



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102342850 A

(43) 申请公布日 2012. 02. 08

(21) 申请号 201110220630. 6

(22) 申请日 2011. 08. 03

(30) 优先权数据

2010-174635 2010. 08. 03 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 田代理香

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 吴敬莲

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

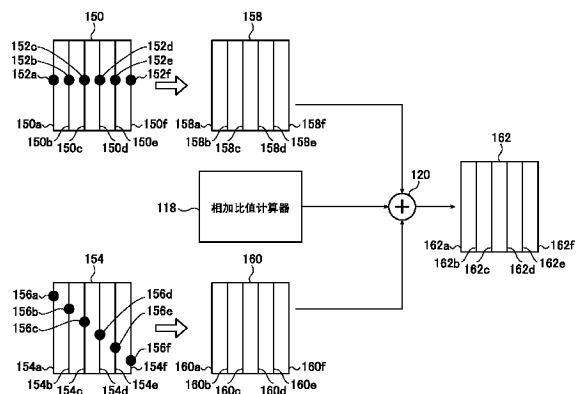
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 13 页

(54) 发明名称

超声波图像生成设备

(57) 摘要

本发明公开一种超声波图像生成设备。在穿刺针附近生成具有良好图像质量的超声波图像，而无须降低整个超声波图像的图像质量。获得通过发送聚焦在成像目标位置上的第一超声波接收到的第一回波信号和通过发送具有在相同位置处定位的焦点位置的深度的第二超声波接收到的第二回波信号，根据各个超声波的焦点位置确定第一回波信号和第二回波信号的加权值，并执行加权相加以生成校正图像。



1. 一种超声波图像生成设备,包括:

探针控制装置,用于使探针发送和接收第一超声波和第二超声波;

焦点控制装置,用于对于发送声线中的每一个控制由所述探针发送和接收的所述第一超声波的焦点和所述第二超声波的焦点;

加权相加装置,用于执行在发送所述第一超声波时接收到的第一回波信号和在发送所述第二超声波时接收到的第二回波信号的加权相加以获得合成回波信号;和

图像生成装置,用于根据由所述加权相加装置获得的所述合成回波信号生成超声波图像,

其中所述焦点控制装置控制所述第一超声波的所述焦点的位置以被定位在成像目标位置处,并且所述焦点控制装置控制所述第二超声波的焦点的位置以被定位在相同的位置处,并且

其中所述探针控制装置使所述探针发送所述第一超声波和所述第二超声波,所述第一超声波和所述第二超声波具有由所述焦点控制装置控制的所述焦点的位置。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像生成设备,其中,所述加权相加装置根据用于所述第一超声波中的所述发送声线中的每一个的所述焦点的深度和用于所述第二超声波中的所述发送声线中的每一个的所述焦点的深度为所述第一回波信号和所述第二回波信号中的接收声线中的每一个确定将在所述加权相加中使用的加权值。

3. 根据权利要求2所述的超声波图像生成设备,其中,所述加权相加装置根据所述第一回波信号和所述第二回波信号中的所述接收声线的深度改变在所述加权相加中使用的所述加权值以进行所述加权相加。

4. 根据权利要求3所述的超声波图像生成设备,其中,所述加权相加装置随着所述接收声线的深度在第二区域中增加而平滑地改变在所述加权相加中使用的所述加权值,其中所述第二区域为用于所述第一超声波中的所述发送声线中的每一个的所述焦点与用于所述第二超声波中的所述发送声线中的每一个的所述焦点之间的区域。

5. 根据权利要求4所述的超声波图像生成设备,其中:

所述加权相加装置随着接近所述第一超声波的所述焦点的深度而在所述加权相加中增加所述第一回波信号的加权值;以及

所述加权相加装置随着接近所述第二超声波的所述焦点的深度而在所述加权相加中增加所述第二回波信号的加权值。

6. 根据权利要求1或2所述的超声波图像生成设备,还包括用于事先存储所述成像目标的信息的目标信息存储器装置,并且

其中所述焦点控制装置根据存储在所述目标信息存储器装置中的成像目标的信息确定用于所述第一超声波中的所述发送声线中的每一个的所述焦点的深度。

7. 根据权利要求1或2所述的超声波图像生成设备,还包括用于根据所述超声波图像的差分图像提取所述成像目标的目标提取装置,并且

其中所述焦点控制装置根据由所述目标提取装置提取的所述成像目标的位置确定用于所述第一超声波中的所述发送声线中的每一个的所述焦点的深度。

8. 根据权利要求1或2所述的超声波图像生成设备,其中,在其中用于所述第一超声波中的所述发送声线中的每一个的所述焦点的深度大于最大视野深度的区域中,所述加权相

加装置不执行所述加权相加。

9. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波图像生成设备, 其中, 在其中用于所述第一超声波中的所述发送声线中的每一个的所述焦点的深度大于最大视野深度的区域中, 所述加权相加装置使所述第一回波信号的加权值为 0。

10. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波图像生成设备, 其中, 当由所述焦点控制装置控制的所述第一超声波的所述焦点的深度位于比最大视野深度深的位置处时, 所述焦点控制装置将焦点放置在比所述最大视野深度浅的位置处。

11. 根据权利要求 1-10 中任一项所述的超声波图像生成设备, 其中, 在第三区域中, 所述加权相加装置随着深度的增加而逐渐地减小所述第一回波信号和所述第二回波信号中的具有更深的焦点的那个回波信号的加权值, 所述第三区域位于比所述第一超声波的所述焦点和所述第二超声波的所述焦点中的位于更深位置的那个焦点的位置更深的位置处。

超声波图像生成设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波图像生成设备,并且具体地涉及一种用于将穿刺装置与人体组织一起显示在监视屏上的超声波图像生成设备。

背景技术

[0002] 在医学领域,超声波图像生成设备广泛地用于进行诊断和检查。超声波图像生成设备与超声波探针一起使用。超声波探针将超声波发射到对象,因此当,超声波图像生成设备根据超声波被对象被反射时产生的回波信号生成对象的超声波断层分析图像(以下称为超声波图像)。

[0003] 超声波探针包括由多个阵列式压电装置构成的压电装置阵列;超声波探针将超声波从压电装置阵列发射到对象并从对象接收回波信号。超声波图像生成设备根据由超声波探针接收到的回波信号生成对象的超声波图像并将生成的图像显示在监视器上。

[0004] 为了以高分辨率观察具体的成像目标,超声波图像生成设备使用电子聚焦将焦点位置与成像目标位置对准。

[0005] 电子聚焦装置以瞬时差异致动多个压电装置,使得从压电装置发射的超声波在焦点位置处同相地相互对准,并同样地执行延迟加法,使得通过压电装置从焦点位置接收到的回波信号瞬时同相。在焦点位置附近可以获得高分辨率的断层分析图像信息。

[0006] 采用超声波图像生成设备,通过将穿刺针插入到期望位置中以获得样品而进行穿刺术,用于权威性诊断。JP2008-188178A 描述了一种设备,其中在执行穿刺术中,用于执行穿刺术的穿刺引导路线显示在监视器上以允许在压电装置的阵列方向上改变电子聚焦的焦点位置,从而获得焦点深度方向上的目标位置处的高分辨率断层分析图像信息。

发明内容

[0007] 然而,JP 2008-188178A 中所示的设备仅可以获得清晰位置处的美好图像质量,而不能获得模糊位置处的美好图像质量。具体地,在医生在插入穿刺针的同时检查超声波图像的情况下,必须将注意力放在穿刺针上,以便可以清楚地观察穿刺针,但是除非其它模糊位置也可以清楚可见,否则周边组织的能见度降低,并且穿刺效率也被降低。

[0008] 已经考虑到上述问题而实现本发明,并且本发明的目的是提供一种超声波图像生成设备,其能够防止整个超声波图像中的图像质量的劣化,并且即使在诸如穿刺针的成像目标附近也能生成具有良好图像质量的超声波图像的。

[0009] 为了获得上述目的,本发明的超声波图像生成设备包括:探针控制装置,用于使探针发送和接收超声波;焦点控制装置,用于控制用于发送声线中的每一个的由探针发送和接收到的超声波的焦点;探针控制装置,所述探针控制装置使探针发送具有由焦点控制装置定位在成像目标位置处的焦点的第一超声波和具有由焦点控制装置定位在相同位置处的焦点的第二超声波;加权相加装置,用于执行在发送第一超声波时接收到的第一回波信号和在发送第二超声波时接收到的第二回波信号的加权相加以获得合成回波信号;和图像

生成装置,用于根据由加权相加装置获得的合成回波信号生成超声波图像。

[0010] 进一步地,加权相加装置根据用于第一超声波中的发送声线中的每一个的焦点的深度和用于第二超声波中的发送声线中的每一个的焦点深度为第一回波信号和第二回波信号中的接收声线中的每一个确定在加权相加中使用的加权值。

[0011] 进一步地,加权相加装置根据第一回波信号和第二回波信号中的接收声线的深度的增加改变在加权相加中使用的加权值以进行加权相加。

[0012] 本发明能够使增强诸如穿刺针的成像目标,防止整个超声波图像中的图像质量的劣化,并且即使在除了成像目标之外的区域中也能生成具有良好图像质量的超声波图像。

附图说明

[0013] 图 1 是显示根据实施例 1 的超声波图像生成设备的结构的功能框图;

[0014] 图 2 是显示根据实施例 1 的探针和接收射束形成器的详细结构的示意性视图;

[0015] 图 3 是显示在根据实施例 1 的超声波图像生成设备中进行的图像处理的概要的示意性视图;

[0016] 图 4 是根据实施例 1 的超声波图像生成设备的操作流程图;

[0017] 图 5 是用于确定用于获取第一回波信号的超声波的焦点位置的流程图;

[0018] 图 6A-6G 是显示第一回波信号和第二回波信号的加权相加相加的概要的示意性视图;

[0019] 图 7A-7D 是显示第一回波信号和第二回波信号的加权的图表;

[0020] 图 8A 是显示其中穿刺针以接近直角的角度插入的示例的视图;

[0021] 图 8B 是显示其中将获得第一回波信号的范围的视图;

[0022] 图 9A 是显示其中穿刺针以接近直角的角度插入的示例的视图;

[0023] 图 9B 是其中焦点放置在穿刺针和穿刺针的延长线上的视图;

[0024] 图 9C 是其中部分地改变将获得第一回波信号的焦点位置的视图;以及

[0025] 图 10 是显示在根据实施例 1 的超声波图像生成设备中执行的图像处理的另一个示例的视图。

具体实施方式

[0026] 以下根据附图说明本发明的实施例。

[0027] 实施例 1

[0028] 图 1 是显示根据本发明的实施例 1 的超声波图像生成设备的功能框图

[0029] 附图中所示的图像生成设备 100 包括用户输入单元 102、CPU 104、穿刺针信息存储单元 106、电子聚焦控制器 108、发送射束形成器 110、接收射束形成器 112、发送器/接收器 114、图像存储单元 116、相加比值计算器 118、加权相加处理器 120、和图像显示控制器 122。图像存储单元 116 包括第一回波信号存储单元 124 和第二回波信号存储单元 126。

[0030] 图 1 还显示了与超声波图像生成设备 100 一起使用的探针 128、穿刺适配器 130、和监视器 132。探针 128 包括具有多个压电装置(参见图 2)的压电装置阵列并发送和接收超声波。穿刺适配器 130 连接到探针 128,并用作用于以给定角度将穿刺针插入到对象中的导向装置。具体地,穿刺针在它沿着设置在穿刺适配器中的孔移动时在给定方向上移动。

穿刺适配器 130 可与探针 128 分离,并且可用穿刺针的直径取决于穿刺适配器 130 的类型。穿刺针插入到对象中的角度(以下称为插入角度)或穿刺针插入到对象中的位置(以下称为插入位置)也取决于穿刺适配器 130 的类型。当插入角度和插入位置被确定时,可确定穿刺针插入对象中所沿的路径(以下称为插入路径)。因此,可用穿刺针的直径、其插入角度、插入位置及插入路径可以通过更换穿刺适配器 130 来改变。穿刺适配器 130 包括存储单元,可以由穿刺适配器使用的穿刺针的直径以及插入角度信息预先存储在所述存储单元中。穿刺适配器 130 在连接到探针 128 时将穿刺针的直径、插入角度、或插入位置输出给探针 128。

