測裝置包含一種 Shack-Hartmann 偵測器。

48.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該計算裝置決定該矯正為藉著：

(i)定義一搜尋空間，其包含複數組係數；

(ii)對於搜尋空間中的該複數組係數各者，計算影像品質度量；

(iii)由步驟(ii)所計算的影像品質度量之所有值，選擇該影像品質度量之最佳值；及

(iv)對於其係在步驟(iii)所計算的影像品質度量之最佳值，根據該複數組係數之一者而決定矯正。

49.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該複數組係數為對於第二階像差之多組 Zernike 係數。

50.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該影像品質度量係由一眼睛瞳孔函數與一矯正瞳孔函數之一乘積而計算於步驟(ii)，該眼睛瞳孔函數包括 n 個像差且係由步驟(a)接收的資料訊號所決定，該矯正瞳孔函數包括 m 個像差且係由該複數組係數各者而無關於該等資料訊號所計算， $m < n$ 。

51.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該影像品質度量包含一 Strehl 比值。

六、申請專利範圍

52.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該影像品質度量包含於眼睛一瞳孔平面上的至少一個度量之一函數。

53.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之一點展開函數的一熵。

54.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該影像品質度量包含一圈內能量。

55.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之一點展開函數的一方差。

56.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之眼睛的一調變轉移函數之一積分。

57.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該影像品質度量包含由該等資料訊號所決定之眼睛的一對比靈敏度函數之一積分。

58.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該感測裝置包含一種 Shack-Hartmann 偵測器。

59.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該矯正係包含對於第二階像差之一矯正。

60.如申請專利範圍第 59 項之系統，其中該第二階像差係僅由散焦所組成。

61.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該矯正係包含對於第三階像差之一矯正。

62.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該矯正係包

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

六、申請專利範圍

含對於第四階像差之一矯正。

63.如申請專利範圍第 48 項之系統，更包含一裝置，其接收來自該計算裝置之代表矯正的資訊並且構成一透鏡以提供矯正。

64.如申請專利範圍第 48 項之系統，更包含一裝置，其接收來自該計算裝置之代表矯正的資訊並且執行外科手術於眼睛以提供矯正。

65.如申請專利範圍第 48 項之系統，更包含一裝置，其接收來自該計算裝置之代表矯正的資訊並且提供適應光學元件以提供矯正。

66.如申請專利範圍第 48 項之系統，更包含一裝置，其接收來自該計算裝置之代表矯正的資訊並且合成該患者將以施加至眼睛之矯正所視之一影像。

67.如申請專利範圍第 48 項之系統，其中該矯正係矯正相較於被偵測的所有像差之較少者。

68.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該矯正係包含對於第二階像差之一矯正。

69.如申請專利範圍第 68 項之系統，其中該第二階像差係僅由散焦所組成。

70.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該矯正係包含對於第三階像差之一矯正。

71.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該矯正係包含對於第四階像差之一矯正。

72.如申請專利範圍第 39 項之系統，更包含一裝置，

六、申請專利範圍

其接收來自該計算裝置之代表矯正的資訊並且構成一透鏡以提供矯正。

73.如申請專利範圍第 39 項之系統，更包含一裝置，其接收來自該計算裝置之代表矯正的資訊並且執行外科手術於眼睛以提供矯正。

74.如申請專利範圍第 39 項之系統，更包含一裝置，其接收來自該計算裝置之代表矯正的資訊並且提供適應光學元件以提供矯正。

75.如申請專利範圍第 39 項之系統，更包含一裝置，其接收來自該計算裝置之代表矯正的資訊並且合成該患者將以施加至眼睛之矯正所視之一影像。

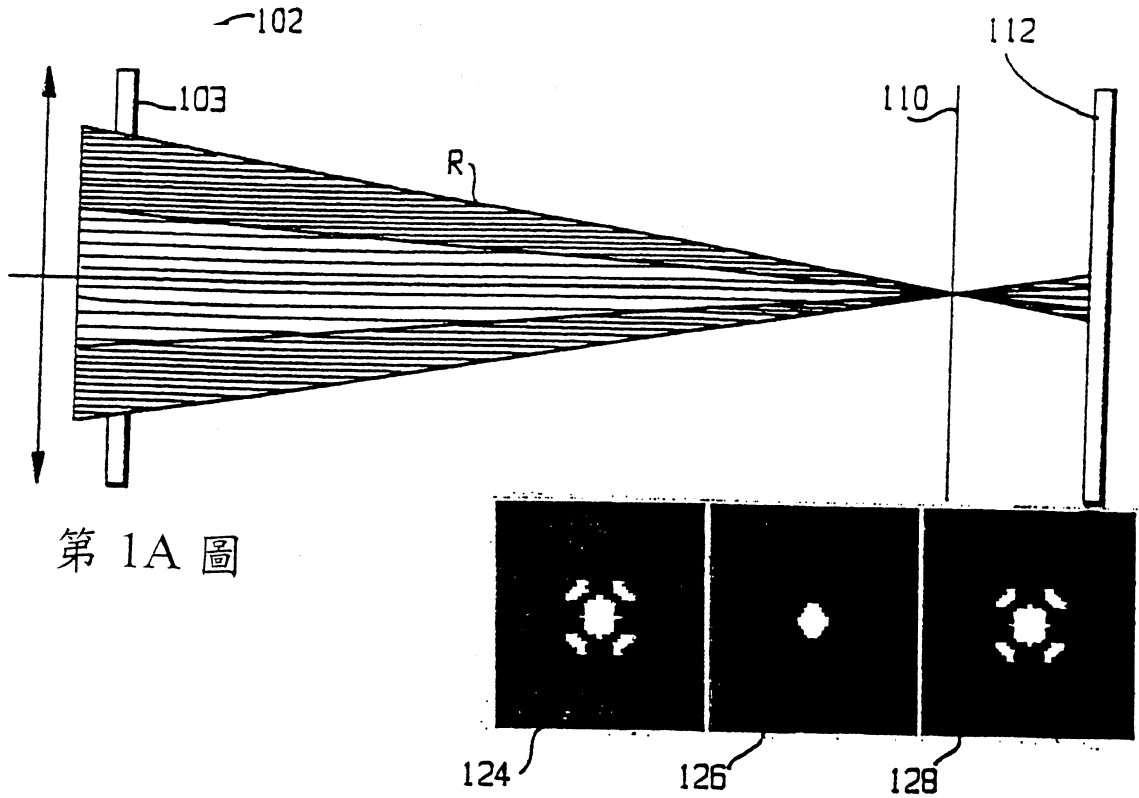
76.如申請專利範圍第 39 項之系統，其中該矯正係矯正相較於被偵測的所有像差之較少者。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

