



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103402436 A

(43) 申请公布日 2013. 11. 20

(21) 申请号 201280009997. 6

代理人 纪晓峰

(22) 申请日 2012. 02. 22

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

2011-035560 2011. 02. 22 JP

A61B 8/00 (2006. 01)

2011-279154 2011. 12. 21 JP

G01N 29/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 08. 22

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/001181 2012. 02. 22

(87) PCT申请的公布数据

W02012/114729 JA 2012. 08. 30

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 广田和弘 辻田和宏

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

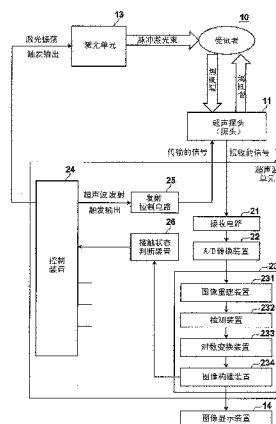
权利要求书2页 说明书17页 附图11页

(54) 发明名称

光声成像设备和光声成像方法

(57) 摘要

在不提供另外的物理装置的情况下提高光声成像设备中对于人眼的安全性。[构造] 探头 (11) 使其向其导引的光束从激光单元 (13) 照射到受试者上, 向所述受试者发射声波和从所述受试者接收声波。在生成光声图像前, 探头 (11) 发射和接收声波。成像装置 (23) 基于超声波的接收结果生成反射的声波图像。接触状态判断装置 (26) 基于反射的声波图像判断探头 (11) 是否与所述受试者接触。当接触状态判断装置 (26) 判断探头 (11) 与所述受试者接触时, 控制装置 (24) 输出激光振荡触发, 并且使光束从探头 (11) 照射到所述受试者上。



1. 一种光声成像设备,其包括:

光源;

探头,所述探头利用从所述光源导出的光束照射受试者,向所述受试者发射声波和从所述受试者接收声波;

成像装置,所述成像装置用于至少基于光声信号生成光声图像,所述光声信号是响应于由所述探头照射到所述受试者上的所述光束由所述探头接收的声波;

接触状态判断装置,所述接触状态判断装置用于在生成所述光声图像前基于反射的声信号判断所述探头是否与所述受试者接触,所述反射的声信号是响应于由所述探头发射的声波由所述探头接收的声波;和

控制装置,当所述接触状态判断装置判断所述探头与所述受试者接触时,所述控制装置用于使得所述光束从所述探头照射到所述受试者上。

2. 根据权利要求1所述的光声成像设备,其中:

所述探头包括多个发射和接收声波的超声换能器;并且

所述接触状态判断装置基于由超声换能器接收到的、与要生成所述光声图像的区域至少部分对应的反射的声信号,判断所述探头是否与所述受试者接触。

3. 根据权利要求2所述的光声成像设备,其中:

所述要生成所述光声图像的区域被分成多个块;并且

所述接触状态判断装置基于由超声换能器接收到的、与各个所述块的至少部分对应的反射的声信号,判断所述探头是否与所述受试者接触。

4. 根据权利要求3所述的光声成像设备,其中:

与所述探头的光束照射范围对应的区域以所述块为单位是可变换的;并且

当所述接触状态判断装置判断所述探头在与所述光束要被照射于其上的块对应的区域处与所述受试者接触时,所述控制装置使得所述光束被照射到与所述块对应的区域上。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的光声成像设备,其中:

所述接触状态判断装置基于在所述受试者的深度方向上的预定范围反射的声信号,判断所述探头是否与所述受试者接触。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的光声成像设备,其中:

所述成像装置还基于所述反射的声信号生成反射的声波图像;并且

所述接触状态判断装置利用所生成的反射的声波图像来判断所述探头是否与所述受试者接触。

7. 根据权利要求6所述的光声成像设备,其中:

所述接触状态判断装置已经将在所述探头未与受试者接触的状态下生成的典型的反射的声波图像作为参照图像存储于其中,并且基于所生成的反射的声波图像和所述参照图像之间的相似程度判断所述探头是否与所述受试者接触。

8. 根据权利要求1至5中任一项所述的光声成像设备,其中:

所述接触状态判断装置基于所述反射的声信号的信号波形判断所述探头是否与所述受试者接触。

9. 根据权利要求8所述的光声成像设备,其中:

所述接触状态判断装置对所述反射的声信号的信号波形进行特征分析,并且基于所述

特征分析的结果判断所述探头是否与所述受试者接触。

10. 根据权利要求 1 至 9 中任一项所述的光声成像设备,其中:

所述光源包括激光介质,将泵浦光束照射到所述激光介质上的泵浦光源,被设置成将所述激光介质夹在其间以形成光学共振器的一对反射镜;和被设置在所述光学共振器内的 Q 开关。

11. 根据权利要求 10 所述的光声成像设备,其中:

当生成光声图像时,当所述接触状态判断装置判断所述探头与所述受试者接触时,所述控制装置可以将泵浦触发信号传输到所述光源以使得所述泵浦光束被照射到所述激光介质上,并且将 Q 开关触发信号传输到所述光源以使得所述 Q 开关被开启。

12. 根据权利要求 10 和权利要求 11 中任一项所述的光声成像设备,其中:

所述光源还包括波长选择元件,所述波长选择元件被设置在所述光学共振器内,并且能够输出具有彼此不同的波长的多个激光束。

13. 根据权利要求 12 所述的光声成像设备,其中:

所述波长选择元件包括多个带通滤波器,所述多个带通滤波器各自传输具有不同波长的光束;并且

所述光源还包括驱动装置,所述驱动装置用于驱动所述波长选择装置以预定的次序相继地切换被插入到所述光学共振器的光路中的所述带通滤波器。

14. 根据权利要求 13 所述的光声成像设备,其中:

所述波长选择元件由可旋转的滤波器体部构成,所述可旋转的滤波器体部通过旋转位移切换被插入到所述光学共振器的光路中的所述带通滤波器;并且

所述驱动装置使所述可旋转的滤波器体部转动。

15. 一种光声成像方法,所述方法包括:

由探头将声波发射到受试者上的步骤,所述探头用光束照射所述受试者,将声波发射到所述受试者和从所述受试者接收声波;

用所述探头接收反射的声波的步骤,所述反射的声波是通过所述声波的发射而反射的;

基于所接收到的反射的声波判断所述探头是否与所述受试者接触的步骤;

当判断所述探头与所述受试者接触时将所述光束照射到所述受试者上的步骤;

接收响应于所述光束的照射而在所述受试者内产生的声波的步骤;和

基于接收到的由于所述光束的照射而生成的声波生成光声图像的步骤。

## 光声成像设备和光声成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及光声成像设备和光声成像方法。更具体地,本发明涉及这样的光声成像设备和光声成像方法,其将光照射到受试者上,检测在该受试者内由光的照射产生的声波,并且生成光声图像。

[0002] 超声检查法已知是一种这样的图像检查方法,其使得能够以无创方式检查活生物体内部的状态。超声检查采用能够发射和接收超声波的超声探头。当超声波被从超声探头发射到受试者(活生物体)时,超声波传播通过该活生物体的内部,并且在组织系统间的界面处被反射。超声探头接收反射的超声波,并且通过基于反射的超声波返回到超声探头的时间量计算距离,对受试者的内部状态成像。

[0003] 利用光声效应对活生物体内部成像的光声成像也是已知的。通常,在光声成像中,脉冲激光束被照射到活生物体中。吸收脉冲激光束的能量的活生物体内的生物组织通过其由于热所致的体积膨胀产生超声波(光声信号)。超声探头等检测所述光声信号,并且基于检测到的信号构建光声图像,从而能够基于所述光声信号实现对活生物体可视化。

[0004] 在光声成像中,必须将相当高的输出激光束照射到活生物体中。从安全性的角度,优选的是当探头不与活生物体接触时阻止脉冲激光束的输出。就此,专利文献1公开了设置有测量目标检测装置的设备,该设备沿光路检测测量目标,当测量目标检测装置检测到测量目标时照射光。测量目标的性质可以被利用用于检测该测量目标。例如,测量目标的光屏蔽性质、反射率、唯一温度、重量和静电容量可以被利用用于检测该测量目标。

[0005] [背景技术文献]

[0006] [专利文献]

[0007] [专利文献1]

[0008] 日本未审查专利公开号 No. 2009-142320

### 发明内容

[0009] 然而,专利文献1的发明需要额外的物理装置,如结合设置在探头上的投光器和光接收器、温度传感器等以检测测量目标。添加这样的物理装置增加了成本。此外,当采用未配备这些额外物理装置的探头时,测量目标无法被检测到。

[0010] 考虑到上述情况,开发出了本发明。本发明的目的是提供这样的光声成像设备和光声成像方法,其可以在不提供另外的物理装置的情况下,提高对于人眼的安全性。

[0011] 为了实现以上目的,本发明提供光声成像设备,其包括:

[0012] 光源;

[0013] 探头,所述探头用自光源导出的光束照射受试者,向所述受试者发射声波并从所述受试者接收声波;

[0014] 成像装置,所述成像装置用于至少基于光声信号生成光声图像,所述光声信号是响应于由所述探头照射到所述受试者上的光束由所述探头接收的声波;

[0015] 接触状态判断装置,所述接触状态判断装置用于基于反射的声信号在生成光声图

像前判断所述探头是否与所述受试者接触,所述反射的声信号是响应于由所述探头发射的声波由所述探头接收的声波;和

[0016] 控制装置,当所述接触状态判断装置判断所述探头与所述受试者接触时,所述控制装置用于使得光束从所述探头照射到所述受试者上。

[0017] 本发明的光声成像设备可以采取这样的配置,其中:

[0018] 所述探头包括多个发射和接收声波的超声换能器;并且

[0019] 所述接触状态判断装置基于由超声换能器接收到的、与要被生成光声图像的区域至少部分对应的反射的声信号,判断探头是否与受试者接触。

[0020] 可以采用这样的配置,其中:

[0021] 要被生成光声图像的区域被分成多个块;并且

[0022] 所述接触状态判断装置基于由超声换能器接收到的、与各个块的至少部分对应的反射的声信号,判断探头是否与受试者接触。

[0023] 在此情况中,可以采用这样的配置,其中:

[0024] 与探头的光束照射范围对应的区域以所述块为单位是可变换的;并且

[0025] 当接触状态判断装置判断探头在与光束要被照射于其上的块对应的区域处与受试者接触时,控制装置使得光束照射到与所述块对应的区域上。

[0026] 接触状态判断装置可以,基于在受试者的深度方向上的预定范围的反射的声信号,判断探头是否与受试者接触。

[0027] 成像装置还可以基于反射的声信号生成反射的声波图像,并且接触状态判断装置可以利用生成的反射的声波图像来判断探头是否与受试者接触。在此情况中,接触状态判断装置可以将探头未与受试者接触的状态下生成的典型的反射的声波图像作为参照图像存储于其中,并且可以基于生成的反射的声波图像和参照图像之间的相似程度来判断探头是否与受试者接触。备选地,接触状态判断装置可以进行反射的声图像的特征分析,并且基于特征分析的结果判断探头是否与受试者接触。

[0028] 作为利用反射的声波图像的备选方案,接触状态判断装置可以基于反射的声信号的信号波形判断探头是否与受试者接触。在此情况中,接触状态判断装置可以对反射的声信号的信号波形进行特征分析,并且基于特征分析的结果判断探头是否与受试者接触。作为另一个备选方案,接触状态判断装置可以将探头未与受试者接触的状态下接收到的反射的声信号的典型的信号波形作为参照信号波形存储于其中,并且可以基于接收到的反射的声信号的波形和参照信号波形之间的相似程度来判断探头是否与受试者接触。

[0029] 本发明可以采用这样的配置,其中:

[0030] 所述光源包括激光介质,将泵浦光束照射到所述激光介质上的泵浦光源,被设置成将所述激光介质夹在其间以形成光学共振器的一对反射镜;和被设置在所述光学共振器内的Q开关。

[0031] 当生成光声图像时,当接触状态判断装置判断探头与受试者接触时控制装置可以将泵浦触发信号传输到所述光源以使得泵浦光束被照射到激光介质上,并且可以将Q开关触发信号传输到所述光源以使得Q开关被开启(ON)。

[0032] 可以采用这样的配置,其中:

[0033] 光源还包括波长选择元件,所述波长选择元件被设置在光学共振器内,并且能够

输出具有彼此不同的波长的多个激光束。

[0034] 可以采用这样的配置,其中:

[0035] 波长选择元件包括多个带通滤波器,所述多个带通滤波器各自传输具有不同波长的光束;并且

[0036] 光源还包括驱动装置,所述驱动装置用于驱动波长选择装置以预定的次序相继地切换被插入到光学共振器的光路中的带通滤波器。

[0037] 波长选择元件可以由可旋转的滤波器体部构成,所述可旋转的滤波器体部通过旋转移切换被插入到光学共振器的光路中的带通滤波器;并且驱动装置可以使可旋转的滤波器体部转动。

