



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104825187 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201510065590. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2015. 02. 09

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2014-023624 2014. 02. 10 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 本庄泰德 阿部康彦 川岸哲也

平间信 佐藤武史

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 房永峰

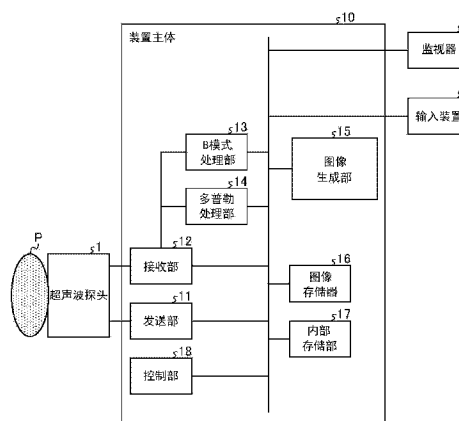
权利要求书3页 说明书25页 附图20页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理
方法

(57) 摘要

提供能够降低多重反射的超声波诊断装置、
图像处理装置以及图像处理方法。超声波诊断装
置具备控制部、处理部以及图像生成部。控制部基
于三个角中的至少一个,选择由在规定的方向上排
列的振子群构成的接收开口的至少一个振子,该三
个角为:向被检体发送的超声波的偏转角、规定
的一个方向与表示被检体内中的构造物的边界的
方向所成的角、以及相对于与振子群的中央相交
的规定的方向与表示边界的方向所成的角。处理部
对至少一个接收信号执行处理,使接收信号的信号
强度降低为比至少一个振子以外的振子所产生的
接收信号的信号强度低,并输出接收开口的接收信
号。图像生成部基于接收开口的接收信号生成超声
波图像数据。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

控制部,基于三个角中的至少一个,选择由在规定的的一个方向上排列的振子群构成的接收开口的至少一个振子,该三个角为:向被检体发送的超声波的偏转角、所述规定的一个方向与表示所述被检体内中的构造物的边界的方向所成的角、以及相对于与所述振子群的中央相交的所述规定的一个方向的法线方向垂直的方向与表示所述边界的方向所成的角;

处理部,对由所述接收开口产生的多个接收信号之中的至少一个接收信号执行处理,以便成为由所述控制部选择的所述至少一个振子所产生的接收信号的信号强度降低为比构成所述接收开口的多个振子之中的所述至少一个振子以外的振子所产生的接收信号的信号强度更低的状态,该处理部输出所述接收开口的接收信号;以及

图像生成部,基于由所述处理部输出的所述接收开口的接收信号,生成超声波图像数据。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述处理部具有制作部和整相加法部;

所述制作部制作开口函数,该开口函数将包括由所述控制部选择的所述至少一个振子在内的范围内的权重降低为比该范围外的权重低;

所述整相加法部将通过所述开口函数对构成所述接收开口的多个振子分别产生的接收信号进行加权后整相相加而得到的信号作为所述接收开口的接收信号来输出。

3. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,

所述制作部通过使所述范围内的权重大致为零来制作所述开口函数。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述控制部遮断来自包括所述至少一个振子在内的范围内的输出,将基于来自该范围外的输出信号的接收信号作为所述接收开口的接收信号。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述控制部进行根据接收焦点的位置对接收开口的宽度进行变更的控制,在各接收焦点下的接收开口中选择所述至少一个振子。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述控制部进行根据接收焦点的位置对接收开口的宽度进行变更的控制,从与所述构造物的深度对应的接收焦点下的接收开口中选择所述至少一个振子。

7. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述控制部进行在帧间改变超声波收发的偏转角而执行多次超声波扫描的控制,并且通过至少一个超声波扫描选择所述至少一个振子;

在所述控制部选择了所述至少一个振子的超声波扫描中,所述处理部执行所述处理并输出所述接收开口的接收信号,在所述控制部没有选择所述至少一个振子的超声波扫描中,所述处理部执行与所述处理不同的处理并输出所述接收开口的接收信号;

所述图像生成部基于通过各超声波扫描由所述处理部输出的所述接收开口的接收信号,生成各超声波扫描的超声波图像数据,生成将所生成的多个超声波图像数据进行合成而得到的图像数据,来作为所述超声波图像数据。

8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述控制部基于参照了预先得到的超声波图像数据的操作者所输入的信息,取得表示所述构造物的边界的方向,或者取得表示所述构造物的边界的方向以及所述构造物的深度。

9. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述控制部对预先得到的超声波图像数据进行解析,推定表示所述构造物的边界的方向,或者推定表示所述构造物的边界的方向以及所述构造物的深度。

10. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置,

所述控制部在规定的深度附近的区域对所述预先得到的超声波图像数据进行解析。

11. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置,

所述控制部使用位于图像中央的深度、或者从超声波探头的抵接面起检查对象的组织所处的深度、或者发送焦点的位置,来作为所述规定的深度。

12. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,

所述控制部基于参照了预先得到的超声波图像数据的操作者所设定的信息、或者对该超声波图像数据的图像信息进行了检测的结果、或者预先设定的信息,取得所述构造物的深度。

13. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

每当超声波探头移动时,所述控制部选择所述至少一个振子。

14. 一种图像处理装置,具备:

控制部,基于三个角中的至少一个,选择由在规定的的一个方向上排列的振子群构成的接收开口的至少一个振子,该三个角为:向被检体发送的超声波的偏转角、所述规定的一个方向与表示所述被检体内中的构造物的边界的方向所成的角、以及相对于与所述振子群的中央相交的所述规定的一个方向的法线方向垂直的方向与表示所述边界的方向所成的角;

处理部,对由所述接收开口产生的多个接收信号之中的至少一个接收信号执行处理,以便成为由所述控制部选择的所述至少一个振子所产生的接收信号的信号强度降低为比构成所述接收开口的多个振子之中的所述至少一个振子以外的振子所产生的接收信号的信号强度更低的状态,该处理部输出所述接收开口的接收信号;以及

图像生成部,基于由所述处理部输出的所述接收开口的接收信号,生成超声波图像数据。

15. 一种图像处理方法,包括以下步骤:

控制部基于三个角中的至少一个,选择由在规定的的一个方向上排列的振子群构成的接收开口的至少一个振子,该三个角为:向被检体发送的超声波的偏转角、所述规定的一个方向与表示所述被检体内中的构造物的边界的方向所成的角、以及相对于与所述振子群的中央相交的所述规定的一个方向的法线方向垂直的方向与表示所述边界的方向所成的角;

处理部对由所述接收开口产生的多个接收信号之中的至少一个接收信号执行处理,以便成为由所述控制部选择的所述至少一个振子所产生的接收信号的信号强度降低为比构成所述接收开口的多个振子之中的所述至少一个振子以外的振子所产生的接收信号的信号强度更低的状态,该处理部输出所述接收开口的接收信号;以及

图像生成部基于由所述处理部输出的所述接收开口的接收信号,生成超声波图像数

据。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请享受 2014 年 2 月 10 日提出的日本专利申请第 2014 - 023624 号的优先权利益, 该日本专利申请的全部内容援用于本申请中。

技术领域

[0003] 实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0004] 以往, 为了降低成为诊断的障碍的超声波图像 (B 模式 (mode) 图像) 的多重反射, 进行了各种方法。作为该方法的一例, 已知有使用将改变了超声波收发的偏转角的多个 B 模式图像通过加法平均进行合成 (compound: 复合) 的空间复合的方法。此外, 还已知利用该方法根据偏转角不同的多个 B 模式图像, 对多重反射回波 (echo) 成分的程度和位置进行推定, 并根据推定结果对加法平均时的权重进行自适应控制的方法。

[0005] 但是, 对偏转角不同的多个图像进行复合的上述方法中, 由于基本因子 (element factor) 的制约, 无法避免增大偏转角时的振幅降低的影响。

发明内容

[0006] 本发明要解决的课题是提供能够降低多重反射的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0007] 实施方式的超声波诊断装置具备控制部、处理部以及图像生成部。控制部将由在规定的方向上排列的振子群构成的接收开口的至少一个振子基于向被检体发送的超声波的偏转角、所述规定的一个方向与表示所述被检体内中的构造物的边界的方向所成的角、以及相对于与所述振子群的中央相交的所述规定的一个方向的法线方向垂直的方向与表示所述边界的方向所成的角的至少一个来选择。处理部对由所述接收开口产生的多个接收信号之中的至少一个接收信号执行处理, 以便成为通过所述控制部选择的所述至少一个振子所产生的接收信号的信号强度降低为比构成所述接收开口的多个振子之中的所述至少一个振子以外的振子所产生的接收信号的信号强度更低的状态, 并输出所述接收开口的接收信号。图像生成部基于由所述处理部输出的所述接收开口的接收信号, 生成超声波图像数据。

[0008] 效果

[0009] 根据实施方式的超声波诊断装置, 能够降低多重反射。

附图说明

[0010] 图 1 是用于说明第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构例的图。

[0011] 图 2 是用于说明第 1 实施方式的接收部的结构例的图。

[0012] 图 3 是用于说明前提方法的图 (1)。

- [0013] 图 4 是用于说明前提方法的图 (2)。
- [0014] 图 5 是用于说明前提方法的课题的图 (1)。
- [0015] 图 6 是用于说明前提方法的课题的图 (2)。
- [0016] 图 7 是用于说明前提方法的课题的图 (3)。
- [0017] 图 8 是用于说明前提方法的课题的图 (4)。
- [0018] 图 9 是表示第 1 实施方式的概要的图。
- [0019] 图 10A 是用于说明第 1 实施方式中使用的参数 (parameter) 的图 (1)。
- [0020] 图 10B 是用于说明第 1 实施方式中使用的参数的图 (2)。
- [0021] 图 10C 是用于说明第 1 实施方式中使用的参数的图 (3)。
- [0022] 图 10D 是用于说明第 1 实施方式中使用的参数的图 (4)。
- [0023] 图 11 是用于说明第 1 实施方式的控制部所进行的处理的图 (1)。
- [0024] 图 12 是用于说明第 1 实施方式的控制部所进行的处理的图 (2)。
- [0025] 图 13 是用于说明第 1 实施方式的控制部所进行的处理的图 (3)。
- [0026] 图 14 是用于说明第 1 实施方式的控制部所进行的处理的图 (4)。
- [0027] 图 15 是用于说明第 1 实施方式的控制部所进行的处理图 (5)。
- [0028] 图 16 是用于说明第 1 实施方式的控制部所进行的处理的图 (6)。
- [0029] 图 17 是用于说明第 1 实施方式的效果的图 (1)。
- [0030] 图 18 是用于说明第 1 实施方式的效果的图 (2)。
- [0031] 图 19 是表示第 1 实施方式的超声波诊断装置的处理的一例的流程图 (flowchart)。
- [0032] 图 20 是用于说明第 2 实施方式的图 (1)。
- [0033] 图 21 是用于说明第 2 实施方式的图 (2)。
- [0034] 图 22 是用于说明第 2 实施方式的图 (3)。
- [0035] 图 23 是表示第 2 实施方式的超声波诊断装置的处理的一例的流程图。
- [0036] 图 24 是用于说明第 3 实施方式的图 (1)。
- [0037] 图 25 是用于说明变形例的图 (1)。
- [0038] 图 26 是用于说明变形例的图 (2)。

具体实施方式

[0039] 以下,参照附图对超声波诊断装置的实施方式进行详细说明。

[0040] (第 1 实施方式)

[0041] 首先,对第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是用于说明第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构例的图。如图 1 所示,第 1 实施方式的超声波诊断装置具有超声波探头 (probe) 1、监视器 (monitor) 2、输入装置 3 以及装置主体 10。

[0042] 超声波探头 1 具有由在规定的方向上排列的多个振子 (例如压电振子) 构成的振子群。这些多个振子基于从后述的装置主体 10 所具有的发送部 11 供给的驱动信号产生超声波。此外,超声波探头 1 所具有的多个振子接收来自被检体 P 的反射波并变换为电信号。此外,超声波探头 1 具有设置于振子的整合层、以及防止从振子向后方传播超声波的背衬 (backing) 材等。

[0043] 若从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波,则所发送的超声波在被检体 P 的体内组织中的声阻抗 (impedance) 的不连续面上依次被反射,作为反射波被超声波探头 1 所具有的多个振子接收。反射波由接收到该反射波的振子变换为作为电信号的反射波信号 (接收信号)。各振子所产生的反射波信号的振幅依赖于超声波被反射的不连续面的声阻抗之差。另外,所发送的超声波脉冲 (pulse) 被移动中的血流或心脏壁等的表面反射时的反射波信号通过多普勒 (Doppler) 效应,依赖于移动体的超声波发送方向的速度成分而受到频移。

[0044] 在此,超声波探头 1 装卸自由地与装置主体 10 连接。与装置主体 10 连接的超声波探头 1 是具有在规定的方向上排列的振子群例如配置成一系列的振子列、并对被检体 P 进行二维扫描的 1D 阵列 (array) 探头。或者,与装置主体 10 连接的超声波探头 1 例如是使振子列以规定的角度 (摇动角度) 摇动从而对被检体 P 进行三维扫描的机械 (mechanical) 4D 探头。或者,与装置主体 10 连接的超声波探头 1 例如是为了对被检体 P 进行三维扫描而将多个振子以二维配置的、即配置有多列振子列的 2D 阵列探头。

