



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103858134 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 11

(21) 申请号 201280038846. 3

代理人 李敬文

(22) 申请日 2012. 08. 08

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

G06K 9/40 (2006. 01)

61/521, 718 2011. 08. 09 US

13/569, 892 2012. 08. 08 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 02. 08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/050017 2012. 08. 08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/022986 EN 2013. 02. 14

(71) 申请人 光视有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 魏励志 章本魁

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

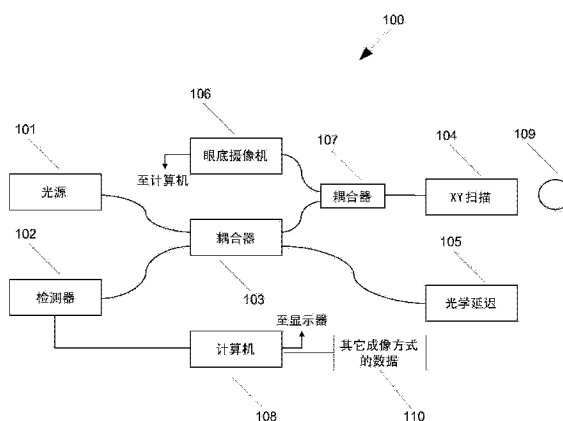
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

光学相干断层摄影术中对特征的运动校正和
标准化

(57) 摘要

提供了一种光学相干断层摄影术系统。所述系统包括 OCT 成像仪；二维横向扫描仪，耦合到 OCT 成像仪，所述二维横向扫描仪从光源接收光，并将来自样本的反射光耦合到 OCT 成像仪；计算机，耦合用于从所述 OCT 成像仪接收 3D OCT 数据，所述计算机还处理 3D OCT 数据，其中处理 3D OCT 数据包括：在基线模式下校正运动伪像，在基线模式下产生参考数据，执行分割以识别感兴趣体积，以及提取特征信息，所述特征信息包括反射率、纹理或其组合。



1. 一种用于眼科学的数据分析的方法,包括:
获取至少一个 3D OCT 数据集;
在基线模式下校正运动伪像;
在基线模式下产生参考数据;
执行分割以识别感兴趣体积;
提取特征信息,所述特征信息包括反射率、纹理或其组合。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括:将特征信息标准化。
3. 根据权利要求 2 所述的方法,还包括:构造规范数据库并识别 3D OCT 数据中的异常。
4. 根据权利要求 3 所述的方法,还包括:
从不同时间点获取至少一个跟随 3D OCT 数据;
校正跟随 3D OCT 数据的运动伪像;
将跟随 3D OCT 数据与基线模式下的 3D OCT 数据配准。
5. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括:利用从不同时间点获取的 3D OCT 数据执行进展分析。
6. 根据权利要求 4 所述的方法,其中,可以根据不同成像方式获取来自不同时间点的所述至少一个跟随 3D OCT 数据。
7. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,所述不同成像方式是从包括以下内容的集合中选择的:彩色眼底摄影术、视野测试和扫描激光检眼镜、荧光素血管造影术、靛青绿造影术和超声波扫描术。
8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述感兴趣体积包括实质上来自视网膜区域、脉络膜区域、角膜区域或其组合的数据。
9. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,所述感兴趣体积包含来自至少一个空间维度的信息。
10. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括:计算定量参数,例如,强度等级分布测量、运转周期测量、共同出现矩阵测量、小波分析测量、图案谱测量及其组合。
11. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述特征信息还包括组织形状尺寸谱、组织熵测量、组织对比度或其组合。
12. 一种光学相干断层摄影术 OCT 系统,包括:
OCT 成像仪;
二维横向扫描仪,耦合到 OCT 成像仪,所述二维横向扫描仪从光源接收光,并将来自样本的反射光耦合到 OCT 成像仪;以及
计算机,耦合用于从 OCT 成像仪接收 3D OCT 数据,所述计算机还能够执行处理 3D OCT 数据的指令,所述指令包括:
在基线模式下校正运动伪像,
在基线模式下产生参考数据,
执行分割以识别感兴趣体积,以及
提取特征信息,所述特征信息包括反射率、纹理或其组合。
13. 根据权利要求 12 所述的系统,所述指令还包括:将特征信息标准化、构造规范数据库以及识别 3D OCT 数据中的异常。

14. 根据权利要求 13 所述的系统,所述指令还包括:

从不同时间点获取至少一个跟随 3D OCT 数据;

校正跟随 3D OCT 数据的运动伪像;

将跟随 3D OCT 数据与基线模式下的 3D OCT 数据配准。

15. 根据权利要求 12 所述的系统,所述指令还包括:利用从不同时间点获取的 3D OCT 数据执行进展分析。

16. 根据权利要求 14 所述的系统,其中,可以根据不同成像方式获取来自不同时间点的所述至少一个跟随 3D OCT 数据。

17. 根据权利要求 16 所述的系统,其中,所述不同成像方式是从包括以下内容的集合中选择的:彩色眼底摄影术、视野测试和扫描激光检眼镜、荧光素血管造影术、靛青绿造影术和超声波扫描术。

18. 根据权利要求 12 所述的系统,其中,所述感兴趣体积包括实质上来自视网膜区域、脉络膜区域、角膜区域或其组合的数据,并且包含来自至少一个空间维度的信息。

19. 根据权利要求 12 所述的系统,所述指令还包括:计算定量参数,例如,强度等级分布测量、运转周期测量、共同出现矩阵测量、小波分析测量、图案谱测量及其组合。

20. 根据权利要求 12 所述的系统,其中,所述特征信息还包括组织形状尺寸谱、组织熵测量、组织对比度或其组合。

光学相干断层摄影术中对特征的运动校正和标准化

[0001] 魏励志和章本魁

[0002] 相关申请

[0003] 本申请要求于 2011 年 8 月 9 日提交的美国临时申请编号 61 / 521,718 和 2012 年 8 月 8 日提交的美国非临时申请编号 13 / 569,892 的优先权,其全部公开通过引用合并与此。

技术领域

[0004] 本发明一般涉及光学相干断层摄影术及其应用的领域。具体地,本发明一般涉及在眼科学领域收集和处理三维 (3D) 数据和二维 (2D) 图像的方法和系统。

