



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103181749 B

(45) 授权公告日 2015.03.11

(21) 申请号 201210411541.4

US 2006/0203330 A1, 2006.09.14,

(22) 申请日 2012.10.24

US 2007/0013867 A1, 2007.01.18,

(30) 优先权数据

US 2010/0103372 A1, 2010.04.29,

100149644 2011.12.29 TW

CN 101556373 A, 2009.10.14,

(73) 专利权人 财团法人工业技术研究院

US 5975697 A, 1999.11.02,

地址 中国台湾新竹县竹东镇中兴路四段
195号

US 5975697 A, 1999.11.02,

审查员 万语

(72) 发明人 李源钦 蔡荣源 张启伸 黄戴廷
陈宏岳 吕宏洲

(74) 专利代理机构 北京律诚同业知识产权代理
有限公司 11006

代理人 梁挥 常大军

(51) Int. Cl.

A61B 3/15(2006.01)

A61B 3/12(2006.01)

(56) 对比文件

CN 101365932 A, 2009.02.11,

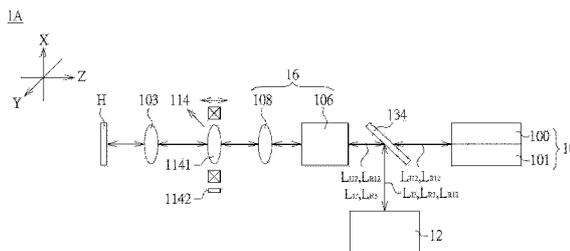
权利要求书3页 说明书17页 附图31页

(54) 发明名称

具有自动对焦功能的诊断设备

(57) 摘要

一种具有自动对焦功能的诊断设备,包括影像检测装置、第一扫描装置、移动式光学透镜组件、聚焦检测装置及第一分光组件。影像检测装置包括提供第一入射光的第一光源及第一光检测器。第一入射光入射至待测物后产生为第一信号光,第一光检测器接收第一信号光。第一扫描装置调整第一入射光路径以扫描待测物。聚焦检测装置包括检测待测物反射的第二信号光的第二光检测器、聚焦误差产生组件及控制单元。移动式光学透镜组件具透镜及承载透镜的位移台。控制单元电性连接第二光检测器及位移台以依据第二信号光控制位移台移动并调整第一入射光的聚焦位置。



1. 一种具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,包括:
 - 一影像检测装置,包括一第一光源及一第一光检测器,该第一光源是提供一第一入射光,该第一入射光入射至一待测物产生一第一信号光,该第一光检测器用以接收该第一信号光;
 - 一第一扫描装置,用以调整该第一入射光的路径,以对该待测物进行扫描;
 - 一移动式光学透镜组件,设置于该第一扫描装置与该待测物之间的该第一入射光的路径上,该移动式光学透镜组件具有一透镜及一位移台,该位移台是承载该透镜;
 - 一聚焦检测装置,包括:
 - 一第二光检测器,用以检测该待测物反射的一第二信号光;
 - 一聚焦误差产生组件,设置于该第二光检测器及该移动式光学透镜组件之间;及
 - 一控制单元,电性连接于该第二光检测器及该位移台,以依据该第二信号光所转换成的电信号控制该位移台的移动并调整该第一入射光的聚焦位置;以及
 - 一第一分光组件,用以将该第一信号光传递至该第一光检测器且将该第二信号光传递至该第二光检测器。
2. 根据权利要求1所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该移动式光学透镜组件的该透镜是一聚焦透镜,且该诊断设备还包括一目镜设置于该第一扫描装置与该移动式光学透镜组件之间。
3. 根据权利要求1或2所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,还包括一光纤及一第一准直镜设置于该第一光源与该第一扫描装置之间。
4. 根据权利要求1或2所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该聚焦检测装置还包括一第二光源及一第二分光组件,其中该第二光源用以提供一第二入射光,该第二入射光经该第二分光组件后入射至该待测物,并由该待测物反射为该第二信号光。
5. 根据权利要求1或2所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该第二信号光为该第一信号光所提供的信号。
6. 根据权利要求1或2所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该第一扫描装置包括一第一扫描镜与一第一扫描组件,该第一扫描组件为一对扫描反射镜。
7. 根据权利要求1或2所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该影像检测装置为一断层扫描装置,该第一光源包括一断层扫描光源,该第一光检测器为一光谱仪,该第一入射光经该待测物反射为该第一信号光。
8. 根据权利要求1所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该影像检测装置为一眼底镜装置,该第一光源是为一眼底镜光源,该待测物为一眼睛组织,该第一光检测器为一影像模块,用以将所接收的该第一信号光转化为一影像信号并显示于一屏幕上。
9. 根据权利要求1或2所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该第一光检测器为一电荷耦合组件或一互补性氧化金属半导体、PIN检测器或雪崩式光检测器。
10. 根据权利要求1所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该影像检测装置包括一断层扫描装置及一眼底镜装置,该第一光源包括一断层扫描光源及一眼底镜光源,该第一光检测器包括一光谱仪及一影像模块,该第一入射光经该待测物反射为该第一信号光。
11. 根据权利要求8或10所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,还包括一

第二扫描装置, 设置于该眼底镜光源及该移动式光学透镜组件之间, 用以调整该眼底镜光源的光学路径以扫描该眼睛组织。

12. 根据权利要求 11 所述的具有自动对焦功能的诊断设备, 其特征在于, 该第二扫描装置包括一第二扫描组件及一第二扫描镜, 该第二扫描组件为一另一对扫描反射镜。

13. 根据权利要求 1 所述的具有自动对焦功能的诊断设备, 其特征在于, 该影像检测装置包括一断层扫描装置及一眼底镜装置, 该第一光源包括一断层扫描光源或一眼底镜光源, 该第一光检测器包括一光谱仪及一影像模块, 该第一入射光经该待测物反射为该第一信号光。

14. 根据权利要求 1 或 2 所述的具有自动对焦功能的诊断设备, 其特征在于, 该第二信号光为一离焦信号。

15. 根据权利要求 14 所述的具有自动对焦功能的诊断设备, 其特征在于, 该聚焦误差产生组件为一透光平板, 该聚焦检测装置还包括一第二准直镜, 该第二准直镜设置于该移动式光学透镜组件及该第二光检测器之间, 且该透光平板是倾斜的方式设置于该第二准直镜及该第二光检测器之间。

16. 根据权利要求 15 所述的具有自动对焦功能的诊断设备, 其特征在于, 该聚焦检测装置还包括一第二光源及一第二分光组件, 该第二光源用以提供一第二入射光, 该第二入射光经该待测物反射为该第二信号光, 该第二分光组件设置于该第二光源及该第二光检测器与该第二准直镜之间。

17. 根据权利要求 14 所述的具有自动对焦功能的诊断设备, 其特征在于, 该聚焦误差产生组件为一柱状透镜, 该聚焦检测装置还包括一第二准直镜, 该柱状透镜及该第二准直镜设置于该移动式光学透镜组件及该第二光检测器之间, 且该柱状透镜是设置于该第二准直镜及该第二光检测器之间。

18. 根据权利要求 17 所述的具有自动对焦功能的诊断设备, 其特征在于, 该聚焦检测装置还包括一第二光源及一第二分光组件, 该第二光源用以提供一第二入射光, 该第二入射光经该待测物反射为该第二信号光, 该第二分光组件设置于该第二准直镜及该柱状透镜之间。

19. 根据权利要求 14 所述的具有自动对焦功能的诊断设备, 其特征在于, 该聚焦误差产生组件为一刀刃, 该聚焦检测装置还包括一第二准直镜, 该第二准直镜设置于该移动式光学透镜组件及该第二光检测器之间, 且该刀刃设置于该第二准直镜与该第二光检测器之间。

20. 根据权利要求 19 所述的具有自动对焦功能的诊断设备, 其特征在于, 该聚焦检测装置还包括一第二光源及一第二分光组件, 该第二光源用以提供一第二入射光, 该第二入射光经该待测物反射为该第二信号光, 该第二分光组件设置于该第二准直镜及该刀刃之间。

21. 根据权利要求 14 所述的具有自动对焦功能的诊断设备, 其特征在于, 该聚焦误差产生组件为一第二分光组件及一第三光检测器, 该聚焦检测装置还包括一第二准直镜, 该第二准直镜设置于该移动式光学透镜组件及该第二光检测器之间, 且第二分光组件设置于该第二准直镜及该第二光检测器之间, 且该第二光检测器及该第三光检测器分别设置于该第二分光组件的两个出光面。

22. 根据权利要求 21 所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该聚焦检测装置还包括一第二光源一第三分光组件,该第二光源设置于该第三分光组件的一入光面,该第三分光组件设置于该第二分光组件及该移动式光学透镜组件之间。

23. 根据权利要求 2 所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该位移台还承载该目镜。

24. 根据权利要求 2 所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该位移台还承载该目镜及该第一扫描装置。

25. 根据权利要求 23 或 24 所述的具有自动对焦功能的诊断设备,其特征在于,该第一分光组件设置于该第一扫描装置远离该移动式光学透镜组件的一侧。

具有自动对焦功能的诊断设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种眼科诊断的设备,且特别涉及一种具有自动对焦功能的眼科诊断设备。

背景技术

[0002] 目前的眼科诊断仪器,除了可作眼睛功能的检查,还可以更进一步通过角膜扫描、前房扫描、水晶体扫描、眼底断层扫描及结构分析,探讨角膜、前房、水晶体、视网膜及视神经病变的状况。

[0003] 前房是指位于角膜和虹膜间的空间。前房里面充满了水漾液,称为房水。当眼球损伤后,虹膜血管渗透性增加或由于血管破裂出血,血液积聚在前房称外伤性前房积血。一般来说,外伤性前房积血多见于眼球挫伤,少见的自发性前房积血包括眼内肿瘤、新生血管性青光眼等,通过前房镜检查,可以找出病因。至于眼底断层扫描及眼底镜的检测,可以提供眼底影像作为眼部疾病的检测及分析,帮助医师预测早期的眼部病变、提供治疗前的评估参考及预后的状况的检测。

[0004] 在进行如前房扫描或眼底断层扫描等眼部检查前,不论眼部断层扫描或眼底影像检测的前置动作,都需要病患先将头部靠在一个固定机构上(Headrest),使病患头部相对安定且不会晃动,医师再手动找出眼睛组织(如前房)或眼底影像并规划断层扫描的路径模式,以利之后断层扫描相关测量及分析的进行。

[0005] 然而,医师每检查一位病患,都需要重新对病患眼睛作对焦的动作。而且,病患在检查时,头部不可以后退或左右移动,否则医师都需要重新调整系统。当检查时间较长,病患头部暂时离开或休息过后,医师要再次检查病患时需要再微调一次系统,十分不便利。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种具有自动对焦功能的眼科诊断的设备,通过聚焦检测装置自动检测通过病患眼部组织的反射光而产生信号回传以调整正确的焦距,以利眼部检测。

[0007] 根据本发明的一方面,提出一种具有自动对焦功能的诊断设备,包括影像检测装置、第一扫描装置、移动式光学透镜组件、聚焦检测装置及第一分光组件。影像检测装置包括提供第一入射光的第一光源及第一光检测器。第一入射光经待测物后产生第一信号光,第一光检测器接收第一信号光。第一扫描装置调整第一入射光的路径以扫描待测物。聚焦检测装置包括第二光检测器、聚焦误差产生组件及控制单元。移动式光学透镜组件具有透镜及承载透镜的位移台。第二光检测器用以检测待测物反射的第二信号光。控制单元电性连接于第二光检测器及位移台,以依据第二信号光控制位移台移动并调整第一入射光的聚焦位置。第一分光组件将待测物反射的第一反射光传至第一光检测器且将第二信号光传至第二光检测器。

[0008] 以下结合附图和具体实施例对本发明进行详细描述,但不作为对本发明的限定。

附图说明

- [0009] 图 1A ~图 1B 绘示依照本发明一实施例的诊断设备的示意图；
- [0010] 图 2A ~图 2B 绘示依照本发明一实施例的聚焦检测装置的示意图；
- [0011] 图 3A ~图 3B 绘示依照本发明另一实施例的聚焦检测装置的示意图；
- [0012] 图 4A ~图 4B 绘示依照本发明又一实施例的聚焦检测装置的示意图；
- [0013] 图 5A ~图 5C 绘示依照本发明一实施例的诊断设备的示意图；
- [0014] 图 6A ~图 6C 绘示以图 2B 的聚焦检测装置应用于本发明一实施例的诊断设备的示意图；
- [0015] 图 7A ~图 7C 绘示以图 3B 的聚焦检测装置应用于本发明一实施例的诊断设备的示意图；
- [0016] 图 8A ~图 8C 绘示以图 4B 的聚焦检测装置应用于本发明一实施例的诊断设备的示意图；
- [0017] 图 9 绘示如本发明又另一实施例诊断设备的示意图；
- [0018] 图 10 绘示如本发明一实施例诊断设备的示意图；
- [0019] 图 11 绘示如本发明一实施例诊断设备的示意图；
- [0020] 图 12 绘示如本发明图 9 的诊断设备的细部构造示意图；
- [0021] 图 13 绘示如图 6A 的诊断设备省略部分组件后使用 Zemax 模拟软件所建立的架构示意图；
- [0022] 图 14A 绘示依据图 13 的诊断设备应用于一般眼睛组织所模拟的光束的光学路径示意图；
- [0023] 图 14B 绘示如图 14A 的视网膜上聚焦光点的结果示意图；
- [0024] 图 15A 绘示依据图 13 的诊断设备应用于近视的眼睛组织所模拟的光束的光学路径示意图；
- [0025] 图 15B 绘示视网膜上聚焦光点的结果示意图；
- [0026] 图 16A 绘示图 13 的诊断设备应用于近视的眼睛组织所模拟的光束自动聚焦的光学路径示意图；
- [0027] 图 16B 绘示如图 16A 的视网膜上聚焦光点的结果示意图；
- [0028] 图 17 绘示依照图 13 的诊断设备的架构下光检测器所检测到的信号波形图；
- [0029] 图 18A 绘示为依照本发明一实施例的诊断设备以 Zemax 模拟软件的模拟架构示意图；
- [0030] 图 18B 绘示如图 18A 的诊断设备的架构下模拟光检测器所检测到的信号波形图；；
- [0031] 图 19A 绘示为依照本发明一实施例的诊断设备以 Zemax 模拟软件的模拟架构示意图；
- [0032] 图 19B 绘示如图 19A 的诊断设备的架构下模拟光检测器所检测到的信号波形图；；
- [0033] 图 20A 绘示为依照本发明一实施例的诊断设备以 Zemax 模拟软件的模拟架构示意图；

- [0034] 图 20B 绘示如图 20A 的诊断设备的架构下模拟光检测器所检测到的信号波形图；。
- [0035] 其中,附图标记
- [0036] 1A、1B、2A ~ 2C、6A ~ 6C、7A ~ 7C、8A ~ 8C、7A'、8A'、9A'、10A' :诊断设备
- [0037] 10、10' :影像检测装置
- [0038] 12、12A ~ 12F :聚焦检测装置
- [0039] 14 :眼底镜装置
- [0040] 18 :断层扫描设备
- [0041] 100、110、120、180、210、310 :光源
- [0042] 104、113、213、313 :准直镜
- [0043] 106、126 :扫描组件
- [0044] 108、132、146 :扫描镜
- [0045] 112、122、124、134、212、312、315 :分光组件
- [0046] 114 :移动式光学透镜组件
- [0047] 115、149 :柱状透镜
- [0048] 101、116、150、160、170、181、216、316、317 :光检测器
- [0049] 116A ~ 116C、216A ~ 216C、316A ~ 316C、317A ~ 317C :屏幕
- [0050] 128 :影像模块
- [0051] 130 :反射镜
- [0052] 140 :分光菱镜
- [0053] 142 :塑胶非球面准直镜
- [0054] 144 :扫描镜组
- [0055] 148 :目镜
- [0056] 190 :聚焦透镜组
- [0057] 192 :玻璃平板
- [0058] 215、159 :刀刃
- [0059] 1141 :透镜
- [0060] 1142 :位移台
- [0061] A、B、C、D :光检测器的象限
- [0062] E、E'、E1、E2、E3 :眼睛组织
- [0063] K :角膜
- [0064] F1 ~ F3 :聚焦点
- [0065] H :待测物
- [0066] I :虹膜
- [0067] K1 ~ K12 :聚光点
- [0068] L :水晶体
- [0069] P :瞳孔
- [0070] R :视网膜
- [0071] M1、M2、M3 :聚焦光点

[0072] W :前房

[0073] L_{I1} 、 L_{I2} 、 L_{R1} 、 L_{R2} 、 L_{I3} 、 L_{R3} 、 L_{I12} 、 L_{R12} :光束

[0074] X、Y、Z :轴

具体实施方式

[0075] 下面结合附图对本发明的结构原理和工作原理作具体的描述：

[0076] 请参考图 1A ~图 1B,其绘示如本发明一实施例的诊断设备 1A 及诊断设备 1B 的示意图。如图 1A 所示,诊断设备 1A 包括影像检测装置 10、聚焦检测装置 12、第一分光组件 134、扫描装置 16、移动式光学透镜组件 114 及聚焦透镜 103。第一分光组件 134 例如是一分光镜、一分光绕射组件、一分光光纤组件或一分光波导组件。扫描装置 16 包括扫描镜 108 及扫描组件 106,扫描组件 106 例如是一对检流计(Gavano-meter)扫描反射镜。影像检测装置 10 可例如是一断层扫描装置及 / 或一眼底镜装置。

[0077] 于此实施例中,影像检测装置 10 包括一光源 100 及一光检测器 101,光源 100 例如是一准直的近红外光源,用以提供一光束 L_{I12} 。聚焦检测装置 12 电性连接于一移动式光学透镜组件 114,移动式光学透镜组件 114 包括透镜 1141 及承载透镜 1141 的位移台 1142。光检测器 101 例如是一电荷耦合组件(Charge Coupled Device, CCD)、一互补性氧化金属半导体(Complementary Metal-Oxide Semiconductor, CMOS)、一 PIN(Positive Intrinsic Negative, PIN) 检测器或雪崩式光检测器(Avalanche Photo-diode)等。在其他实施例中,光源 100 亦可视需求选择其它波长范围的光源并不限于近红外波段的光源。

[0078] 如图 1A 所示的实施例,当光束经过第一分光组件 134、扫描装置 16、移动式光学透镜组件 114 及聚焦透镜 103 后,是入射至一待测物 H,待测物 H 将光束 L_{I12} 反射为一光束 L_{R12} 。扫描装置 16 用以使入射至待测物 H 的光束对待测物行沿 X 轴及 Y 轴构成的面扫描。第一分光组件 134 用以将光束 L_{R12} 分为两个光路,分别传递至光检测器 101 及聚焦检测装置 12。如图 1A 所示的实施例,第一分光组件 134 例如为一分光镜时,所述分光镜例如是部分透光且部分反射的分光镜。聚焦检测装置 12 接收光束 L_{R12} 的信号光后,再依据所检测到的信号控制位移台 1142 的移动以调整光束 L_{I12} 的聚焦位置。

[0079] 请接着参考图 1B,于此仅说明诊断设备 1B 与诊断设备 1A 不同之处。如图 1B 所示,诊断设备 1B 例如是用于眼科的诊断设备,用以诊断眼睛组织 E。如此一来,则不需要图 1A 的聚焦透镜 103,光束 L_{I12} 通过移动式光学透镜组件 114 后,是通过眼睛组织 E 的瞳孔 P,并经过水晶体 L 聚焦。

