



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104334088 A

(43) 申请公布日 2015. 02. 04

(21) 申请号 201380026661. 5

G01N 21/31 (2006. 01)

(22) 申请日 2013. 05. 03

H01S 3/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

10-2012-0047127 2012. 05. 03 KR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 11. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2013/003876 2013. 05. 03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/165219 EN 2013. 11. 07

(71) 申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72) 发明人 姜诚赞 金云培 金钟硕 尹容燮

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 侯广 钱大勇

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006. 01)

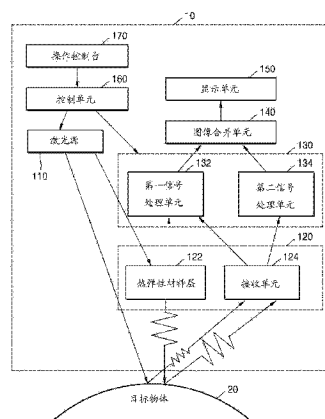
权利要求书3页 说明书10页 附图9页

(54) 发明名称

激光诱导超声波装置和方法

(57) 摘要

激光诱导超声波装置和使用该装置产生图像的方法。该激光诱导超声波装置包括：激光源，其向目标物体和热弹性材料照射激光束；热弹性材料，其将该激光束转换为第一超声波，并将第一超声波照射到该目标物体；以及接收单元，其接收第一超声波的回声声波，并接收因该激光束而由该目标物体产生的第二超声波。



1. 一种激光诱导超声波装置,该装置包括:
激光源,用于以激光束照射目标物体和热弹性材料;
该热弹性材料,用于基于激光束照射该热弹性材料而产生第一声波,并向该目标物体发送第一声波;以及
接收单元,用于接收并转换从目标物体反射的第一超声波的回声声波,并且接收并转换通过激光束照射该目标物体产生的第二声波。
2. 如权利要求1所述的激光诱导超声波装置,进一步包括至少一个图像处理器,用来同时产生基于接收的第二声波的第一图像和基于接收的回声声波的第二图像,
其中将第一图像产生为用于该目标物体的功能分析的光声图像,并且将第二个图像产生为用于至少该目标物体的声学分析的解剖学图像。
3. 如权利要求1所述的激光诱导超声波装置,进一步包括:
用户界面;
显示单元;以及
控制单元,用来控制该至少一个图像处理器基于通过该用户界面检测的用户输入向该显示单元输出第一图像和第二图像中的至少一个。
4. 如权利要求1所述的激光诱导超声波装置,进一步包括控制器,用于根据目标物体的性质而选择性地改变激光束的脉冲宽度,其中该热弹性材料被配置为基于选择性地改变的激光束的脉冲宽度产生分别具有不同波长的声波。
5. 如权利要求1所述的激光诱导超声波装置,进一步包括控制器,用于根据目标物体的性质而选择性地改变激光束的脉冲宽度,其中该热弹性材料被配置为基于选择性地改变的激光束的脉冲宽度产生分别具有不同压强量值的声波。
6. 如权利要求1所述的激光诱导超声波装置,进一步包括控制器,用于根据目标物体的性质而选择性地改变激光束的流量密度,其中该热弹性材料被配置为基于选择性地改变的激光束的流量密度产生分别具有不同压强量值的声波。
7. 如权利要求1所述的激光诱导超声波装置,其中该激光诱导超声波装置被配置为将激光束分成保持原有激光束特性的第一激光束和第二激光束,其中将第一激光束光学导向以照射该目标物体的至少一部分,并且不同地将第二激光束光学导向以照射该热弹性材料的至少一部分。
8. 如权利要求1所述的激光诱导超声波装置,其中该激光源同时用激光束照射该目标物体的至少一部分并用激光束照射该热弹性材料的至少一部分。
9. 如权利要求1所述的激光诱导超声波装置,进一步包括控制器,用于控制激光源选择性地第一时间段期间用激光束仅照射该目标物体,并且在第二时间段期间用激光束仅照射该热弹性材料,其中第一时间段和第二时间段在时间上是连续的,并且在该接收单元被使能接收和转换回声声波和第二声波时发生。
10. 如权利要求9所述的激光诱导超声波装置,其中该控制器控制激光源基于目标物体的性质产生在第一时间段期间和第二时间段期间具有分别不同的特性的激光束。
11. 如权利要求1所述的激光诱导超声波装置,进一步包括控制器,用来基于目标物体的性质选择性地改变激光束的特性,以改变由该热弹性材料产生的第一声波的中心频率。
12. 如权利要求1所述的激光诱导超声波装置,其中该目标物体是人体内组织,其具

有比该热弹性材料的吸收率小的吸收率。

13. 如权利要求 1 所述的激光诱导超声波装置,其中该激光束的脉冲宽度是纳秒尺度或皮秒尺度的。

14. 如权利要求 1 所述的激光诱导超声波装置,其中该热弹性材料由金属、半导体材料、碳基材料、和聚合物材料中的至少一个形成。

15. 如权利要求 1 所述的激光诱导超声波装置,其中该热弹性材料层被形成为具有小于从目标物体传播的回声声波和第二声波的分别的波长的厚度的薄膜。

16. 如权利要求 1 所述的激光诱导超声波装置,其中该接收单元包括至少一个换能器,用于将接收的回声声波和接收的第二声波转换为相应的电信号,其中该至少一个换能器包括压电微机械超声换能器 (pMUT)、电容微机械超声换能器 (cMUT)、磁微机械超声换能器 (mMUT)、和光学超声波检测器中的至少一个。

17. 如权利要求 1 所述的激光诱导超声波装置,其中该热弹性材料和该接收单元被一起形成为单个探测器。

18. 如权利要求 17 所述的激光诱导超声波装置,其中该热弹性材料和该接收单元被安排在配置中的单个探测器元件中,从而当激光束入射到该单个探测器元件时,使得该热弹性材料能够被激光束照射,并且激光束在该接收单元上的入射角被最小化。

19. 如权利要求 17 所述的激光诱导超声波装置,其中将基板置于该单个探测器元件中的热弹性材料和接收单元之间。

20. 如权利要求 17 所述的激光诱导超声波装置,其中该热弹性材料和该接收单元被安排在单个探测器元件中,以使得由该热弹性材料产生的第一声波在传播到该目标物体之前穿过该接收单元传播。

21. 如权利要求 1 所述的激光诱导超声波装置,其中激光源以激光束同时照射该目标物体和该热弹性材料。

22. 如权利要求 1 所述的激光诱导超声波装置,进一步包括:

第一信号处理单元,用以基于从接收的回声声波导出的电信号产生第一图像;

第二信号处理单元,用以基于从接收的第二声波导出的电信号产生第二图像;以及

图像合并单元,用以通过合并第一图像和第二图像产生第三图像。

23. 一种激光诱导超声波的方法,该方法包括:

用激光束照射目标物体和热弹性材料;

接收并转换来自该目标物体的回声声波,该回声声波作为激光束照射该热弹性材料时从该热弹性材料向该目标物体发送的第一声波的反射;以及

接收和转换激光束照射该目标物体时从该目标物体发送的第二声波。

24. 如权利要求 23 所述的激光诱导超声波的方法,进一步包括:同时产生基于接收的第二声波的第一图像和基于接收的回声声波的第二图像,

其中第一图像被产生为用于该目标物体的功能分析的光声图像,第二图像被产生为用于至少该目标物体的声学分析的解剖学图像。

25. 如权利要求 24 所述的激光诱导超声波的方法,进一步包括基于对用户界面的用户输入而选择性地显示第一图像和第二图像中的至少一个。

26. 如权利要求 23 所述的激光诱导超声波的方法,其中该目标物体是人体内的组织,

其具有比该热弹性材料的吸收率低的吸收率。

27. 如权利要求 23 所述的激光诱导超声波的方法,其中该热弹性材料层被形成为具有小于从该目标物体传播的回声声波和第二声波的分别的波长的厚度的薄膜。

28. 如权利要求 23 所述的激光诱导超声波的方法,其中该热弹性材料和执行回声声波和第二声波的接收的接收单元被一起形成为单个探测器元件。

29. 如权利要求 23 所述的激光诱导超声波的方法,其中该目标物体和该热弹性材料被激光束同时照射。

30. 如权利要求 23 所述的激光诱导超声波的方法,进一步包括:

基于从接收的回声声波导出的电信号产生第一图像;

基于从接收的第二声波导出的电信号产生第二图像;以及

通过合并第一图像和第二图像产生第三图像。

激光诱导超声波装置和方法

技术领域

[0001] 一个或多个实施例涉及激光诱导超声波装置和方法,包括产生一个或多个图像的激光诱导超声波装置和方法。

背景技术

[0002] 当激光束照射液体材料或固体材料时,液体或固体材料分别吸收光能量,因而立即产生热能。由于热弹性现象,这种热的产生还产生声波,例如,超声波。这里,不同的材料的分别的吸收和热弹性系数也可以相对于照射在各种材料上的光能的波长而变化。因此,当以相同的光能量照射不同的材料时,各种不同的材料可以产生具有不同压强量值的超声波。这样产生的超声波可以用来分析所选材料、非破坏性诊断、光声断层成像等。

