



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104027068 B

(45) 授权公告日 2015. 12. 09

(21) 申请号 201410232481. 9

(22) 申请日 2014. 05. 28

(73) 专利权人 北京大学

地址 100871 北京市海淀区颐和园路 5 号

(72) 发明人 李长辉 吴宁 任秋实

(74) 专利代理机构 北京万象新悦知识产权代理
事务所(普通合伙) 11360

代理人 王岩

(51) Int. Cl.

A61B 3/14(2006. 01)

A61B 8/10(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2010245769 A1, 2010. 09. 30, 全文.

CN 102293666 A, 2011. 12. 28, 全文.

CN 101472520 A, 2009. 07. 01, 全文.

US 2012320368 A1, 2012. 12. 20, 全文.

CN 103099644 A, 2013. 05. 15, 说明书第
[0013], [0066]-[0073] 段.

Song Hu 等. Second-generation
optical-resolution photoacoustic
microscopy with improved sensitivity and
speed. 《Optics Letters》. 2011, 第 36 卷(第 7
期), 1134-1136.

Hao F Zhang 等. Functional photoacoustic
microscopy for high-resolution and
noninvasive in vivo imaging. 《Nature
Biotechnology》. 2006, 第 24 卷(第 7
期), 848-851.

审查员 李坤

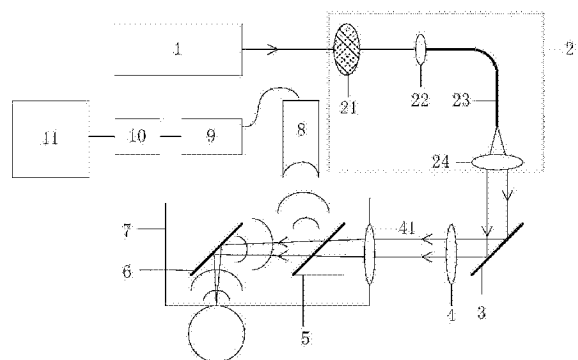
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

一种实时多模态光声人眼成像系统及其成像
方法

(57) 摘要

本发明公开了一种实时多模态光声人眼成像
系统及其成像方法。本发明的成像系统包括：激
光器、前端光路、反射镜、聚焦透镜、透光反声器
件、扫描镜、水槽、超声探头、超声收发装置、放
大器以及计算机；透光反声膜和扫描镜放置在水
槽内；包括光声成像模式和超声成像模式两种工
作模式。本发明通过扫描镜的使用代替了机械扫
描，大幅度提高了成像时间，减少患者的痛苦；
同时，光和超声共聚焦的设计，改变了现有的纯
光学聚焦或者超声聚焦的成像模式，在达到光学
分辨率的基础上也提高了灵敏度，还可以进行从
眼前到眼底的全眼成像；双波长的使用，打破
了现有仅是眼部血管结构成像的局限，可以进
行血氧饱和度的功能成像，有利于部分眼部疾
病的早期检测。



CN 104027068 B

1. 一种实时多模态光声人眼成像系统,其特征在于,所述成像系统包括:激光器(1)、前端光路(2)、反射镜(3)、聚焦透镜(4)、透光反声器件(5)、扫描镜(6)、水槽(7)、超声探头(8)、超声收发装置(9)、放大器(10)以及计算机(11);所述透光反声器件(5)、扫描镜(6)和超声探头(8)的前表面放置在水槽(7)内;包括光声成像模式和超声成像模式两种成像模式;其中,在光声成像模式中,所述超声收发装置(9)设置为接收模式;所述激光器(1)发出激光,激光通过前端光路(2),经反射镜(3)反射,由竖直放置的聚焦透镜(4)聚焦后,经透光反声器件(5)透射,再经扫描镜(6)反射,照射到检查部位,产生超声信号,超声信号经扫描镜(6)反射,再经透光反声器件(5)反射,由超声探头(8)接收,将超声信号转换为电信号,传输至超声收发装置(9),再经放大器(10)放大,传输至计算机(11)对图像进行采集和处理;在超声成像模式中,所述超声收发装置(9)设置为收发模式;所述超声收发装置(9)发出高压脉冲信号激励超声探头(8)发出超声波,经透光反声器件(5)反射,再经扫描镜(6)反射,照射到检查部位,产生调制的超声信号,超声信号经扫描镜(6)反射,再经透光反声器件(5)反射,由超声探头(8)接收,将超声信号转换为电信号,传输至超声收发装置(9),再经放大器(10)放大,传输至计算机(11)对图像进行采集和处理。