背景技术

[0005] 光学相干断层摄影术 (OCT) 是光学信号和处理技术,其捕获微米分辨率的三维 (3D) 数据集。在过去的十五年里,OCT 成像方式常用于感兴趣对象(例如人眼的角膜和视网膜)的非侵入式成像。在眼科学领域中,通过 OCT 扫描得到的截面视网膜图像允许用户和临床医生评估各种眼病理。然而,由于在基于时域技术 (TD-OCT) 的成像设备中扫描速度的限制,只能获得非常有限个数的截面图像用于整个视网膜的评估和检查。

[0006] 在新一代的 OCT 技术中,傅里叶域或者光谱域光学相干断层摄影术 (FD / SD-OCT) 相比于 TD-OCT 有显著改进,例如具有更好的数据扫描速度和分辨率。现在,通过具有约每秒 17000 至 40000 次 A 扫描的典型扫描速率的 FD-OCT,可以实现密集光栅扫描或重复截面扫描的 3D 数据集。

[0007] OCT 的这些技术进步能够以不断增长的速度产生大量数据。由于 这些发展,设计并采用多种扫描图案来捕获眼睛的各种感兴趣体积 (VOI),从而增强诊断能力。

[0008] 在 OCT 眼科学中,目前趋向于广泛使用 3D 成像和图像处理技术来获得和处理 3D 数据。3D 数据可用于诊断疾病,如,青光眼、老年性黄斑变性 (AMD)、角膜疾病以及影响眼睛的其他身体状况。OCT 数据的分析主要集中于角膜和视网膜中多个分割层的厚度测量。然而,眼疾可能影响眼组织的散射特性而不改变厚度测量。眼睛细胞层的一些其他物理特性和性质能够提供有助于评估和诊断不同眼睛状况的附加信息。

[0009] 在获取 OCT 数据期间对象的眼睛的无意识运动常常产生伪像,伪像能够影响 VOI 物理特性和性质的准确度与可靠性。这些运动致使获取的数据相对移位,例如,物理特征在得到的 3D 数据中出现间断并且可能偏离眼睛的真实结构,从而导致不可靠和不准确的处理和评估。

[0010] 本领域中通常基于定性的视觉印象和 / 或定量的计算机辅助诊断 (CAD) 分析来执行诊断眼科疾病。因此,由于系统之间的差别或方式之间的变化,重要的是采用一种或多种处理方法来确保获得的 3D 数据和提取的特征保持一致且而易于比较。需要系统改善对 OCT 数据的处理和评估的准确性和有效性。

发明内容

[0011] 根据一些实施例,提供了一种光学相干断层摄影术(OCT)系统。根据一些实施例的光学相干断层摄影术(OCT)系统包括:OCT成像仪;二维横向扫描仪,耦合到OCT成像仪,该二维横向扫描仪从光源接收光,并将来自样本的反射光耦合到OCT成像仪;以及计算机,耦合用于从所述OCT成像仪接收3D OCT数据,所述计算机还能够执行处理3D OCT数据的指令;所述指令包括:在基线模式下校正运动伪像、在基线模式下产生参考数据、执行分割以识别感兴趣体积以及提取特征信息,所述特征信息包括反射率、纹理或其组合。

[0012] 在一些实施例中,一种用于眼科学的数据分析的方法包括:获取至少一个3D OCT数据集;在基线模式下校正运动伪像;在基线模式下产生参考数据;执行分割以识别感兴趣体积;提取特征信息,所述特征信息包括反射率、纹理或其组合。

附图说明

[0013] 通过参考结合附图的以下详细描述,将更容易实现对本发明的全面理解,并更容易领会本发明的相关优点及其特征,附图中:

[0014] 图1是可以在本发明一些实施例中使用的OCT系统的示例。

[0015] 图2a和2b示出了在(a)正常情况和(b)病理情况下B扫描(x-z)图像的示例性反射率和纹理差别。

[0016] 图3示出了根据本发明一些实施例的计算机辅助诊断(CAD)方法的步骤的框图。

[0017] 图4示出了在水平(x)和垂直(y)坐标中的示例性基线扫描图案,以便获取2D OCT图像的序列。

[0018] 图5a和5b示出了(a)正常情况和(b)病例情况的特征谱的示例。

[0019] 图6示出了以多种截止颜色和置信区间显示的利用规范数据库进行的进展分析的示例性示意图。

具体实施方式

[0020] 光学相干断层摄影术(OCT)技术通常用于医疗行业,以便在三维(3D)数据集中获取信息丰富的内容。例如,OCT技术可以用于在外科手术期间针对导管探针提供成像。在牙科行业,OCT用于引导牙科手术。在眼科学领域,OCT技术能够产生高精度和高分辨率的3D数据集,该3D数据集能够用来检测和监控角膜和视网膜中的不同眼病。针对不同行业 and 不同临床应用,开发了不同扫描配置。这些扫描配置进一步扩展了OCT技术在不同临床应用中的使用,并且进一步提高了通过OCT技术获得的3D数据集的质量和丰富度。

[0021] 提出了本发明的一些实施例以提供OCT数据的数据准确性。这些数据能够被用来评估眼睛的组织结构和诊断眼病。具体地,当前所公开分析的一些实施例能够用在计算机辅助诊断(CAD)方法中,并应用于诊断小凹的病理(例如,糖尿病性视网膜病变)、视神经头的病理(例如,青光眼)、角膜的病理(例如,圆锥角膜)以及眼睛其他区域的病理和感兴趣的病理。

[0022] 图1示出了根据本发明的一些实施例的可以用于处理和分析OCT数据集的OCT系统100的示例。OCT系统100包括向耦合器103提供光的光源101,耦合器103将光通过采样臂定向到XY扫描仪104,并通过参考臂定向到光延迟器105。XY扫描仪104横跨眼睛

109 扫描光,并收集来自眼睛 109 的反射光。在 XY 扫描仪 104 中捕获从眼睛 109 反射的光,并在耦合器 103 中将其与从光延迟器 105 反射的光相结合,以产生干涉信号。将干涉信号耦合到检测器 102。OCT 成像仪 100 可以是时域 OCT 系统,在这种情况下通过扫描光延迟器 105 获得深度(或 A 扫描);或者 OCT 成像仪 100 可以是傅里叶域成像仪,在这种情况下检测器 102 是频谱仪,捕获依据波长的干涉信号。在这两种情况中的任一情况下,均由计算机 108 捕获 OCT 的 A 扫描。在计算机 108 中使用沿着 XY 图案做出的 A 扫描的收集,以产生 3D OCT 数据集。根据本发明的一些实施例,计算机 108 也可用于将 3D OCT 数据集处理为 2D 图像。计算机 108 可以是能够处理数据的任何设备,并且可以包含任何数量的处理器或微控制器以及相关数据存储设备(例如,存储器或固定存储介质)和支持电路。