[0003] 特别地,根据光能照射人体内组织时产生的光波长,功能性分析组织不同的吸收值,光声断层成像技术可以呈现出具体的功能图像,以有利于诊断。

发明内容

[0004] 技术问题

[0005] 然而,虽然例如当特定组织被光能照射时可以产生这些分别的功能图像或光声图像,不能基于照射特定组织或多个组织的光能产生用于声学分析的声学图像或解剖学图像,因为只有从专门选择的组织的照射产生的声波的压强量值可以是可测量的、可靠的、或者可用于声学分析。这是因为,组成人体的大多数材料具有低光能吸收系数,所以除了像血管这样具有相对大的光能吸收系数的特定组织之外,对低光能吸收系数的组织产生的压强量值相对较小。

[0006] 因此,当它们分别产生小压强量值声波时,难以区分不同的低光能吸收系数组织,尤其是考虑由低热能吸收系数组织产生的相对较小压强量值声波的检测分辨率和潜在实质相似性。因此,基于热弹性现象难以产生可以用于例如基于超声影像的诊断的声学诊断的解剖学图像,所以例如直接照射人体中的组织的光能照射只能产生功能图像或光声图像。

[0007] 因此,对于基于功能分析和解剖学分析的诊断,有必要将二者独立开来,即,使用不同的声学产生装置或元件和技术,产生用于功能分析的光声断层成像图像和用于解剖学分析的解剖学图像。

[0008] 解剖学图像通常基于声波,例如,由压电设备产生、发送到人体组织并反射的超声波。然而,当使用压电装置产生超声波时,所产生的超声波的特性(如中心频率和带宽)被固定,因为所产生的超声波的中心频率和带宽由压电装置的固定的厚度定义。因此,有必要用分开的压电设备探测器来产生具有不同中心频率和带宽的超声波,例如,分别用于不同的诊断区域。

[0009] 解决方案

[0010] 一个或多个实施例包括使用激光诱导超声波来同时获得用于解剖学分析的图像

和用于功能性分析的图像的装置和方法。

[0011] 一个或多个实施例包括一种激光诱导超声波装置,该装置包含:激光源,用于产生激光束,并用所产生的激光束分别照射目标物体和热弹性材料;该热弹性材料,用于在该激光束照射该热弹性材料后产生第一声波,然后发送第一声波至该目标物体;以及接收单元,用来接收和转换从该目标物体反射的第一声波的回声声波,并接收和转换通过激光束照射该目标物体产生的第二声波。

[0012] 一个或多个实施例包括一种激光诱导超声波方法,该方法包括:产生激光束并用产生的激光束照射目标物体和热弹性材料;接收和转换来自该目标物体的回声声波,该回声声波作为该热弹性材料被激光束照射后从该热弹性材料向该目标物体发送的第一声波的反射;以及接收和转换该目标物体被激光束照射后从该目标物体发送的第二声波。

[0013] 其他方面将在后面的描述中分别阐述,某些部分将在描述中出现,或者从实施例的实践中习得。

[0014] 发明的有益效果

[0015] 根据一个或多个上述实施例,该激光诱导超声波装置可以根据被来自激光源的激光束照射的材料而产生具有不同性质的超声波,因此可以同时获得用于功能分析的图像和用于解剖学分析的图像。

[0016] 此外,在一个或多个实施例中,该激光诱导超声波装置可以用单个激光束产生超声波,因此可以同时产生用于解剖学分析的图像和用于功能分析的图像,致使与使用电信号/声波换能器的常规超声波装置相比简化了装置和方法。

[0017] 此外,在一个或多个实施例中,可以通过根据被激光束照射、而且向其发送由激光束照射热弹性材料产生的声波的目标物体的类型调整单个激光束的特性来产生超声波,这样与传统的需要使用一个或多个电信号/声波换能器产生超声波相比,得到了更容易和更简单的方法。

附图说明

[0018] 为了更全面地理解本公开及其优点,现在结合附图给出以下说明:

[0019] 图 1a 是示出根据一个或多个实施例的根据选择性改变的激光束脉冲宽度的激光诱导超声波的压强量值的曲线图;

[0020] 图 1b 是示出根据一个或多个实施例的根据选择性改变的激光束脉冲流量密度的激光诱导超声波的压强量值的曲线图;

[0021] 图 1c 是示出根据一个或多个实施例的根据激光束照射的材料的不同的吸收系数的激光诱导超声波的压强量值的曲线图;

[0022] 图 1d 是示出根据一个或多个实施例的根据随时选择性改变的激光束脉冲宽度的激光诱导超声波的压强量值和波长的曲线图;

[0023] 图 2a 是示出根据时间和频率的由压电设备产生的超声波的声学压强量值的曲线图;

[0024] 图 2b 是示出根据一个或多个实施例的根据时间和频率的热弹性材料层被脉冲激光束照射后产生的超声波的声学压强量值的曲线图;

[0025] 图 3 是示出根据一个或多个实施例的激光诱导超声波装置的示意框图;

[0026] 图 4 是示出根据一个或多个实施例的诸如图 3 所示的接收单元和热弹性材料层之间的组合关系的图, ;

[0027] 图 5a 至 5d 是示出根据一个或多个实施例的诸如图 3 所示的接收单元和热弹性材料层之间的不同组合关系的图 ;以及

[0028] 图 6 是示出根据一个或多个实施例的使用激光诱导超声波产生图像的方法的流程图。

具体实施方式

[0029] 实施发明的最佳模式

[0030] 该激光诱导超声波装置可以根据来自激光源的激光束所照射的材料而产生具有不同性质的超声波,因此可以同时获得用于功能性分析的图像和用于解剖学分析的图像。

[0031] 此外,在一个或多个实施例中,该激光诱导超声波装置可以用单个激光束产生超声波,因此可以同时产生用于解剖学分析的图像和用于功能性分析的图像,致使与使用电信号 / 声波换能器产生超声波的常规超声波装置相比,简化了装置和方法。

[0032] 此外,在一个或多个实施例中,当目标物体,可以通过根据被激光束照射且向其发送由激光束照射热弹性材料产生的声波的目标物体的类型调整单个激光束的特征来产生超声波,这样与传统的需要一个或多个电信号 / 声波换能器来产生超声波相比,得到更容易和更简单的方法。

[0033] 发明的模式

[0034] 以下将详细介绍实施例,其示例在附图中示出,其中相似的参考标号指代相同的元件。在这里呈现出的实施例可能有不同的形式,然而不局限于这里所阐述的描述内容。因此,以下描述的实施例仅是参考附图所做的说明。此外,在元素列表之前有如“至少其中一个”的表述,是修饰整个元素列表而不是修饰列表中某个单独元素。

[0035] 如上所述,在一个或多个实施例中,通过依赖与人体内组织对相同或不同的光波长的不同的吸收系数,光声断层成像可以实现有助于诊断的功能图像。然而,构成人体的许多材料具有低光能吸收系数,这样由这些低光能吸收系数的组织产生的声波的压强量值将会非常小,例如与高光能吸收系数的组织(如血管)相比。因此,对这样低光能吸收系数的组织难以产生可以在超声诊断中使用的解剖学图像。因此,在一个或多个实施例中,可以使用于功能诊断的光声断层图像和用于诊断的解剖学图像的组合可用,并且在多个实施例中,这样分开的图像可以使用单个光能源提供,而且可以同时获得。

[0036] 根据一个或多个实施例,一种激光诱导超声波装置可以是诊断装置,用于通过使用激光诱导超声波来确定患者体内是否形成了肿瘤,即目标物体。在一个或多个实施例中,可以使用脉冲激光。此外,仅作为示例且取决于实施例,激光束的脉冲宽度可以不同地为纳秒级或皮秒级,即,分别在 10^{-9} 秒或 10^{-12} 秒的级别。

[0037] 如这里所定义,激光诱导声波被产生为激光束的能量,被热弹性材料吸收,并转化成压强。当具有流量密度 ($I(x, y, z, t)$) 的激光束照射热弹性材料时,热弹性材料可以吸收热能 H ,如下列等式 1 所示,仅作为示例。

[0038] 等式 1 :

[0039] $H = (1-R) \cdot I \cdot \mu e^{\mu z}$

[0040] 这里, R 代表热弹性材料在特定光波长下的反射系数, u 代表热弹性材料在特定光波长下的吸收系数, z 代表沿与热弹性材料表面相对于激光的表面垂直的方向的距离。

[0041] 此外, 如等式 2 所示, 热弹性材料处可以发生温度 T 的变化, 仅作为示例, 并且由于温度 T 的变化, 如等式 3 所示, 热弹性材料的体积 V 也可以变化, 也仅作为示例。

[0042] 等式 2 :

$$[0043] \quad \frac{k}{C^2} \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} + \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \cdot \nabla T) + H$$

[0044] 等式 3 :

$$[0045] \quad \frac{\partial^2}{\partial t^2} \left(\frac{dV}{V} \right) = \beta \frac{\partial^2 T}{\partial t^2}$$

[0046] 这里, k 代表导热系数, C 代表热传播速度, ρ 代表热弹性材料的密度, C_p 代表热弹性材料的比热, β 代表相对于体积膨胀的相应的热系数。

