



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104039234 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 10

(21) 申请号 201280065489. X

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限
责任公司 11219

(22) 申请日 2012. 12. 27

代理人 熊传芳 苏卉

(30) 优先权数据

2011-287562 2011. 12. 28 JP

2012-269400 2012. 12. 10 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 06. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/008354 2012. 12. 27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/099254 JA 2013. 07. 04

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 入泽觉 阿部刚也

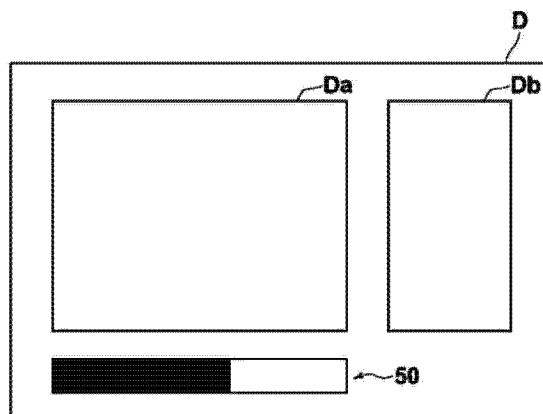
权利要求书2页 说明书14页 附图9页

(54) 发明名称

声图像生成装置及使用该装置生成图像时的
进展状况的显示方法

(57) 摘要

在使探针进行扫描而生成声图像时容易确认其扫描工序的进展状况。声图像生成装置 (10) 具有探针 (11), 该探针 (11) 具有超声波振子 (20a), 在声图像生成装置 (10) 中具备: 扫描长度设定单元 (45), 对探针 (11) 的扫描工序中的目标扫描长度 (L_0) 进行设定; 坐标取得单元 (15、41、42), 依次取得探针的实际空间 (11) 中的坐标; 扫描长度计算单元 (46), 基于由坐标取得单元取得的坐标而算出扫描长度 (L); 进展度显示生成单元 (47), 基于目标扫描长度 (L_0) 及扫描长度 (L), 生成显示上述扫描工序的进展状况的进展度显示 (50); 及显示单元 (14), 显示进展度显示 (50)。



1. 一种声图像生成装置,其特征在于,具备:
探针,具有对在被检体内传播的声波进行检测的声检测元件;
声图像生成单元,基于由上述探针检测出的上述声波的声信号,生成关于上述声信号的声图像;
扫描长度设定单元,对上述探针的扫描工序中的目标扫描长度进行设定;
坐标取得单元,依次取得上述探针的实际空间中的坐标;
扫描长度计算单元,基于由该坐标取得单元取得的上述坐标而算出扫描长度;
进展度显示生成单元,基于上述目标扫描长度及上述扫描长度,生成显示上述扫描工序的进展状况的进展度显示;及
显示单元,显示上述进展度显示。
2. 根据权利要求1所述的声图像生成装置,其特征在于,
上述进展度显示是具有表示上述进展度的指示器的图表状的进度计。
3. 根据权利要求2所述的声图像生成装置,其特征在于,
上述进度计具有以上述扫描工序适当地结束的方式对上述探针的扫描进行支援的扫描支援显示。
4. 根据权利要求3所述的声图像生成装置,其特征在于,
上述扫描支援显示包含以上述探针的扫描速度为预定的值的方式对上述探针的扫描进行引导的理想速度显示。
5. 根据权利要求4所述的声图像生成装置,其特征在于,
上述理想速度显示是沿上述指示器的进展方向以一定的速度移动的定速指标。
6. 根据权利要求5所述的声图像生成装置,其特征在于,
上述定速指标在该定速指标所表示的位置和上述指示器所表示的位置的间隔为预定的值以上时,从上述指示器所表示的位置恢复移动。
7. 根据权利要求3~6中任一项所述的声图像生成装置,其特征在于,
上述扫描支援显示包含以上述探针的扫描速度处于预定的范围内的方式对上述探针的扫描进行引导的扫描限制显示。
8. 根据权利要求7所述的声图像生成装置,其特征在于,
上述扫描限制显示是与上述指示器所表示的位置有关地表示与上述探针的坐标的变化量的上限值相当的位置的上限指标。
9. 根据权利要求1~8中任一项所述的声图像生成装置,其特征在于,
上述扫描长度计算单元基于上述探针的实际空间中的坐标,算出由上述探针规定的摄像区域中的像素即从上述探针的中心轴离开的上述像素的实际空间中的坐标,并基于上述像素的实际空间中的坐标而算出上述扫描长度。
10. 根据权利要求1~9中任一项所述的声图像生成装置,其特征在于,
具备在上述扫描长度的变化量为预定的值以上时使声图像的生成工序中止的控制单元。
11. 根据权利要求1~10中任一项所述的声图像生成装置,其特征在于,
上述坐标取得单元是磁传感器单元。
12. 根据权利要求1~10中任一项所述的声图像生成装置,其特征在于,

上述坐标取得单元是加速度传感器单元。

13. 根据权利要求 1 ~ 12 中任一项所述的声图像生成装置,其特征在于,

上述探针具有向上述被检体出射测定光的光出射单元,并且对由于上述测定光的出射而在上述被检体内产生的光声波进行检测,

上述声图像生成单元基于上述光声波的光声信号而生成光声图像。

14. 根据权利要求 1 ~ 13 中任一项所述的声图像生成装置,其特征在于,

上述探针检测对发送到上述被检体的声波的反射声波,

上述声图像生成单元基于上述反射声波的反射声波信号而生成反射声波图像。

15. 一种进展状况的显示方法,其特征在于,

在生成声图像时使具有声检测元件的探针进行扫描的扫描工序中,

依次取得上述探针的实际空间中的坐标,

基于依次取得的上述坐标而算出扫描长度,

基于预先设定的目标扫描长度及上述扫描长度,生成显示上述扫描工序的进展状况的进展度显示,

显示上述进展度显示。

16. 根据权利要求 15 所述的进展状况的显示方法,其特征在于,

上述进展度显示是具有表示上述进展度的指示器的图表状的进度计。

17. 根据权利要求 16 所述的进展状况的显示方法,其特征在于,

上述进度计具有以上述扫描工序适当地结束的方式对上述探针的扫描进行支援的扫描支援显示。

18. 根据权利要求 17 所述的进展状况的显示方法,其特征在于,

上述扫描支援显示包含以上述探针的扫描速度为预定的值的方式对上述探针的扫描进行引导的理想速度显示。

19. 根据权利要求 17 或 18 所述的进展状况的显示方法,其特征在于,

上述扫描支援显示包含以上述探针的扫描速度处于预定的范围内的方式对上述探针的扫描进行引导的扫描限制显示。

20. 根据权利要求 15 ~ 19 中任一项所述的进展状况的显示方法,其特征在于,

基于上述探针的实际空间中的坐标,算出由上述探针规定的摄像区域中的像素即从上述探针的中心轴离开的上述像素的实际空间中的坐标,并基于上述像素的实际空间中的坐标而算出上述扫描长度。

声图像生成装置及使用该装置生成图像时的进展状况的显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及能够生成超声波图像及光声图像等断层图像的声图像生成装置及使用该声图像生成装置生成图像时的进展状况的显示方法。

背景技术

[0002] 以往,作为取得被检体的内部的断层图像的方法,公知有如下的超声波成像:通过将超声波照射于检测体内而对在被检体内反射的超声波进行检测,生成超声波图像,从而得到被检体内的形态性的断层图像。另一方面,近年来,在被检体的检查中不仅显示形态性的断层图像而且显示功能性的断层图像的装置的开发也在进行。并且,在这种装置的一个中存在利用了光声分析法的装置。该光声分析法将具有预定的波长(例如,可见光、近红外光或中间红外光的波段)的脉冲光照射到被检体,对被检体内的特定物质吸收了该脉冲光的能量后结果产生的弹性波即光声波进行检测,从而对该特定物质的浓度定量地进行计测。所谓被检体内的特定物质是例如血液中含有的葡萄糖、血红蛋白等。如此对光声波进行检测并基于其检测信号而生成光声图像的技术被称作光声成像(PAI:Photoacoustic Imaging)或者光声层析成像(PAT:Photo Acoustic Tomography)。

[0003] 作为利用超声波成像或光声成像生成声图像(超声波图像及光声图像)的装置,例如如专利文献1及2所示那样,包括具有超声波振子(在光声成像的情况下,还有光纤等光出射单元)的手持型的超声波探头(或者探针)的装置的开发广泛地进行。

[0004] 例如,在专利文献1中公开了如下方法:对生成超声波图像时的探针的运动状态进行检测,并基于该运动状态以预定的间隔取得超声波图像信号,从而生成三维的超声波图像数据。由此,无论探针的扫描速度如何都能够以一定间隔生成超声波图像。

[0005] 另外,在例如专利文献2中公开了如下方式:使用将多根具有芯部及包层的构造的较细的石英光纤捆束而成的光纤束,将脉冲激光导光至探针前端。

[0006] 专利文献1:日本特开2004—202260号公报

[0007] 专利文献2:日本特开2010—12295号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 另外,在使用上述那样的手持型的探针生成连续的声图像或者生成三维的声图像时,有时需要使探针在想要生成图像的希望的区域进行扫描的工序。然而,在这种情况下,以往的方法中存在如下问题:探针的使用者难以掌握扫描工序的进展状况、结束地点,即难以识别使探针扫描至何时(或者何处)较好。

[0010] 本发明鉴于上述问题而提出,目的在于提供声图像生成装置及进展状况的显示方法,能够在使探针进行扫描而生成声图像时容易确认其扫描工序的进展状况。

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] 为了解决课题,本发明所涉及的声图像生成装置的特征在于,具备:探针,具有对在被检体内传播的声波进行检测的声检测元件;声图像生成单元,基于由探针检测出的声波的声信号,生成关于声信号的声图像;扫描长度设定单元,对探针的扫描工序中的目标扫描长度进行设定;坐标取得单元,依次取得探针的实际空间中的坐标;扫描长度计算单元,基于由该坐标取得单元取得的坐标而算出扫描长度;进展度显示生成单元,基于目标扫描长度及扫描长度,生成显示上述扫描工序的进展状况的进展度显示;及显示单元,显示进展度显示。

[0013] 本说明书中,所谓“扫描长度”是指从开始扫描的位置(扫描开始地点)到当前的探针的位置的距离。

[0014] 并且,在本发明所涉及的声图像生成装置中,优选为,进展度显示是具有表示进展度的指示器的图表状的进度计。

[0015] 另外,在本发明所涉及的声图像生成装置中,优选为,进度计具有以扫描工序适当地结束的方式对探针的扫描进行支援的扫描支援显示。

[0016] 另外,在本发明所涉及的声图像生成装置中,优选为,扫描支援显示包含以探针的扫描速度为预定的值的方式对探针的扫描进行引导的理想速度显示。

[0017] 另外,在本发明所涉及的声图像生成装置中,优选为,理想速度显示是沿指示器的进展方向以一定的速度移动的定速指标。

[0018] 另外,在本发明所涉及的声图像生成装置中,优选为,定速指标在该定速指标所表示的位置和指示器所表示的位置的间隔为预定的值以上时,从指示器所表示的位置恢复移动。