[0031] 用户输入单元 102 被设置成接收来自用户的输入并接收穿刺针的信息的输入(例如,穿刺针的直径和插入角度),并将所述信息输出给 CPU104(S101)。用户输入单元 102 例如为输入开关或键盘。

[0032] 除其它功能之外,CPU 104 还控制超声波图像生成设备 100 中的操作并写入到存储单元中。在接收从用户输入单元 102 输出的穿刺针的信息时(S101),CPU 104 将穿刺针的信息存储在穿刺针存储单元 106 中。进一步地,CPU 104 将经由探针 128 从穿刺适配器 130 输出的穿刺针的信息存储在穿刺针存储单元 106 中。穿刺针的信息具体地包括穿刺针的直径、插入角度、插入位置或插入路径。

[0033] 超声波图像生成设备 100 使用穿刺针信息以根据通过将超声波聚焦在穿刺针和穿刺针的延长线上获得的回波信号和通过将超声波聚焦在相同位置上获得的回波信号产生合成回波信号。相同位置(uniform position)这里表示没有分散在整个区域上的位置。其实例包括焦点位置与固定深度对准的情况,焦点位置在图像中从左至右逐渐降低的情况,以及焦点位置的深度局部减小的情况。在下文中,通过聚焦在成像目标上获得的回波信号称为第一回波信号(目标增强图像数据),而通过聚焦在相同位置上的获得的回波信号称为第二回波信号。通过由诸如内插法的处理将第一回波信号转换成图像信号所生成的 AB 模式图像称为第一图像(目标增强图像);通过将第二回波信号转换成图像信号所生成的 B 模式图像称为第二图像。作为代表性的实例,该实施例的说明通过说明以下情况来实现,其中:在穿刺针作为第一图像中的成像目标的情况下,超声波的焦点位置被放置在穿刺针和穿刺针的延长线上,并且在第二图像中以固定深度对准超声波的焦点位置。在该实施例中,第一图像和第二图像的图像尺寸是相同的。

[0034] CPU 104 基于存储在穿刺针存储单元 106 中的信息根据穿刺针的插入路径来确定焦点位置并将表示焦点位置的信号输出给电子聚焦控制器 108。CPU 104 还将预定相同的焦点位置输出给电子聚焦控制器 108。对于关于乳房的 50mm 的视野深度,例如,焦点位置固定地设定到 20mm 的深度。视野深度表示从对象的表面开始的深度和获得回波信号的深度。

[0035] 电子聚焦控制器 108 控制电子聚焦。电子聚焦控制器 108 根据由 CPU104 确定的焦点位置计算探针 128 中的各个压电装置的致动时序,并将致动时序输出给发送射束形成器 110。进一步地,电子聚焦控制器 108 根据生成回波信号的深度将回波信号延迟相加的延迟量输出给接收射束形成器 112。

[0036] 发送射束形成器 110 操作设置在发送器/接收器 114 中的脉冲发生器以形成由探针 128 中的电子聚焦控制器 108 指定的发送射束。具体地,发送射束形成器 110 根据从电子聚焦控制器 108 输出的各个压电装置的致动时序将用于操作设置在发送器/接收器 114

中的脉冲发生器的指示输出给发送器 / 接收器 114。

[0037] 发送器 / 接收器 114 通过探针 128 执行信号发送和接收。发送器 / 接收器 114 包括用于产生用于致动探针 128 中的压电装置的高压电信号的脉冲发生器、放大器、低通滤波器、和 A/D 转换器。发送器 / 接收器 114 根据从发送射束形成器 110 输出的指令操作脉冲发生器并将用于致动压电装置的电信号（以下简称压电装置致动信号）输出给探针 128。进一步地，发送器 / 接收器 114 放大从探针 128 输出的信号，通过低通滤波器删除射频分量，在 A/D 转换之后，将信号输出给射束形成器 112。

[0038] 探针 128 将超声波发送给对象和从该对象接收超声波，并且与对象接触，对象例如可以为病人。探针 128 包括具有多个压电装置的压电装置阵列和模拟多路复用器，并通过所述多个压电装置发送和接收超声波。探针 128 根据从发送器 / 接收器 114 输出的电信号在将被依次致动的压电装置之间进行切换以执行电子扫描。探针 128 通过压电装置接收表示由对象反射的超声波的回波信号，将该信号转换成电信号，并将该电信号输出给发送器 / 接收器 114。

[0039] 接收射束形成器 112 根据从聚焦控制器 108 输出的延迟量和生成回波信号的位置延迟从发送器 / 接收器 114 输出的回波信号，以便使所述回波信号的相位对准并使这些回波信号相加以生成接收声线 (sound ray)（在下文中，相位对准的相加的回波信号称为接收声线）。接收射束形成器 112 将其接收声线已经生成的第一回波信号存储在回波信号存储单元 124 中，并将其接收声线已经生成的第二回波信号存储在第二回波信号存储单元 126 中

[0040] 相加比值计算器 118 计算第一回波信号与第二回波信号的可相加比值 (addition ratio)。相加比值计算器 118 根据从 CPU 104 输出的焦点位置计算相加第一回波信号和第二回波信号所采用的可相加比值，并将该计算出的比值输出给加权相加处理器 120。因此，通过以所需的比值使第一回波信号和第二回波信号相加来获得合成图像。

[0041] 加权相加处理器 120 根据从相加比值计算器 118 输出的可相加比值执行存储在第一回波信号存储单元 124 中的第一回波信号和存储在第二回波信号存储单元 126 中的第二回波信号的加权相加并将该结果输出给图像显示控制器 122。

[0042] 图像显示控制器 122 根据回波信号（接收声线）生成图像信号，所述图像信号为关于对象中的组织的断层分析图像信息。图像显示控制器 122 包括 STC（灵敏度时间控制装置）和 DSC（数字扫描转换器）。对于由加权相加处理器 120 生成的合成回波信号，STC 根据超声波的反射位置的深度校正由于距离产生的衰减。DSC 将由 STC 校正的图像数据转换成与普通电视信号扫描方法（光栅转换）一致的类型并执行诸如对比度处理之类的所需的图像处理以生成图像信号。监视器 132 根据由图像显示控制器 122 生成的图像信号显示超声波图像。

[0043] 图 2 是显示探针 128 和接收射束形成器 112 的详细结构的示意性视图。探针 128 包括模拟多路复用器 134 和压电装置阵列 138。在附图中省略了穿刺适配器 130 和从穿刺适配器 130 输出的信号。

[0044] 压电装置阵列 138 包括线性布置的多个压电装置（在图 2 中仅示出了多个压电装置中的六个 138a-138f）。压电装置（例如，138a-138f）连接到模拟多路复用器 134 的相对应的输出端子（例如，136a-136f）。

[0045] 模拟多路复用器 134 是模拟电子开关,并包括用于使信号与发送器 / 接收器 114 交换的五通道输入 / 输出端子 (图 2 中的 134a-134e) 和与压电装置阵列 138 中的各个压电装置一对一连接的用于交换信号的多个输入 / 输出端子。以下将对示出为输入输出端子 136a-136f 的六个输入 / 输出端子进行描述。模拟多路复用器 134 通过在连接到发送器 / 接收器 114 的五通道输出 / 输出端子 134a-134e 与连接到压电装置阵列 138 的输入 / 输出端子 136a-136f 之间的连接之间进行切换而选择将被致动的压电装置。例如,将输入 / 输出端子 134a 连接到输入 / 输出端子 136a 能够使压电装置 138a 被致动。在该实施例中,通过经由模拟多路复用器 134 连接的五个压电装置发送和接收超声波。

[0046] 在从发送射束形成器 110 接收指令时 (S201),发送器 / 接收器 114 将压电装置指令信号输出给模拟多路复用器 134 (S203)。虽然发送器 / 接收器 114 实际上输出与模拟多路复用器 134 的五通道输入 / 输出端子相对应的五种信号时,但为了清楚起见,附图仅示出了一个箭头。

[0047] 模拟多路复用器 134 使用从发送器 / 接收器 114 输出的压电装置指令信号 (S203) 以使连接到发送器 / 接收器 114 的五通道输入 / 输出端子 134a-134e 和连接到压电装置阵列 138 的输入 / 输出端子 136a-134f 相连接。以示例的方式,附图分别示出了输入 / 输出端子 134a 和 136a、134b 和 136b、..... 134e 和 136e 之间的连接。如将看到的那样,具有与输入 / 输出端子 134a、输入 / 输出端子 136a、和压电装置 138 相同字母字符的元件形成一行并被连接。

[0048] 发送器 / 接收器 114 根据从发送射束形成器 110 输出的指令输出来自内部脉冲发生器的压电装置致动信号 (S203),所述压电装置致动信号对于每一个压电装置都具有不同致动时序。压电装置 138a-138e 以由压电装置致动信号表示的时序发射超声波并发送具有与预定位置重合的焦点的超声波。即,从压电装置 138a-138e 输出的超声波在由 CPU 104 指定的焦点位置 140 处彼此同相并聚焦。因此,超声波图像生成设备 100 从探针 128 发射聚焦在期望位置上的超声波。图 2 中的箭头 142 表示由压电装置 138a-138e 发送的超声波的灵敏度分布的中心线,并且该中心线被称作发送声线。

[0049] 压电装置 138a-138e 接收当发射的超声波被对象反射时生成的回波信号并将该回波信号转换成电信号,并且将来自模拟多路复用器 134 的这些信号发送到发送器 / 接收器 114。发送器 / 接收器 114 放大回波信号,使回波信号通过低通滤波器,并且在 A/D 转换之后,将回波信号输出给接收射束形成器 112 中的延迟电路 144。

[0050] 距离箭头 142 位于不同距离处的压电装置 138a-138e 以不同的时序接收箭头 142 上的各个点处生成的回波信号。延迟电路 144 延迟回波信号,使得从压电装置 138a-138e 输出的回波信号暂时彼此同相。在该实例中,因为压电装置 138c 被定位成最靠近箭头 142,因此,由压电装置 138c 输出的回波信号被延迟得最多,而由压电装置 138b 和 138d 输出的回波信号也被延迟,使得由压电装置 138a 和 138e 输出的回波信号和由其它压电装置输出的回波信号暂时彼此同相。

[0051] 加法电路 146 使被放置成彼此同相的回波信号相加并生成接收声线,并且将该声线输出给图像存储单元 116。因此,接收射束形成器 112 延迟并使由压电装置接收到的回波信号相加以生成接收声线。接收声线通过内插法和其它处理被转换成图像信号以生成超声波图像。

[0052] 模拟多路复用器 134 在内部端子之间进行切换以在阵列方向上选择将被相继使用的压电装置,以实现电子扫描。更具体地,在接收到从发送声线 142 发送的超声波的回波信号时,模拟多路复用器 134 将输入 / 输出端子 134a 连接到输入 / 输出端子 136b,将输入 / 输出端子 134b 连接到输入 / 输出端子 136c.....,将输入 / 输出端子 134e 连接到输入 / 输出端子 136f,使得接下来将被使用的压电装置为 138b 至 138f。压电装置 138b-138f 以一定时序发射超声波,使得所述超声波在由 CPU 104 指定的焦点位置处彼此暂时同相。该电子扫描在压电装置阵列方向上将发送声线的位置移动给定距离。超声波图像生成设备 100 使探针 128 影响电子扫描以获得多个回波信号,并将该回波信号转换成图像信号以生成二维图像。

[0053] 超声波图像生成设备 100 通过对于第一图像中的每一个发送声线在穿刺针和该穿刺针的延长线上聚焦以及通过在第二图像中在预定相同位置上聚焦来发送和接收超声波。

[0054] 图 3 是显示在根据本实施例的超声波图像生成设备 100 中执行的图像处理的概要的示意性视图。图 3 具体地显示了流程,其中发送射束 150 用来获得第二回波信号 158(为回波信号),发送射束 154 用来获得第一回波信号 160,从而第二回波信号 158 和第一回波信号 160 被加到一起以获得合成回波信号 162。在图 3 中,发送射束 150 和发送射束 154 被示出为使得从探针 128 发送的超声波的发送声线沿探针 128 的扫描方向布置,并且为了便于了解,上侧和下侧被加在一起(同样应用于显示以下发送声线和接收声线的附图)。

