



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105190629 B

(45)授权公告日 2018.02.16

(21)申请号 201480014506.6

(22)申请日 2014.03.14

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105190629 A

(43)申请公布日 2015.12.23

(30)优先权数据

61/785,347 2013.03.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.09.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/055074 2014.03.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/140254 EN 2014.09.18

(73)专利权人 卡尔蔡司医疗技术股份公司

地址 德国耶拿

(72)发明人 尤利娅·科埃略

梅利莎·R·奥尔内

哈里哈尔·纳拉希玛-耶尔

克里斯蒂娜·N·里特尔

西达尔塔·斯里瓦斯塔瓦

马克·D·斯特恩 赵哲恩

苏珊娜·M·汤普森

拉斐尔·吉耶米诺

杰森·A·麦考利夫

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 梁丽超 刘彬

(51)Int.Cl.

G16H 40/63(2018.01)

(56)对比文件

W0 2013022986 A1, 2013.02.14,

US 2012249956 A1, 2012.10.04,

CN 101032423 A, 2007.09.12,

US 2008100612 A1, 2008.05.01,

审查员 贺馨

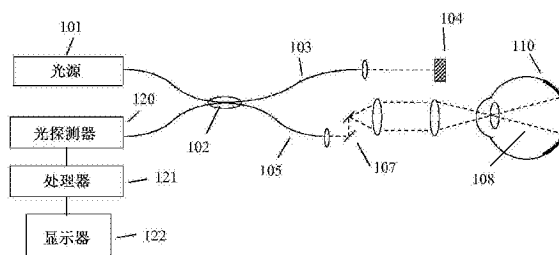
权利要求书1页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

提供眼科诊断数据的改进的用户界面的系统及显示方法

(57)摘要

描述了用于眼科成像系统的用户界面的改进,尤其是光学相干断层扫描(OCT)系统,以改进向用户显示、分析以及呈现诊断数据的方式。该改进包括显示和报告的用户自定义、方案驱动的工作流、特定B扫描的标记、访问参考库的信息、自定义的规范数据库、以及紧接在查看画面的后续扫描的排序。进一步方面在于使用单个控制参数优化显示的B扫描的对比度和质量的能力。描述了虚拟的实时z跟踪,在相同的深度位置内保持显示的数据,而与运动无关。



1. 一种提供眼科诊断装置使用的图形用户界面的系统,包括:

显示器;

处理器,储存与患者的眼睛的测量相关的临床信息;以及

用户输入装置,连接至所述处理器,并且其中,所述处理器在所述显示器上生成初始模板,并且响应于来自所述用户输入装置的输入,使用从储存的所述临床信息中选择的一些临床信息填充所述模板,以创建自定义显示,其中,所述初始模板包括多个图标,每个图标与不同类型的储存的临床信息对应其中,来自用户的所述输入包括图标的选择,使所述处理器显示与所选择的图标对应的所述临床信息。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,一个或多个图标与将来测量的临床信息对应。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,用户输入进一步包括位置信息,以指示所选择的临床信息在所述显示器上的显示位置。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述自定义显示用于生成报告。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述用户输入装置是与所述显示器相关的触摸屏。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述临床信息与从光学相干断层扫描(OCT)装置中获得的数据相关。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述自定义显示用于生成关于OCT体数据的报告。

8. 根据权利要求6所述的系统,其中,至少一部分显示的所述临床信息基于从除了OCT以外的眼科成像设备中获得的数据。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中,显示的所述临床信息能够用于处理青光眼或黄斑变性。

10. 根据权利要求1所述的系统,其中,在不同的患者访问期间,获取所显示的所述临床信息。

11. 一种生成从患者的眼睛的光学相干断层扫描(OCT)测量中获得的数据的显示的方法,包括:

生成包括与不同的图像或数据分析对应的多个图标的初始画面布局;并且

响应于用户的图标选择,生成包括所选择的所述图像或数据分析的显示,其中,来自所述用户的输入包括选择图标和位置信息,所述位置信息指定所选择的所述图像或数据分析应在显示器上的定位位置。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,所述图标表示从将来的OCT测量中生成的图像。

13. 一种提供用于输入信息以控制光学相干断层扫描(OCT)系统的特定成像模式的选择的图形用户界面的系统,包括:

多个用户可选择图标,每个图标对应于与特定病理相关的特定OCT成像模式,每个所述OCT成像模式与朝着获得与特定病理相关的信息定向的一组扫描相关联,其中,响应于用户的选择,对患者执行与所选择的所述图标相关联的一组扫描。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述病理是青光眼或黄斑变性。

15. 根据权利要求13所述的系统,其中,通过次成形设备收集至少一个扫描。

提供眼科诊断数据的改进的用户界面的系统及显示方法

[0001] 优先权

[0002] 本申请要求于2013年3月14日提交的美国临时申请序号61/785,347的优先权,该申请的内容并入本文中,以作参考。

技术领域

[0003] 本发明涉及眼科诊断测试和成像,并且尤其涉及采集、显示以及分析眼科诊断数据的用户界面改进。

背景技术

[0004] 眼科诊断的领域包括基于成像的技术或结构技术和功能方法,用于诊断和监控眼睛的各种病理。一种关注病理是青光眼,这是一种导致特征视野缺损的视神经病。这由对视神经(ON)和视网膜神经节细胞(RGC)及其轴突、视网膜神经纤维层的损害引起。调查在视野中的功能损害的发展与RNFL的结构青光眼变化之间的关系成为多个研究[1-5]的目的。

[0005] 在青光眼中提供量化分析的诊断仪器评估疾病的结构或功能方面。光学相干断层扫描(OCT)是一种技术,能够使视网膜成像并且提供RNFL测量的量化分析,并且测量视神经头。OCT是一种非侵入式干涉仪技术,该技术提供各种视网膜层的横截面图像和厚度测量,包括具有高分辨率的RNFL(RNFLT) [6]和良好的重现性[7-9]。标准自动化白色视野检查(SAP)是通过检查视野来评估视觉功能的标准。参数测试能够提供在视野中的很多测试点位置处光敏感度差异的量化测量,并且市售统计分析包装帮助临床医生识别大量视野损耗[10]。已经调查了在青光眼内的OCT和SAP的诊断性能以及在SAP与OCT测量之间的相关性[11-14]。

[0006] 临床研究表明,这些诊断测试在分开使用时提供关于疾病的诊断和进展的有用信息,并且在相结合使用时,提供可以造成提高疾病检测和进展监控的精确的支持性和补充信息。然而,没有分开使用的单个诊断测试来提供跨患者群体和疾病动态范围的充分诊断精度和适用性。因此,可取地从多个眼科诊断装置中收集、显示以及分析数据,在FORUM(位于加州都柏林市的Carl Zeiss Meditec公司)软件包中可购买到这些装置,该包允许客户整合并且储存多个模式的数据并且分析这些模式,并且对组合的数据进行额外分析。还可以可取地在单个仪器上显示多个诊断模式的数据,以便仪器操作人员可以具有患者的最完整的图片,用于引导数据采集。虽然详细描述了青光眼的状况,但是在眼科领域停车普遍需要多个模式的信息,包括结构和功能测量,在一起查看时,这些模式可以彼此补充并且帮助诊断和治疗处理决策。

[0007] 在市售的眼科诊断系统中,仪器操作人员通常根据可能与特定病理相关的眼睛的已知位置,从一系列扫描选项中选择。在由仪器制造商规定的标准格式中,显示和分析数据。由于OCT技术的改进允许收集更大量的数据,没有显著的患者运动伪影,要分析和解释越来越多的数据。可取地增大这些大量数据的显示和分析的自动化和解释,以提高和扩展技术的临床应用。

发明内容

[0008] 本发明的一个目标在于,提高向用户显示分析以及呈现OCT和其他眼科诊断数据的方式。在本发明的一个方面,允许用户通过用户在用户图形界面上拖放不同的显示部件,来创建自定义视图或报告。在本发明的另一个方面,给用户根据特定病理的方案将扫描排序的选项。用户界面的进一步增强包括标记特定B扫描、访问参考库的信息以及直接从查看画面中将后续扫描排序的能力。本发明的进一步方面在于使用单个控制参数优化显示的B扫描的对比度和质量的能力。在本发明的进一步方面,描述了虚拟的实时z跟踪方法,其在相同的深度位置内保持显示的数据,无论是否运动。这个实施方式可以在外科系统中使用OCT时具有特定的应用。在本发明的最终方面,一种眼科诊断仪器,其中,用户具有使用关于其关注正态群体的数据的数据库,而非由仪器制造商提供的标准规范数据库,来收集并且进行分析的能力。