[0038] 可以采用这样的配置,其中:

[0039] 成像装置包括双波长计算装置,所述双波长计算装置提取被照射到受试者上并由探头接收的、具有不同波长的各个激光束的信号强度间的关系;并且

[0040] 基于由2个波长计算装置提取的信号强度间的关系生成光声图像。

[0041] 可以采用这样的配置,其中:

[0042] 成像装置还包括强度数据提取装置,所述强度数据提取装置用于基于对应于多个波长中的每个的光声信号生成表示信号强度的强度数据,基于所述强度数据测定光声图像内的每个像素的灰度值,并且基于信号强度间的关系测定用以显示每个像素的颜色。

[0043] 可以采用这样的配置,其中:

[0044] 由光源输出的脉冲激光束的多个波长包括第一波长和第二波长;并且

[0045] 成像装置还包括用于生成复数数据的复数化装置,其中将当第一波长的脉冲激光束被照射到受试者上时由探头接收的光声信号和当第二波长的脉冲激光束被照射到受试者上时由探头接收的光声信号中的一个被指定为实部并将另一个指定为虚部;以及重建装置,所述重建装置用于通过傅里叶变换由复数数据生成重建的图像。

[0046] 本发明还提供光声成像方法,所述方法包括:

[0047] 由探头将超声波发射到受试者上的步骤,所述探头用光束照射受试者,将声波发射到所述受试者并从所述受试者接收声波;

[0048] 用探头接收反射的声波的步骤,所述反射的声波是通过所述声波的发射而反射的;

[0049] 基于所接收到的反射的声波判断探头是否与受试者接触的步骤;

[0050] 当判断探头与受试者接触时将光束照射到受试者上的步骤;

[0051] 接收响应于光束的照射而在受试者内生成的声波的步骤;和

[0052] 基于接收到的由于光束的照射而生成的声波生成光声图像的步骤。

[0053] 本发明的光声成像设备和光声成像方法在生成光声图像前发射和接收超声波,并且基于超声波的检测结果判断探头是否与受试者接触。当探头与受试者接触时,照射光。因此,可以防止光照射到空间中,并且可以提高对于人眼的安全性。本发明基于超声波判断探头是否与受试者接触。因此,不需要额外的物理装置来判断探头的接触状态。

[0054] 附图简述

[0055] 图1是框图,其显示根据本发明的第一实施方案的光声成像设备。

[0056] 图2是这样的图,其显示在探头不与受试者接触的状态下生成的超声图像的一个

实例。

[0057] 图 3 是这样的图,其显示在探头与受试者接触的状态下生成的超声图像的一个实例。

[0058] 图 4 是流程图,其显示生成光声图像的操作的步骤。

[0059] 图 5 是这样的图,其显示其中光声图像和超声图像重叠的图像的一个实例。

[0060] 图 6 是框图,其显示根据本发明的第二实施方案的光声成像设备。

[0061] 图 7 是这样的图,其显示在探头不与受试者接触的状态下反射的声信号的信号波形的一个实例。

[0062] 图 8 是这样的图,其显示在探头与受试者接触的状态下反射的声信号的信号波形的一个实例。

[0063] 图 9 是流程图,其显示在第二实施方案中生成光声图像的操作的步骤。

[0064] 图 10 是框图,其显示根据本发明的第三实施方案的光声成像设备。

[0065] 图 11 是框图,其显示激光光源单元。

[0066] 图 12 是框图,其显示根据本发明的第四实施方案的光声成像设备。

[0067] 图 13 是框图,其显示激光光源单元。

[0068] 实施本发明的最佳方式

[0069] 下文中,将根据附图详细描述本发明的实施方案。图 1 显示根据本发明的第一实施方案的光声成像设备 10。光声成像设备 10(光声图像诊断设备)包括:超声探头(探头)11;超声波单元 12;和光源(激光单元)13。光声图像诊断设备 10 能够生成超声图像和光声图像两者。激光单元 13 产生当生成光声图像时要被照射到受试者上的光束(激光束)。可以根据观察目标合适地设定激光束的波长。由激光单元 13 输出的激光束通过导光装置,如光纤被导引至探头 11。

[0070] 探头 11 包括发光部分,所述发光部分将被向其引导的激光束从激光单元 13 发射到受试者上。此外,探头 11 将声波(超声波)输出(发射)到受试者并且检测(接收)被受试者反射的超声波。探头 11 具有例如呈一维排列的多个超声换能器。例如,当生成超声图像时,探头从多个超声换能器输出超声波,并且检测反射的超声波(下文中,也被称为“反射的声信号”)。当生成光声图像时,探头 11 检测在吸收了由激光单元 13 输出的激光束的受试者内的测量目标产生的超声波(下文中,也被称为“光声信号”)。

[0071] 超声波单元 12 具有接收电路 21, A/D 转换装置 22, 成像装置 23, 控制装置 24, 发射控制电路 25, 和接触状态判断装置 26。接收电路 21 接收由探头 11 的多个超声换能器检测到的超声波(光声信号或反射的声信号)。A/D 转换装置 22 将由接收电路 21 接收的超声波信号转换为数字信号。A/D 转换装置 22 例如以预定采样周期对超声信号进行采样。

[0072] 成像装置 23 基于由 A/D 转换装置 22 采样的超声波生成断层摄影图像。成像装置 23 基于由探头 11 检测到的光声信号生成光声图像,并且基于由探头 11 检测到的反射的声信号生成超声图像(反射的声图像)。成像装置 23 包括图像重建装置 231, 检测装置 232, 对数变换装置 233, 和图像构建装置 234。成像装置 23 的各个组件的功能可以根据预定程序由计算机执行过程来实现。

[0073] 图像重建装置 231, 基于由探头 11 的多个超声波换能器检测到的超声波信号, 生成对应于断层摄影图像的各线的数据。例如, 图像重建装置 231 以对应于超声换能器

的位置的延迟时间添加来自探头 11 的 64 个超声换能器的数据,从而生成对应于单线的数据(延时加法)。备选地,图像重建装置 231 可以通过 CBP(圆形背投(Circular Back Projection))方法执行图像重建。作为另一个备选方案,图像重建装置 231 可以通过霍夫变换法或傅里叶变换法执行图像重建。

[0074] 检测装置 232 输出与由图像重建装置 231 输出的各条线的数据对应的包络线。对数变换装置 233 将由检测装置 232 输出的包络线进行对数转换以加宽其动态范围。图像构建装置 234 通过将沿时间轴的超声波信号的位置(峰位置)转换为在断层摄影图像的深度方向上的位置来生成断层摄影图像。图像显示装置 14 将由图像构建装置 234 生成的断层摄影图像显示到监视器等上。

[0075] 控制装置 24 控制超声波单元 12 的各组件。在成像装置 23 将要生成超声图像的情况下,控制装置 24 将超声波发射触发信号输出到发射控制电路 25。当接收到触发信号时,发射控制电路 25 使得探头 11 发射超声波。控制装置 24 控制 A/D 转换装置 22 对反射的声信号进行采样的采样起始定时以使采样起始定时与超声波发射触发信号同步。

[0076] 同时,在成像装置 23 将要生成光声图像的情况下,控制装置 24 传输激光振荡触发信号至激光单元 13。当接收到触发信号时,激光单元 13 进行激光振荡,并且输出激光束。控制装置 24 控制 A/D 转换装置 22 对反射的声信号进行采样的采样起始定时以使采样起始定时与激光振荡触发信号同步。

[0077] 当将要生成光声图像时,在将激光振荡触发信号输出至激光单元 13 前,控制装置 24 使得探头 11 发射超声波。探头 11 检测被反射的超声波作为反射的声信号。接触状态判断装置 26 基于由探头 11 检测到的反射的声信号判断探头 11 是否与受试者接触。更具体地,接触状态判断装置 26 采用基于反射的声信号由成像装置 23 生成的超声图像来判断探头 11 是否与受试者接触。

[0078] 接触状态判断装置 26 已经在其中存储有在探头 11 不与受试者接触的状态下生成的典型的超声图像作为参照图像。接触状态判断装置 26 将由成像装置 23 生成的超声图像与存储的参照图像比较,并且基于比较结果判断探头 11 是否与受试者接触。例如,接触状态判断装置 26 计算由成像装置 23 生成的超声图像和参照图像之间的相似程度。当两个超声图像之间的相似程度为预定阈值以上时,接触状态判断装置 26 判断探头 11 不与受试者接触。如果相似程度低于阈值,则接触状态判断装置 26 判断探头 11 与受试者接触。

[0079] 在接触状态判断装置 26 判断探头 11 与受试者接触的情况下,控制装置 24 输出激光振荡触发信号至激光单元 13,并且使得激光束照射到受试者上。相对地,在接触状态判断装置 26 判断探头 11 不与受试者接触的情况下,控制装置 24 阻止激光振荡触发信号输出至激光单元 13,并且不使激光束照射到受试者上。

[0080] 图 2 是这样的图,其显示在探头 11 不与受试者接触的状态下生成的超声图像的一个实例。在图 2 中,图纸的水平方向对应于探头 11 的超声换能器被一维布置的方向,而垂直方向对应于深度方向。当探头 11 在空气中时,即,当在探头 11 不与受试者接触时发射和接收超声波,并且基于接收的超声波生成超声图像时,生成的超声图像在探头 11 和空气之间的界面处将包含高亮回波,及其多重回波。

[0081] 图 3 是这样的图,其显示在探头 11 与受试者接触的状态下生成的超声图像的一个实例。当在探头 11 与受试者接触时发射和接收超声波时,由探头 11 发射的超声波传播通



过受试者的内部,并且在组织系统间的界面处生成反射波。因此,当基于接收的超声波生成超声图像时,组织系统的轮廓将出现在生成的超声图像中,如在图 3 中所示。如果比较图 2 的超声图像和图 3 的超声图像,则可以理解当探头 11 与受试者接触和不与受试者接触时,生成的超声图像差异很大。

[0082] 接触状态判断装置 26 已经在其中存储有如显示在图 2 中的、在探头 11 不与受试者接触的状态下生成的典型的超声图像作为参照图像。例如,接触状态判断装置 26 计算参照图像和由成像装置 23 生成的超声图像之间的相关性,并且基于计算的相关性判断图像的相似程度。接触状态判断装置 26 执行关于两个图像之间的相似程度的阈值进程,并且判断生成的超声图像是在探头 11 不与受试者接触的状态下生成的超声图像。即,当生成超声图像时,如果生成的超声图像是如在图 2 中所示的图像,则接触状态判断装置 26 判断探头 11 不与受试者接触。相反,当生成超声图像时,如果生成的超声图像是如在图 3 中所示的图像,则接触状态判断装置 26 判断探头 11 与受试者接触。

[0083] 以上描述了这样的实例,其中接触状态判断装置 26 具有存储于其中的参照图像,并且基于与参照图像的相似程度判断探头 11 是否与受试者接触。然而,基于超声图像来判断接触状态的方法不限于该情况。例如,接触状态判断装置 26 可以对由成像装置 23 生成的超声图像进行特征分析,并且可以基于特征分析的结果判断探头 11 是否与受试者接触。如在图 2 中所示,在探头 11 不与受试者接触的状态下生成的超声图像中,饱和的高亮度线平行于超声换能器排列。在生成的超声图像中饱和的高亮度线平行于超声换能器排列的情况下,接触状态判断装置 26 可以判断生成的超声图像是在探头 11 不与受试者接触的状态下生成的。

[0084] 图 4 显示用于生成光声图像的操作的步骤。控制装置 24 在用光照射受试者前输出超声波发射触发信号至发射控制电路 25(步骤 A1)。探头 11 发射超声波至受试者身体中(步骤 A2)。探头 11 接收在受试者的身体内反射的反射的声信号(步骤 A3)。超声波单元 12 内的成像装置 23 基于反射的声信号生成超声图像(步骤 A4)。

[0085] 接触状态判断装置 26 基于在步骤 A4 中生成的超声图像判断探头 11 是否与受试者接触(步骤 A5)。如果判断探头 11 不与受试者接触,则操作返回至步骤 A1,并且重复执行步骤 A1 至 A5 直至判断探头 11 与受试者接触。

[0086] 如果在步骤 A5 判断探头 11 与受试者接触,则控制装置 24 输出激光振荡触发信号至激光单元 13(步骤 A6)。激光单元 13 在接收到激光振荡触发信号后输出脉冲激光束。探头 11 将从激光单元 13 输出的脉冲激光束照射到受试者上(步骤 A7)。

