



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110916611 A
(43)申请公布日 2020.03.27

(21)申请号 201910866660.0

(22)申请日 2019.09.12

(30)优先权数据

2018-173777 2018.09.18 JP

(71)申请人 株式会社拓普康

地址 日本东京都

(72)发明人 福间康文 林健史 多多良阳子

(74)专利代理机构 北京钲霖知识产权代理有限公司 11722

代理人 李英艳 玉昌峰

(51)Int.Cl.

A61B 3/10(2006.01)

A61B 3/12(2006.01)

A61B 3/14(2006.01)

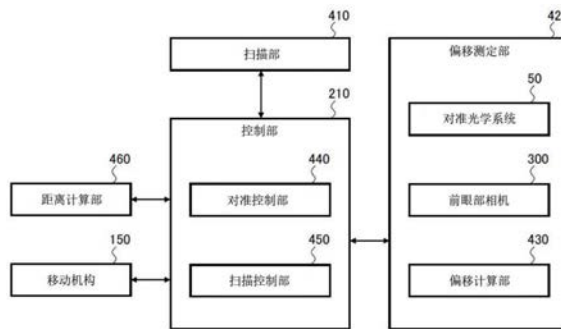
权利要求书4页 说明书33页 附图8页

(54)发明名称

眼科装置及其控制方法、程序和存储介质

(57)摘要

一种眼科装置及其控制方法、程序和存储介质。能够与被检眼的移动无关地实施可靠性高的眼轴长测定。例示性实施方式的眼科装置执行对包含被检眼的第一部位的第一区域的第一光学相干断层扫描以及对包含第二部位的第二区域的第二光学相干断层扫描。眼科装置在第一光学相干断层扫描之前获取被检眼的第一偏移信息而进行对准,在第二光学相干断层扫描之前获取第二偏移信息而进行对准。眼科装置根据通过第一光学相干断层扫描获取的第一数据和通过第二光学相干断层扫描获取的第二数据,计算被检眼的第一部位与第二部位之间的距离。



1. 一种眼科装置,包括:

扫描部,在被检眼适用光学相干断层扫描;

移动机构,移动所述扫描部的至少一部分;

偏移测定部,测定所述被检眼对预定的基准位置的偏移;

扫描控制部,执行第一扫描控制和第二扫描控制,所述第一扫描控制使所述扫描部执行对第一区域的光学相干断层扫描,所述第一区域包含所述被检眼的第一部位,所述第二扫描控制使所述扫描部执行对第二区域的光学相干断层扫描,所述第二区域包含与所述第一部位不同的第二部位;

对准控制部,执行第一对准控制和第二对准控制,所述第一对准控制在所述第一扫描控制之前基于通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的第一偏移信息控制所述移动机构,所述第二对准控制在所述第二扫描控制之前基于通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的第二偏移信息控制所述移动机构;以及

距离计算部,根据在所述第一扫描控制下通过所述扫描部获取的第一数据和在所述第二扫描控制下通过所述扫描部获取的第二数据,计算所述第一部位与所述第二部位之间的距离。

2. 根据权利要求1所述的眼科装置,其中,

所述扫描部包括:

干涉光学系统,包括向所述被检眼引导测定光的测定臂、以及引导参照光的参照臂;以及

臂长变更部,设置在所述测定臂和所述参照臂的至少一方,并在所述扫描控制部的控制下改变臂长,

所述距离计算部计算在所述第一扫描控制下适用的第一臂长与在所述第二扫描控制下适用的第二臂长之间的差,并解析所述第一数据而确定与所述第一部位对应的第一位置,解析所述第二数据而确定与所述第二部位对应的第二位置,根据所述差、所述第一位置和所述第二位置来计算所述距离。

3. 一种眼科装置,包括:

扫描部,在被检眼适用光学相干断层扫描;

偏移测定部,测定所述被检眼对预定的基准位置的偏移;

扫描控制部,执行第一扫描控制和第二扫描控制,所述第一扫描控制使所述扫描部执行对第一区域的光学相干断层扫描,所述第一区域包含所述被检眼的第一部位,所述第二扫描控制使所述扫描部执行对第二区域的光学相干断层扫描,所述第二区域包含与所述第一部位不同的第二部位;以及

距离计算部,根据第一偏移信息和第二偏移信息的至少一方、第一数据和第二数据,计算所述第一部位与所述第二部位之间的距离,所述第一偏移信息是对应于所述第一扫描控制而通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的偏移信息,所述第二偏移信息是对应于所述第二扫描控制而通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的偏移信息,所述第一数据是在所述第一扫描控制下通过所述扫描部获取的数据,所述第二数据是在所述第二扫描控制下通过所述扫描部获取的数据。

4. 根据权利要求3所述的眼科装置,其中,

所述偏移测定部对应于所述第一扫描控制和所述第二扫描控制中的一扫描控制而获取一偏移信息,并且在所述第一扫描控制和所述第二扫描控制中的另一扫描控制之前获取另一偏移信息,

所述眼科装置还包括:

移动机构,移动所述扫描部的至少一部分;以及

对准控制部,在所述另一扫描控制之前,执行基于所述另一偏移信息控制所述移动机构的对准控制,

所述距离计算部根据所述一偏移信息、所述第一数据和所述第二数据,计算所述距离。

5. 根据权利要求3或4所述的眼科装置,其中,

所述扫描部包括:

干涉光学系统,包括向所述被检眼引导测定光的测定臂、以及引导参照光的参照臂;以及

臂长变更部,设置在所述测定臂和所述参照臂的至少一方,并在所述扫描控制部的控制下改变臂长,

所述距离计算部计算在所述第一扫描控制下适用的第一臂长与在所述第二扫描控制下适用的第二臂长之间的差,并解析所述第一数据而确定与所述第一部位对应的第一位置,解析所述第二数据而确定与所述第二部位对应的第二位置,根据所述差、所述第一位置、所述第二位置以及所述第一偏移信息和所述第二偏移信息的至少一个偏移信息,计算所述距离。

6. 根据权利要求5所述的眼科装置,其中,

所述距离计算部根据所述差、所述第一位置和所述第二位置来计算所述第一部位与所述第二部位之间的暂定距离,并根据所述暂定距离、所述第一偏移信息和所述第二偏移信息的至少一个偏移信息以及预先获取的所述被检眼的角膜曲率半径来计算所述距离。

7. 根据权利要求6所述的眼科装置,其中,

当所述暂定距离设为 AL_m ,所述第一偏移信息和所述第二偏移信息的一个偏移信息设为 h ,所述角膜曲率半径设为 r ,所述距离设为 AL 时,所述距离计算部通过运算式 $AL = (r - r \times \cos(\arcsin(h/r))) + AL_m \times \cos(\arcsin(h/AL_m))$ 来计算所述距离 AL 。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的眼科装置,其中,

所述扫描控制部在所述第一扫描控制和所述第二扫描控制的至少一方下,使所述扫描部执行多次光学相干断层扫描,

所述距离计算部从通过所述多次光学相干断层扫描获取的数据组获取单一数据,使用所述单一数据而进行所述距离的计算。

9. 根据权利要求8所述的眼科装置,其中,

所述距离计算部通过对所述数据组进行算术平均而生成所述单一数据。

10. 根据权利要求1至7中任一项所述的眼科装置,其中,

所述扫描控制部在所述第一扫描控制和所述第二扫描控制的至少一方下,使所述扫描部执行对所述被检眼的三维区域的光学相干断层扫描,

所述距离计算部解析通过对所述三维区域的光学相干断层扫描获取的数据,确定与所述被检眼的特征点对应的特征位置,并以将所述特征位置作为一端的线段长度计算为所述

距离。

11. 根据权利要求10所述的眼科装置, 其中,

所述扫描控制部在所述第一扫描控制下, 使所述扫描部执行对包含所述被检眼的角膜表面的三维区域的光学相干断层扫描,

所述距离计算部解析通过对所述三维区域的光学相干断层扫描获取的数据, 确定与角膜顶点对应的特征位置。

12. 根据权利要求10或11所述的眼科装置, 其中,

所述扫描控制部在所述第二扫描控制下, 使所述扫描部执行对包含所述被检眼的视网膜表面的三维区域的光学相干断层扫描,

所述距离计算部解析通过对所述三维区域的光学相干断层扫描获取的数据, 确定与黄斑中心对应的特征位置。

13. 根据权利要求1至12中任一项所述的眼科装置, 其中,

所述偏移测定部包括:

投射系统, 向所述被检眼的前眼部投射光束;

两个以上拍摄部, 从彼此不同的方向拍摄所述被检眼的前眼部; 以及

偏移计算部, 根据通过所述两个以上拍摄部获取的两个以上前眼部图像中分别绘出的所述光束像的位置, 计算所述被检眼的偏移。

14. 根据权利要求1至12中任一项所述的眼科装置, 其中,

所述偏移测定部包括:

投射系统, 向所述被检眼的前眼部从斜方投射光束;

图像传感器, 检测所述光束的来自所述前眼部的反射光束; 以及

偏移计算部, 根据所述图像传感器对所述反射光束的检测位置, 计算所述被检眼的偏移。

15. 一种眼科装置的控制方法, 所述眼科装置包括: 扫描部, 在被检眼适用光学相干断层扫描; 移动机构, 移动所述扫描部的至少一部分; 以及偏移测定部, 测定所述被检眼对预定的基准位置的偏移, 其中, 所述控制方法包括:

第一对准控制步骤, 基于通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的第一偏移信息, 控制所述移动机构;

第一扫描控制步骤, 使所述扫描部执行对第一区域的光学相干断层扫描, 所述第一区域包含所述被检眼的第一部位;

第二对准控制步骤, 基于通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的第二偏移信息, 控制所述移动机构;

第二扫描控制步骤, 使所述扫描部执行对第二区域的光学相干断层扫描, 所述第二区域包含与所述第一部位不同的第二部位; 以及

距离计算步骤, 根据在所述第一扫描控制步骤通过所述扫描部获取的第一数据、在所述第二扫描控制步骤通过所述扫描部获取的第二数据, 计算所述第一部位与所述第二部位之间的距离。

16. 一种眼科装置的控制方法, 所述眼科装置包括: 扫描部, 在被检眼适用光学相干断层扫描; 以及偏移测定部, 测定所述被检眼对预定的基准位置的偏移, 其中, 所述控制方法

包括：

第一扫描控制步骤，使所述扫描部执行对第一区域的光学相干断层扫描，所述第一区域包含所述被检眼的第一部位；

第二扫描控制步骤，使所述扫描部执行对第二区域的光学相干断层扫描，所述第二区域包含与所述第一部位不同的第二部位；

偏移测定步骤，使所述偏移测定部执行对应于所述第一扫描控制而获取所述被检眼的第一偏移信息的步骤和对应于所述第二扫描控制而获取所述被检眼的第二偏移信息的步骤的至少一方；以及

距离计算步骤，根据通过所述偏移测定步骤获取的所述第一偏移信息和所述第二偏移信息的至少一方、在所述第一扫描控制步骤通过所述扫描部获取的第一数据、在所述第二扫描控制步骤通过所述扫描部获取的第二数据，计算所述第一部位与所述第二部位之间的距离。

17. 一种程序，使计算机执行权利要求15或16所述的控制方法。

18. 一种计算机可读的非易失性存储介质，存储有权利要求17所述的程序。

眼科装置及其控制方法、程序和存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及眼科装置及其控制方法、程序和存储介质。

背景技术

[0002] 公知有能够测定眼轴长的眼科装置。例如,在专利文献1中公开有利用光学相干断层(OCT:Optical Coherence Tomography)测定眼轴长的技术。眼轴长被定义为角膜顶点与黄斑部(中央窝)之间的距离,在白内障手术之前进行眼内透镜的度数选择、轴性屈光异常的确认等中有用的一个眼内参数。

[0003] 如前述,眼轴长被定义为角膜顶点与黄斑部之间的距离,因此测定眼轴长,需要知道角膜位置和视网膜位置这双方。在专利文献1公开的发明中,在用于求出角膜位置的第一计量(前眼部模式的OCT扫描)与用于求出视网膜位置的第二计量(后眼部模式的OCT扫描)之间存在时间差。因而,当在第一计量与第二计量之间被检眼移动时,存在无法准确测定眼轴长的可能性。尤其,被检眼朝向与纵深方向(深度方向)正交的方向的移动存在大幅降低眼轴长的测定值的可靠性的风险。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2016-19634号公报

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种能够与被检眼的移动无关地实施可靠性高的眼轴长测定的技术。

[0008] 例示性实施方式的第一方式提供一种眼科装置,其包括:扫描部,在被检眼适用光学相干断层(OCT:Optical Coherence Tomography)扫描;移动机构,移动所述扫描部的至少一部分;偏移测定部,测定所述被检眼对预定的基准位置的偏移;扫描控制部,执行第一扫描控制和第二扫描控制,所述第一扫描控制使所述扫描部执行对第一区域的光学相干断层扫描,所述第一区域包含所述被检眼的第一部位,所述第二扫描控制使所述扫描部执行对第二区域的光学相干断层扫描,所述第二区域包含与所述第一部位不同的第二部位;对准控制部,执行第一对准控制和第二对准控制,所述第一对准控制在所述第一扫描控制之前基于通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的第一偏移信息控制所述移动机构,所述第二对准控制在所述第二扫描控制之前基于通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的第二偏移信息控制所述移动机构;以及距离计算部,根据在所述第一扫描控制下通过所述扫描部获取的第一数据和在所述第二扫描控制下通过所述扫描部获取的第二数据,计算所述第一部位与所述第二部位之间的距离。

[0009] 例示性实施方式的第二方式是根据第一方式的眼科装置,其中,所述扫描部包括:干涉光学系统,包括向所述被检眼引导测定光的测定臂、以及引导参照光的参照臂;以及臂长变更部,设置在所述测定臂和所述参照臂的至少一方,并在所述扫描控制部的控制下改

变臂长,所述距离计算部计算在所述第一扫描控制下适用的第一臂长与在所述第二扫描控制下适用的第二臂长之间的差,并解析所述第一数据而确定与所述第一部位对应的第一位置,解析所述第二数据而确定与所述第二部位对应的第二位置,根据所述差、所述第一位置和所述第二位置来计算所述距离。

[0010] 例示性实施方式的第三方式提供一种眼科装置,其包括:扫描部,在被检眼适用光学相干断层(OCT:Optical Coherence Tomography)扫描;偏移测定部,测定所述被检眼对预定的基准位置的偏移;扫描控制部,执行第一扫描控制和第二扫描控制,所述第一扫描控制使所述扫描部执行对第一区域的光学相干断层扫描,所述第一区域包含所述被检眼的第一部位,所述第二扫描控制使所述扫描部执行对第二区域的光学相干断层扫描,所述第二区域包含与所述第一部位不同的第二部位;以及距离计算部,根据第一偏移信息和第二偏移信息的至少一方、第一数据和第二数据,计算所述第一部位与所述第二部位之间的距离,所述第一偏移信息是对应于所述第一扫描控制而通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的偏移信息,所述第二偏移信息是对应于所述第二扫描控制而通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的偏移信息,所述第一数据是在所述第一扫描控制下通过所述扫描部获取的数据,所述第二数据是在所述第二扫描控制下通过所述扫描部获取的数据。

[0011] 例示性实施方式的第四方式是根据第三方式的眼科装置,其中,所述偏移测定部对应于所述第一扫描控制和所述第二扫描控制中的一扫描控制而获取一偏移信息,并且在所述第一扫描控制和所述第二扫描控制中的另一扫描控制之前后获取另一偏移信息,所述眼科装置还包括:移动机构,移动所述扫描部的至少一部分;以及对准控制部,在所述另一扫描控制之前,执行基于所述另一偏移信息控制所述移动机构的对准控制,所述距离计算部根据所述一偏移信息、所述第一数据和所述第二数据计算所述距离。

[0012] 例示性实施方式的第五方式是根据第三或第四方式的眼科装置,其中,所述扫描部包括:干涉光学系统,包括向所述被检眼引导测定光的测定臂、以及引导参照光的参照臂;以及臂长变更部,设置在所述测定臂和所述参照臂的至少一方,并在所述扫描控制部的控制下改变臂长,所述距离计算部计算在所述第一扫描控制下适用的第一臂长与在所述第二扫描控制下适用的第二臂长之间的差,并解析所述第一数据而确定与所述第一部位对应的第一位置,解析所述第二数据而确定与所述第二部位对应的第二位置,根据所述差、所述第一位置、所述第二位置以及所述第一偏移信息和所述第二偏移信息的至少一个偏移信息,计算所述距离。

[0013] 例示性实施方式的第六方式是根据第五方式的眼科装置,其中,所述距离计算部根据所述差、所述第一位置和所述第二位置来计算所述第一部位与所述第二部位之间的暂定距离,并根据所述暂定距离、所述第一偏移信息和所述第二偏移信息的至少一个偏移信息以及预先获取的所述被检眼的角膜曲率半径来计算所述距离。

[0014] 例示性实施方式的第七方式是根据第六方式的眼科装置,其中,当所述暂定距离设为 AL_m ,所述第一偏移信息和所述第二偏移信息的一个偏移信息设为 h ,所述角膜曲率半径设为 r ,所述距离设为 AL 时,所述距离计算部通过运算式 $AL = (r - r \times \cos(\arcsin(h/r))) + AL_m \times \cos(\arcsin(h/AL_m))$ 来计算所述距离 AL 。

[0015] 例示性实施方式的第八方式是根据第一至第七中任一方式的眼科装置,其中,所述扫描控制部在所述第一扫描控制和所述第二扫描控制的至少一方下,使所述扫描部执行

多次光学相干断层扫描,所述距离计算部从通过所述多次光学相干断层扫描获取的数据组获取单一数据,使用所述单一数据而进行所述距离的计算。

[0016] 例示性实施方式的第九方式是根据第八方式的眼科装置,其中,所述距离计算部通过对所述数据组进行算术平均而生成所述单一数据。

[0017] 例示性实施方式的第十方式是根据第一至第七中任一方式的眼科装置,其中,所述扫描控制部在所述第一扫描控制和所述第二扫描控制的至少一方下,使所述扫描部执行对所述被检眼的三维区域的光学相干断层扫描,所述距离计算部解析通过对所述三维区域的光学相干断层扫描获取的数据,确定与所述被检眼的特征点对应的特征位置,并以将所述特征位置作为一端的线段长度计算为所述距离。

[0018] 例示性实施方式的第十一方式是根据第十方式的眼科装置,其中,所述扫描控制部在所述第一扫描控制下,使所述扫描部执行对包含所述被检眼的角膜表面的三维区域的光学相干断层扫描,所述距离计算部解析通过对所述三维区域的光学相干断层扫描获取的数据,确定与角膜顶点对应的特征位置。

