



(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 I821346 B

(45)公告日：中華民國 112 (2023) 年 11 月 11 日

(21)申請案號：108127072 (22)申請日：中華民國 108 (2019) 年 07 月 30 日

(51)Int. Cl. : G02C7/04 (2006.01) G02B27/18 (2006.01)

(30)優先權：2018/07/30 美國 62/711,909

2019/05/04 美國 62/843,426

2019/07/26 美國 PCT/US19/43692

(71)申請人：美商艾尤席拉有限公司(美國) ACUCELA INC. (US)

美國

(72)發明人：窪田 良 KUBOTA, RYO (US)；威斯 彼特 WYSS, BEAT (CH)；菲爾 珍 諾

爾 FEHR, JEAN-NOEL (CH)；諾羅哈 葛蘭 NORONHA, GLENN (US)；哈羅 卡

利 HAROUD, KARIM (CH)；莎薇 朱利安 SAUVET, JULIEN (FR)；伯納 漢斯

BERNARD, HANS (CH)；歐根法斯 克里斯汀 OGGENFUSS, CHRISTIAN

(CH)；古帕 阿米塔薇 GUPTA, AMITAVA (US)

(74)代理人：陳長文

(56)參考文獻：

TW M356929U

TW 201734580A

US 2017/0115512A1

US 2018/0017814A1

WO 2014/050879A1

審查人員：王仁佑

申請專利範圍項數：34 項 圖式數：26 共 70 頁

(54)名稱

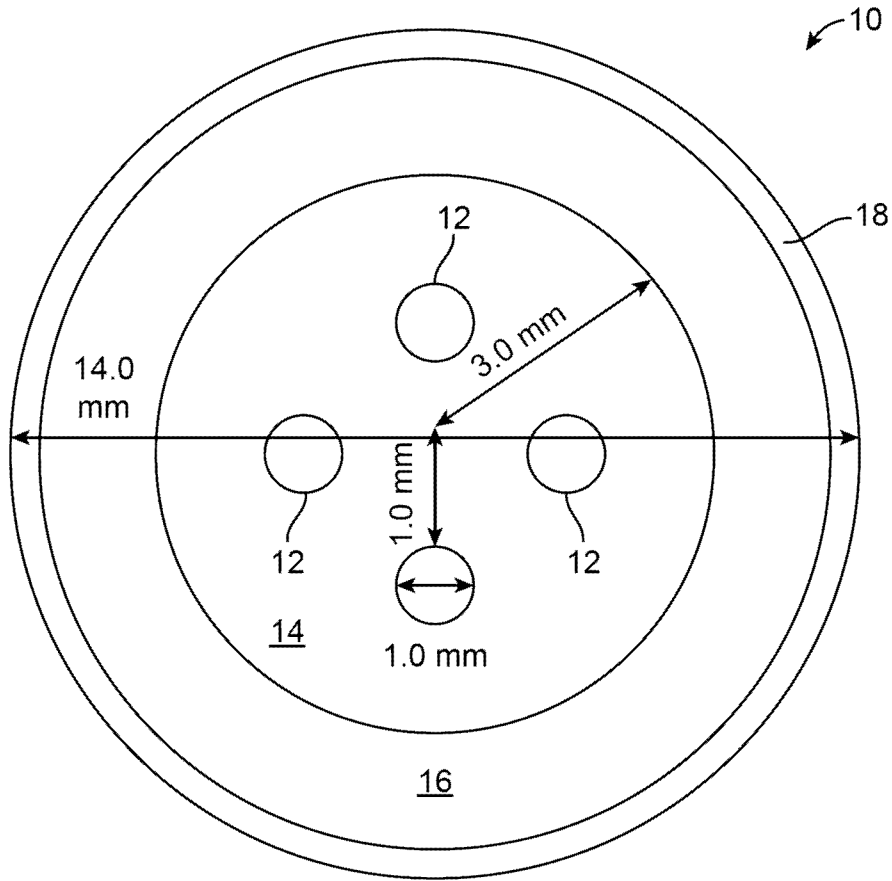
電子裝置

(57)摘要

一種軟性隱形眼鏡包括耦合至複數個光學元件之複數個光源。該複數個光源及該複數個光學元件嵌入於一軟性隱形眼鏡材料中。該複數個光學元件中之每一者產生聚焦在一佩戴者之一周邊視網膜前面之一影像。在某些實施例中，該等影像中之每一者在一位置處聚焦在該周邊視網膜前面一距離處，且該等影像中之每一者包括一焦點深度及一空間解析度。該焦點深度可小於該距離，且該空間解析度大於在該位置處該周邊視網膜之一空間解析度。

A soft contact lens comprises a plurality of light sources coupled to a plurality of optical elements. The plurality of light sources and the plurality of optical elements are embedded in a soft contact lens material. Each of said plurality of optical elements generates an image focused in front of a peripheral retina of a wearer. In some embodiments, each of the images is focused at a distance in front of the peripheral retina at a location, and each of the images comprises a depth of focus and a spatial resolution. The depth of focus can be less than the distance, and the spatial resolution greater than a spatial resolution of the peripheral retina at the location.

指定代表圖：



符號簡單說明：

10:隱形眼鏡/軟性隱形眼鏡/基底軟性隱形眼鏡/基底隱形眼鏡

12:微顯示器/顯示器/嵌入式微顯示器

14:中心光學區帶/光學區帶

16:周邊區帶

18:投影單元/光投影單元/最外部邊緣區帶/邊緣區帶

【圖1】



公告本

I821346

【發明摘要】

【中文發明名稱】

電子裝置

【英文發明名稱】

ELECTRONIC APPARATUS

【中文】

一種軟性隱形眼鏡包括耦合至複數個光學元件之複數個光源。該複數個光源及該複數個光學元件嵌入於一軟性隱形眼鏡材料中。該複數個光學元件中之每一者產生聚焦在一佩戴者之一周邊視網膜前面之一影像。在某些實施例中，該等影像中之每一者在一位置處聚焦在該周邊視網膜前面一距離處，且該等影像中之每一者包括一焦點深度及一空間解析度。該焦點深度可小於該距離，且該空間解析度大於在該位置處該周邊視網膜之一空間解析度。

【英文】

A soft contact lens comprises a plurality of light sources coupled to a plurality of optical elements. The plurality of light sources and the plurality of optical elements are embedded in a soft contact lens material. Each of said plurality of optical elements generates an image focused in front of a peripheral retina of a wearer. In some embodiments, each of the images is focused at a distance in front of the peripheral retina at a location, and each of the images comprises a depth of focus and a spatial resolution. The depth of focus can be less than the

distance, and the spatial resolution greater than a spatial resolution of the peripheral retina at the location.

【指定代表圖】

圖1

【代表圖之符號簡單說明】

- 10 隱形眼鏡/軟性隱形眼鏡/基底軟性隱形眼鏡/基底隱形眼鏡
- 12 微顯示器/顯示器/嵌入式微顯示器
- 14 中心光學區帶/光學區帶
- 16 周邊區帶
- 18 投影單元/光投影單元/最外部邊緣區帶/邊緣區帶

【發明說明書】

【中文發明名稱】

電子裝置

【英文發明名稱】

ELECTRONIC APPARATUS

【技術領域】

【先前技術】

【0001】 近視(或近視眼)係一種屈光不正，其中遠處的物體聚焦在視網膜前方。此可與眼睛之軸向長度有關。一般而言，眼睛之軸向長度之一個1.0 mm增加對應於2.5屈光度(「D」)之近視之一增加。

【0002】 眼鏡片、隱形眼鏡及屈光手術可用於治療諸如近視等眼睛屈光不正。儘管此等方法在治療近視上可係有效的，但眼睛可繼續軸向地生長，使得近視量繼續增加。相對高的近視患病率已促使研究瞭解軸向生長之基礎機制，並開發針對軸向生長之可能治療。

【0003】 雖然已知近視具有遺傳原因，但近視發病率之急劇增加不能僅僅由遺傳因素來解釋；而是，其等必須簡單地解釋為視覺系統適應改變的環境條件之顯著能力，具體而言，視覺習慣自長至短距離及自開放至封閉空間之一移位。

【0004】 儘管已提議藥物治療來治療與軸向長度生長相關聯之近視，但此等治療在至少某些例項中可具有不太理想的結果。雖然阿托品及其他蕈毒鹼劑可減緩近視進展，但對治療後反彈效應以及與延長治療相關聯之短期及長期副作用之可能擔憂可阻礙此等藥劑之廣泛使用。

【0005】 某些研究表明視網膜散焦在近視進展中之一作用。動物研究已演示，屈光發展及軸向生長可藉由與眼睛之有效屈光狀態相關聯之視覺回饋來調節。關於本發明之研究表明，視網膜周邊之視覺信號可以獨立於中心視力之一方式影響眼睛形狀及軸向長度。

【0006】 關於本發明之研究表明，當眼睛變得更加近視時，視網膜外殼變得更加非球面。具有近視眼之視網膜上之影像屏幕(image shell)及傳統矯正之實例闡述於「近視病因及治療之當前概念之一概述(A Review of Current Concepts of the Etiology and Treatment of Myopia)」(Cooper, J, Eye & Contact Lens, 2018 ; 44 : pp 231)中。對於傳統球面透鏡而言，在光聚焦在視網膜之中心處時，近視眼之周邊非球面視網膜接收聚焦在視網膜後面之光，此可觸發一生長信號，此乃因周邊光聚焦在視網膜後面，類似於具有不充足軸向長度之一眼睛。一習用球面或複曲面透鏡(例如一隱形眼鏡或一眼鏡片)通常不能產生匹配屈光矯正所需之最佳形狀(其將阻止至視網膜之生長信號變得更加近視)之一影像屏幕。一種方法係提供一非球面透鏡，其將光聚焦在非球面視網膜之周邊區域上。

【0007】 用以防止近視進展之先前屈光矯正裝置可在至少某些例項中產生不太理想的結果。用以在周邊視網膜處提供適當焦點之屈光矯正可能需要一高度非球面影像屏幕，其可藉由一高度非球面光學器件形成。不幸的是，此一非球面光學器件可產生具有一實質像差之一中心影像，從而損害遠視力且在至少某些例項中減少佩戴者之視力品質。一種方法係將非球面度之量限制為大約2 D或更少以提供遠距視力而不對中心視力產生顯著像差，但對非球面度之量之此限制亦限制視網膜之周邊部分之矯正量，在某些例項中，此可導致一不太理想的治療。

【0008】 動物模型研究以及臨床研究已表明，視網膜可藉由將縱向色差用作一導引而區分一「正模糊」與一「負模糊」，或區分由一近視性散焦導致之影像模糊與一遠視性散焦導致之影像模糊，此乃因取決於影像模糊是遠視的還是近視的，縱向色差之正負號將係相反的。然而，先前臨床方法尚未充分解決色差以在至少某些例項中減低近視進展。

【0009】 因此，需要一種新方法來減低近視進展，該方法在提供一有效周邊遠視性散焦之同時能夠滿足年輕佩戴者對舒適及效能之期望。

【發明內容】

【0010】 在某些實施例中，一種隱形眼鏡包括一光源30及光學器件從而以一適當解析度、焦點深度或繞射中之一或多者在視網膜前面形成一影像。在視網膜之一區域前面形成之影像可包括較在該區域處視網膜之解析度更精細之一解析度。可以相對於眼睛之光軸之一角度將光束引導至視網膜之該區域，以便以較視網膜之對應位置更精細之一解析度照射視網膜之一外部部分。焦點深度可經組態以在照射視網膜時產生視網膜上之影像之一適當模糊量，且光斑之繞射可適當地經定大小以提供較視網膜之解析度更精細的影像(形成於視網膜前面)之解析度。

【0011】 根據某些實施例，一種軟性隱形眼鏡包括遠離該隱形眼鏡之一中心且朝向該隱形眼鏡之一周邊定位之微顯示器，其中該等微顯示器中之每一者耦合至定位於該微顯示器後面之一微透鏡陣列。該等微顯示器可包括一OLED(有機發光二極體)或一微LED陣列。該等微透鏡陣列可與該等顯示器光學地耦合以有效地收集來自該等微顯示器之光，且在將該光投影至入射光瞳中之前準直該光及/或會聚該光。由此等顯示器形成之虛擬影像可係近視性散焦的，且被對稱地放置於視網膜上之複數個區域(諸

如四個扇區(鼻下、鼻上、顛下及顛上))中。該等微顯示器可定位為與該等眼鏡之光學中心相距自1.5 mm至4.0 mm(諸如2.5 mm至3.5 mm)之一範圍內之一距離。該隱形眼鏡之中心光學區帶14可經組態以為佩戴者提供正視眼視力，且可具有3.0至5.0 mm之一範圍內之一直徑。每一微顯示器可以一適當形狀(諸如，圓形或弧形)及以在中央窩處約20度至60度之一角度產生一視網膜影像。在某些實施例中，以15度至40度之範圍(舉例而言，自20度至30度之一範圍內)之一偏心率在周邊視網膜處形成視網膜影像。該隱形眼鏡可包括一電子控制系統，該電子控制系統與該等微顯示器一起安裝於諸如塑膠及其他組件之一撓性透明材料片上。

【0012】 在某些實施例中，微顯示器12可包括OLED，其具有自2.0微米(microns)至5.0微米之一範圍內之像素大小及具有2.0微米至10.0微米之範圍中之一間距。在某些實施例中，嵌入於該隱形眼鏡中之該等微顯示器包括微LED，其照射一物體，諸如放置於其前面且朝向眼睛之一薄膜。該等微顯示器可包括多色或單色微顯示器。多色影像可由組織為陣列以便形成一RGB顯示器的不同顏色之OLED或微LED中之RGB像素形成。在某些實施例中，刺激軸向長度改變之波長係在自約450 nm至約560 nm之一範圍內，且可接近500 nm，即刺激眼睛中之視桿細胞之峰值波長，儘管可使用其他波長。

【0013】 在某些實施例中，一光學組態包括一或多個光源，其耦合至一光處理結構，該光處理結構包括準直透鏡、鏡、光導、波導或全息鏡中之一或多者。該光處理結構使該一或多個光源成像，以便將該光源之一影像投影於周邊視網膜前面，使得該影像之焦點係在視網膜表面前面。在某些實施例中，該光學組態放置於該隱形眼鏡之前表面處或附近，且來自

該等微顯示器之射線由該隱形眼鏡聚焦。該隱形眼鏡可經組態以為佩戴者提供屈光矯正，且該等顯示器光學器件經組態以提供額外焦點，從而在視網膜上提供該等微顯示器之經散焦影像。在某些實施例中，散焦量係在自約2.00屈光度(D)至6.00 D之一範圍內，且可係在自約2.0 D至4.0 D之一範圍內。

【圖式簡單說明】

【0014】 將參考以下詳細說明(其陳述說明性實施例)及附圖獲得對本發明之特徵、優點及原理之一更好理解，在附圖中：

【0015】 圖1展示根據某些實施例之一軟性隱形眼鏡；

【0016】 圖2A展示根據某些實施例安裝在軟性隱形眼鏡之內部表面上、與微透鏡陣列光學地耦合以將具有近視性散焦之影像投影於一佩戴者之視網膜之周邊上之OLED微顯示器；

【0017】 圖2B展示根據某些實施例包括複數個光源及光學器件以及相關聯電路之一軟性隱形眼鏡；

【0018】 圖2C展示如圖2B中之隱形眼鏡之組件之功能之機械整合；

【0019】 圖3展示根據某些實施例之一光學組態，其中藉由使用兩個鏡往回摺疊光學路徑來增加光學路徑長度；

【0020】 圖4展示根據某些實施例之圖3中所展示之光學組態之一射線追蹤模擬，其中已使用Liu Brennan眼睛模型來計算視網膜影像；

【0021】 圖5A及圖5B展示對由圖3之光學組態產生之視網膜影像品質之分析；

【0022】 圖6展示對圖3中所展示之光學組態之焦點深度之分析；

【0023】 圖7展示針對圖6之分析之MTF。

【0024】 圖8A及圖8B展示根據某些實施例包括一透鏡之一光學組態，該透鏡用以將光聚焦至視網膜上；

【0025】 圖9展示根據某些實施例對由圖8A及圖8B中所展示之光學組態產生之視網膜影像品質之分析；

【0026】 圖10展示對圖8A及圖8B中所展示之光學組態之焦點深度之分析。

【0027】 圖11A及圖11B展示根據某些實施例之一光管以便增加光學路徑長度；

【0028】 圖12展示根據某些實施例具有嵌入式光源、光學器件及電子裝置之軟性隱形眼鏡；

【0029】 圖13展示根據某些實施例對由一微型光源與一微光學器件之一組合形成之周邊視網膜影像之一射線追蹤模擬；

【0030】 圖14展示根據某些實施例用於使用對包括四個模擬物點之一光源之射線追蹤來模擬影像品質之四個物點；

【0031】 圖15展示根據某些實施例由一反射光學器件產生之一周邊影像之品質，其中所有物點之調變轉移函數(MTF)實質上係一致的；

【0032】 圖16展示根據某些實施例由反射光學器件形成之周邊影像之焦點深度；

【0033】 圖17展示根據某些實施例近視模糊對由反射光學器件形成之周邊視網膜影像之影像解析度之影響，其藉由在一單個空間頻率(20/200或10線對/毫米「lp/mm」或10弧分)下MTF之量值隨針對反射光學設計之近視性散焦之量值之改變來量測；

【0034】 圖18展示根據某些實施例由針對圖14中所展示之四個物點之折射光學器件形成之視網膜影像之MTF曲線圖；

【0035】 圖19展示根據某些實施例由折射光學器件形成之影像之焦點深度；

【0036】 圖20展示根據某些實施例針對一單個空間頻率(20/200或10 lp/mm或10弧分)作為近視性散焦之一函數計算之MTF；

【0037】 圖21展示根據某些實施例針對包括一小型光導之實施例之圖14中之四個物點之MTF曲線圖，其中在矢狀平面與切線平面之間存在影像品質之一實質差異，此指示非對稱像差；

【0038】 圖22展示根據某些實施例由光導光學器件投影之周邊視網膜影像之焦點深度；

【0039】 圖23展示具有光導之實施例之在一單個空間頻率(20/200)下之MTF曲線圖，其係對比視網膜上之周邊影像之近視性散焦之量值而繪製；

【0040】 圖24展示根據某些實施例由三個投影系統產生之周邊影像之焦點深度之一比較，該等投影系統包括一折射光學器件、一反射光學器件及一光導光學器件；

【0041】 圖25展示根據某些實施例由一反射光學設計產生之視網膜影像之焦點深度，及

【0042】 圖26展示根據某些實施例在一單個空間頻率下之MTF值，其係對比由圖25之反射光學設計形成之周邊影像之近視性散焦之量值而繪製。

【實施方式】

相關申請案

【0043】本申請案依據35 U.S.C. § 119(e)主張於2018年7月30日提出申請且標題為「減低近視進展之電子隱形眼鏡(ELECTRONIC CONTACT LENS TO DECREASE MYOPIA PROGRESSION)」之美國臨時專利申請案第62/711,909號及於2019年5月4日提出申請且標題為「電子隱形眼鏡之光學設計以減低近視進展(OPTICAL DESIGNS OF ELECTRONIC CONTACT LENS TO DECREASE MYOPIA PROGRESSION)」之美國臨時專利申請案第62/843,426號之權益，該等臨時專利申請案之揭示內容以全文引用之方式併入。

【0044】根據某些實施例，一軟性隱形眼鏡包括周邊微顯示器，該等周邊微顯示器中之每一者藉由一微透鏡陣列面向眼側。微顯示器可包括一OLED(有機發光二極體)或一微LED陣列。由此等顯示器發射之光通常係朗伯型的(Lambertian)。微透鏡陣列與顯示器光學地耦合，使得其等可有效地提取來自微顯示器之光，在將光投影至入射光瞳中之前準直光且聚焦光。在某些實施例中，由此等顯示器形成之虛擬影像將係近視性散焦的，且將被對稱地放置於四個扇區中(鼻下、鼻上、顛下及顛上)。在某些實施例中，微顯示器將定位為與眼鏡之光學中心相距自1.5 mm至4.0 mm、較佳地2.5 mm至3.5 mm之一範圍內之一距離。在某些實施例中，隱形眼鏡之中心光學器件可經選擇以使佩戴者儘可能接近正視眼，且可具有3.0至5.0 mm之一範圍內之一直徑。在某些實施例中，每一微顯示器在形狀上將係圓形的、矩形的或弧形的，且將各自具有自0.01 mm²至8.0 mm²之一範圍內、舉例而言自0.04 mm²至8 mm²之一範圍內、舉例而言自1 mm²至8 mm²之一範圍內或較佳地自1.0 mm²至4.0 mm²之一範圍內之一面積。在某些實施例中，複數個微顯示器中之每一者包括具有如本文中所

