



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102293666 A

(43) 申请公布日 2011. 12. 28

(21) 申请号 201110173002. 7

(22) 申请日 2011. 06. 24

(30) 优先权数据

2010-143406 2010. 06. 24 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 佐藤良彰

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 王伶

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

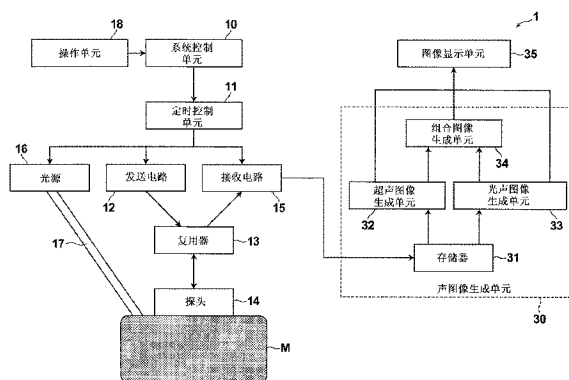
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声光声摄像装置及其操作方法

(57) 摘要

本发明涉及一种超声光声摄像装置及其操作方法。在采用超声摄像和光声摄像的超声光声摄像装置中,即使同时检测超声波和光声波,也可以独立生成超声图像和光声图像。提供了一种超声光声摄像装置(1),其包括:探头(14),其包括具有多个换能器的阵列型换能器(50);以及声图像生成单元(30),其基于通过将混合了超声波和光声波的声波进行转换而获得的混合信号,并利用来自检测对象的内部的同一反射源的超声波的电信号的相移形态与来自检测对象的内部的同一生成源的光声波的电信号的相移形态之间的差异,生成反映超声波的电信号和反映光声波的电信号,并基于反映超声波的电信号生成超声图像,而基于反映光声波的电信号生成光声图像。



1. 一种超声光声摄像装置,该超声光声摄像装置包括:

超声波投射单元,其用于将超声波投射到检测对象的内部;

光投射单元,其用于将光投射到所述检测对象的内部;

探头,其能够检测通过向所述检测对象的内部投射所述超声波而从所述检测对象的内部反射的所述超声波,并将检测到的该超声波转换成电信号,并且该探头能够检测通过向所述检测对象的内部投射所述光而在所述检测对象的内部生成的光声波,并将检测到的光声波转换成电信号;以及

声图像生成单元,其用于基于所述探头检测到的所述超声波的电信号生成超声图像和/或基于所述探头检测到的所述光声波的电信号生成光声图像,

其中:

所述探头包括具有多个换能器的阵列型换能器;并且

所述声图像生成单元是这样的单元,其能够基于通过将各换能器在预定捕获期间内检测到的、混合了超声波和光声波的声波转换成电信号而获得的混合信号,利用各个所述混合信号中来自所述检测对象的内部中的同一反射源的所述超声波的电信号的相移形态与各个所述混合信号中来自所述检测对象的内部中的同一生成源的所述光声波的电信号的相移形态之间的差异,生成反映所述超声波的电信号和反映所述光声波的电信号,并基于反映所述超声波的电信号生成所述超声图像,而基于反映所述光声波的电信号生成所述光声图像。

2. 根据权利要求1所述的超声光声摄像装置,其中,所述声图像生成单元是这样的单元,其通过执行第一加法处理来生成反映所述超声波的电信号,并且通过执行第二加法处理来生成反映所述光声波的电信号,所述第一加法处理利用超声波延迟数据并且在所述超声波的电信号的相移匹配的条件下,将多个所述混合信号相加,而所述第二加法处理利用光声波延迟数据并且在所述光声波的电信号的相移匹配的条件下,将多个所述混合信号相加。

3. 根据权利要求2所述的超声光声摄像装置,其中,所述声图像生成单元是这样的单元,其通过对由所述第一加法处理生成的电信号执行第一阈值处理来生成反映所述超声波的电信号,并通过对由所述第二加法处理生成的电信号执行第二阈值处理来生成反映所述光声波的电信号,所述第一阈值处理用于降低比预定阈值小的信号强度,所述第二阈值处理用于降低比预定阈值小的信号强度。

4. 根据权利要求1所述的超声光声摄像装置,其中,所述超声波投射单元是投射准直超声波的单元。

5. 根据权利要求4所述的超声光声摄像装置,其中,所述超声光声摄像装置还包括定时控制单元,其用于执行控制,使得所述准直超声波的投射定时与所述光的投射定时同步。

6. 根据权利要求1所述的超声光声摄像装置,其中,所述声图像生成单元是并行生成所述超声图像和所述光声图像的单元。

7. 根据权利要求1所述的超声光声摄像装置,其中,所述声图像生成单元是生成所述超声图像和所述光声图像的组合图像的单元。

8. 根据权利要求7所述的超声光声摄像装置,其中,所述声图像生成单元是在对所述超声图像和所述光声图像进行了比例匹配之后生成所述组合图像的单元。

9. 根据权利要求 1 所述的超声光声摄像装置,其中,所述探头兼作所述超声波投射单元。

10. 根据权利要求 1 所述的超声光声摄像装置,其中,所述超声光声摄像装置允许在超声模式和光声模式之间进行选择,在所述超声模式下仅生成所述超声图像,在所述光声模式下生成所述光声图像。

11. 根据权利要求 10 所述的超声光声摄像装置,其中,所述超声光声摄像装置允许在所述光声模式下在投射超声波和不投射超声波之间进行切换。

12. 根据权利要求 2 所述的超声光声摄像装置,其中,所述声图像生成单元是这样的单元,其对已经执行了第一频率分析处理的多个所述混合信号执行所述第一加法处理,并对已经执行了第二频率分析处理的多个所述混合信号执行所述第二加法处理,所述第二频率分析处理的条件与所述第一频率分析处理的条件不同。

13. 根据权利要求 2、3 和 12 中任何一项所述的超声光声摄像装置,其中,所述声图像生成单元是这样的单元,其对通过所述第一加法处理生成的电信号执行第三频率分析处理,并对通过所述第二加法处理生成的电信号执行第四频率分析处理,所述第四频率分析处理的条件与所述第三频率分析处理的条件不同。

14. 一种超声光声摄像方法,该超声光声摄像方法包括以下步骤:

将超声波和光投射到检测对象的内部;

利用探头,检测从所述检测对象的内部反射的所述超声波并将检测到的该超声波转换成电信号,并且检测在所述检测对象的内部生成的光声波并将检测到的该光声波转换成电信号;

基于检测到的所述超声波的电信号生成超声图像和 / 或基于检测到的所述光声波的电信号生成光声图像,

其中:

所述探头包括具有多个换能器的阵列型换能器;并且

基于通过将各换能器在预定捕获期间内检测到的、混合了超声波和光声波的声波转换成电信号而获得的混合信号,利用各个所述混合信号中来自所述检测对象的内部的同一反射源的所述超声波的电信号的相移形态与各个所述混合信号中来自所述检测对象的内部的同一生成源的所述光声波的电信号的相移形态之间的差异,来生成反映所述超声波的电信号和反映所述光声波的电信号;并且

所述超声图像是基于反映所述超声波的电信号生成的,所述光声图像是基于反映所述光声波的电信号生成的。

15. 根据权利要求 14 所述的超声光声摄像方法,其中:

反映所述超声波的电信号是通过执行第一加法处理生成的,所述第一加法处理利用超声波延迟数据并且在所述超声波的电信号的相移匹配的条件下,将多个所述混合信号相加;并且

反映所述光声波的电信号是通过执行第二加法处理生成的,所述第二加法处理利用光声波延迟数据并且在所述光声波的电信号的相移匹配的条件下,将多个所述混合信号相加。

16. 根据权利要求 15 所述的超声光声摄像方法,其中:

反映所述超声波的电信号是通过对由所述第一加法处理生成的电信号执行第一阈值处理生成的,所述第一阈值处理用于降低比预定阈值小的信号强度;并且

反映所述光声波的电信号是通过对由所述第二加法处理生成的电信号执行第二阈值处理生成的,所述第二阈值处理用于降低比预定阈值小的信号强度。

17. 根据权利要求 14 所述的超声光声摄像方法,其中,投射准直超声波。

18. 根据权利要求 17 所述的超声光声摄像方法,其中,执行控制,使得所述准直超声波的投射定时与所述光的投射定时同步。

19. 根据权利要求 14 所述的超声光声摄像方法,其中,并行生成所述超声图像和所述光声图像。

20. 根据权利要求 14 所述的超声光声摄像方法,其中,生成所述超声图像和所述光声图像的组图像。

21. 根据权利要求 20 所述的超声光声摄像方法,其中,在对所述超声图像和所述光声图像进行了比例匹配之后生成所述组图像。

22. 根据权利要求 15 所述的超声光声摄像方法,其中:

对已经执行了第一频率分析处理的多个所述混合信号执行所述第一加法处理;并且

对已经执行了第二频率分析处理的多个所述混合信号执行所述第二加法处理,所述第二频率分析处理的条件与所述第一频率分析处理的条件不同。

23. 根据权利要求 15、16 和 22 中任何一项所述的超声光声摄像方法,其中:

对通过所述第一加法处理生成的电信号执行第三频率分析处理;并且

对通过所述第二加法处理生成的电信号执行第四频率分析处理,所述第四频率分析处理的条件与所述第三频率分析处理的条件不同。

超声光声摄像装置及其操作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声光声摄像装置,其用于通过将超声波投射到检测对象内部并检测从该检测对象的内部反射的超声波来生成超声图像,以及通过将光投射到检测对象的内部并检测在该检测对象内部生成的光声波生成光声图像。本发明还涉及其操作方法。

背景技术

[0002] 作为获得检测对象的内部断层图像的方法之一,超声摄像是已知的,其中,通过将超声波投射到检测对象的内部并检测从该检测对象内部反射的超声波来生成超声图像,由此获得检测对象的形态学内部断层图像。同时,在检测对象检查领域中,已经在进行不仅显示形态学断层图像而且显示功能性断层图像的装置的开发。作为这种装置之一,使用光声光谱法的装置是已知的。在光声光谱法中,将具有预定波长的光(例如,可见光、近红外光或中红外光)投射到检测对象中,检测作为由于特定物质对光能的吸收而在该检测对象内部生成的弹性波的光声波,以便定量测量特定物质的密度。检测对象内部的特定物质例如是血液中的葡萄糖、血色素等。以上述方式检测光声波并基于所检测到的信号生成光声图像的技术称为光声摄像(光声断层摄影)。

[0003] 例如,在日本未审专利公开 No. 2005-021380、No. 2010-509977 和 No. 2010-022816 中所述,近年来已经开发了这样超声光声图像装置,其用于通过应用这些摄像方法获取检测对象内部的超声图像和光声图像,并且通过将这些断层图像以用颜色标识各图像的方式彼此叠加在顶上来进一步获取组合图像。

[0004] 例如,在日本未审专利公开 No. 2005-021380(例如,第 [0149] 段落)、No. 2010-509977(例如,第 [0042] 和 [0043] 段),以及 No. 2010-022816(第 [0040] 到 [0042] 段)中所述,当试图通过超声摄像获得超声图像并通过光声摄像获得光声图像时,通常断层图像数据是针对各扫描(断层图像的每一行数据)或各帧(每一断层图像的数据)交替收集的。这样做的理由是超声波和光声波相同之处在于它们都是在检测对象内部传播的声波,并且这导致了在通过检测器(探头等)检测声波时只是难以确定所检测到的声波是超声波还是光声波的问题,或者导致在同一检测器同时检测到超声波和光声波时这些波被检测为叠加的单个声波的问题。

[0005] 为了解决这些问题,日本未审专利公开 No. 2005-021380(在第 [0153] 到 [0155] 段中)描述了这样一种方法,其中,进行配置,使得超声波的频率和光声波的频率彼此不同,然后该超声波和光声波通过适于各自频率的不同检测器同时检测,并且基于频率的不同通过信号处理分离这些声波。日本未审专利公开 No. 2005-021380 中描述的该方法与传统技术相比具有以下优点:即使在不同检测器同时检测到超声波和光声波时,也能够独立地生成超声图像和光声图像;能够通过减小检测对象运动的影响并且减小超声图像与光声图像之间的数据收集的时间差,来防止组合图像的失真和图像质量劣化,能够改善断层图像的图像构造速度等。

[0006] 然而,日本未审专利公开 No. 2005-021380 中描述的方法仅仅可应用于超声波和

光声波具有不同频率并且由不同检测器来检测它们的情况,从而需要特定的检测器,例如,双频探头等。与此相反,期望的是即使不依赖于频率由同一检测器同时检测超声波和光声波也能够生成超声图像和光声图像。此外,如果利用同一检测器并行生成超声图像和光声图像,则可以以简单结构改善图像构造速度。

[0007] 鉴于上述情况,开发了本发明,并且,本发明的一个目的是要提供一种采用超声摄像和光声摄像的超声光声摄像装置,其能够即使同时检测到超声波和光声波并且不依赖于这些波的频率,也独立生成超声图像和光声图像。本发明的另一目的是提供该超声光声摄像装置的操作方法。

发明内容

[0008] 本发明的超声光声摄像装置是一种装置,该装置包括:

[0009] 超声波投射单元,其用于将超声波投射到检测对象的内部;

[0010] 光投射单元,其用于将光投射到所述检测对象的内部;

[0011] 探头,其能够检测通过向所述检测对象的内部投射所述超声波而从所述检测对象的内部反射的所述超声波,并将检测到的该超声波转换成电信号,并且该探头能够检测通过向所述检测对象的内部投射所述光而在所述检测对象的内部生成的光声波,并将检测到的该光声波转换成电信号;以及

[0012] 声图像生成单元,其用于基于所述探头检测到的超声波的电信号生成超声图像和/或基于所述探头检测到的光声波的电信号生成光声图像,

[0013] 其中:

[0014] 所述探头包括具有多个换能器的阵列型换能器;并且

[0015] 所述声图像生成单元是这样的单元,其能够基于通过将预定捕获时段期间各换能器检测到的、混合了超声波和光声波的声波转换成电信号获得的混合信号,利用各个混合信号中来自所述检测对象的内部中的同一反射源的所述超声波的电信号的相移形态与该混合信号中来自所述检测对象的内部中的同一生成源的所述光声波的电信号的相移形态之间的差异,生成反映所述超声波的电信号和反映所述光声波的电信号,并基于反映所述超声波的电信号生成所述超声图像,而基于反映所述光声波的电信号生成所述光声图像。

[0016] 这里使用的术语“超声波”是指由超声波投射单元投射的超声波(弹性波)和该超声波的反射波。这里使用的术语“光声波”是指通过光声效应生成的声波。此外,检测对象内部传播的波简称为“声波”,意思是包括超声波和光声波。这里使用的术语“超声图像”是指通过超声摄像生成的断层图像,而这里使用的术语“光声图像”是指通过光声摄像生成的断层图像。当这里使用简单的术语“断层图像”时,它包括超声图像和光声图像。

[0017] 这里使用的术语“预定捕获时段”是指换能器能够作为检测器检测声波并将所检测到的波捕获为电信号的时段。

[0018] 这里使用的术语“其中混合了超声波和光声波”是指在捕获时段期间换能器之一所检测到的声波中包括超声波和光声波二者。这包括超声波和光声波作为叠加声波同时被检测到的情况和在捕获时段内在时间上可区分的程度分开地检测超声波和光声波的情况。

[0019] 这里使用的术语“混合信号”是指由探头所转换的混合了超声波和光声波的声图像的电信号。

[0020] 这里使用的术语“来自同一反射源的超声波”是指对于所反射的超声波,检测对象内部的造成反射的组织结构大致相同,而这里使用的术语“来自同一生成源的光声波”是指对于光声波,检测对象内部中导致生成了光声波的组织结构大致相同。

[0021] 这里使用的术语“反映所述超声波的电信号”是指基于由所述多个换能器的各换能器检测并生成的多个混合信号生成的、并且表示所反射的超声波的强度(幅度)与时间(例如,从超声波投射单元投射超声波的时刻到超声波到达探头的时刻的时间)之间的关系电信号。这里使用的术语“反映所述光声波的电信号”是指基于由所述多个换能器的各换能器检测并生成的多个混合信号生成的、并且表示所述光声波的强度(幅度)与时间(例如,从光投射单元投射光的时刻到所述光声波到达探头的时刻的时间)之间的关系的电信号。

[0022] 优选地,在本发明的超声光声摄像装置中,所述声图像生成单元是这样的单元,其通过执行第一加法处理来生成反映所述超声波的电信号,并且通过执行第二加法处理来生成反映所述光声波的电信号,该第一加法处理利用超声波延迟数据,在所述超声波的电信号的相移匹配的条件下,将多个混合信号相加,而所述第二加法处理利用光声波延迟数据,在所述光声波的电信号的相移匹配的条件下,将多个混合信号相加。

[0023] 这里使用的术语“超声波延迟数据”是指为了进行相位匹配而给予所述混合信号的延迟量,该相位匹配适于使各个所述混合信号中来自同一反射源的超声波的相移匹配,而这里使用的术语“光声波延迟数据”是指为了进行相位匹配而给予所述混合信号的延迟量,该相位匹配适于使各个所述混合信号中来自同一发生源的光声波的相移匹配。

[0024] 优选地,所述声图像生成单元是这样的单元,其通过对由所述第一加法处理生成的电信号执行第一阈值处理来生成反映所述超声波的电信号,并通过对由所述第二加法处理生成的电信号执行第二阈值处理来生成反映所述光声波的电信号,所述第一阈值处理用于降低比预定阈值小的信号强度,所述第二阈值处理用于降低比预定阈值小的信号强度。

[0025] 此外,优选的是所述超声波投射单元是投射准直超声波的单元。在这种情况下,优选的是,超声光声摄像装置还包括定时控制单元,其用于执行控制,使得所述准直超声波的投射定时与所述光的投射定时同步。

[0026] 另外,还优选的是,所述声图像生成单元是并行生成所述超声图像和所述光声图像的单元。

[0027] 此外,优选的是,所述声图像生成单元是在所述超声图像和所述光声图像的比例匹配之后生成组合图像的单元。在这种情况下,优选的是,所述声图像生成单元是在所述超声图像和所述光声图像的比例匹配之后生成组合图像的单元。