[0023] 除了 OCT 系统 100 之外,根据本发明的一种用于眼病理的计算机辅助诊断的装置可以包括:摄像机 106,其可以是眼底摄像机。可以通过耦合器 107 将来自摄像机 106 的光耦合到 OCT 成像仪 100 的采样臂。耦合器 107 防止来自摄像机 106 的光进入耦合器 103,同时将源自摄像机 106 的从眼睛 109 反射的光定向回到摄像机 106。可以通过本地联网或互联网联网将来自其他成像方式的资源的数据 110 引入计算机 108。利用图像、3D OCT 数据和从其他成像方式引入的资源的组合,预期可以实现更加可靠的眼病理的 CAD。

[0024] 图 3 示出了根据本发明一些实施例的计算机辅助诊断(CAD)方法的步骤的框图。根据图 3,第一步是执行 OCT 数据获取 305。根据在模式选择 307 中对模式的确定,将在数据收集 305 中所获取的数据用于基线模式或跟随模式。在基线模式下,执行对 OCT 数据的运动校正 310。然后执行参考产生 315 以形成基线参考。在跟随模式下,实时跟踪步骤 320 可以执行跟踪,可以执行数据配准 325。无论在基线模式还是跟随模式下,下一步是在步骤 330 分割感兴趣体积(VOI)。在步骤 335,可以提取 VOI 内的感兴趣特征。然后在步骤 340 执行特征标准化。在一些实施例中,然后可以在步骤 345 创建规范性数据库(NDB)以用于特征比较和检测。此外,在如步骤 347 确定的跟随模式下,还可以在步骤 350 使用进度分析来分析和评估来自不同时间点的特征。图 3 中实施例的细节将在以下描述中进一步描述。

[0025] 数据获取步骤 305

[0026] 图 3 所示 CAD 方法的第一步是在数据获取 305 中获取 OCT 数据。在一些实施例中,可以利用如图 4 所示的扫描图案 410 获取 OCT 数据。也可以根据临床应用使用技术领域公知的其它扫描图案来允许使用充足的 3D 信息。扫描图案应能够实质上覆盖感兴趣的眼睛特征,例如,小凹或者视神经头。在扫描图案 410 中,通过如加粗水平线 412 指示的水平扫描(x-scan)来获取如图 4 所示 x-z 坐标下的 2D OCT 图像 420。类似地,通过如加粗垂直线 414 指示的垂直扫描(y-scan)来获取如图 4 所示 z-y 坐标下的 2D OCT 图像 430。

[0027] 根据一些实施例,应用如扫描图案 410 所示的水平和垂直扫描二者,而不是单独应用水平扫描或垂直扫描,以便为 3D 数据排列提供充足和可靠信息。使用来自水平扫描和垂直扫描两者的信息,更容易检测和校正沿着 z 方向的运动伪像。

[0028] 基线模式下运动校正步骤 310

[0029] 由于在 3D 体积扫描期间的眼睛运动而引起的伪像通常降低数据质量,并直接影响后续定量测量的准确性和可靠性。可以在运动校正步骤 310 中执行运动校正,并且可以获取地面实况或伪无运动数据集、3D 数据或 2D 图像,以避免运动伪像对随后执行的测量和数据评估的影响。

[0030] 在本发明的一些实施例中,在步骤 310,可以通过使用来自其他成像方式的血管图案的迭代过程来校正 3D OCT 数据集内的运动。在一些实施例中,可以使用例如来自于眼底摄影机 106 的眼底摄影术来提供视网膜的高准确度空间信息,所述信息可以用以执行运动校正。眼底照片通常包含若干运动伪像。可以使用在运动校正 310 获得的空间信息来计算一个或者多个偏移矢量,以调整 3D OCT 数据。优选地,可以调整 x、y 和 z 维的数据集。在一些实施例中,还能够实现更高维度的空间调整。在步骤 310,代替使用眼底摄影术,在一些实施例中,可以通过操纵所扫描 OCT 数据的全部或部分组织反射率来产生与眼底图像类似的 2D 模拟激光扫描检眼镜 (SSLO) 图像。也可以使用血管的反射率值和形态性质来相对于在步骤 310 产生的每个偏移矢量评价运动校正的质量。可以定义定量分数,例如通过评估界标位置的准确性或者反射率对比度来定义。通过以下操作来实现最优排列:在指定的搜索范围内的所有可能偏移矢量中,针对每个 OCT 图像找到最优偏移矢量,使得来自所有 OCT 图像的序列的总分产生最高分数。

[0031] 在一些实施例中,运动校正方法 310 可以基于通过具有正交快速扫描轴方向的两个或更多 3D OCT 体积扫描。在该方法中,如图 4 所示,完整扫描图案产生至少两个 3D 数据集,其中仅通过水平 (x) 扫描获取第一数据集,且仅通过垂直 (y) 扫描获取第二组数据集。

[0032] 在其他实施例中,可以使用高性能计算技术(例如,硬件相关的流处理 SIMD(单指令多数据)扩展 (SSE) 和图形处理单元 (GPU)) 来提升运动校正步骤 310 的速度性能。

[0033] 在基线模式下的参考产生步骤 315

[0034] 由于保存所扫描 3D 数据集通常使用很大的内存空间,提取运动校正数据的子集作为基线参考是有利的。在步骤 315,基线参考数据非常重要,因为基线参考数据可以用作基线以便于针对跟随出诊中获取的 OCT 数据集进行数据配准和进展分析。基线参考也可用于可视化应用。在一些实施例中,可以提取血管作为运动校正数据的子集,并将其保存为基线参考以用于后续的跟随出诊。血管的网状结构明显降低了存储和处理所需的存储空间,并且还还为跟随出诊中的数据配准提供了信息丰富的参考。

[0035] 在跟随模式下的实时跟踪步骤 320

[0036] 为了跟踪疾病进展或疾病对治疗的响应,需要在多次就诊时在实质上相同的位置执行 OCT 测量。在如步骤 320 所示的数据获取的跟随模式下,可以使用基于视频或者基于 SLO 的实时跟踪来补偿在步骤 320 的数据获取期间的病人眼睛运动,这种方法也可以解释不同次出诊时病人固定位置的任何改变,以进一步减少运动伪像。步骤 320 允许针对相同的对象在多次就诊时在实质上相同的位置获取 OCT 扫描,从而进一步改善用于后续处理和分析的 OCT 数据的质量。