闡述之尺寸及形狀之光源、背板及相關聯電子裝置。隱形眼鏡將具有一電子控制系統以及微顯示器，其等安裝在一撓性透明塑膠片上。電子系統可包括一ASIC或一微控制器、一可再充電鋰離子固態電池、一電壓斜升模組(例如，一降壓升壓轉換器)、一快閃記憶體及一EEPROM、一RFID模組(提供無線再充電)，或一天線(較佳地沿著隱形眼鏡之邊緣徑向地安置)，及其任何組合。隱形眼鏡包括一生物相容材料，諸如一軟性水凝膠或矽水凝膠材料，且可包括已證明與眼睛上之持續佩戴(如一隱形眼鏡)相容之任何材料組合物。

【0045】 在某些實施例中，虛擬影像聚焦在距離周邊視網膜一目標距離處，相當於一近視性散焦。形成此等影像之射線不來自外部環境而來自微顯示器自身，因此可單獨設計微透鏡陣列之光學器件以處理自微顯示器發出之射線。此等微顯示器中之每一者及每一者前面之微透鏡陣列之面積係小的，因此對真實影像之遮蔽係小的，如在圖1及圖2中所展示。

【0046】 如本文中所闡述之裝置可賦予每一照護者在為一個別患者設定及測試此等參數上之實質靈活性，然後基於對患者回應之觀察完善較佳治療參數。

【0047】 某些實施例包括直徑14.0 mm之一隱形眼鏡，其具有1.0 mm之一邊緣區帶及一周邊區帶16(其內徑係6.0 mm且外徑係12.0 mm)。眼鏡之總體直徑可係在13.0 mm與14.5 mm、較佳地13.5與14.5 mm之範圍中。中心光學區帶14經設計以在所有照射條件下覆蓋所有佩戴者之瞳孔，且因此應具有5.0 mm與8.0 mm之範圍中之一直徑。周邊或混用區帶主要經設計以提供對角膜之一良好配合，包含良好向心性及其最小離心性。中心光學區帶14經設計以向佩戴者提供正視眼矯正，且可具備球面及散光

矯正兩者(圖1)。根據本文中所揭示之實施例適合於併入之隱形眼鏡設計闡述於「隱形眼鏡鏡片及眼鏡設計(Contact lens optics and lens design)」(Douthwaite, D.A., 第三版, 2006; ISBN 978-0-7506-88-79-6; Butterworth-Heinemann)中。

【0048】 在某些實施例中, 隱形眼鏡之內部表面嵌入有一組四個微顯示器, 其利用相同大小之微透鏡陣列耦合眼側。微透鏡陣列之功能係準直由微顯示器發射之光, 使其準直且將其聚焦在設計為在眼睛之前面之一焦點處以提供遠視性散焦。微顯示器可以諸多方式定大小, 且在某些實施例中此等微顯示器中之每一者之面積係僅約 0.04 mm^2 至 2 mm^2 , 舉例而言, 面積係自 1 mm^2 至 2 mm^2 , 使得此等顯示器覆蓋小於1%之隱形眼鏡鏡片。顯示器中之每一者將產生約 30 cd/m^2 至 50 cd/m^2 或更大之照度, 足以在此等微顯示器中之每一者之焦點處形成一相對明亮的影像。經聚焦影像將顯現為在周邊視網膜前面大約 1.5 mm 至 2.5 mm , 此乃因其等將被設計為近視約 2.0 D 至 5.0 D , 舉例而言 2.0 D 至 4.0 D , 或舉例而言較佳地 2.5 D 至 3.5 D 。

【0049】 在某些實施例中, 微顯示器可係具有 2.0 微米至 5.0 微米之像素大小及 2.0 微米至 10.0 微米之範圍中之一間距之OLED。在某些實施例中, 嵌入於隱形眼鏡中之微顯示器(如本文中所闡述)將由微LED組成, 該等微LED照射一物體, 諸如放置於其前面(眼側)之一薄膜。微顯示器可係多色的或其等可係單色的。多色影像由組織為陣列以便形成一RGB顯示器的不同顏色之OLED或微LED中之RGB像素形成。關於在周邊視網膜處之經投影遠視或近視影像之軸向長度改變之波長相依性之資料係缺乏的。刺激軸向長度改變之一較佳波長係 500 nm , 即刺激眼睛中之視桿細胞之峰

值波長，儘管可使用其他波長。

【0050】 根據本文中所揭示之教示，在視網膜之外部位置上之照射之量及位置(用以提供一治療益處)可由熟悉此項技術者來判定，而無需過度試驗。可基於動物模型之可用臨床前資料判定(舉例而言，最佳化)周邊刺激之長度及持續時間。舉例而言，某些研究表明，可通過重複施加之散焦刺激(優先於相等持續時間之一單個持續週期之所強加散焦)獲得動物模型之軸向長度之改變。根據本文中所揭示之實施例適合於併入之具有關於軸向長度之照射改變之資訊之研究實例包含：「眼睛生長之穩態及近視之問題 (Homeostatis of eye growth and the question of myopia) 」 (Wallman, J.等人，Neuron, 2004; 43: pp 447)、「可藉由將周邊視網膜曝露於相對近視或遠視性散焦改變軸向眼生長及屈光不正發展(Axial Eye Growth and Refractive Error Development Can Be Modified by Exposing the Peripheral Retina to Relative Myopic or Hyperopic Defocus) 」 (Benavente-Perez, A等人，IOVS 2014; 55: pp 6767)及「雛雞之主動正視化之動態學-強加散焦之正負號及量值之影響(Dynamics of active emmetropisation in young chicks – influence of sign and magnitude of imposed defocus) 」 (Hammond, D.S. 等人，Ophthalmic Physiol Opt. 2013; 33: pp 215–222)。

【0051】 關於本發明之研究表明，施加周邊近視性散焦之持續時間及分佈將取決於個別生理機能及視網膜之精確形狀。一實施例包括：一可重新程式化MCU或ASIC，其控制微顯示器之操作，及一即時時鐘，其將使得照護者能夠貫穿治療調整治療持續時間及週期性。此實施例亦使得照護者能夠測試夜間發生的刺激(持續或重複短脈衝序列)是否對特定個體具

有一功效。

【0052】 在某些實施例中，電子組件裝填於一撓性薄膜上，互連件及電匯流排藉助於汽相沈積或一3D印刷程序沈積於該撓性薄膜上。在某些實施例中，電子裝置及微顯示器進一步塗佈有一撓性薄障壁膜堆疊，諸如由Coat-X(位於瑞士納沙泰爾之一公司)研發之總厚度5微米至10微米之一Paralyne C及SiO_x膜堆疊。

【0053】 裝置之某些實施例部署一組一至八個微顯示器，每一者在形狀上係圓形或弧形的，且其等徑向地安置在隱形眼鏡之內部表面上，所有者皆在距離眼鏡之光學中心相等距離處。在一項實施例中，其等可係單色的。在另一實施例中，其等可經設計以提供白色光輸出。在一第三實施例中，其等可經設計以輸出匹配視網膜敏感度之照射。此等微顯示器由一可重新程式化微控制器(MCU)或一ASIC操作及控制。

【0054】 在某些實施例中，在睡覺期間佩戴隱形眼鏡，且微顯示器經程式化以僅當佩戴者睡覺時操作。減少軸向長度之此一經程式化刺激將最低限度地干擾日常活動，包含閱讀及電腦工作。隱形眼鏡可甚至在日間活動期間移除，而僅在睡覺前裝配於角膜上。其他實施例可利用其他程式化演算法，舉例而言日間與夜間刺激之一組合。

【0055】 在某些實施例中，隱形眼鏡可係一日拋型眼鏡，從而消除對消毒及清潔眼鏡或將其再充電之需要。另一實施例由按計劃更換形態之一隱形眼鏡組成。

【0056】 在某些實施例中，每一微顯示器(1 mm²至4 mm²)將消耗約10微瓦之電能。在此等實施例中，對於2小時之操作，一組四個微顯示器可使用約125微瓦/小時之電力，使得此設計之總的日能量消耗將預期為

0.2毫瓦/小時。在某些實施例中，每一微顯示器包括自約0.04 mm²至4 mm²之一範圍內之一剖面面積，且消耗約10微瓦之電能。在某些實施例中，電力由一可再充電固態鋰離子電池供應。由Cymbet Corporation出售之一裸晶粒固態可再充電鋰離子電池可裝填於與眼鏡之電子裝置相同之撓性基板上。舉例而言，一50 uAH可再充電鋰離子固體膜電池具有5.7 x 6.1 mm x 0.200 mm (Cymbet Corporation CBC050)之尺寸。在某些實施例中，電池包括充足質量以使隱形眼鏡穩定。舉例而言，電池可位於眼鏡之一下部位置上以便利用重力使眼鏡穩定。經下部定位之電池可包括一質量，當佩戴者眨眼時，該質量足以減低諸如自旋之旋轉移動。

【0057】 在某些實施例中，一電子隱形眼鏡將一2.0 D至5.0 D近視性散焦之影像投影於視網膜周邊處，同時在中心處維持極佳視力。

【0058】 在某些實施例中，電子軟性隱形眼鏡包括嵌入在眼鏡鏡片之周邊處之微型光源及微尺度光學器件。隱形眼鏡鏡片可經設計以在中心視網膜處提供極佳視力，同時外部光源將近視性散焦之影像投影於視網膜之外部部分處。在某些實施例中，光源包括微顯示器。在某些實施例中，形成於視網膜前方之外部影像可刺激視網膜向前移動，從而減少軸向長度且加深玻璃體腔室。在某些實施例中，隱形眼鏡經組態以達成以下中之一或多者：減低佩戴眼鏡之眼睛之近視進展，實質上阻止近視進展或逆轉近視。在某些實施例中，隱形眼鏡可經組態用於延長佩戴，且舉例而言一個月更換一次。隱形眼鏡可更頻繁地或較不頻繁地更換，舉例而言，一周更換一次或每三個月更換一次。在某些實施例中，隱形眼鏡經設計以由青少年及青壯年佩戴，其等較之其他年齡的人群可具有較高之近視進展之風險。

【0059】 在某些實施例中，周邊影像之近視性散焦之量係在自約2.0 D至約5.0 D(舉例而言，自約2.5 D至約5 D)之一範圍內。基於本文中所揭示之教示，熟習此項技術者可進行研究(諸如，臨床研究)以判定適當之散焦量、照射強度及照射時間。在某些實施例中，(舉例而言)回應於個別患者之生理特性，可為一個體客製化散焦量、視網膜照射之視網膜位置或照射時間中之一或多者。治療之持續時間可係在1年至3年之一範圍內，舉例而言約2年。在某些實施例中，利用自約10個眼鏡至約40個眼鏡(舉例而言，自約10個眼鏡至約30個眼鏡)之一範圍內之一眼鏡數目來執行治療。包括中心眼鏡鏡片之光學區帶14之處方可在治療期間隨著時間改變，且可適當改變隱形眼鏡之處方。本文中所揭示之隱形眼鏡亦可視需要隨後佩戴，舉例而言，若近視進展復發。

【0060】 可以諸多方式組態電子隱形眼鏡以矯正佩戴者之屈光不正。在某些實施例中，隱形眼鏡包括：複數個微顯示器，其在隱形眼鏡之光學區帶14之一周邊附近發射光；複數個微光學器件，其用以收集、準直且聚焦自光源發出之光線；一小型化可再充電固態電池(例如，一鋰離子固態電池)，其用以將電力提供至光源；一天線，其用以無線地接收電力以將電池再充電；及一微控制器，其用以控制致動及控制功能；及一記憶體，其用以儲存資料或軟體指令。

【0061】 在某些實施例中，外部影像包括位於黃斑外部(舉例而言，在與中央窩偏心自約20度至約30度之一範圍內)之一周邊影像。

【0062】 隱形眼鏡可以諸多方式組態有複數個光學器件(諸如微光學器件)，該複數個光學器件用以收集來自複數個光源(例如，顯微鏡光源)之光，且在視網膜之一外部部分前方(諸如視網膜之一周邊部分前方)形成

一影像。在某些實施例中，複數個光學器件包括一光管及一反射組件(諸如鏡，舉例而言微型鏡)中之一或多者。

【0063】 如本文中所闡述之裝置可用於治療屈光不正(諸如近視)之加深。在某些實施例中，每一照護者在為一個別患者設定及測試參數上具有實質靈活性，然後基於對患者回應之觀察完善較佳治療參數。

【0064】 在某些實施例中，隱形眼鏡之屈光性質之光學設計實質上不變且可以諸多方式組態。舉例而言，隱形眼鏡之中心光學區帶14可經最佳化用於對中央窩處之遠處影像之最佳矯正，同時在視網膜之周邊處(隱形眼鏡鏡片之影像屏幕前方)提供影像，以便減低屈光不正之加深。在某些實施例中，光源可包括不超過2 mm²之光學表面之一表面積，且用以矯正屈光不正之光學表面之大小可係在自約25 mm²至約50 mm²之一範圍內，此可減低光源對視力之影響。可藉由選擇適當功率之光源，在數個數量級上調整周邊影像之一強度(其可獨立於環境照度之位準提供)及光源之強度。軟性隱形眼鏡可經組態以回應於來自佩戴者或一健康照護提供者之輸入而提供適當照射量。

【0065】 圖1展示嵌入於隱形眼鏡10中之微顯示器12。軟性隱形眼鏡10包括一光學區帶14，其經組態以為舉例而言具有20/20或更好之一視覺敏銳度之佩戴者提供遠視力矯正。微顯示器12可經組態以在視網膜之周邊部分前面提供影像，如本文中所闡述。此組態可允許使用者在接受來自聚焦在視網膜前面之影像之治療(如本文中所闡述)時具有良好的視覺敏銳度。

【0066】 微顯示器12可包括微LED，其照射一物體，諸如放置於其前面(眼側)之一薄膜。由此等微顯示器12發射之光可係朗伯型的，且被引

導至一光學元件(諸如一透鏡)以朝向視網膜引導光束。隱形眼鏡10包括適合於放置在一眼睛上之一直徑。舉例而言，隱形眼鏡10可包括自約10 mm至15 mm之一範圍內(舉例而言14.0 mm)之一直徑。隱形眼鏡10可包括複數個嵌入式微顯示器12。複數個微顯示器12中之每一者可光學地耦合至一光學組態，該光學組態收集由微顯示器12發射之光，且以一規定偏心率將一影像投影於佩戴者之視網膜上或前面。顯示器12中之每一者可產生自約1 cd/m²至約50 cd/m²之一範圍內之一照射。照射之量可足以用於在此等微顯示器12中之每一者之焦點處形成一相對明亮的影像。

【0067】 在某些實施例中，照射之量係介於明視覺與中間視覺照射位準及視桿細胞與視錐細胞之敏感度之中間位準之間的中間。較佳之照射量可係在光瞳平面處在自約0.1 cd/m²至約10 cd/m²之一範圍內，較佳地介於0.5 cd/m²至5 cd/m²之間。此照射量可對應於(舉例而言)月光與室內照明之間的一光量。在某些實施例中，照射量對應於中間視覺。

【0068】 在某些實施例中，微顯示器12可包括光源，其發射由不同波長之光組成之多色光。在其他實施例中，光源發射單色光。在某些實施例中，單色照射之波長可係在500 nm至560 nm、較佳地自500 nm至530 nm、更佳地自500 nm至510 nm之範圍中。

【0069】 在某些實施例中，多色光源提供至周邊視網膜之彩色線索。彩色線索可包括負色差。在某些實施例中，一多色光束聚焦在視網膜前方，其中多色光束包括在一影像平面35或一焦平面之前的一正色差或在影像平面35或焦平面之後的一負色差以便以一負色差照射視網膜。

【0070】 雖然可以諸多方式組態多色照射，但在某些實施例中，多色照射包括紅色照射、藍色照射及綠色照射，儘管可使用光之其他波長。

【0071】 在某些實施例中，經投影之影像顯現在周邊視網膜前面大約1.5 mm至約2.5 mm，此乃因其等將被設計為近視約2.0 D至4.0 D、較佳地2.5 D至3.5 D。一般而言，在視網膜前面1 mm對應於約2.5 D之近視，舉例而言約2.7 D之近視。

【0072】 透過加厚或薄化脈絡膜來改變軸向長度之周邊刺激之此方法可係基於對施加局部遠視性或近視性散焦以刺激眼睛11之軸向長度改變之功效之重複及經確認觀察。周邊刺激之長度及持續時間可係基於動物模型之可用臨床前資料，如熟悉此項技術者所知曉。舉例而言，可通過重複施加之散焦刺激(優先於相等持續時間之一單個持續週期之所強加散焦)獲得軸向長度之改變速率。

【0073】 在某些實施例中，施加周邊近視性散焦之持續時間及分佈取決於個別生理機能及視網膜之形狀。在某些實施例中，隱形眼鏡10包括用於控制微顯示器12之操作之一可程式化處理器，諸如一微控制器單元(MCU)或特殊應用積體電路(ASIC)。隱形眼鏡10可包括一即時時鐘以由照護者調整治療持續時間及週期性，且可貫穿治療提供治療持續時間及週期性。在某些實施例中，照護者測試夜間發生的刺激(持續或重複短脈衝序列)是否對於特定個體具有一功效。

【0074】 圖2A展示安裝在軟性隱形眼鏡10之內部表面上之OLED微顯示器12，其與微透鏡陣列光學地耦合，用於將具有近視性散焦之影像投影於一佩戴者之視網膜之周邊上。

【0075】 圖2B展示根據某些實施例之一軟性隱形眼鏡10，軟性隱形眼鏡10包括複數個光源及光學器件以及相關聯電路。隱形眼鏡10包括複數個投影單元18。複數個投影單元18中之每一者包括一光源及一或多個

光學器件，該一或多個光學器件用以使光聚焦於視網膜前面，如本文中所述。光學器件中之每一者可包括一鏡、複數個鏡、一透鏡、複數個透鏡、一繞射光學器件、一夫瑞奈(Fresnel)透鏡、一光管或一波導中之一或多者。隱形眼鏡10可包括一電池20及一感測器22。隱形眼鏡10可包括一撓性印刷電路板(PCB) 24，且一處理器可安裝於PCB 24上。處理器可安裝於PCB 24上且耦合至感測器22及複數個光源30。軟性隱形眼鏡10亦可包括無線通訊電路及用於將隱形眼鏡10感應地充電之一天線。儘管參考一電池20，但隱形眼鏡10可包括任何適合能量儲存裝置。軟性隱形眼鏡10可包括由任何適合材料(諸如一水凝膠)組成之一透鏡主體。水凝膠可囊封軟性隱形眼鏡10之組件。

【0076】 處理器可組態有用以利用複數個光源30照射視網膜之指令。處理器可以諸多方式程式化為舉例而言具有利用無線通訊電路接收之指令。處理器可接收用於一使用者行動裝置之指令。

【0077】 感測器22可耦合至處理器以允許使用者控制隱形眼鏡10。舉例而言，感測器22可經組態以回應於壓力，諸如來自一眼瞼之壓力。處理器可耦合至感測器22以偵測使用者命令。

【0078】 電子控制系統可包括一處理器(諸如，一ASIC或一微控制器)、一可再充電鋰離子固態電池、一電壓斜升模組(例如，一降壓升壓轉換器)、一快閃記憶體及一EEPROM、一RFID模組(用以提供無線再充電)，或一天線(較佳地徑向地安置在隱形眼鏡10之一邊緣附近，及其任何組合。隱形眼鏡10可包括一生物相容材料，諸如一軟性水凝膠或矽水凝膠材料，且可包括已證明與眼睛11上之持續佩戴(如一隱形眼鏡10)相容之任何材料組合物。

【0079】 圖2C展示如圖2B中之隱形眼鏡10之組件之功能之機械整

合。可利用PCB 24來支撐此等組件。舉例而言，電源(諸如一電池20)可安裝於PCB 24上且耦合至其他組件以提供一電源功能21。感測器22可經組態以提供一啟動功能23。感測器22可耦合至安裝於PCB 24上之一處理器以提供隱形眼鏡10之一控制功能25。控制功能25可包括一光強度設定27及一光開關29。處理器可經組態以偵測來自感測器22之信號，該等信號對應於來自感測器22之一強度增加、一強度減低或一接通/關閉信號，舉例而言具有來自感測器22之一經編碼信號序列。處理器耦合至光投影單元18(其可包括一光源30及光學器件32)以提供投影功能31。舉例而言，處理器可耦合至複數個光源30以回應於至感測器22之使用者輸入而控制光源30中之每一者。

【0080】 在某些實施例中，光學組態32包括複數個鏡，其經組態以收集由微顯示器12發射之光，然後將光束引導至眼睛11之瞳孔，以便形成一偏心視網膜影像，如圖3及圖4中所展示。鏡可準直光束，或以一適合聚散度朝向視網膜33引導光束以便使光束聚焦至視網膜33上。