附图说明

[0009] 图1示出了在本发明的各种实施方式中可以使用的眼科OCT装置的概览图。

[0010] 图2示出了根据本发明的一个实施方式的用于驱动眼科诊断数据的采集、显示以及分析的用户可定制的界面画面的两个实例。图2a示出了青光眼随访临床图的显示器,其中,显示并且由用户选择与青光眼相关的各种显示部件,以产生一组或多组眼科诊断数据的视图。图2b示出了在选择湿性AMD随访的新临床图时的显示器。给用户提供了从显示器部件的已有模板中选择或者从scratch开始的选择。

[0011] 图3示出了根据本发明的一个实施方式的用于驱动眼科诊断数据的采集、显示以及分析的用户可定制的报告画面的两个实例。图3a示出了湿性AMD的检查画面,其中,可以由用户选择各种类型的分析,以生成关于特定患者的报告。用户能够从现有数据以及应在下一次访问中获取的指示数据中进行选择。图3b示出了根据从图3a中显示的显示画面中进行的生成选择的报告。显示了先前收集的数据,同时使等待数据采集的位置保留空白。

[0012] 图4a示出了根据本发明的一个方面的可用于方案驱动的工作流的用户界面画面。图4b示出了根据工作流请求收集的所产生的数据。

[0013] 图5示出了本发明的一个实施方式的截图,其中,可以标记一块OCT数据的特定B扫描,用于稍后参考。

[0014] 图6示出了根据本发明的一个方面的在眼科诊断数据的采集、显示或分析期间可以从参考库中访问的眼睛的模型。

[0015] 图7a示出了查看画面,其中,在各种OCT薄片旁边显示了眼底图像。图7b示出了根据本发明的一个方面的可以从在图7a中显示的查看画面中直接排序的高质量断层照片或B扫描。

[0016] 图8示出了在虚拟的实时z跟踪之后的基本概念,其中,深度信息的减小子集用于随着时间保持恒定的深度图。

[0017] 图9a示出了64个B扫描寄存并且平均化的OCT B扫描。图9b示出了根据本发明的一个方面的在图9a中的对比度增强版本的图像。

具体实施方式

[0018] 光学相干断层扫描 (OCT) 是一种技术,用于执行可以在原地并且实时在微米尺度提供组织结构的图像的高分辨率横截面成像[15]。OCT是一种干涉法,其确定样品沿着OCT光束的散射剖面。每个散射剖面称为轴向扫描或A扫描。横截面图像(B扫描)并且通过扩充3D体积由很多A扫描组成,其中,OCT光束移动到在样品上的一组横向位置。OCT提供一种用于微米分辨率测量的机构。

[0019] 在频域OCT (FD-OCT) 中,在参考光与样品点的后向散射光之间的干涉信号记录在频域内,而非时域内。在波长校准之后,采用一维傅里叶变换,以获得对象散射势垒的A线路空间分布。通常在谱域OCT (SD-OCT) 的情况下在检测臂部内使用色散光谱仪,或者在扫频光源OCT (SS-OCT) 的情况下快速扫描扫频激光源,实现在FD-OCT内的光谱信息鉴别。

[0020] 在20世纪90年代早期,第一次公开了使用OCT的生物材料的评估[16]。频域OCT技术应用于活体样本中[17]。与时域OCT相比,频域技术在速度和信噪比方面具有明显的优点[18]。现代OCT系统的更大速度允许采集更大的数据组,包括人体组织的3D体积图像。人们发现,该技术广泛地用于眼科中。在图1中显示了适合于供本发明使用的用于收集3D图像的概览的FD-OCT系统。

[0021] FD-OCT系统包括光源101,典型的光源包括但不限于具有短时间相干性长度的宽带光源或扫频激光源[19-20]。通常由光纤105路由来自光源101的光,以照亮样品110,典型的样品是在人眼后面的组织。通常使用在光纤的输出端与样品之间的扫描仪107扫描光,以便在待成像的区域或体积之上扫描光束(虚线108)。从样品中散射的光通常收集到同一光纤105内,该光纤用于路由光以进行照明。源自同一光源101的参考光传播单独的路径,在这种情况下,涉及光纤103和回反射器104。本领域技术人员认识到,还可以使用透射参考路径。收集的样品光通常在光纤耦合器102内与参考光相结合,以在检测器120内形成光干涉。将检测器的输出供应给处理器130。结果可以储存在处理器内或者在显示器140上显示。处理和储存功能可以位于OCT仪器内,或者可以在外部处理单元上执行功能,将收集的数据传输给该外部处理单元。这个单元可以专用于数据处理或者执行相当通用而不专用于OCT装置的其他任务。

[0022] 干扰促使干扰光的强度跨光谱变化。干扰光的傅里叶变换揭示了处于不同路径长度的散射强度的剖面,因此,散射作为样品中深度(z方向)的函数[21]。作为深度函数的散射剖面称为轴向扫描(A扫描)。在样品内的相邻位置测量的一组A扫描产生样品的横截面图像(断层照片或B扫描)。在样品上的不同横向位置收集的大量B扫描构成数据体或立方。

[0023] 在干涉仪内的样品和参考臂部可以由体光学、光纤光学或混合体光学构成,并且可以具有不同的架构,例如,本领域的技术人员已知的Michelson、Mach-Zehnder或基于共同路径的设计。在本文中使用的光束应解释为任何仔细引导的光路径。在时域系统中,参考臂部需要具有可调光学延迟,以生成干涉。平衡的检测系统通常用于TD-OCT和SS-OCT系统中,而光谱仪用于SD-OCT系统的检测端口处。在本文中描述的本发明还可以适用于任何类型的OCT系统。本发明的各方面可以适用于其他类型的眼科诊断系统和/或多个眼科诊断系统,包括但不限于眼底成像系统、视野测试装置以及扫描激光偏振计。本发明涉及可以在特定仪器本身上或者在手动或通过网络连接将收集的诊断数据传输至其的单独计算机或

工作站上进行的眼科诊断数据的采集控制、处理以及显示。显示器给仪器或操作人员提供与系统以及所产生的数据交互的图形用户界面。仪器用户可以与界面交互,并且通过各种方式提供输入,包括但不限于:鼠标点击、触摸屏部件、滚轮、按钮、旋钮等。描述了用于OCT应用程序的用户界面设计的各种方面[22]。在本文中描述的本发明涉及以下方面的改进:如何设计和配置用户界面从而允许眼科诊断数据的优化采集、显示以及分析。

[0024] 可定制的用户界面和报告

[0025] 在本发明的一个实施方式中,用户界面提供完全可定制的报告/临床视图功能。通过从在图2a中显示的部件或窗口小部件的显示图标列表中拖拽,用户具有创建其自身的临床查看模板的选项,用于OCT成像的一个优选实施方式。图2a示出了在用户通过点击或触摸在画面的顶部面板中的“青光眼随访”按钮201来选择青光眼随访临床视图时显示的画面。可以创建不同的病理或疾病状态的特定视图,包括但不限于青光眼和老年性黄斑变性(AMD)。一旦选择临床视图,显示器就充满大量显示部件或窗口小部件。窗口小部件可以与数据显示或数据分析相关(与来自一个或多个仪器(OCT、视野测试、眼底照相机等)的规范化数据、测量、进度分析等相比较)。在图2a中,两个显示的窗口小部件是HFA 202和进展203。而且,通过从可以在画面上的某个地方显示的分类列表(组合式窗口小部件、OCT、眼底、HFA等)中选择,用户可以将窗口小部件加入“飞行中”的现有模板中。在本发明的优选实施方式中,用户界面显示不需要额外扫描信息的在规定时间内可用的一组窗口小部件;在选择时,这些窗口小部件立即显示数据。如果用户选择需要额外患者扫描信息的窗口小部件,那么用户界面生成并且发送命令给一个或多个仪器的采集控制,用于在将来进行特定扫描,以收集所请求的信息。在患者记录上执行和保存所有需要的扫描时,显示数据。一旦选择窗口小部件或显示部件,用户可以具有将窗口小部件填充不同数据的选项。可以显示可用数据和分析列表204,并且用户可以从该列表中选择并且指示数据应显示在窗口小部件中的位置。