[0080] 此外,图 1B 的影像检测装置 10' 包括一光源 100' 及一光检测器 101,于此的光源 100' 例如是一未准直的近红外光源,用以提供一光束 L_{I12}' 。此时,光源 100' 及第一分光组件 134 之间是设置有一光纤 102 及一第一准直镜 104,用以将光束 L_{I12}' 准直为光束 L_{I12} ,准直后的光束 L_{I12} 经扫描组件 106,再通过扫描镜 108 至移动式光学透镜组件 114 后投射至瞳孔 P 以进入眼睛组织 E,光束 L_{I12} 受到眼睛组织 E 的反射成为光束 L_{R12} 。第一分光组件 134 用以将光束 L_{R12} 分光并分别传递至聚焦检测装置 12 及影像检测装置 101。于此实施例中,光纤 102 例如是一不易色散的单模光纤(Single-mode Optical Fiber)。当然,亦可以使用如图 1A 所示的准直的近红外光的光源 100 替代光源 100',此时,可以省略光纤 102 及第一准直镜 104。

[0081] 于一实施例中,影像检测装置 10 及/或影像检测装置 10' 可以是一断层扫描装置,例如是一光学同调断层扫描(Optical Coherence Tomography, OCT) 装置。此时,光源 100 及/或光源 100' 例如是一断层扫描光源,其包括干涉仪及一参考光路,断层扫描光源例如是一波长介于 800 纳米(nm) ~ 1400nm 的近红外光源,光检测器 101 例如是具有分光组件的光谱仪。

[0082] 于一实施例中,影像检测装置 10 及/或影像检测装置 10' 亦可以是一眼底镜装置,例如是一扫描式激光眼底镜(Scanning Laser Ophthalmoscope, SLO)。此时,光源 100 及/或光源 100' 例如是一眼底镜光源,眼底镜光源例如是一波长介于 780 纳米(nm) ~ 830nm 的近红外光源,光检测器 101 例如是一影像模块,用以将所接收的信号光转换为一影像信号并显示于一屏幕上。于另一实施例中,影像检测装置 10 及/或影像检测装置 10' 亦可以同时包括断层扫描装置及眼底镜装置。

[0083] 请参考图 2A ~ 图 2B 的实施例,其绘示图 1A ~ 图 1B 的聚焦检测装置 12 的实施例的示意图。聚焦检测装置 12A 是图 1A ~ 图 1B 的聚焦检测装置 12 的其中一种实施例。如图 2A 所示的实施例,聚焦检测装置 12A 包括第二准直镜 113、聚焦误差产生组件例如是一柱状透镜(Cylindrical Lens) 115 及光检测器(Photo Detector, PD) 116。第二准直镜 113 于此是作为一聚焦透镜,用以聚焦光束 L_{R1} 或光束 L_{R2} 。于第 2A 图中,亦可以使用一般的聚焦透镜取代第二准直镜 113。于其它实施例中,或亦可使用夫涅尔透镜(Fresnel Lens) 或二元光学组件(binary optics lens) 取代第二准直镜 113。光检测器 116 例如是一四分割检测器。柱状透镜 115 例如是一圆柱型透镜,通过柱状透镜 115 的光束是有两个聚焦面,这两个聚焦面上的光点呈现互相垂直的两条线(水平线及垂直线)。在另一实施例,聚焦误差产生组件亦可例如是一绕射光学组件(diffractive optical element, DOE),所述绕射光学组件具有如图 2A ~ 2B 图中所述的柱状透镜 115 的功能时,可以取代图 2A ~ 图 2B 中的柱状透镜 115。

[0084] 请同时参考图 1A ~ 图 1B 及图 2A 的实施例,聚焦检测装置 12A 是与影像检测装置 10 或影像检测装置 10' 共用光源。光束 L_{R1} 表示当影像检测装置 10 或影像检测装置 10' 为断层扫描装置时,断层扫描光源经待测物 H 或眼睛组织 E 反射后的光束,光束 L_{R2} 表示当影像检测装置 10 或影像检测装置 10' 为眼底镜装置时,眼底镜光源经待测物 H 或眼睛组织 E 反射后的光束。如图 2A 所示,不论影像检测装置 10 或影像检测装置 10' 为断层扫描装置或眼底镜装置,光束 L_{R1} 或光束 L_{R2} 依循原光路径回光后经第一分光组件 134 分光,其中一光路是传递至聚焦检测装置 12 的光检测器 116。

[0085] 请参考图 2B 的实施例,聚焦检测装置 12B 是图 1A ~ 图 1B 的聚焦检测装置 12 的其中一种实施例。请同时参考图 1A 及图 2B,与图 2A 的聚焦检测装置 12A 不同之处在于,聚焦检测装置 12B 还包括光源 110 及第二分光组件 112。于图 2B 所示的实施例中,第二分光组件 112 例如是一立体分光镜(Cube Beamsplitter)。光源 110 例如是一激光二极管(Laser Diode, PD)。如图 1A 及图 2B 所示的实施例,光源 110 提供一光束 L_{T3} ,经第二分光组件 112 反射至第二准直镜 113 准直,再经由第一分光组件 134 传递至眼睛组织 E。接着,光束 L_{T3} 受到待测物 H 或眼睛组织 E 的反射成为光束 L_{R3} ,并依循原路径传递至第二准直镜 113 后,通过第二分光组件 112 至柱状透镜 115,再投射至光检测器 116。由于聚焦检测装置 12B 具有独立的光源 110,聚焦检测装置 12B 不需要与影像检测装置 10 共用光源,因此,光检测器

116 接收的是光源 110 经待测物 H 或眼睛组织 E 反射后的光束 L_{R3} 。第二分光组件 112 用以整合光束 L_{T3} 及光束 L_{R3} 。在图 2A 及图 2B 中,其主要原理是利用柱状透镜 115 产生像散效应,使得通过的光束产生两个聚焦面,并且这两个聚焦面上的光点呈现互相垂直的两条线(水平线及垂直线)。因此,亦可以使用一斜放的平板(未绘示)来产生此一像散效应,平板斜放角度最常用的是 45 度,也可以是其他更大例如 60 度或更小例如 30 度,只要可以产生足够像散效果即可。如此一来,图 2A 的柱状透镜 115 可以直接用一以上述斜放的平板来取代,而在图 2B,当上述斜放的平板具有相同于第二分光组件 112 的分光效果时,就可以直接取代第二分光组件 112 与柱状透镜 115,至于光源 110 及光检测器 116 与图 2B 上所示一致。

[0086] 于一实施例中,图 2B 之聚焦检测装置 12B,可以使用两个准直镜(未绘示)取代第二准直镜 113。进一步来说,可以设置其中一准直镜于光源 110 与第二分光组件 112 之间,且设置另一准直镜于第二分光组件 112 与柱状透镜 115 之间,并省略图 2B 之聚焦检测装置 12B 的第二准直镜 113。如此置换之聚焦检测装置,也可以达到与图 2B 之聚焦检测装置 12B 一样效果。

[0087] 请参考图 3A ~ 图 3B,其绘示图 1A ~ 图 1B 的聚焦检测装置 12 的另一实施例的示意图。如图 3A 所示的聚焦检测装置 12C 是图 1A ~ 图 1B 的聚焦检测装置 12 的其中另一种实施例。如图 3A 所示,聚焦检测装置 12C 包括第二准直镜 213、聚焦误差产生组件例如是一刀刃 215 及光检测器 216。光检测器 216 例如是二分割检测器。刀刃 215 具有一刀缘或刀口。第二准直镜 213 于此是作为一聚焦透镜,用以聚焦光束 L_{R1} 或光束 L_{R2} 。于图 3A 中,亦可以使用一般的聚焦透镜取代第二准直镜 213。图 3A 的光束 L_{R1} 及光束 L_{R2} 的光路径是与图 2A 相似,差异在于聚焦检测装置 12C 不需要柱状透镜 115,而是设置一刀刃 215 于第二准直镜 213 及光检测器 216 之间,并且以刀刃 215 的刀缘或刀口挡住约一半的 L_{R1} 或光束 L_{R2} 。于其它实施例中,可使用夫涅尔透镜(Fresnel Lens)、绕射光学组件(DOE)或二元光学组件(binary optics lens)取代第二准直镜 213 或聚焦误差产生组件 215。

[0088] 请接着参考图 1A 及图 3B,聚焦检测装置 12D 还可以包括光源 210 及第二分光组件 212,设置于第二准直镜 213 及刀刃 215 之间,第二分光组件 212 例如是一部分透光且部分反射光的分光组件。如图 3B 所示,聚焦检测装置 12D 具有独立的光源 210 而不需与影像检测装置 10 共用光源,光源 210 可以提供一入射的光束 L_{T3} ,光束 L_{T3} 经待测物 H 或眼睛组织 E 反射后的光束 L_{R3} 。因此,光检测器 216 接收的是光束 L_{R3} 。在一些实施例,光束 L_{T12} 亦可是由光束 L_{T12} 入射至待测物 H 或眼睛组织 E 后产生的荧光或激发光,光束 L_{R12} 并不限于是被待测物反射的反射光。

[0089] 于一实施例中,图 3B 之聚焦检测装置 12D,可以使用两个准直镜(未绘示)取代第二准直镜 213。进一步来说,可以设置其中一准直镜于光源 210 与第二分光组件 212 之间,且设置另一准直镜于第二分光组件 212 与刀刃 215 之间,并省略图 3B 之聚焦检测装置 12D 的第二准直镜 213。如此置换之聚焦检测装置,也可以达到与图 3B 之聚焦检测装置 12D 一样效果。

[0090] 请参考图 4A ~ 图 4B,其绘示图 1A ~ 图 1B 的聚焦检测装置 12 的又一实施例的示意图。如图 4A 所示的聚焦检测装置 12E 是图 1A ~ 图 1B 的聚焦检测装置 12 的其中又一种实施例。如图 4A 所示,聚焦检测装置 12E 包括聚焦误差产生组件例如是第二分光组件 312 及光检测器 317、第二准直镜 313、光检测器 316。第二准直镜 313 于此是作为一聚焦透镜,

用以聚焦光束 L_{R1} 或光束 L_{R2} 。于图 3A 中,亦可以使用一般的聚焦透镜取代第二准直镜 313。光检测器 316 及光检测器 317 例如是三分割检测器。第二分光组件 312 例如是一部分透光且部分反射光的分光组件。第二分光组件 312 用以将光源 100 经待测物 H 或眼睛组织 E 反射后的光束 L_{R1} 或光束 L_{R2} 分光后分别传递至光检测器 316 及光检测器 317。

[0091] 如图 1A 及图 4B 所示,聚焦检测装置 12F 还包括光源 310 及第三分光组件 315。光源 310 例如是一激光二极管,第三分光组件 315 例如是一部分透光且部分反射光的分光组件。光源 310 提供一光束 L_{13} ,经第二分光组件 312 及第二准直镜 313 后,再经由第一分光组件 134 传递至待测物 H 或眼睛组织 E,并反射成为光束 L_{R3} ,依循原路径传递至第二准直镜 313 且通过第二分光组件 312 及第三分光组件 315 后,分别投射至光检测器 316 及光检测器 317。

[0092] 于一实施例中,图 4B 之聚焦检测装置 12F,可以使用两个准直镜(未绘示)取代第二准直镜 313。进一步来说,可以设置其中一准直镜于光源 310 与第二分光组件 312 之间,且设置另一准直镜于第二分光组件 312 与第三分光组件 315 之间,并省略图 4B 之聚焦检测装置 12F 的第二准直镜 313。如此置换之聚焦检测装置,也可以达到与图 4B 之聚焦检测装置 12F 一样效果。

[0093] 上述的不同实施例的聚焦检测装置 12 中,聚焦检测装置 12 可以与影像检测装置 10 共用光源 100,如图 2A、图 3A 及图 4A 所示,由于减少了聚焦检测装置 12 的光源及第二分光组件的设置,可以减少组件成本,并降低整体机台设备的体积。此外,聚焦检测装置 12 可以包括独立的光源,而不需受限于光源 100 的光波长,如图 2B、图 3B 及图 4B 所示,此时待测物 H 或眼睛组织 E 反射的光束 L_{R3} 是直接传递至光检测器而不需要分光给聚焦检测装置 12 及影像检测装置 10,因此,光检测器可获得较强的信号以减少误差。

[0094] 请参考图 5A ~ 图 5C 的实施例,其绘示如本发明另一实施例的诊断设备 2A ~ 2C 的示意图。如图 5A 所示的实施例,诊断设备 2A 包括断层扫描装置 18、聚焦检测装置 12 及眼底镜装置 14。断层扫描装置 18 包括断层扫描光源 180 及光检测器 181。断层扫描光源 180 例如是一波长介于 800nm ~ 1400nm 的近红外光源及一参考光路,光检测器 181 例如是具有分光组件的光谱仪。断层扫描光源 180 用以提供一入射的光束 L_{11} ,光纤 102 及第一准直镜 104 是可以根据断层扫描光源 180 的特性选择性地使用,亦即,当断层扫描光源 180 是为准直的光源时,可以省略光纤 102 及第一准直镜 104。此外,扫描组件 106、扫描镜 108 及移动式光学透镜组件 114,是与图 1A ~ 图 1B 所对应的组件相同。

[0095] 如图 5A 所示,眼底镜装置 14 包括提供光束 L_{12} 的一光源 120、一影像模块 128、扫描组件 126。影像模块 128 例如是一电荷耦合组件或一互补性氧化金属半导体,或是例如 PIN 检测器或雪崩式光检测器等,用以将所接收的信号光转变为电信号以显示眼底扫描影像。第四分光组件 124 用以整合眼底镜装置 14 的光路及聚焦检测装置 12 的光路。于此实施例中,聚焦检测装置 12 及眼底镜装置 14 的位置是可以互换,只要第四分光组件 124 可以整合聚焦检测装置 12 及眼底镜装置 14 的光路即可。反射镜 130 用以反射眼底镜装置 14 的光源 120 及聚焦检测装置 12 的光源至第一分光组件 134,第一分光组件 134 是设置于扫描镜 108 及扫描组件 106 之间,以整合眼底镜装置 14 的光源 120、聚焦检测装置 12 的光源及断层扫描光源 180 的光路。

[0096] 于此实施例的聚焦检测装置 12 是与图 1A ~ 图 1B 相同,具有如图 2A ~ 图 2B、图

3A ~ 图 3B 及图 4A ~ 图 4B 中, 12A ~ 12F 的不同实施例。换句话说, 此实施例的聚焦检测装置 12, 可以不具有独立的光源, 而是与眼底镜装置 14 共用光源或与断层扫描装置 10 共用光源。此时, 聚焦检测装置 12 的结构如图 2A、图 3A 及图 4A 所示。当然, 此实施例的聚焦检测装置 12 亦可以包括独立的光源, 如图 2B、图 3B 及图 4B 所示, 于此将不再赘述其细部特征。

[0097] 请参考图 5B, 诊断设备 2B 包括的断层扫描装置 18、聚焦检测装置 12 及眼底镜装置 14 是与图 5A 的诊断设备 2A 相似, 于此仅说明其不同之处。如图 5B 所示, 第一分光组件 134 是设置于断层扫描装置 18 及扫描组件 106 之间, 以整合眼底镜装置 14 的光源 120、聚焦检测装置 12 的光源及断层扫描光源 180 的光路。此时, 断层扫描装置 18 及眼底镜装置 14 可以共享扫描组件 106。因此, 可以省略扫描组件 126 及反射镜 130 的设置。

[0098] 请参考图 5C, 诊断设备 2C 包括的断层扫描装置 18、聚焦检测装置 12 及眼底镜装置 14 是与图 5A 的诊断设备 2A 相似, 于此仅说明其不同之处。如图 5C 所示, 第一分光组件 134 是设置于移动式光学透镜组件 114 及扫描镜 108 之间, 以整合眼底镜装置 14 的光源 120、聚焦检测装置 12 的光源及断层扫描光源 180 的光路。此外, 反射镜 130 及第一分光组件 134 之间还设置有一扫描镜 132。扫描组件 126 及扫描镜 132 是用以调整眼底镜装置 14 的光源 120 的入射光束 L_{T2} , 以扫描眼睛组织 E。

[0099] 综上所述, 于此的诊断设备 2A ~ 2C 是以眼科诊断设备为例, 且是以影像检测装置同时包括断层扫描装置 18 及眼底镜装置 14 为例, 说明诊断设备 2A ~ 2C 用以检测眼睛组织 E 的实施例, 然而, 影像检测装置可以仅包括断层扫描装置 18 或眼底镜装置 14, 并不作限制。

[0100] 聚焦检测装置 12A ~ 12F 应用于诊断设备 2C 的不同实施例

[0101] 图 2A ~ 图 4B 所绘示的聚焦检测装置 12A ~ 12F 是可应用于图 5A ~ 图 5C 所绘示的诊断设备 2A ~ 2C, 下面就聚焦检测装置 12A ~ 12F 应用于诊断设备 2C 的不同实施例为例作详细的说明。值得注意的是, 聚焦检测装置 12A ~ 12F 亦可以应用于诊断设备 2A ~ 2B, 在此省略其详细说明以简化篇幅。

[0102] 请参考图 6A ~ 图 6C, 其绘示如本发明图 5C 的诊断设备 2C, 分别于光源聚焦于视网膜 R 上、聚焦于视网膜 R 前方、聚焦于视网膜 R 之后的示意图。图 6A 所示的眼底镜装置 14 及断层扫描装置 18 是与图 5C 的眼底镜装置 14 及断层扫描装置 18 相同。聚焦检测装置 12 的光源 110、第二分光组件 112、第二准直镜 113、柱状透镜 115 及光检测器 116 是与图 2B 的聚焦检测装置 12B 所对应的组件相同。然而, 于此实施例的聚焦检测装置 12 亦可以应用图 2A 的聚焦检测装置 12A 的形式, 并不作限制。

[0103] 眼底镜装置 14 包括提供光束 L_{T2} 的一光源 120、一影像模块 128、扫描组件 126 及扫描镜 132。第四分光组件 124 用以整合眼底镜装置 14 的光源 120 及聚焦检测装置 12 的光源 110。第一分光组件 134 用以整合眼底镜装置 14 的光源 120、聚焦检测装置 12 的光源 110 及断层扫描光源 180。眼底镜光源 120 的光束 L_{T2} 传至眼睛组织 E 后被反射成为光束 L_{R2} , 最后传至影像模块 128。扫描组件 126 及扫描镜 132 是由眼底镜装置 14 及聚焦检测装置 12 所共享。

[0104] 当眼底镜光源 120 的光束 L_{T2} 通过第四分光组件 124 后, 是先经过扫描组件 126, 再通过反射镜 130 的反射, 通过扫描镜 132 后经由第一分光组件 134 反射, 最后经过移动式

光学透镜组件 114, 以将光束 L_{T2} 投射到瞳孔 P, 由水晶体 L 将接近平行的光束 L_{T2} 聚焦于聚焦点 F1。扫描组件 126 可以控制光束 L_{T2} 的行进路径以对聚焦位置的 X 轴及 Y 轴的平面进行扫描。聚焦于视网膜 R 上的光束 L_{T2} 受到眼睛组织的反射后成为光束 L_{R2} , 光束 L_{R2} 循原路径传递, 直至经由第五分光组件 122 反射至影像模块 128, 影像模块 128 是将信号光转变为电信号以显示眼底的视网膜 R 扫描影像。

[0105] 就断层扫描装置 18 来说, 当光束 L_{T1} 经光纤 102 传输后通过第一准直镜 104 而准直, 准直的光束 L_{T1} 通过扫描组件 106 经过扫描镜 108 及第一分光组件 134 后, 通过移动式光学透镜组件 114, 以将光束 L_{T1} 投射到瞳孔 P, 由水晶体 L 将接近平行的光束 L_{T1} 聚焦, 扫描组件 106 可以控制光束 L_{T1} 的路径以对聚焦位置的 XY 两轴的平面进行扫描。如图 6A 所示, 聚焦于视网膜 R 上的光束 L_{T1} 受到眼睛组织的反射后成为光束 L_{R1} 。光束 L_{R1} 循原路径传递至光检测器 181 后, 光检测器 181 接收光束 L_{R1} 所代表的一影像信号作分析, 并依据光束 L_{R1} 的光谱分析视网膜 R 的断层扫描影像。

