202327541

(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本 (11)公開編號：TW 202327541 A

(43)公開日： 中華民國 112 (2023) 年 07 月 16 日

(21)申請案號：111138636 (22)申請日： 中華民國 111 (2022) 年 10 月 12 日

(51)Int. Cl.： *A61H5/00 (2006.01)*

(30)優先權：2021/10/12 美國 63/262,419

(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 (JP)；橋西 納賓 JOSHI, NABIN (NP)；席藍諾 雅克狄 SELENOW, ARKADY (US)；阿里 史提夫 ALI, STEVEN (US)；渡邊雅一 WATANABE, MASAKAZU (JP)；古帕 阿米塔薇 GUPTA, AMITAVA (US)

(74)代理人：陳長文

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：79 項 圖式數：18 共 103 頁

(54)名稱

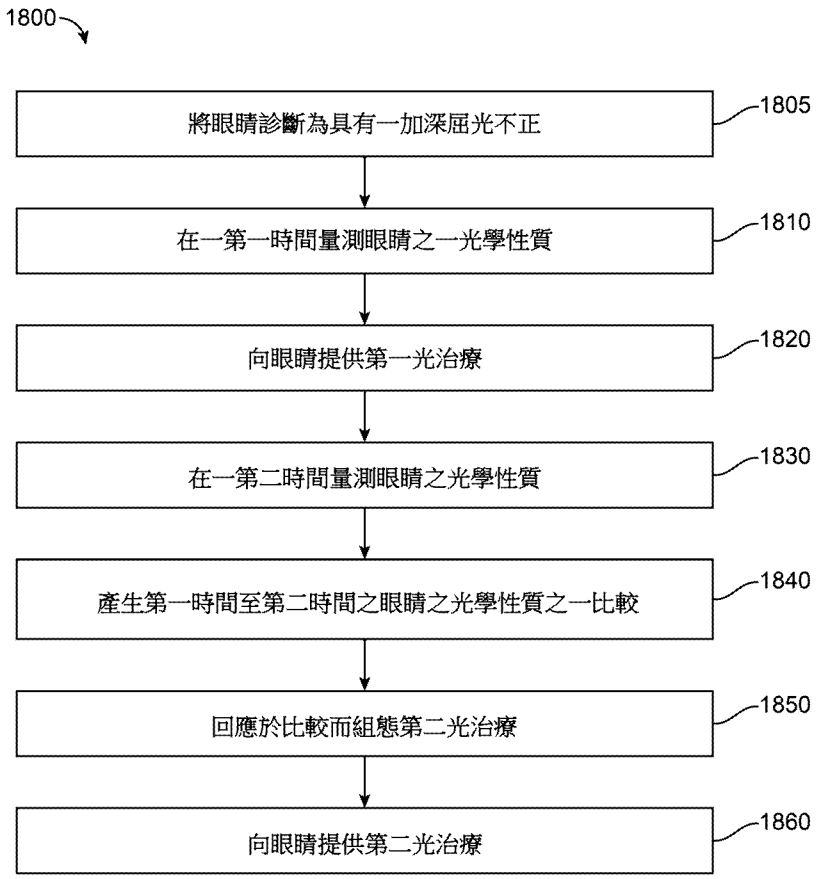
用於治療近視加深之自適應系統

(57)摘要

基於一受試者對療法之回應而調適對於一眼睛之屈光不正之加深之治療。可在治療之前及之後量測一眼睛之光學性質，且基於該受試者之回應而組態一後續治療。該眼睛之該光學性質可包括屈光資料或軸向長度資料之一或多者。可比較治療之前及之後之該等光學性質，且回應於該比較而組態該後續治療。可回應於該比較而調整刺激物之一特性，諸如每日治療之一持續時間或治療期間該刺激物之一強度。在一些實施例中，該比較對應於該眼睛之該光學性質的一暫態改變，且回應於該暫態改變而調整該治療。

Treatment for the progression of refractive error of an eye is adapted based on a subject's response to therapy. The optical property of an eye can be measured before and after treatment, and a subsequent treatment configured based on the subject's response. The optical property of the eye may comprise one or more of refractive data or axial length data. The optical properties before and after treatment can be compared, and the subsequent treatment configured in response to the comparison. A characteristic of the stimulus can be adjusted in response to the comparison, such as a duration of daily treatment or an intensity of the stimulus during treatment. In some embodiments, the comparison corresponds to a transient change in the optical property of the eye, and the treatment adjusted in response to the transient change.

指定代表圖：



【圖18】

符號簡單說明：

1800:方法

1805:步驟

1810:步驟

1820:步驟

1830:步驟

1840:步驟

1850:步驟

1860:步驟

202327541
專利案號：111138636

【發明摘要】

【中文發明名稱】

用於治療近視加深之自適應系統

【英文發明名稱】

ADAPTIVE SYSTEM FOR THE TREATMENT OF MYOPIA PROGRESSION

【中文】

基於一受試者對療法之回應而調適對於一眼睛之屈光不正之加深之治療。可在治療之前及之後量測一眼睛之光學性質，且基於該受試者之回應而組態一後續治療。該眼睛之該光學性質可包括屈光資料或軸向長度資料之一或多者。可比較治療之前及之後之該等光學性質，且回應於該比較而組態該後續治療。可回應於該比較而調整刺激物之一特性，諸如每日治療之一持續時間或治療期間該刺激物之一強度。在一些實施例中，該比較對應於該眼睛之該光學性質的一暫態改變，且回應於該暫態改變而調整該治療。

【英文】

Treatment for the progression of refractive error of an eye is adapted based on a subject's response to therapy. The optical property of an eye can be measured before and after treatment, and a subsequent treatment configured based on the subject's response. The optical property of the eye may comprise one or more of refractive data or axial length data. The optical properties before and after treatment can be compared, and the subsequent treatment configured in response to the

comparison. A characteristic of the stimulus can be adjusted in response to the comparison, such as a duration of daily treatment or an intensity of the stimulus during treatment. In some embodiments, the comparison corresponds to a transient change in the optical property of the eye, and the treatment adjusted in response to the transient change.

【指定代表圖】

圖18

【代表圖之符號簡單說明】

1800: 方法

1805: 步驟

1810: 步驟

1820: 步驟

1830: 步驟

1840: 步驟

1850: 步驟

1860: 步驟

【發明說明書】

【中文發明名稱】

用於治療近視加深之自適應系統

【英文發明名稱】

ADAPTIVE SYSTEM FOR THE TREATMENT OF MYOPIA PROGRESSION

【技術領域】

【先前技術】

【0001】 用於治療諸如近視之屈光不正之先前方法在至少一些方面可不夠理想。眼鏡鏡片、隱形鏡片及屈光手術可用於治療眼睛之屈光不正。然而，必須佩戴鏡片以便矯正不正，且未矯正屈光不正會影響一個人達成且完全參與學校、體育及其他活動之能力。雖然可執行手術以減少屈光不正，但在至少一些例項中，手術帶有風險，諸如感染及視力下降。又，此等方法不解決與諸如近視之屈光不正相關之眼睛長度之基礎改變。

【0002】 與本發明相關之工作表明，許多物種(包含人類)之視網膜對失焦影像作出回應且透過鞏膜重塑重新定位以便減少由失焦引起之模糊。生長信號之產生機制仍在研究中，但一個可觀察現象係脈絡膜之厚度之一增加。一失焦影像可引起脈絡膜厚度改變，其與眼睛之軸向長度相關。眼睛之軸向長度之改變可藉由改變視網膜相對於角膜之位置而更改屈光不正。例如，軸向長度之一增加可藉由增加角膜與視網膜之間的距離而增加一眼睛之近視。

【0003】 雖然影像之失焦可對脈絡膜厚度及眼睛之軸向長度之改變起作用，但先前方法不夠理想地適用於解決與軸向長度相關之眼睛之屈光

不正。雖然已提出藥物治療來治療與軸向長度生長相關聯之近視，但此等治療可具有不夠理想之結果且在至少一些例項中尚未被展示為安全地治療屈光不正。雖然已提出光作為更改眼睛之生長之一刺激物，但至少一些先前裝置可提供不夠理想之結果。又，治療時間可比理想的更長，且至少一些先前方法可比理想的更複雜。

【0004】 具有用於判定用於治療屈光不正加深之療法之有效量將係有用的。先前方法可在某種程度上比理想的更不可預測，且改良可預測性將係有幫助的。又，回應於治療而判定療法之適當量將係有用的，且在至少一些例項中，先前方法可在某種程度上係開環的。此外，先前方法可不良好適用於回應於不同眼睛(其等可對治療進行不同地回應)之特性而調適治療。

【0005】 因此，需要新方法來治療眼睛之屈光不正，此改善先前方法之至少一些上文限制。

【發明內容】

【0006】 本揭示之系統、方法及設備係關於可基於一受試者對療法之回應而經調適之對於屈光不正加深之經改良治療。該治療可包括一光學刺激物，該光學刺激物以距視網膜之一距離處之一焦點提供至眼睛以在該視網膜上提供一模糊影像，此可減少近視加深。可在治療之前及之後量測一眼睛之光學性質，且基於該受試者之回應而組態一後續治療。該眼睛之該等光學性質可包括可用於評估該受試者對治療之該回應之屈光資料或軸向長度資料之一或多者。可比較治療之前及之後之該等光學性質，且回應於該比較而組態該後續治療。在一些實施例中，回應於該比較而調整刺激物之一特性，諸如每日治療之一持續時間或治療期間該刺激物之一強度。

在一些實施例中，該比較對應於該眼睛之該等光學性質的一暫態改變，且回應於該暫態改變而調整該治療。在一些實施例中，使用一顯示器產生該刺激物，此容許該刺激物容易回應於該眼睛之該等光學性質之該暫態改變而經組態。

【圖式簡單說明】

【0007】 藉由參考闡述闡釋性實施例及隨附圖式之以下詳細描述將獲得本發明之特徵、優點及原理之一更佳理解，其中：

【0008】 圖1A展示適用於根據本發明之一些實施例併入之一視網膜刺激裝置；

【0009】 圖1B展示適用於根據本發明之一些實施例併入之包括一顯示器及用於裝納用於操作近眼顯示器之電子器件之一外殼之一基於眼鏡鏡片之視網膜刺激裝置；

【0010】 圖1C展示適用於根據本發明之一些實施例併入之如圖1B中之一基於眼鏡鏡片之視網膜刺激裝置，其中眼睛已移動且不同顯示器元件已回應於眼睛移動而被啟動；

【0011】 圖2A展示適用於根據本發明之一些實施例併入之一軟性隱形鏡片；

【0012】 圖2B展示適用於根據本發明之一些實施例併入之具有用於以失焦將影像投射於一使用者之視網膜之周邊上之嵌入式光源、光學器件及電子器件之軟性隱形鏡片；

【0013】 圖3展示適用於根據本發明之一些實施例併入之如圖1A至圖2中之眼鏡及隱形鏡片之組件之功能之一系統圖式；

【0014】 圖4展示適用於根據本發明之一些實施例併入之包括用於

提供清晰視力之一內部區及用於提供失焦以治療屈光不正之一外部區之一鏡片，諸如一隱形鏡片或眼鏡；

【0015】 圖5展示根據一些實施例之其中外部區包括複數個小透鏡之鏡片；

【0016】 圖6展示一鏡片，其中外部區包括複數個分離正區以將來自外部區之光聚焦於視網膜前方。

【0017】 圖7展示根據一些實施例之如由一使用者看見之複數個刺激物及一顯示器上之一影像；

【0018】 圖8A展示根據一些實施例之用於向視網膜提供近視失焦刺激物之一螢幕上之刺激物；

【0019】 圖8B展示根據一些實施例之以度數為單位之視網膜上之近視失焦刺激物之對應尺寸；

【0020】 圖9展示根據一些實施例之描繪一自然場景之一刺激物，諸如一環形花圖案；

【0021】 圖10展示根據一些實施例之圖8A至圖9中展示之刺激物之影像對比度及具有紅色(R)、藍色(B)及綠色(G)值之一直方圖；

【0022】 圖11展示根據一些實施例之適用於修改及併入為如本文中描述之一刺激物之一影像；

【0023】 圖12展示根據一些實施例之類似於圖11之影像之已經處理以提供一經改良刺激物之一影像；

【0024】 圖13展示根據一些實施例之圖11之影像之空間頻率分佈之一影像；

【0025】 圖14展示根據一些實施例之被用作刺激物之圖13之影像之

空間頻率分佈之一影像；

【0026】 圖15展示根據一些實施例之圖8B及圖9中展示之刺激物影像之以循環/度為單位之影像空間頻率及在各頻率下之能量之對數之一曲線圖；

【0027】 圖16展示根據一些實施例之用於治療眼睛之屈光不正之一系統；

【0028】 圖17展示根據一些實施例之用於將刺激物投射至視網膜上之一光學系統；及

【0029】 圖18展示根據一些實施例之減少一眼睛之屈光不正之一加深之一方法。

【實施方式】

相關申請案

【0030】 本申請案主張2021年10月12日申請之標題為「ADAPTIVE SYSTEM FOR THE TREATMENT OF MYOPIA PROGRESSION」之美國臨時專利申請案第63/262,419號之優先權，該案之完整內容以引用的方式併入本文中。

【0031】 本申請案之標的物與以下案相關：在2019年7月26日申請之標題為「ELECTRONIC CONTACT LENS TO DECREASE MYOPIA PROGRESSION」之PCT/US2019/043692，其在2020年2月6日發表為WO/2020/028177；在2021年7月31日申請之標題為「DEVICE FOR PROJECTING IMAGES ON THE RETINA」之PCT/US2020/044571，其在2021年2月4日發表為WO/2021/022193；在2021年6月7日申請之標題為「PROJECTION OF DEFOCUSED IMAGES ON THE PERIPHERAL

RETINA TO TREAT REFRACTIVE ERROR」之PCT/US2021/036100，其在2021年12月16日發表為WO 2021/252319；在2021年6月7日申請之標題為「STICK ON DEVICES USING PERIPHERAL DEFOCUS TO TREAT PROGRESSIVE REFRACTIVE ERROR」之PCT/US2021/036102，其在2021年12月16日發表為WO 2021/252320；及在2021年5月13日申請之標題為「ELECTRO-SWITCHABLE SPECTACLES FOR MYOPIA TREATMENT」之PCT/US2021/032162，其在2021年11月18日發表為WO 2021/231684，該等案之完整揭示內容以引用的方式併入本文中。

以引用的方式併入

【0032】本文中提及且識別之全部專利、申請案及公開案之全文藉此以引用的方式併入且應被視為以引用的方式完全併入，即使在申請案之其他處被提及。

【0033】以下詳細描述提供根據本文中揭示之實施例在本發明中描述之本發明之特徵及優點之一更佳理解。雖然詳細描述包含許多特定實施例，但此等僅藉由實例提供且不應被解釋為限制本文中揭示之發明之範疇。

【0034】本揭示之方法及設備可以許多方式組態以提供視網膜刺激，如本文中描述。本揭示之系統、方法及設備良好適用於與許多先前裝置組合，諸如一眼科裝置、一TV螢幕、一電腦螢幕、一虛擬實境(「VR」)顯示器、一擴增實境(「AR」)顯示器、一手持式裝置、一行動運算裝置、一平板運算裝置、一智慧型電話、一佩戴型裝置、一眼鏡鏡片框、一眼鏡鏡片、一近眼顯示器、一頭戴式顯示器、一護目鏡、一隱形鏡

片、一可植入裝置、一角膜覆蓋物、一角膜鑲嵌物、一角膜假體或一眼內鏡片之一或多者。雖然特定參考眼鏡及隱形鏡片，但本揭示之方法及設備良好適用於與任何前述裝置一起使用，且基於本文中提供之教示，一般技術者將容易瞭解本揭示之組件之一或多者可如何在裝置當中互換。

【0035】 在一些實施例中，使用失焦光刺激視網膜提供軸向長度及脈絡膜厚度之一可量測改變。刺激可以許多方式提供且可包括(例如)使用一光源之主動刺激或(例如)使用一自然場景之被動刺激。在一些實施例中，使用一設備提供刺激，該設備包括一腮托以便使受試者舒適地休息。替代地或組合地，例如，可使用諸如頭盔或眼鏡之一佩戴式設備提供刺激，其中刺激及投影系統可由受試者佩戴且支撐。

【0036】 在一些實施例中，使用包括一腮托之一光學設備提供主動刺激，其中受試者將其腮定位於腮托上且以在20呎或更大之一距離處之主要凝視觀看一視訊或一靜止場景。在一些實施例中，光學設備包括一光具座。替代地或組合地，設備可包括一佩戴式設備，如本文中描述。例如，距離可包括距影像之一真實實體距離或自受試者之瞳孔至一虛擬影像之一距離。在一些實施例中，光學設備包括矯正受試者之屈光不正且向受試者提供一經矯正視敏度(諸如受試者之一經最佳矯正視敏度)之鏡片。當如所述般定位時，設備(例如)使用一近視視角將影像聚焦至視網膜前方之一聚焦影像，使得影像以至少一些視角及模糊到達視網膜。雖然設備可以許多方式經組態，但設備可包括光源、遮罩、微鏡片及光束分離器以產生在一影像中具有具備在自+2.00 D至+8.00 D之一範圍中之一量之一近視失焦之影像。雖然可使用失焦以許多方式產生影像，但在一些實施例中，影像透過經提供以矯正受試者之屈光不正之鏡片傳輸且透過受試者之眼睛之自然

瞳孔以一角度投射使得經投射影像以相對於中央凹及受試者之視線之一適當偏心率入射於視網膜表面上而不漸暈。偏心角可為如本文中描述之任何適合角度，諸如在自6度至22.5度之一範圍內之一角度(半角，12度至45度，全角)，且角度可對應於包括對應於在(例如)自12度至45度自一範圍內之一角度之一直徑之一環形區域之一圓圈。

【0037】 與本發明相關之工作表明，可在完成一受試者之一眼睛之刺激物治療之後(例如，在完成一刺激物治療之約一小時內)量測並偵測軸向長度或脈絡膜厚度之一或多個之改變。在一些實施例中，藉由在刺激終止之後立即量測受試者之軸向長度及脈絡膜厚度而量測軸向長度及脈絡膜厚度之暫態改變。一刺激物治療之持續時間可為任何適合持續時間，諸如(例如)持續時間自1至6小時且可在自60至90分鐘之一範圍內。在一些實施例中，執行治療且在當地時間早晨量測暫態改變。在一些實施例中，軸向長度之暫態改變包括在治療當天開始治療之前量測之一第一軸向長度與在治療當天在完成使用刺激物治療之後量測之一第二軸向長度之間的一差異。在一些實施例中，來自一或多個治療作業階段之暫態改變被用作輸入以判定用於抑制近視加深之一特定裝置組態是否有效。替代地或組合地，暫態改變亦可用於改良設備之一或多個參數，諸如失焦之量值、經投射近視失焦影像之亮度、經投射影像之色度及刺激之其他特性，如本文中描述。

【0038】 本發明者已根據本發明進行臨床研究且量測軸向長度之暫態改變。已在一臨床研究中量測根據本發明之回應於一刺激物之軸向長度之暫態改變，如本文中描述。

【0039】 在一些實施例中，軸向長度、脈絡膜厚度或屈光資料之一

或多者的一暫態改變被用作治療設備之長期臨床驗證之一代理。回應於治療之暫態改變可在任何適合持續時間內量測，諸如在同一天之治療之前及之後或一更長持續時間，諸如在複數天之治療之前及複數天之治療之後，諸如在治療之後一週或複數天之治療之後一個月。在一些實施例中，在一週或一個月之持續時間內之治療包括在持續時間之天數之至少一半(例如在一週之至少4天或一個月之至少16天)之一治療。

【0040】 回應於治療之暫態改變可以任何適合方式量測，諸如眼睛之屈光資料、眼睛之軸向長度或眼睛之脈絡膜厚度之一或多者。屈光資料可包括與眼睛之屈光性質相關之任何適合資料，諸如用於視網膜之經照明位置之球體、圓柱體、軸、像差、球面像差、彗形像差三葉、波前資料、任尼克(Zernike)係數或波前圖之一或多者。屈光資料可使用任何適當設備量測，諸如一綜合屈光檢查儀、試驗鏡片、一自動屈光計、一寬場自動屈光計、一窄場自動屈光計、一掃描狹縫自動屈光計、一像差計或一波前感測器。在一些實施例中，使用一自然瞳孔量測屈光資料。替代地或組合地，當眼睛已使用一散瞳劑擴張時，可使用一經擴張瞳孔量測屈光資料以提供睫狀肌麻痹屈光資料。可使用量測眼睛之自角膜至視網膜之長度之任何適當儀器(諸如一光學相干斷層攝影(OCT)生物計)量測軸向長度及脈絡膜厚度。可使用量測軸向長度之一類似儀器或相同儀器量測脈絡膜厚度。

【0041】 圖1A展示用於減少近視加深或至少部分逆轉近視加深之一或多者之一視網膜刺激裝置。裝置包括用於支撐複數個光源之一鏡片10。複數個光源可耦合至一或多個光學組件以向視網膜提供一刺激物，如本文中描述。在一些實施例中，鏡片10包括一眼鏡鏡片72。在一些實施例中，鏡片10經塑形以矯正使用者之球面及柱面屈光不正以透過鏡片提供經

矯正視敏度。複數個光源可包括投影單元12或一顯示器74 (諸如一近眼顯示器)之一或多者。複數個光源繞鏡片之中心部分配置以便向視網膜之一外部位置(諸如周邊視網膜)提供光刺激，如本文中描述。在一些實施例中，光源定位於一近似環形區域中以便向周邊視網膜提供刺激。光源可以一大體上環形圖案(例如以象限)配置以便對應於黃斑外部之周邊視網膜之象限。複數個光源之各者可經組態以使用一適當刺激物圖案將一圖案投射於視網膜前方，如本文中描述。在一些實施例中，來自光源之光穿過眼睛之一光軸以便在視網膜之與光源相對之一側上之一位置處刺激視網膜。

【0042】 在一些實施例中，投影單元12經組態以發射光線以進入眼睛之瞳孔而無實質混疊。在一些實施例中，眼睛之瞳孔可藉由適當量之照明或散瞳劑之應用而放大使得視網膜表面之一更大區域可由藉由投影單元12投射之刺激物接取。

【0043】 在一些實施例中，複數個光源經組態以在使用者觀察一物件時保持靜態。替代地，光源可經組態以回應於眼睛移動而(例如)使用像素之選擇性啟動而移動，如本文中描述。

【0044】 雖然參考支撐在一鏡片上之複數個光源，但光源可支撐在任何適合光學透射基板(諸如一光束分離器或一實質上平坦光學組件)上，且光源可包括一像素顯示器(諸如一AR或VR顯示器)之光源。在一些實施例中，顯示器72包括經選擇性地啟動以向視網膜提供一刺激物之像素94，如本文中描述。替代地或組合地，投影單元12可包括用於向視網膜提供刺激物之一成形結構，如本文中描述。

【0045】 在一些實施例中，像素經組態以發射複數個色彩，使得經投射光可經組合以產生任何適合色彩或色調，諸如(例如)白光。

【0046】 在一些實施例中，複數個光源由一頭戴式支撐件(諸如眼鏡70上之眼鏡框76)支撐。

【0047】 圖1B及圖1C描繪用於治療眼睛之屈光不正(諸如球面屈光不正)之眼鏡70，儘管如本文中描述之任何適合視力裝置可根據本文中揭示之實施例適當地修改。複數個光源可耦合至一或多個光學組件以向視網膜提供一刺激物，如本文中描述。眼鏡70可包括市售擴增實境眼鏡之一或多個組件。眼鏡70可包括用於視網膜刺激之一或多個顯示器72。近眼顯示器72可安裝至鏡片74。鏡片74可為藉由眼鏡框76支撐之眼鏡鏡片。鏡片74可為一矯正或非矯正鏡片。鏡片74可為一平光鏡片、一球面矯正鏡片、一像散矯正鏡片或一稜鏡矯正鏡片。在一些實施例中，近眼顯示器遠離一光學區定位以提供清晰中心直覺。一光軸可自受試者注視之一物件沿著一視線延伸穿過鏡片74至眼睛之一中央凹。在一些實施例中，眼鏡70包括適用於根據本發明併入之一眼動儀。近眼顯示器72可經程式化以選擇性地啟動像素94以便向視網膜提供周邊刺激，如本文中描述。在一些實施例中，承載微鏡片之一塑膠基板之一層附接至微型顯示器以便在視網膜處產生所要位準之失焦及刺激。可選擇性啟動之像素可包括可選擇性地一起啟動之像素之一群組，例如，像素94a之一第一群組、像素94b之一第二群組、像素94c之一第三群組及像素94d之一第四群組。像素群組可經配置以提供相對於受試者之一視線之一適當偏心率以便提供周邊視網膜刺激，如本文中描述。

【0048】 在一些實施例中，一近眼顯示器72包括一微型顯示器及一微光學器件之一組合。在一些實施例中，微光學器件經組態以收集、實質上準直且聚焦自微型顯示器發出之光線。在一些實施例中，微光學器件經

