



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107802238 A

(43)申请公布日 2018.03.16

(21)申请号 201711078523.8

(22)申请日 2017.11.06

(71)申请人 高飞

地址 034000 山西省忻州市忻府区和平西街嘉和苑小区1号楼2单元902

(72)发明人 高飞 段丽莎

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

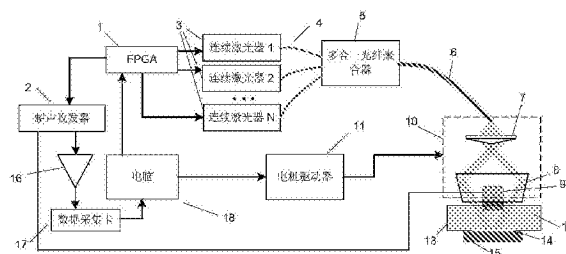
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

光谱超声成像方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像方法,能够混合利用超声温度成像和多个单波长低功率连续激光器,来完成频谱光吸收传感与成像。还公开了基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像的装置,包括:超声波收发器和多个低功率连续激光器,其用于产生超声回波信号和加热;锥形透镜,其将激光聚焦于被测物体上;超声传感器,用于发射和检测超声回波信号;三维扫描平台,用于逐点扫描和成像。该发明能够解决现有技术中波长可调高功率脉冲激光器成本太高的问题,相比于传统的频谱光声技术,可以极大的降低光源成本。



1. 一种基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像方法。首先,利用超声收发机驱动超声传感器,对被测物体进行超声回波信号的检测。

2. 如权利要求1所述的光谱超声的多波长光吸收传感与成像方法,其特征在于,超声收发所收到的超声回波信号表达式为: $us(t, T_0)$ 。

3. 如权利要求1所述的光谱超声的多波长光吸收传感与成像方法,其特征在于,利用多台单波长低功率连续激光器对被测物体进行一段时间的连续照射,从而使物体吸收光能量从而导致温度升高。

优选的是,单波长低功率激光器的波长可以选择在600-1000nm范围之内,比如两台连续激光分别选择在671nm和980nm,以便测试血液的血氧浓度。

4. 如权利要求1所述的基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像方法,其特征在于,所述的连续激光加热被测物体之后,紧接着利用超声收发机驱动超声传感器再进行一次超声回波检测,可以得到温度调制后的超声信号: $us(t, T_0+T_{1,2})$ 。

5. 如权利要求1所述的基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像方法,其特征在于,对上述两个公式进行差值运算,或其他差异提取运算,可以得到由于连续激光加热导致的超声回波信号的相对变化: $\Delta us(t, \mu_a(\lambda_{1,2})) = us(t, T_0+T_{1,2}) - us(t, T_0) = \Gamma \{ \epsilon_{HbR_1,2} [HbR] + \epsilon_{HbO2_1,2} [HbO2] \} F_{1,2}$ 。其中, ϵ_{HbR_N} 和 ϵ_{HbO2_N} 是已知的去氧血红蛋白和有氧血红蛋白对第N个波长连续激光的摩尔吸收系数, $[HbR]$ 和 $[HbO2]$ 是未知的去氧血红蛋白和有氧血红蛋白的浓度, F_N 是第N个波长连续激光的光强, Γ 是从光吸收到超声回波信号变化的转换系数。

6. 如权利要求1所述的基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像方法,其特征在于,从上述公式可以得到正比于被测物体对多个连续激光的吸收系数和连续激光的光强度,从而实现了利用超声回波信号来检测多个波长的吸收系数,进而可以实现利用低成本的激光源进行光吸收谱成像。

7. 一种基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像的装置,其特征在于,包括:

一个超声收发器,其用于产生和接收超声回波信号;

若干个低功率连续激光器,其用于在不同的波长下加热被测物体;

FPGA(可编程逻辑门阵列),其用于产生延迟可调的多个同步信号,来同步以上超声收发器和连续激光器;

