



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106419839 B

(45)授权公告日 2019.06.04

(21)申请号 201610788177.1

(22)申请日 2016.08.31

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106419839 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(73)专利权人 华南师范大学

地址 510631 广东省广州市天河区中山大
道西55号

(72)发明人 杨思华 程中文 马海钢 邢达

(74)专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
限公司 44245

代理人 李斌

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 105769128 A,2016.07.20,

CN 105212898 A,2016.01.06,

审查员 赵晨

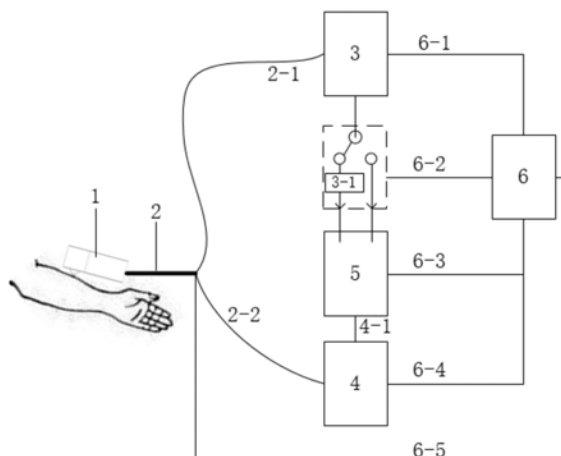
权利要求书3页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像
装置及其方法

(57)摘要

本发明公开了一种快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置及其方法,包括一体化探头、激光发射模块、延时模块、超声发射/接收模块、信号采集模块、计算机控制和图像重建模块。通过上述模块的电气、机械连接可以实现光声和超声双模态的大范围层析成像。本发明采用中空聚焦型超声探测器,实现了光和超声同轴,提高了系统的分辨率和检测灵敏度;采用微型振镜的扇形扫描方式,实现了大范围的快速光声/超声扇扫成像,属于生物医学影像、无损检测技术领域。



1. 快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置,其特征在于:所述成像装置包括一体化探头(1)、激光发射模块(3)、延时模块(3-1)、超声发射/接收模块(4)、信号采集模块(5)、以及计算机控制和图像重建模块(6);所述激光发送模块(3)和超声发射/接收模块(4)连接分别通过第一连线(2-1)和第二连线(2-2)与所述一体化探头连接,分别实现激光的输入、超声探测器激励信号的输入或者接收信号的输出;所述计算机控制和图像重建模块(6)通过第三连线(6-1)与激光发送模块连接,用于实现控制激光发射模块的运行和关闭;所述计算机控制和图像重建模块(6)通过第四连线(6-2)与延时模块连接,用于实现延时模块的启动和关闭;所述计算机控制和图像重建模块(6)通过第五连线(6-3)与信号采集模块连接,用于实现采集信号的读取;所述计算机控制和图像重建模块(6)通过第六连线(6-4)与超声发射/接收模块连接,用于实现成像模式的切换;所述计算机控制和图像重建模块(6)通过第七连线(6-5)与一体化探头连接,用于实现计算机对振镜驱动的信号控制;

所述一体化探头(1)包括:外壳和依次设置在外壳内的微型振镜、中空聚焦超声探测器、聚焦透镜、准直透镜及振镜驱动电路;激光发射单元通过单模光纤与一体化探头内的准直透镜相连,光经准直透镜后依次通过聚焦透镜、中空聚焦探测器、振镜后照射到检测样品上;

所述一体化探头(1)的外壳由ABS材料组成,外壳设置成可拆卸结构,各部分结构用螺丝固定,便于向外壳内安装和固定元器件;一体化探头跟检测样品接触的一端采用的是双层结构,外层结构起保护作用,内层为一个密封腔;

所述密封腔的底部是一个中空倒圆台型,密封腔的腔体为一个D字型的中空柱体,柱体的顶端略低于整个外壳的顶端,柱体的顶端有一个可向腔体内注水的孔,该孔设计成螺纹孔,平时被密封;所述密封腔倒圆台型的底部为一个透光透声的窗口,检测时与样品接触;D型柱体侧面矩形部分用于安装微型振镜,振镜的扫描电机安装在腔体的外部,振镜的反射面设置在腔体的内部;D型柱体侧面与柱体矩形部分成 90° 角并靠近探头手柄的方向上安装中空聚焦超声探测器。

2. 根据权利要求1所述快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置,其特征在于:所述微型振镜、中空聚焦超声探测器、聚焦透镜、及准直透镜同轴。

3. 根据权利要求1所述快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置,其特征在于:所述透光透声的窗口与倒圆台型结构为一个整体,通过螺纹结构固定在探头上,通过更换不同的倒圆台型结构可实现更换不同材料和形状窗口的目的;窗口材料为硅橡胶,厚度为0.5mm,透光率为93%~95%,声衰减约3%,声阻抗约为 $1.5\text{kg/m}^2 \cdot \text{s}$ 。

