



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108095689 A

(43)申请公布日 2018.06.01

(21)申请号 201711165314.7

(22)申请日 2017.11.21

(30)优先权数据

2016-229315 2016.11.25 JP

2017-154457 2017.08.09 JP

(71)申请人 佳能株式会社

地址 日本国东京都大田区下丸子3丁目30-2

(72)发明人 阿部直人

(74)专利代理机构 北京怡丰知识产权代理有限公司 11293

代理人 迟军 李艳丽

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

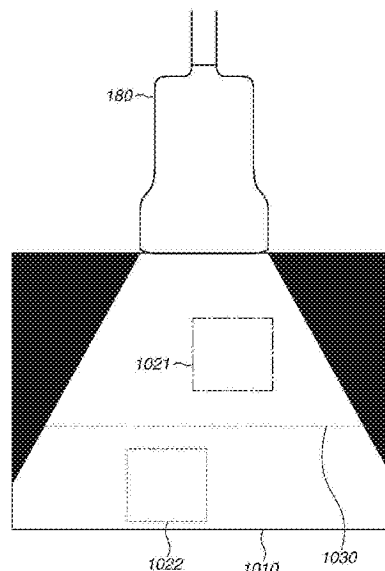
权利要求书2页 说明书17页 附图9页

(54)发明名称

光声装置、信息处理方法及存储程序的非暂时性存储介质

(57)摘要

本发明涉及光声装置、信息处理方法及存储程序的非暂时性存储介质。本发明旨在提供一种用于在限制诊断能力的劣化的情况下适当地显示用于辅助诊断的光声图像的装置和方法。根据本发明的信息处理方法包括：通过向被检体发送超声波/从被检体接收超声波来显示超声图像；当正在显示超声图像时，将超声图像的局部区域设置为关注区域；根据关注区域，设置光照射条件，所述光照射条件包括对被检体的照射光的光量和重复频率；以及接收在光照射条件下通过光照射到被检体而产生的光声波并显示与关注区域相对应的区域的光声图像。



1. 一种信息处理方法,所述信息处理方法包括:
显示通过向被检体发送超声波以及接收从被检体反射的超声波而生成的超声图像;
当正在显示超声图像时,将超声图像的局部区域设置为关注区域;
根据关注区域,设置光照射条件,所述光照射条件包括对被检体的照射光的光量和重复频率;以及
基于通过在光照射条件下对被检体的光照射而产生的光声波,显示与关注区域相对应的区域的光声图像。
2. 根据权利要求1所述的信息处理方法,其中,在超声图像上叠加与关注区域相对应的区域的光声图像。
3. 根据权利要求1所述的信息处理方法,其中,将基于用户指令在所述超声图像中指定的区域设置为关注区域。
4. 根据权利要求1所述的信息处理方法,其中,将与关注区域相对应的区域的光声图像显示为运动图像。
5. 根据权利要求4所述的信息处理方法,其中,通过使用所述重复频率作为运动图像的刷新频率,来将所述光声图像显示为运动图像。
6. 根据权利要求1所述的信息处理方法,其中,根据光照射到所述被检体的位置与所述关注区域之间的距离来设置所述光照射条件。
7. 根据权利要求6所述的信息处理方法,所述信息处理方法还包括:
当所述距离小于预定值时,将第一光量和第一重复频率设置为所述光照射条件;以及
当所述距离大于预定值时,将大于所述第一光量的第二光量和低于所述第一重复频率的第二重复频率设置为所述光照射条件。
8. 根据权利要求6所述的信息处理方法,其中,所述光照射条件被设置为使得随着所述距离增大,光量增大并且重复频率减小。
9. 根据权利要求1所述的信息处理方法,其中,根据关注区域来设置光照射条件,所述光照射条件包括照射光对被检体的照射范围。
10. 一种存储程序的非暂时性存储介质,所述程序用于使计算机执行根据权利要求1所述的信息处理方法。
11. 一种光声装置,所述光声装置包括:
探头,其被构造为通过向被检体发送超声波以及接收从被检体反射的超声波来输出超声波信号;
生成单元,其被构造为通过使用所述超声波信号来生成超声图像数据;以及
控制单元,其被构造为通过使用所述超声图像数据,来控制显示单元显示超声图像,其中,所述控制单元被配置为:
当显示超声图像时,生成将关注区域指示为超声图像的局部区域的信息;以及
通过使用指示关注区域的信息来生成指示光照射条件的信息,所述光照射条件包括对被检体的照射光的光量和重复频率,
其中,所述探头被配置为:
基于指示光照射条件的信息,用满足光照射条件的光来照射被检体;以及
接收通过光照射到被检体而产生的光声波,并输出光声信号,

其中,所述生成单元被配置为:

通过使用光声信号来生成光声图像数据,并且

其中,所述控制单元被配置为:

控制显示单元通过使用指示关注区域的信息和光声图像数据来显示与关注区域相对应的区域的光声图像。

12. 根据权利要求11所述的光声装置,其中,所述控制单元控制所述显示单元在所述超声图像上以叠加方式显示与关注区域相对应的区域的光声图像。

13. 根据权利要求11所述的光声装置,其中,所述控制单元基于经由输入单元的用户指令,从所述输入单元获取指示关注区域的信息。

14. 根据权利要求11所述的光声装置,

其中,所述探头进一步被配置为:

基于指示光照射条件的信息,以重复频率对被检体进行多次光照射;以及接收通过对被检体的多次光照射所产生的光声波,并输出光声信号,

其中,所述生成单元被配置为:

通过使用所述光声信号生成多个帧的光声图像数据,并且

其中,所述控制单元被配置为:

控制显示单元通过使用所述多个帧的光声图像数据来以运动图像形式显示与关注区域相对应的区域的光声图像。

15. 根据权利要求14所述的光声装置,其中,所述控制单元通过使用所述重复频率作为刷新频率,来以运动图像形式显示所述光声图像。

16. 根据权利要求11所述的光声装置,其中,所述控制单元被配置为:

通过使用指示关注区域的信息,生成指示光照射到所述被检体的位置与所述关注区域之间的距离的信息;以及

通过使用指示所述距离的信息来设置光照射条件。

17. 根据权利要求16所述的光声装置,其中,所述控制单元被配置为:

通过使用指示所述距离的信息,将所述距离与预定值进行比较;

当所述距离小于所述预定值时,将第一光量和第一重复频率设置为所述光照射条件;以及

当所述距离大于所述预定值时,将大于所述第一光量的第二光量和低于所述第一重复频率的第二重复频率设置为所述光照射条件。

18. 根据权利要求16所述的光声装置,其中,所述控制单元被配置为:使用指示所述距离的信息,来设置光照射条件,使得随着所述距离增大,光量增大并且重复频率减小。

19. 根据权利要求11所述的光声装置,其中,通过使用指示关注区域的信息和光声信号,生成单元生成与关注区域对应的区域的光声图像数据,并且不生成除了与关注区域对应的区域以外的区域的光声图像数据。

20. 根据权利要求11所述的光声装置,其中,所述探头包括:

发送/接收单元,其被构造为发送和接收超声波;

光源,其被构造为发射光;以及

接收单元,其被构造为接收由从光源发射的光所产生的光声波。

光声装置、信息处理方法及存储程序的非暂时性存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于由光声效应所产生的光声波来显示光声图像的装置和方法。

背景技术

[0002] 作为用于对生物体内的状态进行非侵入摄像的图像诊断装置,已知超声波诊断装置通过发送和接收超声波来生成超声图像。超声波诊断装置基于所发送的超声波的接收信号,即,发送波或反射波(超声波回波)来生成超声图像。

[0003] 另一方面,作为用于对生物体内的状态进行非侵入摄像的图像诊断装置,已知一种光声装置使用在用光照射的生物组织因发光能量而绝热地膨胀时所产生的超声波(光声波)。光声装置基于光声波的接收信号来生成光声图像。

[0004] 日本特开2012-196430号专利公报讨论了用于在检测反射超声波的操作模式与检测光声波的操作模式之间切换的开关。日本特开2012-196430号专利公报还讨论了通过使用该开关而在显示超声图像与叠加地显示超声图像和光声图像之间进行切换的技术。

发明内容

[0005] 假设在使用超声图像和光声图像的诊断中,将超声图像用作像常规超声波诊断装置那样的基本诊断图像,并且将光声图像显示为在基于超声图像的诊断中起到补充作用的图像。然而,从显示超声图像切换到叠加地显示超声图像和光声图像可能使诊断能力劣化。

[0006] 本发明致力于提供一种用于在抑制诊断能力的劣化的情况下,适当地显示用于辅助通过超声图像的诊断的光声图像的装置和方法。

[0007] 根据本发明的一个方面,根据本发明的光声装置显示通过向被检体发送超声波以及接收从被检体反射的超声波而生成的超声图像;当正在显示超声图像时,将超声图像的局部区域设置为关注区域;根据关注区域,设置光照射条件,所述光照射条件包括对被检体的照射光的光量和重复频率;以及接收在光照射条件下通过光照射到被检体而产生的光声波并显示与关注区域相对应的区域的光声图像。

[0008] 从以下参照附图对示例性实施例的描述,本发明的其它特征将变得清楚。

附图说明

[0009] 图1是例示在超声图像上设置的关注区域的示意图。

[0010] 图2是例示根据示例性实施例的光声装置的框图。

[0011] 图3是例示根据示例性实施例的手持式探头的示意图。

[0012] 图4是例示根据示例性实施例的计算机和外围设备构造的框图。

[0013] 图5是例示根据示例性实施例的图像显示方法的流程图。

[0014] 图6A和图6B是根据示例性实施例的时序图。

[0015] 图7是例示在超声图像上设置的关注区域的另一示例的示意图。

[0016] 图8是例示根据示例性实施例的存储数据的框图。

[0017] 图9A、图9B和图9C是根据示例性实施例的其他时序图。

具体实施方式

[0018] 本发明涉及用于通过光照射获取与照射目标有关的信息的装置。更具体地,本发明涉及用于获取源自于通过光照射而产生的光声波的光声图像数据的装置。根据本发明的由光声效应而产生的声波通常是超声波,并且包括音波(sound wave)、声波和光声波。

[0019] 根据本发明的光声图像数据在概念上包括源自于通过光照射而产生的光声波的所有图像数据。例如,光声图像数据表示至少一个被检体信息的空间分布,该被检体信息包括光声波产生声压(初始声压)、光吸收能量密度、光吸收系数和被检体的构成物的密度(诸如,氧饱和度)。基于通过具有多个不同波长的光照射而产生的光声波所获取的被检体信息是诸如被检体的构成物的密度等的光谱信息。光谱信息可以是氧饱和度,利用诸如吸收指数等的强度所加权的氧饱和度、总血红蛋白浓度、氧合血红蛋白浓度或脱氧血红蛋白浓度。光谱信息可以是葡萄糖浓度、胶原浓度、黑色素浓度或者脂肪或水的体积分数。

[0020] 由根据本示例性实施例的装置而获得的超声图像数据包括诸如B模式图像、多普勒图像和弹性成像图像等的至少一条图像数据。超声图像概念上包括通过发送和接收超声波而获得的所有图像。

[0021] 图1是例示通过使用包括能够发送和接收超声波的换能器的探头180来生成超声图像1010的状态的示意图。图1所示的探头180包括光源和能够接收被构造为生成光声图像的光声波的换能器。

[0022] 以下考虑用户确认在显示器上显示的超声图像1010,并且诊断疑似肿瘤的关注区域的情况。此外,以下考虑在确认超声图像1010中的关注区域之后,用户期望与关注区域相对应的光声图像的情况。如果在相同的光照射条件下对显示有超声图像1010的整个范围进行摄像,则在某一位置可能无法显示合适的光声图像。更具体地,当在显示有超声图像1010的整个范围上,将光声图像叠加在超声图像1010上时,可能无法显示适合于各个位置的运动图像。以下考虑与刷新频率同步地确定照射光的重复频率的情况(例如,刷新频率与照射光的重复频率一致的情况)。