[0106] 如图 6A 所示, 聚焦检测装置 12 包括光源 110、第二分光组件 112、第二准直镜 113、柱状透镜 115、光检测器 116 及控制模块(未绘示出)。聚焦检测装置 12 电性连接于移动式光学透镜组件 114, 移动式光学透镜组件 114 包括透镜 1141 及位移台 1142, 位移台 1142 例如是一致动器。控制模块例如是一处理器、一数字处理器、一微计算机或一计算机。光束 L_{T3} 通过第二分光组件 112 并经由第二准直镜 113 准直后通过第四分光组件 124 的反射, 经过扫描组件 126 及反射镜 130 反射至扫描镜 132 后经由第一分光组件 134 反射, 最后经过移动式光学透镜组件 114, 以将光束 L_{T3} 投射到瞳孔 P, 由水晶体 L 将接近平行的光束 L_{T3} 聚焦于聚焦点 F1。

[0107] 于此实施例中, 光束 L_{T3} 经眼睛组织反射后成为光束 L_{R3} , 光束 L_{R3} 依循原路径传递至第二分光组件 112 后, 部分光能量反射至柱状透镜 115 后聚焦在光检测器 116 上。聚焦检测装置 12 的光检测器 116 与图 2A ~ 图 2B 的光检测器 116 相同, 是具有四个象限 A、象限 B、象限 C 及象限 D 的四分割检测器。于图 6A 中, 第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离, 恰使得光束 L_{T3} 聚焦于视网膜 R 上的焦点 F1。此时, 光束 L_{R3} 循原路径聚焦于光检测器 116 的屏幕 116A(光检测器表面)的聚焦光点 K1, 聚焦光点 K1 落在象限 A 及象限 C 的能量减去聚焦光点 K1 落在象限 B 及象限 D 的能量是等于 0。亦即, 象限 A 及象限 C 所接受到的光强度与象限 B 及象限 D 所接受到的光强度相等。

[0108] 接着, 光检测器 116 将所接收到的入射信号光转为一电信号, 并传递给控制模块(未绘示出)作判断, 控制模块根据此电信号的结果判断第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离适中, 此时第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离, 是使光束 L_{T3} 可以正确的聚焦于视网膜 R 上。因此, 光束 L_{T1} 及光束 L_{T2} 亦可以正确的聚焦于视网膜 R。控制模块(未绘示出)不再移动控制位移台 1142。

[0109] 图 6B 绘示依照本发明另一实施例的诊断设备 6B 的光源聚焦于视网膜 R 前方的示意图。图 6B 所绘示的诊断设备 6B 的各部件及各光源的光路径是与图 6A 相同, 仅光束的聚焦位置不同, 于此将不再赘述其相同之处。于图 6B 中, 光束 L_{T2} 聚焦于视网膜 R 之前的聚焦点 F2, 光束 L_{T2} 受到眼睛组织的反射后成为光束 L_{R2} , 光束 L_{R2} 循原路径传递直至经由第五分光组件 122 反射至影像模块 128, 影像模块 128 是将信号光转变为电信号以显示眼底扫描影像, 由于光束 L_{T2} 是聚焦于视网膜 R 之前, 故影像模块 128 并无法提供清楚的眼底的视网膜

R 扫描影像。并且,由于光束 L_{T1} 是聚焦于视网膜 R 前,光检测器 181 并无法依据光束 L_{R1} 的光谱分析视网膜 R 的清楚的断层扫描影像。

[0110] 于图 6B 的第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离过大,光束 L_{R3} 会提早缩束,光束 L_{R3} 循原路径聚焦于光检测器 116 的屏幕 116B(光检测器表面)的聚焦光点 K2 如图 6B 所示,聚焦光点 K2 落在象限 A 及象限 C 的能量减去聚焦光点 K2 落在象限 B 及象限 D 的能量是大于 0。亦即,象限 A 及象限 C 所接受到的光强度比象限 B 及象限 D 所接受到的光强度高。

[0111] 光检测器 116 接着将所接收到的入射信号光转为一电信号,并传递给控制模块(未绘示出)作判断,控制模块根据此电信号的结果判断第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离太大,并依据此电信号的结果控制位移台 1142 向第一分光组件 134 的方向移动,以缩短第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离,调整光束 L_{T3} 的聚焦位置,直到光束 L_{R3} 的回光的光束 L_{R3} 正焦于屏幕 116B。

[0112] 图 6C 绘示依照本发明又一实施例的诊断设备 6C 的光源聚焦于视网膜 R 后方的示意图。图 6C 所绘示的诊断设备 6C 的各部件及各光源的光路径是与图 6A 相同,仅光束的聚焦位置不同,于此将不再赘述其相同之处。于图 6C 中,光束 L_{T2} 是聚焦于视网膜 R 的后方的聚焦点 F3,受到眼睛组织 E 的反射后成为光束 L_{R2} 循原路径传递至影像模块 128,由于光束 L_{T2} 并未正确地聚焦于视网膜 R 上,故影像模块 128 并无法提供清楚的视网膜 R 的眼底扫描影像。同样地,断层扫描装置 18 的光源 180 提供的光束 L_{T1} 是聚焦于视网膜 R 的后方的聚焦点 F3,故光束 L_{R1} 循原路径传递至光检测器 181 后,光检测器 181 并无法依据光束 L_{R1} 的光谱分析视网膜 R 的断层扫描影像。

[0113] 如图 6C 所示,聚焦检测装置 12 的光源 110 提供一光束 L_{T3} 聚焦于视网膜 R 的后方的聚焦点 F3。接着,光束 L_{T3} 受到眼睛组织 E 反射的光束 L_{R3} 聚焦于光检测器 116 的屏幕 116C(光检测器表面)的聚焦光点 K3 落在象限 A 及象限 C 的能量,减去聚焦光点 K3 落在象限 B 及象限 D 的能量是小于 0。亦即,象限 A 及象限 C 所接受到的光强度比象限 B 及象限 D 所接受到的光强度弱。控制模块(未绘示出)根据光检测器 116 提供的电信号结果判断第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离太小,并依据此电信号的结果控制位移台 1142 朝远离第一分光组件 134 的方向移动,以增加第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离,调整光束 L_{T3} 的聚焦位置。

[0114] 请参考图 7A~图 7C,其绘示如图 5C 的诊断设备 2C 分别于光源聚焦于视网膜 R 上、聚焦于视网膜 R 的前方及聚焦于视网膜 R 的后方的另一实施例的示意图。于此实施例的诊断设备的断层扫描装置 18、眼底镜装置 14 及移动式光学透镜组件 114,是与图 6A~图 6C 的对应组件相同。图 7A 的聚焦检测装置 12 是与图 3B 的聚焦检测装置 12D 所对应组件相同。然而,于此实施例的聚焦检测装置 12 亦可以应用图 3A 的聚焦检测装置 12C 的形式,并不作限制。

[0115] 如图 7A 所示,当光束 L_{T3} 通过第二分光组件 212 并经由第二准直镜 213 准直后,通过第四分光组件 124 的反射至扫描组件 126,并经由反射镜 130 反射至扫描镜 132 后经由第一分光组件 134 反射,通过移动式光学透镜组件 114 的透镜 1141 将光束 L_{T3} 投射到瞳孔 P,由水晶体 L 将接近平行的光束 L_{T3} 聚焦于视网膜 R 上的聚焦点 F1。接着,光束 L_{T3} 经眼睛组织 E 反射成为光束 L_{R3} 循原路径传递至第二分光组件 212 后,刀刃 215 的刀缘挡住大约一

半的光束 L_{R3} 的光能量, 剩余的光束 L_{R3} 则聚焦在光检测器 216 上。于图 7A 中第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离, 恰使得光束 L_{T3} 正焦于视网膜 R 上的聚焦点 F1。此时, 光检测器 216 的屏幕 216A (光检测器表面) 上检测到的聚焦光点 K4 位于象限 A 及象限 B 之间。因此, 聚焦光点 K4 位于象限 A 的能量减去聚焦光点 K4 位于象限 B 的能量是等于 0。

[0116] 光检测器 216 接着将所接收到的信号光转为电信号, 并提供电信号给控制模块 (未绘示出)。控制模块根据电信号的结果判断第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离适中, 不再移动控制位移台 1142 来调整第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离。

[0117] 请参考图 7B, 图 7B 的诊断设备 7B 是相同于图 7A 的诊断设备 7A, 于此将不再赘述。如图 7B 所示, 第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离较大, 光束 L_{T3} 聚焦于视网膜 R 的前方的聚焦点 F2, 故回光的光束 L_{R3} 会提早缩束。此时, 光检测器 216 的屏幕 216B (光检测器表面) 上检测到的聚焦光点 K5 主要位于象限 A, 因此, 聚焦光点 K5 位于象限 A 的能量减去聚焦光点 K5 位于象限 B 的能量是大于 0。

[0118] 光检测器 116 接着将所接收到的信号光转为电信号, 并提供电信号给控制模块 (未绘示出)。控制模块根据电信号的结果判断第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离太大, 并依据此结果控制位移台 1142 朝向第一分光组件 134 的方向移动, 以缩短第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离, 调整光束 L_{T3} 的聚焦位置, 直到光束 L_{T3} 的回光的光束 L_{R3} 正焦于屏幕 216B。

[0119] 图 7C 的诊断设备 7C 是相同于图 7A 的诊断设备, 于此将不再赘述。于图 7C 中, 第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离较小, 光束 L_{T3} 聚焦于视网膜 R 之后方的聚焦点 F3, 故回光的光束 L_{R3} 会延迟缩束, 此时光检测器 216 的屏幕 216C (光检测器表面) 上的聚焦光点 K6 主要位于象限 B。聚焦光点 K6 位于象限 A 的能量减去聚焦光点 K6 位于象限 B 的能量是小于 0。接着, 控制模块 (未绘示出) 根据光检测器 216 提供的电信号结果判断第一分光组件 134 与透镜 1141 之间距离太小, 并依据此电信号的结果, 控制位移台 1142 向远离第一分光组件 134 的方向移动, 以增加第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离并调整光束 L_{T3} 的聚焦位置, 直到光束 L_{T3} 的回光的光束 L_{R3} 正焦于屏幕 216C。

[0120] 请参考图 8A ~ 图 8C, 其绘示如图 5C 的诊断设备 2C 分别于视网膜 R 上、聚焦于视网膜 R 之前及聚焦于视网膜 R 之后的又一实施例的示意图。于此实施例的诊断设备的断层扫描装置 18 及眼底镜装置 14 及移动式光学透镜组件 114 是相同于图 6A ~ 图 6C 及图 7A ~ 图 7C 的对应组件, 于此将不再赘述。值得注意的是, 图 8A 的聚焦检测装置 12 是与图 4B 的聚焦检测装置 12F 所对应组件相同。然而, 于此实施例的聚焦检测装置 12 亦可以应用图 4A 的聚焦检测装置 12E 的形式, 并不作限制。光检测器 316 及光检测器 317 例如是具有三个象限的三分割感测器, 光检测器 316 的三个象限分别为象限 C、象限 D 及象限 C, 光检测器 317 的三个象限分别为象限 A、象限 B 及象限 A。

[0121] 请参考图 8A, 聚焦检测装置 12 的光源 310 可以提供一光束 L_{T3} , 光束 L_{T3} 通过第二分光组件 312 后, 是经由准直镜 313 准直并通过第四分光组件 124 的反射, 经过扫描组件 126 传经反射镜 130 反射到扫描镜 132 后, 经由第一分光组件 134 反射且通过移动式光学透镜组件 114 的透镜 1141 将光束 L_{T3} 投射到瞳孔 P, 由水晶体 L 将接近平行的光束 L_{T3} 聚焦于视网膜 R 上的聚焦点 F1, 光束 L_{T3} 接着经眼睛组织 E 反射后成为光束 L_{R3} 。

[0122] 图 8A 所示, 回光的光束 L_{R3} 通过第二分光组件 312 先反射至第三分光组件 315,

再通过第三分光组件 315 传递至光检测器 317 及光检测器 316。当第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离恰使得光束 L_{13} 正焦于视网膜 R 上的聚焦点 F1 时,光检测器 317 的屏幕 317A(光检测器表面)上的聚焦光点 K8 是在第二准直镜焦点后,假设聚焦光点 K8 位于象限 A 的能量相加,再减去聚焦光点 K8 位于象限 B 的面积值等于 P1。光检测器 316 的屏幕 316A(光检测器表面)上的聚焦光点 K7 是在焦点前,假设聚焦光点 K7 位于象限 C 的能量相加,再减去聚焦光点 K7 位于象限 D 的能量值等于 P2,则 $P1-P2=0$ 。光检测器 316 及光检测器 317 接着将入射的信号光转为一电信号以提供给控制模块(未绘示出),控制模块根据电信号的结果判断第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离适中,不再移动控制位移台 1142。

[0123] 请参考图 8B,光束 L_{13} 的光路径相似于图 8A,于此不再赘述相同之处。值得注意的是,图 8B 的第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离较大,光束 L_{13} 聚焦于视网膜 R 的前方的聚焦点 F2,回光的光束 L_{R3} 会提早缩束。此时,光检测器 317 的屏幕 317B(光检测器表面)上的聚焦光点 K10 是远离正焦而变大,且聚焦光点 K10 位于象限 A 的能量相加,再减去聚焦光点 K10 位于象限 B 的能量值 P1 大于前述 8A 实施例的 P1 值。光检测器 316 的屏幕 316B(光检测器表面)上的聚焦光点 K9 则因接近正焦而变小,且聚焦光点 K9 位于象限 C 的能量减去聚焦光点 K9 位于象限 D 的能量值 P2 小于前述 8A 实施例的 P2 值,因此, $P1-P2>0$ 。光检测器 316 及光检测器 317 接着将入射的信号光转为一电信号以提供给控制模块(未绘示出),控制模块根据电信号的结果判断第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离太大。因此,控制模块依据此电信号的结果控制位移台 1142 向靠近第一分光组件 134 的方向移动,以缩短第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离,调整光束 L_{13} 的聚焦位置,直到光束 L_{13} 正确聚光于屏幕 316B 及屏幕 317B。

[0124] 请参考图 8C,光束 L_{13} 的光路径相似于图 8A,于此不再赘述相同之处。值得注意的是,图 8C 的第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离较小,光束 L_{13} 聚焦于视网膜 R 之后方的聚焦点 F3,回光的光束 L_{R3} 会延迟缩束。此时光检测器 317 的屏幕 317C(光检测器表面)上的聚焦光点 K12 是接近正焦而变小,且聚焦光点 K12 位于象限 A 的能量减去聚焦光点 K12 位于象限 B 的能量值 P1 小于前述 8A 实施例的 P1 值。光检测器 316 的屏幕 316C(光检测器表面)上的聚焦光点 K11 则远离正焦而变大,且屏幕 316C 上的聚焦光点 K11 位于象限 C 的能量减去聚焦光点 K11 位于象限 D 的能量 P2 值大于前述 8A 实施例的 P2 值,因此, $P1-P2<0$ 。控制模块(未绘示出)根据光检测器 316 提供的电信号的结果判断第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离太小,据以控制位移台 1142 向远离第一分光组件 134 的方向移动,以增加第一分光组件 134 与透镜 1141 之间的距离,调整光束 L_{13} 的聚焦位置,直到光束 L_{13} 正确聚光于屏幕 316C 及屏幕 317C。

[0125] 图 9 绘示如本发明又另一实施例诊断设备 9 的示意图。如图 9 所示,诊断设备 9 包括断层扫描装置 18、光纤 102、第一准直镜 104、第一分光组件 134、聚焦检测装置 12、扫描装置 16、目镜 109 及移动式光学透镜组件 144。图 9 的诊断设备 9 与图 1B 的诊断设备 1B 相似,差异在于诊断设备 9 还包括目镜 109,因此,主要用于眼睛组织 E 的角膜 K、前房 W 或水晶体 L 的检测。

[0126] 光纤 102 是选择性地设置,第一分光组件 134 例如是一分光镜、一分光绕射组件、一分光光纤组件或一分光波导组件。扫描装置 16 包括扫描镜 108 及扫描组件 106,扫描组

件 106 例如是一对检流计 (Gavano-meter) 扫描反射镜。断层扫描装置 18 可以包括断层扫描光源 180 及光检测器 181。移动式光学透镜组件 144 包括一聚焦透镜 1441 及一位移台 1442。

[0127] 于此实施例中,光源 180 例如是一未准直的近红外光源,用以提供一光束 L_{112} 。聚焦检测装置 12 电性连接于移动式光学透镜组件 144。光检测器 181 例如是一电荷耦合组件 (CCD)、一互补性氧化金属半导体 (CMOS)、一 PIN (Positive Intrinsic Negative) 检测器或雪崩式光检测器 (Avalanche Photo-diode) 等。在其他实施例中,光源 180 亦可视需求选择其它波长范围的光源并不限于近红外波段的光源。

[0128] 如图 9 所示的实施例,当光束 L_{112} 经过第一分光组件 134、扫描装置 16、目镜 109 后,是维持平行光,直到入射至移动式光学透镜组件 144 时,由于聚焦透镜 1441 可以将原本平行的光束 L_{112} 聚焦,利用控制承载聚焦透镜 1441 的位移台 1442 于光轴前后移动,可以调控光束 L_{112} 正确地聚焦于眼睛组织 E 的角膜 K、前房 W 或水晶体 L,使得光束 L_{112} 反射为一光束 L_{R12} 。扫描装置 16 用以使入射至眼睛组织 E 的光束对特定组织 (例如是角膜 K、前房 W 或水晶体 L) 沿 X 轴及 Y 轴构成的面扫描。光束 L_{R12} 聚焦于组织之间的界面时,特别是角膜与空气之间的界面,折射系数差异较为明显而可以接收到较强的信号强度。

[0129] 如图 9 所示,第一分光组件 134 用以将光束 L_{R12} 分为两个光路,分别传递至光检测器 181 及聚焦检测装置 12。第一分光组件 134 例如为一分光镜时,所述分光镜例如是部分透光且部分反射的分光镜。聚焦检测装置 12 接收光束 L_{R12} 的信号光后,再依据所检测到的信号控制位移台 1142 的移动以调整光束 L_{112} 的聚焦位置。

[0130] 图 10 绘示如本发明一实施例诊断设备 10 的示意图。如图 10 所示,诊断设备 10 与图 9 的诊断设备 9 相似,相同之处容此不再赘述。差异在于移动式光学透镜组件 145 包括聚焦透镜 1451、位移台 1452 及目镜 109。因此,聚焦检测装置 12 电性连接于移动式光学透镜组件 145。在调整光束 L_{112} 的聚焦位置时,聚焦透镜 1451 及目镜 109 是受到位移台 1452 的控制同时移动。

[0131] 图 11 绘示如本发明一实施例诊断设备 11 的示意图。如图 11 所示,诊断设备 11 与图 9 的诊断设备 9 相似,相同之处容此不再赘述。差异在于移动式光学透镜组件 146 包括扫描装置 16、聚焦透镜 1461、位移台 1462 及目镜 109。因此,聚焦检测装置 12 电性连接于移动式光学透镜组件 146。在调整光束 L_{112} 的聚焦位置时,扫描装置 16、目镜 109 及聚焦透镜 1461 是受到位移台 1462 的控制同时移动。