[0019] 例示性实施方式的第十二方式是根据第十或第十一方式的眼科装置,其中,所述扫描控制部在所述第二扫描控制下,使所述扫描部执行对包含所述被检眼的视网膜表面的三维区域的光学相干断层扫描,所述距离计算部解析通过对所述三维区域的光学相干断层扫描获取的数据,确定与黄斑中心对应的特征位置。

[0020] 例示性实施方式的第十三方式是根据第一至第十二中任一方式的眼科装置,其中,所述偏移测定部包括:投射系统,向所述被检眼的前眼部投射光束;两个以上拍摄部,从彼此不同的方向拍摄所述被检眼的前眼部;以及偏移计算部,根据通过所述两个以上拍摄部获取的两个以上前眼部图像中分别绘出的所述光束像的位置,计算所述被检眼的偏移。

[0021] 例示性实施方式的第十四方式是根据第一至第十二中任一方式的眼科装置,其中,所述偏移测定部包括:投射系统,向所述被检眼的前眼部从斜方投射光束;图像传感器,检测所述光束的来自所述前眼部的反射光束;以及偏移计算部,根据所述图像传感器对所述反射光束的检测位置,计算所述被检眼的偏移。

[0022] 例示性实施方式的第十五方式提供一种眼科装置的控制方法,所述眼科装置包括:扫描部,在被检眼适用光学相干断层(OCT:Optical Coherence Tomography)扫描;移动机构,移动所述扫描部的至少一部分;以及偏移测定部,测定所述被检眼对预定的基准位置的偏移,其中,所述控制方法包括:第一对准控制步骤,基于通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的第一偏移信息,控制所述移动机构;第一扫描控制步骤,使所述扫描部执行对第一区域的光学相干断层扫描,所述第一区域包含所述被检眼的第一部位;第二对准控制步骤,基于通过所述偏移测定部获取的所述被检眼的第二偏移信息,控制所述移动机构;第二扫描控制步骤,使所述扫描部执行对第二区域的光学相干断层扫描,所述第二区域包含与所述第一部位不同的第二部位;以及距离计算步骤,根据在所述第一扫描控制步骤通过所述扫描部获取的第一数据、在所述第二扫描控制步骤通过所述扫描部获取的第二数据,计算所述第一部位与所述第二部位之间的距离。

[0023] 例示性实施方式的第十六方式提供一种眼科装置的控制方法,所述眼科装置包括:扫描部,在被检眼适用光学相干断层(OCT:Optical Coherence Tomography)扫描;以及偏移测定部,测定所述被检眼对预定的基准位置的偏移,其中,所述控制方法包括:第一扫

描控制步骤,使所述扫描部执行对第一区域的光学相干断层扫描,所述第一区域包含所述被检眼的第一部位;第二扫描控制步骤,使所述扫描部执行对第二区域的光学相干断层扫描,所述第二区域包含与所述第一部位不同的第二部位;偏移测定步骤,使所述偏移测定部执行对应于所述第一扫描控制而获取所述被检眼的第一偏移信息的步骤和对应于所述第二扫描控制而获取所述被检眼的第二偏移信息的步骤的至少一方;以及距离计算步骤,根据通过所述偏移测定步骤获取的所述第一偏移信息和所述第二偏移信息的至少一方、在所述第一扫描控制步骤通过所述扫描部获取的第一数据、在所述第二扫描控制步骤通过所述扫描部获取的第二数据,计算所述第一部位与所述第二部位之间的距离。

[0024] 例示性实施方式的第十七方式提供一种程序,其使计算机执行第十五或第十六方式的控制方法。

[0025] 例示性实施方式的第十八方式提供一种计算机可读的非易失性存储介质,存储有第十七方式的程序。

[0026] 根据例示性实施方式,能够与被检眼的移动无关地实施可靠性高的眼轴长测定。

附图说明

[0027] 图1是示出例示性实施方式的眼科装置的结构的一例的简要图。

[0028] 图2是示出例示性实施方式的眼科装置的结构的一例的简要图。

[0029] 图3A是示出例示性实施方式的眼科装置的结构的一例的简要图。

[0030] 图3B是示出例示性实施方式的眼科装置的结构的一例的简要图。

[0031] 图4A是示出例示性实施方式的眼科装置的结构的一例的简要图。

[0032] 图4B是示出例示性实施方式的眼科装置的结构的一例的简要图。

[0033] 图5是示出例示性实施方式的眼科装置能够执行的动作的一例的简要图。

[0034] 图6是示出例示性实施方式的眼科装置能够执行的动作的一例的流程图。

[0035] 图7是示出例示性实施方式的眼科装置的结构的一例的简要图。

[0036] 图8是示出例示性实施方式的眼科装置能够执行的动作的一例的简要图。

[0037] 图9是示出例示性实施方式的眼科装置能够执行的动作的一例的流程图。

[0038] 图10是示出例示性实施方式的眼科装置能够执行的动作的一例的流程图。

[0039] 附图标记说明

[0040] 1:眼科装置;50:对准光学系统;150:移动机构;210、210A:控制部;300:前眼部相机;410:扫描部;420:偏移测定部;430:偏移计算部;440、440A:对准控制部;450、450A:扫描控制部。

具体实施方式

[0041] 针对实施方式的眼科装置及其控制方法、程序和存储介质的例示性方式,参照附图来详细说明。实施方式的眼科装置通过对被检眼适用光学相干断层(OCT:Optical Coherence Tomography)扫描来获取数据,从而求出被检眼的两个不同部位之间的距离。典型地,实施方式的眼科装置对被检眼的前眼部及后眼部依次适用OCT扫描,从获得的数据求出眼轴长的值。

[0042] 以下的例示性公开中,说明将频谱域OCT和眼底相机组合的眼科装置,但实施方式

不限于此。OCT的种类不限于频谱域OCT,例如可以是扫频光源OCT。

[0043] 频谱域OCT是将来自低相干光源的光分割为测定光和参照光,将来自被检物的测定光的返回光与参照光重合而生成干涉光,通过分光器检测该干涉光的光谱分布,对检测的光谱分布实施傅里叶变换等而形成图像的方法。

[0044] 扫频光源OCT是以下方法:将来自波长可调光源的光分割为测定光和参照光,将来自被检物的测定光的返回光与参照光重合而生成干涉光,将该干涉光通过平衡光电二极管等光检测器来检测,对响应波长的扫描及测定光的扫描来收集的检测数据实施傅里叶变换等而形成图像。

[0045] 如此,频谱域OCT是通过空间分割来获取光谱分布的OCT方法,扫频光源OCT是通过时间分割来获取光谱分布的OCT方法。此外,在实施方式中能够利用的OCT方法不限于此,也可以采用利用与此不同的任意的OCT方法(例如,时域OCT)的实施方式。

[0046] 在本说明书中,只要没有特意提及,则不区分“图像数据”和基于其的可视化信息即“图像”。另外,只要没有特意提及,不区分被检眼的部位或组织与将其可视化的图像。

[0047] 〈第一实施方式〉

[0048] 第一实施方式在进行对被检眼的对准之后执行对被检眼的第一区域的OCT扫描(第一OCT扫描),再次进行对准之后执行对第二区域的OCT扫描(第二OCT扫描),根据通过第一OCT扫描获得的第一数据和通过第二OCT扫描获得的第二数据,计算包含在第一区域中的第一部位与包含在第二区域中的第二部位之间的距离。由此,能够在对准良好的状态下进行第一OCT扫描及第二OCT扫描这双方,从而即使在第一OCT扫描与第二OCT扫描之间被检眼移动的情况下也能够以高可靠性实施距离测定。这种本实施方式的例子在以下公开。

[0049] 〈结构〉

[0050] 图1所示的例示性眼科装置1包括眼底相机单元2、OCT单元100、以及运算控制单元200。在眼底相机单元2中设置有用于获取被检眼E的正面图像的光学系统、机构、以及用于执行OCT的光学系统、机构。在OCT单元100中设置有用于执行OCT的光学系统、机构。运算控制单元200包括以执行各种处理(运算、控制等)的方式构成的一个以上的处理器。而且,眼科装置1具备用于从彼此不同的两个方向拍摄前眼部的两个前眼部相机300。

[0051] 在眼底相机单元2中设置有用于支承被检者的脸的鄂座和额垫。鄂座以及额垫相当于图4A以及图4B所示的支承部340。在基座310中收纳有驱动机构、运算控制电路。在设置于基座310上的壳体320中收纳有光学系统。在壳体320的前面凸出设置的透镜容纳部330中容纳有物镜22。

[0052] 而且,眼科装置1具备用于切换适用OCT的部位的透镜单元。具体地,眼科装置1具备用于在前眼部适用OCT的前眼部OCT用辅助透镜400。前眼部OCT用辅助透镜400例如与日本特开2015-160103号公报中公开的光学单元相同地构成即可。

[0053] 如图1所示,前眼部OCT用辅助透镜400可配置在物镜22与被检眼E之间。当前眼部OCT用辅助透镜400配置于光路时,眼科装置1能够对前眼部适用OCT扫描。另一方面,当前眼部OCT用辅助透镜400处于从光路退避时,眼科装置1能够对后眼部适用OCT扫描。前眼部OCT用辅助透镜400的移动通过手动或自动进行。

[0054] 在其它实施方式中,可以是,当辅助透镜配置于光路时能够对后眼部适用OCT扫描并且当辅助透镜处于从光路退避时能够对前眼部适用OCT扫描。另外,通过辅助透镜切换的

测定部位不限于后眼部以及前眼部,可以是眼的任意部位。此外,用于切换适用OCT扫描的部位的结构不限于这种辅助透镜,例如也可以采用具备能够沿光路移动的透镜的结构或具有能够相对于光路进行插拔的透镜的结构。

[0055] 在本实施方式中,“处理器”例如是CPU(中央处理器,Central Processing Unit)、GPU(图形处理器,Graphics Processing Unit)、ASIC(专用集成电路,Application Specific Integrated Circuit)、可编程逻辑器件(例如,SPLD(简单可编程逻辑元器件,Simple Programmable Logic Device)、CPLD(复杂可编程逻辑器件,Complex Programmable Logic Device)、FPGA(现场可编程门阵列,Field Programmable Gate Array))等电路。处理器例如通过读取存储在存储电路、存储装置中的程序并执行,实现实施方式的功能。

[0056] 〈眼底相机单元2〉

[0057] 在眼底相机单元2中设置有用于拍摄被检眼E的眼底Ef的光学系统。获取的眼底Ef的数字图像(称为眼底像、眼底相片等)一般是观察图像、拍摄图像等的正面图像。观察图像通过使用近红外光的动态拍摄来获取。拍摄图像是使用可视区域的闪光的静态图像。

[0058] 眼底相机单元2包括照明光学系统10和拍摄光学系统30。照明光学系统10向被检眼E照射照明光。拍摄光学系统30检测向被检眼E照射的照明光的返回光。来自OCT单元100的测定光穿过眼底相机单元2内的光路而被引导至被检眼E。投射到被检眼E(例如,眼底Ef)的测定光的返回光穿过眼底相机单元2内的相同光路而被引导至OCT单元100。

[0059] 从照明光学系统10的观察光源11输出的光(观察照明光)被凹面镜12反射,经由聚光透镜13,透过可见光截止滤光片14而成为近红外光。而且,观察照明光在拍摄光源15附近暂时会聚,被反射镜16反射,经由中继透镜系统17、中继透镜18、光圈19以及中继透镜系统20而被引导至开孔反射镜21。而且,观察照明光在开孔反射镜21的周边部(孔部的周围区域)被反射,透过分色镜46,被物镜22折射而照明被检眼E(眼底Ef)。观察照明光的来自被检眼E的返回光被物镜22折射,透过分色镜46,穿过在开孔反射镜21的中心区域形成的孔部,透过分色镜55,经由拍摄聚焦透镜31,被反射镜32反射。而且,该返回光透过半透镜33A,被分色镜33反射,通过成像透镜34在图像传感器35的受光面成像。图像传感器35以预定的帧率检测返回光。此外,拍摄光学系统30的焦点可调节为与眼底Ef或其附近重合并且可调节为与前眼部或其附近重合。

[0060] 从拍摄光源15输出的光(拍摄照明光)经过与观察照明光相同的路径而向眼底Ef照射。来自被检眼E的拍摄照明光的返回光经过与观察照明光的返回光相同的路径而被引导至分色镜33,透过分色镜33,被反射镜36反射,通过成像透镜37在图像传感器38的受光面成像。

[0061] 液晶显示器(LCD)39显示固定视标(固定视标图像)。从LCD 39输出的光束的一部分被半透镜33A反射,被反射镜32反射,经由拍摄聚焦透镜31以及分色镜55,穿过开孔反射镜21的孔部。穿过开孔反射镜21的孔部的光束透过分色镜46,被物镜22折射而向眼底Ef投射。固定视标典型地利用于视线的引导以及固定。被检眼E的视线被引导(以及固定)的方向、即促使被检眼E固视的方向称为固视位置。

[0062] 通过改变LCD 39的画面上固定视标图像的显示位置,能够改变固视位置。作为固视位置的例子,存在用于获取以黄斑为中心的图像的固视位置、用于获取以视神经乳头为

中心的图像的固视位置、以黄斑与视神经乳头之间位置(眼底中心)为中心的图像的固视位置、用于获取远离黄斑的部位(眼底周边部)的图像的固视位置等。

[0063] 可以设置用于指定这种典型性固视位置的至少一个的图形用户界面(GUI)等。另外,可以设置用于手动移动固视位置(固定视标的显示位置)GUI等。另外,也可以适用自动设定固视位置的结构。

[0064] 用于将能够改变固视位置的固定视标向被检眼E出示的结构不限于LCD等显示仪器。例如,可将多个发光部(发光二极管等)呈矩阵状排列的仪器(固视矩阵)代替显示仪器来采用。在此情况下,通过使多个发光部选择性地点亮,能够改变基于固定视标的被检眼E的固视位置。作为其它例子,可通过具备能够移动的一个以上的发光部的仪器,生成能够改变固视位置的固定视标。

[0065] 对准光学系统50生成用于对被检眼E进行光学系统的对准的对准标识。从发光二极管(LED)51输出的对准光经由光圈52、光圈53以及中继透镜54,被分色镜55反射,穿过开孔反射镜21的孔部,透过分色镜46,借助物镜22向被检眼E投射。对准光的来自被检眼E的返回光经过与观察照明光的返回光相同的路径而被引导至图像传感器35。可根据其受光像(对准标识像),执行手动对准、自动对准。

[0066] 此外,能够在实施方式中适用的对准方法不限于使用这种对准标识的方法,可以是利用前眼部相机300的方法(后述)、以向角膜从斜方投射光并在相反方向上检测角膜反射光的方式构成的利用光切的方法(后述)等任意公知方法。

[0067] 焦点光学系统60生成用于对被检眼E的焦点调节的分割标识。联动于拍摄聚焦透镜31沿拍摄光学系统30的光路(拍摄光路)的移动,焦点光学系统60沿照明光学系统10的光路(照明光路)移动。反射杆67相对于照明光路进行插拔。在进行焦点调节时,反射杆67的反射面相对于照明光路倾斜配置。从LED 61输出的焦点光穿过中继透镜62,通过分割标识板63分割为两个光束,穿过两孔光圈64,被反射镜65反射,通过聚光透镜66在反射杆67的反射面暂时成像并反射。而且,焦点光经由中继透镜20,被开孔反射镜21反射,透过分色镜46,借助物镜22向被检眼E投射。焦点光的来自被检眼E的返回光(眼底反射光等)经过与对准光的返回光相同的路径而被引导至图像传感器35。可根据其受光像(分割标识像),执行手动调焦、自动调焦。

[0068] 能够向开孔反射镜21与分色镜55之间的拍摄光路选择性插入度数矫正透镜70以及度数矫正透镜71。度数矫正透镜70是用于矫正大度数远视的正透镜(凸透镜)。度数矫正透镜71是用于矫正大度数近视的负透镜(凹透镜)。

[0069] 分色镜46合成眼底拍摄用光路和OCT用光路(测定臂)。分色镜46反射用于OCT的波段光,使得用于眼底拍摄的光透过。在测定臂上,从OCT单元100侧依次设置有准直透镜单元40、利特罗反射镜41、色散补偿构件42、OCT聚焦透镜43、光扫描仪44以及中继透镜45。

[0070] 利特罗反射镜41能够沿向其入射的测定光LS的光路移动,由此改变测定臂的长度。测定臂长的改变例如用于响应眼轴长的光路长矫正、干涉状态调节等。

[0071] 色散补偿构件42与配置在参照臂上的色散补偿构件113(后述)一起起到匹配测定光LS的分散特性和参照光LR的分散特性的作用。

[0072] OCT聚焦透镜43为了进行测定臂的焦点调节而沿测定臂移动。此外,能够一系列地控制拍摄聚焦透镜31的移动、焦点光学系统60的移动以及OCT聚焦透镜43的移动。

[0073] 光扫描仪44实质上与被检眼E的瞳孔配置在光学共轭位置。光扫描仪44使得被测定臂引导的测定光LS偏转。光扫描仪44例如是能够二维扫描的电流扫描仪。典型地,光扫描仪44包括用于使测定光向 $\pm x$ 方向偏转的一维扫描(x-扫描)、用于使测定光向 $\pm y$ 方向偏转的一维扫描(y-扫描)。在此情况下,例如,这些一维扫描的任一个与瞳孔配置在光学共轭位置,或者,与瞳孔的光学共轭的位置配置在这些一维扫描之间。

[0074] 〈OCT单元100〉

[0075] 在图2所示的例示性OCT单元100中设置有用于执行频谱域OCT的光学系统。该光学系统包括干涉光学系统。该干涉光学系统将来自波长可调光源的光分割为测定光和参照光,使得投射到被检眼E的测定光的返回光和经由参照光路的参照光重合而生成干涉光。通过干涉光学系统生成的干涉光的光谱分布用分光器来检测。通过干涉光的光谱分布的检测获得的数据(检测信号)向运算控制单元200发送。

[0076] 光源单元101输出宽带宽的低相干光L0。低相干光L0例如包括近红外区域的波段(800nm~900nm左右),具有几十微米左右的时间相干长度。此外,低相干光L0也可以是具有人眼无法识别的波段、例如1040~1060nm左右中心波长的近红外光。光源单元101包括超辐射发光二极管(SLD)、LED、半导体光放大器(SOA)等光输出仪器。

[0077] 此外,在采用扫频光源OCT的情况下,光源单元包括使射出光的波长高速变化的近红外波长可调激光器。

[0078] 从光源单元101输出的低相干光L0被光纤102引导至偏振控制器103而被调节其偏振状态。偏振状态被调节的光L0被光纤104引导至光纤耦合器105而被分割为测定光LS和参照光LR。引导测定光LS的光路称为测定臂(sample arm)等,引导参照光LR的光路称为参照臂(reference arm)等。