[0045] 以下,说明作为超声波探头 1 而使用 1D 阵列探头的情况。另外,作为 1D 阵列探头,可举出在振子列内将开口 (发送开口以及接收开口) 移动而进行超声波扫描的线性 (linear) 型超声波探头或凸面 (convex) 型超声波探头。或者,作为 1D 阵列探头,可举出在振子列内使开口 (发送开口以及接收开口) 的位置一定、将扫描方向偏转而进行超声波扫描的扇型超声波探头。振子群所排列的规定的方向按超声波探头 1 的种类而不同。例如,线性型超声波探头中,振子群以直线状排列。此外,例如,凸面型超声波探头中,振子群排列为规定的曲率的圆弧状。

[0046] 输入装置 3 具有鼠标 (mouse)、键盘 (keyboard)、按钮 (button)、面板开关 (panel switch)、触摸指令屏幕 (touch command screen)、脚踏开关 (foot switch)、跟踪球 (trackball)、操纵杆 (joy stick) 等。输入装置 3 接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定请求,对装置主体 10 转发接受到的各种设定请求。

[0047] 监视器 2 是显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定请求的 GUI (Graphical User Interface),或者显示在装置主体 10 中生成的超声波图像数据 (data) 等。

[0048] 装置主体 10 是基于超声波探头 1 所具有的各振子产生的接收信号即反射波信号而生成超声波图像数据的装置,如图 1 所示,具有发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像生成部 15、图像存储器 (memory) 16、内部存储部 17 以及控制部 18。

[0049] 发送部 11 基于后述的控制部 18 的指示,对超声波发送中的发送指向性进行控制。即,发送部 11 是发送波束形成器 (beam-former)。具体而言,发送部 11 具有速率脉冲器 (rate pulsar) 产生器、发送延迟部、发送脉冲器 (pulsar) 等,对超声波探头 1 供给驱动信号。速率脉冲器产生器以规定的速率 (rate) 频率 (PRF; Pulse Repetition Frequency) 重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲 (rate pulse)。在速率脉冲经过发送延迟部被赋予不同的发送延迟时间的状态下对发送脉冲器施加电压。即,发送延迟部对由速率脉冲器产生器产生的各速率脉冲赋予为了将从超声波探头 1 产生的超声波集束为波束 (beam) 状并决定发送指向性而所需的每个振子的发送延迟时间。发送脉冲器以基于该速率脉冲的定时 (timing),对超声波探头 1 施加驱动信号 (驱动脉冲)。

[0050] 驱动脉冲从发送脉冲器经由线缆 (cable) 传递到超声波探头 1 内的振子之后,在振子中从电信号变换为机械振动。该机械振动在生物体内部作为超声波而被发送。每个振子具有不同的发送延迟时间的超声波收敛而向规定方向传播。发送延迟部通过改变对各速率脉冲赋予的发送延迟时间,将来自振子面的发送方向任意地调整。发送部 11 对在超声波波束的发送中使用的振子的数量及位置 (发送开口)、和与构成发送开口的各振子的位置相应的发送延迟时间进行控制,从而赋予发送指向性。

[0051] 另外,发送部 11 为了基于后述的控制部 18 的指示而执行规定的扫描序列 (scan sequence),具有能够将发送频率、发送驱动电压等瞬时变更的功能。特别是,发送驱动电压的变更通过能够瞬间切换其值的线性放大器 (linear amplifier) 型的发送电路、或将多个电源单元 (unit) 电切换的机构来实现。

[0052] 超声波探头 1 所发送的超声波的反射波到达超声波探头 1 内部的振子之后,在振子中从机械振动变换为电信号 (反射波信号),输入到接收部 12。

[0053] 接收部 12 基于后述的控制部 18 的指示,对超声波接收中的接收指向性进行控制。即,接收部 12 是接收波束形成器。图 2 是用于说明第 1 实施方式的接收部的结构例的图。例如,如图 2 所示,接收部 12 具有前置放大器 (pre-amplifier) 121、A/D (Analog/Digital) 变换部 122、接收延迟部 123、制作部 124、整相加法 (phasing addition) 部 125 等,对超声波探头 1 所具有的各振子产生的反射波信号进行各种处理,生成每个接收扫描线的反射波数据 (接收信号)。例如如图 2 所示,反射波数据通过后述的 B 模式处理部 13、图像生成部 15 的处理,变换为超声波图像数据 (B 模式图像数据),输出到监视器 2。

[0054] 前置放大器 121 将反射波信号按每个通道 (channel) 进行放大并进行增益 (gain) 调整。A/D 变换部 122 对增益修正后的反射波信号进行 A/D 变换,从而将增益修正后的反射波信号变换为数字数据。接收延迟部 123 对数字数据 (digital data) 施加决定接收指向性所需的接收延迟 (接收延迟时间)。即,接收延迟部 123 对各振子的输出信号施加接收延迟时间,从而将来自接收扫描线的同一采样点的信号输入到整相加法部 125。像这样,接收部 12 通过对反射波的接收中使用的振子的数量以及位置 (接收开口) 和与构成接收开口的各振子的位置相应的接收延迟时间进行控制,赋予接收指向性。另外,接收延迟时间与振子的位置一起根据接收焦点的位置而不同。

[0055] 此外,接收部 12 能够执行 DVAF (Dynamic Variable Aperture Focus) 法。在进行 DVAF 法的情况下,接收部 12 在接收从近处返回的信号时,减小接收开口宽度而使近距离的接收波束变细。此外,在进行 DVAF 法的情况下,接收部 12 在接收从远处返回的信号时,由于接收开口宽度越大则使用越强的焦点 (focus),因此根据距离来增大接收开口宽度。该接收开口宽度通过预先设定的“F-number”来设定。另外,“F-number”是由接收焦点的深度与接收开口宽度之比定义的值,能够由操作者任意地变更。接收部 12 在进行 DVAF 法的情况下,根据“F-number”,变更各深度位置的接收开口宽度。具体而言,接收部 12 将由接收焦点位置和“F-number”决定的接收开口宽度的接收开口设定为接收扫描线成为中心。

[0056] 整相加法部 125 进行由接收延迟部 123 赋予了接收延迟时间的反射波信号 (数字数据) 的加法处理 (整相加法处理)。即,整相加法部 125 将接收开口的各振子接收到的来自同一采样 (sample) 点的信号相加。通过整相加法部 125 的加法处理,加强来自与反射波信号的接收指向性相应的方向的反射成分。整相加法部 125 输出的信号作为反射波数据

(接收信号)输出到后级的处理部。

[0057] 在此,接收部 12 进行接收变迹 (apodization)。即,整相加法部 125 通过开口函数(变迹函数)对来自接收开口的各振子接收到的同一采样点的信号进行加权之后,进行整相加法处理。该开口函数由图 2 所示的制作部 124 通过后述的控制部 18 的控制制作。开口函数(接收开口函数)是按每个振子的位置设定了权重的函数。

[0058] 整相加法部 125 通过由制作部 24 制作的开口函数对由构成接收开口的多个元件分别接收到的信号进行加权之后整相相加。在此,接收部 12 在进行 DVAF 法的情况下,与接收开口宽度的调整一起进行接收灵敏度的修正。此外,在进行 DVAF 法的情况下,制作部 124 根据深度位置而开口宽度不同的每个接收开口,制作开口函数。关于在第 1 实施方式中制作部 124 制作的开口函数,在后面详述。

[0059] 在此,对来自整相加法部 125 的输出信号的形态而言,能够选择该输出信号为被称为 RF(Radio Frequency)信号或 IQ 信号的包含相位信息的信号的情况、该输出信号为包络线检波处理后的振幅信息的情况等各种形态。

[0060] B 模式处理部 13 对由接收部 12 生成并输出的接收信号即反射波数据进行对数放大、包络线检波处理、对数压缩等,生成将每个采样点的信号强度(振幅强度)通过亮度的明亮来表现的数据(B 模式数据)。

[0061] 多普勒处理部 14 对由接收部 12 生成并输出的接收信号即反射波数据进行频率解析,从而生成将位于扫描范围内的移动体的基于多普勒效应的运动信息提取的数据(多普勒数据)。具体而言,多普勒处理部 14 生成在多点上提取平均速度、分散值、功率(power)值等的多普勒数据,作为移动体的运动信息。在此,移动体例如是血流、心壁等的组织、造影剂。

[0062] 另外,本实施方式的超声波诊断装置能够执行对比度谐波成像(CHI:Contrast Harmonic Imaging)、组织谐波成像(THI:Tissue Harmonic Imaging)等谐波成像。

[0063] 例如,谐波成像中,执行将振幅调制(AM:Amplitude Modulation)法或相位调制(PM:Phase Modulation)法、AM 法以及 PM 法组合的称为 AMPM 法的影像法。AM 法、PM 法以及 AMPM 法中,对同一扫描线进行多次的振幅及相位不同的超声波发送。由此,接收部 12 在各扫描线生成多个反射波数据(接收信号)。接收部 12 或 B 模式处理部 13 对各扫描线的多个反射波数据(接收信号)进行与调制法相应的加减处理,从而提取谐波成分。并且,B 模式处理部 13 对谐波成分的反射波数据(接收信号)进行包络线检波处理等,生成 B 模式数据。

[0064] 例如进行 PM 法的情况下,发送部 11 根据由控制部 18 设定的扫描序列,在各扫描线上发送两次例如(-1,1)那样使相位极性反转的同一振幅的超声波。并且,接收部 12 生成基于“-1”的发送的接收信号和基于“1”的发送的接收信号。并且,接收部 12 或 B 模式处理部 13 将这两个接收信号相加。由此,生成基波成分被除去、主要残留了 2 次谐波成分的信号。并且,B 模式处理部 13 对该信号进行包络线检波处理等,生成 THI 的 B 模式数据、CHI 的 B 模式数据。

[0065] 此外,THI 中,使用接收信号所包含的 2 次谐波成分和差音成分进行影像化的方法被实用化。在使用差音成分的影像化法中,从超声波探头 1 发送例如对中心频率为“f1”的第 1 基波和中心频率为大于“f1”的“f2”的第 2 基波进行合成而得到的合成波形的发送超

声波。该合成波形是对彼此的相位被调整为产生和 2 次谐波成分具有相同的极性的差音成分的第 1 基波的波形与第 2 基波的波形进行合成而得到的波形。发送部 11 将合成波形的发送超声波使相位反转而例如发送 2 次。该情况下,接收部 12 生成与这 2 次发送分别对应的两个接收信号。并且,接收部 12 或 B 模式处理部 13 将这两个接收信号相加。由此,生成基波成分被除去、主要残留差音成分以及 2 次谐波成分的信号。并且,B 模式处理部 13 对该信号进行包络线检波处理等,生成 THI 的 B 模式数据。

[0066] 图像生成部 15 根据由 B 模式处理部 13 以及多普勒处理部 14 生成的数据生成超声波图像数据。即,图像生成部 15 根据由 B 模式处理部 13 生成的 B 模式数据,生成用亮度表示了反射波的强度的 B 模式图像数据。此外,图像生成部 15 根据由多普勒处理部 14 生成的多普勒数据,生成表示移动体信息的平均速度图像、分散图像、功率图像、或作为它们的组合图像的彩色多普勒图像数据。

[0067] 在此,图像生成部 15 一般将超声波扫描的扫描线信号串变换为以电视 (television) 等代表的视频格式 (video format) 的扫描线信号串 (扫描变换 (scan convert)),生成显示用的超声波图像数据。具体而言,图像生成部 15 根据超声波探头 1 的超声波的扫描形态进行坐标变换,从而生成显示用的超声波图像数据。此外,图像生成部 15 对超声波图像数据合成各种参数的字符信息、刻度、体标记 (body mark) 等。

[0068] 即,B 模式数据以及多普勒数据是扫描变换处理前的超声波图像数据,图像生成部 15 所生成的数据是扫描变换处理后的显示用的超声波图像数据。另外,B 模式数据以及多普勒数据被称为元数据 (Raw Data)。

[0069] 另外,作为超声波探头 1 使用机械 4D 探头或 2D 阵列探头的情况下,发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14 以及图像生成部 15 能够执行用于生成三维的超声波图像数据 (体数据 (volume data)) 的处理。例如,在对被检体 P 进行三维扫描的情况下,发送部 11 从超声波探头 1 发送三维的超声波波束。并且,接收部 12 根据由超声波探头 1 接收到的三维的反射波信号,生成三维的反射波数据。

[0070] 并且,B 模式处理部 13 根据三维的反射波数据生成三维的 B 模式数据。此外,多普勒处理部 14 根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。图像生成部 15 对由 B 模式处理部 13 生成的三维的 B 模式数据进行坐标变换,从而生成三维 B 模式图像数据。此外,图像生成部 15 对由多普勒处理部 14 生成的三维的多普勒数据进行坐标变换,从而生成三维多普勒图像数据。

[0071] 进而,图像生成部 15 为了生成用于通过监视器 2 显示体数据的各种二维图像数据,对体数据进行绘制 (rendering) 处理。作为图像生成部 15 所进行的绘制处理,例如有进行断面重构法 (MPR:Multi Planer Reconstruction) 而根据体数据生成 MPR 图像数据的处理。此外,作为图像生成部 15 所进行的绘制处理,例如有生成反映了三维信息的二维图像数据的体绘制 (VR:Volume Rendering) 处理。

[0072] 图像存储器 16 是将图像生成部 15 生成的图像数据进行存储的存储器。此外,图像存储器 16 还能够存储 B 模式处理部 13 及多普勒处理部 14 生成的数据。图像存储器 16 所存储的 B 模式数据及多普勒数据例如在诊断之后能够由操作者调出,经由图像生成部 15 成为显示用的超声波图像数据。