2. 如权利要求1所述的成像系统,其特征在于,超声信号的聚焦采取两种方式:1)所述超声探头(8)采用聚焦超声探头,并且透光反声器件(5)采用平面透光反声器件,超声探头实现超声信号聚焦,透光反声器件(5)实现超声信号传播方向的改变;2)所述超声探头(8)采用非聚焦超声探头,并且透光反声器件(5)采用非平面透光反声器件,实现超声信号的聚焦和超声信号传播方向的改变。

3. 如权利要求1所述的成像系统,其特征在于,在光声成像模式中,超声收发装置(9)设置为接收模式,超声收发装置(9)控制超声探头(8)接收超声信号并起到辅助放大经超声探头转换后的电信号的作用,经超声收发装置初级放大的电信号输入后端的放大器(10);在超声成像模式中,所述超声收发装置(9)设置为收发模式,周期性触发和接收超声信号,超声收发装置(9)激励超声探头(8)发出超声波,再接收由超声探头转化的电信号,超声收发装置控制超声探头接收超声信号并起到辅助放大经超声探头转换后的电信号的作用,经超声收发装置初级放大的电信号输入后端的放大器(10)。

4. 如权利要求1所述的成像系统,其特征在于,所述扫描镜(6)采用水浸式MEMS平面振镜,能够绕两个互相垂直的轴旋转。

5. 如权利要求1所述的成像系统,其特征在于,在所述水槽(7)的底部,设置有通孔(71),通孔(71)的直径大于人眼的直径,通孔(71)上覆盖有透明薄膜。

6. 如权利要求3所述的成像系统,其特征在于,进一步包括热镜(12)和光学相干层析成像装置,所述热镜(12)在准直透镜(24)和反射镜(3)之间,并且平行于反射镜(3),光学相干层析成像装置的入射光经热镜反射后,与光声模式下经过准直透镜(24)后的平行光共路。

7. 如权利要求1所述的成像系统,其特征在于,进一步包括矫正透镜(41),所述矫正透镜位于聚焦透镜(4)和透光反声器件(5)之间,对经聚焦透镜(4)聚焦的激光进行光学相差矫正。

8. 一种实时多模态光声人眼成像系统的成像方法,其特征在于,包括光声成像模式和超声成像模式,其中,

光声成像模式包括以下步骤：

- 1) 将超声收发装置设置为接收模式；
- 2) 选择激光的波长,激光器发出激光,激光通过前端光路,经反射镜反射,由竖直放置的聚焦透镜聚焦,经透光反声器件透射,再经扫描镜反射；
- 3) 调整检查部位的位置,使得检查部位位于聚焦透镜的焦平面,聚焦光照射到检查部位；
- 4) 检查部位接收光照射产生超声信号,超声信号经扫描镜反射,再经透光反声器件反射,由超声探头接收,将超声信号转换为电信号,由超声收发装置接收,经放大器放大,传输至计算机对图像进行采集和处理；
- 5) 调节扫描镜的偏转角度,改变聚焦光的扫描范围,重复步骤 2) ~ 4),直至完成二维的扫描区域,从而实现三维的成像；

超声成像模式包括以下步骤：

- 1) 将超声收发装置设置为收发模式；
- 2) 超声收发装置激励超声探头发出超声波,经透光反声器件反射,再经扫描镜反射,照射到检查部位；
- 3) 检查部位接收超声波产生调制的超声信号,超声信号经扫描镜反射,再经透光反声器件反射,由超声收发装置接收,将超声信号转换为电信号,传输至超声收发装置,经放大器放大,传输至计算机对图像进行采集和处理；
- 4) 调节扫描镜的偏转角度,改变聚焦光的扫描范围,重复步骤 2) ~ 3),直至完成二维的扫描区域,从而实现三维的成像。

9. 如权利要求 8 所述的成像方法,其特征在于,在光声成像模式中,在完成步骤 1) ~ 5) 后,进一步包括,改变激光器发出的激光的波长,重复步骤 2) ~ 5),经过后期运算得到血管不同部位的血氧饱和度,从而实现眼部血管进行功能性成像。