[0028] 优选地,所述探头兼作所述超声波投射单元。

[0029] 优选地,所述装置允许在仅生成超声图像的超声模式和仅生成光声图像的光声模式之间进行选择。在这种情况下,优选的是所述装置允许在所述光声模式下在投射超声波和不投射超声波之间进行切换。

[0030] 优选地,所述声图像生成单元是这样的单元,其对已经执行了第一频率分析处理的多个所述混合信号执行所述第一加法处理,并对已经执行了第二频率分析处理的多个所述混合信号执行所述第二加法处理,所述第二频率分析处理的条件与所述第一频率分析处理的条件不同。

[0031] 优选地,所述声图像生成单元是这样的单元,其对通过所述第一加法处理生成的电信号执行第三频率分析处理,并对通过所述第二加法处理生成的电信号执行第四频率分析处理,所述第四频率分析处理的条件与所述第三频率分析处理的条件不同。

[0032] 本发明的超声光声摄像装置的操作方法是这样的方法,该方法包括以下步骤:

[0033] 将超声波和光投射到检测对象的内部;

[0034] 利用探头,检测从所述检测对象的内部反射的所述超声波并将检测到的该超声波转换成电信号,并且检测所述检测对象的内部生成的光声波并将检测到的该光声波转换成电信号;

[0035] 基于检测到的所述超声波的电信号生成超声图像和/或基于检测到的所述光声波的电信号生成光声图像,其中:

[0036] 所述探头包括具有多个换能器的阵列型换能器;并且

[0037] 反映所述超声波的电信号和反映所述光声波的电信号是通过以下生成的:基于通过将预定捕获时段期间各换能器检测到的、混合了超声波和光声波的声波转换成电信号获得的混合信号,利用各个混合信号中来自所述检测对象的内部的同一反射源的所述超声波的电信号的相移形态与该混合信号中来自所述检测对象的内部的同一生成源的所述光声波的电信号的相移形态之间的差异;并且

[0038] 所述超声图像是基于反映所述超声波的电信号生成的,所述光声图像是基于反映所述光声波的电信号生成的。

[0039] 在本发明的超声光声摄像装置的操作方法中,优选地是,反映所述超声波的电信号是通过执行第一加法处理生成的,所述第一加法处理利用超声波延迟数据并且在所述超声波的电信号的相移匹配的条件下,将多个混合信号相加;并且反映所述光声波的电信号是通过执行第二加法处理生成的,所述第二加法处理利用光声波延迟数据并且在所述光声波的电信号的相移匹配的条件下,将多个混合信号相加。

[0040] 在上述情况下,优选的是,反映所述超声波的电信号是通过由所述第一加法处理生成的电信号执行第一阈值处理生成的,所述第一阈值处理用于降低比预定阈值小的信号强度;并且反映所述光声波的电信号是通过由所述第二加法处理生成的电信号执行第二阈值处理生成的,所述第二阈值处理用于降低比预定阈值小的信号强度。

[0041] 在本发明的超声光声摄像装置的操作方法中,优选的是并行生成所述超声图像和所述光声图像。

[0042] 此外,优选的是,投射准直超声波。在这种情况下,优选的是执行控制,使得所述准直超声波的投射定时与所述光的投射定时同步。

[0043] 在本发明的超声光声摄像装置的操作方法中,优选的是,生成所述超声图像和所述光声图像的组合图像。在这种情况下,优选的是,在所述超声图像和所述光声图像的比例匹配之后生成所述组合图像。

[0044] 此外,优选地是,对已经执行了第一频率分析处理的多个混合信号执行所述第一加法处理;并且对已经执行了第二频率分析处理的多个所述混合信号执行所述第二加法处理,所述第二频率分析处理的条件与所述第一频率分析处理的条件不同。

[0045] 另外,优选地是,对通过所述第一加法处理生成的电信号执行第三频率分析处理;并且对通过所述第二加法处理生成的电信号执行第四频率分析处理,所述第四频率分析处

理的条件与所述第三频率分析处理的条件不同。

[0046] 在本发明的超声光声摄像装置中,所述声图像生成单元配置成基于通过将预定捕获时段期间各换能器检测到的、混合了超声波和光声波的声波转换成电信号获得的混合信号,利用各个所述混合信号中来自所述检测对象的内部的同一反射源的超声波的电信号的相移形态与该混合信号中来自所述检测对象的内部的同一生成源的光声波的电信号的相移形态之间的差异,生成反映所述超声波的电信号和反映所述光声波的电信号,并基于反映所述超声波的电信号生成超声图像,而基于反映所述光声波的电信号生成光声图像。这里,所述超声波的电信号的相移形态和所述光声波的电信号的相移形态之间的差异是由所述超声波和所述光声波在传播距离(即,对于超声波,从所述超声波投射单元到所述反射源的路径长度和从反射源到探头的路径长度二者的和,而对于光声波,从生成源到探头的路径长度)的不同引起的,并且不取决于超声波和光声波的频率。从而,即使在采用超声摄像和光声摄像的超声光声摄像装置中同时检测超声波和光声波,也可以不依赖于超声波和光声波的频率而独立生成超声图像和光声图像。

附图说明

[0047] 图1是本发明的超声光声摄像装置的第一实施方式的框图。

[0048] 图2是例示了用于使超声波和光的投射时刻同步的定时控制的概念图。

[0049] 图3是例示了区域划分的具有多个换能器的阵列型换能器的示意性截面图。

[0050] 图4是例示了针对各区域由换能器检测混合信号的概念图。

[0051] 图5是例示了利用阵列型换能器检测到的所有混合信号生成断层图像的过程的概念图。

[0052] 图6是例示了来自同一反射源的超声波的相移形态和来自同一生成源的光声波的相移形态之间的差异的概念图。

[0053] 图7是本发明的超声光声摄像装置的第二实施方式的框图。

具体实施方式

[0054] 此后,将参照附图描述本发明的实施方式,但是应当理解的是本发明不限于下面要描述的这些实施方式。注意,为了便于进行视觉识别,附图中各元件不一定按比例绘制。

[0055] [超声光声摄像装置及其操作方法的第一实施方式]

[0056] 现在来详细描述超声光声摄像装置及其操作方法的第一实施方式。图1是根据第一实施方式的超声光声摄像装置的框图。

[0057] 如图1所示,本发明的超声光声摄像装置1包括:用于控制整个系统的系统控制单元10;用于控制超声波和光的投射定时以及超声波捕获时段的定时的定时控制单元11;用于对发送信号给予预定延迟时间的发送电路12;复用器13;以及探头14,其包括具有多个换能器的阵列型换能器,并且能够将超声波投射到检测对象M的内部并将在检测对象M内部传播的声波转换成电信号。超声光声摄像装置1还包括:用于对接收信号给予预定延迟时间的接收电路15;用于将光投射到检测对象M内部的光源16;用于将光从光源引导到检测对象M的导光部17;由操作者用来设置患者信息和摄像装置的摄像条件的操作单元18;用于基于探头14检测到的声波的接收信号生成超声图像、光声图像及其组合图像的声图

像生成单元 30 ;以及用于显示声图像生成单元 30 生成的断层图像的图像显示单元 35。这里,声图像生成单元 30 基于通过将在预定捕获时段期间各换能器检测到的、混合有超声波和光声波的声波转换成电信号以下获得的混合信号,并利用在各个混合信号中来自检测对象 M 内部的同一反射源的超声波的电信号的相移形态与在该混合信号中来自所述检测对象 M 内部的同一生成源的光声波的电信号的相移形态之间的差异,来生成反映所述超声波的电信号和反映所述光声波的电信号,并且基于反映所述超声波的电信号生成超声图像,而基于反映所述光声波的电信号生成光声图像。在本实施方式中,光源 16 和导光部 17 用作本发明的光投射单元,而探头 14 兼作本发明的超声波投射单元。

[0058] 根据第一实施方式的超声光声摄像装置的操作方法是包括以下步骤的方法:利用上述装置将超声波和光投射到检测对象 M 的内部,利用探头 14,检测从检测对象 M 内部反射的超声波并将检测到的超声波转换成电信号,并且检测在检测对象 M 内部生成的光声波并将检测到的光声波转换成电信号,并且,基于检测到的超声波的电信号生成超声图像和/或基于检测到的光声波的电信号生成光声波图像,其中,基于通过将预定捕获时段期间各换能器检测到的、混合了超声波和光声波的声波转换成电信号获得的混合信号,并利用各个混合信号中来自检测对象 M 内部的同一反射源的超声波的电信号的相移形态与该混合信号中来自检测对象 M 内部的同一生成源的光声波的电信号的相移形态之间的差异,生成反映超声波的电信号和反映光声波的电信号,并基于反映超声波的电信号生成超声图像,而基于反映光声波的电信号生成光声图像。

[0059] 系统控制单元 10 例如包括 CPU、存储电路等,并且根据来自操作单元的指令信号控制各单元,例如,定时控制单元 11、发送电路 12、接收电路 15、声图像生成单元 30 等,并且执行对系统的总体控制。

