



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107157448 B

(45)授权公告日 2018.09.18

(21)申请号 201710379974.9

A61B 8/00(2006.01)

(22)申请日 2017.05.25

审查员 王树玲

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107157448 A

(43)申请公布日 2017.09.15

(73)专利权人 睿芯生命科技(深圳)有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区南海大道1019号南山医疗器械产业园BF12

(72)发明人 庞志强 陈健桦 丁汝波

(74)专利代理机构 广州胜沃园专利代理有限公司
44416

代理人 张帅

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

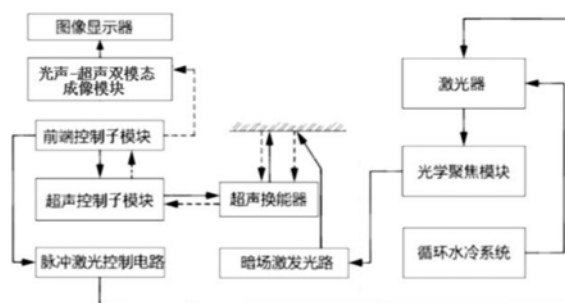
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

用于浅表部位成像的光声与超声同步成像系统和方法

(57)摘要

本发明公开了用于浅表部位成像的光声与超声同步成像系统和方法,涉及医学检验成像设备的技术领域,包括激光器与光声-超声双模态成像系统,该光声-超声双模态成像系统包括信号控制和处理模块、光声-超声双模态成像模块、图像显示器和手持式光声探头,手持式光声探头内还设置有超声换能器,激光器用于输出激光信号,信号控制和处理模块用于输出超声信号;该手持式光声探头用于将激光信号与超声信号传导至待检测的浅表部位;光声-超声双模态成像模块用于重建超声图像和光声图像,并传送至图像显示器进行显示。本发明灵敏度高、成像深度大,可灵活应用于乳腺、前哨淋巴结、甲状腺、前列腺等人体浅表部位成像。



1. 用于浅表部位成像的光声与超声同步成像系统,其特征在于,包括相连接的激光器与光声-超声双模态成像系统,所述光声-超声双模态成像系统包括信号控制和处理模块、光声-超声双模态成像模块、图像显示器和手持式光声探头,手持式光声探头内设置有超声换能器,超声换能器包括多个压电晶片阵元:

所述激光器用于输出激光信号,信号控制和处理模块用于输出由所述超声换能器产生的超声信号;所述手持式光声探头内设置有暗场激发光路,激光信号通过一光学聚焦模块后进入手持式光声探头内的暗场激发光路,所述暗场激发光路用于将激光信号整形后按设定的角度、形状投射到待检测的浅表部位,所述手持式光声探头用于将激光信号与超声信号传导至待检测的浅表部位,并将来自浅表部位的光声回波信号和超声回波信号传送至光声-超声双模态成像模块;所述光声-超声双模态成像模块用于通过超声回波信号重建超声图像和通过光声回波信号重建光声图像,并将超声图像和光声图像传送至图像显示器进行显示,光声-超声双模态成像模块重建光声图像的方法具体为:对于每帧光声回波信号,根据成像区域中每一点的空间坐标与手持式光声探头上阵元坐标的相对位置关系、计算出该成像帧中各点到达各个阵元的超声传播时间,并利用以下公式进行各点光声回波信号的重建:

$$P(\vec{r}_j) = \sum_i \left[p_i(t_{i,j}) - t_{i,j} \frac{\partial p_i(t_{i,j})}{\partial t} \right]$$

其中, i 是手持式光声探头内压电晶片阵元的编号, $P(\vec{r}_j)$ 指在空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 处的重建后光声强度信号; $p_i(t_{i,j})$ 表示第 i 个阵元接收到的光声回波信号中、位于 $(t_{i,j})$ 时刻的强度值, $(t_{i,j})$ 的含义是空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 所在位置到第 i 个压电晶片阵元的超声传播时间;

所述光声-超声双模态成像模块还用于经过图像配准算法对重建的光声图像与超声图像进行融合叠加、得到综合图像;图像显示器还用于显示综合图像。

2. 如权利要求1所述的光声与超声同步成像系统,其特征在于,所述光声-超声双模态成像模块重建超声图像的方法具体为:分别对每一条扫描线对应位置处发射在某个深度位置聚焦的超声信号,并将每个阵元接收得到的超声回波信号根据所需要动态聚焦的扫描线上各空间点的位置坐标,计算出在同相位条件下从发射到到达各个阵元信号需要的相位延时之后进行延时相加,得到重建好的扫描线,最后再由多条互不重叠的扫描线重建信号构建出一帧完整的超声图像。