[0055] 发送射束 150 包括发送声线 150a-150f;发送射束 154 包括发送声线 154a-154f。黑点 152a-152f 和黑点 156a-156f 表示相应的发送声线 150a-150f 以及发送声线 154a-154f 上的焦点位置。例如,发送声线 150a 上的焦点位于焦点位置 152a 处;发送声线 150b 上的焦点位于焦点位置 152b 处。在发送射束 150 中,焦点 152a-152f 位于相同的深度处。在发送射束 154 中,焦点 156a-156f 位于穿刺针和穿刺针的延长线上。发送射束 150 的上侧表示探针 128 与诸如病人的对象接触的位置,而发送射束 150 的下侧表示视野深度的最大值(最大视野深度)。最大视野深度是用于获取超声波图像的最大深度。最大视野深度由获得回波信号的深度来确定,并且可以由用户来确定。

[0056] 超声波图像生成设备 100 使用具有与固定深度对准的焦点位置的发送射束 150 获得第二回波信号 158,并使用具有放置在穿刺针和穿刺针的延长线上的焦点位置的发送射束 154 获得第一回波信号 160。第二回波信号 158 包括接收声线 158a-158f;第一回波信号 160 包括接收声线 160a-160f。接收声线 158a-158f 以及发送声线 150a-150f 彼此相对应,使得在接收声线 158a 上放置聚焦的深度为焦点 152a 的深度。换句话说,在与焦点 152a 相对应的深度位置处获得接收声线 158a 中的最好图像质量。接收声线 160a-160f 与发送声线 154a-154f 之间的关系与发送声线 158a-158f 与接收声线 150a-150f 之间的关系相同。

[0057] 如此获得的第二回波信号 158 形成其中焦点以固定深度放置在整体图像上的图像,而不是形成其中具体成像目标被增强的图像。另一方面,聚焦在穿刺针和穿刺针的延长线上的第一回波信号 160 在穿刺针和穿刺针的延长线上形成具有良好图像质量的图像。

[0058] 超声波图像生成设备 100 对接收声线中的每一个执行第二回波信号 158(接收声线 158a-158f)和第一回波信号 160(接收声线 160a-160f)的加权相加以获得合成回波信号 162(接收声线 162a-162f)。更具体地,超声波图像生成设备 100 执行接收声线 158a 和

接收声线 160a 的加权相加以获得接收声线 162a, 以及执行接收声线 158b 和接收声线 160b 的加权相加以获得接收声线 162b。同样地, 执行其它接收声线的加权相加以生成合成回波信号 162。如此, 以适当的加权值将第二回波信号 158 和第一回波信号 160 加在一起以生成期望的合成回波信号。为了清楚起见, 已经给出六个发送声线和接收声线中的每一个的说明。

[0059] 现在参照图 4 中所示的流程图, 将说明超声波图像生成设备 100 的操作和效果的概要。首先, 该设备被接通, 并且在步骤 ST 402 中启动用于控制用于每一个扫描位置的焦点位置的焦点位置控制模式。在步骤 ST 404 中确定用于获取第一回波信号的超声波的焦点位置, 并且在步骤 ST 406 中计算用于加权相加的加权值。在步骤 ST 408 中在在步骤 ST 404 中确定的焦点位置处发送和接收超声波以获取第一回波信号, 并且在步骤 ST410 中在预定固定焦点位置处发送和接收超声波以获取第二回波信号。在步骤 ST 412 中执行第一回波信号和第二回波信号的加权相加, 并且在步骤 S414 中将获得的合成回波信号转换成图像信号, 所述图像信号被显示在监视器 132 上。以不同的时序获得第二回波信号和第一回波信号。

[0060] 现在参照图 5 中所示的流程图, 将详细说明在步骤 ST 404 中用于确定用于获得第一回波信号的超声波的焦点位置的操作。

[0061] 超声波图像生成设备 100 根据存储在穿刺针信息存储器单元 106 中的穿刺针的直径、插入角度、插入位置、或插入路径产生用于聚焦在穿刺针上的表格, 并将该表格存储在穿刺针信息存储器单元 106 中 (用于聚焦在穿刺针上的表格以下被称为控制线表格 (control line table))。超声波图像生成设备 100 根据存储在穿刺针信息存储器单元 106 中的控制线表格确定用于获取第一回波信号的超声波的焦点位置。因此, 超声波图像生成设备 100 在穿刺针和穿刺针的延长线上聚焦。

[0062] 在步骤 ST 402 中为每一个扫描位置开启焦点位置控制模式, 因此在步骤 ST 500 中读取控制线表格。在步骤 ST 502 中, 询问用户关于读取的控制线表格是否将被校正。当读取的控制线表格将不被校正时, 过程进行到步骤 ST 504 中, 其中控制线表格形成为用于获取第一回波信号的超声波的焦点位置, 然后进行到步骤 ST 406。

[0063] 当在步骤 ST 502 中校正控制线表格时, 在步骤 ST 506 中提取穿刺针特征, 并且在步骤 ST 508 中执行控制线表格和穿刺针的拟合。在步骤 ST510 中, 控制线表格被校正为用于获取第一回波信号的超声波的焦点位置, 进而进行到步骤 ST 406。在步骤 ST 406 中, 计算用于加权相加的加权值。超声波图像生成设备 100 通过在由校正控制线表格表示的位置上聚焦来获得第一回波信号。即使当穿刺针离开由穿刺适配器确定的插入路径时, 控制线表格的这种校正使得能够获得聚焦在穿刺针上的第一回波信号。由于适配器本身的作用, 由除其它原因之外的组织的阻力引起的穿刺针的偏转, 穿刺针与插入路径偏离。在步骤 ST 506 中执行的穿刺针特征的提取可以通过获得不同图像之间的帧差以指定穿刺针位置而实现。

[0064] 现在, 将参照图 6A-6G 描述在步骤 ST 406 中进行的用于加权相加的相加比值的计算。通过执行第一回波信号 164 和第二回波信号 166 的加权相加获得的合成回波信号 170 的接收声线 L 由公式 $L = (1-p) \times a + p \times b$ 表示。在该公式中, a 是第一回波信号 164 的接收声线, b 是第二回波信号 166 的接收声线, 而 p 是第二回波信号的加权值。

[0065] 用于确定相加比值的基本思想是,其上聚焦第二回波信号的位置被给出为 1 的加权值,而其中聚焦第一回波信号的位置被给出为 0 的加权值。换句话说,对于其上聚焦第二回波信号的位置,第二回波信号为合成回波信号;对于其上聚焦第一回波信号的位置,第一回波信号为合成回波信号。这种控制确保清晰位置 (position in focus) 的图像具有良好的图像质量,这是因为其用于合成图像。

[0066] 以示例的方式,将说明第一回波信号 164 和第二回波信号 166 的加权相加的情况,其中所述第一回波信号和第二回波信号中的每一个都由四个接收声线组成并具有相同的最大视野深度。当计算图 6G 中所示的合成回波信号 170 的最左侧接收声线 170a 时,例如,执行图 6E 中所示的第一回波信号 164 的最左侧接收声线 164a 的加权相加和图 6F 中所示的第二回波信号 166 的最左侧接收声线 166a。具体地,接收声线 164a 和接收声线 166a 被增加有由图 6A 中的曲线 168a 所示的加权值。在接收声线 170a 中,例如,如图 6A 中所示,接收声线 164a 的数据为在从深度 0 到焦点 163a 的深度的区域 (第一区域) 中的接收声线 170a 的数据,这是因为加权值 168a 为在该第一区域中的 0,而接收声线 166a 的数据为在深度大于焦点 165a 的焦点的区域 (第三区域) 中的接收声线 170a 的数据,这是因为加权值 168a 在该三区域中为 1。

[0067] 如图 6A 中所示,在深度为在从焦点 163a 的深度到焦点 165a 的深度的范围中的区域 (第二区域) 中,加权值 168a 从 0 平滑改变到 1,并且接收声线 164a 和接收声线 166a 被增加有与表示 L 的上述公式一致的加权值,相加的结果为接收声线 170a 的数据。换句话说,在从焦点 163a 的深度到焦点 165a 的深度的区域中,第二回波信号 166 的加权值随着深度的增加而增加。这是因为第二回波信号的图像质量随着深度从第一回波信号的焦点 163a 的深度开始接近第二回波信号的焦点 165a 的深度而提高。换句话说,第一回波信号 164 与第二回波信号 166 之间的图像质量的差被并入到加权值中,使得图像数据的加权值随着图像数据靠近焦点位置并因此具有较好的图像质量而增加。根据深度改变加权相加中的加权值能够使得在从焦点 163a 的深度到焦点 165a 的深度的区域中的接收声线 170a 上的数据平滑连接。即,合成图像具有良好的图像质量,这是因为对于每一个视野深度来说,以在产生合成回波信号 170 的加权相加中给具有较好图像质量的回波信号以增加的加权值的方式考虑第一回波信号 164 与第二回波信号 166 之间的图像质量的差异。

[0068] 同样地,为了计算接收声线 170b,第一回波信号 164 的接收声线 164b 和第二回波信号 166 的接收声线 166b 被增加有图 6B 中所示的加权值 168b。具体地,如图 6b 中所示,在接收声线 170b 中,接收声线 166b 的数据为在从深度 0 的位置到焦点 165b 的深度的区域 (第一区域) 中的接收声线 170b 的数据,这是因为加权值 168b 在该第一区域中为 1,而接收声线 164b 的数据为深度大于焦点 163b 的深度的区域 (第三区域) 中的接收声线 170b 的数据,这是因为加权值 168b 在该第三区域中为 0。在其中深度在从焦点 165b 的深度到焦点 163b 的深度的范围内的区域 (第二区域) 中,加权值 168b 以平滑曲线从 1 变化到 0,并且接收声线 164b 和接收声线 166b 被增加有与表示 L 的上述公式一致的所述加权值。相加的结果为接收声线 170b 的数据。换句话说,在从焦点 165b 的深度到焦点 163b 的深度的区域中,当第二回波信号 164 的加权值随着深度增加而增加。这是因为第一回波信号 164 的图像质量随着深度接近第一回波信号 164 的焦点 163b 的深度而提高。同样地,与在接收声线 170b 的情况中一样,通过执行接收声线 164c 和 166c 与图 6c 中所示的加权值 168c 的加

权相加和接收声线 164d 和 166d 与图 6D 中所示的加权值 168d 的加权相加来分别获得接收声线 170c 和接收声线 170d 的数据。当加权值如此变化时执行的加权相加使得能够生成在穿刺针和穿刺针的延长线上聚焦的图像,同时保持整体图像的质量,这是成像目标。在第三区域中,因为仅使用具有更近焦点位置的图像,因此可以获得良好的图像质量。

[0069] 虽然为了便于说明,图 6A-6G 示出了四个接收声线的情况,但是实际设备使用多于四个的接收声线。在使用多于四个的接收声线的情况下,平滑连接第一回波信号和第二回波信号的焦点位置的加权曲线的数量必须等于接收声线的数量。当具有位于相同深度处的焦点的第一回波信号和第二回波信号的接收声线相加时,例如,对于每一个图像,可以以 0.5 的加权值执行相加,或者可以仅使用接收声线中的一个。

[0070] 图 7A-7D 示出了用于第一回波信号 164 和第二回波信号 166 的加权相加的其它曲线的实例。图 7A-7D 中所示的曲线与图 6A-6D 的相同之处分别在于,在比较浅焦点位置更浅的区域(第一区域)中,具有较浅焦点位置的图像数据的加权值为 1,并且加权值在第一回波信号 164 的焦点位置与第二回波信号 166 的焦点位置之间(第二区域)平滑地变化,但是,图 7A-7D 中所示的曲线与图 6A-6D 的不同之处在于比第二区域深的区域(第三区域)中的加权值的变化。具体地,在图 6A-6G 所示的情况中,进行加权使得在比较深焦点位置深的区域中,第二回波信号和第一回波信号中的一个的加权值为 1,图 7A-7D 所述的曲线中的加权不是回波信号中的一个的加权值为 1,而是根据深度以一定加权值执行加权相加。