組態以在視網膜前方或後方形成一影像，如本文中描述。在一些實施例中，近眼顯示器距眼睛之入射瞳孔之距離在自約10 mm至約30 mm之一範圍內，例如約15 mm。微型顯示器可放置於一透明基板(諸如眼鏡70之鏡片74之前或後表面)上。當微型顯示器放置於鏡片74之前表面上時，接著微型顯示器之焦點可受鏡片74之後表面上之柱面矯正影響。

【0049】 在一些實施例中，一微型顯示器中之像素之焦點可基於其等在鏡片74上之位置及由鏡片在該區域中提供之屈光矯正而變化。在一些實施例中，像素之焦點可係固定的。在一些實施例中，像素之焦點可基於角膜之經感測位置而變化以考量角膜及眼睛之晶狀體之屈光。在一些實施例中，像素經失焦以在視網膜上產生直徑為約1 mm之一失焦點。

【0050】 由近眼顯示器之微型顯示器中之像素94發射之光可在被引導至眼睛之瞳孔之前被實質上準直或聚焦之一或多者。在一些實施例中，一微鏡片陣列與近眼顯示器之像素對準，使得來自近眼顯示器之光線可進入瞳孔且在視網膜前方或後方形成一影像。在一些實施例中，近眼顯示器之寬度對應於一受試者之視場。在一些實施例中，近眼顯示器之範圍可實質上類似於眼鏡70之鏡片74之範圍。

【0051】 在一些實施例中，裝置提供未受損中心視力，使得使用者之生活品質及視力品質不受不利影響。在一些實施例中，中心視力包括覆蓋黃斑之+/-5度或更大、較佳+/-7.5度或更大(諸如+/-12.5度)之一視場，而用於固定之中央凹視力具有+/-1.0度之一視場。在一些實施例中，失焦影像在視網膜之一外部部分處朝向視網膜之周邊(例如，在與中央凹偏心自15度(全角，或+/-7.5度)至40度(全角，或+/-20度)之一範圍內)經投射且可在自20度至40度之一範圍內，例如在自20度至30度之一範圍內。在一

些實施例中，微型顯示器72不阻礙中心視力視場。在一些實施例中，像素94不阻礙中心視力視場。

【0052】 在一些實施例中，微型顯示器及光學器件經組態以將光投射至視網膜之外部區域上，該等外部區域足夠遠離中央凹使得即使在眼睛移動之情況下，照明仍保持實質上固定。在一些實施例中，監測注視點且(例如)藉由使用一處理器進行之一運算而判定待在微型顯示器上啟動之像素之所要位置，使得將一影像投射在視網膜上之所要位置處，從而容許相同視網膜位置處之持續刺激。在一些實施例中，藉由監測眼睛相對於主要位置之水平、垂直及扭轉位移而計算眼鏡平面或微型顯示器之平面上之注視點。

【0053】 可以許多方式(例如使用一眼睛位置感測器，諸如一磁性感測器或一光學感測器)判定注視點。在一些實施例中，嵌入眼鏡框中之一搜尋線圈用於追蹤眼睛移動。嵌入眼鏡框中之線圈可耦合至放置於眼睛上之一磁性結構，諸如一隱形鏡片上之一線圈、植入眼睛中之一線圈、一隱形鏡片上之一磁性材料或植入眼睛中之一磁性材料之一或多者。在一些實施例中，感測器包括一光學感測器(諸如一位置靈敏偵測器或一陣列感測器)以光學地量測眼睛之一位置。光學感測器可經組態以依許多方式量測眼睛之一位置，例如經組態以量測來自一光源、一瞳孔、一角膜緣或一鞏膜之一角膜反射之一或多者之一位置。眼睛框可支撐一額外光源以照明眼睛，例如以產生一角膜反射。來自感測器之資料可提供同軸視角膜光反射(「CSCLR」)之位置，及因此視軸之方向及中央凹之位置。注視點、視軸、光軸、眼結及CSCLR在J CATARACT REFRACT SURG中之「Ocular axes and angles: time for better understanding」，Srinivasan,

S.-第42卷，2016年3月中描述。在一些實施例中，使用眼睛位置感測器之處理器可經組態以調整光學器件(諸如微型顯示器中之像素)以減少回應於眼睛移動之視網膜之經刺激位置之移動。在一些實施例中，基於來自眼睛位置感測器之資訊自中央凹運算周邊影像之目標位置且一即時光線追蹤計算提供待在微型顯示器中啟動之像素之位置。用於回應於眼睛移動而選擇性地切換至第二複數個像素之時間可為小於100毫秒，例如小於20毫秒。

【0054】 在一些實施例中，待啟動以朝向視網膜之周邊形成外部影像之微型顯示器中之像素之位置係自眼鏡光學器件之光學中心參考，此係因為其係主要凝視時之注視點。在一些實施例中，藉由考量相對於眼睛在主要凝視時之位置之眼睛移動且參考新注視點計算待啟動之像素之位置而計算注視點之位置。例如，圖1B展示當一受試者正在水平向前直視(所謂的主要凝視)時之主動像素94，而圖1C展示當一受試者正在向上及向左看時之主動像素94。在此一情況中，像素陣列之形狀可係相同的，但向上且向左平移，或陣列之形狀可改變。

【0055】 在一些實施例中，裝置係雙目的且包括用於使用者之各眼睛之一微型顯示器及光學器件。微型顯示器可與一或多個微型光學組件光學地耦合，該一或多個微型光學組件經設計以在藉由微型顯示器之像素產生且呈現會聚之照明進入瞳孔之前實質上準直該照明。

【0056】 在一些實施例中，一顯示器72安裝於一眼鏡鏡片之外側上且與眼鏡鏡片光學器件對準使得近眼顯示器可提供+/-40度或更大之一視場，使得微型顯示器可繼續為正常範圍之眼睛移動(通常橫向+/-15度及垂直+10至-20度，包含當閱讀或觀察附近物件時向下凝視)提供周邊視網膜刺激。在一些實施例中，來自微型顯示器之光經透射穿過眼鏡鏡片光學器

件且提供使用者之屈光矯正。

【0057】 在一些實施例中，光學系統經組態以在視網膜前方形成影像且包括一單一微鏡片(小透鏡)、複數個微鏡片(小透鏡陣列)、一複合鏡片(諸如一加博(Gabor)鏡片、一微稜鏡或一微鏡)或其等之一組合之一或多者。在一些實施例中，光隔板及微鏡經配置以確保未由微光學器件捕獲之光之量實質上減少(例如，最小化)以便減少雜散光及自顯示器之前側逸出之光。

【0058】 在一些實施例中，小於10% (0.1)之一像素填充因數足夠稀疏以提供中央凹及黃斑影像之一清晰視圖。在一些實施例中，填充因數在0.01至0.3之範圍中且可在自0.05至0.20之一範圍內。例如，具有5微米之像素大小及20微米之一像素節距之像素之一陣列導致0.06之一填充因數。一低填充因數亦可降低製造程序之複雜性且降低此等微光學顯示器之成本。

【0059】 在一些實施例中，微光學陣列經設計以與顯示器光學對準，使得來自一單一或複數個像素94之光可經收集、準直且聚焦以在主要凝視時經引導至使用者之瞳孔。此等微光學元件之密度可控制近眼顯示器之整體可視性。在一些實施例中，微光學器件具有一低填充因數(較佳等於或小於0.1)使得透過近眼顯示器之整體光透射對於使用者將係可接受的且容許受試者觀察物件。

【0060】 在一些實施例中，例如，裝置包括可藉由光電組件利用(例如)可自一個折射率切換至另一折射率或自一個偏振切換至另一偏振之一液晶或一基於LC之材料而在一平光(無光學屈光度)狀態與一經啟動狀態之間切換之一可切換微光學陣列。在一些實施例中，微光學陣列在未被啟動

時不散射光或使真實世界之影像失真。

【0061】 在一些實施例中，待啟動以朝向視網膜之周邊形成外部影像之微型顯示器中之像素之位置係自眼鏡光學器件之光學中心參考，此係因為其係主要凝視時之注視點。在一些實施例中，藉由考量相對於眼睛在主要凝視時之位置之眼睛移動且參考新注視點計算待啟動之像素之位置而計算注視點之位置。

【0062】 在一些實施例中，複數個像素經啟動以形成藉由微光學器件成像之光源。微光學器件之光學設計及其與微型顯示器之分離可經組態以提供影像傳送系統之焦距、投射於視網膜上之影像之影像放大率及由繞射引起之模糊，如量測為光學傳送系統之Airy盤直徑。

【0063】 與本發明相關之工作表明，視網膜感知由存在於失焦影像中之較高階像差引起之影像模糊之改變(除球面失焦之外)，包含對失焦符號敏感之縱向色差(LCA)、較高階球面像差、像散等。基於本文中提供之教示，一般技術者可進行實驗以判定當裝置之焦深大於或接近等於失焦之量值時，視網膜是否可辨識一近視模糊與一遠視模糊。例如，如本文中描述之裝置可近似地經組態以提供適當位置處之適當量之失焦。

【0064】 裝置可經組態以提供限制與經應用近視失焦之量值及依據失焦之量值而變化之影像模糊之改變速率或影像清晰度梯度相關之影像解析度及焦深之適當影像放大率、繞射。

【0065】 在一些實施例中，近眼顯示器經組態以為舒適的視力提供中央凹及黃斑影像之一清晰、實質上未失真視場。在一些實施例中，例如，中心影像之視場係至少+/-5度且可更大(例如，+/-12度)例如以便考量不同使用者之瞳距(IPD)之差異。可在使一實質上透明近眼顯示器透明之

情況下且藉由減小微型顯示器中之發光像素之填充因數而提供真實影像之影像品質及視場。在一些實施例中，小於10% (0.1)之一填充因數足夠稀疏以提供中央凹及黃斑影像之一清晰視圖。在一些實施例中，填充因數在0.01至0.3之範圍中且可在自0.05至0.20之一範圍內。例如，具有5微米之像素大小及20微米之一像素節距之像素之一陣列將導致0.06之一填充因數。一低填充因數亦可降低製造程序之複雜性且降低此等微光學顯示器之成本。

【0066】 在一些實施例中，微光學陣列經設計以與顯示器光學對準，使得來自一單一或複數個像素之光可經收集、準直且聚焦以在主要凝視時經引導至使用者之瞳孔。此等微光學元件之群體密度可控制近眼顯示器之整體可視性。在一些實施例中，微光學器件具有一低填充因數(較佳等於或小於0.1)使得透過近眼顯示器之整體光透射對於使用者將係可接受的。

【0067】 在一些實施例中，例如，裝置包括可藉由光電組件利用(例如)可自一個折射率切換至另一折射率或自一個偏振切換至另一偏振之一液晶或一基於LC之材料而在一平光(無光學屈光度)狀態與一經啟動狀態之間切換之一可切換微光學陣列。在一些實施例中，微光學陣列在未被啟動時不散射光或使真實世界之影像失真。

【0068】 圖2A及圖2B描繪包括複數個光源之一隱形鏡片10，該複數個光源經組態以在視網膜上遠離包含黃斑之中心場投射一失焦影像以便刺激脈絡膜厚度的一改變。複數個光源可耦合至一或多個光學組件以向視網膜提供一刺激物，如本文中描述。雖然參考一隱形鏡片，但鏡片10可包括一投影機、一眼科裝備、一TV螢幕、一電腦螢幕、一擴增實境顯示

器、一虛擬實境顯示器、一手持式裝置(諸如一智慧型電話)、一穿戴型裝置(諸如一眼鏡鏡片)、一近眼顯示器、一頭戴式顯示器、一護目鏡、一隱形鏡片、一角膜覆蓋物、一角膜鑲嵌物、一角膜假體或一人工晶狀體之一或多者之一鏡片。

【0069】 此隱形鏡片10包括含有嵌入式電子器件及光學器件之一基底或載體隱形鏡片。基底軟性隱形鏡片10由經設計為持久佩戴舒適之一生物相容材料(諸如水凝膠或矽水凝膠聚合物)製成。隱形鏡片包括一橫跨最大整體距離，例如一直徑13。生物相容材料可囊封軟性隱形鏡片10之組件。在一些實施例中，隱形鏡片10具有經設計以在許多照明條件下覆蓋一使用者之眼睛之瞳孔之一中心光學區14。在一些實施例中，光學區包括使用一半徑15界定之一圓形區。在一些實施例中，複數個投影單元12定位成與光學區之一中心相距一距離17。複數個投影單元12之各者包括一橫跨距離19。在一些實施例中，投影單元之間的距離經定大小以將投影單元放置於光學區外部以刺激視網膜之一周邊區域，儘管投影單元亦可放置於光學區內部以刺激周邊視網膜，如本文中描述。

【0070】 光學區14可針對眼睛之瞳孔及治療期間之照明條件經適當地定大小。在一些實施例中，例如，當隱形鏡片經組態以用於在白天期間使用時，光學區包括6 mm之一直徑。光學區14可具有在自6 mm至9 mm之一範圍內(例如在自7.0 mm至8.0 mm之一範圍內)之一直徑。中心光學區14經設計以向使用者提供正視矯正或其他適合矯正且可具備球面及像散矯正兩者。中心光學區14由一外部環形區(諸如具有在2.5 mm至3.0 mm之一範圍中之寬度之一周邊區16)外切。周邊區16 (有時稱為混合區)主要經設計以提供與角膜之一良好配合(包含良好中心性及最小去中心性)。外部

環形區由具有在自0.5 mm至1.0 mm之範圍內之寬度之一最外邊緣區18包圍。光學區14經組態以提供屈光矯正且在設計上可為球面、複曲面或多焦點的，例如具有20/20或更佳之一視敏度。光學區14周邊之外部環形區經組態以配合角膜曲率且可包括用於平移及旋轉穩定性之旋轉穩定區，同時容許隱形鏡片10在眨眼之後在眼睛上移動。邊緣區18可包括在自0.05 mm至0.15 mm之一範圍內之一厚度且可以一楔形結束。軟隱形鏡片10之整體直徑13可在自12.5 mm至15.0 mm之一範圍內，例如在自13.5 mm至14.8 mm之一範圍內。

【0071】 隱形鏡片10包含複數個嵌入式投影單元12。複數個投影單元12之各者包括一光源及用於將光聚焦於視網膜前方之一或多個光學器件，如本文中描述。光學器件之各者可包括一鏡、複數個鏡、一鏡片、複數個鏡片、一折射光學器件、一菲涅爾(Fresnel)鏡片、一光管或一波導之一或多者。隱形鏡片10可包括一電池20及一感測器22。隱形鏡片10可包括一撓曲印刷電路板(PCB) 24，且一處理器可安裝於撓曲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。軟性隱形鏡片10亦可包括無線通訊電路及用於進行電子通訊及用於對隱形鏡片10之電池20進行感應充電之一或多個天線41。雖然參考一電池20，但隱形鏡片10可包括任何適合能量儲存裝置。

【0072】 投影單元12可經組態以如本文中描述般將失焦影像提供至視網膜之周邊部分且可包含光源及投影光學器件。在一些實施例中，一或多個投影光學器件經組態以具有光源以將一失焦影像自光源投射至遠離包含黃斑之中心視力場之周邊視網膜上以便刺激脈絡膜厚度的一改變，諸如脈絡膜厚度之一增加或減小。一或多個投影單元12可經組態以刺激視網膜

而不使中心視力及形成於視網膜之中央凹或黃斑區域之一或多者上之對應影像降級。在一些實施例中，一或多個投影光學器件不降低規定用於矯正使用者之屈光不正之視力矯正光學器件之影像形成特性。此組態可容許使用者在自失焦影像接收療法時具有良好視敏度，如本文中描述。

【0073】 在一些實施例中，來自投影單元12之光源之光藉由一或多個投影光學器件實質上準直及聚焦，如本文中描述。光源及投影光學器件之功能係實質上準直由光源發射之光且將其引導於經設計以在視網膜前方或後方之一焦點處以提供適當失焦以刺激脈絡膜厚度的一改變。例如，針對近視失焦，聚焦影像可呈現在周邊視網膜前方大約1.5 mm至2.5 mm，且近視達約2.0 D至5.0 D (例如，2.0 D至4.0 D，或較佳2.5 D至3.5 D)。例如，針對遠視失焦，聚焦影像可呈現在周邊視網膜後方大約1.5 mm至2.5 mm以便遠視達約-2.0 D至-5.0 D，例如-2.0 D至-4.0 D，或較佳-2.5 D至-3.5 D。

【0074】 複數個刺激物及清晰區可經配置以容許相對於投影光學器件及清晰區之眼睛移動，此可良好適用於其中眼睛相對於投影光學器件之實施例中，諸如眼鏡、AR及VR應用。根據一些實施例，來自投影單元之光可相對於眼睛之一光軸以一傾斜角度定向以便進入瞳孔同時維持實質上大於瞳孔之一清晰中心視力區以便提供清晰區之一大視場，例如，一大眼盒。清晰區可以許多方式定尺寸，且可包括一圓形區、一卵形、一方形區或一矩形區。在一些實施例中，眼盒可為5.0 mm乘4.0 mm。在一些實施例中，清晰區包括可為15 mm乘4.0 mm之一眼盒。一較大清晰觀察區(例如，一較大眼盒)容許一更大位準之眼睛移動而(例如)在眼睛改變凝視方向且藉由眼盒界定之清晰觀察區保持靜止時，瞳孔之邊緣不阻擋刺激物。

在一些實施例中，刺激物投射至眼睛中之傾斜角度取決於眼盒之大小。

【0075】 根據一些實施例，鏡片10或其他適合光學支撐結構包括包含投影光學器件及微型顯示器作為光源之投影單元。微型顯示器可包括一OLED (有機發光二極體)或微LED之一陣列。由此等顯示器發射之光可為朗伯的(Lambertian)。在一些實施例中，微型顯示器光學上耦合至實質上準直且聚焦自微型顯示器發出之光之一微光學陣列。微型顯示器可包括一或多個微型化像素。在一些實施例中，微型顯示器形成藉由一像素大小及一像素節距特性化之一擴展像素陣列，其中像素大小及像素節距一起對應於微型顯示器之一填充因數。如本文中描述，例如，各像素可具有在自約2微米至約100微米之一範圍內之一大小，且像素節距可在自10微米至1.0 mm之範圍內。對應填充因數可在自0.1%至10%或更大之範圍內。在其中可期望真實世界觀看之一些實施例中，一較小填充因數阻擋來自真實環境之更少光且提供一更大位準之舒適度及視力。替代地或組合地，一較大填充因數可增強刺激物之整體亮度且可良好適用於不依賴於真實世界觀察及全方位視力之應用。在一些實施例中，光學陣列與一微光學陣列光學地耦合以便實質上準直且聚焦來自像素之光。

【0076】 根據一些實施例，鏡片10或其他適合光學支撐結構包括包含投影光學器件及微型顯示器作為光源之投影單元。微型顯示器可包括一OLED (有機發光二極體)或微LED之一陣列。由此等顯示器發射之光可為朗伯的。在一些實施例中，微型顯示器光學上耦合至實質上準直且聚焦自微型顯示器發出之光之一微光學陣列。微型顯示器可包括一或多個微型化像素。在一些實施例中，微型顯示器形成藉由一像素大小及一像素節距特性化之一擴展像素陣列，其中像素大小及像素節距一起對應於微型顯示器

之一填充因數。如本文中描述，例如，各像素可具有在自約2微米至約100微米之一範圍內之一大小，且像素節距可在自10微米至1.0 mm之範圍內。對應填充因數可在自0.1%至10%之範圍內。在一些實施例中，光學陣列與一微光學陣列光學地耦合以便實質上準直且聚焦來自像素之光。

【0077】 藉由此等顯示器產生之影像經失焦且可在眼睛之視場之四個象限(例如，鼻下、鼻上、顳下及顳上)中對稱地放置。微型顯示器可定位成遠離鏡片之光學中心達自1.5 mm至4.0 mm，較佳2.5 mm至3.5 mm之一範圍內之一距離。隱形鏡片之中心光學器件可經選擇以將使用者帶至正視，且可具有在3.0至5.0 mm之一範圍內之一直徑。在一些實施例中，各微型顯示器之形狀可為圓形、矩形或弧形的且具有在自0.01 mm^2至8.0 mm^2之一範圍內(例如在自1 mm^2至8 mm^2之一範圍內，或較佳在自1.0 mm^2至4.0 mm^2之一範圍內)之一面積。

【0078】 微型顯示器可耦合至矯正光學器件(諸如一隱形鏡片或一眼鏡鏡片、一擴增實境(「AR」)耳機或一虛擬實境(「VR」)耳機)之本體且使用矯正光學器件之本體支撐。在一些實施例中，微型顯示器耦合至一眼內鏡片、一角膜假體、一角膜覆蓋物或一角膜鑲嵌物之一或多者且使用該一或多者支撐。例如，本文中參考一隱形鏡片描述之光學組態可類似地與一眼內鏡片、一角膜假體、一角膜覆蓋物或一角膜鑲嵌物之一或多者一起使用。

【0079】 在一些實施例中，微型顯示器及微光學陣列在同一矯正光學器件上彼此緊鄰安裝，分離達一固定距離以便將一束光線以其在視網膜上之一所要位置處形成一失焦影像之一定向上投射至眼睛之瞳孔，如本文中描述。在一些實施例中，一或多個投影光學器件安裝於一或多個矯正光

學器件上或中使得來自投影光學器件之光線透過矯正光學器件折射。矯正光學器件折射來自投影光學器件之光線以會聚或發散以有助於清晰視力，使得微光學陣列可提供取決於所要失焦之量值及符號而為正或負之所要量值之額外屈光度。例如，微型顯示器可為單色或多色的。

【0080】 在一些實施例中，經投射失焦影像可由包括一螢幕(包括一LCD螢幕、由OLEDS（有機發光二極體）、TOLEDS、AMOLEDS、PMOLEDS或QLEDS驅動之一螢幕之一或多者)之一微型顯示器提供。

【0081】 圖3展示一視網膜刺激裝置(諸如如圖1A至圖2B中之一鏡片10)之組件之功能之系統圖式。此等組件可使用PCB 24支撐。例如，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鏡片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(例如)使用來自感測器22之信號之一編碼序列偵測來自感測器22之對應於強度之一增加、強度之一減小之信號或來自感測器22之一開/關信號。處理器耦合至可包括一光源30及光學器件32之光投影單元18以提供投影功能31。例如，處理器可耦合至複數個光源30 (例如，投影單元12或一或多個顯示器72)以回應於至感測器22之使用者輸入而控制各光源30。

【0082】 視網膜刺激裝置可包括用於判定使用者之位置之全球定位系統(GPS)電路及用於量測身體移動(諸如頭部移動)之一加速度計。視網膜刺激裝置可包括耦合至GPS或加速度計之一或多者以接收且儲存經量測資料之一處理器。在一些實施例中，一處理器使用GPS連同一本地時鐘(保持本地時間之時鐘)以運算佩戴者之眼睛之軸向長度之日變化之出現。

在一些實施例中，可使刺激物之應用與日變化下最大軸向長度之出現一致。視網膜刺激裝置可包括通訊電路(諸如無線通訊電路(例如，藍牙或WIFI)或有線通訊電路(例如，一USB))以便將來自裝置之資料傳輸至一遠端伺服器(諸如一基於雲端之資料儲存系統)。資料至遠端伺服器之此傳輸可容許待遠端監測之使用者之治療及順應性。在一些實施例中，處理器包括一圖形處理單元(GPU)。GPU可用於有效且快速地處理來自網頁之內容以便在形成刺激物時利用此內容，如本文中描述。

【0083】 如本文中描述之用於視網膜刺激之方法及設備可以許多方式經組態且可包括用於鼓勵一使用者接收療法之一或多個屬性。例如，如本文中描述之視網膜刺激可與一遊戲之一顯示器組合以鼓勵一使用者佩戴治療裝置。在一些實施例中，視網膜刺激可與另一刺激物(諸如一表情符號)組合以鼓勵一使用者佩戴裝置以進行治療。系統之組件可與一遊戲或其他刺激物通訊或接收來自一遊戲或其他刺激物之資訊以促進使用遊戲或刺激物進行視網膜刺激。

【0084】 在以下案中描述適合根據本發明併入之用於投射刺激物之適合光學組態及組件之額外實例(諸如光管、反射器及鏡)：2019年7月26日申請之標題為「ELECTRONIC CONTACT LENS TO DECREASE MYOPIA PROGRESSION」之PCT/US2019/043692，其在2020年2月6日發表為WO2020028177A1；及2021年7月31日申請之標題為「DEVICE FOR PROJECTING IMAGES ON THE RETINA」之PCT/US2020/044571，其在2021年2月4日發表為WO/2021/022193，該等案之完整揭示內容先前已以引用的方式併入本文中。