[0037] 在跟随模式下的数据配准步骤 325

[0038] 在跟随数据获取模式的步骤 325 中,可以使用 OCT 中先前保存的基线参考来配准在当前或者跟随出诊中获得的来自 OCT 或者其他成像方式的数据。在一般临床实践中,通过提供结构和功能信息两者的不同眼科仪器对病人进行例行检查。例如,可以将提供结构信息的 OCT 数据与彩色眼底摄影术(结构性信息)或者视野测试数据(功能信息)配准,以便向医生提供更有用的诊断信息。界标(例如,血管和小凹位置)可以用于数据配准步骤 325。由于仪器之间的扫描区域、扫描分辨率和噪声特征不同,可以在进行数据配准之前执行附加数据处理以提高数据质量;这种数据处理可以是降噪、对比度增强以及在该技术

领域中常用于数据增强的任何其他方法。可以通过任何数据配准方法来实现数据配准步骤 325。在一些实施例中,数据配准步骤 325 使用自相关函数,能够检测多个维度的变化,包括缩放、旋转、平移等。

[0039] 感兴趣体积 (VOI) 分割步骤 330

[0040] 用于视网膜、脉络膜和角膜扫描的多层分割算法可用在 RTVue[®] FD-OCT 系统 (Optovue, Fremont, CA) 中。从最高梯度值 (highest gradient magnitude) 开始到最小梯度值结束,来分层检测 3D 表面。在一些实施例中,使用带有先验组织学信息的线性或非线性滤波器来平滑所有表面。对于视网膜相关扫描,分割能够产生如下的视网膜表面,即,内界膜 (ILM)、神经纤维层 (NFL)、节细胞层 (GCL)、内网织层 (IPL)、内核层 (INL)、外网织层 (OPL)、外核层 (ONL)、外界膜 (OLM)、内节层 (ISL)、连接纤毛 (CL)、外节层 (OSL)、Verhoeff 膜 (VM)、以及视网膜色素上皮细胞 (RPE)。对于脉络膜相关扫描,分割能够产生多个表面,例如,Bruch 膜 (BM)、脉络膜毛细血管 (CC)、Sattler 层 (SL)、Haller 的层 (HL)、脉络膜巩膜界面 (CSI)。对于角膜相关扫描,分割可以产生前段表面 / 撕裂膜 (TF)、上皮细胞层 (EPL)、Bowman 膜 (BOM)、基质层 (STL)、Descemet 膜 (DM) 和内皮细胞层 (ENL)。

[0041] 在步骤 330,一旦分割或识别所需表面,可以由以上讨论的感兴趣的所分割或所识别表面中的任何两个之间的 3D 空间来定义感兴趣体积 (VOI)。例如,在青光眼的早期诊断中,将 VOI 定义为 ILM 与 RNFL 之间或 ILM 与 IPL 之间的 3D 空间是非常有用的。对人工晶体植入而言,TF 与 ENL 之间的空间可以用于计算角膜曲率。对于老年性黄斑变性 (AMD) 的对象,针对于黄斑囊样水肿 (CME) 的情况从 ILM 到 RPE 的视网膜层是尤为感兴趣的,针对于糖尿病黄斑水肿 (DME) 的情况从 ILM 到 ONL 的视网膜层是尤为感兴趣的,针对于玻璃膜疣中断和地理萎缩 (GA) 的情况从 ISL 到 RPE 的视网膜层是尤为感兴趣的。

[0042] 除了定义在多个深度 (z) 位置上的 VOI 之外,还可以将 VOI 定义在多个空间 (x, y) 位置上。例如,标准的 ETDRS (早期糖尿病视网膜病变研究) 扇区可以是用于在 (x, y) 平面内对位于视网膜小凹坑中心的每个特征进行评估的 VOI。根据所需临床应用,可以根据基线出诊的参考数据或跟随出诊的配准数据来分割适合的 VOI,以用于进一步检测或分析。

[0043] 特征提取步骤 335

[0044] 在步骤 335,一旦如 330 所述分割了层,就提取并分析每一层中眼组织的不同特征。本领域中通常针对层厚度来分割和分析 3D 数据,然而,在本发明的一些实施例中,提供了视网膜或 VOI 的其它重要性质和特性的分析。这些重要的且经常忽略的性质可以是层反射率和组织纹理。图 2a 和 2b 是示出了在没有任何厚度改变的情况下,组织层的不同结构性质的图。图 2a 示出了在健康状态下组织层的细胞结构,细胞结构 210 是有规律间隔的,且细胞取向良好并具有类似的形状和尺寸。图 2b 示出了细胞等级的改变的示例,在组织厚度没有任何变化的情况下,病理改变了不同组织层 220 的形状、尺寸和取向。除了由介质不透明性产生的遮挡之外,这些改变还在获取的数据中产生了反射率减小并且有纹理差异的区域。因此,在病理改变了细胞结构和特性而组织厚度没有任何改变的这些情况下,反射率和纹理分析方法可以更适于量化空间变化。

[0045] 在来自步骤 330 的 VOI 中计算 3D 反射率和纹理特征。由 $F(x, y, z | VOI)$ 表示的一些重要特征包括强度等级分布测量、运转周期测量、共同出现矩阵测量、小波分析测量、图案谱测量和本领域公知的其它测量。

[0046] 在一些实施例中,可以通过如下公式产生 2D 特征映射,该 2D 特征映射是从以上 3D 特征获取的高级特征,其中:

$$[0047] \quad F\text{-Map}(x, y) = \sum_{z \in \text{VOI}} F(x, y, z | \text{VOI})$$