10. 一种权利要求 1 所述的实时多模态光声人眼成像系统用于结合眼底镜、激光扫描检查镜以及眼底荧光摄影,实现多模态的用途。

一种实时多模态光声人眼成像系统及其成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学工程领域,具体涉及一种功能性高分辨率实时多模态光声人眼成像系统及其成像方法。

背景技术

[0002] 目前的眼病检查手段主要有检眼镜、眼部超声成像、光学相干层析成像等。检眼镜是最简易的眼病检查手段,操作方便,但不能给出三维结构和功能信息;眼部超声成像不仅可以在结构上区分眼的各层组织,还可以通过多普勒显示血流信息,可用于多种结构和功能性病变的检查,但对比度和灵敏度不高,诊断者的主观因素大;光学相干层析成像(OCT)是一种眼科高分辨率的横断面影像学诊断新技术,分辨率可达到微米量级,适合于对眼透光组织作断层成像。具有分辨率高、成像快、重复性好等特点,主要用于眼底后部玻璃体界面疾病、视网膜及黄斑部疾病、色素上皮疾病等的检查。然而,OCT的成像因受散射影响而深度有限。另一方面,OCT不能给出一些重要的功能信息,例如眼部循环系统的血氧饱和度。光声眼科成像是近几年发展起来的新型技术。它基于光声层析成像原理,眼睛里血管、色素层等组织在吸收了入射的脉冲及发光后发生热膨胀,从而产生超声信号。通过在眼睛表面探测产生的超声波可以重建吸收体的位置和形态。由于活体生物组织的光学吸收特性和其功能与分子结构密切相关,因此基于光学吸收特性的光声眼科成像可以提供这方面的信息。例如糖尿病视网膜病和与年龄相关的黄斑变性等疾病的循环系统和代谢都有异常,而光声眼科成像可以通过提供眼部循环系统的血氧饱和度这一重要生理参数帮助疾病的诊断。

[0003] 国际上,已经有不少课题组进行将光声效应应用于眼部成像的研究。依赖于光学聚焦,Jiao和Zhang研发出的光声眼部系统,与光学相干层析,扫描激光检眼镜,荧光血管造影等成像模态相结合,实现了活体小鼠多模态眼底成像;Hu和Rao研发的系统实现了小鼠虹膜高分辨率三维成像。但这两个系统都只实现了眼前或眼底的眼内部分组织的光声成像。Silverman和Adam分别设计的光声眼部成像系统同时实现了全眼的超声和光声双模态成像,然而由于基于声学的聚焦,这两套系统的分辨率较低。总体说来,国际上现有的光声眼部成像设备,没有将高分辨率功能性的光声显微成像和眼科检查中最常用的超声结构成像结合起来,实现从眼前到眼后部的高分辨率功能性全眼多模态光声成像。

发明内容

[0004] 针对以上现有技术中存在的问题,本发明提出一种将光声成像模式和超声成像模式结合的成像系统及其成像方法,实现功能性高分辨率实时多模态光声人眼成像。

[0005] 本发明的一个目的在于提出一种实时多模态光声人眼成像系统。

[0006] 本发明的实时多模态光声人眼成像系统包括:激光器、前端光路、反射镜、聚焦透镜、透光反声器件、扫描镜、水槽、超声探头、超声收发装置、放大器以及计算机;透光反声器件、扫描镜和超声探头的前表面放置在水槽内;包括光声成像模式和超声成像模式两种

成像模式；其中，在光声成像模式中，超声收发装置设置为接收模式；激光器发出激光，激光通过前端光路，经反射镜反射，由竖直放置的聚焦透镜聚焦后，经透光反声器件透射，再经扫描镜反射，照射到检查部位，产生超声信号，超声信号经扫描镜反射，再经透光反声器件反射，由超声探头接收并将超声信号转换为电信号，传输至超声收发装置，再经放大器放大，传输至计算机对图像进行采集和处理；在超声成像模式中，超声收发装置设置为收发模式；超声收发装置激励超声探头发发出超声波，经透光反声器件反射，再经扫描镜反射，照射到检查部位，产生调制的超声信号，超声信号经扫描镜反射，再经透光反声器件反射，由超声探头接收，并将超声信号转换为电信号，传输至超声收发装置，再经放大器放大，最终传输至计算机对图像进行采集和处理。