[0071] 在显示接收声线 164a 和接收声线 166a 的相加比值的图 7A 中的曲线 172a 中,加权值在第三区域中从 1 逐渐减小并在 0.5 处稳定。更具体地,在焦点 165a 的深度处,第二回波信号 166 的接收声线 165a 的数据为合成回波信号 170 的接收声线 170a 的数据,而在第三区域中,第二回波信号 166 的加权值随着深度增加而减小,直到各个图像数据的加权值在 0.5 处稳定。因此,在比焦点 165a 的深度深的区域中,因为斑点噪声的影响减小,因此图像可以被平滑连接。

[0072] 在显示接收声线 164b 和接收声线 166b 的相加比值的图 7B 的曲线 172b 中,在第三区域中,加权值随着深度增加而从 0 平滑地增加并且在不需要达到 0.5 的情况下饱和。即,在比焦点 163b 的深度深的深度处,第二回波信号 166 的加权值逐渐增加,同时第一回波信号 164 的加权值逐渐减小,但是即使在深度到达最大值的位置处给第一回波信号 164 的加权值比比第二回波信号 166 的加权值大的情况下也执行相加。这是由于下述事实,即在比焦点位置 163b 的深度深的区域,第一图像具有比第二图像好的图像质量,这是因为第一回波信号的焦点位置处于比第二回波信号的焦点位置深的深度。同样地,在图 7C 所示的图表 172c 中,第二回波信号 166 的加权值在焦点 163c 的深度处变为,并且随着深度从焦点 163c 的深度增加而逐渐增加。在与最大深度相对应的位置处,第二回波信号 166 的加权值小于曲线 172b 中的第二回波信号的加权值。这是由于下述事实,即因为第一回波信号的焦点深度在较深的位置处,因此当向第一回波信号提供更大的加权值时,合成回波信号 170 的图像质量被改善得更多。同样地,在图 7D 中所述的曲线 172d 中,在深度达到最大值的位置处,第二回波信号 166 的加权值小于曲线 172c 中的第二回波信号的加权值。如上所述确定各个图像的加权值能够使得进行图像的平滑连接,同时减少斑点噪声,并因此在进行相加之后提高图像质量。

[0073] 如上所述,根据本发明的超声波图像生成设备 100 的实施例 1,能够获得通过将焦

点放置在穿刺针上获得的第一回波信号和通过焦点与固定深度对准获得的第二回波信号，并且根据各个回波信号的焦点位置（即，图像质量）确定用于第一回波信号和第二回波信号相加的加权值。进一步地，因为超声波图像生成设备 100 使用根据焦点位置确定的加权值执行第一回波信号和第二回波信号的加权相加以获得合成回波信号，因此即使在成像目标周围的区域中超声波图像生成设备 100 也能够生成具有良好图像质量的超声波图像，同时防止整个超声波图像的质量的降低。

[0074] 将参照图 8A 和 8B 说明其中焦点放置在穿刺针上的情况的另一种处理模式。将考虑如图 8A 中所示其中穿刺针 174 以接近垂直方向的角度插入在图像显示区域 176 中的情况。在这种情况下，因为穿刺针 174 的延长线如图 8B 中所示与图像显示区域 176 的下侧相交叉，如果焦点 178 放置在穿刺针 174 上，则以某一点开始，焦点放置在的图像显示区域 176 的外侧。如果图 6A-6G 或图 7A-7D 中所示的加权曲线中的任一个用在这种情况下，执行加权相加，增加聚焦在超过最大视野深度的位置上的数据，导致图像显示区域 176 中的图像质量降低。因此，在附图中的点 180 的右侧的、其中穿刺针 174 的延长线与图像显示区域 176 的下侧相交叉的区域中，进行控制，使得不发送用于获得第一回波信号的超声波，或者不获取回波信号，以便不执行本身与第一回波信号有关的加权相加。对于其中焦点深度超过图像显示区域 176 的区域，第一回波信号的加权值可以被设定为 0，而第二回波信号的加权值可以被设定到 1。这种控制还能够获得聚焦在穿刺针 174 上的图像，并且能够生成即使在具有位于图像显示区域 176 外侧的焦点位置的区域中图像质量也不会降低的图像。

[0075] 在这种情况下，通过由 CPU 104 根据穿刺针 174 的插入位置、穿刺针的插入角度和图像显示区域 176 的尺寸进行的计算确定如图所示的穿刺针 174 的延长线是否与图像显示区域 176 的下侧相交叉。

[0076] 以下参照图 9A-9B 说明其中焦点放置在穿刺针上的情况中的处理的另一种模式。此外，与图 8A 一样，在图 9A 中，将考虑穿刺针 184 以接近直角的角度插入在图像显示区域 182 中的情况。此外，在这种情况下，因为穿刺针 184 和表示位于穿刺针 184 的延长线的焦点位置的虚线 184 与图像显示区域 182 的下侧 188 相交叉，如果焦点放置在穿刺针 184 和穿刺针 184 的延长线上，则焦点位置位于图像显示区域 182 的外侧，即，在附图中的点 188 的右侧区域中位于比最大视野深度深的位置处。这里，执行控制使得位于图像显示区域 182 外侧的区域中的焦点位置由在图像显示区域 182 内的任何深度 190 代替。用于替换这种焦点的所述任何深度可以位于与第二回波信号中的焦点相同的深度处，或者可以由用户确定。这种控制确保焦点位置不会位于图像显示区域 182 的外侧，并且图像质量不会降低。

[0077] 图 10 显示当如上所述控制焦点位置时执行的加权相加处理的概要。此外，在这种情况下，对于穿刺针或穿刺针的延长线在图像显示区域外侧的区域来说，执行通过使用具有与固定深度对准的焦点深度的发送射束 192 获得的第二回波信号 194 和通过使用具有位于穿刺针或穿刺针的延长线处的焦点深度并具有与固定深度对准的焦点深度的发送射束 196 获得的第一回波信号 198 的加权相加，以获得合成回波信号 200。用于第二回波信号 194 和第一回波信号 198 的加权相加的加权值可以是由图 6A-6D 或图 7A-7D 中所示的相同曲线所示的加权值。

[0078] 虽然已经通过使用穿刺适配器的实例说明了本实施例，但是无须必须使用穿刺适配器。因为穿刺位置由于对象中的个体差异而变化，因此穿刺可以为徒手穿刺（freehand

puncture)。在此情况下,用户通过用户输入单元输入穿刺针的直径、插入角度、插入位置、或插入路径。可选地,插入穿刺针以获得帧差,提取穿刺针特征,并且根据提取特征拟合直线和曲线以计算穿刺针的插入角度、插入位置、或插入路径,并生成新的控制线表格。新产生的表格可以被存储以便用于接下来的使用。因此,采用穿刺针在差分图像中的特征作为穿刺针的信息,可以获得穿刺针上的焦点。

[0079] 此外要注意的是,当使用穿刺适配器时,不是必须从穿刺适配器获得诸如穿刺针的插入角度、插入路径、或插入位置的这种信息。例如,在徒手穿刺的情况下,可以通过获得帧差以提取穿刺针特征并且根据该提取特征执行直线和曲线的拟合来生成控制线表格,或者用户可以输入控制线表格。这排除了从穿刺适配器获得穿刺针的信息的必要,因此简化穿刺适配器的结构。

[0080] 在不从穿刺适配器获得穿刺针的信息的可替换模式中可以将穿刺针的 ID 信息存储在穿刺适配器中,而对于每一种穿刺适配器来说,可以将穿刺针的直径、插入角度、插入位置、或插入路径单独地存储在穿刺针信息存储器单元中。在这种情况下,仅从穿刺适配器读取 ID 信息就能够指定穿刺针的直径、插入角度、插入位置、和插入路径。在又一个可替换模式中,代替将 ID 信息存储在穿刺适配器中,用户可以通过用户输入单元输入将要使用的穿刺适配器的类型。

[0081] 在穿刺适配器用于确定穿刺针的插入角度、插入位置、或插入路径的情况中或在可以通过提取穿刺针特征生成控制线表格的情况下,通过用户输入穿刺针的信息不需要是必须被接受的。

[0082] 超声波图像生成设备 100 可以具有允许通过使用穿刺适配器和徒手模式进行穿刺或者仅允许这些模式中的一个的结构。

[0083] 进一步地,穿刺适配器可以具有包括用于允许选择可逐渐变化的插入角度的插入角度变化机构的结构。在这种情况下,穿刺适配器具有一种结构,其中,例如穿刺适配器在每一次选择另一个插入角度时将现有的插入角度的信息输出给超声波图像生成设备 100。即使当穿刺适配器选择另一个插入角度时,这种结构也允许聚焦在以不同于前述插入角度的插入角度插入的穿刺针上。同样地,穿刺适配器可以具有其中可以与穿刺适配器一起使用的穿刺针的直径是可选择的结构。例如,通过提供允许作用于穿刺针的导向装置的孔的直径的变化结构,可以获得允许使用的穿刺针的直径变化的结构。

[0084] 在例如当已经由穿刺适配器确定插入路径时可能事先已知插入位置和插入路径的情况下,插入路径优选地显示在监视器上。插入路径在监视器上的显示使得用户能够在观察监视器上的插入路径的同时执行穿刺,因此防止穿刺针与插入路径的偏离。

[0085] 在这些结构中,与超声波图像生成设备 100 一起使用的探针优选地为可更换的。当与超声波图像生成设备 100 一起使用的探针为可更换时,用户仅需要购买一个超声波图像生成设备,并且根据需要,可以根据预定用途在探针之间进行切换。

[0086] 虽然已经通过其中焦点放置在作为第一回波信号中的成像目标的穿刺针上的实例说明了本实施例,但是焦点无须必须放置在穿刺针上,并且可以通过聚焦在用户期望观察的成像目标上获得第一回波信号。血管的后壁为不同于穿刺针的成像目标的实例。当血管的后壁为成像目标时,超声波图像被二分化以提取血管代表物 (representative),以便确定增强目标图像的焦点位置。二分化使血管部分变黑,从而能够定位血管代表点

(representative point)。一旦定位血管代表点,则超声波图像生成设备使用诸如身体标记的信息获取成像区域的信息,使血管位置变窄,并且将所述血管位置显示在监视器上。一旦用户从血管代表物中选择目标血管位置,则超声波图像生成设备将用于获得第一回波信号的超声波的焦点放置在用户选择的位置上。因此,即使当血管的后壁为成像目标时,也可以获得聚焦在血管的后壁上的回波信号。

[0087] 虽然在该实施例中第二回波信号中的焦点位置放置在固定深度处,但是焦点位置无须必须被固定;只要焦点放置在相同的位置上,可以获得合成回波信号。这种情况的实例包括其中焦点位置的深度在图像中从左至右逐渐降低的情况和其中焦点位置的深度局部减小的情况。可以由用户输入用于第二回波信号的相同焦点位置,或者可替换地,设备可以具有事先存储在该设备中的多个相同位置,使得用户可以从中进行选择。此外,在这种情况下,可以根据各个图像中的焦点位置确定用于各个图像的相加的加权值。

[0088] 虽然已经以其中从五个压电装置发射的超声波信号形成单个声线的实例说明了本实施例,但是本发明不局限于从五个压电装置发射超声波信号形成单个声线的结构,只要声线上的焦点位置是可控制的。例如,从四个压电装置发射的超声波信号可以形成单个声线,或者从七个压电装置发射的超声波信号可以形成单个声线。

[0089] 虽然本实施例具有允许校正控制线表格的结构,但是控制线表格无须必须是可校正的。控制线表格校正函数可以事先设置在超声波图像生成设备 100 的系统设置屏幕上,或者诸如功能键的输入单元可以被指定校正功能以能够在任何时候进行开启/中断操作。

[0090] 虽然在本实施例首先获得第一回波信号,但是可以首先获得第二回波信号。

[0091] 进一步地,可以多次获得第一回波信号以获得平均第一回波信号并执行平均第一回波信号和第二回波信号的加权相加,或者可以多次获得第二回波信号以获得平均第二回波信号并执行第一回波信号和平均第二回波信号的加权相加。可以多次获得第一回波信号和第二回波信号以执行平均第一回波信号和平均第二回波信号的加权相加。例如,可以通过多焦点处理和帧平均处理获得平均第一回波信号和平均第二回波信号。使用平均回波信号的这种加权相加使得在斑点噪声减少的情况下进行回波信号的加权相加,并能够减少合成回波信号中的噪声。