[0079] 通过光纤耦合器105生成的参照光LR被光纤110引导至准直器111而转换为平行光束,经由光路长矫正构件112以及色散补偿构件113,被引导至利特罗反射镜114。光路长矫正构件112起到匹配参照光LR的光路长和测定光LS的光路长的作用。色散补偿构件113与配置在测定臂上的色散补偿构件42一起起到匹配参照光LR与测定光LS之间的色散特性作用。利特罗反射镜114能够沿向其入射的参照光LR的光路移动,由此能够改变参照臂的长度。参照臂长的改变例如用于响应眼轴长的光路长矫正、干涉状态的调节等。

[0080] 经由利特罗反射镜114的参照光LR经由色散补偿构件113以及光路长矫正构件112,通过准直器116从平行光束转换为会聚光束,向光纤117入射。入射至光纤117的参照光LR被偏振控制器118引导而其偏振状态被调节,穿过光纤119而被引导至衰减器120而其光量被调节,穿过光纤121被引导至光纤耦合器122。

[0081] 另一方面,通过光纤耦合器105生成的测定光LS穿过光纤127而被引导至准直透镜单元40并转换为平行光束,经由利特罗反射镜41、色散补偿构件42、OCT聚焦透镜43、光扫描仪44以及中继透镜45,被分色镜46反射,被物镜22折射而向被检眼E投射。测定光LS在被检眼E的各种深度位置被散射及反射。测定光LS的来自被检眼E的返回光在测定臂逆向行进而被引导至光纤耦合器105,经由光纤128而到达光纤耦合器122。

[0082] 光纤耦合器122使得借助光纤128入射的测定光LS和借助光纤121入射的参照光LR重合而生成干涉光LC。

[0083] 通过光纤耦合器122生成的干涉光LC穿过光纤129被引导至分光器130。分光器130

例如将入射的干涉光LC通过准直透镜转换为平行光束,将转换为平行光束的干涉光LC通过衍射光栅分解成光谱成分,通过衍射光栅分解的光谱成分通过透镜114向图像传感器投射。该图像传感器例如是线传感器,检测干涉光LC的多个光谱成分而生成电信号(检测信号)。生成的检测信号向运算控制单元200输送。

[0084] 此外,在采用扫频光源OCT的情况下,使测定光和参照光重合而生成的干涉光以预定的分支比(例如1:1)分支而生成一对干涉光,生成的一对干涉光被引导至光检测器。光检测器例如包括平衡光电二极管。平衡光电二极管包括分别检测一对干涉光的一对光电检测器,输出通过其获得的一对检测信号的差值。光检测器将该输出(差值信号等的检测信号)向数据收集系统(DAQ)输送。从光源单元向数据收集系统供应时钟。时钟在光源单元中同步于通过波长可调光源在预定的波长范围内所扫描的各波长的输出时机而生成。光源单元例如将各输出波长的光分支而生成两个分支光,使这些分支光的一个产生光滞后并将这些分支光合成,检测获得的合成光,根据其检测信号生成时钟。数据收集系统根据时钟执行从光检测器输入的检测信号(差值信号)的取样。通过该取样获得的数据供图像构建等的处理。

[0085] 图1以及图2所示的眼科装置1设置有用于改变测定臂长的要件(例如,利特罗反射镜41)和用于改变参照臂长的要件(例如,利特罗反射镜114或参照反射镜)这双方,但也可以仅设置这些要件中的一方。通过改变测定臂长与参照臂长之间的差(光路长差)来改变相干门位置,但用于改变光路长差的要件不限于本实施方式中例示的要件,可以采用任意要件(光学构件、机构等)。

[0086] 〈运算控制单元200〉

[0087] 运算控制单元200控制眼科装置1的各部分。另外,运算控制单元200执行各种运算处理。例如,运算控制单元200对通过分光器130获取的光谱分布实施傅里叶变换等信号处理,从而形成各A线中的反射强度状况。而且,运算控制单元200通过将各A线的反射强度状况图像化来形成图像数据。为此的运算处理与以往的频谱域OCT相同。

[0088] 运算控制单元200例如包括处理器、RAM(随机存取存储器,Random Access Memory)、ROM(只读存储器,Read Only Memory)、硬盘驱动器、通信接口等。在硬盘驱动器等的存储装置中存储有各种计算机程序。运算控制单元200也可以包括操作仪器、输入仪器、显示仪器等。

[0089] 〈用户界面240〉

[0090] 用户界面240包括显示部241和操作部242。显示部241包括显示装置3。操作部242包括各种操作仪器、输入仪器。用户界面240也可以包括例如触摸屏之类的显示功能和操作功能成为一体的仪器。也可以构建不包括用户界面240的至少一部分的实施方式。例如,显示仪器也可以是与眼科拍摄装置连接的外部装置。

[0091] 〈前眼部相机300〉

[0092] 前眼部相机300将被检眼E的前眼部从不同的两个以上方向拍摄。前眼部相机300包括CCD图像传感器或CMOS图像传感器等摄像器件。在本实施方式中,在眼底相机单元2的被检者侧的面设置有两台前眼部相机300(参照图4A所示的前眼部相机300A以及前眼部相机300B)。如图1以及图4A所示,前眼部相机300A以及前眼部相机300B设置在从穿过物镜22的光路离开的位置。以下,有时将前眼部相机300A以及前眼部相机300B的一方或双方概括用附图标记300来表示。另外,有时将可替代前眼部相机300A以及前眼部相机300B采用的前

眼部相机用附图标记300来表示。

[0093] 在本实施方式中,设置两台前眼部相机300A以及前眼部相机300B,但前眼部相机300的数量可以是两个以上的任意数量。考虑后述的运算处理的话,能够从不同的两个方向拍摄前眼部的结构就足够(但是,并不限于此)。或者,也可以设置能够移动的前眼部相机300,从彼此不同的两个以上位置依次进行前眼部拍摄。

[0094] 在本实施方式中相对于照明光学系统10以及拍摄光学系统30另行设置前眼部相机300,但是例如也可以使用拍摄光学系统30来进行前眼部拍摄。即,两个以上前眼部相机300中的一个可以是拍摄光学系统30。本实施方式的前眼部相机300能够从彼此不同两个(以上)方向拍摄前眼部即可。

[0095] 也可以设置有用于照明前眼部的结构。该前眼部照明部件例如包括一个以上光源。典型地,可以在两个以上前眼部相机300的各自附近设置至少一个光源(例如,红外光源)。

[0096] 在设置两个以上前眼部相机300的情况下,可以从彼此不同的两个以上方向实质上同时拍摄前眼部。“实质上同时”是指,除两个以上前眼部相机进行拍摄的拍摄时机相同的情况以外,例如还允许能够忽略眼球运动的左右拍摄时机偏离存在的情况。通过这种实质上同时拍摄,能够通过两个以上前眼部相机获取被检眼E处于实质上相同位置以及朝向时的图像。

[0097] 通过两个以上前眼部相机进行的拍摄既可以是动态拍摄,也可以静态拍摄。在动态拍摄的情况下,通过配合拍摄开始时机进行控制,或者控制帧率、各帧的拍摄时机,能够实现上述那样的实质上同时的前眼部拍摄。另一方面,在静态拍摄的情况下,通过配合拍摄时机进行控制,能够实现实质上同时的前眼部拍摄。

[0098] 〈控制系统〉

[0099] 图3A以及图3B中示出眼科装置1的控制系统(处理系统)结构的例子。控制部210、图像形成部220以及数据处理部230例如设置于运算控制单元200。

[0100] 〈控制部210〉

[0101] 控制部210包括处理器,控制眼科装置1的各部分。控制部210包括主控制部211和存储部212。

[0102] 〈主控制部211〉

[0103] 主控制部211包括处理器,控制眼科装置1的各要件(包括图1~图3B所示的要件)。主控制部211通过包括电路的硬件和控制软件的协同来实现。

[0104] 在拍摄光路配置的拍摄聚焦透镜31和在照明光路配置的焦点光学系统60在主控制部211的控制下,通过未图示的拍摄聚焦驱动部一体地或关联地移动。在测定臂设置的利特罗反射镜41在主控制部211的控制下,通过利特罗反射镜(RR)驱动部41A移动。在测定臂配置的OCT聚焦透镜43在主控制部211的控制下,通过OCT聚焦驱动部43A移动。此外,可以将OCT聚焦透镜43的移动与拍摄聚焦透镜31以及焦点光学系统60的移动关联地进行。在参照臂配置的利特罗反射镜114在主控制部211的控制下,通过利特罗反射镜(RR)驱动部114A移动。在此例示的机构分别典型地包括在主控制部211的控制下工作的脉冲电机等致动器。在测定臂设置的光扫描仪44在主控制部211的控制下工作。而且,主控制部211能够控制偏振控制器103、偏振控制器118、衰减器120、各种光源、各种光学要件、各种仪器、各种机构等包

括在眼科装置1中的任意要件。另外,主控制部211可以执行与眼科装置1连接的任意外围仪器(装置、设备、仪器等)的控制、通过眼科装置1能够访问的任意装置、设备、仪器等的控制。

[0105] 移动机构150例如至少将眼底相机单元2三维移动。在典型例子中,移动机构150包括能够在 $\pm x$ 方向(左右方向)上移动的x工作台、移动x工作台的x移动机构、能够在 $\pm y$ 方向(上下方向)上移动的y工作台、移动y工作台的y移动机构、能够在 $\pm z$ 方向(纵深方向)上移动的z工作台、移动z工作台的z移动机构。这些移动机构分别包括在主控制部211的控制下工作的脉冲电机等致动器。

[0106] 〈存储部212〉

[0107] 存储部212存储各种数据。作为存储在存储部212中的数据,例如存在OCT图像的图像数据、眼底像的图像数据、被检眼信息等。被检眼信息包括患者ID和姓名等被检者信息、左眼/右眼的识别信息、电子病历信息等。

[0108] 〈图像形成部220〉

[0109] 图像形成部220根据通过分光器130获取的数据形成OCT图像数据。图像形成部220包括处理器。图像形成部220通过包括电路的硬件和图像形成软件的协同来实现。

[0110] 图像形成部220根据通过分光器130获取的数据形成截面像数据。该图像形成处理与以往的频谱域OCT相同地包括取样(A/D转换)、噪声去除(减少噪声)、过滤处理、高速傅里叶变换(FFT)等信号处理。

[0111] 通过图像形成部220形成的图像数据是包括通过对适用OCT扫描的区域中排列的多个A线(沿z方向的扫描线)中的反射强度状况进行图像化而形成的一组图像数据(一组A扫描图像数据)的数据组。

[0112] 通过图像形成部220形成的图像数据例如是一个以上B扫描图像数据,或将多个B扫描图像数据嵌入单一的三维坐标系而形成的堆数据。图像形成部220也可以对堆数据实施体素化处理来构建体数据(体素数据)。堆数据以及体数据是通过三维坐标系来表达的三维图像数据的典型例子。

[0113] 图像形成部220能够加工三维图像数据。例如,图像形成部220能够对三维图像数据适用渲染来构建新的图像数据。作为渲染方法,存在体渲染、最大值投影(MIP)、最小值投影(MinIP)、表面渲染、多平面重建(MPR)等。另外,图像形成部220能够将三维图像数据向z方向(A线方向、深度方向)投影而构建投影数据。另外,图像形成部220能够将三维图像数据的一部分(三维局部图像数据)向z方向投影而构建阴影图像。此外,三维局部图像数据例如对三维图像数据适用分割区分来设定。

[0114] 〈数据处理部230〉

[0115] 数据处理部230执行各种数据处理。例如,数据处理部230可对OCT图像数据适用图像处理、解析处理,对观察图像数据或拍摄图像数据适用图像处理、解析处理。数据处理部230例如包括处理器和专用电路板的至少一个。数据处理部230通过包括电路的硬件和数据处理软件的协同来实现。

[0116] 接着,说明通过图1~图3A所示的要件(硬件要件、软件要件)来实现的眼科装置1的功能结构。眼科装置1的功能结构的一例在图3B示出。此外,图3B所示的要件中与图3A相同的要件以相同附图标记示出。

[0117] 〈扫描部410〉

[0118] 扫描部410对被检眼E适用OCT扫描而获取数据。通过扫描部410获取的数据例如可以是通过分光器130获取的第一数据、从该第一数据并通过图像形成部220生成的第二数据(取样数据、反射强度状况、图像数据等)以及从该第二数据并通过数据处理部230等生成的数据(图像数据等)中的任一个。如此,扫描部410至少包括分光器130,也可以还包括图像形成部220的至少一部分,也可以再还包括数据处理部230的至少一部分。

[0119] 扫描部410包括干涉光学系统,该干涉光学系统包括向被检眼E引导测定光LS的前述的测定臂、引导参照光LS的前述的参照臂。如前述,在测定臂设置有OCT聚焦透镜43、光扫描仪44等,在参照臂设置有偏振控制器118、衰减器120等。该干涉光学系统包括分光器130。

[0120] 而且,扫描部410包括在测定臂和参照臂的至少一方设置的臂长变更部。臂长变更部包括利特罗反射镜41和利特罗反射镜驱动部41A的组合、以及利特罗反射镜114和利特罗反射镜驱动部114A的组合中的任一方或双方。臂长变更部在后述的扫描控制部450的控制下改变臂长。更具体地,当臂长变更部包括利特罗反射镜41和利特罗反射镜驱动部41A的组合时,臂长变更部能够改变测定臂长。另外,当臂长变更部包括利特罗反射镜114和利特罗反射镜驱动部114A的组合时,臂长变更部能够改变参照臂长。

[0121] 〈偏移测定部420〉

[0122] 偏移测定部420测定被检眼E对预先设定的基准位置的偏移。后述的对准控制部440根据通过偏移测定部420获取的偏移测定结果(偏移信息)执行对准控制。对准控制包括基于偏移信息的移动机构150的控制。例如,对准控制是以消除通过偏移测定部420获得的偏移的方式移动光学系统(至少测定臂)的处理。

[0123] 被检眼E对基准位置的偏移是相对于基准位置的相对位置,典型地是矢量(方向以及大小)。

[0124] 基准位置例如基于眼科装置1的光学系统设定。典型的基准位置包括x方向上的基准位置、y方向上的基准位置、z方向上的基准位置。即,典型的基准位置是三维位置。基准位置不限于三维位置,也可以是二维位置或一维位置。

[0125] 如前述,被检眼E对基准位置的偏移是相对位置,因此在基于眼科装置1的光学系统设定了基准位置的情况下,被检眼E对眼科装置1的光学系统的偏移与光学系统对被检眼E的偏移是同义。此外,在未基于眼科装置1的光学系统设定了基准位置的情况下,关于该基准位置,被检眼E对眼科装置1的光学系统的偏移与光学系统对被检眼E的偏移也同义。

[0126] x方向上的基准位置以及y方向上的基准位置(xy基准位置)例如是眼科装置1的光轴(物镜22的光轴)的位置(光轴位置)。在此情况下,偏移测定部420能够求出在xy平面(xy坐标系)上被检眼E对光轴位置的偏移。

[0127] 另一方面,z方向上的基准位置(z基准位置)例如是从眼科装置1的光学系统(物镜22的前面)向+z方向隔开预定距离的位置。在此情况下,偏移测定部420能够求出在z方向(z坐标)上被检眼E对z基准位置的偏移。

[0128] 用于定义z基准位置的预定距离例如是预先设定的运行距离、或向运行距离相加预定值的距离。作为该预定值的例子,存在角膜曲率半径的一半的值、角膜与瞳孔之间距离的值。

[0129] 在以角膜表面为基准进行对准的情况下,能够将运行距离作为上述预定距离来采用。在将形成于前眼部的亮点(浦尔金耶现象)作为基准进行对准的情况下,能够将角膜曲

率半径的一半的值相加于运行距离得到的距离作为上述预定距离来采用。在将瞳孔作为基准进行对准的情况下,能够将角膜瞳孔间距离的值相加于运行距离得到的距离作为上述预定距离来采用。此外,角膜曲率半径、角膜瞳孔间距离可以是实际测定被检眼E而获得的值。

[0130] 作为三维基准位置的例子,存在有在眼科装置1的光轴上从物镜22的前面向+z方向隔开上述预定距离的位置。

[0131] 为了求出被检眼E对基准位置的偏移,需要定义被检眼E的位置。被检眼E的位置例如定义为在前眼部形成的亮点的位置、瞳孔中心(瞳孔重心)的位置或角膜顶点的位置。

[0132] 在将被检眼E的位置定义为亮点位置的情况下,偏移测定部420例如能够按照本申请人在日本特开2017-074115号公报、日本特开2017-225638号公报中公开的处理方法,从通过两个前眼部相机300获取的两个前眼部图像确定亮点位置,求出被检眼E对基准位置的偏移。

[0133] 在将被检眼E的位置定义为瞳孔中心位置的情况下,偏移测定部420例如能够按照本申请人在日本特开2013-248376号公报、日本特开2017-225638号公报中公开的处理方法,从通过两个前眼部相机300获取的两个前眼部图像确定瞳孔中心位置,求出被检眼E对基准位置的偏移。

[0134] 在将被检眼E的位置定义为角膜顶点位置的情况下,偏移测定部420例如能够按照本申请人在日本特开2017-225638号公报中公开的处理方法,从通过两个前眼部相机300获取的两个前眼部图像确定角膜顶点位置,求出被检眼E对基准位置的偏移。

[0135] 此外,基准位置的定义、被检眼E的位置的定义、确定被检眼E的位置的处理方法、以及被检眼E对基准位置的偏移的计算方法不限于上述的例子,可以是任意的。例如,可以适用基于两个亮点的位置关系的对准方法、利用光切的对准方法。

[0136] 图3B所示的偏移测定部420是在将被检眼E的位置定义为亮点位置的情况下能够适用的例子。本例的偏移测定部420包括对准光学系统50、两个前眼部相机300、偏移计算部430。偏移计算部430包含在数据处理部230中,通过包括电路的硬件和偏移计算软件的协同来实现。

[0137] 如前述,对准光学系统50向被检眼E的前眼部投影对准标识。即,对准光学系统50相当于向被检眼E的前眼部投射光束的投射系统。

[0138] 在通过对准光学系统50投射光束时,两个前眼部相机300将被检眼E的前眼部从彼此不同的方向拍摄。由此,得到与彼此不同方向对应的两个前眼部图像。在这些前眼部图像各自中绘出有通过对准光学系统50投射的光束的像、即用作对准标识的亮点。