[0019] 或者,在本发明所涉及的声图像生成装置中,优选为,扫描支援显示包含以探针的扫描速度处于为预定的范围内的方式对探针的扫描进行引导的扫描限制显示。

[0020] 另外,在本发明所涉及的声图像生成装置中,优选为,扫描限制显示是与指示器所表示的位置有关地表示与探针的坐标的变化量的上限值相当的位置的上限指标。

[0021] 另外,在本发明所涉及的声图像生成装置中,优选为,扫描长度计算单元基于探针的实际空间中的坐标,算出由探针规定的摄像区域中的像素即从探针的中心轴离开的像素的实际空间中的坐标,并基于该像素的实际空间中的上述坐标而算出扫描长度。

[0022] 另外,本发明所涉及的声图像生成装置优选为,具备在扫描长度的变化量为预定的值以上时使声图像的生成工序中止的控制单元。

[0023] 另外,在本发明所涉及的声图像生成装置中,优选为,坐标取得单元是磁传感器单元或加速度传感器单元。

[0024] 另外,在本发明所涉及的声图像生成装置中能够采用如下结构:探针具有向被检体出射测定光的光出射单元,并且对由于测定光的出射而在被检体内产生的光声波进行检测,声图像生成单元基于光声波的光声信号而生成光声图像。

[0025] 另外,在本发明所涉及的声图像生成装置中能够采用如下结构:探针检测对发送到被检体的声波的反射声波,声图像生成单元基于反射声波的反射声波信号而生成反射声波图像。

[0026] 本发明所涉及的进展状况的显示方法的特征在于,在生成声图像时使具有声检测元件的探针进行扫描的扫描工序中,依次取得探针的实际空间中的坐标,基于依次取得的

坐标而算出扫描长度,基于预先设定的目标扫描长度及扫描长度,生成显示上述扫描工序的进展状况的进展度显示,显示进展度显示。

[0027] 并且,在本发明所涉及的进展状况的显示方法中,优选为,进展度显示是具有表示进展度的指示器的图表状的进度计。

[0028] 另外,在本发明所涉及的进展状况的显示方法中,优选为,进度计具有以扫描工序适当地结束的方式对探针的扫描进行支援的扫描支援显示。

[0029] 另外,在本发明所涉及的进展状况的显示方法中,优选为,扫描支援显示包含以探针的扫描速度为预定的值的方式对探针的扫描进行引导的理想速度显示。

[0030] 或者,在本发明所涉及的进展状况的显示方法中,优选为,扫描支援显示包含以探针的扫描速度处于预定的范围内的方式对探针的扫描进行引导的扫描限制显示。

[0031] 另外,在本发明所涉及的进展状况的显示方法中,优选为,基于探针的实际空间中的坐标,算出由探针规定的摄像区域中的像素即从探针的中心轴离开的像素的实际空间中的坐标,并基于该像素的实际空间中的上述坐标而算出扫描长度。

[0032] 发明效果

[0033] 根据本发明所涉及的声图像生成装置及进展状况的显示方法,在生成声图像时使具有超声波振子的探针进行扫描的扫描工序中,能够依次取得探针的实际空间中的坐标,并基于依次取得的坐标而算出扫描长度,基于预先设定的目标扫描长度及扫描长度而生成显示上述扫描工序的进展状况的进展度显示。其结果为,探针的使用者能够通过视觉确认进展状况,因此在使探针进行扫描而生成声图像时其扫描工序的进展状况的确认变得容易。

附图说明

[0034] 图 1 是表示第一实施方式的声图像生成装置(光声图像生成装置)的结构的概略框图。

[0035] 图 2 是表示探针的外观的概略图。

[0036] 图 3 是表示探针的内部结构的概略图。

[0037] 图 4A 是表示声图像(光声图像)的显示形态的例子的概略图。

[0038] 图 4B 是表示声图像(光声图像)的显示形态的例子的概略图。

[0039] 图 4C 是表示声图像(光声图像)的显示形态的例子的概略图。

[0040] 图 5 是表示在图像显示单元显示的画面的结构例的概略图。

[0041] 图 6A 是表示进度计的结构例的概略图。

[0042] 图 6B 是表示进度计的结构例的概略图。

[0043] 图 7 是对探针的扫描工序的次序进行说明的流程图。

[0044] 图 8 是对扫描长度和目标扫描长度的关系进行说明的概略图。

[0045] 图 9A 是表示摄像区域、探针的中心轴及摄像区域中的关注像素的位置关系的概略主视图。

[0046] 图 9B 是表示摄像区域、探针的中心轴及摄像区域中的关注像素的位置关系的概略侧视图。

[0047] 图 10 是对探针的姿势和摄像区域中的像素的移动距离的关系进行说明的概略

图。

[0048] 图 11 是表示具有扫描支援显示的情况下的进度计的结构概略图。

[0049] 图 12A 是对理想速度显示及扫描限制显示的动作形态的例子进行说明的概略图。

[0050] 图 12B 是对理想速度显示及扫描限制显示的动作形态的例子进行说明的概略图。

[0051] 图 12C 是对理想速度显示及扫描限制显示的动作形态的例子进行说明的概略图。

[0052] 图 12D 是对理想速度显示及扫描限制显示的动作形态的例子进行说明的概略图。

[0053] 图 13 是表示理想速度显示的其他形态的概略图。

[0054] 图 14 是表示第二实施方式的声图像生成装置（光声图像生成装置）的结构概略框图。

[0055] 图 15 是表示第三实施方式的声图像生成装置（光声图像生成装置）的结构概略框图。

具体实施方式

[0056] 以下，使用附图对本发明的实施方式进行说明，但是本发明不限于此。另外，为了容易视觉确认，使附图中的各构成要素的缩小比例尺等与实际尺寸适当地不同。

[0057] “声图像生成装置及进展状况的显示方法的第一实施方式”

[0058] 首先，对本发明的第一实施方式详细地进行说明。另外，在下述的说明中，作为声图像生成装置的具体例，列举光声图像生成装置。图 1 是表示本实施方式的光声图像生成装置的结构框图。图 2 是表示探针的外观的概略图。图 3 是表示探针的内部结构的概略图。

[0059] 本实施方式的光声图像生成装置 10 具备：超声波探头（探针）11、超声波单元 12、激光单元 13、图像显示单元 14、坐标取得单元 15、41、42 及输入单元 16。

[0060] <激光单元>

[0061] 激光单元 13 将例如脉冲激光 PL 作为照射到被检体 M 的测定光而输出。激光单元 13 例如构成为接收来自控制单元 29 的触发信号而输出脉冲激光 PL。激光单元 13 所输出的脉冲激光 PL 例如使用光纤等导光单元而被导光至探针 11，从探针 11 照射到被检体 M。

[0062] 激光单元 13 优选为作为脉冲激光输出具有 1 ~ 100nsec 的脉冲宽度的脉冲光。例如，在本实施方式中，激光单元 13 是 Q 开关（Qsw）激光器。在该情况下，脉冲激光 PL 的脉冲宽度由例如 Qsw 所控制。根据成为计测的对象的被检体内的物质的光吸收特性而适当决定脉冲激光的波长。活体内的血红蛋白根据其状态（氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白、高铁血红蛋白等）而光学性的吸收特性不同，但是通常对 360nm 至 1000nm 的光进行吸收。因此，激光的波长优选为在对活体内的血红蛋白进行计测的情况下其他活体物质的吸收比较少的 600 ~ 1000nm。此外，从到达被检体的深部的观点出发，优选为激光的波长是 700 ~ 1000nm。

[0063] 另外，作为激光单元 13，也能够使用产生特定的波长成分或包含该成分的单色光的半导体激光器（LD）、固体激光器、气体激光器等发光元件。

[0064] <探针（超声波探头）>

[0065] 探针 11 在从激光单元 13 输出的脉冲激光 PL 被照射到被检体 M 后，对被检体 M 内的光吸收体因吸收脉冲激光 PL 而产生的光声波 U（光声信号）进行检测。探针 11 具有由

例如一维或二维排列的多个超声波振子 20a(声检测元件)构成的振子阵列 20。探针 11 是手持型的探头,构成为使用者能够以手动进行扫描。另外,扫描不限于基于手动的扫描,也可以由机械性的机构实施。

[0066] 例如如图 2 所示,探针 11 具有露出到外部的两个开关 44a 及 44b。开关 44a 在对目标扫描长度进行设定时使用,开关 44b 在开始扫描时使用。开关 44a 及开关 44b 的具体使用方法后述。另外,两个开关在本发明中并非必须的结构。

[0067] 另外,例如如图 3 所示,探针 11 由光纤 40、导光板 43 及振子阵列 20 构成,对来自被检体 M 的光声波 U 进行检测。根据成为诊断对象的被检体 M 而从扇形扫描类型、线性扫描类型、凸面扫描类型等中适当选择探针 11。另外,本实施方式中,构成坐标取得单元的一部分的磁传感器 42 内置于探针 11。

[0068] 光纤 40 及导光板 43 是作为将脉冲激光 PL 从振子阵列 20 的附近朝向被检体 M 出射的光出射单元的光学要素。例如,如图 3 所示,导光板 43 与将从激光单元 13 输出的脉冲激光 PL 导光到振子阵列 20 的附近的光纤 40 的前端部连接。导光板 43 例如沿振子阵列 20 的周围排列。另外,也可以构成为将从光纤 40 的前端部出射的脉冲激光 PL 直接照射到被检体 M,也可以构成为在光纤 40 的前端部设置其他光学要素而替代导光板 43。

[0069] 振子阵列 20 是对在被检体 M 内产生的光声波 U 进行检测的检测元件。例如如图 3 所示,振子阵列 20 由一维状排列的多个超声波振子 20a 构成。超声波振子 20a 例如是压电陶瓷或由聚偏氟乙烯(PVDF)那样的高分子膜构成的压电元件。超声波振子 20a 具有在检测出光声波 U 的情况下将该光声信号转换为电信号的功能。该电信号被输出到后述的接收电路 21。

[0070] 脉冲激光 PL 的照射例如能够对应被检体 M 的每个局部区域进行。在这种情况下,例如导光板 43 与区域 A、区域 B 及区域 C 的每个区域对应而设置多个(图 3)。在该情况下,在选择区域 A 时,脉冲激光 PL 被导光到与区域 A 对应的导光板 43a 而对区域 A 进行照射。并且,在选择区域 B 时脉冲激光 PL 被导光到与区域 B 对应的导光板 43b 而对区域 B 进行照射。此外,在选择区域 C 时脉冲激光 PL 被导光到与区域 C 对应的导光板 43c 而对区域 C 进行照射。或者,也可以例如从图 3 中所有的导光板 43 同时地进行脉冲激光 PL 的照射。

[0071] <坐标取得单元>

[0072] 坐标取得单元始终或者在探针 11 进行扫描的期间,依次取得对探针 11 的实际空间(现实的空间)中的位置及其姿势进行规定的坐标(以下,也简称作“坐标”)。所谓“取得坐标”是指取得为了确定该坐标所需的信息。

[0073] 例如在本实施方式中,坐标取得单元是磁传感器单元,该磁传感器单元由坐标信息取得部 15、发射器等磁场发生部 41 及磁传感器 42 构成。磁传感器单元能够取得相对于磁场发生部系统的空间(磁场发生部所形成的脉冲磁场中的空间)的相对性的磁传感器的位置(x、y、z)及姿势(角度)(α 、 β 、 γ)。并且,将该磁传感器的位置及姿势与探针的位置及姿势建立关联。所谓“磁传感器的位置”表示基于磁传感器所取得的坐标而确定的与磁传感器相关的基准点的位置。例如,该基准点在磁传感器是一个的情况下能够设为该磁传感器所取得的坐标本身,在磁传感器是多个的情况下能够设为基于这些磁传感器所取得的坐标而算出的新的坐标(这些坐标的中心点等)。另外,所谓“磁传感器的姿势”例如表示以与磁传感器相关的上述基准点为原点的空间(磁传感器系统的空间)的斜度。另外,