[0026] 用户还具有从头开始创建新视图的选择,将传输视图用作模板,如图2b中所示,用于湿性AMD临床视图。在用户在图2a中选择“添加新视图”205时,在图2b中显示的视图可以在屏幕上显示。给用户以提供以预定的模板开始或者从头开始的选项210。一旦进行这种选择,视图变化至图2a中显示的视图,其中,在画面上的某个地方通过列表或菜单,可访问与所选择的临床视图相关的窗口小部件。在不使用时,可以隐藏这个列表,以增加可用画面空间,用于显示临床意义数据。可以并排显示多个访问的数据,以有助于分析病情进展,如在图2b的底部中在分析面板211中所示。

[0027] 在本发明的相关实施方式中,用户具有从头开始设计一个或多个方案/报告或通过与如图3中所示的用户界面相似的方式改变现有方案/报告的选项。图3a示出了“湿性AMD工作”显示,可以从该显示中拖动以生成与湿性AMD相关的报告的元件可以被用户选择。除了各种眼科成像数据以外,还可以包括关于患者301的身份的各种信息。用户可以在飞行中(on the fly)在现有报告中加入额外分析、图像或扫描。如果需要立即显示数据,那么这组分析、图像或扫描限于现有扫描数据。这由在显示器上显示的“可用”选项302的菜单表示。用户仅仅需要从画面的底部上的可用窗口小部件的列表中选择并且拖动用户期望添加到报告中的分析选项或窗口小部件。用户可以使用在画面上的“历史”显示部件(其中,提供早期具有的数据的指示),从在先前访问时收集的数据中选择。用户还可以选择窗口小部件或

数据组,并且选择查看在所有访问中收集的相同类型的所有窗口小部件或数据。可以添加或删除单独访问,以创建所需要的进展报告。用户还可以选择分析,通过这个分析,目前从“需要额外分析”选项304的菜单中不能使用数据。如果请求需要额外扫描数据的分析,那么系统自动生成扫描顺序,并且将其发送给诊断仪器的采集头部。在图3b中显示从使用在图3a中的界面从部件的选择中生成的报告。已经收集的数据可见。将报告上的要显示这个数据的位置保持空白或者标有“顺序”310,直到在稍后的日期收集。

[0028] 方案驱动的工作流

[0029] 通常,对于OCT成像,特定扫描或一系列扫描由仪器用户选择并且根据期望信息对患者进行。这需要了解哪些扫描模式可能提供期望的信息。本发明的一个方面是用户能够将单一检查、作为一个或多个扫描的组合作为特定方案、或单个或多个不同的诊断装置的分析排序。这个方案驱动工作流可以基于关于特定的疾病状态的期望信息,例如,青光眼或干性或湿性AMD。这个工作流还表示,用户可以在检查结束时将特定患者的方案排序,用于下一次访问。在患者下一次检查时,储存和调用信息。用户使用现有方案模板或者可以根据期望信息自己生成。用户可以在当前访问期间将下一个访问方案/报告排序。用户仅仅需要在主画面的底部上点击顺序控制图标,并且出现弹出式画面,如图4a中所示。在这个画面上,通过选择特定的图标,用户可以选择将哪个方案排序,用于下一次访问。新访问(根据现有模板)与当前访问一样,或者将现有方案排序并且给其增加额外扫描。然后,在1个或多个诊断采集装置上检索这些顺序。在图4a中显示了特定检查方案的一个实例。在此处,在干AMD上需要随访检查,并且将一对OCT扫描以及眼底图像排序,以允许患者的随访检查。图4b示出了根据排序的检查方案在稍后的访问中收集的一些数据。如果用户选择新方案,那么系统可以确定创建完整的数据组所需要的扫描,标准的扫描显示需要将这个数据组用于这个模式,并且创建那些扫描的采集的顺序。

[0030] 标记B扫描

[0031] 如图5中所示,在采集单元处进行查看期间,在采集之后,用户具有在数据立方内标记一个或多个扫描的能力。这个功能可以由操作仪器的技术人员或者准备分析与患者或同事或提及的临床医生共享的医生执行,或者作为对任何将来评论者的提醒。通过使用多个用户输入装置中的任一个来在立方条上上下下滚动,用户选择其希望在数据体中强调的扫描,其中,用户输入装置包括但不限于触摸屏接口、滚轮、鼠标、或者一个或多个按钮以向前并且向后推动。在选择扫描之后,用户使用任何用户输入装置将书签图标拖到扫描中。标记B扫描的这个预筛选步骤帮助强调在采集期间记录的任何类型的病理或异常。除了标记以外,用户还可以通过注解或测量信息注释特定扫描,并且利用数据储存这个信息,用于稍后调用。

[0032] 参考库

[0033] 在本发明的另一实施方式中,用户界面允许访问参考库,具有用户在眼科诊断数据的采集和分析期间可以访问的属于眼睛解剖、健康参考扫描以及疾病扫描的实例的教育材料,如图6中所示。用户可以点击在页面底部的库图标601,以访问库。滚动条602可以是在这个画面上的导航工具。在选择特定的扫描/图像之后,用户可以从标准画面切换成全画面。此外,每个扫描/图像在右上角上具有控制,以在患者扫描与健康参考扫描之间切换,用于比较。医生还能够将其自己的信息加入库中。可以点击模型眼,以选择对其期望参考图像

的眼睛的一部分,例如,小凹、视神经头、角度或角膜。

[0034] 点击扫描

[0035] 在过去,操作人员必须在对准期间在从OCT数据或单独的眼底成像设备中生成的眼底图像上识别兴趣点,并且使用这个信息来引导进一步数据采集。这可能具有挑战性,与可以是彩色的或者包含功能信息(例如,荧光素血管造影术)的正面眼底图像相比,考虑到患者的移动并且考虑到在OCT横截面B扫描中的结构的视觉化的内在差异。本发明的进一步实施方式允许仪器操作人员在查看画面中在相对无运动的眼底图像上识别兴趣区域,并且采用更细微或更高分辨率的扫描,依然在原位中扫描患者的头部。图7a示出了特定患者的大量数据。数据可以包括低分辨率B扫描701,这些B扫描可以通过颜色编码链接至患者的视网膜或眼底702的视野上的位置。眼底图像可以从OCT数据[23]中生成或者从交替的成像设备中生成,包括但不限于线扫描检眼镜(LSO)、眼底照相机、激光共焦扫描检眼镜(cSLO)。此外,还可以显示患者的虹膜和瞳孔的视图703,以指示OCT光束穿过患者的眼睛的位置。

[0036] 在OCT数据的采集期间,在获得眼睛的概观扫描之后,利用各种用户输入装置(包括鼠标点击、触摸屏等)中的任一个,操作人员查看总体扫描并且规定在眼底图像702上的兴趣区域。系统可以自动识别兴趣区域,例如,小凹或视神经盘,或者用户可以调整在眼底图像上显示的线路,以引导进一步数据采集。然后,用户可以使用显示上的用户界面部件,来点击或选择高分辨率数据扫描。机器通过更高的分辨率在兴趣区域获取更精细的扫描,如图7b中所示。通过在相同的位置收集多个扫描并且将其平均化,或者通过更高的密度取样,可以获得更大的分辨率。高分辨率扫描710的位置的细节与数据一起显示。

[0037] 在本发明的一个优选实施方式中,在OCT数据的采集期间,

[0038] 1、操作人员获取患者眼睛的概观扫描;

[0039] 2、虽然对于下一次扫描患者头部依然在原位,但是操作人员查看概观扫描。

[0040] 3、操作人员通过拖动鼠标或薄片导航器,规定由自动识别的地标(例如,小凹)引导的兴趣区域。

[0041] 4、仪器以比在兴趣区域上的概观扫描更高的分辨率进行扫描。

[0042] 虽然优选的实施方式涉及选择区域用于额外数据收集,同时患者的头部依然放在仪器内,但是相同的概念可以用于查看数据并且将扫描排序,用于后续访问。此外,可以从OCT数据的初步立方中选择额外数据收集的位置,以便可以选择任何任意的任意位置,并且可以沿着在立方内的任何任意轴或方向收集扫描。

[0043] 用于虚拟实时z跟踪的方法

[0044] 在当前OCT系统中,随着组织在轴向维度中移动,组织在OCT信号中的位置可以大幅变化。因此,可取地具有某种形式的z跟踪,其试图将组织定位在每个B扫描的最佳位置处。然而,现有方法取决于找出组织的位置,然后,移动参考反射镜,以调整所获取的数据的位置,以便最佳定位组织。这通常由干涉仪的一个臂部的机械运动实现。然而,由于机械运动(较慢),所以如果具有恒定运动并且算法不断尝试赶上组织,那么可能并未最佳地定位组织。如果用户根据OCT信号采取某些行动,那么这尤其不可取。例如,在与手术显微镜整合的OCT系统中,医生根据在显示器上看到的信号采取某些行动。因此,如果可以实时在(用户可以设置的)最佳位置显示组织,那么这非常可取。本发明的进一步方面能够为用户实现OCT数据的实时z跟踪显示。对于获得OCT数据的稳定“视图”非常重要的应用,本发明特别有