[0048] 其中 2D 特征映射可以是在 VOI 中沿着 z 轴的纹理测量的总和。

[0049] 根据特定应用,可以通过从以上 3D 特征或 2D 特征映射进一步提取信息来表示 1D 特征谱。例如,可以将 VOI 中具有给定形状 B 和维度 r 的视网膜中断的数目定义为:

$$[0050] \quad F\text{-Spectrum}(r, B) = \text{VOI 中具有给定形状 B 和尺寸 r 的数目}$$

[0051] 在该示例中,使用形状尺寸谱来定量地评估所分割 VOI 的形状和尺寸。特征谱中特定尺寸的大脉冲表明存在给定尺寸的形状 B 的主要(突出或侵入)下部结构。图案谱的带宽 m_{bw} 可以用于表征形状 B 的尺寸范围,并且可以定义为:

$$[0052] \quad m_{bw} = r_{\max} - r_{\min},$$

[0053] 其中尺寸参数 $r_{\max}$ 和 $r_{\min}$ 分别表示特征谱中的最大尺寸和最小尺寸。

[0054] 在一些实施例中,还可以使用基于特征谱的测量类熵特征复杂性测量 m_{ir} 来表征 VOI 中组织的形状和不规则性。类熵特征复杂性测量 m_{ir} 算术上可以表示为:

$$[0055] \quad m_{ir} = - \sum p(r, B) \log[p(r, B)],$$

$$[0056] \quad p(r, B) = F\text{-Spectrum}(r, B) / \text{Volume}(\text{VOI}).$$

[0057] 在该示例中, $p(r, B)$ 是从概率角度看待 $F\text{-Spectrum}(r, B)$ 的概率函数。每当特征谱平坦时达到 m_{ir} 的最大值,表明感兴趣特征由于包含了多种尺寸的 B(例如,球体)图案而非常不规则或复杂。每当特征谱只是包含例如 $r = k$ 的脉冲时 m_{ir} 达到最小值,那么 VOI 仅仅是尺寸 k 的图案 B,因此可以被认为是最规则的(或不规则性最小的)。

[0058] 图 5a 和 5b 示出了来自如图 2 所示的示例组织层结构的熵测量的特征谱的示例。图 5a 解释了如图 2a 所示健康情况的组织结构的熵测量,而图 5b 示出了如图 2b 所示病理情况的不规则细胞结构的熵测量。

[0059] 特征标准化步骤 340

[0060] 在一般临床实践中,对眼科疾病的诊断主要基于视觉印象。当相对于一些预定参考来标准化特征时,在不同测量中定量地比较相对特征(反射率和纹理)能够更有效和可靠。在本发明的一些实施例中,步骤 340 中执行的标准化可以是基于 OCT 数据的。可以基于特定参考层的最大反射率将数据反射率标准化。例如, RPE、CC 和 TF 可以分别用作视网膜、脉络膜和角膜扫描的参考层。标准化特征可以表示为:

$$[0061] \quad NF(x, y, z | \text{VOI}) = F(x, y, z | \text{VOI}) \times K / \mu$$

[0062] 其中 K 和 μ 分别是参考的目标平均反射率值(参考值)和测量平均反射率值。

[0063] 备选地,可以使用基于柱状图的分析来提供对特定参考层的数据反射率的评估。特性反射率评估可以用于补偿数据反射率在不同扫描之间的变化。

[0064] 在一些实施例中,特征标准化步骤 340 可以使用其他成像方式。有多种成像方式被眼科医师常用来帮助诊断不同疾病状况。除了 OCT 之外,一些频繁使用的方式包括彩色眼底摄影术、荧光素血管造影术(FA)、靛青绿(ICG)造影术、超声波扫描术、扫描激光检眼镜(SLO)及其衍生(摄影术、旋光术)。多种成像方式为感兴趣的组织提供了具有不同反射率和对比度的数据。例如,可以将眼底摄影术中小凹区域和血管之间的特征对比度用作参考,以标准化针对 OCT 数据的 2D 特征映射。也就是说,

[0065] $NF-Map(x, y) = F-Map(x, y) \times C/c$

[0066] 其中 C 和 c 分别是眼底摄影术中的平均对比度值（参考值）和获取的 OCT 数据中的平均对比度值。

[0067] 在一些实施例中，所述标准化基于多频带的 OCT 光源。在大多 OCT 系统 100 中，光源 101 是单频带光源，典型地中心在 830nm 波长附近。备选地，使用中心波长 500nm 的光源 101 将在相同 VOI 中产生不同组织反射率。例如，相较于用 830nm 光源，用 500nm 光源获取的健康 OCT RNFL 数据可以表现出大约二倍的反射率值。对 RNFL 的损坏可以导致降低的反射率，这通常在 500nm 光源中比在 830nm 光源中更为明显。因此，可以通过在其他波长提取的特征来标准化在给定波长下从 OCT 数据提取的特征。针对健康 RNFL，可以将反射率比率评估为接近于 2.0，而针对受损 RNFL，将其评估为接近于 1.0。

[0068] 规范数据库 (NDB) 比较和异常检测步骤 345

[0069] 在步骤 345，可以将来自 340 的标准化特征与规范数据库进行比较，以用于疾病检测和评估。可以从来自正常眼睛的 N 个 OCT 体积的集合获取眼数据（具有正常外观的数据）的规范数据库。在一些实施例中，利用 N 个特征值（每个体积一个标准化特征值）的平均值 $\mu_N(x, y)$ 和标准差 $\sigma_N(x, y)$ ，来定义 N 个体积上的每个 2D 特征映射位置 (x, y) 处每个规范化特征的分布。因此，标准化特征映射 $NF-Map(x, y)$ 和平均值之间的偏差 $d(x, y | VOI)$ 可以表示为：

[0070] $d(x, y | VOI) = (NF-Map(x, y) - \mu_N(x, y)) / \sigma_N(x, y)$ 。

[0071] 根据一些实施例的对眼异常进行分类的简单方法包括在所设截止点处计算相对于正常外观的本地偏差，例如，以下四个截止点：

[0072] 99% 截止： $d(x, y | VOI) = 2.32$ ；

[0073] 95% 截止： $d(x, y | VOI) = 1.64$ ；

[0074] 5% 截止： $d(x, y | VOI) = -1.64$ ；

[0075] 1% 截止： $d(x, y | VOI) = -2.32$ 。

[0076] 例如，在使用 RNFL 反射率作为特征青光眼病人的 CAD 中，可以使用这种示例方案将组织位置分为正常（ $\geq 5\%$ 截止）、疑似（ $\geq 1\%$ 且 $< 5\%$ 截止）和晚期青光眼（ $< 1\%$ 截止）。

[0077] 进展 / 分析步骤 350

[0078] 当在跟随出诊模式下获取数据时，可以在步骤 350 执行进展分析以便监控特定身体状况的趋势和进展。在步骤 350，可以针对正常和病理情况评估每个所提取特征的再现性。特征的再现性解释了不同贡献因素的变化；一般因素包括系统、操作者和测量可重复性。再现性的一般测量可以由处于评估中的特征的标准差来表示。标准差越小，测量的再现性越大，因此进展分析的结果越可靠。图 6 示出了根据本发明的一些实施例的进展分析示例。在该示例中，在一段时间上执行趋势分析，典型地在一般临床设置中是 2 到 5 年的时间段。在该示例下，在 3 年时间段内以大约 6 个月为间隔相对于时间来绘制所获取 OCT 数据的所提取特征。也可将该趋势分析叠加在步骤 345 中所述特征调整的规范数据库（例如，年龄调整）。图 6 中的进展分析也可以包括每个特征值处的竖条，指示处于评估中的特征的标准差，以便以图形来表示结果的置信度和可重复性。