3. 如权利要求1所述的光声与超声同步成像系统,其特征在于,所述信号控制和处理模块包括前端控制子模块、以及超声控制子模块,其中,所述超声控制子模块用于输出由所述超声换能器产生的超声信号,所述前端控制子模块用于控制激光信号和超声信号的同步输出。

4. 如权利要求3所述的光声与超声同步成像系统,其特征在于,所述超声控制子模块还作为超声换能器与光声-超声双模态成像模块之间的中转站:接收来自超声换能器的超声回波信号与光声回波信号,并对超声回波信号与光声回波信号进行初步处理,再将初步处理过的超声回波信号与光声回波信号传送至光声-超声双模态成像模块。

5. 如权利要求1所述的光声与超声同步成像系统,其特征在于,所述手持式光声探头内于超声换能器两侧分别设置有两组暗场激发光路,激光器输出的激光信号通过光学聚焦模

块后耦合进入两组多模光纤,所述两组多模光纤将激光信号分别导入两组暗场激发光路。

6.如权利要求1所述的光声与超声同步成像系统的成像方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1、超声信号和激光信号分别经手持式光声探头到达待检测的浅表部位;

S2、手持式光声探头内的超声换能器接收来自浅表部位的超声回波信号和光声回波信号,并将超声回波信号和光声回波信号分别转换为电信号后传送至光声-超声双模态成像模块;

S3、光声-超声双模态成像模块通过超声回波信号重建超声图像和通过光声回波信号重建光声图像,所述光声-超声双模态成像模块重建光声图像的方法具体为:对于每帧光声回波信号,根据成像区域中每一点的空间坐标与手持式光声探头上阵元坐标的相对位置关系、计算出该成像帧中各点到达各个阵元的超声传播时间,并利用以下公式进行各点光声回波信号的重建:

$$P(\vec{r}_j) = \sum_i \left[p_i(t_{i,j}) - t_{i,j} \frac{\partial p_i(t_{i,j})}{\partial t} \right]$$

其中, i 是手持式光声探头内压电晶片阵元的编号, $P(\vec{r}_j)$ 指在空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 处的重建后光声强度信号; $p_i(t_{i,j})$ 表示第 i 个阵元接收到的光声回波信号中、位于 $(t_{i,j})$ 时刻的强度值, $(t_{i,j})$ 的含义是空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 所在位置到第 i 个压电晶片阵元的超声传播时间;

S4、图像显示器显示出光声图像和超声图像。

7.如权利要求6所述的成像方法,其特征在于,S3中,光声-超声双模态成像模块通过超声回波信号重建超声图像的方法具体为:分别对每一条扫描线对应位置处发射在某个深度位置聚焦的超声信号,并将每个阵元接收得到的反射回波根据所需要动态聚焦的扫描线上各空间点的位置坐标,计算出在同相位条件下从发射到到达各个阵元信号需要的相位延时之后进行延时相加,得到重建好的扫描线,最后再由多条互不重叠的扫描线重建信号构建出一帧完整的超声图像。

8.如权利要求6所述的成像方法,其特征在于,所述手持式光声探头内于超声换能器两侧分别设置有两组暗场激发光路,S1中,激光器输出的激光信号通过光学聚焦模块后耦合进入两组多模光纤,两组多模光纤将激光信号分别导入两组暗场激发光路,暗场激发光路将激光信号整形后按设定的角度、形状投射到待检测的浅表部位。

用于浅表部位成像的光声与超声同步成像系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学检验成像设备的技术领域,具体涉及一种用于浅表部位成像的光声与超声同步成像系统和方法。

背景技术

[0002] 经过多年的医学工程技术的不断革新,基于影像手段的肿瘤成像检测仪器获得了广泛的应用,为医学检测、诊断与治疗提供了重要的依据。乳腺癌症是危害程度较高的肿瘤病症,现有技术中应用于乳腺肿瘤检测的主要成像设备分别具有不同的技术特点,但也仍然存在着一一定的问题:

[0003] 1) X光乳腺CT/模拟或数字乳腺机,成像采用具有放射性的X光,对健康具有潜在的危害性,并且不适合在短期内进行多次重复的检测;对成像过程中的乳房位置和技师操作水平要求较高,容易形成成像的盲区;其中模拟或数字乳腺机还需要对乳房进行压迫,压迫力通常在50N以上,患者体验较为痛苦;对软组织结构较为丰富的东亚女性人群而言成像对比度不高,特异性不强;

[0004] 2) 乳腺红外光检查治疗仪,分辨率和特异性很差,不利于病灶的辨识;只具备二维的成像能力,无法提供准确的三维位置信息;

[0005] 3) 乳腺核磁MRI,同乳腺CT,对固定位置与操作技能要求较高;患者的检查成本较高;妊娠期妇女禁忌使用;

[0006] 4) 乳腺超声检测仪,成像的分辨率和特异性都较差;难以识别微小的钙化点等早期病理特征。

[0007] 光声成像是近年来迅速发展起来的一类医学影像前沿技术,已有光声技术应用于乳腺检测的方案,如利用特殊定制的环形或者碗状结构的超声换能器阵列,在检测时让病人采用直立或者卧趴的姿势将乳房置于其中,在其周围进行光照射激发,并接收产生的光声信号。非手持式碗式光声乳腺装置存在使用不便等问题,医师操作和患者使用的体验不佳,碗式装置通常也不是同乳房紧密贴合,会牺牲掉一些成像深度,影响检测质量。

[0008] 中国专利申请CN102512207A公开了一种B超探头式光声成像乳腺扫描仪及其扫描方法:在B超超声成像仪的B超探头两侧捆绑上两光纤束。扫描时,先在B超探头及被测乳腺上涂抹超声耦合剂,然后打开激光光源,由B超探头两侧的光纤束,将光束引导到B超探头前端的乳腺上;超声探头采集乳房由光声作用产生的光声信号,并传输至计算机中经相关信号、图像处理实时二维成像。该专利申请公开了B超探头式光声成像乳腺扫描仪及其扫描方法,将光声成像应用到乳腺成像中,但光声技术结合成熟的超声系统来应用,需要克服一些关键技术问题,如光声信号的控制和采集,信号的处理,以及与超声信号的耦合等,实际操作中存在较大的技术难度。

发明内容

[0009] 针对现有技术的不足,本发明的目的旨在提供用于浅表部位成像的光声与超声同

步成像系统和方法,将光声成像技术与光声-超声双模态成像系统结合成一种灵敏度高、成像深度大以及扫描速度快的成像系统,使之能够灵活应用于乳腺、前哨淋巴结、甲状腺、前列腺等人体浅表部位成像上。

[0010] 为实现上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0011] 用于浅表部位成像的光声与超声同步成像系统,包括相连接的激光器与光声-超声双模态成像系统,该光声-超声双模态成像系统包括信号控制和处理模块、光声-超声双模态成像模块、图像显示器和手持式光声探头,手持式光声探头内设置有超声换能器,超声换能器包括多个压电晶片阵元:

[0012] 激光器用于输出激光信号,信号控制和处理模块用于输出由所述超声换能器产生的超声信号;手持式光声探头用于将激光信号与超声信号传导至待检测的浅表部位,并将来自浅表部位的光声回波信号和超声回波信号传送至光声-超声双模态成像模块;光声-超声双模态成像模块用于通过超声回波信号重建超声图像和通过光声回波信号重建光声图像,并将超声图像和光声图像传送至图像显示器进行显示,光声-超声双模态成像模块重建光声图像的方法具体为:对于每帧光声回波信号,根据成像区域中每一点的空间坐标与手持式光声探头上阵元坐标的相对位置关系、计算出该成像帧中各点到达各个阵元的超声传播时间,并利用以下公式进行各点光声回波信号的重建:

$$[0013] \quad P(\vec{r}_j) = \sum_i \left[p_i(t_{i,j}) - t_{i,j} \frac{\partial p_i(t_{i,j})}{\partial t} \right]$$

[0014] 其中,i是手持式光声探头内压电晶片阵元的编号, $P(\vec{r}_j)$ 指在空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 处的重建后光声强度信号; $p_i(t_{i,j})$ 表示第i个阵元接收到的光声回波信号中、位于 $(t_{i,j})$ 时刻的强度值, $(t_{i,j})$ 的含义是空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 所在位置到第i个压电晶片阵元的超声传播时间。