多合一光纤聚合器,其连接所述多个激光器并将多束激光耦合进入一根多模光纤;

光纤,其用于方便的传输激光束,光纤长度可根据需要进行调整。

8. 如权利要求7所述的基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像的装置,其特征在于,还包括:

锥形透镜,用于将光纤末端输出的光束聚焦并调整为环状光斑;

环形聚合反射镜,其用于将发散开的环状光束松散的聚焦到被测物体,类似于黑场辐射。

9. 如权利要求7所述的基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像的装置,其特征在于,还包括:

超声传感器,其放置于所述环形聚合反射镜的中间,与激光聚焦点同轴同心。所述超声传感器用于检测所述被测物体在加热前和加热后的超声回波信号。超声传感器可以为单点水浸式传感器,也可以为多点阵列式传感器;

去离子水,其设置在所述环形聚合反射镜和所述被测物体之间,用于耦合激光和超声波,所述去离子水设置在一个由透明聚乙烯薄膜制成的腔体中。

10.如权利要求7所述的基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像的装置,其特征在于,还包括:

三维机械扫描平台及其驱动电路,其用于扫描被测物体,实现二维和三维的成像显示;以上所述光纤、锥形透镜、环形聚合反射镜、超声传感器都与所述三维机械扫描平台相连,并与其一起运动;

低噪声放大器,其连接所述超声传感器,所述超声传感器收集到的超声回波信号经过所述低噪声放大器进行信号放大;

数据采集卡,其连接所述低噪声放大器,所述低噪声放大器放大的模拟信号转换为数字信号;

电脑,其连接所述数据采集卡,用于接收所述数据采集卡传输的数字信号并进行数据分析。

光谱超声成像方法及装置

技术领域

[0001] 本发明属于混合激光超声检测与成像技术领域,特别涉及一种利用多波长连续激光加热以及超声检测温度从而实现表征光谱吸收的成像方法及装置。

背景技术

[0002] 光声检测与成像技术是最近在医学成像领域快速发展起来的一种新的混合成像方法。光声成像技术的原理是当纳秒级超短激光脉冲照射在被测物体以后,被测物体会吸收一部分光能量,导致瞬态的温度升高,从而发生热胀冷缩的瞬态振动。这样的振动可以激发出超声波即光声信号,如果被测物体的光吸收特性不同,产生的超声波强度也不同。由于光声信号的幅值线性正比于被测物体的光学吸收系数,因此光声检测与成像技术可以用来检测和重构出生物组织对特定/多个波长激光的吸收分布,从而进行医学检测。关于光声技术的综述性总结可以在最近几年的学术论文中找到(Nature Photonics 3,503-509 (2009);Science 335,1458-1462 (2012))。

[0003] 如上所述,光声技术是基于对被测物体线性吸收特性的表征:光声信号大小与被测物体光吸收大小或者激发的激光功率大小呈线性变化。在许多重要的应用中,比如检测血液血氧的含量来做功能成像(functional imaging),需要两个甚至多个不同波长的激光来激发光声信号,这种方法被成为频谱光声成像(Spectroscopic Photoacoustic Imaging)。为了利用多波长激光来产生光声信号,通常需要一台高功率的波长可调的脉冲激光器(600-900nm),比如OPO(Optical Parametric Oscillator)激光器。像这种波长可调的高功率脉冲激光器,价格普遍都非常昂贵(100万元人民币左右)。也就是说,虽然光声成像很好的融合了光学吸收的高对比度和超声成像的深穿透性,但相应的付出了高成本的代价。

[0004] 如上所述,现在所有的频谱光声成像技术基本都需要利用非常昂贵的OPO激光器作为光源,比如德国iThera Medical公司的MSOT频谱光声成像仪器,或者Endra公司的频谱光声成像系统。到目前为止,还没有很好的办法解决光声成像系统光源成本太高的问题。