[0047] 结果, 如下列等式 4 所示, 作为示例, 热弹性材料体积变化产生具有压强 P 的声波。

[0048] 等式 4 :

$$[0049] \quad \frac{1}{\rho} \left(\nabla^2 - \frac{1}{v_s^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) P = - \frac{\partial^2}{\partial t^2} \left(\frac{dV}{V} \right)$$

[0050] 这里, v_s 代表声波的速度。

[0051] 根据一个或多个实施例, 图 1a 是示出根据选择性改变的例如入射在热弹性材料上的激光束脉冲宽度的激光诱导声波的不同的压强量值的曲线图, 图 1b 是示出根据选择性改变的例如入射在热弹性材料上的激光束脉冲流量密度的激光诱导声波的不同的压强量值的曲线图, 图 1c 是示出根据被激光束照射的材料的吸收系数的激光诱导声波的不同的压强量值的曲线图, 图 1d 是示出根据一个或多个实施例的根据随时选择性变化的激光束的脉冲宽度的激光诱导声波的示例的不同的压强量值和波长的曲线图,。

[0052] 图 1a 至少显示了激光束的脉冲宽度越小, 激光诱导声波的压强量值越大, 图 1b 至少显示了激光束的流量密度越大, 激光诱导声波的压强量值越大, 图 1c 至少显示了被激光束照射的材料的吸收系数越大, 激光诱导声波的压强量值越大, 图 1d 显示了根据激光束的脉冲宽度的激光束诱导声波的波长变化。此外, 随着控制声波的脉冲宽度增加, 声波的波长增加, 因而声波的中心频率和带宽可以改变, 图 1a-1d 表示激光诱导声波的特性, 或者由激光束照射热弹性材料产生的, 例如, 图 3 所示照射热弹性材料层, 或者由激光束直接照射需要光声图像的材料, 例如, 图 3 所示的目标物体。

[0053] 因此, 当脉冲激光照射例如人体内的组织 (以下称为“目标物体”) 时, 目标物体因热弹性现象而产生声波。因此, 这个产生的声波的压强量值可以根据激光束的脉冲宽度、激光束的脉冲流量密度、目标物体的激光吸收系数、激光反射系数、比热, 目标物体的热膨胀系数、声波的速度等而发生变化, 仅作为示例。此外, 由于对不同的目标物体或身体的区域可能期望第一声波的不同的中心频率, 可以通过改变激光束的特性来选择性改变第一声波的不同的中心频率。

[0054] 因此, 当脉冲激光束照射目标物体时, 根据被照射的目标物体类型将产生具有不同压强量值的声波。特别地, 目标物体产生的声波可以是超声波。因此, 可以使用用于从目

标物体产生超声波的已知脉冲宽度和脉冲流量密度的脉冲激光束来生成图像或确定物体的类型。物体的类型可以是预期的组织类型,或者表示与预期组织类型不同的物体的类型,比如,显示病变或肿瘤。可以根据比较接收物体被照射后发送的声波的特性来进行预期类型或非预期类型的这种确定,比如接收到的声波的带宽和波长是否对应于预期的目标物体吸收系数与激光束的已知的脉冲宽度、流量密度、和频率之间的预期的对应关系。

[0055] 此外,当脉冲激光束照射热弹性材料时,由于热弹性材料是具有已知的高激光吸收系数,热弹性材料产生具有几个大气压的声波。此外,热弹性材料产生的声波可以是超声波。换句话说,可以使用具有选择性改变的脉冲宽度和 / 或选择性改变的脉冲流量密度的脉冲激光束来从热弹性材料产生超声波。根据一个或多个实施例,可以通过向目标物体发送由热弹性材料产生的超声波来获得解剖学图像。

[0056] 图 2a 是说明根据时间和频率的由常规压电设备产生的超声波的声压量级的变化的曲线图,图 2 是 b 显示根据时间和频率通过用脉冲激光束照射热弹性材料产生的超声波的声压量级的变化的曲线图。

[0057] 如图 2a 和 2b 所示,根据一个或多个实施例,即便可以通过常规压电设备和热弹性材料产生相同中心频率的超声波,由热弹性材料产生的超声波波长比常规压电设备产生的超声波波长相对短。因此,可以通过使用由热弹性材料产生的超声波来改善轴向分辨率。此外,这样的常规压电设备只能产生具有固定中心频带的超声波,因而需要多个不同的压电设备来产生分别具有不同中心频率的不同的超声波。相反,根据一个或多个实施例,可以通过来自同一激光的具有不同选择的特性的激光束照射来产生不同的超声波,因此被照射的热弹性材料所产生的相应超声波的中心频率可以根据需要来改变,例如,根据使用者的需要或者自动选择。

[0058] 图 3 是根据一个或多个实施例的这样的激光诱导超声波装置 10 的示意框图。

[0059] 如图 3 所示,激光诱导超声波装置 10(以下称为“超声波装置”)可以包括:激光源 110,其将激光束、或者从激光源 110 分裂的激光束照射到目标物体 20 和热弹性材料层 122,热弹性材料层 122 将一部分激光束变换为第一超声波,然后照射第一超声波至目标物体 20;以及接收装置 124,其接收从目标物体 20 反射的第一声波的回声以及目标物体 20 因激光束直接照射而产生的第二超声波。在一个或多个实施例中,热弹性材料层 122 和接收装置 124 可以被布置在单个壳体中。例如,热弹性材料层 122 和接收装置 124 可以被安装在超声波探测器 120 中。

[0060] 激光源 110 可以选择性地产生具有选择性的不同特性的用来诱导目标物体 20 和热弹性材料层 122 产生超声波的激光束。例如,激光束可以是脉冲激光束,激光束的脉冲宽度可以是纳秒级或皮秒级。

[0061] 因此,可以控制激光源 110 照射激光束至目标物体 20 和热弹性材料层 122。如果来自激光源的激光束分裂成照射目标物体 20 的激光束和照射热弹性材料层 122 的激光束,则分裂的激光束可以具有相同的脉冲宽度和相同的脉冲流量密度以及其他特征。替换地,分裂的激光束可以随后被修改成具有不同的脉冲宽度和 / 或不同的脉冲流量密度,或者可以控制激光源 110 在不同的时间用不同的脉冲宽度和 / 或不同的脉冲流量密度去发射相应的不同的激光束。单个激光源 110 可以同时分别发射分裂的激光束或者修改的分裂激光束至目标物体 20 和热弹性材料层 122。由于目标物体 20 和热弹性材料层 122 在空间上彼此分

开,当激光源向目标物体 20 和热弹性材料层 122 分别照射激光束时,例如,激光束可能部分地照射目标物体 20,部分地照射热弹性材料层 122,部分地照射其他地方。

[0062] 在一个或多个实施例中,当控制来自激光源 110 的激光束在不同的时间照射目标物体 20 和热弹性材料层 122 时,激光源 110 可以在照射激光束至目标物体 20 和照射激光束至热弹性材料层 122 之间交替。在交替照射激光束至不是紧接的前一个被照射的目标的目标物体 20 或热弹性材料层 122 之前,可能会有多个激光束照射目标物体 20 或热弹性材料层 122 上。例如,激光源 110 可以在一个周期或几个周期交替地照射激光束至目标物体 20 和热弹性材料层 122。特别地,在一个或多个实施例中,如果无法用同一激光束或具有相同特性的分裂激光束从目标物体 20 和热弹性材料层 122 诱导超声波,例如,根据不同需要的激光束的特性或相应实施例的物理配置,激光源 110 可以交替地照射激光束至目标物体 20 和热弹性材料层 122,分别调整激光的脉冲宽度和脉冲流量密度中的至少一个。因此,在一个或多个实施例中,可以根据来自单个激光源 110 的光能的照射通过目标物体 20 和热弹性材料层 122 产生超声波。

[0063] 当控制激光源 110 以使得照射全部或部分激光束至热弹性材料层 122 时,根据热弹性现象产生第一超声波。第一超声波被发送至目标物体 20,其中入射的第一超声波部分被目标物体 20 吸收,其余的第一超声波被目标物体 20 反射。下一步,接收单元 124 可以接收来自目标物体 20 的回声或反射声波,即,第一超声波的回声或反射。在一个或多个实施例中,热弹性材料层 122 可以由具有优异或满意的热弹性的材料形成,如用于产生图 1a 至 1d 的曲线图的示例热弹性材料层,注意也可以同等使用具有不同的相对高吸收系数值的替换的热弹性物质材料层。在一个或多个实施例中,仅作为示例,热弹性材料层 122 可以由诸如 Cr、Ti、Au、Al 等的金属、诸如碳纳米管 (CNT) 的碳基材料、诸如硅的半导体材料、以及诸如聚二甲基硅氧烷 (PDMS) 的聚合物材料形成。

[0064] 此外,在一个或多个实施例中,由激光源 110 发出的激光束直接照射目标物体 20。目标物体 20 还因热弹性现象产生第二超声波。因为热弹性材料层 122 和目标物体 20 具有不同的激光吸收系数,由热弹性材料层 122 产生的第一超声波和由目标物体 20 产生的第二超声波的频带和压强量值是不同的。一般来说,热弹性材料层 122 比目标物体 20 具有相对大的吸收系数,导致了较大的压强量值,并且由目标物体 20 产生的第二超声波的压强量值小于由热弹性材料产生的第一超声波。在一个或多个实施例中,由目标物体 20 产生的第二超声波也被接收单元 124 接收。