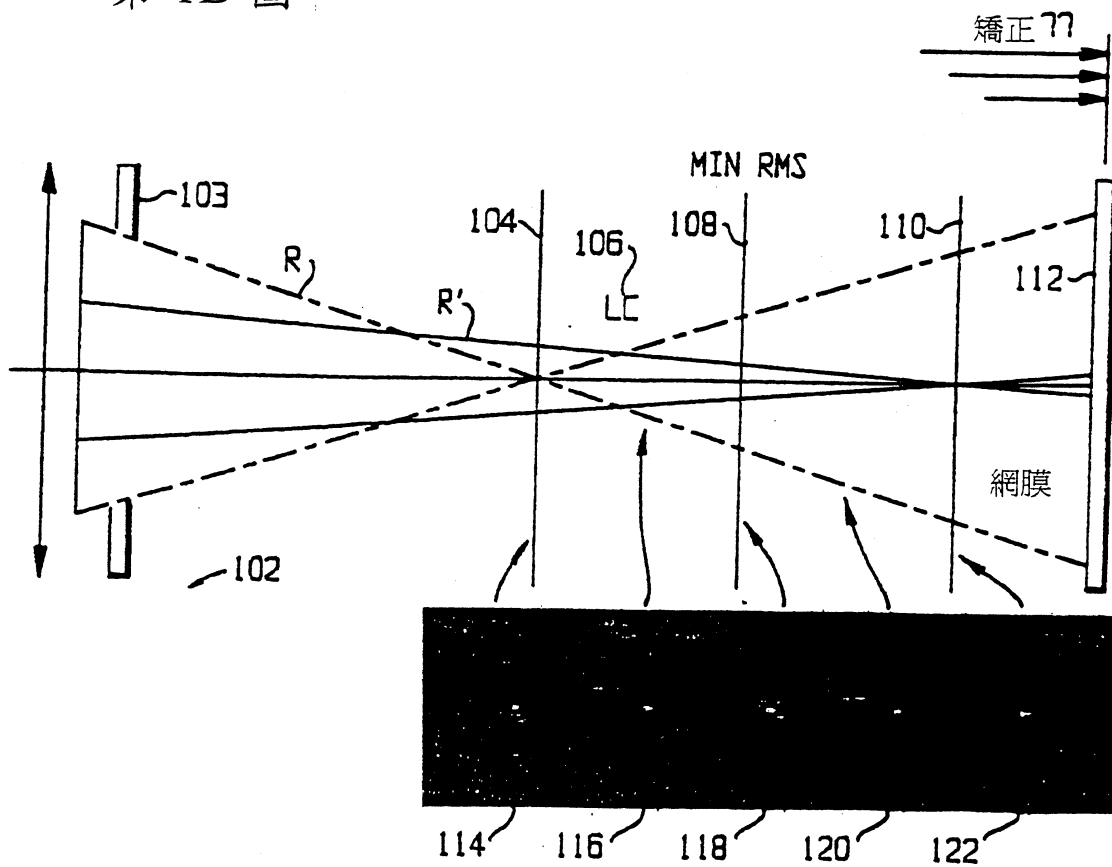
訂

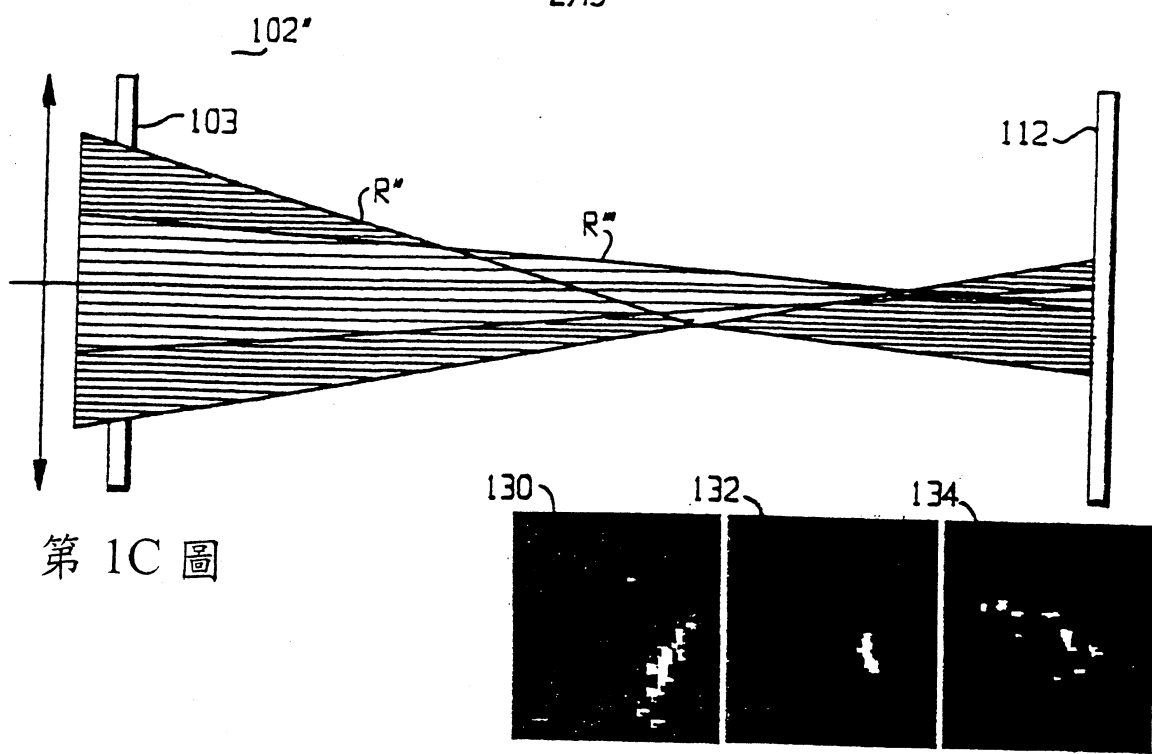
線



第 1A 圖

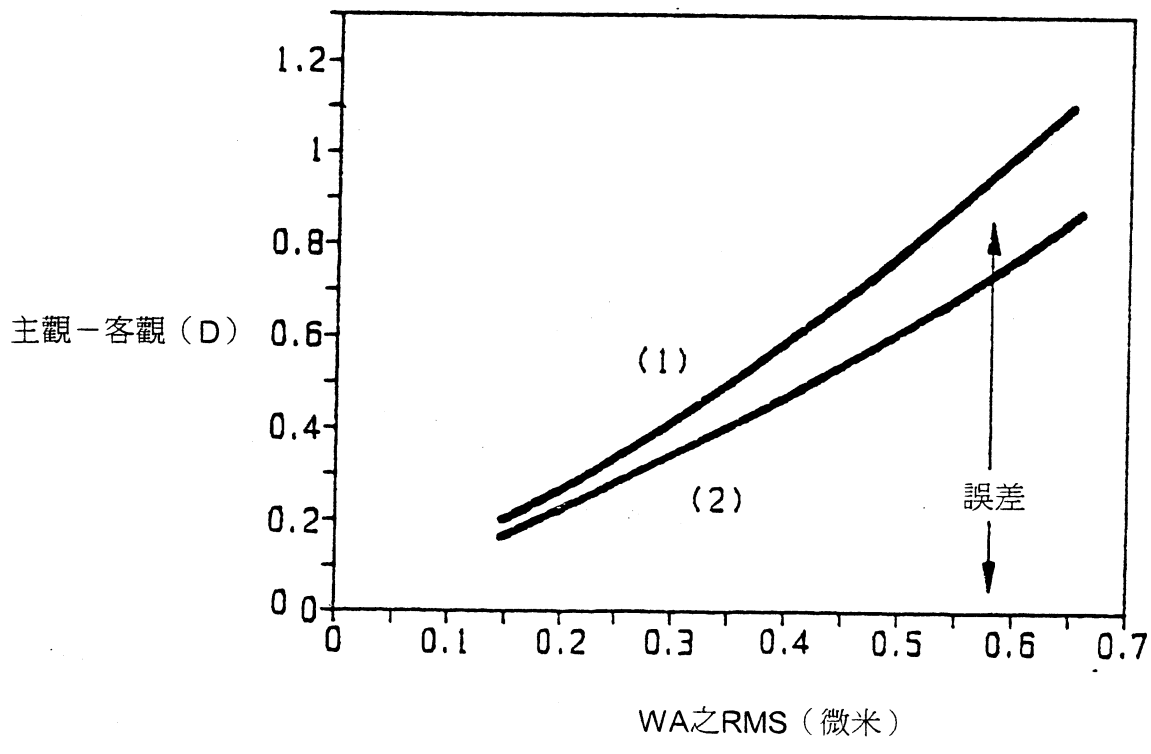
第 1B 圖

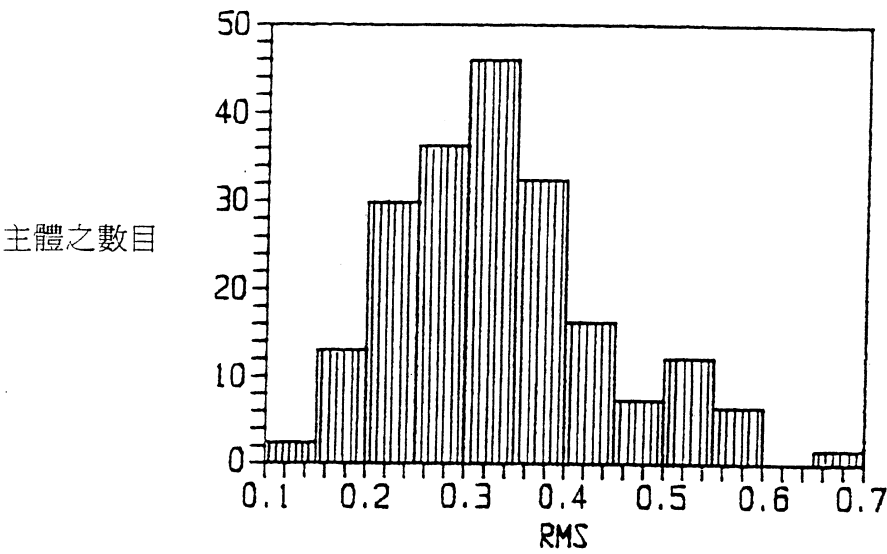




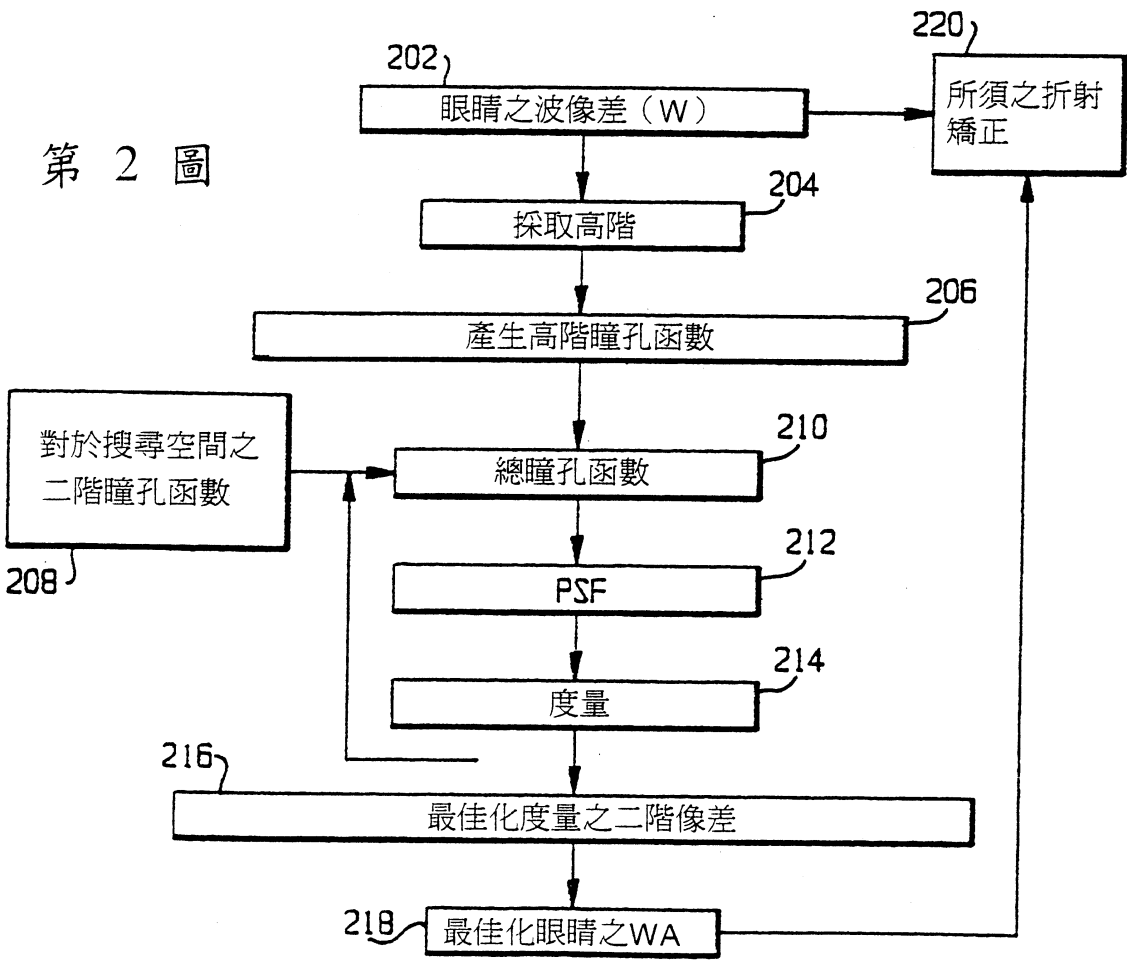
第 1C 圖

第 1D 圖

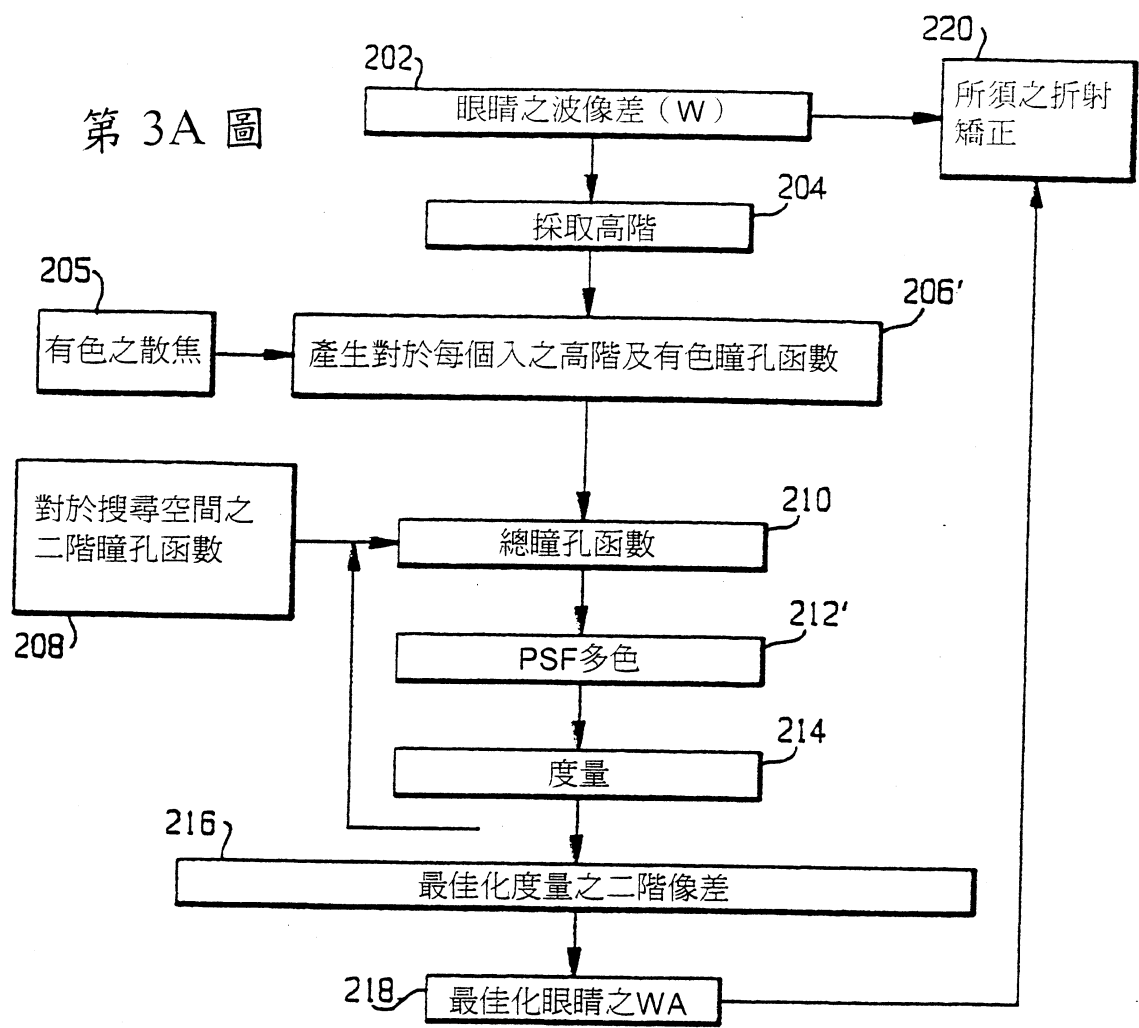




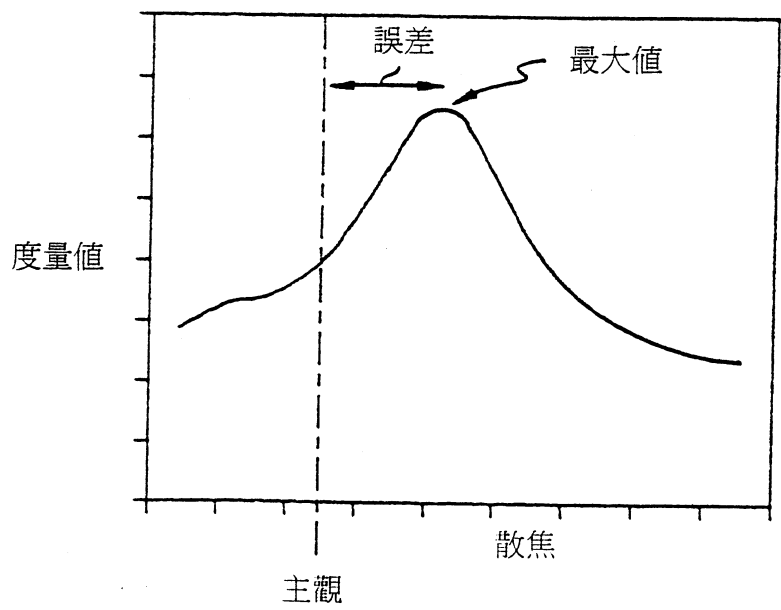