【0081】 表1中展示光學組態之規格。

表1. 展示於圖3中之光學組態之基本光學參數。

特性	值(反射設計)	值(單個透鏡設計)
光源大小	10微米	10微米
光學器件直徑	1.1 mm	0.292 mm
光源自隱形眼鏡之中心之離心性	1.75 mm	1.75 mm
波長	507 nm	507 nm
光學器件厚度	300微米	250微米
視網膜影像位置	27度偏心	27度偏心
視網膜影像大小	200微米	1100微米

【0082】 圖3中所展示之光學組態之經模擬影像大小與27度偏心率

下之視網膜解析度之一比較展示，在此偏心率下周邊視網膜33將能夠感知此影像。

【0083】 在某些實施例中，光學組態之三個效能屬性包含以下各項中之一或多者：

【0084】 1. 影像放大率，其控制影像解析度，

【0085】 2. 焦點深度，其由光學組態之光學路徑長度控制，及

【0086】 3. 繞射，其由艾瑞直徑(Airy Diameter)量測。

【0087】 圖3中展示之鏡總成達成小於1 D之一焦點深度，從而使得所施加之2.0 D至4.0 D之散焦能夠在規定偏心率(20度至30度)下被周邊視網膜33清晰地感知。

【0088】 在某些實施例中，聚焦在視網膜33前面之影像之光斑大小包括較視網膜33之解析度更精細之一解析度。視網膜解析度通常依據偏心率而減低。舉例而言，在0度偏心率之一角度下，視網膜解析度係大約10微米。在5度偏心率下，視網膜解析度係大約30微米。在20度偏心率下，該解析度係大約100微米，且在30度下，視網膜解析度係大約150微米。

【0089】 圖5A及圖5B展示對由圖3之光學組態產生之視網膜影像品質之分析。已模擬由四個光源30中之三個光源形成之影像。已省略顛點，此乃因其與鼻點對稱。分析展示，影像品質超過在27度偏心率下視網膜33之解析能力。根據此實施例，由圖3之鏡總成形成之視網膜影像之調變轉移函數係繞射限制的，此指示經部署之光學元件之像差不導致影像品質之顯著劣化。此外，光學器件之空間解析度超過在較佳影像位置處視網膜33之解析度。

【0090】 圖6展示對圖3中所展示之光學組態之焦點深度之分析。離

視網膜33每一毫米之距離表示2.7 D之一散焦。此分析展示，焦點深度係足夠小的，使得0.5 mm之一散焦(1.35 D)可在影像之入射點(27度偏心率)處由視網膜33感知。焦點深度取決於刺激光束之有效路徑長度。

【0091】 展示MTF值對比散焦之曲線圖的圖7展示由光源(物體)中之每一者形成之影像之焦點深度。

【0092】 一第二實施例包括光學器件32，其包括與光源30光學耦合之一會聚或準直透鏡，如圖8A及圖8B中所展示。在此組態中，一透鏡34(其可包括一單個透鏡)用於準直自刺激源輸出之光，且透過隱形眼鏡10將其引導至角膜37。準直透鏡34之有效性取決於其折射率，且其應係足夠高的以便形成透鏡材料與充當基板之隱形眼鏡10之材料之間的折射率之一實質差異。在此實例中，已假定嵌入式透鏡34之折射率為2.02(例如，一鏽氟矽酸鹽玻璃 LaSF_5 之折射率)，儘管可使用其他材料。

【0093】 圖9及圖10中展示圖8A及圖8B之實施例之光學效能。已模擬由四個光源30中之三個光源形成之影像。已省略顛點，此乃因其與鼻點對稱。離視網膜33每一毫米之距離表示2.7 D之一散焦。此分析展示，焦點深度實質上高於1 D，使得由0.5 mm之一散焦(1.35 D)導致之影像模糊可能不會在影像之入射點(27度偏心率)處由視網膜33感知。

【0094】 分析展示，影像品質超過在27度偏心率下視網膜33之解析能力。在此情形中，單個透鏡設計之光學路徑長度係短得多，因此影像放大率實質上係較高的(110X，而不是針對反射設計之20X)。與用於反射設計之每毫米50線對(「lp/mm」)相比，50%對比度(OTF之模數)下之空間頻率解析度係較低的，大約15 lp/mm。針對此實施例，已估計焦點深度，再次使用Liu Brennan眼睛模型來模擬眼睛光學(包含眼睛像差)，如

圖10中所展示。焦點深度大於1.0 D，此指示影像解析度隨散焦之改變可不容易由周邊視網膜33感知，特別是由於在彼偏心率(20度至30度)下視網膜33之解析能力(主要自視桿細胞導出)係相對弱的，如本文中所闡述。

【0095】 一第三實施例包括一光管36以便增加光學路徑長度，如圖11A及圖11B中所展示。光管36可提供一經增加光學路徑長度以減低影像放大率及視網膜影像大小。然而，焦點深度係相對大的，且解析度係相對粗糙的(50% MTF下為15 lp/mm)。

【0096】 可考量眾多其他光學組態，包含使用具有一點源之一微透鏡陣列，使用繞射光學器件以便使用一較薄透鏡，使用一單個點源及一光學處理單元產生多個視網膜影像。在所有情形中，上文所列舉之三個特性可用作度量以便評估一特定設計之適宜性。

【0097】 本文中所揭示之每一實施例可與本文中所揭示之其他實施例中之任一或多者組合，且熟習此項技術者將認識到諸多此等組合係在本發明之範疇內。

【0098】 現在所揭示之方法及設備極其適合用於與諸多類型之眼鏡之組合，諸如以下各項中之一或多者：智慧型隱形眼鏡、具有天線及感測器之隱形眼鏡、具有整合式脈搏血氧計之隱形眼鏡、具有相位圖顯示器之隱形眼鏡、電光隱形眼鏡、具有撓性導體之隱形眼鏡、自主眼睛追蹤隱形眼鏡、電致變色隱形眼鏡、動態繞射液晶眼鏡、自動適應眼鏡、具有可程式化相位圖之影像顯示眼鏡、具有眼淚啟動微電池之眼鏡、淚膜感測隱形眼鏡、具有多色LED陣列之眼鏡、具有電容式感測之隱形眼鏡、用以偵測一眼瞼與一眼科裝置之重疊之眼鏡、具有主動適應之眼鏡、具有電化學感測器之眼鏡、具有酶及感測器之眼鏡、包含動態視場調變之眼鏡、用於量

測丙酮酸鹽之眼鏡、用於量測尿素之眼鏡、用於量測葡萄糖之眼鏡、具有淚液導電感測器之眼鏡、具有具備相位圖之近眼顯示器之眼鏡或具有電化學感測器晶片之眼鏡。

【0099】 圖12中展示一軟性隱形眼鏡10。此隱形眼鏡10包括一基底或載體隱形眼鏡，其包括嵌入式電子裝置及光學器件。基底軟性隱形眼鏡10由一生物相容材料(諸如一水凝膠或一矽水凝膠聚合物)製成，該生物相容材料經設計使得持續佩戴係舒適的。在某些實施例中，隱形眼鏡10具有自6 mm至9 mm之一範圍內(舉例而言自7.0 mm至8.0 mm之一範圍內)之直徑之一中心光學區帶14。中心光學區帶14由一外部環形區帶(諸如具有2.5 mm至3.0 mm之一範圍中之寬度之一周邊區帶16)外接。外部環形區帶由具有自0.5 mm至1.0 mm之範圍中之寬度之一最外部邊緣區帶18圍繞。光學區帶14經組態以提供屈光矯正，且舉例而言在設計上可係球面的、複曲面或多焦點的。光學區帶14周邊之外部環形區帶經組態以配合角膜曲率，且可包括用於平移及旋轉穩定性同時允許在眨眼之後隱形眼鏡10在眼睛11上之移動之旋轉穩定區帶。邊緣區帶18可包括自0.05 mm至0.15 mm之一範圍內之一厚度且可終止為一楔形形狀。軟性隱形眼鏡10之總直徑可係在自12.5 mm至15.0 mm之一範圍內，舉例而言自13.5 mm至14.8 mm之一範圍內。

【0100】 嵌入式光源30及電子裝置較佳地位於隱形眼鏡10之外部環形區帶中，如圖12中所展示。根據某些實施例，中心光學區帶14較佳地沒有電子裝置及光源30以便不損害中心凹或黃斑視力之品質。在某些實施例中，邊緣區帶18不包括電路以便維持與角膜表面之接觸且提供舒適性。

【0101】 可以諸多方式在隱形眼鏡上配置光源。舉例而言，光源可

配置為圍繞中心光學區帶之一實質上連續環。在某些實施例中，複數個光源及複數個光學器件(例如，透鏡、鏡或光導)耦合在一起以形成一連續照射環。

【0102】 圖12之隱形眼鏡10包括由具有高氧滲透性之一軟性生物相容聚合物組成之一主體，其嵌入有一透明膜，該透明膜裝填有所有電子及光學組件。此透明膜可包括一透明印刷電路板(「PCB」)基板。PCB之厚度可係在自約5微米至50微米之一範圍內，且可包括複數個膜層以便利用PCB基板之兩個表面來裝填電子裝置。可以約7.5 mm至約10.0 mm之一範圍內(舉例而言自約8.0 mm至約9.5 mm之一範圍內)之一曲率彎曲PCB基板以順應基底隱形眼鏡10之幾何形狀。PCB基板可經組態用於適合氧滲透性。在某些實施例中，PCB經穿孔以改良氧、淚液、營養物及二氧化碳穿過其之滲透性。在某些實施例中，PCB具有(舉例而言)自約1 MPa至約50 MPa之一範圍內之一低拉伸模數，儘管(舉例而言)亦可使用較硬之膜。在某些實施例中，用於一透明撓性PCB基板之一較佳材料包括一聚醯亞胺，其由一液體或一溶液鑄造，且當在一平坦基板上旋鑄時可呈一聚醯胺酸之形式，隨後經熱固化以形成一聚醯亞胺，諸如Kapton™。

【0103】 隱形眼鏡10可包括圖12中展示之一或多個組件。圖12中所展示之電子系統之架構包括：複數個光源30，其安裝在一匯流排上；一微控制器38，其包括一電力與資料管理系統；一板上記憶體及一RFID模組；一感測器，其經設計以偵測一實體或生理觸發且發出接通或關閉光源30之一信號；一天線41，其用於無線資料交換，亦充當在用於資料及電力之傳輸之一單個或多個頻帶上操作之一無線電力接收器；及一可再充電固態鋰離子電池20。在某些實施例中，微控制器38包括一特殊應用積體

電路(「ASIC」)。複數個光源30可包括微型光源30，如本文中所闡述。

【0104】光源30可沿著具有距離中心1.5 mm至5.0 mm之範圍中之直徑之一圓周定位。

【0105】圖13展示對在視網膜33之一外部區域(諸如周邊視網膜33)上形成之一光源30之影像之一射線追蹤分析。在此模擬中，假定前房深度為4.1 mm(對於人類主體而言通常介於2.9 mm與5.0 mm之間)，已假定軸向長度為25.0 mm，且隱形眼鏡10位於角膜上。微型光源30放置為與隱形眼鏡10之中心相距1.9 mm，從而保留直徑3.8 mm之清晰之一中心光學區帶14。

【0106】再次參考圖12及圖13，可使用一光源30與一透鏡(諸如一微透鏡)之一組合來將光引導至視網膜33之一外部區域。微透鏡可經組態以收集由光源30發射之光。所收集之光可進行以下各項中之一或多者：經準直或經聚焦且被引導至眼睛11之瞳孔。在某些實施例中，一投影系統包括微光源30與影像形成光學器件32之組合。

【0107】光源30可包括一有機發光二極體(OLED)、一量子點發光二極體(QLED)、一透明發光二極體(TOLED)、一無機發光二極體(i-LED)或一CRT顯示器中之一或多者。光源30可包括裝填在一透明或不透明基板上之一或多個像素。光源30可包括一或多個顯示器組件，諸如(舉例而言)一被動矩陣或一主動矩陣。在某些實施例中，個別像素之一大小係在自1微米至10微米之一範圍內，舉例而言自2微米至5微米之一範圍內。當接通時複數個像素中之每一者之亮度可大於500尼特(Cd/m^2)，大於5000尼特或係在自10,000尼特至25,000尼特之一範圍內。

【0108】視網膜33之解析能力在中心(中央窩)處係最高的。健康年

輕人能夠具有0.6弧分之角解析度，等於Snellen術語中之20/12。在25度偏心率下，解析能力通常減少至20/200(10弧分)。在此偏心率下存在很少(如果有的話)視錐細胞，且視桿細胞之群體亦極大地變少。

【0109】 在某些實施例中，影像遞送系統提供等於或超過視網膜影像解析度位準之一影像解析度。在某些實施例中，若經投影影像解析度超過在影像之位置處視網膜33之解析能力，則可預期不存在額外益處。在某些實施例中，視網膜周邊處之影像之光斑大小因此係150微米或更少。

【0110】 可以諸多方式組態由光源30發射之光之波長。根據本發明，由光源30發射之光之波長可藉由臨床研究來判定。在某些實施例中，光源30之波長包括對應於在所期望偏心率下視網膜光感受器之峰值敏感度(例如，實質上匹配該峰值敏感度)之光。在某些實施例中，在視桿細胞佔主導之處以20度至30度之一偏心率投影光，且來自源之光包括自約420 nm至600 nm(舉例而言自約490 nm至530 nm)之一範圍內、舉例而言自約500 nm至520 nm(舉例而言自約502 nm至512 nm)之一範圍內之波長。在本文中所揭示之某些波長模擬中，507 nm光用作輸入波長參數。本文中所揭示之光學設計適用於所有波長，即使最佳化設計參數之精確結果可歸因於材料(包括投影單元)之色散而隨著波長改變。

【0111】 關於本發明之研究表明，兩種設計約束可影響後續某些實施例中之設計輸入參數之選擇。此等約束係：

【0112】 1. 投影單元18之尺寸，使得其等可嵌入至隱形眼鏡10中，而不使眼鏡厚度太高。在某些實施例中，外部環形區帶之最大透鏡厚度係400微米，其與用於屈光矯正之當前軟性隱形眼鏡一致。

【0113】 2. 微型光源30與影像形成系統之間的光學路徑長度。此與對影像放大率及由繞射導致之影像模糊之量值之控制相關，繞射可作為艾

瑞盤(Airy Disk)直徑而量化。影像放大率由影像投影單元之焦距與眼睛11之焦距(對於一階估計通常假定為17 mm)之比率給出。在某些實施例中，其係個別眼睛特定的。在某些實施例中，艾瑞盤直徑($2.44 \times \lambda$ (以微米為單位) $\times f/\#$)不超過在影像位置處之視網膜解析度限制。舉例而言，在25度偏心率下最小光斑大小係150微米，因此艾瑞盤直徑應不超過150微米且可小於150微米。由於眼睛11之焦距係固定的，因此投影光學器件之孔徑控制任何波長下之艾瑞盤直徑。

【0114】 在某些實施例中，收集光學器件及光源30以及相關聯影像(如本文中所闡述)之艾瑞盤之大小與視網膜影像解析度有關。舉例而言，在30度、25度、20度、15度及10度下，艾瑞盤大小可分別不超過約150微米(「microns」、「um」)、約125 um、約100 um、約75 um及約60 um。

【0115】 影像形成系統可以諸多方式組態，包含但不限於繞射光學元件、夫瑞奈透鏡、折射光學器件或反射光學器件。

【0116】 以下模擬提供根據本文中所揭示之某些實施例之光學結果。

表2. 第二光學模擬之輸入參數。

光學組件或性質	值
光源大小	10微米
光投影單元最大厚度	300微米
視網膜周邊上之影像位置	與中央窩偏心27°
投影單元直徑	1.1 mm
光學設計	非球面第八階、第四階澤爾尼克(Zernike)多項式
隱形眼鏡之中心與光投影單元之間的偏移	1.75 mm
光之波長	507 nm

【0117】 在某些實施例中，對於每一光源，由整個影像涵蓋之面積

較佳地係5度至10度乘以30度至45度(或150平方度至450平方度)或面積約 3.0 mm^2 至 6.0 mm^2 之一弧形分段。在某些實施例中，隱形眼鏡10之每一象限處之四個此等光源30遞送四個此等周邊影像，用於對視網膜33之最佳神經刺激。圖3中展示根據影像遞送系統之第二模擬之一實施例。在此實施例中，使用凸微鏡26及凹微鏡28之一系統來增加光學路徑長度及藉此增加周邊視網膜影像之影像放大率。圖4展示針對此實施例之穿過眼睛11之周邊影像之光路徑。可定義一例示性光源30，從而假定光源30之直徑係 $10 \text{ }\mu\text{m}$ 且厚度係 $100 \text{ }\mu\text{m}$ 。四個物點40可經規定以模擬影像品質，如所圖14中展示。參考圖14，經模擬光源30展示為 $10 \text{ }\mu\text{m}$ 之虛線圓，且經模擬物點40包含較小圓及較小圓中之每一者之中心點。

表2展示模擬之輸入參數。

【0118】 模擬之輸出係：影像放大率及大小、影像品質及焦點深度。使用相同輸入及輸出參數來模擬所有較佳實施例。發現第一較佳實施例之影像大小為200微米，影像放大率係20X。圖15中展示針對此模擬之影像品質之模擬結果。所有MTF曲線圖係幾乎一致的。MTF曲線圖指示，周邊影像之解析度實質上比此偏心率下視網膜解析度之限制更好。

【0119】 周邊影像之焦點深度亦經模擬用於第二模擬中之反射光學器件且展示於圖16中。在某些實施例中，影像最佳地形成於視網膜33前面 2.0 mm 之一距離處，從而導致其近視地散焦在視網膜33上。在某些實施例中，由此近視性散焦誘發之模糊克服焦點深度之影響，使得視網膜33感知一經模糊影像以使其感知一神經刺激而向前移動，從而減少眼睛11之軸向長度。在某些實施例中，神經刺激足以減低眼睛11之軸向生長。

【0120】 圖17展示用於第二模擬之針對一特定空間頻率(20/200或

10弧分)展示之呈對比度或經模擬MTF曲線圖之模數之損失之形式之由近視性散焦導致的影像模糊之影響。圖16中所展示之光斑大小之增加反應於MTF曲線圖之量值隨近視性散焦之量值之損失中且與其一致。第二模擬指示，投影單元之焦距係0.85 mm，其中一影像大小為200微米且一影像放大率係20X。艾瑞盤直徑經計算為8.9微米，而瑞利(Raleigh)準則係10.9微米。

【0121】 再次參考圖8A及圖8B，其分別展示用以收集來自光源30之光且朝向視網膜33引導光之一透鏡及沿著眼睛11之光路徑。在某些實施例中，光源30面向一折射透鏡，其大致上準直光，該光最終投影於周邊視網膜33前面，從而形成周邊影像之一近視性散焦。儘管參考一折射透鏡，但可使用其他透鏡，諸如繞射光學器件或梯度折射率(GRIN)透鏡。表3展示用於周邊影像之第三模擬之折射透鏡之設計參數。

表3. 第三模擬之設計輸入參數。

透鏡參數	值
光源直徑	10微米
用於模擬之波長	507 nm
光學器件直徑	292微米
光學器件厚度	250微米
微透鏡折射率	2.2
視網膜上之影像位置	27度偏心
投影光學器件厚度	350微米
光源距離隱形眼鏡之中心之距離	1.75 mm
準直透鏡設計	第十四階非球面

【0122】 此等模擬之結果展示，影像大小係1100微米，其中一影像放大率為110。圖18中展示針對圖14中展示之四個物點40之MTF曲線圖。高空間頻率下之MTF曲線圖之量值實質上低於針對反射光學器件之彼等。

MTF曲線圖展示，影像解析度對於偏心率27度之影像係充足的。第二較佳實施例之光學設計導致一大得多的焦點深度，如圖19中所展示。此意味著，在某些實施例中，相對於根據第一及第二模擬之反射光學器件，有效影像模糊對於2 D至5 D之範圍之一近視性散焦係小得多。經增加之焦點深度反應於圖20中所展示之MTF曲線圖中，相對於圖3及圖4中所展示之反射光學組態，其可具有對於近視性散焦之量值之一較少相依性。

【0123】 第三光學模擬展示，折射光學器件可以一可接受影像大小及影像放大率以及焦點深度成功地投影一周邊視網膜影像。儘管影像大小、放大率及焦點深度可稍微大於第二模擬之反射組態。

【0124】 儘管高空間頻率(50 lp/mm及以上)下用於此折射光學設計之MTF值低於反射設計，但歸因於經減低視覺敏銳度，在視網膜影像之周邊位置處高空間頻率下之影像品質可能不太相關。第三模擬展示，投影單元之焦距係0.15 mm，其中一影像大小為1100微米且一影像放大率係110X。艾瑞盤直徑經計算為36.7微米，而瑞利準則係44.8微米。