[0073] 内部存储部 17 存储用于进行超声波收发、图像处理以及显示处理的控制程序

(program)、诊断信息(例如,患者 ID、医生所见等)、诊断协议(protocol)、各种体标记等各种数据。例如,内部存储部 17 存储用于进行谐波成像的扫描序列等。此外,内部存储部 17 根据需要还被使用于图像存储器 16 所存储的数据的保管等。

[0074] 控制部 18 对超声波诊断装置的处理整体进行控制。具体而言,控制部 18 基于经由输入装置 3 从操作者输入的各种设定要求、从内部存储部 17 读入的各种控制程序以及各种数据,对发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14 以及图像生成部 15 的处理进行控制。此外,控制部 18 进行控制,以将图像存储器 16 所存储的显示用的超声波图像数据通过监视器 2 进行显示。另外,第 1 实施方式的控制部 18 中作为超声波收发的控制而进行接收变迹的控制,对此,在后面详述。

[0075] 以上,对第 1 实施方式的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。根据该结构,第 1 实施方式的超声波诊断装置进行 B 模式图像数据的生成显示。在此,以往,为了降低成为诊断的障碍的超声波图像(B 模式图像)的多重反射,进行了多种方法。作为该方法的一例,已知使用将改变了超声波收发的偏转角的多个 B 模式图像通过加法平均进行合成(compound:复合)的空间复合的方法。此外,还已知利用该方法,根据偏转角不同的多个 B 模式图像,推定多重反射回波成分的程度和位置,根据推定结果对加法平均时的权重进行自适应控制的方法。但是,在将偏转角不同的多个图像进行复合的上述方法中,由于基本因子的制约,无法避免将偏转角增大的情况下的振幅下降的影响。

[0076] 因此,作为降低多重反射的其他方法,还提出了以尽可能不包含多重反射成分的方式制作接收变迹的方法。该方法中,例如使用基于使接收开口的中央部分的权重为“0”的开口函数的接收变迹。以下,将使接收开口的中央部分的权重为“0”的方法记载为“前提方法”。但是,在该前提方法中,有时不能降低多重反射成分。在本实施方式中,说明用于消除该前提方法的课题的方法。

[0077] 以下,利用图 3~图 8 对上述的前提方法以及前提方法的课题进行说明之后,对由本实施方式的超声波诊断装置进行的接收变迹进行说明。图 3 及图 4 是用于说明前提方法的图,图 5~图 8 是用于说明前提方法的课题的图。

[0078] 图 3 所示的“A”表示在超声波探头 1 中在某接收扫描线上设定的接收开口。图 3 中,还一并表示从与接收开口 A 相同宽度的发送开口发送的超声波波束的形状。此外,图 3 中,用线段表示由于成为引起多重反射的重要原因的被检体 P 内的构造物而在扫描截面内在声阻抗上产生较大的差的“边界”。图 3 所示的一例中,发送超声波波束的焦点与“边界”的深度大致一致。

[0079] 此外,图 3 的左图中,用虚线表示上述的构造物所形成的“边界”引起的 1 次多重的状况。图 3 所示的一例中,发送超声波被“边界”反射的反射波到达超声波探头 1 的表面(探头表面)。并且,该反射波被探头表面反射之后,再次被“边界”反射并到达超声波探头 1 的表面。通过由此引起的 1 次多重而由接收开口 A 接收到的信号(多重反射信号)作为来自比“边界”深的位置的边界的信号而被显示。图 3 中,将作为多重反射信号来显示的线段表示为“多重信号”。

[0080] 此外,图 3 的右图中,示意地表示在构造物所形成的“边界”上被反射而由接收开口 A 接收的真的反射信号的主波束(main beam)、和正好在“多重信号”的位置上被反射而由接收开口 A 接收的多重反射信号的主波束。如图 3 的右图所示,反射信号的主波束与多

重反射信号的主波束的指向性为同一个方向。即,如图3的右图所示,这两个主波束的指向性为朝向接收开口A的中心与接收开口A垂直的方向。

[0081] 在此,通过以构造物附近的位置为接收焦点进行的接收延迟处理,来自构造物的反射信号的波面在构成接收开口A的全部振子中相位一致。对此,即使进行以构造物的位置为接收焦点进行的接收延迟处理,多重反射信号的波面也仅在接收开口A的中央部的有限范围的振子中相位一致。

[0082] 即,在进行接收延迟处理之后,将位于接收开口A的中央部的振子群以外的振子群所产生的接收信号即反射波信号整相相加,能够得到主要提取了来自构造物的真的信号。因此,在前提方法中,如图3所示,例如进行使用如下开口函数的接收变迹,该开口函数是使以接收开口A的中心位置(重心位置)为中心具有规定宽度的范围的权重为“0”、使该范围外的权重为“1”的开口函数。例如,规定宽度是接收开口宽度的一半的宽度。

[0083] 图4示出了通过通常的接收变迹得到的体模(phantom)的B模式图像数据配置在左侧,通过上述前提方法的接收变迹得到的相同的体模的B模式图像数据配置在右侧的画面。另外,在通常的接收变迹中,例如设定使接收开口A的中央部的权重大于接收开口A的中央部以外的部分的权重的开口函数。例如,在通常的接收变迹中,使用通过“汉明窗(Hamming Window)”给出权重的开口函数。在此,图4的摄影中使用的体模是在深度120mm附近配置了形成边界的强反射体、在比该强反射体深的位置配置了多个线(wire)的体模。图4的左侧的B模式图像数据中,强反射体的多重伪影(artifact)发生在深度240mm附近。另一方面,图4的右侧的B模式图像数据中,强反射体的多重伪影大致未被除去。即,图4示出了通过前提方法在接收开口A的中央部使权重大致为0,从而能够除去与通过以往方法拍摄的B模式图像数据重叠的多重信号。

[0084] 但是,上述的前提方法在图3中例示的情况下是有效的。即,图3所示的一例中,“被检体P内的构造物的边界与探头表面平行”,并且“超声波收发的方向相对于探头表面为垂直方向”,因此“反射信号的主波束的指向性与多重反射信号的主波束的指向性成为相同方向”,“多重反射信号的接收位置与反射信号的接收位置同样为接收开口的大致中央部”。在满足该条件的情况下,进行上述的前提方法,使开口中央部分的权重为“0”,从而能够除去多重信号。

[0085] 但是,上述的前提方法如图5所示,若构造物的边界相对于探头表面倾斜,则有时并不是有效的。图5中例示了在使发送波束的方向相对于探头表面为垂直方向、但构造物的边界相对于探头表面倾斜的情况下发生的一次多重反射。此外,上述的前提方法如图6所示,若使发送波束转向,则有时不是有效的。图6例示了在探头表面与构造物的边界平行、但使发送波束的方向为相对于探头表面倾斜的方向的情况下发生的一次多重反射。

[0086] 如图5的左图以及图6的左图所示,构造物的边界的反射信号相对于探头表面倾斜地入射。因此,若发生多重反射,则由于倾斜(构造物的边界的倾斜,或发送波束的倾斜),多重反射信号被比接收到构造物的反射信号的振子的位置更靠端侧的位置的振子接收。即,如图5的右图以及图6的右图所示,由于构造物的边界的倾斜或发送波束的倾斜,来自构造物的反射信号的主波束的指向性与多重信号的主波束的指向性不一致。

[0087] 像这样,若反射信号的主波束的指向性与多重信号的主波束的指向性不同,则发生图5以及图6中例示的现象。图5以及图6所示的一例中,来自构造物的反射信号在权重

为“0”的振子位置上被接收。但是,在图 5 以及图 6 所示的一例中,由于发送波束的方向与表示构造物的边界的方向的相对关系,多重反射信号在存在权重的振子位置上被接收。因此,在图 5 以及图 6 所示的情况下,若采用在包含接收开口 A 的中心位置的范围内使权重大致为“0”的前提方法,则来自构造物的反射信号由于权重为“0”而变弱,结果,在多重反射信号完全没有降低的状态下,进行影像化。

[0088] 图 7 的左侧的图像与图 4 的左侧的图像同样表示通过通常的接收变迹得到的体模的 B 模式图像数据。此外,图 7 的右侧的图像表示在图 6 所示的“探头表面与构造物的边界平行,但发送波束的方向为相对于探头表面倾斜的方向”的条件下,通过使接收开口中央部的权重为“0”的接收变迹得到的同一体模的 B 模式图像数据。

[0089] 比较图 7 的左右图像可知,在双方图像中,由多重反射信号引起的伪影大致同样地发生,即使采用前提方法也依然发生图像恶化。

[0090] 进而,上述的前提方法中,有图像的方位分辨率下降的情况。例如,若比较图 4 的左右图像,则与没有采用前提方法的左侧的图像相比,采用前提方法的右侧的图像中线的方位分辨率下降。即,若采用前提方法,则图 4 的右侧的 B 模式图像数据中,线向方位方向扩展而描绘。该方位分辨率的下降在表示前提方法并不有效地作用的一例的图 7 的右侧的 B 模式图像数据中也发生。

[0091] 关于发生该问题的重要原因,利用图 8 进行说明。图 8 的上图中,横轴表示超声波探头 1 所具有的各振子的位置,纵轴表示开口函数的权重。此外,图 8 的上图中,用“ON”表示设定为接收开口的范围,用“闭 (OFF)”表示未被设定为接收开口的范围。并且,图 8 的上图表示如上所述在接收开口的中央部设定权重“0”、在接收开口的中央部的范围外设定权重“1”的开口函数。

[0092] 在此,已知焦点附近的音场(振幅分布)是通过开口函数的傅里叶(Fourier)变换提供的。图 8 的下图表示对图 8 的上图所示的开口函数进行傅里叶变换而得到的焦点音场。具体而言,图 8 的下图表示焦点处的音场分布。更具体而言,图 8 的下图表示焦点处的方位方向上的音场分布。

[0093] 如图 8 的下图所示,可知通过使用使接收开口中央部的权重为“0”的开口函数,在焦点附近的音场分布中“主瓣(main-lobe)/旁瓣(side-lobe)比”上升。即,在图 8 的下图中示出,若使用使接收开口中央部的权重为“0”的开口函数,则旁瓣相对于主瓣相对地上升。结果,如图 4 及如图 7 所示,通过使用了前提方法的影像化而得到的 B 模式图像数据中,方位分辨率下降。另外,上述多种问题在基于 THI 的 B 模式图像数据中同样发生。

[0094] 因此,第 1 实施方式的超声波诊断装置为了降低多重反射进行以下的处理。首先,图 1 所示的控制部 18 基于以下所示的三个参数的至少一个,选择由在规定的的一个方向上排列的振子群构成的接收开口的至少一个振子。第一个参数是向被检体 P 发送的超声波的偏转角。第二个参数是规定的的一个方向与表示被检体 P 内的构造物的边界的方向所成的角。第三个参数是相对于与振子群的中央相交的规定的的一个方向的法线方向垂直的方向与表示边界的方向所成的角。第二个参数是适用于超声波探头 1 为线性型超声波探头的情况的参数。另一方面,第三个参数是适用于超声波探头 1 为凸面型超声波探头的情况的参数。关于这些参数,在后面详述。

[0095] 例如,控制部 18 为了基于上述三个参数中的至少一个来选择接收开口的至少一

个振子,计算接收开口中接收多重反射成分的接收位置。作为一例,控制部 18 计算接收开口中接收多重反射的主波束的接收位置。具体而言,控制部 18 基于超声波收发的方向(收发波束的方向)和成为多重反射的重要原因的构造物的方向,计算上述的接收位置。更具体而言,控制部 18 基于由收发波束的方向与构造物的方向所成的角度引起的多重反射为镜面反射的假定,计算接收开口中接收多重反射成分(例如,多重反射的主波束)的接收位置。并且,控制部 18 选择与计算的接收位置对应的至少一个振子。例如,控制部 18 在超声波探头 1 为线性型超声波探头的情况下,基于第一个参数和第二个参数,选择至少一个振子。此外,例如,控制部 18 在超声波探头 1 为凸面型超声波探头的情况下,基于第一个参数和第三个参数,选择至少一个振子。

[0096] 并且,通过控制部 18 的控制,接收部 12 作为进行以下说明的处理的处理部发挥功能。作为处理部的接收部 12 对接收开口中产生的多个接收信号之中的至少一个接收信号执行处理,以成为由控制部 18 选择的“接收开口的至少一个振子”所产生的接收信号的信号强度降低为比构成接收开口的多个振子之中的“至少一个振子”以外的振子所产生的接收信号的信号强度低的状态。并且,接收部 12 输出接收开口的接收信号。以下将接收部 12 进行的处理有时记载为“降低处理”。

[0097] 例如,控制部 18 将包含所选择的至少一个振子的范围设定为降低范围。降低范围是以由控制部 18 计算出的接收位置为基准的范围。例如,降低范围是以由控制部 18 计算出的接收位置为重心的范围。接收部 12 执行降低处理以成为在降低范围内接收的信号的信息比在接收开口之中的降低范围外接收的信号的信息降低的状态,并输出接收开口的接收信号。以下,有时将“降低范围”记载为“范围”,将“降低范围内”记载为“范围内”,将“降低范围外”记载为“范围外”。并且,图像生成部 15 基于上述的接收开口的接收信号,生成超声波图像数据。