发明内容

[0005] 本发明提供的光谱超声传感与成像方法及装置,能够混合利用多个低成本单波长低功率连续激光器以及超声温度成像,来完成光吸收谱的传感与成像。

[0006] 本发明提供的技术方案为:

[0007] 第一方面,本发明提供了一种基于混合激光超声的光吸收谱传感与成像方法。首先,利用脉冲超声发射和接收来获得被测物体在没有激光加热情况下的时域超声回波信号 $u_s(t, T_0)$,其中, t 是时间, T_0 是被加热前被测物体的温度。

[0008] 进一步的,利用多台单波长低功率连续激光器对被测物体进行一段时间的连续照射,从而使物体吸收光能量从而导致温度升高。

[0009] 优选的是,单波长低功率激光器的波长可以选择在600-1000nm近红外范围之内,

这样可以最大化激光在生物组织中的穿透深度,并可以实现功能成像。比如两台连续激光分别选择在671nm和980nm,有氧血红蛋白和去氧血红蛋白的吸收差别明显且反向,可以更好的测试血液的血氧浓度。

[0010] 进一步的,所述的连续激光(波长 λ_1)加热被测物体之后,紧接着利用上述脉冲超声发射和接收获得另外一个温度调制后的时域超声回波的信号 $us(t, T_0+T_1)$ 。由于连续激光的加热和被测物体温度的升高,第二个超声信号的回波会相应的超前或者滞后于第一个超声信号。类似的,利用另外一个波长的连续激光加热被测物体(波长 λ_2),可以得到第二个受温度调制后的时域超声回波的信号 $us(t, T_0+T_2)$ 。其中,温度的升高跟被测物体对不同波长的连续激光吸收率正相关($T_1 \propto \mu_a(\lambda_1)$, $T_2 \propto \mu_a(\lambda_2)$),其中, $\mu_a(\lambda_1)$ 和 $\mu_a(\lambda_2)$ 是被测物体对连续激光的吸收系数。

[0011] 进一步的,通过提取温度调制之后和调制之前超声回波信号的差别,可以获得正比于光吸收系数的信息 $\Delta us(t, \mu_a(\lambda_1))$ 和 $\Delta us(t, \mu_a(\lambda_2))$ 。一种最简单的提取信号差别的方法就是直接对温度调制前和调制后的超声信号进行相减: $\Delta us(t, \mu_a(\lambda_{1,2})) = us(t, T_0+T_{1,2}) - us(t, T_0)$ 。

[0012] 如上所述,可以得到 $\Delta us(t, \mu_a(\lambda_{1,2}))$ 正比于被测物体对两个连续激光的吸收系数和连续激光的光强度,从而实现了利用超声回波信号的温度调制效应来检测多个波长的吸收系数,进而可以实现表征光吸收的检测与成像。

[0013] 另一方面,本发明还提供了一种实现光谱超声成像的装置,包括:

[0014] 一个超声收发装置(pulser-receiver),用来收发超声信号;

[0015] 若干个低功率连续激光器,其用于在不同的波长下加热被测物体;

[0016] FPGA(可编程逻辑门阵列),其用于产生延迟可调的多个同步信号,来同步以上脉冲超声和连续激光器的信号收发;

[0017] 多合一光纤聚合器,其连接所述多个激光器并将多束激光耦合进入一根多模光纤;

[0018] 光纤,其用于方便的传输激光束,光纤长度可根据需要进行调整;

[0019] 锥形透镜,用于将光纤末端输出的光束聚焦并调整为环状光斑;

[0020] 环形聚合反射镜,其用于将发散开的环状光束松散的聚焦到被测物体,类似于黑场辐射;

[0021] 超声传感器,其放置于所述环形聚合反射镜的中间,与激光聚焦点同轴同心。所述超声传感器用于发射和接收超声信号,包括温度调制前和调制后的超声回波信号。超声传感器可以为单点水浸式传感器,也可以为多点阵列式传感器;