[0023] 例如,当通过优先考虑图像显示的刷新频率来增加照射光的重复频率时,需要考虑到来自光源的发热和最大容许辐射量(Maximum Permissible Exposure, MPE)而减少照射光的光量。在这种情况下,在距离探头180的距离(距离光照射位置的距离)短的位置,可以以高刷新频率显示具有足够图像质量的运动图像。另一方面,在距离探头180的距离较长的位置,以高刷新频率更新图像,并且运动图像可以提供低的诊断能力。这是因为照射光的光量不足,因此各个帧的图像质量低。将照射光的光量(以下也称为照射光量)定义为以焦耳(J)为单位的每脉冲的光能量的总量。因此,照射光的以瓦特(W)为单位的平均功率由照射光量乘以每秒的发光次数表示。一个脉冲光包括光强度按方波形式随时间变化的光、按三角波形式变化的光、按正弦波形式变化的光、以及按所有其他波的形式变化的光。参照图1,将距离探头180的距离定义为从探头180的与摄像目标物体接触的面到纸面向下方向的各个位置的距离。

[0024] 通常,较大的照射光量可以产生较大的声波,从而提高光声波的接收信号的信噪(S/N)比。结果,可以获得具有高的显示图像质量的光声图像数据。然后,当通过优先考虑距

离探头180远的位置的图像质量来增加照射光量时,需要考虑到来自光源的发热和MPE而减小照射光的重复频率。当关注区域不在距离探头180的远的位置时,距离探头180近的位置处的刷新频率变得不必要地低,这可能导致诊断能力的劣化。

[0025] 因此,本发明的发明人发现,当显示超声图像时,设置经受光声图像显示的关注区域,并且基于指示关注区域的信息来设置光照射条件。然后,发明人发现,通过在以这种方式设置的光照射条件下进行光照射,选择性地显示与关注区域对应的区域的光声图像。指示关注区域的信息可以是关注区域表示为函数的信息、表示关注区域的坐标的信息、以及以任何方式表示的其他信息,只要可以定义关注区域即可。

[0026] 更具体地,当用户指定所显示的超声图像中的关注区域,并且指定的关注区域接近探头180(关注区域被设置为接近被检体上的光照射位置)时,照射光量减少,并且重复频率增加。另一方面,当指定的关注区域远离探头180时,照射光量增加并且重复频率降低。

[0027] 例如,在图1所示的虚线1030上,当关注区域设置得比虚线1030更近时,照射光量减少,并且重复频率增加。当关注区域设置得比虚线1030更远时,照射光量增加并且重复频率降低。例如,确定如图1所示的关注区域1021被设置为接近探头180。另一方面,确定关注区域1022被设置为远离探头180。当边界被包括在关注区域中时,可以确定关注区域被定位在远的位置。还可以参照关注区域的中心确定关注区域是否位于远的位置。更具体地,还可以根据关注区域的中心与边界之间的位置关系来确定关注区域是否位于远的位置。还可以参照关注区域的距离探头180最远的位置来确定关注区域是否位于远的位置。更具体地,还可以根据关注区域距离探头180最远的位置与边界之间的位置关系,确定关注区域是否位于远的位置。

[0028] 在可假设的模式中,光声图像以预定刷新频率叠加在超声图像的整个范围上,并且在进行叠加之后,用户根据关注区域来调整光声图像的刷新频率。然而,在超声图像上叠加光声图像使得难以识别在超声图像中捕获的关注区域。另一方面,当用户正在调整刷新频率时,显示区域可能通过被检体的运动或探头180的抖动而从叠加光声图像之前所显示的区域改变。如果光声图像被叠加在超声图像的整个范围上,将难以识别显示区域的改变。

[0029] 为此,在超声图像的整个范围上叠加光声图像之后调整刷新频率的模式中,难以适当地调整关注区域的位置处的刷新频率。换句话说,在该方法中,难以适当地设置与刷新频率对应的光照射条件,例如,照射光的重复频率和照射光量。

[0030] 如果响应于像以前那样用超声图像进行基本诊断并且在局部确认关注区域的光声图像的需要而在整个范围上显示光声图像,则将附加地显示冗余信息,这可能使诊断能力劣化。

[0031] 下面将参照附图描述本发明的示例性实施例。然而,下面描述的元件的大小、材料、形状和相对布置不限于此,并且应依据本发明的装置的构造和其他各种条件,根据需要对其进行修改。本发明的范围不限于以下的描述。

[0032] (装置构造)

[0033] 下面将参照图2描述根据本示例性实施例的光声装置的构造。图2是示意性地例示光声装置的整体构造的框图。根据本示例性实施例的光声装置包括探头180(光照射单元110和发送/接收单元120),信号收集单元140,计算机150,显示单元160,输入单元170和电源单元190。

[0034] 当光照射单元110用光照射被检体时,从被检体产生声波。由光引起的光声效应所产生的声波也被称为光声波。电源单元190供给用于驱动光照射单元110的光源的电力。发送/接收单元120接收光声波并输出电信号(光声信号)作为模拟信号。

[0035] 信号收集单元140将从发送/接收单元120输出的模拟信号转换为数字信号,并将数字信号输出到计算机150。计算机150将从信号收集单元140输出的数字信号存储为源自于光声波的信号数据。

[0036] 计算机150对所存储的数字信号进行处理(下文描述)以生成图像数据。在完成用于显示所获得的图像数据的图像处理时,计算机150将图像数据输出到显示单元160。显示单元160显示光声图像。作为用户的医生或工程师可以通过确认在显示单元160上显示的光声图像来进行诊断。基于来自用户或计算机150的存储指令,将显示图像存储在计算机150中的存储器或经由网络与医疗器械(modality)连接的数据管理系统中。

[0037] 作为用于将信号数据转换为三维体数据的重构算法,可以采用时域中的反投影方法、傅立叶域中的反投影方法、模型库方法(重复计算(repetitive calculation)方法)以及任何其它方法。时域中的反投影方法的示例包括通用反投(UBP)、滤光反投影(FBP)和延迟求和。

[0038] 计算机150还控制光声装置中包括的部件的驱动。除了由计算机150生成的图像之外,显示单元160还可以显示图形用户界面(GUI)。输入单元170被构造为使得用户能够输入信息。用户可以通过使用输入单元170进行用于发出开始和结束测量的指令以及存储生成的图像的指令的操作。

[0039] 图3是例示根据本示例性实施例的手持式探头180的示意图。探头180包括光照射单元110、发送/接收单元120和壳体181。壳体181是用于容纳光照射单元110和发送/接收单元120的外壳。用户可以通过保持壳体181来将探头180用作手持式探头。光照射单元110包括光源111,用于透射从光源111产生的光的光学系统112以及用于驱动光源111的驱动电路114。从光照射单元110的光学系统112的发射端113发射光。在图3所示的光学系统112中,用于从诸如发光二极管(LED)和激光器二极管(LD)等的光源111产生光的探头180经由线缆182与信号收集单元140、计算机150和电源单元190连接。线缆182包括用于从电源单元190向驱动电路114供给电力的配线。线缆182还包括用于从控制单元153向驱动电路114发送用于控制照射光量和发光定时的控制信号的配线。线缆182包括用于向信号收集单元140输出作为发送/接收单元120的输出信号的模拟信号的配线。线缆182可以配设有连接器,以使得探头180能够与光声装置和其它部件断开。根据本示例性实施例,驱动电路114和电源单元190的组合构造等同于用于向光源111供给电力的供给单元。换句话说,根据本示例性实施例的供给单元包括驱动电路114和电源单元190。

[0040] 根据本示例性实施例的探头180可以是没有线缆182的无线手持式探头180。在这种情况下,电源单元190可以包括在探头180中,并且可以在探头180与其他部件之间无线地发送和接收各种信号。然而,如果电源单元190包括在探头180中,则因电源单元190中的电力消耗而产生的热量,壳体181中的发热量增加。因此,为了限制壳体181中的温度升高,可以将电源单元190配置于壳体181的外部。此外,可以将驱动电路114中的提供大功率消耗和大发热量的部分部件配置于壳体181的外部。

[0041] 下面将详细描述根据本示例性实施例的光声装置的各个部件。

[0042] (光照射单元110)

[0043] 光照射单元110包括光源111、光学系统112和驱动电路114。

[0044] 光源111可以包括LD和LED中的至少一个。光源111可以是具有可变波长的光源。

[0045] 由光源111发射的光的脉冲宽度可以在大于等于1ns并且小于等于1000ns的范围内。光的波长可以在约400nm至1600nm的范围内。当以高分辨率对血管进行摄像时,可以使用被血管大部分吸收的波长(大于等于400nm且小于等于700nm)。当对生物体的深部进行摄像时,可以使用通常几乎不被生物体的背景组织(例如,水和脂肪)吸收的波长的光(700nm至1100nm)。一个脉冲光包括光强度按方波形式随时间变化的光、按三角波形式变化的光、按正弦波形式变化的光、以及按所有其他波的形式变化的光。

[0046] 光源111可以是按照1MHz或更高的频率的锯齿驱动波形(驱动电流)发光的LD或LED。

[0047] 光学系统112可以是诸如透镜、反射镜和光纤等的光学元件。当被检体是乳房时,光学系统112的发光部分可以包括用于使光漫射的漫射板,以用具有扩大的光束直径的脉冲光照射被检体。另一方面,在光声显微镜中,光学系统112的发射端113可以包括透镜,以用聚焦的光束照射被检体,从而提高分辨率。不包括光学系统112的光照射单元110可以用直接来自光源111的光照射被检体。

[0048] 驱动电路114是通过使用来自电源单元190的电力来生成用于驱动光源111的驱动电流的电路。

[0049] (发送/接收单元120)

[0050] 发送/接收单元120包括用于接收声波并输出电信号的换能器以及用于支撑换能器的支撑构件。发送/接收单元120也可以发送声波。

[0051] 换能器可以由诸如由锆钛酸铅(PZT)表示的压电陶瓷材料和由聚偏二氟乙烯(PVDF)表示的压电聚合物膜材料制成。可以使用压电元件以外的元件。例如,可以使用电容式微加工超声传感器(CMUT)或使用法布里-珀罗干涉仪的换能器。可以使用任何其它类型的换能器,只要可以通过接收声波来输出电信号即可。由换能器获取的信号是时间分辨信号(time-resolved signal)。更具体地,由换能器获取的信号的振幅表示基于每次由换能器接收的声压的值(例如,与声压成比例的值)。

[0052] 通常,光声波的频率分量的范围为100kHz至100MHz。可以使用能够检测这些频率的换能器。

[0053] 作为支撑构件,多个换能器可以布置在被称为1D阵列,1.5D阵列,1.75D阵列或2D阵列的平坦的或弯曲的面中。

[0054] 发送/接收单元120可以包括用于放大从换能器输出的时间序列模拟信号的放大器。发送/接收单元120还可以包括用于将从换能器输出的时间序列模拟信号转换为数字信号的模数(A/D)转换器。更具体地,发送/接收单元120可以包括信号收集单元140(下面描述)。

[0055] 为了能够以各种角度检测声波,理想地,换能器可以被布置成使得从圆周的所有方向包围被检体。然而,如果换能器不能被布置成使得从圆周的所有方向包围被检体,换能器可以布置在半球形支撑构件上以从圆周的所有方向大致包围被检体。换能器的数量和支撑构件的形状可以根据被检体进行优化。根据本发明可以采用任何类型的发送/接收单元

120。

[0056] 发送/接收单元120与被检体之间的空间可以填充有可以传播光声波的介质。可以用作该介质的材料需要满足以下条件：声波可以在其中传播；声学特性在被检体与换能器之间的界面处匹配，并且光声波透过率尽可能高。例如，可以采用水和超声波凝胶作为介质。

[0057] 可以单独准备用于发射超声波的换能器和用于接收声波的换能器。用于发送超声波的换能器和用于接收声波的换能器可以是相同的换能器。可以单独准备用于发送和接收超声波的换能器和用于接收光声波的换能器。用于发送和接收超声波的换能器和用于接收光声波的换能器可以是相同的换能器。

[0058] (信号收集单元140)

[0059] 信号收集单元140包括用于放大从发送/接收单元120输出的电信号(模拟信号)的放大器和用于将从放大器输出的模拟信号转换为数字信号的A/D转换器。信号收集单元140可以包括现场可编程门阵列(FPGA)芯片。从信号收集单元140输出的数字信号存储在计算机150中的存储单元152中。信号收集单元140也被称为数据采集系统(DAS)。在本说明书中，电信号概念上包括模拟信号和数字信号。信号收集单元140与附装在光照射单元110的发光部分的光检测传感器连接，并且可以与作为触发(trigger)的、来自光照射单元110的发光同步地开始处理。信号收集单元140还可以通过使用冻结按钮(freeze button)作为触发而与发出指令同步地开始处理。

