



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105395170 B

(45)授权公告日 2018.07.27

(21)申请号 201510933955.7

A61B 8/08(2006.01)

(22)申请日 2015.12.15

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105395170 A

CN 103385758 A,2013.11.13,
CN 103385758 A,2013.11.13,
CN 1555764 A,2004.12.22,
CN 104545811 A,2015.04.29,
CN 103976703 A,2014.08.13,
WO 2008/075299 A1,2008.06.26,
CN 101912250 A,2010.12.15,
US 2011/0319743 A1,2011.12.29,
US 2010/0094134 A1,2010.04.15,

(43)申请公布日 2016.03.16

(73)专利权人 同济大学
地址 200092 上海市杨浦区四平路1239号
专利权人 深圳华声医疗技术有限公司

审查员 孙晓彤

(72)发明人 程茜 蒋勇 易勇 刘国涛
陈域迪 刘颖斌

(74)专利代理机构 上海科盛知识产权代理有限公司 31225
代理人 宣慧兰

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

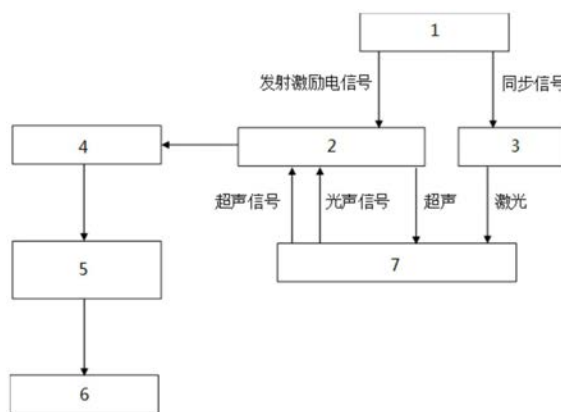
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种光声超声双模态同步成像系统

(57)摘要

本发明涉及一种光声超声双模态同步成像系统,用于医学中被测组织的诊断成像,包括主机、脉冲激光器以及依次连接的多通道超声探头、数据采集模块、数据处理及图像重建模块和显示模块,所述的主机分别与多通道超声探头和脉冲激光器连接,所述的多通道超声探头与被测组织紧贴设置,所述的脉冲激光器与被测组织相对设置。与现有技术相比,本发明具有同步、精确、比例一致等优点。



1. 一种光声超声双模态同步成像系统,用于医学中被测组织的诊断成像,其特征在于,包括主机(1)、脉冲激光器(3)以及依次连接的多通道超声探头(2)、数据采集模块(4)、数据处理及图像重建模块(5)和显示模块(6),所述的主机(1)分别与多通道超声探头(2)和脉冲激光器(3)连接,所述的多通道超声探头(2)与被测组织(7)紧贴设置,所述的脉冲激光器(3)与被测组织(7)相对设置,所述的多通道超声探头(2)为一体化设计的超声波发射探头、超声波接收探头和光声信号接收探头;

应用光声超声双模态同步成像系统的成像方法,包括以下步骤:

1) 在一个成像周期开始时,主机向多通道超声探头发发出激励电信号,同时向脉冲激光器发出同步信号,成像周期取决于脉冲激光器发射脉冲激光的延迟和组织成像深度D,并且满足:

$$T_0 > T_d + \frac{D}{c}$$

$$T_d > \frac{2D}{c}$$

其中,c为被测组织中的声速;

- 2) 多通道超声探头接收激励电信号后发射超声波照射被测组织;
- 3) 脉冲激光器接收到同步信号后经主机设定的延时后发射脉冲激光照射被测组织,发射脉冲激光后脉冲激光器告知主机发射脉冲激光的延迟时间;
- 4) 多通道超声探头分别先后接收被测组织反射的超声回波信号和光声信号,并进行信号转换;
- 5) 数据采集模块采集经多通道超声探头转换后的超声回波信号和光声信号,并发送给数据处理及图像重建模块;
- 6) 数据处理和图像重建模块修正脉冲激光器发射脉冲激光的延迟,分别同时对超声回波信号和光声信号进行图像重建,并对重建后的图像进行横向分辨率和深度信息的优化,得到超声图像和光声双模态图像,超声图像和光声双模态图像的像素点一一对应,且比例一致;
- 7) 显示模块接收并同时显示的超声图像和光声双模态图像,显示模块通过在同一界面左右分屏的形式同时显示超声图像和光声双模态图像;
- 8) 重复步骤1)-7),连续生成并显示被测组织的动态超声和光声双模态图像。

2. 根据权利要求1所述的一种光声超声双模态同步成像系统,其特征在于,所述的步骤3)中,脉冲激光器发射的脉冲激光的工作波长范围包括680-950nm以及1200-2400nm,脉冲激光器每个脉冲的输出能量介于0-100mJ之间。