4. 根据权利要求1所述快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置,其特征在于:所述微型振镜转动的范围为 $-20^{\circ} \sim +20^{\circ}$,自带角度传感器,工作频率可达10KHz;中空聚焦超声探测器的主频为25MHz,中心孔径为2mm,焦距为40mm,中心孔用光学玻璃柱填充,保证聚合光正常通过的同时防止腔体内的液体流出。

5. 根据权利要求1所述快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置,其特征在于:所述聚焦透镜固定在基座上,基座通过卡槽固定在探头的外壳内;聚焦透镜的放大倍数为5倍,焦距为40mm,数值孔径0.13;所述准直透镜也通过基座固定于聚焦透镜的正后方,准直透镜通过标准接口与单模光纤相连。

6. 根据权利要求1所述快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置,其特征在于:

所述的微型振镜驱动电路设置在一体化探头的内部,驱动电路的尺寸为25mm*36mm*15mm,通过螺丝固定在一体化探头外壳内部。

7. 基于权利要求1-6中任一项所述的快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置的实现方法,其特征在于,成像模式有光声成像、超声成像和光声/超声成像3种成像模式可选择;激光发射模块在超声成像模式时关闭,在光声成像和光声/超声成像模式时开启;延时模块在超声成像模式和光声成像模式时关闭,在光声/超声成像模式时开启;

所述光声成像模式包括以下步骤:

(A1) 计算机发出控制信号将超声发射/接收电路设置成接收模式;

(A2) 脉冲激光器出来的光经光纤依次通过准直透镜、聚焦透镜形成焦距约40mm的聚合光;

(A3) 聚合光束通过同轴中空聚焦型超声探测器的中心孔照射到来回转动的微型振镜上,并反射到透光透声的窗口上,透光透声的窗口的下表面刚好位于聚焦透镜的焦平面上;其中微型振镜的工作频率为1KHz-10KHz;转动的角度范围为 $-12^{\circ} \sim +12^{\circ}$,完成聚焦光在一维方向上的扇形扫描,将透光透声的窗口与检测部位贴合,使聚焦光照射到检测部位的表面;

(A4) 检测部位由光照射产生的超声信号经微型振镜反射后直接被同轴的中空聚焦超声探测器接收,并转换为电信号,该信号经超声接收电路和信号采集模块后,与此时微振镜的位置信息一同被计算机保存;

(A5) 计算机将保存的光声信号和位置信息进行最大值投影算法,对扫描区域进行层析成像;

(A6) 将探头沿与扇扫方向垂直的方向移动,可实现对检测部位的三维成像;

所述超声成像模式包括以下步骤

(B1) 计算机发出控制信号将超声发射/接收电路设置成收发模式;

(B2) 超声发射/接收电路激励超声探头产生超声波,经微型振镜反射后透过透光透声的窗口直接照射到检测部位,其中微型振镜的工作频率为1KHz-10KHz;转动的角度范围为 $-12^{\circ} \sim +12^{\circ}$,完成超声在一维方向上的扇形扫描;

(B3) 检测部位照射到超声波后产生超声信号,超声信号按原路返回经微振镜反射后被中空聚焦型超声探测器接收,并产生的电信号,该信号经超声接收电路和信号采集模块后和此时微型振镜的位置信息一同传输至计算机,进行保存;

(B4) 计算机将保存的超声信号和位置信息进行最大值投影算法,对扫描区域进行层析成像;

(B5) 将探头沿与扇扫方向垂直的方向移动,可实现对检测部位的三维成像;

所述光声/超声成像模式包括以下步骤:

(C1) 计算机发出控制信号将超声发射/接收电路设置成收发模式;

(C2) 计算机发出控制信号使延时模块工作;

(C3) 计算机发出控制信号使脉冲激光工作,同时控制超声发射/接收模块产生激励信号;

(C4) 脉冲激光器出来的光经光纤依次通过准直透镜、聚焦透镜形成焦距约40mm的聚合光;聚合光束通过同轴中空聚焦型超声探测器的中心孔照射到来回转动的微型振镜上并反

射到透光透声的窗口；

(C5) 激励信号激励超声探头产生的超声信号照射到微型振镜上并反射到透光透声的窗口；

(C6) 其中微型振镜的工作频率为1KHz-10KHz；转动的角度范围为 $-12^{\circ} \sim +12^{\circ}$ ，完成聚合光和超声在一维方向上的扇形扫描；

(C7) 脉冲激光器产生的同步信号分成两路，一路直接与采集模块相连触发光声信号采集，另一路通过延时模块与采集模块相连触发超声信号采集；

(C8) 将光声采集信号和超声采集信号分别保存并进行分别成像，可实现扫描区域内的光声图像和超声图像。

快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及光声显微成像技术领域,具体涉及一种快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置及其方法。