[0132] 于一实施例中,亦可以设计移动式光学透镜组件 146 的位移台 1462 承载更大范围的组件作移动。举例而言,位移台 1462 还可以再承载第一分光组件 134 及聚焦检测装置 12 作位移,或是连同第一分光组件 134、聚焦检测装置 12、第一准直镜 104 与光纤 102 一起移动。

[0133] 于此实施例中,前房镜、目镜与扫描镜的距离在自动对焦过程中不会随病人相对位置改变,因此,扫描镜出光条件也可以维持一定,而不会改变影像比例尺,可以应用于准确测量眼球组织尺寸或患部大小。举例来说,当前房断层扫描时,如果设定好聚焦透镜 1461 与目镜 109 的关系是远心 (telecentric),亦即,任何由聚焦透镜 1441 或 1451 或 1461 出射的扫描光束其光轴都是平行于仪器的中心轴 (或光轴),如此一来最终影像的比例尺就一直固定。因此,移动式光学透镜组件 146 同时控制聚焦透镜 1461、目镜 109、扫描装置 16 的

前后移动,可以保持各主要组件相对位置不变,扫描影像比例可以固定不变。

[0134] 图 12 绘示如本发明图 9 的诊断设备 9 的细部构造示意图。如图 12 所示,诊断设备 12 包括断层扫描装置 18、聚焦检测装置 12 及眼底镜装置 14。断层扫描装置 18 包括断层扫描光源 180 及光检测器 181。诊断设备 12 与图 5A 的诊断设备 2A 相似,容此不多赘述其相同之处。差异在于诊断设备 12 多了目镜 109。聚焦透镜 1141 是受到位移台 1142 的控制以调整位置。因此,诊断设备 12 除了用于眼底检测以外,还可用于眼睛组织 E 的角膜 K、前房 W 或水晶体 L 的检测。

[0135] 以下说明利用 Zemax 光学设计模拟软件,建立如图 6A 的诊断设备 6A 的光学模拟图形的实验结果。

[0136] 为了减少模拟的复杂度,适度简化图 6A 的诊断设备 6A,所作的简化基本上几乎不影响最后结果。相关理由说明如下,请先参考图 6A,自动聚焦检测模块 12,在出光光路包含激光光源 110、分光镜 112 及准直镜 113。回光光路包括准直镜 113 (作为聚焦透镜)、分光镜 112、柱状透镜 115 及四分割的光检测器 116。

[0137] 当激光光束 L_{T3} 及光束 L_{R3} 由准直镜 113 出射之后,受到准直镜 113 准直为一平行光,被第四分光组件 124 (例如是一反射镜)反射后入射至扫描组件 126,然后再入射至反射镜 130,经其反射后又入射至扫描镜 132 聚焦,然后被聚焦的光束又入射反射镜 134,经反射镜 134 反射后又入射目镜 114,最后再入射眼睛组织 E1。

[0138] 于此实施例中,聚焦检测装置 12 使用的激光光束在到达眼睛组织 E 以前,总共经过 3 个反射镜,亦即,第四分光组件 124、反射镜 130 及反射镜 134。由于上述的反射镜只是用来改变激光光束的行进方向,并不改变激光光束的聚焦或发散,因此,可以在不影响实际激光光束最终到达眼睛组织 E 前的特性的假设下,于模拟实验中省略此些反射镜。

[0139] 图 13 绘示如图 6A 的诊断设备 6A,省略第四分光组件 124、反射镜 130 及反射镜 134 后,使用 Zemax 模拟软件所建立的诊断设备 7A' 的架构示意图。如图 13 所示,光源 S 提供波长 780nm 激光光束 L_E 射出后,经过 14.15mm 的距离,接着入射 6mm 的分光菱镜 140 (材质为 BK7),再经过 3mm 的距离后,入射外径为 6.6mm 的塑胶非球面准直镜 142,此时光束 L_E 变成平行光,此一平行光经过 20mm 的距离后,接着又入射至扫描镜组 144 (通常是二个 Gavanometers 以上的反射镜)。扫描镜组 144 例如是包括一马达或微马达(未绘示出),用以控制镜面的反射角度,调整平行的光束前进的方向。于此实施例中,扫描镜组 144 的两反射镜面的中心相距 9.7mm,假设扫描镜组 144 的镜面在中心位置,此时激光光束 L_E 经扫描镜组 144 的两反射镜反射后,接着入射至扫描镜 146 的中心。

[0140] 于此模拟实验中,使用一对消色差镜组作为扫描镜 146。消色差镜组的镜面参数由光入射方向朝光出射方向的曲率半径,分别为 656.51mm、57.01mm、-57.01mm、57.01mm、-57.01mm 及 -656.51mm。消色差镜组的厚度由光入射方向朝光出射方向分别为 4mm、6mm、5.45mm、6mm 及 4mm,消色差镜组的玻璃材质由光入射方向朝光出射方向则分别为 SFL6、LAKN22、空气、LAKN22、SFL6。由扫描镜 146 出射之后的激光光束 L_E 在距离扫描镜组 144 后 42.54mm 处先被聚焦,然后发散,行经 19.23mm 的距离后入射至目镜 148。

[0141] 于此模拟实验中,使用另一对消色差镜组作为目镜 148。另一对消色差镜组的镜面参数由光入射方向朝光出射方向,分别为曲率半径 392.21mm、42.9mm、-43.96mm、31.69mm、-28.45mm 及 -161.05mm。另一对消色差镜组的镜面厚度分别为 4mm、6mm、3.97mm、

8mm 及 4mm。且另一对消色差镜组的玻璃材质分别为 SFL6、LAKN22、空气、LAKN22 及 SFL6。激光光束 L_E 由目镜 148 出射之后经过距离为 20.08mm 的空气后,入射至眼睛组织 E1 的角膜 K。

[0142] 于此模拟实验中,眼睛组织 E1 是使用由 Radiant Zemax 网站提供的眼球模型,此眼球模型的直径是 24mm,角膜厚度是 0.52mm,前房 W 的厚度是 2.7mm,虹膜 I 的厚度是 0.1mm,水晶体 L 的厚度是 4.3mm。激光光束 L_E 入射至眼睛组织 E1 的角膜 K 后,经过 16.38mm 的距离到达视网膜 R 的表面。模拟实验中是使用 Radiant Zemax 公司提供的模拟的数据,举例来说,角膜为 Cornea 材质($n=1.38$),房水及虹膜材质为 Aqueous ($n=1.34$),水晶体材质为 Lens ($n=1.42$),眼球内则为 Aqueous ($n=1.34$)。激光光束 L_E 经角膜 K 及水晶体 L 聚焦之后,聚焦在视网膜 R 表面,假设视网膜 R 的表面为平滑,且表面的反射率相对邻近组织较高,则大部分的激光光束 L_E 将被反射回去,仅部分会穿透再反射,但是仍以视网膜 R 表面反射最强。

[0143] 被视网膜 R 表面反射的激光光束 L_B 在通过瞳孔 P 以后,大致会循原路径回光。也就是说,激光光束 L_B 依次通过目镜 148、扫描镜 146、扫描镜组 144,然后入射至准直镜 142,接着入射至 6mm 的分光镜菱镜 140。此时,部分的光束 L_B 会被分光镜菱镜 140 反射,然后入射至柱状透镜 149,柱状透镜 149 距离分光镜菱镜 140 约 8mm。接着,再经过 5.72mm 的距离后,入射至四分割光检测器 150。于此模拟实验中,柱状透镜 149 的曲率半径 25mm,厚度 1mm,材质为 BK7。光检测器 150 的边长是 $123\ \mu\text{m}$,邻近分割的间距是 $5\ \mu\text{m}$ 。

[0144] 图 14A 绘示依据图 13 的诊断设备 7A' 应用于一般眼睛组织 E1 所模拟的光束 L_E 的光学路径示意图。如图 14A 所示,光束 L_E 正确聚焦在视网膜 R 上。图 14B 绘示如图 14A 的视网膜 R 上聚焦光点 M1 的结果示意图。Zemax 模拟软件依据图 14B 的结果分析,聚焦光点 M1 其 RMS(Root mean square) 的光点半径约为 $1.58\ \mu\text{m}$,几何光学光点半径为 $5.2\ \mu\text{m}$ 。

[0145] 图 15A 绘示依据图 13 的诊断设备 7A' 应用于近视的眼睛组织 E2 所模拟的光束 L_E 的光学路径示意图。如图 15A 所示,假设待测眼球是一近视眼,因此,眼睛组织 E2 的直径较标准值(例如是以眼睛组织 E1 为标准)大,为 25mm,而眼睛组织 E2 的角膜 K 到水晶体 L 的参数与眼睛组织 E1 相同。则光束 L_E 入射至眼睛组织 E2 后,不会正确聚焦在视网膜 R 上,并且光点 M2 会变大。如图 15A 所示,当光束 L_E 入射至近视的眼睛组织 E2,光束 L_E 在视网膜 R 前聚焦。图 15B 绘示视网膜 R 上聚焦光点 M2 的结果示意图。Zemax 模拟软件依据如图 15A 的视网膜 R 上的结果分析,聚焦光点 M2 其 RMS(Root mean square) 光点半径为 $23.092\ \mu\text{m}$,几何光学光点半径为 $36.966\ \mu\text{m}$ 。

[0146] 图 16A 绘示图 13 的诊断设备 7A' 应用于近视的眼睛组织 E2 所模拟的光束 L_E 自动聚焦的光学路径示意图。请同时参考图 16A 所示,当聚焦检测装置启动自动聚焦功能,位移台将目镜 148 向扫描镜 146 的方向移动至聚焦点后 16.62mm(于图 13 的聚焦点至目镜 148 的距离是 19.23mm)。此时,近视的眼睛组织 E2 的视网膜 R 聚焦状况及聚焦光点 M3 如图 16B 所示,光束 L_E (例如是一断层扫描光束)又正确聚焦在视网膜 R 上。并且,聚焦光点 M3 的 RMS(Root mean square) 的光点半径由图 15B 的 $23.092\ \mu\text{m}$ 缩小至 $1.66\ \mu\text{m}$,此值是接近图 14B 的聚焦光点 M1 的 RMS 的光点半径 $1.58\ \mu\text{m}$ 。此外,聚焦光点 M3 的几何光学光点半径为 $5.50\ \mu\text{m}$,接近图 14B 的聚焦光点 M1 于无近视状况的眼睛组织 E1 的几何光学光点半径 $5.2\ \mu\text{m}$ 接近,表示诊断设备 7A' 确实可以达到自动聚焦的效果。

[0147] 图 17 是绘示依照图 13 的诊断设备 7A' 的架构下,光检测器所检测到的信号波形图。请同时参考图 13 及图 17,在开始进行眼睛组织 E' 的测量前,因为诊断设备 6A' 尚无法确定待测的眼睛组织 E' 的正确聚焦位置是否在视网膜 R。此时,位移台(未绘示)会自动地控制目镜 148 前后移动,以扫描眼底的视网膜 R。接着,光检测器(未绘示)采用像散法运算以得到一离焦信号,此离焦信号即为图 17 所绘示的 S 形信号。

[0148] 如图 17 所示,波形图的纵轴的单位为电压(V),横轴单位为 $20 \mu\text{m}/\text{格}$ ($\mu\text{m}/\text{Div}$)。当电压为 0 时,表示聚焦光点正确地聚焦在视网膜 R 上。线性区(Linear range)的范围约为 $260 \mu\text{m}$ 。因为聚焦检测装置 12 的伺服系统启动后,可以轻易将离焦信号压缩到离焦信号峰值的 $1/10$ 以下。也就是说,最终聚焦定位误差很容易控制在 $26 \mu\text{m}$ (波峰值减波谷值的 $1/10$) 以下。由于一般 OCT 扫描深度约 2mm ,因此, $26 \mu\text{m}$ 的误差是可接受的范围。

[0149] 图 18A 绘示为依照本发明一实施例的诊断设备 8A' 以 Zemax 模拟软件的模拟架构示意图。图 18A 所绘示的诊断设备 7A 的模拟架构与图 13 的出光路径相似,并不多赘述。差异在图 18A 的诊断设备 8A' 的回光路径是利用刀缘法,在分光镜菱镜 140 下方 8mm 处,设置一刀刃 159,以遮掉约一半的光束。于此实验中,光检测器 160 采用宽度为 $60 \mu\text{m}$ 的二分割正方形的光检测器芯片(Photo Detector Integrated Circuit, PDIC),分割间距 $0.5 \mu\text{m}$,设置于刀刃 159 下方 6.82mm 处。利用沿光轴前后移动扫描镜 148,可得如图 18B 所示的离焦信号绘成的 S 曲线。如图 18B 所示,波形图的纵轴的单位为电压(V),横轴单位为 $50 \mu\text{m}/\text{格}$ ($\mu\text{m}/\text{Div}$)。当电压为 0 时,表示聚焦光点正确地聚焦在视网膜 R 上。离焦信号绘成的 S 曲线的线性区长度约为 $300 \mu\text{m}$ 。诊断设备 8A' 的伺服系统在得到此 S 曲线后,会由位移台(未绘示)带动目镜 148 移动到离焦信号接近峰值的 $1/10$ 以下位置,即完成正焦自动聚焦动作。

[0150] 图 19A 绘示依照本发明一实施例的诊断设备 9A' 以 Zemax 模拟软件的模拟架构示意图。如图 19A 所示,波长 780nm 激光光束 L_E 出光后经过 28.37mm 的距离,入射至 6mm 的分光菱镜 140 (材质 BK7),再经过 3mm 的距离后,入射至外径 6.6mm 的玻璃平凸球面准直镜 142。此时,光束 L_E 变成平行光,此平行光经过 20mm 的距离后,入射至扫描镜组 144。扫描镜组 144 的两面反射镜面中心相距 9.7mm ,假设扫描镜组 144 的镜面在中心位置,光束 L_E 经二面镜子反射之后,接着入射至扫描镜 146 中心。

[0151] 于此模拟实验中,是使用与第 13 图相同的消色差镜组作为扫描镜 146,其镜面参数不再赘述。由扫描镜 146 出射之后的激光光束 L_E 在扫描镜 146 后 42.54mm 处先被聚焦,然后发散,行经 19.23mm 的距离以后,接着入射至目镜 148。

[0152] 于此模拟实验中,是用另一对消色差镜组,其镜面参数与图 13 所使用的另一对消色差镜组相同,不再赘述。激光光束 L_E 由目镜 148 出射之后,经 56.44mm 的空气以后,入射至聚焦透镜组 190 (或称前房镜组)。聚焦透镜组 190 是又另一个消色差镜组,其镜面参数由激光光束 L_E 出光处朝待测眼睛组织处左向右分别为曲率半径 26.12mm 、 -21.28mm 及 -137.09mm 。又另一个消色差镜组的厚度分别为 10mm 及 2.5mm ,玻璃材质则分别为 N-BAF10 及 N-SF6。激光光束 L_E 出射前房镜后,经 5mm 距离的空气后,又经过一厚度 4mm ,材质为 N-BK7 的玻璃 192,玻璃 192 可用以保护聚焦透镜组 190,并提供色差补偿。再经过 28.25mm 的距离后,入射至角膜 R 表面,由于角膜 R 表面与空气有相对较大的折射系数差异,因此,可以产生有较强的反射光信号。于一实施例中,聚焦透镜组 190 与玻璃 192 是可以整

合为一透镜组。

[0153] 被反射的激光光束 L_B 在通过前房镜 190 以后,大致会循原路径回去,依次通过目镜 148、扫描镜 146、扫描镜组 144,然后入射至准直镜 142,接着入射至 6mm 分光镜菱镜 140。此时,部分光束 L_B 会被反射,然后入射至分光镜菱镜 140 下方 24mm 处的柱状透镜 149,最后再经过 4.50mm 的距离后入射四分割光检测器 150。柱状透镜 149 及光检测器 150 与第 13 图所述相同,不再赘述。

[0154] 图 19B 绘示如图 19A 的诊断设备 9A',以位移台沿光轴前后移动聚焦透镜 190 所得到的离焦信号。图 19B 所示,波形图的纵轴的单位为电压(V),横轴单位为 $30 \mu\text{m}/\text{格}(\mu\text{m}/\text{Div})$ 。当电压为 0 时,表示聚焦光点正确地聚焦在视网膜 R 上。离焦信号绘成的 S 曲线的线性区长度约为 $500 \mu\text{m}$ 。

[0155] 图 20A 绘示为依照本发明一实施例的诊断设备 10A' 以 Zemax 模拟软件的模拟架构示意图。图 20A 所绘示的诊断设备 10A 的模拟架构与图 19A 的出光路径相似,并不多赘述。差异在图 20A 的诊断设备 10A' 的回光路径是利用刀缘法,在分光镜菱镜 140 下方 8mm 处,设置一刀刃 159,以遮掉一半的光束。于此实验中,光检测器 170 采用宽度为 $60 \mu\text{m}$ 的二分割正方形的光检测器芯片(PDIC),分割间距 $0.5 \mu\text{m}$,设置于刀刃 159 下方 15.29mm 处。利用沿光轴前后移动聚焦透镜 190,可得如图 20B 所示的离焦信号绘成的 S 曲线。

[0156] 如图 20B 所示,波形图的纵轴的单位为电压(V),横轴单位为 $50 \mu\text{m}/\text{格}(\mu\text{m}/\text{Div})$ 。当电压为 0 时,表示聚焦光点正确地聚焦在视网膜 R 上。离焦信号绘成的 S 曲线的线性区长度约 $550 \mu\text{m}$ 。诊断设备 10A' 的伺服系统在得到此 S 曲线后,会由位移台(未绘示)带动聚焦透镜 190 移动到离焦信号接近峰值的 1/10 以下位置,即完成正焦自动聚焦动作。由于误差最多为 $55 \mu\text{m}$ 的大小,比起 OCT 的扫描深度 2mm 来说,是可以忽略。

[0157] 综上所述,上述实施例利用聚焦检测装置及聚焦检测方法,可以判断移动式光学透镜组件与分光组件之间偏离焦距的程度,并得出一对应的信号。并且,控制模块可以根据此信号,推动移动式光学透镜组件以调整移动式光学透镜组件与分光组件之间的距离,使得聚焦检测装置的光束得以正确地聚焦于眼睛组织的角膜 K、前房 W、水晶体 L 或视网膜 R 上。由于断层扫描装置的光源、眼底镜的光源及聚焦检测装置的光源所提供的光束,皆是通过分光组件与移动式光学透镜组件的透镜聚焦于角膜 K、前房 W、水晶体 L 或视网膜 R。因此,当分光组件与透镜之间的距离,是使光束 L_{T3} 可以正确的聚焦于角膜 K、前房 W、水晶体 L 或视网膜 R 时,光束 L_{T1} 及光束 L_{T2} 亦可以正确的聚焦于角膜 K、前房 W、水晶体 L 或视网膜 R。如此一来,即完成断层扫描装置及眼底镜装置的自动聚焦的动作。

[0158] 当然,本发明还可有其他多种实施例,在不背离本发明精神及其实质的情况下,熟悉本领域的技术人员当可根据本发明作出各种相应的改变和变形,但这些相应的改变和变形都应属于本发明所附的权利要求的保护范围。