[0022] 去离子水,其设置在所述环形聚合反射镜和所述被测物体之间,用于耦合激光照射和超声检测,所述去离子水设置在一个由透明聚乙烯薄膜制成的腔体中;

[0023] 三维机械扫描平台及其驱动电路,其用于扫描被测物体,实现二维和三维的成像显示;以上所述光纤、锥形透镜、环形聚合反射镜、超声传感器都与所述三维机械扫描平台相连,并与其一起运动;

[0024] 低噪声放大器,其连接所述超声传感器,所述超声传感器收集到的超声信号经过所述低噪声放大器进行信号放大;

[0025] 数据采集卡,其连接所述低噪声放大器,所述低噪声放大器放大的模拟信号转换

为数字信号；

[0026] 电脑，其连接所述数据采集卡，用于接收所述数据采集卡传输的数字信号并进行数据分析。

[0027] 本发明提供的基于光谱超声的多波长传感与成像的装置：由于混合利用了超声信号的收发和多个低功率连续激光的温度调制，可以分别产生激光加热调制前和调制后的超声回波信号，其差值可以用来获得被测物体在对多个连续激光不同波长的吸收系数，从而实现光吸收谱成像。这项技术可以实现在深层组织中对光吸收信息的成像，并且相比于光声成像具有低得多的系统成本。基于光谱超声的多波长传感与成像方法可以用在几乎所有的频谱光声成像的应用中，包括功能成像（比如血氧检测，新陈代谢成像等），分子成像（比如血糖，血脂，纳米粒子标记的癌细胞等），以及早期肿瘤检测（比如黑色素瘤，乳腺癌等）。

附图说明

[0028] 图1是基于光谱超声的多波长成像系统；

[0029] 图2是基于光谱超声的双波长血氧检测方法示意图；

具体实施方式

[0030] 下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其它实施例，都属于本发明保护的范围。

[0031] 为使本发明技术方案的优点更加清楚，下面结合附图和实施例对本发明作详细说明。

[0032] 如图1所示，本发明实施提供了一种基于光谱超声技术的多波长光吸收成像系统的装置，包括：

[0033] 一个超声收发机2，和若干个不同波长的连续激光器3，用于产生回波超声信号和用于加热被测物体的连续光源。

[0034] 其中，超声收发机的中心频率可以根据具体的应用选择，以及对成像指标的要求（深度，空间分辨率）。连续激光的波长可以选择从500nm到2000nm之间的波长，根据不同的被测物体选择不同的测试波长。比如，测量血液血氧含量的话，可以选择波长在600-1000nm之间，这样有血红蛋白和去氧血红蛋白有较大的吸收差别，且光穿透较深。对于脂类检测，可以选择1210nm附近的波长，可以最大化脂类相对于血液的吸收强度。激光强度可以选择在保证安全的情况下，尽量大的功率来增强信噪比。

[0035] 进一步的，上述激光器所需的触发信号由FPGA（可编程逻辑门阵列）1产生，其用于同步和控制上述激光器的激发顺序。

[0036] 进一步的，上述多个激光器发出的激光被耦合进入多个光纤4，并通过多合一光纤聚合器5进入聚合光纤6。

[0037] 其中，上述光纤可为多模光纤或者单模光纤，在此不做具体的限定。

[0038] 进一步的，从上述的聚合光纤出来的光束通过锥形透镜7聚焦并调整为环状光斑。并通过环形聚合反射镜8聚焦于被测物体15。

[0039] 需要说明的是,环状光斑的大小和深度取决于预先设定的成像深度。

[0040] 进一步的,超声传感器9置于上述环形聚合反射镜中间,与光束聚焦同轴同心。

[0041] 需要说明的是,超声传感器可以选择单个聚焦超声单元,或者由多个非聚焦超声单元组成的阵列。可以根据实际情况来决定。根据不同的应用,超声频率可以选择1~20MHz。