[0087] 在照射激光束后,探头 11 接收由于激光束的照射在受试者的活体内生成的光声信号(步骤 A8)。超声波单元 12 内的成像装置基于光声信号生成光声图像(步骤 A9)。图像显示装置 14 将在步骤 A4 生成的超声图像和在步骤 A8 生成的光声图像显示在显示屏上(步骤 A10)。例如,在步骤 B10,图像显示装置 14 以重叠的方式显示光声图像和超声图像。

[0088] 图 5 是这样的图,其显示其中光声图像和超声图像是重叠的图像的一个实例。在图 5 中,水平方向对应于布置超声换能器的方向,而垂直方向对应于深度方向。例如,如在图 5 中所示,图像显示装置 14 显示重叠在超声图像(图 3)上的光声图像,在所述光声图像中血管被成像,在所述超声图像中组织系统的轮廓被成像。

[0089] 在本实施方案中,基于超声图像判断探头 11 是否与受试者接触,并且当探头 11 与

受试者接触时,激光振荡触发信号被输出至激光单元 13。因此,可以防止光照射到空间中,并且可以提高对于人眼的安全性。此外,本实施方案基于超声图像判断探头 11 是否与受试者接触。因此,不需要额外的物理装置如用于判断接触状态的专用传感器。此外,即使采用现有的探头也可以判断探头 11 是否与受试者接触。

[0090] 接下来,将描述本发明的第二实施方案。图 6 显示根据本发明的第二实施方案的光声成像设备。光声成像设备(光声图像诊断设备)的配置与在图 1 中显示的第一实施方案的光声图像诊断设备的配置相同。在本实施方案中,接触状态判断装置 26 基于反射的声信号的信号波形而不是超声图像来判断探头 11 是否与受试者接触。在其他方面,第二实施方案与第一实施方案相同。

[0091] 图 7 是这样的图,其显示在探头 11 不与受试者接触的状态下反射的声信号的信号波形的一个实例。在图 7 中,图纸的垂直方向对应于从开始采样起经过的时间量(受试者的深度方向上的位置),而水平方向对应于信号水平。当探头 11 不与受试者接触时,检测到这样的反射的声信号,所述反射的声信号具有其中信号水平饱和的多个点周期性出现的信号波形,如在图 7 中所示。如果基于具有这样的信号波形的反射的声信号生成超声图像,则获得如在图 2 中所示的超声图像。

[0092] 图 7 是这样的图,其显示在探头 11 与受试者接触的状态下反射的声信号的信号波形的一个实例。在其中探头 11 与受试者接触的状态下发射和接收超声波的情况下,由探头 11 发射的超声波传播通过受试者的内部,并且在组织系统间的界面处生成反射波。在此情况中,观察到如在图 8 中所示的、具有低于饱和水平的振幅的信号波形。如果基于具有这样的信号波形的反射的声信号生成超声图像,则获得如在图 3 中所示的超声图像。如果将在图 7 中所示的反射的声信号的信号波形与在图 8 中所示的反射的声信号的信号波形比较,可以理解的是,当探头 11 与受试者接触和不与受试者接触时,反射的声信号的信号波形差异很大。

[0093] 在本实施方案中,由 A/D 转换装置 22 采样的反射的声信号被输入到接触状态判断装置 26。接触状态判断装置 26 对反射的声信号的信号波形进行特征分析,并且判断当探头 11 不与受试者接触时观察到的反射的声信号的信号波形的特征是否存在于由 A/D 转换装置 22 采样的反射的声信号的信号波形中。例如,接触状态判断装置 26 核对信号水平的振幅大于或等于对应于饱和水平的预定水平的位置有多少个,并还核对信号水平饱和的位置间的间隔。例如,在反射的声信号的信号水平处于饱和水平的多个位置以等距间隔布置的情况下,接触状态判断装置 26 可以判断探头 11 不与受试者接触。相反,在信号水平为饱和水平的位置未以等距间隔布置的情况下,接触状态判断装置 26 可以判断探头 11 与受试者接触。

[0094] 以上描述了这样的实例,其中接触状态判断装置 26 通过对反射的声信号进行特征分析来判断探头 11 是否与受试者接触。然而,基于反射的声信号的信号波形判断接触状态的方法不限于以上所述的。例如,接触状态判断装置 26 可以将如在图 7 中所示的、探头 11 不与受试者接触时的反射的声信号的典型的信号波形存储在其中作为参照波形。接触状态判断装置 26 可以计算参照信号波形和由 A/D 转换装置 22 输出的反射的声信号的信号波形之间的相关性,并且基于计算的相关性判断图像的相似程度。在此情况中,接触状态判断装置 26 执行关于两个信号波形之间的相似程度的阈值进程,如果相似程度高则判断探头

11 与受试者接触,并且如果相似程度低则判断探头 11 与受试者接触。

[0095] 注意将由图像重建装置 231、检测装置 232 或对数变换装置 233 输出的指示信号而不是由 A/D 转换装置 22 采样的反射的声信号输入到接触状态判断装置 26。在这些情况中,同样地,能够在生成超声图像前基于反射的声信号的信号波形来判断探头 11 是否与受试者接触。

[0096] 图 9 显示本实施方案中生成光声图像的操作的步骤。在用光照射受试者前,控制装置 24 输出超声波发射触发信号至发射控制电路 25(步骤 B1)。探头 11 将超声波发射到受试者的身体中(步骤 B2)。探头 11 接收在受试者的身体内反射的反射的声信号(步骤 B3)。至此点的步骤可以与图 4 的步骤 A1 至 A3 相同。

[0097] 接触状态判断装置 26 基于接收到的反射的声信号的信号波形来判断探头 11 是否与受试者接触(步骤 B4)。接触状态判断装置 26 基于从探头 11 的多个超声换能器检测到的反射的声信号中由对应于至少 1 个通道的超声换能器检测到的反射的声信号的信号波形来判断探头 11 是否与受试者接触。如果在步骤 B4 判断探头 11 不与受试者接触,则操作返回至步骤 B1,并且重复执行步骤 B1 至 B4 直至判断探头 11 与受试者接触。如果在步骤 B4 判断探头 11 与受试者接触,则成像装置 23 基于反射的声信号生成超声图像(步骤 B5)。

[0098] 如果在步骤 B4 判断探头 11 与受试者接触,则控制装置 24 输出激光振荡触发信号至激光单元 13(步骤 B6)。激光单元 13 在接收到激光振荡触发信号后输出脉冲激光束。探头 11 将从激光单元 13 输出的脉冲激光束照射到受试者上(步骤 B7)。在照射激光束后,探头 11 接收由于激光束的照射而在受试者的活体内产生的光声信号(步骤 B8)。

[0099] 超声波单元 12 内的成像装置基于光声信号生成光声图像(步骤 B9)。图像显示装置 14 将在步骤 B5 生成的超声图像和在步骤 B8 生成的光声图像显示在显示屏上(步骤 B10)。例如,在步骤 B10,图像显示装置 14 以重叠的方式显示光声图像和超声图像。步骤 B6 至 B10 可以与图 4 的步骤 A6 至 A10 相同。注意,生成超声图像的时机不限于在步骤 B4 判断探头 11 与受试者接触后即刻,而是可以在接收到反射的声信号后任意理想的时机。

[0100] 在本实施方案中,基于反射的声信号的信号波形而不是由检测到的反射的声信号生成的超声图像来判断探头 11 是否与受试者接触。当探头 11 不与受试者接触时,观察到独特的信号波形。因此,可以以与第一实施方案相同的方式在不需要额外的物理装置的情况下判断探头 11 是否与受试者接触,即使在生成超声图像前利用反射的声信号的信号波形。因为本实施方案可以在不生成超声图像的情况下判断探头 11 的接触状态,所以判断接触状态的过程与第一实施方案的过程相比可以被简化。

[0101] 接下来,将描述本发明的第三实施方案。图 10 显示根据本发明的第三实施方案的光声成像设备。光声图像诊断设备 10a 包括:超声探头(探头)11;超声波单元 12a;和光源(激光单元)13。超声波单元 12a 具有:接收电路 21,A/D 转换装置 22,成像装置 23a,发射控制电路 25,接触状态判断装置 26,触发控制电路 27,和控制装置 28。本实施方案的光声图像诊断设备 10a 能够以与显示在图 1 中的第一实施方案的光声图像诊断设备 10 相同的方式生成超声图像和光声图像两者。

[0102] 探头 11 包括发光部分,所述发光部分将向其导引的激光束从激光单元 13 发射到受试者上。此外,探头 11 输出(发射)超声波至受试者并且检测(接收)由受试者反射的超声波。例如,探头 11 具有被一维地布置的多个超声换能器。探头 11 具有模式切换开关

15。除了设置有模式切换开关 15 以外,探头 11 可以与第一实施方案的光声图像诊断设备 10 所使用的探头 11 相同。

[0103] 例如,模式切换开关 15 是交替操作按钮开关。使用模式切换开关 15 以在包括光声图像生成的操作模式和不包括光声图像生成的操作模式之间切换。操作模式包括例如,生成超声图像的模式,生成光声图像的模式,和生成超声图像和光声图像的模式。操作者如医生可以通过按压模式切换开关 15 来切换超声图像、光声图像以及超声图像和光声图像两者之间的显示。

[0104] 接收电路 21 接收由探头 11 的多个超声换能器检测到的超声波(光声信号或反射的声信号)。A/D 转换装置 22 将由接收电路 21 接收到的超声波信号,即,光声信号和反射的声信号,转换为数字信号。A/D 转换装置 22 例如以预定采样周期对超声信号进行采样。成像装置 23 基于由 A/D 转换装置 22 采样的超声波生成断层摄影图像,即,光声图像和超声图像。

[0105] 成像装置 23a 包括:接收存储器 235,数据分离装置 236,光声图像重建装置 237,检测/对数变换装置 238,光声图像构建装置 239,超声图像重建装置 240,检测/对数变换装置 241,超声图像构建装置 242,和图像合并装置 243。光声图像重建装置 237 和超声图像重建装置 240 对应于在图 1 中所示的图像重建装置 231。检测/对数变换装置 238 和检测/对数变换装置 241 对应于图 1 中所示的检测装置 232 和对数变换装置 233。光声图像构建装置 239 和超声图像构建装置 242 对应于图 1 中所示的图像构建装置 234。

[0106] 由 A/D 转换装置 22 采样的超声波信号的采样数据被存储在接收存储器 235 中。即,光声数据(即光声信号的采样数据)和反射的超声波数据(即反射的声信号的采样数据)被存储在接收存储器 235 中。数据分离装置 236 将接收存储器 235 内的光声数据与反射的超声波数据分离。数据分离装置 236 将光声数据传输到光声图像重建装置 237,并且将反射的超声波数据传输到超声图像重建装置 240。

[0107] 光声图像重建装置 237 重建光声数据。超声图像重建装置 240 重建反射的超声波数据。由光声图像重建装置 237 和超声图像重建装置 240 执行的重建进程可以与由图像重建装置 231(图 1)执行的重建进程相同。检测/对数变换装置 238 对由光声图像重建装置 237 重建的光声数据进行检测并执行对数变换。检测/对数变换装置 241 对由超声图像重建装置 240 重建的反射的超声波数据进行检测并执行对数变换。

[0108] 光声图像构建装置 239 基于检测到的和经对数变换的光声数据生成光声图像。超声图像构建装置 242 基于检测到的和经对数变换的超声波数据生成超声图像。由光声图像构建装置 239 和超声图像构建装置 242 执行的成像进程可以与由图像构建装置 234(图 1)执行的图像生成进程相同。由超声图像构建装置 242 生成的超声图像被提供至接触状态判断装置 26。接触状态判断装置 26 基于由超声图像构建装置 242 生成的超声图像来判断探头 11 是否与受试者接触。

[0109] 图像合并装置 243 将由光声图像构建装置 239 生成的光声图像与由超声图像构建装置 242 生成的超声图像合并。图像合并装置 243 例如通过将光声图像重叠在超声图像上来合并图像。在此时,对于图像合并装置 243 来说优选的是进行对准以使光声图像和超声图像中的对应点在相同位置处。合并的图像由图像显示装置显示。对于图像显示装置 14 来说同样可能的是在不合并图像的情况下显示彼此相邻布置的光声图像和超声图像,或者

在光声图像和超声图像的显示之间进行切换。

[0110] 接下来,将详细描述激光单元 13 的配置。图 11 显示激光单元 13 的构造。激光单元 13 具有:激光棒 51,闪光灯 52,反射镜 53 和 54,Q 开关 55,和带通滤波器 56。激光棒 51 是脉泽 (maser) 介质。翠绿宝石晶体,  $\text{Cr:LiSAF}(\text{Cr:LiSrAlF}_6)$ ,  $\text{Cr:LiCAF}(\text{Cr:LiCaAlF}_6)$  晶体,或  $\text{Ti:蓝宝石}$  晶体可以用作激光棒 51。闪光灯 52 是泵浦光源,并且将泵浦光照射到激光棒 51 上。不同于闪光灯 52 的光源,如半导体激光和固态激光,可以被用作泵浦光源。