[0065] 在这样的实施例中,接收装置 124 可以接收第一超声波的回声或反射声波,并且接收第二超声波。此外,接收装置 124 可以包含将超声波变换为电信号的换能器。例如,换能器可以是压电微机械超声波传感器 (pMUT),其通过振荡将超声波变换为电信号。压电材料可以是压电陶瓷,其可以诱导压电现象,或者是通过组合压电材料和聚合物材料形成的复合压电材料。此外,换能器可以是电容微机械超声波传感器 (cMUT)、磁微机械传感器 (mMUT)、光学超声波检测器等,注意到可以有替换选择。

[0066] 在一个或多个实施例中,通过变换接收的回声或反射的第一超声波和接收的第二超声波得到的电信号可以是模拟信号。接收单元 124 可以将通过变换接收的回声或反射的第一超声波而产生的第一电信号产生至第一信号处理器 132,将通过变换接收的第二超声波产生的第二电信号产生至第二信号处理器 134。仅仅作为示例,接收单元 124 可以通过将

第一超声波的频带、压强量值、和时间中的至少一个与接收的第二超声波进行比较来区分所接收的声波。

[0067] 图像处理器 130 可以通过信号处理生成的第一和第二电信号来产生图像或相应的图像。例如,信号处理器 130 可以将第一和 / 或第二电信号变换成相应的第一和第二数字信号。下一步,考虑到换能器的位置和接收单元 124 的焦点,信号处理器 130 可以通过接收聚焦第一和第二数字信号而产生接收聚焦信号。因此,信号处理器 130 可以通过使用接收聚焦信号形成图像。信号处理器 130 可以对接收聚焦信号执行用于形成图像的各种信号处理,例如,增益控制,滤波等。

[0068] 信号处理器 130 可以包含:第一信号处理器 132,其通过处理与接收的第一超声波的回声或反射声波对应的第一电信号,控制生成第一图像,以及第二信号处理器 134,其可以通过处理与接收的第二超声波对应的第二电信号,控制生成第二图像。仅作为一个例子,第一图像可以包括亮度 (B) 模式图像、多普勒 (D) 模式图像、彩色多普勒 (C) 模式图像、弹性图像、3D 图像等。

[0069] 图像整合装置 140 可以通过合并第一图像和第二图像生成第三图像。比如,可以根据目标物体的特定点将第一图像和第二图像彼此合并。尽管与一个或多个实施例对应的这样的第一和第二图像的这样的合并是未知的,但由于合并多个图像的技术在本领域是众所周知的,因此省略进一步的详细描述。下一步,可以控制显示单元 150 显示由图像合并单元 140 生成的第三图像。如果有必要,可以控制显示单元 150 显示第一图像或第二图像。替换地,可以控制显示单元 150 同时显示从第一到第三图像中的至少两个图像。取决于实施例,如果显示单元 150 显示第一图像或第二图像,则可以跳过图像合并单元 140 的处理过程。

[0070] 此外,控制器 160 例如根据经由操作控制台 170 输入的用户指令或基于自动计划控制超声波装置 10 的一个或多个上述部件。操作控制台 170 可以接收用户输入的数据。仅举例来说,操作控制台 170 可以包含控制面板、键盘、鼠标、触摸屏或显示器,等等,操作控制台 170 也可以与激光诱导超声波装置 10 的一个或多个剩余部件物理分开,例如便携计算设备,诸如平板计算机。

[0071] 因此,在一个或多个实施例中,可以由来自超声波装置 10 中同一激光的不同激光束照射产生不同的超声波,该单个激光被控制去照射热弹性材料层和目标物体二者,并且热弹性材料层和目标物体的照射被控制为同时发生。例如,在一个或多个实施例中,激光产生的激光束可以被分裂成两个激光束,即,复制由激光产生的激光束,两个激光束可以同时分别被导向热弹性材料层和目标物体。在一个或多个实施例中,产生的相应的超声波可以被接收并同时被变换成相应的电信号,例如,通过接收单元。此外,在一个或多个实施例中,如上所述,激光束的脉冲宽度和流量密度可以根据目标物体的性质而被选择性的控制。类似的,热弹性材料层产生的超声波的中心频率和带宽可以根据选择性的改变脉冲宽度而改变,例如,随着增加脉冲宽度可导致热弹性材料层产生的超声波的波长增加。

[0072] 图 4 是显示根据一个或多个实施例的如图 3 所示的接收单元 124 和热弹性材料层 122 的配置组合的图。

[0073] 如图 4 所示,热弹性材料层 122 和接收装置 124 可以被安装在单个超声波探测器 120 中。例如,在从目标物体 20 到超声波探头 120 的方向上,超声波探测器可以被配置为

如图所示从热弹性材料层 122 至接收单元 124 的顺序。因此,在这样的实施例中,当激光源 110 照射激光至热弹性材料层 122 时,激光束被接收单元 124 接收的可能性将被最小化。

[0074] 此外,在一个或多个实施例中,可以在热弹性材料层 122 的前面或图示的底表面布置匹配层 121,其可以将超声波的声阻抗与目标物体 20 的声阻抗匹配。匹配层 121 可以在多个级中改变由热弹性材料层 122 产生的第一道超声波的声阻抗,例如,使得第一超声波的声阻抗变得接近目标物体 20 的声阻抗。这里,热弹性材料层 122 的前面或底表面是指当第一超声波被照射到目标物体 20 时与目标物体 20 最近的热弹性材料层 122 是表面,而热弹性材料层 122 的后表面是指前表面的相反表面,如图 4 所示临近基板 123 前面或底表面。匹配层 121 可以被形成于热弹性材料层 122 的前表面,注意实施例不限于此。在制造时,匹配层 121 可以被形成在热弹性材料层 122 的一部分上,匹配层 121 具有单层结构或多层结构。匹配层 121 可以由聚二甲基硅氧烷 (PDMS) 形成,仅作为一个例子。

[0075] 此外,基板 123 可以被布置在热弹性材料层 122 和接收单元 124 之间。基板 123 支撑接收单元 124 和热弹性材料层 122 以形成单个主体,并可以用具有高激光透射率的材料形成,使得激光束可以穿过基板 123 照射热弹性材料层 122。此外,组成基板 123 的材料也应具有高超声波透射性能,这样接收的第一超声波的回声或反射波和接收的第二超声波可以穿透基板 123,能够没有损失地被接收单元 124 接收。仅作为举例,基板 123 可以由石英、熔融石英、玻璃等形成。

[0076] 此外,为了最小化接收单元 124 接收的超声波的损失,热弹性材料层 122 的厚度可以小于接收的第一超声波的回声或反射波以及第二超声波的预期波长。例如,热弹性材料层 122 可以被形成于薄膜,并且厚度从大约 10 纳米至大约 100 纳米。因此,在一个或多个实施例中,即便接收的第一超声波的回声或反射波穿过热弹性材料层 122,第一超声波的回声或反射波的性质不会被热弹性材料层 122 显著改变。

[0077] 图 5a 至 5d 是显示根据一个或多个实施例的接收单元和热弹性材料层的示例组合的替换配置的图。

[0078] 如图 5a 所示,在目标物体 20 至超声波探测器 220 的方向上,可以在热弹性材料层 222 的部分下面布置基板 223 和接收单元 224。在这种情况下,再一次,激光束在热弹性材料层 222 上的作用将被最小化。另外,如图 5b 所示,热弹性材料层 322 和接收装置 324 可以被并排安装在匹配层 321 下面。在这种情况下,由于热弹性材料层 322 造成的超声波损失将被最小化。

[0079] 替换地,如图 5c 所示,再一次,在目标物体 20 至超声波探头 220 的方向上,沿着第一声波的回声或反射波传播的方向,可以配置超声波探头 420c,使得接收单元 424 和热弹性材料层 422 可以按如图所示的顺序安装,热弹性材料层 422 被形成于接收单元 424 下面,接收单元 424 被形成于匹配层 421 下面。替换地,如图 5d 所示,基板 423 可以被安装在图 5c 的接收装置 424 和热弹性材料 422 之间。

[0080] 图 6 是显示根据一个或多个实施例的使用激光诱导超声波装置生成图像的方法的流程图。下面,将使用图 3 中激光诱导超声波装置 10 的部件的引用来阐述图 6 的操作方法,然而实施例的方法不限于图 3 所示的特定的安装或配置组件的方式。

[0081] 根据图 6,激光源 110 可以照射激光束至目标物体 20 和热弹性材料层 122 (操作 S610)。激光源生成的激光束可以是脉冲激光束。激光源 110 可以同时照射激光至目标物

体 20 和热弹性材料层 122, 或者分别照射激光束至目标物体和热弹性材料层 122, 例如, 以交替方式。

[0082] 当激光束照射热弹性材料层 122 时, 热弹性材料层 122 产生第一超声波 (操作方法 S620)。产生的第一超声波被发送至目标物体 20。这里, 接收单元 124 可以接收来自目标物体 20 的第一超声波的回声或反射波 (操作方法 S630)。