[0139] 偏移计算部430根据通过两个前眼部相机300获取的两个前眼部图像中各自绘出的两个亮点的位置,计算被检眼E对预定的基准位置的偏移。

[0140] 与日本特开2017-074115号公报、日本特开2017-225638号公报中公开的处理方法相同地,偏移计算部430分别解析两个前眼部图像来检测亮点,根据从两个前眼部图像检测出的两个亮点确定被检眼E的位置。

[0141] 例如,偏移计算部430根据从两个前眼部图像检测出的两个亮点的相对位置,能够计算在沿眼科装置1的光轴的方向(z方向)上被检眼E与眼科装置1(物镜22)之间的距离。根据该距离,对准控制部440能够控制移动机构150,以使z方向上的被检眼E与眼科装置1之间的距离与运行距离一致。

[0142] 而且,偏移计算部430根据从两个前眼部图像检测出的两个亮点的位置,能够计算与z方向正交的方向(x方向、y方向)上的被检眼E与眼科装置1之间的偏移。根据该偏移,对准控制部440能够控制移动机构150,以使眼科装置1的光轴与被检眼E的轴重合。

[0143] 此外,当从两个前眼部图像的任一方或双方未能检测到亮点时,也可以转移到其它对准方法(例如,将瞳孔中心作为基准的对准)。

[0144] 在下面详细叙述,眼科装置1执行对包含被检眼E的第一部位(例如角膜表面)的第一区域(例如前眼部区域)进行的第一OCT扫描、对包含第二部位(例如视网膜表面)的第二区域(例如后眼部区域)进行的第二OCT扫描。偏移测定部420在第一OCT扫描之前进行第一偏移测定而获取第一偏移信息并且在第二OCT扫描之前进行第二偏移测定而获取第二偏移信息。典型地,第一偏移测定在即将进行第一OCT扫描之前执行并且第二偏移测定在即将进行第二OCT扫描之前执行。

[0145] 此外,第一OCT扫描及第二OCT扫描的执行顺序是任意的,既可以在第一OCT扫描之后执行第二OCT扫描,也可以在第二OCT扫描之后执行第一OCT扫描。

[0146] 〈对准控制部440〉

[0147] 对准控制部440执行在第一OCT扫描之前基于通过偏移测定部420获取的第一偏移信息控制移动机构150的第一对准控制、在第二OCT扫描之前基于通过偏移测定部420获取的第二偏移信息控制移动机构150的第二对准控制。

[0148] 例如,对准控制部440以与日本特开2017-074115号公报、日本特开2017-225638号公报或日本特开2013-248376号公报中公开的对准方法相同的要领,以消除第一偏移信息所示的偏移的方式执行第一对准控制并且以消除第二偏移信息所示的偏移的方式执行第二对准控制。

[0149] 对准控制部440包含在控制部210中,通过包括电路的硬件和对准控制软件的协同来实现。

[0150] 〈扫描控制部450〉

[0151] 扫描控制部450执行用于前述的第一OCT扫描及第二OCT扫描的控制。即,扫描控制部450执行使扫描部410执行对包含被检眼E的第一部位(例如角膜表面)的第一区域(例如前眼部区域)进行的第一OCT扫描的第一扫描控制、使扫描部410执行对包含第二部位(例如视网膜表面)的第二区域(例如后眼部区域)进行的第二OCT扫描的第二扫描控制。

[0152] 第一扫描控制以及第二扫描控制各自中例如包括臂长变更部(利特罗反射镜驱动部41A和利特罗反射镜驱动部114A的一方或双方)的控制、光源单元101的控制、光扫描仪44的控制。此外,第一扫描控制以及第二扫描控制各自也可以包括偏振控制器103的控制、偏振控制器118的控制、衰减器120的控制、OCT聚焦驱动部43A的控制等。关于第一扫描控制以及第二扫描控制的例子,在后面叙述。

[0153] 扫描控制部450包含在控制部210中,通过包括电路的硬件和扫描控制软件的协同来实现。

[0154] 〈距离计算部460〉

[0155] 距离计算部460根据通过第一OCT扫描获取的第一数据、通过第二OCT扫描获取的第二数据,计算包含在第一OCT扫描的适用范围内的第一部位与包含在第二OCT扫描的适用范围内的第二部位之间的距离。即,距离计算部460根据在第一扫描控制下通过扫描部410

获取的第一数据、在第二扫描控制下通过扫描部410获取的第二数据,计算被检眼E的第一部位与第二部位之间的距离。

[0156] 例如,在第一部位是角膜表面并且第二部位是视网膜表面的情况下,即在对包含角膜表面的前眼部区域适用第一OCT扫描并且对包含视网膜表面的后眼部区域适用第二OCT扫描的情况下,距离计算部460能够计算角膜表面与视网膜表面之间的距离。典型地,距离计算部460计算角膜顶点与黄斑中心(中央窝)之间的距离即眼轴长。

[0157] 例如,距离计算部460通过下面所示的一系列处理(第一处理~第四处理)执行距离计算。在此,第一处理~第三处理的执行顺序是任意的,也可以并行执行这些中任意两个以上。

[0158] 在第一处理中,距离计算部460计算在第一扫描控制下适用的第一臂长与在第二扫描控制下适用的第二臂长之间的差。第一臂长以及第二臂长例如从执行第一扫描控制以及第二扫描控制的扫描控制部450获取。或者,也可以通过检测臂长的部件、例如检测利特罗反射镜41和利特罗反射镜114的任意一方或双方位置的位置传感器,检测第一臂长和第二臂长的任意一方或双方。

[0159] 在第二处理中,距离计算部460解析在第一扫描控制下通过扫描部410获取的第一数据,确定与被检眼E的第一部位对应的第一数据中的位置(第一位置)。例如,在第一部位是角膜表面的情况下,距离计算部460解析通过对前眼部区域的第一OCT扫描获取的第一数据,确定与被检眼E的角膜表面(典型地,角膜顶点)对应的第一位置。典型地,第一位置是从通过第一OCT扫描获取的检测信号生成的反射强度状况中信号位置、或将该反射强度状况图像化而获得的A扫描图像数据中的像素位置。

[0160] 在第三处理中,距离计算部460解析在第二扫描控制下通过扫描部410获取的第二数据,确定与被检眼E的第二部位对应的第二数据中的位置(第二位置)。例如,在第二部位是视网膜表面的情况下,距离计算部460解析从对后眼部区域的第二OCT扫描获取的第二数据,确定与被检眼E的视网膜表面(典型地,黄斑中心)对应的第二位置。典型地,第二位置是从通过第二OCT扫描获取的检测信号生成的反射强度状况中的信号位置、或将该反射强度状况图像化而获得的A扫描图像数据中的像素位置。

[0161] 在第四处理中,距离计算部460根据在第一处理中计算的臂长差、在第二处理中确定的第一位置、在第三处理中确定的第二位置,计算第一部位与第二部位之间的距离。

[0162] 典型地,在第四处理中,距离计算部460根据在第一处理中计算的臂长差、在第二处理中确定的角膜顶点位置、在第三处理中确定的黄斑中心位置,求出被检眼E的眼轴长的值。该运算处理的简要在图5中示出。

[0163] 被检眼E的角膜顶点用附图标记C表示、黄斑中心用附图标记M表示。附图标记A₁及A₂分别表示第一OCT扫描及第二OCT扫描。本例中的第一OCT扫描A₁以及第二OCT扫描A₂各自是A扫描。图5表示第一OCT扫描A₁以及第二OCT扫描A₂各自在良好对准状态下执行的情况。即,图5示出了在以穿过角膜顶点C的方式执行第一OCT扫描A₁并且以穿过黄斑中心M的方式执行第二OCT扫描A₂的情况。

[0164] 通过第一OCT扫描A₁获取的反射强度状况用附图标记P₁表示,通过第二OCT扫描A₂获取的反射强度状况用附图标记P₂表示。定义第一反射强度状况P₁的z坐标轴用“z₁”表示,定义第二反射强度状况P₂的z坐标轴用“z₂”表示。

[0165] 对前眼部区域的第一OCT扫描 A_1 以在前眼部中的任意位置配置相干门的状态执行。例如,相干门配置在从角膜顶点C向+z方向离开角膜曲率半径的一半距离的位置(亮点形成位置)。附图标记 $z_1(0)$ 表示在本例的第一OCT扫描 A_1 中适用的相干门位置。

[0166] 另一方面,对后眼部区域的第二OCT扫描 A_2 以在后眼部中的任意位置配置相干门的状态执行。例如,相干门配置在玻璃体内离视网膜表面近的位置。附图标记 $z_2(0)$ 表示在本例的第二OCT扫描 A_2 中适用的相干门位置。

[0167] 距离计算部460计算第一OCT扫描 A_1 中适用的相干门位置 $z_1(0)$ 与第二OCT扫描 A_2 中适用的相干门位置 $z_2(0)$ 之间的差。该差相当于图5所示的附图标记 Δz_{12} ,相当于第一OCT扫描 A_1 与第二OCT扫描 A_2 之间的臂长差。该处理是前述的第一处理的例子。

[0168] 第一反射强度状况 P_1 包括与角膜表面对应的峰值、与角膜背面对应的峰值、与晶状体表面对应的峰值、与晶状体背面对应的峰值等。距离计算部460从包含在第一反射强度状况 P_1 中的多个峰值中确定与角膜表面对应的峰值。该峰值确定例如包括确定最大强度的峰值的处理。或者,该峰值确定也可以包括确定超过预定阈值的强度的峰值中 z_1 坐标值最小的峰值(位于最 $-z_1$ 侧的峰值)的处理。这样确定的与角膜表面对应的峰值的 z_1 坐标值用“ z_c ”表示。本例的 z_1 坐标值 z_c 与角膜顶点C的位置对应。求出 z_1 坐标值 z_c 的该处理是前述的第二处理的例子。

[0169] 第二反射强度状况 P_2 除与视网膜表面对应的峰值以外,包括与视网膜内层对应的多个峰值、与脉络膜对应的峰值等。距离计算部460从包含在第二反射强度状况 P_2 中的多个峰值中确定与视网膜表面对应峰值。该峰值确定例如包括确定最大强度的峰值的处理。或者,该峰值确定也可以包括确定超过预定阈值的强度的峰值中 z_2 坐标值最小的峰值(位于最 $-z_2$ 侧的峰值)的处理。这样确定的与视网膜表面对应的峰值的 z_2 坐标值用“ z_M ”表示。本例的 z_2 坐标值 z_M 与黄斑中心M的位置对应。求出 z_2 坐标值 z_M 的该处理是前述的第三处理的例子。

[0170] 距离计算部460根据在第一处理中计算的臂长差 Δz_{12} 、在第二处理中确定的角膜顶点位置 z_c 、在第三处理中确定的瞳孔中心位置 z_M ,计算角膜顶点C与黄斑中心M之间的距离(眼轴长)。在图5所示的例子中,眼轴长AL使用下式来计算: $AL = \Delta z_{12} + (z_1(0) - z_c) + (z_M - z_2(0))$ 。此外,包含在右边的附图标记的正负通过相干门位置的设定、第一部位的设定、第二部位的设定等来决定,眼轴长AL通常使用下式来计算: $AL = \Delta z_{12} \pm |z_c - z_1(0)| \pm |z_M - z_2(0)|$ 。用于求出眼轴长等距离的该处理是第四处理的例子。

[0171] 〈动作〉

[0172] 说明本实施方式的眼科装置1的动作的例子。眼科装置1的动作的一例在图6示出。在本动作例中,例如用于黄斑拍摄的固定视标向被检眼E出示。

[0173] (S1:执行对准)

[0174] 首先,执行眼科装置1对被检眼E的对准。

[0175] 在本例中,首先,对准控制部440使对准光学系统50的发光二极管51点亮。由此,向被检眼E的前眼部投射光束,在前眼部形成亮点。两个前眼部相机300将被投射光束的前眼部从彼此不同的方向拍摄。由此,得到在各自中绘出亮点的一对前眼部图像。

[0176] 偏移计算部430从一对前眼部图像的各个确定亮点位置,求出被检眼E对预定的基准位置的偏移。对准控制部440进行移动机构150的控制,以使得消除通过偏移计算部430计

算的偏移。

[0177] 在本例中,将包含根据两个前眼部相机300的前眼部拍摄、根据偏移计算部430的偏移计算、根据对准控制部440的移动控制的一系列处理以预定的时间间隔重复执行,从而能够逐渐提高对准状态、维持良好的对准状态。后者称为跟踪。

[0178] (S2:改变臂长,以得到角膜的信号)

[0179] 若通过步骤S1达到良好的对准状态,则扫描控制部450(以及数据处理部230)改变测定臂长和参照臂长的任意一方或双方,以得到与被检眼E的角膜对应的信号。测定臂长通过控制利特罗反射镜驱动部41A来改变,参照臂长通过控制利特罗反射镜驱动部114A来改变。

[0180] 另外,考虑到角膜位置根据运行距离决定,也可以以已定的控制量控制利特罗反射镜驱动部(利特罗反射镜驱动部41A和利特罗反射镜驱动部114A的任意一方或双方),以在与检测到以下信号的臂长(测定臂长和参照臂长的任意一方或双方)对应的位置配置利特罗反射镜(利特罗反射镜41和利特罗反射镜114的任意一方或双方),所述信号是来自根据预定的运行距离决定的角膜位置的信号。

[0181] 步骤S2的处理例如包括本申请人在日本特开2017-184874号公报中公开的称为“自动Z”的处理。自动Z是搜寻良好的臂长(在此,得到角膜的信号这样的臂长)的自动处理。此外,也可以通过与自动Z不同的处理进行步骤S2的臂长调节。除自动Z以外,也可以执行该文献中公开的称为“Z锁定”的处理。Z锁定是用于维持通过自动Z达到的恰当的图像绘出状态的自动处理。

[0182] 在步骤S2的臂长调节之后,也可以以与步骤S1相同的要领再次进行对准。

[0183] 在此,也可以通过使OCT聚焦透镜43移动来在角膜附近对焦。例如,由于如前所述那样角膜位置根据运行距离决定,可以预先决定与其对应的OCT聚焦透镜43的位置,移动到该位置。另外,考虑到来自角膜前面的信号强度高,也可以使OCT聚焦透镜43移动,以在获取角膜的信号时刻也在视网膜对焦。在此情况下,既可以联动于焦点光学系统60的移动使OCT聚焦透镜43移动,也可以使OCT聚焦透镜43移动使用焦点光学系统60决定的移动量。

[0184] (S3:在前眼部适用OCT扫描)

[0185] 若步骤S2的臂长调节结束,则扫描控制部450执行用于对被检眼E的前眼部适用OCT扫描的控制。在本例中,扫描控制部450执行使扫描部410执行对包含被检眼E的角膜表面的前眼部区域的OCT扫描的第一扫描控制。

[0186] 在此适用的OCT扫描是例如A扫描。对适用其它扫描模式的情况,在后面叙述。

[0187] (S4:生成反射强度状况)

[0188] 扫描部410(图像形成部220)从通过步骤S3的OCT扫描获取的数据生成反射强度状况。该反射强度状况是与在步骤S3中适用A扫描的A线对应的数据。

[0189] (S5:记录利特罗反射镜的位置和反射强度状况)

[0190] 眼科装置1(例如距离计算部460)记录执行步骤S3的OCT扫描时的利特罗反射镜的位置、在步骤S4中生成的反射强度状况。

[0191] 当在步骤S2中改变了测定臂长时,记录利特罗反射镜41的位置,当在步骤S2中改变了参照臂长时,记录利特罗反射镜114的位置。在此,利特罗反射镜41的位置例如根据对利特罗反射镜驱动部41A的控制内容或通过检测利特罗反射镜41的位置来求出。相同地,利

特罗反射镜114的位置例如根据对利特罗反射镜驱动部114A的控制内容或通过检测利特罗反射镜114的位置来求出。

[0192] (S6:改变臂长,以得到视网膜的信号)

[0193] 接着,扫描控制部450(以及数据处理部230)改变测定臂长和参照臂长的任意一方或双方,以得到与被检眼E的视网膜对应的信号。该处理以与步骤S2相同的要领执行。

[0194] (S7:执行对准)

[0195] 若步骤S6的臂长调节结束,则执行眼科装置1对被检眼E的对准。对准以与步骤S1相同的要领执行。

[0196] 在当获取来自角膜的信号时使OCT聚焦透镜43移动而在角膜附近对焦的情况下(前述),在该阶段可以使OCT聚焦透镜43移动,以在视网膜对焦。此时,既可以联动于焦点光学系统60的移动使OCT聚焦透镜43移动,也可以使OCT聚焦透镜43移动使用焦点光学系统60决定的移动量。

[0197] (S8:在后眼部适用OCT扫描)

[0198] 若步骤S7的对准结束,则扫描控制部450执行用于对被检眼E的后眼部适用OCT扫描的控制。在本例中,扫描控制部450执行使扫描部410执行对包含被检眼E的视网膜表面的后眼部区域的OCT扫描的第二扫描控制。

[0199] 在此适用的OCT扫描是例如A扫描。关于适用其它扫描模式情况,在后面叙述。

[0200] (S9:生成反射强度状况)

[0201] 扫描部410(图像形成部220)从通过步骤S8的OCT扫描获取的数据生成反射强度状况。该反射强度状况是与在步骤S8中适用A扫描的A线对应的数据。

[0202] (S10:记录利特罗反射镜的位置和反射强度状况)

[0203] 眼科装置1(例如距离计算部460)记录执行步骤S8的OCT扫描时的利特罗反射镜的位置、在步骤S9中生成的反射强度状况。该处理以与步骤S5相同的要领执行。

[0204] (S11:计算眼轴长)

[0205] 距离计算部460根据在步骤S5中记录的利特罗反射镜的位置以及反射强度状况、在步骤S10中记录的利特罗反射镜的位置以及反射强度状况,计算角膜表面与视网膜表面之间的距离。

[0206] 在本例中,距离计算部460首先根据在步骤5中记录的利特罗反射镜的位置(即在前眼部OCT扫描中适用的第一臂长)、在步骤10中记录的利特罗反射镜的位置(即在后眼部OCT扫描中适用的第二臂长),计算第一臂长与第二臂长之间的差。而且,距离计算部460解析在步骤5中记录的反射强度状况而确定与角膜表面对应的位置(第一位置)并且解析在步骤S10中记录的反射强度状况而确定与视网膜表面对应的位置(第二位置)。而且,距离计算部460根据臂长的差、第一位置、第二位置,计算被检眼E的眼轴长。以上,完成本动作例涉及的动作(结束)。