在探针 11 的扫描仅是平行移动的情况下,所取得的信息也可以仅是扫描开始地点与探针的当前地点的相对位置。

[0074] 坐标信息取得部 15 在本实施方式中根据磁传感器单元的测定值算出坐标,将该坐标的信息向超声波单元 12 发送。若在探针 11 的扫描之前进行原点复位的操作,则坐标信息取得部 15 在磁场发生部系统的空间中的原点设定此时的探针 11 的位置及姿势。该空间例如在仅考虑平行移动的情况下是 (x、y、z) 的 3 轴系的空间,在也考虑旋转移动的情况下为 (x、y、z、 α 、 β 、 γ) 的 6 轴系的空间。优选为,以空间的轴沿着振子阵列 20 的阵列方向(超声波振子 20a 排列的方向)或高度方向(与阵列方向垂直且与振子阵列 20 的检测面平行的方向)的方式设定原点。坐标取得单元也可以构成为,除了使用磁传感器单元外,还使用加速度传感器、红外线传感器等而取得坐标。

[0075] 坐标取得单元例如以预定的周期(坐标取得周期)始终取得探针 11 的坐标。该坐标取得周期越小,则越能够掌握探针 11 的准确的位置。所取得的坐标被发送到控制单元 29。在基于声信号生成三维的体积数据、或者根据该体积数据生成断层数据、或者根据位置而依次排列二维的声图像时使用该坐标。另外,本发明中,基于该坐标而显示探针的扫描工序中的进展状况。优选为,使坐标取得周期与脉冲激光的输出周期及 1 帧的光声图像的构建周期同步。或者,为了减轻计算处理,也可以设为将从脉冲激光的输出周期及 1 帧的光声图像的构建周期间拔 1/3 而得到的周期。

[0076] <超声波单元>

[0077] 超声波单元 12 具有接收电路 21、AD 转换单元 22、接收存储器 23、光声图像重构单元 24、检波 / 对数变换单元 27、光声图像构建单元 28、控制单元 29、图像合成单元 38、观察方式选择单元 39、扫描长度设定单元 45、扫描长度计算单元 46 及进展度显示生成单元 47。接收电路 21、AD 转换单元 22、接收存储器 23、光声图像重构单元 24、检波 / 对数变换单元 27 及光声图像构建单元 28 作为一体,与本发明中的声图像生成单元相当。

[0078] 控制单元 29 对光声图像生成装置 10 的各部进行控制,本实施方式中具备触发控制电路 30。触发控制电路 30 例如在光声图像生成装置起动时向激光单元 13 发送光触发信号。由此,在激光单元 13 中,闪光灯亮灯,开始激光棒的激励。并且,激光棒的激励状态被维持,激光单元 13 成为能够输出脉冲激光的状态。

[0079] 并且,控制单元 29 之后从触发控制电路 30 向激光单元 13 发送 Q_{sw} 触发信号。即,控制单元 29 利用该 Q_{sw} 触发信号对来自激光单元 13 的脉冲激光的输出时机进行控制。另外本实施方式中,控制单元 29 与 Q_{sw} 触发信号的发送同时地将采样触发信号发送到 AD 转换单元 22。采样触发信号成为 AD 转换单元 22 中的光声信号的采样的开始时机的信号。如此,通过使用采样触发信号,能够与脉冲激光的输出同步地对光声信号进行采样。例如,控制单元 29 能够构成为在按压了探针 11 的开关 44b 时开始 Q_{sw} 触发信号的发送。若如此构成,则能够将按压了开关 44b 时的探针 11 的位置作为扫描开始地点进行处理。

[0080] 另外,本实施方式中,控制单元 29 构成为,在从扫描长度计算单元 46 接收了扫描长度的变化量为预定的值以上这一内容时,使光声图像的生成工序中止(例如使脉冲激光的输出停止等)。通过如此构成,当存在探针 11 跌落等的误操作的情况下,能够迅速地结束生成工序。在该情况下,也可以例如仅显示适当生成的部分的光声图像。

[0081] 接收电路 21 接收由探针 11 检测出的光声信号。将由接收电路 21 接收到的光声

信号发送到 AD 转换单元 22。

[0082] AD 转换单元 22 是采样单元,对接收电路 21 接收到的光声信号进行采样并转换为数字信号。例如,AD 转换单元 22 具有采样控制部及 AD 转换器。由接收电路 21 接收到的接收信号通过 AD 转换器被转换为进行了数字化后的采样信号。AD 转换器由采样控制部所控制,并构成为在采样控制部接收了采样触发信号时进行采样。AD 转换单元 22 例如基于从外部输入的预定频率的 AD 时钟信号,以预定的采样周期对接收信号进行采样。

[0083] 接收存储器 23 对由 AD 转换单元 22 采样所得的光声信号(即上述采样信号)进行存储。另外,本实施方式中,接收存储器 23 也对坐标信息取得部 15 所取得的探针 11 的磁场发生部系统中的坐标进行存储。并且,接收存储器 23 将由探针 11 检测出的光声信号输出到光声图像重构单元 24。

[0084] 光声图像重构单元 24 从接收存储器 23 读出光声信号,并基于由探针 11 的振子阵列 20 检测出的光声信号,生成光声图像的各行的数据。光声图像重构单元 24 例如对来自探针 11 的 64 个超声波振子的数据加上与超声波振子的位置对应的延迟时间,生成 1 行量的数据(延迟相加法)。光声图像重构单元 24 也可以替代延迟相加法而利用 CBP 法(Circular Back Projection)进行重构。或者,光声图像重构单元 24 也可以使用霍夫变换法或傅里叶变换法进行重构。

[0085] 检波/对数变换单元 27 对各行的数据的包络线进行求算,并将所求得的包络线进行对数变换。

[0086] 光声图像构建单元 28 基于施加了对数变换后的各行的数据,构建 1 帧量的光声图像。光声图像构建单元 28 例如将光声信号(峰值部分)的时间轴方向的位置转换为光声图像中的深度方向的位置而构建光声图像。

[0087] 观察方式选择单元 39 对光声图像的显示形态进行选择。作为关于光声信号的体积数据的显示形态,例如能够列举出作为三维图像的形态、作为剖面图像的形态及作为预定的轴上的图表的形态。根据初始设定或者基于使用者的来自输入单元 16 的输入而选择利用哪一种形态进行显示。

[0088] 图像合成单元 38 使用依次取得的探针 11 的坐标及在各个坐标取得的光声信号,生成体积数据。按照与光声图像的各帧建立关联的坐标及光声图像中的像素坐标而将各个光声信号的信号值向假想空间分配,从而进行体积数据的生成。例如,将发送了 Q_{sw} 触发信号时的坐标、实际输出了光之后的坐标及开始了光声信号的采样时的坐标等与光声图像的每 1 帧建立关联。在对信号值进行分配时,在分配的部位重复的情况下,作为该重复的部位信号值例如能够采用这些信号值的平均值或它们中的最大值。另外,根据需要,在没有被分配的信号值的情况下,优选使用其周边的信号值进行插值。例如,从最接近点依次将 4 个接近点的加权平均值向插值部位分配而进行插值。由此,能够生成更加自然形的体积数据。此外,图像合成单元 38 对所生成的体积数据实施必要的处理(例如刻度的校正及体素(voxel)值所对应的着色等)。

[0089] 另外,图像合成单元 38 按照由观察方式选择单元 39 所选择的观察方式而生成光声图像。图 4A 至图 4C 是表示光声图像的显示形态的例子的概略图。图 4A 是表示从假想空间中的预定的视点观察时的体积数据的值的三维图像 IMa。在观察方式选择单元 39 中选择了三维状的吸收分布进行观察的方式的情况下,显示图 4A 那样的三维图像 IMa。对

三维图像 IMa 进行规定的假想空间中的视点例如作为初始设定或通过基于使用者的来自输入单元 16 的输入,而设定于观察方式选择单元 39,将该信息也发送到图像合成单元 38。另外,图 4B 是表示预定的二维平面的剖面中的值的剖面图像 IMb。在观察方式选择单元 39 中选择了二维状的吸收分布进行观察的方式的情况下,显示图 4B 那样的剖面图像 IMb。对剖面图像 IMb 进行规定的二维平面例如作为初始设定或通过基于使用者的来自输入单元 16 的输入,而设定于观察方式选择单元 39,将该信息也发送到图像合成单元 38。另外,图 4C 是表示沿预定的一维轴的体积数据的值的图表 IMc。在观察方式选择单元 39 中选择了二维状的吸收分布进行观察的方式的情况下,显示图 4C 那样的图表 IMc。对图表 IMc 进行规定的一维轴例如作为初始设定或者通过基于使用者的来自输入单元 16 的输入,而设定于观察方式选择单元 39,将该信息也发送到图像合成单元 38。

[0090] 按照所选择的观察方法而生成的光声图像成为用于在图像显示单元 14 中显示的最终的图像(显示图像)。另外,在上述的光声图像的生成方法中,一旦生成了光声图像之后,使用者当然能够根据需要使该图像旋转或移动。即,在显示了如图 4A 所示那样的三维图像的情况下,使用者使用输入单元 16 依次指定作为视点的方向或者使之移动,从而对光声图像再次进行计算并使三维图像旋转。另外,使用者也能够使用输入单元 16 适当变更观察方法。

[0091] 扫描长度设定单元 45、扫描长度计算单元 46 及进展度显示生成单元 47 发挥生成进展度显示的功能,上述进展度显示表示在上述中说明的用于生成光声图像的探针的扫描工序中的进展状况。所谓进展度显示,是指容易视觉性地识别扫描工序的进展度的文字、图形、记号等其他类似于此的显示。

[0092] 图 5 是表示显示于图像显示单元的画面的结构例的概略图。图 6A 及图 6B 是表示进展度显示的结构例的概略图。

[0093] 本发明中的进展度显示与光声图像同时地在画面中显示使得使用者能够容易地确认进展状况(图 5)。图 5 中示出了在图像显示单元 14 的画面 D 中同时显示的、显示光声图像的区域 Da、显示所谓的患者信息(识别 ID、年龄、体重等)、摄像条件(摄像部位、目标扫描长度等)的文字信息的区域 Db 及进度条 50。本实施方式中,该进度条 50 是本发明中的进展度显示。

[0094] 进度条 50 如图 6A 所示,是柱形图状的进度计,主要由成为外框的量规 51 及表示扫描工序的进展度的指示器 52 构成。另外,在量规 51 的底边附近标注进展度的刻度,但是这也并非必须。在图 6A 那样的进度条 50 中,指示器 52 根据进展度而伸缩,在指示器 52 的右端所示的位置表示进展度。

[0095] 进展度显示除了上述那样的进度条 50 以外,例如也能够采用图 6B 那样的饼形图状的进度计 53。在进度计 53 中,通过例如扇形状的指示器根据进展度而使中心角(即扇形的面积)增减来表示进展度(图 6B)。另外,在饼形图状的进度计的情况下,也可以采用通过圆形的指示器根据进展度而使半径(即圆的面积)增减来表示进展度的结构。另外,进展度显示除了上述那样的图表状的进度计之外,也可以直接利用数字在画面上显示进展度的值。