[0098] 具体而言,通过控制部 18 的控制,图 2 所示的制作部 124 制作将包含由控制部 18 选择的至少一个振子的范围内的权重降低为比范围外的权重低的开口函数。更具体而言,制作部 124 通过使范围内(降低范围内)的权重大致为零来制作开口函数。制作部 124 所制作的开口函数设定到整相加法部 125。

[0099] 并且,整相加法部 125 将通过开口函数对构成接收开口的多个振子各自产生的接收信号(反射波信号)进行加权之后整相相加而得到的信号作为接收开口的接收信号来输出。具体而言,整相加法部 125 将构成接收开口的多个振子群各自产生并被实施了接收延迟处理后的信号通过开口函数进行加权之后相加而得到接收开口的接收信号。整相加法部 125 按每个接收扫描线进行该处理,并将扫描范围内的反射波数据依次向 B 模式处理部 13 输出。由此,B 模式处理部 13 生成扫描范围内的 B 模式数据,图像生成部 15 根据从 B 模式处理部 13 取得的扫描范围内的 B 模式数据生成 B 模式图像数据。另外,上述的处理不仅适用于通常的 B 模式摄影,还能够适用于各种基于 THI 的 B 模式摄影。此外,上述的处理能够适用于由作为 1D 阵列探头的线性型超声波探头、凸面型超声波探头、扇(sector)型超声波探头进行的全部二维扫描。此外,上述的处理还能够适用于使用机械 4D 探头或 2D 阵列探头进行三维扫描的情况。

[0100] 即,第 1 实施方式中,设定开口函数以使在接收开口降低权重的位置(例如,使权重大致为“0”的位置)总是向接收多重反射信号的位置移动,来进行接收变迹。在此,通过

假设由超声波收发的方向与表示构造物的边界的方向所成的角度引起的多重反射是由镜面反射引起,能够计算在接收开口接收反射信号或多重反射信号的位置。

[0101] 因此,第1实施方式中,基于由超声波收发的方向和表示构造物的边界的方向引起的镜面反射,计算接收多重反射成分(例如,多重反射的主波束)的位置,在以计算出的位置为基准(例如,重心)的规定范围内设定降低了权重的开口函数。图9是表示第1实施方式的概要的图。

[0102] 图9的左图是与图6相同的图,表示由构造物形成的边界为水平、使收发波束倾斜的一例。第1实施方式的控制部18根据表示构造物的边界的方向和收发波束的方向,计算在接收开口A接收多重反射的主波束的接收位置(振子的位置)。并且,第1实施方式的控制部18使制作部124制作使权重为“0”的范围的重心位置向从“接收开口A的中心位置”向“计算出的接收位置”移位的开口函数。由此,本实施方式中,能够得到将多重反射成分大幅除去、残留真的反射成分的接收信号。

[0103] 以下,有时将在第1实施方式中进行的接收变迹记载为“移位(shift)型接收变迹”,将在上述的前提方法中进行的接收变迹记载为“固定型接收变迹”。

[0104] 移位型接收变迹通过由控制部18取得利用图10A、图10B、图10C以及图10D说明的参数来执行。图10A、图10B、图10C以及图10D是用于说明第1实施方式中使用的参数的图。

[0105] 图10A中,用x轴表示根据排列振子群的规定的一个方向定义的轴。如图10B的上图所示,振子群排列成直线状的线性型超声波探头进行一边使发送开口移动,一边在发送开口之间发送平行的超声波波束的线性扫描。在使用线性型超声波探头的情况下,如图10B的下图所示,x轴方向为“排列振子群的规定的一个方向”。另一方面,如图10C所示,振子群排列成圆弧状的凸面型超声波探头进行一边使发送开口移动,一边以扇状发送超声波波束的偏移(offset)扇型扫描。在使用凸面型超声波探头的情况下,如图10C所示,x轴方向为相对于与振子群的中央相交的规定的一个方向的法线方向垂直的方向。

[0106] 此外,图10A中,用向下箭头表示与x轴正交且穿过接收开口的中心位置的y轴方向(即,深度方向)。在凸面型超声波探头的情况下,y轴方向为上述的法线方向。以下,以接收开口(以及发送开口)的中心位置为原点(0,0)进行说明。

[0107] 此外,图10A中示出了将超声波波束的发送方向与y轴方向所成的角度“ θ_t ”作为上述第一个参数“超声波的偏转角”的一例来使用的情况。线性型超声波探头中,如图10D的右图所示,从各发送开口发送的超声波波束以相同角度偏转,因此“超声波的偏转角”容易被定义为超声波波束的发送方向与y轴的方向所成的角度。

[0108] 另一方面,凸面型超声波探头中,如图10C所示,超声波波束不偏转的情况下,超声波波束的发送方向也按每个发送开口而不同,偏转角的定义也与线性型超声波探头不同。以下,利用图10D对由凸面型超声波探头进行的超声波的偏转进行说明。图10D的上图例示了振子群沿着以基点P0为中心的曲率半径R的圆弧L排列的凸面型超声波探头。图10D的上图所示的凸面型超声波探头将以基点P0为中心以扇状扩散的超声波波束以像角 Θ 发送。若 Θ 的单位为弧度,则圆弧L的长度为 $R \times \Theta$ 。

[0109] 并且,在从凸面型超声波探头发送转向(steering)波束的情况下,如图10D的下图所示,基点P0以圆弧L的中心位置Q为中心,沿着以线段PQ为半径的圆M移动。在图

10D 的下图中,将基点 P0 沿着圆 M 移动了偏转角“ θ_t ”后的点用 P' 表示。并且,凸面型超声波探头如图 10 的下图所示,以点 P' 为中心以扇状发送转向波束。凸面型超声波探头中,如上所述定义超声波的偏转角。

[0110] 此外,图 10A 中,将 x 轴方向与表示构造物的边界的方向所成的角度表示为“ θ_o ”。角度“ θ_o ”是表示示出构造物的边界的方向的参数的一例,是与上述的“第二个参数或第三个参数”对应的角度。此外,图 10A 所示的“d”表示在以角度“ θ_o ”倾斜的构造物所形成的边界上以角度“ θ_t ”发送的超声波波束最初被反射的位置的深度。即,图 10A 所示的“d”表示在扫描线上构造物所处的深度。

[0111] 并且,图 10A 所示的“X”表示从接收开口的中心位置例如到在接收开口接收多重反射的主波束的接收位置的距离。即,“X”是作为在降低范围的设定中使用的基准的接收位置,例如为在开口函数中使权重大致为“0”的振子群所占的范围的重心位置(中心位置)。控制部 18 例如通过对由角度“ θ_t ”和角度“ θ_o ”定式化的函数 $F(\theta_t, \theta_o)$ 乘以“d”来计算“X”,选择位于“X”的“至少一个振子”。另外,关于该 $F(\theta_t, \theta_o)$,在后面利用数学式进行详细说明。

[0112] 以下,利用图 11 ~ 图 16 以及数学式对在第 1 实施方式的控制部 18 的控制下进行的移位型接收变迹的一例进行说明。图 11 ~ 图 16 是用于说明第 1 实施方式的控制部所进行的处理的图。

[0113] 首先,对图 10A 所示的各种参数的取得方法进行说明。由于进行超声波收发的控制,因此控制部 18 能够取得表示收发波束的方向的偏转角“ θ_t ”。即,控制部 18 根据在超声波扫描前设定的各种收发条件,取得偏转角“ θ_t ”。

[0114] 此外,控制部 18 通过以下说明的多种方法取得 x 轴方向与构造物的边界的方向所成的角度“ θ_o ”。在最简单的方法中,控制部 18 取得预先初始设定为角度“ θ_o ”的值。例如,控制部 18 从内部存储部 17 中存放的设定值取得“ $\theta_o = 0$ ”或“ $\theta_o = 3$ ”等。在该情况下,操作者例如根据检查部位等信息,能够将初始设定的“ θ_o ”的值变更为任意的值。

[0115] 或者,使用将实际进行超声波扫描的扫描范围以通常的 B 模式拍摄而得到的超声波图像数据来取得表示构造物的方向的角度“ θ_o ”。在该情况下,控制部 18 基于参照了预先得到的超声波图像数据的操作者输入的信息,取得表示构造物的边界的方向。例如,如图 11 所示,控制部 18 将通过预摄影而事先得到的 B 模式图像数据显示在监视器 2 上。图 11 中例示的 B 模式图像数据中,描绘了与倾斜的血管壁对应的“信号”,进而描绘了与由浅位置的血管壁引起的多重反射对应的“多重信号”。另外,图 11 中例示的 B 模式图像数据中,与由深位置的血管壁引起的多重反射对应的“多重信号”衰减,或根据显示深度而没有描绘。操作者使用角度计测用的工具测定成为多重信号的重要原因的浅位置的血管壁的倾斜。

[0116] 例如,如图 11 所示,操作者旋转输入装置 3 所具有的角度计测用的捏手 31 来计测“信号”的角度。控制部 18 将操作者用捏手 31 计测的角度作为 x 轴方向与表示构造物的边界的方向所成的角度“ θ_o ”来取得。

[0117] 在此,手动测定表示构造物的边界的方向对操作者来说是费事的处理,因此控制部 18 也可以自动取得表示构造物的边界的方向。在被指定了角度“ θ_o ”的取得处理的自动化的情况下,控制部 18 对预先得到的超声波图像数据进行解析,推定表示构造物的边界的方向。在此,控制部 18 如图 12 所示,作为预先得到的超声波图像数据的解析处理而进行边

缘 (edge) 检测或主成分分析, 推定 x 轴方向与表示构造物的边界的方向所成的角度“ θ_0 ”。另外, 图 12 所示的 B 模式图像数据是与图 11 所示的 B 模式图像数据相同的图像。例如, 控制部 18 进行图 12 所示的 B 模式图像数据的边缘加强处理而取得法线矢量 (vector), 根据所取得的法线矢量检测边缘。并且, 控制部 18 根据检测到的边缘的方向推定角度“ θ_0 ”。上述的方法只是一例, 控制部 18 也可以通过多种公知的方法推定角度“ θ_0 ”。

[0118] 在此, 在通过图像信息的检测处理进行角度“ θ_0 ”的推定的情况下, 为了减轻负荷, 控制部 18 也可以进行以下的处理。即, 控制部 18 在规定的深度附近的区域对预先取得的超声波图像数据进行解析。换言之, 控制部 18 仅限于对事先拍摄的 B 模式图像数据设定的关注区域 (ROI: Region Of Interest), 进行图像信息的检测处理。例如, ROI 由参照了 B 模式图像数据的操作者设定。

[0119] 或者, 为了减轻操作者的负担, 控制部 18 也可以自动设定 ROI。例如, 控制部 18 使用位于图像中央的深度, 作为用于 ROI 的自动设定的规定深度。通常, 在图像中央描绘的区域是在图像诊断中特别关注的区域。因此, 控制部 18 为了避免在图像中央描绘出多重信号, 以图像中央为中心自动设定 ROI。

[0120] 或者, 控制部 18 使用从超声波探头 1 的抵接面起检查对象的组织所处的深度, 作为用于 ROI 的自动设定的规定深度。例如, 控制部 18 根据事先输入的与检查相关的信息, 取得检查对象的组织为“颈动脉”。通常, 从超声波探头 1 的抵接面起颈动脉所处的深度为“10mm”附近。例如, 内部存储部 17 存储按检查对象的每个组织设定了该组织所处的代表性的深度的表 (table)。控制部 18 参照该表, 取得与从检查信息取得的组织建立对应的深度, 设定 ROI。像这样, 控制部 18 为了避免在描绘检查对象的组织的区域描绘多重信号, 以检查对象的组织所处的深度为中心自动设定 ROI。

[0121] 或者, 控制部 18 使用发送焦点的位置, 作为用于 ROI 的自动设定的规定深度。以发送焦点的位置为中心的区域也是在图像诊断中特别关注的区域。因此, 控制部 18 为了避免在包含发送焦点的位置的区域描绘出多重信号, 以发送焦点的深度位置为中心自动设定 ROI。

[0122] 并且, 第 1 实施方式的控制部 18 如以下说明的那样不取得在扫描线上构造物所处的深度“d”, 来计算接收位置。具体而言, 第 1 实施方式中, 控制部 18 假设构造物位于在接收扫描线上设定的多个接收焦点的各个深度, 来计算接收位置。对此, 使用图 13 进行说明。

[0123] 例如, 如图 13 所示, 控制部 18 将扫描线上的接收焦点的深度“ d_1 、 d_2 、 d_3 、 d_4 、...”设为用于计算接收位置的“d”。在此, 控制部 18 进行根据接收焦点的位置来对接收开口的宽度进行变更的控制。即, 控制部 18 使接收部 12 执行上述的 DVAF 法。并且, 控制部 18 为了在各接收焦点下的接收开口中选择至少一个振子, 计算接收位置。另外, 控制部 18 在各接收扫描线上计算各接收焦点下的接收开口中的接收位置。

[0124] 图 13 中, 将通过 DVAF 法设定的各接收焦点下的接收开口配置在相应的接收焦点的深度而示出。根据接收焦点的深度“d”和“F-number”, 将接收开口的开口宽度扩大的宽度 (L) 为“ $L = d/F\text{-number}$ ”。

[0125] 在此, 图 13 所示的“ L_0 ”是在深度“0”给出的开口宽度的初始值。图 13 中, 设为“F-number = 1”。因此, 如图 13 所示, 深度“ d_1 ”处的开口宽度为“ $d_1 + L_0$ ”。同样, 如图 13 所示, “ d_2 、 d_3 、 d_4 ”各处的开口宽度为“ $d_2 + L_0$ 、 $d_3 + L_0$ 、 $d_4 + L_0$ ”。另外, DVAF 法中, 接收开口从开口