【0125】 再次參考圖11A及圖11B(其展示一光導)，已針對此組態(包括一光導、一鏡及一透鏡)進行第四模擬。在經模擬實施例中，聚焦透鏡位於光管之端(出口孔)處。在某些實施例中，光管包括在端上之一彎曲透鏡表面以聚焦光。在此光導實施例中，投影光學器件包括一光導，該光導包括一鏡及一透鏡。

【0126】 在某些實施例中，光源30放置於隱形眼鏡10之一外部部分中(例如周邊附近)，且來自源之光被導引至一鏡，該鏡收集光且使光朝向眼睛11偏轉以在周邊視網膜33前面產生具有一近視性散焦之一影像，如本文中所闡述。在某些實施例中，光導之功能係增加光路徑之長度，以便減

少影像放大率且增加在視網膜33前方形成之影像之解析度。

表4. 用作至第四模擬之輸入之透鏡參數。

光學器件性質或參數	值
源之直徑	10微米
模擬波長	510 nm
光導長度	2.7 mm
投影光學器件之材料之折射率	2.2
鏡直徑	400微米
光學器件相對於隱形眼鏡之中心之離心	1.75 mm
光學器件之厚度	290微米
影像位置	與中央窩偏心25度
光學設計及影像模擬	非球面第六階，澤爾尼克第三階

【0127】 表4給出用於由光導實施例形成之周邊視網膜影像品質之第四模擬中之投影系統之性質。影像放大率係14，其中一影像大小為140微米。此等模擬顯示，影像放大係可接受的，焦點深度不與折射光學器件一樣大，但大於反射光學器件。第四模擬指示，投影單元之焦距係1.21 mm，其中一影像大小為140微米且一放大率為14X。艾瑞盤直徑經計算為34.8微米，而瑞利準則係42.6微米。

【0128】 在以下方面將針對三個對應組態之第二、第三及第四模擬之三個結果彼此進行比較：其等之大小、焦點深度(藉由各自依據近視性散焦之量值定義經散焦影像之一銳利度梯度而產生)及光束直徑。結果展示，包括反射光學器件之第二模擬具有最佳銳利度梯度，而包括折射光學器件之實施例具有最小銳利度梯度，其中基於光導之投影單元提供一有限銳利度梯度，如圖24中所展示。根據本文中所揭示之教示，此等方法中之每一者可經組態以減低軸向長度生長。

【0129】 三個實施例在光學器件之直徑方面亦顯著不同，如表5中所展示。

表5. 用於三個模擬中之光學器件直徑。

組態	光學器件直徑
反射光學器件	1.1 mm
折射光學器件	0.3 mm
光導光學器件	0.4 mm

【0130】 可以諸多方式組態反射光學器件及光源30，且可根據本文中所示之教示進行額外模擬以判定適當組態。舉例而言，可無視圖14中所展示之中心物點處之清晰度，此乃因其對神經刺激之貢獻可係有限的。此等模擬及最佳化可允許投影單元之直徑及其厚度之一減少，當將系統嵌入至為佩戴者提供一高舒適位準之一隱形眼鏡10中時，此可係有益的，如本文中所闡述。表6中展示用於一第五模擬之設計輸入參數。結果展示，影像放大率可增加至25，從而針對一10微米源提供250微米之一影像大小，根據本文中所揭示之實施例，此對於視網膜33前方之一周邊影像係可接受的。圖25及圖26中展示此等第四影像模擬之輸出。銳利度梯度(其係在一單個空間頻率下影像光斑大小或MTF隨近視性散焦之量值之變化)仍係完全可接受的，同時提供一經減低大小之投影系統。

【0131】 如本文中所詳述，本文中所闡述及/或圖解說明之計算裝置及系統寬泛地表示能夠執行電腦可讀指令之任何類型或形式之計算裝置或系統，諸如含納在本文中所闡述之模組內之彼等。在其等之最基本組態中，此等計算裝置可各自包括至少一個記憶體裝置及至少一個實體處理器。

【0132】 如本文中所使用，術語「記憶體」或「記憶體裝置」通常

表示能夠儲存資料及/或電腦可讀指令之任何類型或形式之揮發性或非揮發性儲存裝置或媒體。在一項實例中，一記憶體裝置可儲存、載入及/或維持本文中所闡述之模組中之一或多者。記憶體裝置之實例包括但不限於隨機存取記憶體(RAM)、唯讀記憶體(ROM)、快閃記憶體、硬碟機(HDD)、固態磁碟機(SSD)、光碟機、快取記憶體、其等中之一或多者之變化形式或組合，或任何其他適合儲存記憶體。

【0133】 此外，如本文中所使用，術語「處理器」或「實體處理器」通常係指能夠解譯及/或執行電腦可讀指令之任何類型或形式之經硬體實施之處理單元。在一項實例中，一實體處理器可存取及/或修改儲存在上文所闡述之記憶體裝置中之一或多個模組。實體處理器之實例包括但不限於微處理器、微控制器、中央處理單元(CPU)、實施軟核處理器之場可程式化閘陣列(FPGA)、特殊應用積體電路(ASIC)、其等中之一或多者之部分、其等中之一或多者之變化形式或組合，或任何其他適合實體處理器。

【0134】 儘管圖解說明為單獨要素，但本文中所闡述及/或圖解說明之方法步驟可表示一單個應用之部分。此外，在某些實施例中，此等步驟中之一或多者可表示或對應於一或多個軟體應用程式或程式，當由一計算裝置執行時，其等可致使計算裝置執行一或多個任務，諸如方法步驟。

【0135】 此外，本文中所闡述之裝置中之一或多者可將資料、實體裝置及/或實體裝置之表示自一種形式變換為另一種形式。舉例而言，本文中所陳述之裝置中之一或多者可接收待變換之一樣品之影像資料、變換影像資料、輸出變換之一結果以判定一3D程序、使用變換之結果執行3D程序，且儲存變換之結果以產生樣品之一輸出影像。另外或另一選擇係，

本文中所陳述之模組中之一或多者可藉由在計算裝置上執行、在計算裝置上儲存資料及/或以其他方式與計算裝置互動而將一處理器、揮發性記憶體、非揮發性記憶體及/或一實體計算裝置之任何其他部分自一種形式之計算裝置變換為另一種形式之計算裝置。

【0136】 如本文中所使用，術語「電腦可讀媒體」通常係指能夠儲存或攜載電腦可讀指令之任何形式之裝置、載體或媒體。電腦可讀媒體之實例包括但不限於傳輸型媒體(諸如載波)，及非暫時型媒體(諸如磁性儲存媒體)(例如硬碟機、磁帶機及軟碟)、光學儲存媒體(例如，光碟(CD)、數位視訊光碟(DVD)及藍光光碟)、電子儲存媒體(例如，固態磁碟機及快閃媒體)及其他分佈系統。

【0137】 熟習此項技術者將認識到，可以諸多方式修改本文中所揭示之任何程序或方法。本文中所闡述及/或圖解說明之程序參數及步驟序列僅作為實例給出且可視需要改變。舉例而言，雖然可以一特定次序展示或論述本文中所圖解說明及/或所闡述之步驟，但此等步驟未必需要以圖解說明或論述之次序執行。

【0138】 本文中所闡述及/或圖解說明之各種例示性方法亦可省略本文中所闡述或圖解說明之步驟中之一或多者，或除所揭示之彼等之外，亦包括額外步驟。此外，如本文中所揭示之任何方法之一步驟可與如本文中所揭示之任何其他方法之任一或多個步驟組合。

【0139】 除非另有指明，否則如在說明書及申請專利範圍中所使用，術語「連接至」及「耦合至」(及其等之衍生形式)意欲解釋為准許直接及間接(亦即，經由其他元件或組件)連接兩者。此外，如在說明書及申請專利範圍中所使用，術語「一(a)」或「一(an)」意欲解釋為意指「……」

中之至少一者」。最後，為方便使用，如在說明書及申請專利範圍中所使用，術語「包含(including)」及「具有(having)」(及其等之衍生形式)係可互換的，且與字詞「包括(comprising)」具有相同意義。

【0140】本文中所示之處理器可組態有指令以執行本文中所示之任何方法之任一或多個步驟。

【0141】將理解，儘管在不提及事件之任何特定次序或序列之情形下，本文中可使用術語「第一」、「第二」、「第三」等來闡述各種層、元件、組件、區域或區段。但此等術語僅用於將一個層、元件、組件、區域或區段與另一層、元件、組件、區域或區段區分開。在不違背本發明之教示之情形下，一第一層、元件、組件、區域或區段(如本文中所述)可稱為一第二層、元件、組件、區域或區段。

【0142】如本文中所示，術語「或」包含地用於係指替代方案中或組合中之物項。

【0143】本文中所示之每一實施例可與本文中所示之其他實施例中之任一或多者組合，且熟習此項技術者將認識到諸多此等組合係在本發明之範疇內。

【0144】本發明包含以下經編號項目：

【0145】項目1. 一種用以治療具有一視網膜之一眼睛之近視之電子隱形眼鏡，其包括：

複數個光源；及

複數個投影光學器件，其耦合至該複數個光源以將複數個影像投影於該視網膜前方從而減低該眼鏡之近視之一進展。

【0146】項目2. 如項目1之電子隱形眼鏡，其中該眼鏡經組態以逆

轉近視。

【0147】 項目3. 如項目1之電子隱形眼鏡，其中該複數個投影光學器件經配置而以相對於該眼睛之一中央窩自15度至30度之一範圍內之一偏心率將該複數個光源之該複數個影像投影於該眼睛之該視網膜之複數個外部區域處。

【0148】 項目4. 如項目1之電子隱形眼鏡，其中該複數個投影光學器件中之每一者經配置以相對於一視網膜表面投影近視地散焦之一影像，其中該散焦之一量係在自2.0 D至5.0 D之一範圍內。

【0149】 項目5. 如項目1之電子隱形眼鏡，其中該複數個投影光學器件中之每一者定位為距離該隱形眼鏡之一中心1.5 mm至5.0 mm，且視情況其中該複數個投影光學器件沿著一圓之圓周定位。

【0150】 項目6. 如項目1之電子隱形眼鏡，其中該複數個投影光學器件包括複數個影像形成光學器件，該複數個影像形成光學器件光學地耦合至該複數個光源以將該複數個影像投影於該視網膜之表面前方。

【0151】 項目7. 如項目6之電子隱形眼鏡，其中該複數個光源中之每一者具有不超過26微米且視情況不超過10微米之一最大距離跨越，且視情況其中該最大距離跨越包括一直徑。

【0152】 項目8. 如項目6之電子隱形眼鏡，其中該複數個投影光學器件中之每一者包括一鏡、一透鏡或一光導中之一或多者。

【0153】 項目9. 如項目8之電子隱形眼鏡，其中該複數個影像形成光學器件中之每一者包括一繞射元件、一夫瑞奈透鏡或一複合伽柏透鏡中之一或多者。

【0154】 項目10. 如項目8之電子隱形眼鏡，其中該複數個影像形成

光學器件中之每一者具有自1.5 mm至200微米之一範圍內之一最大距離跨越，且視情況其中該最大距離跨越包括一直徑。

【0155】 項目11.如項目8之電子隱形眼鏡，其中該複數個影像形成光學器件中之每一者係非球面的且針對影像像差經矯正。

【0156】 項目12.如項目8之電子隱形眼鏡，其中該複數個影像形成光學器件中之每一者包括凸鏡與凹鏡之一組合。

【0157】 項目13.如項目11之電子隱形眼鏡，其中該複數個影像形成光學器件中之該每一者以距離一中央窩自15度至30度之一範圍內且視情況距離該中央窩自25度至30度之一範圍內之一偏心率在該視網膜之一外部部分前方形成一影像。

【0158】 項目14.如項目11之電子隱形眼鏡，其中該複數個影像形成光學器件中之該每一者以自25至100之一範圍內之一影像放大率在該視網膜前方形成一影像。

【0159】 項目15.如項目1之電子隱形眼鏡，其中該視網膜之外部部分前方之該影像包括在10 lp/mm之一空間頻率下不小於0.75且在50 lp/mm之一空間頻率下不小於0.40之調變轉移函數之量值。

【0160】 項目16.如項目8之電子隱形眼鏡，其中該複數個投影光學器件中之每一者包括一影像形成光學器件，該影像形成光學器件包括經組態以在該視網膜前方形成該影像之一準直光學器件。

【0161】 項目17.如項目8之電子隱形眼鏡，其中該投影光學器件包括充當一準直光學器件及一影像形成光學器件兩者之一單個透鏡。

【0162】 項目18.如項目8之電子隱形眼鏡，其中該投影光學器件包括用於以不超過30度之偏心率及不超過1.0 D之一焦點深度在該視網膜之

一外部部分前方形成一影像之一影像形成光學器件。

【0163】 項目19.如項目17之電子隱形眼鏡，其中該光學器件以不超過30度之一偏心率在該視網膜之一外部部分前方形成該影像，其中對於1.0屈光度之一散焦，該影像之一調變轉移函數減低最小0.1個單位。

【0164】 項目20.一種軟性隱形眼鏡，其包括：

複數個光源，其耦合至複數個光學元件，該複數個光源及該複數個光學元件嵌入於一軟性隱形眼鏡材料中，其中該複數個光學元件中之每一者產生聚焦在一佩戴者之一周邊視網膜前面之一影像。

【0165】 項目21.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中該複數個光源包括複數個微顯示器。

【0166】 項目22.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中該複數個光源包括複數個發光二極體(LED)。

【0167】 項目23.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中該複數個光學元件中之每一者包括一鏡總成，該鏡總成準直由一對應微顯示器發射之光且將一所得光束引導至眼睛之瞳孔中，其中該光束經聚焦以在該視網膜前面形成該周邊影像。

【0168】 項目24.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中該複數個光學元件中之每一者包括一透鏡，該透鏡接收由一對應微顯示器發射之光且將一所得光束引導至眼睛之瞳孔中，其中該光束經聚焦以在該視網膜前面形成一影像。

【0169】 項目25.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中該複數個光源產生一多色照射，且視情況其中該複數個光源包括產生多色照射之複數個微顯示器。

【0170】 項目26.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中該影像係在該視網膜前面約0.5 mm至2.0 mm。

【0171】 項目27.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中該影像具有至少30 lp/mm之一解析度。

【0172】 項目28.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中該影像具有不超過100X之一放大率。

【0173】 項目29.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中該影像具有不超過2.5屈光度之一焦點深度，且視情況其中該焦點深度不超過約0.9 mm。

【0174】 項目30.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中以自約15度至約45度之一範圍內之一偏心率投影該影像。

【0175】 項目31.如項目30之軟性隱形眼鏡，其中該範圍係自約25度至約30度。

【0176】 項目32.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中該微顯示器以自約0.1 cd/m²至10 cd/m²之一範圍內之一照度照射瞳孔。

【0177】 項目33.如項目20之軟性隱形眼鏡，其中該影像在一位置處聚焦在該周邊視網膜前面一距離處，且該影像包括一焦點深度及一空間解析度，該焦點深度小於該距離，該空間解析度大於在該位置處該周邊視網膜之一空間解析度。

【0178】 項目34.如項目20之軟性隱形眼鏡，其進一步包括當該隱形眼鏡已放置於該佩戴者之一眼睛上時用以接收來自該佩戴者之輸入之一感測器。

【0179】 項目35.如前述項目中任一項目之軟性隱形眼鏡，其進一步包括一處理器，該處理器耦合至該複數個光源以控制該複數個光源之照

射。

【0180】 項目36.如前述項目中任一項目之軟性隱形眼鏡，其進一步包括無線通訊電路，該無線通訊電路操作地耦合至該複數個光源以控制該複數個光源之照射。

【0181】 項目37.如前述項目中任一項目之軟性隱形眼鏡，其進一步包括無線通訊電路，該無線通訊電路操作地耦合至一行動裝置以用於該佩戴者控制該複數個光源之照射。

【0182】 項目38.如前述項目中任一項目之軟性隱形眼鏡，其進一步包括無線通訊電路，該無線通訊電路操作地耦合至一處理器以用於一健康照護提供者將該複數個光源之照射循環及強度程式化。

【0183】 項目39.一種嵌入有至少一個微顯示器之軟性隱形眼鏡，其中該微顯示器產生聚焦在一佩戴者之周邊視網膜前面之一影像。

【0184】 項目40.如項目39之眼鏡，其中該眼鏡為該佩戴者之屈光不正提供最佳屈光矯正。

【0185】 項目41.如項目39之眼鏡，其中該微顯示器自該眼鏡之光學中心位移約2.5 mm至約5.0 mm。

【0186】 項目42.如項目39之眼鏡，其中其包括沿著該眼鏡之一弧均勻地安置之一組4至8個微顯示器，每一微顯示器自該眼鏡之光學中心相等地位移。

【0187】 項目43.如項目39之眼鏡，其中該影像聚焦在該視網膜前面0.5 mm至2.5 mm。

【0188】 項目44.如項目39之眼鏡，其中該影像相對於該佩戴者之中央窩處之最佳焦點以1.0 D至3.0 D近視地聚焦。

【0189】 項目45.如項目39之眼鏡，其中該眼鏡包括至少一個微顯示器、一ASIC、一電壓斜升器件、一可再充電電池、一無線接收器與傳輸器、一快閃記憶體及一非揮發性記憶體。

【0190】 項目46.如項目39之眼鏡，其中該微顯示器係一微OLED。

【0191】 項目47.如項目39之眼鏡，其中該微顯示器係一微LED。

【0192】 項目48.如項目39之眼鏡，其中該微顯示器與一微透鏡陣列光學地耦合。

【0193】 項目49.如項目39或45中任一項目之眼鏡，其中該等陣列具有介於自1 mm²至8mm²且視情況自1 mm²至4 mm²之範圍內之尺寸。

【0194】 項目50.如項目39之眼鏡，其中當該眼鏡係在眼睛上時，如項目1之該影像之持續時間係可程式化的。

【0195】 項目51.如項目47之眼鏡，其中每天約1小時至約12小時連續投影該影像。

【0196】 項目52.如項目47之眼鏡，其中每天數次不定期地投影該影像，其中投影之總持續時間介於每天1小時至12小時之範圍內。

【0197】 項目53.如項目39之眼鏡，其中當佩戴者睡覺時投影該影像。

【0198】 項目54.如項目39之眼鏡，其中該影像係單色的，較佳地在500 nm處。

【0199】 項目55.如項目39之眼鏡，其中該影像係多色的，具有較佳地匹配該視網膜對可見光之回應之一波長分佈。

【0200】 項目56.如項目39之眼鏡，其中該眼鏡係為日拋型形態。

【0201】 項目57.如項目39之眼鏡，其中該眼鏡係為按計劃更換形

態。

【0202】雖然已在本文中展示並闡述了本發明之較佳實施例，但熟習此項技術者將顯而易見，此等實施例僅作為實例來提供。本發明亦非意欲受本說明書內提供之特定實例限制。雖然已參考上述說明書闡述了本發明，但對本文中之實施例之闡述及說明並非意欲視為具有一限制意義。熟習此項技術者現將構想出眾多變化形式、改變形式及取代形式，此並不背離本發明。此外，應理解，本發明之所有態樣皆並非限於本文中所陳述之特定繪示、組態或相對比例，該等繪示、組態或相對比例取決於各種條件及變數。應理解，可在實踐本發明中採用本文中所闡述之本發明之實施例之各種替代方案。因此預計本發明亦應涵蓋任何此等替代方案、修改形式、變化形式或等效形式。以下申請專利範圍意欲定義本發明之範圍並藉此涵蓋此等申請專利範圍及其等效形式之範疇內之方法及結構。

【符號說明】

【0203】

- 10 隱形眼鏡/軟性隱形眼鏡/基底軟性隱形眼鏡/基底隱形眼鏡
- 11 眼睛
- 12 微顯示器/顯示器/嵌入式微顯示器/有機發光二極體微顯示器
- 14 中心光學區帶/光學區帶
- 16 周邊區帶
- 18 投影單元/光投影單元/最外部邊緣區帶/邊緣區帶
- 20 電池/可再充電固態鋰離子電池
- 21 電源功能
- 22 感測器

- 23 啟動功能
- 24 撓性印刷電路板/印刷電路板
- 25 控制功能
- 26 凸微鏡
- 27 光強度設定
- 28 凹微鏡
- 29 光開關
- 30 光源/嵌入式光源/微型光源/微光源/例示性光源/經模擬光源
- 31 投影功能
- 32 光學器件/光學組態/影像形成光學器件
- 33 視網膜/周邊視網膜
- 34 透鏡/準直透鏡/嵌入式透鏡
- 35 影像平面
- 36 光管
- 37 角膜
- 38 微控制器
- 40 物點/經模擬物點
- 41 天線

【發明申請專利範圍】

【第1項】

一種用以治療具有一視網膜之一眼睛之近視之電子裝置，其包括：
複數個光源；及

複數個投影光學器件，其耦合至該複數個光源以將複數個影像投影於該視網膜前方從而減低該眼睛之近視之一進展，該複數個投影光學器件包括複數個影像形成光學器件，該複數個影像形成光學器件光學地耦合至該複數個光源以將該複數個影像投影於一視網膜表面前方，該複數個投影光學器件中之每一者包括一鏡、一透鏡或一光導中之一或多者；