[0060] 探头180可以包括信号收集单元140，信号收集单元140包括放大器和模数转换器(ADC)。换句话说，信号收集单元140可以配置在壳体181中。这种构造使得可以在手持式探头180与计算机150之间数字地交换信息，从而提高抗噪声性。与发送模拟信号的情况相比，使用高速数字信号使得能够减少线缆数量并提高手持式探头180的可操作性。

[0061] (计算机150)

[0062] 作为信息处理单元的计算机150包括计算单元151、存储单元152和控制单元153。以下将在流程图的处理的描述中描述这些部件的功能。

[0063] 作为计算单元151的、负责计算功能的单元包括诸如中央处理单元(CPU)和图形处理单元(Graphics Processing Unit, GPU)等的处理器，以及诸如现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array, FPGA)芯片等的计算电路。这些单元不仅可以包括单个处理器和单个计算电路，而且可以包括多个处理器和多个计算电路。计算单元151可以从输入单元170接收诸如被检体声速和保持单元构造等的各种参数，并且进行对所接收的信号的处理。

[0064] 存储单元152可以包括只读存储器(ROM)和诸如磁盘和闪存等的非暂时性存储介质。存储单元152可以是诸如随机存取存储器(RAM)等的易失性介质。存储程序的存储介质是非暂时性存储介质。存储单元152不仅包括一个存储介质，而且包括多个存储介质。

[0065] 存储单元152可以存储由计算单元151生成的光声图像数据。存储单元152还可以存储基于光声图像数据的显示图像。

[0066] 控制单元153包括诸如CPU等的计算元件。控制单元153控制光声装置的各个部件的操作。控制单元153可以例如经由来自输入单元170的开始测量的操作，来响应于指令信号控制光声装置的各个部件。控制单元153读取存储在存储单元152中的程序代码，并控制光声装置的各个部件的操作。

[0067] 计算机150可以是专门设计的工作站。计算机150的部件可以包括不同的硬件构造。计算机150的部件的至少一部分可以包括单个硬件构造。

[0068] 图4例示了根据本示例性实施例的计算机150的构造的示例。根据本示例性实施例的计算机150包括CPU 154, GPU 155, RAM 156, ROM 157和外部存储设备158。作为显示单元160的液晶显示器161以及作为输入单元170的鼠标171和键盘172连接到计算机150。

[0069] 计算机150和发送/接收单元120可以被容纳在共同的壳体中。容纳在壳体中的计算机可以进行一部分信号处理,并且配设在壳体外部的计算机可以进行剩余的信号处理。在这种情况下,配设在壳体内部和外部的计算机统称为根据本示例性实施例的计算机。更具体地,构造计算机的硬件不需要被容纳在一个壳体中。

[0070] (显示单元160)

[0071] 显示单元160是液晶显示器或有机电致发光 (EL) 显示器。显示单元160是用于显示从计算机150获取的、基于被检体信息的图像和特定位置的数值的装置。显示单元160可以显示用于操作图像和装置的GUI。在显示被检体信息之前,显示单元160或计算机150可以对被检体信息进行图像处理(诸如,辉度值的调整等)。

[0072] (输入单元170)

[0073] 作为输入单元170,可以采用包括用户可操作的鼠标和键盘的操作控制台。显示单元160可以包括触摸面板,并且可以用作输入单元170。

[0074] 光声装置的部件可以被构造为分离的装置或者可以一体化地构造为一个装置。此外,光声装置的至少一部分部件可以一体化地构造为一个装置。

[0075] (电源单元190)

[0076] 电源单元190是用于产生电力的电源。电源单元190向光照射单元110的驱动电路114供给电力。由电源单元190供给的电力被驱动电路114和光源111消耗,伴随发光和发热。可以使用直流 (DC) 电源作为电源单元190。电源单元190可以被构造为一次电池、可充电电池或任何其他类型的电池。如果电源单元190被构造为电池,则电源单元190可以以节省空间的方式被容纳在探头180中。驱动电路114和电源单元190可以由计算机150中的控制单元153控制。探头180可以包括用于控制电源单元190和驱动电路114的控制单元。

[0077] (被检体)

[0078] 被检体不构造光声装置,但将在下面描述被检体。根据本示例性实施例的光声装置可以用于诊断人类和动物的恶性肿瘤和血管疾病以及化学治疗的跟踪观察。因此,假设生物体的诊断的目标部位,更具体地,人体和动物体的乳房、内脏器官、血管网、头部、颈部、腹部和四肢(包括手指和脚趾)作为被检体。例如,当人体是测量目标时,目标光吸收体可以是氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白、含有大量这些物质的血管、或在肿瘤附近形成的新血管。目标光吸收体可以是颈动脉壁的斑块。光吸收体可以是诸如亚甲基蓝 (MB) 和靛青绿 (ICG) 的色素、金微粒或从外部引入并通过使这些物质积聚或化学改性而形成的材料。观察目标可以是穿刺针或者涂敷到穿刺针的光吸收体。

[0079] 下面将参照图5所示的流程图描述根据本示例性实施例的、用于控制实现包括图像显示方法的信息处理方法的装置的方法。

[0080] (S100:确定是否发出开始摄像的指令的处理)

[0081] 控制单元153可以接收用于开始对超声图像进行摄像的指令。当控制单元153接收

到用于开始摄像的指令时(步骤S100中为“是”),处理进入步骤S200。

[0082] 当用户经由输入单元170发出用于开始对超声图像进行摄像的指令时,控制单元153从输入单元170接收指示用于开始摄像的指令的信息。例如,当用户按下配设在探头180上、用于开始摄像的开关时,控制单元153从输入单元170接收指示用于开始摄像的指令的信息。

[0083] (S200:显示超声图像的处理)

[0084] 在接收到指示开始摄像的指令的信息时,控制单元153进行以下设备控制。

[0085] 发送/接收单元120通过向被检体发送超声波/从被检体接收超声波来输出超声波信号。信号收集单元140对超声波信号进行AD转换处理,并将处理的超声波信号发送到计算机150。作为数字信号的超声波信号被存储在存储单元152中。计算单元151对超声波信号进行诸如延迟(Delay)并求和(Sum)等的重构处理,以生成超声图像。存储在存储单元152中的超声波信号可以在生成超声图像的定时被删除。作为显示控制单元的控制单元153将生成的超声图像发送到显示单元160,并且控制显示单元160显示超声图像。控制单元153重复进行上述处理以更新显示单元160上显示的超声图像,使得可以以运动图像形式显示超声图像。在这种情况下,控制单元153发送超声波并接收所发送超声波的反射波。该接收信号被称为超声波信号。

[0086] 例如,控制单元153将图1所示的超声图像1010发送到显示单元160,并且控制显示单元160以运动图像形式显示超声图像1010。

[0087] 如果要把当前以运动图像形式显示在显示单元160上的所有超声图像存储在存储单元152中,则存储数据量将是庞大的。因此,在更新显示图像的定时,可以从存储单元152删除先前显示的超声图像。

[0088] (S300:设置关注区域的处理)

[0089] 当显示超声图像时,作为关注区域设置单元的控制单元153获取指示关注区域的信息,并且基于该信息设置关注区域。例如,当显示超声图像时,控制单元153接收指示由用户指定的关注区域的信息,并且基于该信息设置关注区域。更具体地,如图1所示,用户可以通过使用输入单元170来在超声图像1010中指定指示关注区域的区域,并且控制单元153可以获取指示关注区域的信息。用户可以通过使用输入单元170来指定具有任意形状、大小和位置的区域,并且控制单元153可以将指定的区域设置为关注区域。用户可以指定具有预定形状和大小的区域的位置,并且控制单元153可以将该指定位置的具有预定形状和大小的区域设置为关注区域。用户可以指定大小和位置,并且控制单元153可以将具有指定了大小和位置的预定形状的区域设置为关注区域。用户可以通过使用输入单元170指定与超声图像的坐标系(由探头180的位置和倾斜度所定义的坐标系)中的关注区域相对应的坐标值,以设置由指定的坐标值所指示的关注区域。

[0090] 控制单元153可以通过对在步骤S200中生成的超声图像数据进行图像处理来设置关注区域。例如,计算单元151基于用户指令或检查顺序接收关注区域的信息。计算单元151从存储单元152读取与关注区域相对应的预存储的图像模式(image pattern),并计算该图像模式与在步骤S200中生成的超声图像数据中的多个区域之间的相关性。计算单元151将计算出的相关性高于阈值的区域确定为关注区域,并将指示关注区域的信息存储在存储单元152中。

[0091] (S400:设置光照射条件的处理)

[0092] 作为照射条件设置单元的控制单元153基于在步骤S300中设置的关注区域来设置光照射条件,光照射条件包括由光照射单元110发射的光的照射光量和重复频率。例如,控制单元153计算设置的关注区域与探头180之间的距离,并且基于计算出的距离来设置照射单元110发射的光的照射光量和重复频率。控制单元153可以设置光照射条件,使得随着距离的增大,由光照射单元110发射的光的照射光量增大并且其重复频率减小。

[0093] 控制单元153可以确定距离是小于预定值还是大于预定值,并且改变照射光量和重复频率的设置值。更具体地,控制单元153可以从多个光照射条件模式(light irradiation condition pattern)中来设置与设置的关注区域相对应的光照射条件。下面将参照图6A和图6B描述用于设置光照射条件的这种方法的示例。图6A和图6B是例示发光、光声波接收、图像生成和图像显示的定时的时序图。在图6A和图6B所示的时序图中,图像显示的刷新频率与光照射的重复频率一致。

[0094] 当控制单元153确定距离大于预定值时,如在图6A中的“发光”所指示的,控制单元153将照射光量设置为 I_1 [J],并将重复频率设置为 $1/T_1$ [Hz]。另一方面,当控制单元153确定距离小于预定值时,如图6B中的“发光”所指示的,控制单元153将照射光量设置为大于 I_1 [J]的 I_2 [J],并将重复频率设置为低于 $1/T_1$ [Hz]的 $1/T_2$ [Hz]。在这种情况下,将与图1所示的从探头180到虚线1030的距离相等的值设置为预定值。

[0095] 尽管在该示例中,参照两个不同的光照射条件模式其中的一个预定值来设置光照射条件,但也可以从三个或更多个不同的光照射条件模式中选择光照射条件。在这种情况下,可以设置两个或更多个参照值,并且可以依据从探头180到关注区域的距离包括在哪个数值范围内来设置光照射条件。关注区域的位置可以参照关注区域的中心来设置或参照关注区域的距离探头180最远的位置来设置。

[0096] (S500:显示光声图像的处理)

[0097] 控制单元153将指示在步骤S400中设置的光照射条件的信息(控制信号)发送到光照射单元110。例如,在接收到控制信号时,驱动电路114向光源111供给电力,使得光源111进行图6A和图6B所示的“发光”。被供给电力的光源111在图6A和图6B所示的“发光”的定时发光,经由光学系统112从发射端113发射光,并且用光照射被检体。

[0098] 发送/接收单元120在图6A和图6B所示的“接收”的定时接收由光照射产生的光声波,并输出光声信号。信号收集单元140对光声信号进行AD转换处理,并将处理的光声信号发送到计算机150。作为数字信号的光声信号被存储在存储单元152中。

[0099] 作为生成单元的计算单元151在图6A和图6B所示的“图像生成”的定时,对光声信号进行诸如通用反投影(UBP)等的重构处理,以生成光声图像数据。光声图像数据的图像生成区域可以是与步骤S300中设置的关注区域对应的区域或与超声图像的显示区域对应的区域。不必生成对应于与关注区域对应的区域以外的区域的光声图像数据。图像生成区域可以覆盖关注区域存在的深度(距离探头180或光照射位置的距离)。换句话说,计算单元151可以接收指示关注区域的信息,并且基于该信息来确定图像生成区域。可以在生成光声图像数据的定时删除存储在存储单元152中的光声信号。计算单元151通过使用由多次光照射产生的光声波的接收信号来生成多个帧的光声图像数据。