一种光声超声双模态同步成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及光声成像和超声成像领域,尤其是涉及一种光声超声双模态同步成像系统。

背景技术

[0002] 用于医学诊断的超声成像因其非电离辐射、可对解剖结构进行高分辨率成像、价格低廉等优势在医学诊断中被广泛应用。但超声成像一般对声阻抗有差异的组织结构和血流运动敏感,对组织的其他物理化学性质无特异性,因此诊断功能受到限制。在很多医学临床诊断中超声成像需和MRI、CT或者X光等其它放射性诊断方式结合,以向医生提供更明确的病灶信息。

[0003] 光声成像是近年来新兴发展的一种医学成像方法,通过对组织中不同化学成分对光的吸收产生光声信号的检测,可以提供高分辨率和高对比度的组织物理化学性质的成像。它结合了纯光学成像的高对比度特性和纯超声成像的高穿透深度特性的优点,可以提供高对比度和高轴向分辨率,为研究生物组织的结构形态、生理特征、代谢功能、病理信息等提供了重要手段,在生物医学临床诊断以及在体组织结构和功能成像领域具有广泛的应用前景。

[0004] 如果能实现超声和光声的双模态同步成像,那么既可以为病灶提供高分辨率的结构成像,又可以在结构信息的基础上提供高分辨率和高对比度的组织物理化学性质的成像,可以为临床诊断提供更多的依据。目前超声和光声的双模态成像系统多为实验室多套系统拼搭阶段,没有成为有机的整体系统。这是由于现有的超声成像设备硬件和算法接口封闭导致的:一方面超声激励和脉冲激光激励的工作重复频率不同,因此造成超声图像和光声图像的同步性较差,丢帧漏帧现象较多;另一方面,需要另行编写代码对光声数据进行成像,超声成像和光声成像的算法不一致导致光声图像的纵横比例与超声图像不一致,无法反映实际的组织信息,需要经过后期图像缩放和延时补偿处理。

发明内容

[0005] 本发明的目的就是为了克服上述现有技术存在的缺陷而提供一种同步、精确、比例一致的光声超声双模态同步成像系统。

[0006] 本发明的目的可以通过以下技术方案来实现:

[0007] 一种光声超声双模态同步成像系统,用于医学中被测组织的诊断成像,包括主机、脉冲激光器以及依次连接的多通道超声探头、数据采集模块、数据处理及图像重建模块和显示模块,所述的主机分别与多通道超声探头和脉冲激光器连接,所述的多通道超声探头与被测组织紧贴设置,所述的脉冲激光器与被测组织相对设置。

[0008] 所述的多通道超声探头为一体化设计的超声波发射探头、超声波接收探头和光声信号接收探头。

[0009] 一种成像方法,包括以下步骤:

[0010] 1) 在一个成像周期开始时,主机向多通道超声探头发出激励电信号,同时向脉冲激光器发出同步信号;

[0011] 2) 多通道超声探头接收激励电信号后发射超声波照射被测组织;

[0012] 3) 脉冲激光器接收到同步信号后经主机设定的延时后发射脉冲激光照射被测组织,发射脉冲激光后脉冲激光器告知主机发射脉冲激光的延迟时间;

[0013] 4) 多通道超声探头分别先后接收被测组织反射的超声回波信号和光声信号,并进行信号转换;

[0014] 5) 数据采集模块采集经多通道超声探头转换后的超声回波信号和光声信号,并发送给数据处理及图像重建模块;

[0015] 6) 数据处理和图像重建模块修正脉冲激光器发射脉冲激光的延迟,分别同时对超声回波信号和光声信号进行图像重建,并对重建后的图像进行横向分辨率和深度信息的优化,得到超声图像和光声双模态图像;

[0016] 7) 显示模块接收并同时显示的超声图像和光声双模态图像;

[0017] 8) 重复步骤1)-7),连续生成并显示被测组织的动态超声和光声双模态图像。

[0018] 所述的步骤1)中,成像周期取决于脉冲激光器发射脉冲激光的延迟和组织成像深度D,并且满足:

$$[0019] \quad T_0 > T_d + \frac{D}{c}$$

$$[0020] \quad T_d > \frac{2D}{c}$$

[0021] 其中,c为被测组织中的声速;

[0022] 所述的步骤6)中,超声图像和光声双模态图像的像素点一一对应,且比例一致。

[0023] 所述的步骤7)中,显示模块通过在同一界面左右分屏的形式同时显示超声图像和光声双模态图像。

[0024] 所述的步骤3)中,脉冲激光器发射的脉冲激光的工作波长范围包括680-950nm以及1200-2400nm,脉冲激光器每个脉冲的输出能量介于0-100mJ之间。

[0025] 与现有技术相比,本发明具有以下优点:

[0026] 本发明通过光声超声双模态同步成像系统,根据设定的脉冲激光器的发射延迟,通过多通道超声探头分别采集超声回波信号和光声信号,并且同时进行图像重建,同时左右分屏显示出来,原位地、同步地、等比例等尺寸地获取的超声和光声图像可以实时的提供组织精确位置的声学 and 光学信息,排除了光声和超声图像不同位、不同步、丢帧漏帧的情况,且成像软件的同源使得光声和超声图像的比例一致,使得组织的评价更加完善。

附图说明

[0027] 图1为本发明的系统结构图。

[0028] 图2为本发明系统中装置工作时序图。

[0029] 其中,1、主机,2、多通道超声探头,3、脉冲激光器,4、数据采集模块,5、数据处理及图像重建模块,6、显示模块,7、被测组织。

具体实施方式

[0030] 下面结合附图和具体实施例对本发明进行详细说明。

[0031] 实施例：

[0032] 本发明结合超声成像和光声成像，建立双模态同步原位成像系统，通过对超声探头和脉冲激光的同步控制，以及对超声回波信号和光声信号采集的延时控制，实现了超声和光声的同步、原位和等尺度成像。如图1所示，本发明公开了一种光声超声双模态同步成像系统，根据图2的时序所示，系统的工作步骤包括以下步骤：

[0033] 步骤一，主机向多通道超声探头输出激励电信号，同时向脉冲激光器发出同步信号，主机具有同步信号输出功能，可实现激光器和超声探头的同步。一次同步信号与下一次同步信号之间的间隔即为一个成像周期；

[0034] 步骤二，多通道超声探头发射超声波照射组织，超声探头通过耦合剂紧贴组织摆放，在主机的激励电信号作用下，超声探头内含的多通道的压电元件在组织中产生超声波，所用的通道数越多，成像范围越大；

[0035] 步骤三，脉冲激光器接收到同步信号后经主机控制的延时后发射脉冲激光照射组织，脉冲激光器发出的激光的工作波长范围在680至950nm，以及1200至2400nm，激光器每个脉冲的输出能量介于0-100mJ之间。根据检测部位的需要，激光照射被测组织不同部位；

[0036] 步骤四，多通道超声探头接收组织反射的超声回波信号及组织发射的光声信号，超声探头接受组织中同一部位在一个成像周期内传回来的超声回波信号和光声信号的声压强度和相位信息，即得到了组织中原位的、同步的超声信号和光声信号；

[0037] 步骤五，数据采集模块采集经超声探头转换的多通道超声和光声信号，数据采集模块是对多通道超声探头接收到的一个成像周期内的超声和光声信号进行转换数据采集，并送到数据处理和图像重建模块；

[0038] 步骤六，主机根据脉冲激光产生的光声信号相对超声信号的延时，由数据处理和图像重建模块基于同样的算法包进行超声和光声图像的重建，基于现有的超声成像和光声成像算法，根据组织成像深度和激光发射的延时，对一个成像周期内不同通道不同时序的数据进行数据解调，beamforming和图像重建，超声和光声的图像大小与真实组织的比例一致；

[0039] 步骤七，显示模块在同一个界面中分左右两屏同时显示一个成像周期内得到超声和光声双模态图像。。

[0040] 步骤八，以一定重复频率重复上述过程，可获得组织的动态超声和光声双模态图像，根据超声成像系统的扫描帧频和脉冲激光器的脉冲重复发射频率两者中较小的数值作为最高重复频率，在系统中进行设置重复频率后，即可重复步骤一至步骤七完成多个成像周期，以图片或者电影模式获取不同时间轴上的组织信息。

[0041] 本发明中，通过光声超声双模态同步成像系统原位地、同步地、等比例等尺寸地获取的超声和光声图像可以实时的提供组织精确位置的声学 and 光学信息，排除了光声和超声图像不同位、不同步、丢帧漏帧的情况，且成像软件的同源使得光声和超声图像的比例一致，使得组织的评价更加完善。

[0042] 本发明公开了一种光声超声双模态同步成像系统，应当指出，对于本技术领域的

普通技术人员来说,在不脱离本发明的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。另外,本实施例中未明确的各组成部分均可以用现有技术加以实现。