其中該光學器件以不超過30度之一偏心率在該視網膜之一外部部分前方形成該影像，其中對於1.0屈光度之一散焦，該影像之一調變轉移函數減低最小0.1個單位。

【第2項】

如請求項1之電子裝置，其中該眼鏡經組態以逆轉近視。

【第3項】

如請求項1之電子裝置，其中該複數個投影光學器件經配置而以相對於該眼睛之一中央窩自15度至30度之一範圍內之一偏心率將來自該複數個光源之該複數個影像投影於該眼睛之該視網膜之複數個外部區域處。

【第4項】

如請求項1之電子裝置，其中該複數個投影光學器件中之每一者經配置以相對於該視網膜表面投影近視地散焦之一影像，其中該散焦之一量係在自2.0 D至5.0 D之一範圍內。

【第5項】

如請求項1之電子裝置，其中該複數個投影光學器件中之每一者定位為距離該電子裝置之一中心1.5 mm至5.0 mm，且視情況其中該複數個投影光學器件沿著一圓之圓周定位。

【第6項】

如請求項1之電子裝置，其中該複數個光源中之每一者具有不超過26微米且視情況不超過10微米之一最大距離跨越，且視情況其中該最大距離跨越包括一直徑。

【第7項】

如請求項1之電子裝置，其中該複數個影像形成光學器件中之每一者包括一繞射元件、一夫瑞奈透鏡或一複合伽柏透鏡中之一或多者。

【第8項】

如請求項1之電子裝置，其中該複數個影像形成光學器件中之每一者具有自1.5 mm至200微米之一範圍內之一最大距離跨越，且視情況其中該最大距離跨越包括一直徑。

【第9項】

如請求項1之電子裝置，其中該複數個影像形成光學器件中之每一者係非球面的且已針對影像像差經矯正。

【第10項】

如請求項1之電子裝置，其中該複數個影像形成光學器件中之每一者包括凸鏡與凹鏡之一組合。

【第11項】

如請求項9之電子裝置，其中該複數個影像形成光學器件中之該每一者以距離一中央窩自15度至30度之一範圍內且視情況距離該中央窩自25

度至30度之一範圍內之一偏心率在該視網膜之一外部部分前方形成一影像。

【第12項】

如請求項9之電子裝置，其中該複數個影像形成光學器件中之該每一者以自25至100之一範圍內之一影像放大率在該視網膜前方形成一影像。

【第13項】

如請求項1之電子裝置，其中在該視網膜之一外部部分前方之該影像包括在10 lp/mm之一空間頻率下不小於0.75且在50 lp/mm之一空間頻率下不小於0.40之調變轉移函數之量值。

【第14項】

如請求項1之電子裝置，其中該複數個投影光學器件中之每一者包括一影像形成光學器件，該影像形成光學器件包括經組態以在該視網膜前方形成該影像之一準直光學器件。

【第15項】

如請求項1之電子裝置，其中該複數個投影光學器件中之每一者包括用以充當一準直光學器件及一影像形成光學器件兩者之一單個透鏡。

【第16項】

如請求項1之電子裝置，其中該投影光學器件包括用於以不超過30度之偏心率及不超過1.0 D之一焦點深度在該視網膜之一外部部分前方形成一影像之一影像形成光學器件。

【第17項】

一種電子裝置，其包括：

複數個光源，其耦合至複數個光學元件，該複數個光源及該複數個

光學元件嵌入於一電子裝置材料中，其中該複數個光學元件中之每一者產生聚焦在一佩戴者之一周邊視網膜前面之一影像；及

一處理器，該處理器耦合至該複數個光源以控制該複數個光源之照射。

【第18項】

如請求項17之電子裝置，其中該複數個光源包括複數個微顯示器。

【第19項】

如請求項17之電子裝置，其中該複數個光源包括複數個發光二極體(LED)。

【第20項】

如請求項17之電子裝置，其中該複數個光學元件中之每一者包括一鏡總成，該鏡總成準直由一對應微顯示器發射之光且將一所得光束引導至眼睛之一瞳孔中，其中該光束經聚焦以在該視網膜前面形成一周邊影像。

【第21項】

如請求項17之電子裝置，其中該複數個光學元件中之每一者包括一透鏡，該透鏡接收由一對應微顯示器發射之光且將一所得光束引導至眼睛之一瞳孔中，其中該光束經聚焦以在該視網膜前面形成一影像。

【第22項】

如請求項17之電子裝置，其中該複數個光源產生一多色照射，且視情況其中該複數個光源包括產生多色照射之複數個微顯示器。

【第23項】

如請求項17之電子裝置，其中該影像係在該視網膜前面約0.5mm至2.0 mm。

【第24項】

如請求項17之電子裝置，其中該影像具有至少30 lp/mm之一解析度。

【第25項】

如請求項17之電子裝置，其中該影像具有不超過100X之一放大率。

【第26項】

如請求項17之電子裝置，其中該影像具有不超過2.5屈光度之一焦點深度，且視情況其中該焦點深度不超過約0.9 mm。

【第27項】

如請求項17之電子裝置，其中以自約15度至約45度之一範圍內之一偏心率投影該影像。

【第28項】

如請求項27之電子裝置，其中該範圍係自約25度至約30度。

【第29項】

如請求項18之電子裝置，其中該複數個微顯示器以自約0.1 cd/m²至10 cd/m²之一範圍內之一照度照射一瞳孔。

【第30項】

如請求項17之電子裝置，其中該影像在一位置處聚焦在該周邊視網膜前面一距離處，且該影像包括一焦點深度及一空間解析度，該焦點深度小於該距離，該空間解析度大於在該位置處該周邊視網膜之一空間解析度。

