

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102438502 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 02

(21) 申请号 201080022515. 1

A61B 5/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2010. 05. 20

G01B 9/02 (2006. 01)

G01N 21/47 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2009-123908 2009. 05. 22 JP

2010-068281 2010. 03. 24 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 11. 22

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/058944 2010. 05. 20

(87) PCT申请的公布数据

W02010/134641 EN 2010. 11. 25

(71) 申请人 佳能株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 佐藤真 杉田充朗

(74) 专利代理机构 北京魏启学律师事务所
11398

代理人 魏启学

(51) Int. Cl.

A61B 3/12 (2006. 01)

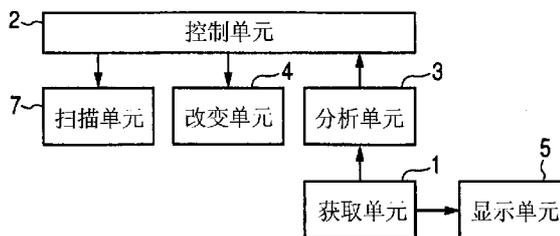
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 14 页

(54) 发明名称

摄像设备和摄像方法

(57) 摘要

一种摄像设备,包括改变单元,所述改变单元用于改变要照射在被检体上的多个测量光束的照射位置的位置关系。所述摄像设备还包括:扫描单元,用于按所述改变单元已改变的位置关系扫描所述多个测量光束;以及获取单元,用于基于所述多个测量光束来获取所述被检体的光学相干断层图像。



1. 一种摄像设备,包括:
照射单元,用于向被检体照射多个测量光束;
改变单元,用于改变所述照射单元照射在所述被检体的预定同一层的所述多个测量光束的照射位置之间的位置关系;
扫描单元,用于按所述改变单元改变后的位置关系来扫描所述多个测量光束;以及
获取单元,用于基于所述扫描单元进行扫描所使用的所述多个测量光束来获取所述被检体的光学相干断层图像。
2. 根据权利要求1所述的摄像设备,其特征在于,
所述被检体是被检眼,以及
所述改变单元是用于改变所述多个测量光束在所述被检眼的眼底表面上的照射位置之间的间隔的部件。
3. 根据权利要求1所述的摄像设备,其特征在于,所述改变单元是用于改变所述扫描单元在所述多个测量光束的照射位置处沿着副扫描方向的宽度的部件。
4. 根据权利要求1所述的摄像设备,其特征在于,所述改变单元是用于将所述多个测量光束的照射位置的排列从所述扫描单元的主扫描方向向着副扫描方向改变的部件、或者用于将所述多个测量光束的照射位置的排列从所述副扫描方向向着所述主扫描方向改变的部件。
5. 根据权利要求1所述的摄像设备,其特征在于,还包括多个光纤端,所述多个光纤端用于向所述被检体射出所述多个测量光束,其中,所述改变单元是用于使所述多个光纤端以所述多个测量光束的射出方向作为轴进行转动的部件或者用于选择所述多个光纤端中的一部分光纤端的部件。
6. 根据权利要求1所述的摄像设备,其特征在于,还包括:
分析单元,用于对在比获取所述光学相干断层图像的扫描区域宽的扫描区域内所获取到的所述被检体的广域图像进行分析;以及
控制单元,用于通过使用所述分析单元的分析结果来控制所述改变单元。
7. 一种摄像设备,包括:
照射单元,用于向被检体照射多个测量光束;
改变单元,用于改变所述照射单元照射至所述被检体的所述多个测量光束的照射位置之间的位置关系;
扫描单元,用于按所述改变单元改变后的位置关系来扫描所述多个测量光束;
获取单元,用于基于所述扫描单元进行扫描所使用的所述多个测量光束来获取所述被检体的光学相干断层图像;
分析单元,用于对在比获取所述光学相干断层图像的扫描区域宽的扫描区域内所获取到的所述被检体的广域图像进行分析;以及
控制单元,用于通过使用所述分析单元的分析结果来控制所述改变单元。
8. 根据权利要求7所述的摄像设备,其特征在于,
所述分析单元根据所述广域图像来确定所述被检体的观察区域;
所述改变单元改变所述位置关系,以使得所述多个测量光束的照射位置之间的间隔与获取所述广域图像时相比变窄;以及

所述获取单元按所述改变单元改变后的位置关系获取所述观察区域内的光学相干断层图像。

9. 一种摄像方法,包括以下步骤:

照射步骤,用于向被检体照射多个测量光束;

扫描步骤,用于扫描所述多个测量光束;

获取步骤,用于基于所述多个测量光束来获取所述被检体的光学相干断层图像;

分析步骤,用于对在比获取所述光学相干断层图像的扫描区域宽的扫描区域内所获取到的所述被检体的广域图像进行分析;以及

改变步骤,用于通过使用所述分析步骤的分析结果来改变照射至所述被检体的所述多个测量光束的照射位置之间的位置关系。

10. 根据权利要求9所述的摄像方法,其特征在于,

所述被检体是被检眼;

所述改变步骤是改变所述多个测量光束在所述被检眼的眼底表面上的照射位置之间的间隔的步骤。

11. 根据权利要求9所述的摄像方法,其特征在于,还包括确定步骤,所述确定步骤用于根据所述广域图像来确定所述被检体的观察区域,其中

所述改变步骤将所述多个测量光束的照射位置之间的间隔改变得比获取所述广域图像时的间隔窄;以及

所述获取步骤按改变后的位置关系来获取所述观察区域内的断层图像。

12. 一种程序,用于使计算机能够执行根据权利要求9所述的摄像方法。

13. 一种摄像设备,包括:

照射单元,用于向被检体照射多个测量光束;

扫描单元,用于使所述照射单元照射在所述被检体的预定同一层的所述多个测量光束的照射位置大致在主扫描方向上对齐,以扫描所述多个测量光束;

改变单元,用于改变所述多个测量光束在所述主扫描方向上的扫描速度;以及

获取单元,用于基于所述扫描单元进行扫描所使用的所述多个测量光束来获取所述被检体的光学相干断层图像。

摄像设备和摄像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于通过使用光学相干断层成像来拍摄被检体的摄像设备和摄像方法,尤其涉及测量光束的照射方法。

背景技术

[0002] 近年来,在医疗领域中,特别是在眼科领域中,使用了如下的摄像设备(以下还称为 OCT 设备),该摄像设备用于通过使用利用了低相干光所进行的干涉的光学相干断层成像(OCT)来拍摄被检体。由于 OCT 设备利用了光的性质,因此该 OCT 设备可以作为光波长的阶次的近似毫米级的高分辨率获取断层图像。当这里测量诸如眼底等的被检眼时,在测量期间,该被检体有时移动、眨眼或随机轻摇(微动)。结果,存在如下问题:利用 OCT 设备获取到的被检眼的断层图像失真。

[0003] 为了解决该问题,Thomas M. Jorgensen 等人在“Enhancing the signal-to-noise ratio in ophthalmic optical coherence tomography by image registration-method and clinical examples,”*Journal of Biomedical Optics*,12(4),041208,July/August,2007 中公开了如下内容:多次获取被检体的同一位置的断层图像,将这些断层图像彼此对准,然后对这些断层图像进行平均以获取一个断层图像。由此,该方法使得能够获取具有高 S/N 比和高图像质量的断层图像。此时,存在如下可能性:在多次获取断层图像期间,最初获取到的断层图像的位置和最后获取到的断层图像的位置之间的偏移变大。应当理解,这使得难以将断层图像对准,因此,即使进行了平均,该偏移也使得无法提高断层图像的图像质量。由于该原因,可以说在拍摄被检眼时,相对于使断层图像具有高图像质量的观点,优选进行高速摄像。

[0004] 此外,PCT 申请的公开日文翻译(特表)2008-508068 公开了向瞳孔照射多个点的光以获取该瞳孔的三维结构的 OCT。

发明内容

[0005] 向被检眼照射多个光的 OCT 设备可以以比向被检眼照射单个光的 OCT 设备的速度高的速度来拍摄该被检眼。此时,期望对向被检眼照射多个光的 OCT 设备进行配置,以使得可以根据诸如被检眼等的被检体的摄像区域,使摄像速度优先或者使摄像质量优先。

[0006] 根据本发明,一种摄像设备,包括:

[0007] 照射单元,用于向被检体照射多个测量光束;

[0008] 改变单元,用于改变所述照射单元照射在所述被检体的预定同一层的所述多个测量光束的照射位置之间的位置关系;

[0009] 扫描单元,用于按所述改变单元改变后的位置关系来扫描所述多个测量光束;以及

[0010] 获取单元,用于基于所述扫描单元进行扫描所使用的所述多个测量光束来获取所述被检体的光学相干断层图像。

- [0011] 此外,根据本发明的另一方面,一种摄像设备,包括:
- [0012] 照射单元,用于向被检体照射多个测量光束;
- [0013] 改变单元,用于改变所述照射单元照射至所述被检体的所述多个测量光束的照射位置之间的位置关系;
- [0014] 扫描单元,用于按所述改变单元改变后的位置关系来扫描所述多个测量光束;
- [0015] 获取单元,用于基于所述扫描单元进行扫描所使用的所述多个测量光束来获取所述被检体的光学相干断层图像;
- [0016] 分析单元,用于对在比获取所述光学相干断层图像的扫描区域宽的扫描区域内所获取到的所述被检体的广域图像进行分析;以及
- [0017] 控制单元,用于通过使用所述分析单元的分析结果来控制所述改变单元。
- [0018] 此外,根据本发明的另一方面,一种摄像设备,包括:
- [0019] 照射单元,用于向被检体照射多个测量光束;
- [0020] 扫描单元,用于使所述照射单元照射至所述被检体的预定同一层上的所述多个测量光束的照射位置大致在主扫描方向上对齐,以扫描所述多个测量光束;
- [0021] 改变单元,用于改变所述多个测量光束在所述主扫描方向上的扫描速度;以及
- [0022] 获取单元,用于基于所述扫描单元进行扫描所使用的所述多个测量光束来获取所述被检体的光学相干断层图像。
- [0023] 此外,根据本发明,一种摄像方法,包括以下步骤:
- [0024] 照射步骤,用于向被检体照射多个测量光束;
- [0025] 扫描步骤,用于扫描所述多个测量光束;
- [0026] 获取步骤,用于基于所述多个测量光束来获取所述被检体的光学相干断层图像;
- [0027] 分析步骤,用于对在比获取所述光学相干断层图像的扫描区域宽的扫描区域内所获取到的所述被检体的广域图像进行分析;以及
- [0028] 改变步骤,用于通过使用所述分析步骤的分析结果来改变照射至所述被检体的所述多个测量光束的照射位置之间的位置关系。
- [0029] 根据本发明的 OCT 设备可以改变照射至诸如被检眼等的被检体的多个测量光束的照射位置之间的位置关系。由此,该 OCT 设备可被配置为:特别地,根据被检体的摄像区域,使摄像的高速性能的优先级高或者使摄像的高图像质量性能的优先级高。