[0015] 进一步地,光声-超声双模态成像模块重建超声图像的方法具体为:分别对每一条扫描线对应位置处发射在某个深度位置聚焦的超声信号,并将每个阵元接收得到的超声回波信号根据所需要动态聚焦的扫描线上各空间点的位置坐标,计算出在同相位条件下从发射到到达各个阵元信号需要的相位延时之后进行延时相加,得到重建好的扫描线,最后再由多条互不重叠的扫描线重建信号构建出一帧完整的超声图像。

[0016] 为了优化系统性能,信号控制和处理模块包括前端控制子模块、以及超声控制子模块,其中,该超声控制子模块用于输出由所述超声换能器产生的超声信号,该前端控制子模块用于控制激光信号和超声信号的同步输出。

[0017] 更进一步地,超声控制子模块还作为超声换能器与光声-超声双模态成像模块之间的中转站:接收来自超声换能器的超声回波信号与光声回波信号,并对超声回波信号与光声回波信号进行初步处理,初步处理的内容包括滤波、放大和波束形成,再将初步处理过的超声回波信号与光声回波信号传送至光声-超声双模态成像模块。

[0018] 为了提高所输出脉冲激光信号的质量,激光器输出的激光信号通过光学聚焦模块后进入手持式光声探头。

[0019] 为了进一步提高激光信号的输出质量,手持式光声探头内设置有暗场激发光路,激光信号通过光学聚焦模块后进入手持式光声探头内的暗场激发光路,该暗场激发光路用于将激光信号整形后按设定的角度、形状均匀投射到待检测的浅表部位。

[0020] 优选地,手持式光声探头内于超声换能器两侧分别设置有两组暗场激发光路,激光器输出的激光信号通过光学聚焦模块后耦合进入两组多模光纤,该两组多模光纤将激光信号分别导入两组暗场激发光路,作为本发明的一种优选方案,每组暗场激发光路包括柱面镜、反射镜和凹面镜。

[0021] 传统的光声-超声双模态成像系统信息来源单一,现有的超声与光声成像系统虽丰富了成像数据,但数据的有效利用率仍有待提高,为了提高信息利用率、获得更全面的成像结果,光声-超声双模态成像模块还用于经过图像配准算法对重建的光声图像与超声图像进行融合叠加、得到综合图像;图像显示器还用于显示综合图像。

[0022] 光声-超声双模态成像系统与激光器涉及众多部件与线路,为了让系统运行更加稳定,现有技术中的成像系统通常固定设置于指定区域内,不便于移动和检修,为了在不影响系统稳定性的前提下克服此缺陷,光声-超声双模态成像系统和激光器分别设置于第一仪器车和第二仪器车上;第二仪器车上还设置有水冷循环系统,用于提供通过管道流经激光器内部的循环冷却液。

[0023] 用于浅表部位成像的光声与超声同步成像方法,包括如下步骤:

[0024] S1、超声信号和激光信号分别经手持式光声探头到达待检测的浅表部位;

[0025] S2、手持式光声探头内的超声换能器接收来自浅表部位的超声回波信号和光声回波信号,并将超声回波信号和光声回波信号分别转换为电信号后传送至光声-超声双模态成像模块;

[0026] S3、光声-超声双模态成像模块通过超声回波信号重建超声图像和通过光声回波信号重建光声图像,该光声-超声双模态成像模块重建光声图像的方法具体为:对于每帧光声回波信号,根据成像区域中每一点的空间坐标与手持式光声探头上阵元坐标的相对位置关系、计算出该成像帧中各点到达各个阵元的超声传播时间,并利用以下公式进行各点光声回波信号的重建:

$$[0027] \quad P(\vec{r}_j) = \sum_i \left[p_i(t_{i,j}) - t_{i,j} \frac{\partial p_i(t_{i,j})}{\partial t} \right]$$

[0028] 其中,i是手持式光声探头内压电晶片阵元的编号, $P(\vec{r}_j)$ 指在空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 处的重建后光声强度信号; $p_i(t_{i,j})$ 表示第i个阵元接收到的光声回波信号中、位于 $(t_{i,j})$ 时刻的强度值, $(t_{i,j})$ 的含义是空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 所在位置到第i个压电晶片阵元的超声传播时间;