【第31項】

如請求項17之電子裝置，其進一步包括當該電子裝置已放置於該佩

戴者之一眼睛上時用以接收來自該佩戴者之輸入之一感測器。

【第32項】

如請求項17至31中任一項之電子裝置，其進一步包括無線通訊電路，該無線通訊電路操作地耦合至該複數個光源以控制該複數個光源之照射。

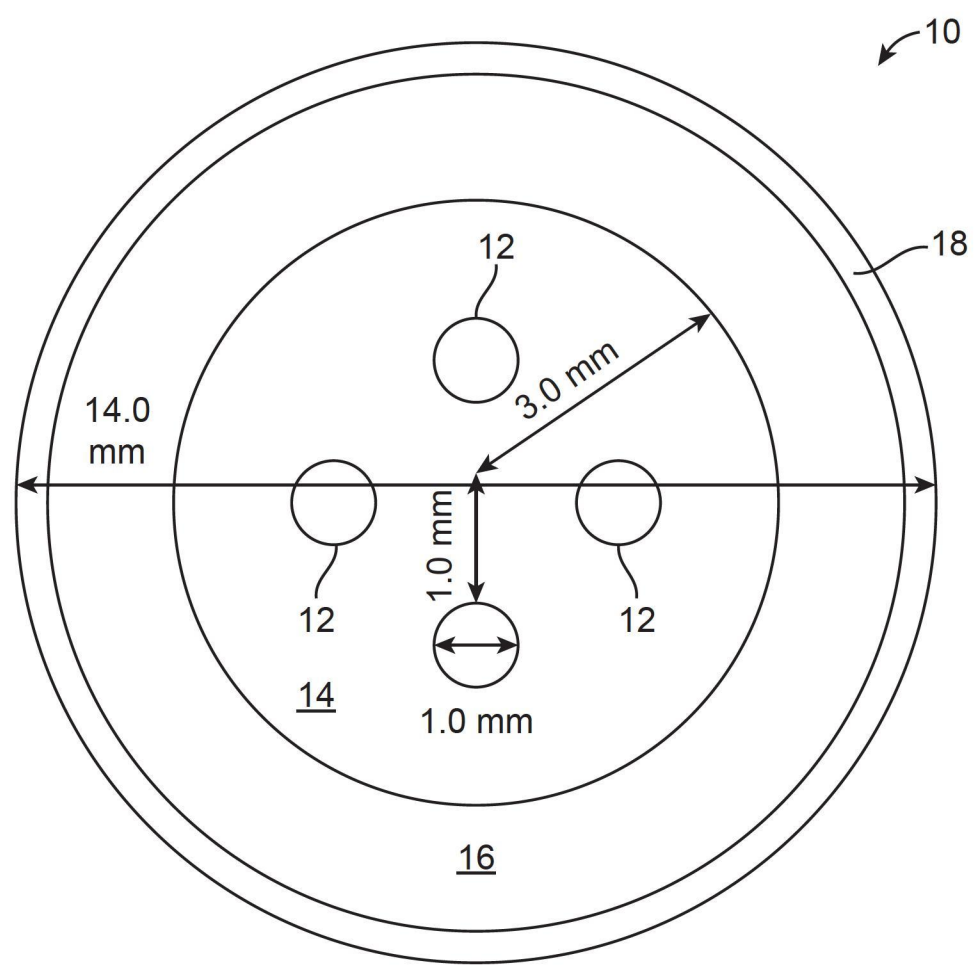
【第33項】

如請求項17至31中任一項之電子裝置，其進一步包括無線通訊電路，該無線通訊電路操作地耦合至一行動裝置以用於該佩戴者控制該複數個光源之照射。

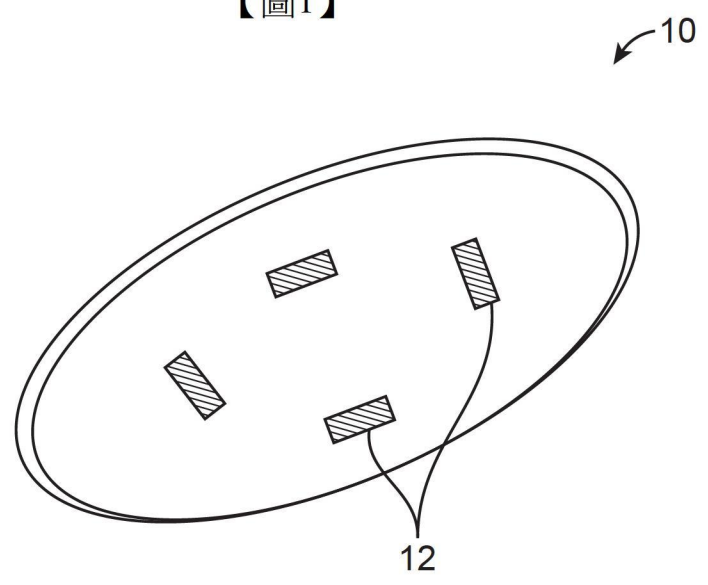
【第34項】

如請求項17至31中任一項之電子裝置，其進一步包括無線通訊電路，該無線通訊電路操作地耦合至一處理器以用於一健康照護提供者將該複數個光源之照射循環及強度程式化。

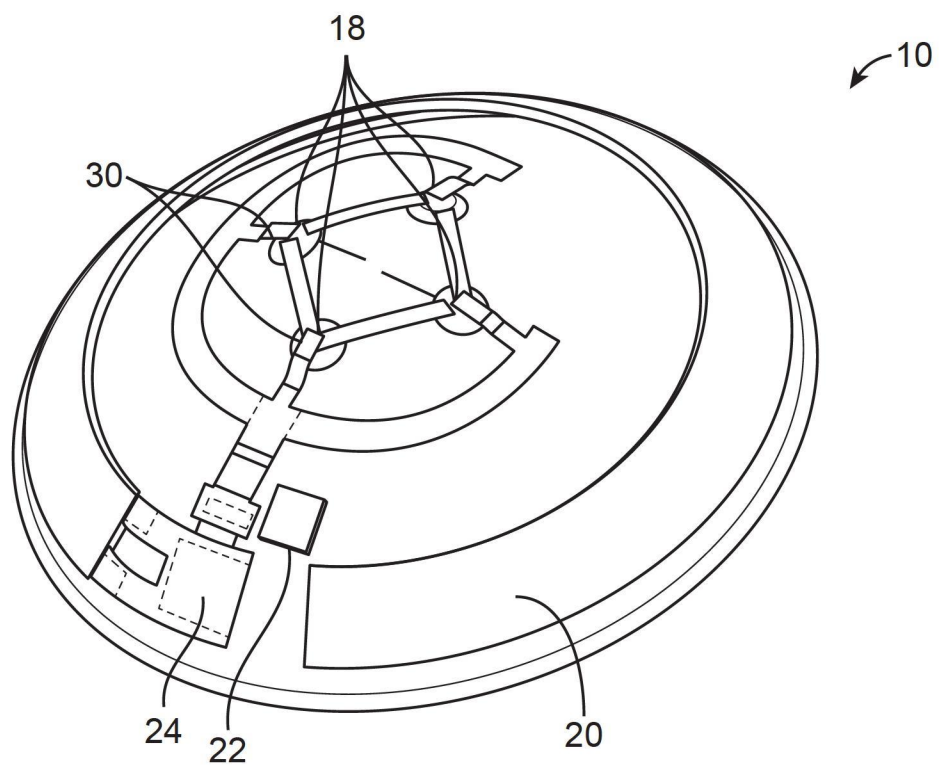
【發明圖式】



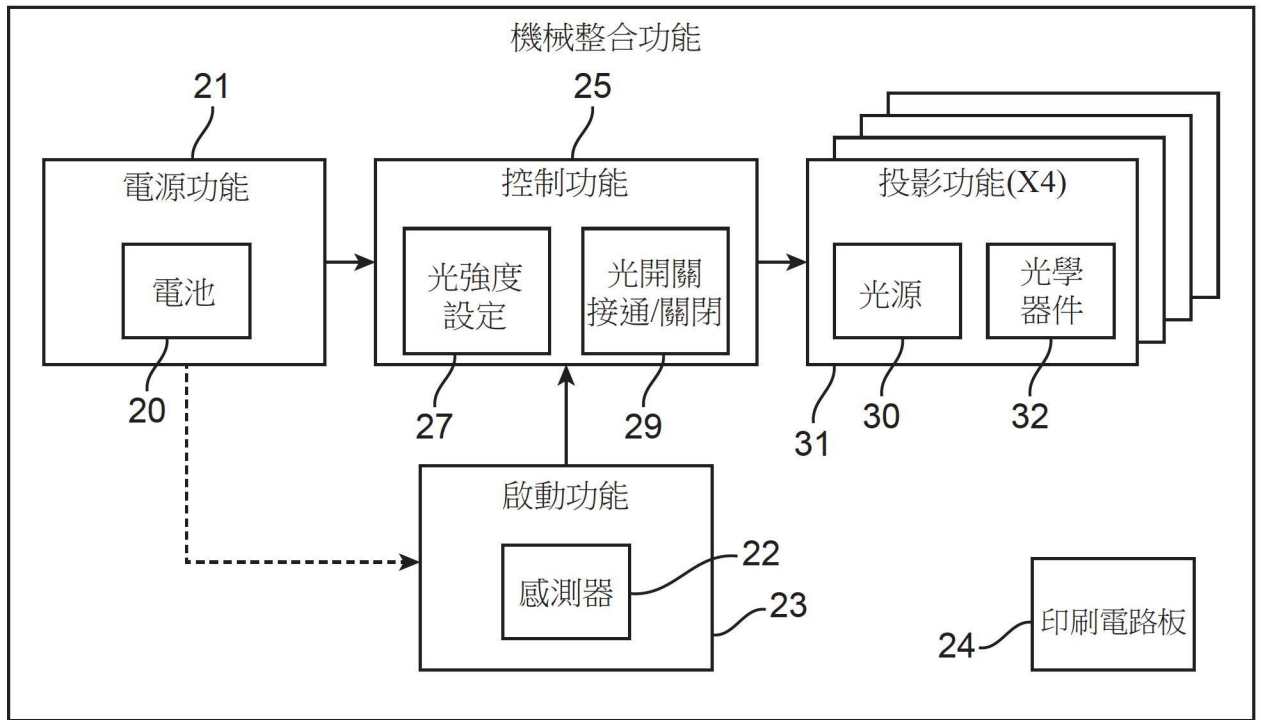
【圖1】



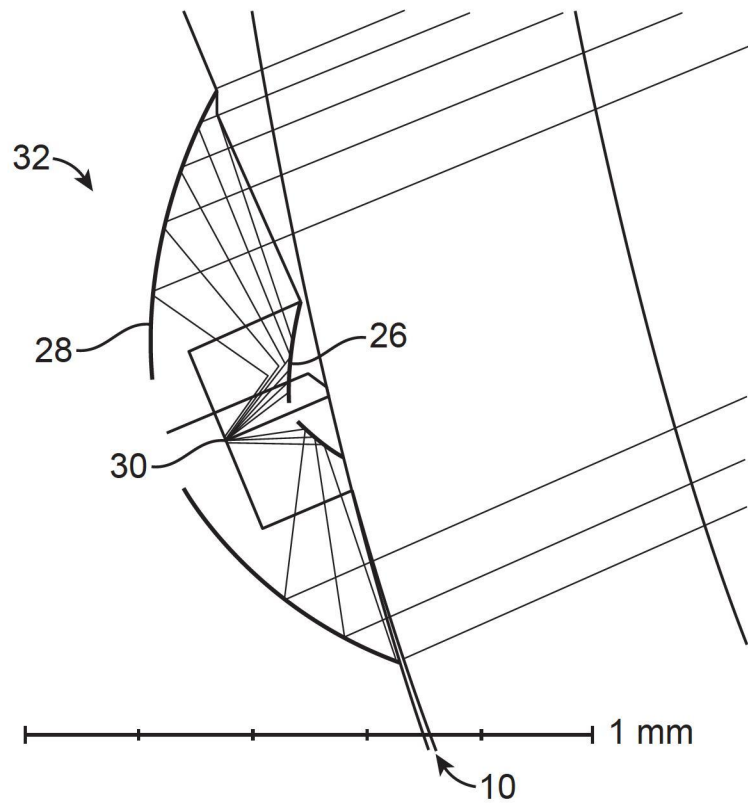
【圖2A】



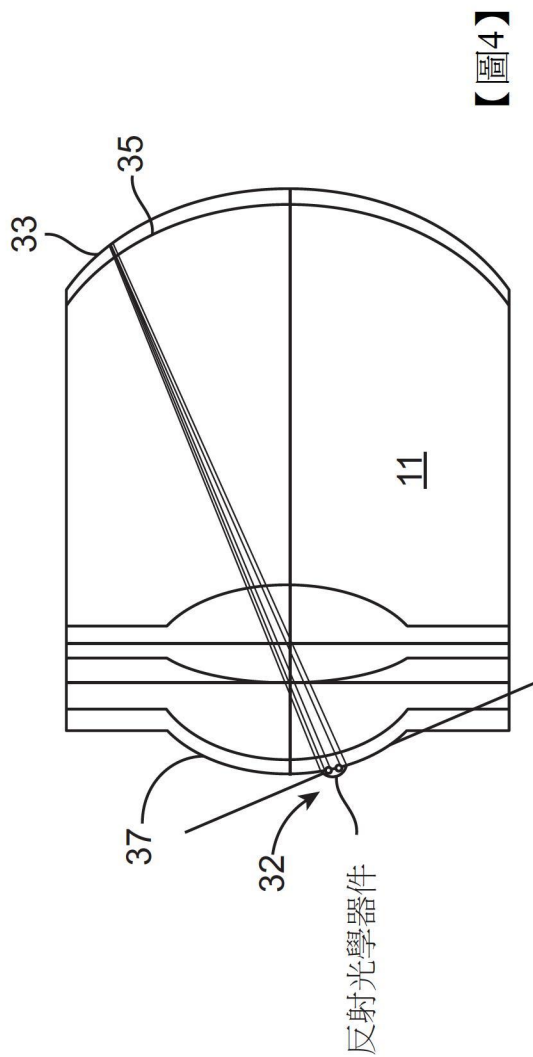
【圖2B】



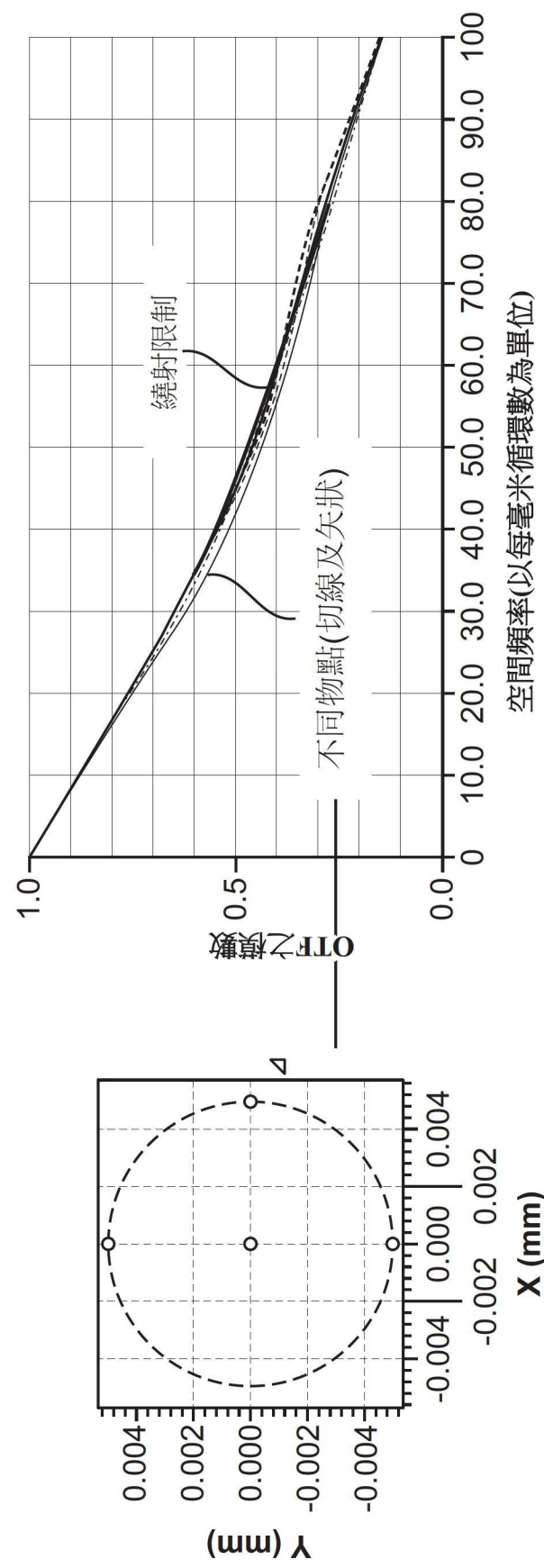
【圖2C】



【圖3】



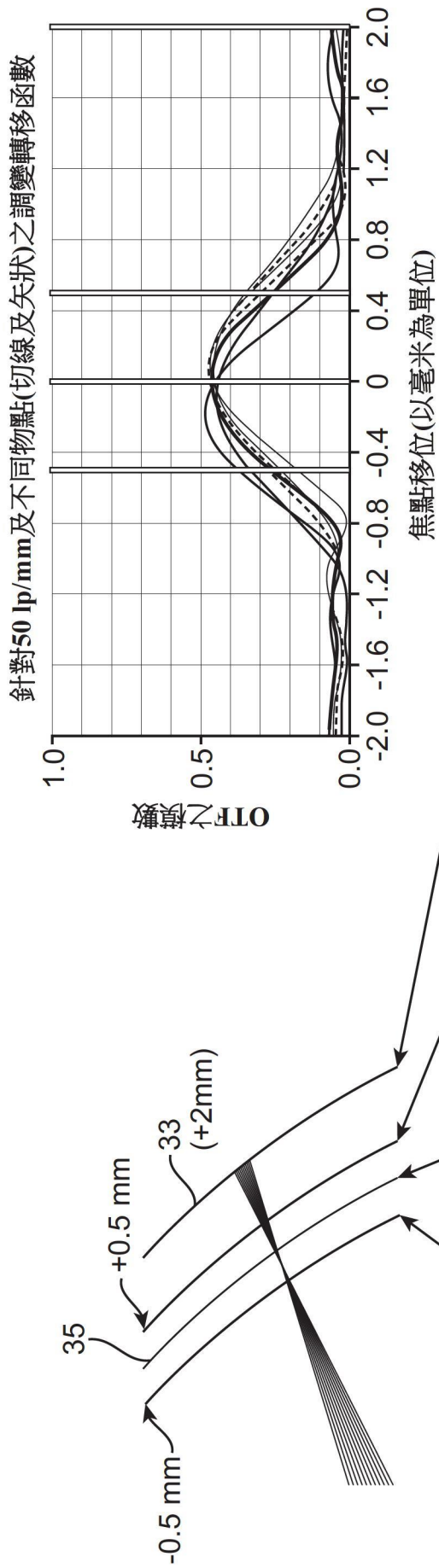
【圖4】



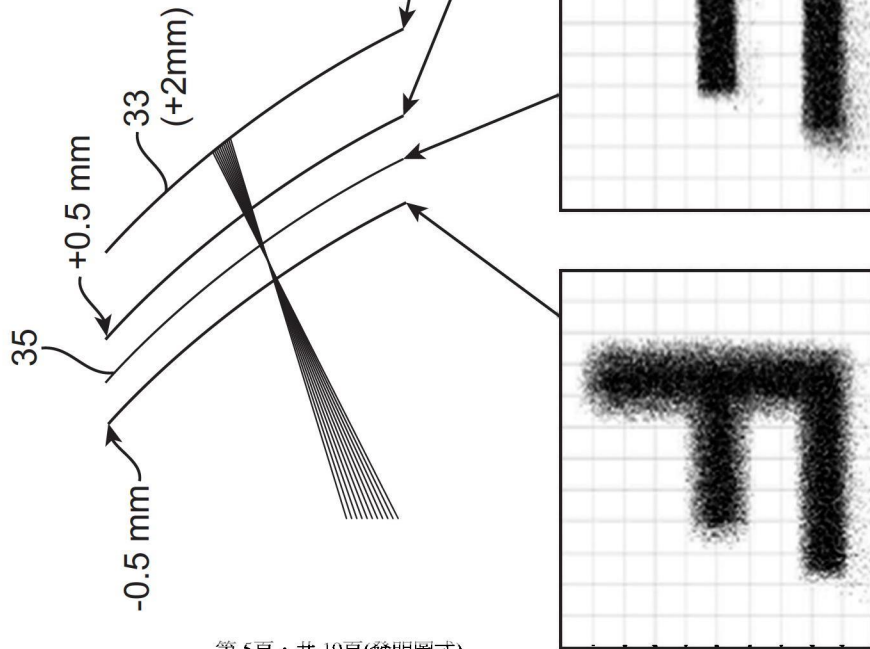