附图说明

- [0030] 图 1A、1B 和 1C 是用于说明本发明第一实施例中的摄像设备的结构的图。
- [0031] 图 2A、2B、2C 和 2D 是用于说明本发明第一实施例中的测量光束的排列的图。
- [0032] 图 3A、3B、3C 和 3D 是用于说明本发明第一实施例中的断层图像的获取区域的图。
- [0033] 图 4A 和 4B 是用于说明本发明第一实施例中的水平排列的断层图像的获取的图。
- [0034] 图 5A 和 5B 是用于说明本发明第一实施例中的摄像设备的操作的流程图。
- [0035] 图 6A、6B、6C、6D 和 6E 是用于说明本发明第一实施例中的摄像设备的结构的图。
- [0036] 图 7A、7B、7C 和 7D 是用于说明本发明第二实施例中的摄像设备的结构的图。
- [0037] 图 8A、8B、8C 和 8D 是用于说明本发明的各实施例中的摄像设备的结构的图。
- [0038] 图 9A 和 9B 是用于说明本发明的各实施例中的摄像设备的操作的流程图。

[0039] 图 10A、10B、10C、10D、10E 和 10F 是用于说明本发明第六实施例中的测量光束的排列的图。

具体实施方式

[0040] 以下将参考附图来详细说明根据这些实施例的摄像设备。

[0041] 另外,根据本发明的摄像设备(或者还被称为用于通过向被检体照射多个测量光束来拍摄该被检体的光学相干断层图像的摄像设备)具有如下特征:改变照射至诸如被检眼等的被检体(特别是诸如被检眼的眼底表面等的预定的同一层)的多个测量光束的照射位置之间的位置关系。由此可以对该摄像设备进行配置,从而能够根据被检眼的摄像区域,使摄像的高速性能的优先级高或者使摄像的高图像质量的优先级高。

[0042] 根据本发明的摄像设备(OCT设备100)包括:改变单元(改变单元4),用于改变位置关系;扫描单元(扫描单元7),用于按改变后的位置关系,利用多个测量光束进行扫描;以及获取单元(获取单元1),用于基于多个测量光束来获取被检体的光学相干断层图像。

[0043] 此时,优选地,改变单元(改变单元4)是用于改变多个照射位置之间的间隔的部件。这表示可以简单地改变多个照射位置的密度。由此,可以增加或减少扫描单元(扫描单元7)向扫描区域进行照射的每单位时间的次数(照射次数)。例如,通过改变位置关系从而针对诊断所使用的观察区域(诸如黄斑或视神经盘等)增加上述次数(例如,通过使照射位置排列在扫描单元(扫描单元7)的大致主扫描方向上),可以拍摄该观察区域内的具有高图像质量的断层图像。另外,作为利用分析单元对获取的断层图像进行分析的结果,可以针对S/N比差的摄像区域增加上述次数。

[0044] 此外,优选地,改变单元(改变单元4)改变扫描单元(扫描单元7)在多个照射位置中沿着副扫描方向的宽度。这可以通过例如利用改变单元(改变单元4)将多个照射位置的排列从扫描单元(扫描单元7)的主扫描方向向着扫描单元的副扫描方向改变或者从副扫描方向向着主扫描方向改变来实现。

[0045] 此外,由于向被检眼照射多个测量光束,因此对在同一部位拍摄得到的各个断层图像进行平均将使得能够获取具有高图像质量的断层图像。在照射单个测量光束的OCT设备的情况下,为了获取具有高图像质量的断层图像,需要进行多次的摄像或者需要通过放大每束光的光量来进行摄像,由此该情况对被检体造成负担。

[0046] 第一实施例

[0047] 本实施例的摄像设备被配置为对被检体、特别是眼底(视网膜)进行测量。特别地,为了获取对青光眼的诊断有效的断层图像,基于第一个断层图像的获取结果来确定观察区域。然后,为了针对该观察区域获取具有较高图像质量的断层图像,可以改变通过向眼底照射多个测量光束所获取到的多个照射位置的位置关系(多个照射位置的排列)。

[0048] 首先,参考图1A的框图和图1B的用于说明根据本实施例的OCT设备的结构的示意图来说明该OCT设备。通过利用多个测量光束扫描眼球EB的视网膜部分RT来获取断层图像。本实施例的获取单元1通过对将干涉光分成其自身的光谱成分所检测到的信号进行傅立叶变换来生成断层图像。这是作为FD-OCT(傅立叶域系统的OCT)其中之一SD-OCT(还称为谱域系统的OCT)。然而,根据本发明的OCT设备不限于该系统,还可以应用SS-OCT和TD-OCT。这里,假定将与图1B的纸面垂直的方向设置为X轴,将与X轴成直角交

叉的眼球 EB 的深度方向设置为 Z 轴,并将在与 Z 轴的平面相同的平面内与 X 轴成直角交叉的方向设置为 Y 轴。然后,将利用扫描光束在 X 轴方向上进行的扫描称为主扫描,并将利用测量光束在 Y 轴方向上进行的扫描称为副扫描。本实施例的摄像设备被配置成如下的利用 OCT 的摄像设备,其中,该摄像设备通过使用使参考光束与照射至被检体的多个测量光束的多个返回光各自进行干涉所产生的组合光来拍摄被检体的断层图像。

[0049] 具体地,如图 1B 所示,从作为低相干光源的 SLD 101 发出的光在分束器 102 内被分成三个光束,并且入射到光纤耦合器 103。光纤耦合器 103 将所入射的这些光束分离成测量光束 B_m 和参考光束 B_r,并且将测量光束 B_m 经由光纤输出至扫描光学系统 104 并将参考光束 B_r 输出至参考光束准直器 108。扫描光学系统 104 (还被称为扫描单元 7) 使所输入的测量光束 B_m 聚光于检流计镜 106,并利用这些测量光束进行扫描。

[0050] 图 2A ~ 2D 示出扫描光学系统 104 中的测量光束的照射位置的排列,并且图 2A 示出使构成测量光束 B_m 的三个测量光束 p1、p2 和 p3 相对于主扫描方向大致垂直(沿着副扫描方向)入射的情况。另一方面,图 2C 示出使三个测量光束 p1、p2 和 p3 大致水平入射的情况。此外,图 2B 和 2D 示出视网膜 RT 上的各个测量光束相对于主扫描方向的排列。在图 2B 中,测量光束 p1、p2 和 p3 相对于主扫描方向垂直排列,并且在图 2D 中,测量光束 p1、p2 和 p3 水平排列。此时,改变单元 4 将扫描单元 7 的多个照射位置的排列从主扫描方向向着副扫描方向改变或者从副扫描方向向着主扫描方向改变。

[0051] 可以沿着两个轴驱动检流计镜 106,并且扫描器控制单元 105 进行该镜的驱动控制,从而利用测量光束沿着主扫描方向和副扫描方向扫描视网膜 RT。扫描所使用的测量光束 B_m 经由物镜光学系统 107 到达作为要测量的被检体的视网膜 RT,并被反射从而经由物镜光学系统 107 和扫描光学系统 104 再次到达光纤耦合器 103。

[0052] 另一方面,从光纤耦合器 103 输出的参考光束 B_r 经由光纤和参考光束准直器 108 被参考镜 109 反射,并且再次到达光纤耦合器 103。参考光束 B_r 与测量光束 B_m 干涉以产生干涉光,并将所产生的干涉光输入至信号检测单元 110。

[0053] 也就是说,三个测量光束与参考光束 B_r 干涉,然后三个干涉光被引导输入至信号检测单元 110。信号检测单元 110 检测各干涉光以将检测到的这些干涉光作为三个电干涉信号输出至信号处理单元 111。信号处理单元 111 利用诸如傅立叶变换等的信号处理根据各个干涉信号产生与视网膜 RT 沿着 Z 轴方向的反射率相对应的三个信号(以下称为 A 扫描),并输出所产生的这三个信号。

[0054] 图 4A 和 4B 将图 2C 和 2D 所示的水平排列的三个 A 扫描 AS1、AS2 和 AS3 连同视网膜 RT 一起示出。

[0055] 如上所述,根据本实施例的摄像设备包括改变单元 4,其中,改变单元 4 用于改变视网膜 RT 上的多个照射位置的位置关系(排列)。由此,该摄像设备被配置为通过在需要高分辨率的摄像的区域中改变测量光束的入射排列来进行具有高图像质量的摄像。即,如以下详细所述,对该摄像设备进行配置,以使得通过在需要高分辨率的摄像的区域中将测量光束 p1、p2 和 p3 的排列改变为图 2D 所示的水平排列来拍摄断层图像,并且在其它区域中利用图 2B 所示的垂直排列的测量光束 p1、p2 和 p3 进行扫描。

[0056] 接着,参考图 5A 所示的流程图来说明通过改变测量光束针对视网膜 RT 的入射排列来进行摄像的根据本实施例的摄像设备的整体操作。

[0057] 首先,在作为获取第一断层图像的第一获取步骤的步骤 S100 中,摄像设备利用图 2A 所示的垂直排列的测量光束进行扫描,从而利用获取单元 1 获取断层图像。图 3A 和 3C 中的 W1 和 D1 是与眼底中的测量区域 R1 相对应的断层图像在 X 轴方向和 Y 轴方向上的样本数量。由根据本实施例的摄像设备的操作员来设置这些样本数量。此外,将测量区域 R1 设置成包括眼底的视神经盘 OP 和黄斑 MF 的宽范围(还被称为广域区域)。另外,测量区域 R1 的图像也被称为广域图像。

[0058] 在步骤 S100 中,如图 3C 所示,使用测量光束以垂直排列进行扫描,并利用各个测量光束的 A 扫描沿着 X 轴方向排列 W1 个扫描,以作为与 XZ 平面相对应的断层图像。如果假定将该断层图像称为 B 扫描,则仅通过一次主扫描导致获取到三个 B 扫描,并且与使用一个测量光束的情况相比较,可以以约三倍的速度获取测量区域 R1(广域区域)的断层图像。在以下说明中,将在步骤 S100 获取到的断层图像称为广域断层图像。获取单元 1 将如上所获取到的广域断层图像输出至分析单元 3 和显示单元 5,并且显示单元 5 将该广域断层图像存储在未示出的存储器中。

[0059] 在步骤 S200 中,按照如下对广域断层图像进行分析以确定测量区域。分析单元 3 对如上所获取到的广域断层图像进行分析以进一步指定对于诊断而言重要的区域,并将该位置输出至控制单元 2。即,分析单元 3 对上述的在之前获取到的广域断层图像进行分析,以确定随后要获取的对于诊断而言重要的断层图像的摄像范围。在本实施例中,如上所述,如图 3A 所示,将围绕视神经盘 OP 和黄斑 MF 之间的部位的区域 R2 确定为青光眼的诊断所需的区域。这是因为:在青光眼的诊断时,需要详细观察该部位处的视网膜层的状态。

[0060] 如图 6A 所示,分析单元 3 对广域断层图像的测量区域 R1 进行分析,以检测分别与视神经盘部 OP 和黄斑 MF 的中心相对应的 COP 和 CMF,并且确定具有包括 COP 和 CMF 且在这两者周围插入有预定宽度的边界的测量区域 R2。后面将说明 CMF 和 COP 的检测方法。分析单元 3 将测量区域 R2 的左上角的坐标 (x0, y0) 以及 X 轴方向和 Y 轴方向上的像素数 W2 和 D2 分别输出至控制单元 2。

[0061] 在步骤 S300 中,按照如下使通过向被检体照射多个测量光束所获取到的多个照射位置之间的位置关系(多个照射位置的排列)改变。首先,将与测量区域 R2 的位置和像素数有关的信号从分析单元 3 输入至控制单元 2。接着,将用以使三个照射位置从图 2A 所示的垂直排列改变为图 2C 所示的水平排列的命令(信号)从控制单元 2 输出至改变单元 4。然后,改变单元 4 使引导测量光束 Bm 的三个光纤转动 90 度从而处于水平排列。在本实施例中,作为改变单元 4,例如,可以使用诸如马达和螺线管等的致动器,并且可以通过操作未示出的驱动机构来进行光纤的转动。按照如上详细说明,从多个光纤的端部向被检体照射多个测量光束,并且改变单元 4 被配置为使多个光纤的端部转动。该转动是以多个测量光束的照射方向作为转动轴所进行的转动。