【0085】 圖4展示包括用於提供清晰視力之一內部區及用於提供失

焦以治療屈光不正之一外部區之一鏡片，諸如一隱形鏡片或眼鏡。鏡片400包括經組態以向佩戴者之眼睛提供清晰視力之一清晰內部區410 (例如，一清晰中心區)及經組態以將影像聚焦於視網膜前方之一外部區420。在一些實施例中，內部區410包括鏡片400之一中心412。例如，內部區410可包括一遠視矯正、一近視矯正、一中間矯正或一漸進加法矯正之一或多者。外部區420可包括用於將影像聚焦於視網膜前方之任何適合光學結構且可包括繞清晰區410延伸之一環形區。鏡片400可包括任何適合鏡片材料，諸如(例如)玻璃、塑膠或聚碳酸酯。在一些實施例中，內部區410包括用於矯正眼睛之一屈光不正之光學屈光度，其中光學屈光度由鏡片400之曲率、繞射結構(諸如階梯光柵)或折射結構(諸如菲涅爾鏡片)之一或多者提供。在一些實施例中，外部區420包括大於清晰區410之光學屈光度以將影像聚焦於視網膜前方以治療眼睛之屈光不正之一加深。

【0086】 在一些實施例中，外部區420包括用於將一刺激物之一影像聚焦至遠離視網膜之一位置處之視網膜前方或後方之一位置以在視網膜處之遠離中央凹之一位置處提供刺激物之一模糊影像。一或多個光學結構包括一鏡片、一稜鏡、一楔、一光學玻璃片、一繞射光學器件、一菲涅爾鏡片、複數個階梯光柵、一非球面輪廓、一液晶、複數個小透鏡、正光學屈光度之複數個區域、具有經增加光學屈光度之複數個環形區域或在具有經增加光學屈光度之區域之間延伸之複數個間隙之一或多者。

【0087】 在一些實施例中，一或多個光學結構包括用於提供第一刺激物之一第一光學結構及用於提供第二刺激物之一第二光學結構，第二光學結構回應於在如本文中描述之治療之前及之後之眼睛之光學性質之比較而經組態。在一些實施例中，第二光學結構回應於比較而經組態以具有一

焦距、一傾斜角、一繞射圖案、一階梯光柵圖案、一非球面輪廓、一液晶折射率改變、正光學屈光度之區域之位置或間隙之一或多者。在以下專利申請案中描述適合液晶材料及光學性質之實例：2021年6月7日申請之標題為「STICK ON DEVICES USING PERIPHERAL DEFOCUS TO TREAT PROGRESSIVE REFRACTIVE ERROR」之PCT/US2021/036102；及2021年5月13日申請之標題為「ELECTRO-SWITCHABLE SPECTACLES FOR MYOPIA TREATMENT」之PCT/US2021/032162，該等案之完整揭示內容先前已以引用的方式併入本文中。

【0088】 清晰區410可以任何適合方式定大小以治療眼睛之屈光不正之加深且提供清晰觀察。在一些實施例中，例如，清晰區包括在清晰區距瞳孔之距離處對應於10至15度之半徑且可包括一眼鏡上在自約7 mm至約12 mm之一範圍內之尺寸。

【0089】 外部區420可包括用於提供經增加光學屈光度之可以任何適合方式組態以提供經增加光學屈光度之一光學結構，且可包括曲率、一非球面輪廓、繞射結構(諸如階梯光柵)或折射結構(諸如菲涅爾鏡片)之一或多者。在一些實施例中，外部區420包括一黏著層以提供額外屈光力。在一些實施例中，清晰內部區410由形成於外部區420之一黏著層中之一孔隙界定。例如，外部層可包括經組態以提供額外光學屈光度之鏡片材料之一層，諸如商業上可購自3M Health Care之菲涅爾「壓入」鏡片。區420中之額外屈光度之量可包括任何適合量之屈光度，例如在自約+2 D至約+6 D之一範圍內之一球面光學屈光度。

【0090】 雖然參考包括一黏著層之外部區420，但可使用任何適合

結構以提供近焦點，諸如在市售鏡片中使用之結構。

【0091】 圖5展示其中外部區420包括複數個小透鏡430之鏡片400。複數個小透鏡430可包括用於將影像聚焦於視網膜前方之任何適合光學屈光度。例如，小透鏡可包括在自約+2 D至約+6 D之一範圍內之一光學屈光度。在一些實施例中，一或多個間隙432在小透鏡之間延伸，該等小透鏡具有間隙在其中延伸之鏡片之光學屈光度。間隙之大小及間距可經組態使得小透鏡包括外部區420之一部分及區420之一適當百分比以便提供近視矯正與外部區之刺激物之一適當比率。

【0092】 圖6展示一鏡片400，其中外部區420包括複數個分離正區440以將來自外部區420之光聚焦於視網膜前方。複數個正區440可包括用於將影像聚焦於視網膜前方之任何適合光學屈光度。例如，正區440可包括在自約+2 D至約+6 D之一範圍內之一光學屈光度。在一些實施例中，一或多個間隙442在正區之間延伸。間隙在其中延伸之鏡片之光學屈光度類似於區410之光學屈光度。間隙之大小及間距可經組態使得正區440包括外部區420之一部分及區420之一適當百分比以便提供近視矯正與外部區之刺激物之一適當比率。

【0093】 可回應於如本文中描述之治療而調整區420之光學屈光度。替代地或組合地，可回應於如本文中描述之治療而調整區420之正光學結構(例如，小透鏡430)之覆蓋範圍之一百分比面積。例如，亦可回應於治療而調整中心清晰區之大小。在一些實施例中，例如，可回應於治療而反轉區420之光學結構之光學屈光度以便將影像投射於視網膜後方。

【0094】 鏡片400可以許多方式經組態以提供如本文中描述之治療。在一些實施例中，例如當在正常日常使用期間佩戴鏡片時，鏡片400

提供一自然場景之觀察。替代地或組合地，鏡片400可與一人工光源(諸如一顯示器)一起使用以便向視網膜提供複數個刺激物，如本文中描述。又，雖然參考鏡片400，但鏡片400可不包括有效光學屈光度，例如具有類似彎曲的前及後表面。

【0095】 雖然參考圖4至圖6中之一鏡片，但光學結構(諸如清晰區410及外部區420)可與任何適合光學結構(諸如(例如)具有如本文中描述之AR及VR裝置之一光學透射基板、一光學玻璃片、一楔、一稜鏡、一鏡或一光束分離器)組合。在一些實施例中，當一使用者觀察具有清晰區410及外部區420之一顯示器時提供治療。又，雖然參考將複數個刺激物聚焦在視網膜前方，但在一些實施例中，區420之光學結構經組態以將複數個刺激物聚焦於視網膜後方而中心區410 (例如)以類似量之失焦將影像聚焦於視網膜上。

【0096】 圖7展示如由一使用者看見之複數個刺激物702及一顯示器706上之一影像704。刺激物702定位於一顯示器706周圍，其中顯示器對應於清晰中心視力之一區域，且刺激物對應於使用者之周邊視力，例如黃斑外部之視力。複數個刺激物可以一近視失焦成像於視網膜前方以便提供一刺激物以增加脈絡膜厚度且減少眼睛之軸向長度之生長。

【0097】 刺激物可以如本文中描述之許多方式經組態。在一些實施例中，刺激物包括一暗背景710上之一亮圖案708，例如一黑白圖案。在一些實施例中，刺激物包括一較暗背景上之一多色圖案，諸如一灰色背景或實質上黑色背景上之一白色或接近白色刺激物。在一些實施例中，各刺激物包括一暗背景上之一暗內部區域及一或多個亮外部區域，例如，在一暗背景上通過一白色圓形區域之一暗十字。刺激物可基於其等全域對比度

因數、其等極性(例如，黑色背景上之白色或多色對白色或多色背景上之黑色)經選擇。刺激物可以許多方式經組態且可包括展示於一顯示器上之複數個重複圖示。刺激物可以重複圖示之一圓形或環形圖案配置。刺激物可包括任何適合全域對比度因數，諸如(例如)至少0.5、至少0.7或至少0.8之一全域對比度因數。

【0098】 圖8A展示用於向視網膜提供近視失焦刺激物之一螢幕800上之刺激物702，且圖8B以度數展示視網膜上之近視失焦刺激物之對應尺寸。顯示器上之刺激物之大小與使用者與顯示器之間的距離相關，且可根據觀察距離改變尺寸以向視網膜提供一適當角度橫距。一般技術者可容易執行計算以判定顯示器上之刺激物之大小以提供失焦投射影像之適當角度定大小。

【0099】 如圖8A及圖8B中展示，各刺激物包括對應於視網膜上之一角度照明812 (例如，3.3度)之一橫跨距離802 (例如，18 mm)。刺激物配置於顯示器上以提供具有一橫跨距離806 (例如，橫跨70 mm)之一清晰中心視場804，以便提供具有15度之一橫跨距離814之一未中斷中心視場804。複數個刺激物包括對應於35度之一角度橫距616之一最大橫跨距離615，例如，178 mm。刺激物可以任何適當物件大小配置以便提供視網膜上之適當影像大小。雖然參考特定尺寸，但可(例如)藉由變化距眼睛之距離及對應角度橫距而使用任何適合尺寸。在一些實施例中，刺激物可經配置以提供一清晰中心視場(例如，橫跨15 mm)以便提供15度之一未中斷中心視場。在一些實施例中，複數個刺激物包括對應於35度之一角度橫距之一最大橫跨距離，例如，70 mm。

【0100】 圖9展示描繪一自然場景900之一刺激物702，諸如一環形

花圖案。雖然展示一花圖案，但可使用任何影像。例如，刺激物可替代或組合圖8A及圖8B中展示之刺激物702提供於一顯示器上。圖9中展示之刺激物之尺寸及角度可類似於圖8A及圖8B中展示之刺激物經定尺寸。展示為一暗圓圈之中心視場814可包括(例如)對應於約15度之一橫跨距離，且例如，橫跨環形區域之最大距離806可為約35度。與本發明相關之工作表明，一多色自然場景(諸如一花圖案)對於使用者可為更愉悅的。與本發明相關之工作亦表明，在一些實施例中，雖然可使用其他刺激物，但相較於一黑色背景上之白色圓圈之一環形陣列(其中一黑色十字分割圓形圖示)，多色花場景作為一刺激物可更不有效。

【0101】 圖10展示圖8A至圖9中展示之刺激物之影像對比度及具有紅色(R)、藍色(B)及綠色(G)值之一直方圖。針對如圖9A及圖9B中展示之圓形圖案，直方圖展示在大約255之一強度值之情況下之大約3.5×10^5之刺激物像素之一像素計數。已在直方圖中排除黑色像素以增加圖形表示之清晰度(強度=0)。針對圖9中展示之花圖案，藍色強度分佈展示約50處之一強度峰值、約110處之一紅色峰值及約120處之一綠色峰值，其中計數低於0.5×10^5。

【0102】 在一些實施例中，將對比度定義為影像之最低與最高強度之間的間距。全域對比度因數(GCF)亦可用於定義刺激物影像之對比度。GCF量測如由一人類觀察者感知之細節之豐富性。在一些實施例中，如在以下文獻中描述般判定刺激物之GCF：*Global contrast factor-a new approach to image contrast*，Matkovic, Kresimir等人，2005年；Computational Aesthetics in Graphics, Visualization and Imaging (2005年)；L. Neumann, M. Sbert, B. Gooch, W. Purgathofer (Editors)。

【0103】 所獲得之GCF值如下：

【0104】 花：6.46

【0105】 圓形圖案(b/w)：9.94

【0106】 與本發明相關之工作表明，由於更高GCF，故相較於一田野中之花，黑色背景上之白色圓圈可係較佳地。

【0107】 圖11展示適用於修改及併入為如本文中描述之一刺激物之一影像1100。影像1100可包括一經處理影像以提供一適合空間頻率分佈，如本文中描述。影像可包括一自然影像或一電腦產生影像。影像可經標記以便定義(例如)類似於圖9之一環形刺激物。圖12展示類似於圖11之影像之已經處理以提供一經改良刺激物之一影像1200。此經處理影像可經數位地標記以依適當空間頻率及對比度形成如圖9中展示之一環形刺激物。

【0108】 雖然可以許多方式處理影像，但在一些實施例中，使用一數位空間頻率濾波器處理一影像且調整對比度以便提供具有一適當空間頻率分佈之一影像以產生眼睛之一經改良回應。在程序中之一步驟處，使用具有一長度之一移動平均濾波器(例如，具有一400像素長度之一濾波器)處理影像。在另一步驟處，將RGB影像轉換為一灰階影像。在另一步驟處，根據移動平均影像調整RGB影像。在又一步驟處，將移動平均濾波器重新應用至新影像。在一些實施例中，平滑化亮度之移動平均值。例如，初始影像可具有亮度上之100%之差異，且經調整影像可具有亮度上之一25%之差異。

【0109】 圖13展示圖11之影像之空間頻率分佈之一影像1300。

【0110】 圖14展示圖12之影像(其可用作圖9中之刺激物)之空間頻

率分佈之一影像1400。

【0111】 圖15展示圖8B及圖9中展示之刺激物影像之以循環/度為單位之影像空間頻率及在各頻率下之能量之對數之一曲線圖。在圖15中展示之曲線圖中，展示空間頻譜之平均徑向輪廓，其中振幅對數(任意單位，「au」)與一特定空間頻率之特徵之數密度相關。此曲線圖展示$1/f$、$1/f^2$及$1/f^{0.5}$線以供參考。包括圖9中展示之具有一圓圈之花圖案之經處理影像具有與圖7至圖8B中展示之具有黑色十字之白色圓圈圖案類似之一頻率相依性。此等曲線展示，花圖案及圓圈圖案兩者展現在自約2至10循環/度之中間(例如，中間範圍)頻率下之大約$1/f$之斜率相依性。在一些實施例中，刺激物包括強度之一變化(能量，au)，其具有在自約2至10循環/度之一範圍內之頻率之自$1/f$至$1/f^2$頻率相依性之一範圍內之一頻率相依性。

【0112】 刺激物可以許多方式經組態以具有適當空間頻率分佈，例如，具有空間頻率分佈之一輪廓。在一些實施例中，複數個刺激物之各者包括一長度、邊緣及一強度輪廓分佈以產生如在視網膜前方或後方成像至眼睛中之在$1X10^{-1}$至$2.5X10^{1}$循環/度之一範圍中且視情況在自$1X10^{-1}$至$1X10^{1}$循環/度之一範圍內之空間頻率。在一些實施例中，如成像於眼睛中之複數個刺激物包括以自約$1X10^{-1}$至約$5X10^{0}$循環/度之一空間頻率範圍之空間頻率之一增加提供空間頻率振幅之一減小之一空間頻率分佈。在一些實施例中，針對任意單位之空間頻率振幅，空間頻率強度之減小在自1/(空間頻率)至1/(空間頻率)^{2}之一範圍內。在一些實施例中，空間頻率之範圍係自約$3X10^{-1}$至約$1.0X10^{1}$循環/度且視情況在自約$3X10^{-1}$至約$2.0X10^{0}$之一範圍內且進一步視情況在自約$3X10^{-1}$至約$1.0X10^{0}$之一範圍內。

【0113】 替代或組合空間頻率性質，刺激物可經組態以具有刺激物強度對背景強度之一適當比率。在一些實施例中，複數個失焦刺激物影像之一亮度比環境照明之一亮度高環境照明之亮度之至少3倍，視情況背景照明之亮度之至少5倍，視情況背景照明之亮度之自3至20倍之一範圍內且進一步視情況背景照明之亮度之自5至15倍之一範圍內之一因數。

【0114】 在一些實施例中，包括空間頻率及強度性質之刺激物以與背景照明或環境照明之一或多者之一適當比率呈現。在一些實施例中，如在眼睛中成像之複數個刺激物之各者覆疊至一實質上均勻灰色背景上。在一些實施例中，複數個刺激物之各者包括一較暗背景上之一多色圖示(例如，一白色圖示)以提供對比度，使得圖示具有產生主要在自$1X10^{-1}$循環/度至$2.5X10^{1}$循環/度，且視情況在自$1X10^{-1}$循環/度至$1X10^{1}$循環/度之一範圍中之空間頻率之特徵之一邊緣輪廓或邊緣之一總長度。

【0115】 在2021年6月7日申請之標題為「PROJECTION OF DEFOCUSED IMAGES ON THE PERIPHERAL RETINA TO TREAT REFRACTIVE ERROR」之PCT/US2021/036100中描述適用於根據本發明併入之刺激物及相關聯性質之額外實例，該案之完整揭示內容先前已以引用的方式併入。

【0116】 圖16展示用於治療眼睛之屈光不正之一系統1600。系統1600包括一治療裝置1602，諸如使用一安全雙向通訊協定可操作地耦合至一伺服器1604之一使用者裝置。伺服器1604經組態以使用一安全雙向通訊協定1606與一治療專業人員裝置1608通訊。在一些實施例中，伺服器1604使用一安全雙向通訊協定1606耦合至一照護者裝置1610。在一些實施例中，系統1600包括儲存來自複數個治療之治療參數及結果之一治

療資料庫1612。治療資料庫1612可經組態以使用安全雙向通訊協定1606與伺服器1604通訊。在一些實施例中，系統1600包括經組態以使用一安全雙向通訊協定1606與伺服器通訊之一或多個臨床量測裝置1614。各裝置可使用安全雙向通訊協定1606可操作地耦合至另一裝置。安全通訊可包括傳輸加密資料且資料可以任何適合加密格式儲存之任何適合安全通訊協定。例如，圖16中展示之裝置可經組態以遵守HIPAA及GDPR，如一般技術者將瞭解。伺服器1604可包括任何適合伺服器，諸如一基於雲端之伺服器，其包括可位於不同地理位置處之複數個伺服器。治療資料庫1612可包括伺服器之一組件，雖然其被分開展示。

【0117】 治療裝置1602可以如本文中描述之許多方式經組態，其可包括一使用者裝置，該使用者裝置包括一眼科裝置、一TV螢幕、一電腦螢幕、一虛擬實境(「VR」)顯示器、一擴增實境(「AR」)顯示器、一手持式裝置、一行動運算裝置、一平板運算裝置、一智慧型電話、一佩戴型裝置、一眼鏡鏡片框、一眼鏡鏡片、一近眼顯示器、一頭戴式顯示器、一護目鏡、一隱形鏡片、一可植入裝置、一角膜覆蓋物、一角膜鑲嵌物、一角膜假體或一眼內鏡片之一或多者。例如，治療裝置1602可包括具有光束分離器之一光學系統，如本文中描述。在一些實施例中，治療裝置1602包括一使用者裝置，諸如(例如)一智慧型電話或平板電腦。使用者裝置之顯示器1620可經組態以提供複數個刺激物702，如本文中描述。在一些實施例中，使用者裝置1602包括放置於複數個刺激物702上方之一小透鏡陣列1622，以便在視網膜前方或後方提供刺激物702之一影像，如本文中描述。在一些實施例中，小透鏡陣列之各小透鏡與複數個刺激物之一者對準。使用者裝置可經組態以具有如本文中描述之一清晰觀察區域804

(例如)而不使小透鏡陣列延伸至清晰觀察區域中。清晰觀察區域804可經組態以供使用者觀察影像(諸如視訊)且容許使用者以一實質上正常方式使用裝置(例如)以便使用一網頁瀏覽器、玩視訊遊戲、發送並接收文本及電子郵件等。小透鏡陣列1622可定位於距像素之一定距離處以便提供一適當量之失焦，如本文中描述。在一些實施例中，治療系統1600包括一或多個臨床量測裝置1614。

【0118】 治療專業人員裝置1608可經組態以供治療專業人員接收來自使用者裝置1602之資料(諸如治療資料)。治療資料可包括任何適合治療資料，諸如每天的治療持續時間、每日使用、螢幕時間、啟動刺激物之螢幕時間。治療專業人員裝置1608亦可經組態以發送及接收來自眼科儀器之資料(諸如如本文中描述之屈光資料)以便評估治療效果。治療專業人員裝置1608可經組態以將治療指令傳輸至使用者裝置1602。例如，治療指令可包括如本文中描述之任何適合參數且可包括治療之一持續時間及一時間。與本發明相關之工作表明，晝夜節律可在治療效果中起作用，且治療指令可包括使使用者在一天之一時間或一時間範圍(例如在早晨，例如在其中受試者位於自本地時間約6 am至約9 am之一範圍內之一時間)執行治療之指令。

【0119】 臨床量測裝置1614可包括任何適合臨床量測裝置，諸如(例如)一自動屈光計或一OCT系統之一或多者。替代地或組合地，受試者記錄(諸如顯性屈光)可儲存於臨床網站處且傳輸至伺服器。

【0120】 照護者裝置1610可包括具有一顯示器之任何適合裝置，諸如一智慧型電話或平板電腦。照護者裝置1610可經組態以傳輸並接收與使用者之治療相關之資料。照護者裝置1610可經組態以供一照護者(諸如

一父母)監測治療且促進遵守一治療協定。例如，伺服器1604可經組態以將通知(諸如使用者經排程以進行治療且照護者可與使用者互動以鼓勵使用者接收治療之通知)傳輸至照護者裝置1610。

【0121】 治療資料庫1612可經組態以儲存與治療相關之資料。例如，與治療相關之資料可包括治療資料及效果資料。效果資料可包括屈光資料及軸向長度資料之一或多者。屈光資料可包括使用者之眼睛(例如，球體、圓柱體及軸)在時間點之屈光資料，例如，縱向資料。軸向長度資料可包括諸如在時間點收集之OCT資料之資料。治療資料1612可包括與如本文中描述之刺激物參數相關之資料，且例如可包括每天之治療持續時間、刺激物之強度、刺激物之類型及失焦資料。

【0122】 在一些實施例中，諸如人工智慧、機器學習、神經網路或卷積神經網路之演算法用於處理資料以判定經改良治療參數，諸如治療持續時間、治療當天之時間、失焦、刺激物之形狀及強度、失焦之量、刺激物之空間頻率、刺激物對環境光之比率、刺激物之背景或與治療相關之任何其他參數。可調整此等參數以提供經改良治療且可在治療專業人員裝置上向治療專業人員建議此等參數以供治療專業人員將指令推送至使用者裝置。

【0123】 雖然治療裝置1602 (諸如使用者裝置)可以許多方式經組態，但在一些實施例中，裝置1602包括用於偵測亮度或光譜資料之一或多者之一感測器1624，諸如一照度感測器或一分光光度計。感測器1624可經組態以量測並偵測受試者(諸如一佩戴者或使用者)之環境光曝露，且環境光可包括使用感測器1624量測之環境光。在一些實施例中，感測器支撐(例如，安裝)於如本文中描述之治療裝置(諸如眼鏡、一佩戴型裝置

或一使用者裝置)上。

【0124】 例如，圖16之系統良好適合與臨床試驗一起使用以執行臨床試驗且產生效果資料。

【0125】 實驗

【0126】 圖17描繪用於將刺激物702投射至視網膜33上之一光學系統1700。在所進行之研究中，系統1700包括一台式系統。雖然在一實驗系統之背景內容中參考光學系統1700，但系統1700可容易經組態以根據本發明進行治療，諸如兩個眼睛之治療。系統經組態以為了測試目的接納受試者之一左眼及一右眼。測試眼睛1702放置於一第一光束分離器1706前方且對照眼睛1704放置於一第二光束分離器1708前方。容許測試眼睛1702及對照眼睛1704類似地觀察在一被動背景1712前方之一中心顯示器1710。顯示器1710可包括一清晰中心視力區且展示適合內容且包括一電腦螢幕。在一些實施例中，中心視力區包括如由受試者透過具有展示於顯示器上之娛樂之清晰中心視力區看到之一娛樂區域。主動刺激系統包括具有頭及腮托之一桌上裝置。系統經組態以提供用於兩個眼睛之光學無限遠之一背景影像及用於中心(中央凹)視力之一視訊。一刺激物502展示於放置於一鏡片1722 (例如，一消色差鏡片)前方之一顯示器1720上以向測試眼睛提供具有一近視失焦之一覆疊刺激物影像。近視刺激物被投射於眼睛之視網膜前方。經顯示刺激物距鏡片1722之距離及鏡片1722之光學屈光度經組態以提供一適當量之失焦。刺激物502與中心顯示器1710覆疊且被動背景1712與第一光束分離器1706覆疊。第二光束分離器1708類似於第一光束分離器且背景光由一遮擋物1724阻擋。光束分離器包括各眼睛之50/50之一反射率及透射率以便透射50%之光且將50%耦合至刺激物。刺

激物在距消色差鏡片之一適當距離處被提供於一螢幕(諸如顯示器1720)上。

【0127】 如本文中描述般調整以下參數，包含失焦之量值、刺激物在視網膜上之覆蓋範圍(例如，視網膜影像外殼)、背景影像之優勢(例如，對比度及亮度)及色度(例如，波長分佈)。

【0128】 在此等實驗中亦考量背景圖案。背景圖案可包括一均勻圖案1730a或一圖案化背景1730b (例如，一柵格圖案)。背景圖案以遠視失焦1730投射至周邊視網膜上。在一些實施例中，提供此遠視失焦以便將遠處物件之焦點推向光學無限遠而非超焦點。與本發明相關之工作表明，根據一些實施例，一圖案化背景可與近視失焦刺激物競爭，且一均勻背景圖案可係較佳地。雖然背景可以許多方式呈現，但背景被呈現為具有一適當測試圖案之一海報。