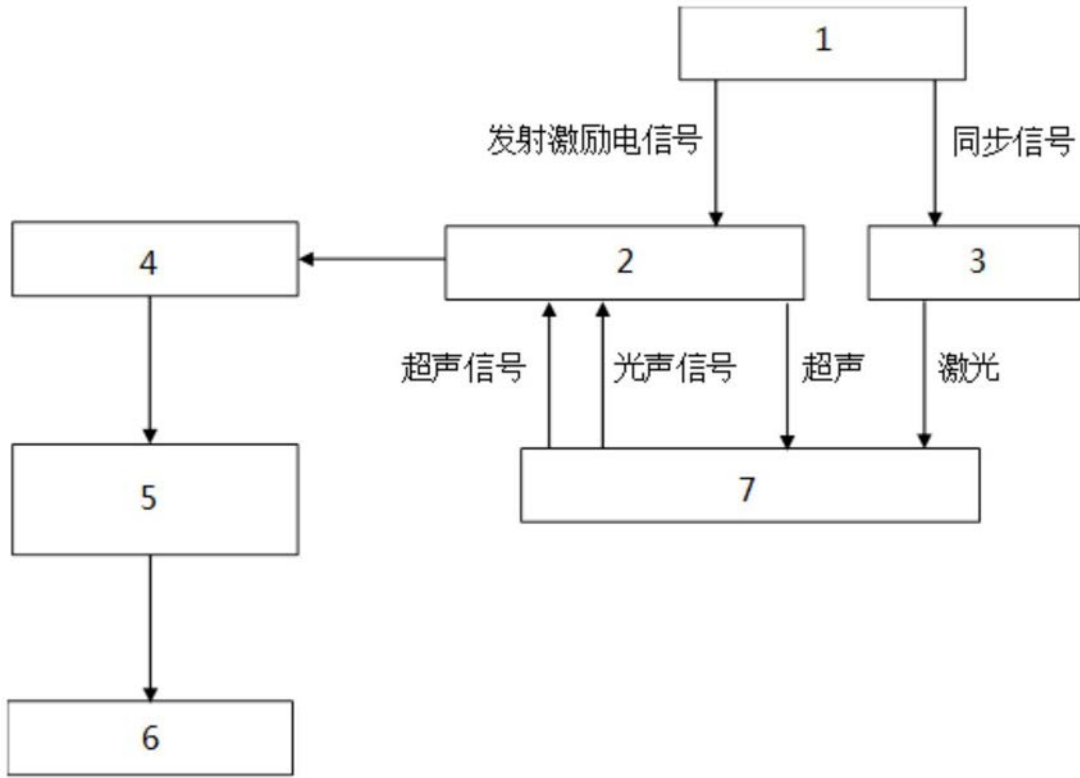


图1

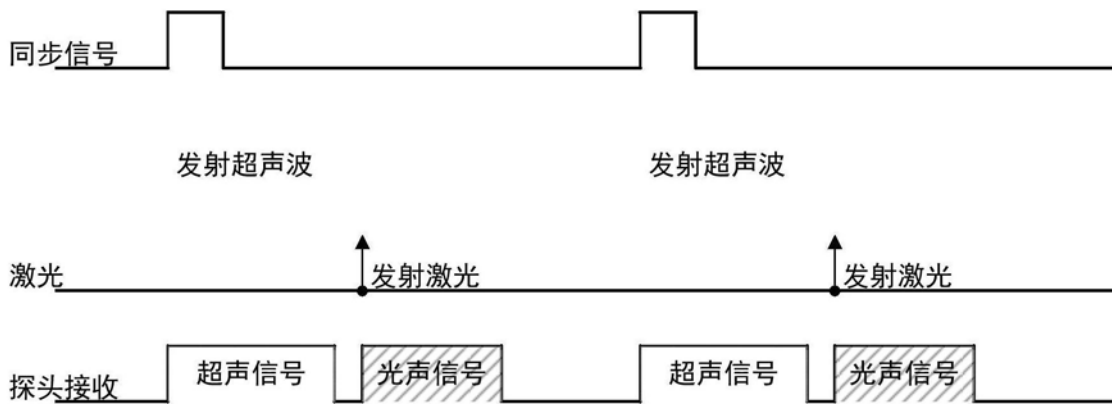


图2

专利名称(译)	一种光声超声双模态同步成像系统		
公开(公告)号	CN105395170B	公开(公告)日	2018-07-27
申请号	CN201510933955.7	申请日	2015-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	同济大学 深圳华声医疗技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	同济大学 深圳华声医疗技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	同济大学 深圳华声医疗技术有限公司		
[标]发明人	程茜 蒋勇 易勇 刘国涛 陈域迪 刘颖斌		
发明人	程茜 蒋勇 易勇 刘国涛 陈域迪 刘颖斌		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0095 A61B5/7221 A61B8/08		
审查员(译)	孙晓彤		
其他公开文献	CN105395170A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种光声超声双模态同步成像系统，用于医学中被测组织的诊断成像，包括主机、脉冲激光器以及依次连接的多通道超声探头、数据采集模块、数据处理及图像重建模块和显示模块，所述的主机分别与多通道超声探头和脉冲激光器连接，所述的多通道超声探头与被测组织紧贴设置，所述的脉冲激光器与被测组织相对设置。与现有技术相比，本发明具有同步、精确、比例一致等优点。