[0062] 接着,在作为获取第二断层图像的第二获取步骤的步骤 S400 中,按照如下获取断层图像。控制单元 2 将预先从分析单元 3 输入的测量区域 R2 的位置和像素数输出至获取单元 1,并且获取单元 1 对该区域进行测量。

[0063] 图 4A 和 4B 说明在将测量光束改变为水平排列时的 A 扫描的获取。如图 4A 所示,如果分别由 AS1、AS2 和 AS3 来表示利用测量光束 p1、p2 和 p3 所获得的 A 扫描,则信号检测单元 110 在图 4B 所示的时刻进行干涉光的检测。即,在本实施例中,如果假定各个测量光

束之间的间隔 Δx 为等间隔并且这些测量光束匀速沿着主扫描方向移动,则这些测量光束之间的关系为图 4B 所示的关系。当信号检测单元 110 以时间间隔 Δt 对干涉信号进行采样时,在由同一图中的黑点所示的时刻获取到各个测量光束的干涉信号。此外,信号处理单元 111 对检测到的干涉信号进行处理,并将所产生的三个 A 扫描 AS1、AS2 和 AS3 一次存储在未示出的存储器中。如果进行了相同的采样,则通过一次主扫描获取到以下(公式 1)所示的三个 A 扫描组。

$$[0064] \quad AS1 = \{AS1(0), AS1(1), AS1(2), \dots\}$$

$$[0065] \quad AS2 = \{AS2(0), AS2(1), AS2(2), \dots\}$$

$$[0066] \quad AS3 = \{AS3(0), AS3(1), AS3(2), \dots\} \quad (\text{公式 1})$$

[0067] 信号处理单元 111 对与 X 轴上的同一位置相对应的三个 A 扫描进行平均以计算出一个 A 扫描。即,通过以下(公式 2)来计算 X 轴方向上的位置 x 处的 A 扫描 $AS(x)$ 。

$$[0068] \quad AS(x) = (AS3(x-2)+AS2(x-1)+AS1(x))/3 \quad (\text{公式 2})$$

[0069] 这样,新产生 A 扫描 $AS(x)$ 以构成断层图像,并且将该断层图像输出至显示单元 5。然而,由于 A 扫描 $AS(x)$ 在 $x = 0, 1$ 和 $x = W2-2, W2-1$ 处的 A 扫描的扫描数不足,因此大致基于一个或两个 A 扫描来计算 A 扫描 $AS(x)$ 。

[0070] 另外,在以下说明中将步骤 S400 中产生的断层图像称为观察断层图像。由于如上对三个 A 扫描进行平均,因此抑制了随机噪声,并且与步骤 S100 中获取到的广域断层图像相比较,提高了观察断层图像的 S/N 比或分辨率,并且该观察断层图像变为适合于更加详细的观察的断层图像。此外,如果与步骤 S100 相比,在本步骤中将干涉信号的采样间隔设置得较短,则还可以获取具有较高分辨率的断层图像。

[0071] 接着,在作为显示步骤的步骤 S500 中,按照如下显示断层图像。显示单元 5 对从获取单元 1 输入的两个断层图像进行排列以显示这两个断层图像。图 6E 示出该显示的形式。在同一图中,显示单元 5 是液晶监视器 M,并且显示单元 5 并排显示广域断层图像 T1 和观察断层图像 T2。由此,可以在观察宽范围的视网膜的状态的同时观察对于诊断而言更加重要的区域的详细断层图像。

[0072] 接着,将进一步参考图 5B 的流程图来说明步骤 S200 中的分析单元 3 的详细操作。

[0073] 首先,在步骤 S201 中,按照如下选择 B 扫描。分析单元 3 从所输入的广域断层图像中选择一个 B 扫描作为分析对象。对此,例如,仅需要按 Y 坐标的升序来选择图 3B 所示的断层图像。

[0074] 接着,在步骤 S202 中,分析单元 3 从所选择的 B 扫描中检测内界膜。内界膜是视网膜层中与玻璃体相接触的层,并且是由图 6B 的 ILM 所表示的部位。首先,分析单元 3 对 B 扫描应用低通滤波器,接着针对构成该处理之后的 B 扫描的各 A 扫描,获取相邻像素之间的差等于或大于阈值 $T1$ 并且 Z 坐标在 Z 轴方向上最小的像素的位置。即,如果图 6B 中的 A 扫描 AS 的像素值的分布是图 6C 所示的分布,则分析单元 3 检测相邻像素值之间的差超过 $T1$ 的 Z 坐标中作为最小 z 坐标的 z_0 。预先从多个断层图像中选择用于检测内界膜的适当值作为阈值 $T1$ 并存储在分析单元 3 内的未示出的存储器中。对构成 B 扫描的所有 A 扫描进行该处理。由于广域断层图像在 X 轴方向上的像素数为 $W1$,因此结果针对各 B 扫描,获取到通过以下(公式 3)所表示的 $W1$ 个 Z 轴方向坐标值 PILM。

$$[0075] \quad PILM = \{z_0, z_1, z_2, \dots, z_{w1-1}\} \quad (\text{公式 3})$$

[0076] 接着,在步骤 S203 中,分析单元 3 根据 Z 轴方向坐标值 PILM,检测黄斑 MF 和视神经盘 OP 是否存在于当前作为对象的 B 扫描内。具体地,如图 6D 所示,分析单元 3 检测到分别与黄斑 MF 和视神经盘 OP 相对应的 Z 轴方向坐标值 PILM 的两个峰值 (xf, zf) 和 (xp, zp)。如果没有检测到这两个峰值,则分析单元 3 的处理进入步骤 S205。如果检测到这两个峰值,则分析单元 3 的处理进入步骤 S204。

[0077] 接着,在步骤 S204 中,按照如下存储内界膜位置。分析单元 3 将在步骤 S203 检测到的两个峰值坐标 (xf, zf) 和 (xp, zp) 连同已检测到峰值坐标 (xf, zf) 和 (xp, zp) 的 B 扫描的 Y 轴方向坐标值一起存储在分析单元 3 内的未示出的存储器中。

[0078] 接着,在步骤 S205 中,按照如下进行最后的 B 扫描。分析单元 3 判断当前设置为对象的 B 扫描是否是广域断层图像的最后的 B 扫描。如果判断为“是”,则该处理进入步骤 S206。如果判断为“否”,则该处理进入步骤 S201。

[0079] 在步骤 S206 中,按照如下确定黄斑 MF 和视神经盘 OP 的中心坐标。分析单元 3 根据步骤 S204 中所存储的峰值来检测黄斑 MF 和视神经盘 OP 的中心位置。具体地,例如,如果假定对应于与所存储的黄斑 MF 相对应的峰值的数据是 (xf_max, zf_max),则将黄斑 MF 的 X 轴方向坐标值设置为 xf_max,并将 Y 轴方向坐标值设置为已检测到该峰值的 B 扫描的 Y 轴方向坐标值。即,如果将 B 扫描的 Y 轴方向坐标值设置为 yf,则黄斑 MF 的中心 CMF 的坐标为 (xf_max, yf)。对视神经盘 OP 进行相同的处理,并且获取中心 COP 的位置。

[0080] 接着,分析单元 3 将测量区域 R2 确定为向 CMF 和 COP 添加特定偏移的所得到的范围。作为在拍摄正常物体(被检体)时所需的值,可以将该偏移值作为摄像设备的装置参数存储在该摄像设备中。可选地,该设备的操作员可以在摄像之前利用未示出的用户界面输入该偏移值。

[0081] 如上所述,根据本实施例的摄像设备可以通过利用多个测量光束以垂直排列进行扫描来高速获取宽范围的断层图像。然后,通过在将测量光束改变为可获取到高 S/N 比或高分辨率的水平排列的情况下、对作为对象的利用断层图像分析所获取到的观察区域进行测量,可以获取高图像质量的断层图像,同时抑制测量时间的增加。因而,在摄像范围的一部分区域内拍摄具有高图像质量的断层图像的情况下,可以在为了提高图像质量所设置的条件下随着时间的经过仅对该部分相对密集地进行拍摄。由此,可以在不延长整体测量时间的情况下有效地拍摄观察区域。

[0082] 另外,在本实施例中,尽管已在三个测量光束的前提下给出了说明,但本发明不限于此,还可以使用两个以上的任意数量的测量光。此外,在本实施例中,尽管分别对广域断层图像和观察断层图像各自进行了一次摄像,但本发明不限于此。例如,可以多次拍摄观察断层图像,并且可以在逐渐缩小测量范围的情况下更加细微地获取 A 扫描。

[0083] 此外,尽管本实施例设置了眼底视网膜作为对象并获取特别是针对青光眼的诊断而言有效的断层图像,但本发明不限于此。本发明可以实现如下的摄像设备,其中,不仅对于在诊断作为对象的眼底视网膜的其它疾病时所使用的利用 OCT 的测量,而且无需说明,对于在其它医疗科室和除医疗服务以外的领域所使用的利用 OCT 的测量,该摄像设备都能够整体提高测量速度并针对重要部位获取具有较高图像质量的断层图像。

[0084] 作为另一实施例,可以将根据本实施例的摄像方法作为用于使计算机能够执行该摄像方法的程序存储在计算机可读存储介质(诸如软盘、硬盘、光盘、磁光盘、CD-ROM、

CD-R、磁带、非易失性存储卡、ROM、EEPROM 和蓝光盘) 中。此外, 作为又一实施例, 本发明可以是用于使计算机能够执行该摄像方法的程序。

[0085] 第二实施例

[0086] 尽管第一实施例被配置为如图 6E 所示并排显示广域断层图像和观察断层图像, 但本发明不限于这种结构。以下将说明用于将广域断层图像和观察断层图像合成到一起以显示这两者的模式。

[0087] 图 7A 示出本实施例的摄像设备的结构。除添加有图像合成单元 6 以外, 图 7A 的结构与图 1A 所示的第一实施例的结构相同, 因此将省略对重复部分的说明。将主要参考图 7B 所示的流程图针对步骤 S500 中的显示单元 5 和图像合成单元 6 的操作来说明本实施例。

[0088] 首先, 在步骤 S501 中, 按照如下获取断层图像。图像合成单元 6 从获取单元 1 接收广域断层图像和观察断层图像这两者的输入。此外, 图像合成单元 6 从获取单元 1 接收观察断层图像在采用广域断层图像作为标准的情况下的偏移坐标值 (x_0, y_0) 的输入。图 7C 示出由偏移坐标值所表示的广域断层图像的测量区域 R1 和观察断层图像的测量区域 R2 之间的关系。当在图 5A 所示的流程图的 S200 中分析单元 3 确定了测量区域 R2 时, 可以通过获取单元 1 计算出该偏移坐标值 (x_0, y_0) , 并将这些偏移坐标值 (x_0, y_0) 存储在获取单元 1 中。

[0089] 接着, 在步骤 S502 中, 图像合成单元 6 将所输入的广域断层图像和观察断层图像合成为一个断层图像。另外, 在以下说明中, 将合成得到的断层图像称为合成断层图像。如图 7C 所示, 通过在广域断层图像中利用观察断层图像的像素代替由偏移坐标值 (x_0, y_0) 所表示的位置的像素来进行断层图像的合成, 并且将所产生的合成断层图像输出至显示单元 5。