中心向两端延伸,因此在配置了各接收焦点下的接收开口的图 13 中,经过接收开口的端点的直线的斜率为“ $F\text{-number}/2 = 1/2$ ”。

[0126] 并且,如图 13 所示,控制部 18 通过“ $l_0 = d_1 \cdot F(\theta_t, \theta_0)$ ”计算深度“ d_1 ”处的接收位置“ $X = l_0$ ”。此外,如图 13 所示,控制部 18 将“ d_2 、 d_3 、 d_4 ”各处的接收位置利用比例关系计算为“ $(d_2/d_1) \cdot l_0$ 、 $(d_3/d_1) \cdot l_0$ 、 $(d_4/d_1) \cdot l_0$ ”。另外,图 13 中示出了根据角度“ θ_t ”与角度“ θ_0 ”的关系,多重反射成分(例如,多重反射的主波束)在接收开口中央部右侧的位置上被接收。

[0127] 制作部 124 基于控制部 18 计算出的各接收焦点下的接收开口中的接收位置,制作降低了包含该接收位置的范围中的权重的开口函数,并通知给整相加法部 125。

[0128] 接着,利用图 14~图 16 以及数学式详细说明接收位置的计算方法。图 14 中示出在以角度“ θ_t ”发送的超声波波束以“ θ_0 ”倾斜的边界上最初到达的位置(以下 P1)为 (x_1, d) 。此外,图 14 中示出通过基于角度“ θ_t ”和角度“ θ_0 ”的镜面反射,在 P1 反射的反射波在探头表面上的接收位置(以下 P2)为 $(x_1+x_2, 0)$ 。此外,图 14 中示出通过基于角度“ θ_t ”和角度“ θ_0 ”的镜面反射,在 P2 反射的反射波再次到达边界的位置(以下 P3)为 $(x_1+x_2+x_3, d+d')$ 。此外,图 14 中示出通过基于角度“ θ_t ”和角度“ θ_0 ”的镜面反射,在 P3 反射的反射波在探头表面上的接收位置(以下 P4)为 $(x_1+x_2+x_3+x_4, 0)$ 。

[0129] 通过移位型接收变迹计算出的图 10A 所示的“X”、即在开口函数中使权重大致为“0”的振子群所占的范围的重心位置“X”如图 14 以及以下的式(1)所示,为“ $x_1+x_2+x_3+x_4$ ”。

[0130] 【数学式 1】

$$[0131] \quad X = x_1 + x_2 + x_3 + x_4 \cdots (1)$$

[0132] 首先,“从原点向 P1 的方向与深度方向所成的角度”如图 14 所示为“ θ_t ”。此外,通过假设为由角度“ θ_t ”和角度“ θ_0 ”引起的反射为镜面反射的几何学计算,“从 P1 向 P2 的方向与深度方向所成的角度”以及“从 P2 向 P3 的方向与深度方向所成的角度”如图 14 所示,为“ $\theta_t + 2\theta_0$ ”。此外,通过同样的几何学计算,“从 P3 向 P4 的方向与深度方向所成的角度”如图 14 所示,为“ $\theta_t + 4\theta_0$ ”。

[0133] 首先,根据“ θ_t ”和“ d ”,控制部 18 通过以下的式(2)计算“ x_1 ”。此外,控制部 18 通过以下的式(3),根据“ $\theta_t + 2\theta_0$ ”和“ d ”计算“ x_2 ”。

[0134] 【数学式 2】

$$[0135] \quad x_1 = d \cdot \tan(\theta_t) \cdots (2)$$

[0136] 【数学式 3】

$$[0137] \quad x_2 = d \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdots (3)$$

[0138] 另一方面,根据“ $\theta_t + 2\theta_0$ ”、“ d ”和“ d' ”,“ x_3 ”能够用以下的式(4)表示。此外,根据“ $\theta_t + 4\theta_0$ ”、“ d ”和“ d' ”,“ x_4 ”能够用以下的式(5)表示。

[0139] 【数学式 4】

$$[0140] \quad x_3 = (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \\ [0141] \quad = x_2 + d' \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdots (4)$$

[0142] 【数学式 5】

$$[0143] \quad x_4 = (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 4\theta_0) \cdots (5)$$

[0144] 并且,“ d' ”能够用以下的式(6)表示。

[0145] 【数学式 6】

$$[0146] \quad d' = (x_2 + x_3) \cdot \tan(\theta_0)$$

$$[0147] \quad = (2x_2 + d' \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0)) \cdot \tan(\theta_0) \cdots (6)$$

[0148] 在此,若展开式 (6),则为以下所示的式 (7)。

[0149] 【数学式 7】

$$[0150] \quad d' (1 - \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0)) = 2x_2 \cdot \tan(\theta_0) \cdots (7)$$

[0151] 若使用式 (8) 所示的三角函数的加法定理,则式 (7) 的左边所的“ $1 - \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0)$ ”成为以下所示的式 (9) 的右边。

[0152] 【数学式 8】

$$[0153] \quad \tan(\alpha + \beta) = \frac{\tan \alpha + \tan \beta}{1 - \tan \alpha \tan \beta} \cdots (8)$$

[0154] 【数学式 9】

$$[0155] \quad 1 - \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) = [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)] / \tan(\theta_0 + 3\theta_0) \cdots (9)$$

[0156] 通过将式 (9) 代入到式 (7),如以下的式 (10) 所示,“ d' ”能够根据“ x_2 ”、“ θ_t ”和“ θ_0 ”来计算。

[0157] 【数学式 10】

$$[0158] \quad d' = 2x_2 \cdot \tan(\theta_0) \tan(\theta_t + 3\theta_0) / [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)] \cdots (10)$$

[0159] 由此,“ x_3 ”能够通过以下的式 (11) 计算,“ x_4 ”能够通过以下的式 (12) 计算。

[0160] 【数学式 11】

$$[0161] \quad x_3 = (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0)$$

$$[0162] \quad = x_2 \cdot (1 + 2 \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) \cdot \tan(\theta_t + 3\theta_0) / [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)]) \cdots (11)$$

[0163] 【数学式 12】

$$[0164] \quad x_4 = (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 4\theta_0)$$

$$[0165] \quad = x_2 \cdot (1 + 2 \cdot \tan(\theta_t + 4\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) \cdot \tan(\theta_t + 3\theta_0) / [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)]) \cdots (12)$$

[0166] 控制部 18 通过上述的方法取得角度“ θ_t ”和角度“ θ_0 ”,代入接收焦点的深度“ d ”,由此通过式 (2) 以及式 (3) 计算“ x_1 ”以及“ x_2 ”。并且,控制部 18 使用计算出的“ x_2 ”、“ θ_t ”和“ θ_0 ”,通过式 (11) 以及式 (12) 计算“ x_3 ”以及“ x_4 ”。并且,控制部 18 计算“ $x_1 + x_2 + x_3 + x_4$ ”而取得接收位置“ X ”。另外,从式 (2)、式 (3)、式 (11) 以及式 (12) 可知,关于“ $X = x_1 + x_2 + x_3 + x_4$ ”,能够将“ d ”作为公因数提出来,用利用角度“ θ_t ”和角度“ θ_0 ”表现的函数 $F(\theta_t, \theta_0)$ 与“ d ”的积进行定式化。控制部 18 将通过将取得的角度“ θ_t ”和角度“ θ_0 ”代入到 $F(\theta_t, \theta_0)$ 而得到的值与任意的深度“ d ”的值相乘,从而计算在各接收焦点设定的接收开口处的接收位置“ X ”,选择位于接收位置“ X ”的至少一个振子。

[0167] 在此,上述计算方法在图 15 或图 16 所示的情况下能够简化。图 15 所示的一例例示了利用将“ $\theta_0 = 0$ ”代入到 $F(\theta_t, \theta_0)$ 而得到的 $F(\theta_t, 0)$ 求出“ X ”的情况。图 15 所示的一例中例示了通过上述的初始设定设定了“ $\theta_0 = 0$ ”,因此实际上由构造物形成的边界向角度“ θ_0 ”的方向倾斜,但设“ $\theta_0 = 0$ ”来求出“ X ”的情况。换言之,图 15 所示的一例例示了在设想构造物的边界与 x 轴平行的超声波检查中,仅以作为第一个参数的超声波的偏转

角进行移位型接收变迹的情况。

[0168] 在该情况下,“ x_1 ”、“ x_2 ”、“ x_3 ”以及“ x_4 ”仅根据将发送波束转向的角度“ θ_t ”,如以下的式(13)所示全部为“ $d \cdot \tan(\theta_t)$ ”。

[0169] 【数学式 13】

$$[0170] \quad \left. \begin{array}{l} x_1 = d \cdot \tan(\theta_t) \\ x_2 = d \cdot \tan(\theta_t) \\ x_3 = d \cdot \tan(\theta_t) \\ x_4 = d \cdot \tan(\theta_t) \end{array} \right\} \cdots(13)$$

[0171] 即,向作为构造物的方向的方向的“ $\theta_o = 0$ ”以角度“ θ_t ”转向的发送波束在($d \cdot \tan(\theta_t)$, d)的位置反射而在($2d \cdot \tan(\theta_t)$, 0)的位置上被接收。此外,在多重反射信号的情况下,在探头表面上再一次反射并进一步被构造物反射而接收,因此在从发送波束的中心位置(开口中心位置)错开“ $4d \cdot \tan(\theta_t)$ ”的位置上被接收。

[0172] 即,在进行了假定为“ $\theta_o = 0$ ”的初始设定的情况下,控制部 18 通过以下的式(14),将降低加权的范围的重心位置即接收位置“ X ”计算为“ $4d \cdot \tan(\theta_t)$ ”。

[0173] 【数学式 14】

$$[0174] \quad X = 4d \cdot \tan(\theta_t) \cdots (14)$$

[0175] 另外,控制部 18 在从操作者取得的测定值或通过图像信息的检测处理取得的值为“ $\theta_o = 0$ ”情况下也同样计算为“ $X = 4d \cdot \tan(\theta_t)$ ”。

[0176] 此外,图 16 所示的一例例示了没有将发送波束偏转,因此控制部 18 利用将“ $\theta_t = 0$ ”代入到 $F(\theta_t, \theta_o)$ 而得到的值求出“ X ”的情况。另外,图 16 所示的一例中,控制部 18 根据初始设定的值、从操作者取得的测定值或通过图像信息的检测处理取得的值,取得“ θ_o ”。换言之,图 16 所示的一例例示了没有偏转而进行超声波收发的超声波检查中,仅利用作为第二个参数或第三个参数的 x 轴方向与表示构造物的边界的方向所成的角度“ θ_o ”进行移位型接收变迹的情况。

[0177] 图 16 中示出了以角度“ $\theta_t = 0$ ”发送的超声波波束在以“ θ_o ”倾斜的边界上最初到达的位置(以下, $P1''$)为($x_1 = 0$, d)。此外,图 16 中示出了通过镜面反射在 $P1'$ 反射的反射波在探头表面上的接收位置(以下 $P2'$)为(x_2 , 0)。此外,图 16 中示出了通过镜面反射在 $P2'$ 反射的反射波再次到达边界的位置(以下 $P3'$)为(x_3 , $d+d''$)。此外,图 14 中示出了通过镜面反射在 $P3'$ 反射的反射波在探头表面上的接收位置(以下 $P4'$)为($x_2+x_3+x_4$, 0)。

[0178] 此外,如图 16 所示,“从 $P1'$ 向 $P2'$ 的方向与深度方向的角度”以及“从 $P2'$ 向 $P3'$ 的方向与深度方向的角度”为“ $2\theta_o$ ”。此外,如图 16 所示,“从 $P3'$ 向 $P4'$ 的方向与深度方向的角度”为“ $4\theta_o$ ”。

[0179] 通过向数学式(1)~数学式(4)代入“ $\theta_t = 0$ ”,图 16 所示的“ x_1 ”、“ x_2 ”、“ x_3 ”以及“ x_4 ”成为以下的式(15)。

[0180] 【数学式 15】

$$\begin{aligned}
 & \left. \begin{aligned}
 & x_1 = 0 \\
 & x_2 = d \cdot \tan(2\theta_0) \\
 & x_3 = (d + d'') \cdot \tan(2\theta_0) = x_2 + d'' \cdot \tan(2\theta_0) \\
 & x_4 = (d + d'') \cdot \tan(4\theta_0)
 \end{aligned} \right\} \cdots (15)
 \end{aligned}$$

[0182] 并且,“d”能够用以下的式(16)表示。

[0183] 【数学式 16】

$$\begin{aligned}
 & d'' = (x_2 + x_3) \cdot \tan(\theta_0) \\
 & = (2x_2 + d'' \cdot \tan(2\theta_0)) \cdot \tan(\theta_0) \cdots (16)
 \end{aligned}$$

[0186] 在此,若将式(16)展开,则为以下所示的式(17)。

[0187] 【数学式 17】

$$d'' (1 - \tan(\theta_0) \tan(2\theta_0)) = 2x_2 \cdot \tan(\theta_0) \cdots (17)$$

[0189] 若使用式(8)所示的三角函数的加法定理,则从式(17)得到以下所示的式(18)。

[0190] 【数学式 18】

$$d'' = x_2 \cdot 2 \tan(\theta_0) \tan(3\theta_0) / (\tan(2\theta_0) + \tan(\theta_0)) \cdots (18)$$