[0060] 定时控制单元 11 控制超声波和光的投射定时以及声波捕获时段的定时。鉴于将生成超声图像和光声图像的组合图像,优选的是,没有任何时滞地收集超声图像数据和光声图像数据。如果在两个数据收集时段之间存在时滞,则在该时滞期间检测对象的运动在断层图像之间产生失真,并且组合图像的图像质量劣化。因此,定时控制单元 11 执行控制,使得超声波的投射定时与光的投射定时同步。更具体地说,执行下述控制。图 2 是例示了用于使超声波和光的投射定时同步的定时控制的概念图。利用帧同步信号 S1 同步地开始收集生成一帧超声图像和一帧光声图像所需的数据。首先,定时控制单元 11 生成具有脉宽 t_d 的触发信号 S3,并向发送电路 12、接收电路 15 和光源 16 输出触发信号 S3。这里,注意, t_d 对应于光源 16 接收到触发信号 S3 之后和从光源 16 实际发出光所经过的时间(到实际发光的延迟时间)。通过将光源 16 设置为与触发信号 S3 的上升沿同步驱动,实际光投射定时 S4 在延迟时间 t_d 之后。同时,发送电路 12 对于触发信号 S3 基本上没有延迟时间。因此,发送电路 12 设置为与触发信号 S3 的后沿同步地生成具有与换能器带宽相对应的脉冲宽度的脉冲,并将该脉冲输出到超声波投射单元(探头)。这导致超声波投射定时 S2 基本与触发信号 S3 的后沿一致。这使得超声波投射定时 S2 与光投射定时 S4 同步。然后,接收电路 15 被设置成与触发信号 S3 的后沿同步地执行数据捕获,由此使得能够实现定时控制减小在两个数据收集时段之间的时滞。

[0061] 发送电路 12 包括发送延迟电路和驱动电路。发送延迟电路可以控制发送超声波的聚焦位置。驱动电路生成用于驱动换能器的高电压脉冲(具有几百伏特的峰值的冲激)

并向换能器输出该脉冲,由此可以生成超声波。

[0062] 复用器 13 被设计成在发送或接收超声波时或者在接收光声波时,从阵列型换能器的 N 个换能器中选择 n 个相邻的换能器 ($n < N$)。

[0063] 探头 14 包括具有多个换能器并且设计成检测在检测对象 M 内部传播的声波(超声波和/或光声波)的阵列型换能器。在本实施方式中,探头还有超声波投射单元的功能,但不一定要求这样。换能器是压电装置,例如,压电陶瓷、聚合物膜(例如,聚乙烯吡咯烷酮氟化物(polyvinylpyrrolidone fluoride))等。

[0064] 图 3 例示了具有 192 个换能器 CH1 到 CH192 的示例性阵列型换能器 50,其中,通过划分成区域 0(换能器 CH1 到 CH64 的区域)、区域 1(换能器 CH65 到 CH128 的区域)和区域 2(换能器 CH129 到 CH192 的区域)三个区域,来处理阵列型换能器 50。如果具有 N 个换能器的阵列型换能器 50 被处理为 n ($n < N$) 个相邻的换能器组(区域)并且针对各区域以上述方式执行摄像操作,不是所有通道的换能器都需要前置放大器或者 A/D 换成器,因此探头的结构可以简化,降低成本。另外,如果设置多个光纤以将光单独投射到相应区域上,可以减小每次投射的光功率,这提供的好处是不需要高功率、昂贵的光源。

[0065] 优选地,利用准直超声波执行超声波投射,以便不会导致各区域声场的强度不同。由于光声摄像范围一般为约 40mm,因此如果超声波的聚焦位置设置为不小于 100mm,则要投射的超声波可以看作大致准直的波。

[0066] 接收电路 15 包括前置放大器和 A/D 转换器。前置放大器放大由复用器所选择的换能器接收到的小电信号,由此确保足够的 S/N 比。由前置放大器确保了足够的 S/N 比的电信号被 A/D 转换器转换成数字信号,并且该数字信号存储在存储器中。

[0067] 对于光源 16,可以使用半导体激光器、发光二极管、固态激光器等。优选地,光源 16 发射具有 1 到 100 纳秒(nsec)的脉冲宽度的脉冲光作为所述光。根据检测对象内测量目标物质的吸光特性适当地确定所述光的波长。例如,当测量目标物质是活体中的血色素时,优选地使用 600 到 1000nm 的波长。此外,从这种光能够到达检测对象 M 的深部的角度而言,优选的是,光的波长范围为从 700 到 1000nm。优选地,从光和光声波的传播损耗、转换成光声波的效率、电流检测器的检测敏感度等的角度而言,光功率的范围从 $10 \mu\text{J}/\text{cm}^2$ 到 $10\text{mJ}/\text{cm}^2$ 。优选地,从图像构造速度的角度而言,以 10Hz 或以上重复脉冲光的投射。此外,测量光还可以是设置的多个脉冲光的脉冲串。

[0068] 导光部 17 设置为将从光源 16 发出的光引导到检测对象 M ,并且优选使用光纤,以便有效引导光。导光部 17 可以设置为多个,以便执行均匀的光投射。尽管图 1 中没有清楚地示出,但导光部 17 可以与光学系统(例如,滤光器、透镜等)结合使用。

[0069] 操作单元 18 包括操作屏、键盘、鼠标等,并且由操作者使用操作单元 18,以对装置 1 设置必要的信息,例如,患者信息和摄像条件等。

[0070] 声图像生成单元 30 是用于基于探头检测到的超声波和光声波的电信号生成超声图像和/或光声图像以及其组合图像的部件。为此,声图像生成单元 30 包括:用于存储探头检测到的混合信号的存储器 31、超声图像生成单元 32、光声图像生成单元 33 和利用所生成的超声图像和光声图像生成组合图像的组图像生成单元 34。

[0071] 存储器 31 是用于存储阵列型换能器的各换能器检测到的混合信号的区域。图 4 是例示了针对各区域(AS0 到 AS2)对由 192 个通道的阵列型换能器中各换能器 CH1 到 CH192

通过摄像操作针对各区域检测到的混合信号 MS1 到 MS192 进行分组并进行存储的状态的概念图。

[0072] 超声图像生成单元 32 和光声图像生成单元 33 基于存储器中存储的混合信号 MS1 到 MS192 分别生成超声图像和光声图像。例如,以以下方式根据混合信号生成光声图像。首先,将针对各区域分组并存储的混合信号 AS0 到 AS2 的全部信息组合在一起,作为一个单元,并通过逐个移位对该组合信号以预定开口宽度(行宽)执行相位匹配,并获得与该开口宽度相对应的单行光声图像。图 5 是例示了使用具有 192 个换能器的阵列型换能器时执行的相位匹配的概念图。更具体地说,换能器 CH1 到 CH64 检测到的混合信号 MS1 到 MS64 被设置为预定开口宽度,并获得与该开口宽度相对应的单行光声图像 PL1。然后,使通道移位一个,并将换能器 CH2 到 CH65 检测到的混合信号 MS2 到 MS65 设置为预定开口宽度,并获得与该开口宽度相对应的一行光声图像 PL2。然后,反复执行该操作,直到通过将混合信号 MS128 到 MS192 设置为预定开口宽度获得单行光声图像 PL129。这样,生成了生成光声图像所需的行数据。以上述方式获得的多个单行光声图像 PL1 到 PL129 存储在声线存储器 70 中,并且进行所要求的、下面要描述的信号处理,例如,阈值处理 71。然后,通过组合多个单行光声图像 PL1 到 PL129 生成一帧光声图像,并且将所生成的图像输出到图像显示单元 35 或组合图像生成单元 34。

[0073] 这里,本说明包括了根据混合信号生成光声图像的情况。但是,也可以以除了相位匹配条件之外的类似方式根据相同的混合信号生成超声图像,其中,获得多个单行超声图像,然后通过组合这多个单行超声图像来生成一帧超声图像,并将所生成的图像输出到图像显示单元 35 或组合图像生成单元 34。优选地,从提高图像构造速度的角度而言,并行地执行超声图像生成单元 32 中的图像生成和光声图像生成单元 33 中的图像生成。本发明的有益效果可以实现的另一个优点是:即使同时检测超声波和光声波,也能够不依赖于其频率而独立地生成超声图像和光声图像。

[0074] 注意,超声图像生成单元 32 和光声图像生成单元 33 各自可以在输入侧、输出侧或两侧具有频率滤波器。即,在超声图像生成单元 32 的输入侧设置频率滤波器,以执行第一频率分析处理,并对已经执行了第一频率分析处理的多个混合信号执行第一加法处理,而在光声图像生成单元 33 的输入侧设置频率滤波器,以执行条件与与第一频率分析处理不同的第二频率分析处理,并对已经执行了第二频率分析处理的多个混合信号执行第二加法处理。在这种情况下,第一频率分析处理和第二频率分析处理可以根据超声波和光声波之间的频率不同执行不同频率的滤波。例如,可以调节光的脉冲长度,使得检测具有 5 到 8MHz 频率的超声波而检测大约 3MHz 频率的光声波。此外,在超声图像生成单元 32 的输出侧设置频率滤波器,以对由第一加法处理生成的电信号执行第三频率分析处理,而在光声图像生成单元 33 的输出侧设置频率滤波器,以执行条件与第三频率分析处理不同的第四频率分析处理。在这种情况下,第三频率分析处理和第四频率分析处理可以根据超声波和光声波之间频率的不同执行不同频率的滤波。这些还可以防止超声波和光声波之间的干扰。此外,还可以组合全部第一到第四频率分析处理。