背景技术

[0002] 光声成像技术是指受短脉冲光(脉宽<微秒)辐照的光吸收介质在吸收光能量后快速升温膨胀,由于辐照时间远小于受照介质内部的热传导时间,产生瞬时热膨胀导致应激出超声信号(称为光声信号)。利用超声传感器接收应介质应激出的光声信号,并通过一定的演算算法进行图像重建,可以反演出组织内部光吸收的分布情况,它是一种基于光学吸收差异特性反演组织生理病变的功能成像技术,该技术融合了纯光学成像技术的高对比度和纯声学成像的高分辨率的优点。

[0003] 目前,光声显微成像装置中非探测器一般体积较大,而且只能上下垂直调节,不能倾斜,检测时通常需让被检测物去贴近探测器,灵活性不够限制了其应用范围。现有的探测器虽然在灵活性上较固定式的要好,但是仍存在一些不足:

[0004] 1、小视场范围内成像;2、成像速度较慢;3、成像模式比较单一。

[0005] 申请号CN201410232481.9的专利申请公开了一种实时多模态光声人眼成像系统及其成像方法,该发明采用了光声共聚焦设计,在达到光学分辨率的基础上提高了灵敏度,但是上述专利仍有一些不足:1、光路采用了多次反射的结构,使得光路调整比较麻烦;2、超声信号通过2次反射的形式被超声探测器接收,容易造成超声信号的损耗以及难以确定超声探测器的最佳固定位置。申请号CN201310035024.6的专利申请公开了一体化的光声显微成像探头,该发明采用了二维扫描振镜,实现了二维平面内的扫描,但是该专利仍存在以下不足:1、扫描范围小,该发明采用的是激光经二维振镜偏转后的光再通过中空聚焦超声探测器的结构,其中超声探测器中心的孔径的大小限制了扫描的范围。2、扫描的速度相对较慢,由于其在一维方向上扫描的行程较短,电机加速和减速过程占的时间较长使得整体平均速度变慢。

发明内容

[0006] 本发明的主要目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置及其方法。

[0007] 为了达到上述目的,本发明采用以下技术方案:

[0008] 本发明提供了一种快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置,所述成像装置包括一体化探头、激光发射模块、延时模块、超声发射/接收模块、信号采集模块、以及计算机控制和图像重建模块;所述激光发送模块和超声发射/接收模块连接分别通过第一连线和第二连线与所述一体化探头连接,分别实现激光的输入、超声探测器激励信号的输入或者接收信号的输出;所述计算机控制和图像重建模块通过第三连线与激光发送模块连接,用于实现控制激光发射模块的运行和关闭;所述计算机控制和图像重建模块通过第四

连线与延时模块连接,用于实现延时模块的启动和关闭;所述计算机控制和图像重建模块通过第五连线与信号采集模块连接,用于实现采集信号的读取;所述计算机控制和图像重建模块通过第六连线与超声发射/接收模块连接,用于实现成像模式的切换;所述计算机控制和图像重建模块通过第七连线与一体化探头连接,用于实现计算机对振镜驱动的信号控制;

[0009] 所述一体化探头包括:外壳和依次设置在外壳内的微型振镜、中空聚焦超声探测器、聚焦透镜、准直透镜及振镜驱动电路;激光发射单元通过单模光纤与一体化探头内的准直透镜相连,光经准直透镜后依次通过聚焦透镜、中空聚焦探测器、振镜后照射到检测样品上。

[0010] 作为优选的技术方案,所述微型振镜、中空聚焦超声探测器、聚焦透镜、及准直透镜同轴。

[0011] 作为优选的技术方案,所述一体化探头的外壳由ABS材料组成,外壳设置成可拆卸结构,各部分结构用螺丝固定,便于向外壳内安装和固定元器件;一体化探头跟检测样品接触的一端采用的是双层结构,外层结构起保护作用,内层为一个密封腔。

[0012] 作为优选的技术方案,所述密封腔的底部是一个中空的倒圆台型,密封腔的腔体为一个D字型的中空柱体,柱体的顶端略低于整个外壳的顶端,柱体的顶端有一个可向腔体内注水的孔,该孔设计成螺纹孔平时用于密封;所述密封腔倒圆台型的底部为一个透光透声的窗口,检测时与样品接触;D型柱体侧面矩形部分用于安装微型振镜,振镜的扫描电机安装在腔体的外部,振镜的反射面设置在腔体的内部;D型柱体侧面与柱体矩形部分成 90° 角并靠近探头手柄的方向上安装中空聚焦超声探测器。