[0092] 虽然在本实施例中执行接收声线的加权相加,但是无须必须执行接收声线的加权相加,而是可以执行允许加权相加的任意数据的加权相加。例如,可以在从接收声线生成超声波图像之后执行加权相加。

[0093] 虽然在本实施例中用于存储图像的图像存储单元和用于存储穿刺针的穿刺针存储单元在图 1 中被显示为单独方框,但是无须必须设置这些单独的存储单元,而是图像和穿刺针可以存储在相同的存储单元中。

[0094] 虽然在本实施例中 CPU 104、相加比值计算器 118、和加权相加处理器 120 被设置为单独的方框,但是 CPU 104 可以适于执行所有计算。

[0095] 虽然在本实施例中用户输入单元 102 设置在超声波图像生成设备 100 中,但是超声波图像生成设备 100 无须必须设置有用户输入单元 102。例如,可以形成其中用户经由外部键盘或类似装置输入输入数据的结构。

[0096] 虽然在本实施例中用于第一回波信号和第二回波信号的相加的加权值被设置为事先生成的曲线,但是用于可以依照要求改变加权值。优选可以根据用户希望增强用于观

察的图像通过例如加权值改变旋钮或监视器的触摸面板在扫描的同时改变加权值。

[0097] 虽然在本实施例中发送器 / 接收器 114、发送射束形成器 110、和接收射束形成器 112 设置在超声波图像生成设备 100 中,但是这些单元无须必须设置在超声波图像生成设备 100 中,而是例如可以设置在探针 128 中。

[0098] 虽然已经以其中执行穿刺的实例说明了本发明,但是本发明可以用于不执行穿刺的外科手术或其它应用。

[0099] 本发明的上述实施例仅说明了本发明的实例,并且没有以任何方式限制本发明的结构。本发明的超声波图像生成设备不受限于上述实施例,并且可以在不背离本发明的精神和保护范围的情况下以各种方式修改或执行本发明的超声波图像生成设备。