[0079] 应理解，特定实施例及其部分可以实现为硬件、固件或软件。如果实现为软件，则

软件可以是能够使处理器配置用于执行这里所述实施例或其等同物的任何语言。软件可以是可执行指令的形式,并存储在可以由通用或专用处理器加载并执行的任何非暂时性或暂时性计算机可读介质上。

[0080] 尽管参考其示例实施例具体示出并描述了这里所述方法和设备,然而本领域技术人员将理解可以对这些方法和设备进行形式和细节上的多种改变。

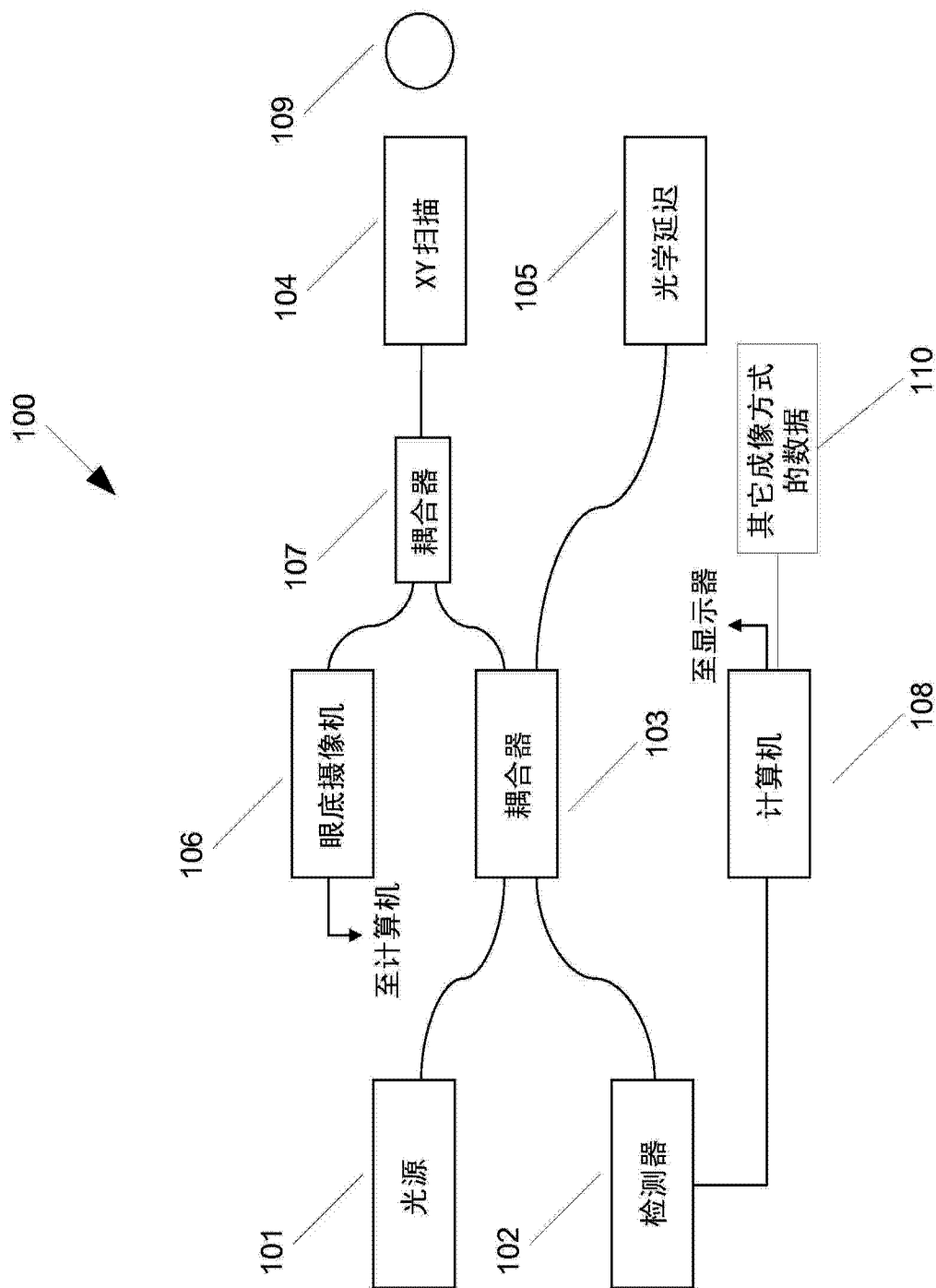


图 1

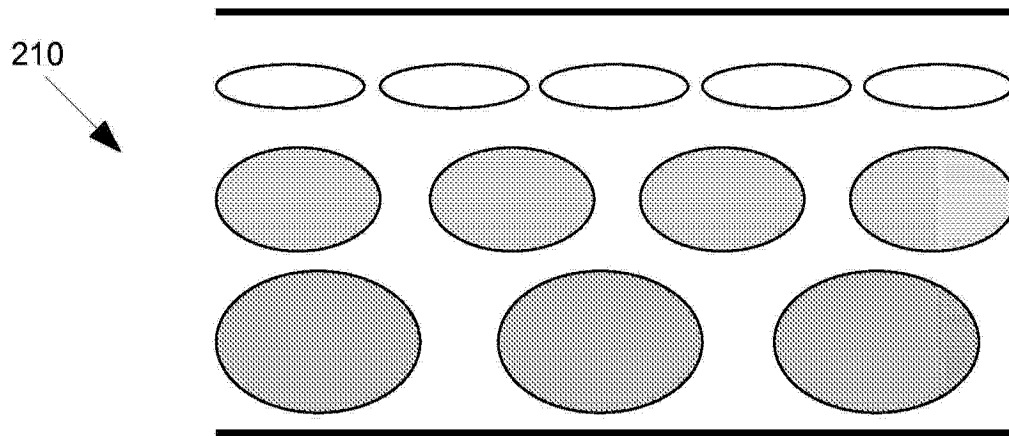


图 2(a)