第 1E 圖

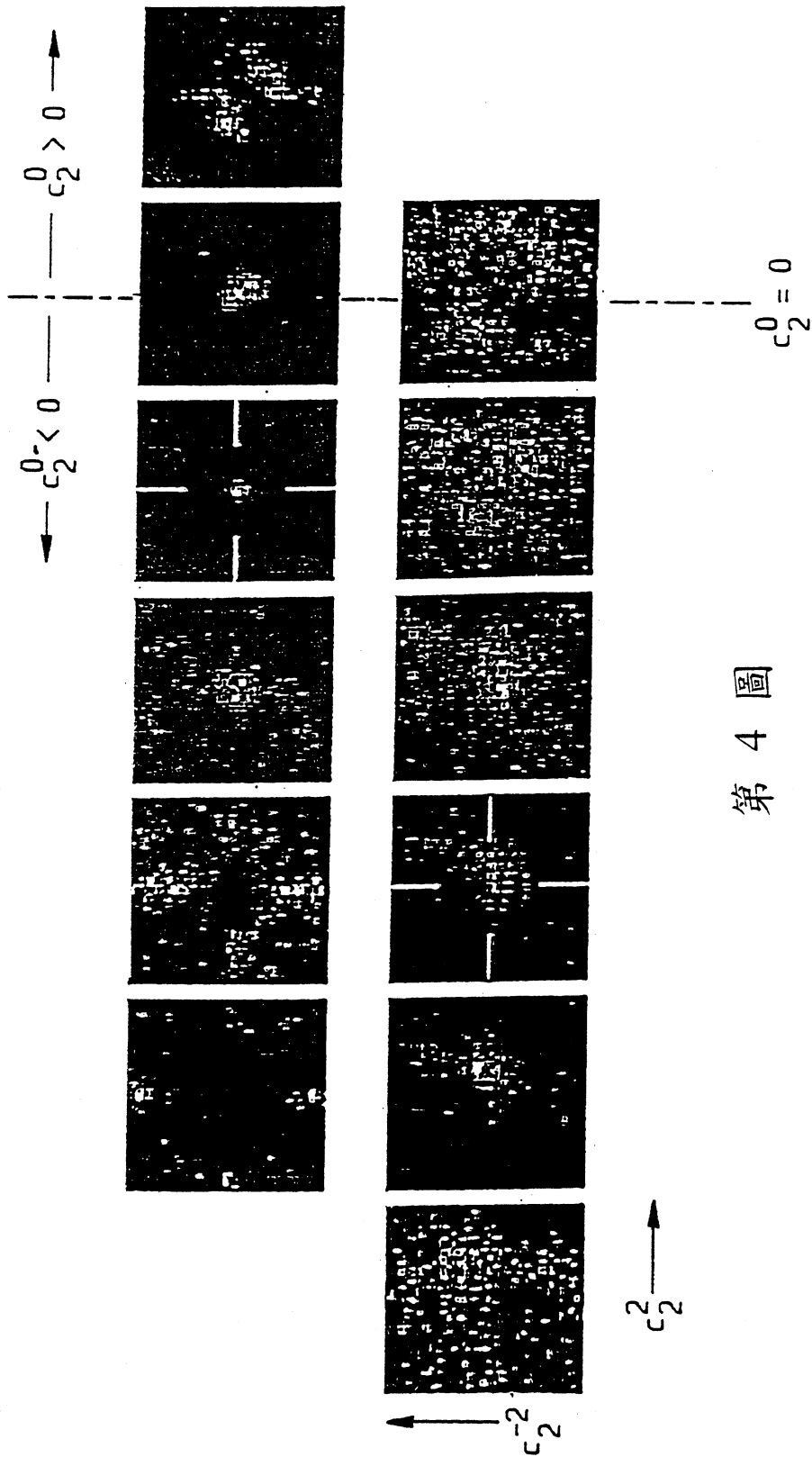


第 3A 圖



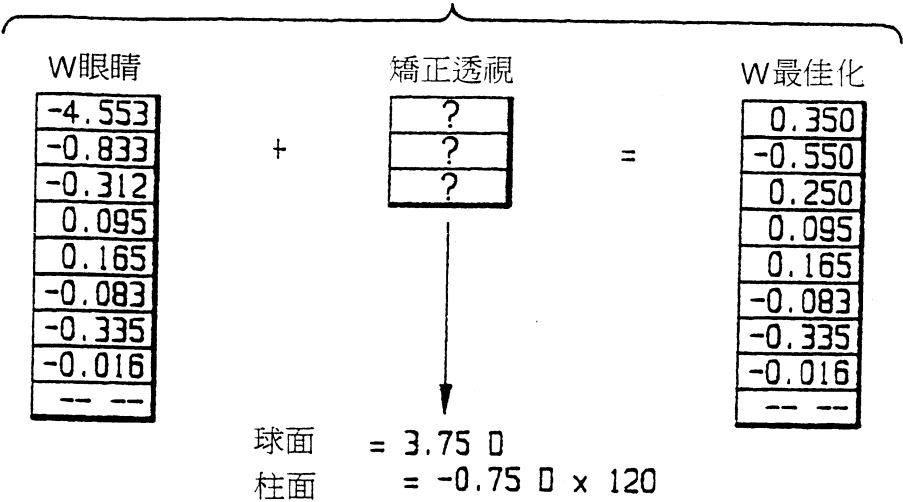
第 3B 圖



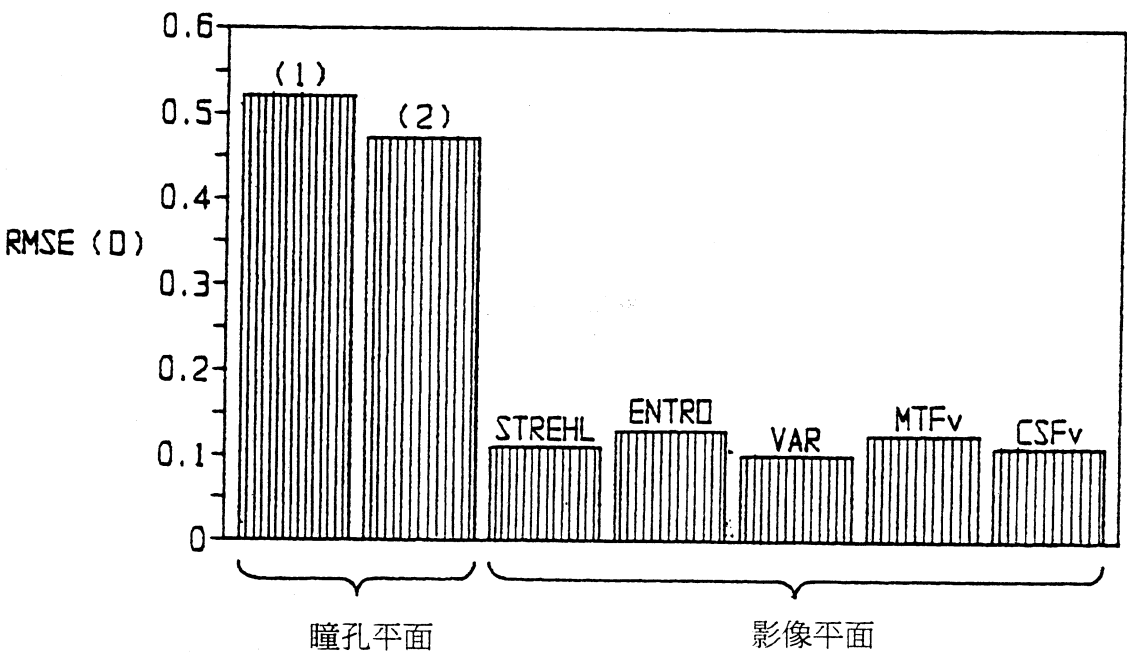


第 4 圖

第 5 圖

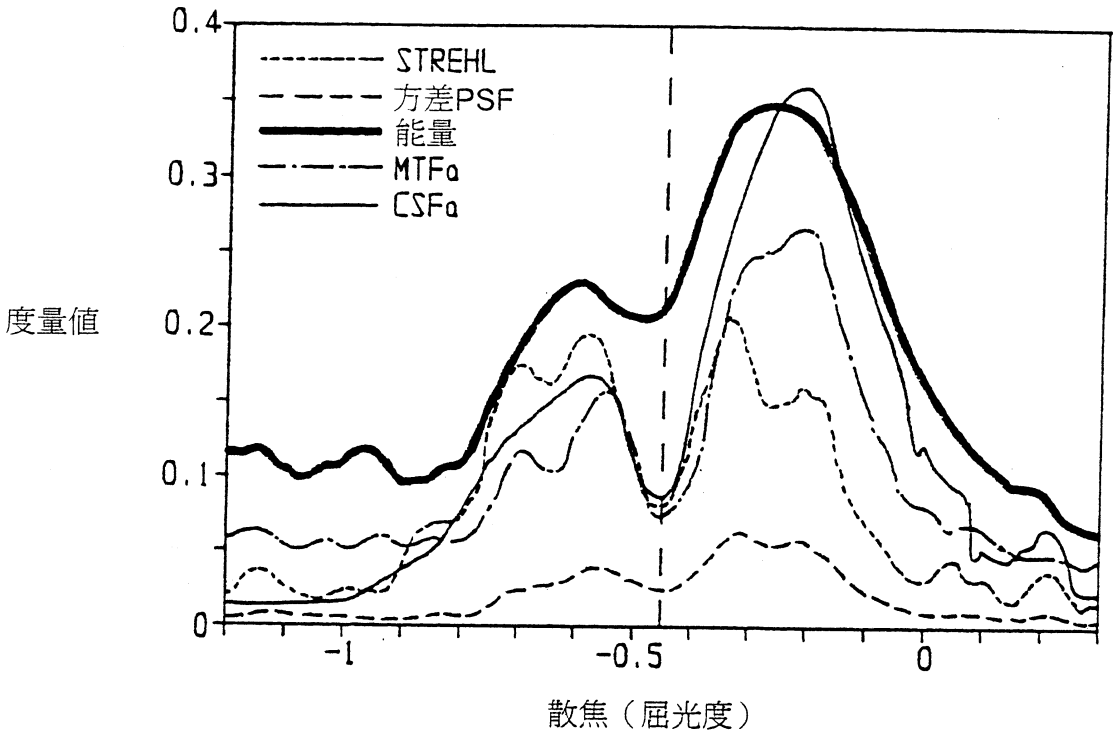


第 9 圖

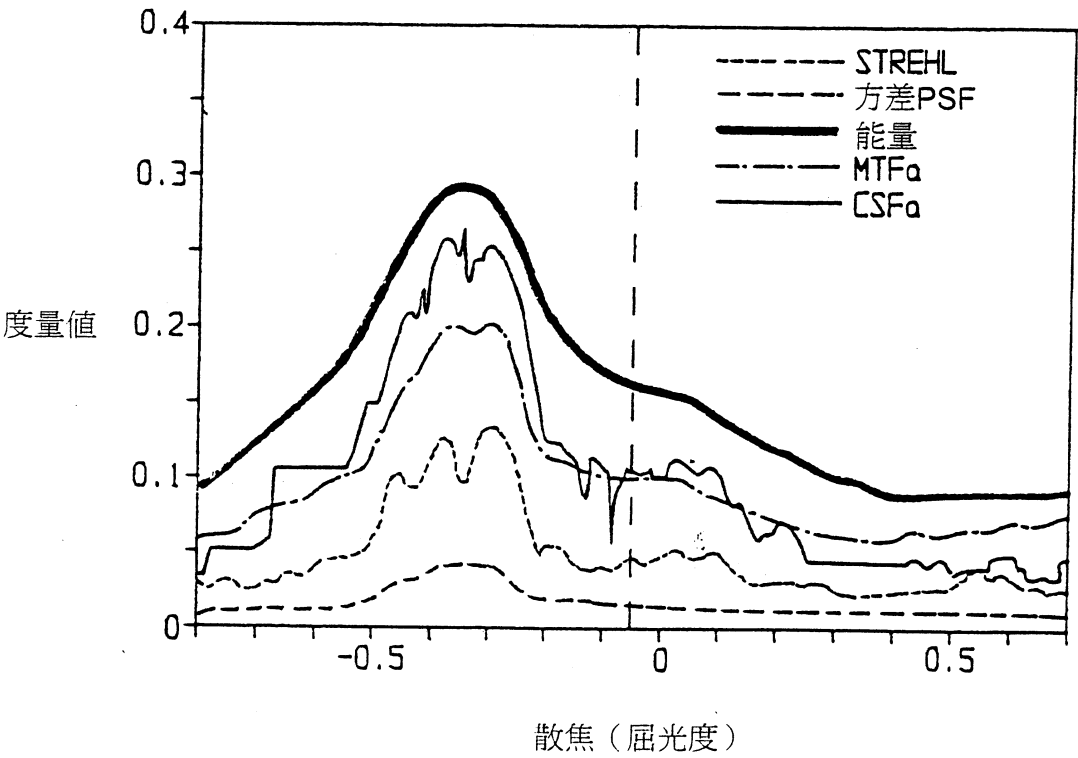


7/19

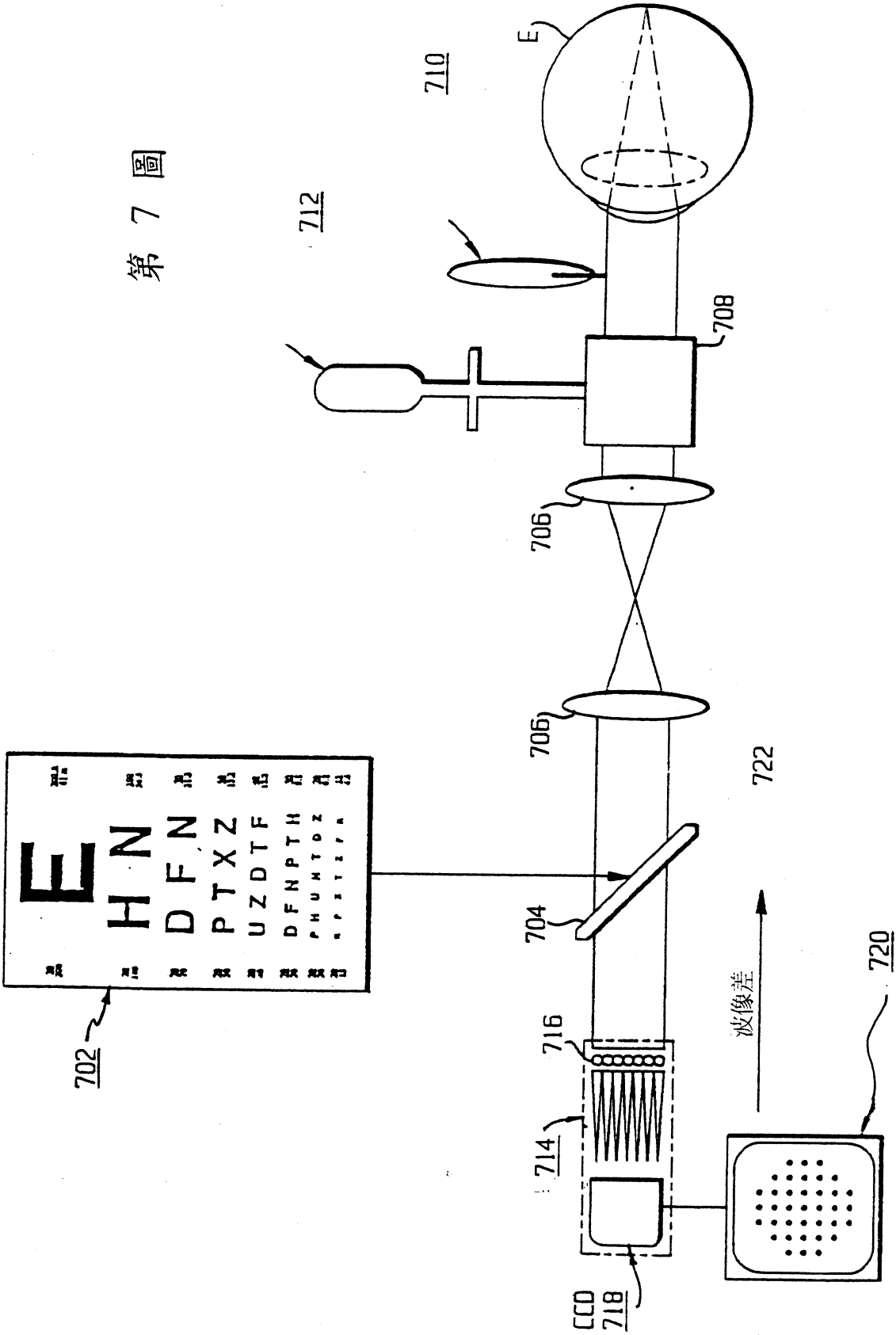