[0100] 作为显示控制单元的控制单元153将生成的光声图像数据发送到显示单元160,并

且控制显示单元160基于光声图像数据来显示图像。在图6A和图6B所示的“图像显示”所指示的时间段期间,显示单元160基于生成的光声图像数据选择性地显示与在步骤S300中设置的关注区域相对应的区域的光声图像。控制单元153通过使用多个帧的光声图像数据在显示单元160上显示与关注区域相对应的光声图像的运动图像。

[0101] 当在步骤S400中基于关注区域设置图6A所示的光照射条件时,也在该处理中基于图6A所示的时序图执行信息处理。在图6A所示的显示模式中,图像1首先显示T1秒,然后图像2显示T1秒。同样地,图像3,图像4和图像5中的各个依次显示T1秒。控制单元153重复进行上述处理,从而以T1秒的间隔基于新的图像数据来更新图像显示。

[0102] 同时,当在步骤S400中基于关注区域设置图6B所示的光照射条件时,也在该处理中基于图6B所示的时序图执行信息处理。在图6B所示的显示模式中,图像1首先显示T2秒,然后图像2显示T2秒。重复进行上述处理,从而以T2秒的间隔基于新的光声图像数据来更新图像显示。

[0103] 在图6A所示的显示模式中,由于刷新频率高,所以重构处理所需的时间需要较短。具有计算机150的处理能力的简单改进版本的硬件也是可用的。在图6A所示的显示模式中,通过减少重构中的计算量,可以减少重构处理所需的时间。例如,可以通过粗略地设置重构的体素的间距、减少经受模数转换的分级数、或减少经受模数转换的频率,来减少数据量,从而减少计算量。

[0104] 在图6A所示的显示模式中,由于照射光量小,所以光几乎不会到达被检体内部的深部。更具体地,到达发送/接收单元120的光声波当中的、以从光照射起较晚的定时到达发送/接收单元120的光声波提供低的可用性。因此,控制单元153可以通过设置短的模数转换时间(光声波接收时间)并因此减少数据项的数量,即,经受模数转换的数据量,来减少计算量。在这种情况下,也可以重构比图6B所示的显示模式更小的区域(达到足够的光量的区域)。在这种情况下,可以缩短光声波接收时间(等同于图6A和图6B所示的“接收”)和图像生成时间(等同于图6A和图6B所示的“图像生成”)二者。

[0105] 照射光量在图6A和图6B所示的显示模式之间不同。因此,在两个显示模式中,光声波产生声压和接收信号的振幅改变。结果,显示图像的亮度将改变。以这种方式显示重构图像会扰乱用户观察重构图像。

[0106] 由于根据显示模式确定光量设置值,所以预先知道在两个显示模式中产生的光声波的声压的比。因此,即使来自光源111的光量改变,计算机150也可以校正光量,使得基于光量设置值,图像数据的显示图像的亮度保持不变。校正目标可以是接收信号、图像数据或显示图像。下面考虑当图6B所示的显示模式改变为图6A所示的显示模式时,照射光量减少到三分之一的示例情况。在这种情况下,推定接收信号减少到三分之一。然后,控制单元153可以将用于放大发送/接收单元120的模拟输出(光声信号)的放大倍数增加三倍,将经受通过ADC的转换的电压范围减小到三分之一,或将由ADC转换的数字信号乘以3。通过这些处理中的至少一个,可以进行不管设置的光量值如何都使显示图像的亮度保持不变的處理。

[0107] 在图6A和图6B所示的显示模式中,每当进行一个脉冲光照射时,计算机150生成并显示光声图像数据。计算机150可以通过使用由多次脉冲光照射而得到的光声波的接收信号来生成并显示图像数据。更具体地,光源111的发光的重叠频率不需要与图像显示的刷新频率一致。图像显示的刷新频率可以低于光源111的发光的重叠频率。当生成一帧图像时,

可以使用曾用于生成其他帧图像的接收信号。在这种情况下,可以对多个接收信号进行平均或移动平均。

[0108] 根据本示例性实施例的光声装置使得可以选择第一模式,在第一模式中,光照射的重复频率为 $1/T_1$ [Hz] (第一重复频率) 并且照射光量为 I_1 [J] (第一光量)。根据本示例性实施例的光声装置还使得可以选择第二模式,在第二模式中,光照射的重复频率为低于 $1/T_1$ [Hz] 的 $1/T_2$ [Hz] (第二重复频率), 并且照射光量为高于 I_1 [J] 的 I_2 [J] (第二光量)。根据本示例性实施例的光声装置使得可以基于指示关注区域的信息而在第一模式与第二模式之间切换。

[0109] 光照射单元110可以具有多个光源111,并且依据模式切换光源111。例如,在提供低照射光量的第一模式中,可以使用LED作为光源111。另一方面,在提供高照射光量的第二模式中,可以使用LD作为光源111。在各模式中切换能够有效率地产生照射光量的光源111使得能够有效率地利用所供给的电力,从而限制光源111的电力消耗。以这种方式切换光源111使得能够有效避免局部的热集中。

[0110] 控制单元153可以根据关注区域改变照射光的照射范围。例如,如图7所示,将考虑设置关注区域1023(虚线)和关注区域1024(划线点)的情况。在这种情况下,尽管关注区域二者距探头180的距离(距光照射位置的距离)大致相同,但关注区域在纸张的横向方向上不同地延伸。在设置关注区域1024的情况下,控制单元153可以比设置关注区域1023的情况下用光照射更宽的区域,使得尽可能均匀地用光照射关注区域1024。然而,如果在设置关注区域1023和1024的情况下向光源111供给相同的电力,则当设置关注区域1024时,照射区域中的每单位面积的光能量将减小。这可能劣化与关注区域1024相对应的区域的光声图像的图像质量。因此,控制单元153可以控制对光源111的电力供给,以基于指示设置的照射范围的信息而改变由光源111发射的光量。例如,当通过移动光学系统112来延伸照射范围时,控制单元153可以控制对光源111的电力供给,使得光源111的电力供给增加,并且在改变照射范围之前和之后,每单位面积的发光能量的差异减小。

[0111] 光照射单元110可以在提供低照射光量的第一模式中扩大光照射范围,并且在提供高照射光量的第二模式中减小范围。更具体地,在需要大的照射光量的模式中,通过减小照射范围,可以增加要照射到被检体的发光能量密度。结果,在提供高照射光量的第二模式中,可以增加光声波产生声压,使得可以提高显示图像的图像质量。

[0112] 探头180可以配设有温度传感器,并且控制单元153可以基于温度传感器的输出指示通知单元向用户通知探头180的温度信息。例如,当控制单元153基于温度传感器的输出确定探头180的温度(例如,壳体181内的温度)达到43摄氏度或更高时,控制单元153可以指示通知单元向用户通知警告。此外,当控制单元153确定探头180的温度低于43摄氏度(例如,41摄氏度)时,控制单元153可以指示通知单元向用户通知警告。以这种方式,控制单元153可以响应于基于温度传感器的输出推定的探头180的温度,指示通知单元以多个梯级通知用户。例如,作为通知单元,不仅可以采用用于在显示单元160上显示探头180的温度信息的单元,还可以采用用于经由指示灯或声音向用户通知信息的单元。当控制单元153基于温度传感器的输出确定探头180的温度高于预定值时,控制单元153可以控制电源单元190和驱动电路114以停止向光源111供给电力。

[0113] 根据本示例性实施例的光声装置可以通过使用指示用户指令的信息作为触发来

进行光照射,以生成与存储指令的定时相对应的光声图像。光照射单元110可以在用户指令的定时或当从用户指令的定时起经过预定时间段时进行光照射。

[0114] 期望控制单元153控制各个部件,以在通过呼吸和脉搏的身体运动的效果可以被认为小的时间段期间进行光照射,以针对用户指令接收定时生成光声图像。例如,控制单元153可以控制光照射单元110,以在接收到用户指令之后250ms内进行光照射。控制单元153可以控制光照射单元110,以在用户指令之后100ms内进行光照射。接收用户指令与光照射之间的时间段可以是预定值,或者可以由用户经由输入单元170来指定。

[0115] 控制单元153不仅可以在接收到指示用户指令的信息时进行光照射,还可以在接收到指示检测到探头180与被检体之间的接触的信息时进行光照射。这使得能够避免在探头180与被检体未彼此接触的情况下的光照射,从而使得能够抑制多余的光照射。

[0116] 在该处理中,对应于关注区域的光声图像可以叠加在超声图像上,或者也可以不叠加在超声图像上。可以在显示单元160上显示光声图像,以使得能够独立地观察超声图像。例如,可以并排地显示超声图像和光声图像,以使得能够独立地观察超声图像。在这种情况下,除了不在超声图像上叠加光声图像的显示模式之外,还包括以运动图像形式叠加并显示超声图像和光声图像的显示模式。控制单元153可以基于由用户经由输入单元170发出的切换指令而在显示模式之间切换。例如,控制单元153可以在不在超声图像上叠加光声图像的并行显示模式与叠加显示模式之间切换。

[0117] (S600:存储超声图像和光声图像的处理)

[0118] 控制单元153存储超声图像和光声图像。在接收到来自用户的指示存储指令的信息时,控制单元153可以以关联方式存储与存储指令定时相对应的超声图像和光声图像。光声图像数据和超声图像数据可以独立地存储而不彼此关联。

[0119] 当用户观察以运动图像形式在显示单元160上显示的超声图像和光声图像并确认存储目标时,用户可以经由输入单元170发出存储指令。在这种情况下,在静止图像被显示在显示单元160上的状态下,用户可以通过按下配设在操作台上的、作为输入单元170的冻结按钮来发出存储指令。在这种情况下,控制单元153从输入单元170接收指示存储指令的信息。控制单元153可以从诸如,医院信息系统(HIS)和放射信息系统(RIS)等的外部网络接收存储指令。

[0120] 当接收到存储指令时,存储单元152可以将显示单元160上显示的图像存储为与存储指令定时相对应的图像。作为选择,存储单元152可以将当接收到存储指令时在显示单元160上显示的图像和时间上邻近的帧的图像,存储为与存储指令定时相对应的图像。

[0121] 可以将针对用户指令接收定时通过呼吸和脉搏的身体运动的效果可以被认为小的时间段期间生成的图像存储为时间上邻近的帧的图像。例如,存储单元152可以将存储指令之后的 $\pm 250\text{ms}$ 内的帧的图像存储为时间上邻近的帧的图像。存储单元152还可以将存储指令之后的 $\pm 100\text{ms}$ 内的帧的图像存储为时间上邻近的帧的图像。可以基于帧数来确定存储目标。例如,存储单元152可以将存储指令之后的 ± 5 帧内的图像存储为时间上邻近的帧的图像。存储单元152还可以将存储指令之后的 ± 1 帧内的图像,即邻接图像,存储为时间上邻近的帧的图像。存储指令定时与存储目标图像获取定时之间的时间差和帧差可以作为预定值供给,或者由用户经由输入单元170指定。更具体地,用户可以经由输入单元170指定“时间上邻近的”范围。

[0122] 虽然在该处理中以关联方式存储超声图像和光声图像,但是关联信息也可以以关联方式被存储。例如,在步骤S600中,如图8所示的存储数据300可以存储在存储单元152中。存储数据300包括关联信息310和图像数据320。图像数据320包括彼此相关联的超声图像数据321和光声图像数据322。关联信息310包括作为关于被检体的信息的被检体信息311和作为关于探头180的信息的探头信息312。关联信息310包括作为关于超声图像数据321或光声图像数据322的获取定时(获取时间)的信息的获取定时信息313,作为在步骤S600中的存储目标。

[0123] 在这种情况下,被检体信息311包括例如被检体标识符(1D),被检体姓名,年龄,血压,心率,体温,身高,体重,以往疾病,怀孕周数,检查目标部位中的至少一条信息。根据本示例性实施例的装置可以具有心电图或脉搏血氧计(未例示),并且可以以关联方式将与存储指令定时对应的心电图或从脉搏血氧计输出的信息存储为被检体信息。此外,与被检体有关的所有信息可被视为被检体信息。