[0207] 〈第一实施方式的变形〉

[0208] 说明在第一实施方式的眼科装置1中能够适用的变形说明。此外,只要没有特意提及,在眼科装置1的说明中所使用的附图标记在以下说明中使用。

[0209] 〈第一变形例〉

[0210] 例如,当被检眼患有飞蚊症时,在玻璃体内移动的浑浊物可能会对后眼部OCT扫描

带来不良影响。

[0211] 为了应对该问题,可以对后眼部适用多次OCT扫描。该反复的OCT扫描在扫描控制部450的控制下由扫描部410执行。各OCT扫描典型的是A扫描,但不限于此,可以是B扫描、三维扫描等任意扫描模式。

[0212] 说明能够适用的反复性OCT扫描(多次OCT扫描)的一例。本例的眼科装置首先实施A扫描。当将A扫描重复预定次数(例如10次)也不能恰当地进行距离测定时,本例的眼科装置将扫描模式从A扫描切换到其它扫描模式。其它扫描模式是例如B扫描。距离测定是否恰当地实施的判定例如包括将通过OCT扫描(在该阶段是A扫描)获得的干涉信号的强度与已定阈值比较的工序。当干涉信号强度在阈值以上时,判定为距离测定恰当地实施,当干涉信号强度小于阈值时,判定为距离测定未恰当地实施。本例的B扫描的扫描线长度是任意的,典型的是比通常的B扫描短(例如,长度1mm)。当将B扫描重复预定次数(例如10次)也是距离测定不能恰当地进行时,本例的眼科装置将扫描模式从B扫描切换到其它扫描模式。该其它扫描模式是例如雷达扫描。使用B扫描的距离测定是否恰当地实施的判定以与A扫描的情况相同的要领执行。本例的雷达扫描的尺寸是任意的,典型的是比通常的雷达扫描小(例如,各扫描线的长度为1mm)。通过这种扫描模式的切换,在任意阶段得到与视网膜对应的信号。

[0213] 更一般地,本例的眼科装置首先适用第一扫描模式。本例的眼科装置判定通过第一扫描模式的OCT扫描获得的数据是否满足预定条件。当将第一扫描模式的OCT扫描重复预定次数也不能满足条件时,本例的眼科装置从第一扫描模式切换到第二扫描模式。本例的眼科装置判定通过第二扫描模式的OCT扫描获得的数据是否满足预定条件。当将第二扫描模式的OCT扫描重复预定次数也不能满足条件时,本例的眼科装置从第二扫描模式切换到第三扫描模式。如此,本例的眼科装置通过考虑预定条件,判定通过第 q 扫描模式的OCT扫描是否获得恰当的数据,当未能得到恰当的数据时,从第 q 扫描模式切换到第 $(q+1)$ 扫描模式而进行OCT扫描(q 是1以上的整数)。在此,至少两个扫描模式被预先设定,扫描模式转移条件也被预先设定。另外,第 $(q+1)$ 扫描模式例如在与第 q 扫描模式不同的位置适用及/或在比第 q 扫描模式宽的范围适用。通过逐步进行这种扫描模式的转移,即使在被检眼内存在浮游物的情况下,也能够任意阶段检测与视网膜对应的信号。

[0214] 在多次OCT扫描中,光扫描仪44的朝向既可以恒定,也可以不恒定。在前者的情况,其它OCT扫描可能会不受玻璃体内混浊物移动的影响,或者即使在OCT扫描受到混浊物影响的情况下其它OCT扫描可能会不受其影响。在后者的情况,能够积极地避免玻璃体内混浊物影响。但是,在后者的情况下,优选的是限制光扫描仪44的朝向变化范围,以使得距离测定的对象部位(例如黄斑中心)不脱离OCT扫描的适用范围。尤其,在适用A扫描的情况下,需要将光扫描仪44的朝向变化限制在微小范围内。光扫描仪44的朝向变化范围例如响应适用的扫描模式预先设定。

[0215] 扫描部410从通过多次OCT扫描分别获得的检测信号生成反射强度状况或图像数据。由此,得到与多次OCT扫描对应的数据组(多个数据)。

[0216] 距离计算部460从通过多次OCT扫描获取的数据组获取单一数据,能够使用该单一数据而进行距离计算。

[0217] 例如,距离计算部460能够通过将包含在数据组中的多个数据中的至少两个数据重合(即算术平均)而生成单一数据。对通过在被检眼E的(实质上)相同部位适用的两个以

上OCT扫描获得的两个以上数据进行算术平均,从而能够降低或去除玻璃体内混浊物等导致的噪声。

[0218] 在其它例中,距离计算部460能够从通过多次OCT扫描获取的数据组中选择一个数据。在数据选择中,例如参照从数据求出的预定的评价值(例如对比度)。由此,即使包含在数据组中的多个数据中某个受到玻璃体内混浊物等的影响,也能够选择未受其影响的数据或受其影响小的数据。

[0219] 此外,当通过距离计算部460获得的单一数据不满足预定条件(例如对比度条件)时,眼科装置1可显示促使再次实施后眼部OCT扫描或者再次实施后眼部OCT扫描的消息。

[0220] 〈第二变形例〉

[0221] 为了正确测定被检眼E的两个部位之间的距离,需要正确确定两个部位。为此,可对被检眼E的三维区域适用OCT扫描。作为用于其的扫描模式的例子,存在三维扫描、雷达扫描、多线交叉扫描等。在此,雷达扫描是由呈放射状排列的多个线扫描(多个B扫描)构成的扫描模式,多线交叉扫描是由彼此正交的两个线扫描组构成的扫描模式。

[0222] 扫描控制部450例如在前眼部OCT扫描和后眼部OCT扫描的至少一方中,使扫描部410执行对被检眼E的三维区域的OCT扫描。

[0223] 典型地,扫描控制部450能够在前眼部OCT扫描中,使扫描部410执行对包含被检眼E的角膜表面的三维区域的OCT扫描。在对准良好的状态下,对包含被检眼E的角膜顶点的前眼部的三维区域适用OCT扫描。

[0224] 另外,扫描控制部450在后眼部OCT扫描中,使扫描部410执行对包含被检眼E的视网膜表面的三维区域的OCT扫描。在对准良好的状态下,对包含被检眼E的黄斑中心的后眼部的三维区域适用OCT扫描。

[0225] 距离计算部460解析通过对被检眼E的三维区域的OCT扫描获取的数据,从而能够确定与被检眼E的特征点对应的特征位置。

[0226] 典型地,距离计算部460解析通过对包含被检眼E的角膜顶点的前眼部的三维区域OCT扫描获取的数据,从而能够确定与角膜顶点对应的特征位置。该处理例如包括从前眼部的三维区域的数据确定与角膜表面对应的图像区域的处理、从该图像区域的形状确定与角膜顶点对应的特征位置(角膜顶点位置)的处理。

[0227] 另外,距离计算部460解析通过对包含被检眼E的黄斑中心的后眼部的三维区域的OCT扫描获取的数据,从而能够确定与黄斑中心对应的特征位置。该处理例如包括从后眼部的三维区域的数据确定与视网膜表面(内界膜等)对应的图像区域的处理、从该图像区域的形状、预定组织的位置、预定部位的位置确定与黄斑中心对应的特征位置(黄斑中心位置)的处理。作为预定组织的例子,存在视网膜的副组织(层组织),作为预定部位的例子,存在视神经乳头。

[0228] 距离计算部460计算将所确定的特征位置作为一端的线段长度。该线段长度是测定目标的距离。

[0229] 当从通过前眼部OCT扫描获取的数据确定角膜顶点位置并且从通过后眼部OCT扫描获取的数据确定黄斑中心位置时,距离计算部460计算连接角膜顶点位置与黄斑中心位置的线段距离。该距离相当于被检眼E的眼轴长。

[0230] 〈效果〉

[0231] 说明第一实施方式的眼科装置1及其变形例的效果。

[0232] 眼科装置1包括扫描部410、移动机构150、偏移测定部420、扫描控制部450、对准控制部440、距离计算部460。

[0233] 扫描部410构成为在被检眼E适用OCT扫描。移动机构150构成为移动扫描部的至少一部分。偏移测定部420测定被检眼E对预定的基准位置的偏移。

[0234] 扫描控制部450执行使扫描部410执行对包含被检眼E的第一部位(例如角膜表面)的第一区域(例如前眼部区域)的OCT扫描的第一扫描控制、使扫描部410执行包含与第一部位不同的第二部位(例如视网膜表面)的第二区域(例如后眼部区域)的OCT扫描的第二扫描控制。在第一扫描控制下实施的OCT扫描称为第一OCT扫描,在第二扫描控制下实施的OCT扫描称为第二OCT扫描。

[0235] 对准控制部440执行在第一扫描控制之前基于通过偏移测定部420获取的被检眼E的第一偏移信息控制移动机构150的第一对准控制、在第二扫描控制之前基于通过偏移测定部420获取的被检眼E的第二偏移信息控制移动机构150的第二对准控制。此外,眼科装置1能够实施xy方向的对准和z方向的对准。

[0236] 距离计算部460根据在第一扫描控制下通过扫描部410获取的第一数据和在第二扫描控制下通过扫描部410获取的第二数据,计算第一部位与第二部位之间的距离(例如眼轴长)。

[0237] 根据这种眼科装置1,在各个第一OCT扫描及第二OCT扫描之前进行对准,因此能够将第一OCT扫描及第二OCT扫描这双方以对准良好的状态实施。因而,例如在第一OCT扫描之后进行第二OCT扫描的情况下,即使在第一OCT扫描与第二OCT扫描之间被检眼移动,由于对移动后的被检眼进行对准后实施第二OCT扫描,因此能够确保距离测定的可靠性。

[0238] 作为任意结构,眼科装置1的扫描部410包括干涉光学系统,该干涉光学系统包括向被检眼E引导测定光LS的测定臂、引导参照光LR的参照臂。而且,作为任意结构,扫描部410设置于测定臂和参照臂的至少一方,并包括在扫描控制部450的控制下改变臂长的臂长变更部。利特罗反射镜41以及利特罗反射镜驱动部41A是设置在测定臂的臂长变更部的例子。利特罗反射镜114以及利特罗反射镜驱动部114A是设置在参照臂的臂长变更部的例子。

[0239] 除以上以外,作为任意结构,距离计算部460能够执行以下一系列处理:(1)计算在第一扫描控制(第一OCT扫描)下适用的第一臂长与在第二扫描控制(第二OCT扫描)下适用的第二臂长之间的差(臂长差)的处理;(2)解析通过第一OCT扫描获取的第一数据,从而确定与被检眼E的第一部位对应的第一位置(例如,与角膜表面对应的信号位置)的处理;(3)解析通过第二OCT扫描获取的第二数据,从而确定与被检眼E的第二部位对应的第二位置(例如,与视网膜表面对应的信号位置)的处理;(4)根据在(1)计算的臂长差、在(2)确定的第一位置、在(3)确定的第二位置,计算第一部位与第二部位之间的距离(例如眼轴长)的处理。

[0240] 根据该任意结构,能够提供用于计算被检眼E的第一部位与第二部位之间的距离的具体处理。

[0241] 作为任意结构,扫描控制部450能够在第一扫描控制(第一OCT扫描)和第二扫描控制(第二OCT扫描)的至少一方下,使扫描部410执行多次OCT扫描。在此情况下,距离计算部460能够从通过多次OCT扫描获取的数据组获取单一数据。在此,距离计算部460对通过多次

OCT扫描获取的数据组进行算术平均,从而能够生成单一数据。而且,距离计算部460能够使用获取的单一数据来计算第一部位与第二部位之间的距离。

[0242] 根据该任意结构,即使是在玻璃体内移动的混浊物等对后眼部OCT扫描带来不良影响的情况下,由于能够降低及去除混浊物等导致的噪声、选择未受混浊物等影响的数据或受其影响小的数据,能够实现距离测定的可靠性的提高。

[0243] 作为任意结构,扫描控制部450能够在第一扫描控制(第一OCT扫描)和第二扫描控制(第二OCT扫描)的至少一方下,使扫描部410执行对被检眼E的三维区域的OCT扫描。在此情况下,距离计算部460通过解析通过对该三维区域的OCT扫描获取的数据,能够确定与被检眼E的特征点对应的特征位置。而且,距离计算部460能够以将该特征位置作为一端的线段长度计算为第一部位与第二部位之间的距离。

[0244] 作为第一典型例,扫描控制部450能够在第一扫描控制(第一OCT扫描)下,使扫描部410执行对包含被检眼E的角膜表面的三维区域的OCT扫描。而且,距离计算部460通过解析通过该三维区域的OCT扫描获取的数据,能够确定与被检眼E的角膜顶点对应的特征位置。在此情况下,距离计算部460能够以将角膜顶点作为一端的线段长度计算为第一部位与第二部位之间的距离。

[0245] 作为第二典型例,扫描控制部450能够在第二扫描控制(第二OCT扫描)下,使扫描部410执行对包含被检眼E的视网膜表面的三维区域的OCT扫描。而且,距离计算部460通过解析通过对该三维区域的OCT扫描获取的数据,能够确定与被检眼E的黄斑中心对应的特征位置。在此情况下,距离计算部460能够以将黄斑中心作为一端的线段长度计算为第一部位与第二部位之间的距离。

[0246] 通过组合第一典型例和第二典型例,能够求出将角膜顶点作为一端且将黄斑中心作为另一端的线段长度、即被检眼E的眼轴长。

[0247] 作为任意结构,偏移测定部420包括对准光学系统50(投射系统)、两个(以上)前眼部相机300(两个以上拍摄部)、偏移计算部430。对准光学系统50向被检眼E的前眼部投射光束。两个(以上)前眼部相机300从彼此不同的方向拍摄被检眼E的前眼部。偏移计算部430根据通过两个(以上)前眼部相机300获取的两个(以上)前眼部图像中分别绘出的光束像(亮点)的位置,计算被检眼E对预定的基准位置的偏移。

[0248] 根据该任意结构,能够提供用于测定被检眼E对预定的基准位置的偏移的具体结构以及处理。

[0249] 此外,第一实施方式中说明的任意事项(结构、要件、处理、动作、作用、功能等)、任意公知事项可组合到记载在本效果栏的眼科装置。

[0250] 第一实施方式提供眼科装置的控制方法。该眼科装置包括在被检眼E适用OCT扫描的扫描部410、移动扫描部410的至少一部分的移动机构150、测定被检眼E对预定的基准位置的偏移的偏移测定部420。

[0251] 该控制方法包括第一对准控制步骤、第一扫描控制步骤、第二对准控制步骤、第二扫描控制步骤、距离计算步骤。

[0252] 第一对准控制步骤基于通过偏移测定部420获取的被检眼E的第一偏移信息,控制移动机构150。第一扫描控制步骤使扫描部410执行对包含被检眼E的第一部位的第一区域的OCT扫描。该OCT扫描称为第一OCT扫描。

[0253] 第二对准控制步骤基于通过偏移测定部420获取的被检眼E的第二偏移信息,控制移动机构150。第二扫描控制步骤使扫描部410执行对包含被检眼E的与第一部位不同的第二部位的OCT扫描。该OCT扫描称为第二OCT扫描。

[0254] 距离计算步骤根据在第一扫描控制步骤通过扫描部410获取的第一数据、在第二扫描控制步骤通过扫描部410获取的第二数据,计算第一部位与第二部位之间的距离。

[0255] 根据这种眼科装置的控制方法,由于在各个第一OCT扫描及第二OCT扫描之前进行对准,因此能够将第一OCT扫描及第二OCT扫描这双方以对准良好的状态实施。因而,能够确保距离测定的可靠性。

[0256] 此外,第一实施方式中说明的任意事项(结构、要件、处理、动作、作用、功能等)、任意公知事项可组合到该控制方法。

[0257] 可构成使计算机执行这种控制方法的程序。该程序例如可包括用于使第一实施方式的眼科装置1或其变形例动作的任意的前述程序。

[0258] 另外,可制成存储有这种程序的计算机可读的非易失性存储介质。该非易失性存储介质可以是任意形态,作为其例子,存在磁盘、光盘、光磁盘、半导体存储器等。

[0259] 〈第二实施方式〉

[0260] 如以上所说明,第一实施方式通过在各个第一OCT扫描及第二OCT扫描之前进行对准,实现被检眼的距离计量可靠性提高。换言之,第一实施方式通过提高第一OCT扫描及第二OCT扫描的可靠性,实现距离计量的可靠性提高。

[0261] 对此,第二实施方式通过将OCT扫描中存在的对准误差在数据处理中校正,实现距离计量可靠性提高。

[0262] 以下,只要没有特意提及,省略对与第一实施方式相同事项的说明。另外,对第二实施方式所包含的要件中与第一实施方式相同的要件标注与第一实施方式中对应要件相同的附图标记。另外,在以下说明中,根据需要参照第一实施方式的要件。

[0263] 〈结构〉

[0264] 本实施方式的眼科装置的结构的一例在图7示出。眼科装置1A具备与第一实施方式的眼科装置1相同的硬件结构(参照图1、图2、图3A、图4A以及图4B)。替代第一实施方式的图3B所示的结构而适用图7所示的结构。

[0265] 在眼科装置1A中,扫描部410、偏移测定部420以及移动机构150分别具有与第一实施方式相同的结构、功能以及作用。

[0266] 扫描部410在被检眼E中适用OCT扫描而获取数据。与第一实施方式相同地,扫描部410包括干涉光学系统,该干涉光学系统包括向被检眼E引导测定光LS的测定臂、引导参照光LS的参照臂。而且,与第一实施方式相同地,扫描部410包括在测定臂和参照臂的至少一方设置的臂长变更部。

[0267] 偏移测定部420测定被检眼E对预先设定的对基准位置的偏移。与第一实施方式相同地,偏移测定部420可包括对准光学系统50、前眼部相机300以及偏移计算部430。图7所示的偏移测定部420是能够适用于被检眼E的位置定义为亮点位置的情况的例子。在使用其它定义(例如,瞳孔中心位置、角膜顶点位置等)时,适用响应其的结构。

[0268] 后述的对准控制部440A能够根据通过偏移测定部420获取的偏移测定结果(偏移信息)执行对准控制。另外,后述的距离计算部460A能够考虑通过偏移测定部420获取的偏

移信息,计算被检眼E内的预定距离。

[0269] 在下面详细叙述,眼科装置1A执行对包含被检眼E的第一部位(例如角膜表面)的第一区域(例如前眼部区域)的第一OCT扫描、对包含第二部位(例如视网膜表面)的第二区域(例如后眼部区域)的第二OCT扫描。此外,第一OCT扫描以及第二OCT扫描的执行顺序是任意的。

[0270] 偏移测定部420能够对应于第一OCT扫描进行第一偏移测定而获取第一偏移信息并且对应于第二OCT扫描进行第二偏移测定而获取第二偏移信息。

[0271] 第一偏移测定在第一OCT扫描执行前、执行过程以及执行后的任意时机进行。相同地,第二偏移测定在第二OCT扫描执行前、执行过程以及执行后的任意时机进行。典型地,在第一OCT扫描即将进行之前、执行过程以及刚执行后的任意时机进行第一偏移测定,在第二OCT扫描即将进行之前、执行过程以及刚执行后的任意时机进行第二偏移测定。