【0129】 一相機1726可用於觀察一或多個眼睛。在所進行實驗中，右眼係測試眼睛1702，且對照眼睛1704係左眼。雖然圖8展示左眼作為測試眼睛且右眼作為對照眼睛，但此可藉由將消色差鏡片及顯示器耦合至右眼且向左眼提供遮擋器而容易地改變。例如，具有刺激物圖案之顯示器及消色差鏡片之位置可放置於右側，且遮擋器移動至左側。

【0130】 成功地進行一臨床研究，其中在受試者上量測暫態改變。此等受試者係近視的且被診斷為具有逐漸加深之近視。可接著在一每日基礎上向其等提供類似主動刺激達大約每天(每週4至6天)之一類似週期以在四個月之一週期內量測軸向長度及屈光之暫態改變。一個月對全部受試者量測軸向長度及屈光一次。量測係單眼的，使用對側眼睛作為對照。據發現，受試者經歷測試眼睛相對於對照眼睛之一長期(4個月)屈光改變，及

測試眼睛相對於對照眼睛之軸向長度之一長期改變。此相關性係在定義應用之長期刺激之後在關於測試眼睛之屈光狀態之暫態資料與長期(4個月)資料之間建立的。

【0131】 光學測試設備包括一不可佩戴擴增實境(「ANWAR」)設備，如本文中(例如)參考圖7至圖8B及圖17描述。設備包括用於兩個眼睛之2個部分反射鏡、一消色差鏡片(像差最小化鏡片)、一觀察孔隙、一腮托及一頭托以用於遞送精確光學會聚之目的。腮托及頭托經設計以對於使用可替換無乳膠敷料之受試者舒適的。周邊近視失焦之刺激物由將一影像投射至一像差最小化消色差鏡片(其折射刺激物影像)上之一監視器提供，且接著由鏡反射至周邊視網膜中。刺激物自7.5°之視網膜偏心率開始，向外移動以使右眼之周邊視場部分失焦，如本文中(例如)參考圖8B描述。左眼用作全部條件之一對照且不接收對經投射光刺激物之曝露。中心15°直徑之清晰觀察影像來自一電視螢幕，該螢幕用作一中心目標且根據亮度被調整。兩個部分反射鏡在兩個眼睛中類似地反射來自電視螢幕之光。存在15°中心目標區(TV監視器)周圍無任何圖案之一經均勻照明灰色海報。海報用作對照及測試眼睛兩者之視場中超過15°直徑之一額外背景刺激物。

【0132】 刺激物實質上如參考圖7至圖8b描述般配置且使用此雙目裝置投射於周邊。使用一黑白刺激物以產生高對比度影像。另外，系統容許控制1)經投射近視失焦LED燈、2)電視監視器及3)灰色海報背景之亮度及照度。相較於灰色海報背景之照度，經投射失焦刺激物之測試照度條件大大約20倍。

【0133】 使用一市售WAM雙目開放場自動屈光計及一市售Nidek自動屈光計量測屈光。使用一Haag-Streit Lenstar APS光學相干斷層攝影量

測系統量測軸向長度及脈絡膜厚度。

【0134】 失焦作業階段期間之受控條件之描述

【0135】 由於脈絡膜係可回應於微小移動之視網膜之一極其血管化層，故在失焦作業階段及資料收集期間，受試者之頭及身體移動受限制。

【0136】 為了最小化並捕獲脈絡膜隨著時間之自然、晝夜及固有可變性，對兩個眼睛進行完全距離矯正。僅將經投射周邊失焦應用至右眼且左眼用作一對照。在測試週期期間，將環境光位準維持在中等明視(自然)位準下。受試者舒適地坐著，並被指示使用大約4公尺遠之一彩色監視器顯示器觀看電視。在失焦作業階段期間，受試者將其等之身體移動保持至一最小值。

【0137】 統計方法

【0138】 在各回診時自各眼睛獲得之球面等效屈光不正及軸向長度之重複量測之均值用於判定主要結果量測(在下一章節中概述)。使用一般化線性模型化以評估累計差異與研究回診之間的關係。模型經建構以假定與處於零之y節距之一線性關係(例如，在基線回診時無治療差異)。此方法容許控制自同一研究受試者獲得之量測之間的固有相關性。初始模型調查各個別受試者與一最終模型內之線性關係以在一個模型中使用全部受試者判定複合效應。

【0139】 結果

【0140】 表1：經登記受試者使用ANWAR光學設備進行失焦作業階段之後之人口學特性及治療後睫狀肌麻痹屈光端點(n=7)。

受試者#	4	62	63	66	67	69	70
年齡	24	21	29	32	24	28	22
性別	F	M	F	F	F	F	M

加深	是	否	是	是	是	是	是
失焦作業階段	56	77	79	79	80	77	76
失焦之總小時數	84	115.5	118.5	118.5	120	115.5	114
球體(OD)	-1.25	-2	-1.25	-1.5	-5.25	-10.25	-5
圓柱體(OD)	-0.25	0	-0.75	0	-0.5	0	-1.25
球面等效(OD)	-1.375	-2	-1.625	-1.5	-5.5	-10.25	-5.625
球體(OS)	-1.25	-1.75	-1.5	-1.5	-3.75	-7.5	-4.75
圓柱體(OS)	0	0	-1	0	-0.5	0	-0.5
球面等效(OS)	-1.25	-1.75	-2	-1.5	-4	-7.5	-5

【0141】 為了理解統計方法，吾人可回顧經調整治療效應及累計經調整治療效應之計算。若吾人假定治療(光曝露)僅給予右眼，則在對照眼睛中看到之任何改變將係歸因於該眼睛中之自然波動或可能近視加深。基線回診之任何眼睛間差異係屈光參差之一結果且在檢查治療效應使必須考量。因此，回診i (i=2、3或4個月)時之治療效應係該回診時之經觀察眼睛間差異減去基線回診時之屈光參差之位準。作為一實例，下文之表含有ID 66在每次研究回診時之均值球面等效屈光不正。在基線處，測試眼睛稍微更近視，其中一眼睛間差異為-0.096 D。此在第1月回診中被反轉，其中測試眼睛現在近視少0.428 D。因此，經調整差異係0.428 D-(-0.096 D) = 0.524 D。此等計算在各研究回診時繼續。第2月之累計差異被定義為第1月之累積差異加上第2月之經調整差異。

研究回診	**SPHEQ (OD；測試眼睛)**	**SPHEQ (OS；對照眼睛)**	**眼睛間差異**	**經調整差異**	**累計經調整差異**
基線	-0.9185	-0.8230	-0.096	0	0
第1月	-0.85	-1.278	0.428	0.524	0.524
第2月	-0.8855	-0.9455	0.060	0.156	0.6795
第3月	-1.0965	-1.1935	0.097	0.193	0.872
第4月	-0.80	-0.6595	-0.141	-0.045	0.827

【0142】 表2：ID 66在各研究回診時之球面等效屈光不正以及經調整治療效應及累計經調整治療效應。

【0143】 此方法考量在各回診期間看見之小改變且不偏向任何方向(例如，正或負改變)。鑑於經呈現刺激物之軛效應之相對未知性質，一趨勢分析而非一個別資料點提供關於治療是否有效之更佳指導。相對於百分比改變，選擇累計效應，此係因為百分比改變可導致非常誤導的發現。另外，累計改變通常用於表達治療效果。

【0144】 ***分析1：在直視凝視中自WAM獲得之球面等效屈光不正***

ID	斜率	P值[a]
04	-0.015	.049
62	0.055	.013
63	0.216	.004
66	0.195	<.001
67	-0.117	.004
69	-0.027	.079
70	0.043	.007

斜率大於零之來自迴歸模型測試假設之[a] P值

【0145】 表3：與累計經調整SPHEQ及研究月相關之斜率估計(按ID)。

【0146】 如表3中展示，7個研究受試者中之4者存在與累計效應及研究月相關之一正且統計上顯著斜率。此將暗示，持續治療導致此等受試者之測試眼睛之近視位準之一降低。在一線性模型中使用全部受試者，經估計治療效應每月治療改良0.068 D (95% CI:0.011至0.125；p = .011)。亦即，使用各月之治療，相較於對照眼睛，測試眼睛變得近視少0.068 D。鑑於與生物資料相關聯之高可變性，模型R^2在14.9%處可接受。使用經估計斜率，在12個月之後之經預測治療效應將係0.816 D，其具有真實

效應落在0.132 D至1.5 D之間隔內之95%之可信度。此等計算假定自第5至第12月之與在第1至第4月中觀察到之相同之改良型樣。

【0147】 *分析2：在直視凝視中自Nidek獲得之球面等效屈光不正*

ID	斜率	P值[a]
04	-0.223	<.001
62	0.078	.004
63	-0.170	<.001
66	0.046	.029
67	0.142	<.001
69	0.748	<.001
70	0.205	0.001

【0148】 斜率大於零之來自迴歸模型測試假設之[a] P值

【0149】 表4：與累計經調整球面等效(「SPHEQ」)及研究月相關之斜率估計(按ID)。

【0150】 如表4中展示，7個研究受試者中之5者存在與累計效應及研究月相關之一正且統計上顯著斜率。此將暗示，持續治療導致此等受試者之測試眼睛之近視位準之一降低。在一線性模型中使用全部受試者，經估計治療效應每月治療改良0.118 D (95% CI:0.014至0.223；p = .014)。亦即，使用各月之治療，相較於對照眼睛，測試眼睛變得近視少0.118 D。鑑於與生物資料相關聯之高可變性，模型R^2在13.7%處可接受。使用經估計斜率，在12個月之後之經預測治療效應將係1.42 D，其具有真實效應落在0.166 D至2.67 D之間隔內之95%之可信度。此等計算假定自第5至第12月之與在第1至第4月中觀察到之相同之改良型樣。

【0151】 在來自球面等效屈光不正之WAM及Nidek量測之經估計斜率值中存在差異。針對ID 63，WAM量測展示每月之一0.216 D改良(測試眼睛更少近視)，而Nidek量測展示每月之一0.170降低(測試眼睛更近

視)。在兩種例項中，斜率估計顯著不同於零。雖然ID 69顯示使用來自Nidek之量測之大改良(斜率= +0.748 D)，但此相同參與者之WAM量測展示一非顯著負面治療效果(斜率= -0.027)。來自使用Nidek資料值(0.118)時之重複量測分析之複合斜率估計係在WAM資料中觀察到之接近兩倍(0.068)。此差異最可能與ID 69之經觀察改變相關。

【0152】 結果指示在使用WAM或Nidek以量測屈光不正時之類似累計治療效應。與本發明相關之工作表明，相較於如同WAM之開放場自動屈光計，Nidek自動屈光計儀器持續產生更多負量測。此在吾人之資料檔案中被確認，此係因為大多數儀器間差異偏向於來自Nidek之一更負量測。另外，對於自測試眼睛獲得之量測，儀器間差異更大(Nidek更近視)。此因素可解釋何為相較於WAM，使用Nidek看見之端點相對更大。然而，吾人觀察到，趨勢中之相同極性展示使用運用兩種不同儀器之治療對屈光端點之一些效應，此係一顯著發現。

【0153】 ***分析3：直視凝視中之軸向長度***

ID	斜率	P值[a]
04	12.733	.005
62	-8.337	<.001
63	-8.257	.008
66	-1.703	.015
67	4.413	.004
69	16.373	.003
70	27.130	<.001

【0154】 斜率大於零之來自迴歸模型測試假設之[a] P值

【0155】 表5：與累計經調整軸向長度(微米)及研究月相關之斜率估計(按ID)。

【0156】 如在球面等效屈光不正中，大多數個別斜率估計統計上顯

著且係正的(7個受試者之4者，表5)。在一線性模型中使用全部受試者，經估計治療效應每月之治療改良6.051微米(95% CI:1.500至10.604微米；p = .006)。亦即，使用各月之治療，相較於對照眼睛，測試眼睛變得短6.051微米。鑑於與生物資料相關聯之高可變性，模型R^2在17.9%處可接受。使用經估計斜率，在12個月之後之經預測治療效應將係72.606微米，其具有真實效應落在18.0至127.25微米之間隔內之95%之可信度。此等計算假定自第5至第12月之與在第1至第4月中觀察到之相同之改良型樣。

【0157】 針對各參與者觀察到之軸向長度之改變型樣將似乎與自Nidek獲得之資料相關，惟ID 4除外。雖然此參與者展示其眼睛在4個月之治療週期期間之顯著縮短，但來自Nidek之資料指示一負面治療效應。

【0158】 **實驗計算**

【0159】 基於WAM開放場自動屈光計結果，經估計治療效應每月之治療改良0.068 D (95% CI: 0.011至0.125；p = .011)。

【0160】 基於NIDEK自動屈光計結果，經估計治療效應每月之治療改良0.118 D (95% CI:0.014至0.223；p = .014)。

【0161】 針對由Lenstar APS量測之軸向長度，經估計治療效應每月之治療改良6.051微米(95% CI:1.500至10.604微米；p = .006)。

【0162】 治療對屈光不正改變之經估計年度效應超過預期近視加深，如由Zhou等人報告。在該研究中，屈光之年度加深率係0.43 D。參見Zhou WJ、Zhang YY、Li H、Wu YF、Xu J、Lv S、Li G、Liu SC、Song SF之Five-year progression of refractive errors and incidence of myopia in school-aged children in western China，*J Epidemiol*，2016年7月5日；26(7):386-95，Epub 2016年2月13日。

【0163】 本實驗研究之目的係判定使用如本文中描述之裝置對軸向長度及屈光之暫態改變是否將導致長期及可能永久改變。研究展示，治療效應持續至少4個月，且此外在至少一些例項中係統計上顯著的。鑑於相對小數目個受試者(n=7)，相較於其他人之相關研究之非常短治療時間(5至7個小時/週)及短研究持續時間(4個月)，此係非預期的。相對於受試者間比較，使用效應之受試者內估計緩解大受試者間可變性之影響。使用「累積經調整差異」之統計分析方法提供治療效應之一表示。

【0164】 一般技術者將認知，可根據本發明進行額外研究，且可如本文中描述般調整治療參數以提供經改良治療結果。例如，可進行研究以量測軸向長度或屈光資料之一或多者在刺激及量測時間框之任何適當持續時間內的一暫態改變，諸如在治療之同一天在治療之前及之後量測眼睛。又，相較於本文中描述之臨床測試，受試者之數目可增加。

【0165】 圖18展示減少一眼睛之屈光不正之一加深之一方法1800。

【0166】 在步驟1805，將眼睛診斷為具有一加深屈光不正。在一些實施例中，將眼睛診斷為具有每年在自0.25 D至1.5 D之一範圍內之屈光不正(諸如近視)之一加深且其中近視之加深減少至少0.25 D。在一些實施例中，屈光不正(諸如近視)之加深每年大於0.6 D，且其中近視之加深每年減少在自0.6 D至0.9 D之一範圍內之一量。

【0167】 在步驟1810處，在一第一時間量測眼睛之一光學性質。

【0168】 在步驟1820處，向眼睛提供一第一光治療。

【0169】 在步驟1830處，在一第二時間量測眼睛之光學性質。

【0170】 光學性質可包括如本文中描述之任何適合光學性質。在一些實施例中，光學性質包括屈光資料、軸向長度資料或脈絡膜厚度資料之

一或多者。在一些實施例中，光學性質包括一軸向長度、一雙目量測軸向長度、一屈光、一顯性屈光、一睫狀肌麻痹屈光、一自動屈光、一雙目自動屈光、一開放場自動屈光、一雙目開放場自動屈光、一掃描狹縫自動屈光、一波前圖、一波前係數、一球體係數、一圓柱體係數、一彗形像差、一球面像差或一三葉之一或多者。在一些實施例中，光學性質包括屈光資料且其中第一時間與第二時間之間的屈光資料的一改變對應於眼睛之軸向長度的一改變。在一些實施例中，回應於屈光資料之改變而判定軸向長度之改變。

【0171】 可使用呈現給眼睛之一固定刺激物量測光學性質以量測屈光資料。在一些實施例中，眼睛曝露至一雙目刺激物以在第一時間及第二時間量測光學性質。

【0172】 在步驟1840處，產生第一時間至第二時間之眼睛之光學性質之一比較。在一些實施例中，比較包括第二時間與第一時間之經量測性質之間的一差異。

【0173】 在一些實施例中，比較包括第二光學性質與第一光學性質之間的一差異，且回應於差異而調整第二治療。

【0174】 可以許多方式判定差異。在一些實施例中，差異包括第一時間與第二時間之間的眼睛之光學性質的一暫態改變。在一些實施例中，第一時間發生在一第一天，第一光治療發生在第一天之後之複數週內之複數天，且第二時間發生在複數週之後且第二光治療發生在第二時間之後。第一時間發生在一第一天，第一光治療發生在第一天之後之複數天，第二時間發生在第一光治療之複數天之最後一天，且第二光治療發生在複數天之最後一天之後之一第二天。在一些實施例中，第一時間發生在一第一

天，第二時間發生在第一天，第一光治療發生在第一天且第二光治療發生在第一天之後之一第二天。

【0175】 在步驟1850處，回應於比較而組態一第二光治療。

【0176】 第一及第二光治療可以如本文中描述之許多方式經組態。在一些實施例中，第一光治療將一第一影像投射至視網膜前方(或後方)之一焦點且第二光治療將一第二影像投射至視網膜前方(或後方)之一焦點。在一些實施例中，第一影像被聚焦於視網膜前方(或後方)之一第一距離處且第二影像被聚焦於視網膜前方(或後方)之一第二距離處，第一距離不同於第二距離。

【0177】 第一及第二影像可使用如本文中描述之任何適合光學結構聚焦。在一些實施例中，使用包括用於將第一影像聚焦於視網膜上之一第一清晰中心區及用於將第一影像聚焦於視網膜前方之一第一外部區之一第一鏡片投射第一影像，且使用包括用於將第二影像聚焦於視網膜上之一第二清晰區及用於將第二影像聚焦於視網膜前方之一第二外部區之一第二鏡片投射第二影像。

【0178】 第一及第二影像可包括如本文中描述之任何適合影像。在一些實施例中，第一影像及第二影像各包括透過鏡片觀察之一物件之影像。

【0179】 在一些實施例中，第一外部區及第二外部區包括一非球面輪廓、複數個小透鏡或具有經增加光學屈光度及經減小光學屈光度之交替環形區之一或多者。

【0180】 在一些實施例中，第一鏡片與第二鏡片因下列之一或多者而不同：以第一外部區之一第一光學屈光度與第二光學區之一第二光學屈

光度之間的一差異；第一清晰區與第二清晰區之一直徑之間的一差異；第一外部區與第二外部區之一面積之間的一差異；第一清晰區之一第一面積對第一外部區之一第一面積之一第一比率與第二清晰區之一第二面積對第二外部區之一第二面積之一第二比率之間的一差異；第一外部區之小透鏡之一第一數目與第二外部區之小透鏡之一第二數目之間的一差異；第一外部區之第一複數個小透鏡之一第一光學屈光度與一第二外部區之第二複數個小透鏡之一第二光學屈光度之間的一差異；用於將第一影像提供至視網膜前方之焦點之第一外部區之一第一區域之一第一百分比與用於將第二影像提供至視網膜前方之焦點之第二外部區之一第二區域之一第二百分比之間的一差異。

【0181】 在一些實施例中，第一影像以相對於眼睛之一光軸之一第一角度被聚焦且第二影像以相對於眼睛之光軸之一第二角度遠離中央凹被聚焦。第一角度及第二角度之各者可在自5度至35度之一範圍內且視情況在自約15度至35度之一範圍內。在一些實施例中，回應於比較而將第二角度調整至不同於第一角度的一角度。

【0182】 刺激物之失焦之量可包括如本文中描述之聚焦之任何適合量且可聚焦於視網膜前方或後方。在一些實施例中，第一影像被聚焦於視網膜前方達在自3 D至10 D之一範圍內之一第一量且第二影像被聚焦於視網膜前方達在自3 D至10 D之一範圍內且視情況在自4.5 D至8 D之範圍內之一第二量。在一些實施例中，回應於比較而將第二量調整至不同於第一量之一量。

【0183】 刺激物可以如本文中描述之任何適合方式經組態。在一些實施例中，第一光治療包括一第一光刺激物且第二光治療包括一第二刺激

物，且第二光刺激物係回應於比較而經組態。第二光刺激物可回應於比較而以許多方式經組態且可不同於第一刺激物。在一些實施例中，第一光刺激物包括一位置、一大小、一空間頻率分佈、一強度或相對於一顯示器上之一背景之一強度之一或多者。第二光刺激物包括一位置、一大小、一空間頻率分佈、一強度或相對於一顯示器上之一背景之一強度之一第二一或多者，且第二光刺激物以位置、大小、空間頻率分佈、強度或相對於顯示器上之背景之強度之一或多者之一差異不同於第一光刺激物。

【0184】 在一些實施例中，第一影像包括一第一背景上之一第一刺激物且第二影像包括一第二刺激物及一第二背景。在一些實施例中，第一刺激物之一第一強度對第一刺激物之第一背景之一第一強度之一第一比率在自10至50之一範圍內，且第二刺激物對一第二背景之一第二強度之一第二比率在自10至50之一範圍內且視情況在自10至30之範圍內。在一些實施例中，回應於比較而將第二比率調整至不同於第一比率之一值。在一些實施例中，使用一顯示器將第一刺激物及第二刺激物投射至視網膜上。

【0185】 在一些實施例中，刺激物之一強度與環境照明之一量相關。在一些實施例中，眼睛曝露至在聚焦第一影像時之一第一環境照明及在聚焦第二影像時之一第二環境照明。在一些實施例中，第一刺激物之一第一強度對第一環境照明之一第一比率在自1.5至10之一範圍內且其中第二刺激物之一第二強度對第二環境照明之一第二比率在自1.5至10之一範圍內且視情況在自2.5至5之範圍內。在一些實施例中，回應於比較而將第二比率調整至不同於第一比率之一值。

【0186】 刺激物可包括可以如本文中描述之任何方式經組態之複數個刺激物。在一些實施例中，第一治療及第二治療各包括分佈於遠離眼睛

之一中央凹定位之視網膜之複數個區域上方之複數個刺激物，複數個刺激物之各者成像於視網膜前方且在視網膜上模糊，其中複數個刺激物經配置以界定視網膜上之一治療區域。在一些實施例中，第一治療包括在視網膜之一第一百分比內之一第一治療區域且第二治療包括在視網膜之一第二百分比內之一第二治療區域且其中回應於比較而將第二治療區域調整至不同於第一治療區域之一量。在一些實施例中，第一治療區域包括視網膜之一總面積之一第一百分比且第二治療區域包括視網膜之總面積之一第二百分比且其中回應於比較而將第二百分比調整至不同於第一百分比之一量且視情況其中第一百分比及第二百分比在視網膜之總面積之自約15%至約65%之一範圍內。在一些實施例中，第一治療區域及第二治療區域包括環形區域，該等環形區域具有定位於該等環形區域外部之中央凹。

【0187】 第一刺激物及第二刺激物可包括任何適合波長且可如本文中描述般調整波長。在一些實施例中，第一治療包括對應於眼睛之錐體之一第一峰值靈敏度之光之一第一波長且第二治療包括對應於眼睛之錐體之一第二峰值靈敏度之光之一第二波長且視情況其中錐體之峰值靈敏度對應於在自約420 nm至約440 nm、自約534 nm至約545 nm或564至約580 nm之一範圍內之一波長下之光。在一些實施例中，第一峰值對應於一第一範圍且第二峰值對應於回應於比較而不同於第一範圍之一第二範圍。在一些實施例中，第一光治療包括波長之一第一分佈且第二光治療包括波長之一第二分佈，其中回應於比較，第二分佈不同於第一分佈。

【0188】 在一些實施例中，波長之第一分佈對應於一第一溫度且第二分佈對應於一第二溫度，且視情況其中第一溫度及第二溫度在自約凱氏5000度至約凱氏11,000度之一範圍內。

【0189】 在一些實施例中，第一影像或第二影像之一或多者經投射至眼睛中且像散之一量由一光學結構提供，如本文中描述。在一些實施例中，第一治療以一第一量之像散將一刺激物之一第一影像投射於視網膜前方且第二治療以一第二量之像散將一第二影像投射於視網膜前方。在一些實施例中，回應於比較，像散之第一量不同於像散之第二量。在一些實施例中，像散之第一量在自0.5 D至4 D之一第一範圍內且像散之第二量在自0.5 D至4 D之一第二範圍內。

【0190】 刺激物之強度可包括如本文中描述之任何適合強度。在一些實施例中，第一治療包括以一第一強度投射於視網膜前方之一第一刺激物且第二治療包括以一第二強度投射於視網膜前方之一第二刺激物。在一些實施例中，回應於比較，第二強度不同於第一強度。在一些實施例中，第一強度及第二強度各包括在1至1000托朗(Troland)之一範圍內之一亮度。在一些實施例中，第一強度及第二強度各包括在自100至50,000尼特(nit)之一範圍內或在自1至10,000尼特之一範圍內之一照度。