[0096] 图 7 是对探针的扫描工序的次序进行说明的流程图。图 8 是对扫描长度和目标扫描长度的关系进行说明的概略图。

[0097] 扫描长度设定单元 45 对探针 11 扫描的目标的长度（目标扫描长度）进行设定。目标扫描长度的设定在探针 11 的扫描工序之前进行（图 7）。例如通过由使用者任意地对输入的数值进行设定来进行目标扫描长度的设定。另外，也能够通过对从预先准备的 3～5 个左右的备选（例如 10mm、30mm、50mm、70mm 及 90mm 等）中选择的数值进行设定来进行目标扫描长度的设定。在这种情况下，能够省去在扫描工序前使用者逐一输入数值的劳力。另外，也能够通过使用扫描长度设定用的开关 44a 而实际地对所扫描的范围进行指定来进行目标扫描长度的设定。具体来说，如图 8 所示，首先，将探针 11 如附图标记 11a 那样配置于扫描开始地点并按压开关 44a，从而取得该扫描开始地点的坐标，接下来，将探针 11 如附图标记 11b 那样配置于扫描结束地点并按压开关 44a，从而取得该扫描结束地点的坐标。并且，设定这些坐标间的距离的长度作为目标扫描长度。在这种情况下，能够在不需要考虑实际使探针 11 进行扫描的范围的长度的具体的数值的情况下直观地设定目标扫描长度。另外，使用上述的开关 44a 的作业仅仅是用于求算长度的作业，将上述扫描开始地点和上述扫描结束地点连接的路径与实际扫描的路径未必需要一致。

[0098] 扫描长度计算单元 46 在实际开始探针 11 的扫描后，算出扫描长度（从扫描开始地点到当前的探针 11 的位置为止的距离）。基于由坐标取得单元依次取得的探针 11 的坐标而算出扫描长度。本发明中，关于扫描长度，能够将扫描前后的磁传感器的位置间的距离作为扫描长度。

[0099] 然而，优选为，基于探针 11 的实际空间中的坐标，算出由探针 11 规定的摄像区域 55 中的像素即从探针的中心轴离开的像素（图 9A 中的关注像素）的实际空间中的坐标，并基于该像素的实际空间中的上述坐标而算出扫描长度。理由如下。图 10 作为例子，示出了扫描结束地点（ $t = t_2$ ）处的探针 11 的姿势相对于扫描开始地点（ $t = t_1$ ）处的探针 11 的姿势以探针 11 的中心轴 C（通过例如振子阵列 20 的中心而与其检测面垂直的轴）为中心而旋转的状态。另外，图 10 是从上方观察图 9B 中的探针 11 时的图。并且，考虑磁传感器的基准点存在于中心轴 C 上的情况。在这种情况下存在如下情况：在从探针 11 的中心轴 C 离开的部位，扫描前后的各个像素间的长度伴随该旋转而成为与扫描前后的磁传感器的位置间的长度不同的值。具体来说，关于通过该旋转而接近扫描开始地点的像素的扫描长度 L_1 比扫描前后的磁传感器的位置间的长度短，关于通过该旋转而从扫描开始地点远离的像素的扫描长度 L_2 比扫描前后的磁传感器的位置间的长度长。这里，若考虑以最终取得的三维的声图像的长度为希望的值的方式对目标扫描长度进行设定，则可以说需要准确地算出实际扫描前后的像素间的长度。因此，成为上述的结论。

[0100] 具体来说，摄像区域 55 中的关注像素的磁场发生部系统的空间（实际空间）中的位置的变化量作为扫描长度 L 而被设定。在该情况下，扫描长度 L 由下述式 1 算出。

[0101] （数学式 1）

$$[0102] \quad L = \sqrt{(X - X_0)^2 + (Y - Y_0)^2 + (Z - Z_0)^2} \quad \text{式 1}$$

[0103] 式 1 中， (X_0, Y_0, Z_0) 是扫描开始地点处的关注像素的磁场发生部系统的空间中的位置， (X, Y, Z) 是探针 11 的当前地点处的关注像素的磁场发生部系统的空间中的位置。这里，在磁传感器系统的空间相对于磁场发生部系统的空间的相对关系是 $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$ 情况下，关于摄像区域系统的空间中的坐标是 (u_0, v_0) 的关注像素的 (X, Y, Z) 由下述式 2

表示的变换式得到。

[0104] (数学式 2)

$$[0105] \quad \begin{bmatrix} X \\ Z \\ Y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{rot_SM} & \text{para_SM} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \text{rot_PS} & \text{para_PS} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_0 \\ 1 \\ v_0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad \text{式 2}$$

[0106] 式 2 中,右边的第一项表示从磁传感器系统的空间 S 向磁场发生部系统的空间 M 的坐标变换项,右边的第二项表示从摄像区域系统的空间 P 向磁传感器系统的空间 S 的坐标变换项。另外,rot __ SM 及 rot __ PS 表示各自的坐标变换项的角度分量,para __ SM 及 para __ PS 表示各自的坐标变换项的位移分量。rot __ SM、para __ SM、rot __ PS 及 para __ PS 分别由下述式 3 至式 6 表示。

[0107] (数学式 3)

$$[0108] \quad \text{rot_SM} = \begin{pmatrix} \cos\alpha & -\sin\alpha & 0 \\ \sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\gamma & -\sin\gamma \\ 0 & \sin\gamma & \cos\gamma \end{pmatrix} \quad \text{式 3}$$

[0109] para_SM = (x, y, z) 式 4

$$[0110] \quad \text{rot_PS} = \begin{pmatrix} \cos\alpha_1 & -\sin\alpha_1 & 0 \\ \sin\alpha_1 & \cos\alpha_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos\beta_1 & 0 & \sin\beta_1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta_1 & 0 & \cos\beta_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\gamma_1 & -\sin\gamma_1 \\ 0 & \sin\gamma_1 & \cos\gamma_1 \end{pmatrix} \quad \text{式 5}$$

[0111] para_PS = (x₁, y₁, z₁) 式 6

[0112] 式 5 及式 6 中, (x₁, y₁, z₁, α₁, β₁, γ₁) 表示磁传感器系统的空间 S 中的摄像区域系统的空间 P 的原点的坐标。该坐标是根据探针 11 的设计而确定的已知的值。

[0113] 另外,优选为,扫描长度计算单元 46 在算出了扫描长度的情况下,通过与在比该扫描长度靠前(例如前一个)的时刻算出的扫描长度进行比较,也能够算出扫描长度的变化量。并且,在该变化量是预定的值(例如 10cm)以上时,将该内容向控制单元 29 发送。例如将前一个的探针 11 的坐标 (X₁, Y₁, Z₁) 存储于存储器,使用当前的坐标 (X, Y, Z) 来求算这些坐标的距离,从而算出扫描长度的变化量。

[0114] 进展度显示生成单元 47 从扫描长度设定单元 45 接收目标扫描长度,并且从扫描长度计算单元 46 接收扫描长度,并基于目标扫描长度及扫描长度而算出进展度。并且,在本实施方式中,进展度显示生成单元 47 生成指示器根据该进展度而可变的进度条 50。将关于进度条 50 的信息或数据输出到图像显示单元 14。另外,进展度例如使用图 8 中的目标扫描长度 L₀ 及当前的扫描长度 L,由下述的式 7 表示。

[0115] (数学式 4)

[0116] 进展度 = L/L₀ 式 7

[0117] 图像显示单元 14 显示由图像合成单元 38 生成的显示图像及由进展度显示生成单元生成的进展度显示。

[0118] 以下,参照图 7 对探针 11 的扫描工序中的次序进行说明。

[0119] 首先,步骤 1 中,设定目标扫描长度 L_0 。关于目标扫描长度的设定如前述那样。接下来,步骤 2 中开始探针 11 的扫描工序,坐标取得单元 15、41 及 42 至少在扫描工序结束前连续地持续取得坐标。例如能够以按压了探针 11 的开关 44b 这一情况、按压了未图示的脚踏开关这一情况或最初检测出了光声信号这一情况等作为基准而进行扫描开始的判断。接下来,在步骤 3 中仅显示进度条 50 的量规。另外,显示量规的时机不限于本实施方式中的时机。

[0120] 并且,步骤 4 中,取得磁传感器的初始坐标(初始传感器值)(x_0 、 y_0 、 z_0 、 α_0 、 β_0 、 γ_0)。接下来,步骤 5 中,使用上述变换式,根据该初始传感器值而算出关于摄像区域系统的空间中的坐标为(u_0 、 v_0)的关注像素的初始坐标(X_0 、 Y_0 、 Z_0)。接下来,步骤 6 中,取得 1 周期后的磁传感器的坐标(传感器值)(x 、 y 、 z 、 α 、 β 、 γ),使用上述变换式,根据该传感器值而算出关于摄像区域系统的空间中的坐标为(u_0 、 v_0)的关注像素的当前的坐标(X 、 Y 、 Z)。

[0121] 此时,步骤 7 中,算出从关于前一个(即在当前的情况下为最初)算出的关注像素的初始坐标(X_0 、 Y_0 、 Z_0)向当前的坐标(X 、 Y 、 Z)的变化量,并判断该变化量是否为预定值以上。在该变化量为预定值以上(即坐标为适当范围外)的情况下,判断为扫描工序中止,并使脉冲激光、坐标的取得中止,扫描工序结束。另一方面,在该变化量小于预定值(即坐标在适当范围内)的情况下,继续进行扫描工序,并进入到步骤 8。

[0122] 步骤 8 中,根据关于当前的关注像素的坐标(X 、 Y 、 Z)及关于扫描开始地点处的关注像素的初始坐标(X_0 、 Y_0 、 Z_0)而算出扫描长度 L 。接下来,在步骤 9 中,进度条 50 的指示器 52 根据进展度而伸缩,从而在画面上显示。接下来,步骤 10 中,判断扫描长度 L 是否到达目标扫描长度 L_0 。此时,在扫描长度 L 到达目标扫描长度 L_0 的情况下判断为扫描工序已经结束,否则的话再次实施步骤 6 以后的步骤。另外,坐标的取得可以构成为与扫描工序的结束同时结束,也可以构成为在接下来按压开关 44b 或脚踏开关时结束。

[0123] 如以上那样,根据本实施方式所涉及的声图像生成装置及进展状况的显示方法,在生成声图像时,能够在使具有超声波振子的探针进行扫描的扫描工序中依次取得探针的实际空间中的坐标,基于依次取得的坐标而算出扫描长度,并基于预先设定的目标扫描长度及扫描长度,生成显示上述扫描工序的进展状况的进展度显示。其结果为,由于探针的使用者能够视觉性地确认进展状况,因此在使探针进行扫描而生成声图像时其扫描工序的进展状况的确认变得容易。

[0124] <设计变更>

[0125] 在上述的说明中,对进展度显示是仅由量规和指示器构成的进度条的情况进行了说明,但是本发明不限于此。

[0126] 例如,优选为,进度计具有以扫描工序适当地结束的方式对探针 11 的扫描进行支援的扫描支援显示。这里,所谓“以扫描工序适当地结束的方式”表示以能够取得希望的品质的声图像的方式结束扫描工序。作为使声图像的品质降低的要因,考虑探针 11 的扫描速度的偏差等。