[0272] 后述的距离计算部460A能够考虑通过偏移测定部420获取的第一偏移信息和第二偏移信息的任意一方或双方,计算被检眼E内的预定距离。另外,后述的对准控制部440A能够根据通过偏移测定部420获取的第一偏移信息和第二偏移信息的任意一方执行对准控制。此外,基于第一偏移信息进行对准控制(第一对准控制)且基于第二偏移信息进行对准控制(第二对准控制)的结构相当于第一实施方式。

[0273] 与第一实施方式相同地,移动机构150能够将扫描部410(尤其,干涉光学系统的测定臂)相对于被检眼E相对移动。

[0274] 对准控制部440A以及扫描控制部450A设置于控制部210A。替代第一实施方式的控制部210而设置控制部210A。控制部210A包括处理器,控制眼科装置1A的各部分。控制部210A包括未图示的主控制部和存储部。控制部210A通过包括电路的硬件和控制软件的协同来实现。

[0275] 与第一实施方式相同地,对准控制部440A执行基于通过偏移测定部420获取的偏移信息控制移动机构150的对准控制。

[0276] 扫描控制部450A执行使扫描部410执行对包含被检眼E的第一部位(例如角膜表面)的第一区域(例如前眼部区域)的OCT扫描的第一扫描控制、使扫描部410执行对包含与第一部位不同的第二部位(例如视网膜表面)的第二区域(例如后眼部区域)的OCT扫描的第二扫描控制。第一扫描控制以及第二扫描控制以与第一实施方式的扫描控制部450相同的要领执行。通过第一扫描控制执行的OCT扫描称为第一OCT扫描,通过第二扫描控制执行的OCT扫描称为第二OCT扫描。

[0277] 如前述,偏移测定部420在第一扫描控制执行前、执行过程或执行后进行被检眼E的偏移测定而获取第一偏移信息并且在第二扫描控制执行前、执行过程或执行后进行被检眼E的偏移测定而获取第二偏移信息。

[0278] 距离计算部460A根据第一偏移信息和第二偏移信息的任意一方或双方、通过第一OCT扫描获取的第一数据、通过第二OCT扫描获取的第二数据,计算被检眼E的第一部位(例如角膜表面)与第二部位(例如视网膜表面)之间的距离(例如眼轴长)。

[0279] 换言之,距离计算部460A考虑第一OCT扫描时的对准误差(第一偏移信息)和第二OCT扫描时的对准误差(第二偏移信息)的任意一方或双方,进行距离计算。

[0280] 距离计算部460A例如执行以下一系列处理。第一,距离计算部460A计算在第一OCT

扫描中适用的第一臂长与在第二OCT扫描中适用的第二臂长之间的差(臂长差)。第二,距离计算部460A解析通过第一OCT扫描获取的第一数据,确定与被检眼E的第一部位对应的第一位置(例如,角膜表面的信号位置)。第三,距离计算部460A解析通过第二OCT扫描获取的第二数据,确定与被检眼E的第二部位对应的第二位置(例如,视网膜表面的信号位置)。第一处理~第三处理分别以与第一实施方式相同的要领执行。第四,距离计算部460A根据在第一处理中计算的臂长差、在第二处理中确定的第一位置、在第三处理中确定的第二位置、通过偏移测定部420获取的偏移信息(第一偏移信息和第二偏移信息的至少一方),计算第一部位与第二部位之间的距离。

[0281] 参照图8说明这种运算处理的例子。与第一实施方式的图5相同地,附图标记C表示被检眼E的角膜顶点,附图标记M表示黄斑中心。穿过角膜顶点C和黄斑中心M的直线Ax表示被检眼E的眼轴。

[0282] 附图标记K表示角膜顶点C中角膜表面的曲率中心。曲率中心K是角膜顶点C中曲率圆(接触圆)的中心。该曲率圆的半径、即角膜顶点C中角膜表面的曲率半径作为r。

[0283] 附图标记G表示向黄斑中心M投射的测定光LS的路径(入射路径)。附图标记H表示入射路径G与被检眼E的角膜表面的交点、即测定光LS对被检眼E的入射位置。

[0284] 入射路径G对眼轴Ax的偏移(高度)作为h。若假设角膜表面的形状实质上为球面状,或者假设高度h充分小(即,若假设对准误差充分小),则可认为入射位置H和曲率中心K之间的距离与角膜顶点C中曲率半径r相等。

[0285] 连接入射位置H与曲率中心K的线段相对于眼轴Ax形成的角度作为 θ 。另外,连接入射位置H与黄斑中心M的线段相对于眼轴Ax形成的角度作为 ϕ 。

[0286] 连接入射位置H与黄斑中心M的线段长度作为ALm。该长度ALm相当于从通过使用经过入射路径G向黄斑中心M投射的测定光LS的OCT扫描获取的数据而求出的被检眼E的眼轴长的测定值。

[0287] 被检眼E的眼轴长(真值)设为AL。另外,沿眼轴Ax的方向上角膜顶点C与入射位置H之间的距离、即将角膜顶点C作为起点并将入射位置H作为终点的矢量的眼轴(Ax)方向成分大小设为AL1。另外,沿眼轴Ax的方向上入射位置H与黄斑中心M之间的距离、即将黄斑中心M作为起点并将入射位置H作为终点的矢量的眼轴(Ax)方向成分大小设为AL2。

[0288] 从图8可知,眼轴长AL如下式表示: $AL = AL1 + AL2 = (r - r \times \cos \theta) + ALm \times \cos \phi = (r - r \times \cos (\arcsin (h / r))) + ALm \times \cos (\arcsin (h / ALm))$ 。

[0289] 在此,角膜曲率半径r是通过角膜曲率仪等角膜形状测定装置事先获取。另外,高度h是通过偏移测定部420测定的xy方向上的对准误差,包含在偏移信息中。另外,眼轴长测定值ALm是以与第一实施方式相同的要领通过眼科装置1A求出眼轴长的值。通过这些值r、h以及ALm代入上式来求出眼轴长AL。

[0290] 距离计算部460A例如将上式和被检眼E的角膜曲率半径值(r)预先存储。距离计算部460A通过将该角膜曲率半径值(r)、包含在通过偏移测定部420获取的偏移信息中的xy方向的偏移(h)、使用OCT扫描测定的眼轴长的值(ALm)代入上式,计算被检眼E的眼轴长的值(AL)。

[0291] 此外,在本例中,说明了在后眼部OCT扫描时存在xy方向上的对准误差的情况,但对于本领域人员来说,显而易见在前眼部OCT扫描时存在xy方向上的对准误差的情况、在前

眼部OCT扫描时以及后眼部OCT扫描时这双方中存在对准误差的情况也进行相同的运算。

[0292] 另外,在本例中,仅考虑测定光LS在角膜表面上的折射,但也可以考虑其它折射率交界。例如也可以考虑测定光LS在角膜背面、晶状体表面、晶状体背面等上的折射。

[0293] 除xy方向上的对准误差以外,也可以考虑z方向上的对准误差。与第一实施方式相同地,z方向上的对准误差通过偏移测定部420求出。

[0294] 〈动作〉

[0295] 说明本实施方式的眼科装置1A的动作的例子。以下,说明考虑第一偏移信息以及第二偏移信息这双方而进行距离计算的第一动作例、在将第一偏移信息用于对准的同时考虑第二偏移信息而进行距离计算的第二动作例。

[0296] 〈第一动作例〉

[0297] 眼科装置1A的第一动作例在图9示出。在本动作例中,例如用于黄斑拍摄的固定视标向被检眼E出示。另外,也可以在步骤S21之前执行预备性对准。

[0298] (S21:改变臂长,以得到角膜的信号)

[0299] 以与第一实施方式中步骤S2相同的要领,扫描控制部450A(以及数据处理部230)改变测定臂长和参照臂长的任意一方或双方,以得到与被检眼E的角膜对应的信号。

[0300] (S22:获取第一偏移信息)

[0301] 若结束步骤S21的臂长改变,则偏移测定部420进行与第一OCT扫描(前眼部OCT扫描)对应的第一偏移测定而获取第一偏移信息。

[0302] (S23:在前眼部适用OCT扫描)

[0303] 若步骤S22的偏移信息获取结束,则扫描控制部450A执行用于对被检眼E的前眼部适用OCT扫描的控制。在本例中,扫描控制部450A执行使扫描部410执行对包含被检眼E的角膜表面的前眼部区域的OCT扫描的第一扫描控制。步骤S23以第一实施方式中步骤S3相同的要领执行。

[0304] (S24:生成反射强度状况)

[0305] 扫描部410(图像形成部220)从通过步骤S23的OCT扫描获取的数据而生成反射强度状况。该反射强度状况例如是与在步骤S23中适用A扫描的A线对应的数据。

[0306] (S25:记录利特罗反射镜的位置、反射强度状况和第一偏移信息)

[0307] 眼科装置1(例如距离计算部460A)以与第一实施方式中步骤S5相同的要领,记录执行步骤S23的OCT扫描时的利特罗反射镜的位置、在步骤S24生成的反射强度状况。而且,眼科装置1(例如距离计算部460A)记录在步骤S22获取的第一偏移信息。

[0308] (S26:改变臂长,以得到视网膜的信号)

[0309] 接着,扫描控制部450A(以及数据处理部230)改变测定臂长和参照臂长的任意一方或双方,以得到与被检眼E的视网膜对应的信号。

[0310] (S27:获取第二偏移信息)

[0311] 若步骤S26的臂长调节结束,则偏移测定部420进行与第二OCT扫描(后眼部OCT扫描)对应的第二偏移测定而获取第二偏移信息。该处理以与步骤S22相同的要领执行。

[0312] (S28:在后眼部适用OCT扫描)

[0313] 若步骤S27的偏移信息获取结束,则扫描控制部450A执行用于对被检眼E的后眼部适用OCT扫描的控制。在本例中,扫描控制部450A执行使扫描部410执行对包含被检眼E的视

网膜表面的后眼部区域的OCT扫描的第二扫描控制。

[0314] (S29:生成反射强度状况)

[0315] 扫描部410(图像形成部220)从通过步骤S28的OCT扫描获取的数据生成反射强度状况。该反射强度状况例如是与在步骤S28适用A扫描的A线对应的数据。

[0316] (S30:记录利特罗反射镜的位置、反射强度状况和第二偏移信息)

[0317] 眼科装置1(例如距离计算部460A)以与步骤S25相同的要领,记录执行步骤S28的OCT扫描时的利特罗反射镜的位置、在步骤S29生成的反射强度状况、在步骤S27获取的第二偏移信息。

[0318] (S31:计算眼轴长)

[0319] 距离计算部460A根据在步骤S25记录的利特罗反射镜的位置、反射强度状况及第一偏移信息、在步骤S30记录的利特罗反射镜的位置、反射强度状况及第二偏移信息,计算角膜表面与视网膜表面之间的距离。

[0320] 在本例中,距离计算部460A首先根据在步骤25记录的利特罗反射镜的位置(即适用前眼部OCT扫描的第一臂长)、在步骤30记录的利特罗反射镜的位置(即适用后眼部OCT扫描的第二臂长),计算第一臂长与第二臂长之间的差(臂长差)。而且,距离计算部460A解析在步骤25记录的反射强度状况而确定与角膜表面对应的位置(第一位置),并且解析在步骤S30记录的反射强度状况而确定与视网膜表面对应的位置(第二位置)。而且,距离计算部460A除臂长差、第一位置以及第二位置以外,还根据在步骤S25记录的第一偏移信息以及在步骤S30记录的第二偏移信息,计算被检眼E的眼轴长。该运算例如按照与图8一起说明的方法执行。此外,在本例中,可想到前眼部OCT扫描中的对准误差和后眼部OCT扫描中的对准误差这双方。以上,完成本动作例的动作(结束)。

[0321] 〈第二动作例〉

[0322] 眼科装置1A的第二动作例在图10示出。在本动作例中,例如,用于黄斑拍摄的固定视标向被检眼E向出示。另外,也可以在步骤S41之前执行预备性对准。

[0323] (S41:改变臂长,以得到角膜的信号)

[0324] 扫描控制部450A(以及数据处理部230)改变测定臂长和参照臂长的任意一方或双方,以得到与被检眼E的角膜对应的信号。

[0325] (S42:获取第一偏移信息而执行对准)

[0326] 若步骤S41的臂长改变结束,则偏移测定部420进行与第一OCT扫描(前眼部OCT扫描)对应的第一偏移测定而获取第一偏移信息。对准控制部440A执行基于获取的第一偏移信息控制移动机构150的对准控制。对准控制以与第一实施方式相同的要领执行。

[0327] (S43:在前眼部适用OCT扫描)

[0328] 若步骤S42的对准结束,则扫描控制部450A执行用于对被检眼E的前眼部适用OCT扫描的控制。在本例中,扫描控制部450A执行使扫描部410执行对包含被检眼E的角膜表面的前眼部区域的OCT扫描的第一扫描控制。该前眼部OCT扫描可假设为在良好的对准状态下进行。

[0329] (S44:生成反射强度状况)

[0330] 扫描部410(图像形成部220)从通过步骤S43的OCT扫描获取的数据生成反射强度状况。该反射强度状况例如是与在步骤S43适用A扫描的A线对应的数据。

- [0331] (S45:记录利特罗反射镜的位置和反射强度状况)
- [0332] 眼科装置1(例如距离计算部460A)记录执行步骤S43的OCT扫描时的利特罗反射镜的位置、在步骤S44生成的反射强度状况。
- [0333] (S46:改变臂长,以得到视网膜的信号)
- [0334] 接着,扫描控制部450A(以及数据处理部230)改变测定臂长和参照臂长的任意一方或双方,以得到与被检眼E的视网膜对应的信号。
- [0335] (S47:获取第二偏移信息)
- [0336] 若步骤S46的臂长调节结束,则偏移测定部420进行与第二OCT扫描(后眼部OCT扫描)对应的第二偏移测定而获取第二偏移信息。与假设为在良好的对准状态下进行的前眼部OCT扫描不同,在后眼部对准中不能确保良好的对准状态,因此仅将第二偏移信息在距离计算中考虑(后述的步骤S51)。
- [0337] (S48:在后眼部适用OCT扫描)
- [0338] 若步骤S47的偏移信息获取结束,则扫描控制部450A执行用于对被检眼E的后眼部适用OCT扫描的控制。在本例中,扫描控制部450A执行使扫描部410执行对包含被检眼E的视网膜表面的后眼部区域的OCT扫描的第二扫描控制。
- [0339] (S49:生成反射强度状况)
- [0340] 扫描部410(图像形成部220)从通过步骤S48的OCT扫描获取的数据生成反射强度状况。该反射强度状况例如是与在步骤S48适用A扫描的A线对应的数据。
- [0341] (S50:记录利特罗反射镜的位置、反射强度状况和第二偏移信息)
- [0342] 眼科装置1(例如距离计算部460A)记录执行步骤S48的OCT扫描时的利特罗反射镜的位置、在步骤S49生成的反射强度状况、在步骤S47获取的第二偏移信息。
- [0343] (S51:计算眼轴长)
- [0344] 距离计算部460A根据在步骤S45记录的利特罗反射镜的位置及反射强度状况、在步骤S50记录的利特罗反射镜的位置、反射强度状况及第二偏移信息,计算角膜表面与视网膜表面之间的距离。
- [0345] 在本例中,距离计算部460A首先根据在步骤45记录的利特罗反射镜的位置(即适用前眼部OCT扫描的第一臂长)、在步骤50记录的利特罗反射镜的位置(即适用后眼部OCT扫描的第二臂长),计算第一臂长与第二臂长之间的差(臂长差)。而且,距离计算部460A解析在步骤45记录的反射强度状况而确定与角膜表面对应的位置(第一位置),并且解析在步骤S50记录的反射强度状况而确定与视网膜表面对应的位置(第二位置)。而且,距离计算部460A除臂长差、第一位置以及第二位置以外,还根据在步骤S50记录的第二偏移信息,计算被检眼E的眼轴长。该运算例如按照与图8一起说明的方法执行。以上,完成本动作例的动作(结束)。
- [0346] 〈第二实施方式的变形〉
- [0347] 说明在第二实施方式的眼科装置1A中能够适用的变形。此外,只要没有特意提及,在眼科装置1及/或眼科装置1A的说明中所使用的附图标记在以下说明中使用。
- [0348] 〈第一变形例〉
- [0349] 与第一实施方式的第一变形例相同地,为了应对玻璃体内移动的混浊物对后眼部OCT扫描带来的不良影响,可以对后眼部多次适用OCT扫描。该反复的OCT扫描在扫描控制部

450A的控制下由扫描部410执行。

[0350] 扫描部410从通过多次OCT扫描分别获得的检测信号,生成反射强度状况或图像数据。由此,得到与多次OCT扫描对应的数据组(多个数据)。距离计算部460A从通过多次OCT扫描获取的数据组获取单一数据,能够适用该单一数据而进行距离计算。

[0351] 〈第二变形例〉

[0352] 与第一实施方式的第二变形例相同地,为了正确确定被检眼E的两个部位,可对被检眼E的三维区域适用OCT扫描。扫描控制部450A例如在前眼部OCT扫描和后眼部OCT扫描的至少一方,使扫描部410执行对被检眼E的三维区域的OCT扫描。

[0353] 距离计算部460A通过解析通过对被检眼E的三维区域的OCT扫描获取的数据,确定与被检眼E的特征点对应的特征位置,能够计算将确定的特征位置作为一端的线段长度。该线段长度是测定目标的距离。

[0354] 〈效果〉

[0355] 说明第二实施方式的眼科装置1A及其变形例的效果。

[0356] 眼科装置1A包括扫描部410、偏移测定部420、扫描控制部450A、距离计算部460A。

[0357] 扫描部410在被检眼E适用OCT扫描。偏移测定部420测定被检眼E对预定的基准位置的偏移。

[0358] 扫描控制部450A执行使扫描部410执行对包含被检眼E的第一部位(例如角膜表面)的第一区域(例如前眼部区域)的OCT扫描的第一扫描控制、使扫描部410执行对包含与第一部位不同的第二部位(例如视网膜表面)的第二区域(例如后眼部区域)的OCT扫描的第二扫描控制。

[0359] 距离计算部460A根据对应于第一扫描控制而通过偏移测定部420获取的被检眼E的第一偏移信息和对应于第二扫描控制而通过偏移测定部420获取的被检眼E的第二偏移信息的至少一方、在第一扫描控制下通过扫描部410获取的第一数据、在第二扫描控制下通过扫描部410获取的第二数据,计算被检眼E的第一部位与第二部位之间的距离(例如眼轴长)。