【0191】 刺激物可包括如本文中描述之任何適合空間頻率性質。在一些實施例中，第一治療包括以一第一空間頻率分佈投射於視網膜前方之第一複數個刺激物且其中第二治療包括以一第二空間頻率分佈投射於視網膜前方之第二複數個刺激物。在一些實施例中，回應於比較，第二空間頻率分佈不同於第一空間頻率分佈。在一些實施例中，第一及第二複數個刺激物之各者包括一長度、邊緣及一強度輪廓分佈以產生如在視網膜前方或後方成像至眼睛中之在$1X10^{-1}$至$2.5X10^{1}$循環/度之一範圍中且視情況在自$1X10^{-1}$至$1X10^{1}$循環/度之一範圍內之空間頻率。在一些實施例中，如成像於眼睛中之第一及第二複數個刺激物之各者包括以自約$1X10^{-1}$至約

$2.5X10^{1}$循環/度且視情況自$1X10^{-1}$至約$5X10^{0}$循環/度之一空間頻率範圍之空間頻率之一增加提供空間頻率振幅之一減小之一空間頻率分佈。在一些實施例中，空間頻率強度之減小針對任意單位之空間頻率振幅在自1/(空間頻率)$^{0.5}$至1/(空間頻率)^{2}之一範圍內且視情況針對任意單位之空間頻率振幅自1/(空間頻率)至1/(空間頻率)^{2}。在一些實施例中，空間頻率之範圍係自約$3X10^{-1}$至約$1.0X10^{1}$循環/度且視情況在自約$3X10^{-1}$至約$2.0X10^{0}$之一範圍內且進一步視情況自約$3X10^{-1}$至約$1.0X10^{0}$。

【0192】 光刺激物可包括如本文中描述之任何適合刺激物且可包括一脈衝刺激物或一連續刺激物。在一些實施例中，第一光治療投射一第一脈衝刺激物之一第一影像且其中第二光治療投射一第二脈衝刺激物之一第二影像。在一些實施例中，第一脈衝刺激物包括一第一負載循環且第二脈衝刺激物包括一第二負載循環，回應於比較，第二負載循環不同於第一負載循環。在一些實施例中，第一脈衝刺激物包括一第一頻率且第二脈衝刺激物包括回應於比較而不同於第一頻率之一第二頻率。

【0193】 經投射刺激物之影像可投射於視網膜前方或後方，且可回應於比較而將位置自前方改變至後方或反之亦然。在一些實施例中，第一光治療將一第一刺激物之一第一影像投射至視網膜前方或後方之一第一位置，且第二光治療將一第二刺激物投射於視網膜前方或後方之一第二位置處。在一些實施例中，回應於比較，第二位置不同於第一位置。在一些實施例中，第一位置在視網膜之一第一側上且回應於比較，第二位置在視網膜之與第一側相對之一第二側上。

【0194】 在步驟1860處，回應於比較而向眼睛提供第二光治療。

【0195】 在一些實施例中，第一光治療包括第一光刺激物且第二光

治療包括一第二光刺激物。

【0196】 第一及第二光治療可以如本文中描述之任何適合方式向眼睛提供。在一些實施例中，第一治療包括一第一天之一第一持續時間且第二治療包括一第二天之一第二持續時間，回應於比較，第二持續時間不同於第一持續時間。在一些實施例中，第一持續時間在自1小時至8小時之一範圍內且第二持續時間在自1小時至8小時之一範圍內且視情況在自1.5至3小時之範圍內。

【0197】 在一些實施例中，第一治療發生在一天之一第一本地時間且第二光治療發生在回應於比較而不同於一天之第一時間之一天之一第二時間。第一治療可在第一本地時間發生達一第一持續時間且第二治療可在第二本地時間發生達一第二持續時間，回應於比較，第一天之第一本地時間之第一持續時間不與第二天之第二本地時間之第二持續時間重疊。在一些實施例中，一天中之時間在自7 am至中午本地時間之一範圍內或在自5 pm至子夜本地時間之一範圍內。在一些實施例中，回應於比較，一天之第二本地時間不同於一天之第一本地時間。

【0198】 雖然參考一眼睛之治療及量測，但亦可治療及量測對側眼睛。在一些實施例中，針對第一治療及第二治療使用一對側眼睛治療眼睛。

【0199】 在一些實施例中，在治療期間使用適當鏡片矯正眼睛之屈光不正，如本文中描述。在一些實施例中，在第一治療期間使用一第一屈光矯正來矯正眼睛之一第一屈光不正以提供一第一清晰中心區上之觀察且針對第二治療在一第二清晰中心區上使用一第二屈光矯正來矯正眼睛之一第二屈光不正。在一些實施例中，回應於比較，第一屈光矯正不同於第二

屈光矯正。

【0200】 雖然參考減少一眼睛之屈光不正之一加深之一方法1800，但一般技術者將認知許多調適及變化。例如，可以任何適合順序執行步驟，且可移除一些步驟且重複一些步驟。又，如本文中描述之處理器可經組態以具有指令以執行方法1800之任何一或多個步驟。替代地或組合地，光學組件、光學結構、顯示器、治療裝置及系統之任何者可根據方法1800經組態，諸如系統1600、治療裝置1602或系統1700及此等組件可容易根據本發明互換，如一般技術則將理解。

【0201】 如本文中描述，本文中描述及/或繪示之運算裝置及系統廣泛地表示能夠執行電腦可讀指令(諸如本文中描述之模組內含有之電腦可讀指)之任何類型或形式之運算裝置或系統。在其等最基本組態中，此(等)運算裝置可各包括至少一個記憶體裝置及至少一個實體處理器。

【0202】 如本文中使用之術語「記憶體」或「記憶體裝置」大體上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。在一個實例中，一記憶體裝置可儲存、載入及/或維持本文中描述之一或多個模組。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)、固態硬碟(SSD)、光碟機、快取區、其等之一或多者之變化或組合或任何其他適合儲存記憶體。

【0203】 另外，如本文中使用，術語「處理器」或「實體處理器」大體上係指能夠解譯及/或執行電腦可讀指令之任何類型或形式之硬體實施處理單元。在一個實例中，一實體處理器可存取及/或修改儲存於上述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)、實施軟體處理器之場可程式化閘陣列(FPGA)、特定應用積體電路(ASIC)、其等之一或多者之部分、其等之一或多者之變化或組合或任何其他適合實體處理器。處理器可包括一分散式處理器系統(例如，運行平行處理器)或一遠端處理器(諸如一伺服器)及其等之組合。

【0204】 雖然被繪示為分開之元件，但本文中描述及/或揭示之方法步驟可表示一單一應用之部分。另外，在一些實施例中，此等步驟之一或多者可表示或對應於在藉由一運算裝置執行時可引起運算裝置執行一或多個任務(諸如方法步驟)之一或多個軟體應用程式或程式。

【0205】 另外，本文中描述之一或多個裝置可將資料、實體裝置及/或實體裝置之表示自一個形式變換為另一形式。另外或替代地，本文中敘述之一或多個模組可藉由在運算裝置上執行、將資料儲存於運算裝置上及/或以其他方式與運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/或一實體運算裝置之任何其他部分自一個形式之運算裝置變換為另一形式之運算裝置。

【0206】 如本文中使用，術語「電腦可讀媒體」大體上係指能夠儲存或實行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)：傳輸類型媒體，諸如載波；及非暫時性類型媒體，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，固態硬碟及快閃媒體)及其他分佈系統。

【0207】 一般技術者將認知，本文中揭示之任何程序或方法可以許多方式修改。本文中描述及/或揭示之程序參數及序列僅藉由實例給出且

可如期望般變化。例如，雖然本文中繪示及/或描述之步驟可以一特定順序展示或論述，但此等步驟不一定需要以所繪示或論述之順序執行。

【0208】 本文中描述及/或揭示之各種例示性方法亦可省略本文中描述或論述之一或多個步驟或亦可包括除所揭示步驟之外之額外步驟。此外，如本文中揭示之任何方法之一步驟可與任何其他方法之任何一或多個步驟組合，如本文中揭示。

【0209】 如本文中描述之處理器可經組態以執行本文中揭示之任何方法之一或多個步驟。替代地或組合地，處理器可經組態以組合如本文中揭示之一或多個方法之一或多個步驟。

【0210】 除非另外說明，否則如本說明書及發明申請專利範圍中使用之術語「連接至」及「耦合至」應解釋為允許直接及間接(例如，經由其他元件或組件)連接兩者。另外，如本說明書及發明申請專利範圍中使用之術語「一」或「一個」應被解釋為意謂「...之至少一者」。最終，為了易於使用，如本說明書及發明申請專利範圍中使用之術語「包含」及「具有」 (及其等派生詞)可與字詞「包括」互換地使用且應具有與字詞「包括」相同之含義。

【0211】 如本文中揭示之處理器可經組態以具有指令以執行如本文中揭示之任何方法之任何一或多個步驟。

【0212】 應理解，雖然術語「第一」、「第二」、「第三」等可在本文中用於描述各種層、元件、組件、區域或區段而不提及事件之任何特定順序或序列。此等術語僅用於區分一個層、元件、組件、區域或區段與另一層、元件、組件、區域或區段。可將如本文中描述之一第一層、元件、組件、區域或區段稱為一第二層、元件、組件、區域或區段而不脫離

本發明之教示。

【0213】 如本文中使用，術語「或」包含性地用於替代地及組合地指代品項。

【0214】 如本文中使用，諸如數字之字元係指相同元件。

【0215】 本發明包含以下編號條項。

【0216】 條項1.一種治療一眼睛以減少近視之一加深之方法，該方法包括：在一第一時間量測該眼睛之一光學性質；向該眼睛提供一第一光治療以減少近視之該加深；在該第一光治療之後之一第二時間量測該眼睛之該光學性質；產生該第二時間之該眼睛之該光學性質與該第一時間之該眼睛之該光學性質之一比較；及回應於該比較而向該眼睛提供一第二光治療。

【0217】 條項2.如條項1之方法，其中該第一光治療包括一第一光刺激物且該第二光治療包括一第二刺激物，且其中該第二光刺激物係回應於該比較而經組態。

【0218】 條項3.如條項2之方法，其中該第一光刺激物包括一位置、一大小、一空間頻率分佈、一強度或相對於一顯示器上之一背景之一強度之一或多者，且該第一光刺激物以該第一光刺激物與該第二光刺激物之間的該位置、該大小、該空間頻率分佈、該強度或相對於該顯示器上之該背景之該強度之該一或多者之一差異不同於該第二光刺激物。

【0219】 條項4.如條項1之方法，其中該比較包括該第二時間與該第一時間的該經量測光學性質之間的一差異且其中回應於該差異而調整該第二治療。

【0220】 條項5.如條項4之方法，其中該差異包括該第一時間與該第

二時間之間的該眼睛之該光學性質的一暫態改變且視情況其中該暫態改變包括該眼睛之脈絡膜厚度的一改變。

【0221】 條項6.如條項5之方法，其中第一時間發生在一第一天，該第一光治療發生在該第一天或之後之複數週內之複數天，且該第二時間發生在該複數週之後且該第二光治療發生在該第二時間或之後。

【0222】 條項7.如條項5之方法，其中該第一時間發生在一第一天，該第一光治療發生在該第一天或之後之複數天，該第二時間發生在該第一光治療之該複數天之最後一天，且該第二光治療發生在該複數天之該最後一天之後之一第二天。

【0223】 條項8.如條項5之方法，其中該第一時間發生在一第一天，該第二時間發生在該第一天，該第一光治療發生在該第一天且該第二光治療發生在該第一天之後之一第二天。

【0224】 條項9.如條項1之方法，其中該光學性質包括屈光資料、軸向長度資料或脈絡膜厚度資料之一或多者。

【0225】 條項10.如條項1之方法，其中該第一光治療將一第一影像投射於該視網膜前方之一焦點，且該第二光治療將一第二影像投射於該視網膜前方之一焦點。

【0226】 條項11.如條項10之方法，其中該第一影像被聚焦於該視網膜前方之一第一距離處，且該第二影像被聚焦於該視網膜前方之一第二距離處，該第一距離不同於該第二距離。

【0227】 條項12.如條項10之方法，其中使用包括用於將該第一影像聚焦於該視網膜上之一第一清晰中心區及用於將該第一影像聚焦於該視網膜前方之一第一外部區之一第一鏡片投射該第一影像，且使用包括用於

將該第二影像聚焦於該視網膜上之一第二清晰區及用於將該第二影像聚焦於該視網膜前方之一第二外部區之一第二鏡片投射該第二影像。

【0228】 條項13.如條項12之方法，其中該第一影像及該第二影像包括透過該鏡片觀察之一物件之影像。

【0229】 條項14.如條項12之方法，其中該第一外部區及該第二外部區包括一非球面輪廓、複數個小透鏡或具有經增加光學屈光度及經減小光學屈光度之交替環形區之一或多者。

【0230】 條項15.如條項12之方法，其中該第一鏡片與該第二鏡片因下列之一或多者而不同：該第一外部區之一第一光學屈光度與該第二光學區之一第二光學屈光度之間的一差異；該第一清晰區與該第二清晰區之一直徑之間的一差異；該第一外部區與該第二外部區之一面積之間的一差異；該第一清晰區之一第一面積對該第一外部區之一第一面積之一第一比率與該第二清晰區之一第二面積對該第二外部區之一第二面積之一第二比率之間的一差異；該第一外部區之小透鏡之一第一數目與該第二外部區之小透鏡之一第二數目之間的一差異；該第一外部區之第一複數個小透鏡之一第一光學屈光度與一第二外部區之第二複數個小透鏡之一第二光學屈光度之間的一差異；用於將該第一影像提供至該視網膜前方之該焦點之該第一外部區之一第一區域之一第一百分比與用於將該第二影像提供至該視網膜前方之該焦點之該第二外部區之一第二區域之一第二百分比之間的一差異。

【0231】 條項16.如條項10之方法，其中該第一影像以相對於該眼睛之一光軸之一第一角度被聚焦且該第二影像以相對於該眼睛之該光軸之一第二角度遠離中央凹被聚焦。

【0232】 條項17.如條項16之方法，其中該第一角度及該第二角度之各者在自5度至35度之一範圍內且視情況在自約15度至35度之一範圍內。

【0233】 條項18.如條項16之方法，其中回應於該比較而將該第二角度調整至不同於該第一角度的一角度。

【0234】 條項19.如條項10之方法，其中該第一影像被聚焦於該視網膜前方達在自3 D至10 D之一範圍內之一第一量且該第二影像被聚焦於該視網膜前方達在自3 D至10 D之一範圍內且視情況在自4.5 D至8 D之範圍內之一第二量。

【0235】 條項20.如條項19之方法，其中回應於該比較而將該第二量調整至不同於該第一量之一量。

【0236】 條項21.如條項10之方法，其中該第一影像包括一第一背景上之一第一刺激物且該第二影像包括一第二刺激物及一第二背景。

【0237】 條項22.如條項21之方法，其中該第一刺激物之一第一強度對該第一刺激物之該第一背景之一第一強度之一第一比率在自10至50之一範圍內且其中該第二刺激物對一第二背景之一第二強度之一第二比率在自10至50之一範圍內且視情況在自10至30之範圍內。

【0238】 條項23.如條項22之方法，其中回應於該比較而將該第二比率調整至不同於第一比率之一值。

【0239】 條項24.如條項21之方法，其中使用一顯示器將該第一刺激物及該第二刺激物投射至該視網膜上。

【0240】 條項25.如條項10之方法，其中該眼睛曝露至在聚焦該第一影像時之一第一環境照明及在聚焦該第二影像時之一第二環境照明。

【0241】 條項26.如條項25之方法且其中該第一刺激物之一第一強度對該第一環境照明之一第一比率在自1.5至10之一範圍內且其中該第二刺激物之一第二強度對該第二環境照明之一第二比率在自1.5至10之一範圍內且視情況在自2.5至5之範圍內。

【0242】 條項27.如條項26之方法，其中回應於該比較而將該第二比率調整至不同於第一比率之一值。

【0243】 條項28.如條項1之方法，其中該第一治療及該第二治療各包括分佈於遠離該眼睛之一中央凹定位之該視網膜之複數個區域上方之複數個刺激物，該複數個刺激物之各者成像於該視網膜前方且在該視網膜上模糊，其中該複數個刺激物經配置以界定該視網膜上之一治療區域。

【0244】 條項29.如條項28之方法，其中該第一治療包括在該視網膜之一第一百分比內之一第一治療區域，且該第二治療包括在該視網膜之一第二百分比內之一第二治療區域且其中回應於該比較而將該第二治療區域調整至不同於該第一治療區域之一量。

【0245】 條項30.如條項29之方法，其中該第一治療區域包括該視網膜之一總面積之一第一百分比且該第二治療區域包括該視網膜之該總面積之一第二百分比且其中回應於該比較而將該第二百分比調整至不同於該第一百分比之一量且視情況其中該第一百分比及該第二百分比在該視網膜之該總面積之自約15%至約65%之一範圍內。

【0246】 條項31.如條項29之方法，其中該第一治療區域及該第二治療區域包括環形區域，該等環形區域具有定位於該等環形區域外部之該中央凹。

【0247】 條項32.如條項1之方法，其中該第一治療包括對應於該眼

睛之錐體之一第一峰值靈敏度之光之一第一波長且該第二治療包括對應於該眼睛之該等錐體之一第二峰值靈敏度之光之一第二波長且視情況其中該等錐體之該峰值靈敏度對應於在自約420 nm至約440 nm、自約534 nm至約545 nm或564至約580 nm之一範圍內之一波長下之光。

【0248】 條項33.如條項32之方法，其中該第一峰值對應於一第一範圍且該第二峰值對應於回應於該比較而不同於該第一範圍之一第二範圍。

【0249】 條項34.如條項1之方法，其中該第一光治療包括波長之一第一分佈且該第二光治療包括波長之一第二分佈，其中回應於該比較，該第二分佈不同於該第一分佈。

【0250】 條項35.如條項34之方法，其中波長之該第一分佈對應於一第一溫度且該第二分佈對應於一第二溫度，且視情況其中該第一溫度及該第二溫度在自約凱氏5000度至約凱氏11,000度之一範圍內。

【0251】 條項36.如條項1之方法，其中該第一治療包括一第一天之一第一持續時間且該第二治療包括一第二天之一第二持續時間，回應於該比較，該第二持續時間不同於該第一持續時間。

【0252】 條項37.如條項36之方法，其中該第一持續時間在自1小時至8小時之一範圍內且該第二持續時間在自1小時至8小時之一範圍內且視情況在自1.5至3小時之範圍內。

【0253】 條項38.如條項1之方法，其中該第一治療發生在一天之一第一本地時間且該第二光治療發生在回應於該比較而不同於一天之該第一時間之一天之一第二時間。

【0254】 條項39.如條項38之方法，其中該第一治療在該第一本地

時間發生達一第一持續時間且該第二治療在該第二本地時間發生達一第二持續時間，回應於該比較，該第一天之該第一本地時間之該第一持續時間不與該第二天之該第二本地時間之該第二持續時間重疊。

【0255】 條項40.如條項38之方法，其中一天中之時間在自7 am至中午本地時間之一範圍內或在自5 pm至子夜本地時間之一範圍內。

【0256】 條項41.如條項38之方法，其中回應於該比較，一天之該第二本地時間不同於一天之該第一本地時間。

【0257】 條項42.如條項1之方法，其中該第一治療以一第一量之像散將一刺激物之一第一影像投射於該視網膜前方，且該第二治療以一第二量之像散將一第二影像投射於該視網膜前方。

【0258】 條項43.如條項42之方法，其中回應於該比較，像散之該第一量不同於像散之該第二量。

【0259】 條項44.如條項42之方法，其中像散之該第一量在自0.5 D至4 D之一第一範圍內，且像散之該第二量在自0.5 D至4 D之一第二範圍內。

【0260】 條項45.如條項1之方法，其中該眼睛已被診斷為具有每年在自0.25 D至1.5 D之一範圍內之近視之一加深，且其中近視之該加深減少至少0.25 D。

【0261】 條項46.如條項45之方法，其中近視之該加深每年大於0.6 D，且其中近視之該加深每年減少在自0.6 D至0.9 D之一範圍內之一量。

【0262】 條項47.如條項1之方法，其中該第一治療包括以一第一強度投射於該視網膜前方之一第一刺激物，且該第二治療包括以一第二強度投射於該視網膜前方之一第二刺激物。

【0263】 條項48.如條項47之方法，其中回應於該比較，該第二強度不同於該第一強度。

【0264】 條項49.如條項47之方法，該第一強度及該第二強度各包括在1至1000托朗之一範圍內之一亮度。

【0265】 條項50.如條項47之方法，其中該第一強度及該第二強度各包括在自100至50,000尼特之一範圍內或在自1至10,000尼特之一範圍內之一照度。

【0266】 條項51.如條項1之方法，其中該第一治療包括以一第一空間頻率分佈投射於該視網膜前方之第一複數個刺激物，且其中該第二治療包括以一第二空間頻率分佈投射於該視網膜前方之第二複數個刺激物。

【0267】 條項52.如條項51之方法，其中回應於該比較，該第二空間頻率分佈不同於該第一空間頻率分佈。

【0268】 條項53.如條項52之方法，其中該等第一及第二複數個刺激物之各者包括一長度、邊緣及一強度輪廓分佈以產生如在該視網膜前方或後方成像至該眼睛中之在$1X10^{-1}$至$2.5X10^{1}$循環/度之一範圍中且視情況在自$1X10^{-1}$至$1X10^{1}$循環/度之一範圍內之空間頻率。

【0269】 條項54.如條項51之方法，其中如成像於該眼睛中之該等第一及第二複數個刺激物之各者包括以自約$1X10^{-1}$至約$2.5X10^{1}$循環/度且視情況自$1X10^{-1}$至約$5X10^{0}$循環/度之一空間頻率範圍之空間頻率之一增加提供空間頻率振幅之一減小之一空間頻率分佈。

【0270】 條項55.如條項54之方法，其中空間頻率強度之減小針對任意單位之該空間頻率振幅在自1/(空間頻率)$^{0.5}$至1/(空間頻率)^{2}之一範圍內且視情況針對任意單位之該空間頻率振幅自1/(空間頻率)至1/(空間頻

率)^2。

【0271】 條項56.如條項54之方法，其中空間頻率之該範圍係自約$3X10^{-1}$至約$1.0X10^{1}$循環/度且視情況在自約$3X10^{-1}$至約$2.0X10^{0}$之一範圍內且進一步視情況自約$3X10^{-1}$至約$1.0X10^{0}$。

【0272】 條項57.如條項1之方法，其中該第一光治療投射一第一脈衝刺激物之一第一影像且其中該第二光治療投射一第二脈衝刺激物之一第二影像。

【0273】 條項58.如條項57之方法，其中第一脈衝刺激物包括一第一負載循環且該第二脈衝刺激物包括一第二負載循環，回應於該比較，該第二負載循環不同於該第一負載循環。

【0274】 條項59.如條項57之方法，其中該第一脈衝刺激物包括一第一頻率且該第二脈衝刺激物包括回應於該比較而不同於該第一頻率之一第二頻率。

【0275】 條項60.如條項1之方法，其中該第一光治療將一第一刺激物之一第一影像投射至該視網膜前方或後方之一第一位置，且其中該第二光治療將一第二刺激物投射於該視網膜前方或後方之一第二位置處。

【0276】 條項61.如條項60之方法，其中回應於該比較，該第二位置不同於該第一位置。

【0277】 條項62.如條項61之方法，其中該第一位置在該視網膜之一第一側上且回應於該比較，該第二位置在該視網膜之與該第一側相對之一第二側上。

【0278】 條項63.如條項1之方法，其中該光學性質包括一軸向長度、一雙目量測軸向長度、一屈光、一顯性屈光、一睫狀肌麻痹屈光、一

自動屈光、一雙目自動屈光、一開放場自動屈光、一雙目開放場自動屈光、一掃描狹縫自動屈光、一波前圖、一波前係數、一球體係數、一圓柱體係數、一彗形像差、一球面像差或一三葉之一或多者。

【0279】 條項64.如條項63之方法，其中該光學性質包括屈光資料，且其中該第一時間與該第二時間之間的該屈光資料的一改變對應於該眼睛之軸向長度的一改變。

【0280】 條項65.如條項64之方法，其中回應於該屈光資料之該改變而判定軸向長度之該改變。

【0281】 條項66.如條項1之方法，其中向該眼睛提供一雙目固定刺激物以在該第一時間及該第二時間量測該光學性質。

【0282】 條項67.如條項1之方法，其中針對該第一治療及該第二治療使用一對側眼睛治療該眼睛。

【0283】 條項68.如條項1之方法，其中在該第一治療期間使用一第一屈光矯正來矯正該眼睛之一第一屈光不正以提供一第一清晰中心區上之觀察且針對該第二治療在一第二清晰中心區上使用一第二屈光矯正來矯正該眼睛之一第二屈光不正。

【0284】 條項69.如條項68之方法，其中回應於該比較，該第一屈光矯正不同於該第二屈光矯正。

【0285】 條項70.一種用於減少一眼睛之近視之一加深之設備，該設備包括：一光源，其用於將一第一刺激物之一影像提供於該眼睛之一視網膜前方於遠離該視網膜之一位置處；及一處理器，其可操作地耦合至該光源以回應於來自該第一刺激物對該眼睛之一光學性質的一改變而將該刺激物調整至一第二刺激物。