[0124] 探头信息312包括关于探头180的信息,例如,探头180的位置和倾斜度。例如,探头180包括诸如磁传感器等的位置传感器。关于与存储指令定时对应的、从位置传感器的输出的信息可以被存储为探头信息312。探头信息312可以包括指示在步骤S400中设置的光照射条件的信息。

[0125] 可以将关于针对超声波发送和接收的控制信号的发送定时的信息存储为超声图像的获取定时信息313。此外,可以将关于针对光照射的控制信号的发送定时的信息存储为光声图像的获取定时信息。根据本示例性实施例的装置可以包括光检测单元,该光检测单元被构造为检测从光照射单元110发射的脉冲光,并且可以将关于来自光检测单元的信号输出定时的信息存储为光声图像的获取定时信息。

[0126] 尽管上面已经参照图8描述了包括彼此相关联的一对图像数据320的存储数据300,但是可以在一条存储数据300中包括多对图像数据320。在这种情况下,期望将与多对图像数据320有关的关联信息存储在相同的存储数据300中。作为选择,可以将多对图像数据320存储为不同的存储数据300。

[0127] 作为存储数据300的格式,例如,可以采用符合医学数字影像和通信(DICOM)标准的数据格式。根据本发明的存储数据300的格式不限于DICOM,并且可以是任何数据格式。

[0128] 控制单元153可以接收用于结束检查的指令。当控制单元153接收到结束检查的指令时,控制单元153结束检查。控制单元153可以接收来自用户的指令和来自诸如HIS和RIS等的外部网络的指令。当从在步骤S100中接收到开始检查的指令起经过了预定时间时,控制单元153可以确定检查的结束。

[0129] 如上所述,根据本示例性实施例的信息处理方法使得能够在显示超声图像时设置合适的关注区域。信息处理方法还使得能够根据所设置的关注区域设置用于限制诊断能力劣化的光照射条件。通过以这样的方式设置的光照射条件下的光照射显示的与关注区域对应的区域的光声图像是有助于提高诊断能力的显示图像。除了超声图像之外,用户可以通过确认该光声图像来进行更合适的诊断。以上针对用于设置超声图像中的关注区域的示例描述了本示例性实施例。然而,在通过诸如计算机层析摄像(CT)和磁共振摄像(MRI)等的超声波诊断装置以外的模式获得的图像上设置关注区域时,也可以应用本发明。当在预定显示条件下显示的光声图像中设置关注区域并重新设置光照射条件或显示条件时,本发明也

适用。

[0130] 下面将描述本发明的第二示例性实施例。在使用LD或LED作为光源111并且通过一个脉冲照射的光声信号的S/N比不足的情况下,第二示例性实施例是特别优选的示例性实施例。在一个脉冲发光中的光量不足的情况下,多次进行脉冲发光,所获得的光声信号被相加平均以提高S/N比,并且基于相加平均的光声信号生成光声图像。可以采用简单平均、移动平均或加权平均作为相加平均。

[0131] 第二示例性实施例进行多次脉冲发光以获取一个重构图像,然后对所获取的光声信号进行相加平均。第二示例性实施例处理多个脉冲发光的总光量,以获得与上述照射光量等同的一个重构图像。以这种方式处理照射光使得能够应用根据第一示例性实施例的上述光照射条件。在这种情况下,光照射的重复频率不对应于根据用于进行相加平均的脉冲发光的间隔定义的频率,而是对应于基于重构图像获取的间隔的频率(刷新频率)。

[0132] 下面将围绕与根据第一示例性实施例的处理的差异,描述根据第二示例性实施例的图5所示的流程图中的步骤S400和S500中的处理。

[0133] (S400:设置光照射条件的处理)

[0134] 与第一示例性实施例类似,作为照射条件设置单元的控制单元153基于在步骤S300中设置的关注区域来设置光照射条件,光照射条件包括由光照射单元110发射的光的照射光量和重复频率。控制单元153设置光照射条件,使随着从探头180到关注区域的距离的增大,由光照射单元110发射的光的照射光量增大并且重复频率减小。

[0135] 以下将参照图9A至图9C描述根据第二示例性实施例的、用于设置光照射条件的方法的示例。图9A至图9C是例示发光、光声波接收、图像生成和图像显示的定时的时序图。参见图9A至图9C,将省略与图6A和图6B等同的元件的描述。类似于图6A和图6B,图9A至图9C例示了照射光发光、光声波的接收、图像数据的生成和图像数据的显示的定时。“发光”的时序图的纵轴指示多个脉冲发光中的各个脉冲发光的光量($I0[J]$)。下面也将描述多个脉冲发光的总光量($I1[J]$ 和 $I2[J]$)。如上所述,根据第二示例性实施例,在总光量等于照射光量的前提下控制多个脉冲发光的总光量。

[0136] 图9A至图9C所示的时序图与图6A和图6B所示的时序图的不同之处在于:多次进行脉冲发光,获取的光声信号被相加平均,并且基于相加平均的光声信号进行图像重构。当以这种方式多次进行脉冲发光时,控制多个脉冲发光的各个脉冲发光的光量将增加电路复杂性。因此,根据第二示例性实施例,多个脉冲发光($I0[J]$)的各个脉冲发光的光量是固定的,并且多个脉冲发光中的脉冲发光的数量被控制,以控制光量(照射光量 $I1[J]$ 和 $I2[J]$)。

[0137] 当控制单元153确定到关注区域的距离短于预定值时,如图9A所示的“发光”所指示的,控制单元153将照射光量设置为 $I1[J]$,并将重复频率设置为 $1/T1[Hz]$ 。例如,当具有 $I0[J]$ 的光量的脉冲光被发射3次时,实现照射光量 $I1[J]$ 。

[0138] 另一方面,当控制单元153确定距离长于预定值时,如图6B中的“发光”所指示的,控制单元153将照射光量设置为大于 $I1[J]$ 的 $I2[J]$,并将重复频率设置为低于 $1/T1[Hz]$ 的 $1/T2[Hz]$ 。例如,当具有 $I0[J]$ 的光量的脉冲光被发射6次时,实现照射光量 $I2[J]$ 。

[0139] 基于来自控制单元153的发光定时信号,驱动电路驱动诸如LD和LED等的光源111,从而以与光量设置值相对应的次数进行脉冲发光。在这种情况下,作为预定值,设置与图1所示的从探头180到虚线1030的距离等同的值。

[0140] 参照图9A和图9B,如上所述,多个脉冲发光的各个脉冲发光的光量是固定的(I_0 [J])。参照图9A至图9C,控制单元153将照射光量设置为照射光量 I_2 [J] (I_0 [J]×6) (其是 I_1 [J] (I_0 [J]×3)的两倍),这使得能够观察较深部分的关注区域。然后,控制单元153将重复频率 $1/T_2$ [Hz]确定为重复频率 $1/T_1$ [Hz]的一半。以这种方式设置重复频率使得能够减小壳体181中的发热量,而不管光照射条件如何改变。

[0141] (S500:显示光声图像的处理)

[0142] 发送/接收单元120在图9A至图9C所示的“接收”定时接收由多个脉冲发光产生的光声波,并输出各个光声信号。信号收集单元140对各个光声信号进行AD转换处理和相加平均处理,并将相加平均的光声信号发送到计算机150。作为数字信号的相加平均光声信号被存储在存储单元152中。

[0143] 在图9A至图9C所示的“图像生成”的定时,计算单元151对相加平均的光声信号进行重构处理以生成光声图像数据。计算单元151可以接收指示关注区域的信息,并基于该信息确定图像生成区域。

[0144] 作为显示控制单元的控制单元153将生成的光声图像数据发送到显示单元160,以使显示单元160基于光声图像数据来显示图像。

[0145] 当在步骤S400中基于关注区域设置图9A所示的光照射条件时,控制单元153也在该处理中基于图9A所示的时序图进行信息处理。在图9A所示的显示模式中,图像1首先显示 T_1 秒,然后图像2显示 T_1 秒。同样地,图像3,4和5中的各个按该顺序依次被显示 T_1 秒。控制单元153重复进行上述处理,从而以 T_1 秒的间隔基于新的图像数据更新图像显示。

[0146] 另一方面,当在步骤S400中基于关注区域设置图9B所示的照射条件时,控制单元153也在该处理中基于图9B所示的时序图进行信息处理。在图9B所示的显示模式中,图像1首先显示 T_2 秒,然后图像2显示 T_2 秒。重复进行上述处理,从而以 T_2 秒的间隔基于新的光声图像数据更新图像显示。

[0147] 在图9A所示的显示模式中,如第一示例性实施例中所所述,如上所述,由于刷新频率变高,所以可以进行用于缩短重构处理所需的时间的处理。

[0148] 尽管图9A和图9B所示的显示模式在照射光量(多个脉冲发光的总光量)方面不同,但是多个脉冲发光的各个脉冲发光的光量是固定的。因此,伴随着多个脉冲发光的各个脉冲发光的被检体内的光量分布(光量强度)保持不变。结果,具有如下优先:不需要对与多个脉冲发光的各个脉冲发光相对应的信号收集单元140的放大器进行增益控制。此外,由于相加平均的结果仅在相加平均次数方面不同,所以相加平均的光声信号也是相等的。因此,不需要在图9A和图9B所示的显示模式之间大幅度地改变信号处理。

[0149] 根据第二示例性实施例的光声装置还使得可以选择第一模式,其中,光照射的重复频率为 $1/T_1$ [Hz] (第一重复频率)并且其照射光量为 I_1 [J] (第一照射光量)。根据本示例性实施例的光声装置还使得可以选择第二模式,其中,光照射的重复频率为低于 $1/T_1$ [Hz]的 $1/T_2$ [Hz] (第二重复频率),并且其照射光量为高于 I_1 [J]的 I_2 [J] (第二照射光量)。根据本示例性实施例的光声装置可以基于指示关注区域的信息在第一模式与第二模式之间进行切换。

[0150] 在图9A至图9C所示的光照射中,重复频率(基于重构图像获取的间隔的频率)和照射光量(用于获得一个重构图像的脉冲发光的光量×发光次数)是示例,并且可以是对于系

统最佳的其他值。

[0151] 当控制单元153确定从光照射位置到关注区域的距离长于预定值时,可以使用图9C所示的显示模式来代替图9B所示的显示模式。在图9C所示的显示模式中,刷新频率与图9A所示的显示模式的刷新频率相同。更具体地,可以以比图9B所示的显示模式更高的运动跟踪能力来显示图像。

[0152] 在图9C所示的显示模式中,光照射的重复频率与图9A所示的显示模式中的重复频率相同。为了抑制壳体181中的发热量,控制单元153以光照射的重复频率的间隔(重构图像获取的间隔)改变照射光量。更具体地,控制单元153以 $T1[s]$ 的固定光照射重复间隔,重复照射光量为 $I3[J]$ 的光照射(五次 $I0[J]$ 的脉冲发光)和照射光量为 $I4[J]$ 的光照射(一次 $I0[J]$ 的脉冲发光)。在这种情况下,根据照射光量,某一帧的重构图像提供良好的S/N比,并且其他帧的重构图像提供低的S/N比。该控制使得能够获得S/N比的劣化被限制的重构图像,而不劣化刷新频率。当获取静止图像时,可以选择具有大的照射光量的帧的图像。更具体地,在防止探头180的温度升高的同时限制刷新频率的劣化,使得可以获得S/N比的劣化被限制的重构图像。

[0153] 在图9C所示的示例性实施例中,多个脉冲发光的各个脉冲发光的光量是恒定的。如上所述,伴随着多个脉冲发光的各个脉冲发光的被检体内的光量分布(光量强度)保持不变。因此,可以固定多个脉冲发光的各个脉冲发光中的信号收集单元140的放大器的增益。由于多个脉冲发光中的光声信号被相加平均,所以存在这样的优点,即,与多个脉冲发光的数量无关地,可以在相同的条件下进行重构。

[0154] 与上述第一示例性实施例类似,本发明还可应用于以光照射的重复频率的间隔(重构图像获取的间隔)进行一个脉冲发光的构造。在这种情况下,可以通过改变脉冲发光的光量、使信号收集单元140的放大器的增益变化以及校正由脉冲发光的光量的改变引起的光声信号的改变来实现本示例性实施例。