第 6A 圖



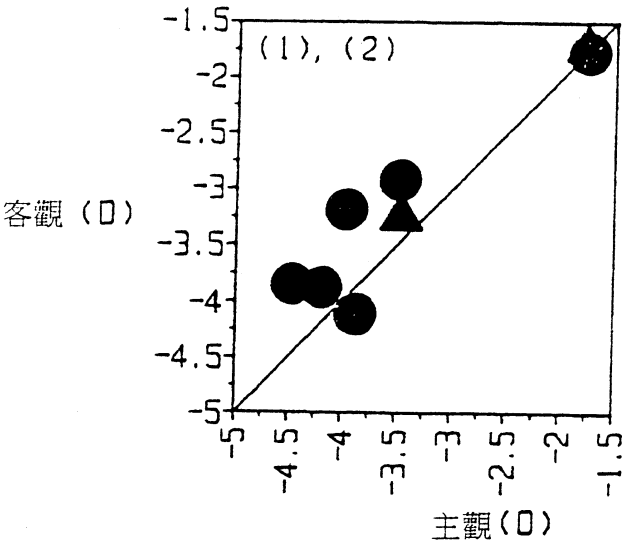
第 6B 圖



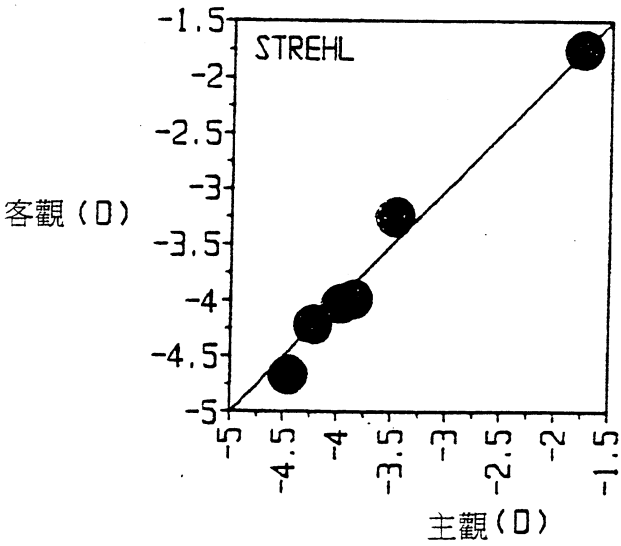
第 7 圖



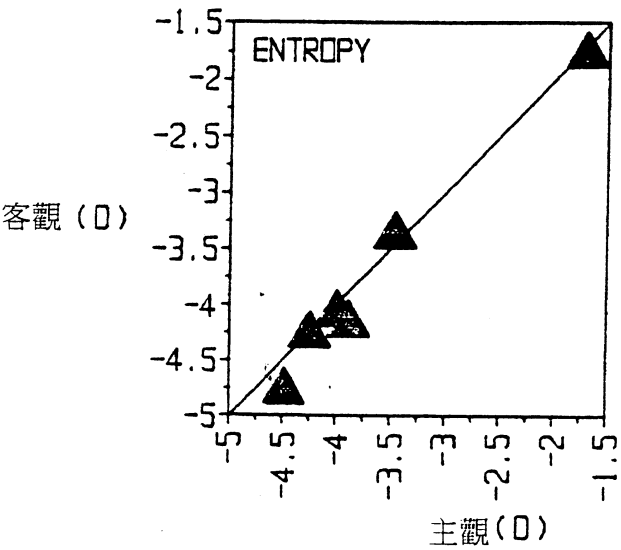
第 8A 圖



第 8B 圖

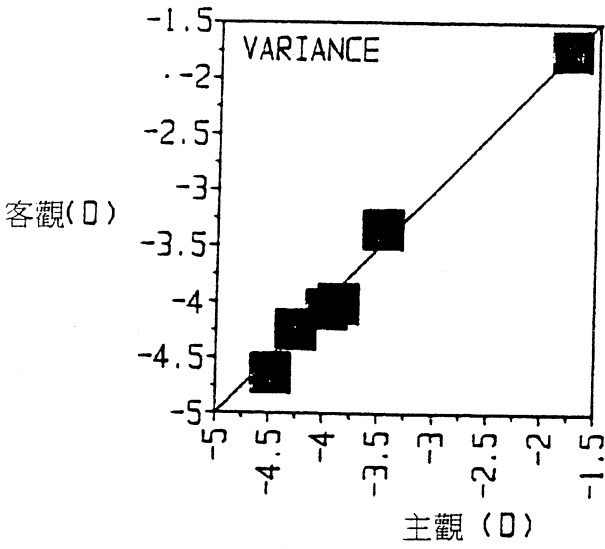


第 8C 圖

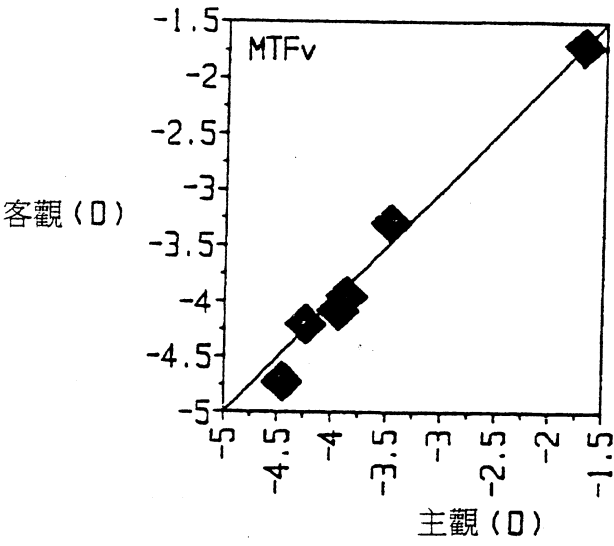


10/19

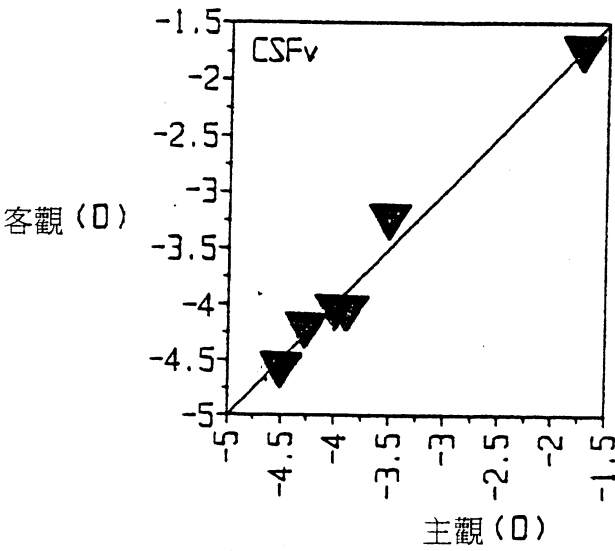
第 8D 圖