[0029] S4、图像显示器显示出超声图像和超声图像。

[0030] 进一步地,S3中,光声-超声双模态成像模块通过超声回波信号重建超声图像的方法具体为:分别对每一条扫描线对应位置处发射在某个深度位置聚焦的超声信号,并将每个阵元接收得到的反射回波根据所需要动态聚焦的扫描线上各空间点的位置坐标,计算出在同相位条件下从发射到到达各个阵元信号需要的相位延时之后进行延时相加,得到重建好的扫描线,最后再由多条互不重叠的扫描线重建信号构建出一帧完整的超声图像。

[0031] 更进一步地,手持式光声探头内于超声换能器两侧分别设置有两组暗场激发光路,S1中,激光器输出的激光信号通过光学聚焦模块后耦合进入两组多模光纤,两组多模光纤将激光信号分别导入两组暗场激发光路,暗场激发光路将激光信号整形后按设定的角度、形状投射到待检测的浅表部位。

[0032] 本发明的有益效果在于：相较于传统成像技术，本发明兼具超声成像实时性强、灵活度高和成像深度大，以及光声成像的灵敏度高、扫描速度高和分辨率高的图像特性，并且无辐射，从而可以快速方便地应用在人体的各个浅表部位成像上，尤其针对乳腺/前哨淋巴/甲状腺/前列腺等浅表的筛查，本发明具有推广使用的前景。

附图说明

[0033] 图1是本发明中用于浅表部位成像的光声与超声同步成像系统的结构框图；

[0034] 图2是本发明中激光信号输出部分的结构示意图；

[0035] 图3是本发明中用于浅表部位成像的光声与超声同步成像方法的流程框图。

[0036] 附图标记：1、激光器；2、光学聚焦模块；3、多模光纤；4、暗场激发光路；5、手持式光声探头；6、超声换能器。

具体实施方式

[0037] 下面，结合附图以及具体实施方式，对本发明做进一步描述：

[0038] 实施例1

[0039] 如图1及图2所示，用于浅表部位成像的光声与超声同步成像系统，包括相连接的激光器1与光声-超声双模态成像系统，激光器1用于输出激光信号以产生光声回波信号；光声-超声双模态成像系统包括信号控制和处理模块、光声-超声双模态成像模块、图像显示器和手持式光声探头5，信号控制和处理模块包括前端控制子模块、以及超声控制子模块，超声控制子模块中包含有模拟电压调制电路、信号采集电路、隔离电路、前置放大和滤波电路、探头选择板和通道板，用于输出由所述超声换能器产生的超声信号以产生超声回波信号，还用于接收光声回波信号和超声回波信号，并对光声回波信号和超声回波信号进行初步处理，初步处理的内容包括滤波、放大和波束形成，接收前端控制子模块经脉冲激光控制电路连接激光器1，用于控制激光信号和超声信号的同步输出；手持式光声探头5内还设置有超声换能器6，超声换能器6包括多个压电晶片阵元。手持式光声探头5内于超声换能器6两侧分别设置有两组暗场激发光路4，激光器1输出的激光信号通过一光学聚焦模块2后耦合进入两组多模光纤3，该两组多模光纤3将激光信号分别导入两组暗场激发光路4，每组暗场激发光路4优选为包括柱面镜、反射镜和凹面镜，暗场激发光路4用于将激光信号整形后按设定的角度、形状均匀投射到待检测的浅表部位，超声换能器6用于接收来自浅表部位的光声回波信号和超声回波信号，并将光声回波信号与超声回波信号分别以电信号的形式传送至超声控制子模块进行初步处理；光声-超声双模态成像模块用于接收完成初步处理的超声回波信号和光声回波信号，并分别通过超声回波信号和光声回波信号重建超声图像和光声图像，光声-超声双模态成像模块重建超声图像的方法具体为：分别对每一条扫描线对应位置处发射在某个深度位置聚焦的超声信号，并将每个阵元接收得到的反射回波根据所需要动态聚焦的扫描线上各空间点的位置坐标，计算出在同相位条件下从发射到到达各个阵元信号需要的相位延时之后进行延时相加，得到重建好的扫描线，最后再由多条互不重叠的扫描线重建信号构建出一帧完整的超声图像；每帧光声信号的激发是一次性在整个成像范围内通过一次激光照射完成的，并不需要像超声一样沿着不同的扫描线进行重建，因此光声重建时间要短于超声重建时间，光声-超声双模态成像模块重建光声图像的方法具