[0127] 因此,本发明中,优选包含以探针 11 的扫描速度为预定的值的方式对探针 11 的扫描进行引导的理想速度显示。例如如图 11 所示,能够采用具有量规 51、宽度一定且较细的指示器 52 和对扫描进行引导的理想速度显示 56 的进度条 50 作为进展度显示。理想速度显示 56 例如如图 12A 所示,能够设为在指示器 52 的附近沿进度条 50 的进展方向(进展度较

高的方向)以恒定的理想的速度前进的定速指标。这里,所谓“理想的速度”是从对由于探针 11 的扫描过快而使声图像缺失这一情况进行抑制的观点出发所决定的速度,具体的值根据声图像的生成条件而适当地设定。由此,使用者以指示器 52 追随理想速度显示 56 的方式使探针 11 进行扫描,从而能够使探针 11 的扫描速度接近理想的速度。其结果为,能够对声图像的缺失进行抑制,从而得到更准确的声图像。理想速度显示 56 原则上与指示器 52 独立地前进,但是也可以如图 12B 及图 12C 所示构成为,在定速指标所示的位置与指示器 52 所示的位置的间隔为预定的值以上时,从指示器 52 所示的位置恢复移动。由此,在指示器 52 所示的位置与理想速度显示 56 所示的位置的距离较大地空出时,使用者能够缩短该距离使得容易追随理想速度显示 56。适当设定上述预定的值。

[0128] 另外,理想速度显示不限于上述那样的定速指标,也可以设为表示当前的扫描速度与理想的扫描速度的关系那样的速度计。

[0129] 另外,进度计也可以具有以探针的扫描速度处于预定的范围内的方式对探针的扫描进行引导的扫描限制显示 57。所谓“以探针的扫描速度处于预定的范围内的方式对探针的扫描进行引导”,换言之表示实际的探针的扫描速度与理想的扫描速度之差(即,距理想性的扫描速度的偏差)的适当的范围(或者容许范围)。扫描限制显示 57 例如如图 12D 所示,能够设为与指示器 52 所表示的位置有关地表示与探针 11 的坐标(位置)的变化量的上限值相当的位置的上限指标。由此,能够视觉性地表示接下来取得坐标时的探针 11 的变化量的上限。其结果为,能够对声图像的缺失进行抑制,能够取得更准确的声图像。扫描限制显示 57 所示的位置能够适当设定,例如能够设为以指示器 52 所示的位置或上述的理想速度显示 56 所示的位置为基准隔开了预定的距离(例如量规宽度的 5%等)的位置。在指示器 52 超过扫描限制显示 57 而进行扫描的情况下,例如使指示器 52 的颜色变化或者发出唤起注意的声音来发出警告。另外,例如也可以仅显示适当地生成的部分的光声图像。

[0130] 另外,理想速度显示 56 只要能够确保其功能即可,不限于配置在进度计的内部的量规的情况。理想速度显示 56 例如如图 13 所示也能够设为配置于量规的外部的指标。另外,扫描限制显示 57 同样也可以设为配置于量规的外部的指标。

[0131] “声图像生成装置及进展状况的显示方法的第二实施方式”

[0132] 接下来,对本发明的第二实施方式进行说明。图 14 是表示本实施方式的光声图像生成装置的结构框图。另外,本实施方式在使用加速度传感器作为坐标取得单元这一点上与第一实施方式不同。因此,本实施方式中,针对与第一实施方式同样的结构要素的详细的说明只要没有特别需要就予以省略。

[0133] 本实施方式的光声图像生成装置 10 具备超声波探头(探针)11、超声波单元 12、激光单元 13、图像显示单元 14、坐标取得单元 15 和 42a 及输入单元 16。

[0134] <坐标取得单元>

[0135] 本实施方式中,坐标取得单元是加速度传感器单元,该加速度传感器单元由坐标信息取得部 15 及加速度传感器 42a 构成。加速度传感器单元能够基于由加速度传感器 42a 检测出的加速度及角速度而对距基准点的相对性的坐标进行测定。作为加速度传感器 42a,例如能够使用 3 轴加速度传感器、6 轴运动传感器。所谓 3 轴加速度传感器是对加速度的 3 轴分量(A_x 、 A_y 、 A_z)进行检测而对物体的平移运动进行测定的传感器。另外,所谓 6 轴运动传感器是对加速度的 3 轴分量(A_x 、 A_y 、 A_z)和角速度的 3 轴分量(ω_x 、 ω_y 、 ω_z)同时

进行检测而对物体的平移运动和旋转运动同时进行测定的传感器。这些传感器中,基于牛顿定律,根据加速度作用于质量时产生的惯性力而检测加速度的 3 轴分量 (A_x 、 A_y 、 A_z),并基于科里奥利定律,根据角速度作用于质量时产生的科里奥利力而检测角速度的 3 轴分量 (ω_x 、 ω_y 、 ω_z)。根据加速度传感器单元,不需要如第一实施方式那样用于规定绝对性的坐标的磁场发生部,装置结构变得简易。并且,坐标信息取得部 15 在本实施方式中根据加速度传感器单元的测定值算出坐标,并将该坐标的信息向超声波单元 12 发送。

[0136] <超声波单元>

[0137] 利用扫描长度设定单元 45 与第一实施方式同样地进行目标扫描长度的设定。即,使用者对任意输入的数值进行设定,或者对从预先准备的备选中选择的数值进行设定,或者使用扫描长度设定用的开关 44a 对实际扫描的范围进行指定,从而能够对目标扫描长度进行设定。并且,也利用扫描长度计算单元 46 与第一实施方式同样地进行扫描长度的计算。本实施方式中,利用加速度传感器单元,取得以位于扫描开始地点的探针 11 为基准的当前的探针 11 的相对性的坐标,并基于该相对性的坐标而算出扫描长度。例如,在探针仅以平移运动进行扫描的情况下,利用加速度的 3 轴分量的积分而得到的相对性的移动距离自身成为扫描长度。

[0138] 在利用本实施方式的声图像生成装置生成声图像时,在使具有超声波振子的探针进行扫描的扫描工序中,依次取得探针的实际空间中的坐标,基于依次取得的坐标而算出扫描长度,并基于预先设定的目标扫描长度及扫描长度,能够生成显示上述扫描工序的进展状况的进展度显示。起到与第一实施方式同样的效果。

[0139] “声图像生成装置及进展状况的显示方法的第三实施方式”

[0140] 接下来,对本发明的声图像生成装置及进展状况的显示方法的第三实施方式详细地进行说明。图 15 是表示声图像生成装置的第三实施方式的结构框图。本实施方式中,在除了光声图像也生成作为反射声波图像的超声波图像这一点上,与第一实施方式不同。因此,关于与第一实施方式同样的结构要素的详细的说明,只要没有特别需要就予以省略。

[0141] 本实施方式的光声图像生成装置 10 与第一实施方式同样,具有超声波探头(探针)11、超声波单元 12、激光单元 13、图像显示单元 14、坐标取得单元 15 和 41 及输入单元 16。

[0142] <超声波单元>

[0143] 本实施方式的超声波单元 12 除了图 1 所示的光声图像生成装置的结构外,还具备发送控制电路 33、数据分离单元 34、超声波图像重构单元 35、检波/对数变换单元 36 及超声波图像构建单元 37。本实施方式中,接收电路 21、AD 转换单元 22、接收存储器 23、光声图像重构单元 24、检波/对数变换单元 27、光声图像构建单元 28、超声波图像重构单元 35、检波/对数变换单元 36 及超声波图像构建单元 37 作为一体,与本发明中的声图像生成单元相当。

[0144] 本实施方式中,探针 11 除了光声信号的检测外,还进行超声波向被检体的输出(发送)及与发送出的超声波相对的来自被检体的反射超声波(反射声波)的检测(接收)。作为进行超声波的收发超声波振子,可以使用本发明中的超声波振子,也可以使用为了超声波的收发而另行在探针 11 中设置的新的超声波振子。另外,超声波的收发也可以分离。例如也可以从与探针 11 不同的位置进行超声波的发送,由探针 11 接收与该发送出

的超声波相对的反射超声波。

[0145] 触发控制电路 30 在超声波图像生成时向发送控制电路 33 发送对超声波发送进行指示这一内容的超声波发送触发信号。当发送控制电路 33 接收到该触发信号时,从探针 11 发送超声波。探针 11 在超声波发送后对来自被检体的反射超声波进行检测。

[0146] 探针 11 检测出的反射超声波经由接收电路 21 而输入到 AD 转换单元 22。触发控制电路 30 与超声波发送的时机一致地向 AD 转换单元 22 发送采样触发信号,开始反射超声波的采样。这里,反射超声波在探针 11 和超声波反射位置之间往复,相对于此,光声信号是从其产生位置到探针 11 为止的单程。在反射超声波的检测中,与在相同深度位置产生的光声信号的检测相比需要 2 倍的时间,因此 AD 转换单元 22 的采样时钟也可以设为光声信号采样时的一半例如 20MHz。AD 转换单元 22 将反射超声波的采样信号存储于接收存储器 23。先进行光声信号的采样和反射超声波的采样中的哪一个均可。

[0147] 数据分离单元 34 对存储于接收存储器 23 的光声信号的采样信号和反射超声波的采样信号进行分离。数据分离单元 34 将分离后的光声信号的采样信号输入到光声图像重构单元 24。光声图像的生成与第一实施方式同样。另一方面,数据分离单元 34 将分离后的反射超声波的采样信号输入到超声波图像重构单元 35。

[0148] 超声波图像重构单元 35 基于由探针 11 的多个超声波振子检测出的反射超声波(其采样信号),生成超声波图像的各行的数据。在各行的数据的生成中,能够与光声图像重构单元 24 中的各行的数据的生成同样地使用延迟相加法等。检波/对数变换单元 36 对超声波图像重构单元 35 所输出的各行的数据的包络线进行求算,并对所求得的包络线进行对数变换。

[0149] 超声波图像构建单元 37 基于实施了对数变换后的各行的数据而生成超声波图像。

[0150] 图像合成单元 38 对光声图像和超声波图像进行合成。图像合成单元 38 例如通过将光声图像和超声波图像重叠而进行图像合成。合成后的图像显示于图像显示单元 14。也可以不进行图像合成,而在图像显示单元 14 并列显示光声图像和超声波图像,或者通过对光声图像和超声波图像进行切换而显示。

[0151] 本实施方式中,光声图像生成装置除了光声图像外还生成超声波图像。通过参照超声波图像,能够对在光声图像中无法图像化的部分进行观察。

[0152] 工业实用性

[0153] 在上述的实施方式中,对将本发明的声图像生成装置适用于光声图像生成装置的情况进行了说明,但是本发明不限于此。例如,本发明也可以适用于不具有光声图像生成功能的、以往的超声波图像生成装置。作为这种声图像生成装置,例如能够采用从第三实施方式的装置中除去激光单元、光出射单元等的结构的装置。