第 8E 圖

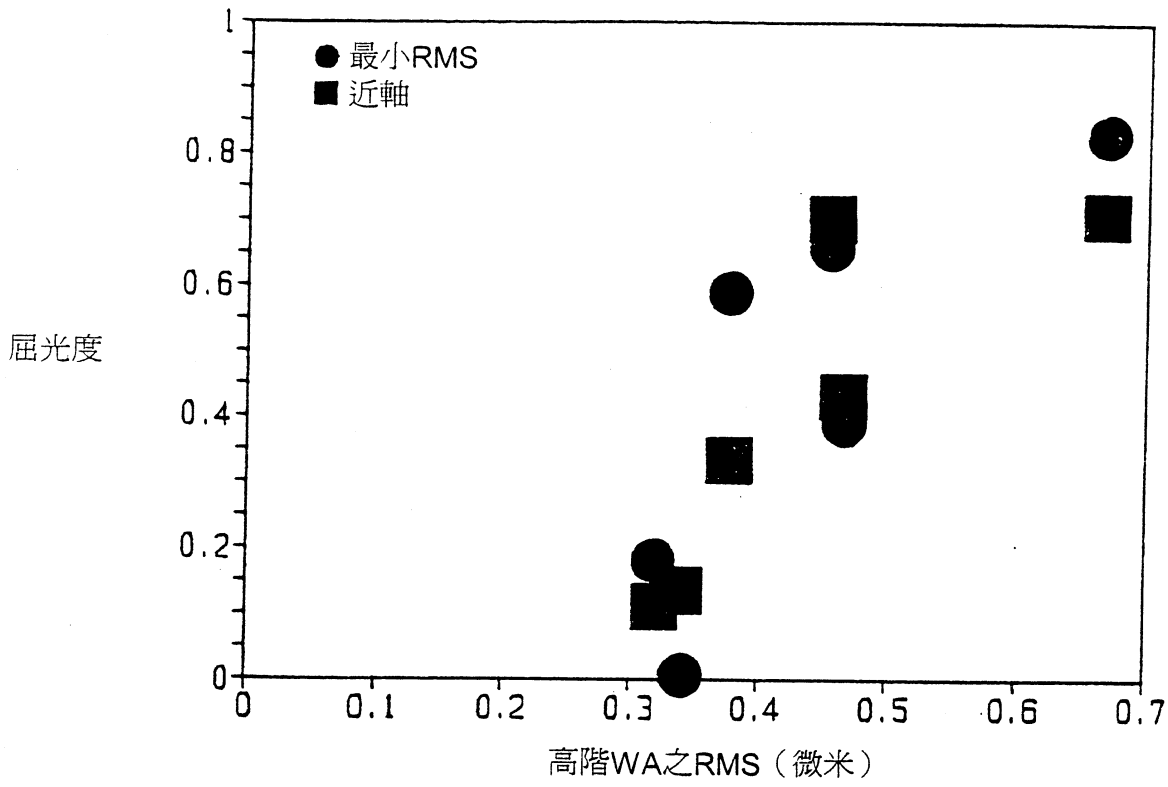


第 8F 圖

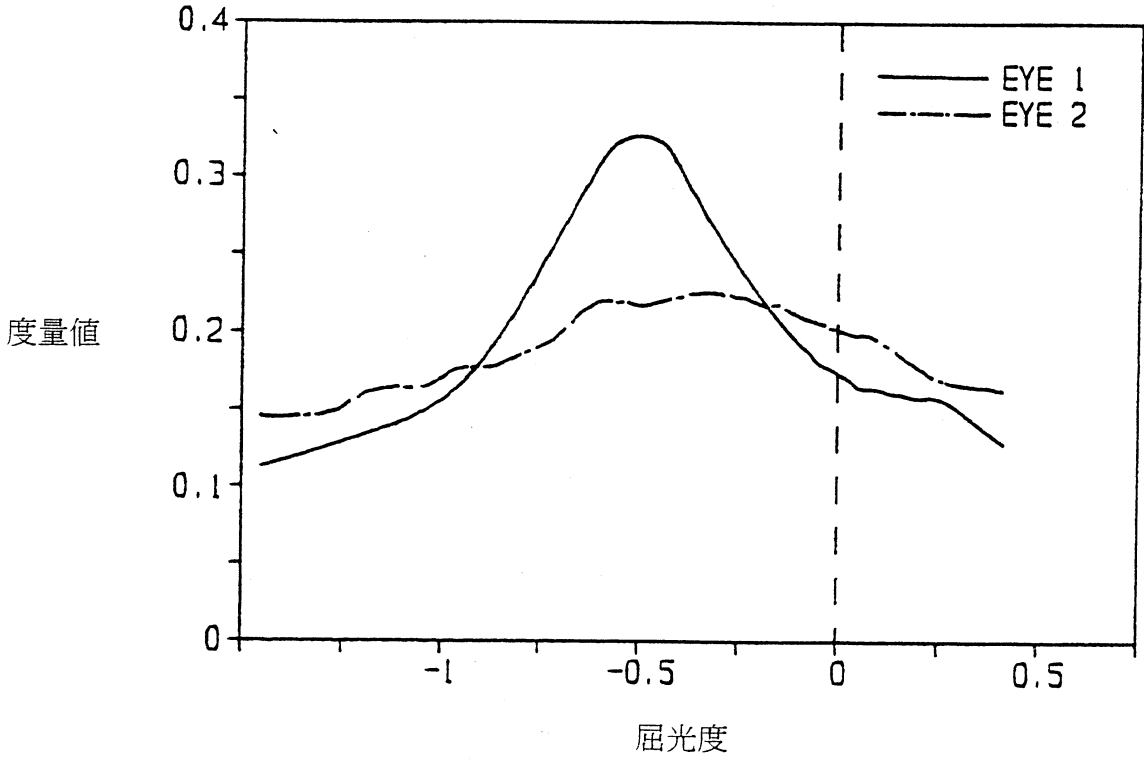


11/19

第 10 圖



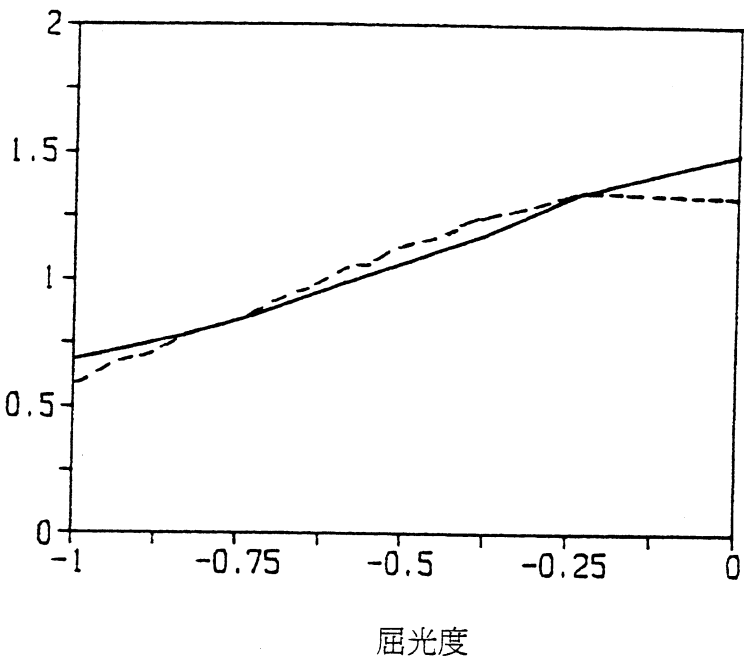
第 11 圖



12/19

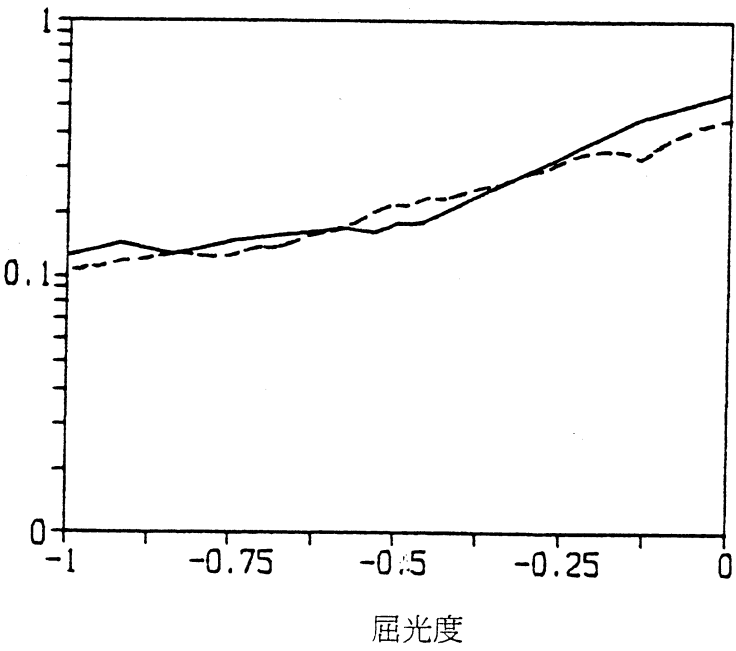
第 12A 圖

視覺敏銳度

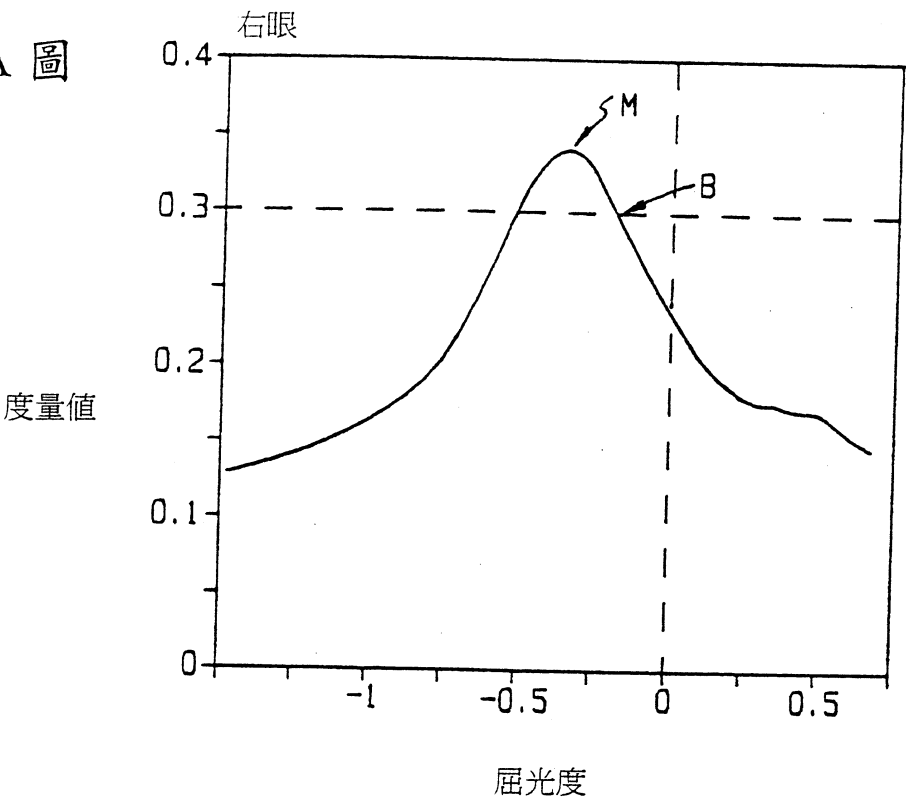


第 12B 圖

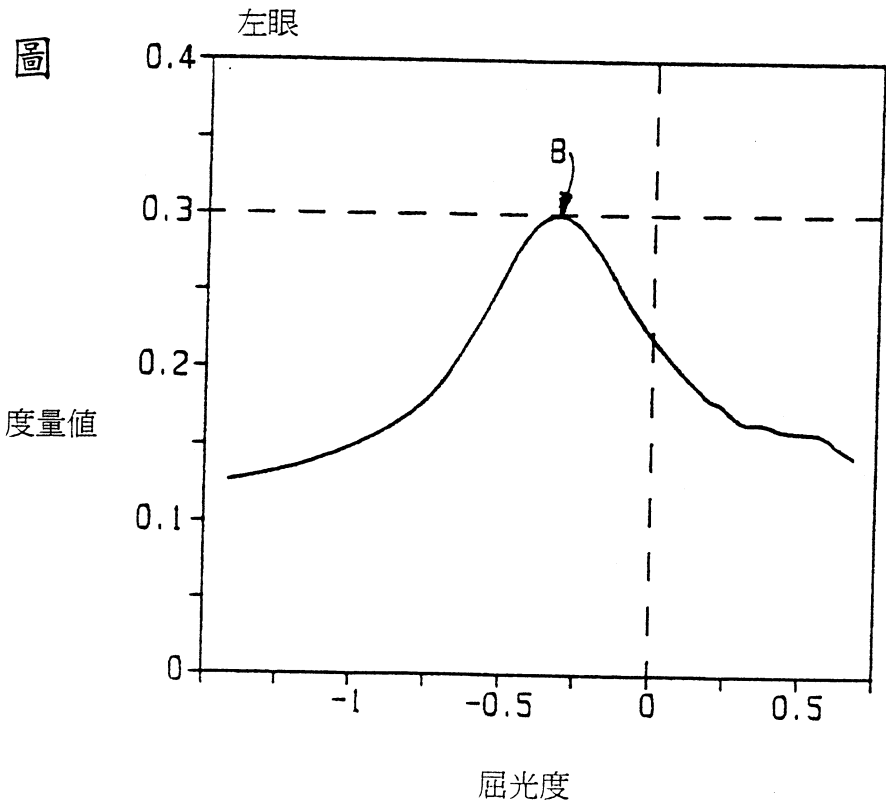
