

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102293667 A

(43) 申请公布日 2011. 12. 28

(21) 申请号 201110180267. X

(22) 申请日 2011. 06. 24

(30) 优先权数据

2010-143375 2010. 06. 24 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 辻田和宏

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 陆锦华 刘光明

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

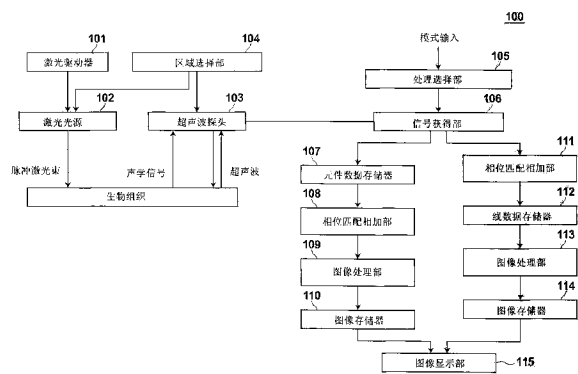
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 5 页

(54) 发明名称

用于对生物数据进行成像的方法和设备

(57) 摘要

提供了一种用于对生物数据进行成像的方法和设备。一种用于产生光声图像和超声波图像的生物数据成像设备,其能够产生具有高分辨率的两种类型的图像。超声波探头包括多个探测元件。第一相位匹配相加部从光声元件数据存储器读出光声信号,并且执行第一相位匹配范围内的相位匹配相加。图像处理部分基于相位匹配和相加的数据来产生光声图像。第二相位匹配相加部执行在第二相位匹配范围内对通过信号获得部采样的反射声学信号的相位匹配相加。图像处理部基于相位匹配和相加的数据产生超声波图像。第一相位匹配范围大于第二相位匹配范围。



1. 一种生物数据成像设备,包括:

光照射部,用于将光照射到生物组织上;

超声波探头,包括多个探测元件,每一个探测元件能够将声学信号输出到所述生物组织内,检测由于通过所述光照射部的光照射导致的由所述生物组织产生的光声信号,并且检测作为输出到所述生物组织内的声学信号的反射的反射声学信号;

第一相位匹配相加部,用于在第一相位匹配范围内对由所述探测元件检测到的所述光声信号进行相位匹配和相加;

第一图像处理部,用于基于已经通过所述第一相位匹配相加部相位匹配和相加的数据来产生光声图像;

第二相位匹配相加部,用于在比所述第一相位匹配范围小的第二相位匹配范围内对由所述探测元件检测到的所述反射声学信号进行相位匹配和相加;以及

第二图像处理部,用于基于已经通过所述第二相位匹配相加部相位匹配和相加的数据来产生超声波图像。

2. 根据权利要求1所述的生物数据成像设备,进一步包括:

信号获得部,用于采样由所述探测元件检测到的所述光声信号和所述反射声学信号,并且其中:

所述第一相位匹配相加部对已经通过所述信号获得部采样的所述光声信号进行相位匹配和相加,并且所述第二相位匹配相加部对已经通过所述信号获得部采样的所述反射声学信号进行相位匹配和相加。

3. 根据权利要求2所述的生物数据成像设备,进一步包括:

区域选择部,用于从待成像的生物组织的范围被划分为的多个部分区域中顺序地选择部分区域;

并且其中:

所述光照射部将光照射到至少包括选择的部分区域的范围上,所述信号获得部采样由与选择的部分区域对应的探测元件检测到的光声信号,并且将采样的光声信号存储到光声元件数据存储器中,并且,所述第一相位匹配相加部从所述光声元件数据存储器读出由与所述第一相位匹配范围对应的探测元件检测到的光声信号,并且执行相位匹配相加。

4. 根据权利要求3所述的生物数据成像设备,其中:

所述第一相位匹配范围大于能够通过所述信号获得部并行地采样的数据的数量。

5. 根据权利要求3所述的生物数据成像设备,其中:

与每一个部分区域对应的探测元件的数量小于或等于能够通过所述信号获得部并行地采样的数据的数量。

6. 根据权利要求3所述的生物数据成像设备,其中:

每一个部分区域的宽度是与检测能够通过所述信号获得部并行地采样的多个数据的探测元件的数量对应的区域的宽度。

7. 根据权利要求3所述的生物数据成像设备,其中:

在所述区域选择部已经选择了所有的部分区域,并且所述信号获得部已经采样了由待成像的生物组织的范围的探测元件检测到的光声信号,并且已经将采样的光声信号存储到所述光声元件数据存储器中之后,所述第一相位匹配相加部从所述光声元件数据存储器读

出所述光声信号,并且执行相位匹配相加。

8. 根据权利要求 2 所述的生物数据成像设备,其中:

所述第二相位匹配范围等于能够通过所述信号获得部并行地采样的数据的数量。

9. 根据权利要求 2 所述的生物数据成像设备,其中:

在顺序地移位输出范围的同时,所述超声波探头的所述探测元件将声学信号输出到生物组织的预定范围内;

所述信号获得部采样由对应于声学信号已经被输出到的范围的探测元件检测到的反射声学信号,并且将采样的反射声学信号存储到超声波元件数据存储器内;以及

所述第二相位匹配相加部从所述超声波元件数据存储器读出由与所述第二相位匹配范围对应的探测元件检测到的反射声学信号,并且执行相位匹配相加。

10. 根据权利要求 9 所述的生物数据成像设备,其中:

在所述超声波探头已经将声学信号输出到待成像的生物组织的范围内,并且,所述信号获得部已经采样了由待成像的生物组织的范围的探测元件检测到的反射声学信号,并且已经将采样的反射声学信号存储到所述超声波元件数据存储器中之后,所述第二相位匹配相加部从所述超声波元件数据存储器读出反射声学信号,并且执行相位匹配相加。

11. 根据权利要求 2 所述的生物数据成像设备,其中:

在顺序地移位输出范围的同时,所述超声波探头的探测元件将声学信号输出到生物组织的预定范围内;

所述信号获得部采样由与所述声学信号已经被输出到的范围对应的探测元件检测到的反射声学信号;并且

所述第二相位匹配相加部执行已经通过所述信号获得部并行地采样的所述反射声学信号的相位匹配相加。

12. 一种生物数据成像方法,包括步骤:

将光照射到生物组织上;

使用包括多个探测元件的超声波探头来检测由于照射的光导致的由所述生物组织产生的光声信号;

在第一相位匹配范围内对由所述探测元件检测到的所述光声信号进行相位匹配和相加;

基于相位匹配和相加的光声信号产生光声图像;

将声学信号输出到所述生物组织内;

使用所述超声波探头来检测作为被输出到所述生物组织内的所述声学信号的反射的反射声学信号;

在比所述第一相位匹配范围小的第二相位匹配范围内对由所述探测元件检测到的所述反射声学信号进行相位匹配和相加;以及

基于相位匹配和相加的反射声学信号产生超声波图像。

用于对生物数据进行成像的方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及生物数据成像设备。更具体地,本发明涉及生物数据成像设备和生物数据成像方法,该设备和方法向生物组织照射光,基于伴随光的照射产生的声学信号获得图像,向生物组织内发射超声波,并且基于反射的超声波获得图像。