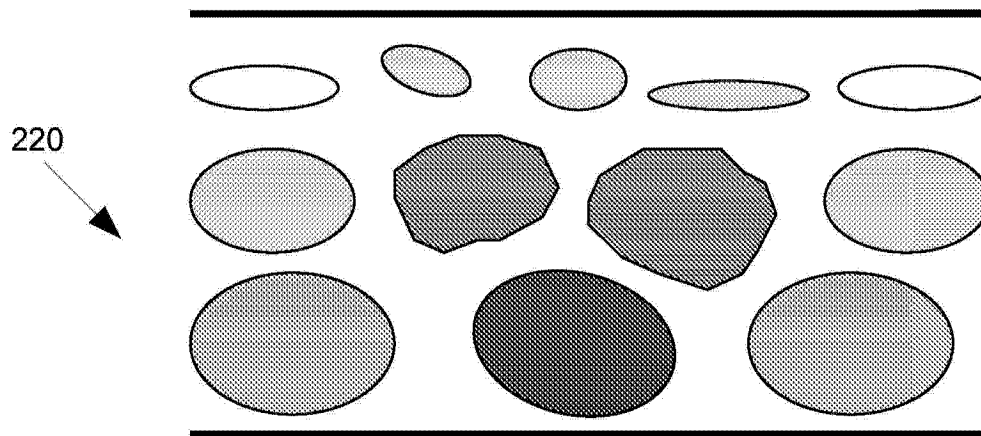


图 2(b)