[0075] 接着,来描述相位匹配条件。本发明的超声光声摄像装置 1 的特征在于:声图像生成单元 30 被配置成基于通过将在预定捕获时段期间各换能器检测到的、混合了超声波和光声波的声波转换成电信号获得的混合信号,并利用各个混合信号中来自检测对象 M 内部

的同一反射源的超声波的电信号的相移形态与该混合信号中来自检测对象 M 内部的同一生成源的光声波的电信号的相移形态之间的差异,来生成反映超声波的电信号和反映光声波的电信号,并基于反映超声波的电信号生成超声图像,而基于反映光声波的电信号生成光声图像。

[0076] 图 6 通过示例示出了通过同时投射超声波和光对区域 0 的测量,并例示了来自检测对象的同一反射源的超声波的相移形态和来自检测对象的同一生成源的光声波的相移形态之间的差异。

[0077] 首先,在投射光 ($t = 0$) 的情况下,因为光的传播速度远远快于超声波的传播速度,所以可以认为一投射光,光就到达检测对象的测量目标区域。光的投射导致光声效应,并生成光声波。所生成的光声波作为球面波从生成源传播并到达阵列型换能器(探头)。此时,由于阵列型换能器的各换能器与光声波的生成源之间的位置关系,光声波的从生成源到各换能器的传播距离不同。从而,在各换能器检测到的来自同一生成源的光声波之间出现对应于传播距离差的相移。

[0078] 同时,在投射超声波 ($t = 0$) 的情况下,从阵列型换能器的各换能器投射的超声波相对于检测对象的反射源沿往复路径传播。此时,由于阵列型换能器的各换能器与超声波的反射源之间的位置关系,超声波的传播距离不同。从而,在光声波中出现对应于传播距离差的相移。此外,因为与光声波不同,超声波沿往复路径传播,所以对于超声波的相移形态与对于光声波的相移形态不同。

[0079] 这里使用的术语“相移形态 (phase shift aspect)”是指基准换能器(例如,图 6 中的换能器 CH32 或 CH33)检测来自同一反射源的超声波(或来自同一生成源的光声波)的时刻与其他各换能器检测来自同一反射源的超声波(或来自同一生成源的光声波)的时刻之间的时间差。换句话说,它可以是阵列型换能器检测来自同一反射源的超声波(或来自同一生成源的光声波)时波阵面的曲率。这里使用的术语“相移形态的不同”是指在超声波和光声波之间时间差方面(或波阵面的曲率)作为整体彼此不对应。

[0080] 如上所述,在超声波和光声波之间在相移形态存在不同。这意味着在执行相位匹配时对超声波和光声波应用不同的延迟量。因此,使用相移形态的不同允许即使在同一检测器(探头)同时检测到混合了超声波和光声波的声波时,也可以不依赖于其频率独立地生成超声图像和光声图像。

[0081] 例如,对于图 6 中换能器 CH1 到 CH64 检测到的来自同一生成源的光声波 P1 到 P64,光声波 P1 到 P31 和 P34 到 P64 相对于基准光声波 P32 和 P33 的延迟量是 t_{dp1} 到 t_{dp31} 和 t_{dp34} 到 t_{dp64} 。这些延迟量 t_{dp1} 到 t_{dp31} 和 t_{dp34} 到 t_{dp64} 是可以通过阵列型换能器(这种情况下是区域 0 中的换能器)与生成源之间的几何位置关系(即,生成源距该表面的深度)确定的值。这里,该深度可以根据投射光的时刻与检测到基准光声波 P32 和 P33 的时刻之间的时间(即图 6 中的 t_p)得到。因此,可以通过下面给出的公式 (1) (第二加法处理)获得在特定时刻 t 处相位匹配的光声波的信号强度。

[0082] $\sum CH_i(t+t_{dpi})$ ----- (1)

[0083] 其中, \sum 是针对 i 求总和, i 表示从 1 到 64 的整数,而 $CH_i(t)$ 是第 i 换能器 CH_i 在时刻 t 的信号强度。

[0084] 利用公式 (1),进行从时刻 $t = 0$ 到 $t = T$ 的计算,并且在垂直轴上取信号强度值,

水平轴表示时间 t , 以在图 6 中获得反映光声波的电信号 PL1。在电信号 PL1 中, 通过光声波的相位匹配, 由于加法, 在 $t = t_p$ 处的信号强度被放大, 而 $t = t_u$ 处的信号强度没有被放大, 因为相位匹配条件对超声波不适合。即, 通过利用超声波和光声波之间的相移形态的不同, 可以理解, 基于多个混合信号可以获得反映光声波的电信号 PL1。可能存在的情况是, 如在图 6 的电信号 PL1 中, 不能完全消除超声波的信号强度的影响。在这种情况下, 可以执行使比预定阈值 Y 小的信号强度被降低的阈值处理 (第二阈值处理), 由此可以改善光声波的反差 (contrast)。尽管可以适当设置阈值 Y , 但是从使光声波的反差最大的角度而言, 优选的是该值为零。

[0085] 然后, 组合通过与上述相同的那些处理获得的、反映了光声波的电信号 PL1 到 PL129 来生成光声图像。

[0086] 还可以通过与上述相同的那些处理生成超声图像。即, 在图 6 中, 超声波 U1 到 U31 和 U34 到 U64 相对于基准超声波 U32 和 U33 的延迟量为 t_{du1} 到 t_{du31} 和 t_{du34} 到 t_{du64} 。这些延迟量 t_{dp1} 到 t_{dp3} 和 t_{dp34} 到 t_{dp64} 是可以通过阵列型换能器 (这种情况下是区域 0 中的换能器) 与反射源之间的几何位置关系 (即, 反射源距该表面的深度) 确定的值。这里, 该深度可以根据投射超声波的时刻与检测到基准超声波 U32 和 U33 的时刻之间的时间 (即图 6 中的 t_u) 得到。因此, 可以通过下面给出的公式 (2) (第一加法处理) 获得在特定时刻 t 处相位匹配的超声波的信号强度。

$$[0087] \quad \sum \text{Chi}(t+t_{dui}) \text{-----} (2)$$

[0088] 其中, \sum 、 i 和 Chi 与上述公式 (1) 中的相同。

[0089] 利用公式 (2), 进行从时刻 $t = 0$ 到 $t = T$ 的计算, 并且在垂直轴上取信号强度值, 水平轴表示时间 t , 以在图 6 获得反映超声波的电信号 UL1。在电信号 UL1 中, 通过超声波的相位匹配, 由于加法, 在 $t = t_u$ 处的信号强度被放大, 而在 $t = t_p$ 处的信号强度没有被放大, 因为相位匹配条件对光声波不适合。即, 通过利用超声波和光声波之间的相移形态的不同, 可以理解, 基于多个混合信号可以获得反映超声波的电信号 UL1。可能存在的情况是, 在如图 6 的电信号 UL1 中, 不能完全消除光声波的信号强度的影响。在这种情况下, 可以执行使比预定阈值 Y 小的信号强度被降低的阈值处理 (第一阈值处理), 由此可以改善超声波的反差。尽管可以适当设置阈值 Y , 但从使超声波的反差最大的角度而言, 优选的是该值为零。此外, 第一和第二阈值处理的阈值不必相同。

[0090] 然后, 组合通过与上述相同的那些处理获得的反映超声波的电信号 UL1 到 UL129 来生成超声图像。

[0091] 组合图像生成单元 34 通过叠加以上述方式获得的超声图像和光声图像来生成组合图像。这里, 可以以可识别方式叠加超声图像和光声图像, 例如, 以黑白显示超声图像, 而以红色显示光声图像。从图 6 中反映超声波的电信号 UL1 和反映光声波的电信号 PL1 可以看出, 超声波的传播距离比光声波的传播距离长。如果直接叠加电信号 UL1 和 PL1, 这产生了在实际上作为反射源和生成源测量同一区域时看起来象是从独立的两个区域测量声波一样的组合图像。因此, 优选的是, 对图像之一或两者执行比例匹配。

[0092] 如上所述, 在本发明的超声光声摄像装置中, 声图像生成单元配置成基于通过将预定捕获时段期间各换能器检测到的、混合了超声波和光声波的声波转换成电信号获得的混合信号, 并利用各个混合信号中来自检测对象内部的同一反射源的超声波的电信号的

相移形态与该混合信号中来自检测对象内部的同一生成源的光声波的电信号的相移形态之间的差异,来生成反映超声波的电信号和反映光声波的电信号,并基于反映超声波的电信号生成超声图像,而基于反映光声波的电信号生成光声图像。这里,由于超声波和光声波之间的传播距离不同,而导致超声波和光声波二者的电信号之间出现相移形态的不同。即,超声波和光声波二者的电信号之间的相移形态的不同不依赖于其频率。结果,在利用了超声摄像和光声摄像的超声光声摄像装置中,即使同时检测超声波和光声波,也能够不依赖于其频率而独立地生成超声图像和光声图像。

[0093] [超声光声摄像装置及其操作方法的第二实施方式]