[0360] 根据这种眼科装置1A,获取第一OCT扫描和第二OCT扫描的任意一方或双方中的对准误差(偏移信息),能够考虑该对准误差而进行距离计算。因而,例如在第一OCT扫描之后进行第二OCT扫描的情况中,即使是在第一OCT扫描与第二OCT扫描之间被检眼移动的情况,也能够确保距离测定的可靠性。

[0361] 作为任意结构,偏移测定部420可以对应于第一扫描控制和第二扫描控制中的一方的扫描控制而获取一偏移信息,并且在另一方扫描控制之前获取另一偏移信息。而且,眼科装置1A可以包括移动机构150和对准控制部440A。移动机构150移动扫描部410的至少一部分。对准控制部440A在另一扫描控制之前执行基于另一偏移信息控制移动机构150的对准控制。距离计算部460A能够根据一偏移信息、第一数据和第二数据,进行距离计算。

[0362] 例如,在图10所示的第二动作例中,偏移测定部420在第一扫描控制之前获取第一偏移信息而执行对准,并且基于对应于第二扫描控制而获取的第二偏移信息、第一数据和第二数据进行距离计算。

[0363] 根据该任意结构,能够在对准之后执行第一OCT扫描和第二OCT扫描的一方,同时考虑另一方中的对准误差而进行距离计算,能够以高可靠性执行距离测定。

[0364] 作为任意结构,扫描部410可包括干涉光学系统和臂长变更部。干涉光学系统包括向被检眼E引导测定光LS的测定臂、引导参照光LR的参照臂。臂长变更部设置在测定臂和参照臂的至少一方,在扫描控制部450A的控制下改变臂长。利特罗反射镜41以及利特罗反射镜驱动部41A是设置在测定臂的臂长变更部的例子。利特罗反射镜114以及利特罗反射镜驱动部114A是设置在参照臂的臂长变更部的例子。

[0365] 除以上以外,作为任意结构,距离计算部460A能够执行以下一系列处理:(1)计算在第一扫描控制(第一OCT扫描)下适用的第一臂长与在第二扫描控制(第二OCT扫描)下适用的第二臂长之间的差(臂长差)的处理;(2)解析通过第一OCT扫描获取的第一数据,从而确定与被检眼E的第一部位对应的第一位置(例如,角膜表面的信号位置)的处理;(3)解析通过第二OCT扫描获取的第二数据,从而确定与被检眼E的第二部位对应的第二位置(例如,视网膜表面的信号位置)的处理;(4)根据在(1)计算的臂长差、在(2)确定的第一位置、在(3)确定的第二位置、通过偏移测定部420获取的第一偏移信息和第二偏移信息的至少一方,计算第一部位与第二部位之间的距离(例如眼轴长)的处理。

[0366] 在此,距离计算部460A可以如下构成。首先,距离计算部460A根据臂长差、第一位置和第二位置,计算第一部位与第二部位之间的暂定距离。而且,距离计算部460A根据该暂定距离、第一偏移信息和第二偏移信息的至少一方、预先获取的被检眼E的角膜曲率半径,计算第一部位与第二部位之间的距离。

[0367] 作为这种距离计算的具体例,当第一部位与第二部位之间的暂定距离设为 AL_m ,第一偏移信息和第二偏移信息的一方设为 h ,角膜曲率半径设为 r ,第一部位与第二部位之间的距离(真值)设为 AL 时,距离计算部460A能够通过运算式 $AL = (r - r \times \cos(\arcsin(h/r))) + AL_m \times \cos(\arcsin(h/AL_m))$ 计算距离 AL 。

[0368] 根据这些任意结构,能够提供用于计算被检眼E的第一部位与第二部位之间的距离的具体处理。

[0369] 作为任意结构,扫描控制部450A能够在第一扫描控制(第一OCT扫描)和第二扫描控制(第二OCT扫描)的至少一方下,使扫描部410执行多次OCT扫描。在此情况下,距离计算部460A能够从通过多次OCT扫描获取的数据组获取单一数据。在此,距离计算部460A对通过多次OCT扫描获取的数据组进行算术平均而能够生成单一数据。而且,距离计算部460A能够使用获取的单一数据来计算第一部位与第二部位之间的距离(例如前述的暂定距离)。

[0370] 根据该任意结构,即使是在玻璃体内移动的混浊物等对后眼部OCT扫描带来不良影响的情况下,由于能够降低及去除混浊物等导致的噪声、选择未受混浊物等影响的数据或受其影响小的数据,能够实现距离测定可靠性的提高。

[0371] 作为任意结构,扫描控制部450A能够在第一扫描控制(第一OCT扫描)和第二扫描控制(第二OCT扫描)的至少一方下,使扫描部410执行对被检眼E的三维区域的OCT扫描。在此情况下,距离计算部460A通过解析通过对该三维区域的OCT扫描获取的数据,能够确定与被检眼E的特征点对应的特征位置。而且,距离计算部460A能够以将该特征位置作为一端的线段长度计算为第一部位与第二部位之间的距离(例如前述的暂定距离)。

[0372] 作为第一典型例,扫描控制部450A能够在第一扫描控制(第一OCT扫描)下,使扫描部410执行对包含被检眼E的角膜表面的三维区域的OCT扫描。而且,距离计算部460A通过解析通过该三维区域的OCT扫描获取的数据,能够确定与被检眼E的角膜顶点对应的特征位

置。在此情况下,距离计算部460A能够以将角膜顶点作为一端的线段长度计算为第一部位与第二部位之间的距离(例如前述的暂定距离)。

[0373] 作为第二典型例,扫描控制部450A能够在第二扫描控制(第二OCT扫描)下,使扫描部执行对包含被检眼E的视网膜表面的三维区域的OCT扫描。而且,距离计算部460A通过解析通过对该三维区域的OCT扫描获取的数据,能够确定与被检眼E的黄斑中心对应的特征位置。在此情况下,距离计算部460A能够以将黄斑中心作为一端的线段长度计算为第一部位与第二部位之间的距离(例如前述的暂定距离)。

[0374] 通过组合第一典型例和第二典型例,能够求出将角膜顶点作为一端且将黄斑中心作为另一端的线段长度、即被检眼E的眼轴长。

[0375] 作为任意结构,偏移测定部420包括对准光学系统50(投射系统)、两个(以上)前眼部相机300(两个以上拍摄部)、偏移计算部430。对准光学系统50向被检眼E的前眼部投射光束。两个(以上)前眼部相机300从彼此不同的方向拍摄被检眼E的前眼部。偏移计算部430根据通过两个(以上)前眼部相机300获取的两个(以上)前眼部图像中分别绘出的光束像(亮点)的位置,计算被检眼E对预定的基准位置的偏移。

[0376] 根据该任意结构,能够提供用于测定被检眼E对预定的基准位置的偏移的具体结构以及处理。

[0377] 此外,第二实施方式中说明的任意事项(结构、要件、处理、动作、作用、功能等)、任意公知事项可组合到记载在本效果栏的眼科装置。另外,第一实施方式中说明的任意事项(结构、要件、处理、动作、作用、功能等)可组合到记载在本效果栏的眼科装置。

[0378] 第二实施方式提供眼科装置的控制方法。该眼科装置包括在被检眼E适用OCT扫描的扫描部410、测定被检眼E对预定的基准位置的偏移的偏移测定部420。

[0379] 该控制方法包括第一扫描控制步骤、第二扫描控制步骤、偏移测定步骤、距离计算步骤。

[0380] 第一扫描控制步骤使扫描部410执行对包含被检眼E的第一部位的第一区域的OCT扫描。该OCT扫描称为第一OCT扫描。另外,第二扫描控制步骤使扫描部410执行对包含被检眼E的与第一部位不同的第二部位的第二区域的OCT扫描。该OCT扫描称为第二OCT扫描。

[0381] 偏移测定步骤使偏移测定部420执行对应于第一扫描控制而获取被检眼E的第一偏移信息的步骤和对应于第二扫描控制而获取被检眼E的第二偏移信息的步骤的至少一方。

[0382] 距离计算步骤根据通过偏移测定步骤获取的第一偏移信息和第二偏移信息的至少一方、在第一扫描控制步骤中通过扫描部410获取的第一数据、在第二扫描控制步骤中通过扫描部410获取的第二数据,计算被检眼E的第一部位与第二部位之间的距离。

[0383] 根据这种眼科装置的控制方法,获取第一OCT扫描和第二OCT扫描的任意一方或双方中的对准误差(偏移信息),能够考虑该对准误差而进行距离计算。因而,能够确保距离测定的可靠性。

[0384] 此外,第一实施方式中说明的任意事项(结构、要件、处理、动作、作用、功能等)、第二实施方式中说明的任意事项(结构、要件、处理、动作、作用、功能等)、任意公知事项可组合到该控制方法。

[0385] 可构成使计算机执行这种控制方法的程序。该程序例如可包括用于使第二实施方

式的眼科装置1A或其变形例动作的任意的前述程序。

[0386] 另外,可制成存储有这种程序的计算机可读的非易失性存储介质。该非易失性存储介质可以是任意形态,作为其例子,存在磁盘、光盘、光磁盘、半导体存储器等。

[0387] 〈其它事项〉

[0388] 以上说明的方式只是本发明的实施例示。要实施本发明的人员能够在本发明的主旨范围内实施任意变形(省略、替换、追加等)。

[0389] 例如,实施方式的眼科装置可具备用于测定被检眼特性的结构。作为具体例,实施方式的眼科装置可具备用于测定被检眼的角膜曲率半径的结构。用于测定角膜曲率半径的结构可包括与以往角膜形状测定装置相同的光学系统、运算系统以及控制系统。作为用于测定角膜曲率半径的结构例,存在本申请人在日本特开2017-063978号公报中公开的利用角膜盘(角膜环)或普拉西多(Placido)盘(普拉西多环)的结构。另外,也可以通过前眼部OCT扫描来测定角膜曲率半径。此外,用于测定角膜曲率半径的结构不限于这些例示,可以是利用任意公知技术的结构。

[0390] 通过实施方式的眼科装置能够测定的被检眼特性不限于角膜曲率半径。例如,实施方式的眼科装置可具备用于测定被检眼的屈光力(球面度数、散光度数、散光轴角度等)的结构。用于测定被检眼的屈光力的结构可包括与以往屈光力测定装置(折射计)相同的光学系统、运算系统以及控制系统。作为用于测定屈光力的结构的例子,存在本申请人在日本特开2017-063978号公报中公开的结构。

[0391] 在实施方式的眼科装置具有眼屈光力测定功能的情况下,该眼科装置替代前述的公开那样使用焦点光学系统60,可以使用眼屈光力测定功能来决定焦点位置,使OCT聚焦透镜43移动,以在该位置对焦。

[0392] 在所述的公开中,作为能够适用的对准方法,说明了使用对准标识的方法和利用前眼部相机的方法,但也可以使用其它对准方法。作为其它对准方法的例子,存在利用光切的方法。此外,利用光切的眼科装置的对准方法例如在日本特开2012-148032号公报、日本特开2018-050922号公报等中公开。

[0393] 本例的眼科装置的偏移测定部通过利用光切,测定被检眼对预定的基准位置的偏移。预定的基准位置例如是与运行距离对应的位置、即从被检眼沿z方向离开预定运行距离的位置,测定的偏移典型的是z方向上的偏移。

[0394] 本例的偏移测定部包括向被检眼的前眼部从斜方投射光束的投射系统、检测投射的光束的来自前眼部的反射光束的图像传感器。投射系统及图像传感器的结构及配置与以往光切型对准部件相同即可。

[0395] 典型的投射系统包括光源和透镜。典型的投射系统的光轴相对于测定臂的光轴(物镜的光轴)向第一方向倾斜第一角度。典型的图像传感器是CCD图像传感器或CMOS图像传感器,并且是线传感器或区域传感器。典型地,在图像传感器与被检眼E之间配置有成像透镜。包括图像传感器和成像透镜的检测系统的光轴相对于测定臂的光轴向与第一方向相反的第二方向倾斜与第一角度相等的第二角度。

[0396] 通过这种结构以及配置,当投射系统以及检测系统相对于被检眼位于预定范围内时,图像传感器能够检测反射光束。另外,若投射系统及检测系统与被检眼之间相对位置发生变化,则图像传感器对反射光束的检测位置发生变化。即,响应投射系统及检测系统与被

检眼之间的相对位置,反射光束对图像传感器的受光区域(受光器件阵列)的投影位置发生变化。

[0397] 本例的偏移测定部包括根据图像传感器对反射光束的检测位置计算被检眼的偏移的偏移计算部。本例的偏移计算部执行的运算与以往光切型对准部件执行的运算相同,典型的是求出z方向上的偏移。本例的偏移计算部通过包括电路的硬件和偏移计算软件的协同来实现。