[0090] 接着, 在步骤 S503 中, 按照如下显示合成断层图像。显示单元 5 将所输入的合成断层图像显示在监视器 M 上。图 7D 是此时的显示模式的示例, 并且显示该合成断层图像中的一个 B 扫描。在图 7D 中, T1' 是合成断层图像, 并且如由虚线所示, 利用观察断层图像 T2 的数据来替换相应的区域。

[0091] 这样, 通过利用在测量光束以水平排列进行扫描的情况下所产生的断层图像来代替在最初利用测量光束以垂直排列高速进行扫描所获取到的断层图像的一部分, 覆盖了宽的测量区域, 并且还可以针对所需的部位显示具有较高图像质量的断层图像。

[0092] 另外, 尽管在前述显示模式中将合成断层图像 T1' 的 B 扫描图像显示为二维图像, 但本发明不限于此, 还可以通过体绘制 (volume rendering) 来三维显示该合成断层图像 T1'。

[0093] 此外, 在图 7D 所示的显示模式中, 通过将边界线叠加在断层图像上来显示这些边界线, 从而能够对观察断层图像的边界进行观测。例如, 通过如图 7D 所示利用虚线来显示边界部分, 观察者可以容易地识别由于观察断层图像而产生的部分。

[0094] 第三实施例

[0095] 前述实施例各自被配置为在获取两个断层图像时将测量光束的扫描方向从测量光束的垂直排列改变为测量光束的水平排列, 但本发明不限于这种结构。以下将说明仅将测量光束的排列设置为水平排列并且大致改变这些测量光束之间的距离的第三实施例。

[0096] 在本实施例中, 由于摄像设备的结构和基本操作流程与图 1A 和 5A 所示的结构和

基本操作流程相同,因此省略了对重复部分的说明。以下将详细说明作为本实施例的特征部分的步骤 S300 和 S400 的内容。

[0097] 首先,在步骤 S300 中,按照如下改变测量光束之间的间隔。与第一实施例相同,当控制单元 2 从分析单元 3 接收到测量区域 R2 的位置和像素数的输入时,控制单元 2 将用于改变三个测量光束之间的间隔的命令输出至改变单元 4。改变单元 4 响应于该命令来改变排列,以使得与步骤 S100 中获取广域断层图像时相比较,作为要测量的被检体的眼底视网膜上的三个测量光束之间的间隔变得相对更窄。具体地,改变单元 4 改变该排列,以使得如图 8A 所示,在视网膜上测量光束间隔 d 的长度变得相对更小。这可以通过机械改变三个光纤之间的距离来实现,但本实施例不是通过物理改变实际测量光束之间的间隔而是通过控制测量光束的主扫描速度来实现。

[0098] 接着,在步骤 S400 中,按照如下获取观察断层图像。首先,改变单元 4 将用于改变主扫描速度的信号输出至获取单元 1 中的扫描器控制单元 105。接着,扫描器控制单元 105 对扫描单元 7 进行控制从而改变主扫描速度。然后,获取单元 1 获取具有高图像质量的观察断层图像。图 8B 是示出本实施例中的测量光束在扫描时的轨迹。在图 8B 中,虚线表示在步骤 S100 中获取广域断层图像时的各个测量光束的轨迹,另一方面,实线表示在步骤 S400 中获取的观察断层图像的轨迹。如图 8B 所示,在获取广域断层图像时各测量光束在一个采样周期内移动了 $2\Delta x$,另一方面,在获取观察断层图像时各测量光束移动了 Δx 。结果,在视网膜上各个测量光束之间的间隔大致翻倍,并且广域断层图像在 X 轴方向上的采样数量减半,但可在一半时间内获取到该断层图像。

[0099] 另外,在本实施例中,由于广域断层图像在 X 轴方向上的像素数量减半,因此如第二实施例所示,在断层图像的合成之前在 X 轴方向上对广域断层图像进行上采样,并进行插值。进行该插值所需的方法仅是使用诸如最邻近插值或样条插值等的公知技术。

[0100] 如上所述,根据本实施例,可以在无需机械改变测量光束的排列的情况下利用简单的结构来实现根据本发明的摄像设备。此外,由于即使在获取广域断层图像时也使用水平排列,因此可以通过对三个 A 扫描进行平均来提高摄像设备的 S/N 比或分辨率。

[0101] 第四实施例

[0102] 在前述各个实施例中,分析单元 3 被配置为通过对广域断层图像进行分析来确定观察断层图像的测量区域,但本发明不限于这种结构。以下将说明用于基于与过去的同一物体(被检体)有关的摄像信息来确定观察断层图像的测量区域的方法。

[0103] 根据本实施例的摄像设备的结构与图 1A 的结构类似,但该结构与图 1A 的结构的不同之处在于:分析单元 3 具有用于输入与同一物体(被检体)有关的过去的摄像信息的功能。具体地,该摄像信息与过去摄像时被认为要观察的区域的部位相对应。即,如上所述,在摄像设备是眼科摄像设备的情况下,分析单元 3 读取同一患者的过去的诊断信息作为该摄像信息。该诊断信息是与在过去检查时已诊断出的病变区有关的信息。具体地,例如,保存图 6A~6E 中获取到的观察断层图像的测量区域 R2 作为过去的诊断信息,并且分析单元 3 可以经由图 1C 中的诊断信息获取单元 303 读取该测量区域 R2。

[0104] 图 9A 是示出本实施例中的摄像设备的操作的流程图。在图 9A 中,利用与前述实施例中的附图标记相同的附图标记来表示与前述各个实施例的流程图的相同部分,并且该流程图与前述实施例的流程图的不同之处在于添加有步骤 S600 和 S700。

因此,省略了对相同部分的说明,并且以下将说明所添加的部分。

[0105] 在步骤 S600 中,按照如下检查是否存在任何过去的诊断信息。此时,在步骤 S100 中完成广域断层图像的获取之后,分析单元 3 检查是否存在与同一物体(被检体)有关的诊断信息。仅需进行该操作以检索 ID 编号与作为物体(被检体)的各患者所特有的 ID 编号相同的断层图像。假定将该诊断信息保存在图 1A 所示的摄像设备的未示出的存储设备中,并且假定在摄像之前利用未示出的用户接口将作为当前测量对象的患者的 ID 编号读取至分析单元 3。如果过去的诊断信息存在,则该处理进入步骤 S700。如果过去的诊断信息不存在,则该处理进入步骤 S200。

[0106] 在步骤 S700 中,按照如下根据过去的诊断信息来确定测量区域。分析单元 3 将如上所述作为过去的诊断信息所存储的测量区域 R2 确定为新的测量区域。另外,尽管在以上说明中假定将观察断层图像的测量区域 R2 保存为过去的诊断信息,但该过去的诊断信息不限于此,该过去的诊断信息还可以是过去诊断时保存为病变区的区域。

[0107] 通过这样构成摄像设备,可以针对诊断时要特别观察的区域来改变测量光束的排列,以获取具有较高图像质量的断层图像。

[0108] 第五实施例

[0109] 尽管前述各个实施例的摄像设备被配置为根据广域断层图像或过去的诊断信息来确定观察断层图像的测量区域、改变测量光束的排列并获取观察断层图像,但本发明不限于这种结构。在下文,本实施例的分析单元分析被检体的异常结构是否包括在断层图像中。此外,根据本实施例的控制单元被配置为能够根据有无异常结构来判断是否再次获取断层图像。

[0110] 图 9B 是示出本实施例中的摄像设备的操作的流程图。在图 9B 中,省略对进行与前述流程图的操作相同的操作的部分的说明,并且以下将说明本实施例所特有的部分。

[0111] 在步骤 S800 中,按照如下对广域断层图像进行分析。此时,分析单元 3 对广域断层图像进行分析以检测是否包括与正常结构不同的结构。例如,如图 8C 所示,如果角膜白斑 L 存在于眼底上,则角膜白斑 L 的区域中的像素值大于其它区域中的像素值。这是因为:角膜白斑 L 的反射率高于眼底中的其它区域的反射率。由此,分析单元 3 对构成 B 扫描的各个 A 扫描进行分析,以检查是否存在像素值大幅超过正常结构的区域中的像素值的部分,由此可以判断出是否存在角膜白斑 L。另外,角膜白斑是视网膜上的神经纤维的一部分的肿胀(软性角膜白斑)或者视网膜上的血管的血液成分的凝块(硬性角膜白斑)。

[0112] 具体地,首先,检查是否存在超过预定阈值 TL 的像素。接着,检查超过预定阈值 TL 的像素的连续性。然后,对连续像素的数量进行计数。此外,如果计数得到的像素数等于或大于预定数量,则判断为存在诸如角膜白斑 L 等的异常结构。如果在步骤 S900 中判断为存在异常结构,则该处理进入步骤 S300。如果判断为不存在异常结构,则该处理进入步骤 S1000。

[0113] 在步骤 S1000 中,按照如下显示和保存断层图像。尽管步骤 S1000 与步骤 S500 基本相同,但步骤 S1000 与步骤 S500 的不同之处在于:如果在步骤 S900 中判断为不存在异常结构,则仅显示广域断层图像。此外,将所显示的断层图像作为文件保存在未示出的诸如硬盘和 MO 等存储介质等的存储设备中。图 8D 示出所保存的文件的格式。该文件包括能够指定患者的 ID 编号、诸如摄像日期和时间等的信息、步骤 S800 中的分析结果以及断层图像数

据。如果根据分析结果判断为不存在异常结构,则在断层图像数据的部分中仅包括广域断层图像。如果判断为存在一个或多个异常结构,则包括广域断层图像和观察断层图像的数据。

[0114] 如上所述,根据本实施例,仅在通过对广域断层图像的分析判断为存在一个或多个异常结构的情况下,才改变测量光束的排列以使得能够获取观察断层图像。结果,即使如健康普查的情况那样几乎所有的摄像对象都正常、并且不需要在所有情况下都获取观察断层图像,也可以进行有效的摄像。

[0115] 第六实施例

[0116] 在前述第一实施例中,尽管改变单元 4 通过使光纤转动而将测量光束的排列从垂直排列改变为水平排列,但本发明不限于这种结构。以下将说明用于在无需机械转动光纤的情况下获取广域断层图像和观察断层图像的模式。另外,由于本实施例与图 5A 的实施例在步骤 S300 中的改变测量光束的排列的方法这一方面不同,因此将主要说明该部分,并且将省略对其它部分的详细说明。

[0117] 图 10A ~ 10F 示出本实施例中的扫描光学系统 104 的测量光束的排列,并且总共设置了五个光纤。能够选择这五个光纤中的三个光纤来照射测量光束。因此,在本实施例中,假定图 1B 所示的分束器 102 将 SLD 101 的输出分成五个光束。此外,在分束器 102 和光纤耦合器 103 之间设置了未示出的挡板机构,从而能够改变入射到被检眼的测量光束的排列。

[0118] 基于这种结构,根据本发明的摄像设备在用于获取广域断层图像的步骤 S100 中,通过如图 10A 所示利用挡板遮挡 p4 和 p5 来形成垂直排列的测量光束。在步骤 S200 中,对广域断层图像进行分析以确定观察断层图像的测量区域。之后,通过在步骤 S300 改变测量光束的排列时、如图 10D 所示遮挡 p1 和 p3 并且开放 p4 和 p5,可以如图 10C 所示形成水平排列的测量光束。由于后续处理与第一实施例的处理相同,因此省略了对该处理的说明。