用。一个实例是用于眼科手术的OCT。

[0045] 本发明的主要理念在于,与兴趣区域相比,将OCT成像深度增大为更大的深度。例如,如果外科医生看到要进行手术的眼睛的后部区域,那么主要对2到4mm的组织感兴趣。如果更大区域的组织可以成像,那么自动算法可以用于在图像内实时分割组织区域。然后,向用户显示的区域可以集中在兴趣区域上,因此,确保组织始终定位在用户选择的最佳位置。这种方法的主要优点在于,本发明可以实现实时z跟踪显示。

[0046] 随着新OCT技术的发展,尤其是扫频光源OCT的发展,更多的成像深度可行。这表明扫频光源系统能够具有6mm或更大的成像深度。为了当前讨论,使用6mm的成像深度以及3mm的兴趣区域(用于将后部区段成像,用于兴趣区域的这个深度通常充足)。

[0047] 图8显示了概念的概图。在时间 t_1 ,获取数据,如在最左(不包括:6mm的成像深度)上所示。自动算法可以分割兴趣组织,并且将兴趣区域放在如线路802和804所示(不包括:3mm)的周围。如所示,在箭头右边的第一图像上,向用户显示这个兴趣区域。在时间 t_2 上,组织沿着轴向维度移动,因此,如在第二图像上所示,位于所获取的数据窗口上的不同位置。组织可以再次分割,并且兴趣区域移动,以与组织的兴趣区域匹配。在时间 t_2 显示的图像具有与在时间 t_1 显示的图像内相同的位置的组织。由于分割算法可以非常快,可以实时实现显示,并且给用户呈现虚拟实时z跟踪能力。

[0048] 应注意的是,兴趣区域的深度并非限制。如果自动算法确定成像的组织比当前设置的兴趣区域更厚,那么兴趣区域本身可以扩展为包含兴趣组织。仅仅限制性是在考虑中的仪器可能具有的成像深度。如果组织甚至离开扫描的延伸区域,那么移动参考反射镜的传统方法可能需要使组织返回范围内。

[0049] 可以使用非常快的阈值算法将组织区域从OCT B扫描中分割。由于主要对找出兴趣区域感兴趣,所以分割算法不需要精确。组织的粗略分割足以集中兴趣区域。进一步地,数据可以根据需要下采样,以增大检测速度。阈值方法仅仅是提供分割的一种方法。本领域技术人员可以预期分割数据的额外方法。

[0050] 使用单个控制参数提高平均B扫描的对比度和视觉质量

[0051] 通常,向用户提供亮度和对比度(B,C)设置,这些设置可以变化,以产生显示特定的OCT数据的最佳设置。这是在可以在大范围内变化的一对参数内的二维穷举搜索。本发明的进一步方面给用户仅提供一个参数(该参数在0与1之间变化)以控制显示器的质量,因此,容易理解、设置以及解释。

[0052] 在使一组寄存的B扫描平均化以提高信噪比(SNR)之后,所提出的方法从数据中计算全局、单个值,并且从平均化数据中去除一部分,得到显示层内对比度、细节可见度以及对对象与背景对比度的显著提高的B扫描。这种方法的主要应用是提高平均化B扫描的图像质量。在可替换实施方式中,可以用于给用户提供减小的控制参数组($n=1$),用于设置提供更好的对比度的图像的强度等级。可以由用户显示和调整参数,无需具体优化处理的详细知识。

[0053] 图9a示出了平均化处理的结果,其中,在大略相同的解剖位置扫描的64个帧的堆栈共寄存(co-register),并且在每个像素位置获得中间强度值。在所提出的方法的优选实施方式中,首先,计算在这个阶段构成图像的这些中值的中值。假设由 m 表示中间图像,并且由 $\langle m \rangle$ 表示中值。然后,通过从 m 中减去这个 $\langle m \rangle$ 一部分,获得对比度增强,例如,根据:

[0054] $m'(\text{改进}) = m - (\alpha) \langle m \rangle$ (1)

[0055] 在图9b中显示改进图像的一个实例,其中,中间层对比度增大,同时依然在脉络膜的外部程度上保护细节免遭玻璃体。在图9b中,主观确定提供对比度增强和细节保留的 α 值是0.58。还值得注意的是,由于在原始图像内由单控制参数(以上等式1)引起的这个修改,所以与IS/OS边界(箭头901)类似的细层的可见性大幅增大。

[0056] 用户生成的规范数据库

[0057] 当前市售OCT系统(例如,Cirrus HD-OCT(位于加州都柏林市的Carl Zeiss Meditec公司))给医生提供比较特定的患者和大量规范数据的机会,用于分析和疾病诊断。Carl Zeiss等公司试图提供适用于广泛的患者群体的大量数据。在一些情况下,医生希望比较其患者和其当地正态群体,这是因为种族变化或由特定的疾病状态引起的变化。临床医生通常将大量患者成像,用于其自身研究,并且希望将其自己的患者群体用作参考。

[0058] 本发明的进一步方面在于,允许用户生成其自身的参考数据库,并且比较患者和这个参考数据库。可以通过与规范数据库的偏差相似的方式,将用户生成的参考数据库的偏差视觉化。在进一步的实施方式中,用户可以调整偏差阈值,以根据规范数据提供有意义的比较。此外,用户界面允许医生输出和输入其自定义的参考数据库,以允许在执业医师之间共享。

[0059] 虽然在本文中详细显示和描述了包括本发明的教导内容的各种应用和实施方式,但是本领域的技术人员可以容易地设想依然包含这些教导内容的其他变化的实施方式。

[0060] 包含以下参考文献,以作参考:

[0061] 1.Ajtony C,Balla Z,Somoskeoy S,Kovacs B:Relationship between Visual Field Sensitivity and Retinal Nerve Fiber Layer Thickness as Measured by Optical Coherence Tomography.Investigative Ophthalmology&Visual Science 2007, 48(1):258-263。

[0062] 2.Sommer A,Katz J,Quigley HA,Miller NR,Robin AL,Richter RC,Witt KA:Clinically detectable nerve fiber atrophy precedes the onset of glaucomatous field loss.Arch Ophthalmol 1991,109(1):77-83。

[0063] 3.Sato S,Hirooka K,Baba T,Yano I,Shiraga F:Correlation between retinal nerve fibre layer thickness and retinal sensitivity.Acta Ophthalmologica 2008,86(6):609-613。

[0064] 4.Harwerth RS,Wheat JL,Fredette MJ,Anderson DR:Linking structure and function in glaucoma.Progress in retinal and eye research 2010,29(4):249-271。

[0065] 5.Gardiner SK,Johnson CA,Cioffi GA:Evaluation of the Structure-Function Relationship in Glaucoma.Investigative Ophthalmology&Visual Science 2005,46(10):3712-3717。

[0066] 6.Chang R,Budenz DL:New developments in optical coherence tomography for glaucoma.Curr Opin Ophthalmol 2008,19(2):127-135。

[0067] 7.Schuman JS,Pedut-Kloizman T,Hertzmark E,Hee MR,Wilkins JR,Coker JG,Puliafita CA,Fujimoto JG,Swanson EA:Reproducibility of nerve fiber layer thickness measurements using optical coherence tomography.Ophthalmology 1996,

103(11):1889-1898。

[0068] 8.Paunescu LA,Schuman JS,Price LL,Stark PC,Beaton S,Ishikawa H,Wollstein G,Fujimoto JG:Reproducibility of nerve fiber thickness,macular thickness,and optic nerve head measurements using StratusOCT.Invest Ophthalmol Vis Sci 2004,45(6):1716-1724。

[0069] 9.Budenz DL,Chang RT,Huang X,Knighton RW,Tielsch JM:Reproducibility of retinal nerve fiber thickness measurements using the stratus OCT in normal and glaucomatous eyes.Invest Ophthalmol Vis Sci 2005,46(7):2440-2443。

[0070] 10.Bengtsson B,Olsson J,Heijl A,Rootzén H:A new generation of algorithms for computerized threshold perimetry,SITA.Acta Ophthalmologica Scandinavica 1997,75(4):368-375。

[0071] 11.Budenz DL,Michael A,Chang RT,McSoley J,Katz J:Sensitivity and specificity of the StratusOCT for perimetric glaucoma.Ophthalmology 2005,112(1):3-9。