[0083] 此外, 当激光束直接照射目标物体 20 时, 目标物体 20 产生第二超声波 (操作方法 S640)。当热弹性材料层 122 和目标物体 20 具有不同的超声波吸收系数 / 超声波反射系数 / 比热、和 / 或热膨胀系数时, 目标物体 20 产生其频带、压强量值、和速度中的至少一个与第一超声波的特性不同的第二超声波。这里, 接收单元 124 可以接收由目标物体 20 发送的第二道超声波 (操作方法 S650)。

[0084] 接收单元 124 可以接收第一声波的回声或反射声波和第二超声波, 将接收的声波转换并变换成数字信号, 将数字信号提供给信号处理器 130。在信号换能器 130 中, 第一信号处理器 132 可以通过处理接收的第一超声波的回声或反射声波的第一电信号而生成第一图像 (操作方法 S660), 第二信号处理器 134 可以通过处理接收的第二声波的电信号而生成第二图像 (操作方法 S670)。取决于实施例, 第一图像和第二图像可以进一步被提交给图像整合器 140。

[0085] 图像合并单元 140 可以通过合并第一图像和第二图像而生成第三图像 (操作方法 S680)。

[0086] 如上所述, 由于使用单个激光源可以产生不同类型的超声波, 可以同时获得用于功能性分析的图像和用于解剖学分析的图像。此外, 与例如使用压电设备产生具有不同中心频率的各种声波将电信号转换为超声波的常规超声波设备相比, 根据一个或多个实施例的激光诱导超声波装置的配置可以更简单、高效。并且更容易生产。此外, 根据一个或多个实施例, 可以仅在接收单元中接收和变换所接收到的超声波的电信号时使用信号 / 声波换能器。因此这样仅在接收和变换超声波时使用的换能器可以被设计为, 使得接收换能器的接收性质可以比传统的方法改进, 其中由换能器产生的用来发送至目标物体的声波波长与被照射目标物体产生和发送的声波最终是相似的。作为另一示例, 换能器可以被设计成使用具有变换超声波至电信号的高效率特征和常规系统中不可用的宽带频率性质的材料, 因为换能器被用来产生被发送至目标物体的声波。

[0087] 此外, 在一个或多个实施例中, 可以例如根据目标物体的类型通过仅仅改变激光束的特性来产生具有不同性质的超声波, 使得使用不同配置和方法措施的实施例比利用换能器产生声波的超声波的常规产生更容易控制超声波。例如, 如上所述, 使用压电设备的常规超声波装置必须根据目标物体的类型使用多个不同的压电设备, 例如, 产生具有各种中心频率的不同的声波。相反, 在一个或多个实施例中, 激光诱导超声波装置可以仅通过改变单一激光束的特性来调节超声波的频率。

[0088] 如上所述, 根据一个或多个实施例, 该激光诱导超声波装置可以根据来自激光源的激光束照射的材料而产生具有不同性质的超声波, 因此可以同时获得用于功能分析的图像和用于解剖学分析的图像。

[0089] 此外, 在一个或多个实施例中, 该激光诱导超声波装置通过单一激光源可以产生多个超声波, 因此可以同时产生用于解剖学分析的图像和用于功能分析的图像, 结果得到

比使用电信号 / 声波换能器来产生超声波的传统超声波装置更加简化的设备和方法。

[0090] 此外,在一个或多个实施例中,可以根据被激光束照射、且向其发送热弹性材料层被激光束照射产生的声波的目标物体的类型而调整单一激光束的特性来产生超声波,结果得到比传统的必须使用一个或多个电信号 / 声波换能器产生超声波的方法更加容易和简单的调整超声波的方法。

[0091] 在一个或多个实施例中,在这里描述的任何设备,系统和元件都可以包括一个或多个硬件装置或硬件处理单元。例如,在一个或多个实施例中,描述的任何设备,系统和元件都可以进一步包括一个或多个需要的存储,任何需要的输入或输入传递设备。进一步,装置的定义需要被认为是等同于物理系统单元,不仅局限于一个单一设备或者附件,或者实施例中描述的在各自单独附件中所有元件,然而根据实施例,可以通过不同的硬件元件组合或拆装不同附件和 / 或位置。

[0092] 除了上述实施例,实施例还可以通过计算机可读代码 / 指令 / 非暂时性介质来实施,例如,计算机可读介质,来控制至少一个处理装置,如处理器或计算机,以实施上述任何一个实施方案。介质可以对应任何可定义的,可测量的,以及有形结构,可被计算机可读代码储存和 / 或传输。

[0093] 介质可以包括,例如,计算机可读代码,数据文件,数据结构等的组合。计算机可读介质的一个和多个实施例包括:磁性介质如硬盘,软盘,和磁带;光学介质如 CD ROM 盘和 DVD;磁光介质如光学盘;硬件装置特殊指储存和执行程序指令,如只读存储器 (ROM),随机存取存储器 (RAM),闪存,等相似物体。计算机可读代码可以包括机器代码,如由编译器生成的,以及包含高级别代码,由计算机利用翻译器执行。介质也可以是任何可定义的,可测量的,以及有形发布的互联网,因此计算机可读代码可以在发布的互联网被储存和执行。再进一步,仅举例来说,处理元件可以包括处理器或者计算机处理器,处理器元件可以被分布和 / 或包含在一个单独设备中。处理元件可以被特殊设计成计算装置用来执行这里描述的一个或多个实施例。

[0094] 计算机可读介质也可以被安装在一个用于执行(过程类似于处理器)程序指令的专用集成电路 (ASIC) 或现场可编程门阵列 (FPGA) 上,仅作为一个例子。

[0095] 本发明的内容已经参照不同的实施例被特别的显示和阐述,需要理解的是这些实施例应该被认为是描述性的,而不是用于局限在此。实施例中的特征和内容应该被认为是可以应用于在剩余的实施例中其他相似的特征和内容。如果所描述的技术用不同的顺序和 / 或部件在一个组合的描述系统,架构,装置或者电路,用不同的方式和 / 或替换或补充其他或等同的部件来执行,实现等同的结果。