[0119] 此外,如第三实施例所述,当改变排列在水平方向上的测量光束之间的间隔时,例如,仅需对挡板进行控制,从而如图 10E 或 10F 一样改变排列在水平方向上的测量光束的间隔。即,可以通过在获取广域断层图像时以如图 10E 所示的方式或者在获取观察断层图像时以如图 10F 所示的方式来选择并形成测量光束。

[0120] 如上所述,在本发明中,可以通过在无需使光纤转动的情况下改变多个测量光束的照射模式来获取到相同的效果。另外,在本发明中,无需说明,要照射的测量光束的数量不限于图 10A ~ 10F 中的测量光束的数量。

[0121] 其它实施例

[0122] 本发明不限于前述模式,还可以以各种模式来实现。

[0123] 图 1A 所示的摄像设备可以由硬件或者硬件和软件的组合来实现。在这种情况下,图 1A 中除获取单元 1 以外的各部件与硬件的情况下用于实现特定功能的电路或 ASIC 相对应或者与软件的情况下的模块相对应。此外,如果所有的组件都由软件来实现,则可以使软件成为运行在通用 PC 上的模块。

[0124] 此外,在第五实施例中,尽管说明了断层图像的存储设备位于摄像设备内,但该存储设备可被配置为经由网络连接至该摄像设备的图像服务器。

[0125] 此外,还可以对摄像设备进行配置,以使得获取单元 1 经由网络连接至其它组件,

并将其它组件实现为运行在通用 PC 上的软件。

[0126] 还可以通过读出并执行记录在存储器装置上的程序以进行上述实施例的功能的系统或设备的计算机（或者 CPU 或 MPU 等装置）以及通过以下方法来实现本发明的各方面，其中，系统或设备的计算机通过例如读出并执行记录在存储器装置上的程序以进行上述实施例的功能，来进行该方法的各步骤。由于该目的，例如经由网络或者通过用作存储器装置的各种类型的记录介质（例如，计算机可读介质）向计算机提供该程序。

[0127] 尽管已经参考典型实施例说明了本发明，但是应该理解，本发明不限于所公开的典型实施例。所附权利要求书的范围符合最宽的解释，以包含所有这类修改、等同结构和功能。

[0128] 本申请要求 2009 年 5 月 22 日提交的日本专利申请 2009-123908 和 2010 年 3 月 24 日提交的日本专利申请 2010-068281 的优先权，在此通过引用包含这些专利申请的全部内容。