背景技术

[0002] 已知超声波检查方法是实现检查对象的内部的状态的非破坏性检查的方法。超声波检查使用能够输出和检测超声波的超声波探头。当将超声波探头与检查对象接触并且产生超声波时,超声波在检查对象的内部传播,并且当它们到达坚硬的对象时被反射。超声波探头检测反射的声波,并且基于反射波到达超声波探头的时间来计算距离,以实现检查对象的内部作为图像的可视化。

[0003] 还已知光声成像是一种用于通过利用光声效应来成像活体内部的方法。通常,在光声成像中,诸如激光脉冲的脉冲激光被照射到活体内。吸收脉冲激光束的能量的生物组织通过由于热导致的其体积的膨胀来产生超声波(光声信号)。通过超声波探头等检测光声信号,并且分析检测的信号,以实现基于超声波的活体的可视化。

[0004] 例如,日本未经审查的专利公开 No. 2005-21380 公开了一种产生并且显示超声波图像和光声图像的设备。当产生超声波图像时,设备从超声波探头的探测元件将超声波输出到生物体内部。反射的声波,即反射的超声波被预定数量的通道的相邻的探测元件检测。检测到的反射声波被相位匹配并且相加,以实现反射超声波的生物体内的深度位置的指定。在移位与单个通道(单线)对应的探测元件的同时,重复地执行超声波的输出和反射声波的检测,以构造超声波图像。

[0005] 同时,当产生光声图像时,来自光源的光被波导部引导到生物组织,并且,脉冲激光束照射到生物组织上。在脉冲激光束的照射后,超声波探头的预定数量的通道的相邻的探测元件以与在产生超声波图像期间类似的方式检测光声信号。检测到的光声信号被相位匹配和相加,以实现生物体内产生光声信号的深度位置的指定。在移位与单个通道(单线)对应的探测元件的同时,重复地执行脉冲激光束的照射和光声波的检测,以构造光声图像。

[0006] 在此,相位匹配相加处理是在超声波图像的产生和光声图像的产生中的公共处理。在两种类型的图像产生中的相位匹配相加中,输入已经被相应的采样电路并行地采样的反射声波和光声信号,并且输入的反射声波和光声信号分别被相位匹配和相加。通常,能够被采样电路并行地采样的数据的数量(通道的数量)小于在超声波探头上设置的探测元件的数量。例如,超声波探头的探测元件的总数是 128,并且,采样电路能够并行地采样与 64 个通道对应的采样数据。在该情况下,来自 64 个探测元件的数据被分别相位匹配和相加,以产生超声波图像和光声图像。

[0007] 迄今还没有讨论当在能够产生超声波图像和光声图像的设备中产生超声波图像和光声图像时如何设置相位匹配的范围。本发明人已经发现不可能在当产生该两种类型的图像时相位匹配范围相同的情况下实现高分辨率的超声波图像和高分辨率的光声图像。

发明内容

[0008] 已经根据上述情况开发了本发明。本发明的目的是提供一种生物数据成像设备和生物数据成像方法,其能够以高分辨率产生超声波图像和光声图像。

[0009] 为了实现上面的目的,本发明提供了一种生物数据成像设备,包括:

[0010] 光照射部,用于将光照射到生物组织上;

[0011] 超声波探头,其包括多个探测元件,其中的每一个探测元件能够向生物组织内输出声学信号,检测由于通过光照射部的光照射导致的由生物组织产生的光声信号,并且检测作为输出到生物组织内的声学信号的反射的反射声学信号;

[0012] 第一相位匹配相加部,用于在第一相位匹配范围内对由探测元件检测的光声信号进行相位匹配和相加;

[0013] 第一图像处理部,用于基于已经通过第一相位匹配相加部相位匹配和相加的数据来产生光声图像;

[0014] 第二相位匹配相加部,用于在比第一相位匹配范围小的第二相位匹配范围内对由探测元件检测到的反射声学信号进行相位匹配和相加;以及

[0015] 第二图像处理部,用于基于已经通过第二相位匹配相加部相位匹配和相加的数据产生超声波图像。

[0016] 本发明的生物数据成像设备可以进一步包括:

[0017] 信号获得部,用于采样由探测元件检测到的光声信号和反射声学信号。在该情况下,第一相位匹配相加部对已经通过信号获得部采样的光声信号进行相位匹配和相加,并且第二相位匹配相加部对已经通过信号获得部采样的反射声学信号进行相位匹配和相加。

[0018] 本发明的生物数据成像设备可以进一步包括:

[0019] 区域选择部,用于从待成像的生物组织的范围被划分为的多个部分区域中顺序地选择部分区域。在该情况下,光照射部将光照射到至少包括选择的部分区域的范围上,信号获得部采样由与选择的部分区域对应的探测元件检测到的光声信号,并且将采样的光声信号存储到光声元件数据存储器中,并且,第一相位匹配相加部从光声元件数据存储器读出由与第一相位匹配范围对应的探测元件检测到的光声信号,并且执行相位匹配相加。

[0020] 第一相位匹配范围可以大于能够通过信号获得部并行地采样的数据的数量。与每个部分区域对应的探测元件的数量可以小于或等于能够通过信号获得部并行地采样的数据的数量。每个部分区域的宽度可以是与检测能够通过信号获得部并行地采样的多个数据的探测元件的数量对应的区域的宽度。

[0021] 在区域选择部已经选择了所有的部分区域,并且信号获得部已经采样了由待成像的生物组织的范围的探测元件检测到的光声信号,并且已经在光声元件数据存储器中存储了采样的光声信号后,第一相位匹配相加部可以从光声元件数据存储器读出光声信号,并且执行相位匹配相加。

[0022] 第二相位匹配范围可以等于能够通过信号获得部并行地采样的多个数据的宽度。

[0023] 在顺序地移位输出范围的同时,超声波探头的探测元件可以将声学信号输出到生物组织的预定范围内;

[0024] 信号获得部可以采样由对应于声学信号已经被输出到的范围的探测元件检测到

的反射声学信号,并且将采样的反射声学信号存储到超声波元件数据存储器内;以及

[0025] 第二相位匹配相加部可以从超声波元件数据存储器读出由与第二相位匹配范围对应的探测元件检测到的反射声学信号,并且执行相位匹配相加。

[0026] 在该情况下,在超声波探头已经将声学信号输出到待成像的生物组织的范围内,并且信号获得部已经采样了由待成像的生物组织的范围的探测元件检测到的反射声学信号,并且已经将采样的反射声学信号存储在超声波元件数据存储器中后,第二相位匹配相加部可以从超声波元件数据存储器读出反射声学信号,并且执行相位匹配相加。

[0027] 替代上面的构造,在顺序地移位输出范围的同时,超声波探头的探测元件可以将声学信号输出到生物组织的预定范围内;

[0028] 信号获得部可以采样由与声学信号已经被输出到的范围对应的探测元件检测到的反射声学信号;并且

[0029] 第二相位匹配相加部可以执行已经通过信号获得部并行地采样的反射声学信号的相位匹配相加。

[0030] 为了实现上面的目的,本发明提供了一种生物数据成像方法,包括步骤:

[0031] 将光照射到生物组织上;