[0111] 反射镜 53 和 54 彼此相对,它们之间夹有激光棒 51。反射镜 53 和 54 构成光学共振器。此处,反射镜 54 是输出端反射镜。Q 开关 55 被插入在共振器内。Q 开关 55 以高速将光学共振器内的插入损失从高损失(低 Q)变为低损失(高 Q),从而获得脉冲激光束。带通滤波器(BPF) 56 选择性地传输对应于要从激光单元 13 输出的脉冲光束的波长的光。可以使用不同于带通滤波器 56 的元件,如传输具有预定波长的光的 BRF。备选地,可以省略带通滤波器 56。

[0112] 回到图 10,触发控制电路 27 根据模式切换开关 15 的操作状态输出在操作模式间进行切换的触发,向激光单元 13 输出触发,向发射控制电路 25 输出触发,以及向 A/D 转换装置 22 输出触发。控制装置 28 连接到并控制超声波单元 12a 内的各组件。触发控制电路 27 和控制装置 28 对应于图 1 中所示的控制装置 24。

[0113] 触发控制电路 27 基于来自模式切换开关 15 的信号切换操作模式。例如,在每次操作模式切换开关 15 时,触发控制电路 27 切换操作模式。在初始状态,即,在模式切换开关 15 还未被按压的状态,触发控制电路 27 将操作模式设定为不包括光声图像生成的操作模式,例如仅生成超声图像的操作模式。如果在操作模式为超声成像模式时按压模式切换开关 15,则触发控制电路 27 将操作模式切换为光声成像模式。如果再次按压模式切换开关 15,则触发控制电路 27 将操作模式由光声成像模式切换为生成超声图像和光声图像两者的模式。如果在处于生成两种类型图像的模式时按压模式切换开关 15,则操作模式回到超声成像模式。之后,触发控制电路 27 相继地以超声成像模式、光声成像模式以及生成超声图像和光声图像两者的模式的次序对操作模式进行切换。

[0114] 此外,在向受试者发射超声波时,触发控制电路 27 将超声波发射触发输出至发射控制电路 25。当接收到触发信号时,发射控制电路 25 使得探头 11 发射超声波。触发控制电路 27 输出 A/D 触发信号(采样触发信号)至与超声波发射触发信号同步的 A/D 转换装置 22。当接收到 A/D 触发信号时,A/D 转换装置 22 开始对反射的声信号进行采样。

[0115] 当操作模式是包括光声图像生成的操作模式时,触发控制电路 27 向激光单元 13 输出使得闪光灯 52(图 11)将泵浦光束照射在激光棒 51 上的闪光灯触发信号(泵浦触发信号)。触发控制电路 27 例如以预定的时间间隔输出闪光灯触发信号。响应于闪光灯触发信号闪光灯 52 将泵浦光束照射在激光棒上。

[0116] 在照射泵浦光束后,如果接触状态判断装置 26 判断探头 11 与受试者接触,则触发控制电路 27 将 Q 开关触发信号输出至激光单元 13 的 Q 开关 55。响应于 Q 开关触发信号 Q 开关 55 以高速将光学共振器内的插入损失从高损失变为低损失,从而从输出端反射镜 54 输出脉冲激光束。触发控制电路 27 输出 A/D 触发信号至与 Q 开关触发信号同步的 A/D 转换装置 22。当接收到 A/D 触发信号时,A/D 转换装置 22 开始对光声信号进行采样。

[0117] 同时,当接触状态判断装置 11 判断探头 11 不与受试者接触时,在输出闪光灯触发

信号后,触发控制电路 27 不输出 Q 开关触发信号。在此情况中,不输出脉冲激光束,因为虽然激光棒 51 被泵浦,但是 Q 开关未开启。注意,闪光灯触发信号和 Q 开关触发信号对应于第一实施方案的激光振荡触发信号。

[0118] 在本实施方案中,激光单元 13 具有在光学共振器内的 Q 开关 55。通过利用 Q 开关操纵激光,可以使由激光单元 13 输出的激光束的脉冲更短。此外,在本实施方案中,触发控制电路 27 输出闪光灯触发信号,而不管探头 11 是否与受试者接触。如果接触状态判断装置 26 判断探头 11 与受试者接触,则输出 Q 开关触发信号。如果接触状态判断装置 26 判断探头 11 不与受试者接触,则不输出激光束,因为虽然响应于闪光灯触发信号闪光灯 52 将泵浦光束照射在激光棒上,但是未输出 Q 开关触发信号。当操作模式包括光声信号生成并且探头 11 与受试者接触时,通过输出 Q 开关触发信号的触发控制电路 27 从激光单元 13 输出激光束。

[0119] 此处,在开启闪光灯 52 后即刻,激光输出是不稳定的。为此,对于闪光灯 52 来说被认为是优选的是周期性地连续发射光。在本实施方案中,对输出的激光束的控制由 Q 开关 55 执行,并且不输出激光束除非 Q 开关 55 被开启。因此,在给激光棒 51 泵浦时可以防止激光输出。为此,可以使闪光灯 52 以预定的间隔发射光而不管激光束是否被输出。除了缩短激光束脉冲的效果以外,使用 Q 开关 55 产生使激光输出稳定的效果,并且是极为有利的。此外,在使闪光灯 52 以不变间隔连续发射光的情况中,可以预期能够使光学共振器内的温度保持基本不变的效果。这将防止由热透镜效应 (heat lens effect) 所致的光共振条件的变化。其他有利效果与第一实施方案获得的那些相同。

[0120] 接下来,将描述本发明的第四实施方案。图 12 显示根据本发明的第四实施方案的光声成像设备 10b。本实施方案的光声图像诊断设备 10b 与图 10 中所示的第三实施方案的光声图像诊断设备 10a 的区别在于超声波单元 12b 内的成像装置 23b 具有 2 波长数据复数化装置 244,强度数据提取装置 245,和双波长计算装置 246。在本实施方案中,激光单元 13b 将具有不同波长的多个激光束照射到受试者上。成像装置 23b 利用受试者内的光吸收体的光吸收特征的波长依赖性质生成其中可以例如区分动脉和静脉的光声图像。

[0121] 本实施方案的激光单元 13b 切换具有不同波长的多个脉冲激光束的输出。从激光单元 13b 输出的脉冲激光束被用导光装置如光纤引导至探头 11,并且从探头 11 照射到受试者上。将描述这样的实例,其中激光单元 13b 相继地输出具有第一波长的脉冲激光束和具有第二波长的脉冲激光束。

[0122] 将考虑这样的实例,其中第一波长(中心波长)约为 150nm,并且第二波长约为 800nm。包含在人动脉中的氧合血红蛋白(与氧结合的血红蛋白:oxy-Hb)对 750nm 波长的分子吸收系数大于其对 800nm 波长的分子吸收系数。同时,包含在静脉中的脱氧血红蛋白(不与氧结合的血红蛋白:deoxy-Hb)对 750nm 波长的分子吸收系数小于对 800nm 波长的分子吸收系数。可以通过检查 800nm 波长所获得的光声信号和 750nm 波长所获得的光声信号的相对强度,利用这些特征,来区分来自动脉的光声信号和来自静脉的光声信号。

[0123] 探头 11 检测超声波信号(光声信号或反射的声信号)。接收电路 21 接收由探头 11 检测到的超声波信号。A/D 转换装置 22 对由接收电路 21 接收到的超声波信号进行采样。A/D 转换装置 22 以与例如采样时钟信号同步的预定的采样周期对超声信号进行采样。A/D 转换装置 22 将作为被采样的反射的声信号的反射的超声波数据,和作为被采样的光声

信号的光声数据,存储在接收存储器 235 中。

[0124] 关于光声信号,A/D 转换装置 22 将与从激光单元 13b 输出的脉冲激光束的各个波长对应的被采样的光声数据存储在接收存储器 235 中。即,A/D 转换装置 22 将第一光声数据和第二光声数据存储在接收存储器 235 中,所述第一光声数据是当将具有第一波长的脉冲激光束照射到受试者上时由探头 11 检测到的被采样的光声信号,所述第二光声数据是当将具有第二波长的脉冲激光束照射到受试者上时由探头 11 检测到的被采样的光声信号。

[0125] 数据分离装置 236 分离存储在接收存储器 235 中的超声数据,第一光声数据和第二光声数据。数据分离装置 236 提供反射的超声波数据至超声图像重建装置 240。数据分离装置 236 提供第一和第二光声数据至 2 波长数据复数化装置 244。从数据分离装置 236 输出至超声图像重建装置 240 的反射的超声波数据被用于生成超声图像,而接触状态判断装置 26 基于生成的超声图像以与第三实施方案中相同的方式判断探头 11 的接触状态。

[0126] 2 波长数据复数化装置 244 生成复数数据,其中第一光声数据和第二光声数据中的一个被指定为实部,而另一个被指定为虚部。下文中,将描述这样的实例,其中 2 波长数据复数化装置 244 指定第一光声数据作为实部而第二光声数据作为虚部。

[0127] 作为光声数据的复数数据,从 2 波长数据复数化装置 244 输入至光声图像重建装置 237。光声图像重建装置 237 重建光声数据。光声图像重建装置 237 由输入的复数数据通过傅里叶变换法(FTA 法)重建图像。如在 J. I. Sperl 等,“Photoacoustic Image Reconstruction-A Quantitative Analysis(光声图像重建-定量分析)”,SPIE-OSA, Vol. 6631,663103,2007 中描述的已知技术可以应用于利用傅里叶变换法的图像重建。光声图像重建装置 237 将已经经过傅里叶变换并且表示重建的图像的数据输入到强度数据提取装置 245 和波长数据计算装置 246。

[0128] 2 波长数据计算装置提取对应于各个波长的光声数据之间的相对信号强度。在本实施方案中,由光声图像重建装置 237 重建的重建图像被输入到 2 波长数据计算装置 246。2 波长数据计算装置 246 通过比较作为复数数据的输入数据的实部和虚部来提取表示实部和虚部中的哪个更大以及大多少的相位数据。当例如复数数据被表示为  $X+iY$  时,2 波长数据计算装置 246 生成  $\theta = \tan^{-1}(Y/X)$  作为相位数据。注意,在  $X=0$  的情况中  $\theta = 90^\circ$ 。当构成实部的第一光声数据( $X$ )和构成虚部的第二光声数据( $Y$ )相等时,相位数据为  $\theta = 45^\circ$ 。当第一光声数据相对较大时,相位数据变得更接近于  $\theta = 0^\circ$ ,并且当第二光声数据相对较大时,相位数据变得更接近于  $\theta = 90^\circ$ 。

[0129] 强度数据提取装置 245 基于对应于各个波长的光声数据生成表示信号强度的强度数据。在本实施方案中,由光声图像重建装置 237 重建的重建图像被输入到强度数据提取装置 245。强度数据提取装置 245 由作为复数数据的输入数据生成强度数据。当复数数据例如由  $X+iY$  表示时,强度数据提取装置 245 提取  $(X^2+Y^2)^{1/2}$  作为强度数据。检测/对数变换装置 238 生成表示由强度数据提取装置 245 提取的强度数据的数据的包络线,并且将包络线对数变换以加宽其动态范围。

[0130] 来自 2 波长数据计算装置 246 的相位数据和已经经过了由检测/对数变换装置 238 执行的检测/对数变换进程的强度数据,被输入到光声图像构建装置 239。光声图像构建装置 239 基于输入的相位数据和强度数据生成光声图像,所述光声图像是光吸收体的分

布图像。例如,光声图像构建装置 239 基于输入的强度数据确定光吸收体的分布图像内的每个像素的亮度(灰度值)。此外,光声图像构建装置 239 例如基于相位数据确定光吸收体的分布图像内的每个像素的颜色(显示颜色)。光声图像构建装置 239 例如基于输入的相位数据采用其中预定颜色对应于  $0^{\circ}$  至  $90^{\circ}$  的相位范围的色彩图来确定每个像素的颜色。

[0131] 此处, $0^{\circ}$  至  $45^{\circ}$  的相位范围是第一光声数据大于第二光声数据的范围。因此,光声信号的来源可以被认为是动脉,通过动脉流动的血液主要包含氧合血红蛋白,氧合血红蛋白对于 756nm 波长的吸收比对 798nm 波长的吸收更大。同时, $45^{\circ}$  至  $90^{\circ}$  的相位范围是第二光声数据大于第一光声数据的范围。因此,光声信号的来源可以被认为是静脉,通过静脉流动的血液主要包含脱氧血红蛋白,脱氧血红蛋白对于 798nm 波长的吸收比对 756nm 波长更低。