[0192] 由此,图 16 所示的“ x_3 ”能够通过以下的式(19)计算,图 16 所示的“ x_4 ”能够通过以下的式(20)计算。

[0193] 【数学式 19】

$$\begin{aligned}
 & x_3 = (d + d'') \cdot \tan(2\theta_0) \\
 & \cdots (19) \\
 & = x_2 \cdot (1 + 2 \cdot \tan(2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) \cdot \tan(3\theta_0) / [\tan(2\theta_0) + \tan(\theta_0)])
 \end{aligned}$$

[0197] 【数学式 20】

$$\begin{aligned}
 & x_4 = (d + d'') \cdot \tan(3\theta_0) \\
 & \cdots (20) \\
 & = x_2 \cdot (1 + 2 \cdot \tan(4\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) \cdot \tan(3\theta_0) / [\tan(2\theta_0) + \tan(\theta_0)])
 \end{aligned}$$

[0201] 在“ $\theta_t = 0$ ”的情况下,如式(15)、式(19)以及式(20)所示,“X”能够通过 d 与“ θ_0 ”的函数的积计算。

[0202] 通过以上说明的计算方法,控制部 18 根据取得的角度“ θ_t ”和角度“ θ_0 ”,计算各接收焦点的接收开口处的“X”,进行振子选择处理。并且,制作部 124 例如制作在接收开口内使以“X”为重心的范围“ $X_\alpha \sim X_\beta$ ”中的权重为“0”、在接收开口内使范围“ $X_\alpha \sim X_\beta$ ”以外的范围中的权重为“1”的开口函数。另外,例如,控制部 18 设为“ $X_\alpha = X - dX$ ”、“ $X_\beta = X + dX$ ”。另外,“dX”既可以在系统中初始设定,也可以由操作者设定。其中,控制部 18 与“dX”的值无关地设定为以“X”为重心的范围在接收开口内。

[0203] 关于上述的移位型接收变迹的效果,利用图 17 以及图 18 进行说明。图 17 以及图 18 是用于说明第 1 实施方式的效果的图。图 17 中,将通过通常的 B 模式摄影得到的 B 模式图像数据表示在左侧,将通过上述的移位型接收变迹得到的 B 模式图像数据表示在右侧。此外,图 17 所示的两个图像是对边界相对于探头表面为水平($\theta_0 = 0$ 度)、并且边界配置在深度“10mm”处的体模进行拍摄而得到的图像。另外,在该体模上,除了边界以外,在比深度“10mm”更深的多个位置上分别配置有线。

[0204] 在此,图 17 的右侧的 B 模式图像数据是在转向角度“ $\theta_t = 10$ 度”以及角度“ $\theta_o = 0$ 度”的条件下进行“ $X = 4d \cdot \tan(\theta_t)$ ”的移位型接收变迹而得到的图像。如图 17 所示,左侧的 B 模式图像数据中在深度“20mm”的位置存在多重反射。另一方面,如图 17 所示,可知在左侧的 B 模式图像数据中,通过使用将在“ $X = 4d \cdot \tan(\theta_t)$ ”处使权重为“0”的范围移动设定的开口函数,多重信号大幅降低。

[0205] 进而,比较图 17 所示的左右图像可知,上述的前提方法中发生的方位分辨率的恶化得以减轻。即,若比较图 17 所示的左右图像,则各线的方位方向的宽度大致相同。认为其重要原因是在固定型接收变迹和移位型接收变迹中焦点附近的音场分布不同。关于这一点,利用图 18 进行说明。

[0206] 图 18 的上图与图 8 的上图同样,横轴表示各振子的位置,纵轴表示开口函数的权重。此外,图 18 的上图中与图 8 的上图同样,将设定为接收开口的范围用“开 (ON)”表示,将没有设定为接收开口的范围用“闭 (OFF)”表示。并且,图 18 的上图中示出了通过上述的移位型接收变迹,在接收开口的右侧的端部设定了权重“0”,在接收开口的剩余的范围设定了权重“1”的开口函数。

[0207] 此外,图 18 的下图示出了通过对图 18 的上图所示的开口函数进行傅里叶变换而得到的焦点音场。若比较图 18 的下图和图 8 的下图,则焦点附近的音场分布不同。即,图 18 的下图中可知,若在接收开口的右侧使用在端部设定了权重“0”的开口函数,则与图 8 的下图相比,旁瓣相对于主瓣的上升得到抑制。

[0208] 例如,在角度“ θ_t ”的方向与角度“ θ_o ”的方向所成的角度极端地大的情况下,根据移位型接收变迹中设定的开口函数,接收开口成为与删除了单侧的开口部的状态等效。这就是说,使开口宽度相对于收发扫描线为左右非对称,但使有效开口宽度变窄。在该情况下,对音场分布而言,由于主瓣变宽而方位分辨率有些下降,但旁瓣成分与使中央开口为权重“0”的方法相比没有上升。结果,通过移位型接收变迹,如图 17 所示能够抑制在前提方法中显著的方位方向的画质恶化。

[0209] 接下来,利用图 19 对第 1 实施方式的超声波诊断装置的处理的流程进行说明。图 19 是表示第 1 实施方式的超声波诊断装置的处理的一例的流程图。另外,图 19 中示出了作为角度“ θ_o ”而使用预先设定的值来进行的处理的一例。

[0210] 如图 19 所例示,第 1 实施方式的超声波诊断装置的控制部 18 判定是否接受到利用移位型接收变迹的摄影开始请求(步骤(step)S101)。在此,在没有接受到摄影开始请求的情况下(步骤 S101 否定),控制部 18 待机,直到接受摄影开始请求。

[0211] 另一方面,在接受到摄影开始请求的情况下(步骤 S101 肯定),控制部 18 取得 θ_t 以及 θ_o (步骤 S102)。并且,控制部 18 在全部扫描线上计算每个接收焦点的接收开口的重心位置(X)(步骤 S103)。并且,控制部 18 基于计算出的重心位置进行选择处理,设定降低范围。并且,制作部 124 根据控制部 18 的指示,制作全部接收开口中的开口函数(步骤 S104)。

[0212] 并且,控制部 18 使得开始超声波收发(步骤 S105)。由此,被实施了接收延迟处理的反射信号的数字数据依次输入至整相加法部 125。并且,整相加法部 125 通过使用了相应的接收开口的开口函数的整相相加,生成 1 帧量的反射波数据、即全部扫描线(接收扫描线)的反射波数据(接收信号)(步骤 S106)。并且,B 模式处理部 13 生成 B 模式数据,图

像生成部 15 生成 B 模式图像数据（步骤 S107）。

[0213] 并且,通过控制部 18 的控制,监视器 2 显示 B 模式图像数据（步骤 S108),结束处理。另外,重复进行步骤 S106 ~步骤 S108 的处理,直到接受到摄影结束请求。此外,第 1 实施方式中,参照了 B 模式图像数据的操作者对 θ_t 以及 θ_0 的至少一个值进行修正,在修正的条件下能够再次执行利用移位型接收变迹的摄影。

[0214] 如上所述,第 1 实施方式中,基于由超声波收发的方向和表示构造物的边界的方向引起的镜面反射,计算在接收开口接收多重反射的主波束的位置,设定以计算出的位置为重心的规定范围中降低了权重的开口函数。结果,第 1 实施方式中,不受收发波束的倾斜及构造物的倾斜的影响而能够取得降低了多重反射的 B 模式图像数据。

[0215] 此外,第 1 实施方式中,关于构造物的深度,作为接收扫描线上的各接收焦点位置而计算接收位置,因此能够简单地设定降低了权重的范围。

[0216] 另外,例如有在重复图 19 所示的步骤 S106 ~步骤 S108 的处理的期间,操作者移动超声波探头 1 的位置的情况。在该情况下,每当超声波探头 1 移动时,控制部 18 选择至少一个振子,使接收部 12 执行与所选择的振子相应的移位型接收变迹的处理（降低处理）。由此,第 1 实施方式中,能够降低通过连续摄影生成的各超声波图像数据的多重反射。

[0217] （第 2 实施方式）

[0218] 第 2 实施方式中,利用图 20 ~图 22 说明与超声波收发的方向（超声波的偏转角）以及表示构造物的边界的方向一起,还取得构造物的深度,来进行移位型接收变迹的情况。图 20 ~图 22 是用于说明第 2 实施方式的图。

[0219] 第 2 实施方式的超声波诊断装置与图 1 所示的第 1 实施方式的超声波诊断装置同样地构成。此外,第 2 实施方式的接收部 12 与图 2 所示的第 1 实施方式的接收部 12 同样地构成。此外,第 2 实施方式的控制部 18 与第 1 实施方式同样,进行根据接收焦点的位置对接收开口的宽度进行变更的控制。即,控制部 18 使接收部 12 执行 DVA 法。

[0220] 但是,第 2 实施方式的控制部 18 在与构造物的深度对应的接收焦点下的接收开口中选择“至少一个振子”。即,控制部 18 在与构造物的深度对应的接收焦点下的接收开口中,计算接收位置并进行振子选择处理。第 1 实施方式中,没有将构造物的深度本身作为输入参数来使用。取代该内容,第 1 实施方式中将构造物的深度作为接收焦点位置,利用 $F(\theta_t, \theta_0)$ 和“F-number”自动计算“X”的位置。但是,第 1 实施方式中,如图 13 所示,在各深度“d”下总是存在使权重为“0”的振子群,因此有效开口宽度总是比通常的接收变迹小。结果,第 1 实施方式中,B 模式图像数据的画质有可能降低。

[0221] 因此,第 2 实施方式中,取得构造物的深度（以下“ d_0 ”）,仅在该“ d_0 ”下进行移位型接收变迹。

[0222] 在此,控制部 18 基于参照了第 1 实施方式中说明的“预先得到的超声波图像数据（B 模式图像数据）”的操作者所设定的信息,取得构造物的深度“ d_0 ”。即,第 2 实施方式的控制部 18 基于参照了预先设定的超声波图像数据的操作者所输入的信息,取得表示构造物的边界的方向以及构造物的深度。图 20 所示的监视器 2 上显示的 B 模式图像数据与图 11 所示的 B 模式图像数据相同。与第 1 实施方式同样,操作者如图 20 所示旋转捏手 31 来计测“信号”的角度。控制部 18 将操作者利用捏手 31 计测到的角度作为表示构造物的方向的角度“ θ_0 ”来取得。

[0223] 并且,如图 20 所示,操作者还同时计测深度“ d_0 ”。控制部 18 将操作者计测到的深度作为构造物的深度“ d_0 ”来取得。

[0224] 或者,控制部 18 为了减轻操作者的负担,基于对“预先得到的超声波图像数据 (B 模式图像数据)”的图像信息进行检测而得到的结果,取得深度“ d_0 ”。即,控制部 18 对预先得到的超声波图像数据进行解析,推定表示构造物的边界的方向以及构造物的深度。具体而言,控制部 18 如图 12 中说明的那样,通过边缘检测或主成分分析,推定角度“ θ_0 ”。另外,第 2 实施方式中,也能够基于第 1 实施方式中说明的多种规定深度来设定 ROI,仅限于在 ROI 内进行图像信息的检测处理。

[0225] 在此,例如,若将通过边缘检测提取到的边缘看作由构造物形成的边界,则控制部 18 能够根据图像信息取得该边界的图像中的粗略位置。因此,控制部 18 通过自动计测边缘的图像中的位置,能够取得深度“ d_0 ”。像这样,第 2 实施方式的控制部 18 通过图像信息的检测处理,能够取得表示构造物的方向的角度“ θ_0 ”以及构造物的深度“ d_0 ”。

[0226] 或者,控制部 18 也可以基于预先设定的信息取得构造物的深度。具体而言,控制部 18 也可以将第 1 实施方式中说明的用于 ROI 设定的多种信息 (规定深度) 原样用作“ d_0 ”。具体而言,控制部 18 如图 21 所示通过边缘检测或主成分分析,推定角度“ θ_0 ”。并且,控制部 18 如图 21 所示取得用于 ROI 设定的“图像中央”、“检查对象组织的代表的深度”或“发送焦点”作为“ d_0 ”。另外,通过设为“发送焦点 = d_0 ”,能够即时应对图像摄影中的收发条件的变更。

[0227] 图 22 中示出了在与图 13 所示的 DVAF 法相同的条件下设定的各接收焦点“ $d_1, d_2, d_3, d_4 \dots$ ”下的接收开口。并且,图 22 中例示了通过上述三个方法中的某一个方法取得的构造物的深度“ d_0 ”位于“ d_3 ”与“ d_4 ”之间的情况。在该情况下,控制部 18 如图 22 所示将“ d_0 ”设定为新的接收焦点。如图 22 所示,根据“F-number = 1”,深度“ d_0 ”处的接收开口宽度为“ $d_0 + L_0$ ”。

[0228] 并且,控制部 18 如图 22 例示,仅在深度“ d_0 ”处计算接收位置“ $d_0 \cdot F(\theta_t, \theta_0)$ ”。并且,制作部 124 关于接收焦点“ d_0 ”,制作使例如以“ $d_0 \cdot F(\theta_t, \theta_0)$ ”为重心的范围的权重为“0”的开口函数。另外,第 2 实施方式的制作部 124 关于接收焦点“ d_0 ”以外的接收焦点,制作通常的接收变迹中使用的开口函数。作为该开口函数,除了“汉明窗的开口函数”以外,还可以使用“矩形窗 (Rectangular Window) 的开口函数”、“汉宁窗 (Hanning window) 的开口函数”、“平顶窗 (Flat-top window) 的开口函数”等。