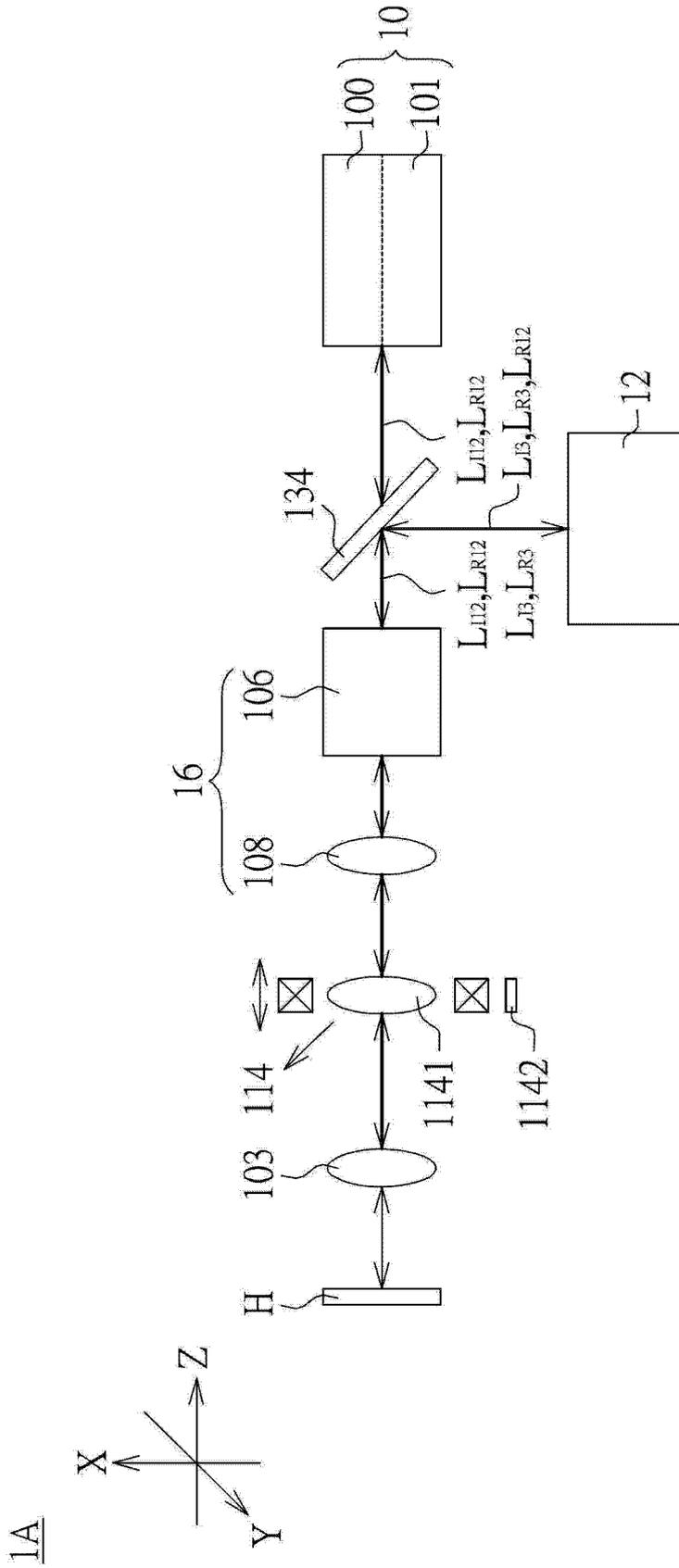


图 1A

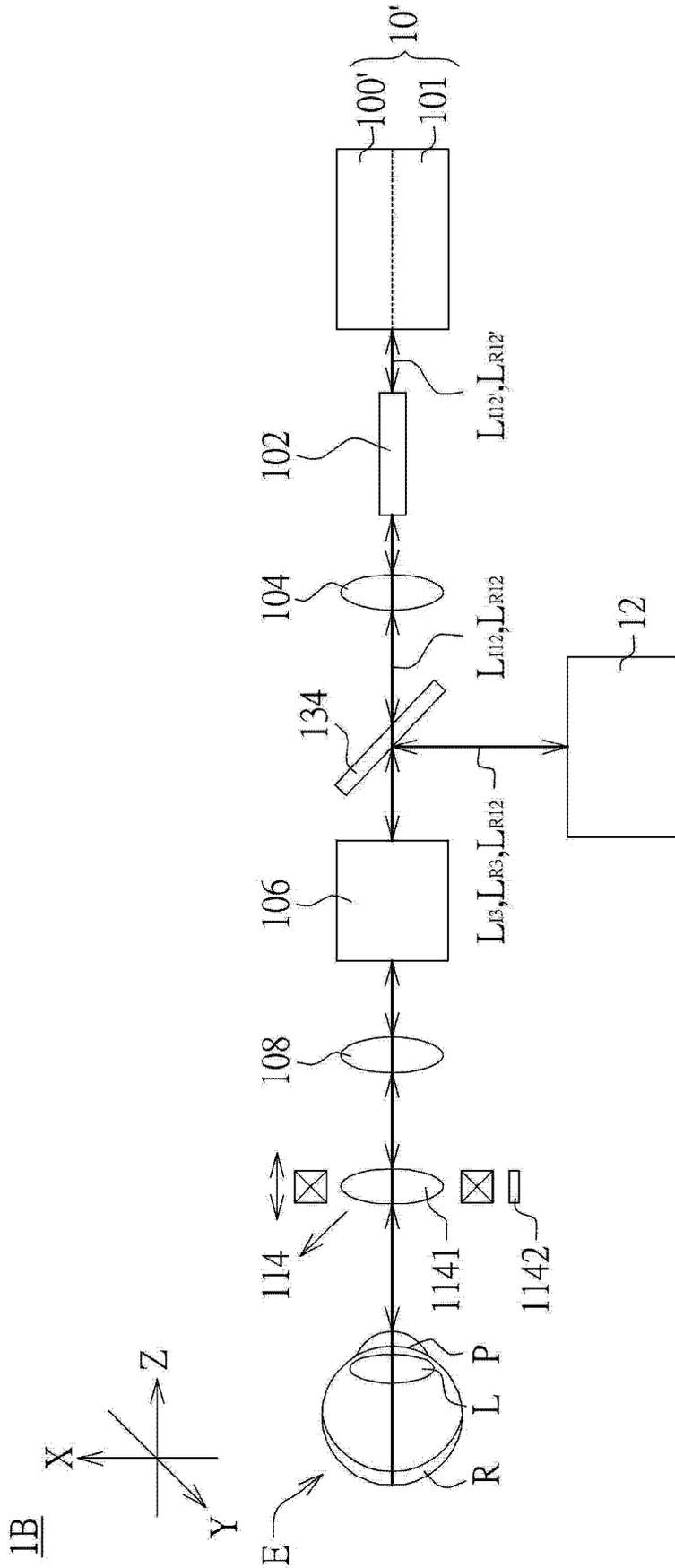


图 1B

12A

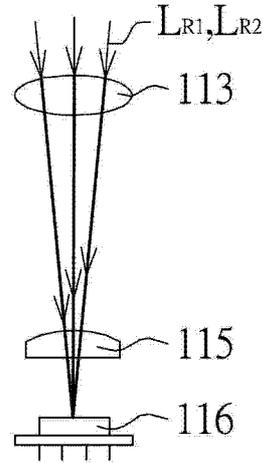


图 2A

12B

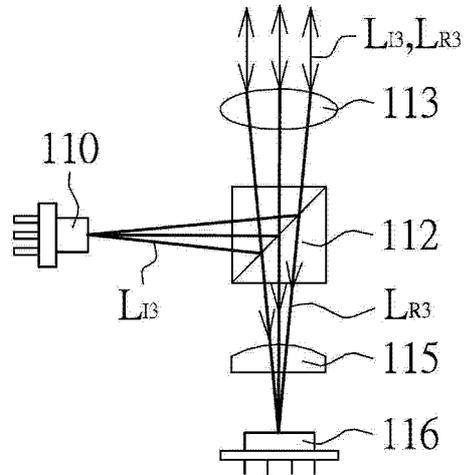


图 2B

12C

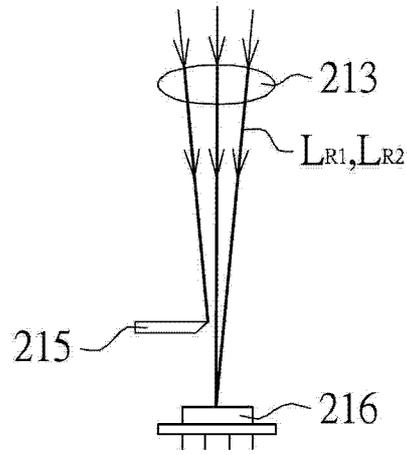


图 3A

12D

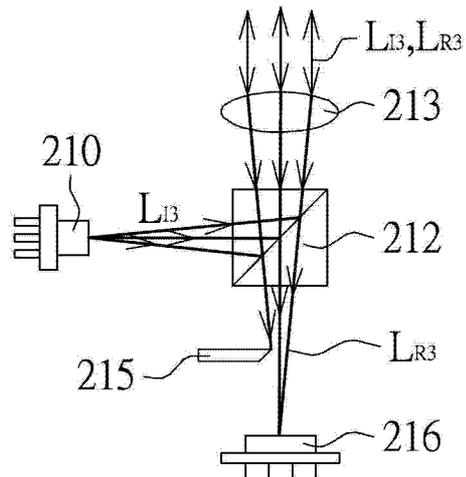


图 3B

12E

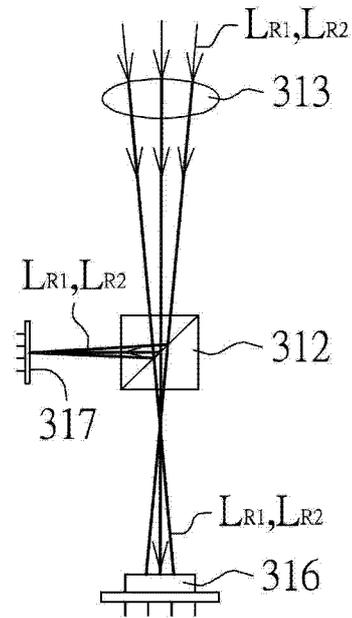


图 4A

12F

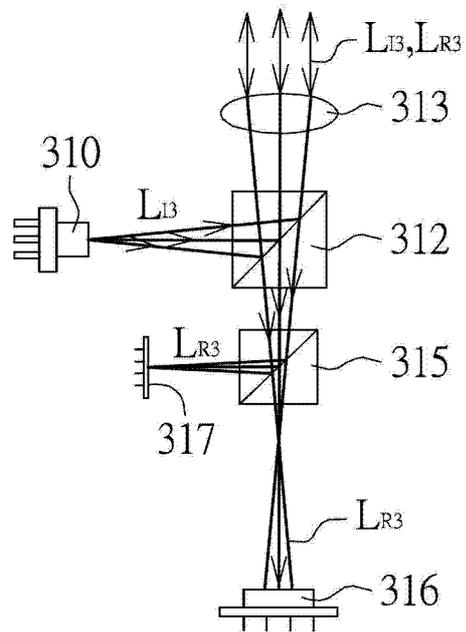


图 4B

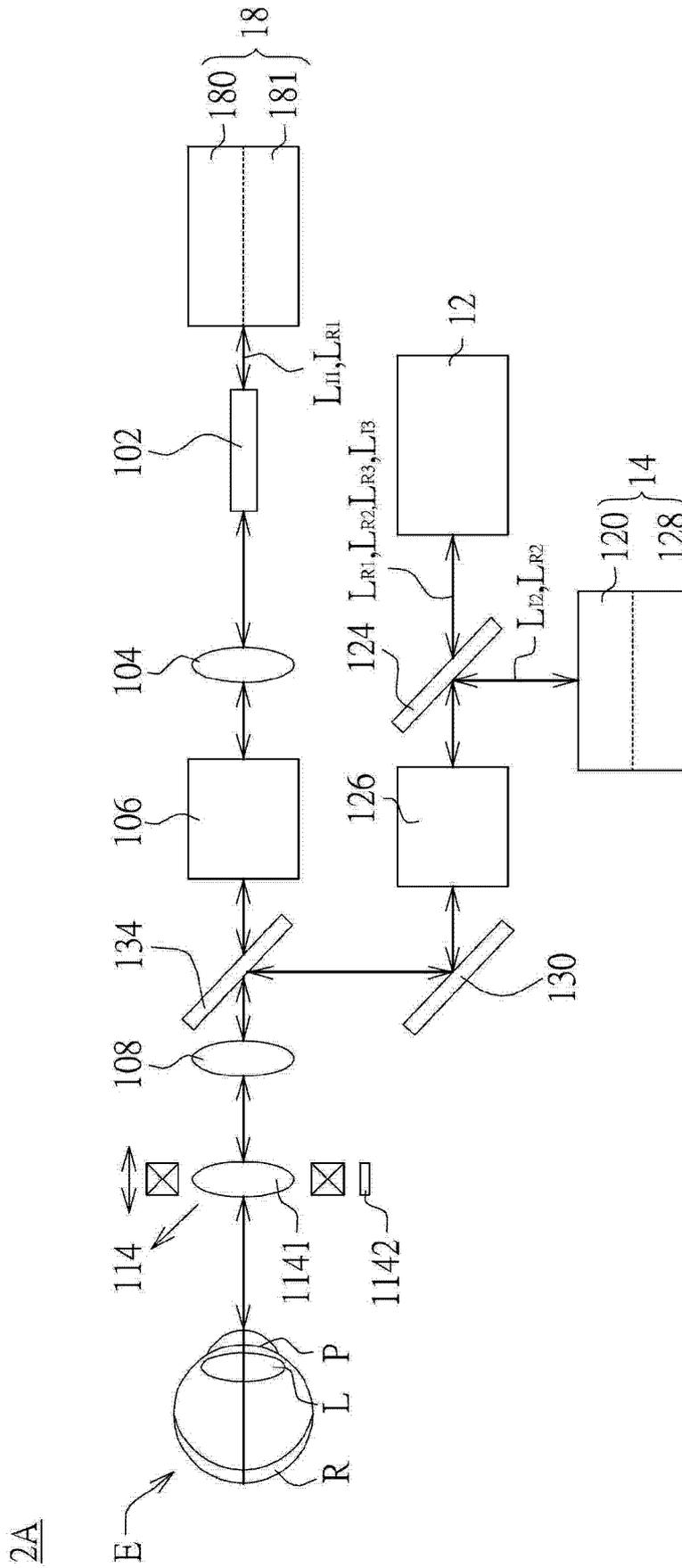