【圖5B】

【圖5A】

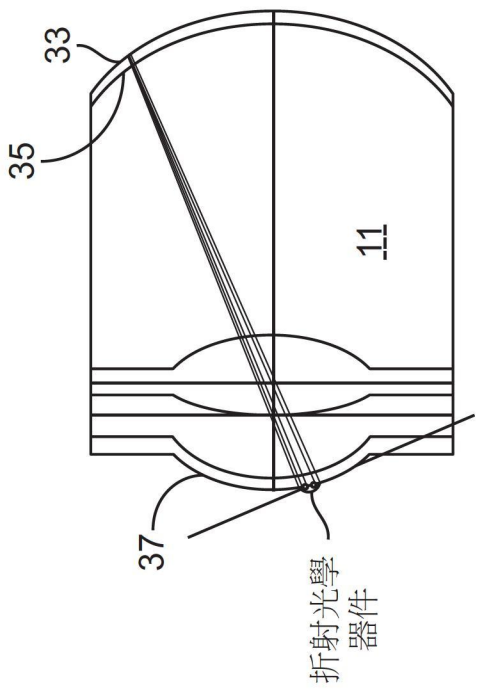
焦點深度



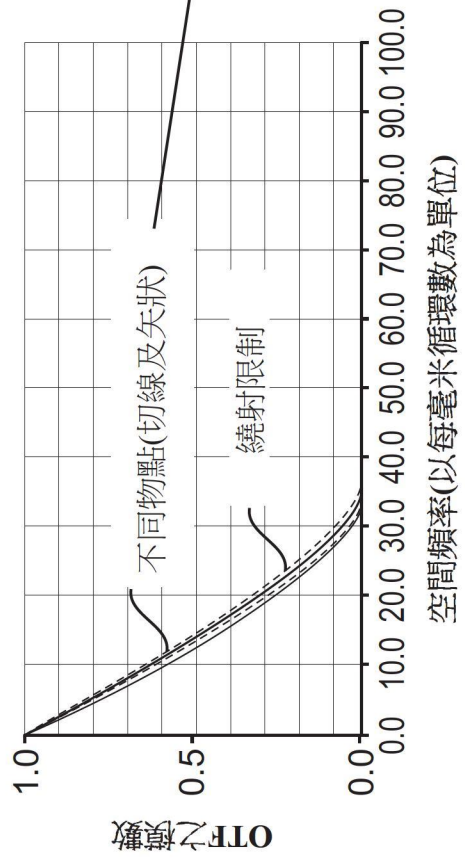
【圖7】



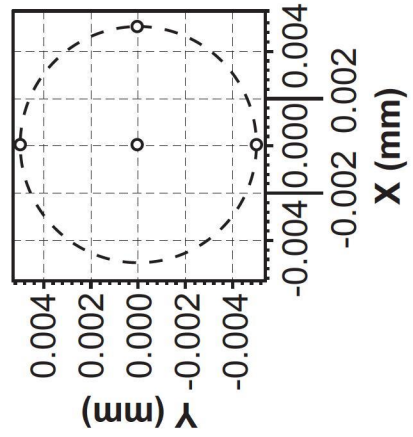
【圖6】



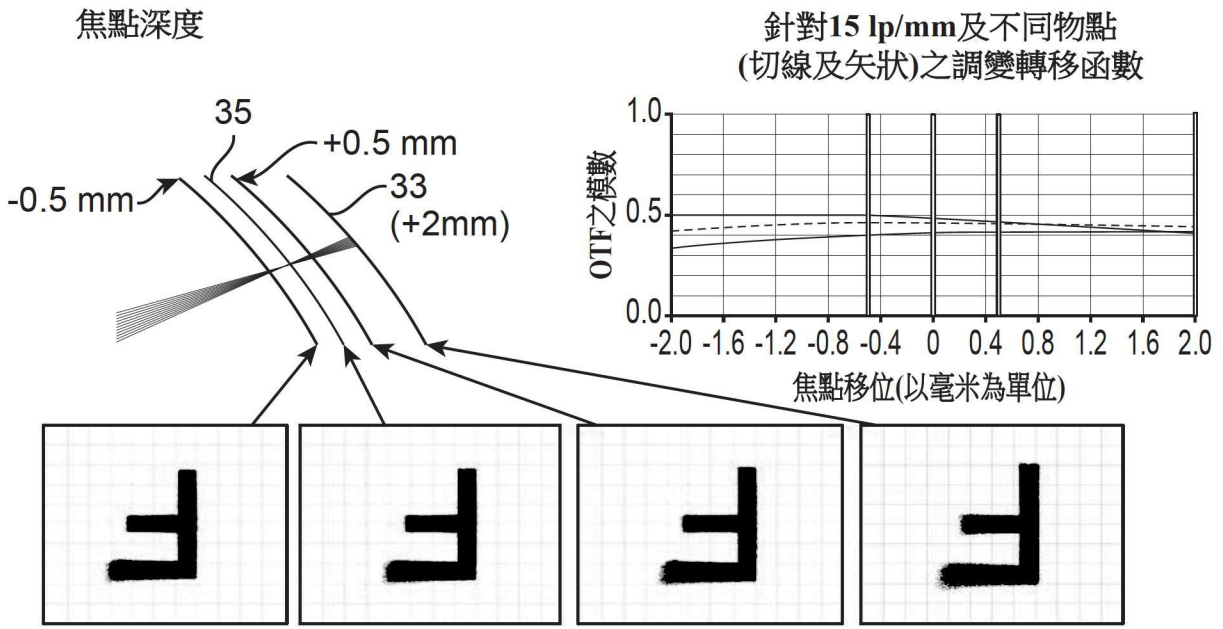
【圖8A】



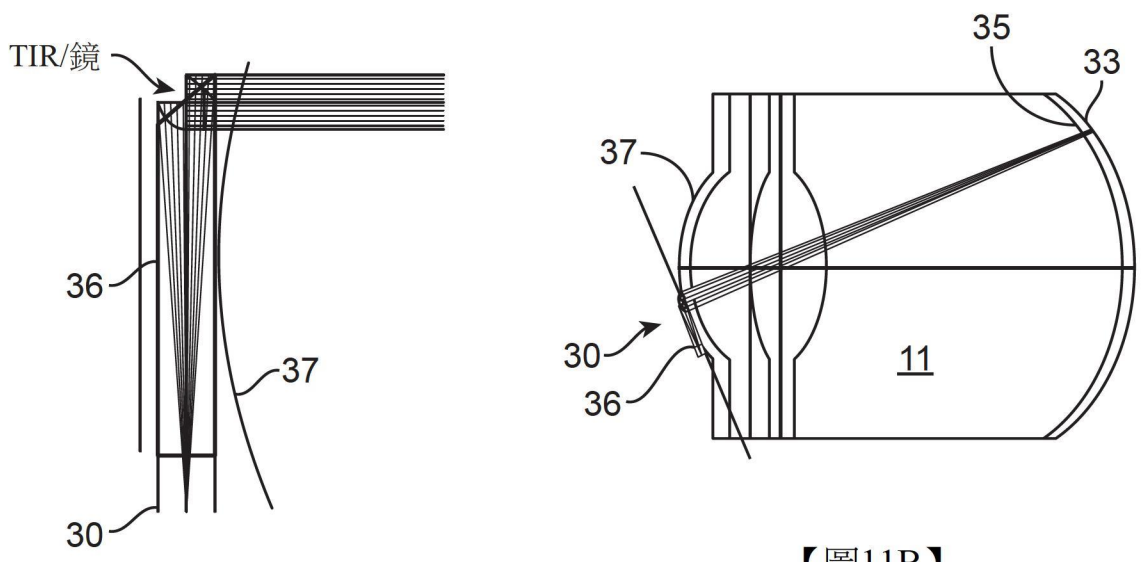
【圖9】



【圖8B】

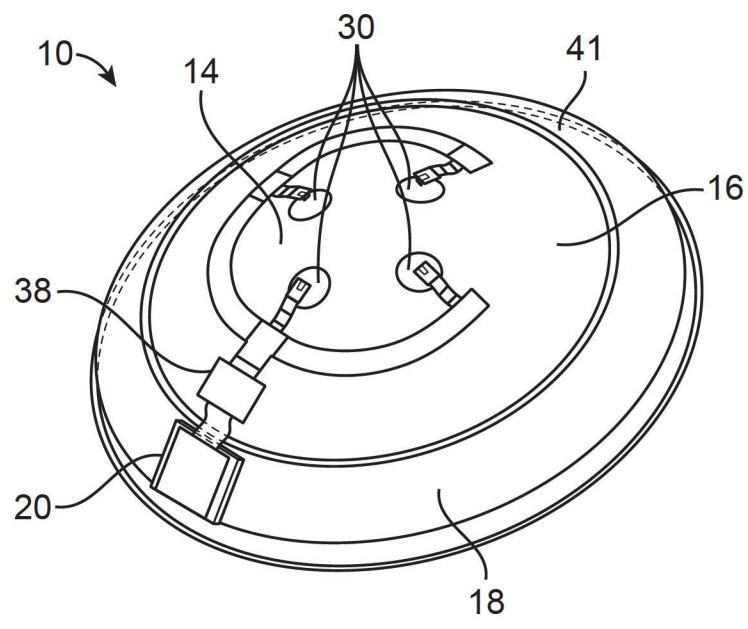


【圖10】

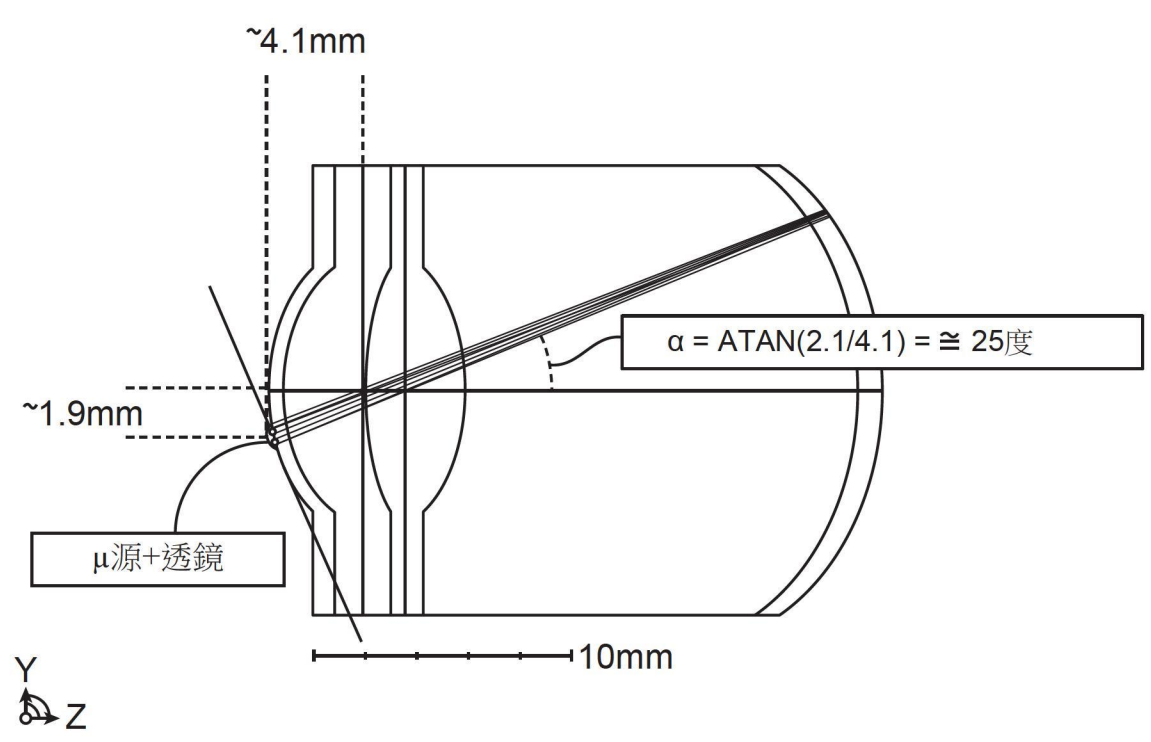


【圖11A】

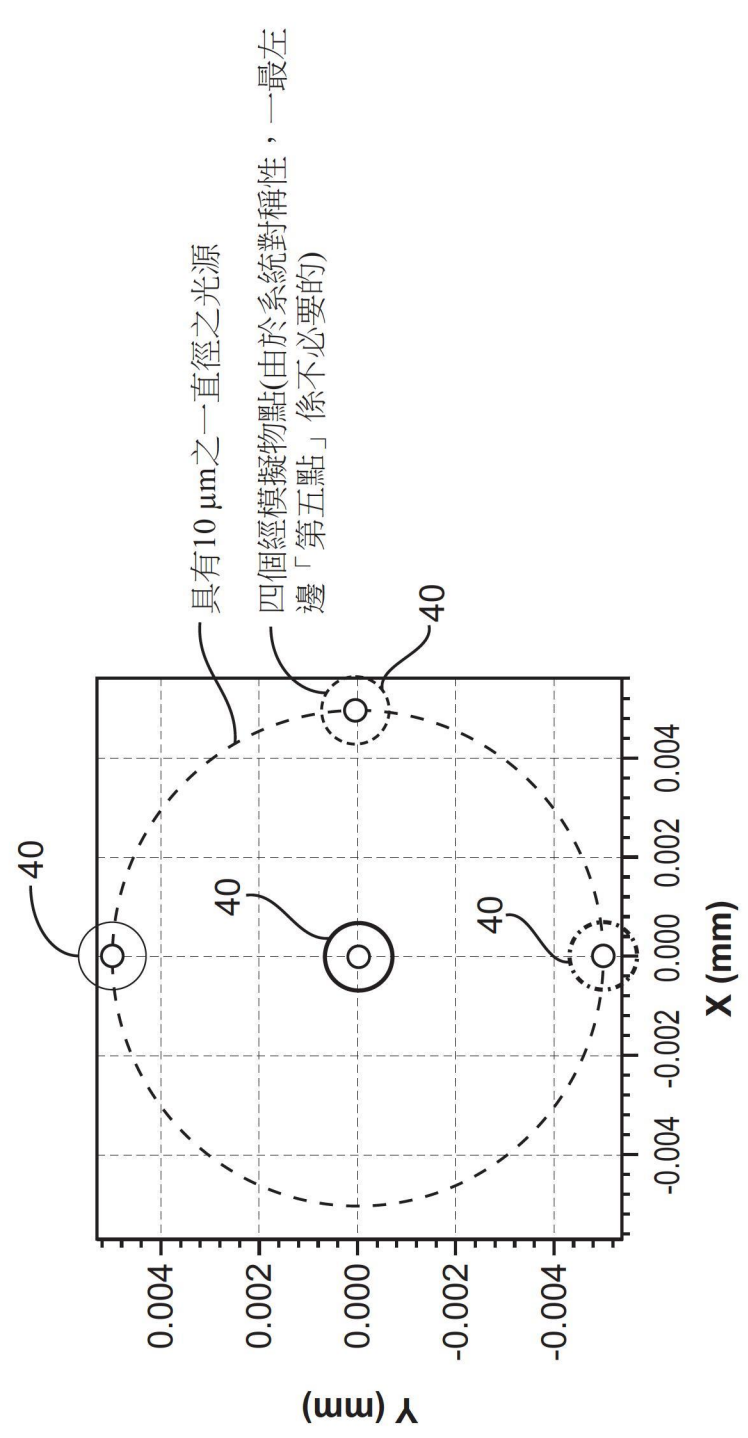
【圖11B】



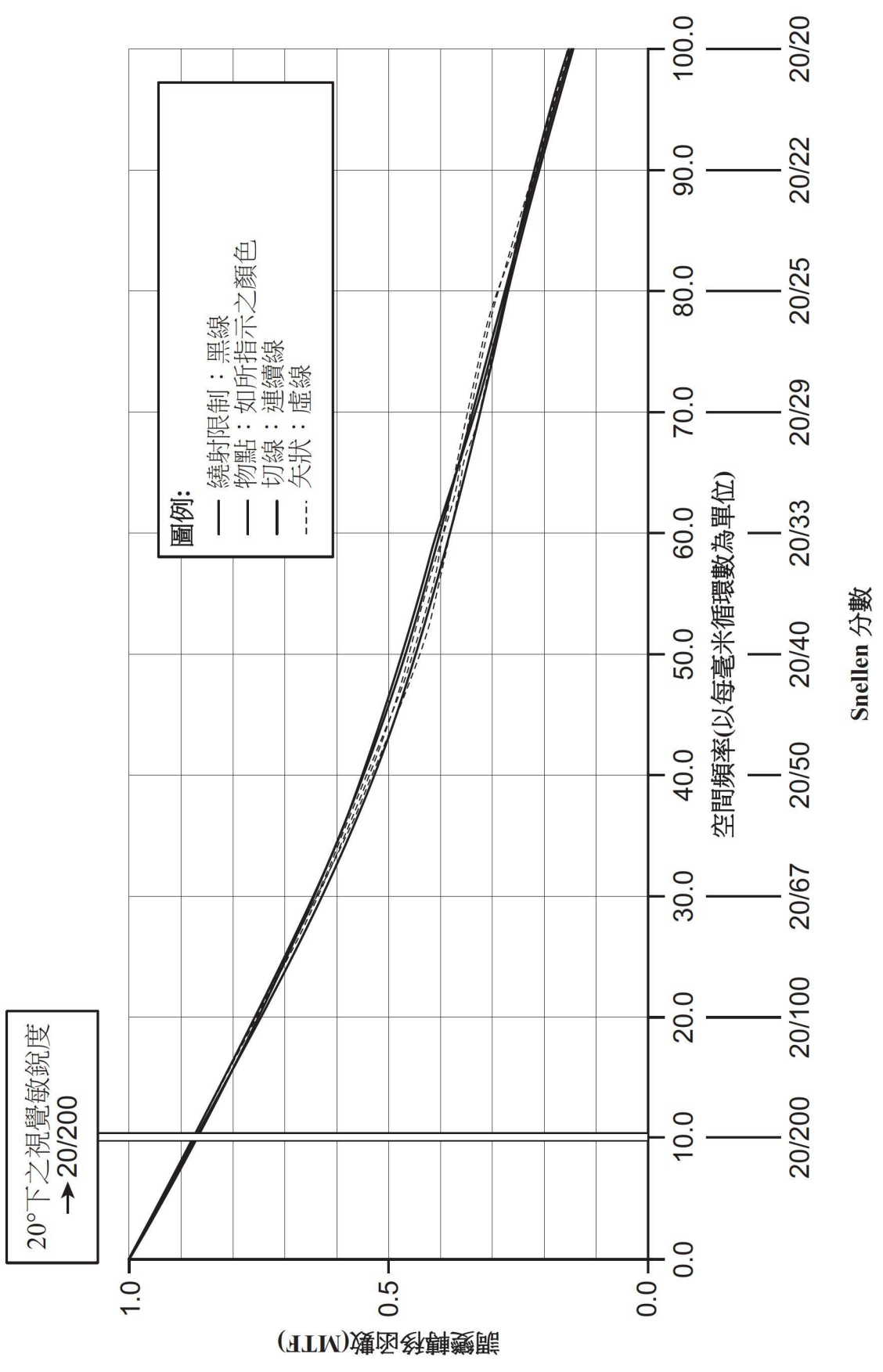
【圖12】



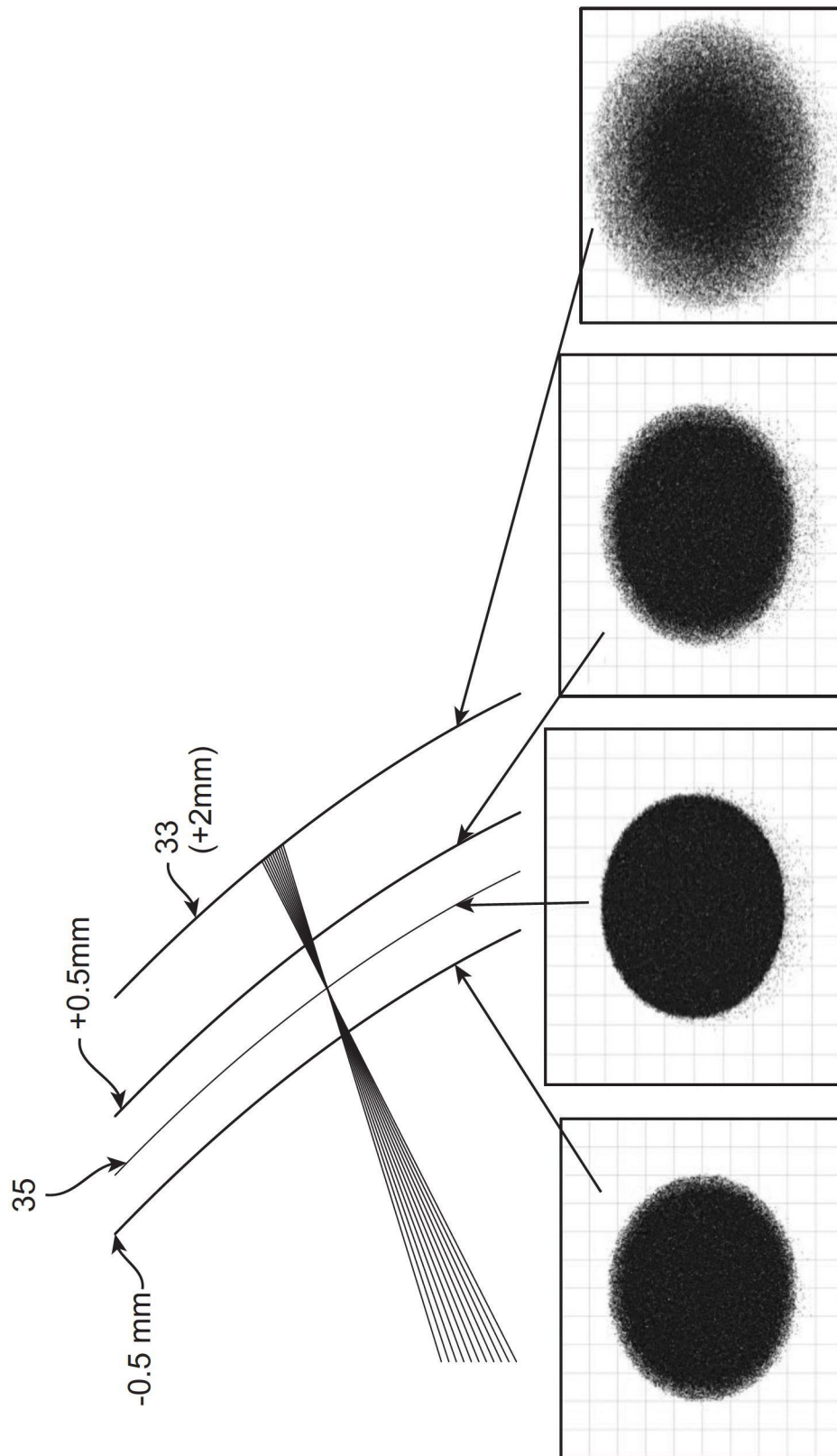
【圖13】



【圖14】

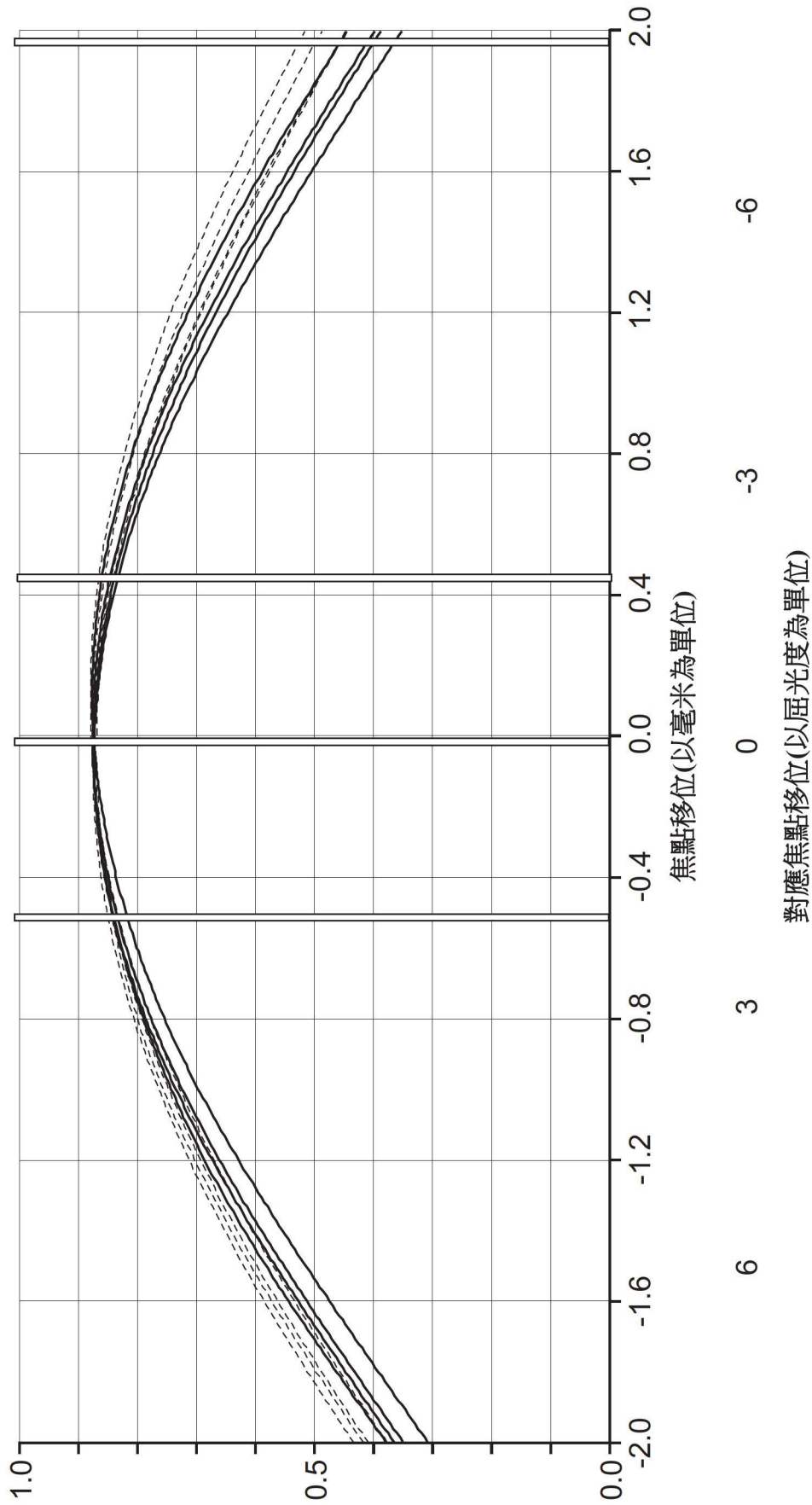


【圖15】

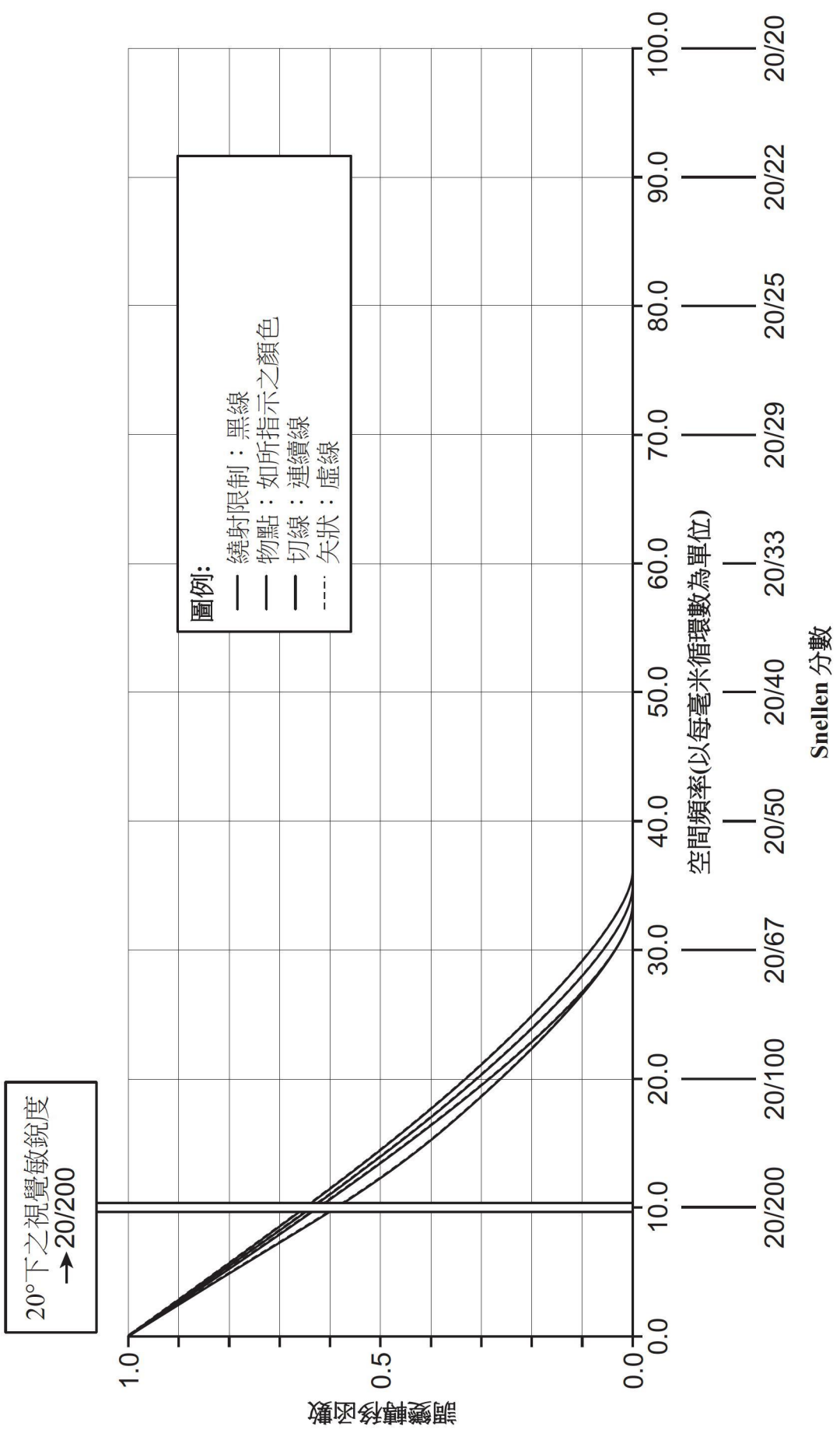


【圖16】

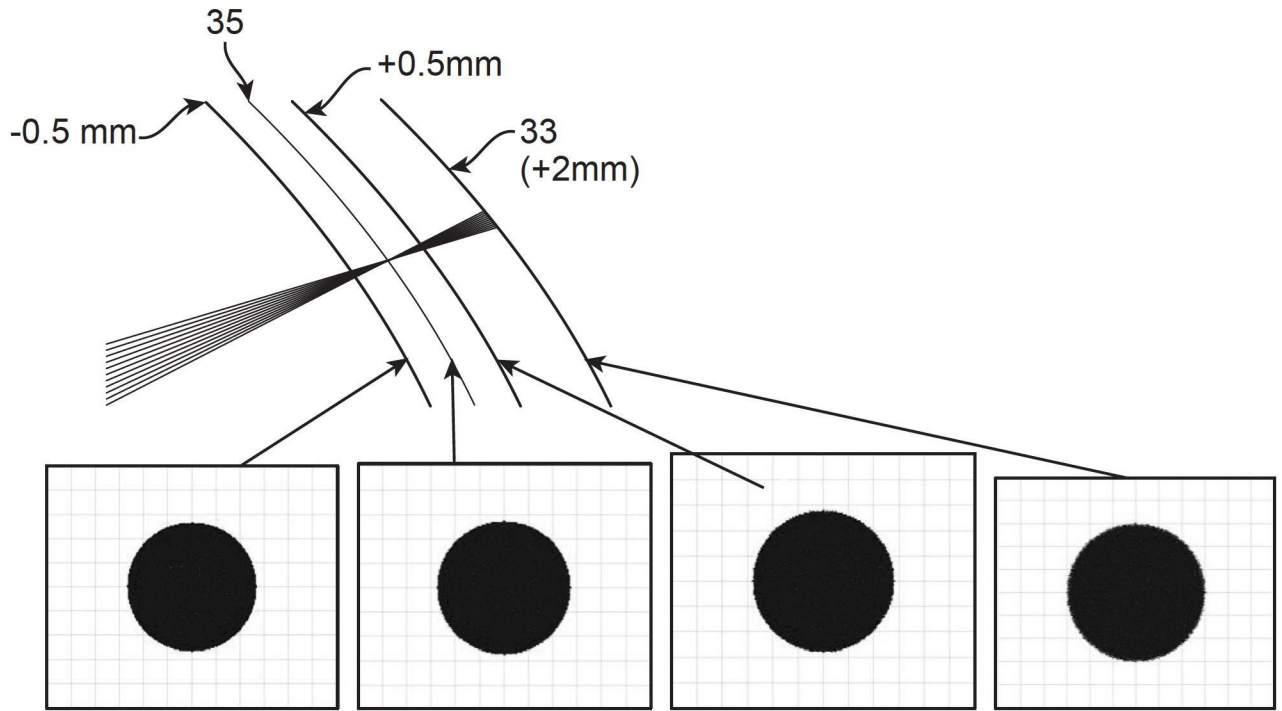
針對20/200 (10 lp/mm)及不同物點
(切線：連續線，矢狀：虛線)之調變轉移函數