[0007] 本发明的激光器为具有多波长输出的激光器，在对人眼血管进行结构成像时，只需要使用一种波长即可，该波长应满足血液吸收系数远大于外周组织。同时，为了对临床疾病进行早期诊断，需要对眼部血管进行功能性成像。具体做法是使用含氧和脱氧血红蛋白吸收有差异的两种波长分别对血管进行成像，经过后期运算得到血管不同部位的血氧饱和度，这是许多眼部疾病，如年龄相关性黄斑变性，糖尿病性视网膜病变等的重要功能参数。

[0008] 前端光路包括衰减片、光纤耦合透镜、光纤和准直透镜；其中，激光器发出的激光经衰减片衰减，由光纤耦合透镜耦合至光纤中，光纤的出光口位于水平放置的准直透镜的焦点处，经准直透镜变为平行光。

[0009] 进一步，本发明在聚焦透镜和透光反声器件之间设置矫正透镜，对经聚焦透镜聚焦的激光进行光学相差矫正。

[0010] 扫描镜采用水浸式 MEMS 平面振镜，能够绕两个互相垂直的轴旋转，从而进行二维扫描。水槽的侧壁设置有圆孔，矫正透镜通过圆孔嵌在水槽的侧壁上。激光器发出激光，经准直透镜形成平行光，再经 45 度反射镜和竖直放置的聚焦透镜聚焦，以及矫正透镜进行光学相差矫正后，经过 45 度透光反声器件以后与超声共路，再经过扫描镜的反射照射于人眼的检查部位。检查部位位于聚焦透镜的焦平面，即平行光经聚焦透镜和矫正透镜后，在水中经透光反声器件透射以及扫描镜反射，到达检查部位所经历的光路等于焦距。扫描镜的初始位置与水平面夹角 45 度，调节扫描镜的偏转角度，从而改变聚焦光的扫描范围。在扫描过程中，扫描镜的偏转角度由视场决定。这里透光反声器件的作用是保证入射光通过聚焦透镜以后水平照射到扫描镜的表面，同时令通过扫描镜反射的水平的超声波竖直进入超声探头的接收区域。为了提高系统的灵敏度，这里采用激光激发光路和超声接收共聚焦的设计。激发光依靠聚焦透镜进行聚焦，而超声信号的聚焦可以采取两种方式：1) 超声探头采用聚焦超声探头，并且透光反声器件采用平面透光反声器件，这里超声信号的聚焦主要由超声探头实现，透光反声器件的作用是改变超声传播方向，保证超声信号被超声探头垂直接收；2) 超声探头采用非聚焦超声探头，并且透光反声器件采用非平面透光反声器件，该设计中，非平面透光反声器件的作用是实现超声信号的聚焦和超声信号的传播方向的改变。例如，使用抛物面的透明材质构成的非平面透光反声器件，将激发光聚焦于抛物面的焦点处，则抛物面的焦点产生的超声信号经抛物面反射后，都会平行于抛物面的轴线，即垂直入射于非聚焦超声探头的表面。

[0011] 在水槽的底部，设置有通孔，通孔的直径大于人眼的直径，通孔上覆盖有透明薄膜，以实现密封。成像时，眼睛通过生理盐水滴液与薄膜轻贴，人眼的视轴与水槽的底部垂

直。

[0012] 本发明的成像系统包括光声成像模式和超声成像模式两种成像模式,在光声成像模式中,超声收发装置设置为接收模式,超声收发装置控制超声探头接收超声信号并起到辅助放大经超声探头转换后的电信号的作用,经超声收发装置初级放大的电信号输入后端的放大器;在超声成像模式中,超声收发装置设置为收发模式,周期性触发和接收超声信号,超声收发装置激励超声探头发出超声波,超声探头将超声信号转换为电信号后,再传输至超声收发装置,超声收发装置控制超声探头接收超声信号并起到辅助放大经超声探头转换后的电信号的作用,经超声收发装置初级放大的电信号输入后端的放大器。在接收模式以及收发模式的接收状态中,超声收发装置的作用与放大器等同;在收发模式的激发状态中,超声收发装置发射高幅值脉冲电压触发超声探头发出超声信号。