图 5A

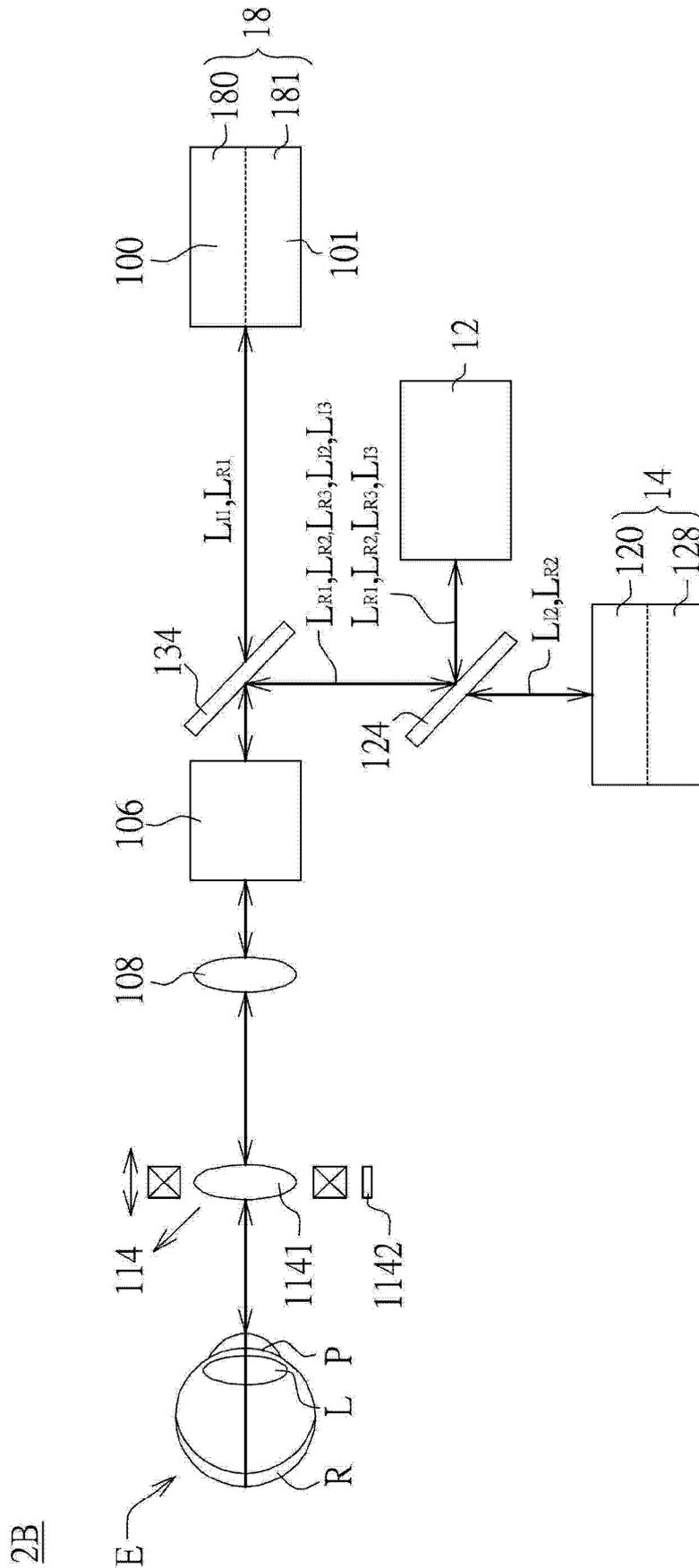


图 5B

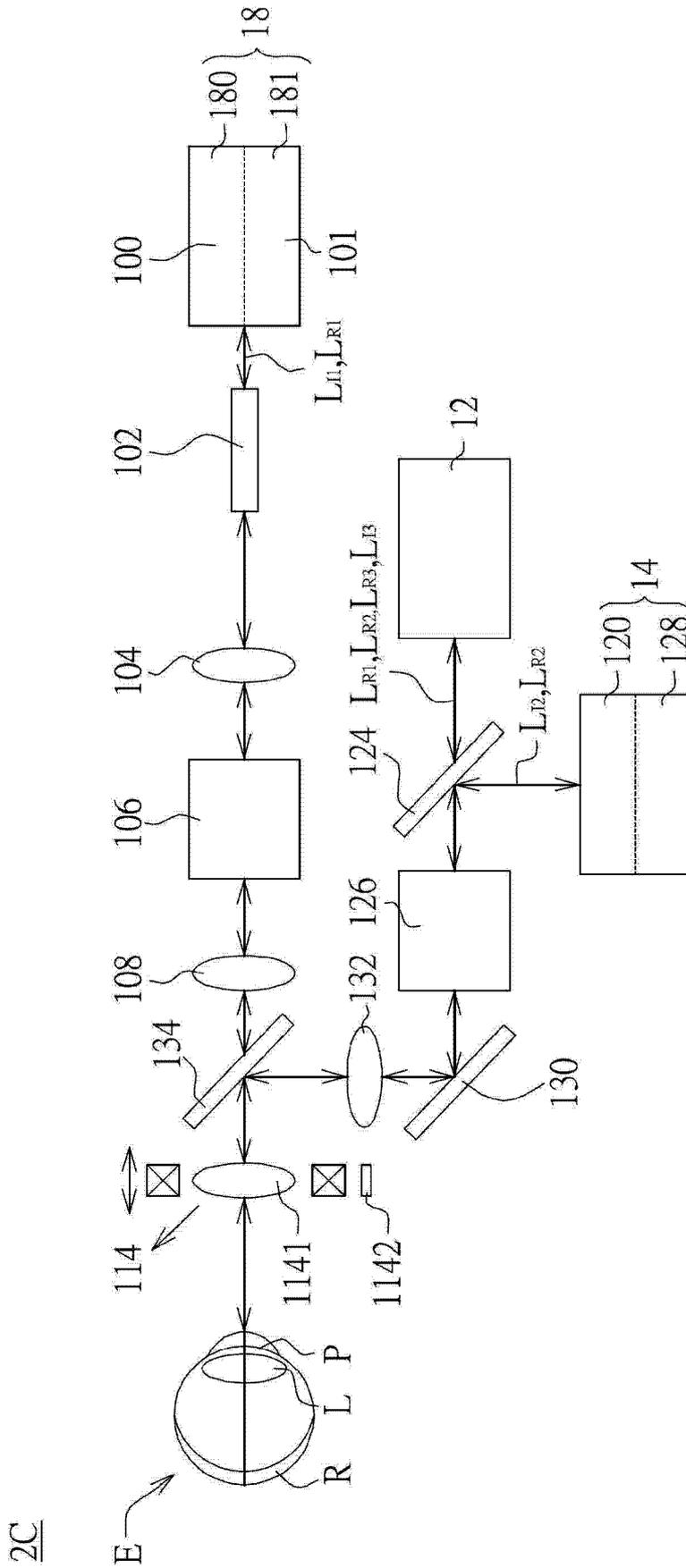


图 5C

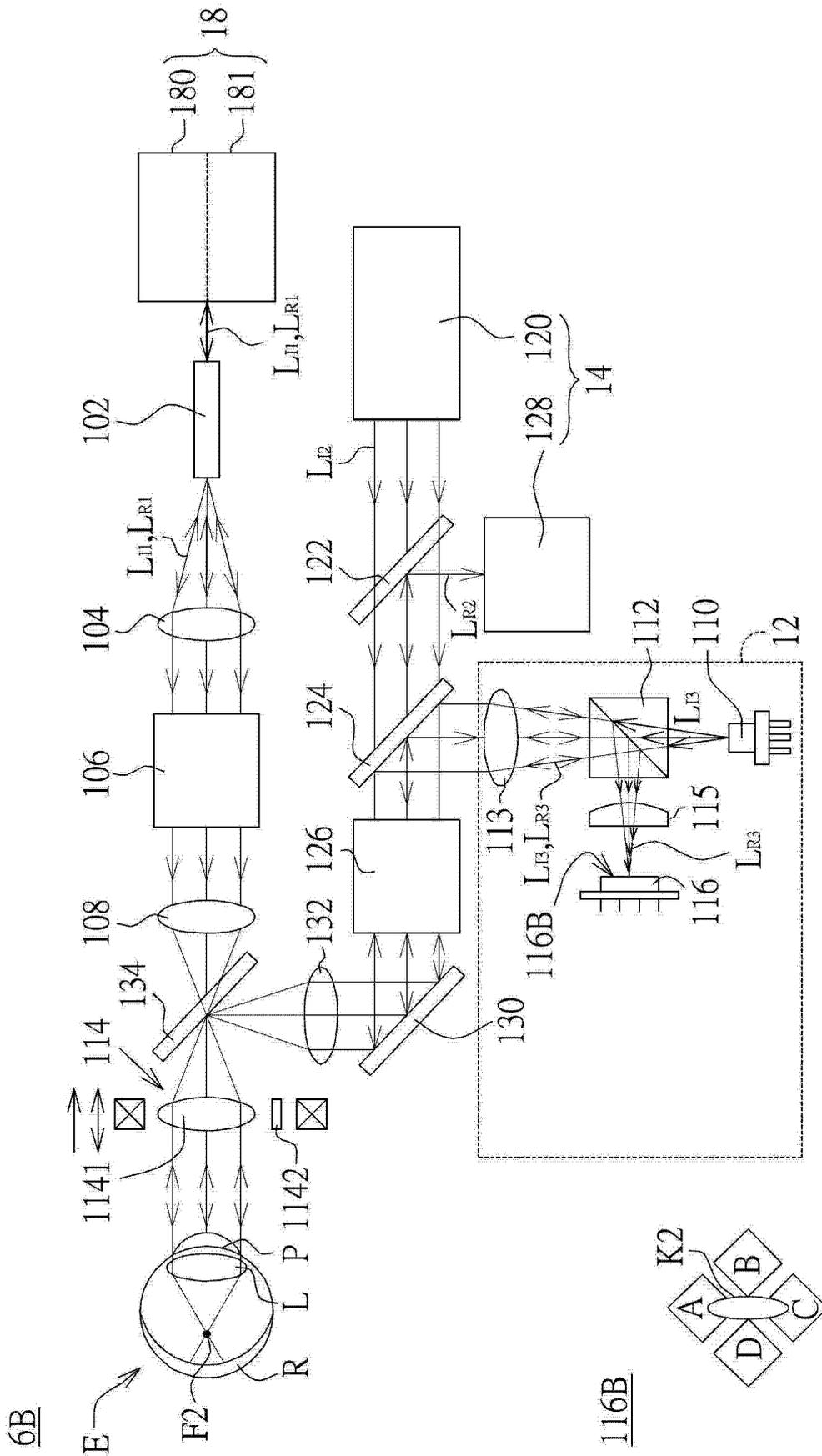


图 6B

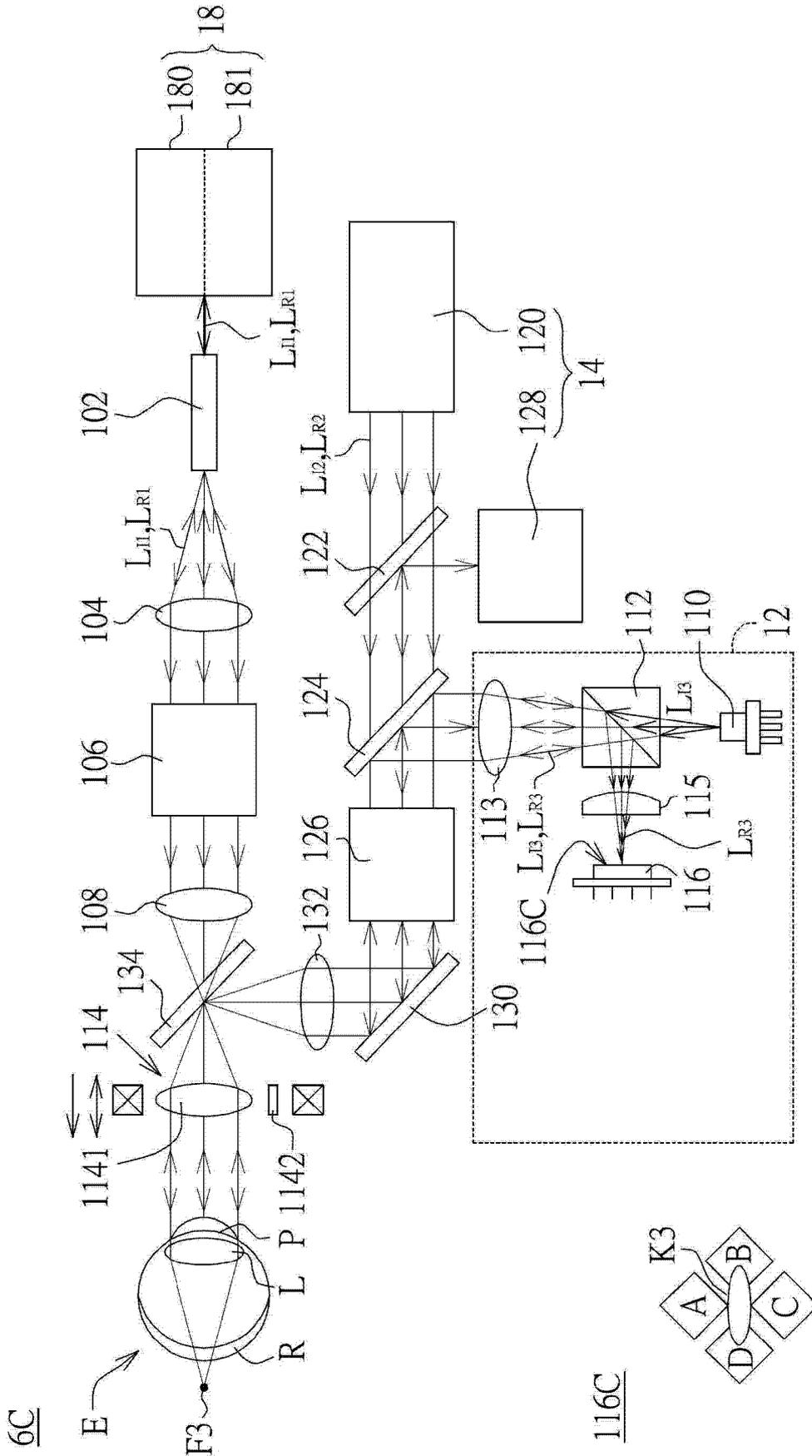


图 6C

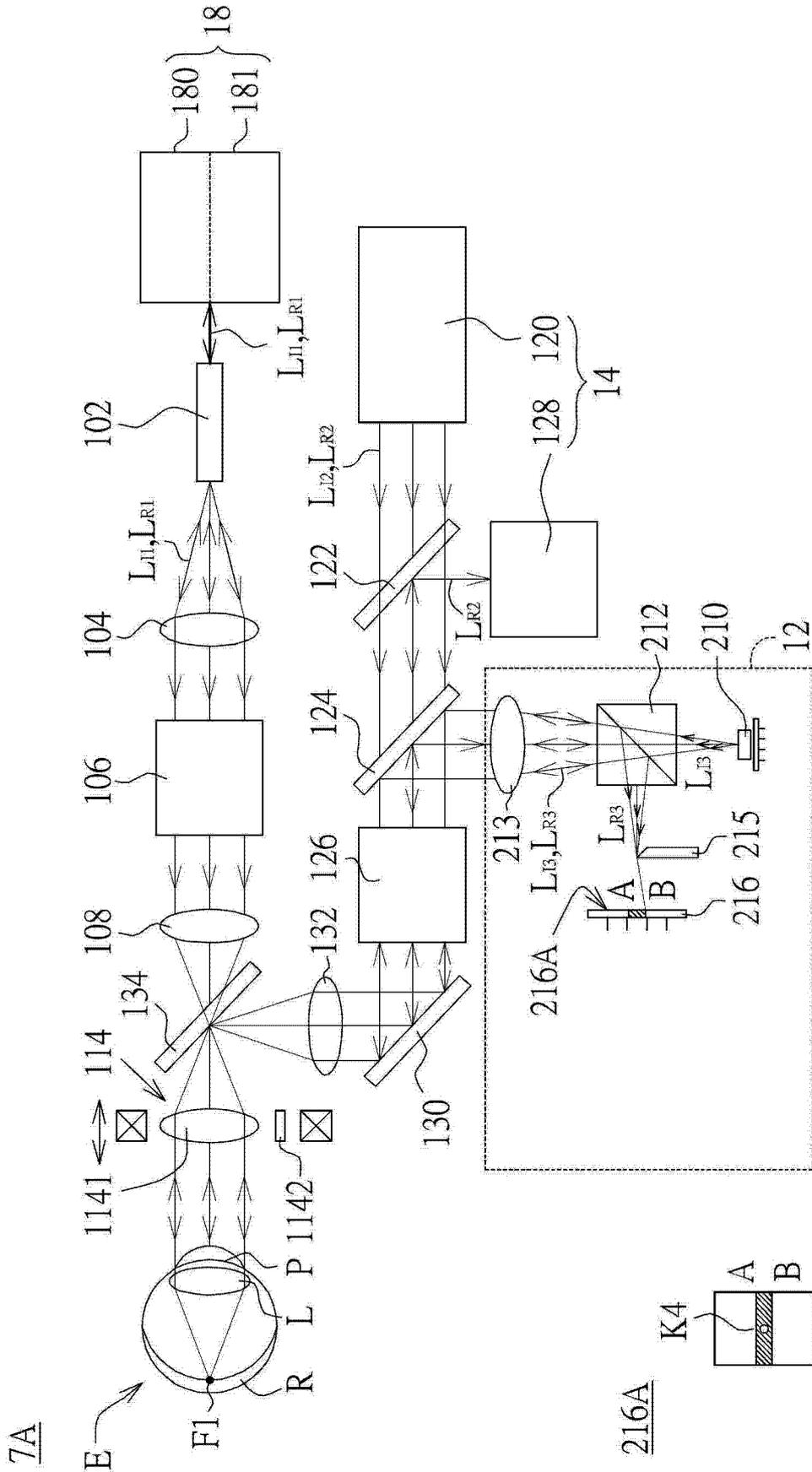


图 7A

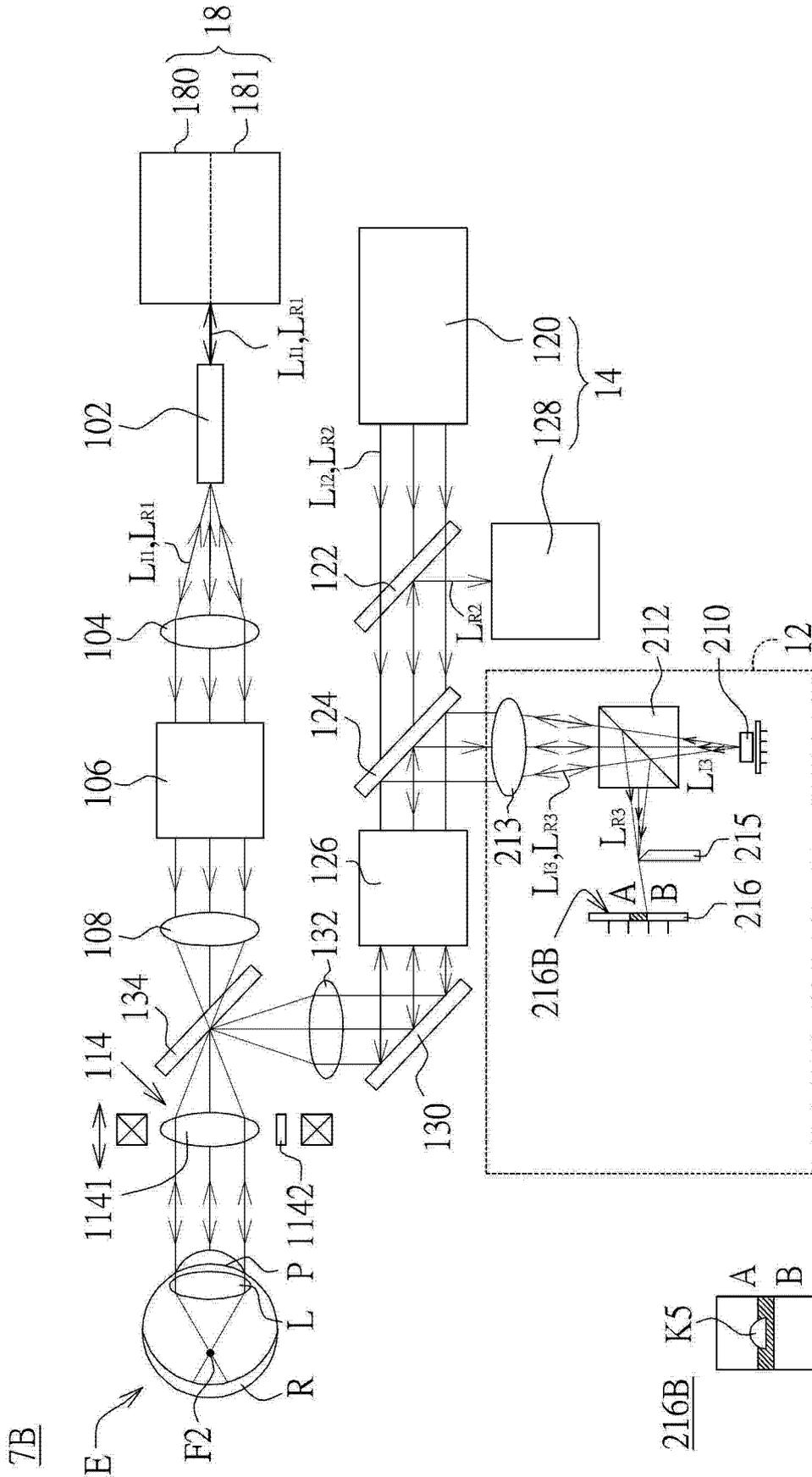


图 7B

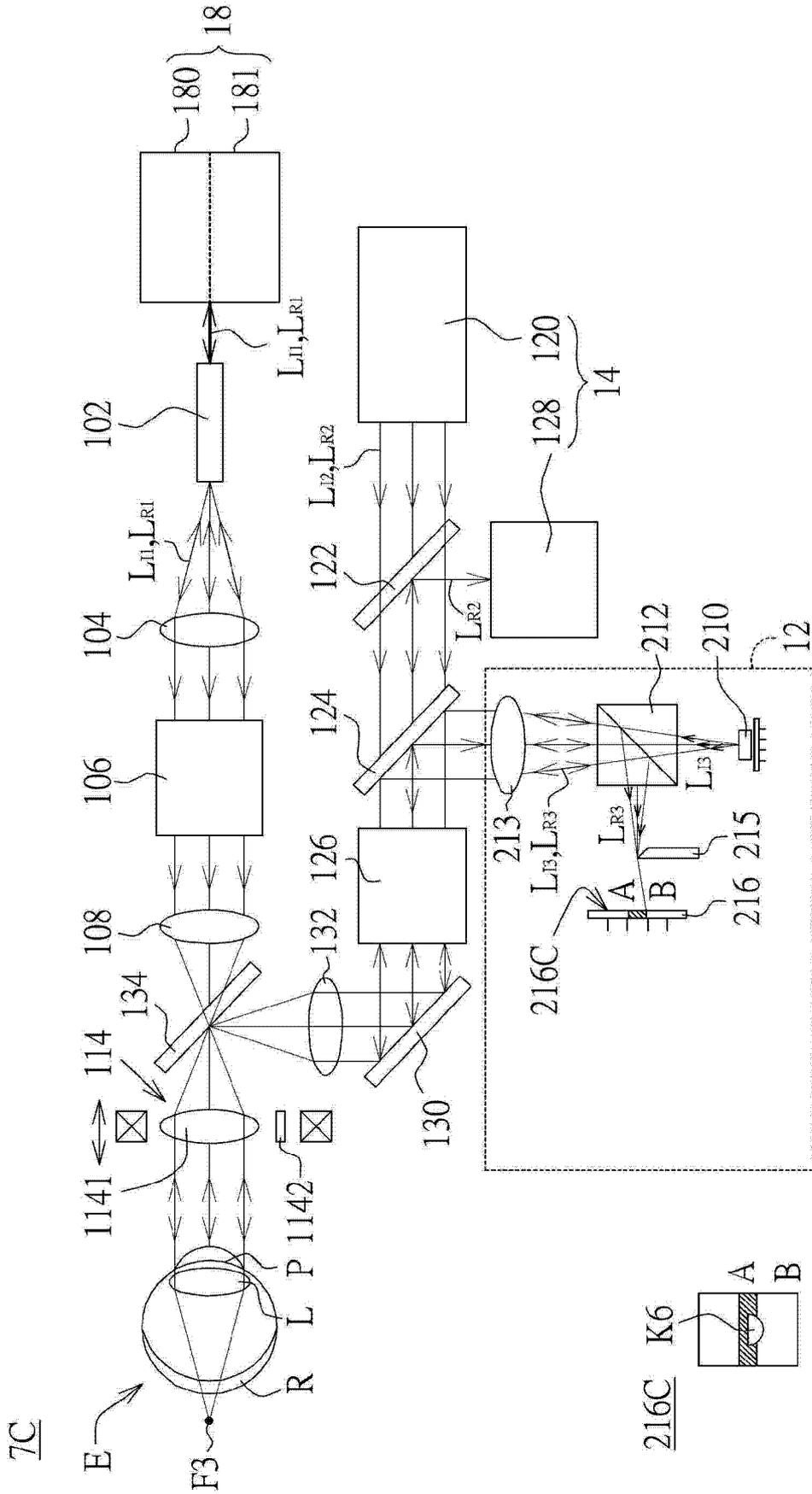


图 7C

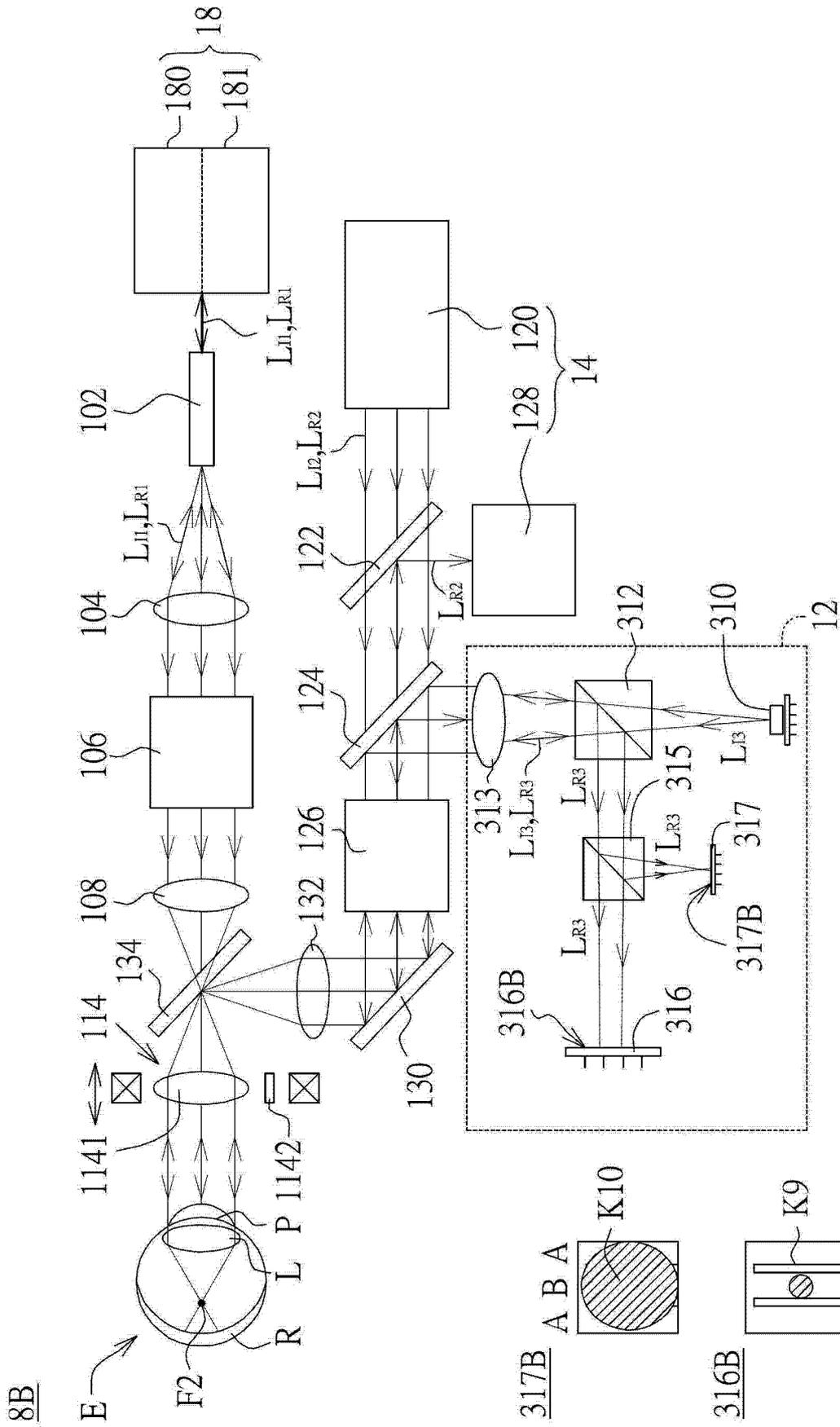


图 8B

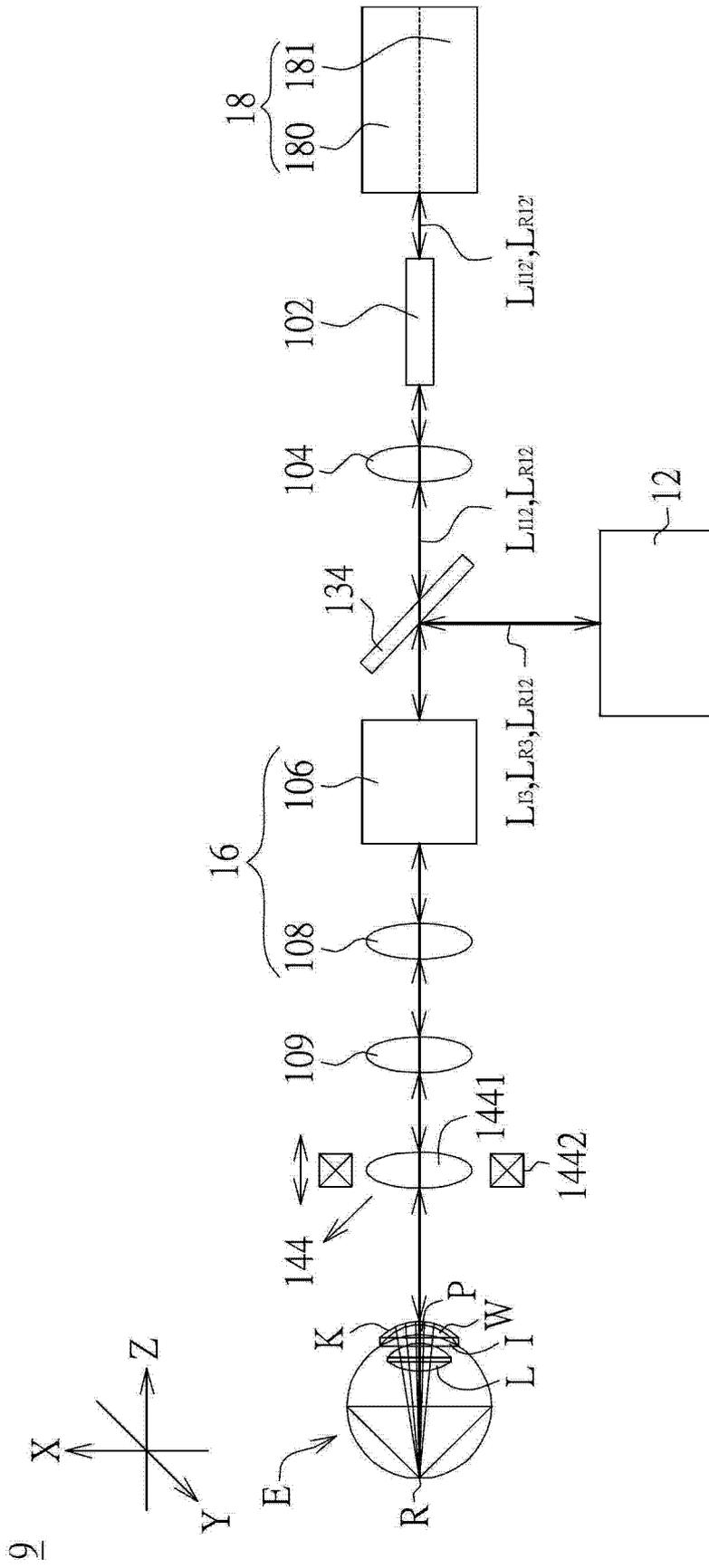