[0398] 根据本例,能够提供用于与使用对准标识的情况、使用两个以上前眼部相机的情况相同地测定被检眼对预定的基准位置的偏移的具体结构以及处理。

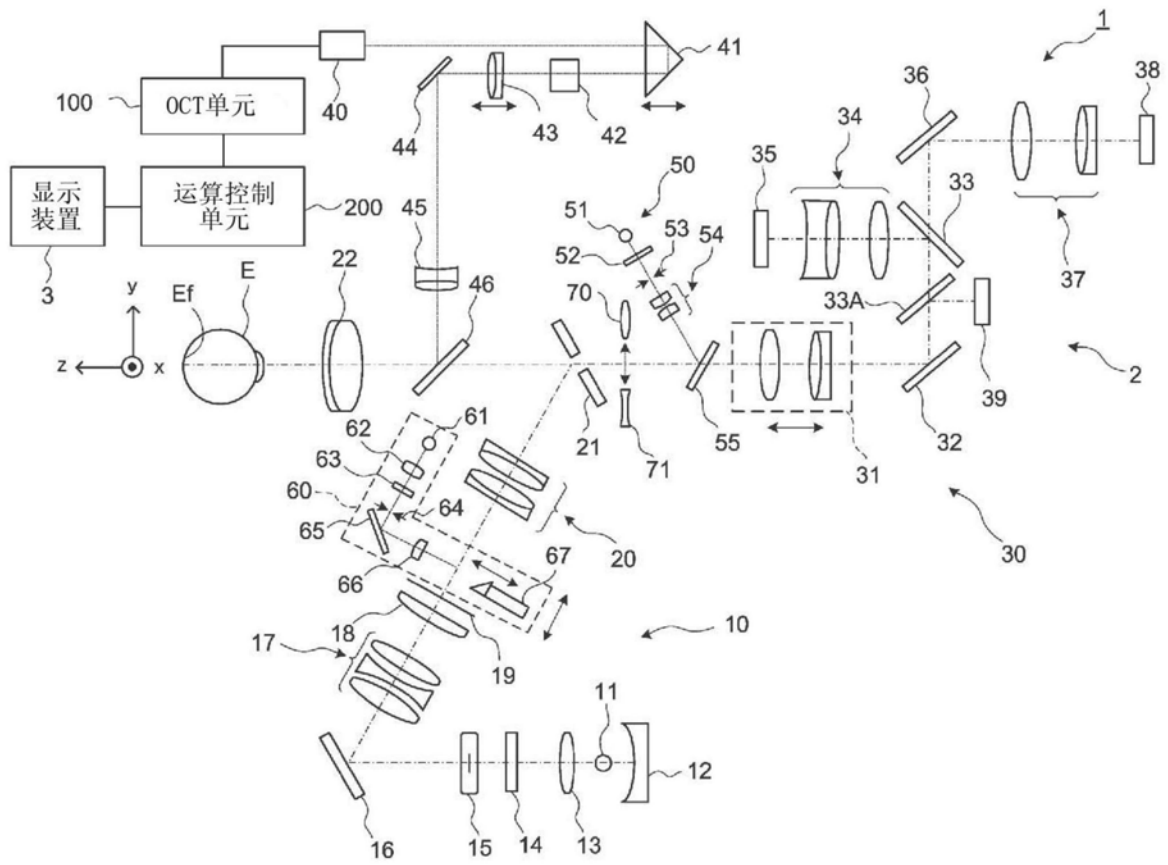


图1

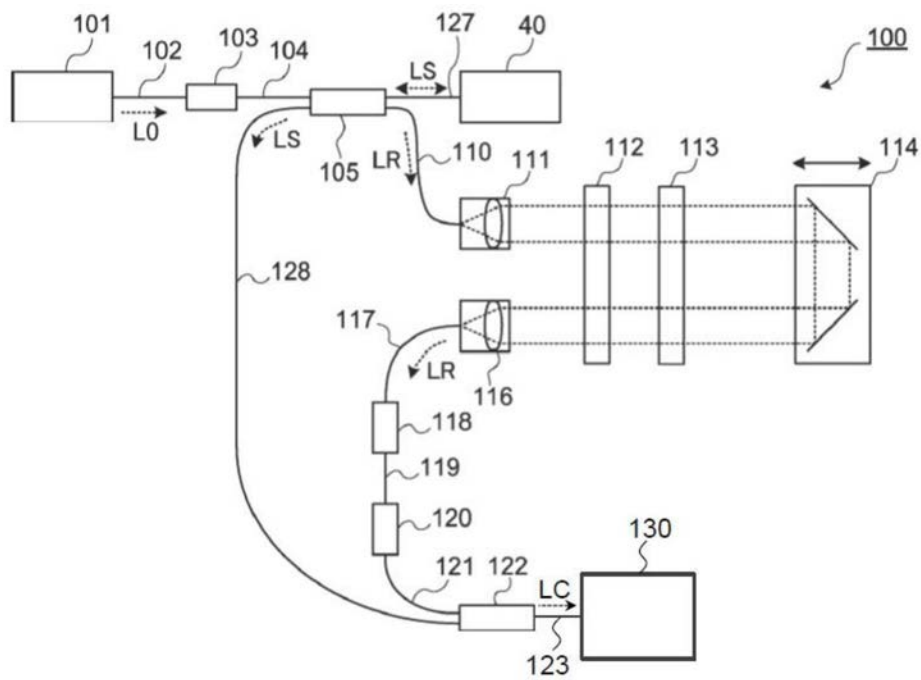


图2

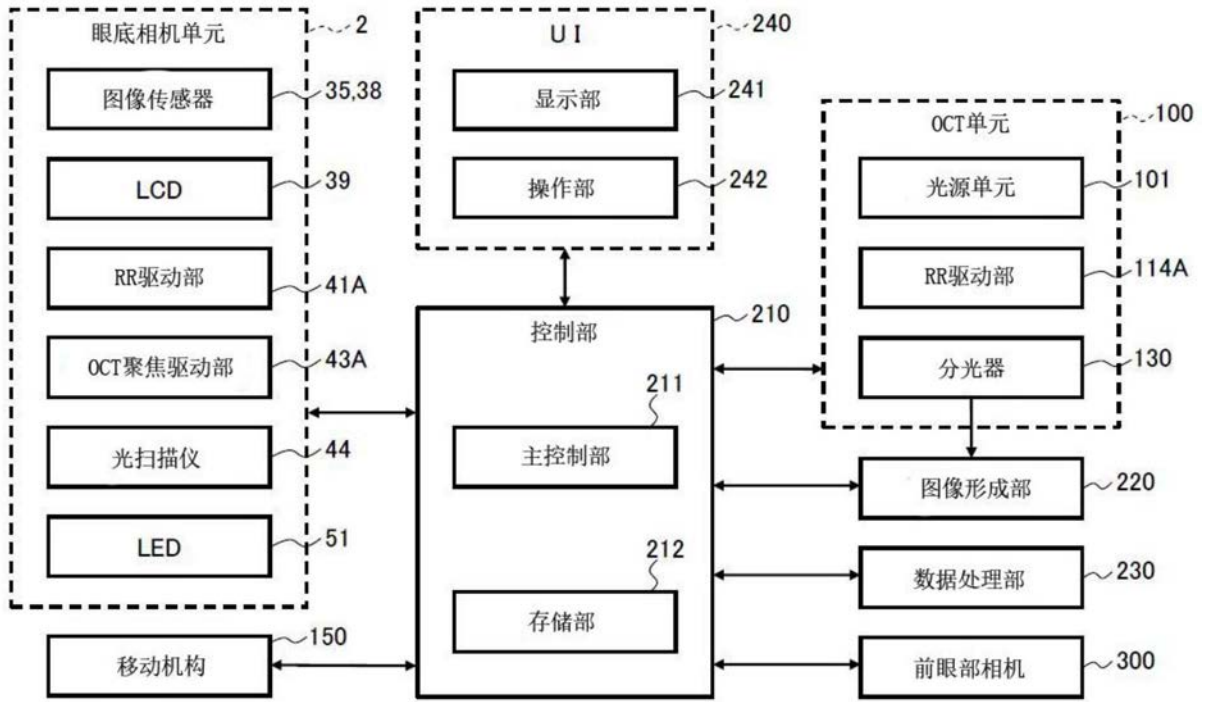


图3A

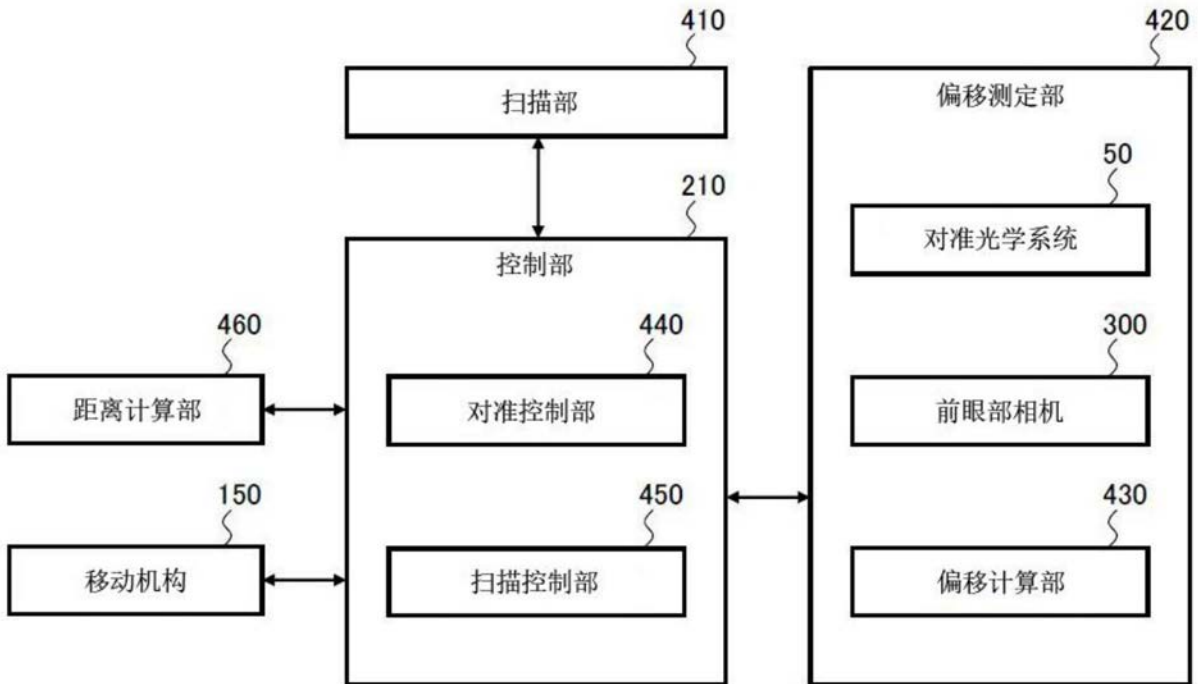


图3B

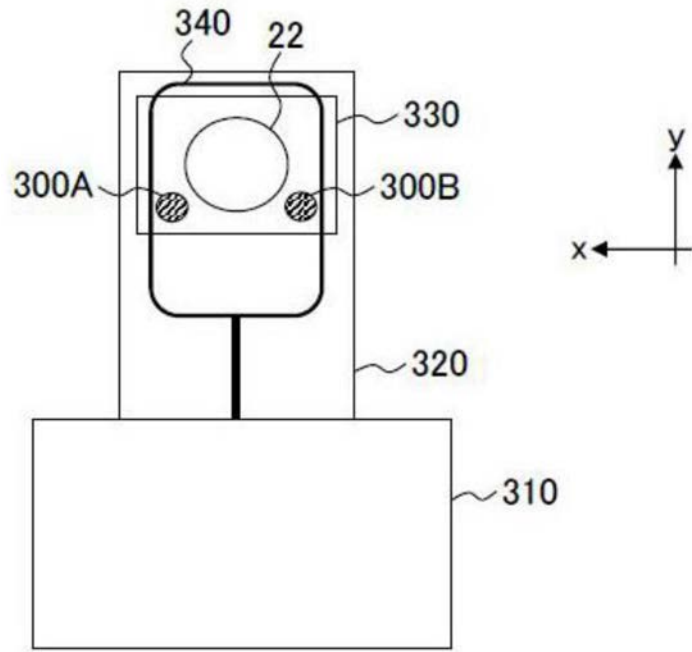


图4A

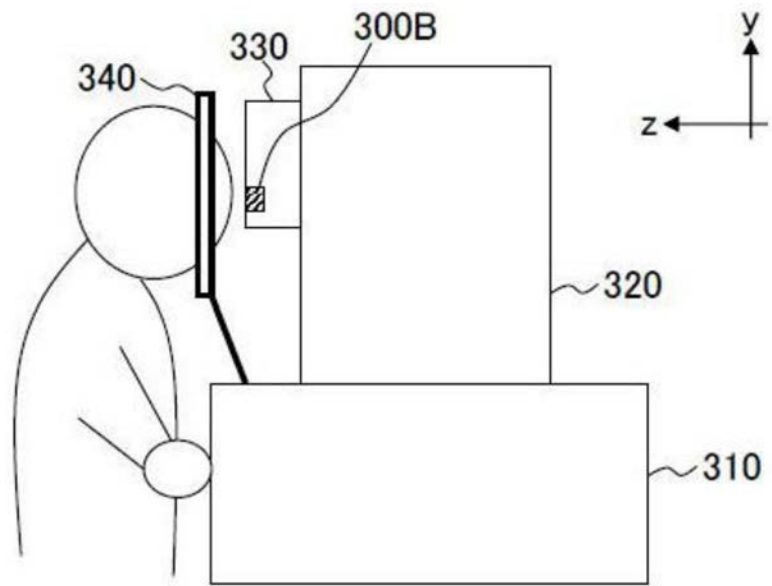


图4B

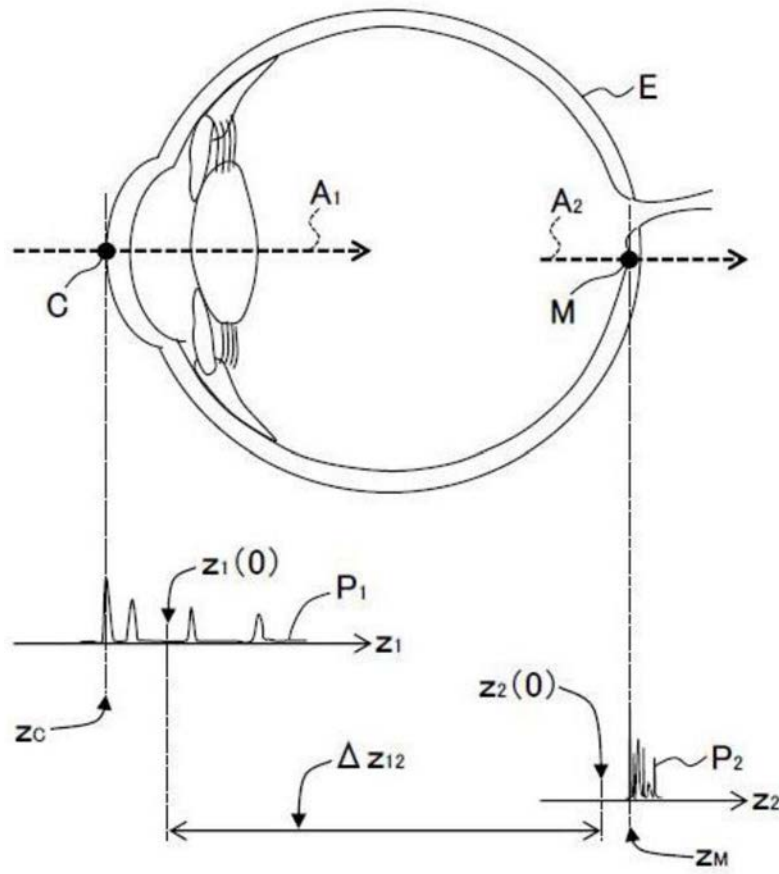


图5

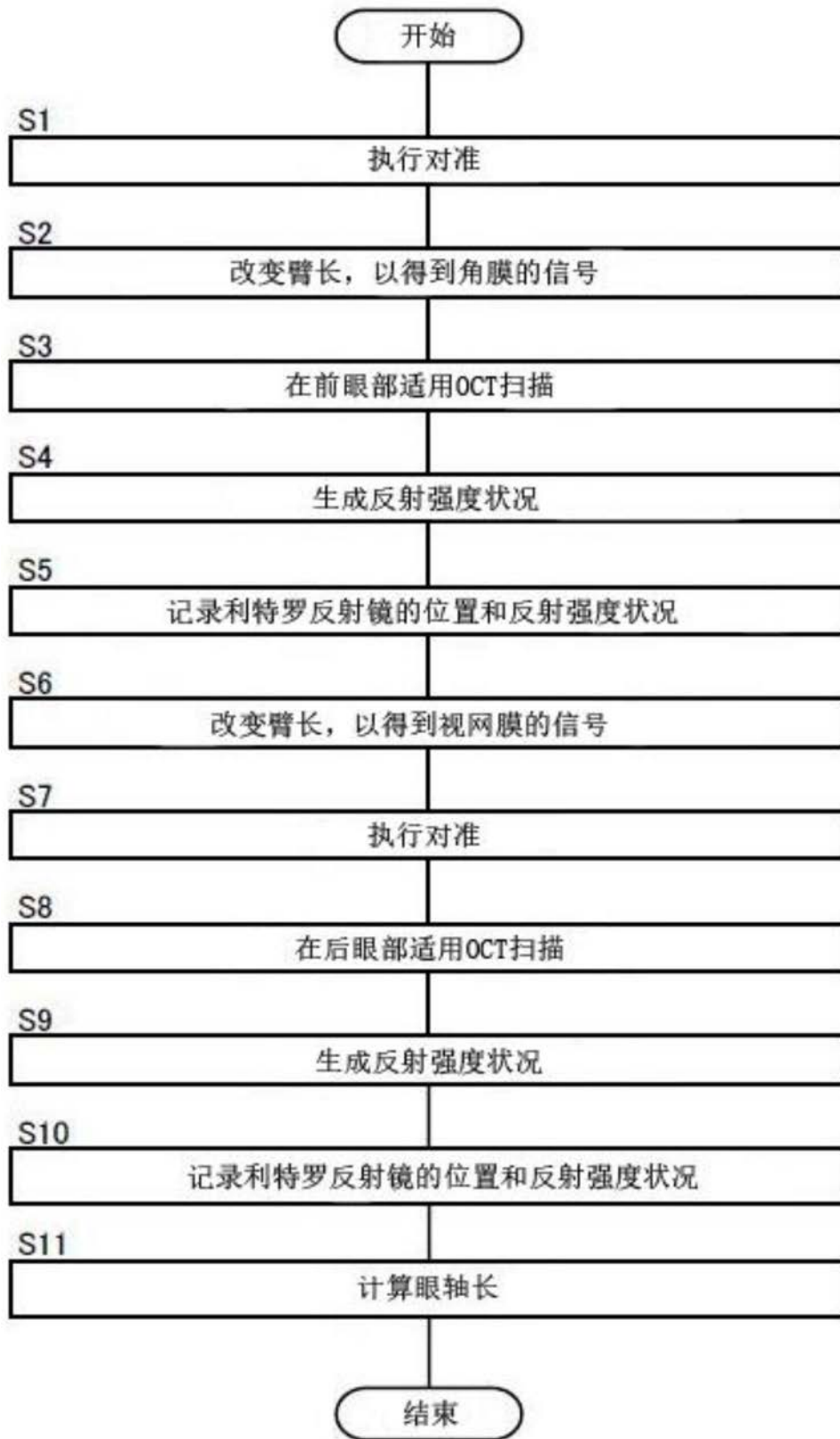


图6

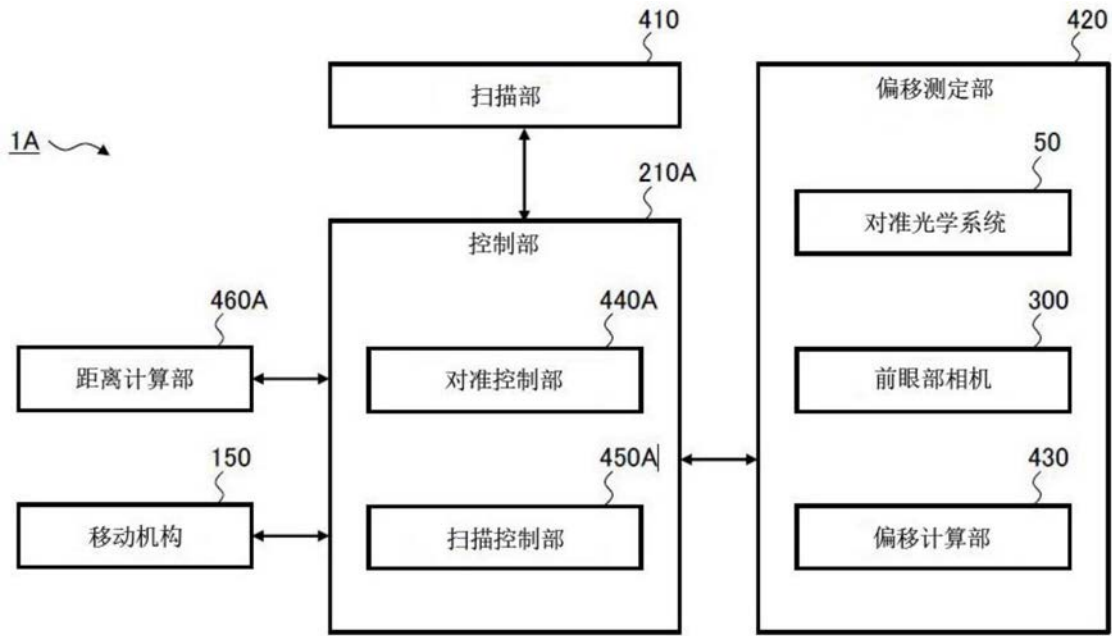


图7

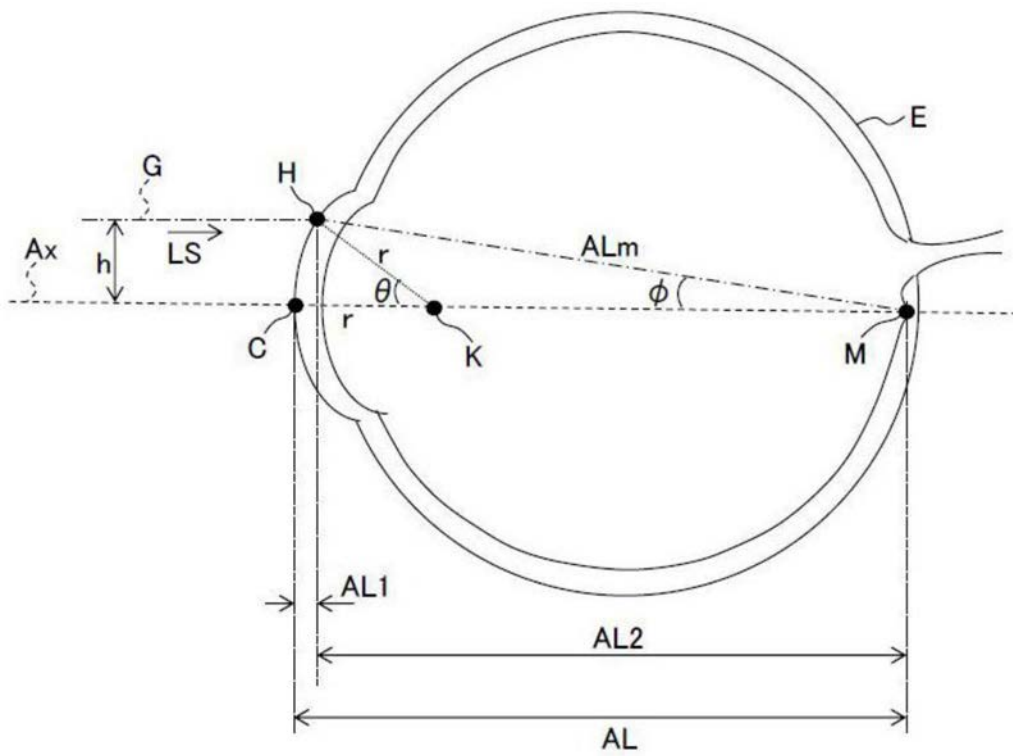


图8



图9



图10