[0013] 作为优选的技术方案,所述透光透声的窗口与倒圆台型结构为一个整体,通过螺纹结构固定在探头上,通过更换不同的倒圆台型结构可实现更换不同材料和形状窗口的目的;窗口材料为硅橡胶,厚度为0.5mm,透光率为93%~95%,声衰减约3%,声阻抗约为 $1.5\text{kg}/\text{m}^2 \cdot \text{s}$ 。

[0014] 作为优选的技术方案,所述微型振镜转动的范围为 $-20^{\circ} \sim +20^{\circ}$,自带角度传感器,工作频率可达10KHz;中空聚焦超声探测器的主频为25MHz,中心孔径为2mm,焦距为40mm,中心孔用光学玻璃柱填充,保证聚合光正常通过的同时防止腔体内的液体流出。

[0015] 作为优选的技术方案,所述聚焦透镜固定在基座上,基座通过卡槽固定在探头的外壳内;聚焦透镜的放大倍数为5倍,焦距为40mm,数值孔径0.13;所述准直透镜也通过基座固定于聚焦透镜的正后方,准直透镜通过标准接口与单模光纤相连。

[0016] 作为优选的技术方案,所述的微型振镜驱动电路设置在一体化探头的内部,驱动电路的尺寸为 $25\text{mm} \times 36\text{mm} \times 15\text{mm}$,通过螺丝固定在一体化探头外壳内部。

[0017] 本发明还提供了一种快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置的实现方法,成像模式有光声成像、超声成像和光声/超声成像3种成像模式可进行选择;激光发射模块在超声成像模式时关闭,在光声成像和光声/超声成像模式时开启;延时模块在超声成像模式和光声成像模式时关闭,在光声/超声成像模式时开启。

[0018] 作为优选的技术方案,所述光声成像模式包括以下步骤:

[0019] (A1) 计算机发出控制信号将超声发射/接收电路设置成接收模式;

[0020] (A2) 脉冲激光器出来的光经光纤依次通过准直透镜、聚焦透镜形成焦距约40mm的

聚合光；

[0021] (A3) 聚合光束通过同轴中空聚焦型超声探测器的中心孔照射到来回转动的微型振镜上,并反射到透光透声的窗口上,声窗口的下表面刚好位于聚焦透镜的焦平面上;其中微型振镜的工作频率为1KHz-10KHz;转动的角度范围为 $-12^{\circ} \sim +12^{\circ}$,完成聚焦光在一维方向上的扇形扫描,将声窗口与检测部位贴合,使聚焦光照射到检测部位的表面;

[0022] (A4) 检测部位由光照射产生的超声信号经微型振镜反射后直接被同轴的中空聚焦超声探测器接收,并转换为电信号,该信号经超声接收电路和信号采集模块后,与此时微型振镜的位置信息一同被计算机保存;

[0023] (A5) 计算机将保存的光声信号和位置信息进行最大值投影算法,对扫描区域进行层析成像;

[0024] (A6) 将探头沿与扇扫方向垂直的方向移动,可实现对检测部位的三维成像;

[0025] 所述超声成像模式包括以下步骤

[0026] (B1) 计算机发出控制信号将超声发射/接收电路设置成收发模式;

[0027] (B2) 超声发射/接收电路激励超声探头产生超声波,经微型振镜反射后透过声窗口直接照射到检测部位,其中微型振镜的工作频率为1KHz-10KHz;转动的角度范围为 $-12^{\circ} \sim +12^{\circ}$,完成超声在一维方向上的扇形扫描;

[0028] (B3) 检测部位照射到超声波后产生超声信号,超声信号按原路返回经微振镜反射后被中空聚焦型超声探测器接收,并产生的电信号,该信号经超声接收电路和信号采集模块后和此时微型振镜的位置信息一同传输至计算机,进行保存;

[0029] (B4) 计算机将保存的超声信号和位置信息进行最大值投影算法,对扫描区域进行层析成像;

[0030] (B5) 将探头沿与扇扫方向垂直的方向移动,可实现对检测部位的三维成像;

[0031] 所述光声/超声成像模式包括以下步骤:

[0032] (C1) 计算机发出控制信号将超声发射/接收电路设置成收发模式;

[0033] (C2) 计算机发出控制信号使延时模块工作;

[0034] (C3) 计算机发出控制信号使脉冲激光工作,同时控制超声发射/接收卡产生激励信号;

[0035] (C4) 脉冲激光器出来的光经光纤依次通过准直透镜、聚焦透镜形成焦距约40mm的聚合光;聚合光束通过同轴中空聚焦型超声探测器的中心孔照射到来回转动的微型振镜上并反射到透光透声的窗口;

[0036] (C5) 激励信号激励超声探头产生的超声信号照射到微型振镜上并反射到透光透声的窗口;

[0037] (C6) 其中微型振镜的工作频率为1KHz-10KHz;转动的角度范围为 $-12^{\circ} \sim +12^{\circ}$,完成聚合光和超声在一维方向上的扇形扫描;