[0072] 12.Hougaard JL,Heijl A,Bengtsson B:Glaucoma detection by Stratus OCT.J Glaucoma 2007,16(3):302-306。

[0073] 13.Leung CK,Chong KK,Chan WM,Yiu CK,Tso MY,Woo J,Tsang MK,Tse KK,Yung WH:Comparative study of retinal nerve fiber layer measurement by StratusOCT and GDx VCC,II:structure/function regression analysis in glaucoma.Invest Ophthalmol Vis Sci 2005,46(10):3702-3711。

[0074] 14.El Beltagi TA,Bowd C,Boden C,Amini P,Sample PA,Zangwill LM,Weinreb RN:Retinal nerve fiber layer thickness measured with optical coherence tomography is related to visual function in glaucomatous eyes.Ophthalmology 2003,110(11):2185-2191。

[0075] 15.Huang et al.“Optical Coherence Tomography”Science 254(5035):1178 1991

[0076] 16.U.S.Pat.No.5,321,501

[0077] 17.Nassif et al.“In vivo human retinal imaging by ultrahigh-speed spectral domain optical coherence tomography”Optics Letters 29(5):4802004

[0078] 18.Choma,M.A.,et al.“Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography”Optics Express 11(18):21832003

[0079] 19.Wojtkowski,et al.,“Three-dimensional retinal imaging with high-speed ultrahigh-resolution optical coherence tomography,”Ophthalmology 112(10):1734 2005

[0080] 20.Lee et al.“In vivo optical frequency domain imaging of human retina and choroid,”Optics Express 14(10):4403 2006

[0081] 21.Leitgeb et al.“Ultrahigh resolution Fourier domain optical coherence tomography,”Optics Express 12(10):2156(2004)