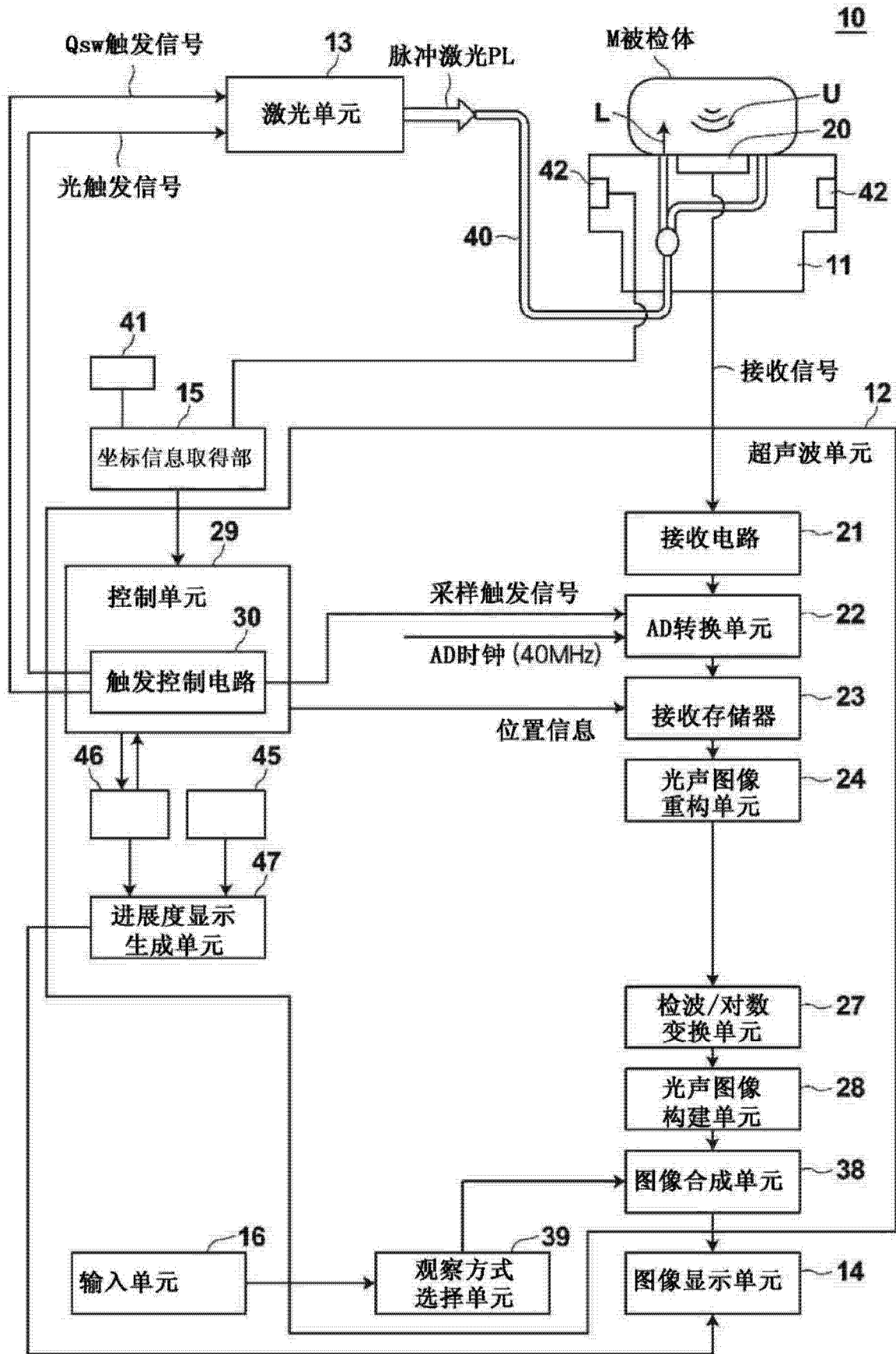


图 1

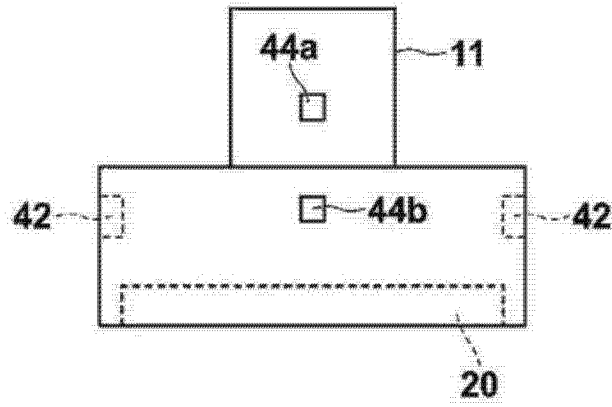


图 2

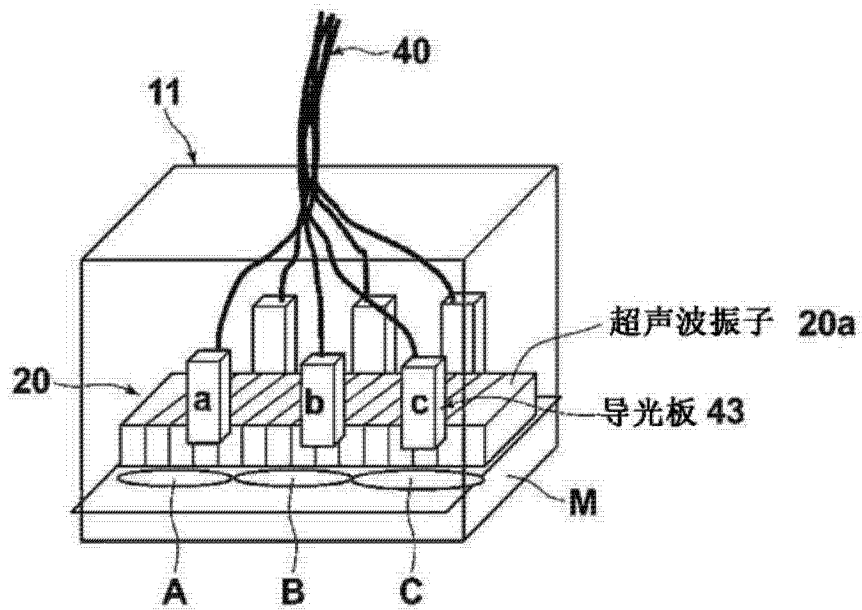


图 3

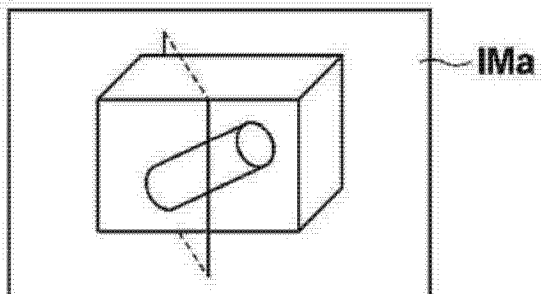


图 4A

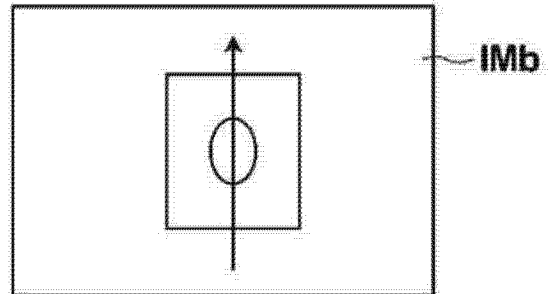


图 4B

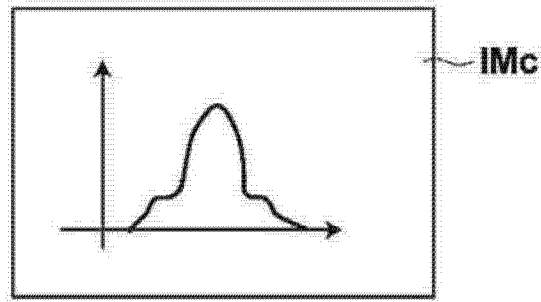


图 4C

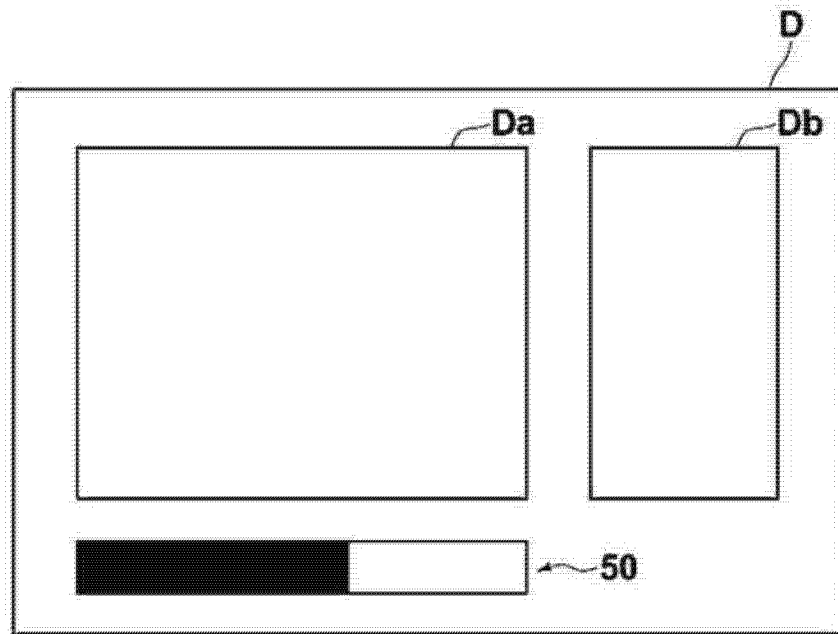


图 5

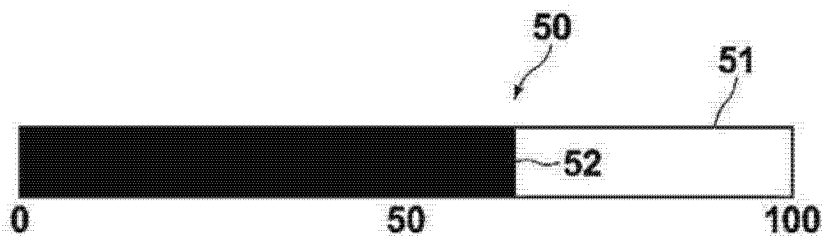


图 6A

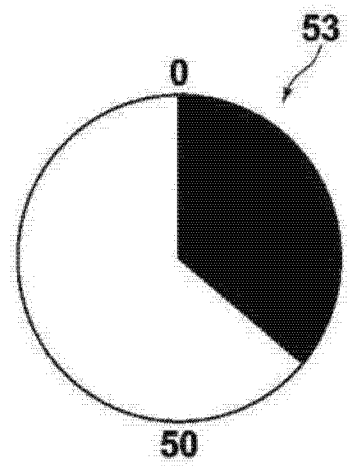


图 6B

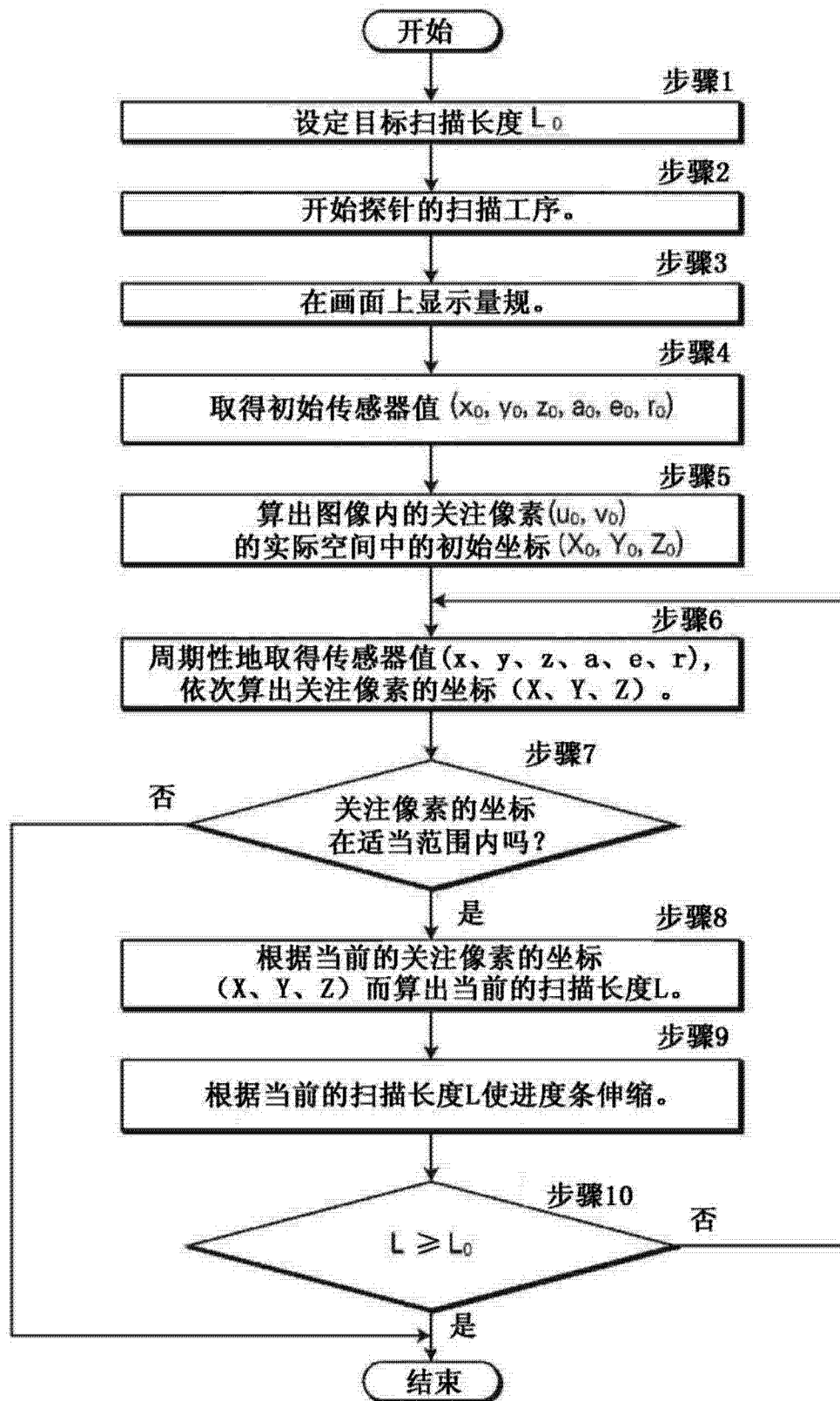


图 7

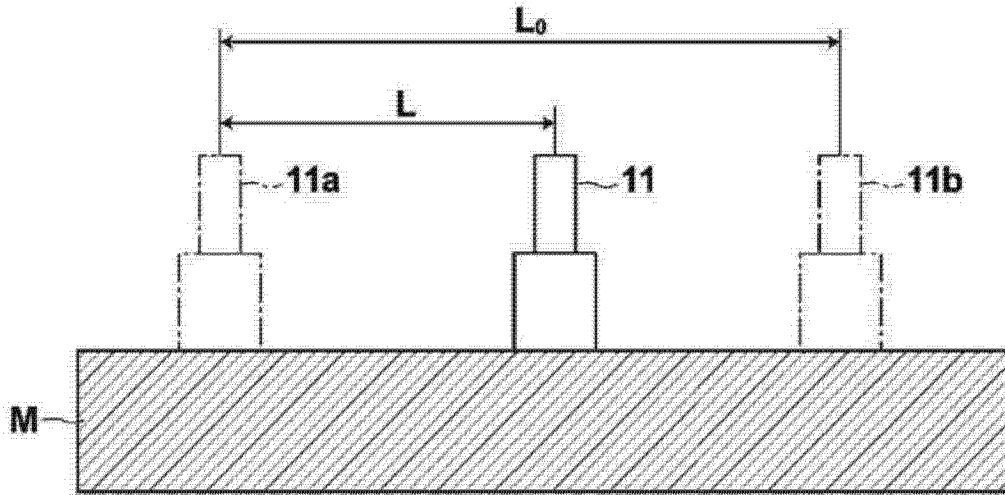


图 8

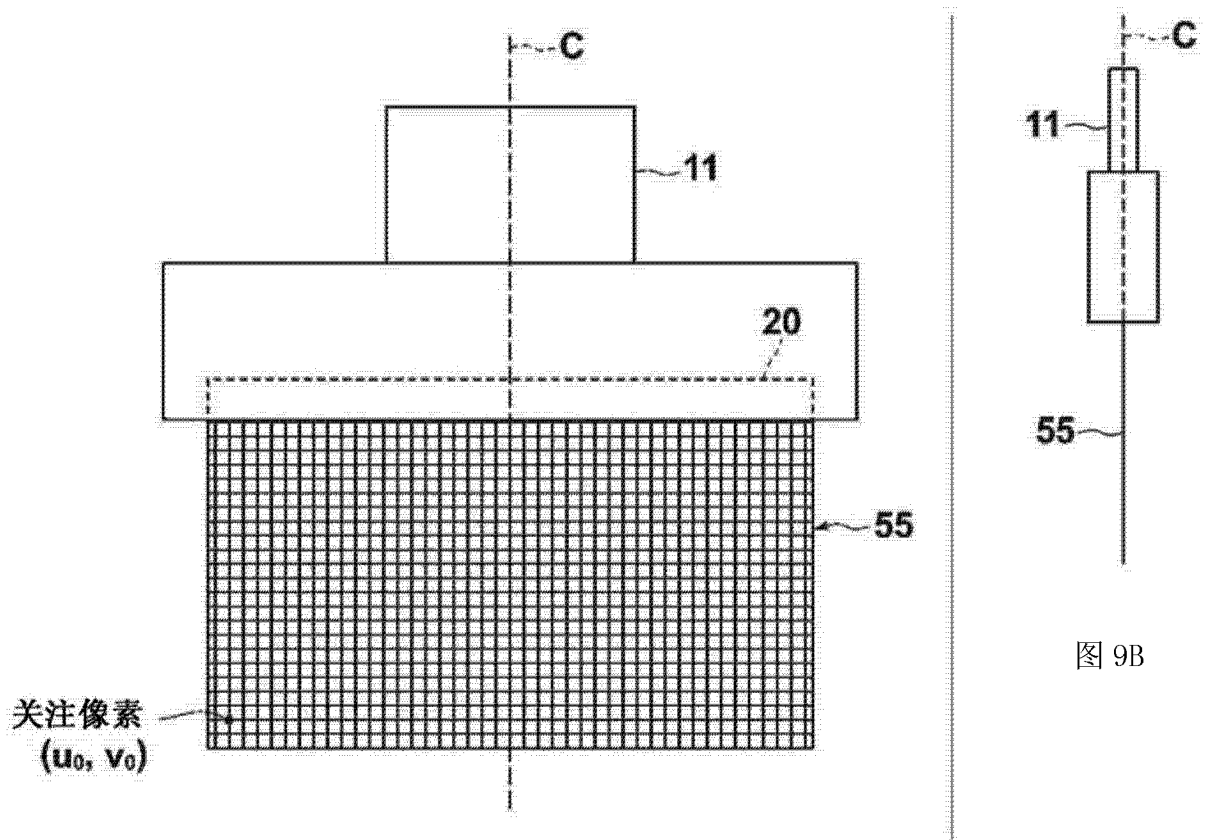