[0032] 使用包括多个探测元件的超声波探头来检测由于照射的光导致的由生物组织产生的光声信号;

[0033] 在第一相位匹配范围内对由探测元件检测到的光声信号进行相位匹配和相加;

[0034] 基于相位匹配和相加的光声信号产生光声图像;

[0035] 将光声信号输出到生物组织内;

[0036] 使用超声波探头检测作为输出到生物组织内的声学信号的反射的反射声学信号;

[0037] 在比第一相位匹配范围小的第二相位匹配范围内对由探测元件检测到的光声信号进行相位匹配和相加;

[0038] 基于相位匹配和相加的反射声学信号产生超声波图像。

[0039] 在本发明的生物数据成像设备和生物数据成像方法中,在第一相位匹配范围内对由超声波探头的探测元件检测到的光声信号进行相位匹配和相加,并且在比第一相位匹配范围窄的第二相位匹配范围内对由探测元件检测到的反射声学信号进行相位匹配和相加。可以通过下述方式来产生具有高分辨率的两种类型的图像:根据光声信号的检测性质和超声波信号的检测性质,使第一相位匹配范围比所述第二相位匹配范围宽。

附图说明

[0040] 图 1 是示出根据本发明的第一实施例的生物数据成像设备的框图。

[0041] 图 2 是示出超声波探头的透视图。

[0042] 图 3 是示意地示出在光声图像的产生期间的超声波探头和生物组织的图。

[0043] 图 4 是示意地示出在超声波图像的产生期间的超声波探头和生物组织的图。

[0044] 图 5 是示出在光声元件数据存储器中存储的数据的框图。

[0045] 图 6 是示出根据本发明的第二实施例的生物数据成像设备的框图。

具体实施方式

[0046] 以下,将参考附图详细描述本发明的实施例。图 1 是示出根据本发明的第一实施例的生物数据成像设备 100 的框图。生物数据成像设备 100 配备了:激光驱动器 101;激光光源 102;超声波探头 103;区域选择部 104;处理选择部 105;信号获得部 106;光声元件数据存储器 107;第一相位匹配相加部 108;第一图像处理部 109;图像存储器 110;第二相位匹配相加部 111;线数据存储器 112;第二图像处理部 113;图像存储器 114;以及图像显示部 115。

[0047] 激光驱动器 101 驱动激光光源 102。当产生光声图像时,激光光源 102 向作为检查对象的生物组织输出脉冲激光束。例如,Q 开关固态激光器可以用作激光光源 102。触发信号被输入到激光驱动器 101,并且激光驱动器 101 响应于触发信号驱动激光光源 102。

[0048] 超声波探头 103 配备了与多个通道对应的超声波探测元件。探测元件被设置为对应于待成像的生物组织的范围。例如,超声波探头 103 配备了 192 个探测元件。每个探测元件能够向生物组织内输出超声波(声学信号)。超声波探头 103 检测通过照射在其上的脉冲激光束在生物组织内产生的超声波(以下,也称为“光声信号”)。另外,超声波探头 103 检测作为生物组织反射的输出超声波的声波(以下也称为“反射声学信号”)。每一个探测元件将检测到的光声信号和反射声学信号转换为电信号,并且输出电信号。

[0049] 信号获得部 106 采样由超声波探头 103 输出的电信号。即,信号获得部 106 采样由超声波探头 103 的探测元件检测到的光声信号和反射声学信号。信号获得部 106 在预定的测量时段多次采样由超声波探头输出的电信号。例如,信号获得部 106 包括:前级放大器,用于放大精细信号;以及,A/D 转换器,用于将模拟信号转换为数字信号。能够通过信号获得部 106 并行地采样的信号的数量(通道的数量)小于超声波探头 103 的探测元件的总数(通道的总数)。例如,在超声波探头 103 配备 192 个探测元件的情况下,能够通过信号获得部 106 并行地采样的通道的数量是 64。

[0050] 处理选择部 105 选择光声图像产生和超声波图像产生之一。当处理选择部 105 已经选择了光声图像产生时,信号获得部 106 在光声元件数据存储器 107 中存储与预定数量的通道对应的采样的光声信号。当处理选择部 105 已经选择超声波图像产生时,信号获得部 106 向第二相位匹配相加部 111 输出与预定数量的通道对应的采样的反射声学信号。

[0051] 将与超声波探头 103 的多个探测元件对应的范围(待成像的生物组织的范围)划分为与光声信号产生相关的多个部分区域。当处理选择部 105 已经选择了光声图像产生时,区域选择部 104 选择部分区域之一。例如,生物组织的待成像的范围被划分为三个部分区域:区域 A、区域 B 和区域 C。区域 A、区域 B 和区域 C 不彼此重叠。每一个部分区域的宽度是与检测能够通过信号获得部 106 并行地采样的多个数据的探测元件的数量对应的区域的宽度。例如,在信号获得部 106 能够采样 64 个通道的数据的情况下,部分区域区域 A、区域 B 和区域 C 中的每一个的宽度是与 64 个探测元件对应的宽度。

[0052] 区域选择部 104 向激光驱动器 101 和超声波探头 103 通知关于选择的部分区域的选择数据。激光驱动器 101 驱动激光光源 102,从而脉冲激光束照射到至少包括选择的部分区域的范围上。同时,超声波探头 103 使用多路复用器(未示出)等来连接对应于选择的部分区域的探测元件和信号获得部 106。在将光照射在部分区域上后,信号获得部 106 在预定的测量时段多次采样由与其连接的探测元件检测到的光声信号,并且将采样的光声信号

存储在光声元件数据存储器 107 中。

[0053] 在来自与选择的部分区域对应的探测元件的光声信号的采样数据被存储在光声元件数据存储器 107 后,区域选择部 104 选择下一个部分区域。区域选择部 104 顺序地选择部分区域,直到选择了生物组织的待成像的整个范围。由超声波探头 103 的所有探测元件输出的光声信号的采样数据被顺序地选择部分区域的区域选择部 104 存储在光声元件数据存储器 107 中。例如,区域选择部 104 可以顺序地选择区域 A、区域 B,然后选择区域 C,并且,信号获得部 106 可以多次采样每一个区域的 64 个通道的光声信号。由此,与总共 192 个通道对应的光声信号的采样数据被存储在光声元件数据存储器 107 中。

[0054] 第一相位匹配相加部 108 在第一相位匹配范围内对由超声波探头 103 的探测元件检测到的光声信号进行相位匹配和相加。第一相位匹配相加部 108 从光声元件数据存储器 107 读出在第一相位匹配范围内的光声信号的采样数据,并且执行相位匹配相加。第一相位匹配范围大于(宽于)能够通过信号获得部 106 并行地采样的数据的数据的数量。在区域选择部 104 已经选择了所有的部分区域并且信号获得部 106 已经采样了由待成像的生物组织的范围的探测元件检测到的光声信号并且已经将采样的光声信号存储在光声元件数据存储器 107 中之后,第一相位匹配相加部 108 从光声元件数据存储器 107 读出光声信号的采样数据,并且执行相位匹配相加。