[0082] 22.US Patent Publication No.2008/0100612。

[0083] 23.US Patent No.7,301,644。

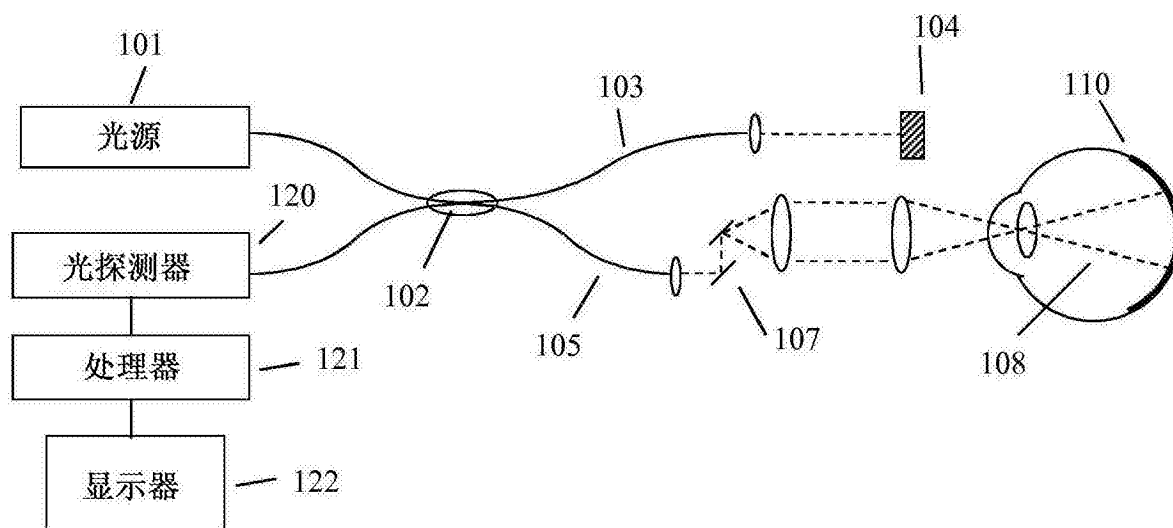


图1

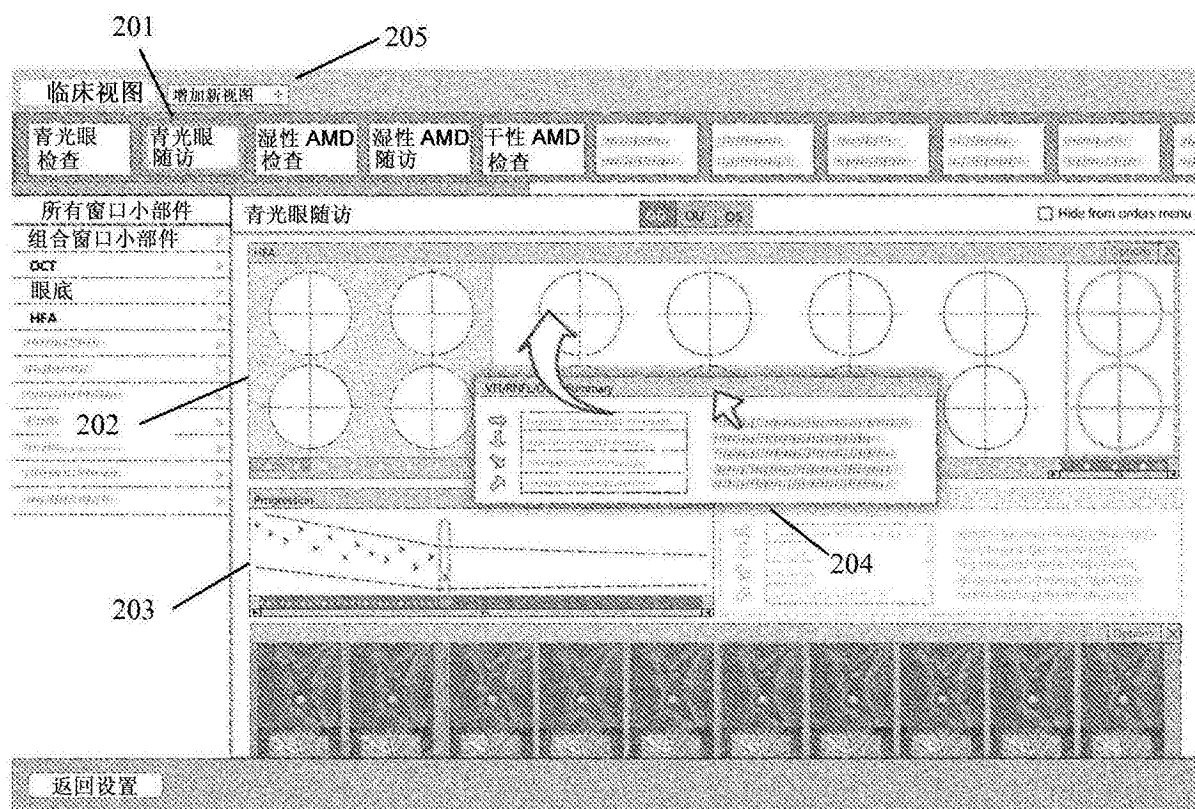


图2a

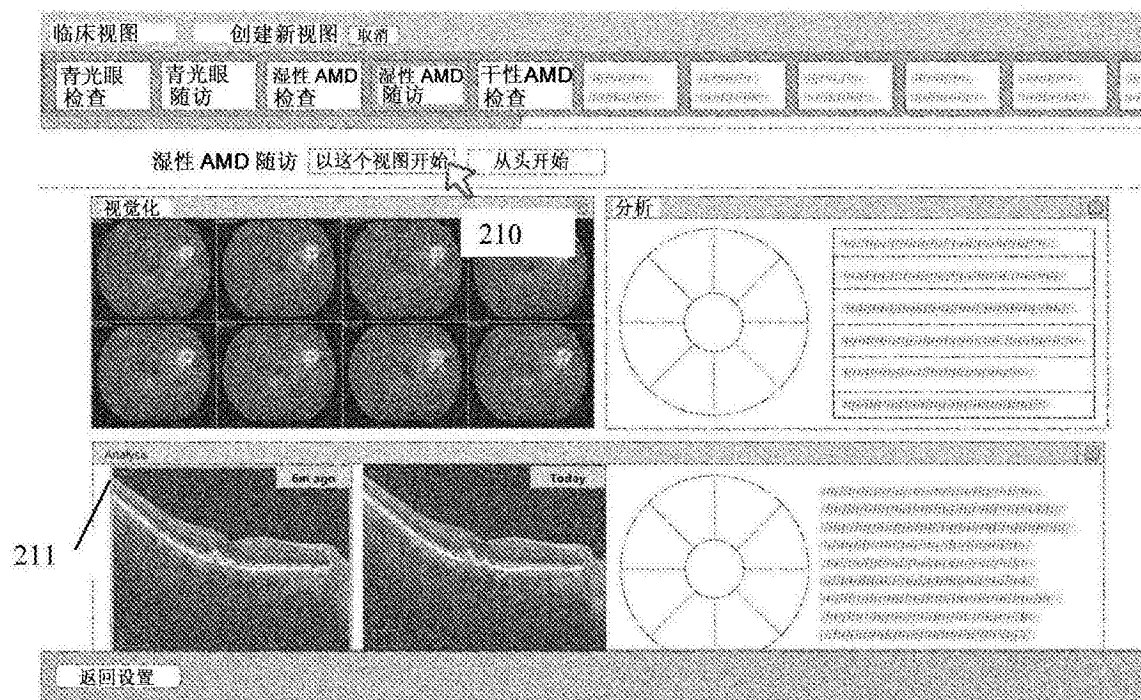


图2b

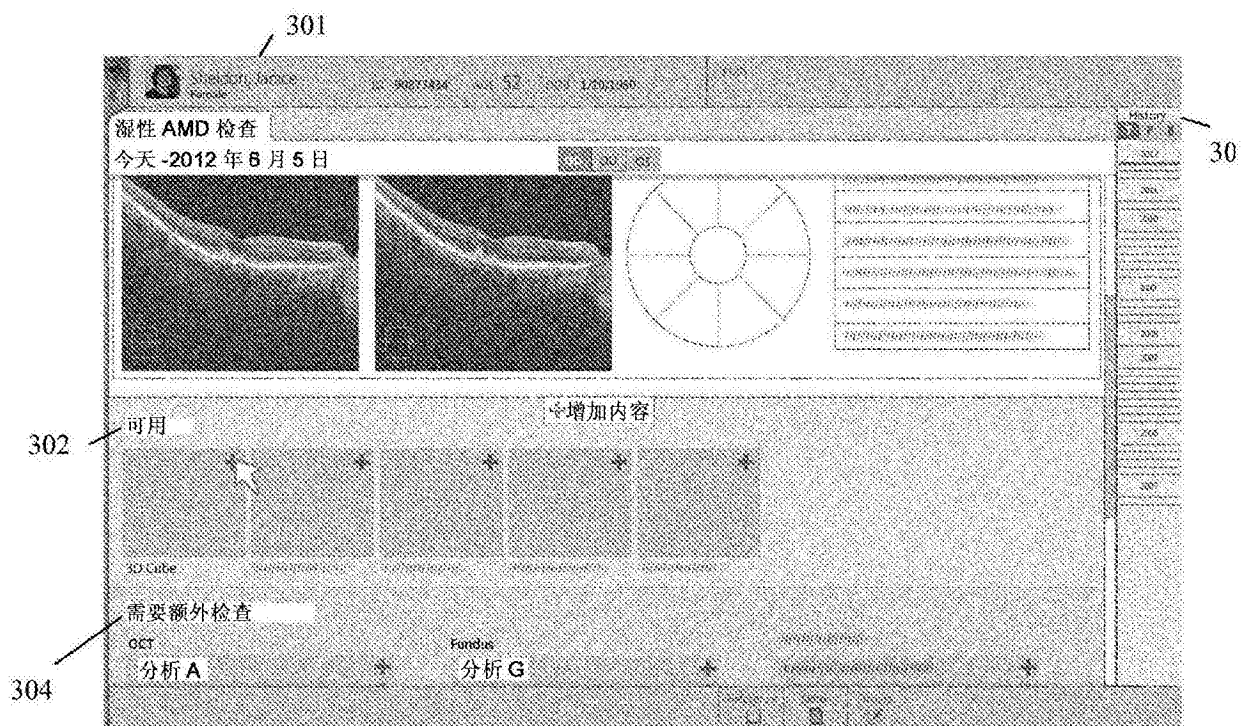