【0286】 條項71.如條項70之設備，其中該處理器經組態以產生使用該第一刺激物之一第一光治療之前之一第一時間之該眼睛之該光學性質與在該第一光治療之後之一第二時間之該眼睛之該光學性質之一比較且回應於該比較而組態該第二刺激物。

【0287】 條項72.如條項71之設備，其中該光源包括一顯示器且該第一刺激物及該第二刺激物各呈現於該顯示器上且其中回應於該比較，呈現於該顯示器上之該第二刺激物經組態以具有一位置、一大小、一空間頻率分佈、一強度或相對於該顯示器上之一背景之一強度之一或多者。

【0288】 條項73.如條項72之設備，其中該第二刺激物之該位置、該大小、該空間頻率分佈、該強度或相對於該顯示器上之一背景之該強度之該一或多者不同於該第一刺激物之一位置、一大小、一空間頻率分佈、一強度或相對於該顯示器上之一背景之一強度之一或多者。

【0289】 條項74.如條項72之設備，其中該第一刺激物包括複數個第一刺激物，且該第二刺激物包括複數個第二刺激物，且其中該第二複數個刺激物之各者係回應於該比較而經組態。

【0290】 條項75.如條項70之設備，其進一步包括用於將該第一刺激物及該第二刺激物之該影像投射於該視網膜前方且遠離該中央凹以在該視網膜上提供該第一刺激物及該第二刺激物之一模糊影像之一或多個光學結構。

【0291】 條項76.如條項75之設備，其中該一或多個光學結構包括一鏡片、一稜鏡、一楔、一光學玻璃片、一繞射光學器件、一菲涅爾鏡片、複數個階梯光柵、一非球面輪廓、一液晶、複數個小透鏡、正光學屈光度之複數個區域、具有經增加光學屈光度之複數個環形區域或在具有經

增加光學屈光度之區域之間延伸之複數個間隙之一或多者。

【0292】 條項77.如條項75之設備，其中該一或多個光學結構包括用於提供該第一刺激物之一第一光學結構及用於提供該第二刺激物之一第二光學結構，該第二光學結構回應於該比較而經組態。

【0293】 條項78.如條項77之設備，其中該第二光學結構回應於該比較而經組態以具有一焦距、一傾斜角、一繞射圖案、一階梯光柵圖案、一非球面輪廓、一液晶折射率改變、正光學屈光度之區域之位置或間隙之一或多者。

【0294】 條項79.如條項70之設備，其中該處理器經組態以具有用於執行前述方法條項中任一項之方法之指令。

【0295】 本發明之實施例已如本文中闡述般展示且描述且僅藉由實例提供。一般技術者將認知許多調適、改變、變化及取代而不脫離本發明之範疇。可利用本文中揭示之實施例之若干替代例及組合而不脫離本發明及本文中揭示之發明之範疇。因此，本揭示發明之範疇應僅由隨附發明申請專利範圍及其等效物之範疇定義。

【符號說明】

【0296】

10: 鏡片

12: 投影單元

13: 直徑

14: 中心光學區

15: 半徑

16: 周邊區

17: 距離

18: 最外邊緣區/光投影單元

19: 橫跨距離

20: 電池

21: 電源功能

22: 感測器

23: 啟動功能

24: 撓曲印刷電路板(PCB)

25: 控制功能

27: 光強度設定

29: 光開關

30: 光源

31: 投影功能

32: 光學器件

33: 視網膜

41: 天線

70: 眼鏡

72: 顯示器/近眼顯示器

74: 眼鏡鏡片

76: 眼鏡框

94: 主動像素

94a: 像素

94b: 像素

94c: 像素

400: 鏡片

410: 清晰內部區

412: 中心

420: 外部區

430: 小透鏡

432: 間隙

440: 正區

442: 間隙

502: 刺激物

702: 刺激物

704: 影像

706: 顯示器

708: 亮圖案

710: 暗背景

800: 螢幕

802: 橫跨距離

804: 清晰中心視場/未中斷中心視場

806: 橫跨距離

812: 角度照明

814: 橫跨距離/中心視場

900: 自然場景

1100: 影像

1200: 影像

1600: 系統

1602: 治療裝置

1604: 伺服器

1606: 安全雙向通訊協定

1608: 治療專業人員裝置

1610: 照護者裝置

1612: 治療資料庫

1614: 臨床量測裝置

1620: 顯示器

1622: 小透鏡陣列

1700: 光學系統

1702: 測試眼睛

1704: 對照眼睛

1706: 第一光束分離器

1708: 第二光束分離器

1710: 中心顯示器

1712: 被動背景

1720: 顯示器

1724: 遮擋物

1726: 相機

1730a: 均勻圖案

1800: 方法

1805: 步驟

1810: 步驟

1820: 步驟

1830: 步驟

1840: 步驟

1850: 步驟

1860: 步驟

【發明申請專利範圍】

【請求項1】

一種治療一眼睛以減少近視之一加深之方法，該方法包括：

在一第一時間量測該眼睛之一光學性質；

向該眼睛提供一第一光治療以減少近視之該加深；

在該第一光治療之後之一第二時間量測該眼睛之該光學性質；

產生該第二時間之該眼睛之該光學性質與該第一時間之該眼睛之該光學性質之一比較；及

回應於該比較而向該眼睛提供一第二光治療。

【請求項2】

如請求項1之方法，其中該第一光治療包括一第一光刺激物且該第二光治療包括一第二刺激物，且其中該第二光刺激物係回應於該比較而經組態。

【請求項3】

如請求項2之方法，其中該第一光刺激物包括一位置、一大小、一空間頻率分佈、一強度或相對於一顯示器上之一背景之一強度之一或多者，且該第一光刺激物以該第一光刺激物與該第二光刺激物之間的該位置、該大小、該空間頻率分佈、該強度或相對於該顯示器上之該背景之該強度之該一或多者之一差異不同於該第二光刺激物。

【請求項4】

如請求項1之方法，其中該比較包括該第二時間與該第一時間的該經量測光學性質之間的一差異且其中回應於該差異而調整該第二治療。

【請求項5】

如請求項4之方法，其中該差異包括該第一時間與該第二時間之間的該眼睛之該光學性質的一暫態改變且視情況其中該暫態改變包括該眼睛之脈絡膜厚度的一改變。

【請求項6】

如請求項5之方法，其中第一時間發生在一第一天，該第一光治療發生在該第一天或之後之複數週內之複數天，且該第二時間發生在該複數週之後且該第二光治療發生在該第二時間或之後。

【請求項7】

如請求項5之方法，其中該第一時間發生在一第一天，該第一光治療發生在該第一天或之後之複數天，該第二時間發生在該第一光治療之該複數天之最後一天，且該第二光治療發生在該複數天之該最後一天之後之一第二天。

【請求項8】

如請求項5之方法，其中該第一時間發生在一第一天，該第二時間發生在該第一天，該第一光治療發生在該第一天且該第二光治療發生在該第一天之後之一第二天。

【請求項9】

如請求項1之方法，其中該光學性質包括屈光資料、軸向長度資料或脈絡膜厚度資料之一或多者。

【請求項10】

如請求項1之方法，其中該第一光治療將一第一影像投射於該視網膜前方之一焦點，且該第二光治療將一第二影像投射於該視網膜前方之一焦點。

【請求項11】

如請求項10之方法，其中該第一影像被聚焦於該視網膜前方之一第一距離處，且該第二影像被聚焦於該視網膜前方之一第二距離處，該第一距離不同於該第二距離。

【請求項12】

如請求項10之方法，其中使用包括用於將該第一影像聚焦於該視網膜上之一第一清晰中心區及用於將該第一影像聚焦於該視網膜前方之一第一外部區之一第一鏡片投射該第一影像，且使用包括用於將該第二影像聚焦於該視網膜上之一第二清晰區及用於將該第二影像聚焦於該視網膜前方之一第二外部區之一第二鏡片投射該第二影像。

【請求項13】

如請求項12之方法，其中該第一影像及該第二影像包括透過該鏡片觀察之一物件之影像。

【請求項14】

如請求項12之方法，其中該第一外部區及該第二外部區包括一非球面輪廓、複數個小透鏡或具有經增加光學屈光度及經減小光學屈光度之交替環形區之一或多者。

【請求項15】

如請求項12之方法，其中該第一鏡片與該第二鏡片因下列之一或多者而不同：以該第一外部區之一第一光學屈光度與該第二光學區之一第二光學屈光度之間的一差異；該第一清晰區與該第二清晰區之一直徑之間的一差異；該第一外部區與該第二外部區之一面積之間的一差異；該第一清晰區之一第一面積對該第一外部區之一第一面積之一第一比率與該第二清

晰區之一第二面積對該第二外部區之一第二面積之一第二比率之間的一差異；該第一外部區之小透鏡之一第一數目與該第二外部區之小透鏡之一第二數目之間的一差異；該第一外部區之第一複數個小透鏡之一第一光學屈光度與一第二外部區之第二複數個小透鏡之一第二光學屈光度之間的一差異；用於將該第一影像提供至該視網膜前方之該焦點之該第一外部區之一第一區域之一第一百分比與用於將該第二影像提供至該視網膜前方之該焦點之該第二外部區之一第二區域之一第二百分比之間的一差異。

【請求項16】

如請求項10之方法，其中該第一影像以相對於該眼睛之一光軸之一第一角度被聚焦且該第二影像以相對於該眼睛之該光軸之一第二角度遠離中央凹被聚焦。

【請求項17】

如請求項16之方法，其中該第一角度及該第二角度之各者在自5度至35度之一範圍內且視情況在自約15度至35度之一範圍內。

【請求項18】

如請求項16之方法，其中回應於該比較而將該第二角度調整至不同於該第一角度的一角度。

【請求項19】

如請求項10之方法，其中該第一影像被聚焦於該視網膜前方達在自3 D至10 D之一範圍內之一第一量且該第二影像被聚焦於該視網膜前方達在自3 D至10 D之一範圍內且視情況在自4.5 D至8 D之範圍內之一第二量。

【請求項20】

如請求項19之方法，其中回應於該比較而將該第二量調整至不同於

該第一量之一量。

【請求項21】

如請求項10之方法，其中該第一影像包括一第一背景上之一第一刺激物且該第二影像包括一第二刺激物及一第二背景。

【請求項22】

如請求項21之方法，其中該第一刺激物之一第一強度對該第一刺激物之該第一背景之一第一強度之一第一比率在自10至50之一範圍內且其中該第二刺激物對一第二背景之一第二強度之一第二比率在自10至50之一範圍內且視情況在自10至30之範圍內。

【請求項23】

如請求項22之方法，其中回應於該比較而將該第二比率調整至不同於第一比率之一值。

【請求項24】

如請求項21之方法，其中使用一顯示器將該第一刺激物及該第二刺激物投射至該視網膜上。

【請求項25】

如請求項10之方法，其中該眼睛曝露至在聚焦該第一影像時之一第一環境照明及在聚焦該第二影像時之一第二環境照明。

【請求項26】

如請求項25之方法，且其中該第一刺激物之一第一強度對該第一環境照明之一第一比率在自1.5至10之一範圍內且其中該第二刺激物之一第二強度對該第二環境照明之一第二比率在自1.5至10之一範圍內且視情況在自2.5至5之範圍內。

【請求項27】

如請求項26之方法，其中回應於該比較而將該第二比率調整至不同於該第一比率之一值。

【請求項28】

如請求項1之方法，其中該第一治療及該第二治療各包括分佈於遠離該眼睛之一中央凹定位之該視網膜之複數個區域上方之複數個刺激物，該複數個刺激物之各者成像於該視網膜前方且在該視網膜上模糊，其中該複數個刺激物經配置以界定該視網膜上之一治療區域。

【請求項29】

如請求項28之方法，其中該第一治療包括在該視網膜之一第一百分比內之一第一治療區域，且該第二治療包括在該視網膜之一第二百分比內之一第二治療區域且其中回應於該比較而將該第二治療區域調整至不同於該第一治療區域之一量。

【請求項30】

如請求項29之方法，其中該第一治療區域包括該視網膜之一總面積之一第一百分比且該第二治療區域包括該視網膜之該總面積之一第二百分比且其中回應於該比較而將該第二百分比調整至不同於該第一百分比之一量且視情況其中該第一百分比及該第二百分比在該視網膜之該總面積之自約15%至約65%之一範圍內。

【請求項31】

如請求項29之方法，其中該第一治療區域及該第二治療區域包括環形區域，該等環形區域具有定位於該等環形區域外部之該中央凹。

【請求項32】

如請求項1之方法，其中該第一治療包括對應於該眼睛之錐體之一第一峰值靈敏度之光之一第一波長且該第二治療包括對應於該眼睛之該等錐體之一第二峰值靈敏度之光之一第二波長且視情況其中該等錐體之該峰值靈敏度對應於在自約420 nm至約440 nm、自約534 nm至約545 nm或564至約580 nm之一範圍內之一波長下之光。

【請求項33】

如請求項32之方法，其中該第一峰值對應於一第一範圍且該第二峰值對應於回應於該比較而不同於該第一範圍之一第二範圍。

【請求項34】

如請求項1之方法，其中該第一光治療包括波長之一第一分佈且該第二光治療包括波長之一第二分佈，其中回應於該比較，該第二分佈不同於該第一分佈。

【請求項35】

如請求項34之方法，其中波長之該第一分佈對應於一第一溫度且該第二分佈對應於一第二溫度，且視情況其中該第一溫度及該第二溫度在自約凱氏5000度至約凱氏11,000度之一範圍內。

【請求項36】

如請求項1之方法，其中該第一治療包括一第一天之一第一持續時間且該第二治療包括一第二天之一第二持續時間，回應於該比較，該第二持續時間不同於該第一持續時間。

【請求項37】

如請求項36之方法，其中該第一持續時間在自1小時至8小時之一範圍內且該第二持續時間在自1小時至8小時之一範圍內且視情況在自1.5至3

小時之範圍內。

【請求項38】

如請求項1之方法，其中該第一治療發生在一天之一第一本地時間且該第二光治療發生在回應於該比較而不同於一天之該第一時間之一天之一第二時間。

【請求項39】

如請求項38之方法，其中該第一治療在該第一本地時間發生達一第一持續時間且該第二治療在該第二本地時間發生達一第二持續時間，回應於該比較，該第一天之該第一本地時間之該第一持續時間不與該第二天之該第二本地時間之該第二持續時間重疊。

【請求項40】

如請求項38之方法，其中一天中之時間在自7 am至中午本地時間之一範圍內或在自5 pm至子夜本地時間之一範圍內。

【請求項41】

如請求項38之方法，其中回應於該比較，一天之該第二本地時間不同於一天之該第一本地時間。

【請求項42】

如請求項1之方法，其中該第一治療以一第一量之像散將一刺激物之一第一影像投射於該視網膜前方，且該第二治療以一第二量之像散將一第二影像投射於該視網膜前方。

【請求項43】

如請求項42之方法，其中回應於該比較，像散之該第一量不同於像散之該第二量。

【請求項44】

如請求項42之方法，其中像散之該第一量在自0.5 D至4 D之一第一範圍內，且像散之該第二量在自0.5 D至4 D之一第二範圍內。

【請求項45】

如請求項1之方法，其中該眼睛已被診斷為具有每年在自0.25 D至1.5 D之一範圍內之近視之一加深，且其中近視之該加深減少至少0.25 D。

【請求項46】

如請求項45之方法，其中近視之該加深每年大於0.6 D，且其中近視之該加深每年減少在自0.6 D至0.9 D之一範圍內之一量。

【請求項47】

如請求項1之方法，其中該第一治療包括以一第一強度投射於該視網膜前方之一第一刺激物，且該第二治療包括以一第二強度投射於該視網膜前方之一第二刺激物。

【請求項48】

如請求項47之方法，其中回應於該比較，該第二強度不同於該第一強度。

【請求項49】

如請求項47之方法，該第一強度及該第二強度各包括在1至1000托朗之一範圍內之一亮度。

【請求項50】

如請求項47之方法，其中該第一強度及該第二強度各包括在自100至50,000尼特之一範圍內或在自1至10,000尼特之一範圍內之一照度。

【請求項51】

如請求項1之方法，其中該第一治療包括以一第一空間頻率分佈投射於該視網膜前方之第一複數個刺激物，且其中該第二治療包括以一第二空間頻率分佈投射於該視網膜前方之第二複數個刺激物。

【請求項52】

如請求項51之方法，其中回應於該比較，該第二空間頻率分佈不同於該第一空間頻率分佈。

【請求項53】

如請求項52之方法，其中該等第一及第二複數個刺激物之各者包括一長度、邊緣及一強度輪廓分佈以產生如在該視網膜前方或後方成像至該眼睛中之在$1X10^{-1}$至$2.5X10^{1}$循環/度之一範圍中且視情況在自$1X10^{-1}$至$1X10^{1}$循環/度之一範圍內之空間頻率。

【請求項54】

如請求項51之方法，其中如成像於該眼睛中之該等第一及第二複數個刺激物之各者包括以自約$1X10^{-1}$至約$2.5X10^{1}$循環/度且視情況自$1X10^{-1}$至約$5X10^{0}$循環/度之一空間頻率範圍之空間頻率之一增加提供空間頻率振幅之一減小之一空間頻率分佈。

【請求項55】

如請求項54之方法，其中空間頻率強度之減小針對任意單位之該空間頻率振幅在自$1/(\text{空間頻率})^{0.5}$至$1/(\text{空間頻率})^{2}$之一範圍內且視情況針對任意單位之該空間頻率振幅自$1/(\text{空間頻率})$至$1/(\text{空間頻率})^{2}$。

【請求項56】

如請求項54之方法，其中空間頻率之該範圍係自約$3X10^{-1}$至約$1.0X10^{1}$循環/度且視情況在自約$3X10^{-1}$至約$2.0X10^{0}$之一範圍內且進一步

視情況自約$3X10^{-1}$至約$1.0X10^{0}$。

【請求項57】

如請求項1之方法，其中該第一光治療投射一第一脈衝刺激物之一第一影像且其中該第二光治療投射一第二脈衝刺激物之一第二影像。

【請求項58】

如請求項57之方法，其中第一脈衝刺激物包括一第一負載循環且該第二脈衝刺激物包括一第二負載循環，回應於該比較，該第二負載循環不同於該第一負載循環。

【請求項59】

如請求項57之方法，其中該第一脈衝刺激物包括一第一頻率且該第二脈衝刺激物包括回應於該比較而不同於該第一頻率之一第二頻率。

【請求項60】

如請求項1之方法，其中該第一光治療將一第一刺激物之一第一影像投射至該視網膜前方或後方之一第一位置，且其中該第二光治療將一第二刺激物投射於該視網膜前方或後方之一第二位置處。

【請求項61】

如請求項60之方法，其中回應於該比較，該第二位置不同於該第一位置。

【請求項62】

如請求項61之方法，其中該第一位置在該視網膜之一第一側上且回應於該比較，該第二位置在該視網膜之與該第一側相對之一第二側上。

【請求項63】

如請求項1之方法，其中該光學性質包括一軸向長度、一雙目量測軸

向長度、一屈光、一顯性屈光、一睫狀肌麻痹屈光、一自動屈光、一雙目自動屈光、一開放場自動屈光、一雙目開放場自動屈光、一掃描狹縫自動屈光、一波前圖、一波前係數、一球體係數、一圓柱體係數、一彗形像差、一球面像差或一三葉之一或多者。

【請求項64】

如請求項63之方法，其中該光學性質包括屈光資料，且其中該第一時間與該第二時間之間的該屈光資料的一改變對應於該眼睛之軸向長度的一改變。

【請求項65】

如請求項64之方法，其中回應於該屈光資料之該改變而判定軸向長度之該改變。

【請求項66】

如請求項1之方法，其中向該眼睛提供一雙目固定刺激物以在該第一時間及該第二時間量測該光學性質。

【請求項67】

如請求項1之方法，其中針對該第一治療及該第二治療使用一對側眼治療該眼睛。

【請求項68】

如請求項1之方法，其中在該第一治療期間使用一第一屈光矯正來矯正該眼睛之一第一屈光不正以提供一第一清晰中心區上之觀察且針對該第二治療在一第二清晰中心區上使用一第二屈光矯正來矯正該眼睛之一第二屈光不正。

【請求項69】

如請求項68之方法，其中回應於該比較，該第一屈光矯正不同於該第二屈光矯正。

【請求項70】

一種用於減少一眼睛之近視之一加深之設備，該設備包括：

一光源，其用於將一第一刺激物之一影像提供於該眼睛之一視網膜前方於遠離該視網膜之一位置處；及

一處理器，其可操作地耦合至該光源以回應於來自該第一刺激物對該眼睛之一光學性質的一改變而將該刺激物調整至一第二刺激物。

【請求項71】

如請求項70之設備，其中該處理器經組態以產生使用該第一刺激物之一第一光治療之前之一第一時間之該眼睛之該光學性質與在該第一光治療之後之一第二時間之該眼睛之該光學性質之一比較且回應於該比較而組態該第二刺激物。

【請求項72】

如請求項71之設備，其中該光源包括一顯示器且該第一刺激物及該第二刺激物各呈現於該顯示器上且其中回應於該比較，呈現於該顯示器上之該第二刺激物經組態以具有一位置、一大小、一空間頻率分佈、一強度或相對於該顯示器上之一背景之一強度之一或多者。

【請求項73】

如請求項72之設備，其中該第二刺激物之該位置、該大小、該空間頻率分佈、該強度或相對於該顯示器上之一背景之該強度之該一或多者不同於該第一刺激物之一位置、一大小、一空間頻率分佈、一強度或相對於該顯示器上之一背景之一強度之一或多者。

【請求項74】

如請求項72之設備，其中該第一刺激物包括複數個第一刺激物，且該第二刺激物包括複數個第二刺激物，且其中該第二複數個刺激物之各者係回應於該比較而經組態。

【請求項75】

如請求項70之設備，其進一步包括用於將該第一刺激物及該第二刺激物之該影像投射於該視網膜前方且遠離該中央凹以在該視網膜上提供該第一刺激物及該第二刺激物之一模糊影像之一或多個光學結構。

【請求項76】

如請求項75之設備，其中該一或多個光學結構包括一鏡片、一稜鏡、一楔、一光學玻璃片、一繞射光學器件、一菲涅爾鏡片、複數個階梯光柵、一非球面輪廓、一液晶、複數個小透鏡、正光學屈光度之複數個區域、具有經增加光學屈光度之複數個環形區域或在具有經增加光學屈光度之區域之間延伸之複數個間隙之一或多者。

【請求項77】

如請求項75之設備，其中該一或多個光學結構包括用於提供該第一刺激物之一第一光學結構及用於提供該第二刺激物之一第二光學結構，該第二光學結構回應於該比較而經組態。

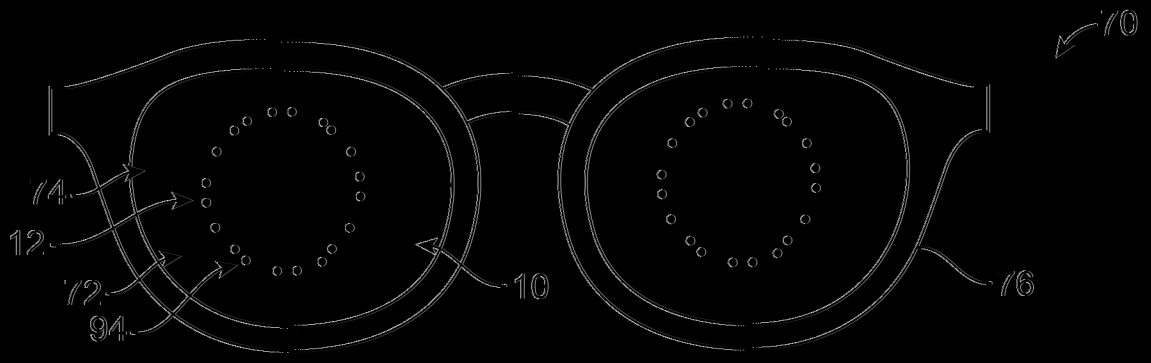
【請求項78】

如請求項77之設備，其中該第二光學結構回應於該比較而經組態以具有一焦距、一傾斜角、一繞射圖案、一階梯光柵圖案、一非球面輪廓、一液晶折射率改變、正光學屈光度之區域之位置或間隙之一或多者。