[0042] 进一步的,上述聚合光纤、锥形透镜、环形聚合反射镜、超声传感器都连接于三维机械扫描平台10,并由电机驱动器11进行驱动。

[0043] 需要说明的是,上述三维机械扫描平台的扫描速度,步长和扫描范围可根据具体的应用环境调整。

[0044] 进一步的,装满去离子水12的小型容器13置于超声探头和被测物体之间。超声探头浸没于去离子水中,以便接收来自被测物体的超声回波信号。聚焦光束也穿过去离子水聚焦于被测物体。

[0045] 进一步的,上述小型容器的底部由一层透明的塑料薄膜14构成,其用于耦合来自被测物体的超声回波信号。

[0046] 进一步的,上述超声传感器采集到的超声回波信号连接于超声收发机2进行一级放大,低噪声放大器16进行进一步信号放大;数据采集卡17,其连接所述低噪声放大器16,将所述低噪声放大器放大的信号转换为数字信号;电脑18,其连接所述数据采集卡,用于接收所述数据采集卡传输的数字信号并进行数据存储和分析。

[0047] 需要说明的是,上述电脑为整个系统的控制中心,同时控制激光器触发,三维扫描平台移动,以及数据采集和存储。

[0048] 整个装置的具体工作过程为:

[0049] 由FPGA(可编程逻辑门阵列FPGA)1产生的触发信号控制超声收发器2和多个连续激光器3。上述激光器产生的光束通过光纤4导入多合一光纤聚合器5,从而使多路光束进入同一根聚合光纤6。从上述聚合光纤发出的光束通过锥形透镜7聚合并调整为环状光斑,并进一步由环形聚合反射镜8将其聚焦于被测物体15。另外,超声传感器9置于环形聚合反射镜的中间,并与光束同轴同心。上述6-9均固定于三维机械扫描平台10,随其一起扫描运动,并由电机驱动器11为其驱动。另一方面,装满去离子水12的小型容器13置于超声探头和被测物体之间用来耦合超声收发信号。由超声传感器接收到的超声回波信号通过超声收发器2和低噪声信号放大器16进行放大,并通过数据采集卡17进行数据转换。转换后的信号被电脑18采集与处理。

[0050] 下面,本发明实施例以双波长检测血液血氧含量来对本发明实施例所提供的方法和装置进行说明。

[0051] 在近红外波长范围内(600-1000nm),血液对光的吸收主要来自于去氧血红蛋白HbR和有氧血红蛋白HbO₂。所以,对于血液在加热后导致的超声回波信号的差异变化可以由 $\Delta u_s(t, \mu_a(\lambda_{1,2})) = u_s(t, T_0 + T_{1,2}) - u_s(t, T_0)$ 得出。具体来说, $\Delta u_s(t, \mu_a(\lambda_1)) = \Gamma \{ \epsilon_{HbR_1} [HbR] + \epsilon_{HbO2_1} [HbO_2] \} F_1$, $\Delta u_s(t, \mu_a(\lambda_2)) = \Gamma \{ \epsilon_{HbR_2} [HbR] + \epsilon_{HbO2_2} [HbO_2] \} F_2$ 其中, ϵ_{HbR_N} 和 ϵ_{HbO2_N} 是已知的去氧血红蛋白和有氧血红蛋白对第N个波长连续激光的摩尔吸收系数,[HbR]和[HbO₂]是未知的去氧血红蛋白和有氧血红蛋白的浓度, F_N 是第N个波长连续激光的光强, Γ 是从光吸收到超声回波信号变化的转换系数。通过调整连续激光的功率使得 $F_1 =$