[0094] 现在来详细描述超声光声摄像装置及其操作方法的第二实施方式。图 7 是根据第二实施方式的超声光声摄像装置的框图。第二超声光声摄像装置 2 及其操作方法类似于第一实施方式。第二实施方式与第一实施方式的不同之处在于操作单元 18 包括模式选择单元 19。因此,将集中于模式选择单元 19 进行描述,而不再详细描述其它部件,除非特别需要。

[0095] 模式选择单元 19 允许在仅生成超声图像的超声模式和仅生成光声图像的光声模式之间进行选择。另外,模式选择单元 19 允许在光声模式下投射超声波和不投射超声波之间进行切换。通过模式选择单元 19,操作者可以确认仅需要传统的超声图像,或者可以通过在投射超声波和不投射超声波之间进行切换来进行比较而当场确认超声波和光声波之间干扰的影响。

[0096] 如上所述,还是在本发明的超声光声摄像装置中,声图像生成单元配置成基于通过将预定捕获时段期间各换能器检测到的、混合了超声波和光声波的声波转换成电信号获得的混合信号,并利用各个混合信号中来自检测对象内部的同一反射源的超声波的电信号的相移形态与该混合信号中来自检测对象内部的同一生成源的光声波的电信号的相移形态之间的差异,生成反映超声波的电信号和反映光声波的电信号,并基于反映超声波的电信号生成超声图像,而基于反映光声波的电信号生成光声图像。因此,可以获得与第一实施方式相同的有益效果。