[0055] 第一图像处理部基于已经通过第一相位匹配相加部 108 相位匹配和相加的数据产生光声图像。可以通过根据预定程序操作的计算机来实现第一图像处理部 109 的功能。替代地,可以通过 DSP(数字信号处理器)或 FPGA(现场可编程门阵列)等来实现第一图像处理部 109 的功能。第一图像处理部 109 在图像存储器 110 中存储产生的光声图像。

[0056] 第二相位匹配相加部 111 在第二相位匹配范围内对由超声波探头 103 的探测元件检测到的反射声学信号进行相位匹配和相加。第二相位匹配相加部 111 相位匹配和相加已经通过信号获得部 106 并行地采样的反射声学信号。即,第二相位匹配范围等于能够通过信号获得部 106 并行地采样的数据的数据的数量。当处理选择部 105 已经选择了超声波图像产生时,超声波探头 103 在顺序地移位其输出范围的同时,将来自探测元件的声学信号输出到生物组织的预定范围内。信号获得部 106 采样由与声学信号已经被输出到的范围对应的探测元件检测到的反射声学信号,并且将采样的反射声学信号输出到第二相位匹配相加部 111。第二相位匹配相加部 111 对由信号获得部 106 输出的反射声学信号进行相位匹配和相加。

[0057] 第二相位匹配相加部 111 将相位匹配相加的结果存储在线数据存储器 112 内。第二图像处理部 113 从线数据存储器 112 读出数据,并且基于已经通过第二相位匹配相加部 111 相位匹配和相加的数据产生超声波图像。可以通过根据预定程序操作的计算机来实现第二图像处理部 113 的功能。替代地,可以通过 DSP 或 FPGA 等来实现第二图像处理部 113 的功能。第二图像处理部 113 将产生的光声图像存储在图像存储器 114 中。

[0058] 图像显示部 115 从图像存储器 110 读出光声图像,并且在显示监视器等上显示读出的光声图像。另外,图像显示部 115 从图像存储器 114 读出超声波图像,并且在显示监视器等上显示读出的超声波图像。图像显示部 115 可以同时显示光声图像和超声波图像。此时,可以彼此重叠地显示光声图像和超声波图像。

[0059] 图 2 示出了超声波探头 103。超声波探头 103 配备多个探测元件 131。例如,探测

元件 131 被沿着预定方向单向地布置。光纤 133 将由激光光源 102 输出的光引导到设置在超声波探头 103 中的光照射部 132。光照射部 132 将由激光光源 102 输出的脉冲激光束照射到至少包括选择的部分区域的区域上。例如,光照射部 132 被设置为与区域 A、区域 B 和区域 C 中的每一个对应。在该情况下,当选择区域 A 时,与区域 A 对应的光照射部 132 将脉冲激光束至少照射到区域 A 上。当选择区域 B 时,与区域 B 对应的光照射部 132 将脉冲激光束至少照射到区域 B 上。当选择区域 C 时,与区域 C 对应的光照射部 132 将脉冲激光束至少照射到区域 C 上。

[0060] 图 3 是示意地示出在光声图像的产生期间的超声波探头 103 和生物组织的图。例如,超声波探头 103 配备了用于 192 个通道的探测元件 131(参见图 2)。与探测元件 131 对应的宽度被划分为与光声图像产生相关的三个部分区域(区域 A 至 C),并且每一个部分区域的宽度是与用于 64 个通道的探测元件 131 对应的宽度。如果与用于 192 个通道的探测元件 131 对应的生物组织的宽度是 57.6mm,则每一个部分区域的宽度将是 19.2mm。生物数据成像设备 100 执行到如图 3 中所示地划分的 19.2mm 宽的部分区域上的光的照射和从所述部分区域的数据收集三次,以获得用于所有 192 个通道的数据。

[0061] 信号获得部 106 包括 A/D 转换器,其能够并行地采样 64 个通道的数据。多路复用器 116 选择性地连接超声波探头 103 的探测元件和信号获得部 106。例如,多路复用器 116 连接到与 192 个通道对应的探测元件,并且选择性地将 64 个通道连接到信号获得部 106 的 A/D 转换器。例如,当选择区域 A 时,多路复用器 116 将与区域 A 对应的 64 个通道的探测元件连接到信号获得部 106 的 AD 转换器。当选择区域 B 时,多路复用器 116 将与区域 B 对应的 64 个通道的探测元件连接到信号获得部 106 的 AD 转换器,并且当选择区域 C 时,多路复用器 116 将与区域 C 对应的 64 个通道的探测元件连接到信号获得部 106 的 AD 转换器。

[0062] 如果选择区域 A,并且光照射部 132 将脉冲激光束照射到生物组织的区域 A 上,则该激光束由于在生物组织内的散射而以特定程度的扩展传播。在生物组织内存在的诸如血液的吸收物吸收脉冲激光束的能量,并且产生声学信号。根据 X 方向上的声学信号产生点和探测元件之间的位置关系和 Z 方向上的声学信号产生点的位置,确定在探测元件检测到这些声学信号之前所需的时间量。在预定测量时间段多次采样由多路复用器 116 选择的探测元件 131 输出的电信号,以便检测这些声学信号。通过下面所述以类似的方式对于区域 B 和区域 C 检测声学信号:将脉冲激光束照射到这些区域上,并且在预定的测量时间段采样由对应于每一个区域的探测元件输出的电信号。

[0063] 通过执行如上所述的光声信号数据收集,能够将产生光声图像所需的数据存储在光声元件数据存储器 107 中。通过第一相位匹配相加部 108 对在光声元件数据存储器 107 中存储的光声信号的采样数据进行相位匹配和相加。相位匹配相加的结果用于第一图像处理部 109 执行图像构造,以获得光声图像。

[0064] 图 4 是示意地示出在超声波图像的产生期间的超声波探头和生物组织的图。注意,虽然图 4 进行了省略,但是超声波探头 103 如图 3 中那样经由多路复用器 116 连接到信号获得部 106。在超声波探头 103 中设置的探测元件的数量是 194 个通道,与图 3 的情况中一样。另外,信号获得部 106 包括 A/D 转换器,其能够并行地采样 64 个通道的数据。

[0065] 在超声波图像的产生期间,多路复用器 116 从与 192 个通道对应的探测元件中选择性地将与 64 个通道对应的相邻的探测元件连接到信号获得部 106 的 A/D 转换器。在输

出声学信号,检测到反射声学信号,以及通过第二相位匹配相加部 111 的相位匹配相加之后,多路复用器 116 将选择的探测元件移位例如单个通道。例如,在一开始,多路复用器 116 将与第一至第 64 通道对应的 64 个探测元件连接到信号获得部 106。第二相位匹配相加部 111 对由与第一至第 64 通道对应的 64 个探测元件检测到的反射声学信号进行相位匹配和相加。接下来,多路复用器 116 将与第二至第 65 通道对应的探测元件连接到信号获得部 106,并且第二相位匹配相加部 111 对由这 64 个探测元件检测到的反射声学信号进行相位匹配和相加。

[0066] 在一次一个通道地顺序移位选择的探测元件的同时,在探测元件的整个范围上执行如上所述的对于反射声学信号的数据收集。在与 192 个通道对应的探测元件的整个范围上输出声学信号并且检测反射声学信号,并且对于所有的反射声学信号执行相位匹配相加。由此,能够将产生超声波图像所需的数据存储在线数据存储器 112(参见图 1)中。第二图像处理部从线数据存储器 112 读出相位匹配相加的结果,并且执行图像构造以获得超声波图像。