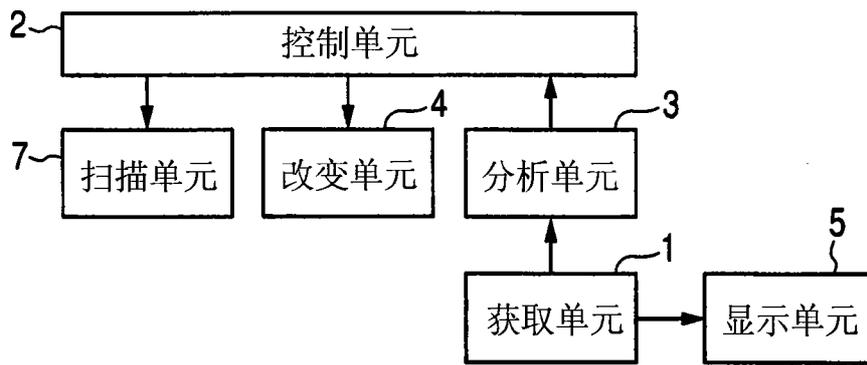


图 1A

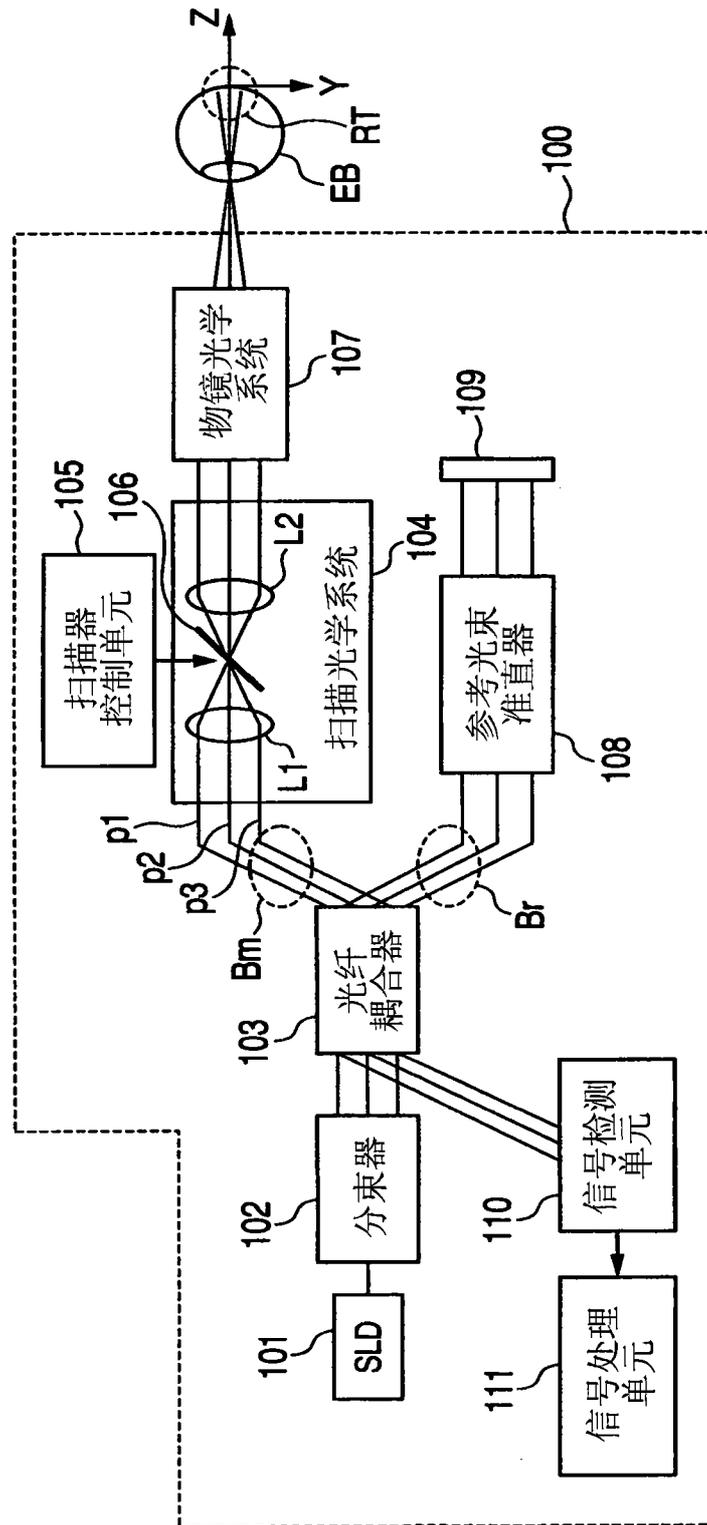


图 1B

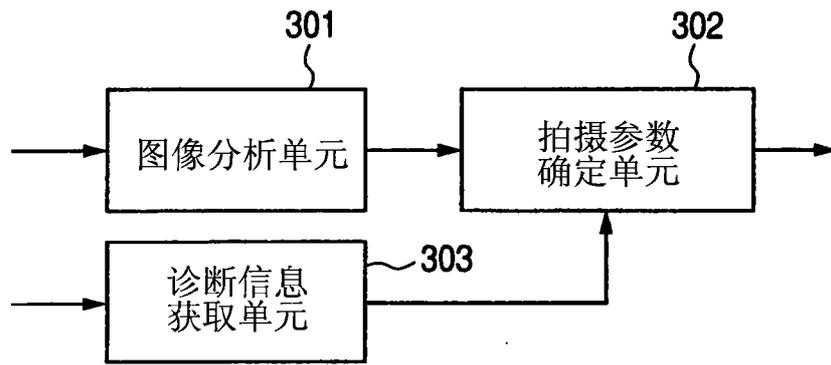


图 1C

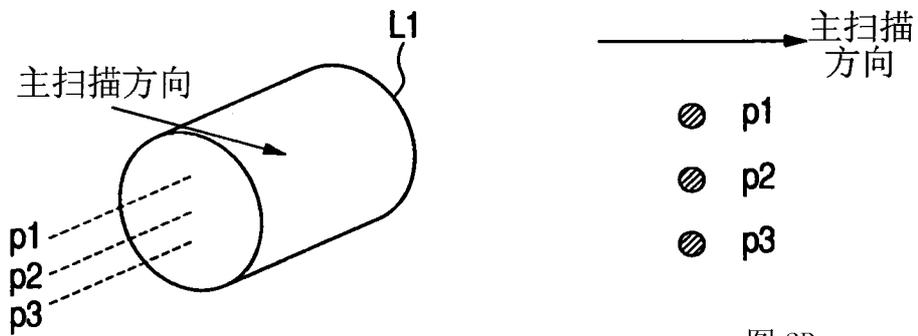


图 2B

图 2A

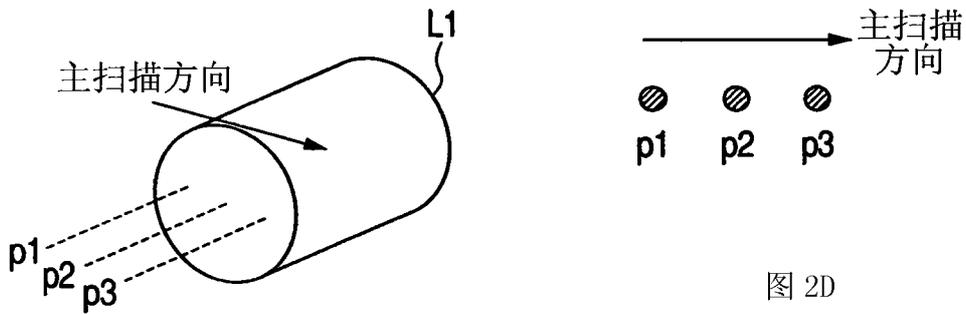


图 2D

图 2C

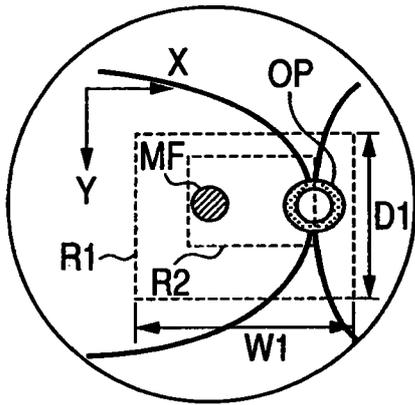


图 3A

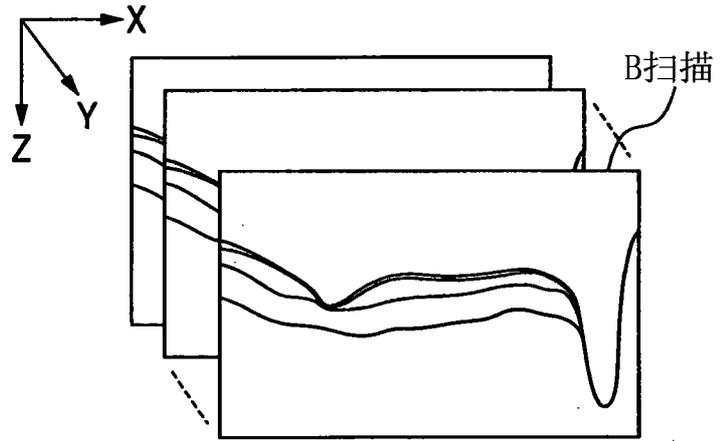


图 3B

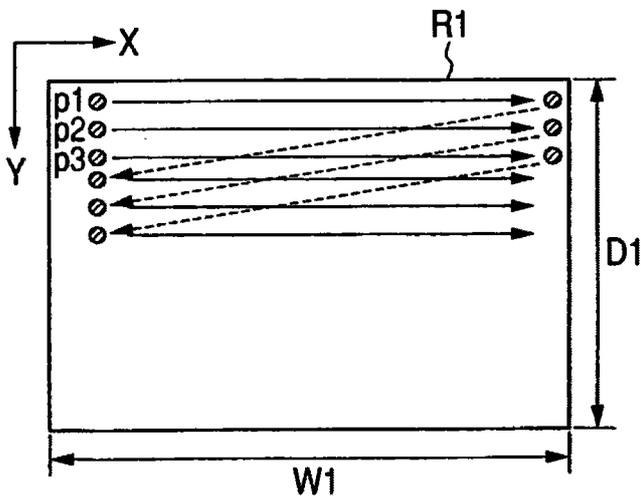


图 3C

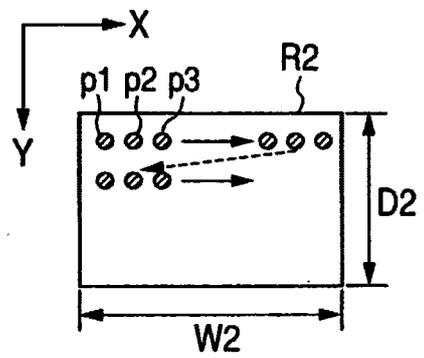


图 3D

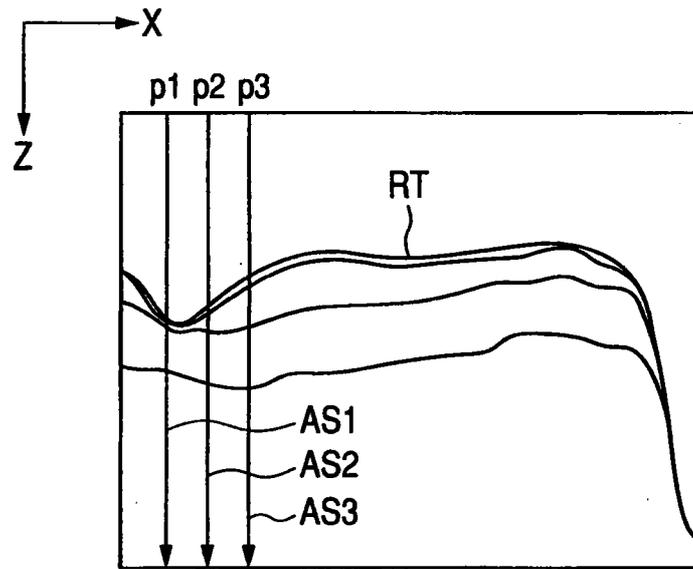


图 4A

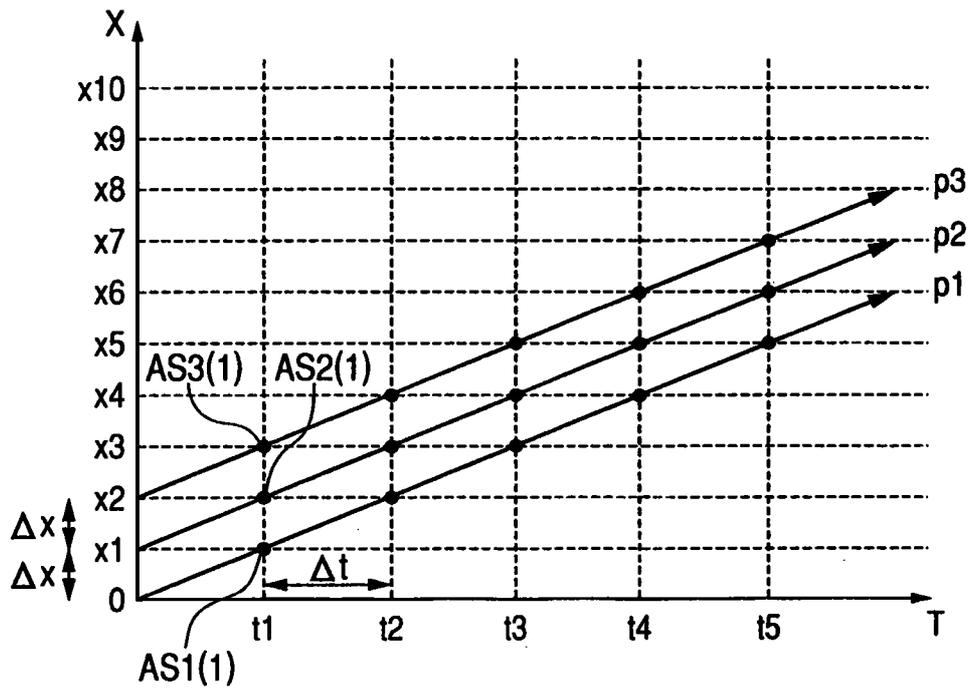


图 4B