[0229] 整相加法部 125 关于在接收焦点“ d_0 ”的接收开口得到的接收延迟处理后的信号,通过使以“ $d_0 \cdot F(\theta_t, \theta_0)$ ”为基准 (例如重心) 的范围 (降低范围) 的权重为“0”的开口函数进行加权并相加。由此,整相加法部 125 得到接收焦点“ d_0 ”附近的多个采样点的接收信号。在此,控制部 18 也可以在作为某线上的构造物的深度而得到构造物的深度“ d_0 ”时,进行以下的处理。例如,控制部 18 根据得到了构造物的深度“ d_0 ”的扫描线的位置和构造物的倾斜“ θ_0 ”,确定在扫描范围内有构造物所占的可能性的区域。并且,例如,控制部 18 进行调整,以使全部扫描线的接收焦点“ d_0 ”附近的多个采样点的大部分位于该区域内。由此,控制部 18 能够有效地进行多重成分的降低。或者,控制部 18 也可以求出各扫描线上的构造物的深度,仅在各扫描线上求出的深度进行移位型接收变迹。

[0230] 此外,整相加法部 125 关于在接收焦点“ d_0 ”以外的接收焦点的接收开口得到的接

收延迟处理后的信号,通过通常的开口函数进行加权并相加。由此,整相加法部 125 得到接收焦点“ d_0 ”以外的全部采样点的接收信号。由此,整相加法部 125 得到接收扫描线上的接收信号(反射波数据)。

[0231] 另外,仅在以构造物的深度“ d_0 ”为接收焦点的接收开口进行移位型接收变迹这一点以外,第 1 实施方式中说明的内容也能够适用于第 2 实施方式。但是,第 1 实施方式中说明的移位型接收变迹也可以是将控制部 18 所取得的构造物的深度“ d_0 ”追加到接收焦点而执行的情况。

[0232] 接下来,利用图 23 对第 2 实施方式的超声波诊断装置的处理的流程进行说明。图 23 是表示第 2 实施方式的超声波诊断装置的处理的一例的流程图。

[0233] 如图 23 所例示,第 2 实施方式的超声波诊断装置的控制部 18 在取得 θ_t 、 θ_o 以及 d_0 之后,判定是否接受到利用移位型接收变迹的摄影开始请求(步骤 S201)。在此,在没有接受到摄影开始请求的情况下(步骤 S201 否定),控制部 18 待机直到接受摄影开始请求。

[0234] 另一方面,在接受到摄影开始请求的情况下(步骤 S201 肯定),控制部 18 在全部扫描线的 d_0 计算接收开口的重心位置(X)(步骤 S202)。并且,控制部 18 基于计算出的重心位置进行选择处理,设定降低范围。并且,制作部 124 根据控制部 18 的指示,制作全接收开口中的开口函数(步骤 S203)。例如,制作部 124 关于接收焦点“ d_0 ”,制作使以“ $d_0 \cdot F(\theta_t, \theta_o)$ ”为重心的范围的权重为“0”的开口函数,关于接收焦点“ d_0 ”以外的接收焦点,制作通常的接收变迹中使用的开口函数。

[0235] 并且,控制部 18 使得开始超声波收发(步骤 S204)。由此,被实施了接收延迟处理的反射信号的数字数据依次输入至整相加法部 125。并且,整相加法部 125 通过使用了相应的接收开口的开口函数的整相相加,生成 1 帧量的反射波数据、即全部扫描线(接收扫描线)上的反射波数据(接收信号)(步骤 S205)。并且,B 模式处理部 13 生成 B 模式数据,图像生成部 15 生成 B 模式图像数据(步骤 S206)。

[0236] 并且,通过控制部 18 的控制,监视器 2 显示 B 模式图像数据(步骤 S207),结束处理。另外,重复步骤 S205 ~ 步骤 S207 的处理,直到接受摄影结束请求。此外,第 2 实施方式中,也可以由参照了 B 模式图像数据的操作者对 θ_t 、 θ_o 以及 d_0 的至少一个值进行修正,并在修正的条件下,再次执行利用上述的移位型接收变迹的摄影。

[0237] 如上所述,第 2 实施方式中,仅限于构造物的深度进行移位型接收变迹。由此,在第 2 实施方式中,能够防止画质的降低,并且得到降低了多重信号的 B 模式图像数据。另外,如上所述,第 1 实施方式中说明的内容在第 2 实施方式中也能够适当应用。例如,在第 2 实施方式中,控制部 18 也在每当超声波探头 1 移动时,选择至少一个振子,使接收部 12 执行与选择的振子相应的移位型接收变迹的处理(降低处理)。由此,第 2 实施方式中,也能够降低通过连续摄影而生成的各超声波图像数据的多重反射。

[0238] (第 3 实施方式)

[0239] 第 3 实施方式中,利用图 24 以及图 25 说明通过应用于第 1 实施方式以及第 2 实施方式中说明的移位型接收变迹,能够进一步提高 B 模式图像数据的画质的方法。图 24 以及图 25 是用于说明第 3 实施方式的图。

[0240] 例如,若参照图 7 的左侧的 B 模式图像数据或图 17 的左侧的 B 模式图像数据,则在收发波束以偏转角“ θ_t ”转向时,倾斜地描绘出线。因此,第 3 实施方式中,通过控制部 18

的控制进行作为现有技术说明的空间复合法,从而解除上述问题。进而,第3实施方式中,通过控制部18的控制,将移位型接收变迹应用到使发送波束偏转的空间复合法,从而能够得到降低多重反射、并且提高了S/N比的B模式图像数据。以下,详细说明第3实施方式中进行的处理。

[0241] 首先,第3实施方式的控制部18进行在帧间改变超声波收发的偏转角来执行多次超声波扫描的控制。图24中例示了由构造物形成的边界与探头表面(x轴)平行、即“ $\theta_0 = 0$ ”的情况。并且,例如,控制部18如图24的左图所示,执行向右侧倾斜了角度“ θ_t ”的超声波收发。以下,将向右侧倾斜了角度“ θ_t ”的超声波扫描记载为“Rs”。并且,控制部18如图24的中图所示,执行倾斜了角度“0度”的、即“ $\theta_t = 0$ ”的超声波收发。以下,将“ $\theta_t = 0$ ”的超声波扫描记载为“Cs”。并且,控制部18如图24的右图所示,执行向左侧倾斜了角度“ θ_t ”的超声波收发。以下,将向左侧倾斜了角度“ θ_t ”的超声波扫描记载为“Ls”。

[0242] 并且,第3实施方式的控制部18通过至少一个超声波扫描选择“至少一个振子”。即,控制部18通过至少一个超声波扫描计算接收位置“X”。例如,控制部18如图24所示,通过“Rs”的超声波扫描和“Ls”的超声波扫描计算接收位置“X”。另外,由于“ $\theta_0 = 0$ ”,因此“ $X = 4d \cdot \tan(\theta_t)$ ”。但是,如图24的左图所示,“Rs”的超声波扫描中,从扫描线靠右侧“X”的位置成为接收位置。此外,如图24的右图所示,“Ls”的超声波扫描中,从扫描线靠左侧“X”的位置成为接收位置。

[0243] 并且,作为第3实施方式的处理部的接收部12在控制部18选择了“至少一个振子”的超声波扫描中,执行在第1实施方式或第2实施方式中说明的处理(降低处理)并输出接收开口的接收信号。此外,接收部12在控制部18没有选择“至少一个振子”的超声波扫描中,执行与处理(降低处理)不同的处理并输出接收开口的接收信号。与降低处理不同的处理例如是使用“汉明窗的开口函数”等通常的开口函数的整相相加处理。

[0244] 例如,通过控制部18的指示,制作部124在“Rs”的超声波扫描中,制作使以从扫描线靠右侧“X”的位置为重心的范围中的权重为“0”的开口函数(参照图24的左图)。此外,通过控制部18的指示,制作部124在“Ls”的超声波扫描中,制作使以从扫描线靠左侧“X”的位置为重心的范围中的权重为“0”的开口函数(参照图24的右图)。此外,通过控制部18的指示,制作部124在“Cs”的超声波扫描中制作通常的开口函数。

[0245] 由此,在“Rs”以及“Ls”的超声波扫描中,从整相加部125向B模式处理部13以及图像生成部15输出“适用了多重反射降低用的开口函数的接收信号”。此外,“Cs”的超声波扫描中,从整相加部125向B模式处理部13以及图像生成部15输出“适用了通常的开口函数的接收信号”。图24所示的一例中,若在“Cs”的超声波扫描中采用移位型接收变迹,则会制作与固定型接收变迹相同的开口函数,因此无法除去多重成分,并且方位分辨率恶化。因此,在“ $\theta_0 = 0$ ”的情况下,“Cs”的超声波扫描中最好不采用移位型接收变迹。

[0246] 另外,第3实施方式在“Rs”以及“Ls”的超声波扫描中,既可以如第1实施方式中说明的那样使用各接收焦点的深度,在全部接收焦点的接收开口制作多重反射降低用的开口函数,也可以如第2实施方式中说明的那样仅在与构造物的深度对应的接收焦点的接收开口制作多重反射降低用的开口函数。在将第3实施方式适用于第2实施方式的情况下,在进行空间复合用的超声波扫描之前,例如由参照了事先拍摄的B模式图像数据的操作者对控制部18设定“ θ_0, d_0 ”。

[0247] 并且,第3实施方式的图像生成部15基于在各超声波扫描中由接收部12输出的接收开口的接收信号,生成各超声波扫描的超声波图像数据,将对生成的多个超声波图像数据进行合成而得到的图像数据(加法平均的图像数据)作为超声波图像数据(显示用的B模式图像数据)来生成。

[0248] 在此,作为现有技术空间复合的如下方法:在改变了超声波波束的偏转角的情况下,利用出现多重反射回波(噪声(noise))的位置根据偏转角而变化的情况,将即使倾斜也强度变化相对少的信号成分(即,来自组织的真的信号成分)通过进行复合处理(加法平均处理)来维持,从而降低图像中的多重伪影。

[0249] 另一方面,第3实施方式中,如图24所示,在“ $\theta_0 = 0$ ”的条件下,在使用了偏转角“ θ_t ”的“Rs”以及“Ls”中,使用基于接收位置的多重反射降低用的开口函数,从而能够取得多重反射信号降低的接收信号。图24的左图中,将通过“Rs”得到的接收信号表示为大致除去了多重反射的噪声的信号 S_1 。此外,图24的右图中,将通过“Ls”得到的接收信号表示为大致除去了多重反射的噪声的信号 S_2 。

[0250] 并且,图24所示的一例中“ $\theta_0 = 0$ ”,因此由于上述理由,在“Cs”中使用通常的开口函数。因此,在图24的中图中,将通过“Cs”得到的接收信号表示为将信号 S_0 和多重反射的噪声 N 相加而得到的“ $S_0 + N$ ”。

[0251] 在此,以往的空间复合中,通过“L”得到的接收信号以及通过“R”得到的接收信号双方都包含多重反射的噪声。另一方面,在第3实施方式中,通过加法平均处理的结果得到的接收信号 S 简单地成为“ $S = \{S_1 + (S_0 + N) + S_2\} / 3 = (S_1 + S_0 + S_2) / 3 + N / 3$ ”,若设“ $S' = (S_1 + S_0 + S_2) / 3$ ”,则“ $S = S' + N / 3$ ”。即,通过将在第1实施方式或第2实施方式中说明的移位型接收变迹适用于空间复合可知,“ N ”降低为“ $N / 3$ ”,即能够实现多重反射降低效果。

[0252] 另外,在上述的一例中说明了通过通常扫描进行“Cs”的超声波扫描的情况,但在“Cs”的超声波扫描中也可以适用移位型接收变迹。在该情况下,由于“Cs”的图像数据而方位分辨率恶化,但多重反射降低效果变得更大。此外,在构造物实际倾斜的情况下,也可以在全部超声波扫描中进行移位型接收变迹。在该情况下,也能够得到多重反射降低效果。在全部超声波扫描中进行移位型接收变迹还是在一部分超声波扫描中进行移位型接收变迹的判定既可以由操作者进行,也可以由控制部18根据“ θ_0 ”的值与用于空间复合的转向角度的相对关系来进行。

[0253] 如上所述,第3实施方式中,通过将移位型接收变迹适用于空间复合,能够得到在防止画质下降的基础上进一步降低了多重信号的B模式图像数据。

[0254] 另外,第3实施方式中,执行多次在帧间改变了超声波收发偏转角的超声波扫描。例如,上述的例中,执行3次超声波扫描而输出1帧(frame)合成图像数据。第3实施方式中,也可以每当进行1组(set)超声波扫描时,输出1帧合成图像数据,但帧速率(framerate)下降。因此,控制部18为了维持帧速率,进行以下的处理。例如,将第1组中生成的B模式图像数据设为“R(1)、C(1)、L(1)”。此外,将第2组中生成的B模式图像数据设为“R(2)、C(2)、L(2)”。

[0255] 图像生成部15通过控制部18的控制,进行“R(1)、C(1)、L(1)”的加法平均而生成第1帧合成图像数据。此外,图像生成部15通过控制部18的控制,进行“C(1)、L(1)、R(2)”的加法平均而生成第2帧合成图像数据。此外,图像生成部15通过控制部18的控制,进行