图 9

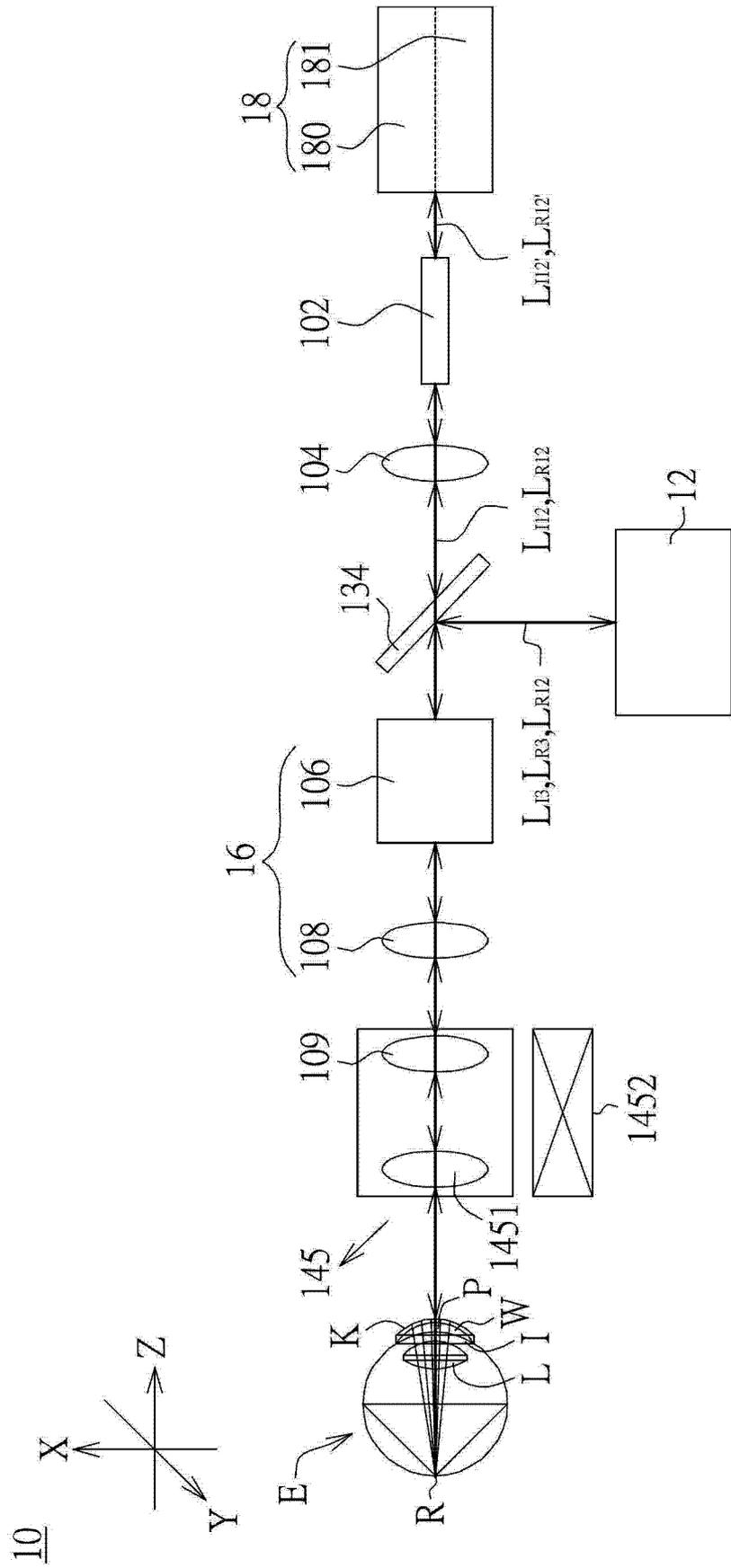


图 10

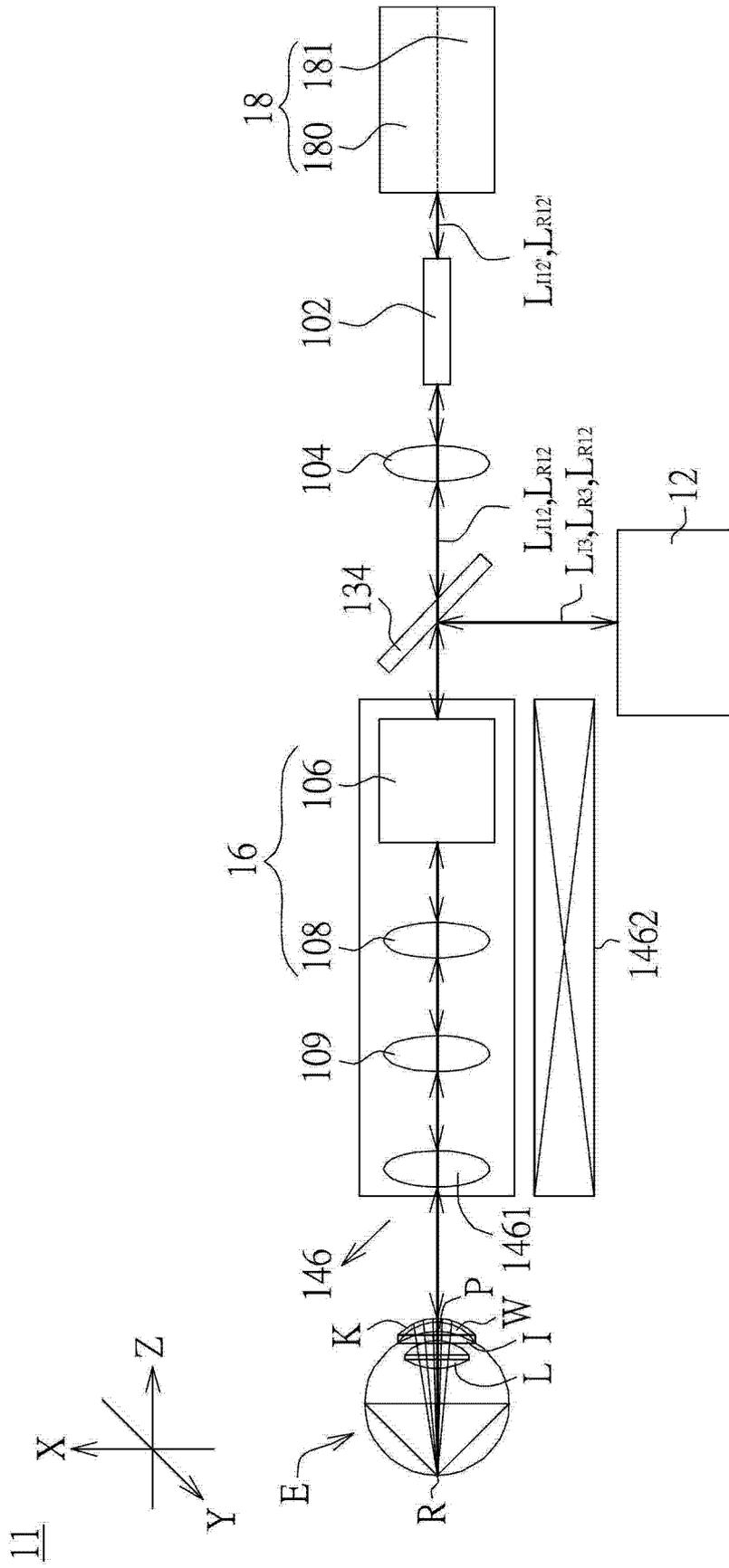


图 11

E1

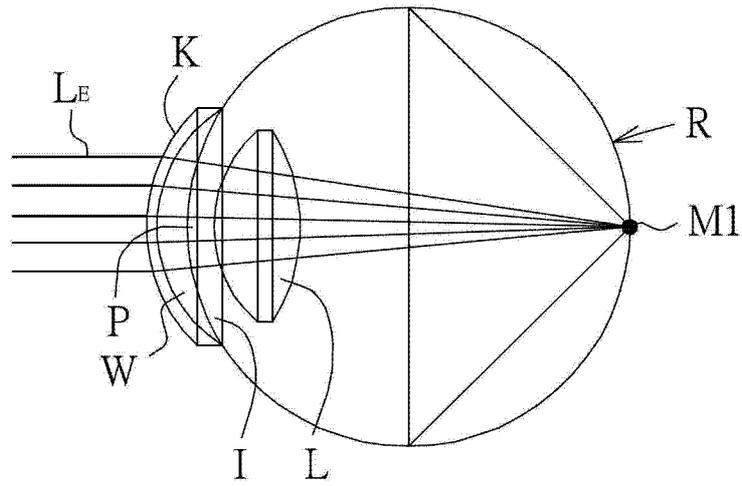
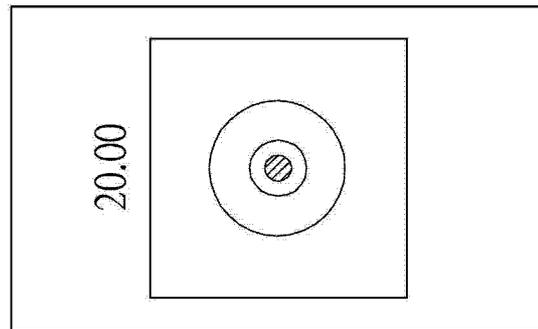


图 14A

M1



IMA 0.000 0.000 NM

图 14B

E2

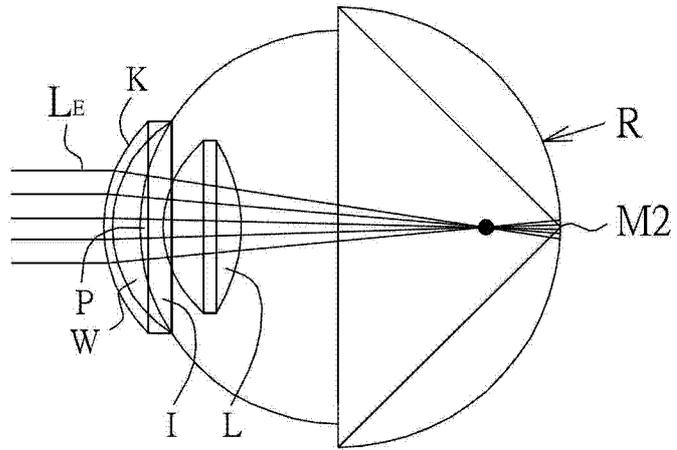
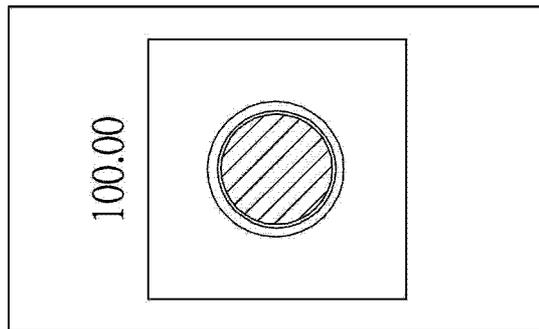


图 15A

M2



IMA 0.000 0.000 NM

图 15B

E3

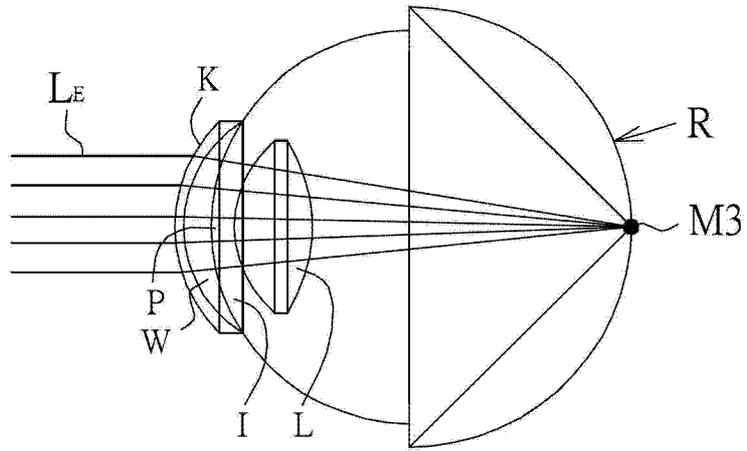
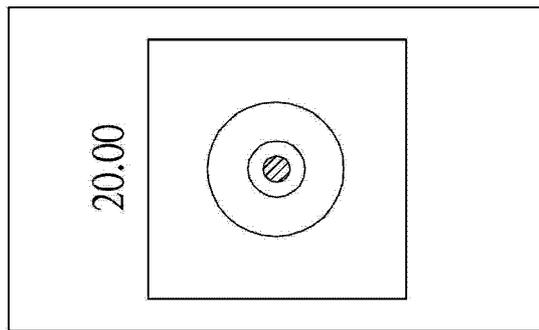