[0013] 进一步,本发明的成像系统还能够结合光学相干层析成像 OCT 装置,以实现多模态成像。在准直透镜和反射镜之间加入热镜,热镜平行于反射镜,将光学相干层析成像 OCT 装置的光引入系统。来自光学相干层析成像装置的入射光经热镜反射后,与光声模式下经过准直透镜后的平行光共路。这样的成像系统能够实现光声、超声以及光学相干层析成像三种模态成像。

[0014] 本发明的另一个目的在于提供一种实时多模态光声人眼成像系统的成像方法。

[0015] 本发明的实时多模态光声人眼成像系统的成像方法,包括光声成像模式和超声成像模式。

[0016] 光声成像模式包括以下步骤:

[0017] 1) 将超声收发装置设置为接收模式;

[0018] 2) 选择激光的波长,激光器发出激光,激光通过前端光路,经反射镜反射,由竖直放置的聚焦透镜聚焦,经透光反声器件透射,再经扫描镜反射;

[0019] 3) 调整检查部位的位置,使得检查部位位于聚焦透镜的焦平面,聚焦光照射到检查部位;

[0020] 4) 检查部位接收光照射产生超声信号,超声信号经扫描镜反射,再经透光反声器件反射,由超声探头接收,将超声信号转换为电信号,由超声收发装置接收,经放大器放大,传输至计算机对图像进行采集和处理;

[0021] 5) 调节扫描镜的偏转角度,改变聚焦光的扫描范围,重复步骤 2) ~ 4),直至完成二维的扫描区域,从而实现三维的成像。

[0022] 在光声成像模式中,在完成上述步骤后,进一步包括,改变激光器发出的激光的波长,重复步骤 2) ~ 5),经过后期运算得到血管不同部位的血氧饱和度,从而实现对眼部血管进行功能性成像。

[0023] 在步骤 4) 中,由超声探头接收,将超声信号转换为电信号,超声收发装置控制超声探头接收超声信号并起到辅助放大经超声探头转换后的电信号的作用,经超声收发装置初级放大的电信号输入后端的放大器,再经放大器放大。

[0024] 超声成像模式包括以下步骤:

[0025] 1) 将超声收发装置设置为收发模式;

[0026] 2) 超声收发装置激励超声探头发出超声波,经透光反声器件反射,再经扫描镜反射,照射到检查部位;

[0027] 3) 检查部位接收超声波产生调制的超声信号, 超声信号经扫描镜反射, 再经透光反声器件反射, 由超声收发装置接收, 将超声信号转换为电信号, 传输至超声收发装置, 经放大器放大, 传输至计算机对图像进行采集和处理;

[0028] 4) 调节扫描镜的偏转角度, 改变聚焦光的扫描范围, 重复步骤 2) ~ 3), 直至完成二维的扫描区域, 从而实现三维的成像。

[0029] 在步骤 3) 中, 由超声收发装置接收, 将超声信号转换为电信号, 传输至超声收发装置, 超声收发装置控制超声探头接收超声信号并起到辅助放大经超声探头转换后的电信号的作用, 经超声收发装置初级放大的电信号输入后端的放大器, 再经放大器放大。

[0030] 本发明的又一目的在于提供本发明的实时多模态光声人眼成像系统用于结合眼底镜、激光扫描检查镜以及眼底荧光摄影, 实现多模态的用途。

[0031] 本发明的有益效果:

[0032] 本发明通过扫描镜的使用代替了原有的机械扫描, 大幅度提高了成像时间(从分钟量级到秒量级), 减少患者的痛苦; 同时, 光和超声共聚焦的设计, 改变了现有的纯光学聚焦或者超声聚焦的成像模式, 在达到光学分辨率的基础上也提高了灵敏度, 还可以进行从眼前到眼底的全眼成像; 双波长的使用, 打破了现有仅是眼部血管结构成像的局限, 可以进行血氧饱和度的功能成像, 有利于部分眼部疾病的早期检测。

附图说明

[0033] 图 1 为本发明的实时多模态光声人眼成像系统的结构示意图;

[0034] 图 2 为本发明的实时多模态光声人眼成像系统在成像时人眼的位置的示意图;