图3a

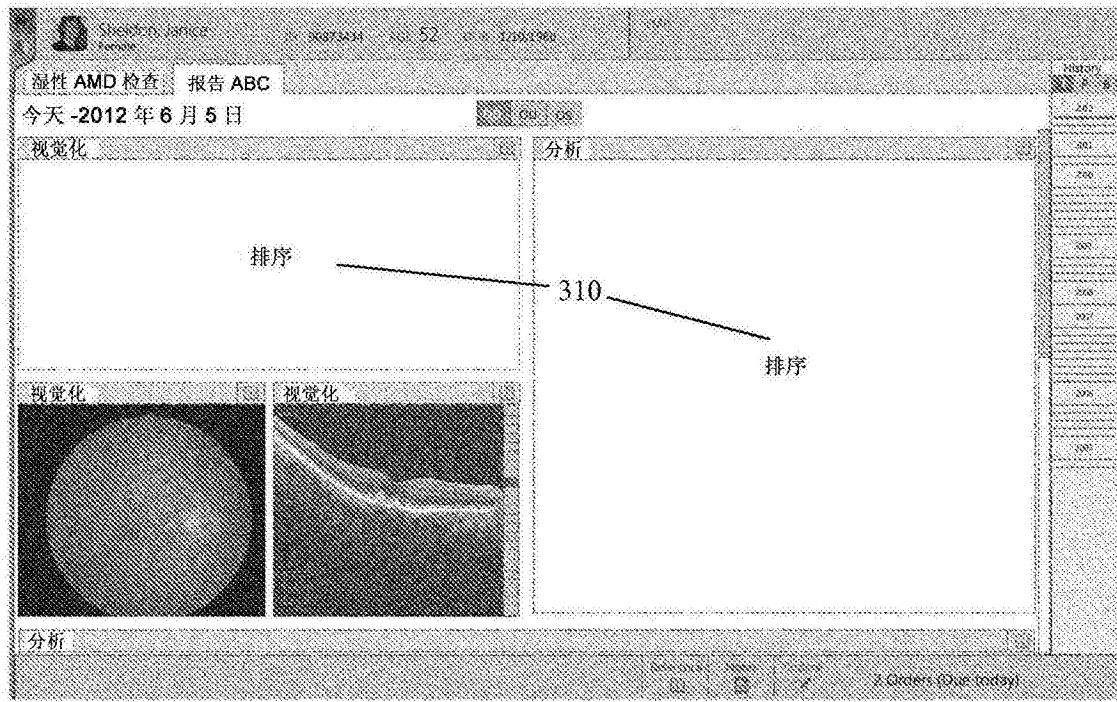


图3b

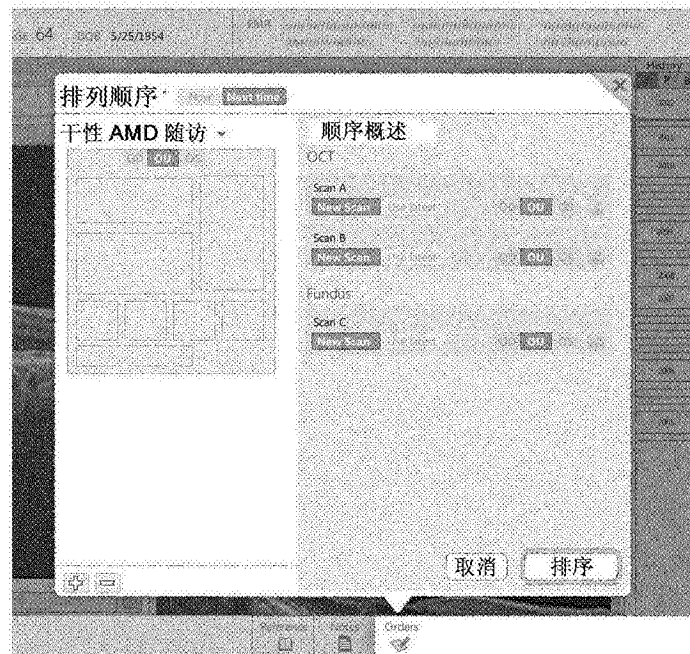


图4a

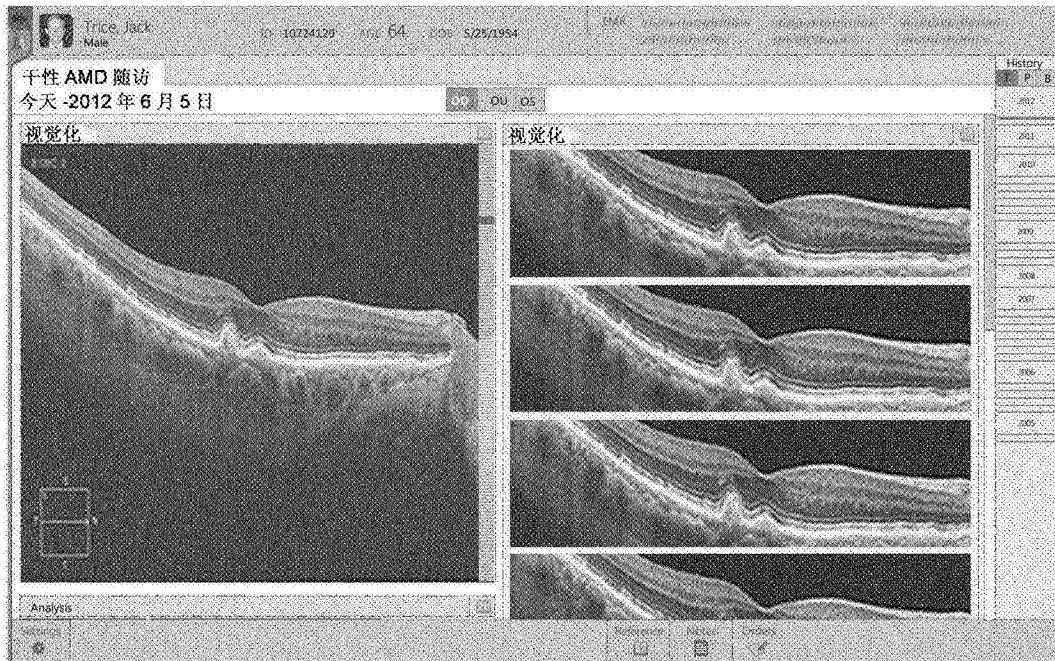


图4b

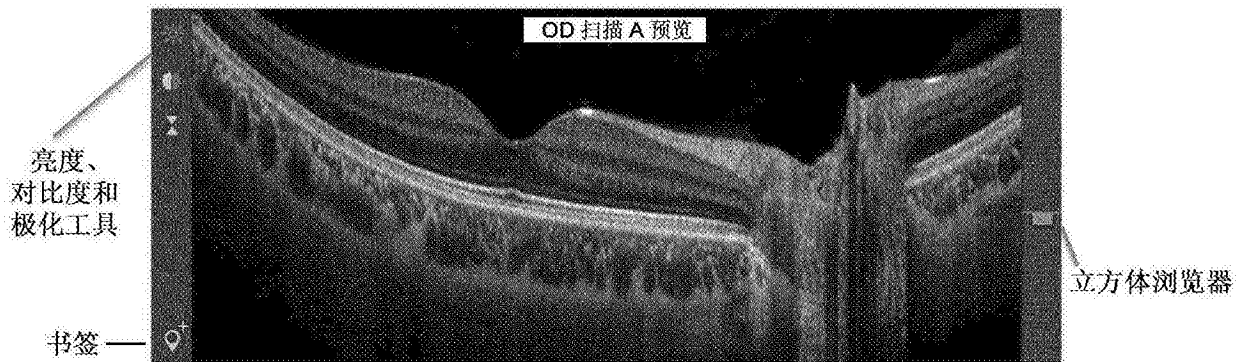


图5

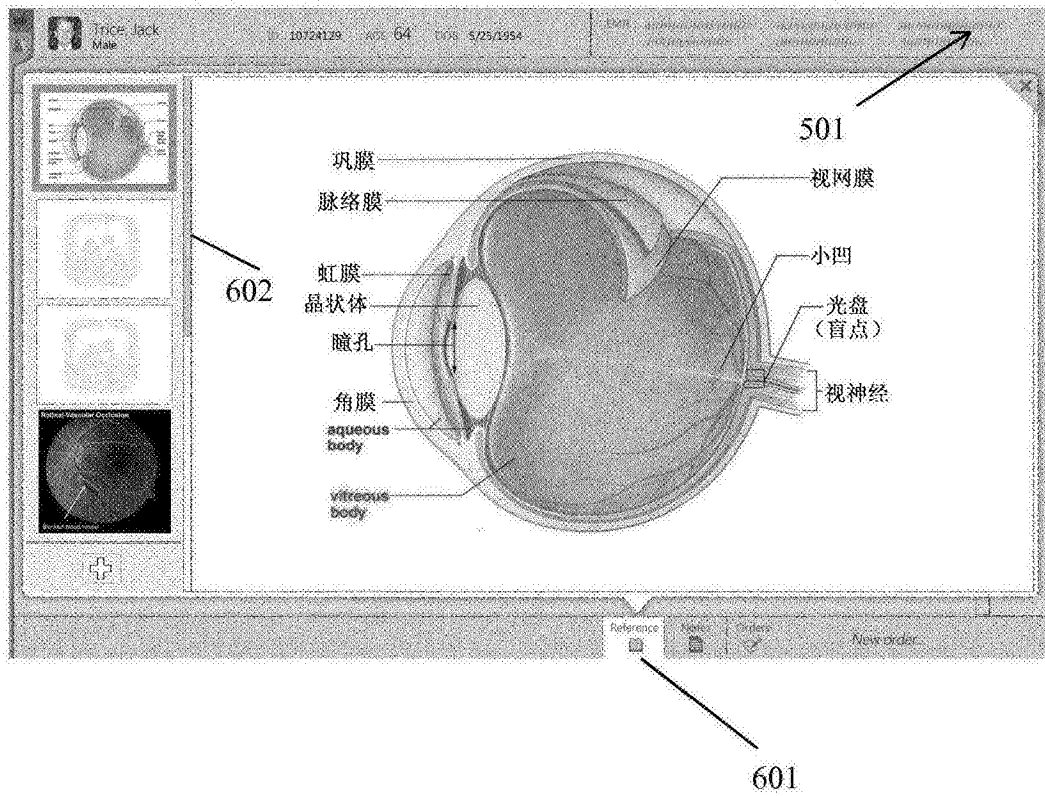