度量值



第 13A 圖

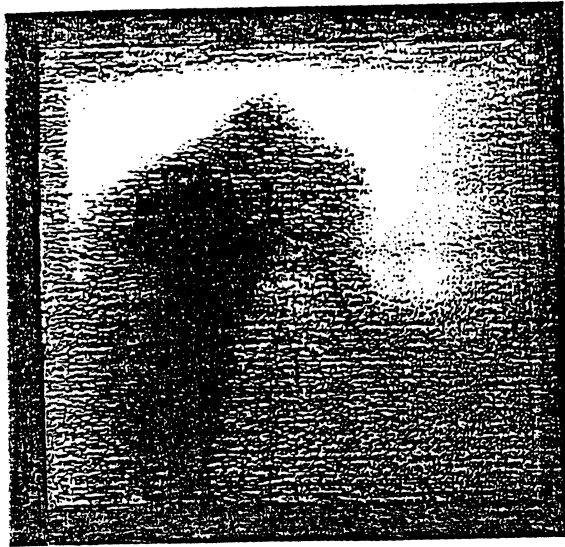


第 13B 圖

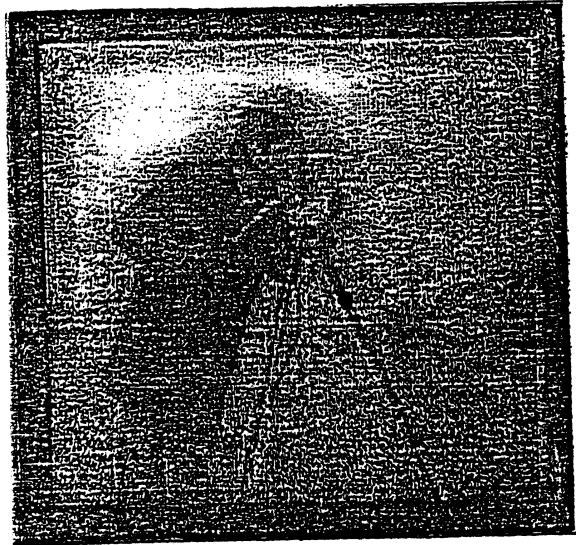


14/19

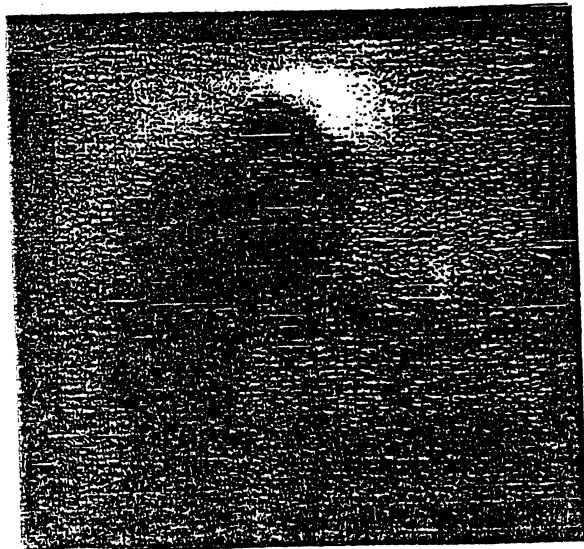
第 14A 圖



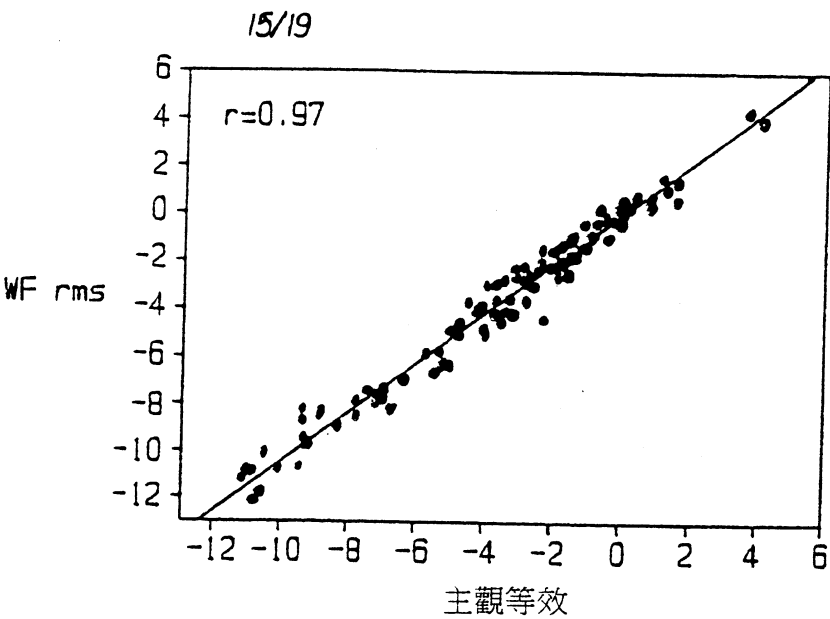
第 14B 圖



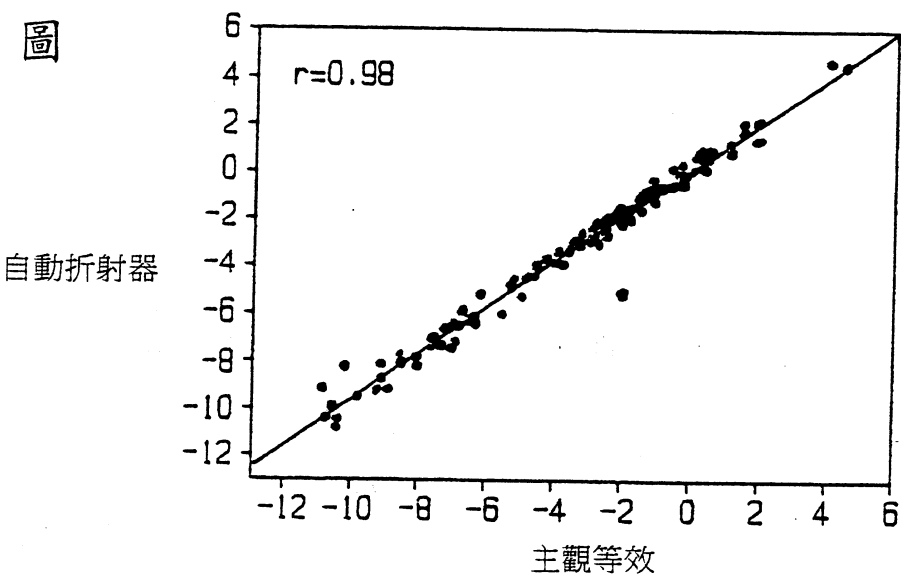
第 14C 圖



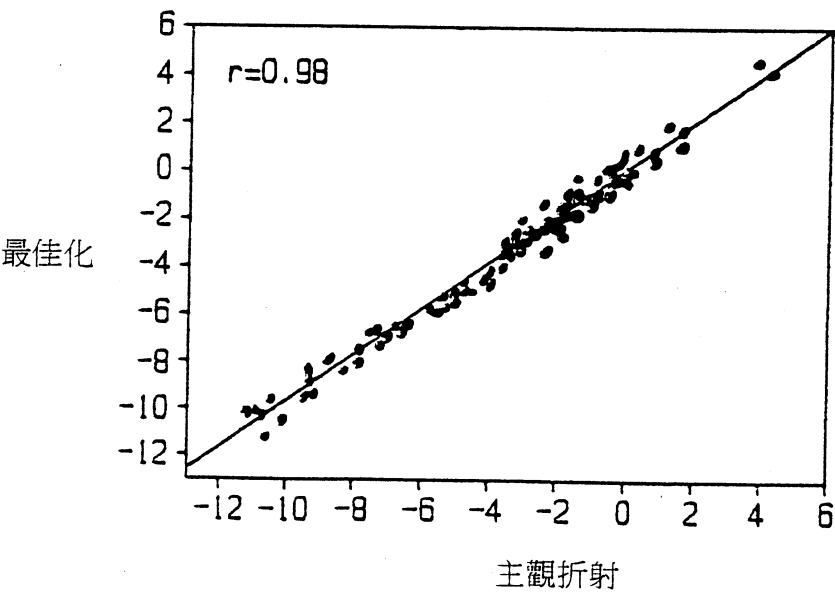
第 15A 圖