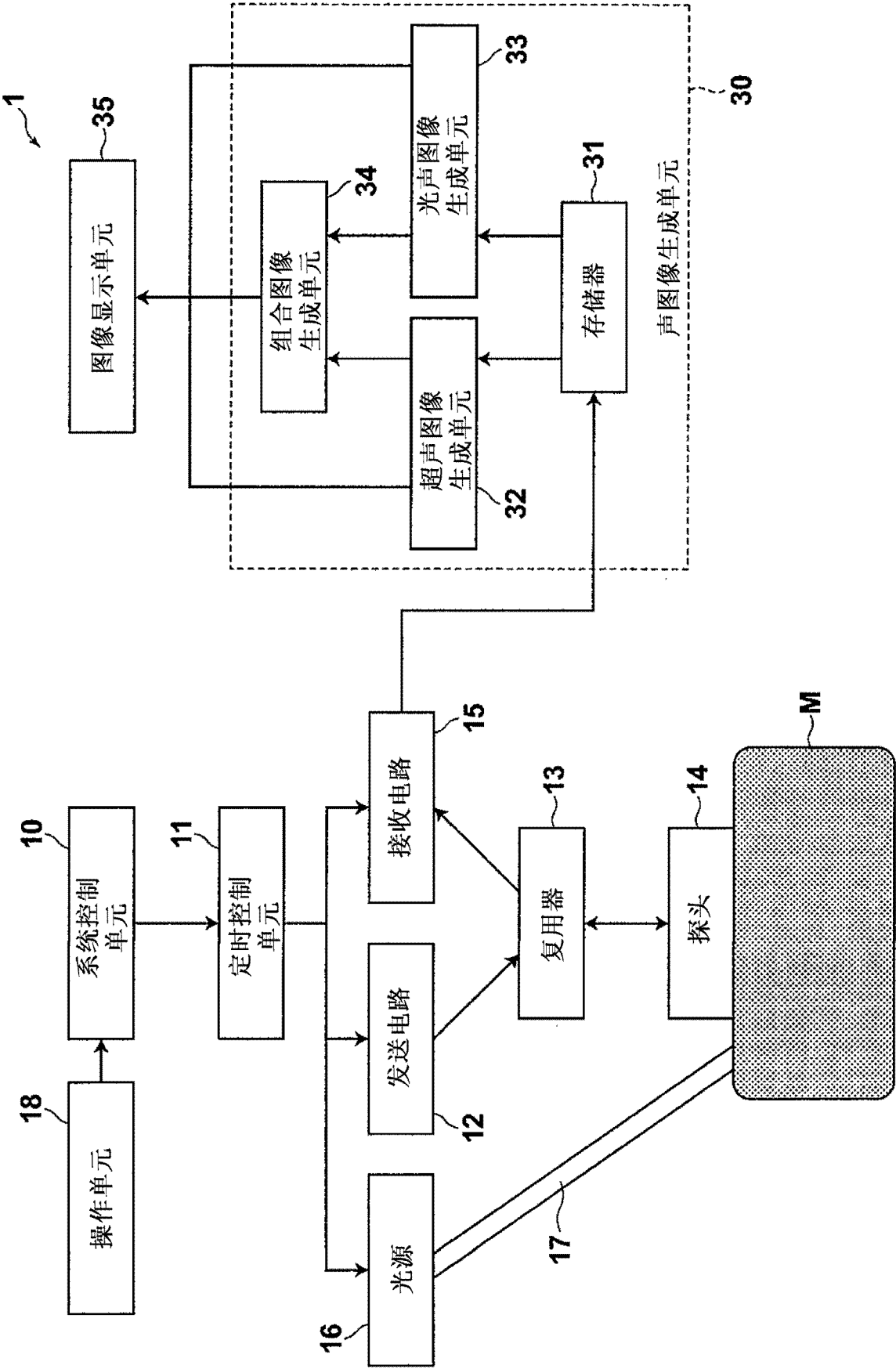


图 1

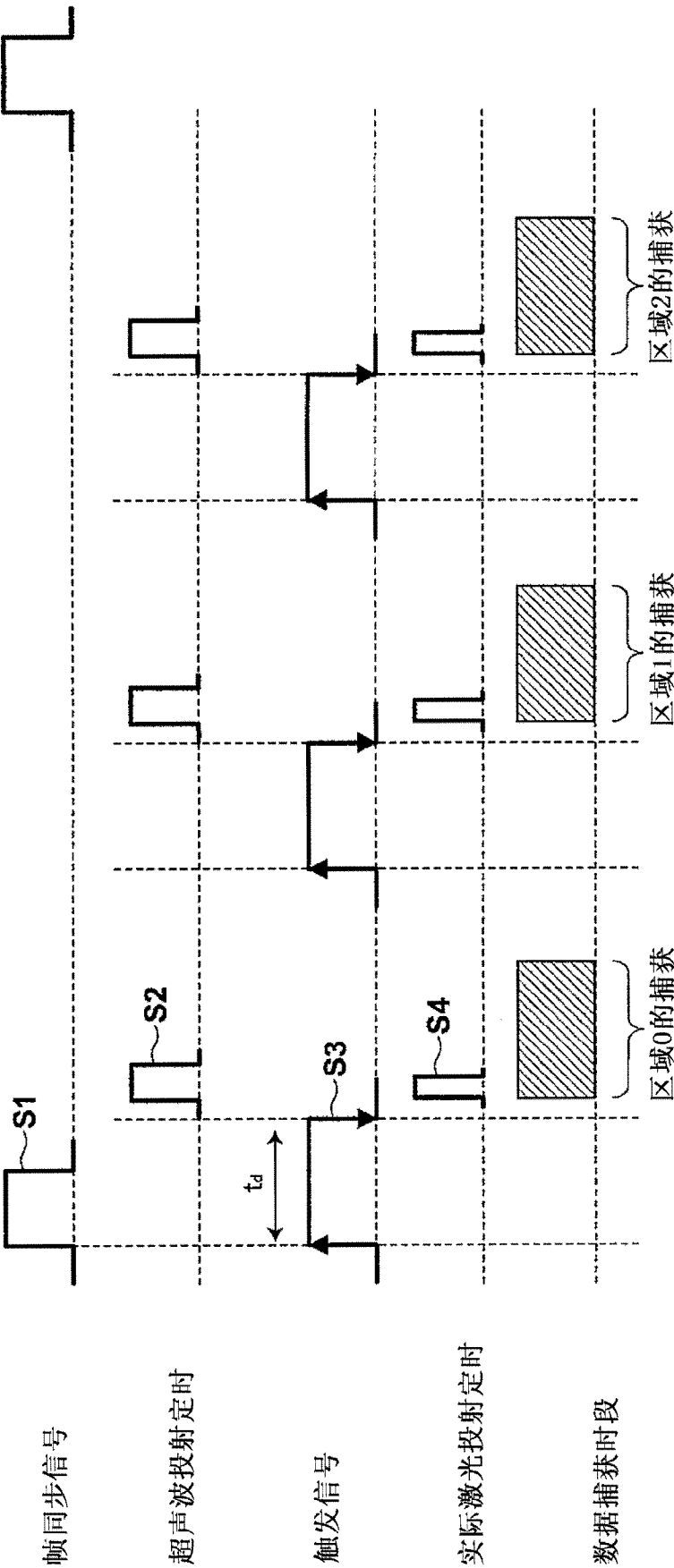


图 2

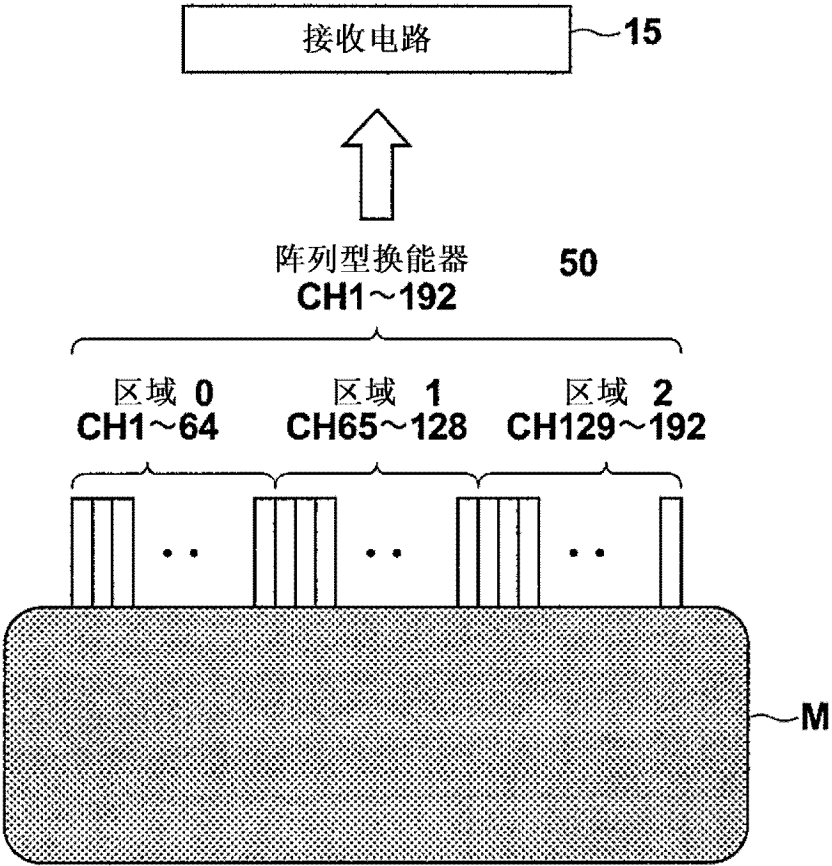


图 3

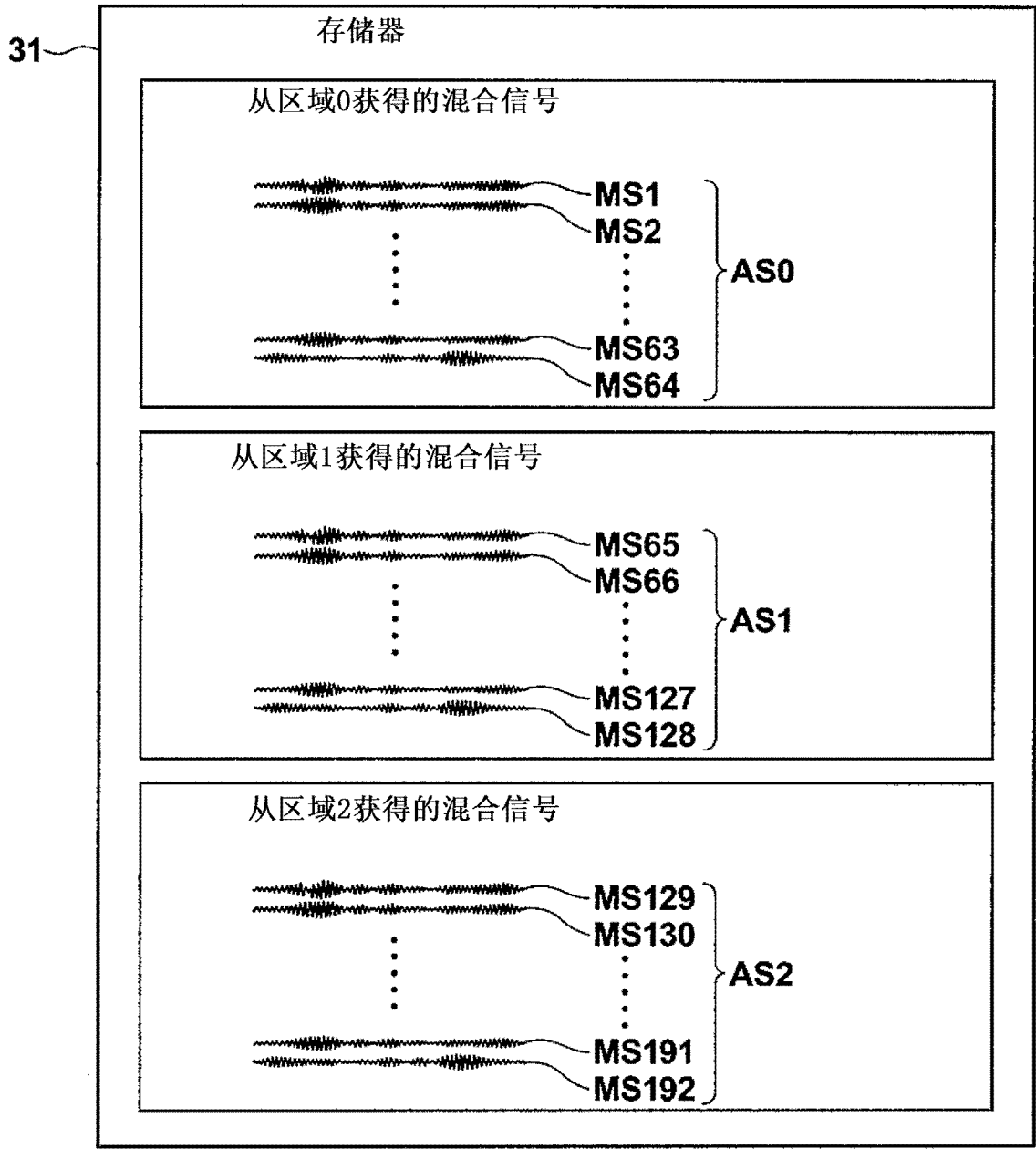


图 4

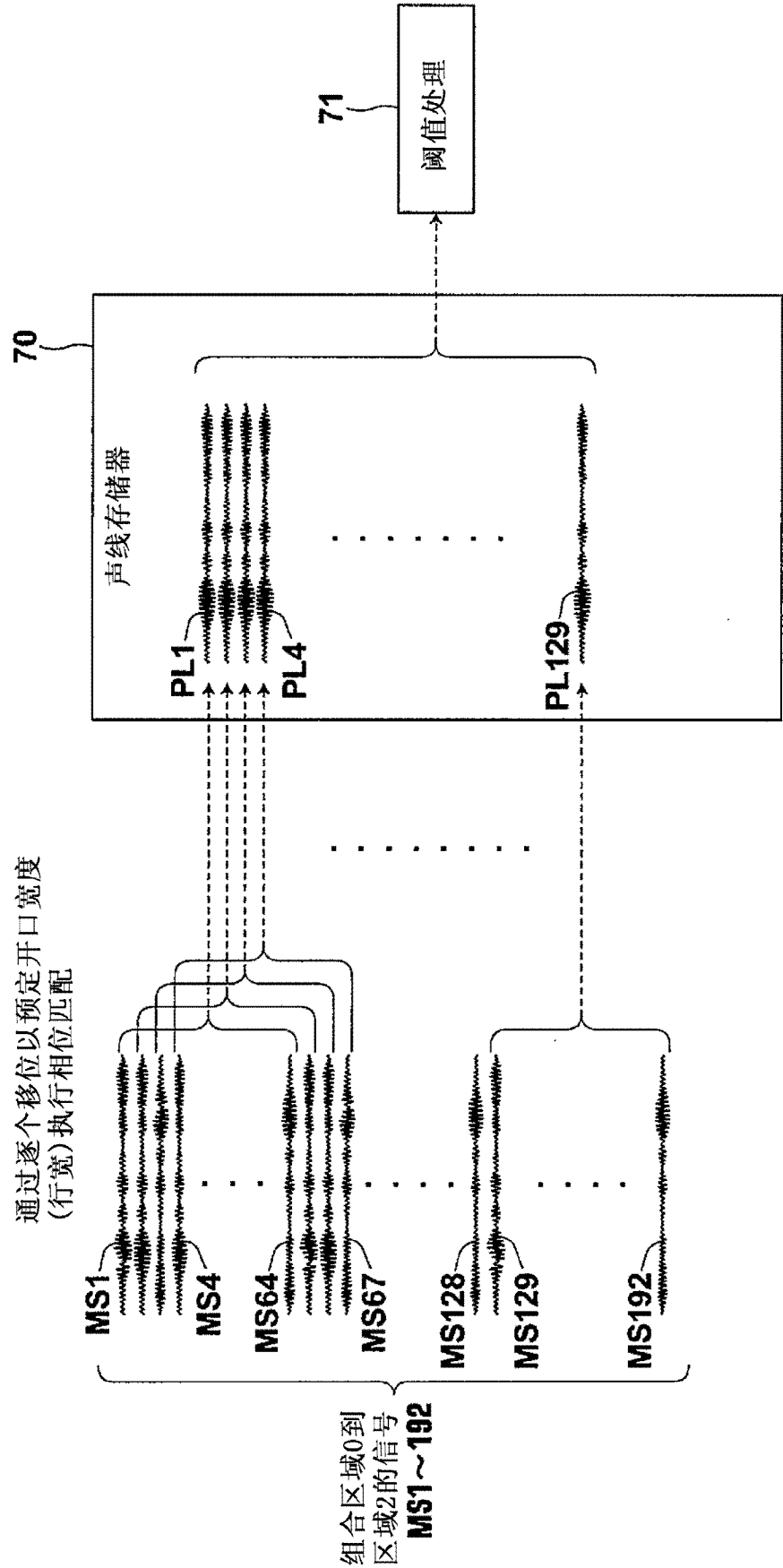


图 5

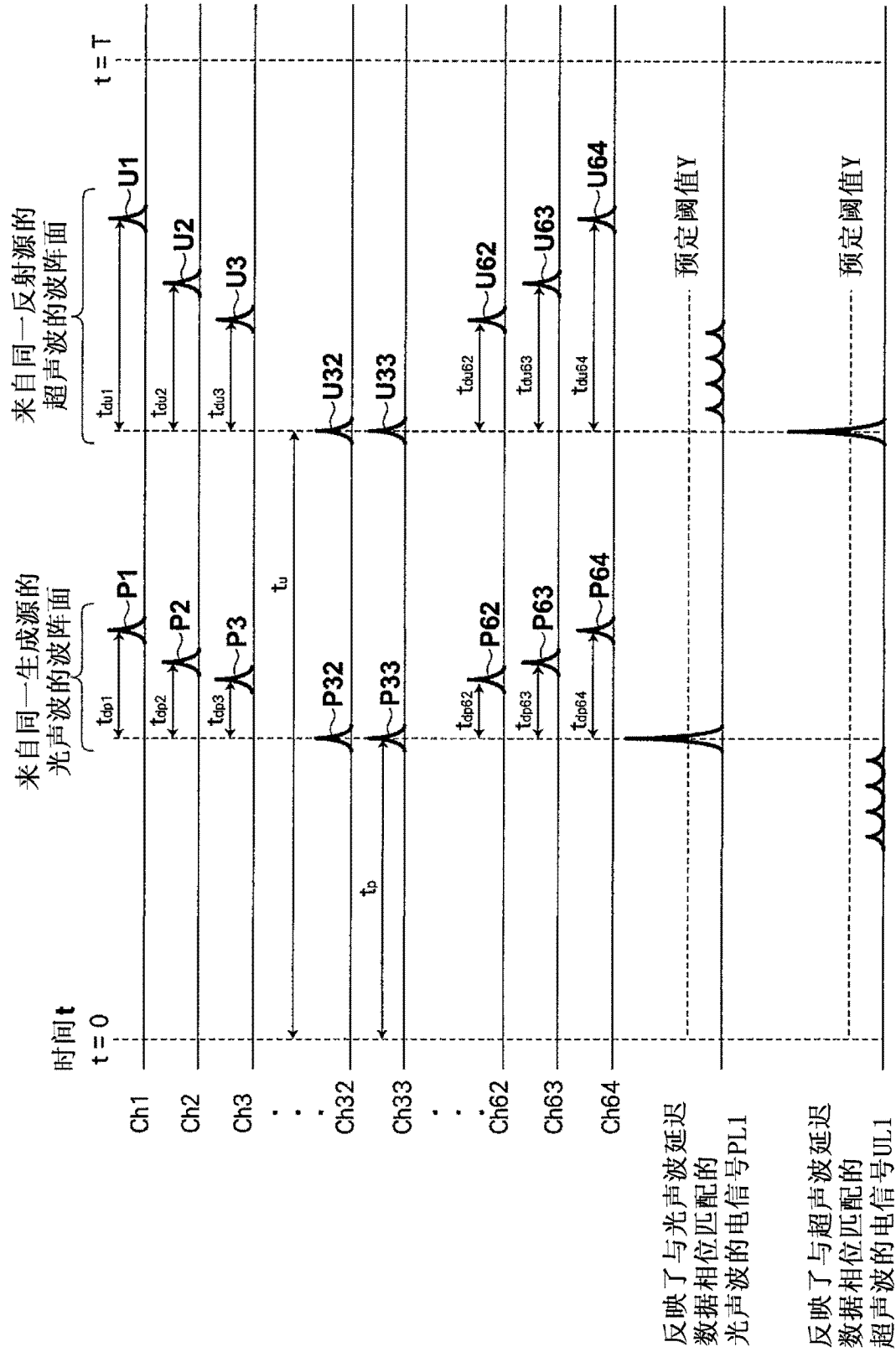


图 6

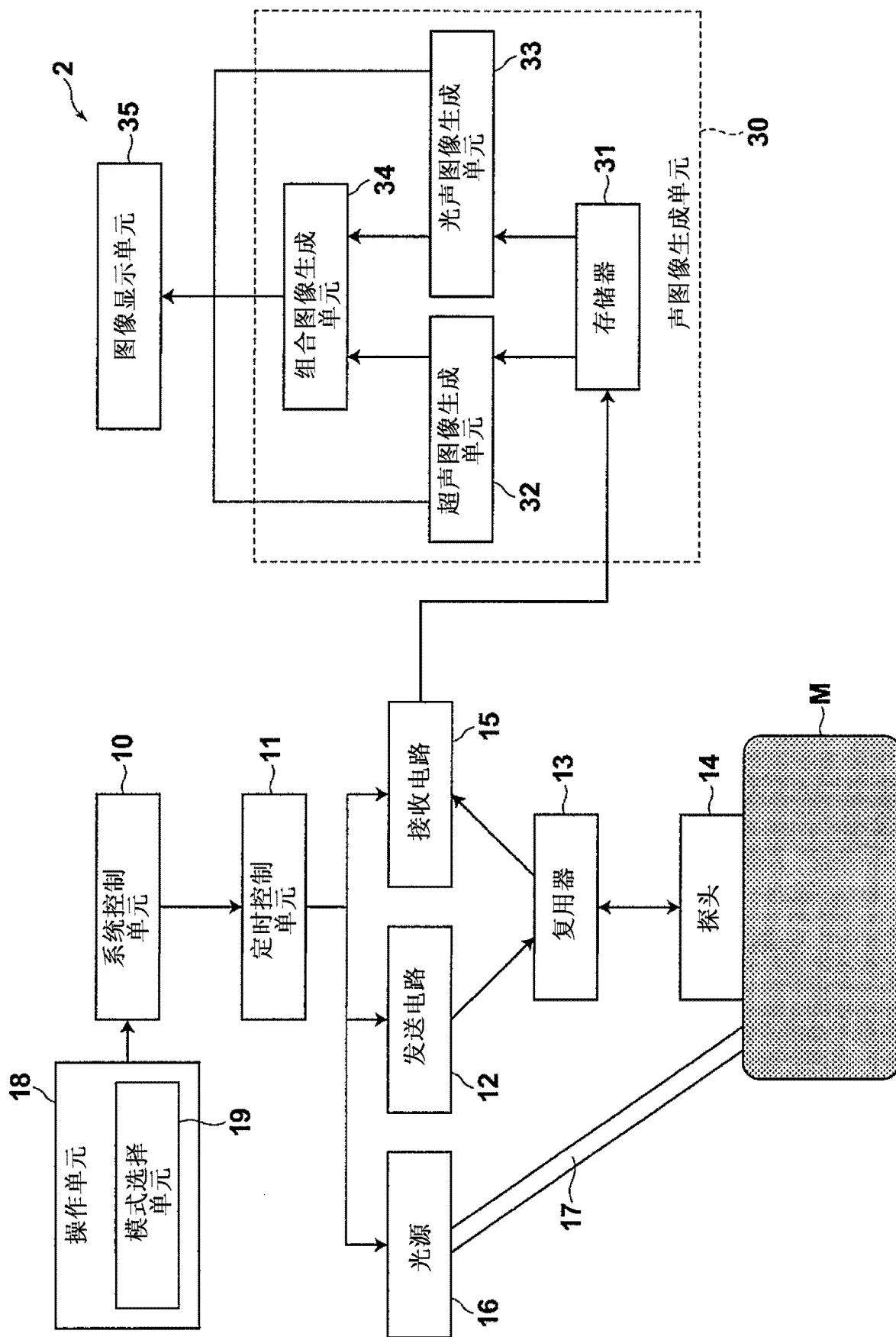


图 7

专利名称(译)	超声光声摄像装置及其操作方法		
公开(公告)号	CN102293666A	公开(公告)日	2011-12-28
申请号	CN201110173002.7	申请日	2011-06-24
[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	佐藤良彰		
发明人	佐藤良彰		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B8/4416 A61B5/0035		
代理人(译)	李辉 王伶		
优先权	2010143406 2010-06-24 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声光声摄像装置及其操作方法。在采用超声摄像和光声摄像的超声光声摄像装置中，即使同时检测超声波和光声波，也可以独立生成超声图像和光声图像。提供了一种超声光声摄像装置(1)，其包括：探头(14)，其包括具有多个换能器的阵列型换能器(50)；以及声图像生成单元(30)，其基于通过将混合了超声波和光声波的声波进行转换而获得的混合信号，并利用来自检测对象的内部的同一反射源的超声波的电信号的相移形态与来自检测对象的内部的同一生成源的光声波的电信号的相移形态之间的差异，生成反映超声波的电信号和反映光声波的电信号，并基于反映超声波的电信号生成超声图像，而基于反映光声波的电信号生成光声图像。