图 9B

图 9A

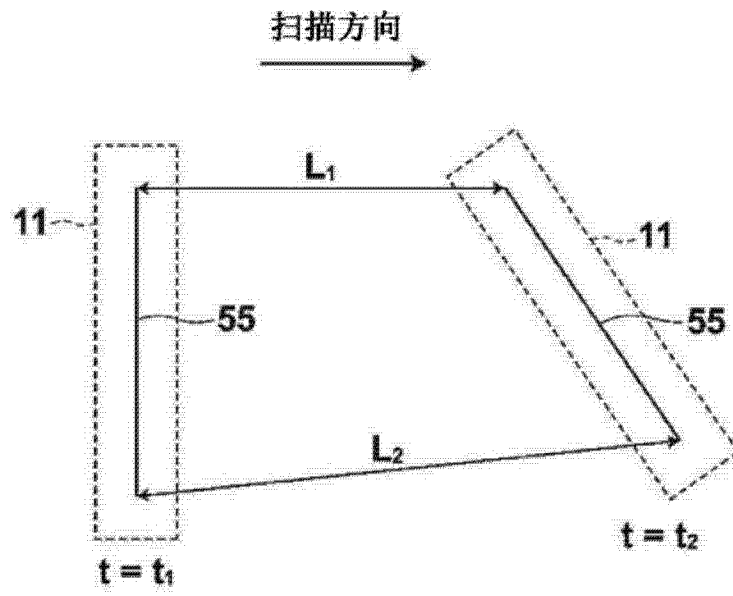


图 10

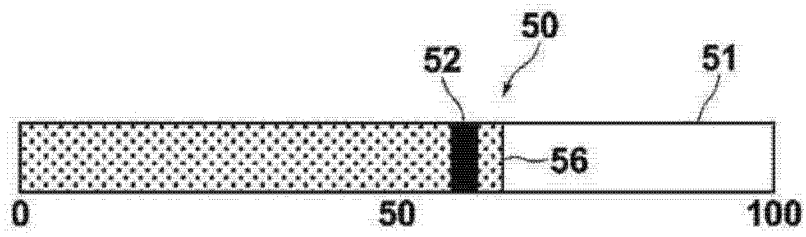


图 11

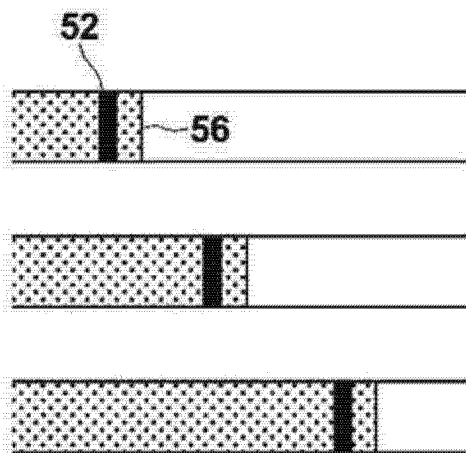


图 12A

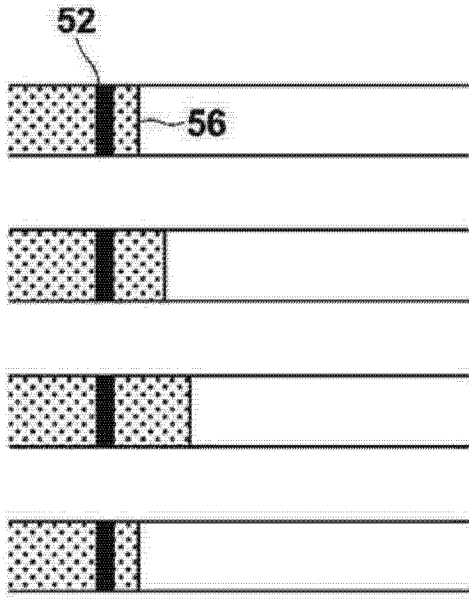


图 12B

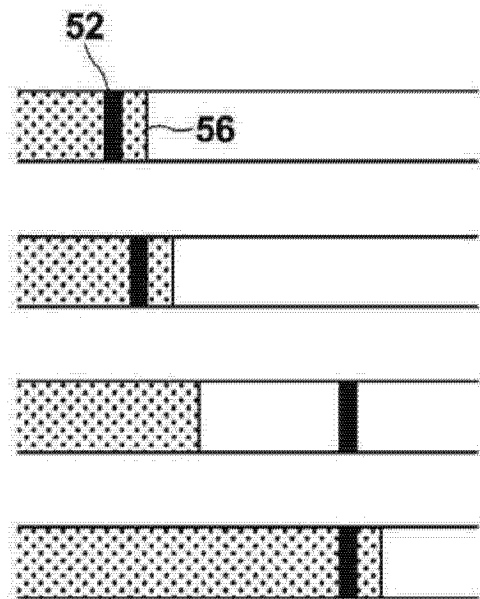


图 12C

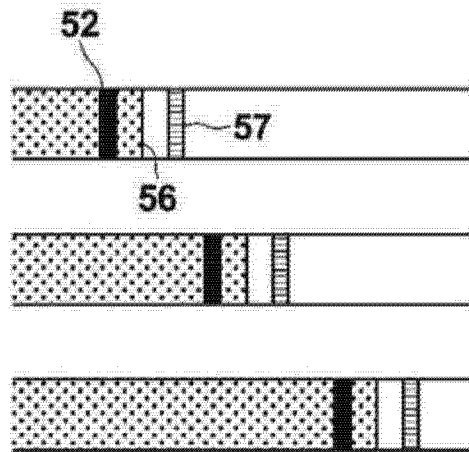


图 12D

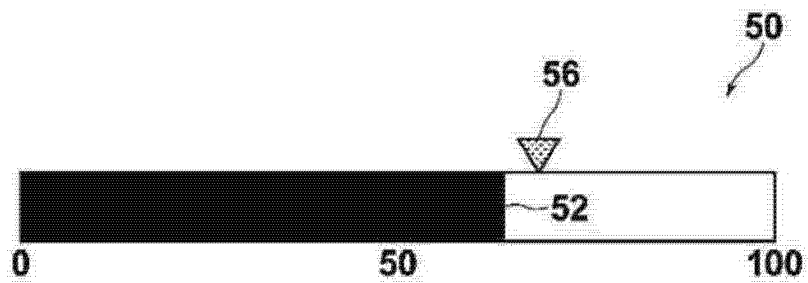


图 13

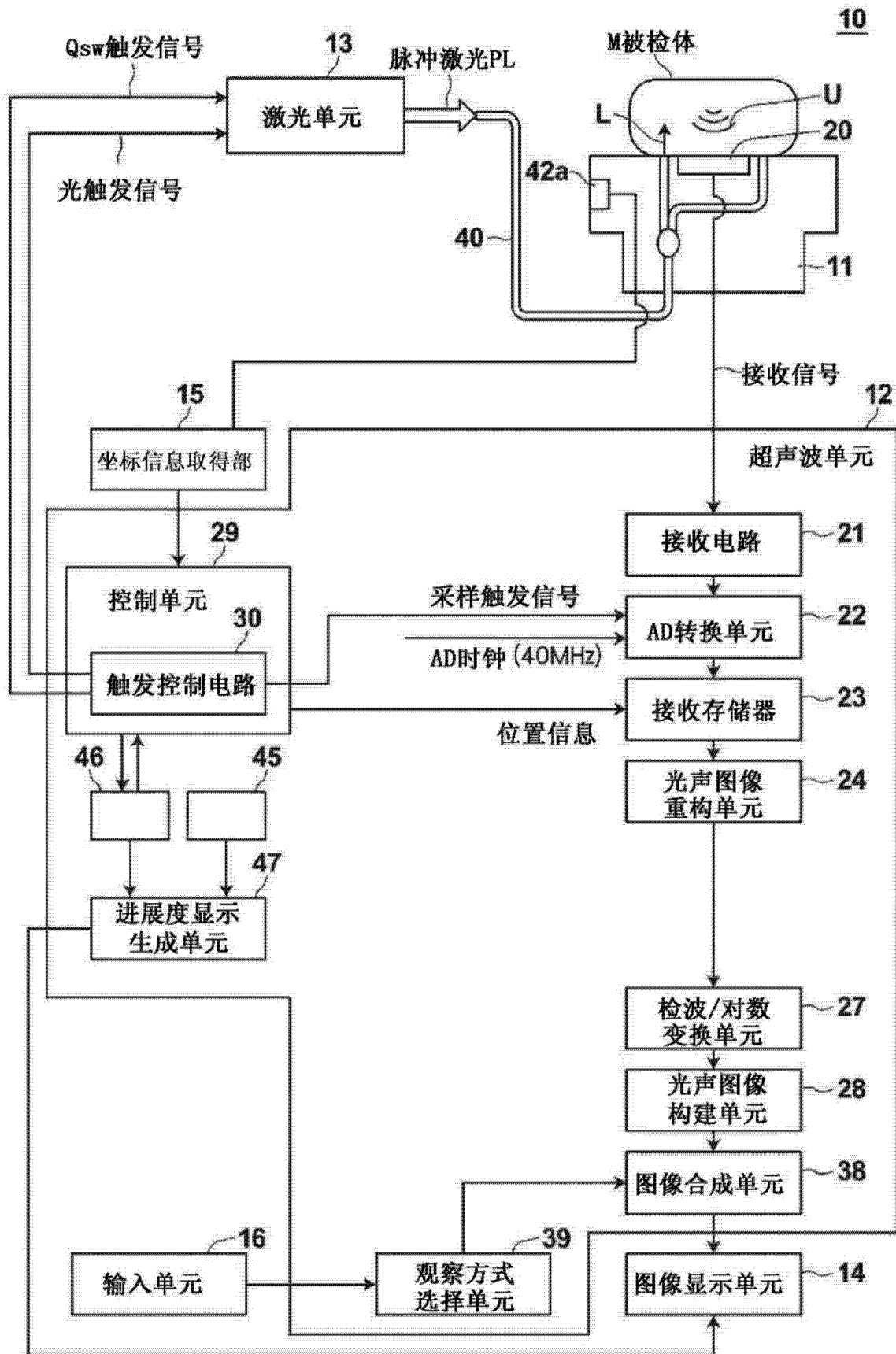


图 14

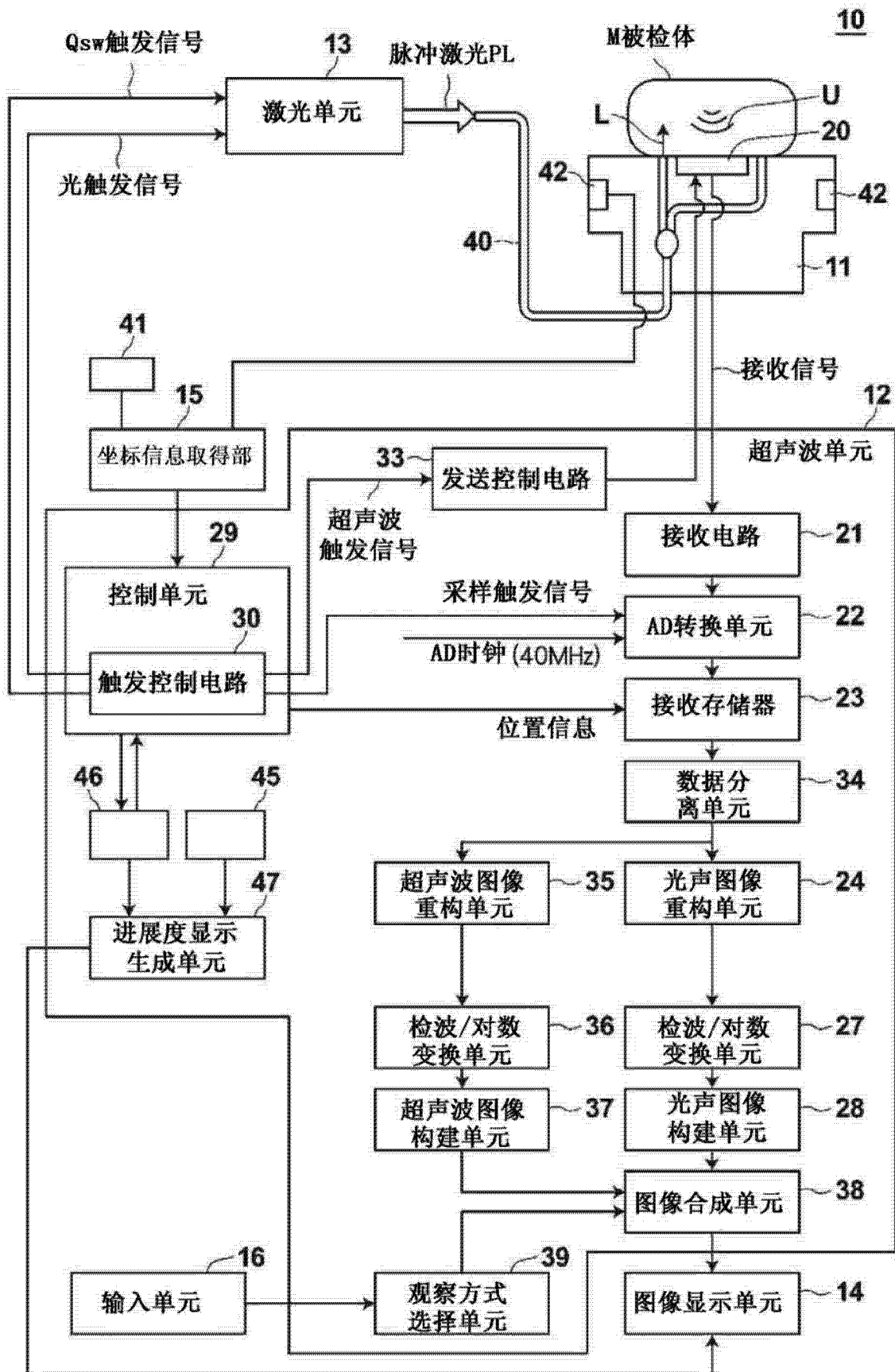


图 15

专利名称(译)	声图像生成装置及使用该装置生成图像时的进展状况的显示方法		
公开(公告)号	CN104039234A	公开(公告)日	2014-09-10
申请号	CN201280065489.X	申请日	2012-12-27
[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	入泽觉 阿部刚也		
发明人	入泽觉 阿部刚也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/4245 A61B5/0095 A61B8/4254		
代理人(译)	苏卉		
优先权	2011287562 2011-12-28 JP 2012269400 2012-12-10 JP		
其他公开文献	CN104039234B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在使探针进行扫描而生成声图像时容易确认其扫描工序的进展状况。声图像生成装置(10)具有探针(11)，该探针(11)具有超声波振子(20a)，在声图像生成装置(10)中具备：扫描长度设定单元(45)，对探针(11)的扫描工序中的目标扫描长度(L0)进行设定；坐标取得单元(15、41、42)，依次取得探针的实际空间(11)中的坐标；扫描长度计算单元(46)，基于由坐标取得单元取得的坐标而算出扫描长度(L)；进展度显示生成单元(47)，基于目标扫描长度(L0)及扫描长度(L)，生成显示上述扫描工序的进展状况的进展度显示(50)；及显示单元(14)，显示进展度显示(50)。