图 16A

M3



IMA 0.000 0.000 NM

图 16B

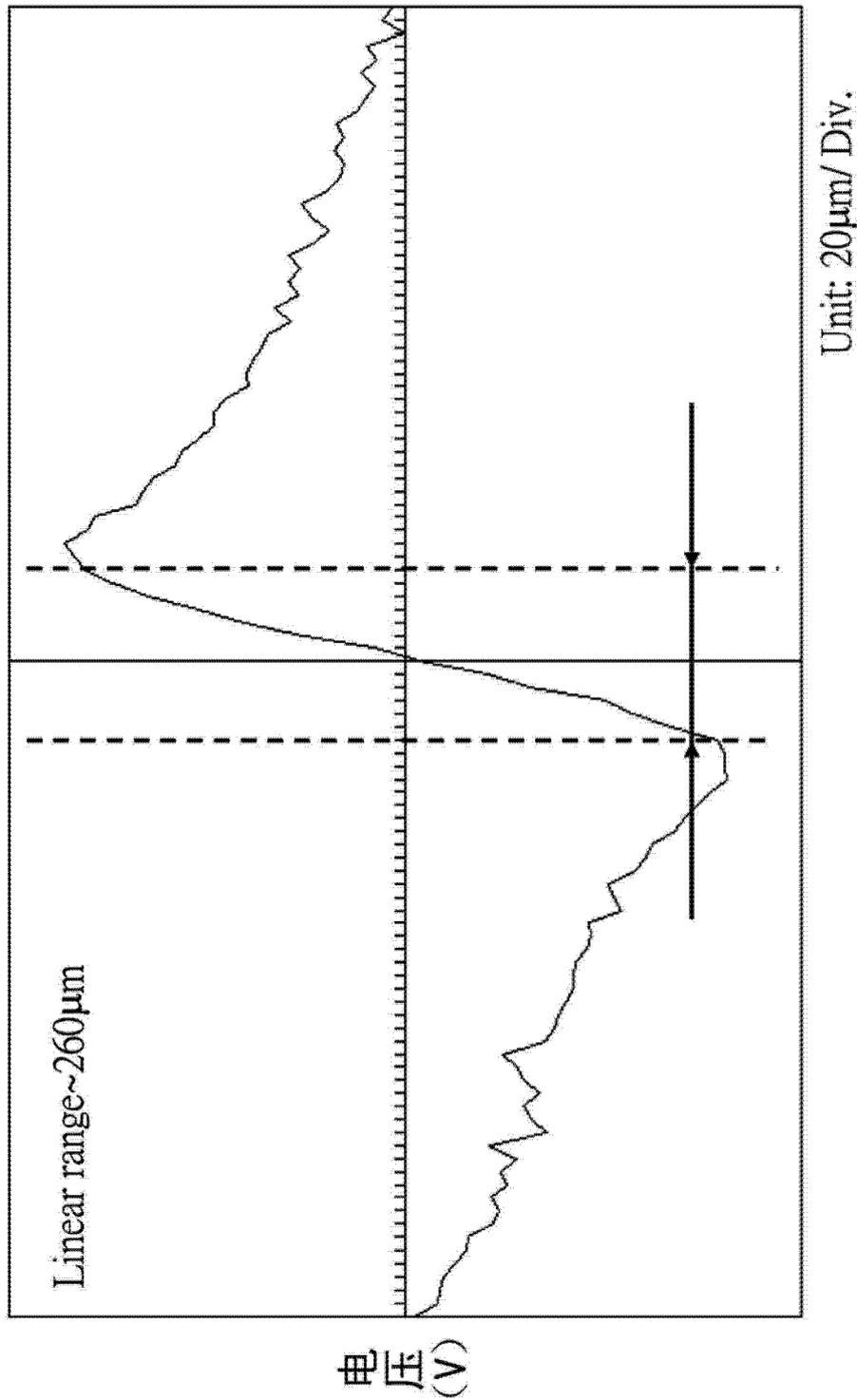
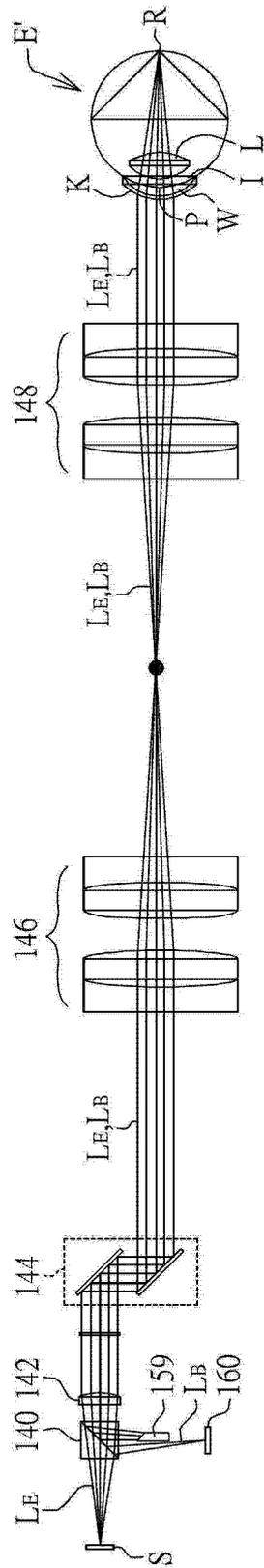


图 17



8A'

图 18A

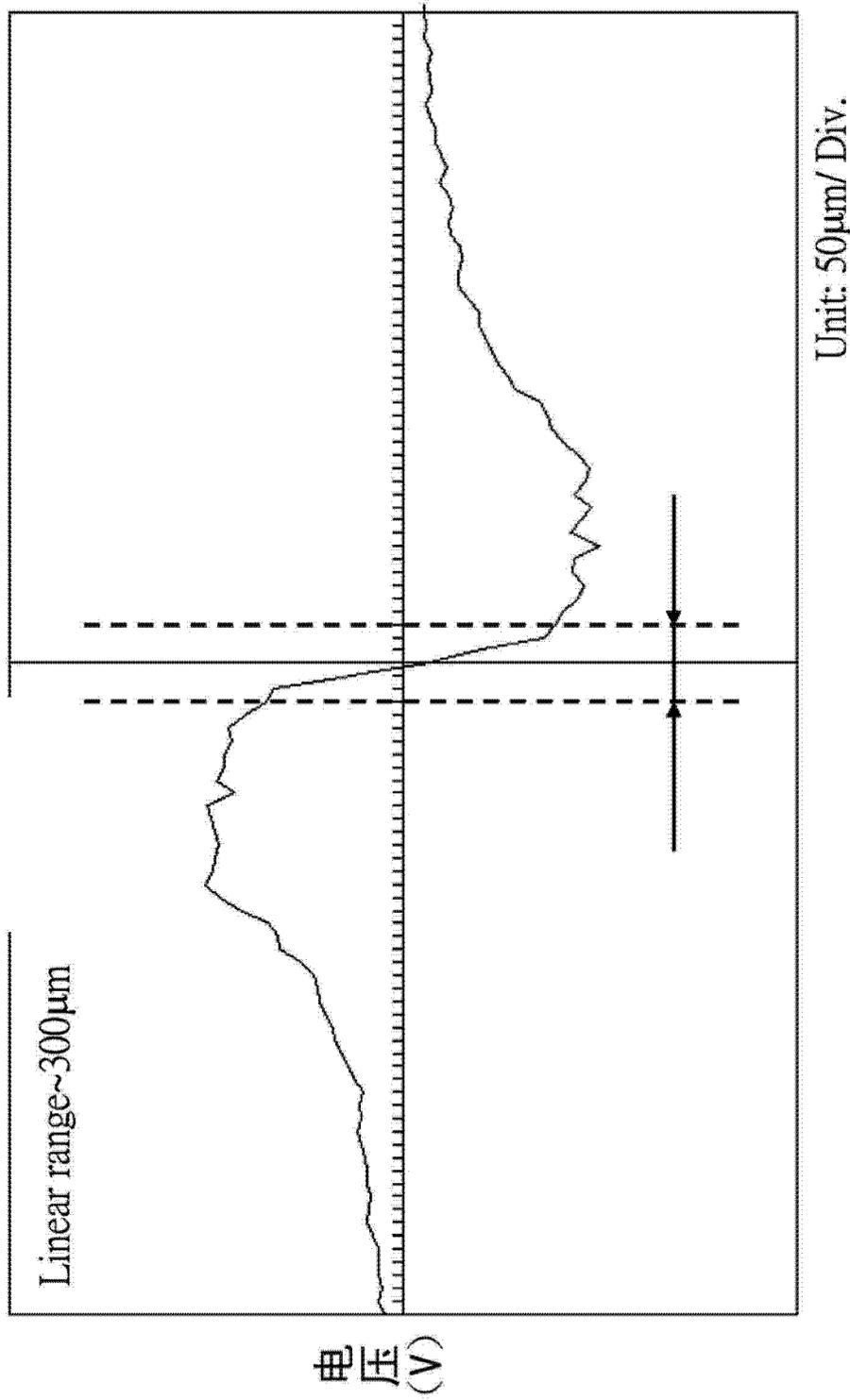


图 18B

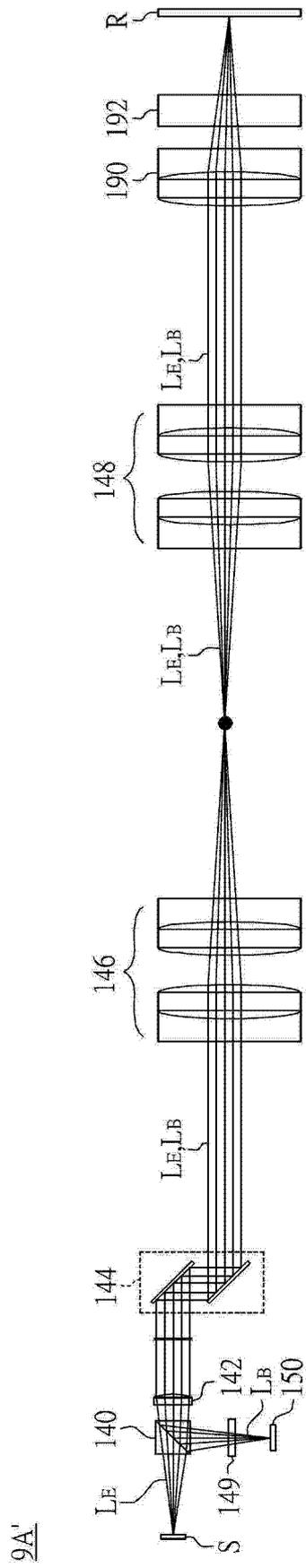


图 19A

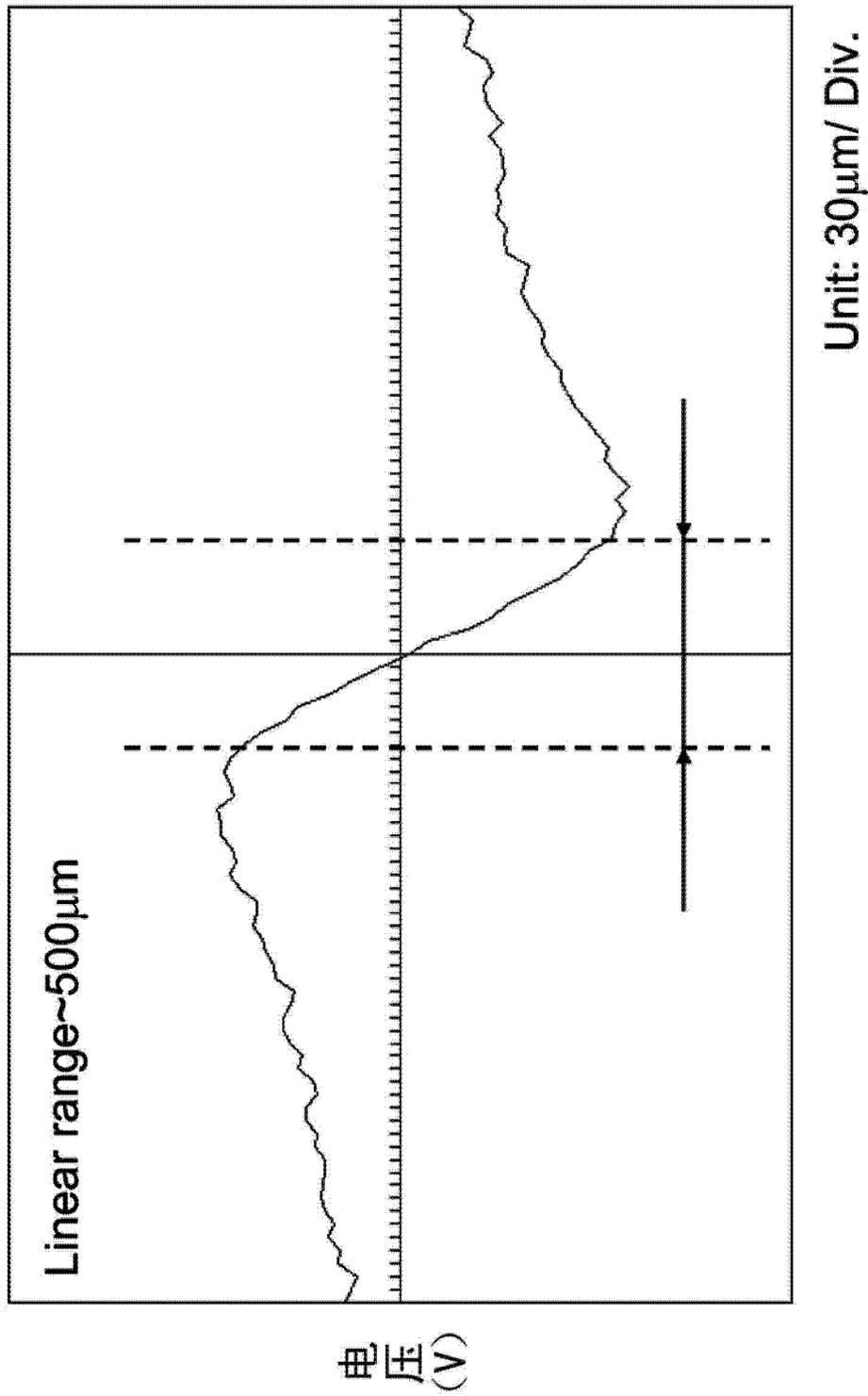


图 19B

10A'

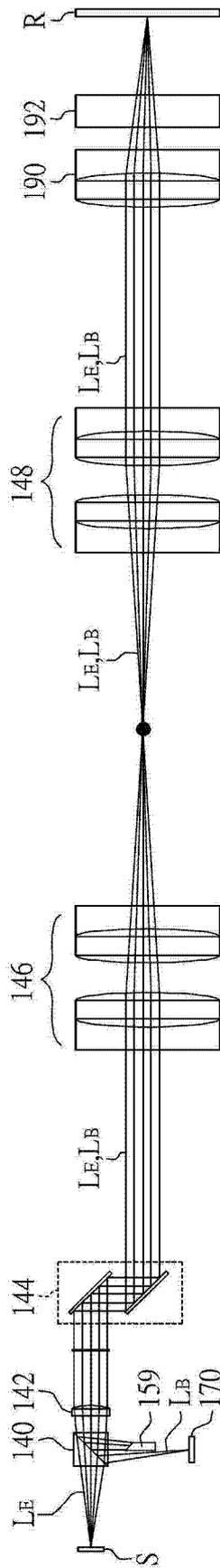


图 20A

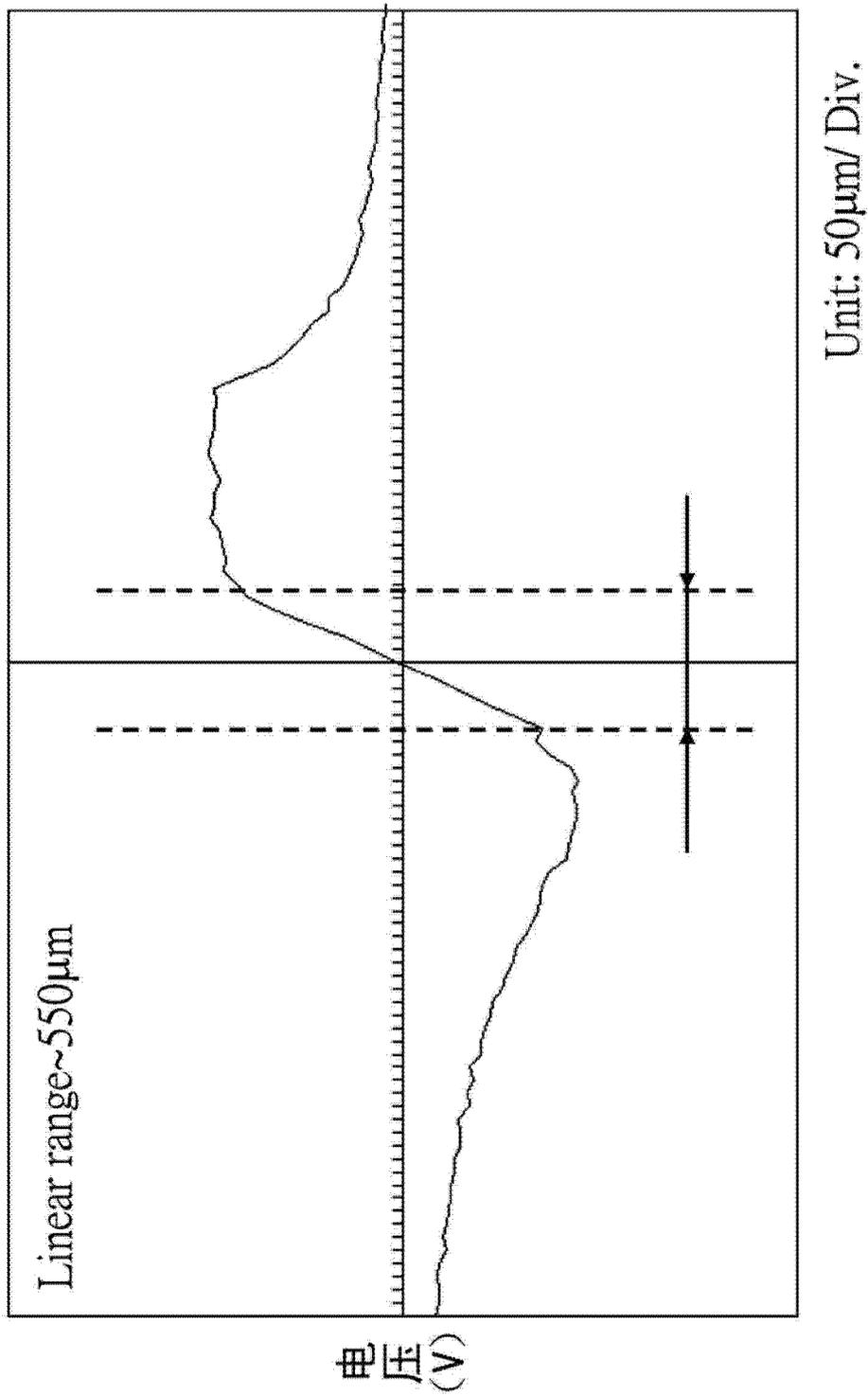


图 20B