体为:对于每帧光声回波信号,根据成像区域中每一点的空间坐标与手持式光声探头5上阵元坐标的相对位置关系、计算出该成像帧中各点到达各个阵元的超声传播时间,并利用以下公式进行各点光声回波信号的重建:

$$[0040] \quad P(\vec{r}_j) = \sum_i \left[p_i(t_{i,j}) - t_{i,j} \frac{\partial p_i(t_{i,j})}{\partial t} \right]$$

[0041] 其中,i是手持式光声探头5内压电晶片阵元的编号, $P(\vec{r}_j)$ 指在空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 处的重建后光声强度信号; $p_i(t_{i,j})$ 表示第i个阵元接收到的光声回波信号中、位于 $(t_{i,j})$ 时刻的强度值, $(t_{i,j})$ 的含义是空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 所在位置到第i个压电晶片阵元的超声传播时间;光声-超声双模态成像模块还用于经过图像配准算法对重建的光声图像与超声图像进行融合叠加、得到综合图像;图像显示器用于显示超声图像、光声图像和综合图像。

[0042] 本发明中,信号控制和处理模块、光声-超声双模态成像模块设置于一主机内,该主机与图像显示器相连接,主机上设置有用连接手持式光声探头5的超声探头接口,主机设置于第一仪器车,图像显示器经万向臂设置于第一仪器车上;激光器1、光学聚焦模块2与一水冷循环系统共同设置于第二仪器车上,水冷循环系统所产生的循环冷却液经管道流经激光器1内部。

[0043] 实施例2

[0044] 如图2和图3所示,用于浅表部位成像的光声与超声同步成像方法,包括如下步骤:

[0045] S1、接收前端控制子模块控制激光器1和超声控制子模块同步输出激光信号和超声信号,超声信号和激光信号分别经手持式光声探头5到达待检测的浅表部位,其中激光信号通过光学聚焦模块2后耦合进入两组多模光纤3,两组多模光纤3将激光信号分别导入两组暗场激发光路4,暗场激发光路4将激光信号整形后按设定的角度、形状均匀投射到待检测的浅表部位,暗场激发光路4优选为包括柱面镜、反射镜和凹面镜;

[0046] S2、手持式光声探头5内的超声换能器6接收来自浅表部位的超声回波信号和光声回波信号,并将超声回波信号和光声回波信号分别转换为电信号后传送至超声控制子模块,超声控制子模块对超声回波信号和光声回波信号进行初步处理后传送至光声-超声双模态成像模块,初步处理的内容包括滤波、放大和波束形成;

[0047] S3、光声-超声双模态成像模块基于超声回波信号重建超声图像,具体为:分别对每一条扫描线对应位置处发射在某个深度位置聚焦的超声信号,并将每个阵元接收得到的反射回波根据所需要动态聚焦的扫描线上各空间点的位置坐标,计算出在同相位条件下从发射到到达各个阵元信号需要的相位延时之后进行延时相加,得到重建好的扫描线,最后再由多条互不重叠的扫描线重建信号构建出一帧完整的超声图像;光声-超声双模态成像模块基于光声回波信号重建光声图像,具体为:对于每帧光声回波信号,根据成像区域中每一点的空间坐标与手持式光声探头上阵元坐标的相对位置关系、计算出该成像帧中各点到达各个阵元的超声传播时间,并利用以下公式进行各点光声回波信号的重建:

$$[0048] \quad P(\vec{r}_j) = \sum_i \left[p_i(t_{i,j}) - t_{i,j} \frac{\partial p_i(t_{i,j})}{\partial t} \right]$$

[0049] 其中,i是手持式光声探头5内压电晶片阵元的编号, $P(\vec{r}_j)$ 指在空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 处的重

建后光声强度信号; $P_i(t_{i,j})$ 表示第*i*个阵元接收到的光声回波信号中、位于 $(t_{i,j})$ 时刻的强度值, $(t_{i,j})$ 的含义是空间坐标 $(\vec{r}_j)$ 所在位置到第*i*个压电晶片阵元的超声传播时间;光声-超声双模态成像模块还经过图像配准算法对重建的光声图像与超声图像进行融合叠加、得到综合图像;

[0050] S4、图像显示器显示出超声-光声双模态实时图像和融合了光声图像和超声图像的综合图像。

[0051] 对本领域的技术人员来说,可根据以上描述的技术方案以及构思,做出其它各种相应的改变以及形变,而所有的这些改变以及形变都应该属于本发明权利要求的保护范围之内。