F_2 ,然后将上述公式相除,可以得到:

$$\frac{\Delta us(t, \mu_a(\lambda_1))}{\Delta us(t, \mu_a(\lambda_2))} = \frac{\varepsilon_{HbR_1}[HbR] + \varepsilon_{HbO2_1}[HbO2]}{\varepsilon_{HbR_2}[HbR] + \varepsilon_{HbO2_2}[HbO2]} = \frac{\varepsilon_{HbR_1}(1-SO2) + \varepsilon_{HbO2_1}SO2}{\varepsilon_{HbR_2}(1-SO2) + \varepsilon_{HbO2_2}SO2},$$

其中 $SO2 = \frac{[HbO2]}{[HbR] + [HbO2]}$ 。根据上述第五公式,可以得到SO2与测得 $\frac{\Delta us(t, \mu_a(\lambda_1))}{\Delta us(t, \mu_a(\lambda_2))}$ 的

关系,从而得到血液的血氧浓度。

[0052] 本实施例的具体实施方式如图2所示。图2a为超声发射的示意图,超声收发分别发生于连续激光之前和之后,分别获得两个不同波长(波长1,波长2)连续激光加热前的超声回波信号 $us(t, T_0)$, 和加热后的超声回波信号 $us(t, T_0+T_{1,2})$ 。如图2b所示,由于连续激光的加热,加热后的超声回波信号 $us(t, T_0+T_{1,2})$ 相对于加热前的信号会有相应的时间延迟(相位变化)。需要注意的是,为了减小激光输出功率不稳定导致的信号不稳定,可以利用光电传感器来检测少量的入射光,用于归一化入射激光的强度。

[0053] 本发明实施例所提出的基于光谱超声的多波长传感与成像方法及装置将会适用于现有基于多波长的功能频谱光声成像系统的绝大多数应用,实现利用低成本连续激光器来进行频谱光声成像,取代现有系统中必须要用到的高成本高功率脉冲可调OPO激光器。进一步的,本发明利用了由于加热诱导的超声回波技术,从而使其应用范围可以进一步扩大到更多领域,比如闭环控制的光热治疗与实时温度控制,纵向分辨率增强的超声成像,以及超声信号诱导的散射介质中的光学聚焦等等。然而,本发明的具体实施方式和应用范围并不局限于以上实例。任何利用到本发明的基本原理所作的改变,修饰,替代,组合,简化,均为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

[0054] 尽管本发明的实施方案已公开如上,但其并不仅仅限于说明书和实施方式中所列运用,它完全可以被适用于各种适合本发明的,领域,对于熟悉本领域的人员而言,可容易地实现另外的修改,因此在不背离权利要求及等同范围所限定的一般概念下,本发明并不限于特定的细节和这里示出与描述的图例。