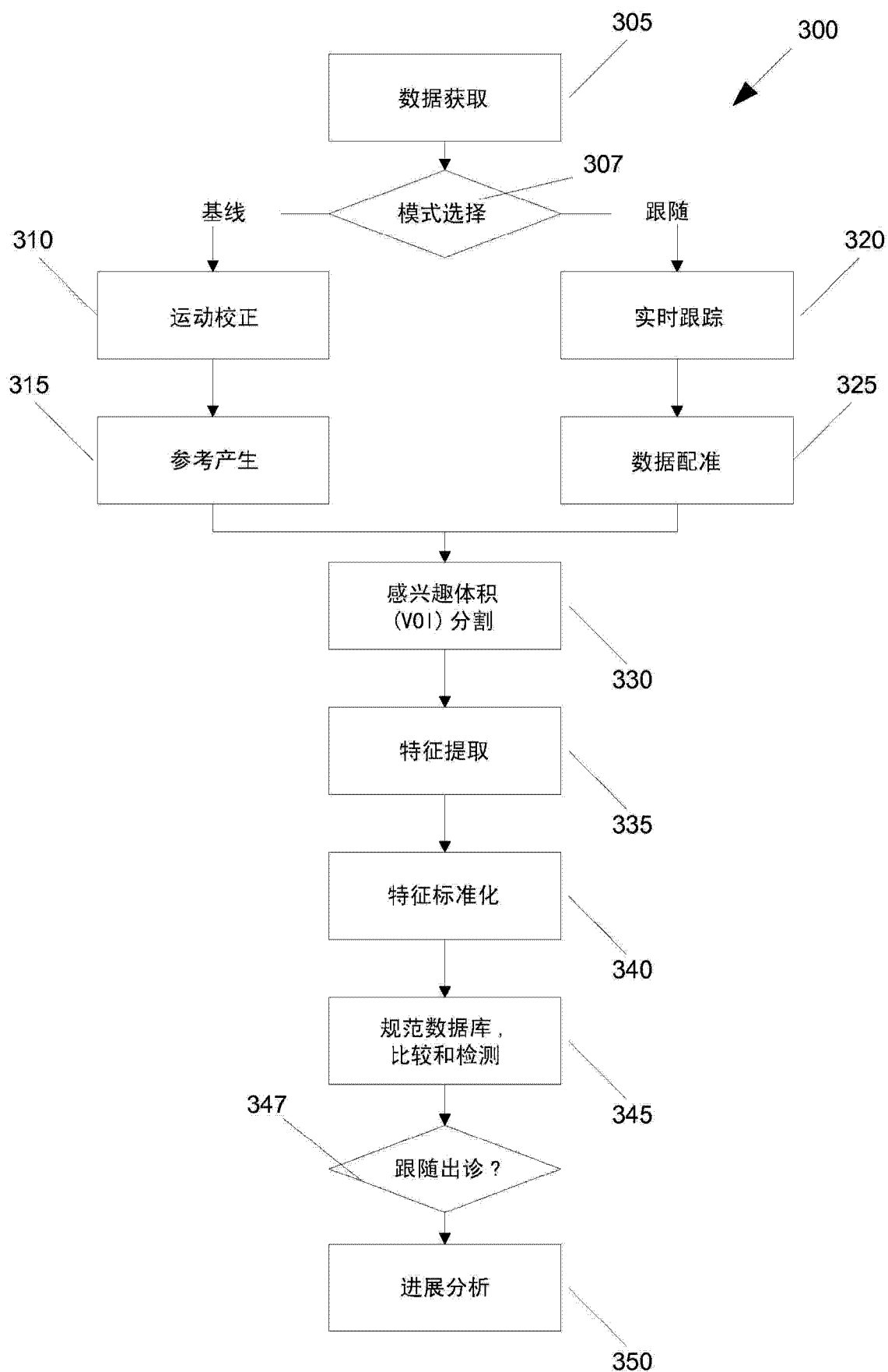


图 3

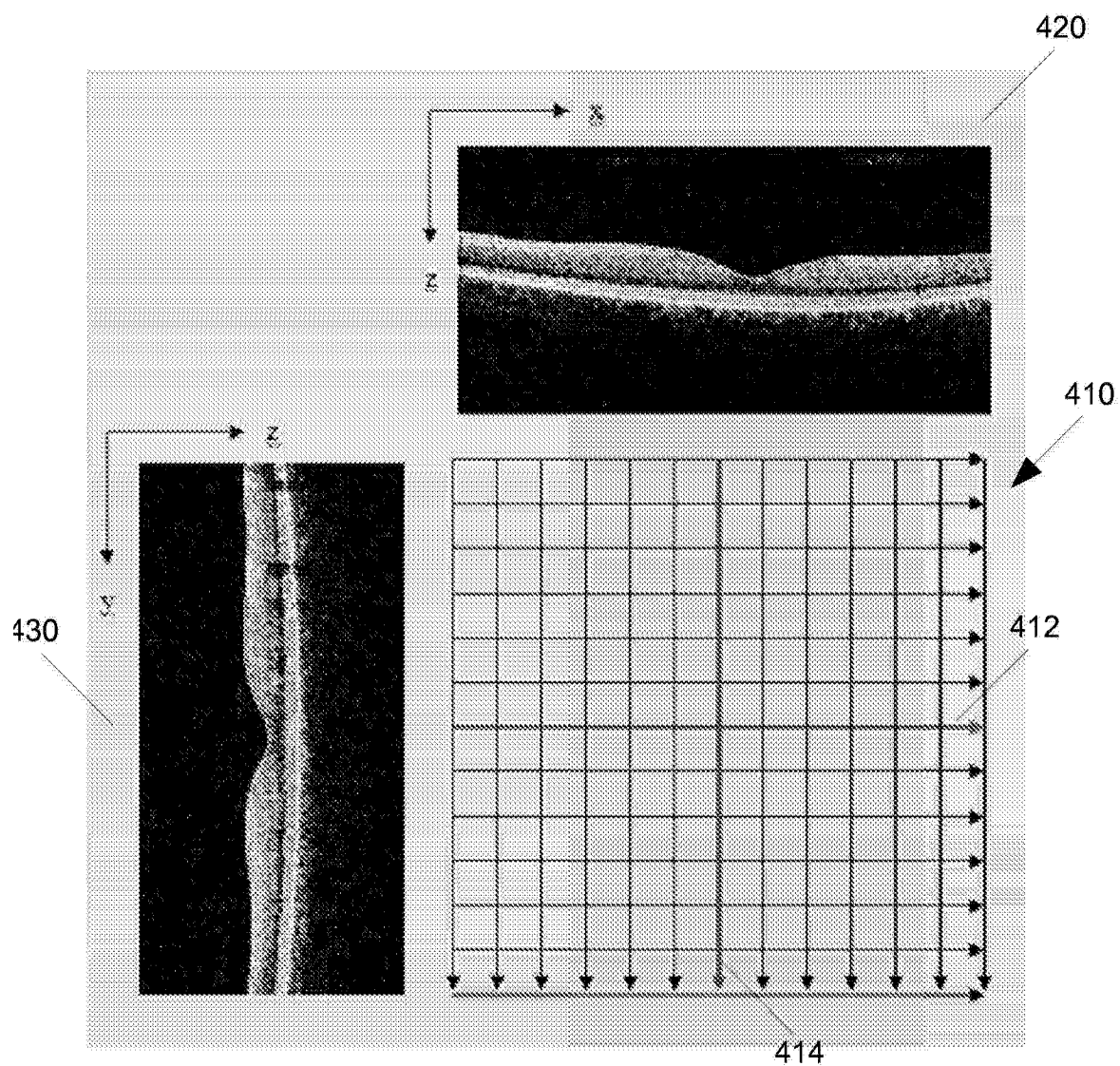


图 4

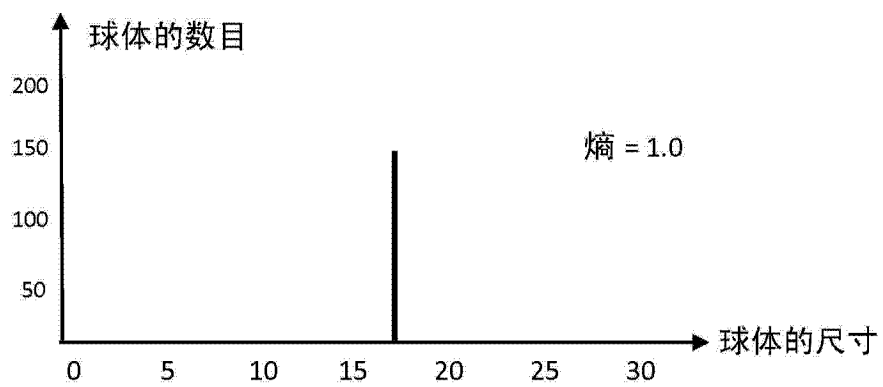


图 5(a)

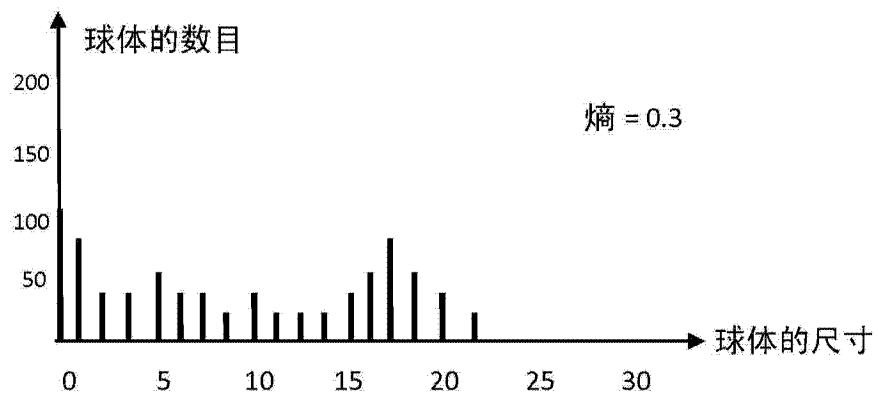


图 5(b)

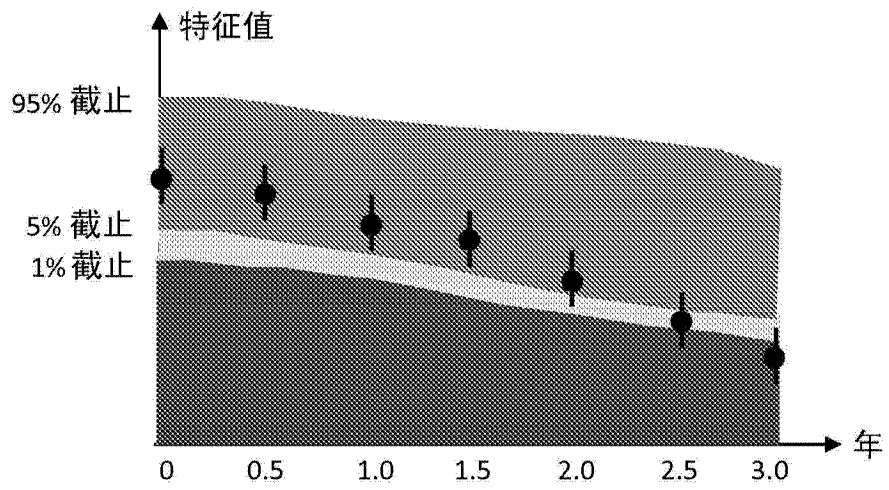


图 6