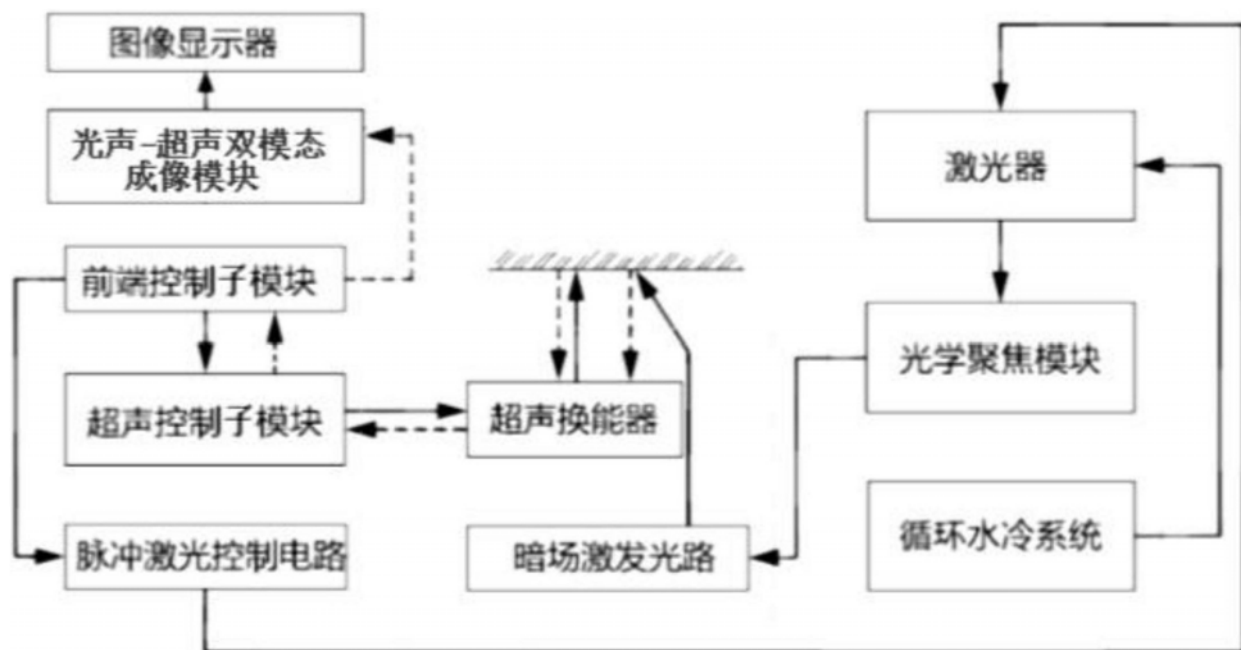


图1

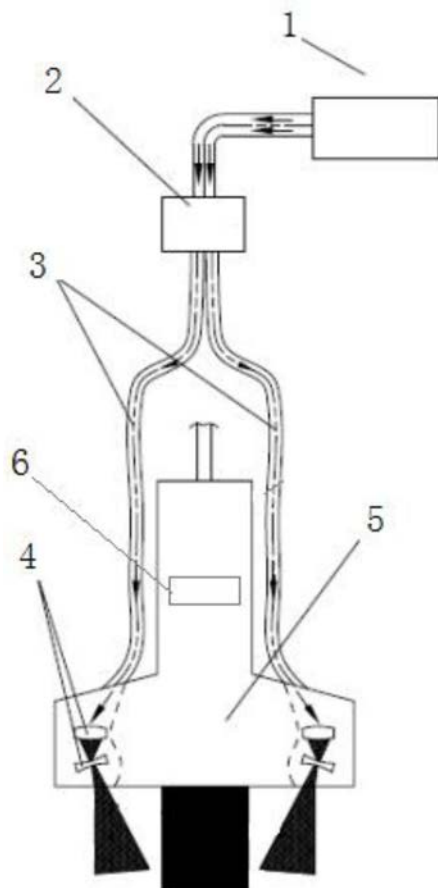


图2

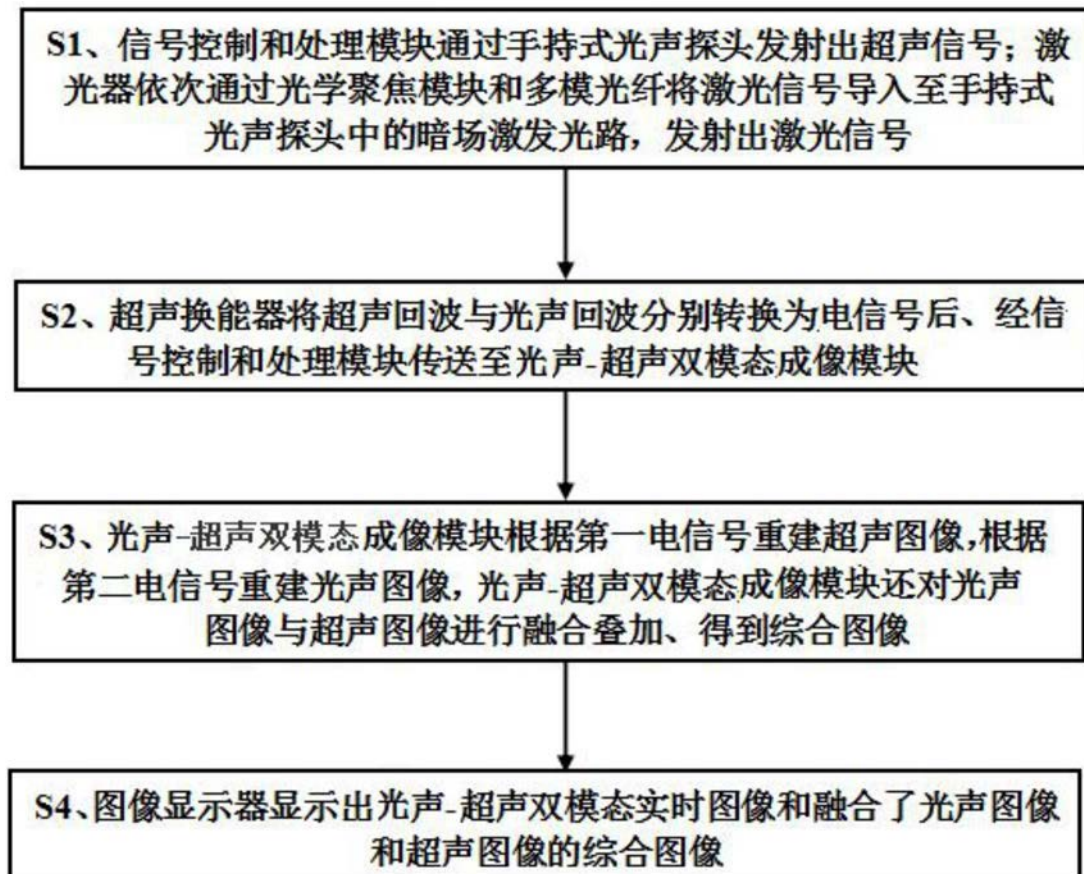


图3

专利名称(译)	用于浅表部位成像的光声与超声同步成像系统和方法		
公开(公告)号	CN107157448B	公开(公告)日	2018-09-18
申请号	CN2017110379974.9	申请日	2017-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	睿芯生命科技(深圳)有限公司		
申请(专利权)人(译)	睿芯生命科技(深圳)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	睿芯生命科技(深圳)有限公司		
[标]发明人	庞志强 陈健桦 丁汝波		
发明人	庞志强 陈健桦 丁汝波		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/004 A61B5/0095 A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/4444 A61B8/5261		
代理人(译)	张帅		
其他公开文献	CN107157448A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了用于浅表部位成像的光声与超声同步成像系统和方法，涉及医学检验成像设备的技术领域，包括激光器与光声-超声双模态成像系统，该光声-超声双模态成像系统包括信号控制和处理模块、光声-超声双模态成像模块、图像显示器和手持式光声探头，手持式光声探头内还设置有超声换能器，激光器用于输出激光信号，信号控制和处理模块用于输出超声信号；该手持式光声探头用于将激光信号与超声信号传导至待检测的浅表部位；光声-超声双模态成像模块用于重建超声图像和光声图像，并传送至图像显示器进行显示。本发明灵敏度高、成像深度大，可灵活应用于乳腺、前哨淋巴结、甲状腺、前列腺等人体浅表部位成像。