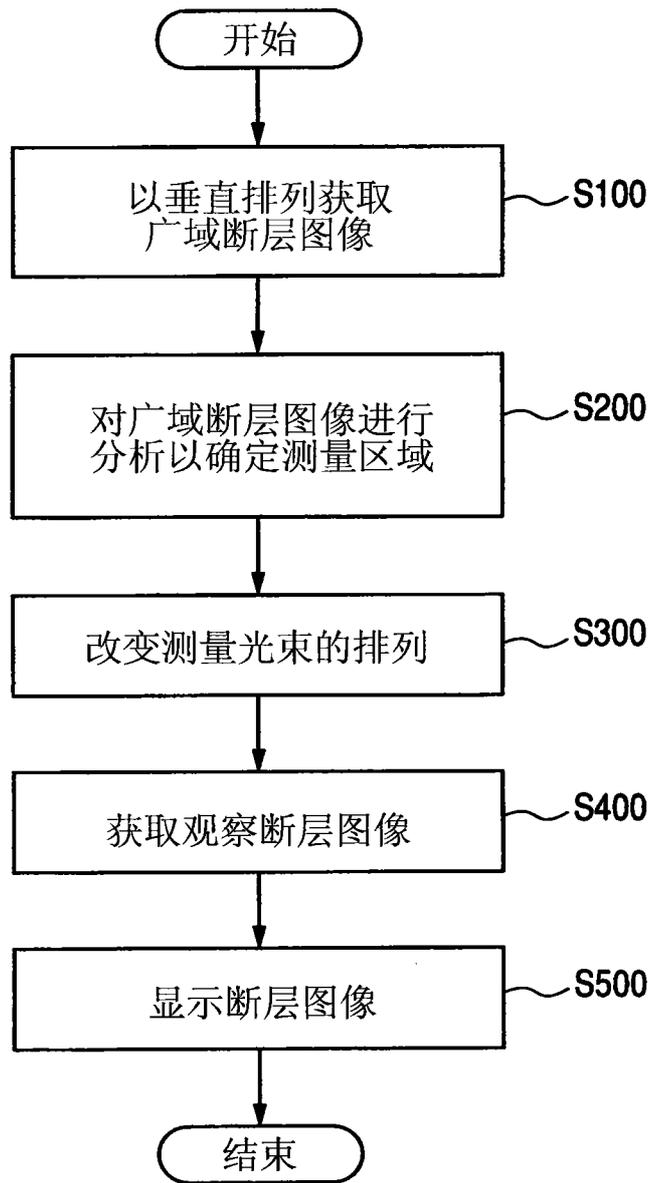


图 5A

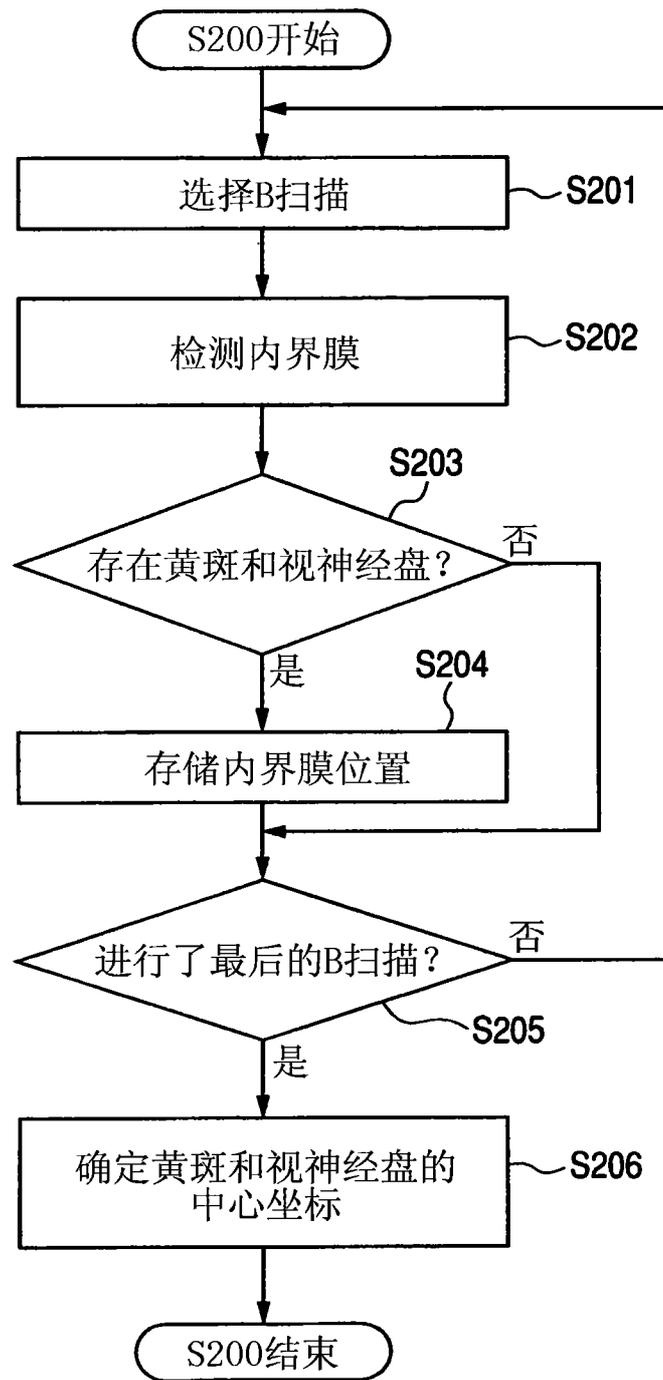


图 5B

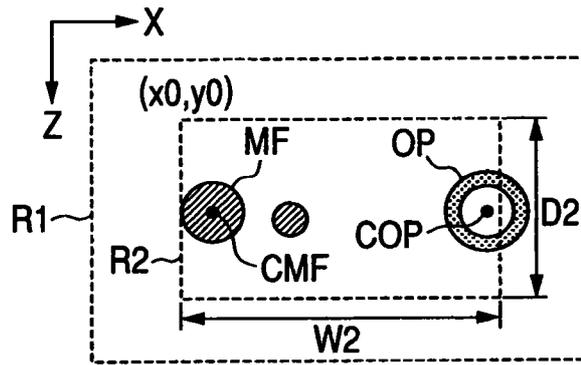


图 6A

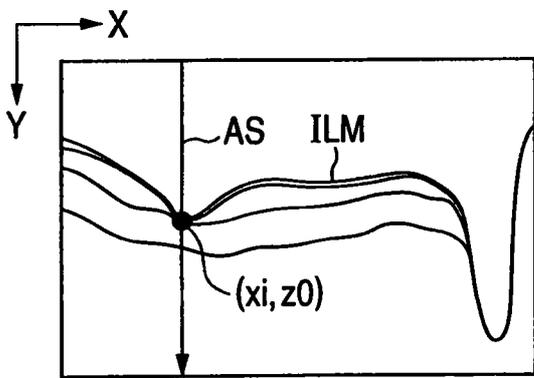


图 6B

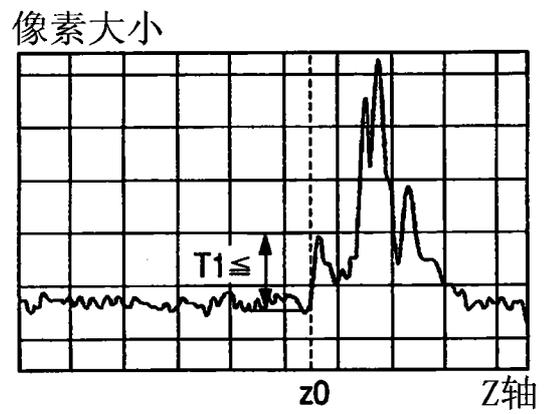


图 6C

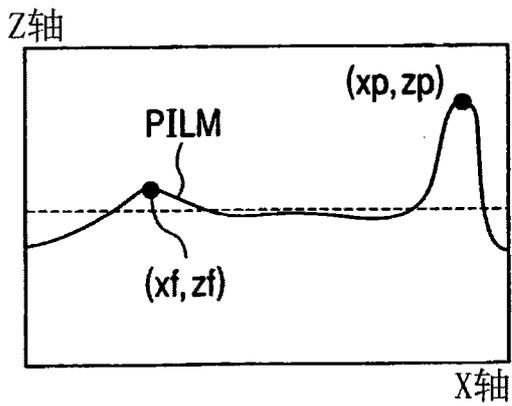


图 6D

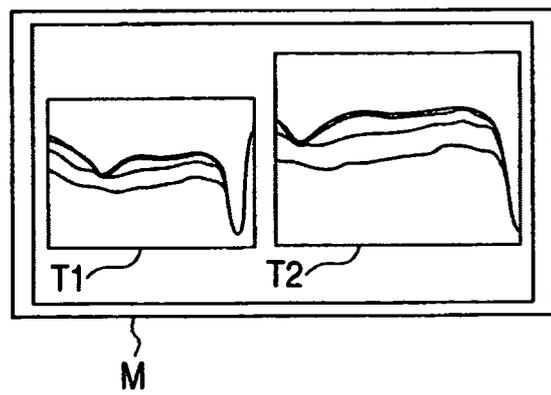


图 6E

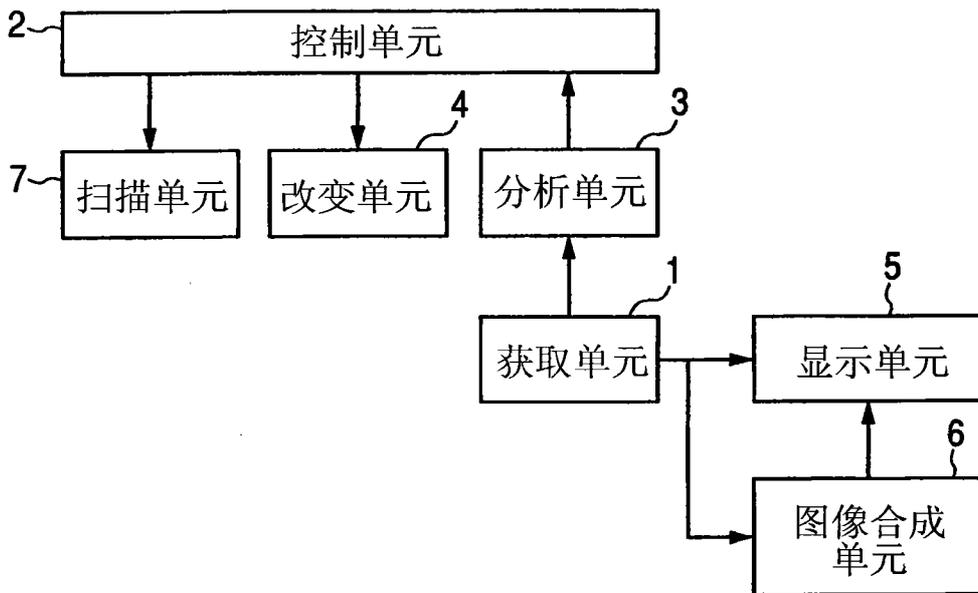


图7A

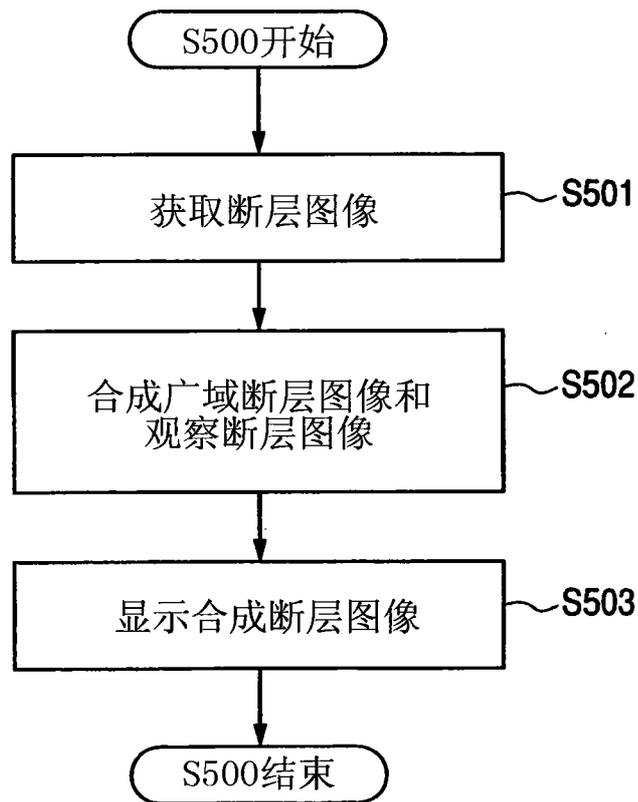


图7B

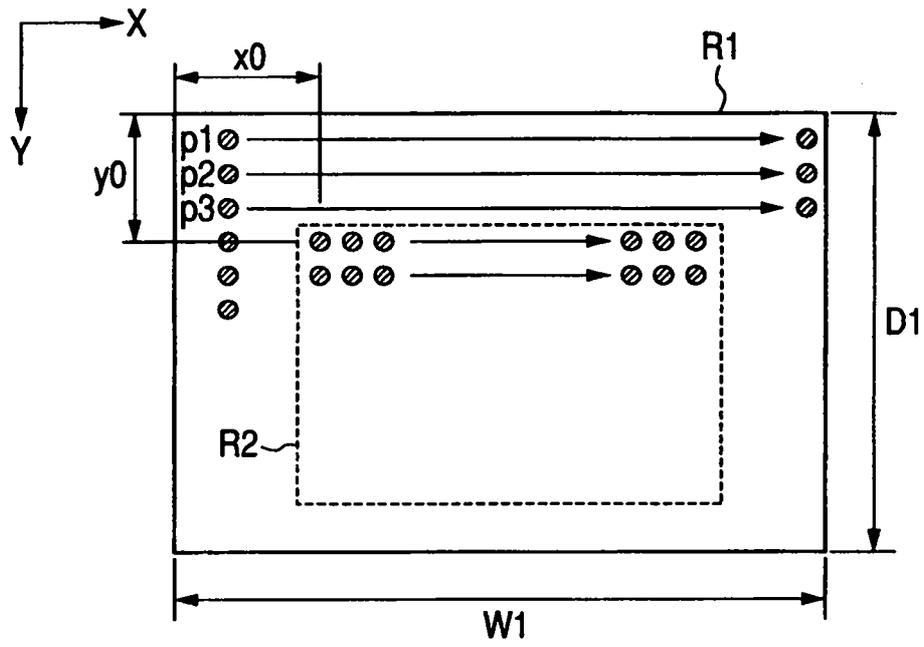


图 7C

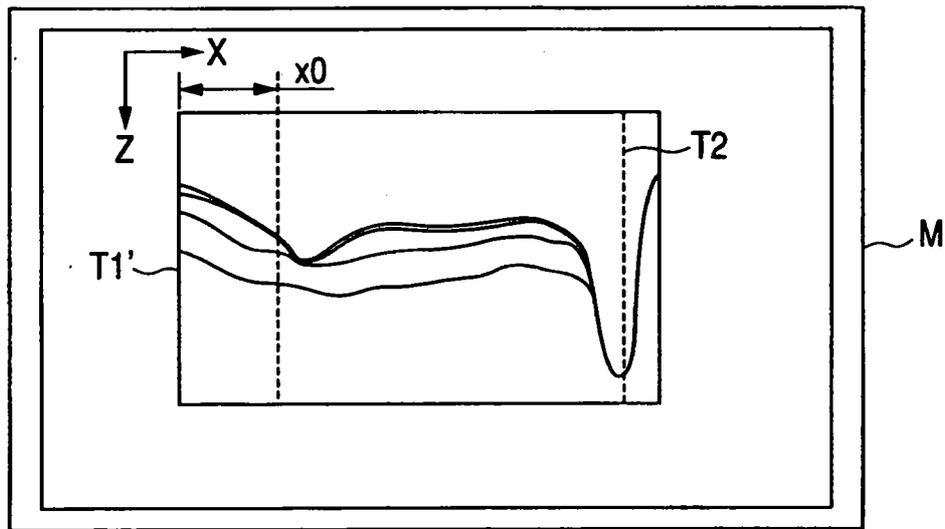


图 7D

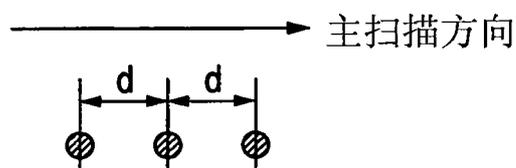