[0035] 图 3 为本发明的实时多模态光声人眼成像系统的超声信号聚焦的两种实现方式的示意图, 其中, (a) 为采用聚焦超声探头和平面透光反声器件的示意图; 2) 采用非聚焦超声探头和非平面透光反声器件的示意图;

[0036] 图 4 为本发明结合光学相干层析成像 OCT 的结构示意图。

具体实施方式

[0037] 下面结合附图, 通过实施例, 进一步阐述本发明。

[0038] 如图 1 所示, 本实施例的实时多模态光声人眼成像系统包括: 激光器 1、前端光路 2、反射镜 3、聚焦透镜 4、矫正透镜 41、透光反声器件 5、扫描镜 6、水槽 7、超声探头 8、超声收发装置 9、放大器 10 以及计算机 11; 透光反声器件 5 和扫描镜 6 放置在水槽 7 内, 水槽内盛有水, 矫正透镜 41 通过水槽侧壁的圆孔嵌在水槽 7 的侧壁上; 其中, 在光声成像模式中, 超声收发装置 9 设置为接收模式; 激光器 1 发出激光, 激光通过前端光路 2, 经反射镜 3 反射, 由竖直放置的聚焦透镜 4 聚焦后, 经矫正透镜 41, 由透光反声器件 5 透射, 再经扫描镜 6 反射, 照射到检查部位, 产生超声信号, 超声信号经扫描镜 6 反射, 再经透光反声器件 5 反射, 由超声探头 8 接收传输至超声收发装置 9, 超声收发装置 9 将超声信号转换为电信号, 经放大器 10 放大, 传输至计算机 11 对图像进行采集和处理; 在超声成像模式中, 超声收发装置 9 设置为收发模式; 超声收发装置 9 发出脉冲超声波, 经透光反声器件 5 反射, 再经扫描镜 6 反射, 照射到检查部位, 产生调制的超声信号, 超声信号经扫描镜 6 反射, 再经透光反声器件 5 反射, 由超声探头 8 接收传输至超声收发装置 9, 超声收发装置 9 将超声信号转换为电

信号,经放大器 10 传输至计算机 11 对图像进行采集和处理。前端光路 2 包括衰减片 21、光纤耦合透镜 22、光纤 23 和准直透镜 24;其中,激光器 1 发出的激光经衰减片 21 衰减,由光纤耦合透镜 22 耦合至光纤 23 中,光纤 23 的出光口位于水平放置的准直透镜 24 的焦点处,经准直透镜 24 变为平行光。

[0039] 在本实施例中,激光器 1 包括两种波长,分别为 532nm 和 580nm。超声探头为水浸式聚焦超声探头,动态直径为 10.2mm,焦距为 2 英寸(50.2mm)。扫描镜采用水浸式 MEMS 平面振镜。

[0040] 如图 2 所示,在水槽 7 的底部,设置有通孔 71,通孔的直径大于人眼的直径,通孔上覆盖有透明薄膜,以实现密封。成像时,眼睛通过生理盐水滴液与薄膜轻贴,人眼的视轴与水槽的底部垂直。

[0041] 如图 3 所示,超声信号的聚焦可以采取两种方法:1) 超声探头 8 采用聚焦超声探头,并且透光反声器件 5 采用平面透光反声器件,这里聚焦主要由超声探头实现,透光反声器件的作用是改变超声传播方向,保证超声信号被超声探头垂直接收,如图 3(a) 所示;2) 超声探头 8 采用非聚焦超声探头,并且透光反声器件 5 采用抛物面的透明材质构成的非平面透光反声器件,将激发光聚焦于抛物面的焦点处,则抛物面的焦点产生的超声信号经抛物面反射后,都会平行于抛物面的轴线,即垂直入射于非聚焦超声探头的表面,如图 3(b) 所示。