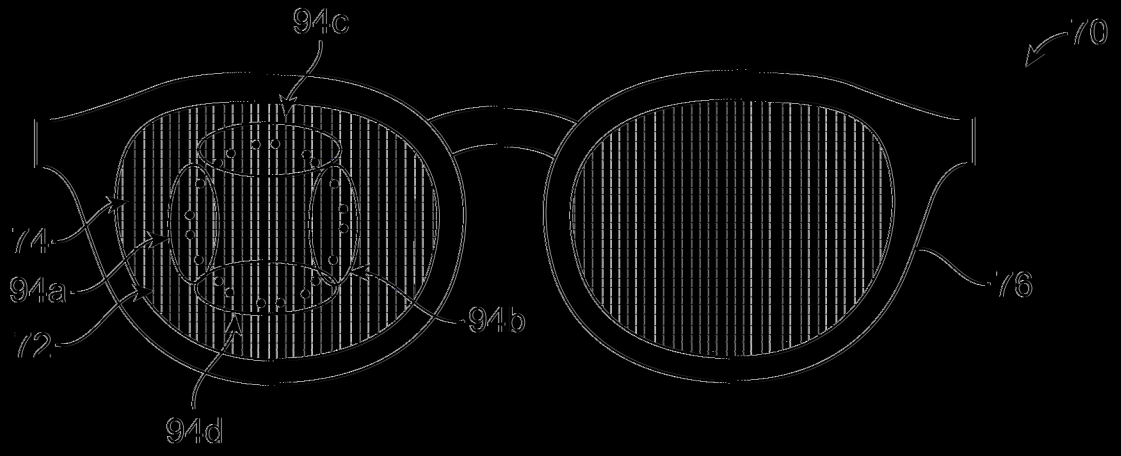
【請求項79】

如請求項70之設備，其中該處理器經組態以具有用於執行前述方法請求項中任一項之方法之指令。

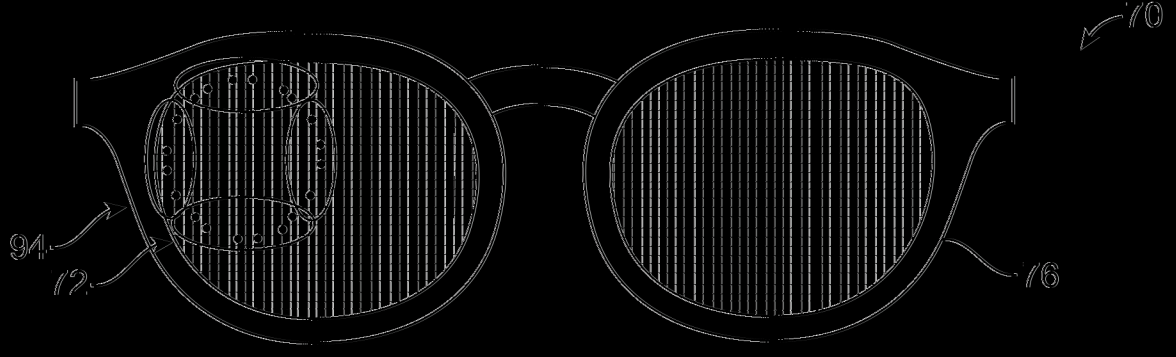
(發明圖式)



(圖1A)



(圖1B)



(圖1C)

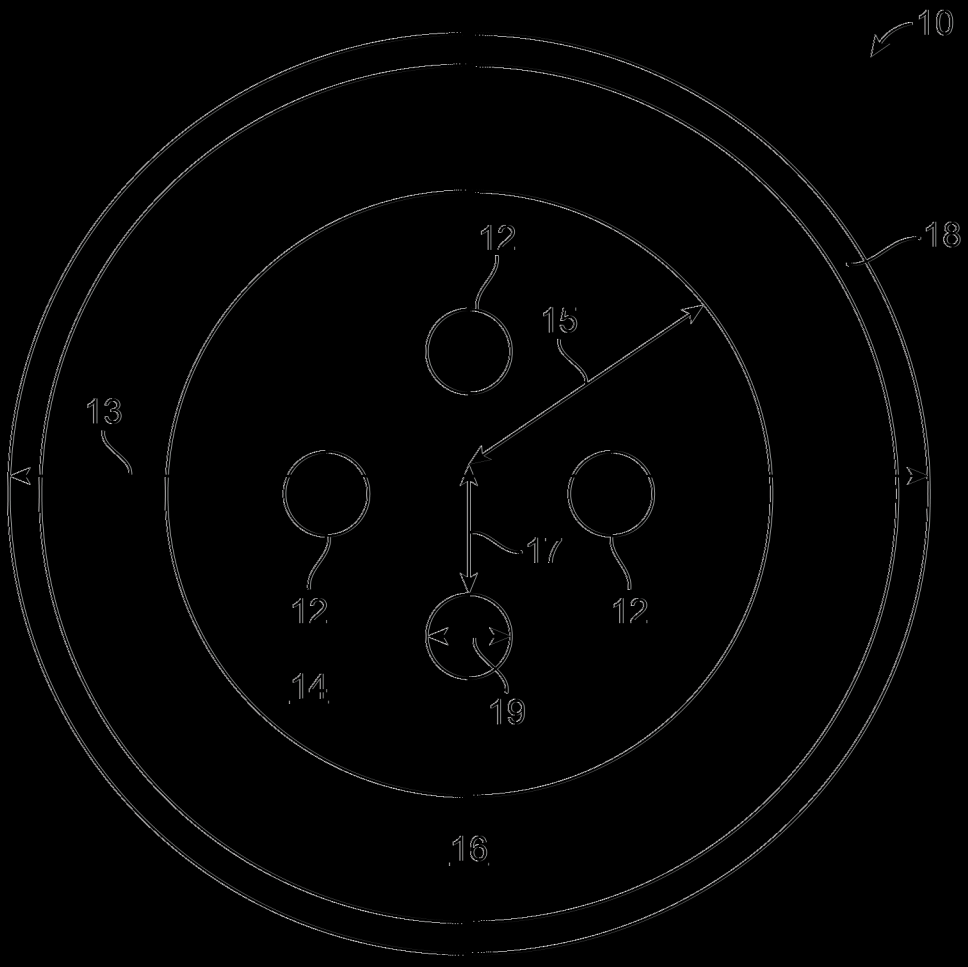
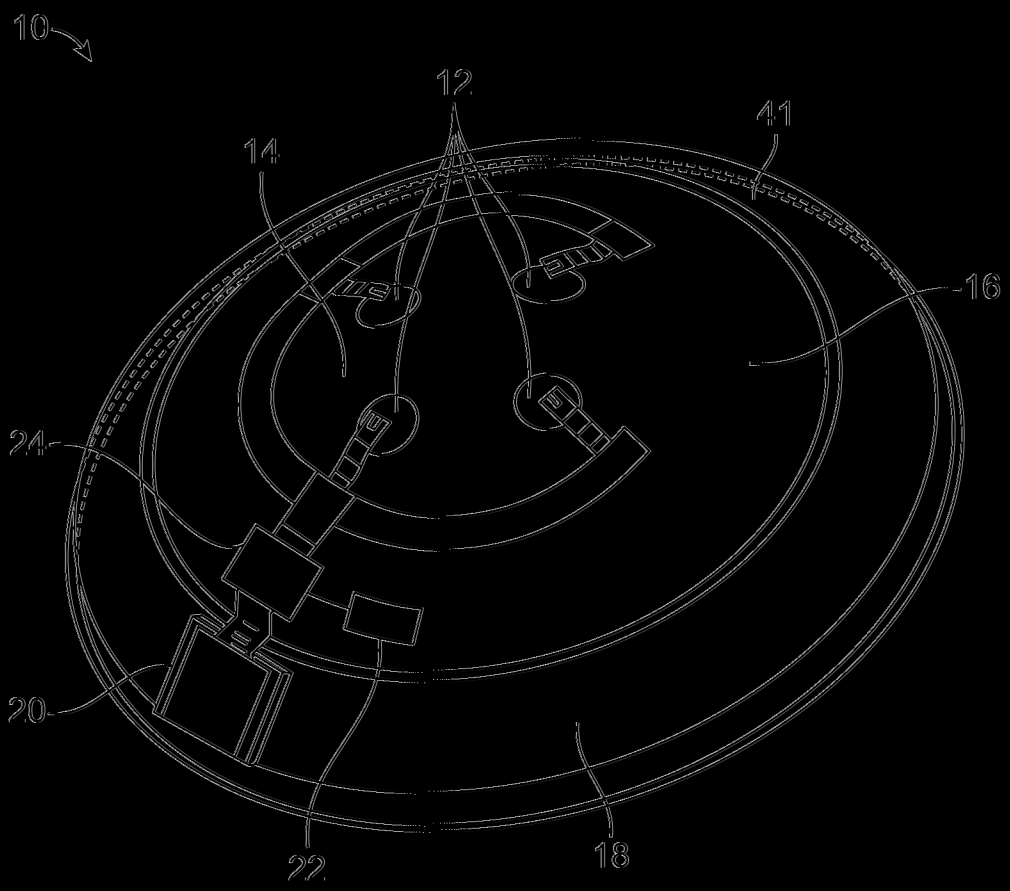
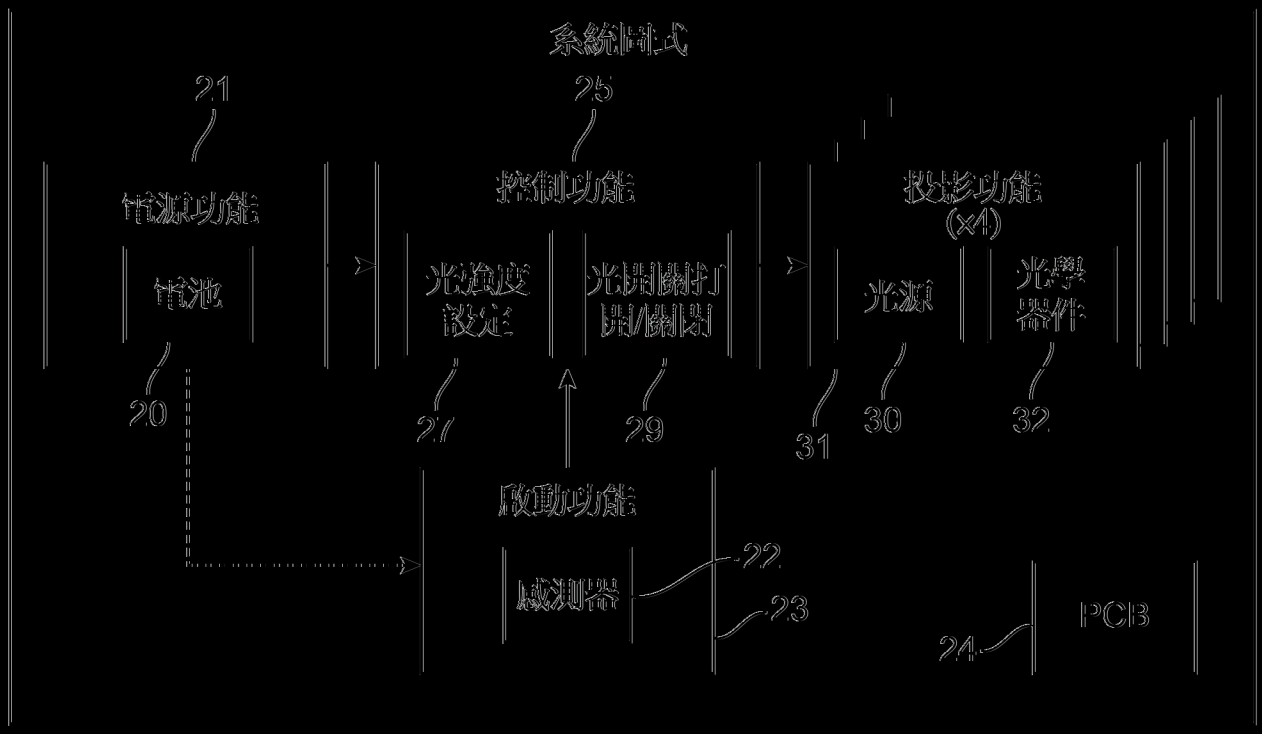


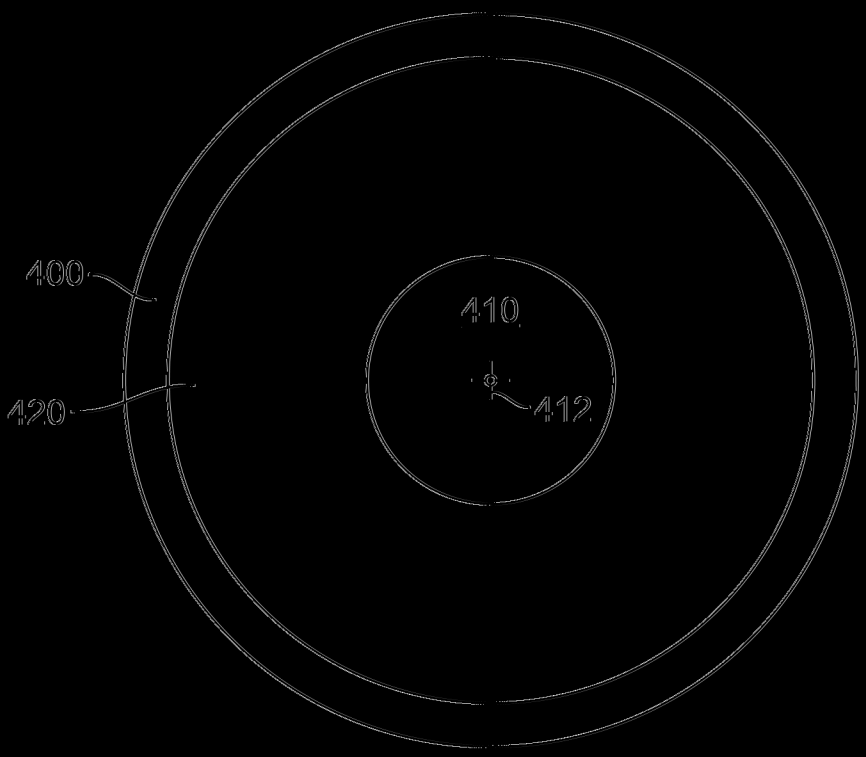
圖2A



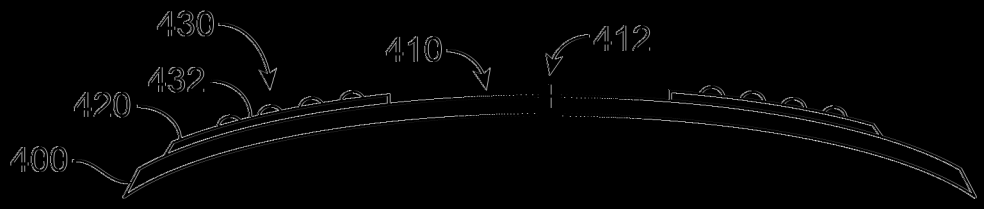
(圖2B)


系統時式
21
25
電源功能
控制功能
投影功能
(×4)
電池
光強度
設定
光開關打
開/關閉
光源
光學
器件
20
27
29
31
30
32
啟動功能
感測器
22
23
24
PCB

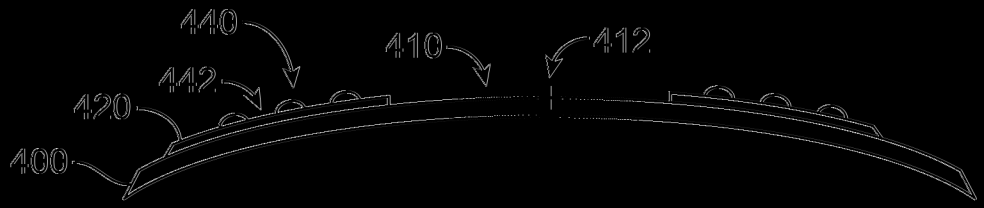
圖(圖3)



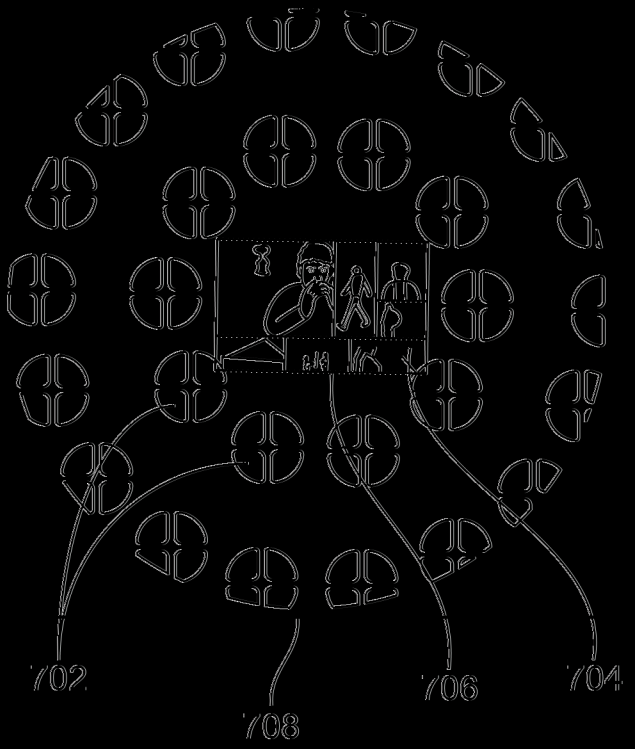
(圖4)



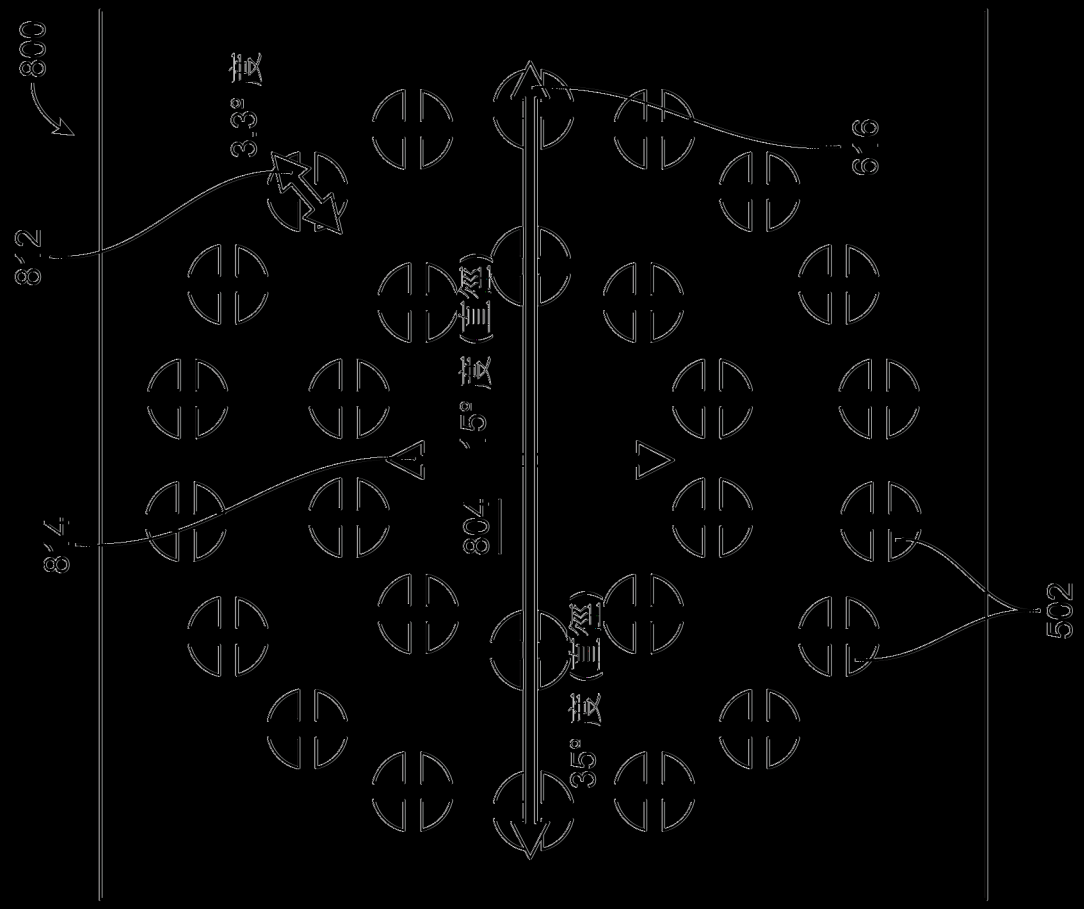
(圖5)



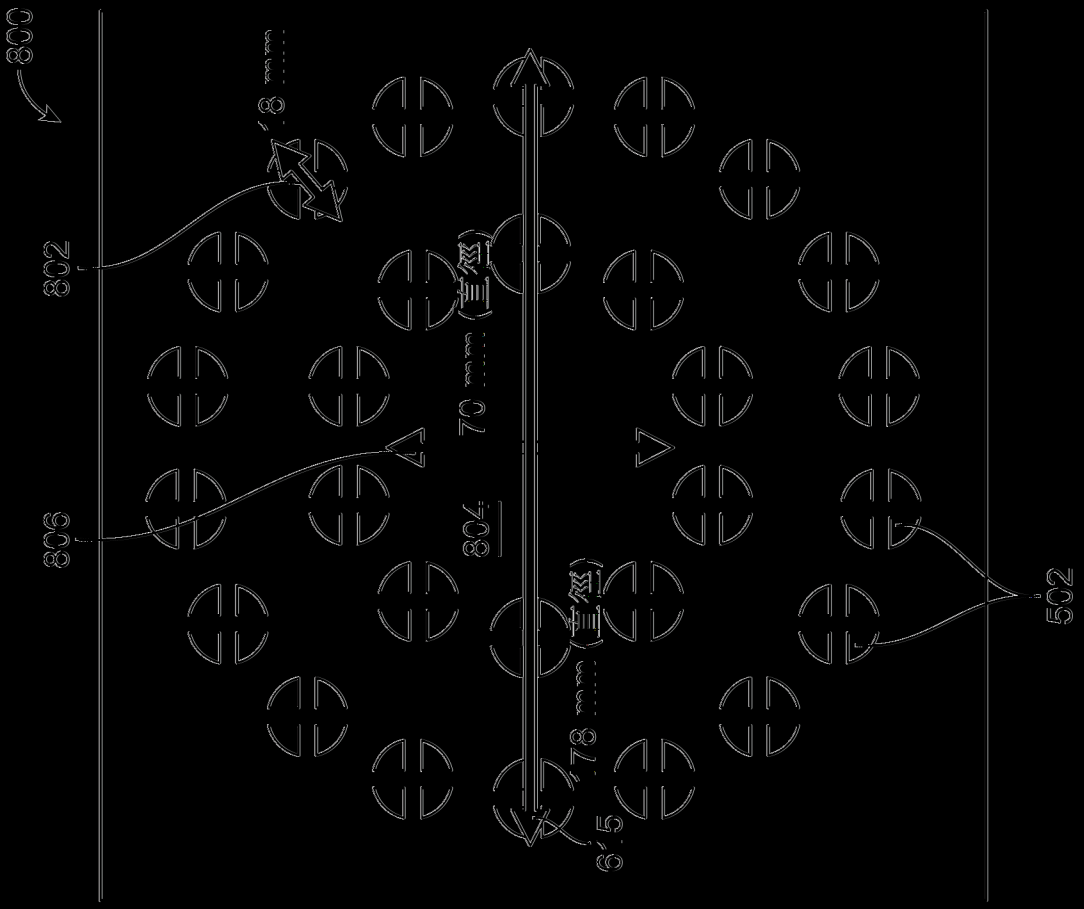
(圖6)



(圖7)