图 8A

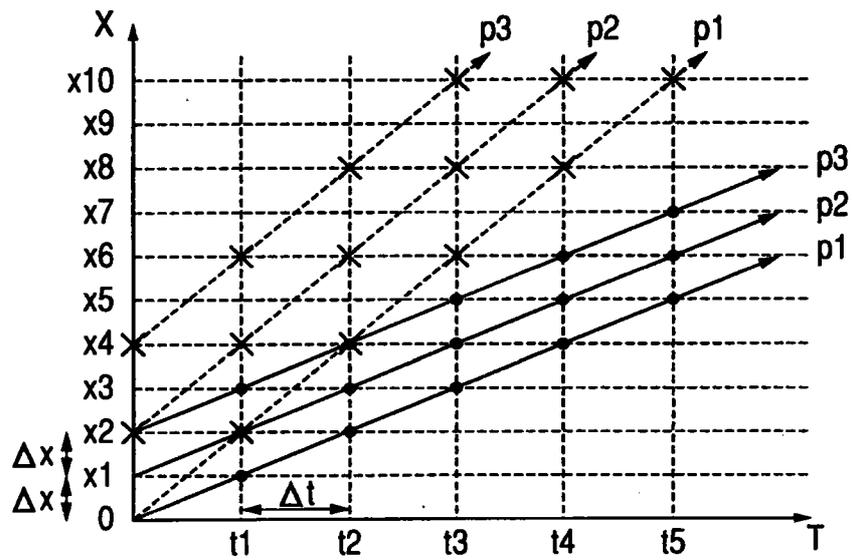


图 8B

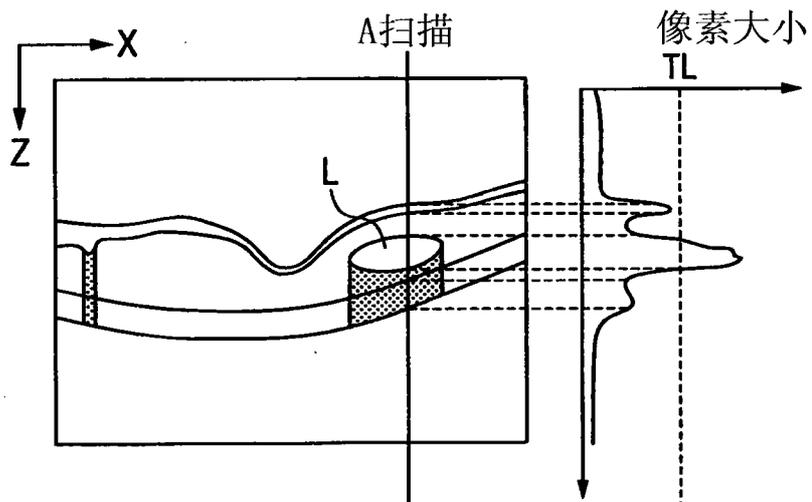


图 8C

患者信息	有无异常结构	断层图像数据
------	--------	--------

图 8D

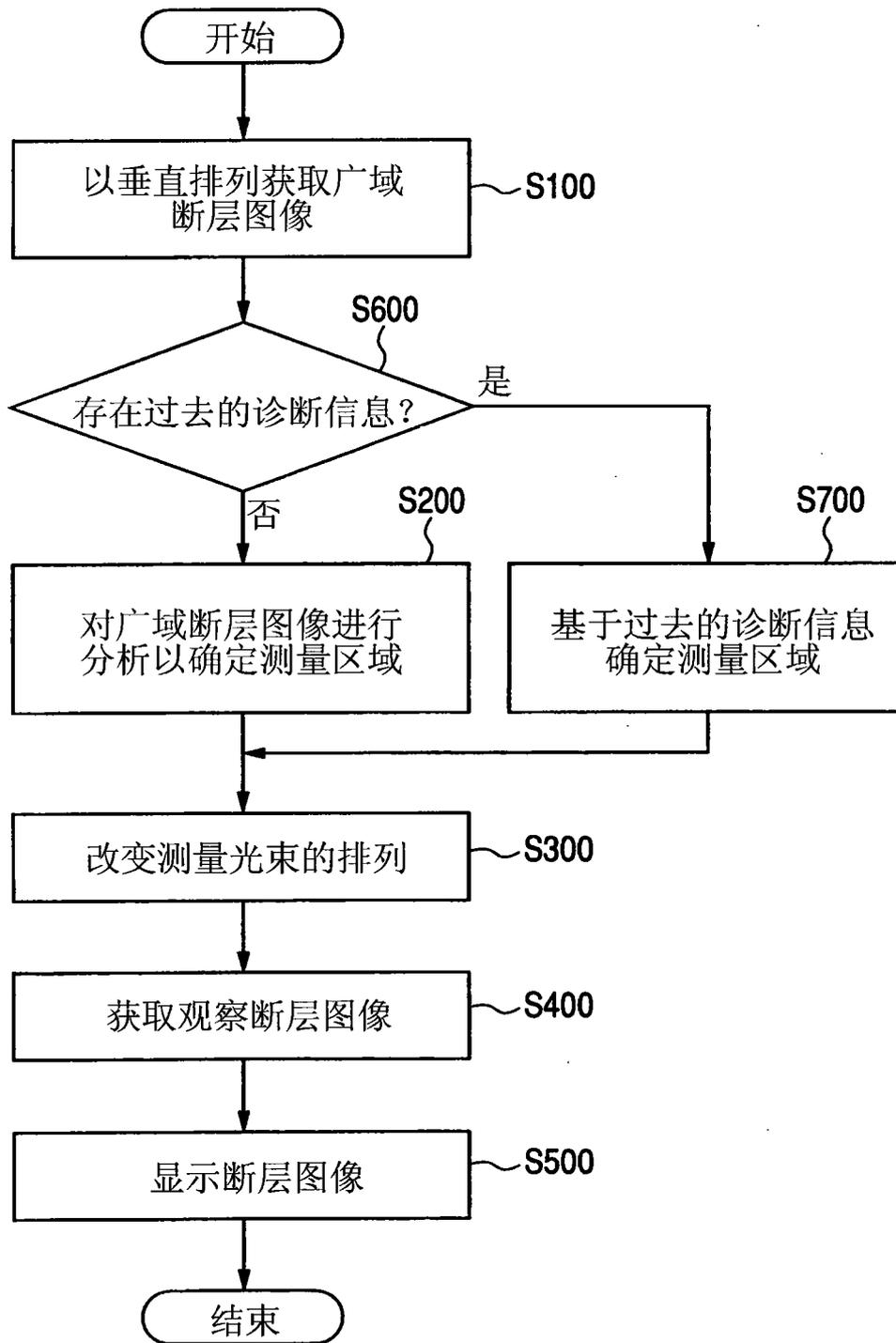


图 9A

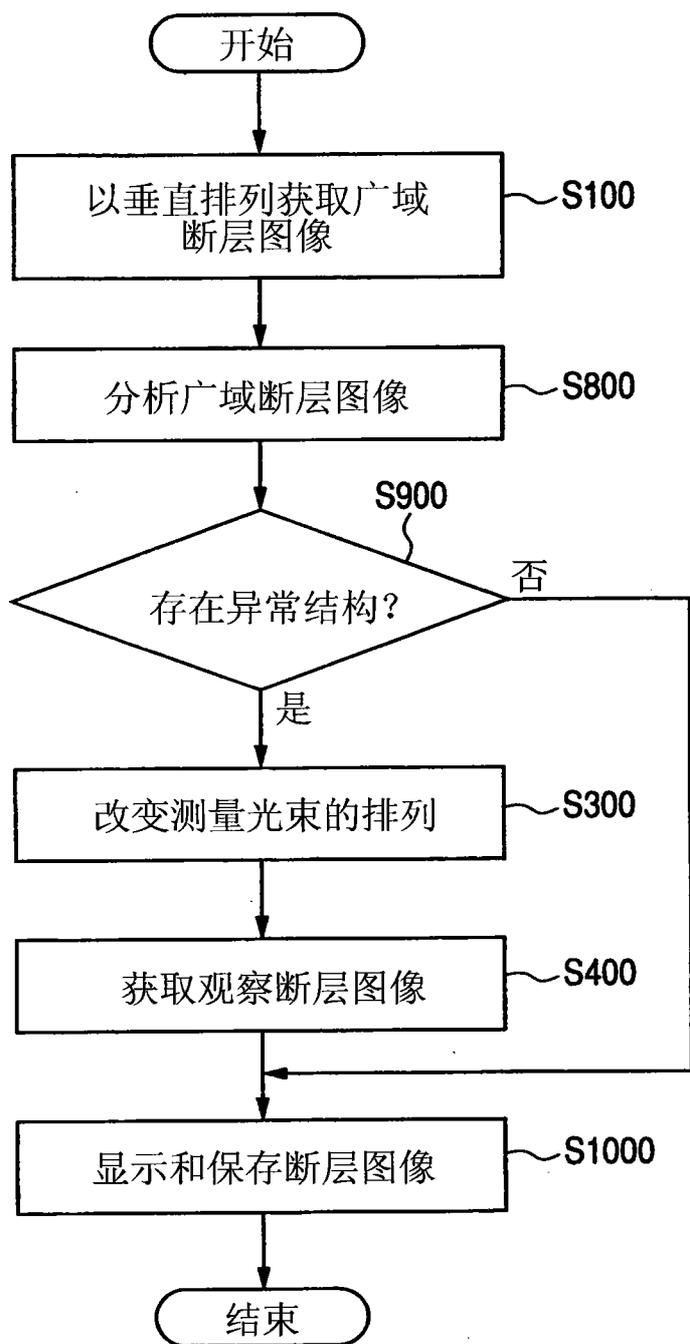


图 9B

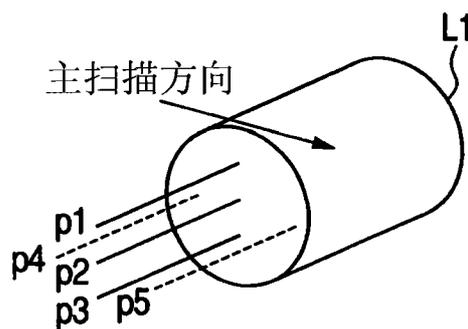


图 10A

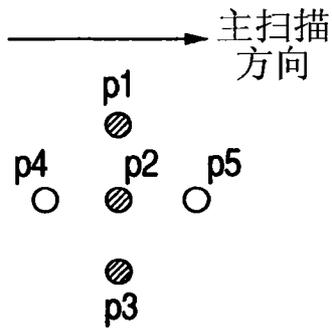


图 10B

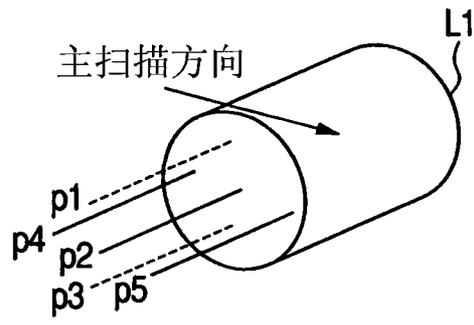


图 10C

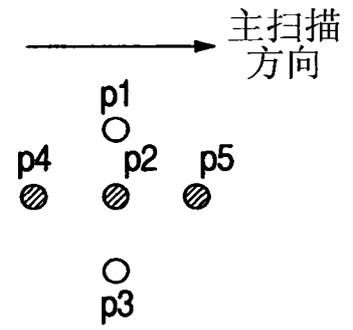


图 10D

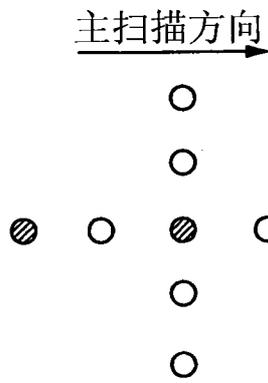


图 10E

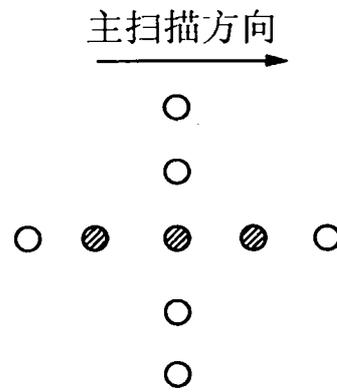


图 10F