【圖17】

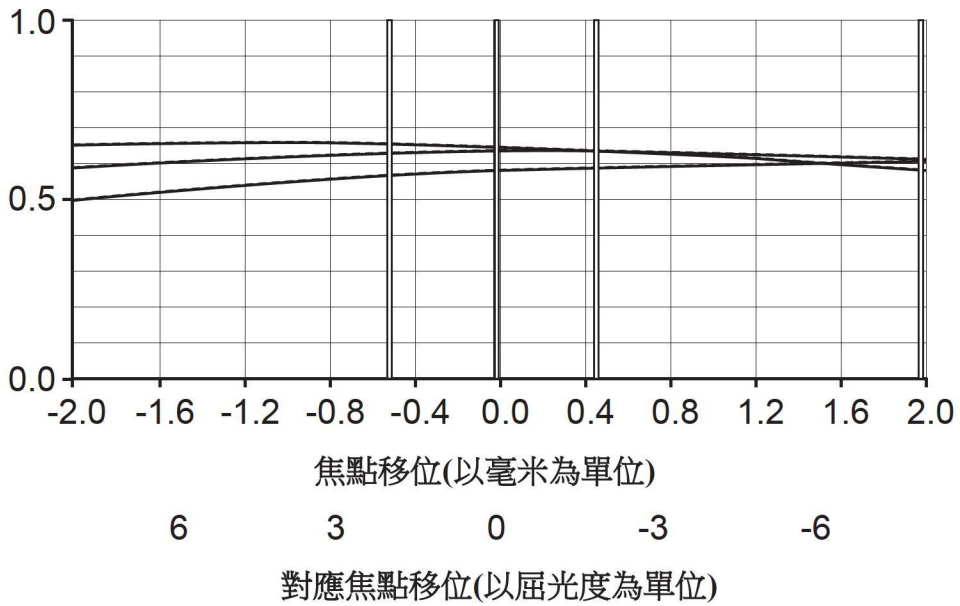


【圖18】

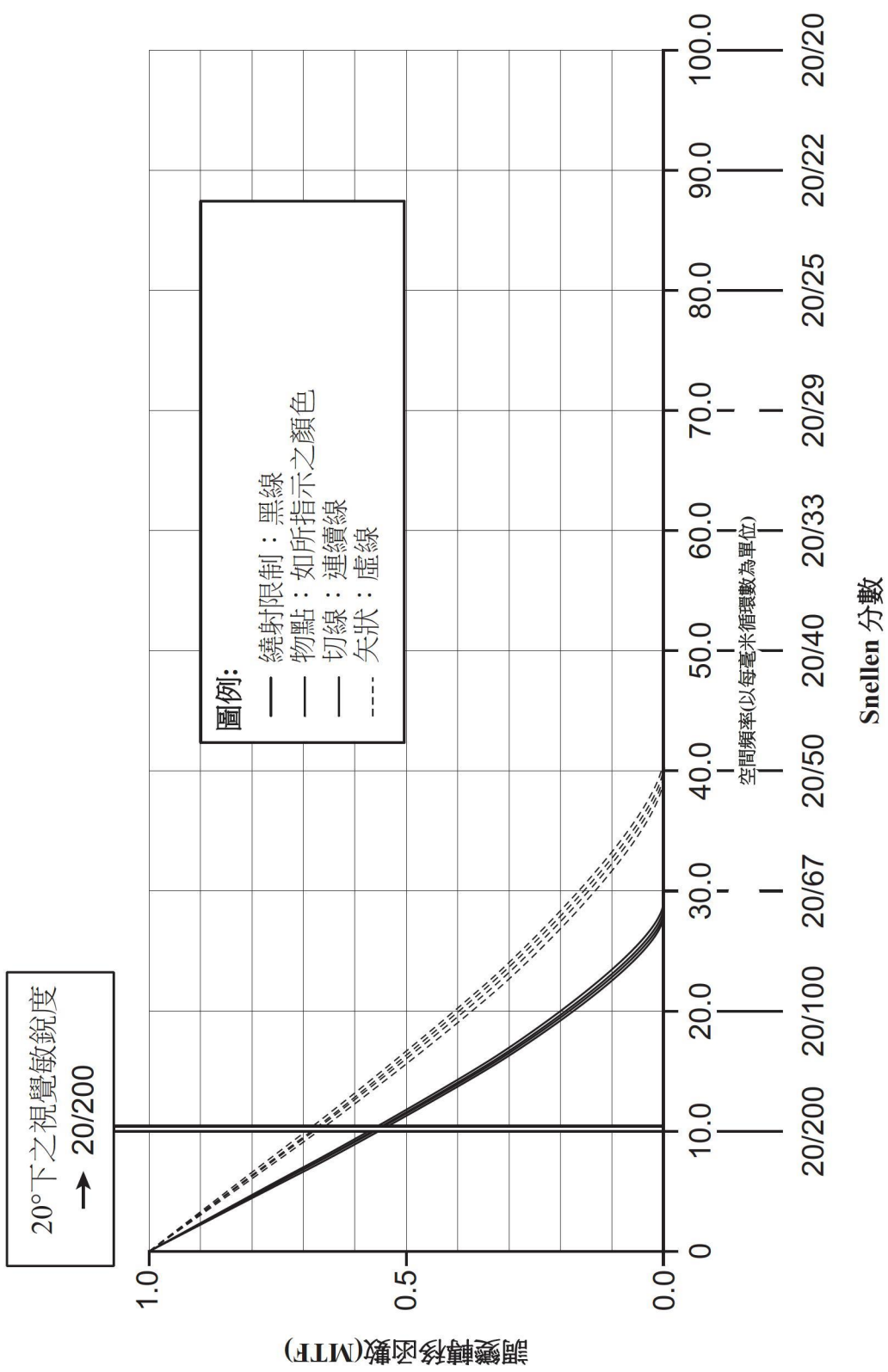


【圖19】

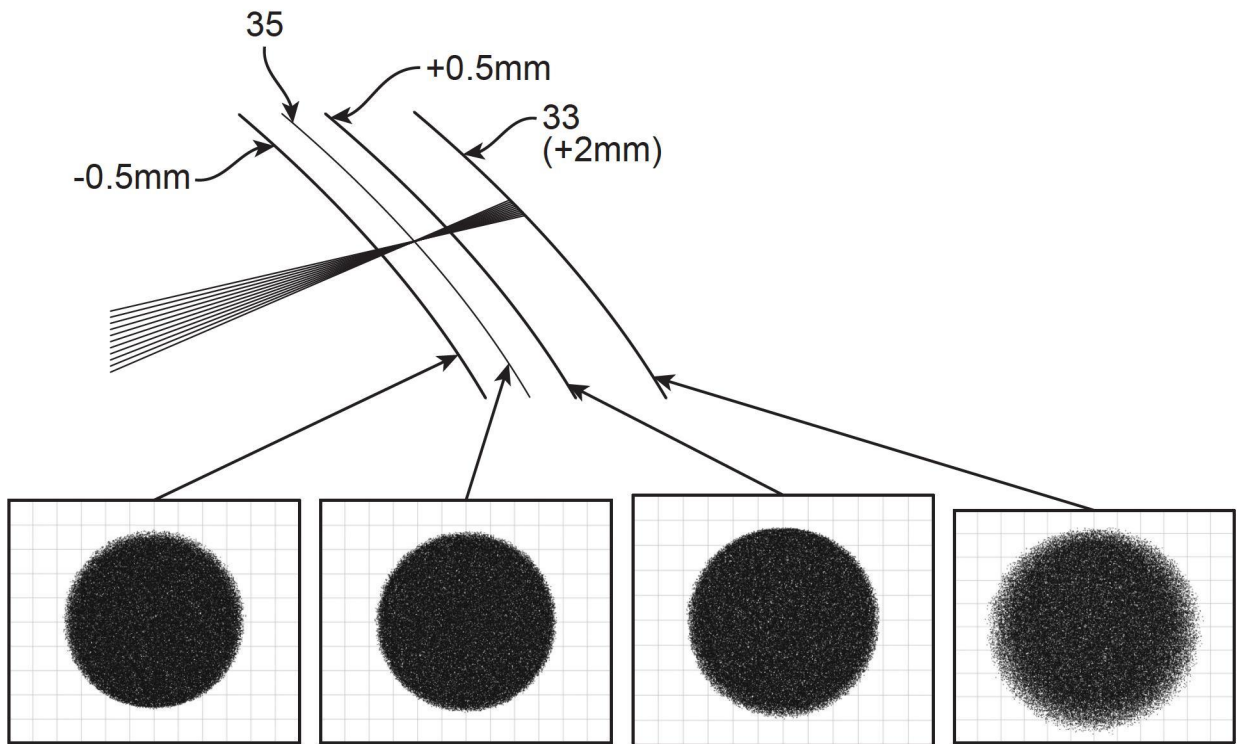
針對20/200 (10 lp/mm)及不同物點
(切線：連續線，矢狀：虛線)之調變轉移函數



【圖20】

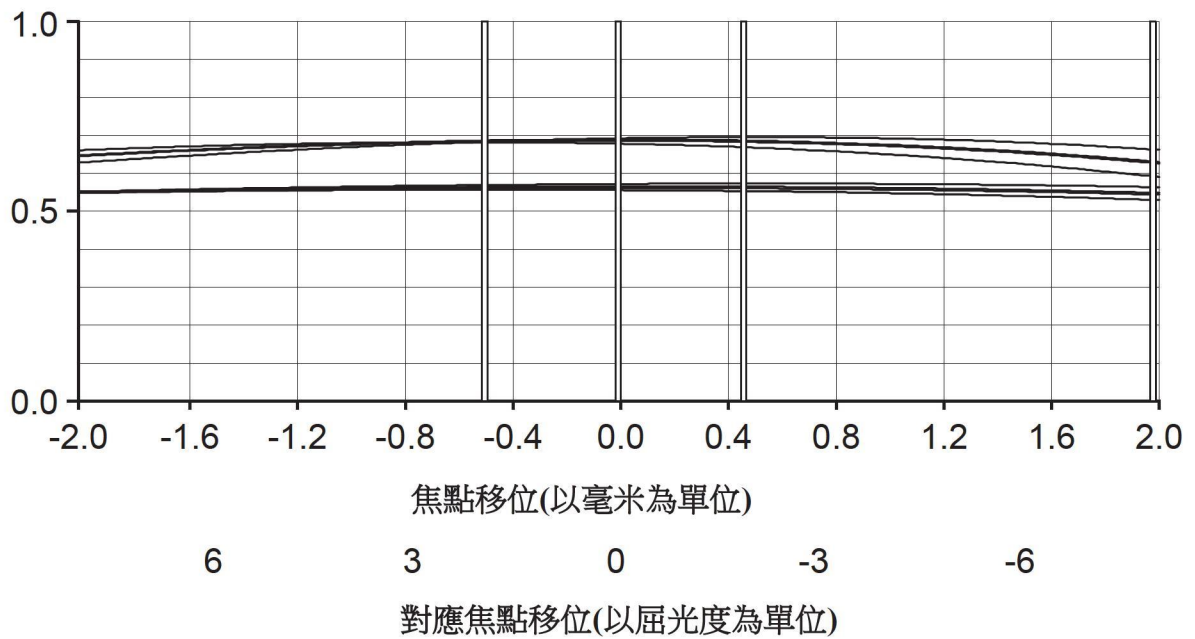


【圖21】

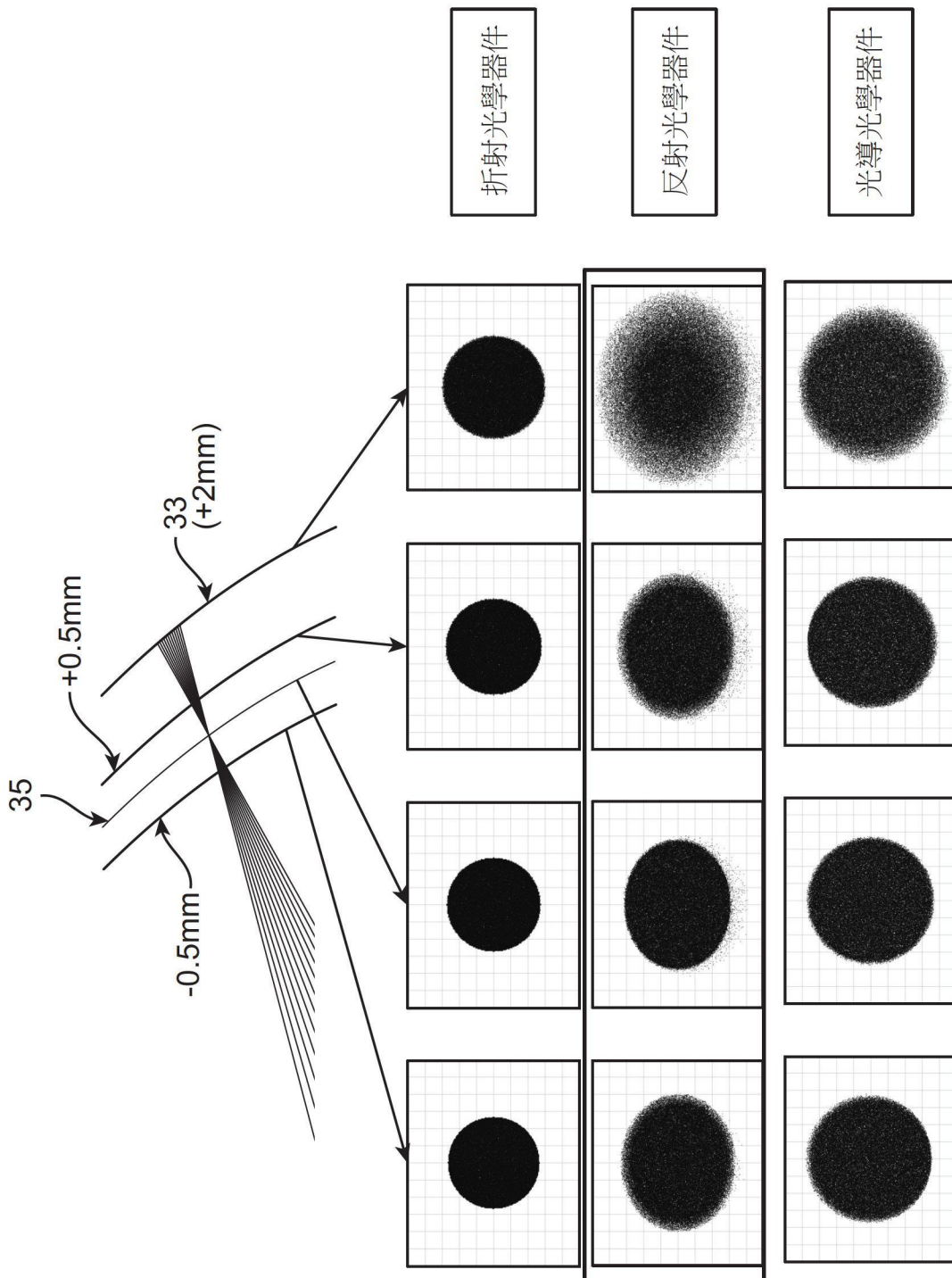


【圖22】

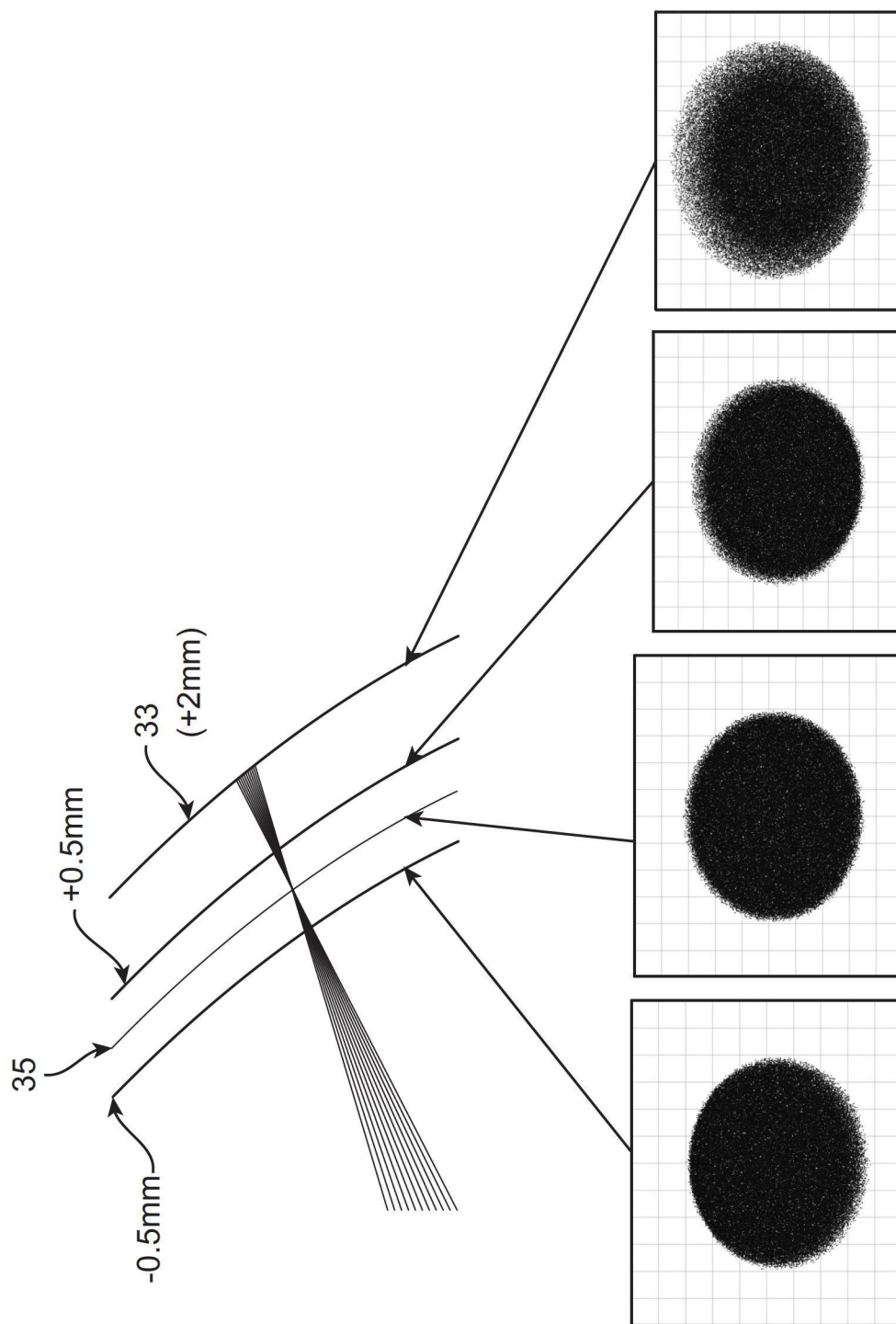
針對20/200 (10 lp/mm)及不同物點
(切線：連續線，矢狀：虛線)之調變轉移函數



【圖23】

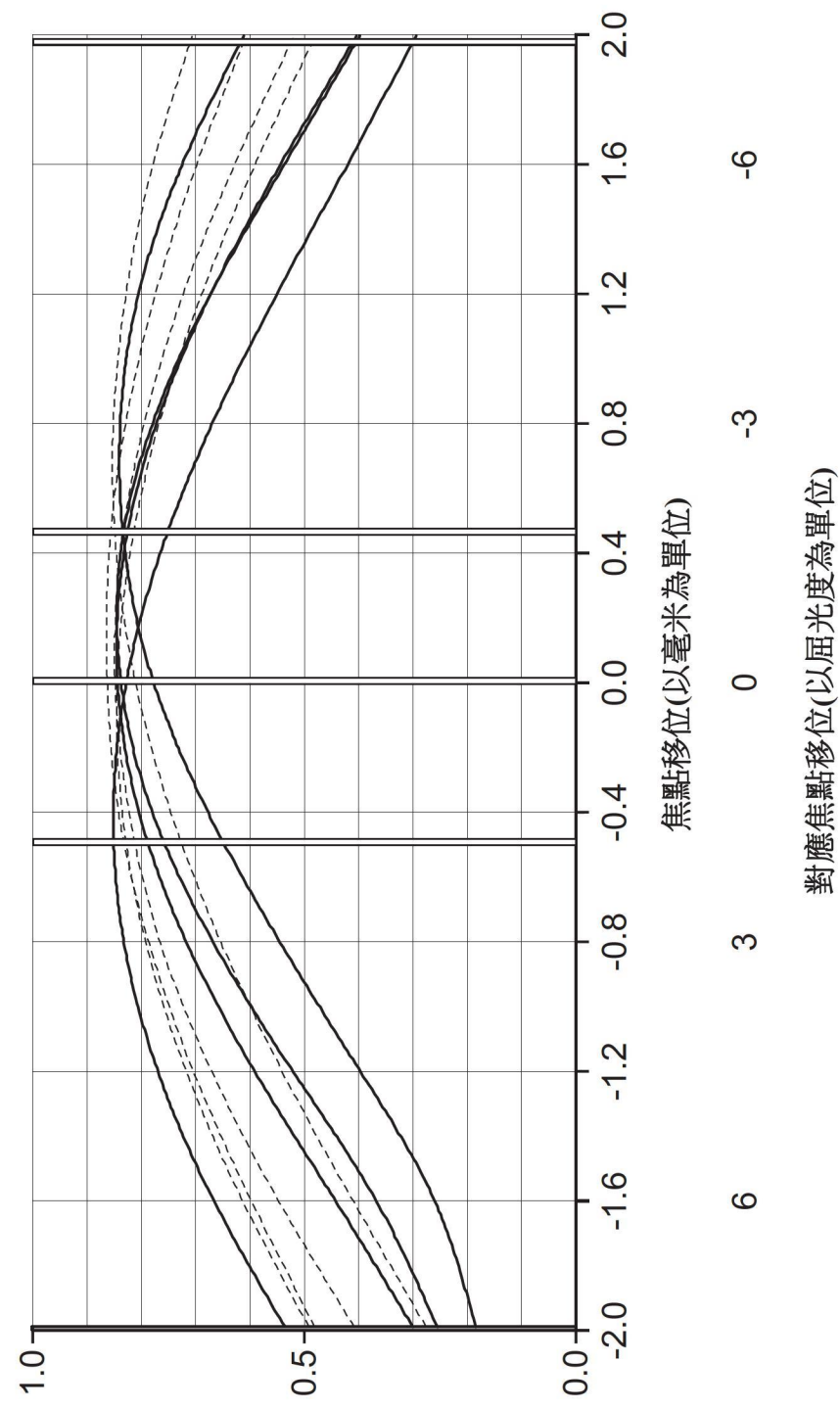


【圖24】



【圖25】

針對20/200 (10 lp/mm)及不同物點
(切線：連續線，矢狀：虛線)之調變轉移函數



【圖26】