[0100] 本发明的超声波图像生成设备可以用于使用超声波生成对象的断层分析图像。

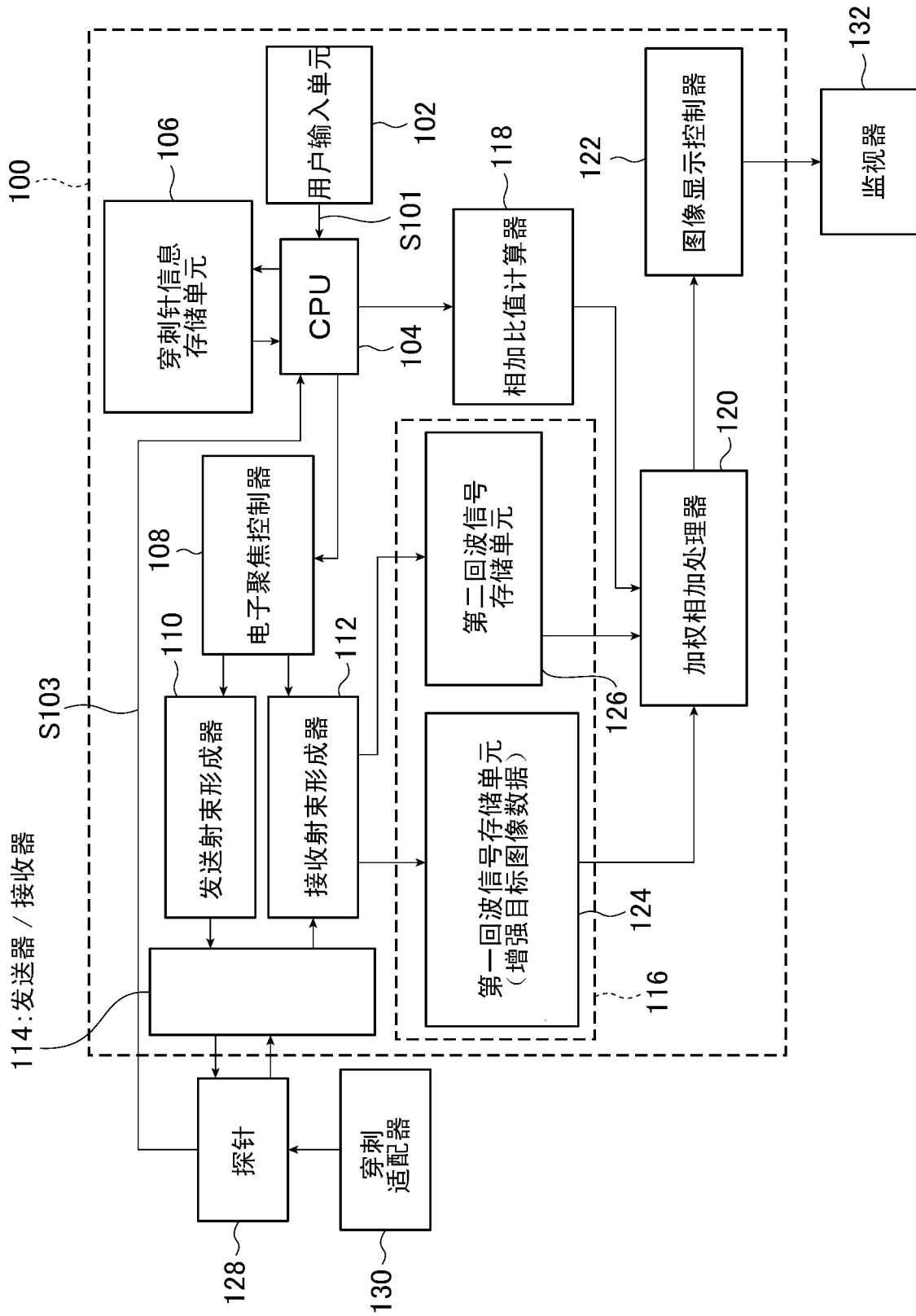


图 1

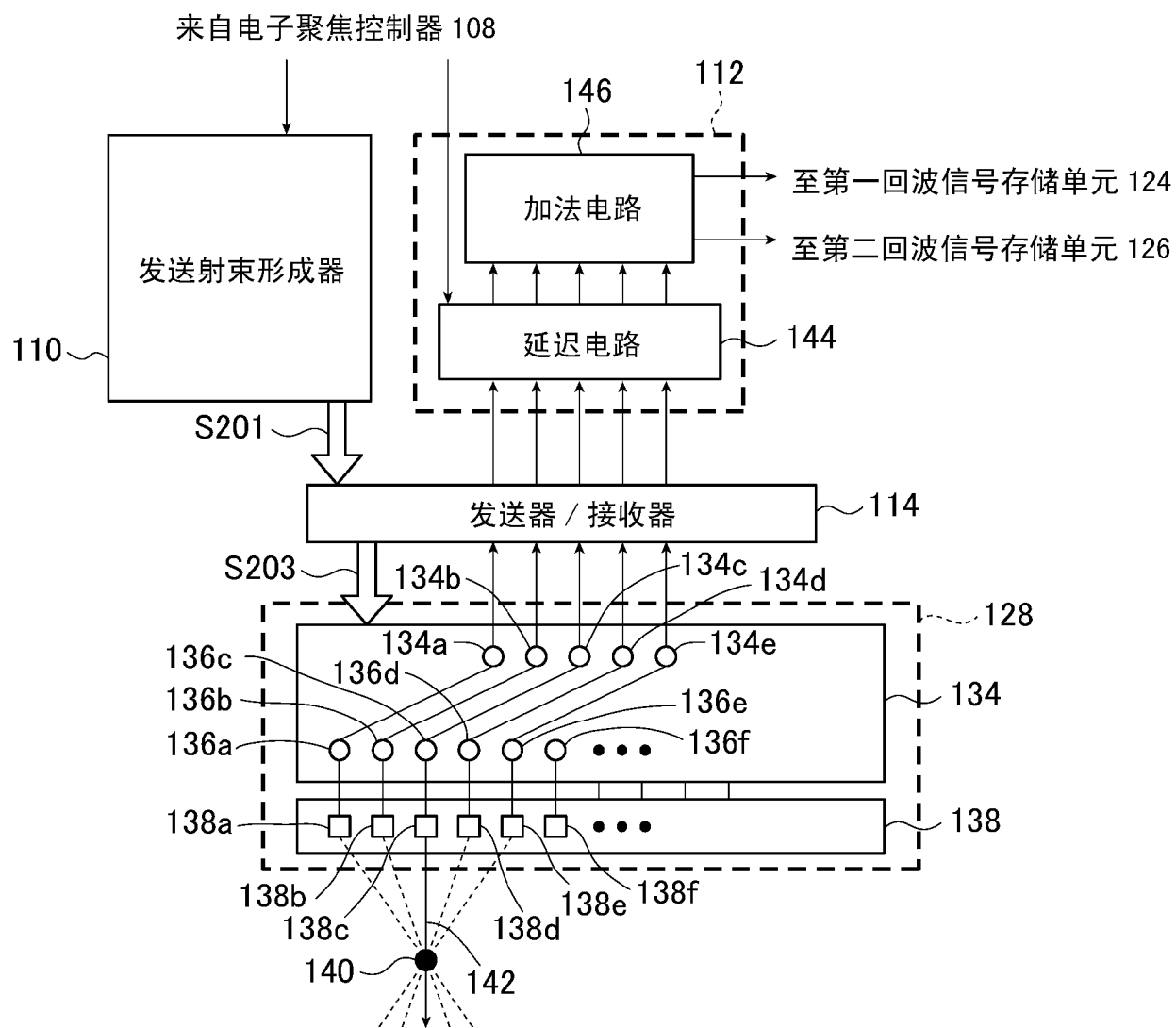


图 2

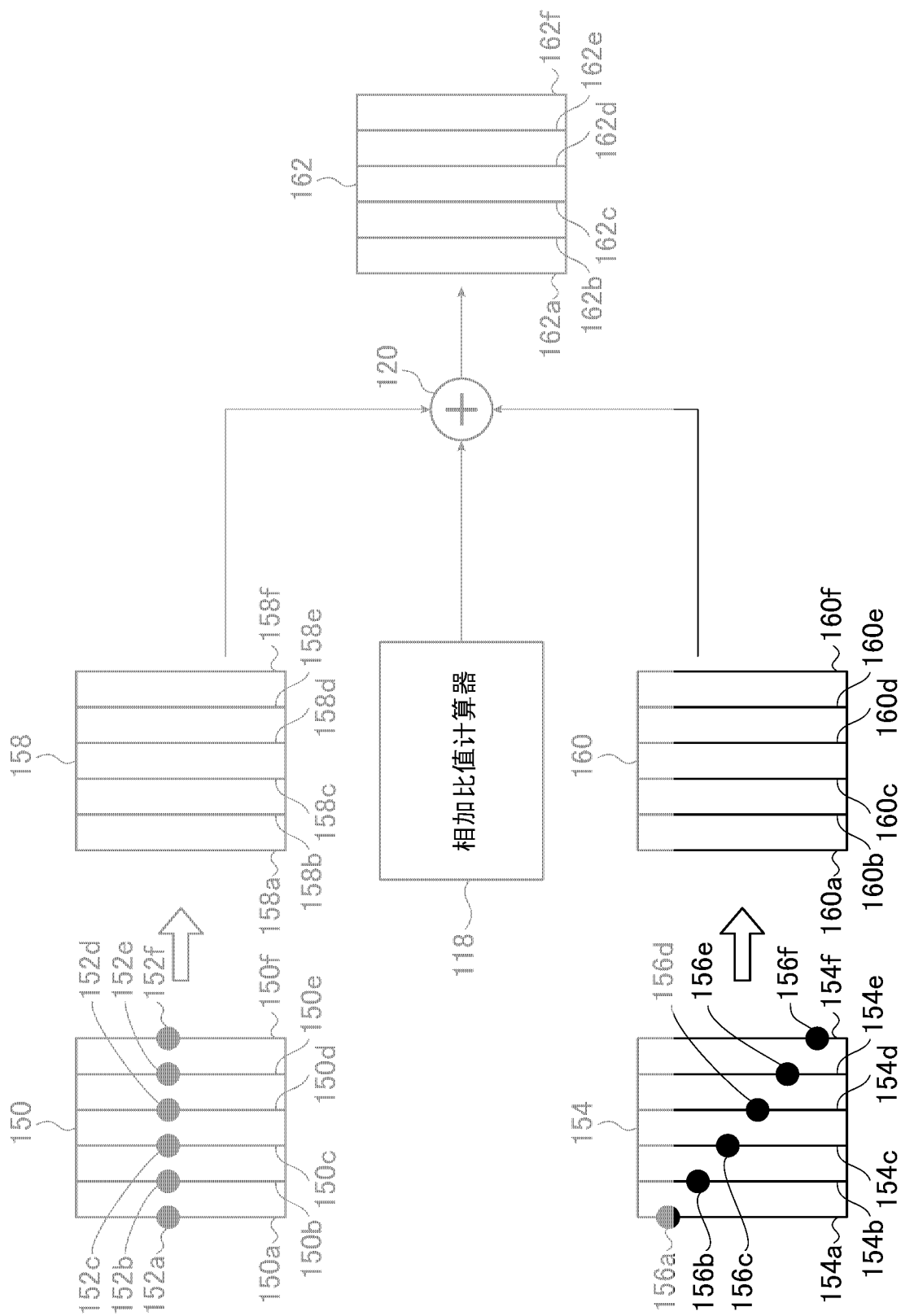


图 3

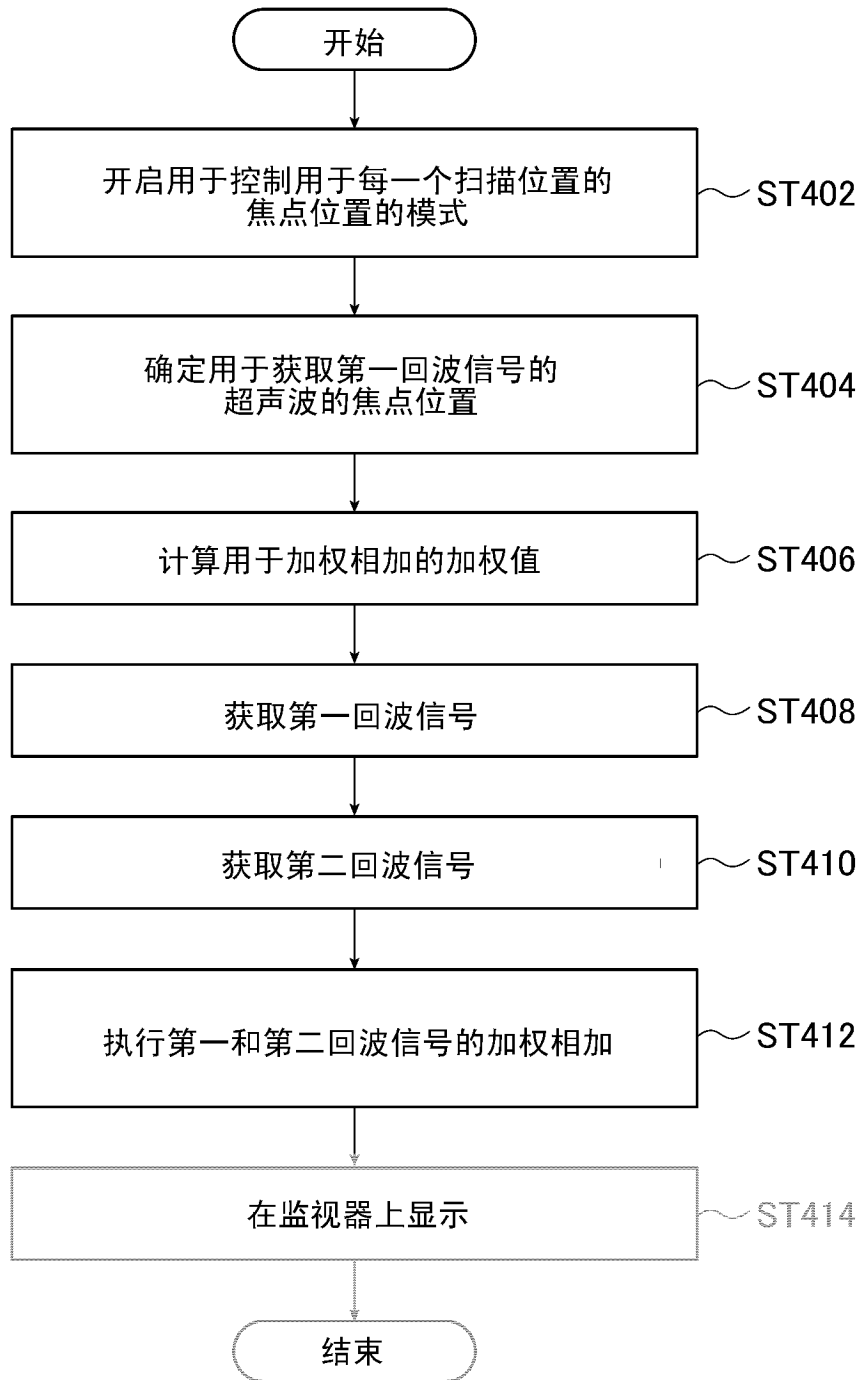


图 4

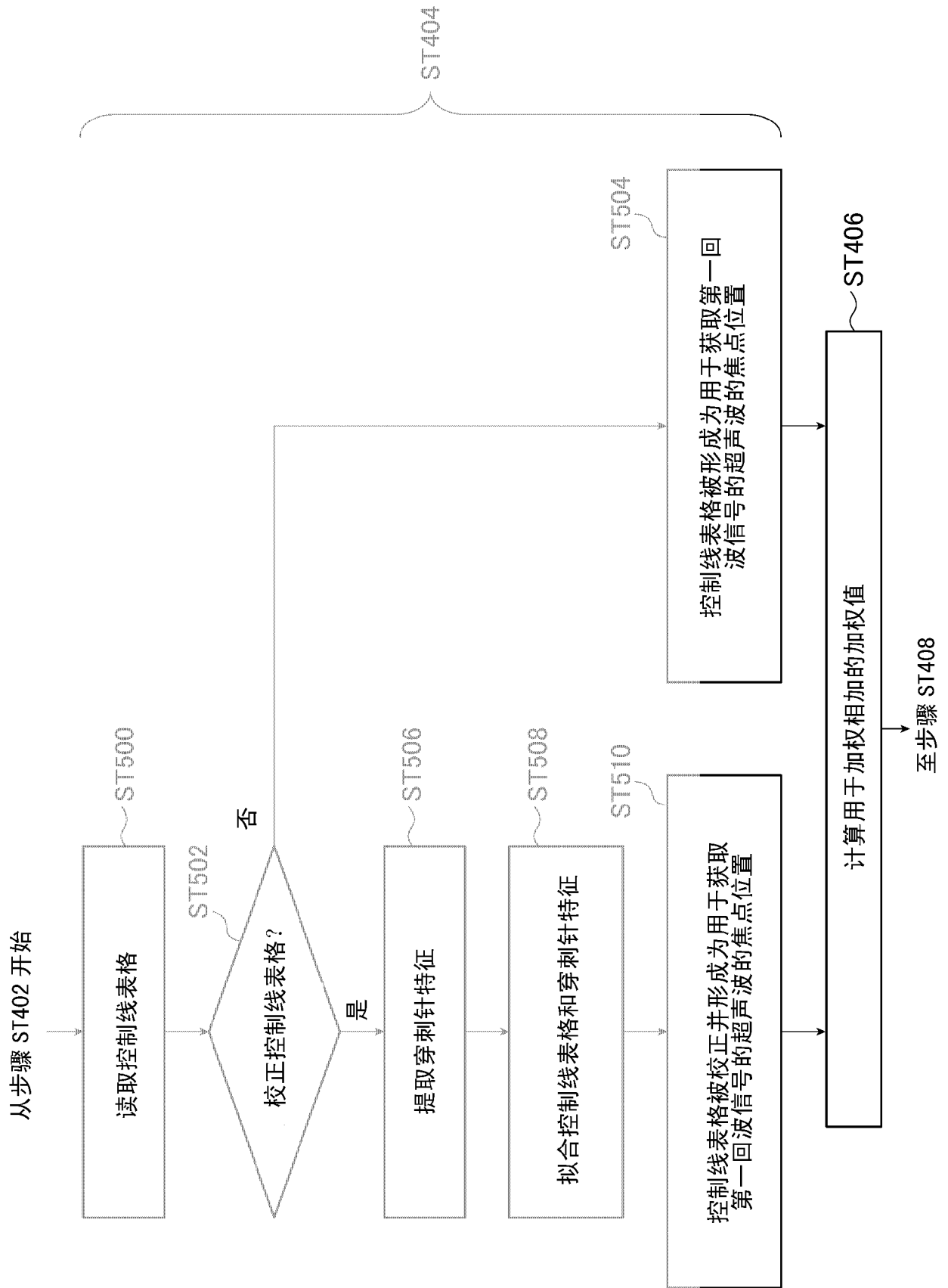


图 5

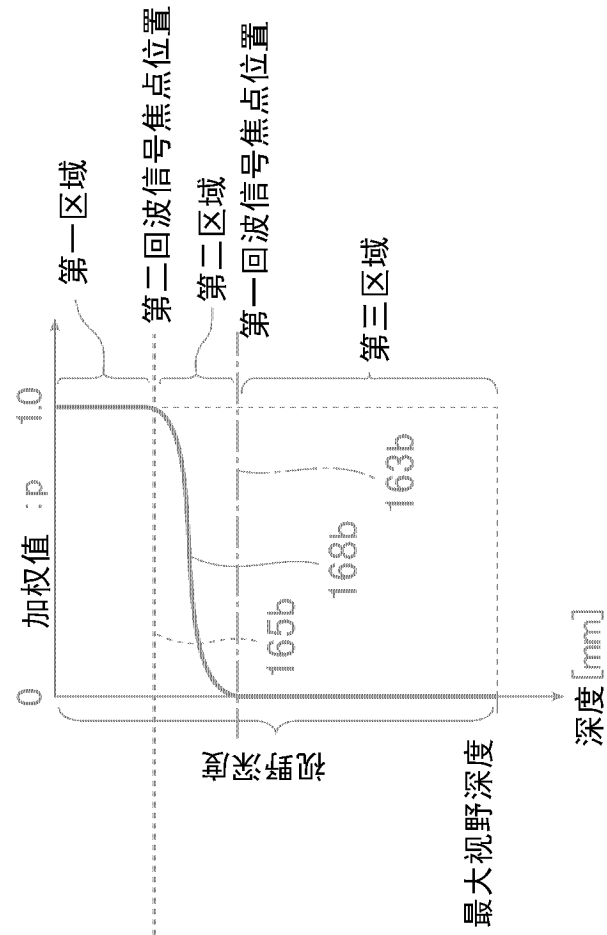


图 6A

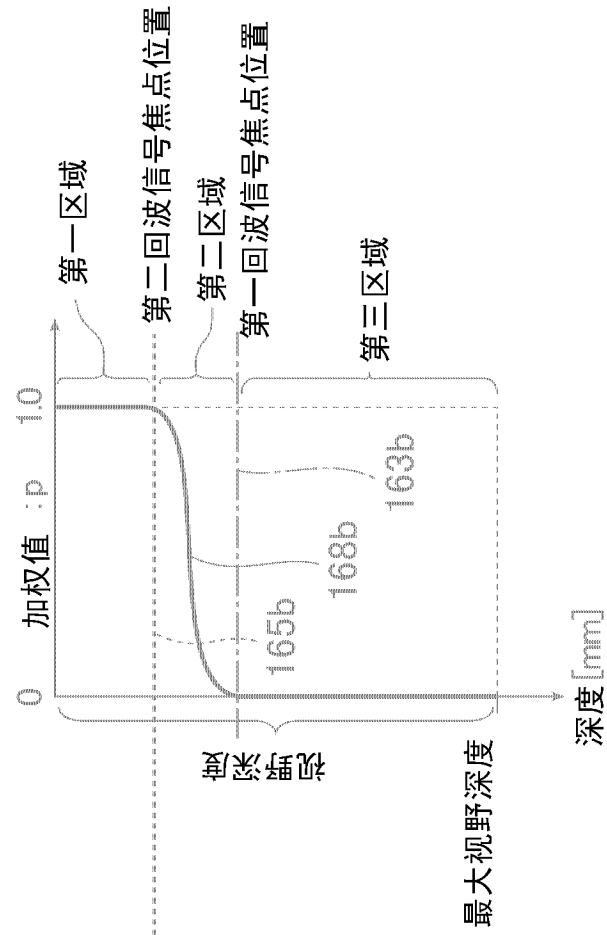


图 6B

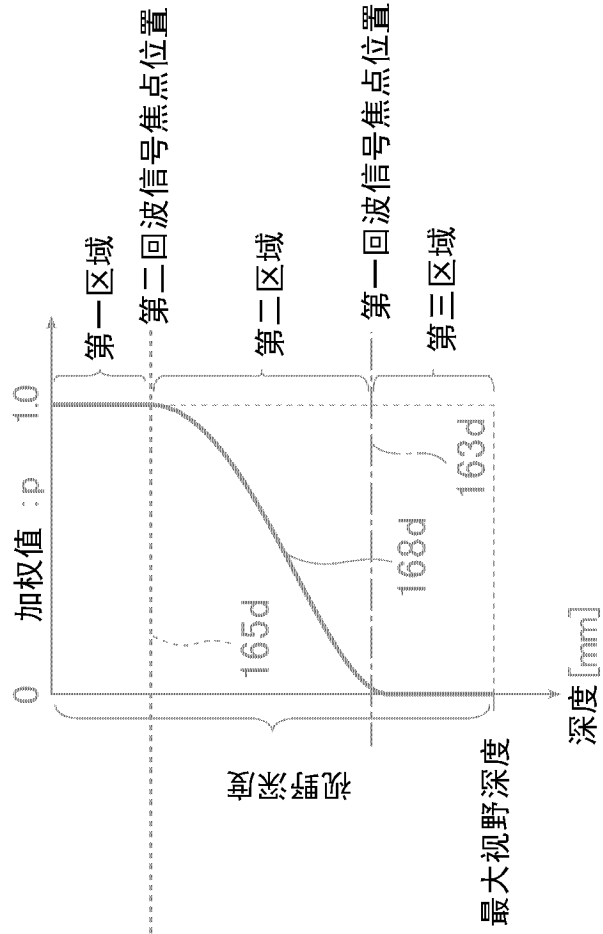


图 6D

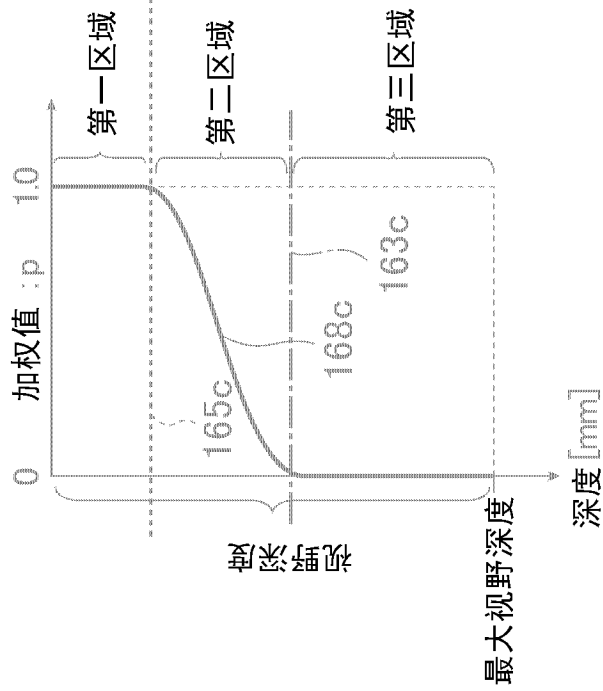


图 6C