[0038] (C7) 脉冲激光器产生的同步信号分成两路,一路直接与采集模块相连触发光声信号采集,另一路通过延时模块与采集模块相连触发超声信号采集;

[0039] (C8) 将光声采集信号和超声采集信号分别保存并进行分别成像,可实现扫描区域内的光声图像和超声图像。

[0040] 本发明与现有技术相比,具有如下优点和有益效果:

[0041] (1) 扫描范围广。本发明采用一维扫描振镜扇扫结构,能够实现一维方向上较大范围(约10mm)的扫描。

[0042] (2) 成像速度快。本结构采用的是一维扫描振镜扫描,振镜在较大角度扫描时,对应的扫描速度更快,检测相同范围的样品成像速度更快。

[0043] (3) 探测的灵敏度高。本发明采用光声同轴结构,激发光(或激发超声)通过反射镜照射到被检测组织,组织应激产生的信号按原路返回,经过同轴的中空聚焦超声探测器后,可减少信号的损失并且可以在很大程度上将超声信号转化为电信号,增加探测的灵敏度。

[0044] (4) 成像的分辨率高。采用光声共聚焦结构,实现在一定范围内较高的图像分辨率。

附图说明

[0045] 图1为本发明的快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置的结构示意图。

[0046] 图2为本发明的基于快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置的外观示意图(俯视图)。

[0047] 图3为本发明的快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置的外观示意图(侧视图)。

[0048] 图4为本发明光声成像模式的工作原理图。

[0049] 附图标号说明:1、一体化探头;2、套管;2-1、第一连线;2-2、第二连线;3、激光发射模块;3-1、延时模块;4、超声发射/接收模块;5、信号采集模块;6、计算机控制和图像重建模块;6-1、第三连线;6-2、第四连线;6-3、第五连线;6-4、第六连线;6-5、第七连线;7、微型振镜;8、注水孔;9、密封腔;10、外壳;11、信号线输出口;12、中空聚焦超声探测器;13、聚焦透镜;14、准直透镜;15、微型振镜驱动电路;16、窗口。

具体实施方式

[0050] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述,但本发明的实施方式不限于此。

[0051] 实施例

[0052] 如图1所示,本实施例快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置,包括一体化探头1、激光发射模块3、延时模块3-1、超声发射/接收模块4、信号采集模块5、以及计算机控制和图像重建模块6;所述激光发送模块3和超声发射/接收模块4连接分别通过第一连线2-1(第一连线为单模光纤)和第二连线2-2(第二连线为信号线)与所述一体化探头连接,本实施例中,第一连线2-1和第二连线2-2通过套管2连接到一体化探头1,分别实现激光的输入、超声探测器激励信号的输入或者接收信号的输出;所述计算机控制和图像重建模块6通过第三连线6-1与激光发送模块连接,用于实现控制激光发射模块的运行和关闭;所述计算机控制和图像重建模块6通过第四连线6-2与延时模块连接,用于实现延时模块的启动和关闭;所述计算机控制和图像重建模块6通过第五连线6-3与信号采集模块连接,用于实现采集信号的读取;所述计算机控制和图像重建模块6通过第六连线6-4与超声发射/接收模块连接,用于实现成像模式的切换;所述计算机控制和图像重建模块6通过第七连线6-5与一体化探头连接,用于实现计算机对振镜驱动的信号控制。

[0053] 如图2所示,所述一体化探头1包括探头的外壳10、微型振镜7、可封闭的注水孔8、封闭的密封腔9、中空聚焦超声探测器12、聚焦透镜13、准直透镜14、微型振镜驱动电路15、单模光纤,一体化探头的头部采用双层结构,内层为密封腔,通过注水孔8可以向密封腔内注水,密封腔的下端有透光透声的窗口17,窗口由透光透声的柔性硅橡胶组成,水槽的侧面分别固定有微型振镜7、中空聚焦超声探测器12,中空聚焦超声探测器通过螺纹固定在密封腔壁上,中空聚焦超声探测器还通过信号线输出口11输出信号。中空聚焦超声探测器的后方固定有聚焦透镜13,透镜的后方有光纤准直透镜14,准直透镜通过螺纹固定在固定基座上基座通过卡槽固定在探头外壳内;单模光纤通过光纤标准接口连接于光纤准直器。光纤准直器的后方固定有微型扫描振镜驱动电路15。

[0054] 在本实施例中,所述微型振镜7、中空聚焦超声探测器12、聚焦透镜13、及准直透镜14同轴,准直透镜输出平行光。

[0055] 所述一体化探头1的外壳由ABS材料组成,外壳设置成可拆卸结构,各部分结构用螺丝固定,便于向外壳内安装和固定元器件;一体化探头跟检测样品接触的一端采用的是双层结构,外层结构起保护作用,内层为一个密封腔。