800
802
804
502
33°
35°
59°
66
70 mm
78 mm

第7A圖


800
802
804
502
8 mm
70 mm
78 mm

第7B圖

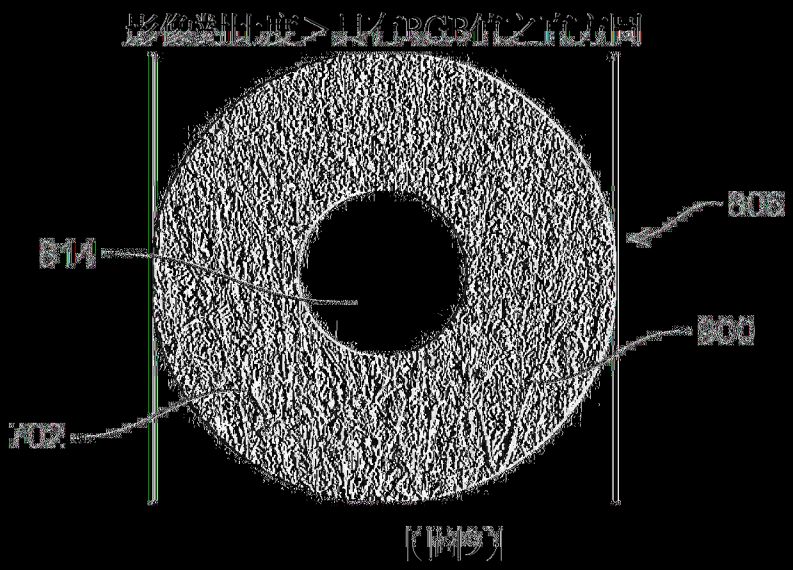

影像擷取裝置之RGB相機
805
814
800
802

圖9

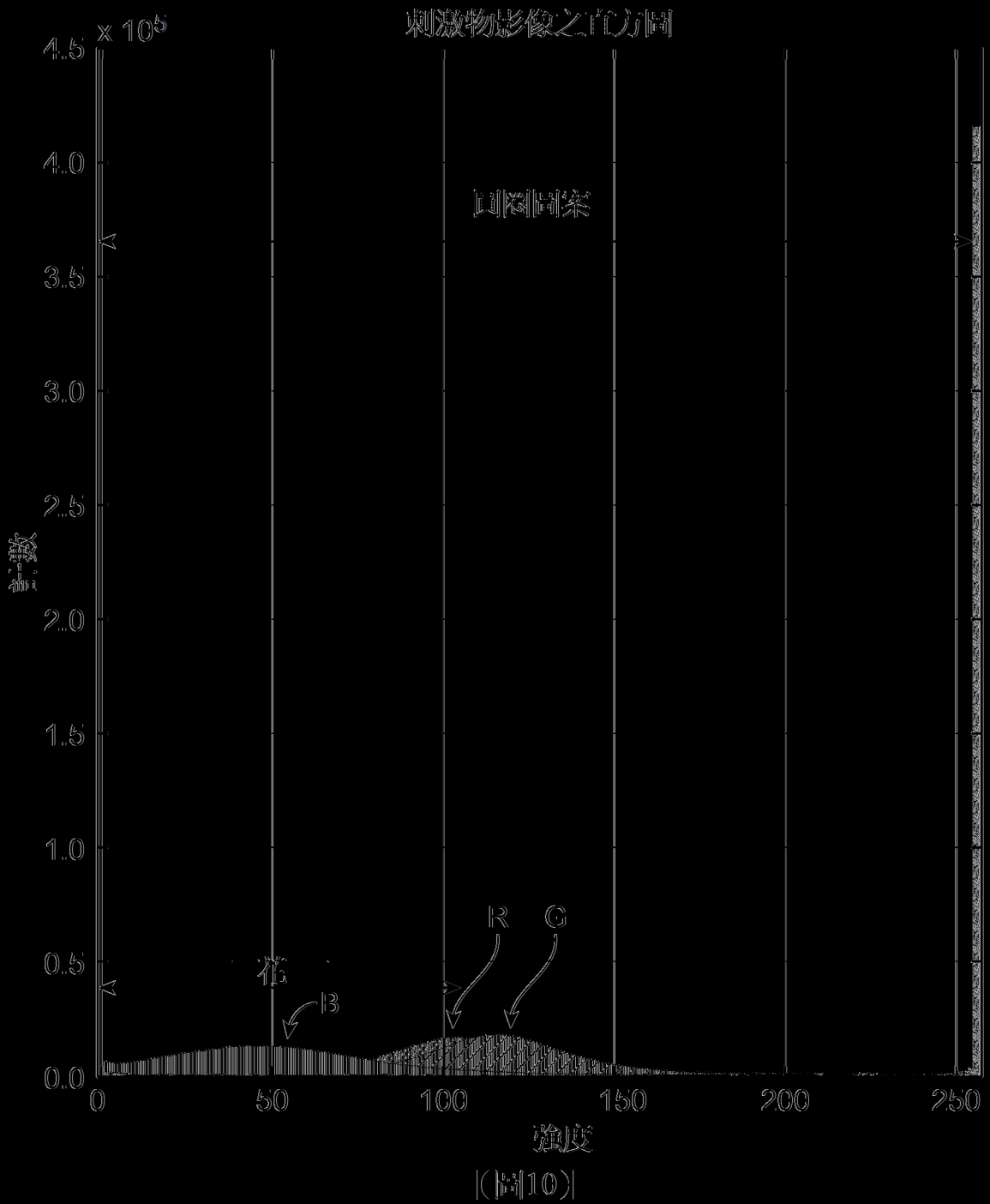
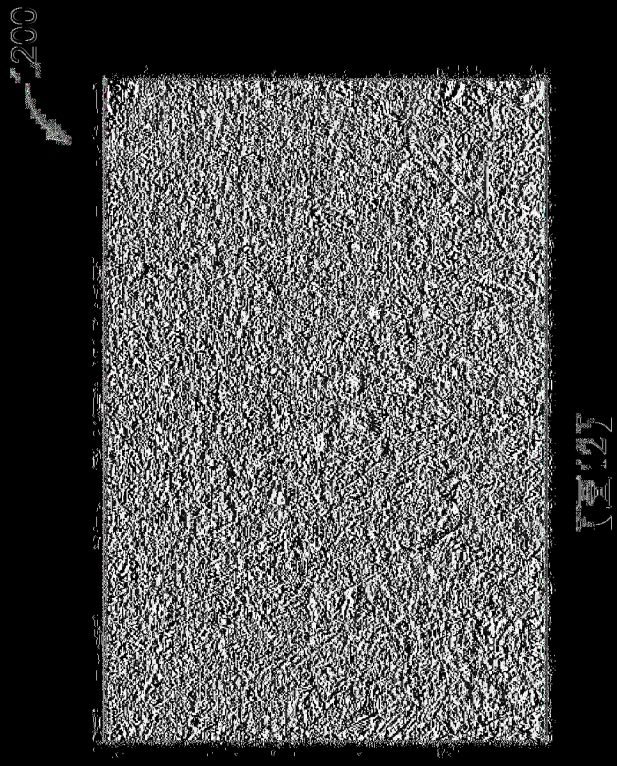
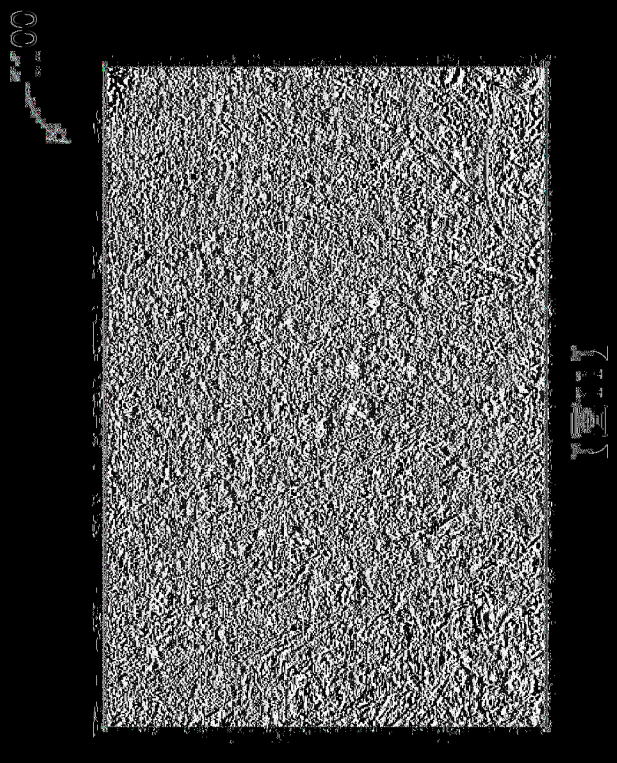

刺激物影像之R方圖
x 10^5
4.5
4.0
3.5
3.0
2.5
2.0
1.5
1.0
0.5
0.0
R
G
B
花
0
50
100
150
200
250
強度

圖10



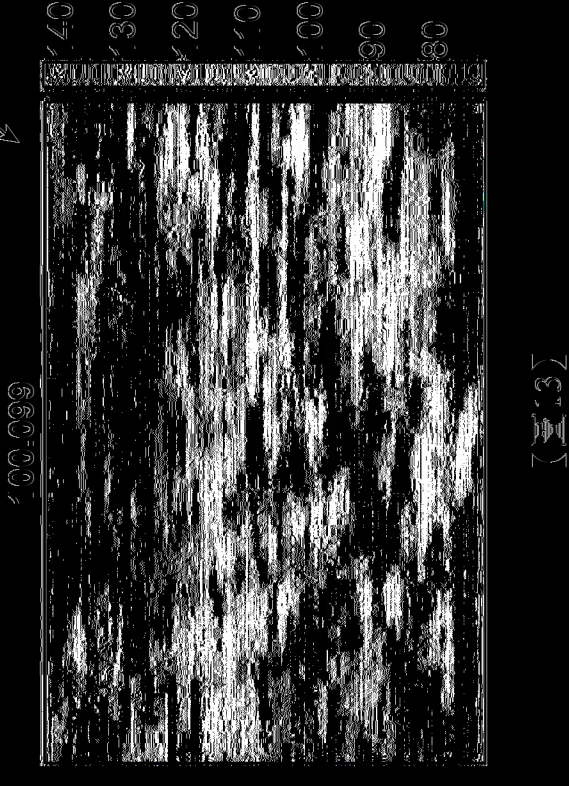
【圖1】



【圖2】



【圖4】



【圖3】

第8A圖
第8B圖
第8C圖
第8D圖
第8E圖
第8F圖
第8G圖
第8H圖
第8I圖
第8J圖
第8K圖
第8L圖
第8M圖
第8N圖
第8O圖
第8P圖
第8Q圖
第8R圖
第8S圖
第8T圖
第8U圖
第8V圖
第8W圖
第8X圖
第8Y圖
第8Z圖
第8AA圖
第8AB圖
第8AC圖
第8AD圖
第8AE圖
第8AF圖
第8AG圖
第8AH圖
第8AI圖
第8AJ圖
第8AK圖
第8AL圖
第8AM圖
第8AN圖
第8AO圖
第8AP圖
第8AQ圖
第8AR圖
第8AS圖
第8AT圖
第8AU圖
第8AV圖
第8AW圖
第8AX圖
第8AY圖
第8AZ圖
第8BA圖
第8BB圖
第8BC圖
第8BD圖
第8BE圖
第8BF圖
第8BG圖
第8BH圖
第8BI圖
第8BJ圖
第8BK圖
第8BL圖
第8BM圖
第8BN圖
第8BO圖
第8BP圖
第8BQ圖
第8BR圖
第8BS圖
第8BT圖
第8BU圖
第8BV圖
第8BW圖
第8BX圖
第8BY圖
第8BZ圖
第8CA圖
第8CB圖
第8CC圖
第8CD圖
第8CE圖
第8CF圖
第8CG圖
第8CH圖
第8CI圖
第8CJ圖
第8CK圖
第8CL圖
第8CM圖
第8CN圖
第8CO圖
第8CP圖
第8CQ圖
第8CR圖
第8CS圖
第8CT圖
第8CU圖
第8CV圖
第8CW圖
第8CX圖
第8CY圖
第8CZ圖
第8DA圖
第8DB圖
第8DC圖
第8DD圖
第8DE圖
第8DF圖
第8DG圖
第8DH圖
第8DI圖
第8DJ圖
第8DK圖
第8DL圖
第8DM圖
第8DN圖
第8DO圖
第8DP圖
第8DQ圖
第8DR圖
第8DS圖
第8DT圖
第8DU圖
第8DV圖
第8DW圖
第8DX圖
第8DY圖
第8DZ圖
第8EA圖
第8EB圖
第8EC圖
第8ED圖
第8EE圖
第8EF圖
第8EG圖
第8EH圖
第8EI圖
第8EJ圖
第8EK圖
第8EL圖
第8EM圖
第8EN圖
第8EO圖
第8EP圖
第8EQ圖
第8ER圖
第8ES圖
第8ET圖
第8EU圖
第8EV圖
第8EW圖
第8EX圖
第8EY圖
第8EZ圖
第8FA圖
第8FB圖
第8FC圖
第8FD圖
第8FE圖
第8FF圖
第8FG圖
第8FH圖
第8FI圖
第8FJ圖
第8FK圖
第8FL圖
第8FM圖
第8FN圖
第8FO圖
第8FP圖
第8FQ圖
第8FR圖
第8FS圖
第8FT圖
第8FU圖
第8FV圖
第8FW圖
第8FX圖
第8FY圖
第8FZ圖
第8GA圖
第8GB圖
第8GC圖
第8GD圖
第8GE圖
第8GF圖
第8GG圖
第8GH圖
第8GI圖
第8GJ圖
第8GK圖
第8GL圖
第8GM圖
第8GN圖
第8GO圖
第8GP圖
第8GQ圖
第8GR圖
第8GS圖
第8GT圖
第8GU圖
第8GV圖
第8GW圖
第8GX圖
第8GY圖
第8GZ圖
第8HA圖
第8HB圖
第8HC圖
第8HD圖
第8HE圖
第8HF圖
第8HG圖
第8HH圖
第8HI圖
第8HJ圖
第8HK圖
第8HL圖
第8HM圖
第8HN圖
第8HO圖
第8HP圖
第8HQ圖
第8HR圖
第8HS圖
第8HT圖
第8HU圖
第8HV圖
第8HW圖
第8HX圖
第8HY圖
第8HZ圖
第8IA圖
第8IB圖
第8IC圖
第8ID圖
第8IE圖
第8IF圖
第8IG圖
第8IH圖
第8II圖
第8IJ圖
第8IK圖
第8IL圖
第8IM圖
第8IN圖
第8IO圖
第8IP圖
第8IQ圖
第8IR圖
第8IS圖
第8IT圖
第8IU圖
第8IV圖
第8IW圖
第8IX圖
第8IY圖
第8IZ圖
第8JA圖
第8JB圖
第8JC圖
第8JD圖
第8JE圖
第8JF圖
第8JG圖
第8JH圖
第8JI圖
第8JJ圖
第8JK圖
第8JL圖
第8JM圖
第8JN圖
第8JO圖
第8JP圖
第8JQ圖
第8JR圖
第8JS圖
第8JT圖
第8JU圖
第8JV圖
第8JW圖
第8JX圖
第8JY圖
第8JZ圖
第8KA圖
第8KB圖
第8KC圖
第8KD圖
第8KE圖
第8KF圖
第8KG圖
第8KH圖
第8KI圖
第8KJ圖
第8KK圖
第8KL圖
第8KM圖
第8KN圖
第8KO圖
第8KP圖
第8KQ圖
第8KR圖
第8KS圖
第8KT圖
第8KU圖
第8KV圖
第8KW圖
第8KX圖
第8KY圖
第8KZ圖
第8LA圖
第8LB圖
第8LC圖
第8LD圖
第8LE圖
第8LF圖
第8LG圖
第8LH圖
第8LI圖
第8LJ圖
第8LK圖
第8LL圖
第8LM圖
第8LN圖
第8LO圖
第8LP圖
第8LQ圖
第8LR圖
第8LS圖
第8LT圖
第8LU圖
第8LV圖
第8LW圖
第8LX圖
第8LY圖
第8LZ圖
第8MA圖
第8MB圖
第8MC圖
第8MD圖
第8ME圖
第8MF圖
第8MG圖
第8MH圖
第8MI圖
第8MJ圖
第8MK圖
第8ML圖
第8MM圖
第8MN圖
第8MO圖
第8MP圖
第8MQ圖
第8MR圖
第8MS圖
第8MT圖
第8MU圖
第8MV圖
第8MW圖
第8MX圖
第8MY圖
第8MZ圖
第8NA圖
第8NB圖
第8NC圖
第8ND圖
第8NE圖
第8NF圖
第8NG圖
第8NH圖
第8NI圖
第8NJ圖
第8NK圖
第8NL圖
第8NM圖
第8NN圖
第8NO圖
第8NP圖
第8NQ圖
第8NR圖
第8NS圖
第8NT圖
第8NU圖
第8NV圖
第8NW圖
第8NX圖
第8NY圖
第8NZ圖
第8OA圖
第8OB圖
第8OC圖
第8OD圖
第8OE圖
第8OF圖
第8OG圖
第8OH圖
第8OI圖
第8OJ圖
第8OK圖
第8OL圖
第8OM圖
第8ON圖
第8OO圖
第8OP圖
第8OQ圖
第8OR圖
第8OS圖
第8OT圖
第8OU圖
第8OV圖
第8OW圖
第8OX圖
第8OY圖
第8OZ圖
第8PA圖
第8PB圖
第8PC圖
第8PD圖
第8PE圖
第8PF圖
第8PG圖
第8PH圖
第8PI圖
第8PJ圖
第8PK圖
第8PL圖
第8PM圖
第8PN圖
第8PO圖
第8PP圖
第8PQ圖
第8PR圖
第8PS圖
第8PT圖
第8PU圖
第8PV圖
第8PW圖
第8PX圖
第8PY圖
第8PZ圖
第8QA圖
第8QB圖
第8QC圖
第8QD圖
第8QE圖
第8QF圖
第8QG圖
第8QH圖
第8QI圖
第8QJ圖
第8QK圖
第8QL圖
第8QM圖
第8QN圖
第8QO圖
第8QP圖
第8QQ圖
第8QR圖
第8QS圖
第8QT圖
第8QU圖
第8QV圖
第8QW圖
第8QX圖
第8QY圖
第8QZ圖
第8RA圖
第8RB圖
第8RC圖
第8RD圖
第8RE圖
第8RF圖
第8RG圖
第8RH圖
第8RI圖
第8RJ圖
第8RK圖
第8RL圖
第8RM圖
第8RN圖
第8RO圖
第8RP圖
第8RQ圖
第8RR圖
第8RS圖
第8RT圖
第8RU圖
第8RV圖
第8RW圖
第8RX圖
第8RY圖
第8RZ圖
第8SA圖
第8SB圖
第8SC圖
第8SD圖
第8SE圖
第8SF圖
第8SG圖
第8SH圖
第8SI圖
第8SJ圖
第8SK圖
第8SL圖
第8SM圖
第8SN圖
第8SO圖
第8SP圖
第8SQ圖
第8SR圖
第8SS圖
第8ST圖
第8SU圖
第8SV圖
第8SW圖
第8SX圖
第8SY圖
第8SZ圖
第8TA圖
第8TB圖
第8TC圖
第8TD圖
第8TE圖
第8TF圖
第8TG圖
第8TH圖
第8TI圖
第8TJ圖
第8TK圖
第8TL圖
第8TM圖
第8TN圖
第8TO圖
第8TP圖
第8TQ圖
第8TR圖
第8TS圖
第8TT圖
第8TU圖
第8TV圖
第8TW圖
第8TX圖
第8TY圖
第8TZ圖
第8UA圖
第8UB圖
第8UC圖
第8UD圖
第8UE圖
第8UF圖
第8UG圖
第8UH圖
第8UI圖
第8UJ圖
第8UK圖
第8UL圖
第8UM圖
第8UN圖
第8UO圖
第8UP圖
第8UQ圖
第8UR圖
第8US圖
第8UT圖
第8UU圖
第8UV圖
第8UW圖
第8UX圖
第8UY圖
第8UZ圖
第8VA圖
第8VB圖
第8VC圖
第8VD圖
第8VE圖
第8VF圖
第8VG圖
第8VH圖
第8VI圖
第8VJ圖
第8VK圖
第8VL圖
第8VM圖
第8VN圖
第8VO圖
第8VP圖
第8VQ圖
第8VR圖
第8VS圖
第8VT圖
第8VU圖
第8VV圖
第8VW圖
第8VX圖
第8VY圖
第8VZ圖
第8WA圖
第8WB圖
第8WC圖
第8WD圖
第8WE圖
第8WF圖
第8WG圖
第8WH圖
第8WI圖
第8WJ圖
第8WK圖
第8WL圖
第8WM圖
第8WN圖
第8WO圖
第8WP圖
第8WQ圖
第8WR圖
第8WS圖
第8WT圖
第8WU圖
第8WV圖
第8WW圖
第8WX圖
第8WY圖
第8WZ圖
第8XA圖
第8XB圖
第8XC圖
第8XD圖
第8XE圖
第8XF圖
第8XG圖
第8XH圖
第8XI圖
第8XJ圖
第8XK圖
第8XL圖
第8XM圖
第8XN圖
第8XO圖
第8XP圖
第8XQ圖
第8XR圖
第8XS圖
第8XT圖
第8XU圖
第8XV圖
第8XW圖
第8XX圖
第8XY圖
第8XZ圖
第8YA圖
第8YB圖
第8YC圖
第8YD圖
第8YE圖
第8YF圖
第8YG圖
第8YH圖
第8YI圖
第8YJ圖
第8YK圖
第8YL圖
第8YM圖
第8YN圖
第8YO圖
第8YP圖
第8YQ圖
第8YR圖
第8YS圖
第8YT圖
第8YU圖
第8YV圖
第8YW圖
第8YX圖
第8YY圖
第8YZ圖
第8ZA圖
第8ZB圖
第8ZC圖
第8ZD圖
第8ZE圖
第8ZF圖
第8ZG圖
第8ZH圖
第8ZI圖
第8ZJ圖
第8ZK圖
第8ZL圖
第8ZM圖
第8ZN圖
第8ZO圖
第8ZP圖
第8ZQ圖
第8ZR圖
第8ZS圖
第8ZT圖
第8ZU圖
第8ZV圖
第8ZW圖
第8ZX圖
第8ZY圖
第8ZZ圖

第7圖
(a.u.)
(a.u.)

第 1111 圖

700
720
726 感測器
722
706
710
708
712
724
702
704
730
730a
730b
730c
730d
33
6D
-V
+V
近視矯正
遠視矯正
無近視
無遠視
液晶
液晶分子
液晶層
液晶單元
液晶顯示器

圖 7

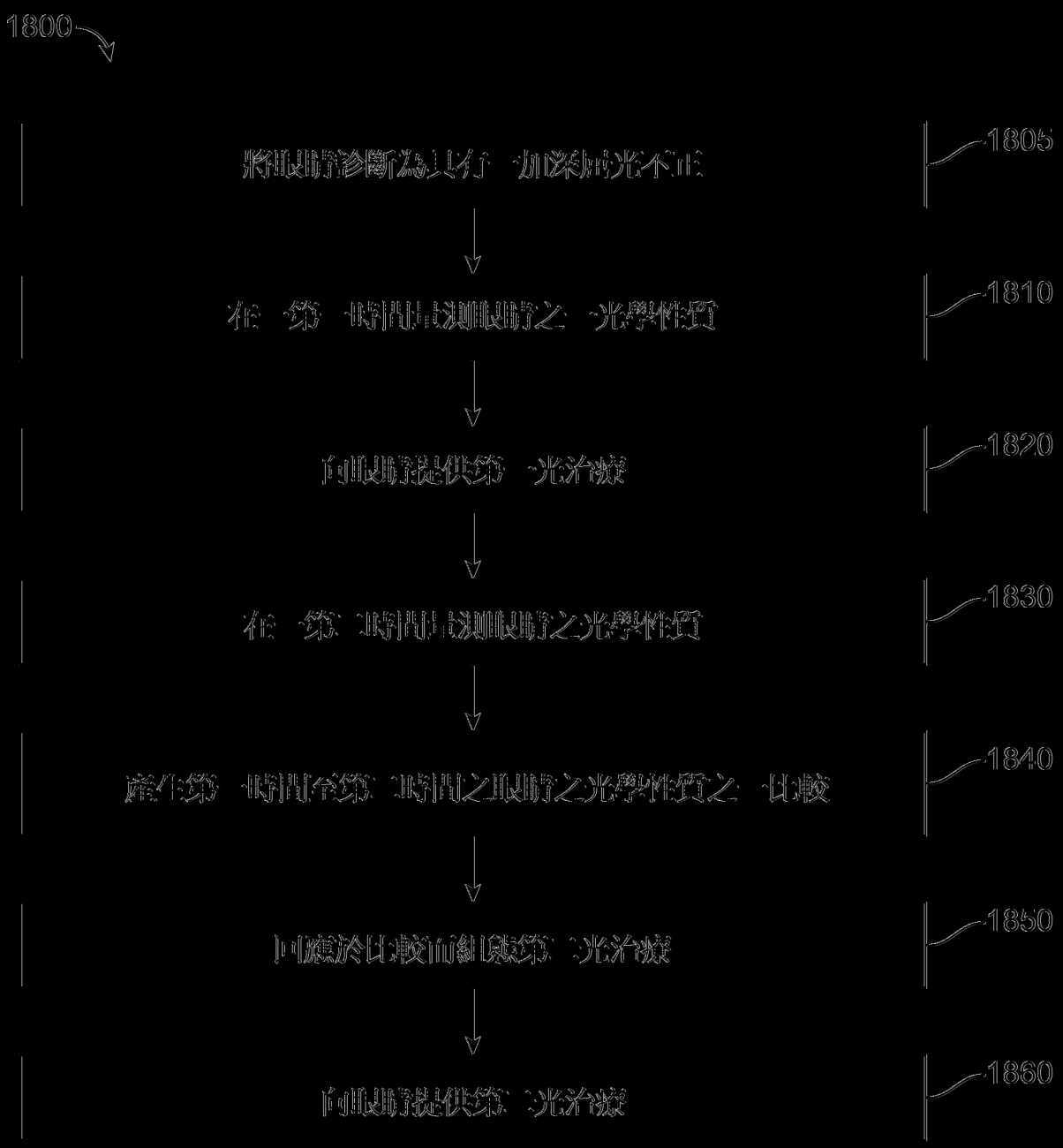

1800
將眼睛診斷為具有加深的光不正
1805
在第一時間點測眼睛之光學性質
1810
向眼睛提供第一光治療
1820
在第二時間點測眼睛之光學性質
1830
產生第一時間和第二時間之眼睛之光學性質之比較
1840
回應於比較而組態第二光治療
1850
向眼睛提供第二光治療
1860

圖18