[0132] 因此,采用这样的色彩图,其中  $0^{\circ}$  的相位对应于红色,当相位接近  $45^{\circ}$  时红色逐渐变为无色(白色),并且  $90^{\circ}$  的相位对应于蓝色,当相位接近  $45^{\circ}$  时蓝色逐渐变为白色。在此情况中,光声图像内对应于动脉的部分可以显示为红色,并且对应于静脉的部分可以显示为蓝色。可以采用这样的配置,其中不使用强度数据,灰度值被设定为常数,并且对应于动脉的部分和对应于静脉的部分仅根据相位数据通过颜色区分。

[0133] 图像合并装置 243 将由光声图像构建装置生成的光声图像和由超声图像构建装置 242 生成的超声图像合并。合并的图像由图像显示装置 14 显示。对于图像显示装置 14 来说同样可能的是在不合并图像的情况下显示彼此紧邻布置的光声图像和超声图像,或在光声图像和超声图像的显示之间切换。

[0134] 接下来,将详细描述激光单元 13 的配置。图 13 显示激光单元 13b 的构造。激光单元 13 具有:激光棒 51,闪光灯 52,反射镜 53 和 54,Q 开关 55,驱动装置 57,驱动状态检测装置 58,BPF 控制电路 59,和波长选择元件 60。激光棒 51,闪光灯 52,反射镜 53 和 54,和 Q 开关 55 可以与图 11 中所示的根据第三实施方案的激光单元 13 的那些相同。

[0135] 波长选择元件 60 包括传输彼此不同的波长的多个带通滤波器(BPF:带通滤波器)。波长选择元件 60 选择性地将多个带通滤波器插入光学共振器的光路。例如,波长选择元件 60 包括传输具有 750nm 波长(中心波长)的光的第一带通滤波器和传输具有 800nm 波长(中心波长)的光的第二带通滤波器。通过将第一带通滤波器插入到光学振荡器的光路中可以将激光束振荡器的振荡波长设定至 750nm,并且通过将第二带通滤波器插入到光学振荡器的光路中可以将激光束振荡器的振荡波长设定至 800nm。

[0136] 驱动装置 57 驱动波长选择元件 60 以使被插入到光学共振器的光路中的带通滤波器以预定的次序相继被切换。例如可以采用伺服电动机作为驱动装置 57。例如,如果波长选择元件 60 由通过旋转位移切换要被插入到光学共振器的光路中的带通滤波器的可旋转滤波器体部构成,则驱动装置 57 通过转动电动机输出轴来转动可旋转滤波器体部。例如,可旋转滤波器体部的一半(例如  $0^{\circ}$  至  $180^{\circ}$  的旋转位移位置)形成为传输具有 750nm 波长的光的第一带通滤波器,并且可旋转滤波器体部的另一半(例如  $180^{\circ}$  至  $360^{\circ}$  的旋转位移位置)形成为传输具有 800nm 波长的光的第二带通滤波器。通过转动这样的可旋转滤波器体部,可以以对应于可旋转滤波器体部的转速的切换速度将第一带通滤波器和第二带通滤波器交替插入到光学共振器的光路中。

[0137] 驱动状态检测装置 58 检测波长选择元件 60 的驱动状态。驱动状态检测装置 58



检测波长选择元件 60 的旋转位移,波长选择元件 60 是可旋转滤波器体部。驱动状态检测装置 58 包括例如旋转编码器。旋转编码器利用安装在伺服电动机的输出轴上的、具有狭缝的可旋转平板和透射型光电断路器来检测波长选择元件 60 (其是可旋转滤波器体部) 的旋转位移,并且生成 BPF 状态数据。驱动状态检测装置 58 向 BPF 控制电路 59 输出表示可旋转滤波器体部的旋转位移位置的 BPF 状态数据。

[0138] BPF 控制电路 59 控制供应到驱动装置 57 的电压以使在预定类型内的、由驱动状态检测装置 58 检测到的旋转位移的量变成对应于可旋转滤波器体部的预定转速的量。触发控制电路 27 以 BPF 控制信号的形式向 BPF 控制电路 59 输出指定可旋转滤波器体部的转速的命令。例如,BPF 控制电路 59 监测 BPF 状态数据并且控制供应到伺服电动机的电压以使在预定的时间量期间由旋转编码器检测到的伺服电动机的转轴的旋转位移量保持在对应于所指定的转速的量。可以采用触发控制电路 27 而不是 BPF 控制电路 59 来监测 BPF 状态数据和控制驱动装置 57 以使波长选择元件 60 被以预定的速度驱动。

[0139] 回到图 12,控制装置 28 控制超声波单元 12b 内的各组件。触发控制电路 27 控制 BPF 控制电路 59 以使被插入到激光单元 13b 内的光学共振器的光路中的带通滤波器以预定的切换速度切换。例如,触发控制电路 27 输出 BPF 控制信号,所述 BPF 控制信号使得构成波长选择元件 60 的可旋转滤波器体部在预定方向上以预定转速连续转动。可以基于每单位时间的波长的数目(带通滤波器的数目)和要被激光单元 13b 输出的脉冲激光束的数目确定可旋转滤波器体部的转速。

[0140] 触发控制电路 27 还根据模式切换开关 15 的操作状态输出切换操作模式的触发,向激光单元 13b 输出触发,向发射控制电路 25 输出触发,和向 A/D 转换装置 22 输出触发。切换操作模式的操作,向发射控制电路 25 输出触发的操作,以及向 A/D 转换装置 22 输出触发的操作可以与第三实施方案的触发控制电路的那些相同。

[0141] 当操作模式是包括光声图像生成的操作模式时,触发控制电路 27 向激光单元 13 输出闪光灯触发信号(泵浦触发信号),所述闪光灯触发信号使得闪光灯 52(图 13)将泵浦光束照射在激光棒 51 上。触发控制电路 27 基于 BPF 状态信号以预定的时间间隔输出闪光灯触发信号。例如,当 BPF 状态数据表示作为波长选择元件 60 的驱动位置的位置(在所述位置处带通滤波器对应于减去在给激光棒泵浦所需的时间量期间波长选择元件将经历的位移量的要被输出的脉冲激光束的波长)时,触发控制电路 27 输出闪光灯触发信号,以使泵浦光束照射在激光棒 51 上。例如,触发控制电路 27 周期性地以预定的时间间隔输出闪光灯触发信号。

[0142] 在输出闪光灯触发信号后,如果接触状态判断装置 26 判断探头 11 与受试者接触,则触发控制电路 27 向激光单元 13b 的 Q 开关 55 输出 Q 开关触发信号。触发控制电路 27 在传输与要被输出的脉冲激光束的波长对应的波长的带通滤波器被插入到光学共振器的光路中的定时输出 Q 开关触发信号。例如,在波长选择元件 60 由可旋转滤波器体部构成的情况中,当 BPF 状态数据指示与要被输出的脉冲激光束的波长对应的带通滤波器被插入到光学共振器的光路中时,触发控制电路 27 输出 Q 开关触发信号。响应于 Q 开关触发信号 Q 开关 55 以高速将光学共振器内的插入损失从高损失变为低损失,从而从输出端反射镜 54 输出脉冲激光束。触发控制电路 27 输出 A/D 触发信号至与 Q 开关触发信号同步的 A/D 转换装置 22。当接收到 A/D 触发信号时,A/D 转换装置 22 开始采样光声信号。

[0143] 同时,在输出闪光灯触发信号后,当接触状态判断装置 11 判断探头 11 不与受试者接触时,触发控制电路 27 不输出 Q 开关触发信号。在此情况中,不输出脉冲激光束,因为虽然给激光棒 51 泵浦,但是 Q 开关未开启。注意,闪光灯触发信号和 Q 开关触发信号对应于第一实施方案的激光振荡触发信号。

[0144] 在本实施方案中,激光单元 13b 包括波长选择元件 60,并且能够将具有不同波长的多个激光束照射到受试者上。例如,通过连续地驱动包括传输不同波长的两个带通滤波器的波长选择元件,从而连续地和选择性地两个带通滤波器插入到光学共振器的光路中,具有不同波长的激光束可以被连续地切换并且由激光单元 13b 输出。通过使用通过照射具有不同波长的脉冲激光束获得的光声信号(光声数据)能够使利用光吸收体的光吸收性质根据波长而不同的事实的功能成像成为可能。

[0145] 在本实施方案中,生成复数数据,其中第一光声数据和第二光声数据中的一个被指定为实部而另一个被指定为虚部,并且通过傅里叶变换法从复数数据生成重建的图像。在这样的情况中,仅需要单一的重建操作,并且与分别重建第一光声数据和第二光声数据的情况相比,可以更有效地进行重建。

[0146] 同样在本实施方案中,触发控制电路 27 输出闪光灯触发信号而不管探头 11 是否与受试者接触。如果接触状态判断装置 26 判断探头 11 与受试者接触则输出 Q 开关触发信号。通过采用该配置,获得了与关于第三实施方案所述的那些相同的有利效果。因为在探头 11 不与受试者接触时不输出激光束,对于本实施方案来说可能的是采用这样的配置,其中当探头 11 不与受试者接触时不输出闪光灯触发信号。然而,从激光输出稳定性的角度,使闪光灯 52 周期性地发射光被认为是有利的。因此,认为本实施方案的配置是优选的。当接触状态判断装置 26 判断探头 11 不与受试者接触时,可以停止波长选择元件 60 的驱动,因为在该时间期间不输出激光束。在此情况中,与波长选择元件被连续驱动的情况相比,功率消耗可以被抑制。

[0147] 注意,描述以上实施方案作为其中以重叠方式显示光声图像和超声图像的实例。备选地,对于光声图像诊断设备来说可能的是以仅显示超声图像的模式和仅显示光声图像的模式操作。例如,在仅显示超声图像的模式中,可以不生成光声图像,可以通过执行对应于图 4 的步骤 A1 至 A4 的步骤生成超声图像,并且超声图像可以由图像显示装置 14 显示。例如,在仅显示光声图像的模式中,可以在步骤 A10 处显示在图 4 的步骤 A9 处生成的光声图像,而不是将在步骤 A4 处生成的超声图像显示在显示屏上。

[0148] 尤其在超声图像不将被显示在显示屏上的情况中,仅利用超声图像来判断接触状态,并且因此不需要生成与光声图像的成像范围具有相同范围的超声图像。例如,在第一实施方案中的图 4 的步骤 A2 中,可以不从探头 11 的所有超声换能器进行超声波发射,而是可以通过与光声图像的成像范围的部分对应的超声换能器进行超声波发射,并且在步骤 A3 处可以通过与所述部分对应的超声换能器来检测反射的声信号。在此情况中,接触状态判断装置 26 可以生成在步骤 A4 中获得反射的声信号的部分的超声图像(基于超声波生成部分图像),并且基于所述部分图像判断探头 11 是否与受试者接触。

[0149] 更详细地,如果存在对应于 192 个通道的超声换能器,则可以通过利用中心的 64 个通道发射和接收超声波来生成中心部分的超声图像,并且可以基于中心部分的超声图像判断探头 11 是否与受试者接触。同样在第二实施方案中,可以不通过探头 11 的所有超声换

能器发射和接收超声波,而是仅通过对应于光声图像的成像范围的部分的超声换能器。在此情况中,在步骤 B4 处,可以基于在发射和接收超声波的范围内的至少一个通道的超声波信号波形判断探头 11 是否与受试者接触。

[0150] 此外,在光声图像的成像范围被分成块的情况中,接触状态判断装置 26 可以基于由对应于各块的至少部分的超声换能器检测到的反射的声信号判断探头是否与受试者接触。例如,如果对应于 192 个通道的超声换能器的范围对应于光声图像的成像范围,则对应于 192 个通道的超声换能器被分成各具有 64 个通道的三个块:左侧块、中心块和右侧块。可以基于由对应于左侧块的 64 个通道的超声换能器检测到的反射的声信号生成左侧块的超声图像(部分图像),并且可以基于所述部分图像判断左侧块是否与受试者接触。类似地,可以生成对应于中心块和右侧块中的每一个的部分超声图像,并且可以针对每个块来判断探头 11 是否与受试者接触。在基于反射的声信号的信号波形而不是超声图像来判断接触状态的情况中,同样地,可以针对每个块来判断探头 11 是否与受试者接触。

[0151] 例如,在通过探头在其上照射激光束的范围可以块为单位切换的情况中,至少可以针对要被照射激光束的块发射和接收超声波,并且接触状态判断装置 26 可以判断在这些块处探头 11 是否与受试者接触。在此情况中,控制装置 24 可以使激光束从探头 11 照射到已经被接触状态判断装置 26 判断为是与受试者接触的块上。