[0056] 如图2、图3所述密封腔的底部是一个中空的倒圆台型,密封腔的腔体为一个D字型的中空柱体,柱体的顶端略低于整个外壳的顶端,柱体的顶端有一个可向腔体内注水的孔,该孔设计成螺纹孔平时用于密封;所述密封腔倒圆台型的底部为一个透光透声的窗口,检测时与样品接触;D型柱体侧面矩形部分用于安装微型振镜,振镜的扫描电机安装在腔体的外部,振镜的反射面设置在腔体的内部;D型柱体侧面与柱体矩形部分成 90° 角并靠近探头手柄的方向上安装中空聚焦超声探测器。

[0057] 如图4所示,所述透光透声的窗口与倒圆台型结构为一个整体,通过螺纹结构固定在探头上,通过更换不同的倒圆台型结构可实现更换不同材料和形状窗口的目的;窗口材料为硅橡胶,厚度为0.5mm,透光率为93%~95%,声衰减约3%,声阻抗约为 $1.5\text{kg}/\text{m}^2 \cdot \text{s}$ 。

[0058] 所述微型振镜转动的范围为 $-20^{\circ} \sim +20^{\circ}$,自带角度传感器,工作频率可达10KHz;中空聚焦超声探测器的主频为25MHz,中心孔径为2mm,焦距为40mm,中心孔用光学玻璃柱填充,保证聚合光正常通过的同时防止腔体内的液体流出。

[0059] 所述聚焦透镜固定在基座上,基座通过卡槽固定在探头的外壳内;聚焦透镜的放大倍数为5倍,焦距为40mm,数值孔径0.13,聚焦透镜13至中空聚焦探头12的距离为10mm,由于聚焦透镜在水中的焦距是空气中的1.33倍,则在水中焦距约 $(40-10)\text{mm} \times 1.33 = 39.9\text{mm}$;所述准直透镜也通过基座固定于聚焦透镜的正后方,准直透镜通过标准接口与单模光纤相连。

[0060] 所述的微型振镜驱动电路设置在一体化探头的内部,驱动电路的尺寸为 $25\text{mm} \times 36\text{mm} \times 15\text{mm}$,通过螺丝固定在一体化探头外壳内部。

[0061] 本实施例快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置的实现方法,包括下述步骤:

[0062] (1) 检测部位通过生理盐水与透光透声窗口17相贴合,启动扇扫光声成像模式,532纳米短脉冲激光(单脉冲能量为 $2\mu\text{J}$,平均功率为35mW,脉冲宽度为8ns,重复频率为10KHz)通单模光纤(单模光纤纤芯直径为4.5微米)入射到准直透镜14,准直透镜出射平行光;

[0063] (2) 从光纤准直透镜14出射的平行激光束直接照射进聚焦透镜,形成焦长为40mm的聚合光。

[0064] (3) 聚合光通过同轴的中空聚焦超声探测器12出射到微型振镜7,微型振镜来回转动,将激光反射到透光透声窗口17,光透过窗口聚焦照射到检测部位;

[0065] (4) 检测部位产生超声信号,超声信号经微型振镜7反射后,直接进入中空聚焦超声探测器12,中空聚焦超声探测器将较产生电信号输出到超声发射/接收模块4放大后,被信号采集模块5采集后送入计算机控制和图像重建模块6。

[0066] (5) 计算机对采集到的数据进行处理后完成一幅B扫成像。

[0067] (6) 沿垂直于激光扫描的方向上移动探头,即可完成一幅三维光声图像。

[0068] (7) 将光声成像模式关闭,启用超声成像模式;

[0069] (8) 计算机控制超声发射/接收模块4产生超声激励信号到中空聚焦超声探测器12,超声探测器产生超声波经微型振镜反射通过透光透声窗口到达检测部位,检测部位与窗口之间用耦合液填充。

[0070] (9) 检测部位产生的超声信号按超声波传播的路线返回至中空聚焦探测器12,并转化成电信号,电信号通过信号线输出到超声发射/接收模块4后放大,被信号采集模块5采集后送入计算机控制和图像重建模块6。