[0096] 虽然已经利用示范性实施例描述了本公开,然而本领域技术人员可以从中领会各种变更和修改。本公开意图涵盖落入所附权利要求书的范围之内的这样的变更和修改。

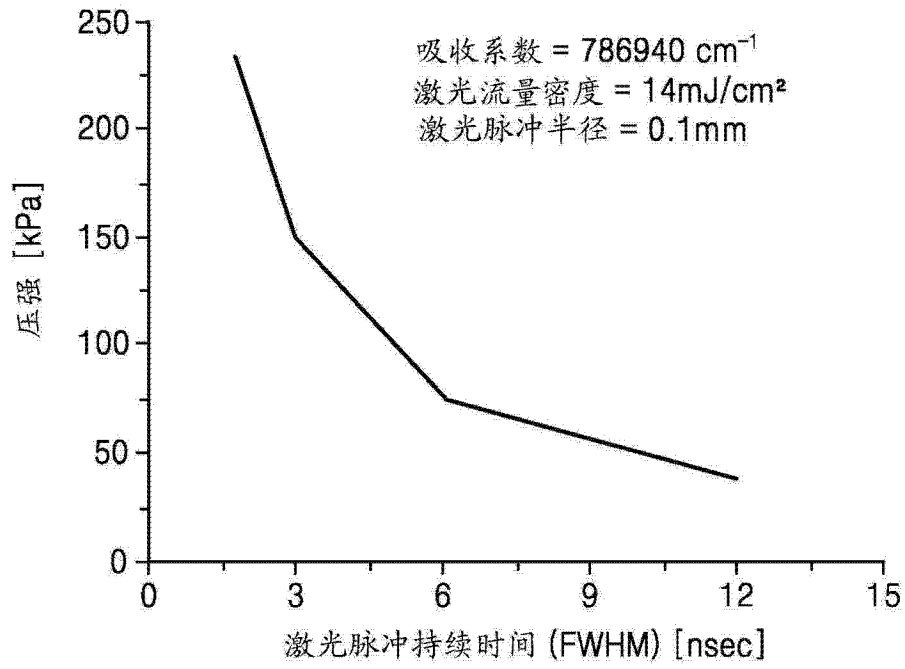


图 1a

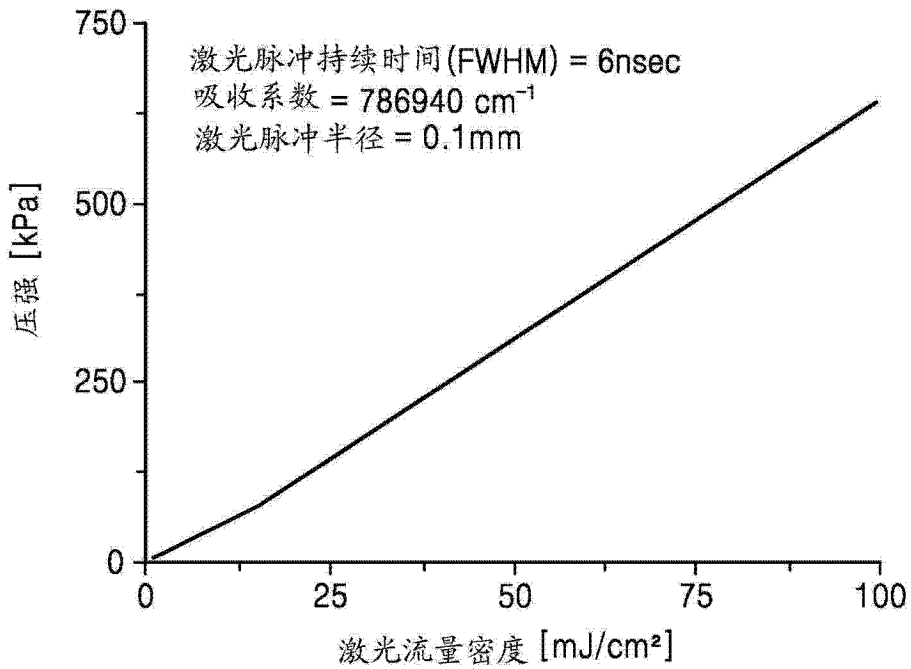


图 1b

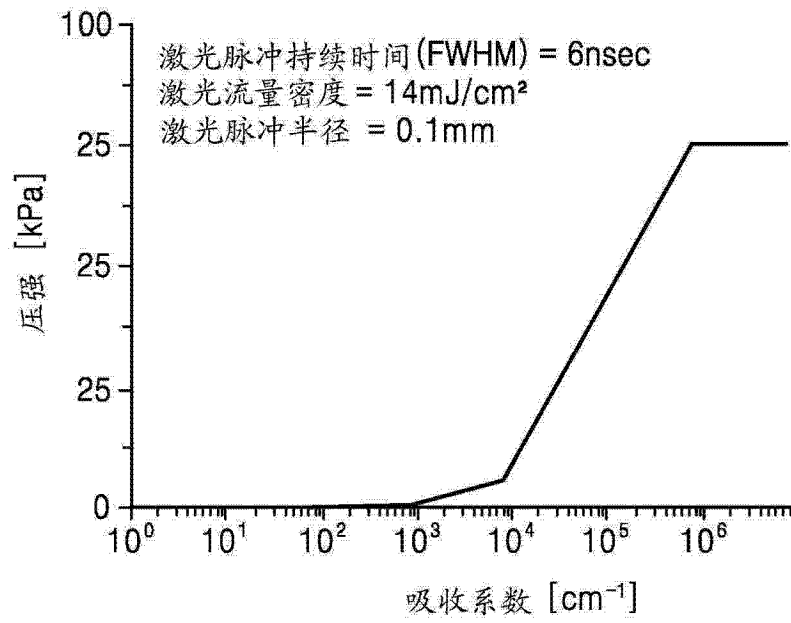


图 1c

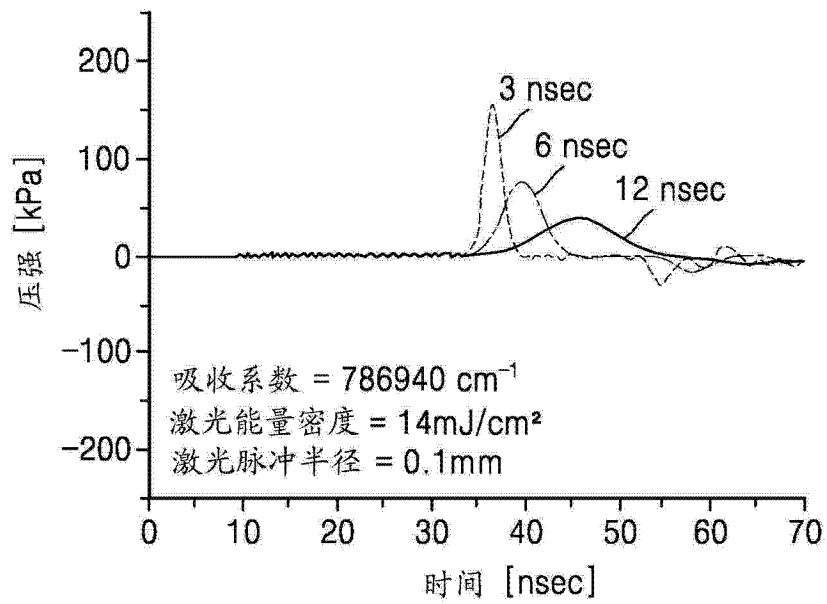


图 1d

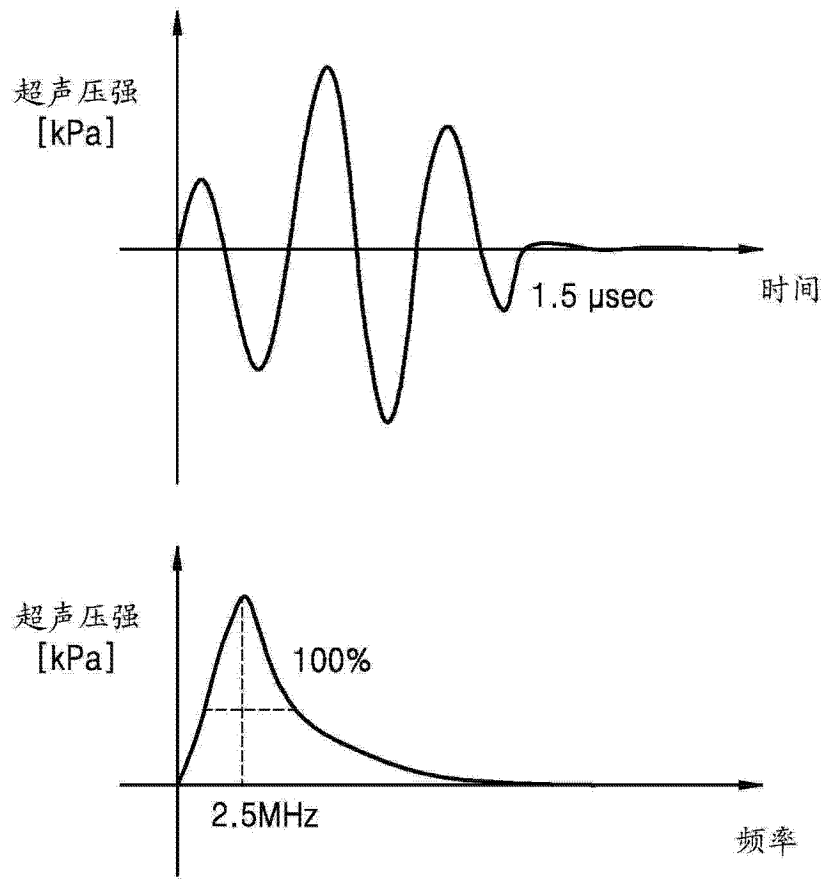


图 2a

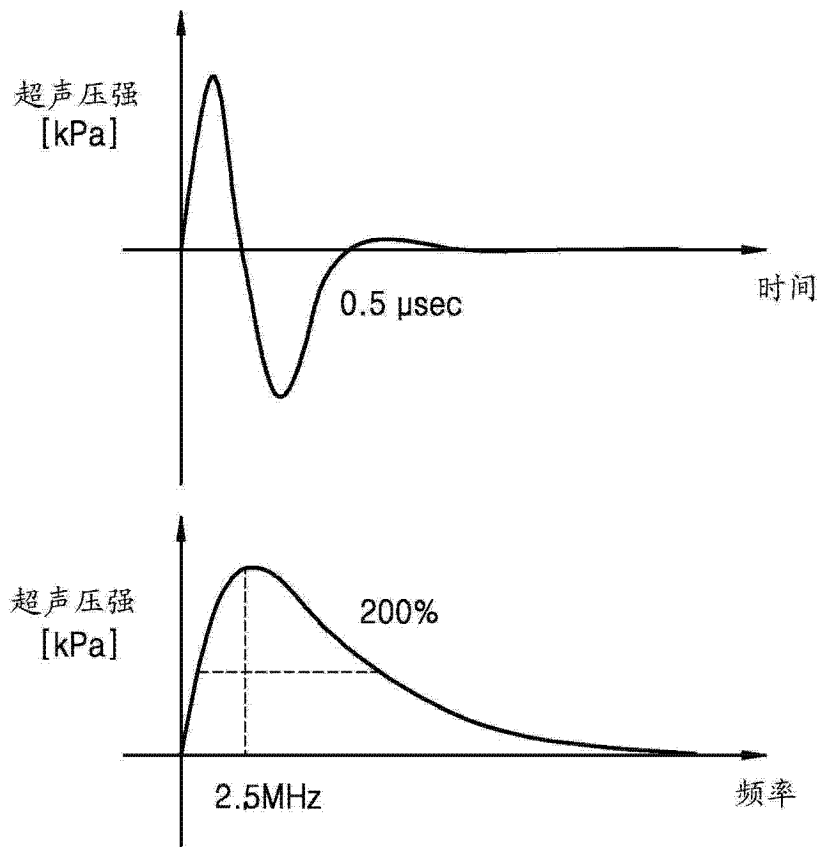


图 2b

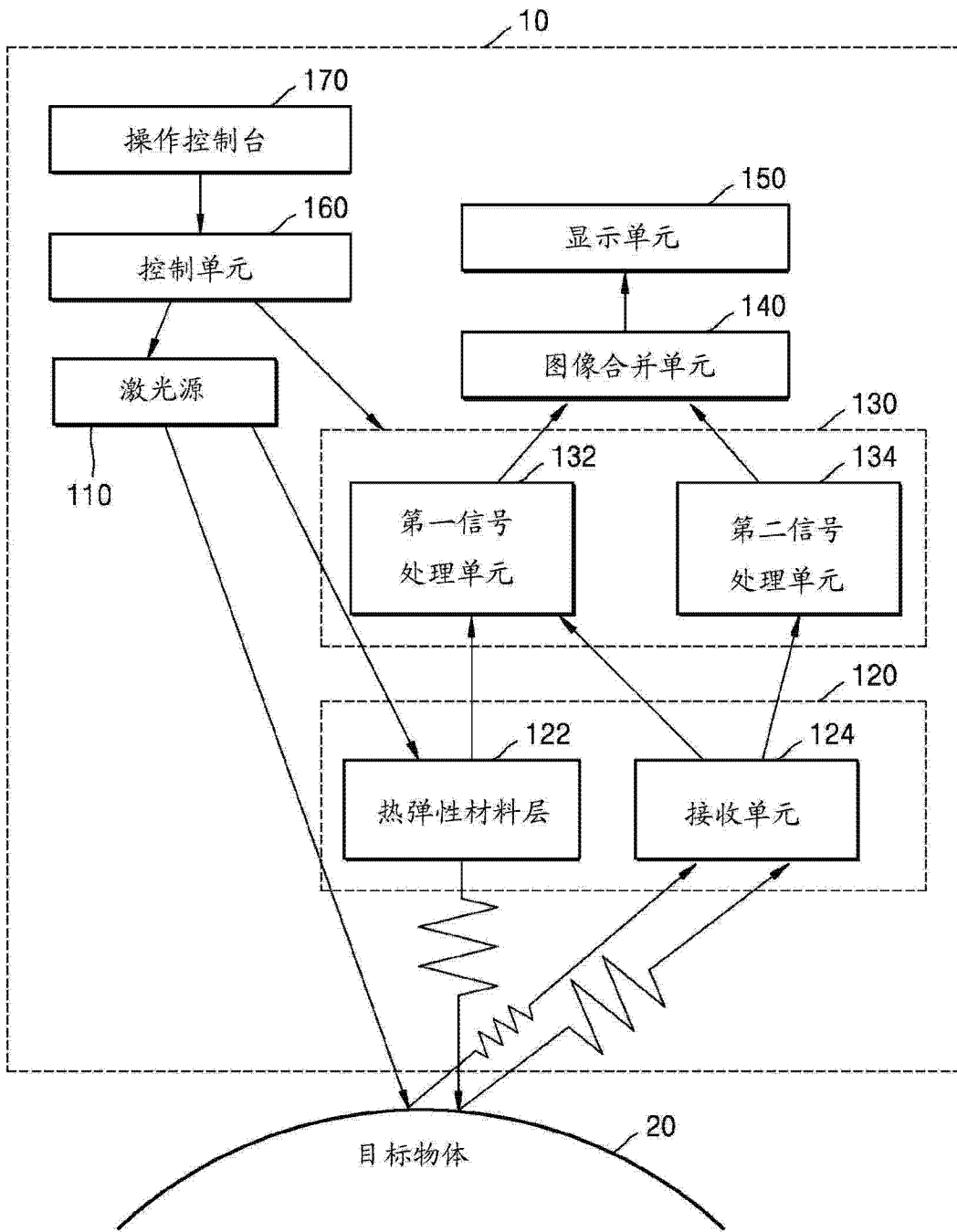


图 3