图6

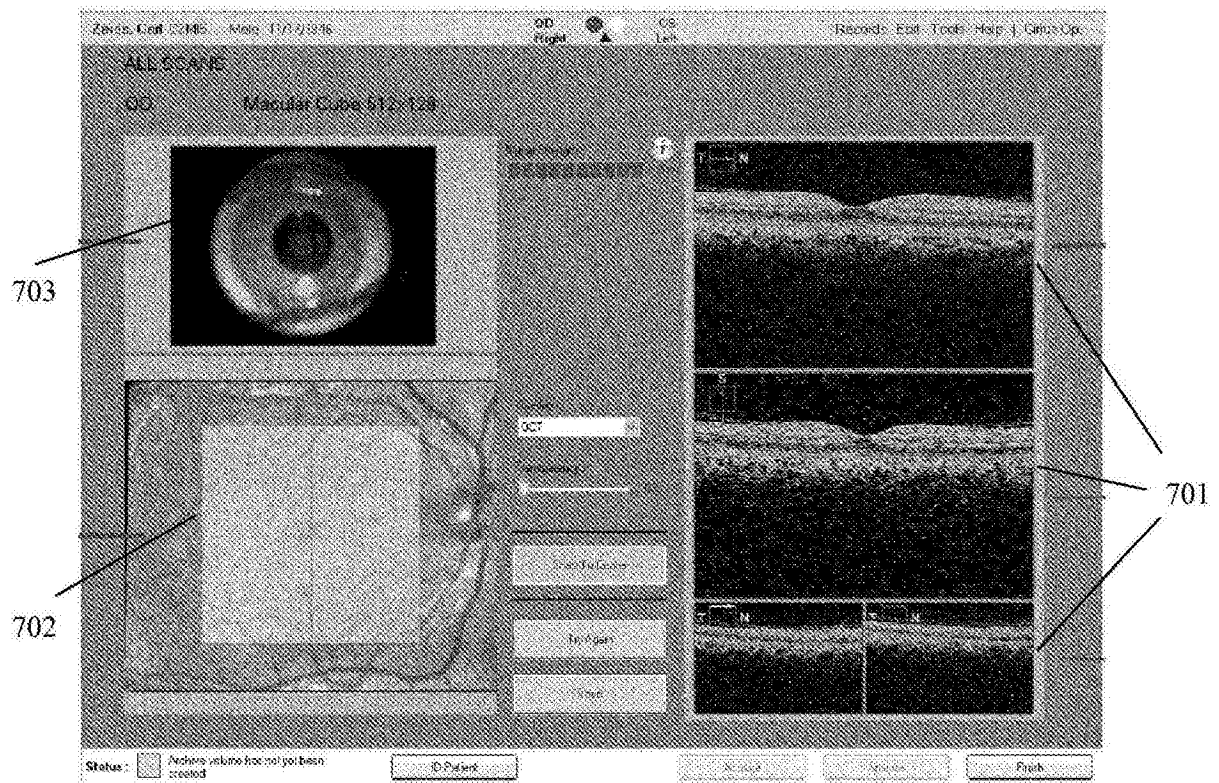


图7a

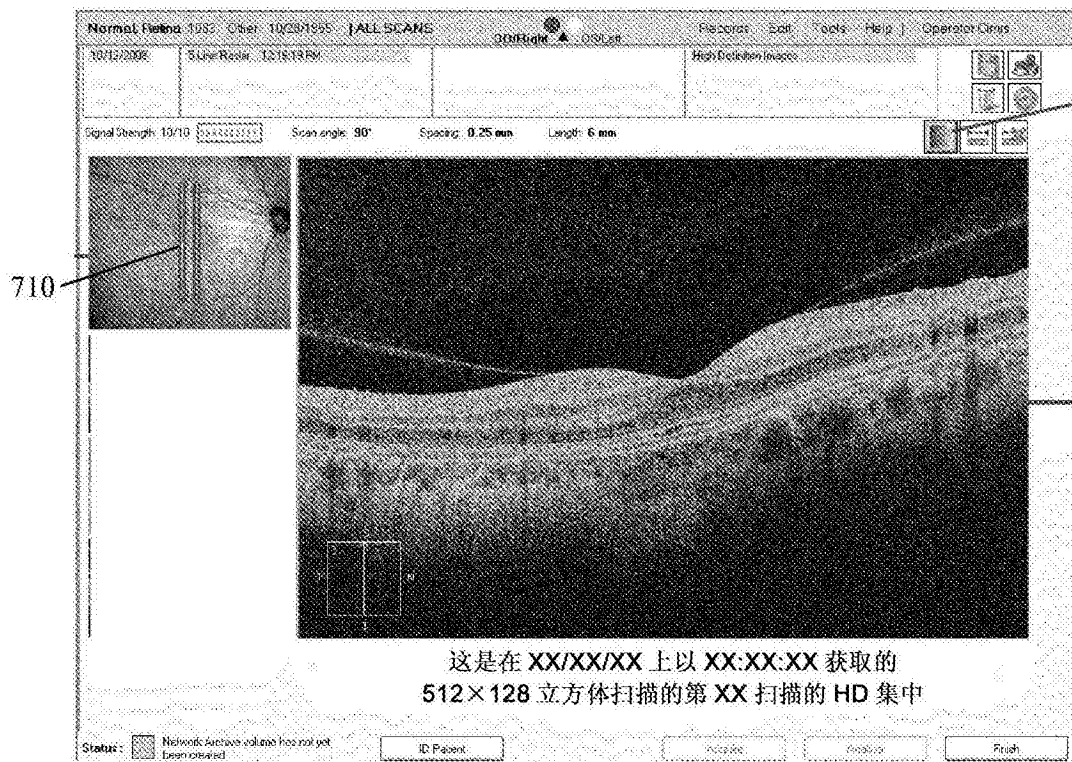


图7b

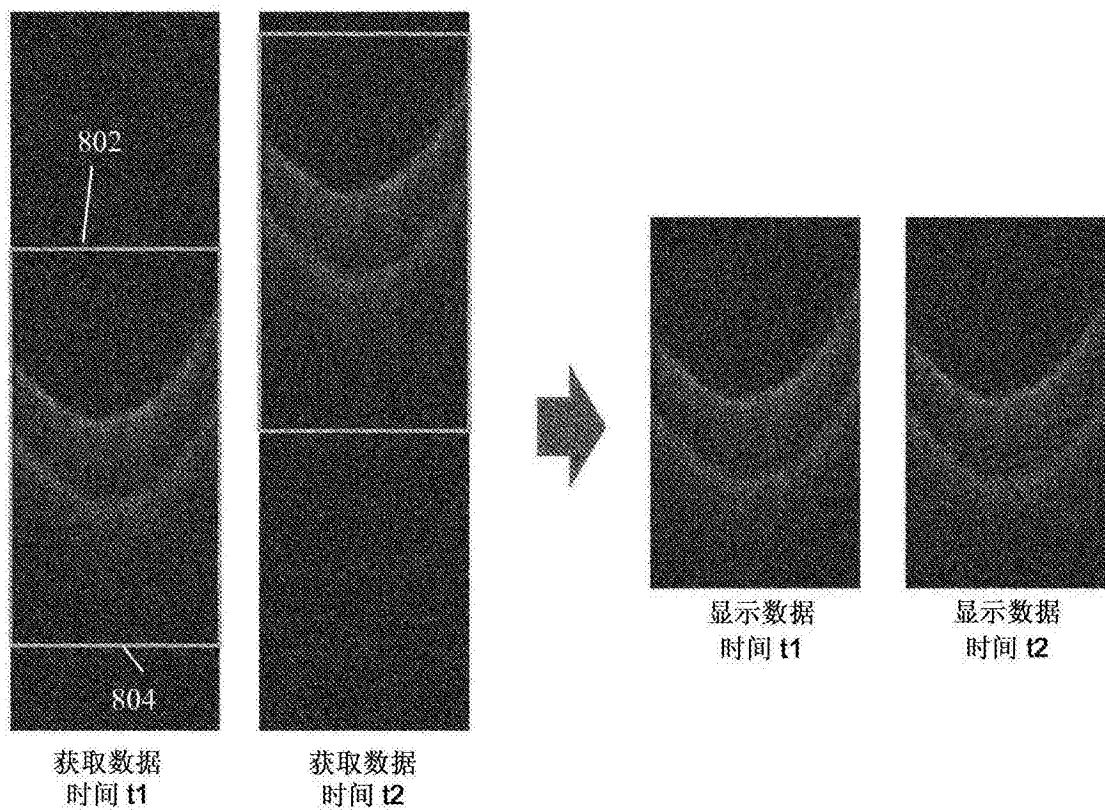


图8

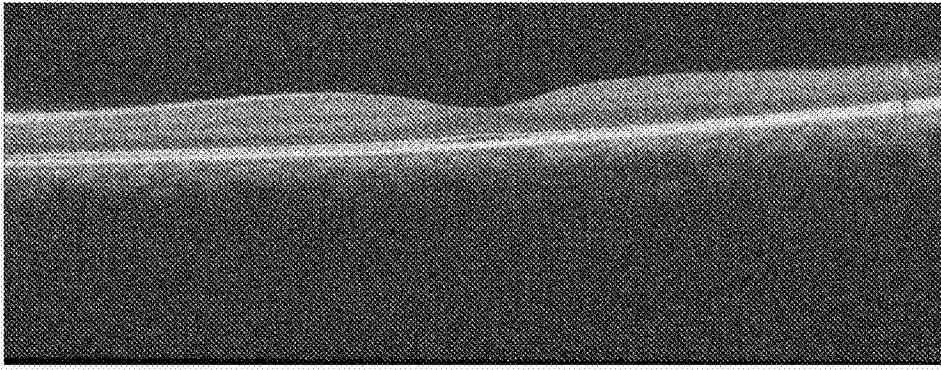


图9a

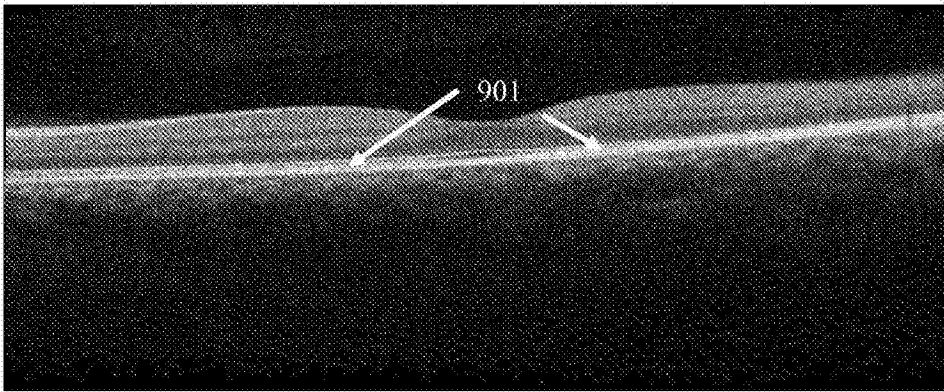


图9b