[0071] (10) 计算机对采集到的数据进行处理后完成一幅一维方向上的超声图像。

[0072] (11) 水平移动探头,即可完成一幅二维方向上的超声图像。

[0073] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

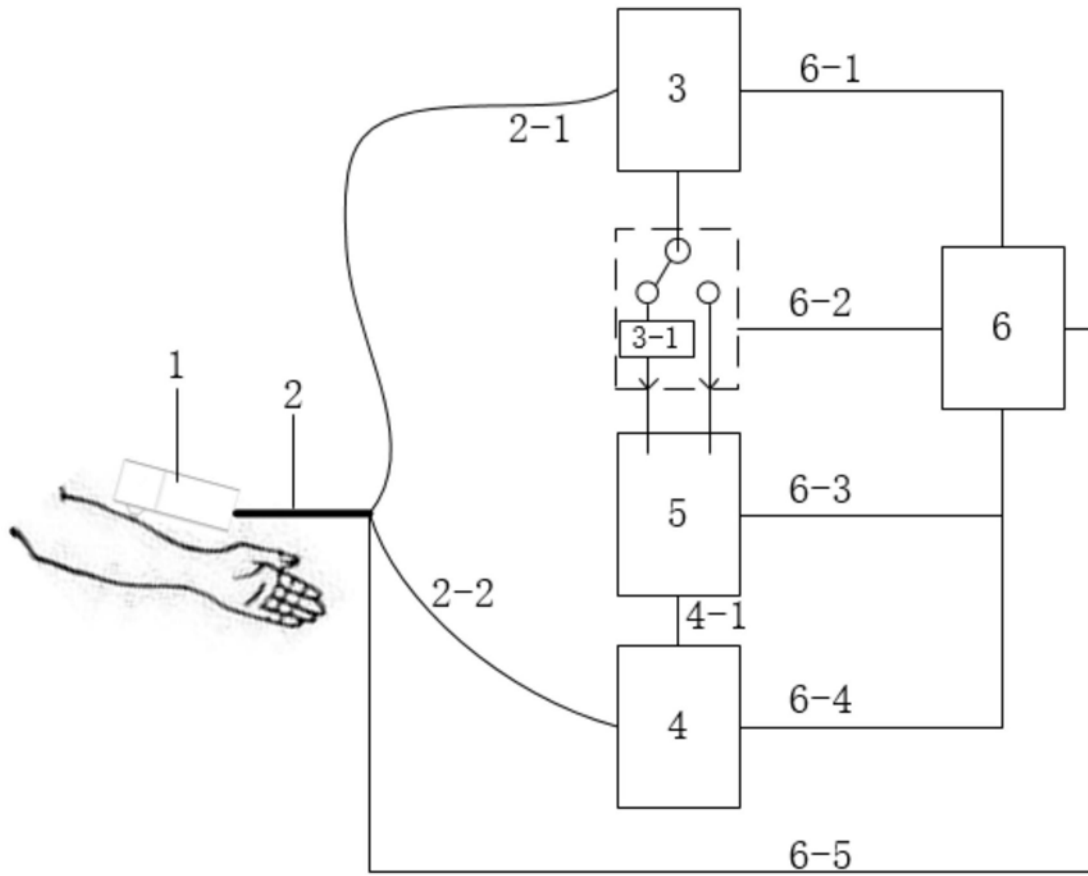


图1

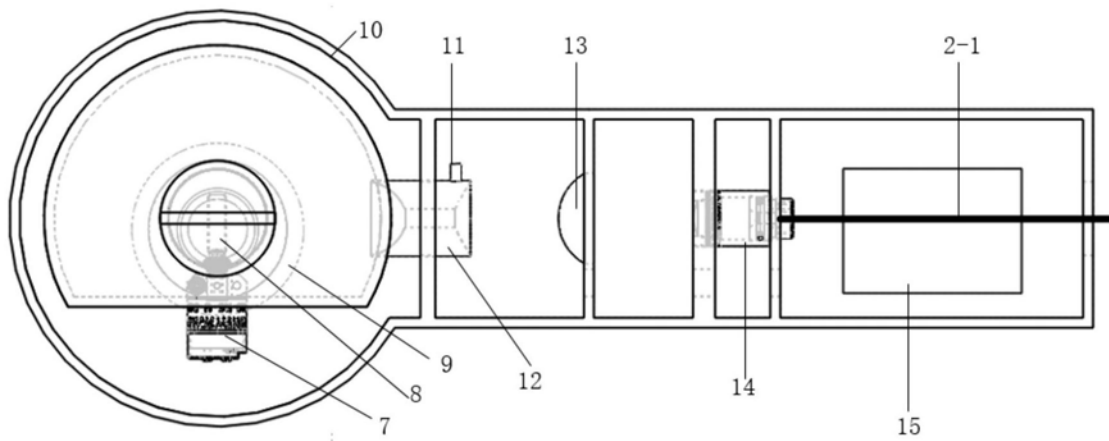


图2

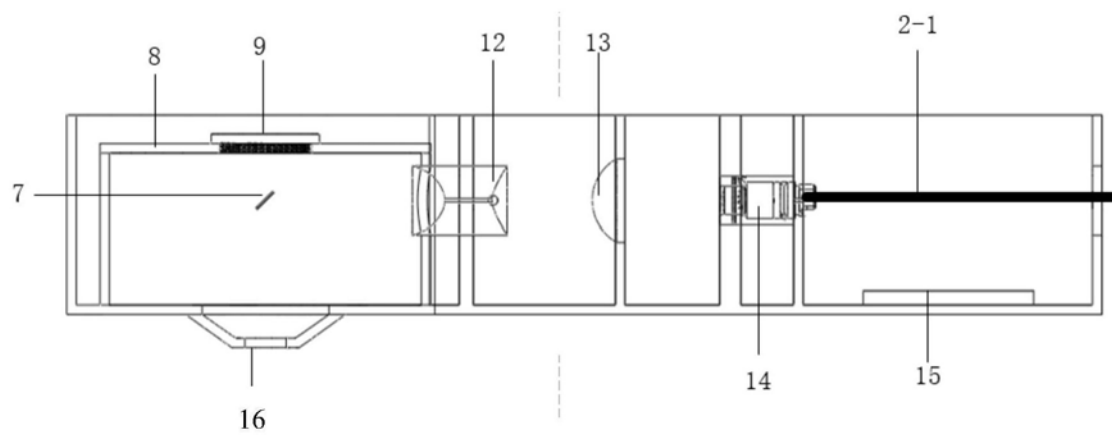


图3

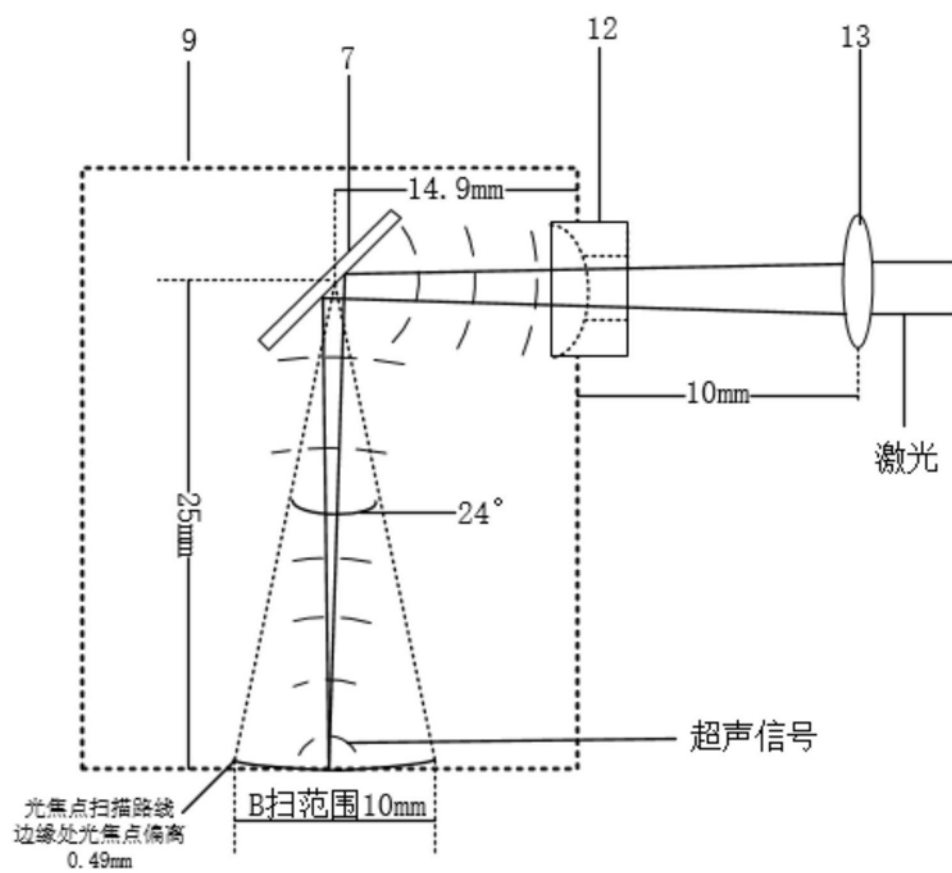


图4

专利名称(译)	快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置及其方法		
公开(公告)号	CN106419839B	公开(公告)日	2019-06-04
申请号	CN201610788177.1	申请日	2016-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
[标]发明人	杨思华 程中文 马海钢 邢达		
发明人	杨思华 程中文 马海钢 邢达		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B8/00 A61B8/4444		
代理人(译)	李斌		
审查员(译)	赵晨		
其他公开文献	CN106419839A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种快速大视场高分辨率的光声/超声扇扫成像装置及其方法，包括一体化探头、激光发射模块、延时模块、超声发射/接收模块、信号采集模块、计算机控制和图像重建模块。通过上述模块的电气、机械连接可以实现光声和超声双模态的大范围层析成像。本发明采用中空聚焦型超声探测器，实现了光和超声同轴，提高了系统的分辨率和检测灵敏度；采用微型振镜的扇形扫描方式，实现了大范围的快速光声/超声扇扫成像，属于生物医学影像、无损检测技术领域。