[0152] 具体地,设想探头 11 能够切换激光束在左侧块、中心块和右侧块上的照射的情况。在探头要将激光束照射到中心块上的情况中,至少在中心块处可以发射和接收超声波,并且可以判断在中心块处探头 11 是否与受试者接触。当判断在中心块处探头 11 与受试者接触时,控制装置 24 可以输出激光振荡触发信号以使激光束从探头 11 照射到中心块上。

[0153] 在上述实施方案中,发射和接收超声波以判断探头 11 是否与受试者接触,并且将基于通过发射和接收获得的反射的声图像的超声图像显示在显示屏上。然而,本发明不限于这样的配置。可以与用于判断探头 11 是否与受试者接触的超声波的发射和接收分开地发射和接收超声波,并且可以基于通过分开的超声波的发射和接收所获得的反射的声信号生成独立的超声图像。例如,在图 4 的步骤 A9 中生成光声图像后,可以从探头 11 发射超声波,可以由探头 11 检测反射的声信号,并且成像装置 23 可以基于反射的声信号生成独立的超声图像。在此情况中,可以在步骤 A10 中显示在生成光声图像后分开地生成的超声图像而不是在步骤 A4 中生成的超声图像。

[0154] 接触状态判断装置 26 可以基于来自受试者的深度方向上的预定范围的反射的声信号判断探头 11 是否与受试者接触。例如,在第一实施方案中,成像装置 23 可以生成在距受试者的表面 5mm 至 10mm 的范围内的超声图像,并且接触状态判断装置 26 可以基于针对该范围生成的超声图像判断探头 11 的接触状态。此外,在第二实施方案中,A/D 转换装置 22 可以对与在距受试者的表面 5mm 至 10mm 的范围内的深度对应的时间区域的反射的声信号进行采样,并且接触状态判断装置 26 可以基于采样的反射的声信号的信号波形判断探头 11 的接触状态。

[0155] 将第四实施方案作为其中第一光声数据和第二光声数据被复数化的实例描述。备选地,可以在不进行复数化操作的情况下分开地重建第一光声和第二光声数据。此外,重建方法不限于傅里叶变换法。此外,第四实施方案通过使用通过复数化操作获得的相位数据来计算第一光声数据和第二光声数据之间的比率。然而,通过使用第一和第二光声数据的

强度数据来计算该比率可以获得相同的效果。此外,可以基于第一重建的图像内的信号强度和第二重建的图像内的信号强度来产生强度数据。

[0156] 当生成光声图像时,被照射到受试者上的具有不同波长的脉冲激光束的数目不限于二个。可以将三个以上的脉冲激光束照射到受试者上,并且可以基于对应于各个波长的光声数据生成光声图像。在此情况中,2 波长数据计算装置 246 可以产生对应于各个波长的光声数据的信号强度之间的关系作为相位数据。此外,强度数据提取装置 245 可以生成对应于各个波长的光声数据的信号强度的总和作为强度数据。

[0157] 将第四实施方案主要作为其中波长选择元件 60 由具有两个带通滤波器区域的可旋转滤波器体部构成的实例描述。然而,波长选择元件 60 仅需要能够改变在光学共振器内振荡的光的波长,并且不限于可旋转滤波器体部。例如,波长选择元件可以由具有设置在其周边的多个带通滤波器的可旋转体部构成。波长选择元件 60 不一定是可旋转体部。例如,多个带通滤波器可以被布置成行。在此情况中,可以驱动波长选择元件 60 以将多个带通滤波器周期地插入到光学共振器的光路中,或者可以相反地驱动波长选择元件 60 以使成行布置的多个带通滤波器穿过光学共振器的光路。作为另一个备选方案,可以使用波长选择元件如双折射滤波器来替代带通滤波器。