[0067] 图 5 是示出在光声元件数据存储器 107 中存储的数据的框图。对于每一个区域的采样开始时间被定义为 $t = 0$ 。在 $t = 0$ 处执行第一采样操作,并且信号获得部 106 在采样时段期间以预定的采样速率执行 n 个采样操作。由此,信号获得部 106 在时间 $t = 0$ 和 $t = n-1$ 之间采样 n 个光声信号。光声元件数据存储器 107 对于每一个通道存储与 $t = 0$ 和 $t = n-1$ 之间的时间对应的 n 个采样数据。

[0068] 假定当产生光声图像时区域选择部 104 顺序地选择区域 A、区域 B 和区域 C。在该情况下,信号获得部 106 首先获得用于区域 A 的探测元件(例如,与 64 个通道对应的探测元件)的 n 个采样数据,并且将 n 个采样数据存储在与区域 A 的 $t = 0$ 和 $t = n-1$ 之间的每一个定时对应的位置(地址)处。信号获得部 106 对于区域 B 和区域 C 以类似的方式从与 64 个通道对应的探测元件获得 n 个采样数据,并且将 n 个采样数据存储在与 $t = 0$ 和 $t = n-1$ 之间的每一个时序对应的位置(地址)处。如果必要,当存储数据时可以对于每一个部分区域校正光声元件数据存储器 107 中的时间轴。

[0069] 假定通过第二相位匹配相加部 111 对能够通过信号获得部 106 并行地采样的、来自与 64 个通道对应的探测元件的反射声学信号进行相位匹配和相加,以产生超声波图像。在该情况下,要在超声波图像产生期间使用的相位匹配范围(第二相位匹配范围)匹配光声图像产生期间的每个区域的宽度。在这个方面,光声信号被暂时存储在光声元件数据存储器 107 中,然后进行相位匹配相加。因此,要在光声图像产生期间使用的相位匹配范围(第一相位匹配范围)可以比每一个部分区域的宽度,即,比能够通过信号获得部 106 并行地采样的数据的数量宽。具体地,如果第一相位匹配范围被设置为 96 个通道,则第一相位匹配相加部 108 可以对来自与区域 B 的 64 个通道对应的探测元件的采样数据和来自与区域 C 的 32 个通道对应的探测元件的采样数据进行相位匹配和相加。

[0070] 本发明人以经验评估光声信号和反射声学信号。结果,发现下面的内容。首先,当考虑光声图像时,可以通过超声波探头 103 的宽范围的探测元件获得在所有方向上扩展的点形状的吸收物产生的光声信号和有意义的信号。相反,在超声波图像中,超声波探头 103 的探测元件检测由探测元件本身输出的声学信号的反射声学信号。因此,即使反射物是点

形状的,基本上也不能通过除了已经输出声学信号的探测元件之外的探测元件获得有意义的信号。即,反射声学信号具有高方向性,并且反射声学信号的扩展度较小。

[0071] 根据上面所述,认为当产生超声波图像时增加待相位匹配的信号的数量的图像分辨率改进效果很小。事实上,如果在大范围上执行相位匹配,则来自周围的探测元件的反射声学信号将作为噪声分量,并且将降低图像质量。另一方面,当产生光声图像时,光声信号在大范围上扩展,并且在大范围上的超声波探头 103 的探测元件可以获得有意义的信号。因此,通过增加待相位匹配的信号的数量使得能够提高图像分辨率。因此,在本实施例中,将当产生光声图像时要使用的相位匹配范围(第一相位匹配范围)设置为大于当产生超声波图像时要使用的相位匹配范围(第二相位匹配范围)。通过采用这种配置,可以获得高分辨率的光声图像和高分辨率的超声波图像。

[0072] 在此,日本未经审查的专利公开 No. 2005-21380 的段落 0113 公开了:如果使用光纤将光照射到主体上,则照射的光将在保持薄的宽度的同时直线传播,因此,具有强的方向性。另外,其公开了能够在不对接收的光声信号进行相位匹配和相加的情况下产生光声图像。在日本未经审查专利公开 No. 2005-21380 中,在对象内产生的光声信号通过 6 个探测元件转换为电信号,然后该电信号中的两个经由多路复用器输入到接收延迟电路。接收延迟电路使输入信号从其通过,并且加法器组合光声信号。然而,如果在光声图像产生期间要使用的相位匹配范围以这种方式被设置得比要在超声波图像产生期间使用的相位匹配范围更窄,则实际上不可能提高光声图像的分辨率。

[0073] 在本实施例中,生物组织的待成像的范围被划分为多个部分区域。在光声图像产生期间,区域选择部 104 顺序地选择部分区域。对于每一个部分区域执行光的照射和光声信号的检测,并且,对于每一个区域将采样的光声信号存储在光声元件数据存储器 107 中。用于并行且高速地获得大量数据的电路是昂贵的。在没有将待成像的范围划分为部分区域的情况下,信号获得部 106 必须获得与超声波探头 103 的所有探测元件对应的多个信号,以便将光声图像产生所需的数据存储到光声元件数据存储器 107 中。在本实施例中,对于每一个部分区域执行光的照射和光声信号的检测,并且,足够的是,通过信号获得部 106 并行地采样的信号的数量是在光声图像产生期间的部分区域的宽度和在超声波图像产生期间的相位匹配范围(第二相位匹配范围)中的较大的一个。因此,与信号获得部 106 被配置为并行地获得与超声波探头 103 的全部探测元件对应的多个信号的情况相比,可以减少成本。

[0074] 在本实施例中,第一相位匹配相加部 108 在第一相位匹配范围内对在光声元件数据存储器 107 中存储的光声信号进行相位匹配和相加。因为第一相位匹配相加部 108 对在光声元件数据存储器 107 中存储的光声信号进行相位匹配相加,所以第一相位匹配范围不依赖于信号获得部 106 能够并行地采样的信号的数量。因为这个原因,如果在光声图像产生期间的每一个部分区域的宽度与第二相位匹配相加部 111 使用的第二相位匹配范围相同,则信号获得部 106 仅需要能够并行地采样与第二相位匹配范围对应的信号,并且信号获得部 106 不需要能够采样与第一相位匹配范围对应的信号。第二相位匹配范围比第一相位匹配范围窄。因此,能够通过信号获得部 106 并行地采样的信号的数量可以被保持得较小。与信号获得部 106 被配置为并行获得与对应于第一相位匹配范围的探测元件对应的多个信号的情况下相比,本实施例降低了成本。同时,第一相位匹配范围设置为大于能够通过

信号获得部 106 采样的数据的数量,以实现光声图像的分辨率的提高。

[0075] 在本实施例中,当选择特定部分区域时,仅需要将脉冲激光束至少照射到选择的区域上。即,不需要用激光束照射生物组织的整个范围。例如,光声成像需要纳秒的数量级的脉冲激光束。Q 开关固态激光器是用于照射这样的脉冲激光束的光源的示例。在要将脉冲激光束照射到生物组织的整个范围上并且要获得是 Q 开关固态激光器的安全标准的 $20\text{mJ}/\text{cm}^2$ 的功率的情况下,考虑到光学系统的效率和照射范围,将需要 60mJ 或更大的脉冲输出。这将成为增加设备的成本的一个因素。在本实施例中,能够通过切换照射范围来将脉冲激光束照射到每一个部分区域上,由此抑制光源的功率。从成本的角度看,这是有利的。