[0042] 如图 4 所示,进一步,本发明的成像系统还能够结合,以实现多模态成像。在准直透镜 24 和反射镜 3 之间加入热镜 12,从而引入光学相干层析成像 OCT 装置。如图 3 所示,热镜 12 平行于反射镜 3,13~17 为频域光学相干层析成像装置的结构,其中,参考臂 13、准直透镜 14、2x2 光纤 15、宽谱光源 16 和频谱分析仪 17。宽谱光源 16 发出的光经 2x2 光纤 15,经过准直透镜 14 出射的平行光由热镜 12 反射后,与光声模式下经过准直透镜 24 后的平行光共路。这部分光被反射镜 3 反射以后由聚焦透镜 4 聚焦,经矫正透镜 41 矫正,通过透光反声器件 5 以后被扫描镜 6 反射聚焦与眼底。这样的成像系统能够实现光声、超声以及光学相干层析成像三种模态成像。同样,还可以结合眼底镜、激光扫描检查镜以及眼底荧光摄影,从而实现多模态成像。

[0043] 光的焦平面在眼中的位置根据需要成像的部位不同而有所差别,例如,我们需要观察眼前部的血管结构以及血氧饱和度时,应调整眼睛角膜到水槽的底部的距离使光的焦平面与虹膜重合;当观察眼睛底部时,应使光的焦平面与视网膜重合。由组织发出的超声信号,经过扫描镜和透光反声器件的反射进入超声探头的接收区域。

[0044] 最后应说明的是:虽然本说明书通过具体的实施例详细描述了本发明使用的参数,结构及其成像方法,但是本领域的技术人员应该理解,本发明的实现方式不限于实施例的描述范围,在不脱离本发明实质和精神范围内,可以对本发明进行各种修改和替换,因此本发明的保护范围视权利要求范围所界定。