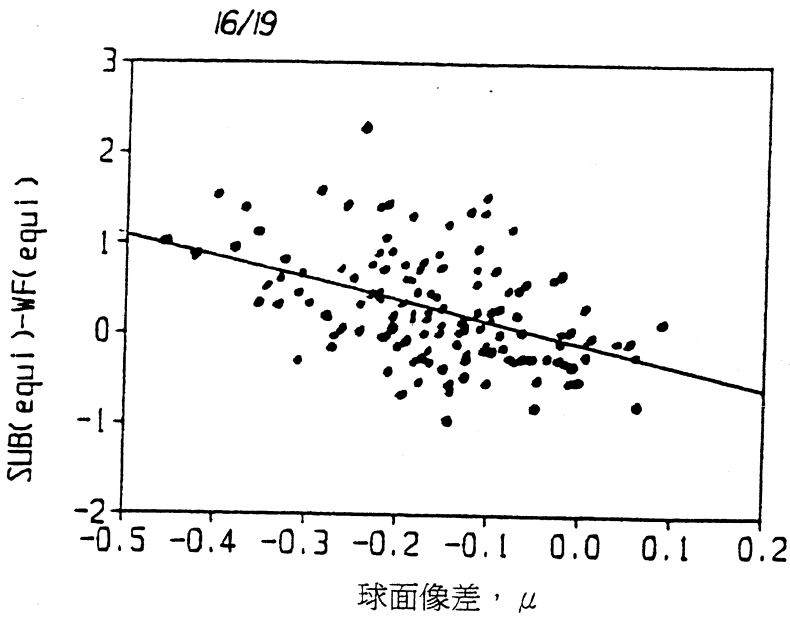
第 15B 圖



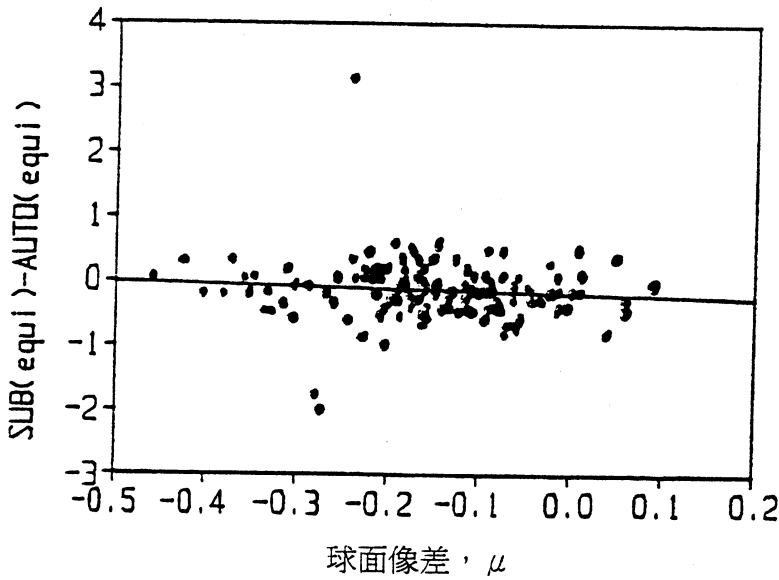
第 15C 圖



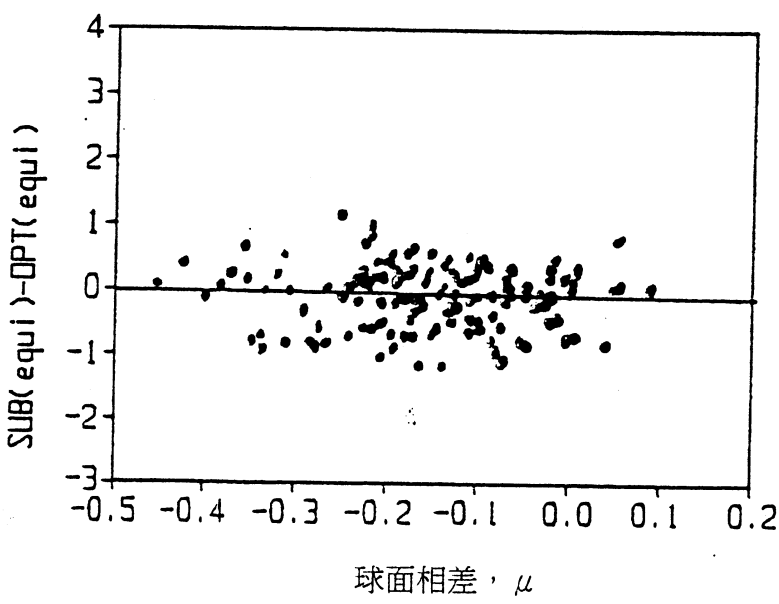
第 16A 圖



第 16B 圖

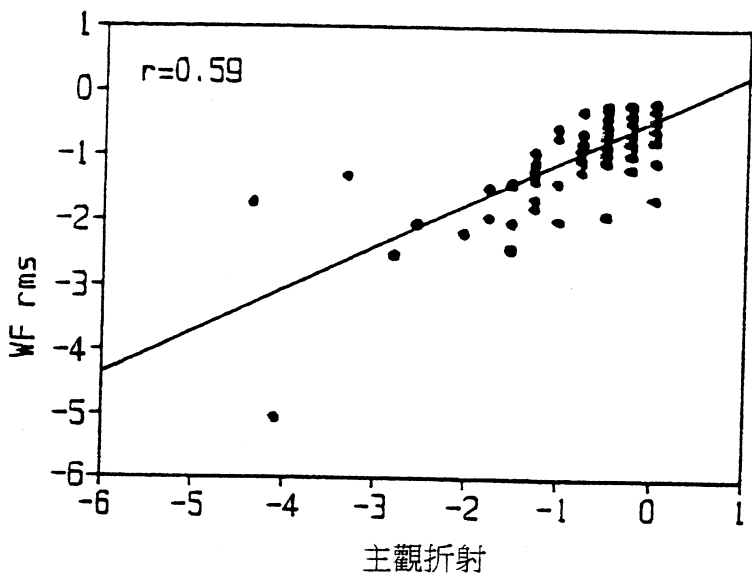


第 16C 圖



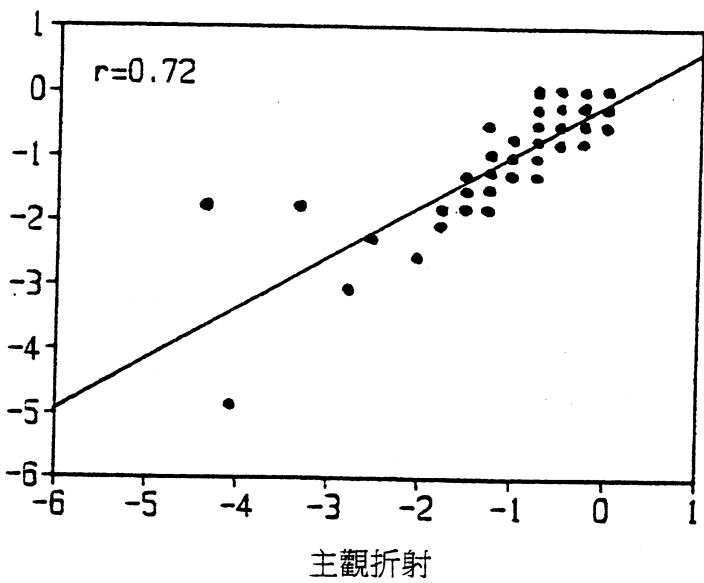
17/19

第 17A 圖



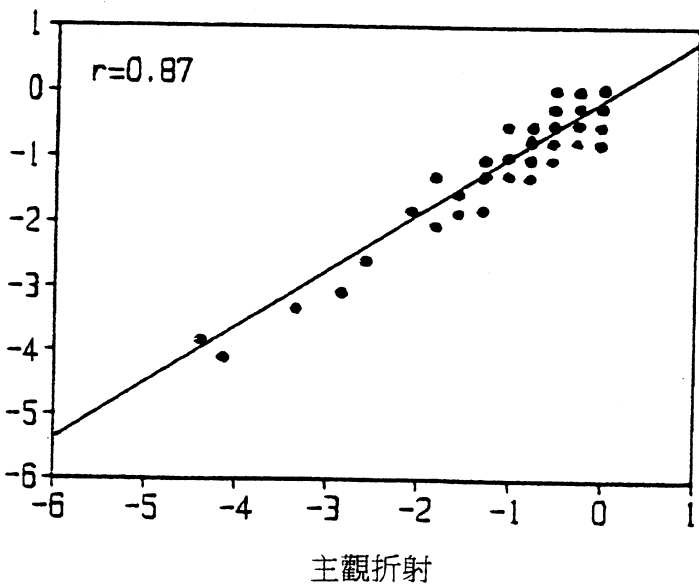