[0076] 接下来,将描述本发明的第二实施例。图 6 是示出根据本发明的第二实施例的生物数据成像设备 100a 的框图。本实施例与第一实施例不同之处在于超声波图像产生方法。注意,使用相同的附图标记来表示与第一实施例相同的元件,并且如果它们不特别必要,则将省略其详细说明。以与在第一实施例中相同的方式进行光声图像的产生。生物数据成像设备 100a 配备了超声波元件数据存储器 117 代替线数据存储器 112。超声波探头 103 在顺序地移位其输出范围的同时将来自探测元件的声学信号输出到生物组织的预定范围内。信号获得部 106 采样由与声学信号已经被输出到的范围对应的探测元件检测到的反射声学信号,并且将采样的反射声学信号存储在超声波元件数据存储器 117 中。

[0077] 第二相位匹配相加部 111 从超声波元件数据存储器 117 读出对应于第二相位匹配范围的由探测元件检测到的反射声学信号,并且执行相位匹配相加。在超声波探头 103 已经将声学信号输出到待成像的生物组织的范围内,并且信号获得部 106 已经采样了由待成像的生物组织的范围的探测元件检测到的反射声学信号并且已经将采样的反射声学信号存储在超声波元件数据存储器 117 中之后,第二相位匹配相加部 111 从超声波元件数据存储器 117 读出反射声学信号,并且执行相位匹配相加。第二图像处理部 113 基于通过第二相位匹配相加部 111 相位匹配和相加的数据产生超声波图像。

[0078] 在本实施例中,以与当产生光声图像时类似的方式来在超声波元件数据存储器 117 中存储产生超声波图像所需的数据。通过第二相位匹配相加部 111 和第二图像处理部 113 获得超声波图像,其中第二相位匹配相加部 111 管理对于在超声波元件数据存储器 117 中存储的反射声学信号的采样数据的相位匹配相加,并且第二图像处理部 113 使用相位匹配相加的结果来执行图像构造。也在该情况下,通过将第一相位匹配范围设置为大于第二相位匹配范围,可以获得与由第一实施例获得的效果相同的有利效果,即实现高分辨率光声图像和高分辨率超声波图像的获得。

[0079] 注意,在上述实施例中,在光声图像产生期间的部分区域被设置为它们不彼此重叠。然而,本发明不限于这样的配置。部分区域可以包括与其他部分区域重叠的区域。例如,如果超声波探头 103 具有与 192 个通道对应的探测元件,则待成像的范围可以被划分为 5 个部分区域。第一至第 64 探测元件可以被指定为区域 A,第 32 至第 96 探测元件可以被指定为区域 B。第 96 至第 128 探测元件可以被指定为区域 C,第 128 至第 160 探测元件可以被指定为区域 D,并且第 160 至第 192 探测元件可以被指定为区域 E。例如,在该情况下,第 32 至第 64 探测元件在区域 A 和区域 B 之间重叠,并且第 64 和第 96 探测元件在区域 B 和区域 C 之间重叠。

[0080] 在如上所述的区域重叠的情况下,因为例如第 32 至第 64 探测元件在区域 A 和区域 B 之间重叠,所以从重叠区域中的探测元件获得当脉冲激光束照射到区域 A 上时采样的数据和当脉冲激光束照射到区域 B 上时的采样的数据。重叠区域的数据可以通过例如平均多个采样数据来实现信噪比的改善。然而,随着部分区域之间的重叠增加,脉冲激光束照射和数据采样操作的数量将增加。因此,成像速度将变差。可以根据期望的成像速度等来适当地设置部分区域是否具有重叠区域或部分区域之间的重叠程度。

[0081] 已经基于其优选实施例描述了本发明。然而,本发明的生物数据成像设备和生物数据成像方法不限于上面的实施例。可以向上面的实施例的配置添加各种修改和改变,只要它们不偏离所要求保护的本发明的精神和范围。