[0155] 如上所述,根据第二示例性实施例,可以根据所设置的关注区域来设置用于限制诊断能力劣化的光照射条件。不管光照射条件如何改变,都可以减少壳体181中的发热量。在以这种方式设置的光照射条件下,通过光照射显示的与关注区域对应的区域的光声图像是有助于提高诊断能力的图像。除了超声图像之外,用户可以通过确认该光声图像来进行更合适的诊断。

[0156] 其他实施例

[0157] 还可以通过读出并执行记录在存储介质(也可更完整地称为“非暂时性计算机可读存储介质”)上的计算机可执行指令(例如,一个或更多个程序)以执行上述实施例中的一个或更多个的功能、并且/或者包括用于执行上述实施例中的一个或更多个的功能的一个或更多个电路(例如,专用集成电路(ASIC))的系统或装置的计算机,来实现本发明的实施例,并且,可以利用通过由系统或装置的计算机例如读出并执行来自存储介质的计算机可执行指令以执行上述实施例中的一个或更多个的功能、并且/或者控制一个或更多个电路以执行上述实施例中的一个或更多个的功能的方法,来实现本发明的实施例。计算机可以包括一个或更多个处理器(例如,中央处理单元(CPU)、微处理单元(MPU)),并且可以包括分开的计算机或分开的处理器的网络,以读出并执行计算机可执行指令。计算机可执行指令可以例如从网络或存储介质被提供给计算机。存储介质可以包括例如硬盘、随机存取存储

器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、分布式计算系统的存储器、光盘 (诸如压缩光盘 (CD)、数字通用光盘 (DVD) 或蓝光光盘 (BD) TM)、闪存装置以及存储卡等中的一个或多个。

[0158] 本发明的实施例还可以通过如下的方法来实现,即,通过网络或者各种存储介质将执行上述实施例的功能的软件(程序)提供给系统或装置,该系统或装置的计算机或是中央处理单元(CPU)、微处理单元(MPU)读出并执行程序的方法。

[0159] 虽然已经参照示例性实施例对本发明进行了描述,但是应该理解,本发明不限于所公开的示例性实施例。应当对权利要求的范围给予最宽的解释,以使其涵盖所有这些变型例以及等同的结构及功能。