第 17B 圖

自動折射器

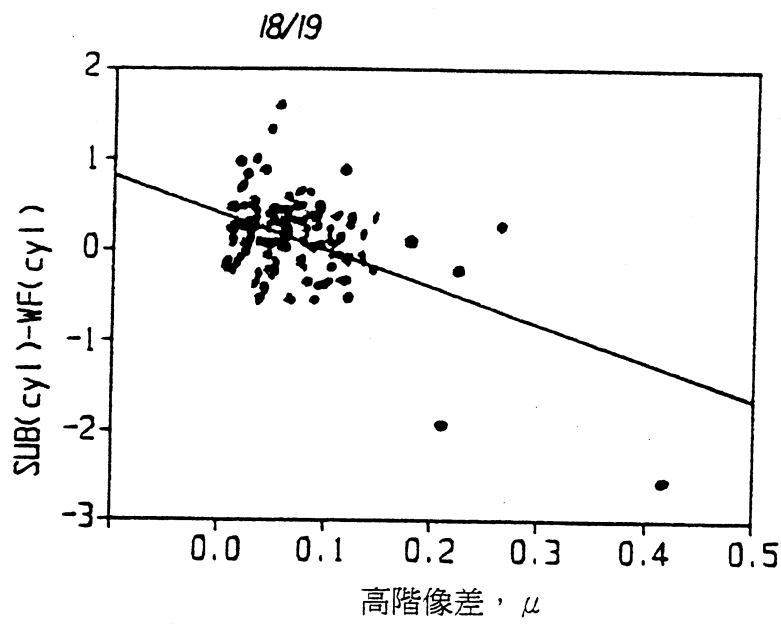


第 17C 圖

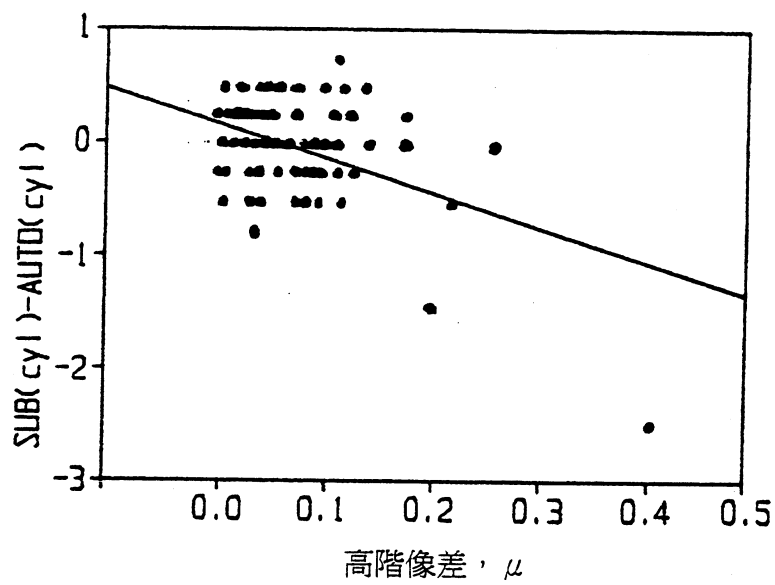
最佳化



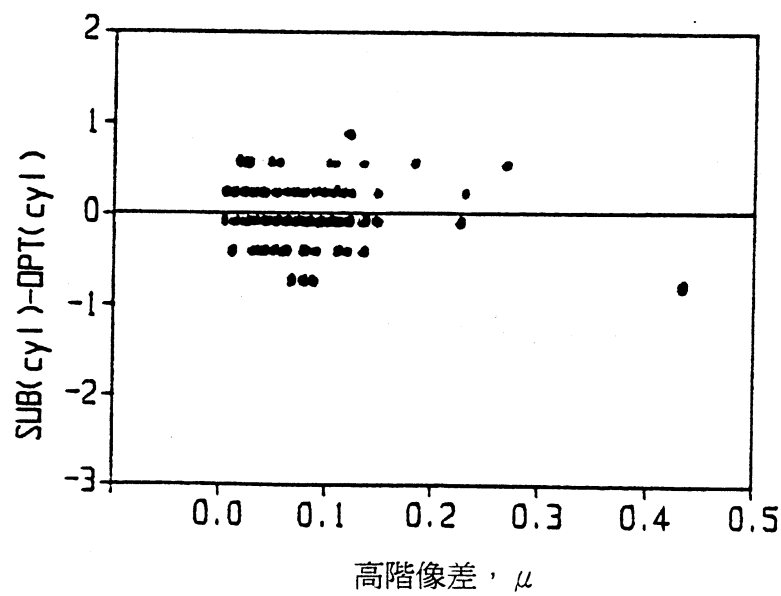
第 18A 圖



第 18B 圖

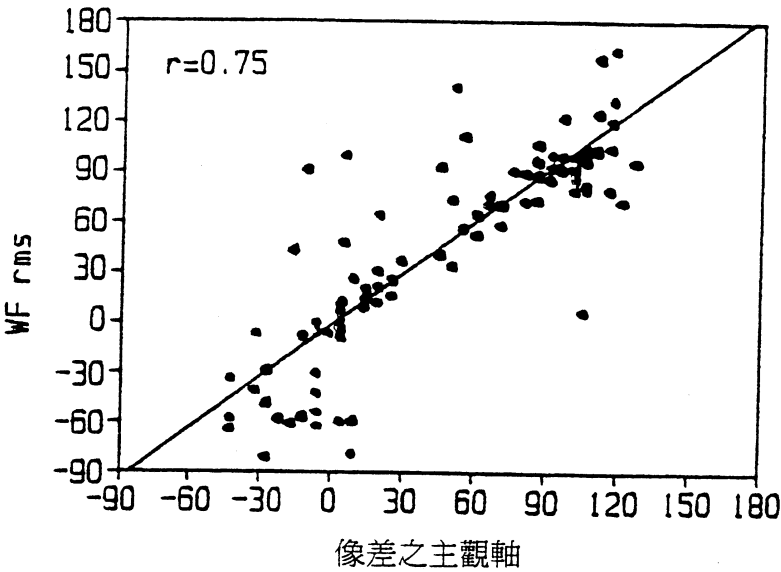


第 18C 圖



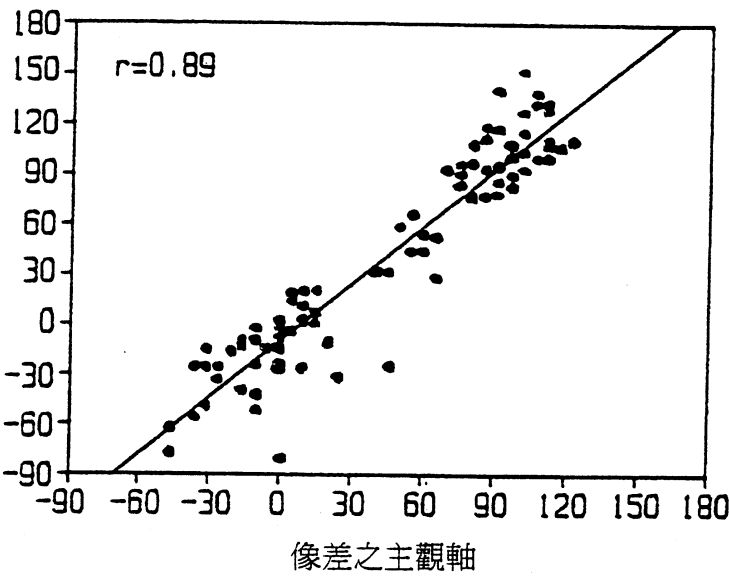
19/19

第 19A 圖



第 19B 圖

自動折射器



第 19C 圖

最佳化