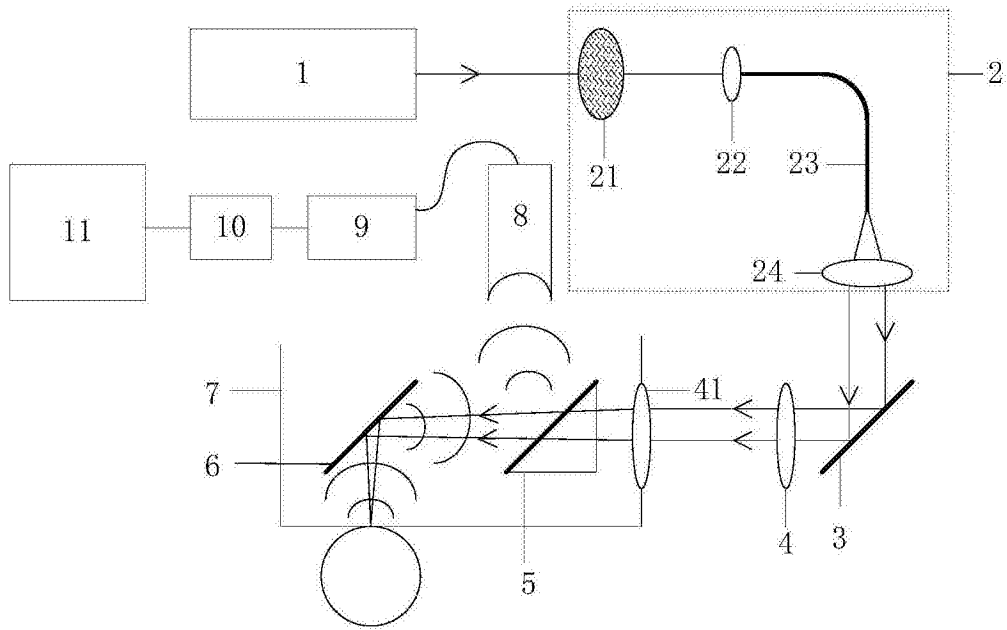


图 1

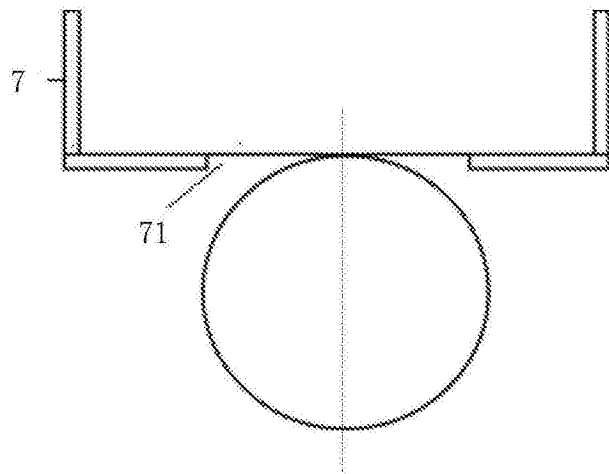


图 2



图 3

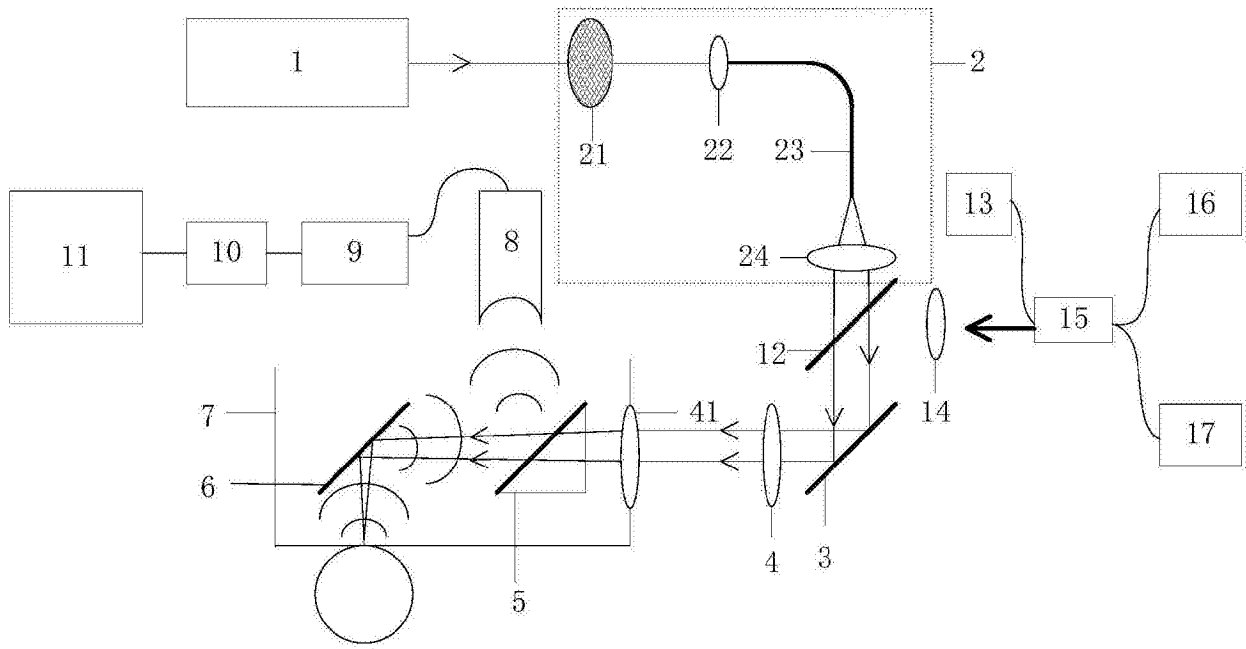


图 4

专利名称(译)	一种实时多模态光声人眼成像系统及其成像方法		
公开(公告)号	CN104027068B	公开(公告)日	2015-12-09
申请号	CN201410232481.9	申请日	2014-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	北京大学		
申请(专利权)人(译)	北京大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京大学		
[标]发明人	李长辉 吴宁 任秋实		
发明人	李长辉 吴宁 任秋实		
IPC分类号	A61B3/14 A61B8/10 A61B5/1455		
代理人(译)	王岩		
审查员(译)	李坤		
其他公开文献	CN104027068A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种实时多模态光声人眼成像系统及其成像方法。本发明的成像系统包括：激光器、前端光路、反射镜、聚焦透镜、透光反声器件、扫描镜、水槽、超声探头、超声收发装置、放大器以及计算机；透光反声膜和扫描镜放置在水槽内；包括光声成像模式和超声成像模式两种工作模式。本发明通过扫描镜的使用代替了机械扫描，大幅度提高了成像时间，减少患者的痛苦；同时，光和超声共聚焦的设计，改变了现有的纯光学聚焦或者超声聚焦的成像模式，在达到光学分辨率的基础上也提高了灵敏度，还可以进行从眼前到眼底的全眼成像；双波长的使用，打破了现有仅是眼部血管结构成像的局限，可以进行血氧饱和度的功能成像，有利于部分眼部疾病的早期检测。