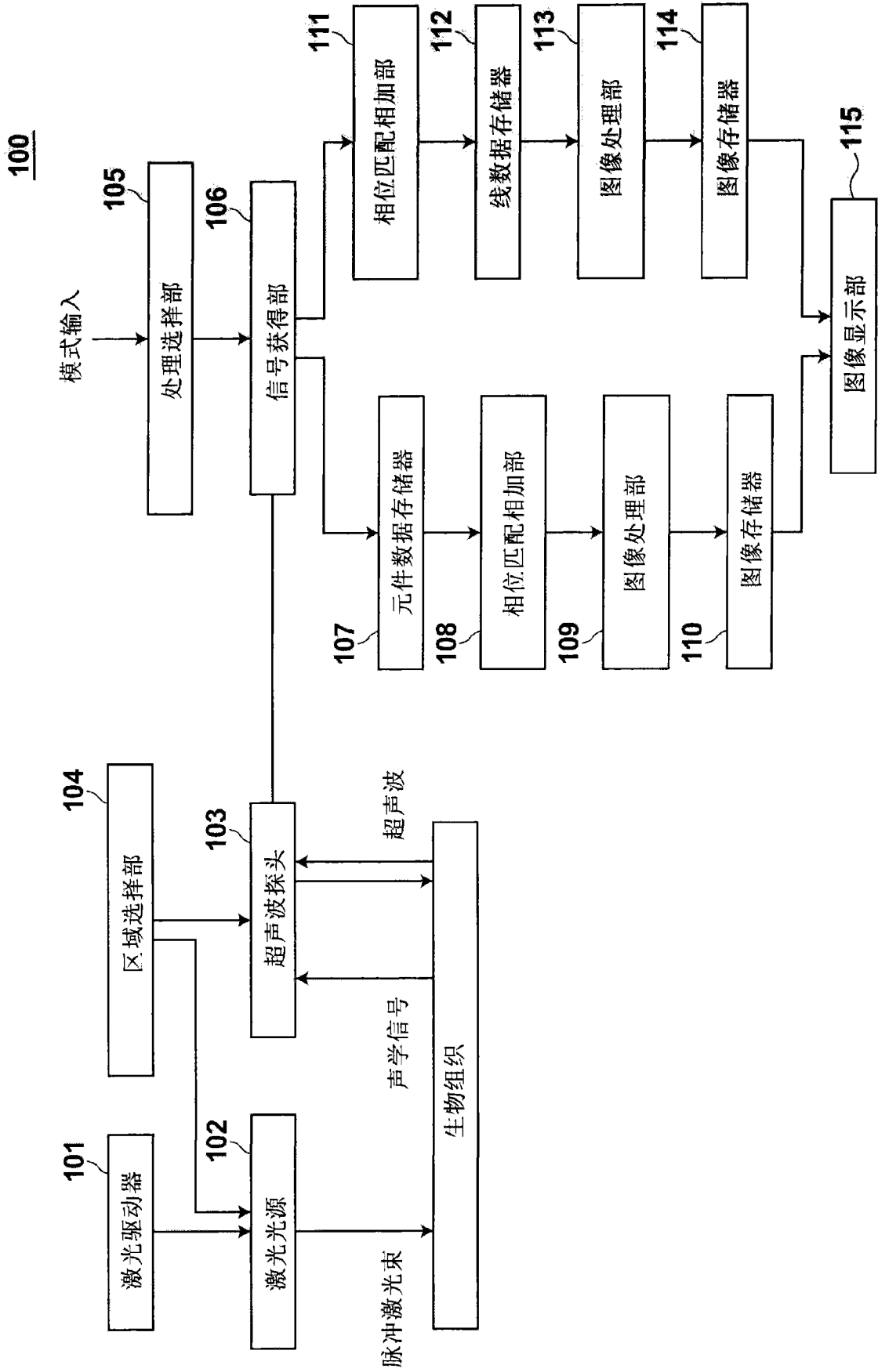


图 1

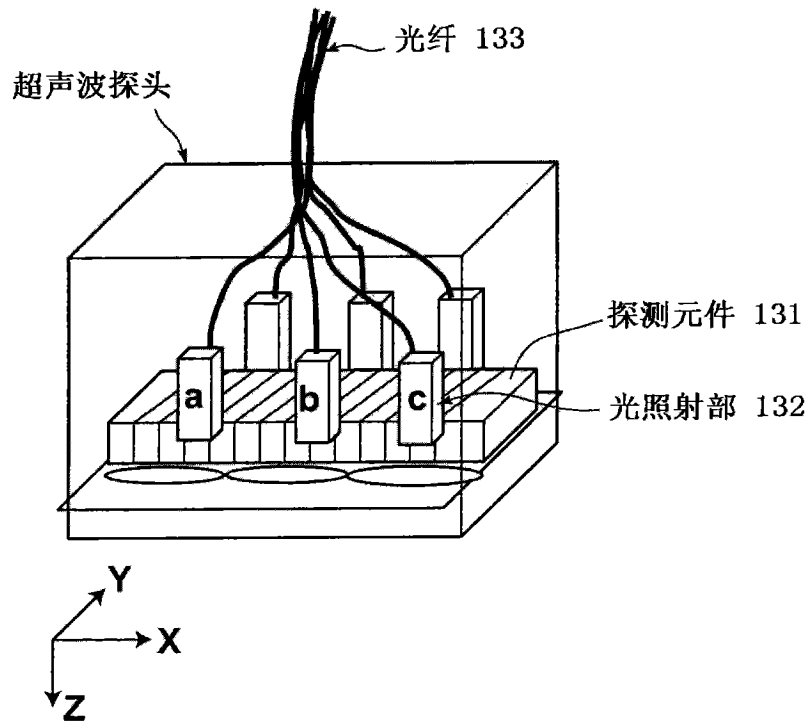


图 2

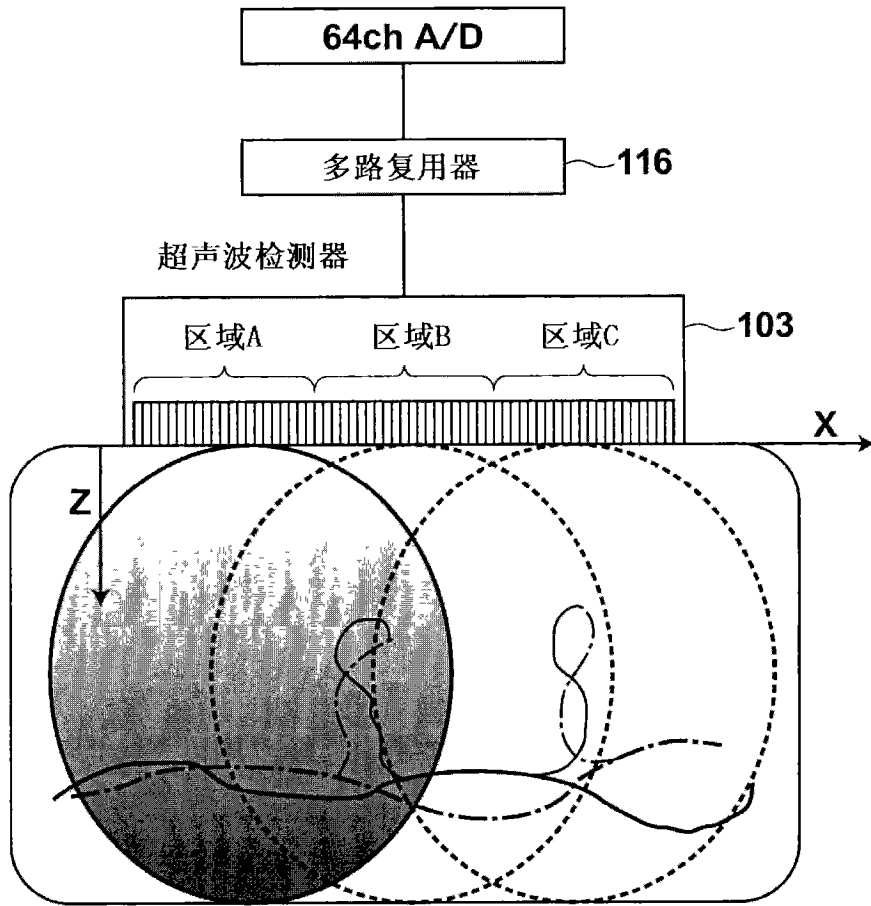


图 3

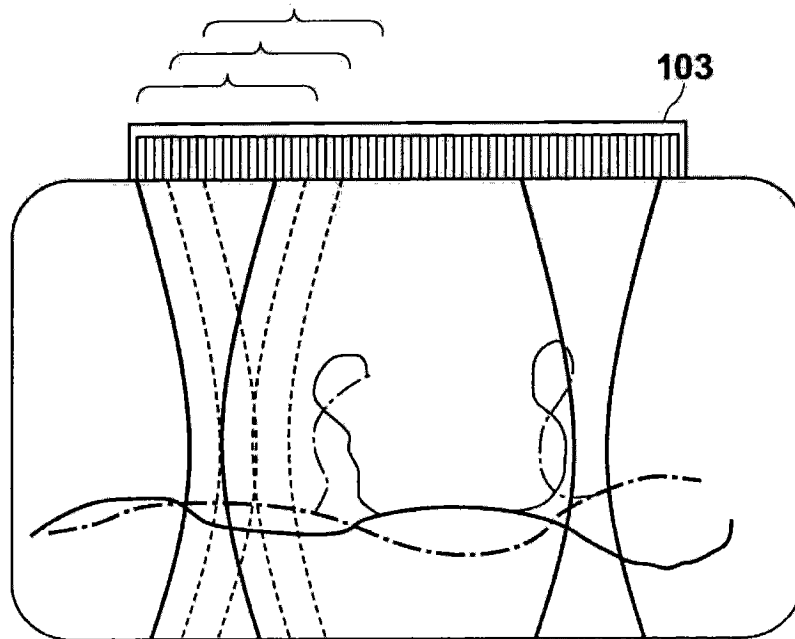


图 4

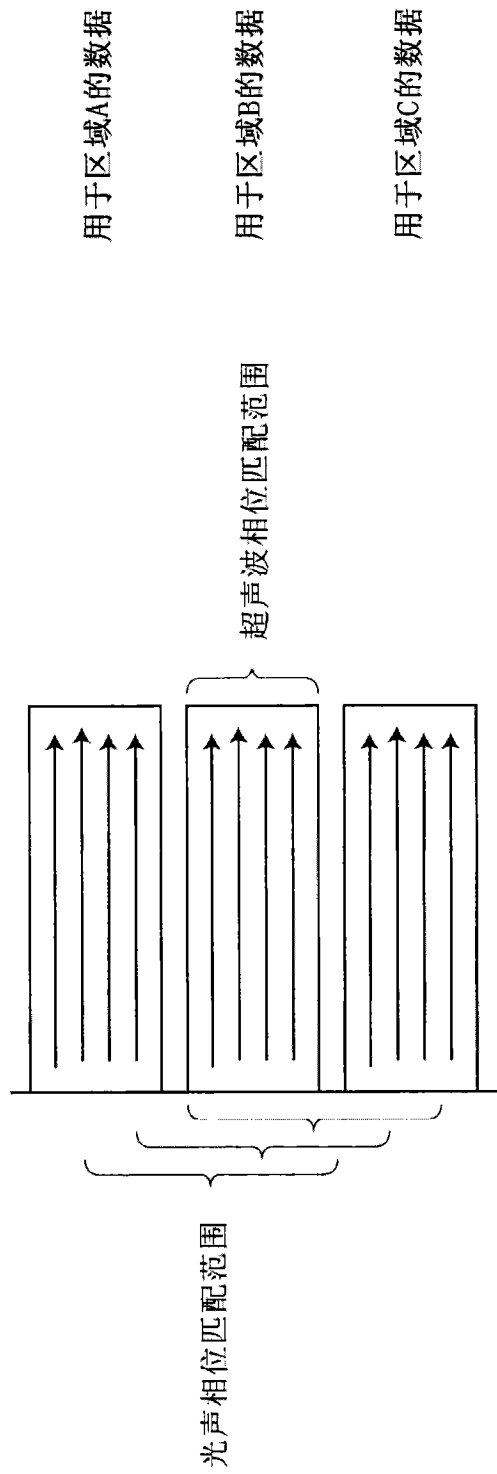


图 5

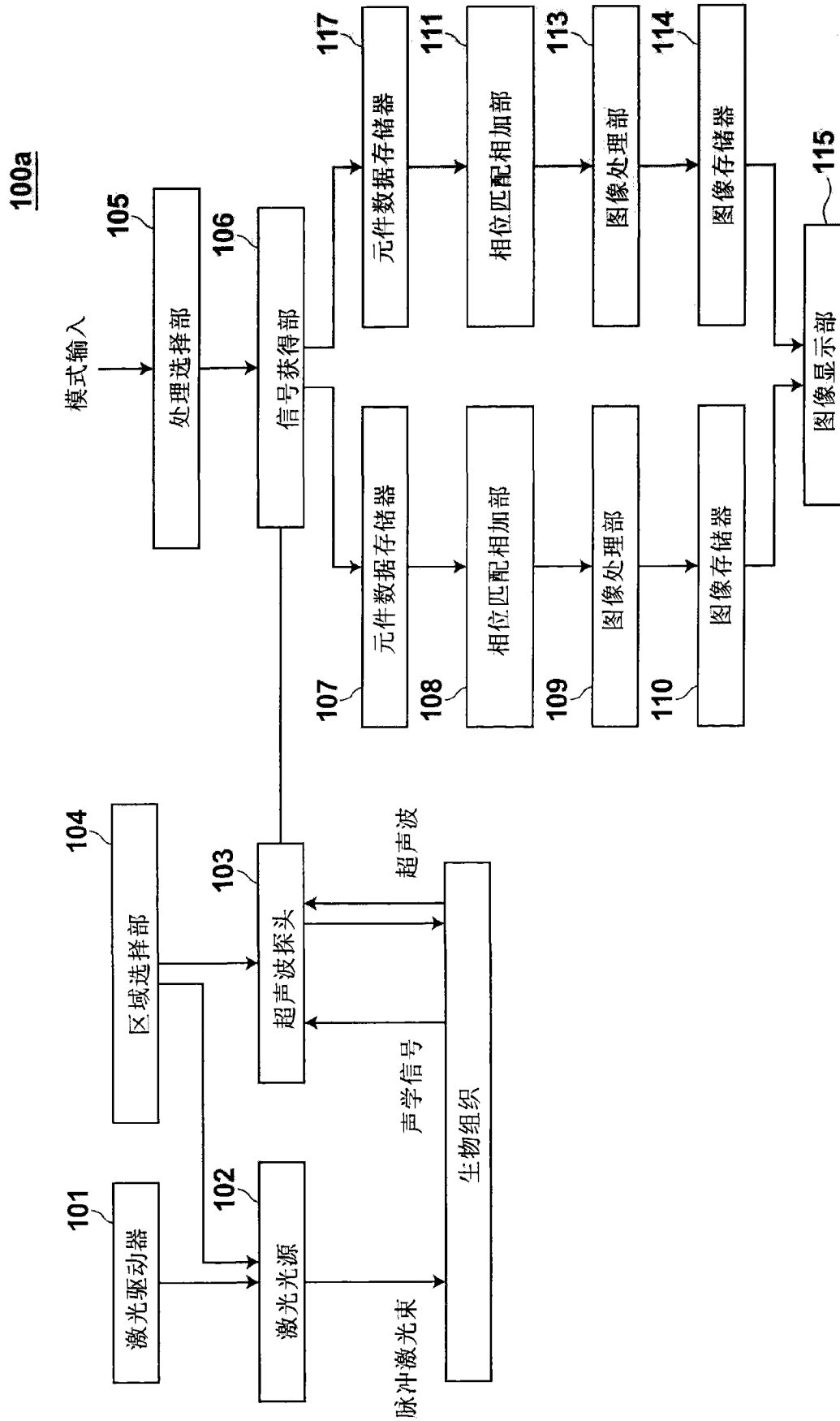


图 6

专利名称(译)	用于对生物数据进行成像的方法和设备		
公开(公告)号	CN102293667A	公开(公告)日	2011-12-28
申请号	CN201110180267.X	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	辻田和宏		
发明人	辻田和宏		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B8/469 A61B8/5261 A61B8/4444		
代理人(译)	陆锦华 刘光明		
优先权	2010143375 2010-06-24 JP		
其他公开文献	CN102293667B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于对生物数据进行成像的方法和设备。一种用于产生光声图像和超声波图像的生物数据成像设备，其能够产生具有高分辨率的两种类型的图像。超声波探头包括多个探测元件。第一相位匹配相加部从光声元件数据存储器读出光声信号，并且执行第一相位匹配范围内的相位匹配相加。图像处理部分基于相位匹配和相加的数据来产生光声图像。第二相位匹配相加部执行在第二相位匹配范围内对通过信号获得部采样的反射声学信号的相位匹配相加。图像处理部基于相位匹配和相加的数据产生超声波图像。第一相位匹配范围大于第二相位匹配范围。