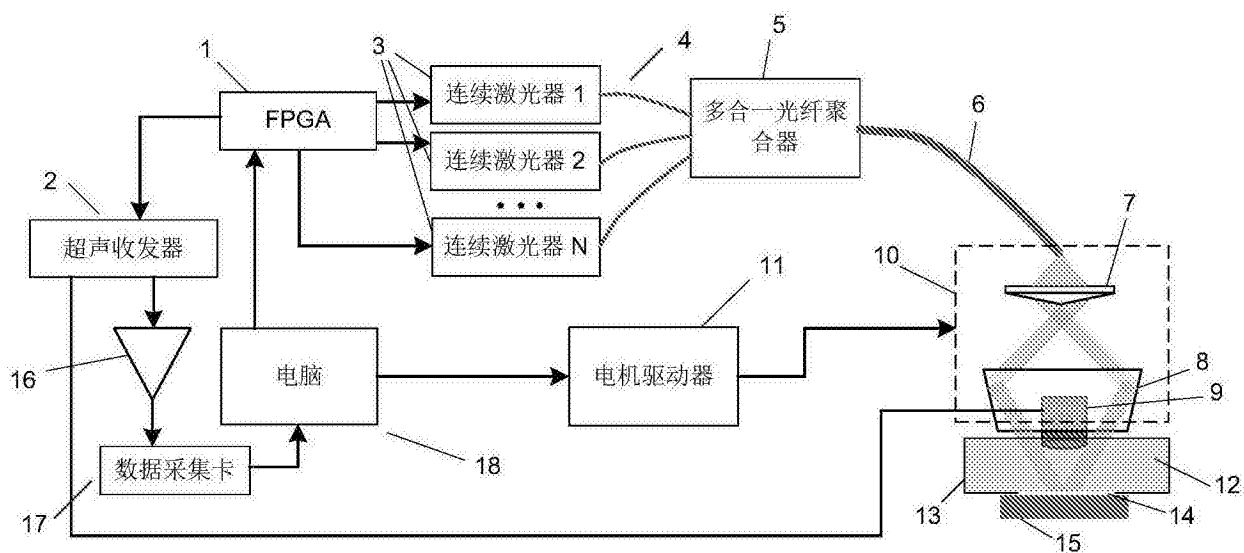


图1

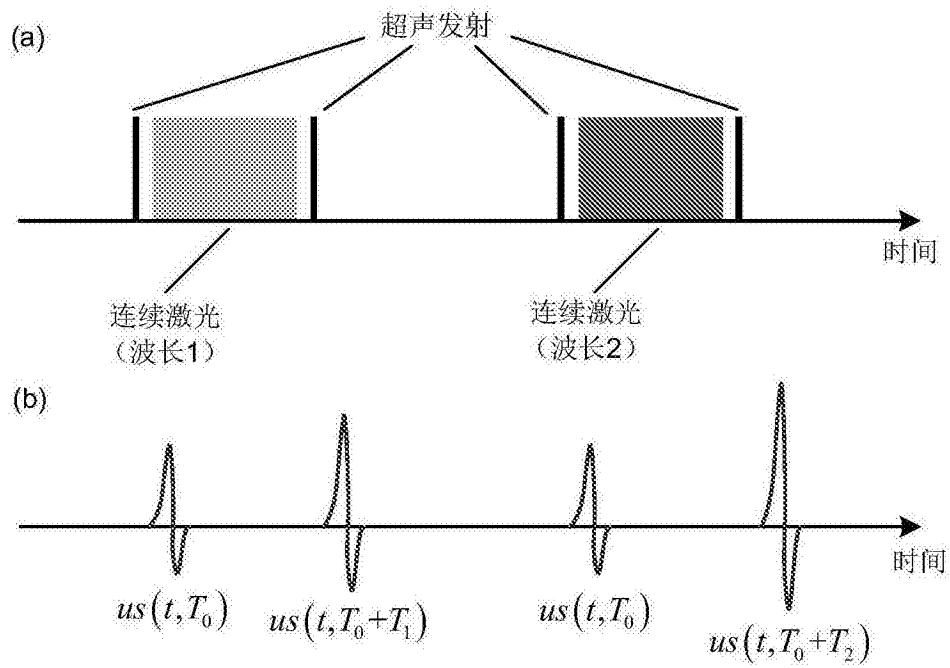


图2

专利名称(译)	光谱超声成像方法及装置		
公开(公告)号	CN107802238A	公开(公告)日	2018-03-16
申请号	CN2017111078523.8	申请日	2017-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	高飞		
申请(专利权)人(译)	高飞		
当前申请(专利权)人(译)	高飞		
[标]发明人	高飞		
发明人	高飞 段丽莎		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0095		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像方法，能够混合利用超声温度成像和多个单波长低功率连续激光器，来完成频谱光吸收传感与成像。还公开了基于光谱超声的多波长光吸收传感与成像的装置，包括：超声波收发器和多个低功率连续激光器，其用于产生超声回波信号和加热；锥形透镜，其将激光聚焦于被测物体上；超声传感器，用于发射和检测超声回波信号；三维扫描平台，用于逐点扫描和成像。该发明能够解决现有技术中波长可调高功率脉冲激光器成本太高的问题，相比于传统的频谱光声技术，可以极大的降低光源成本。