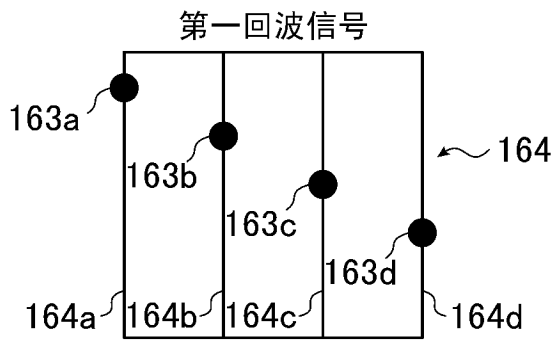


图 6E

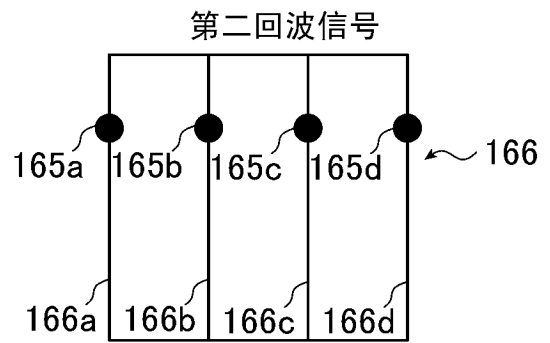


图 6F

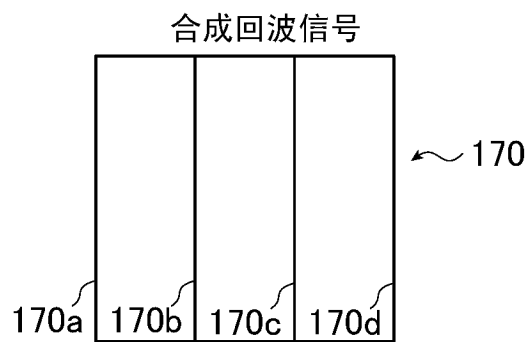


图 6G

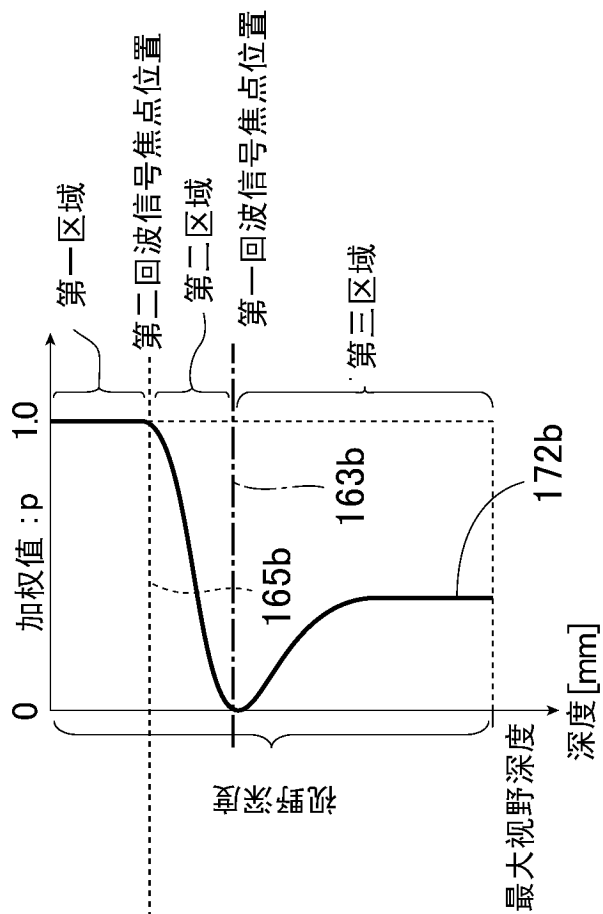


图 7B

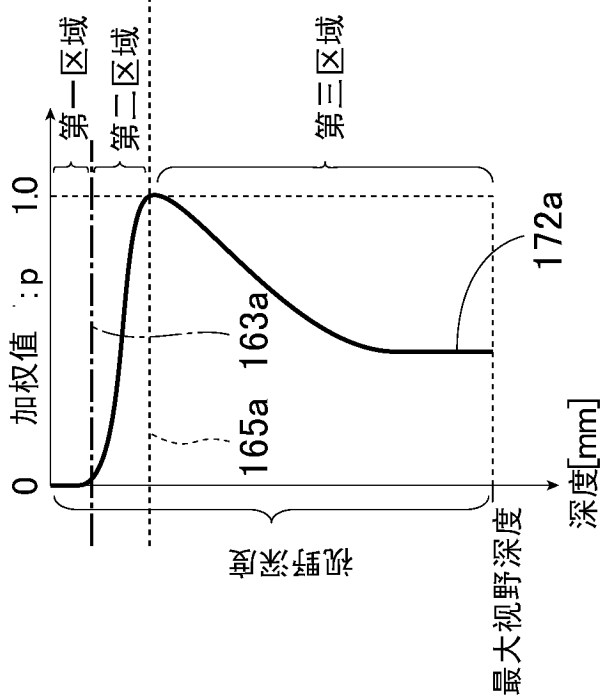


图 7A

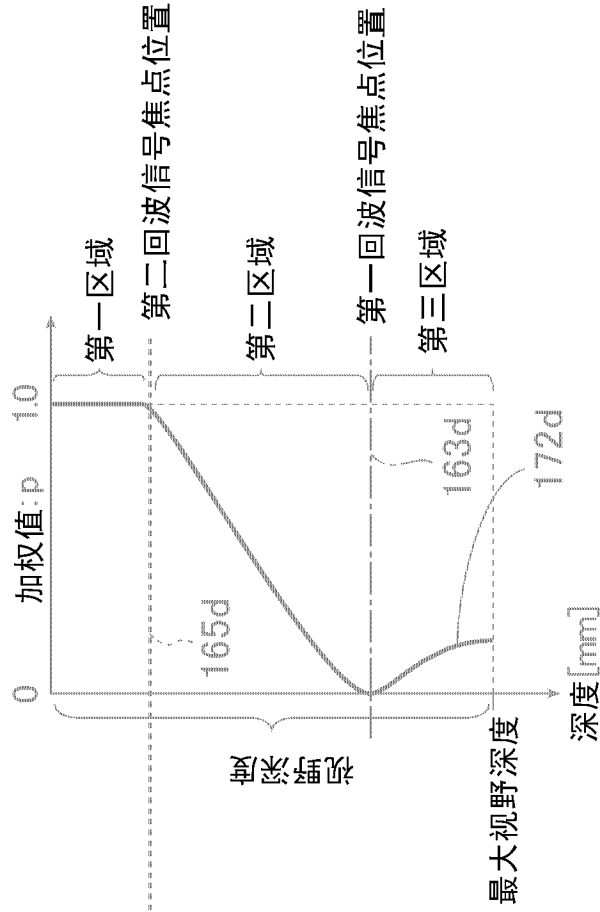


图 7D

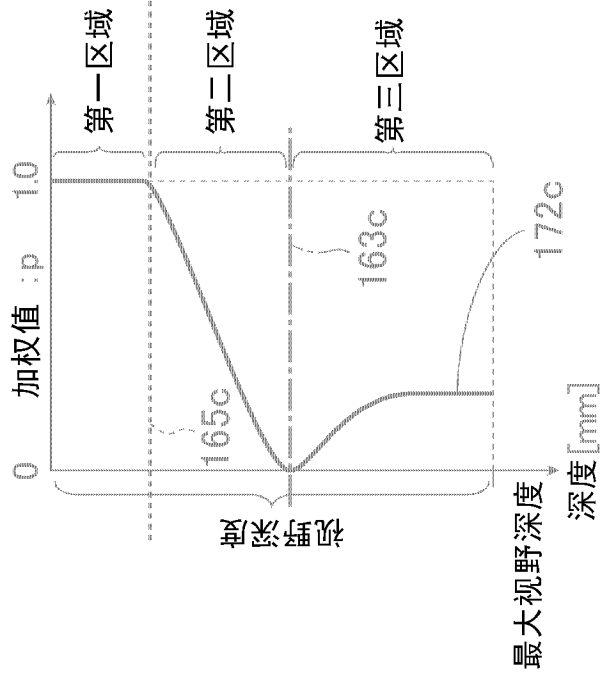


图 7C

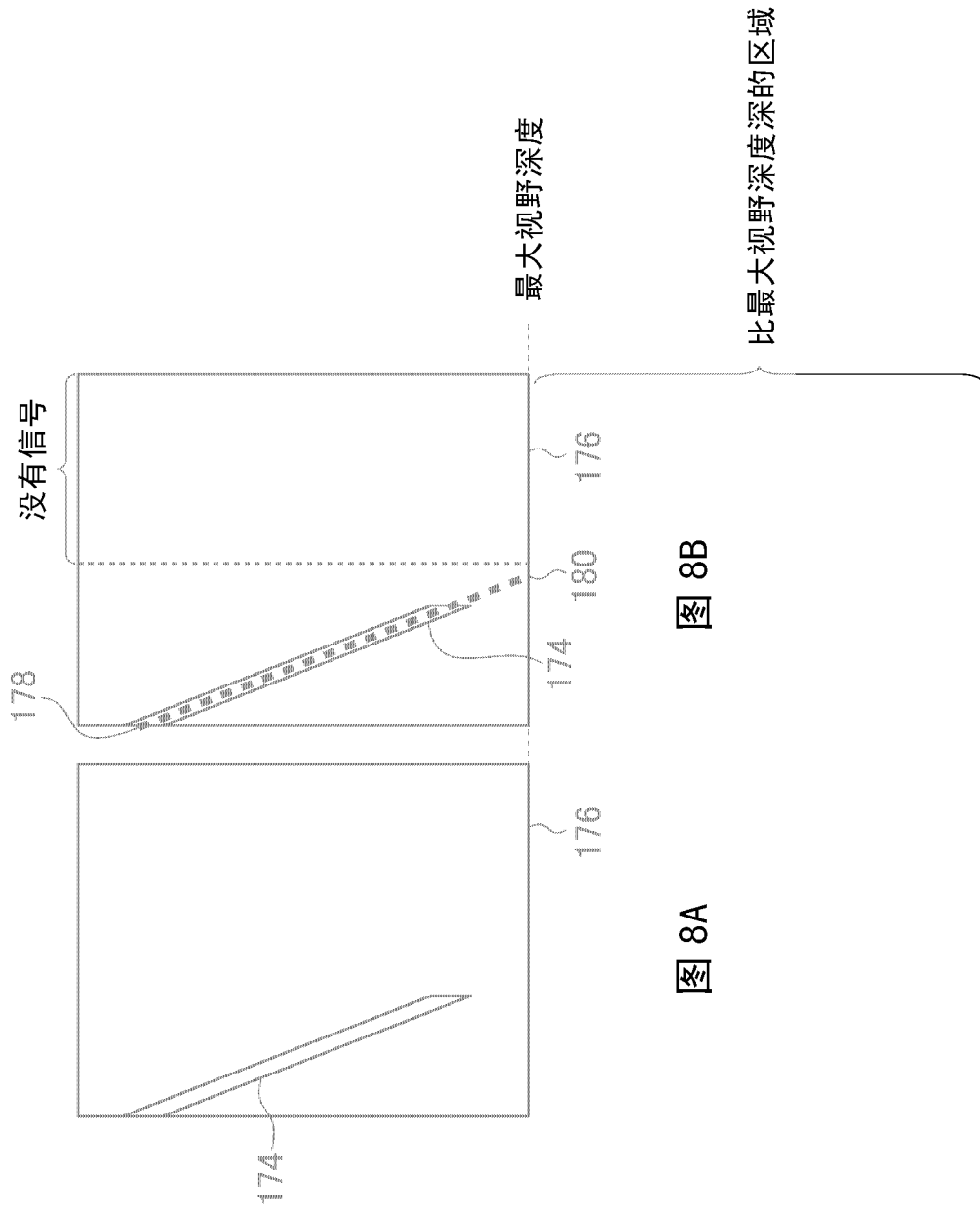
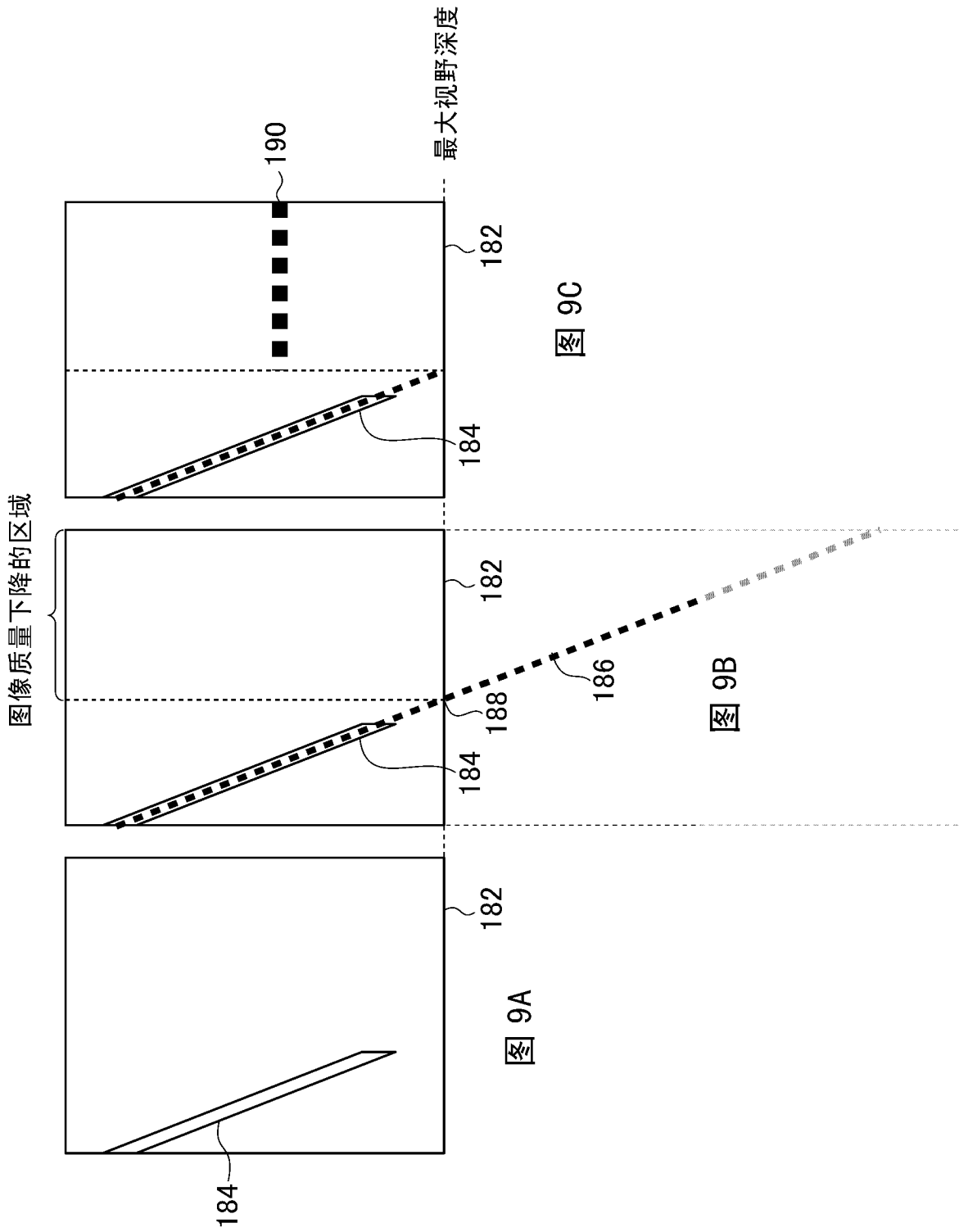


图 8B

图 8A



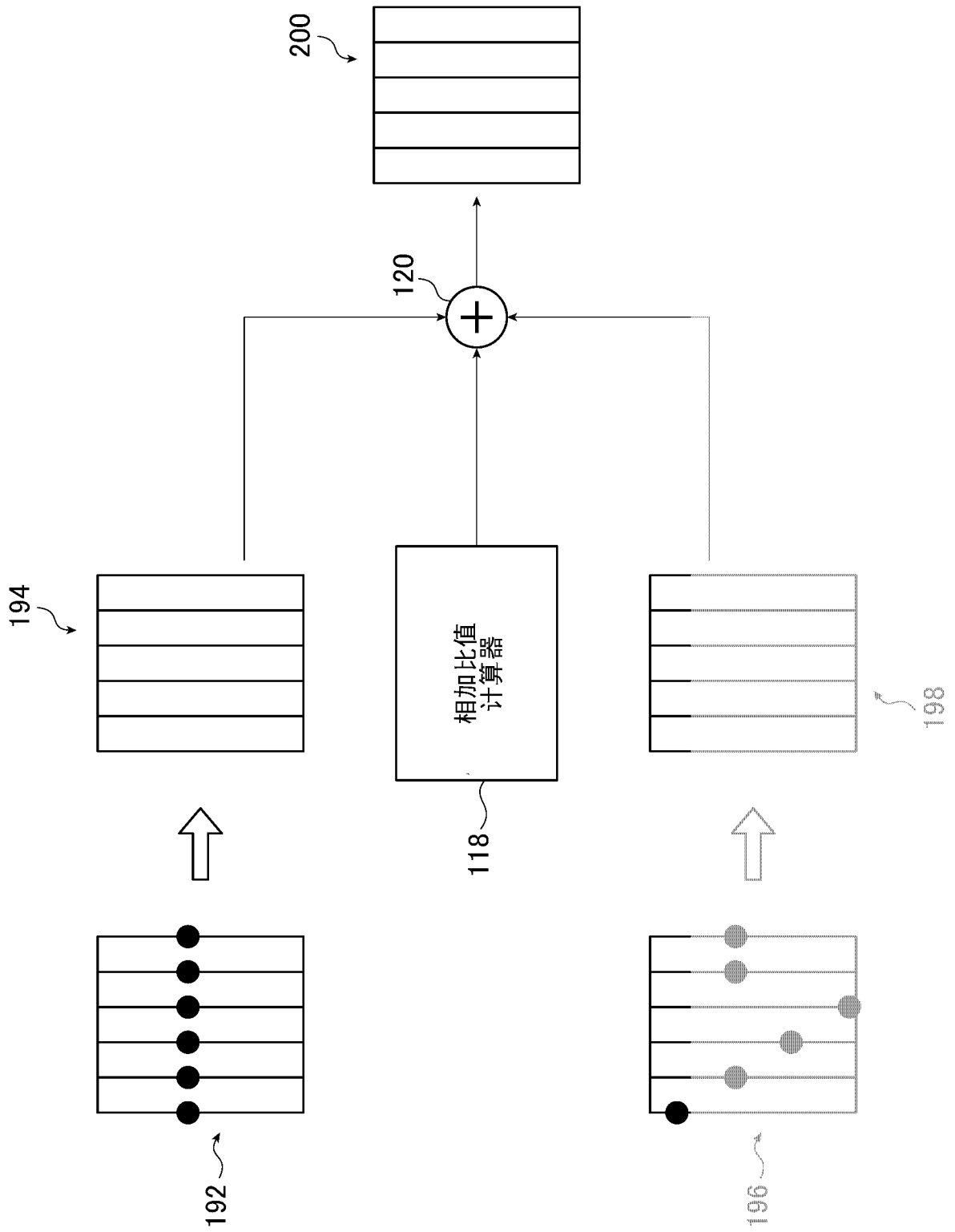


图 10

专利名称(译)	超声波图像生成设备		
公开(公告)号	CN102342850A	公开(公告)日	2012-02-08
申请号	CN201110220630.6	申请日	2011-08-03
[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	田代理香		
发明人	田代理香		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5269 G01S7/52046 A61B8/0841		
优先权	2010174635 2010-08-03 JP		
其他公开文献	CN102342850B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种超声波图像生成设备。在穿刺针附近生成具有良好图像质量的超声波图像，而无须降低整个超声波图像的图像质量。获得通过发送聚焦在成像目标位置上的第一超声波接收到的第一回波信号和通过发送具有在相同位置处定位的焦点位置的深度的第二超声波接收到的第二回波信号，根据各个超声波的焦点位置确定第一回波信号和第二回波信号的加权重值，并执行加权相加以生成校正图像。