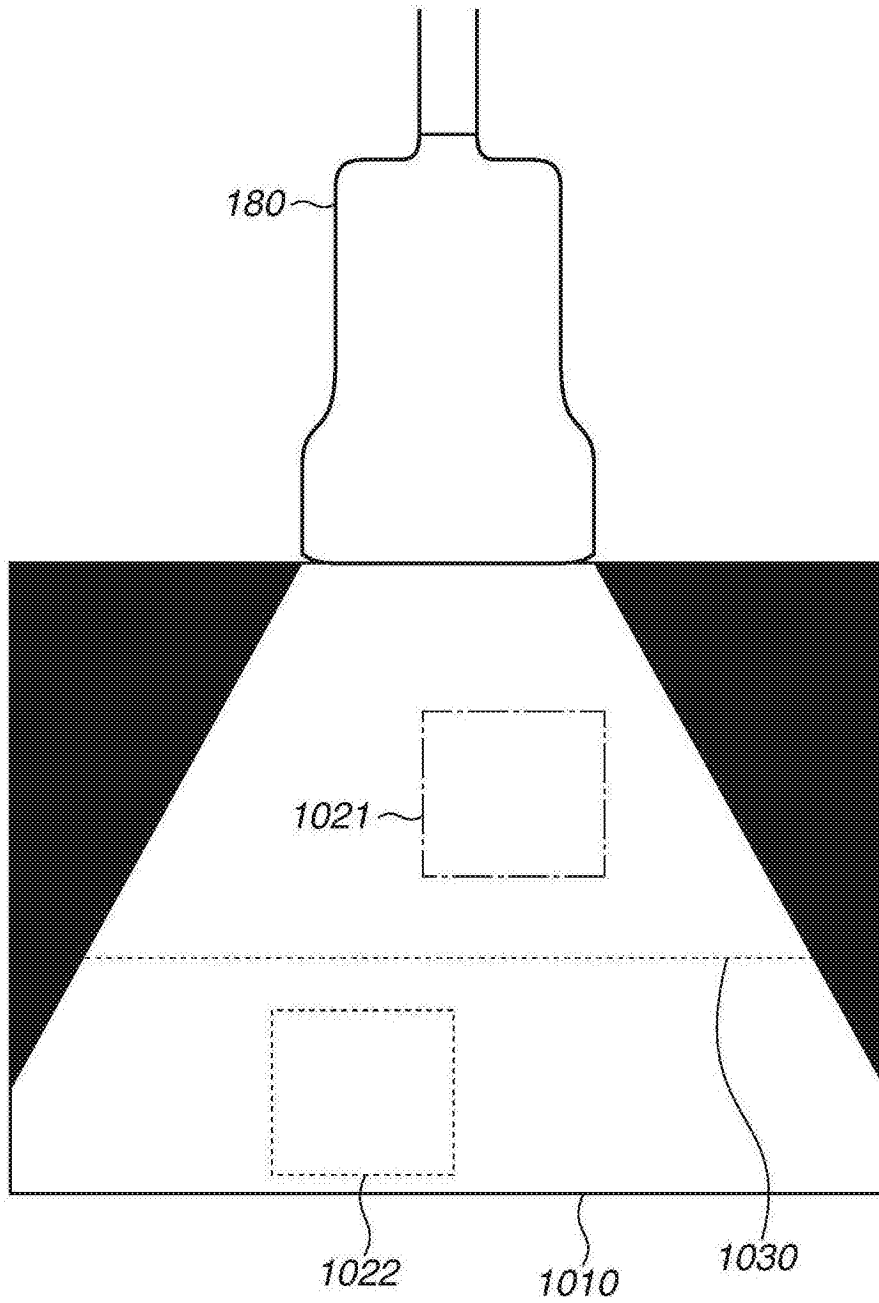


图1

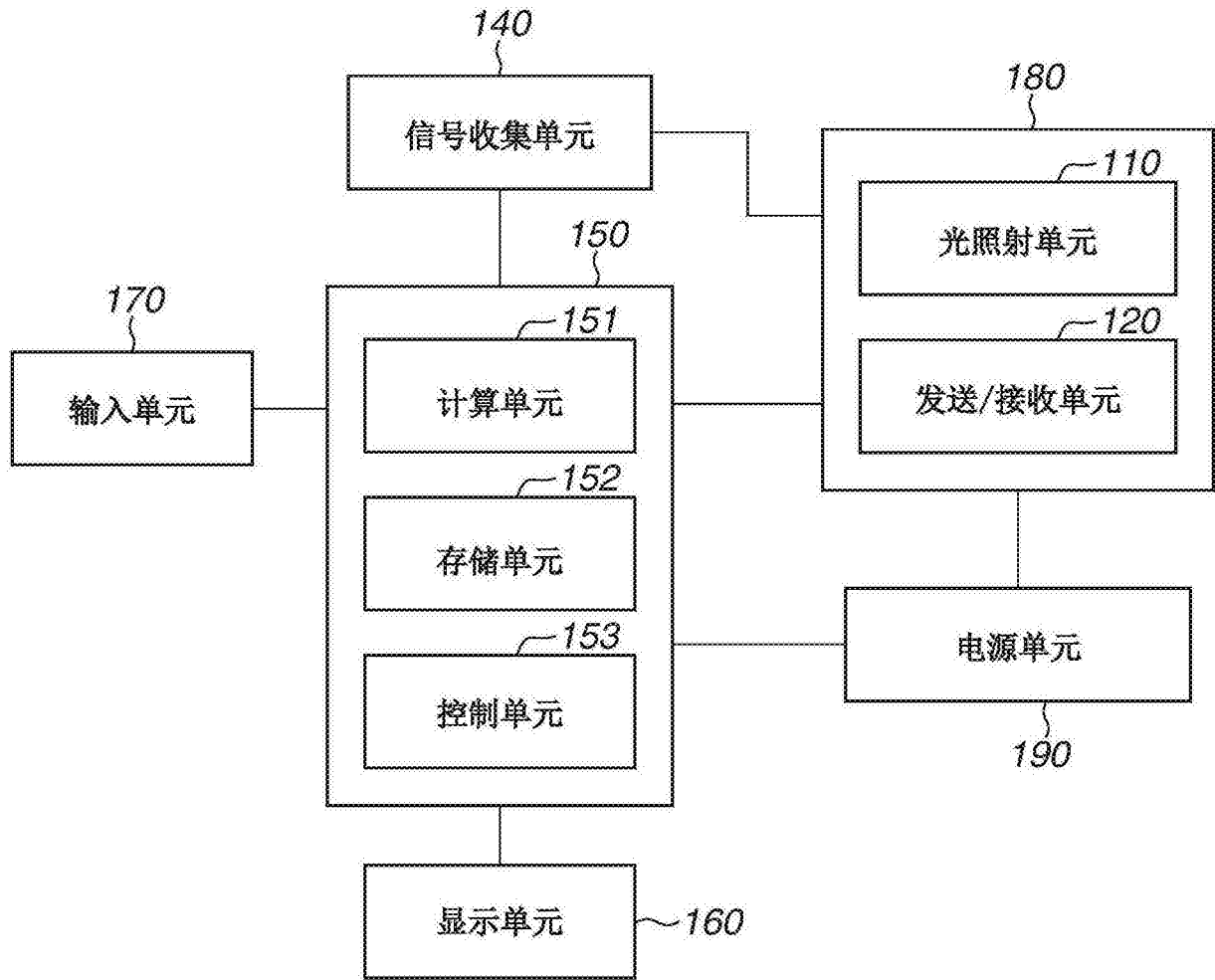


图2

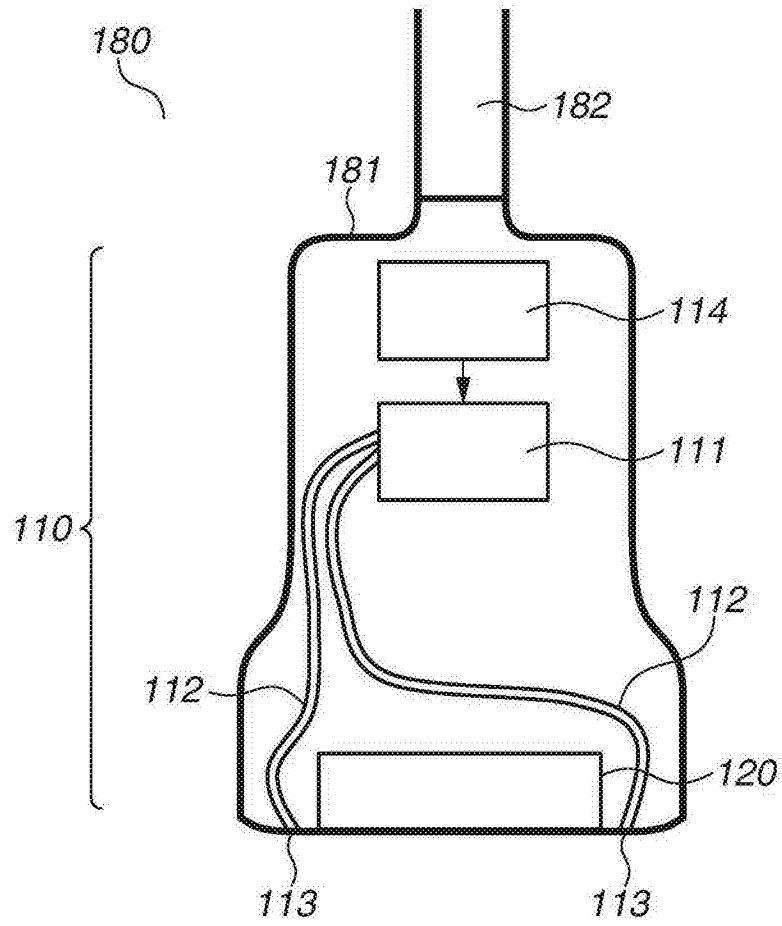


图3

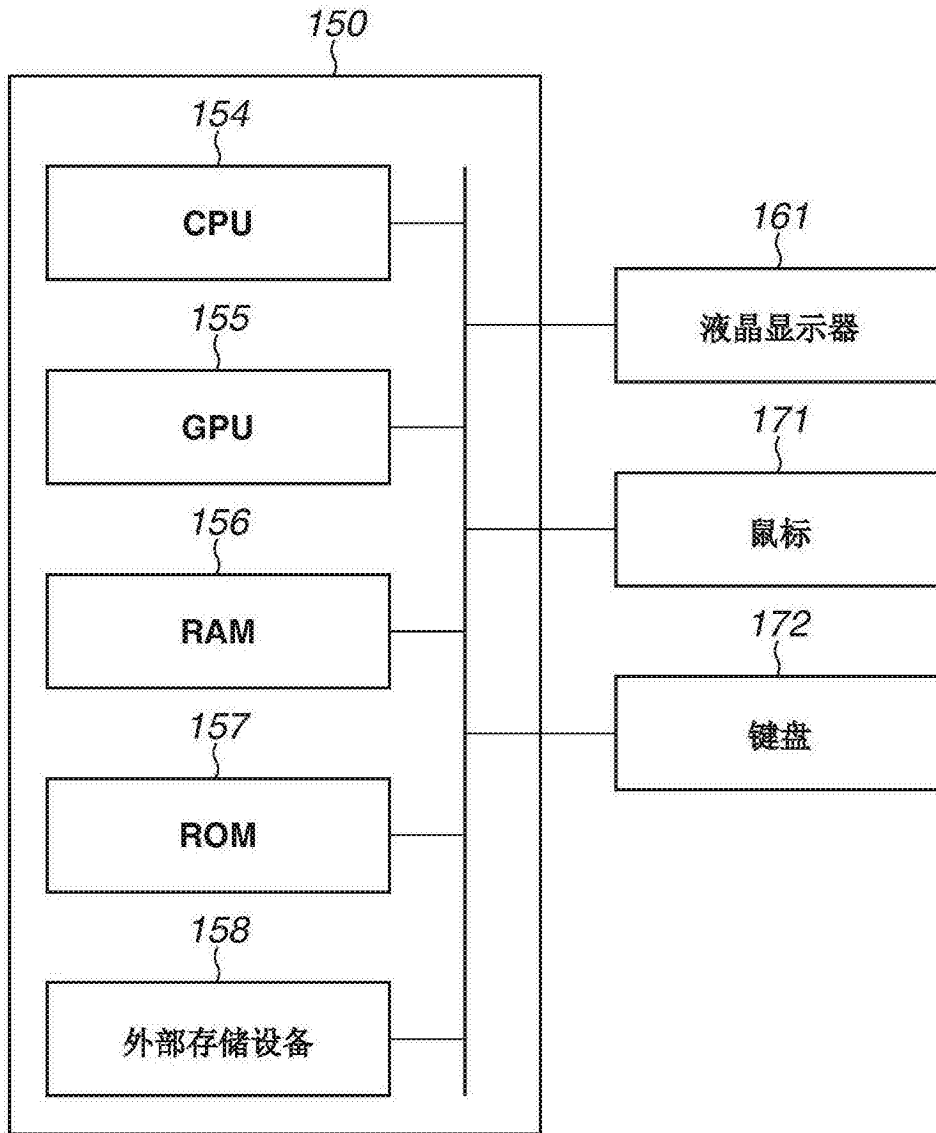


图4

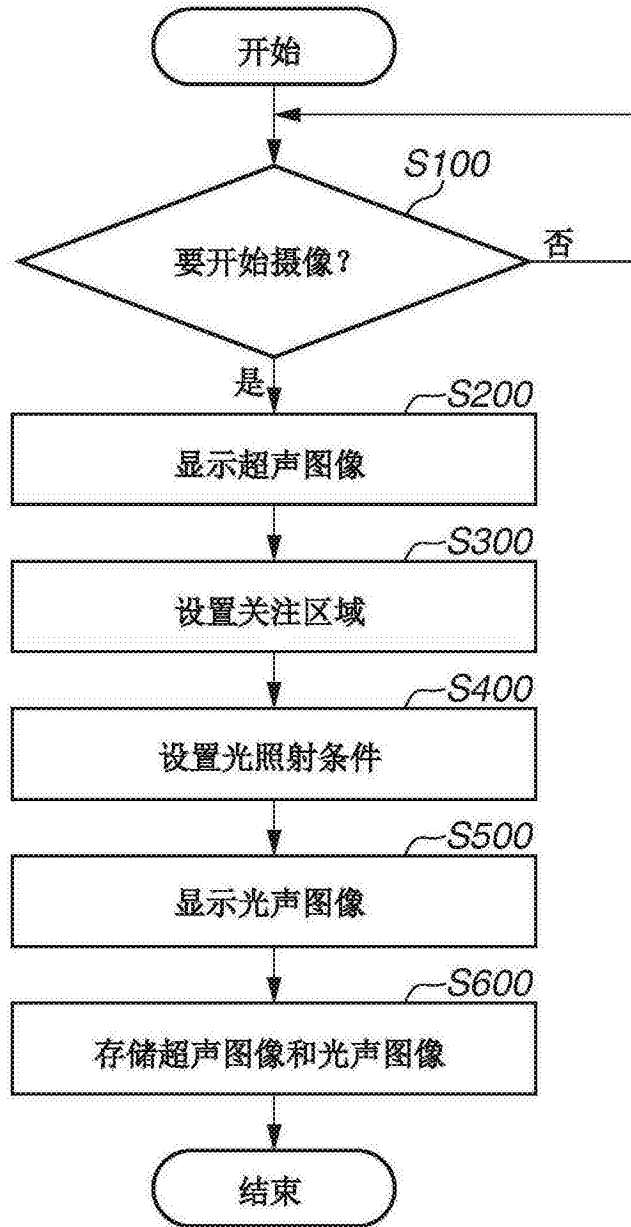


图5

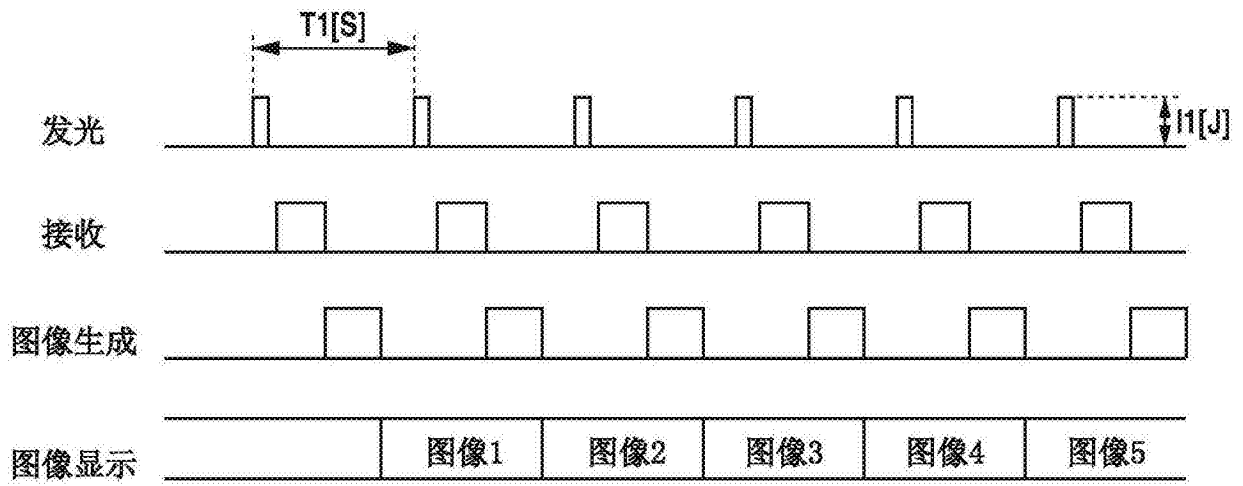


图6A

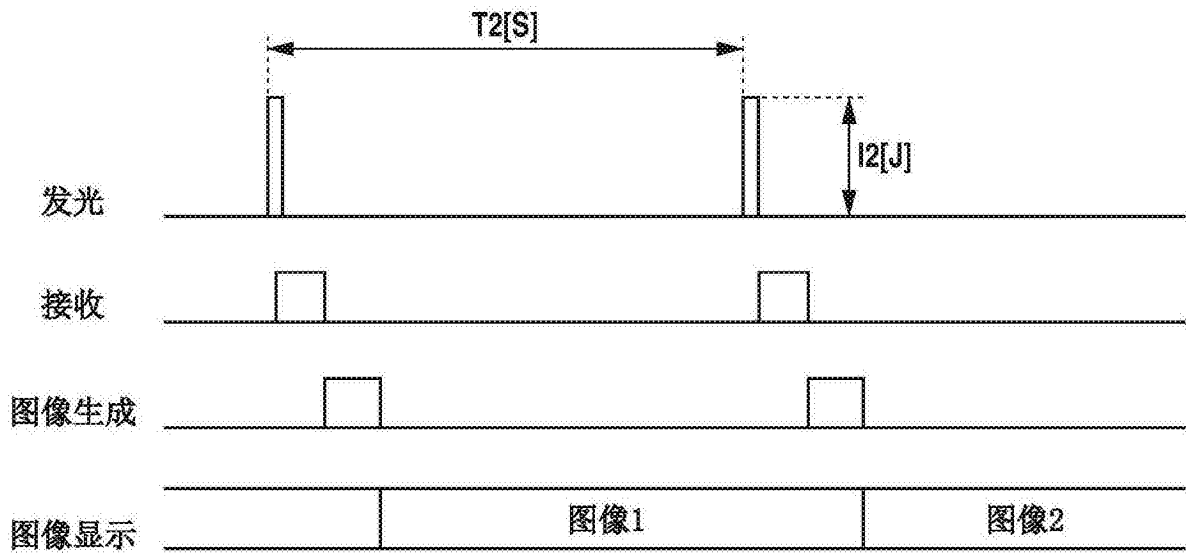


图6B

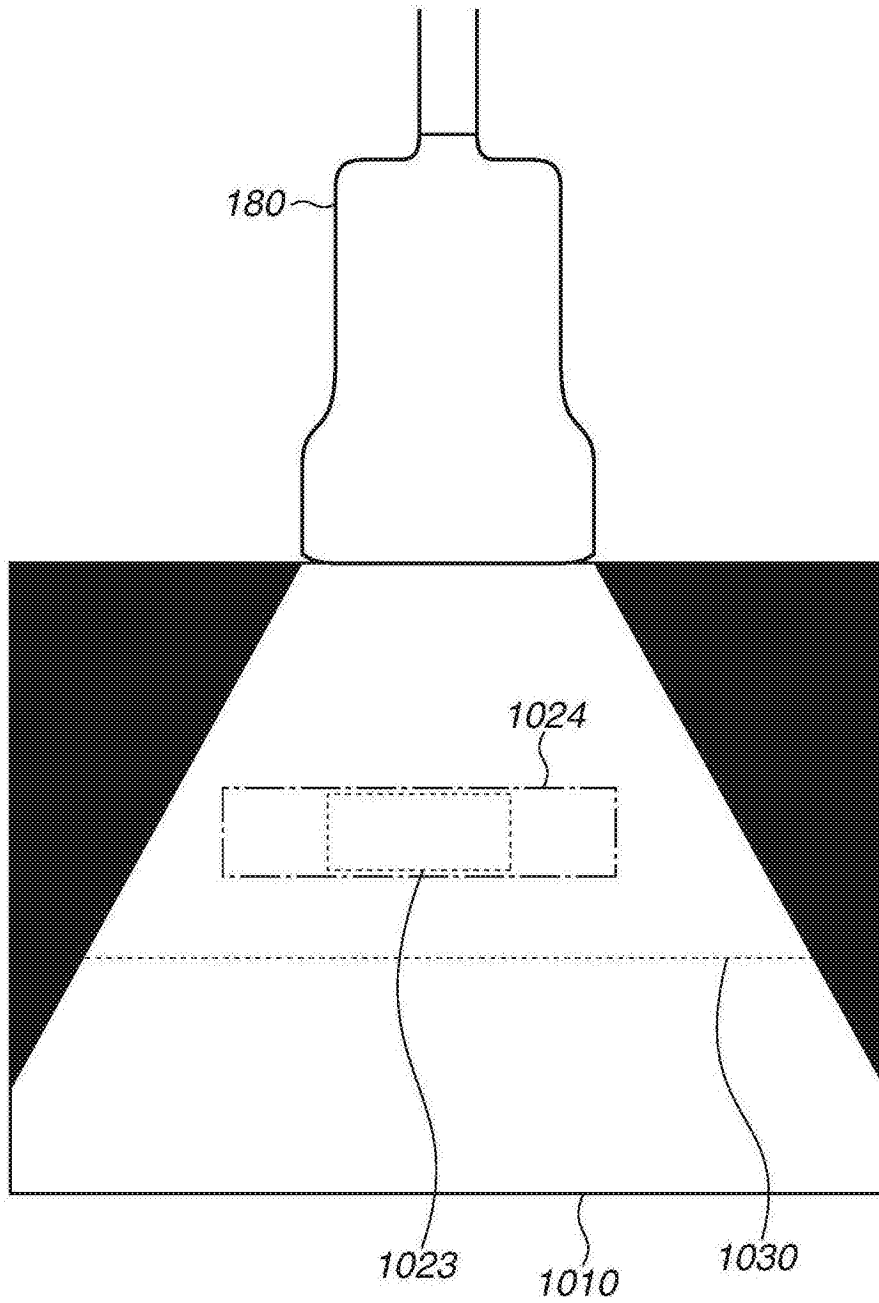


图7

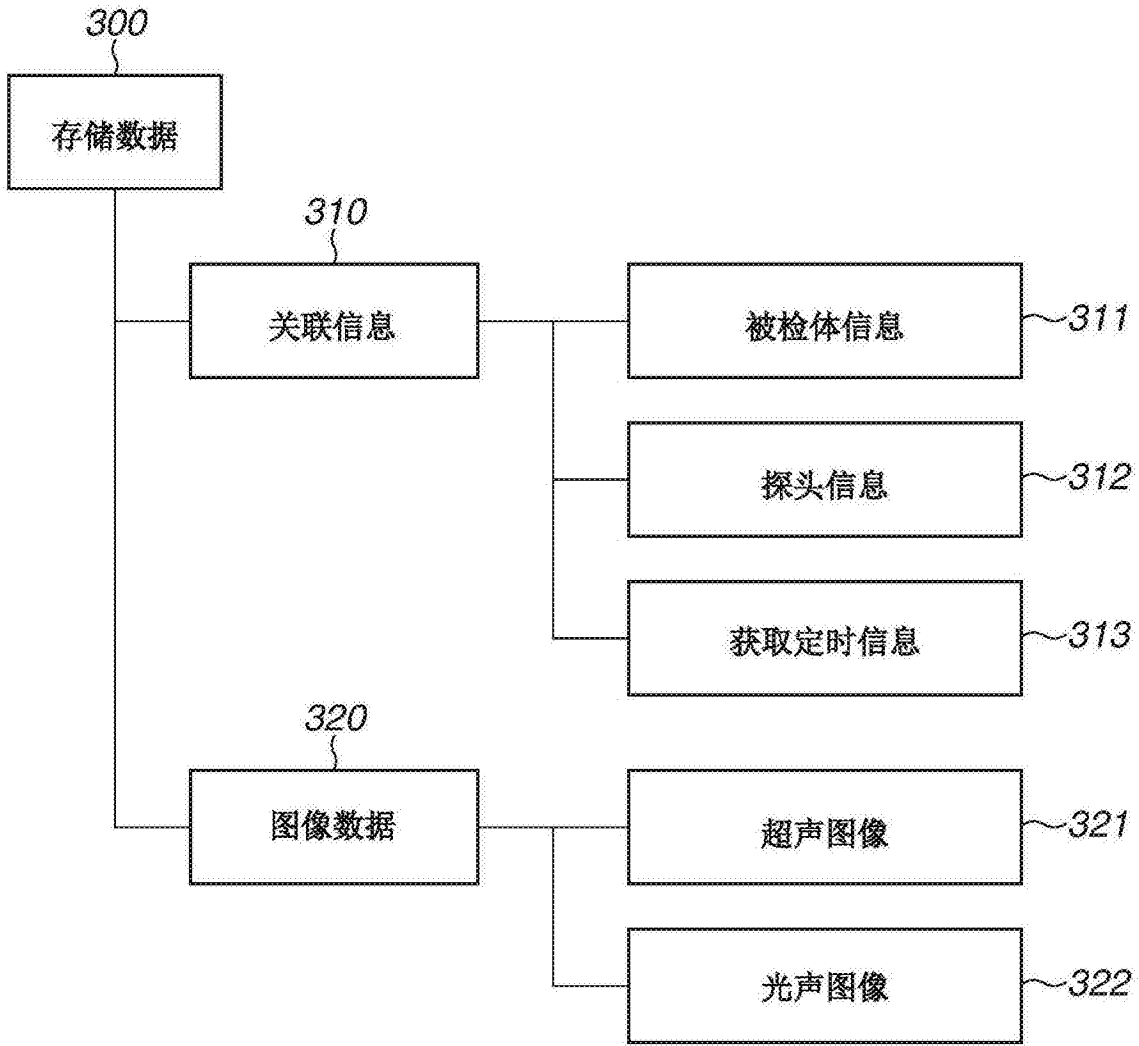


图8

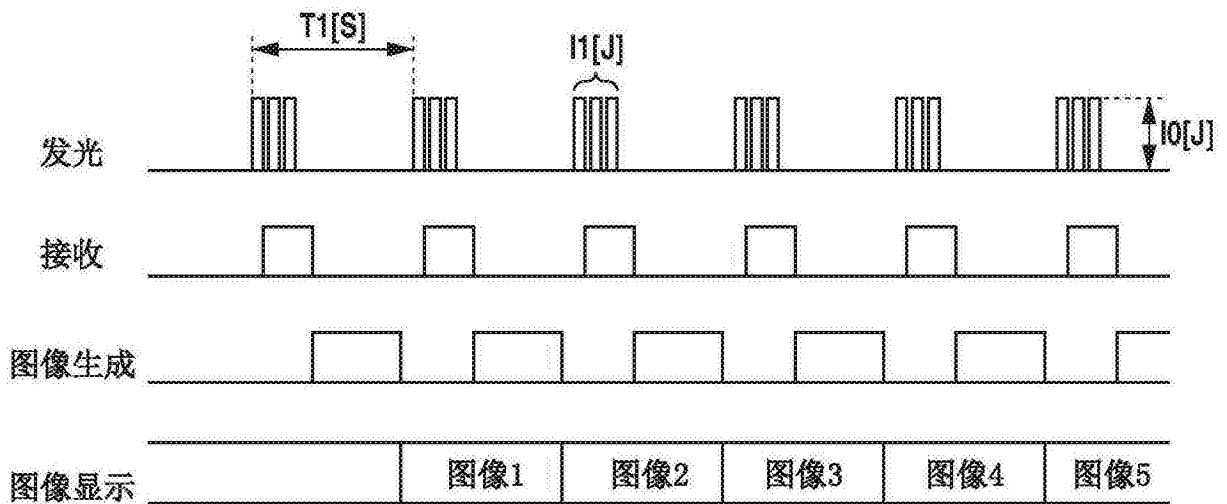


图9A

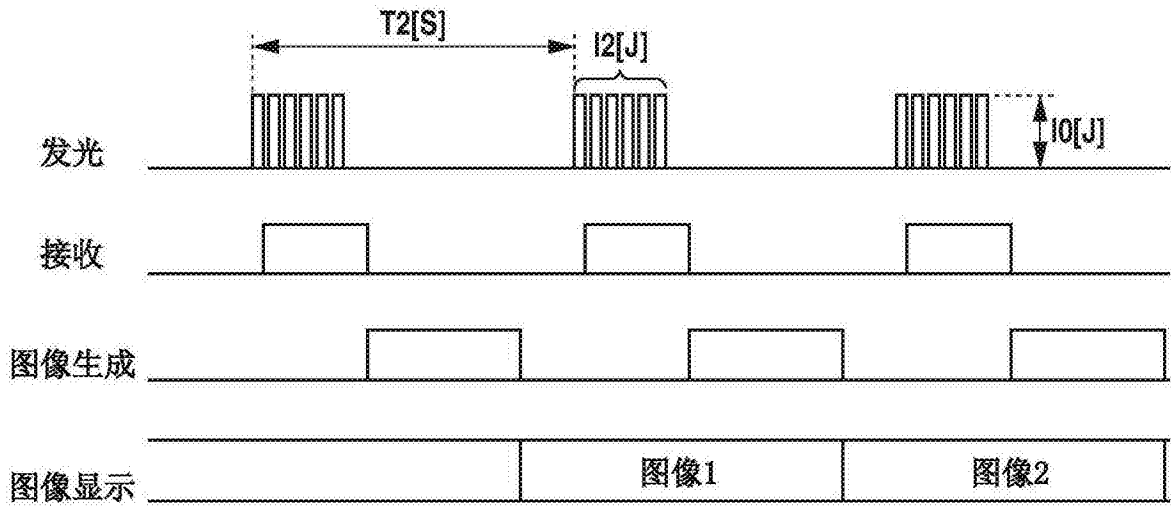


图9B

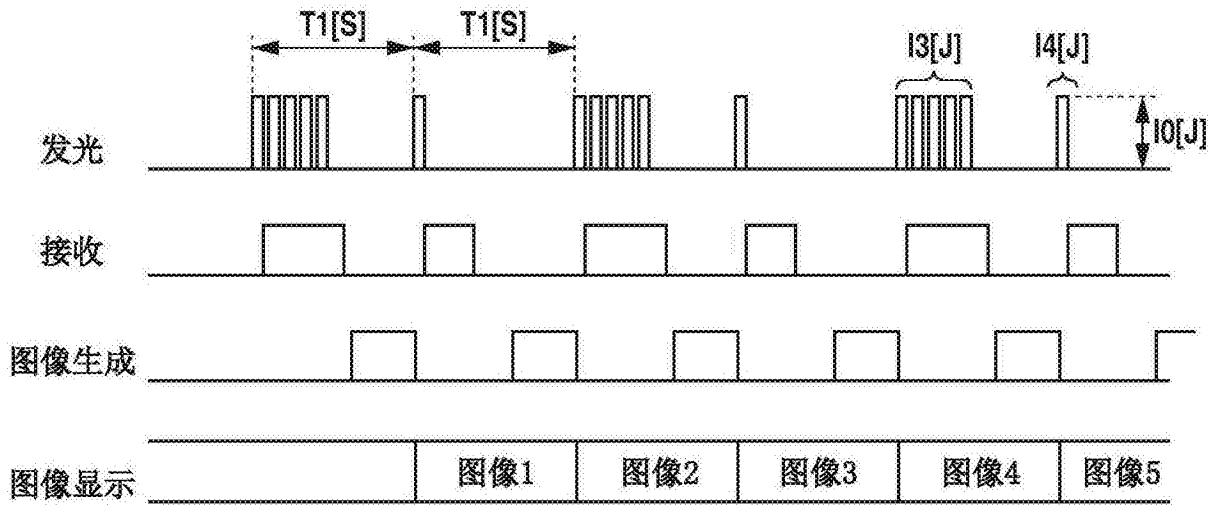


图9C

专利名称(译)	光声装置、信息处理方法及存储程序的非暂时性存储介质		
公开(公告)号	CN108095689A	公开(公告)日	2018-06-01
申请号	CN201711165314.7	申请日	2017-11-21
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
[标]发明人	阿部直人		
发明人	阿部直人		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/0035 A61B5/01 A61B5/0402 A61B5/062 A61B5/14542 A61B5/721 A61B5/7285 A61B5/746 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5261 A61B8/54 A61B2560/0214		
代理人(译)	迟军 李艳丽		
优先权	2017154457 2017-08-09 JP 2016229315 2016-11-25 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及光声装置、信息处理方法及存储程序的非暂时性存储介质。本发明旨在提供一种用于在限制诊断能力的劣化的情况下适当地显示用于辅助诊断的光声图像的装置和方法。根据本发明的信息处理方法包括：通过向被检体发送超声波/从被检体接收超声波来显示超声图像；当正在显示超声图像时，将超声图像的局部区域设置为关注区域；根据关注区域，设置光照射条件，所述光照射条件包括对被检体的照射光的光量和重复频率；以及接收在光照射条件下通过光照射到被检体而产生的光声波并显示与关注区域相对应的区域的光声图像。