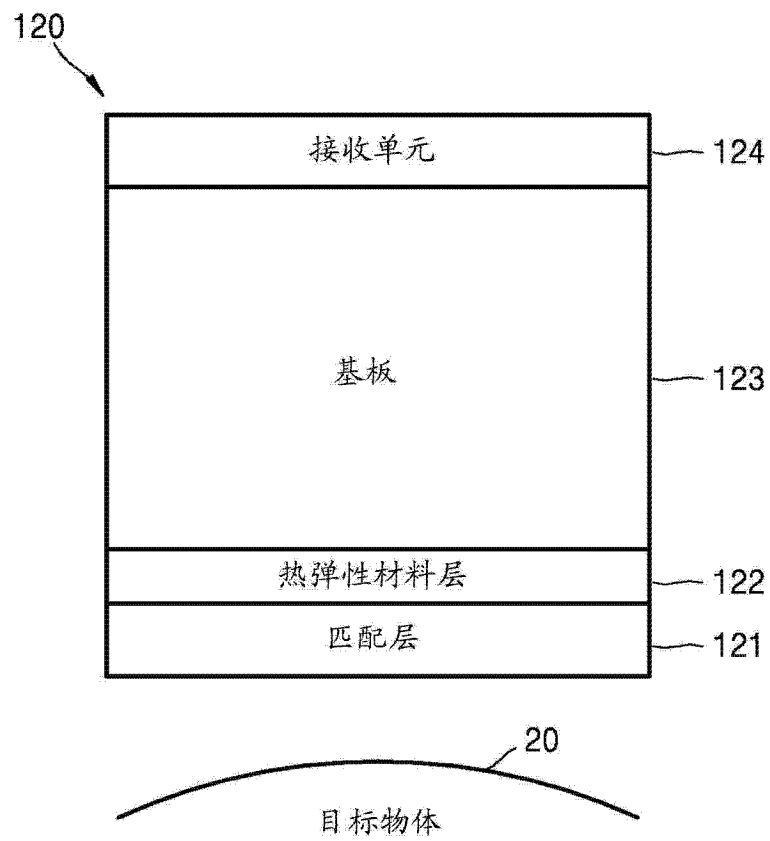


图 4

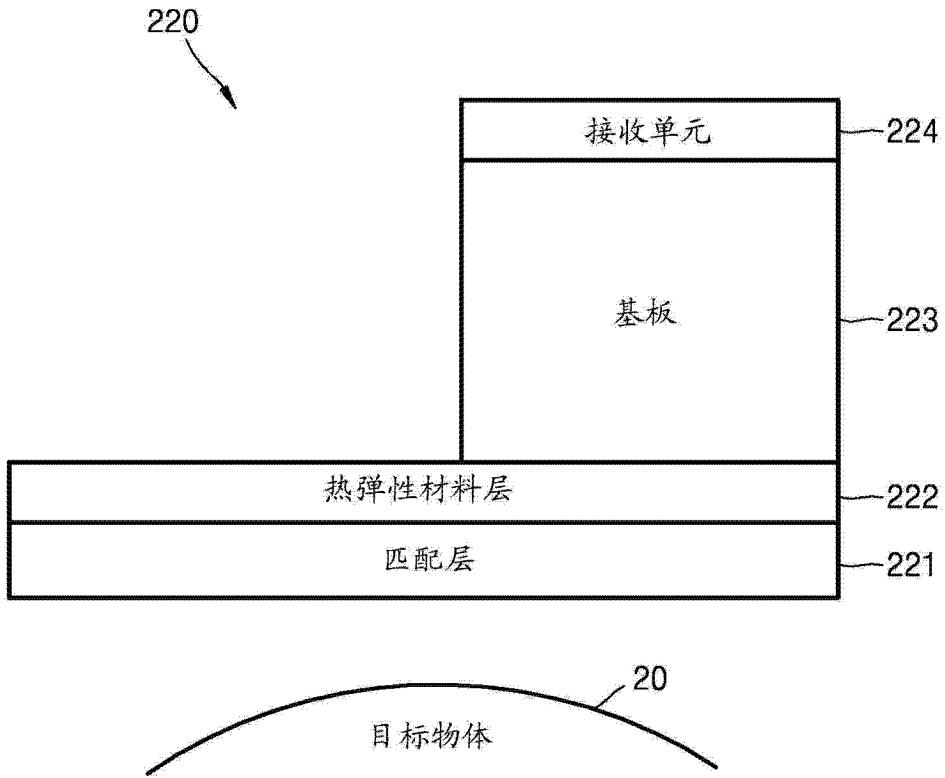


图 5a

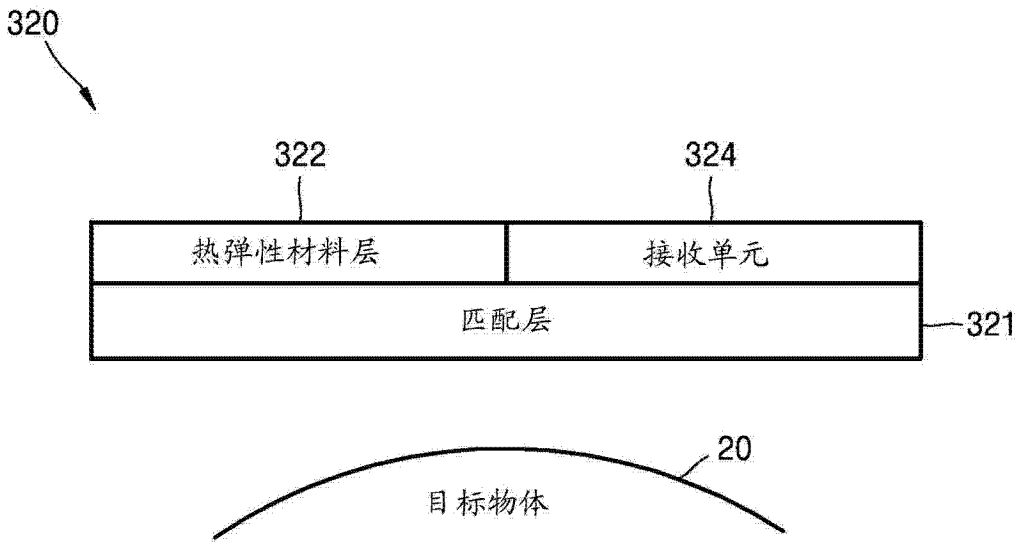


图 5b

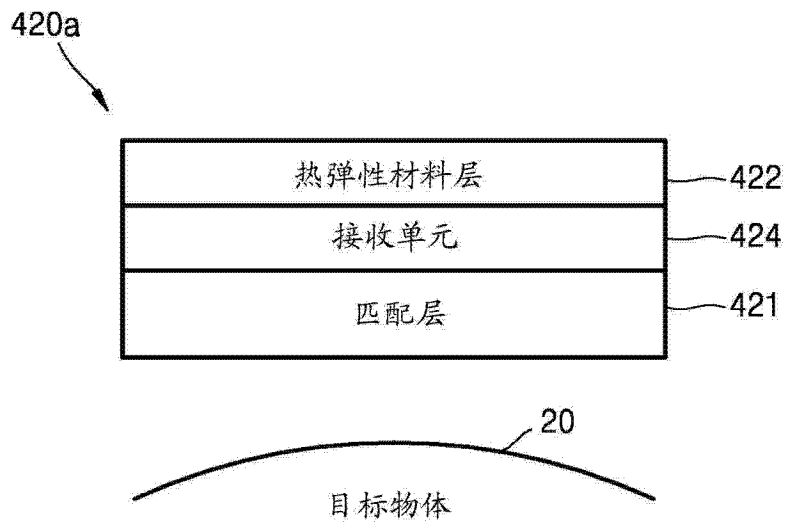


图 5c

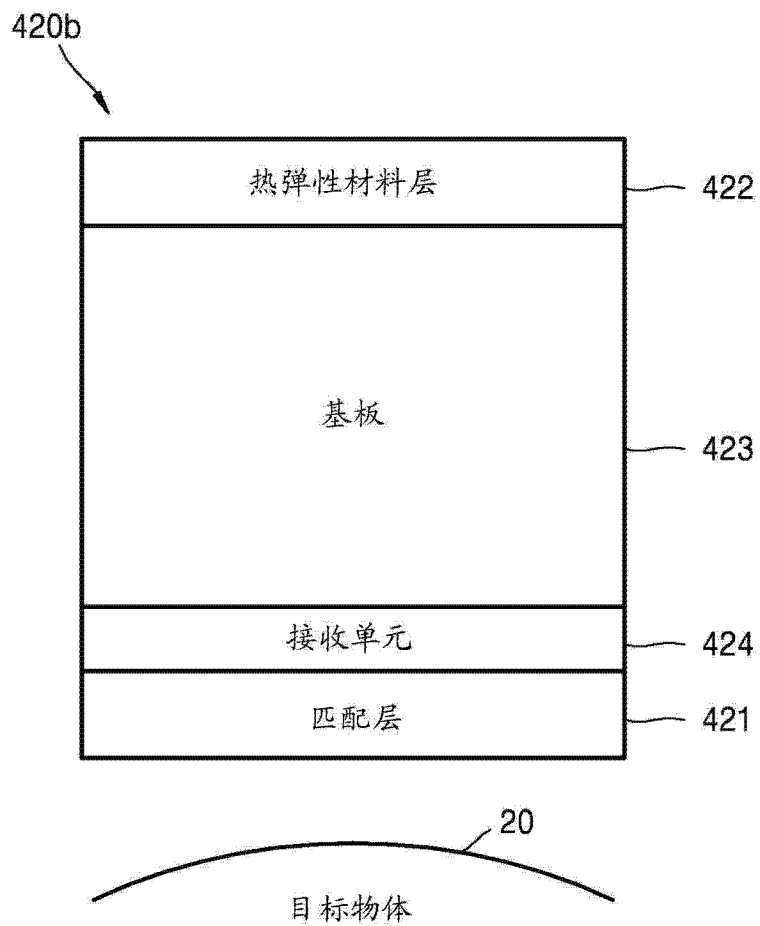


图 5d

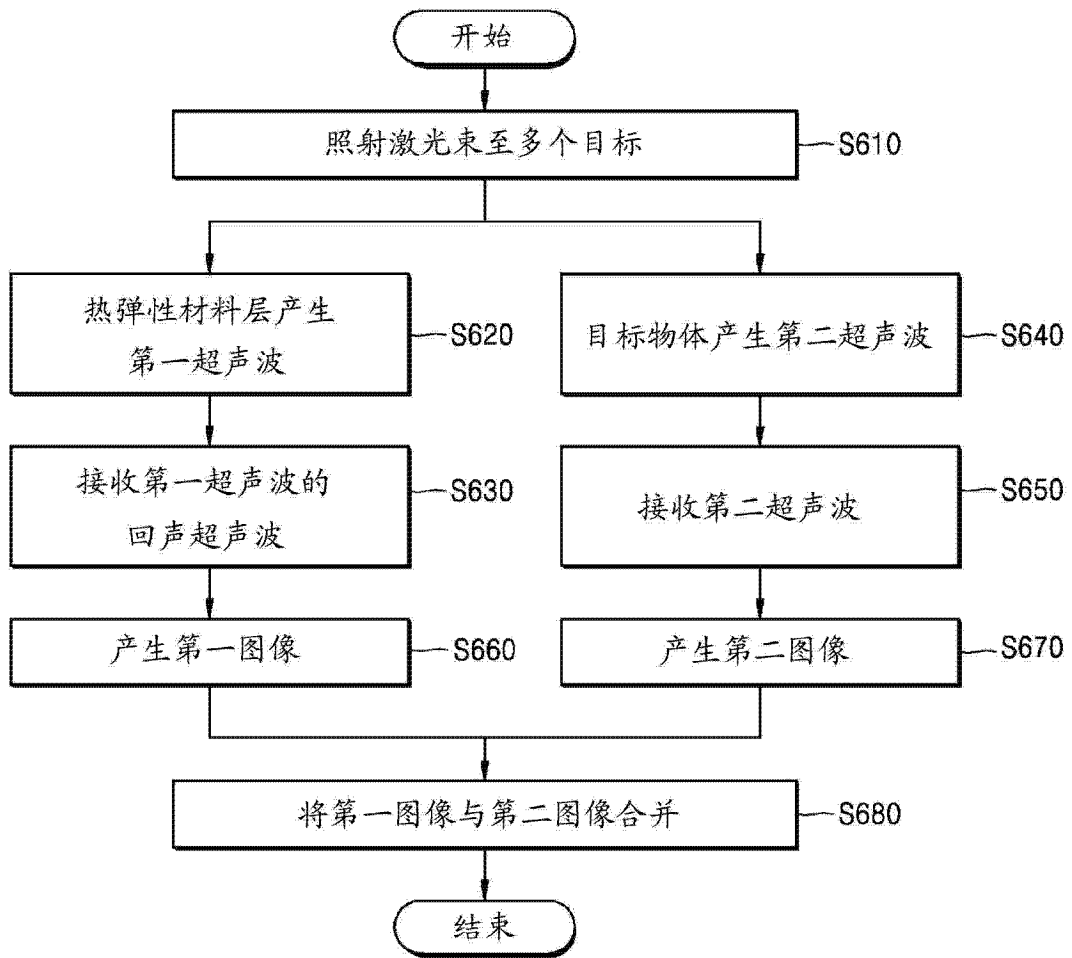


图 6

专利名称(译)	激光诱导超声波装置和方法		
公开(公告)号	CN104334088A	公开(公告)日	2015-02-04
申请号	CN201380026661.5	申请日	2013-05-03
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	姜诚赞 金云培 金钟硕 尹容燮		
发明人	姜诚赞 金云培 金钟硕 尹容燮		
IPC分类号	A61B8/14 G01N21/31 H01S3/00		
CPC分类号	A61B8/4483 G01N2291/02475 A61B5/0095 G01N29/2418 A61B5/0035 G10K15/046 A61B8/14		
代理人(译)	钱大勇		
优先权	1020120047127 2012-05-03 KR		
其他公开文献	CN104334088B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

激光诱导超声波装置和使用该装置产生图像的方法。该激光诱导超声波装置包括：激光源，其向目标物体和热弹性材料照射激光束；热弹性材料，其将该激光束转换为第一超声波，并将第一超声波照射到该目标物体；以及接收单元，其接收第一超声波的回声声波，并接收因该激光束而由该目标物体产生的第二超声波。