[0158] 以上已经描述了本发明的优选实施方案。然而,光声成像设备和光声成像方法不限于以上实施方案。对以上实施方案的配置的多种改变和改良包括在本发明的范围内。

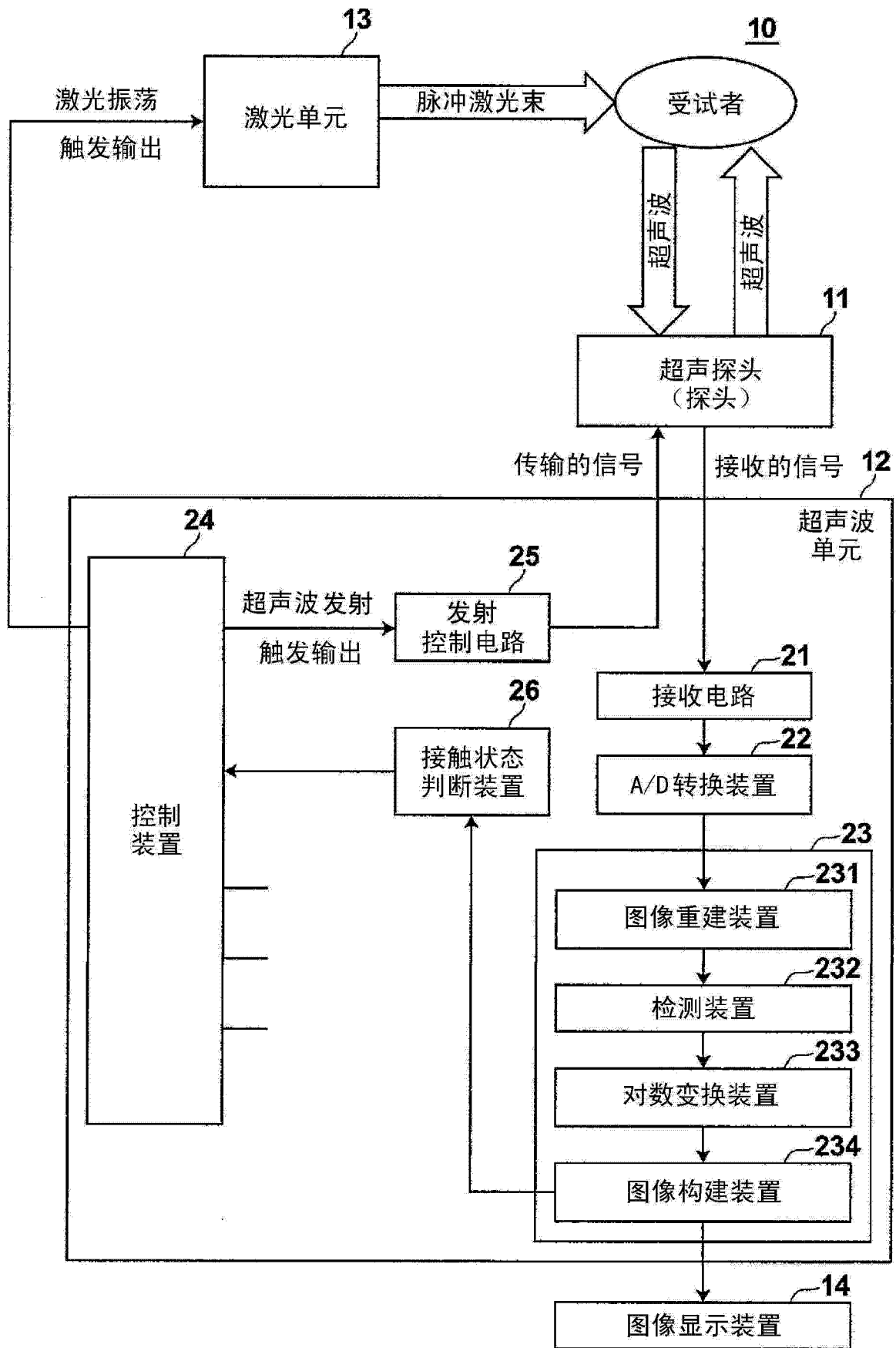


图 1

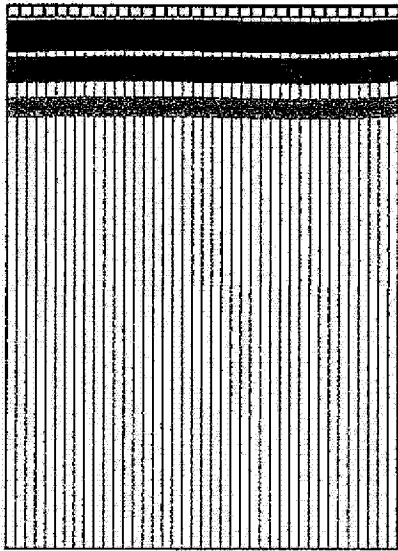


图 2

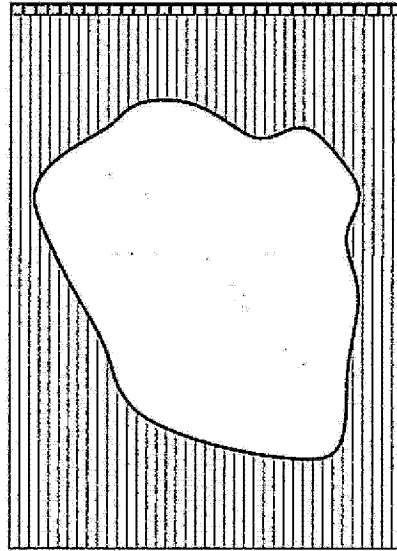


图 3

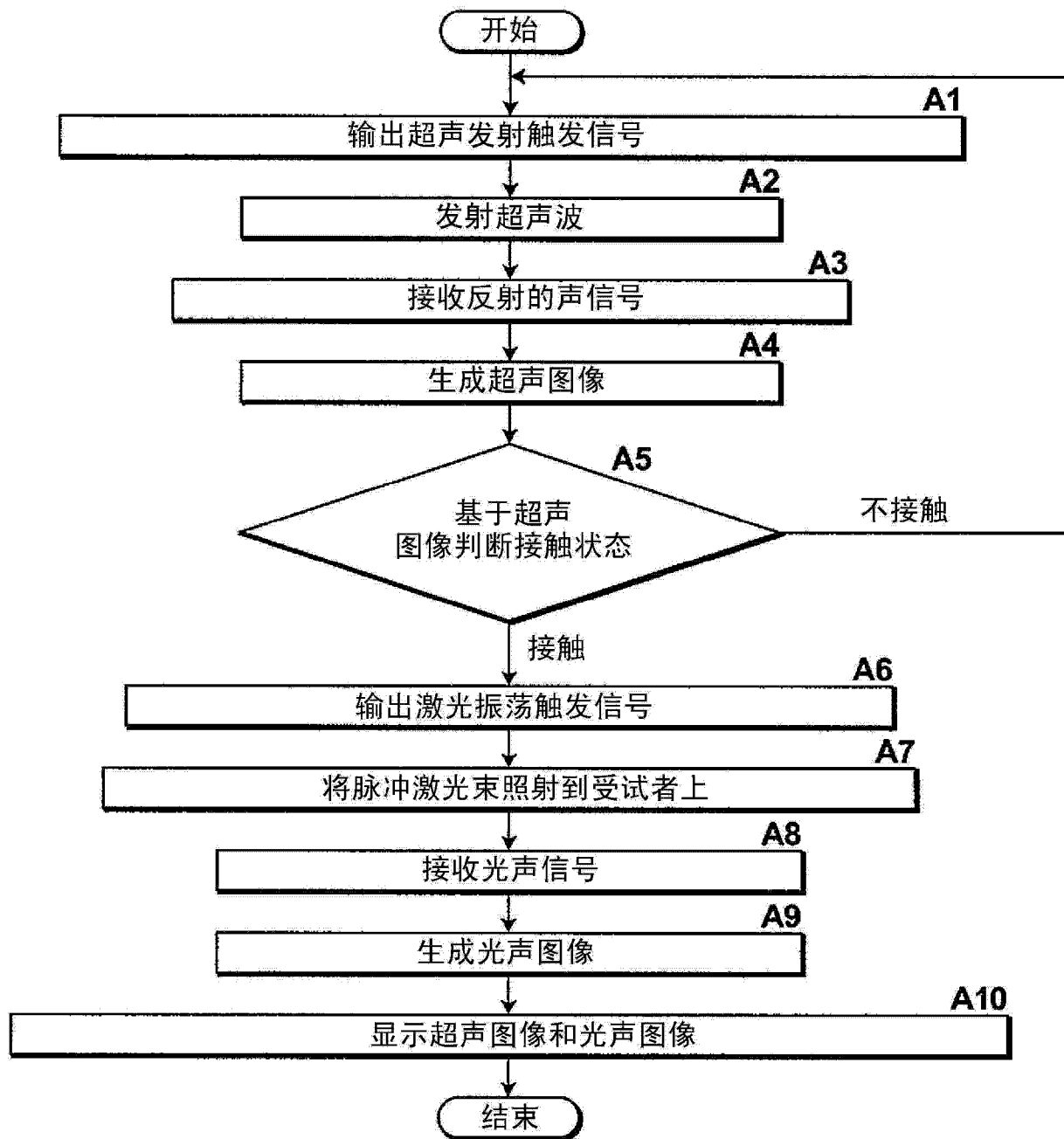


图 4

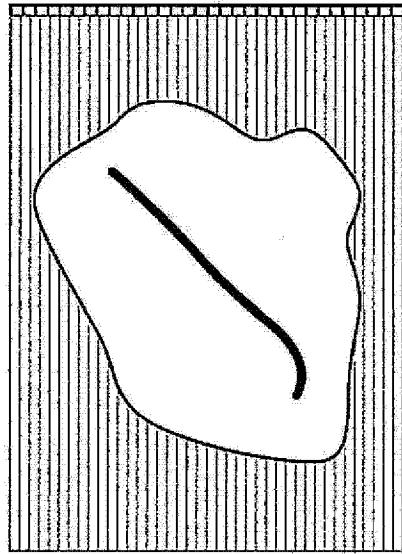


图 5



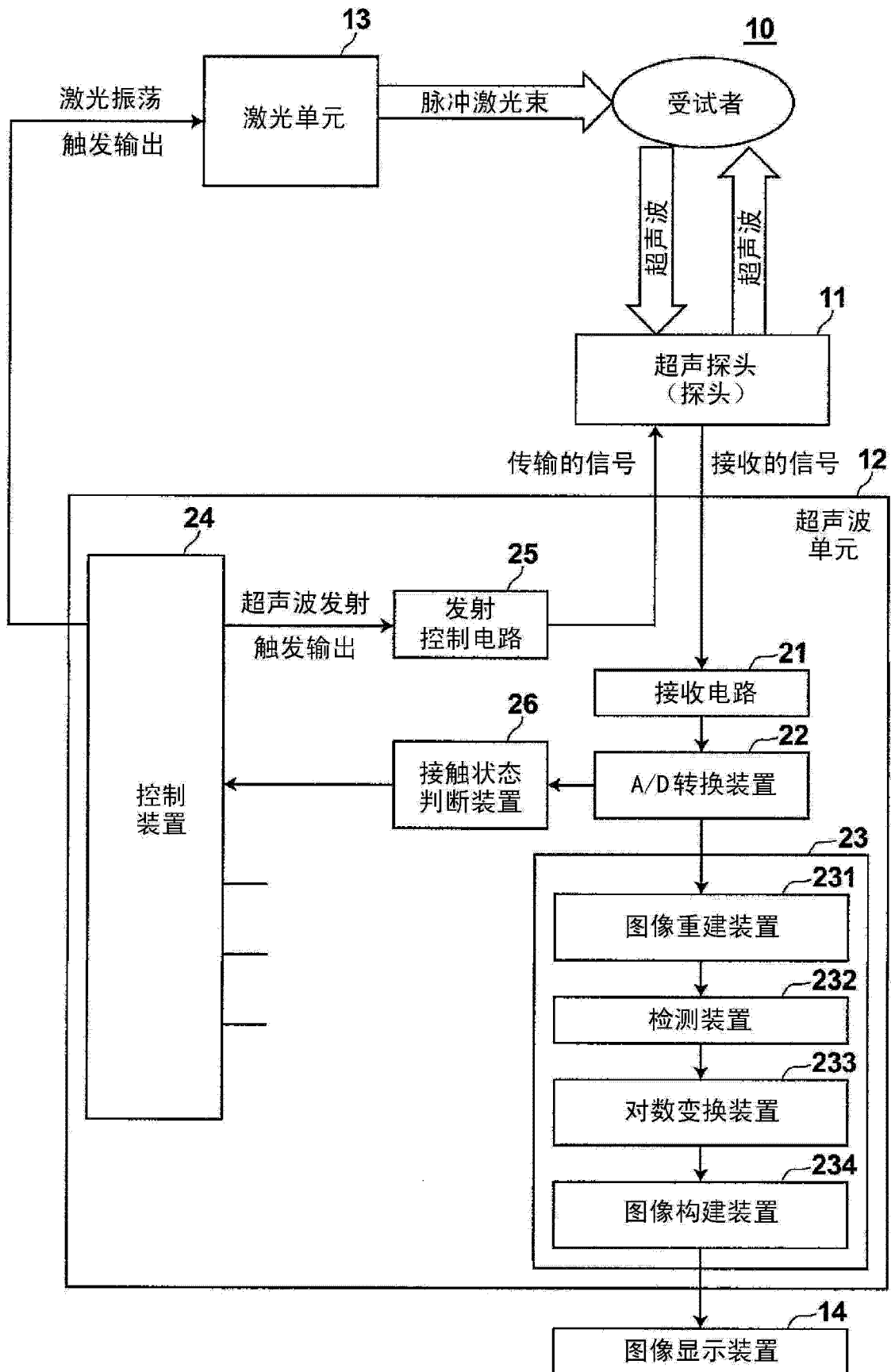


图 6

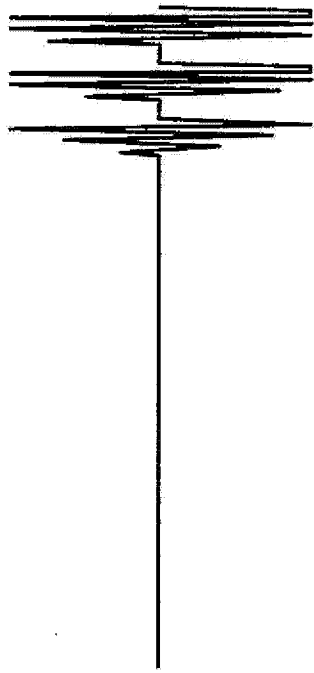


图 7

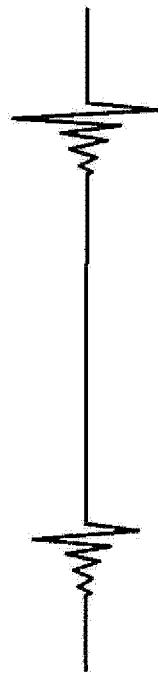


图 8

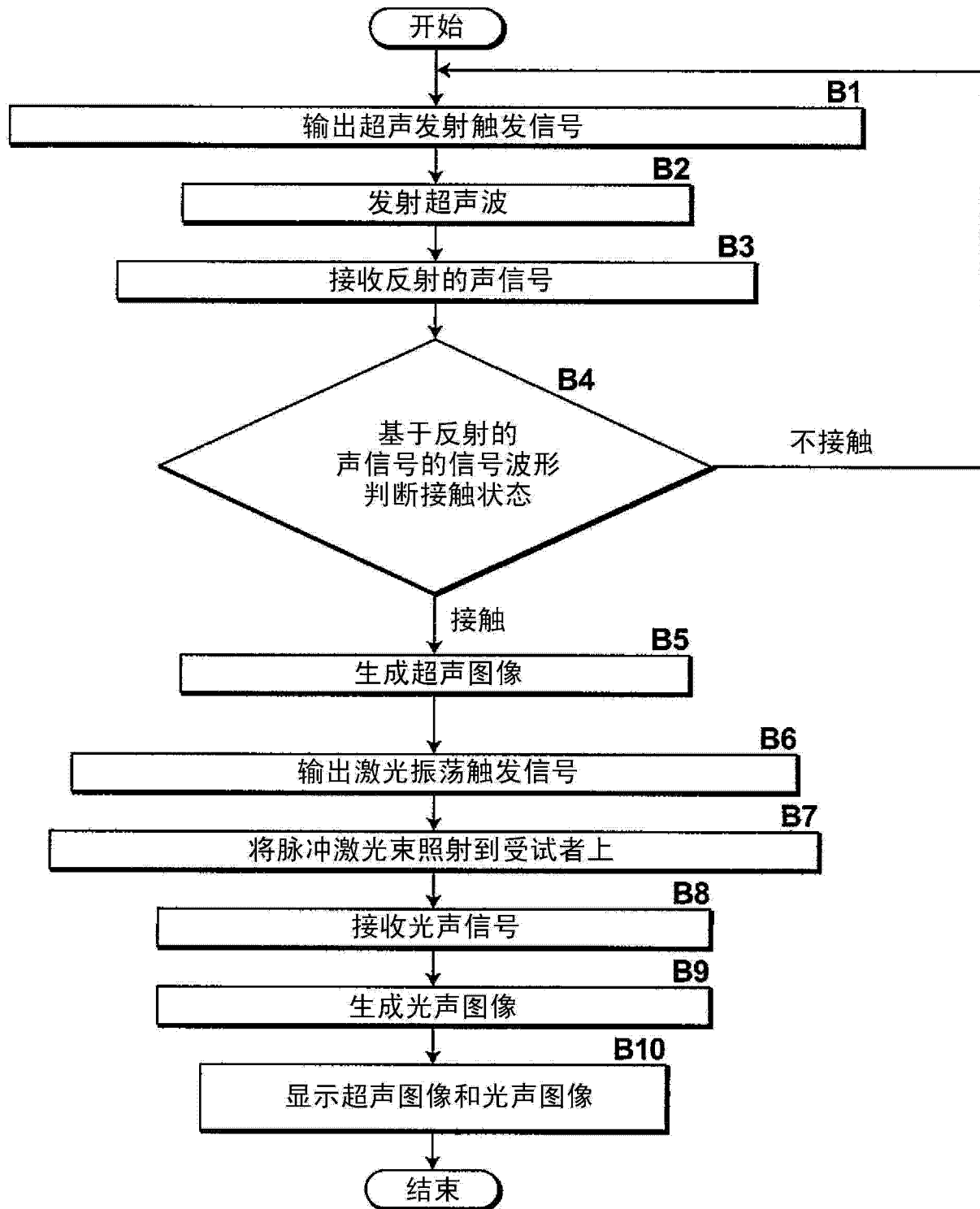


图 9

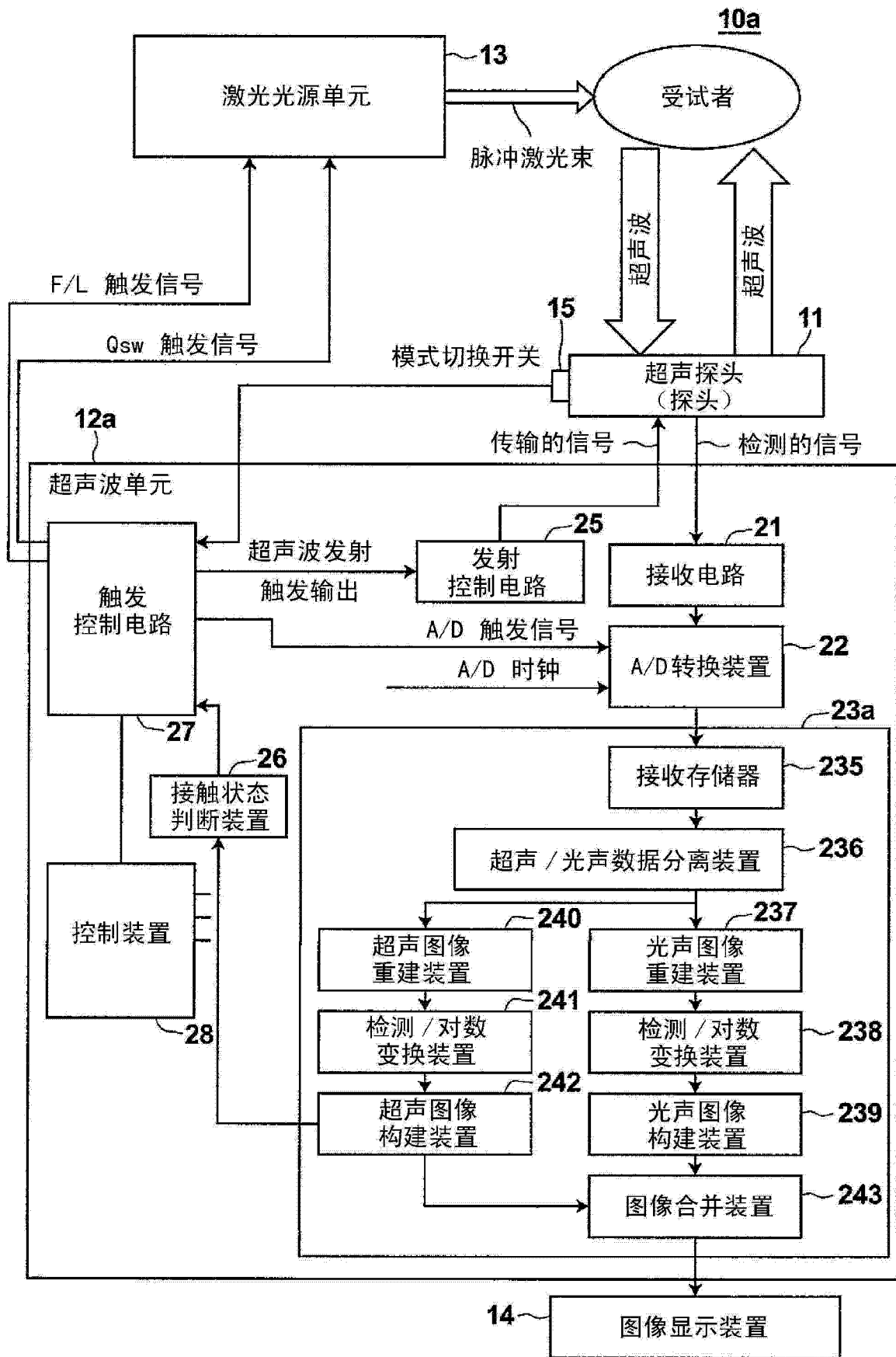


图 10

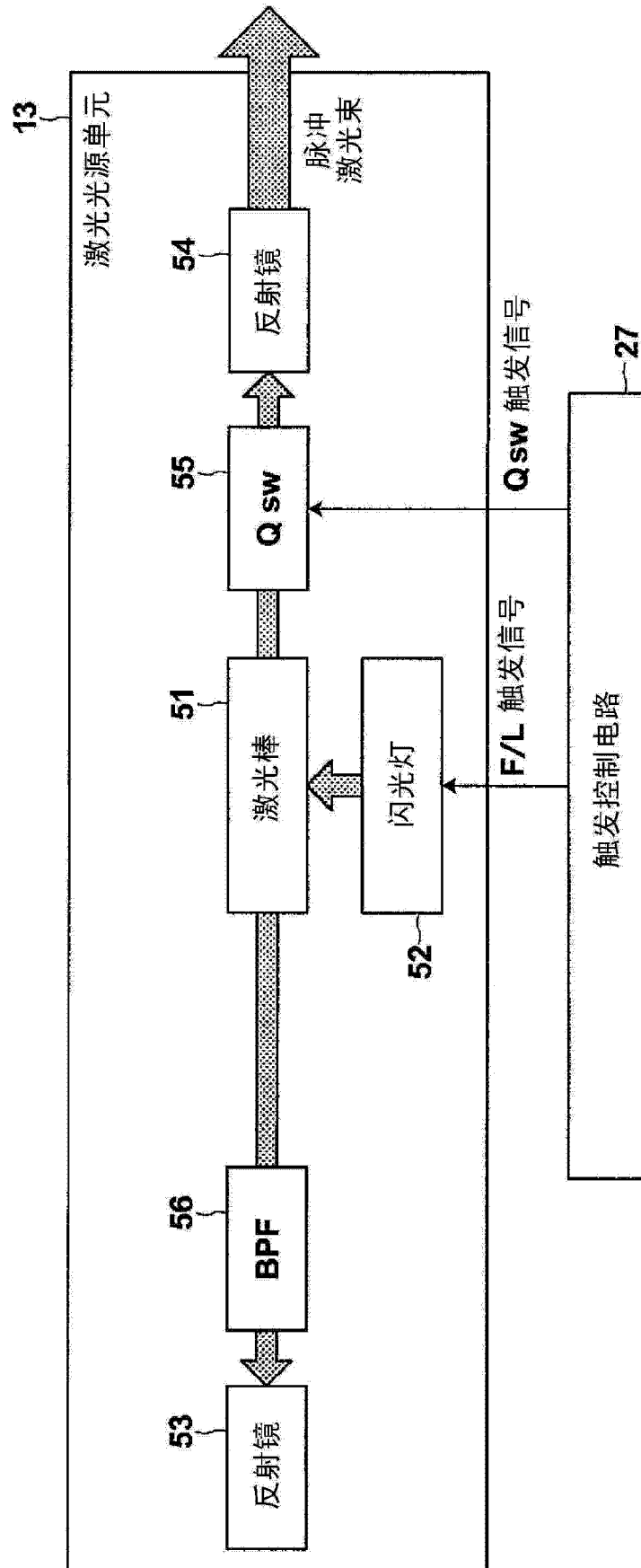


图 11

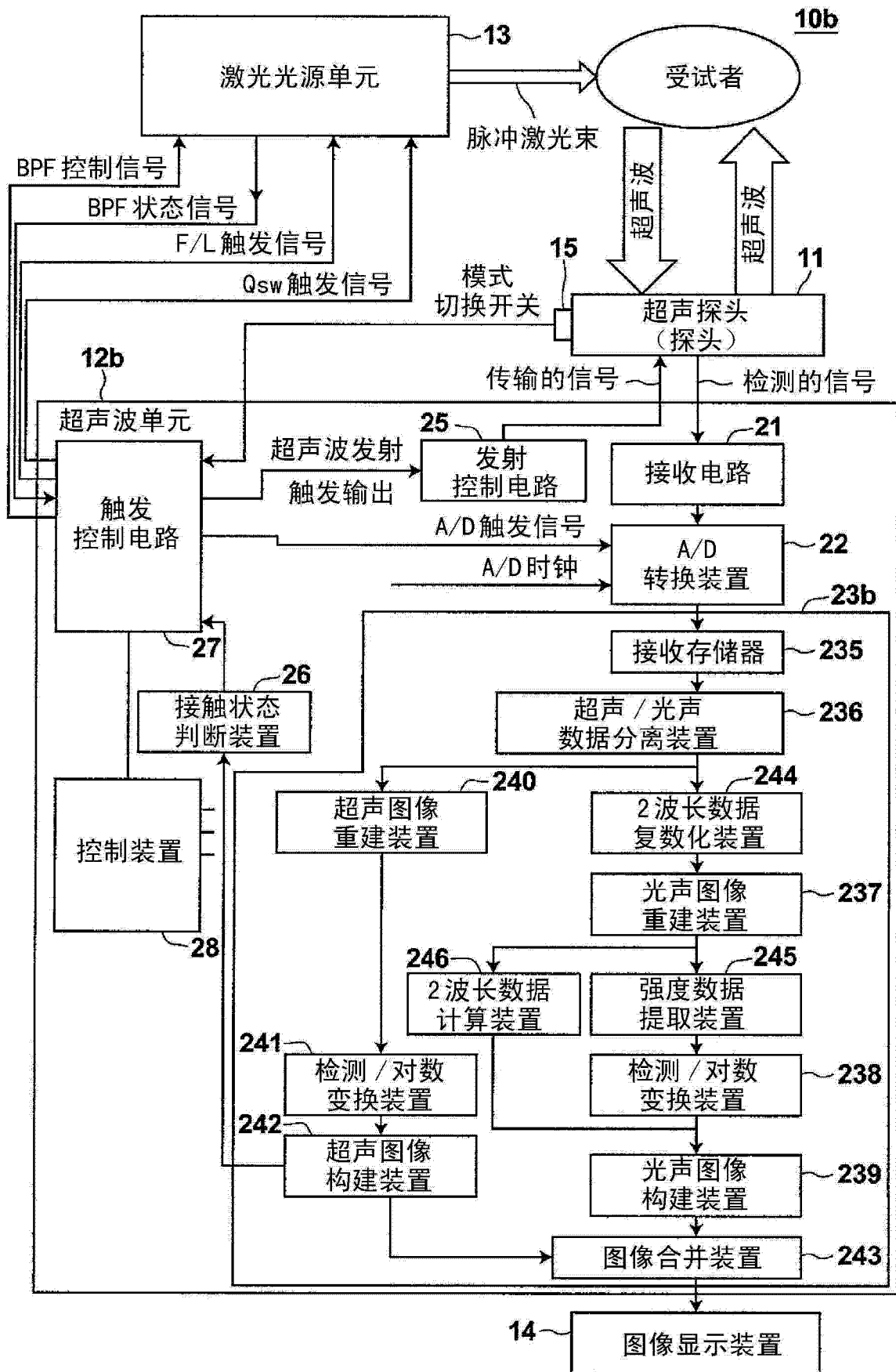


图 12

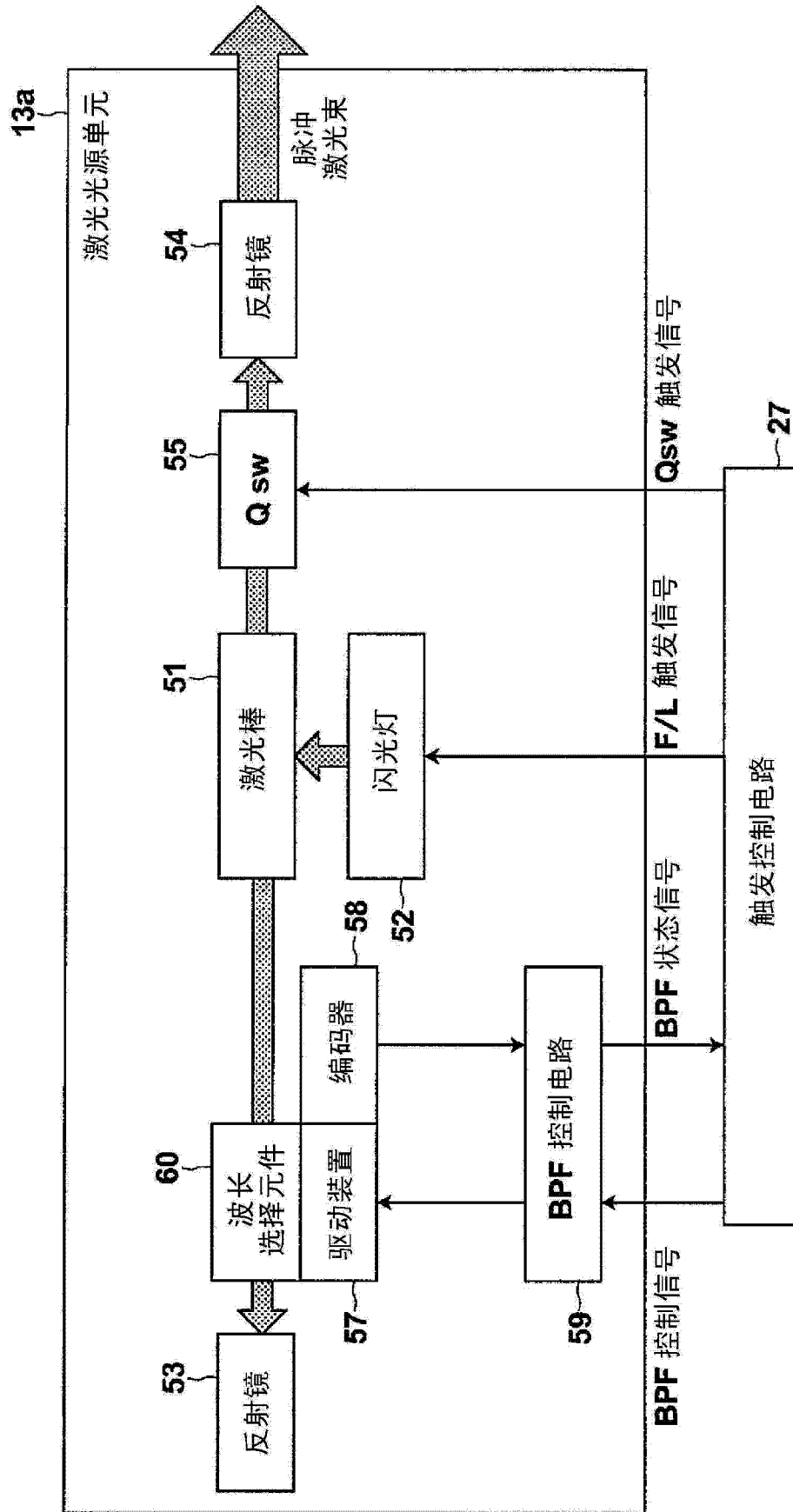


图 13

专利名称(译)	光声成像设备和光声成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103402436A</a>	公开(公告)日	2013-11-20
申请号	CN201280009997.6	申请日	2012-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	广田和弘 辻田和宏		
发明人	广田和弘 辻田和宏		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00		
CPC分类号	A61B8/429 A61B5/0095 A61B5/0097 A61B5/6844 A61B5/14551 G01N29/2418		
代理人(译)	纪晓峰		
优先权	2011279154 2011-12-21 JP 2011035560 2011-02-22 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

在不提供另外的物理装置的情况下提高光声成像设备中对于人眼的安全性。[构造]探头(11)使向其导引的光束从激光单元(13)照射到受试者上，向所述受试者发射声波和从所述受试者接收声波。在生成光声图像前，探头(11)发射和接收声波。成像装置(23)基于超声波的接收结果生成反射的声波图像。接触状态判断装置(26)基于反射的声波图像判断探头(11)是否与所述受试者接触。当接触状态判断装置(26)判断探头(11)与所述受试者接触时，控制装置(24)输出激光振荡触发，并且使光束从探头(11)照射到所述受试者上。