“L(1)、R(2)、C(2)”的加法平均而生成第3帧合成图像数据。此外,图像生成部15通过控制部18的控制,进行“R(2)、C(2)、L(2)”的加法平均而生成第4帧合成图像数据。通过进行该控制,第3实施方式中能够防止帧速率的下降。另外,在进行将移位型接收变迹适用于空间复合的连续摄影的情况下,控制部18也每当超声波探头1移动时选择至少一个振子。由此,在第3实施方式中也能够降低通过连续摄影生成的各超声波图像数据的多重反射。

[0256] 另外,在上述的第1~第3实施方式中说明的图像处理方法中,说明了仅限于1次多重的接收位置上制作开口函数的情况。但是,上述的第1~第3实施方式中说明的图像处理方法也可以包括2次多重或3次多重的接收位置在内制作开口函数。但是,在2次多重或3次多重中,由于接收位置有可能在接收开口外,或由于衰减的关系,多重反射信号的强度有可能降低,因此为了使处理简单,优选仅限于在1次多重的接收位置上制作开口函数。

[0257] 此外,上述的第1~第3实施方式中说明的图像处理方法中,说明了通过使包含接收位置“X”的范围的权重为“0”的开口函数来降低多重反射的情况。但是,上述的第1~第3实施方式中,作为使用接收位置“X”来降低多重反射的方法,也可以进行图25或图26中例示的变形例。图25以及图26是用于说明变形例的图。

[0258] 即,移位型接收变迹中,只要是包含接收位置的范围(降低范围)的权重比该范围外(降低范围外)的权重降低的开口函数,就能够实现多重反射的降低效果。因此,例如,制作部124也可以根据控制部18的指示来制作图25所例示的开口函数。并且,图25所例示的开口函数为,使两个箭头所示的范围的权重的两端位置的权重为“1”、从两端朝向接收位置依次减少而使接收位置的权重为“0”的U型的形状。使用图25所例示的开口函数也能够降低多重反射。或者,也可以是,制作部124将进行降低处理的对象设为由控制部18选择的至少一个振子以外的振子所产生的接收信号,而不是包括由控制部18选择的至少一个振子在内的降低范围内的振子所产生的接收信号。例如,制作部124也可以制作使针对降低范围内的权重为“1”、使针对降低范围外的权重为大于“1”的值的开口函数,来相对地降低针对决定范围内的权重。

[0259] 此外,控制部18也可以遮断来自包括至少一个振子的范围内(降低范围内)的输出,将基于来自范围外(降低范围外)的输出信号的接收信号作为接收开口的接收信号。例如,如图26所示,控制部18在接收开口遮断来自包括接收位置“X”的范围的振子群的输出(参照图中的“闭”)。并且,例如,如图26所示,控制部18在接收开口将来自范围外的振子群的输出设为“开”。整相加法部125对来自范围外的振子群的输出信号进行整相相加,图26所示生成接收开口的接收信号。由此也能够降低多重反射。

[0260] 另外,上述中说明了由超声波诊断装置执行第1~第3实施方式以及变形例中说明的图像处理方法的情况。但是,第1~第3实施方式以及变形例中说明的图像处理方法也可以在能够取得超声波探头1接收到的信号的图像处理装置中执行。

[0261] 此外,上述的实施方式中,图示的各装置各构成要素是功能概念性的,并不需要在物理上如图示那样构成。即,各装置的分散·综合的具体方式不限于图示的方式,也可以根据各种负载或使用状况等,将其全部或者一部分以任意的单位在功能上或物理上分散·综合而构成。例如,上述的实施方式中说明的处理(降低处理)也可以作为接收部12以外的处理部而另行设置在超声波诊断装置内。进而,由各装置进行的各处理功能也可以是,其全部或者任意的一部分通过由CPU以及该CPU解析执行的程序来实现,或者作为基于

布线逻辑 (wired logic) 的硬件 (hardware) 来实现。

[0262] 此外,第 1~第 3 实施方式以及变形例中说明的图像处理方法也可以通过由个人计算机 (personal computer)、工作站 (workstation) 等的计算机 (computer) 执行预先准备的图像处理程序来实现。该图像处理程序能够经由互联网 (internet) 等的网络 (network) 来发布。此外,该图像处理程序记录在硬盘 (hard disk)、软磁盘 (flexible disk) (FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB 存储器以及 SD 卡 (card) 存储器等的 Flash 存储器等计算机可读取的非暂时性的记录介质中,能够通过由计算机从非暂时性的记录媒体读出而执行。

[0263] 根据以上叙述的至少一个实施方式,能够降低多重反射。

[0264] 说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例来提示的,并没有要限定发明的范围。这些实施方式能够通过其他多种形态实施,在不脱离发明的主旨的范围能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含于发明的范围及主旨,并且包含于权利要求书中记载的发明及其等效范围中。

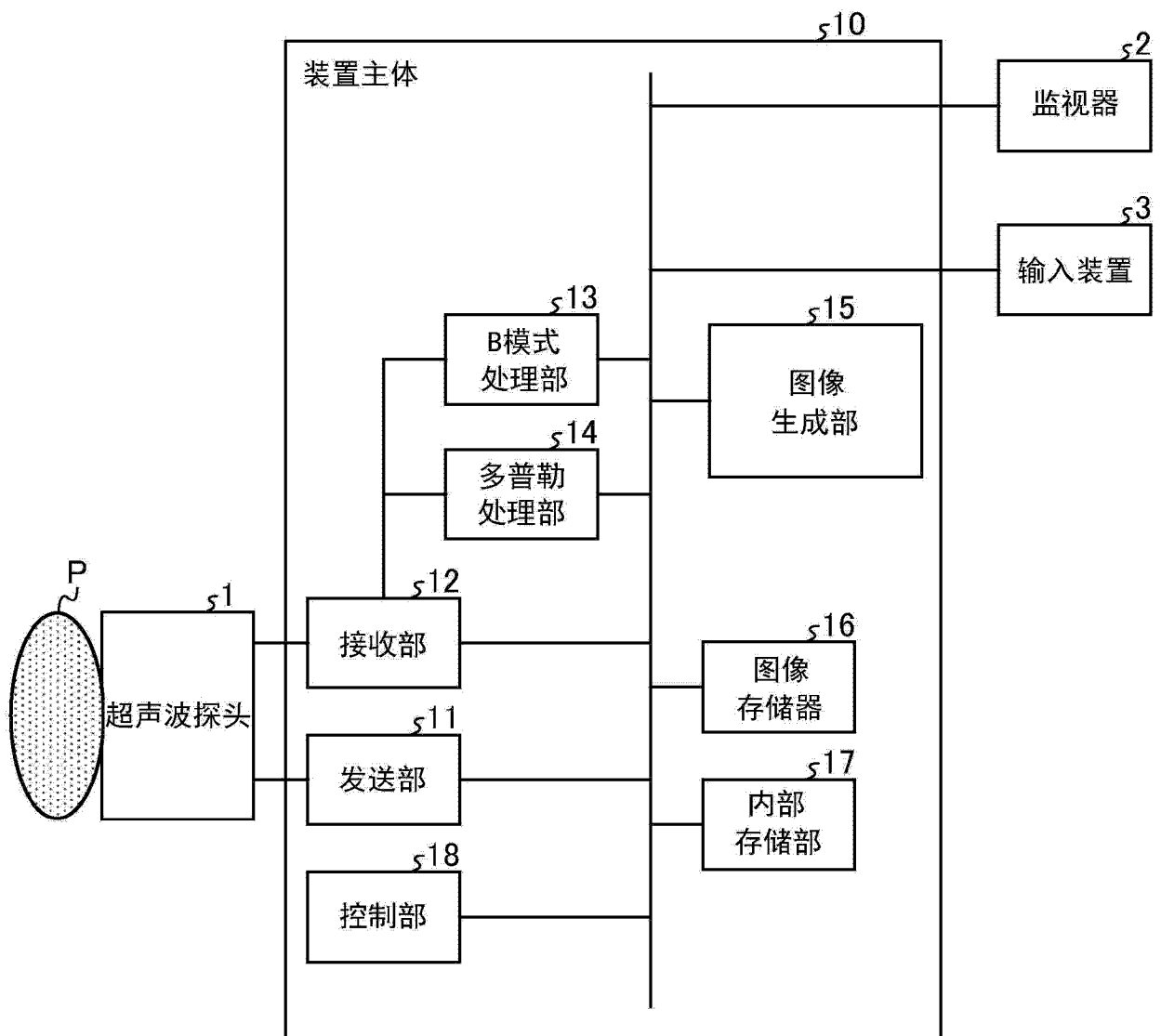


图 1

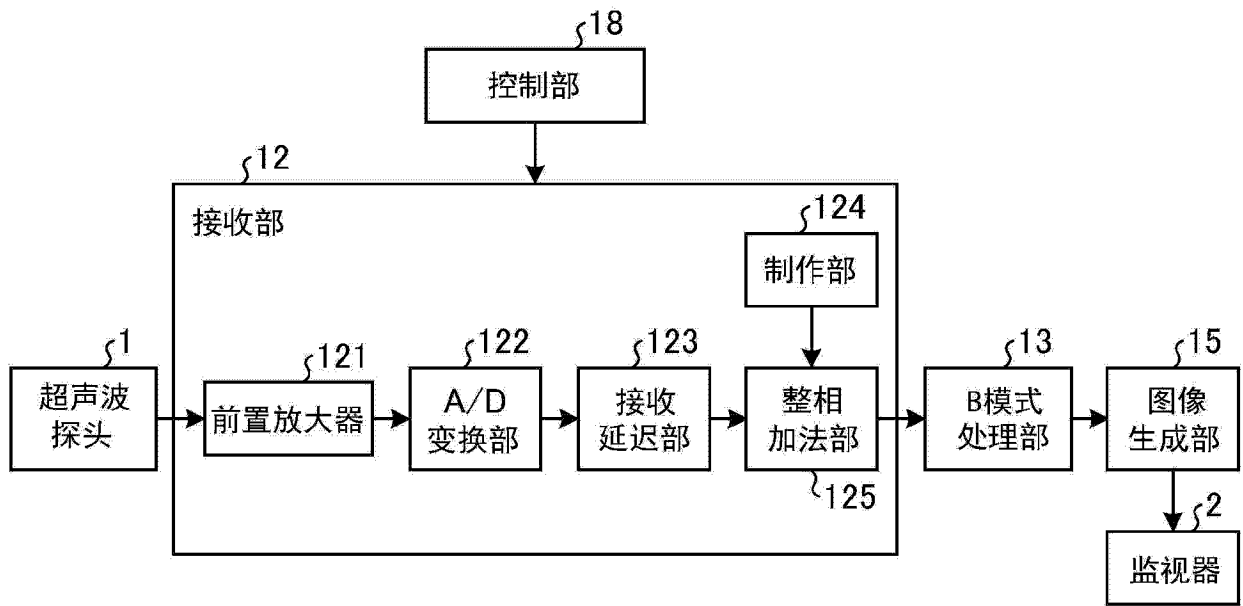


图 2

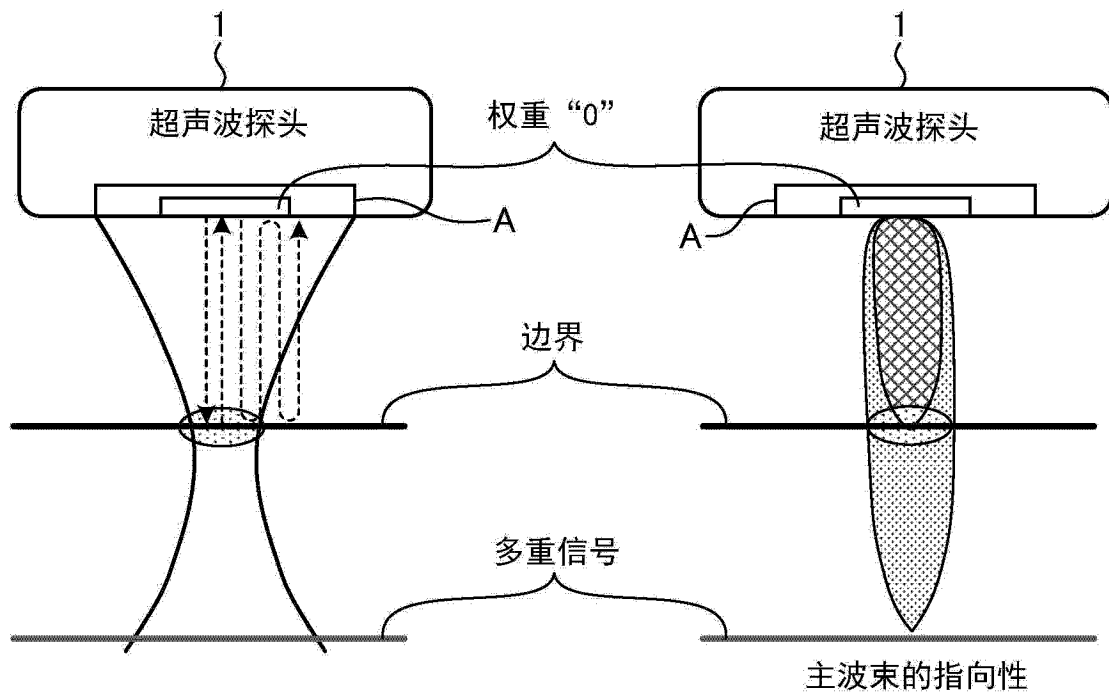


图 3

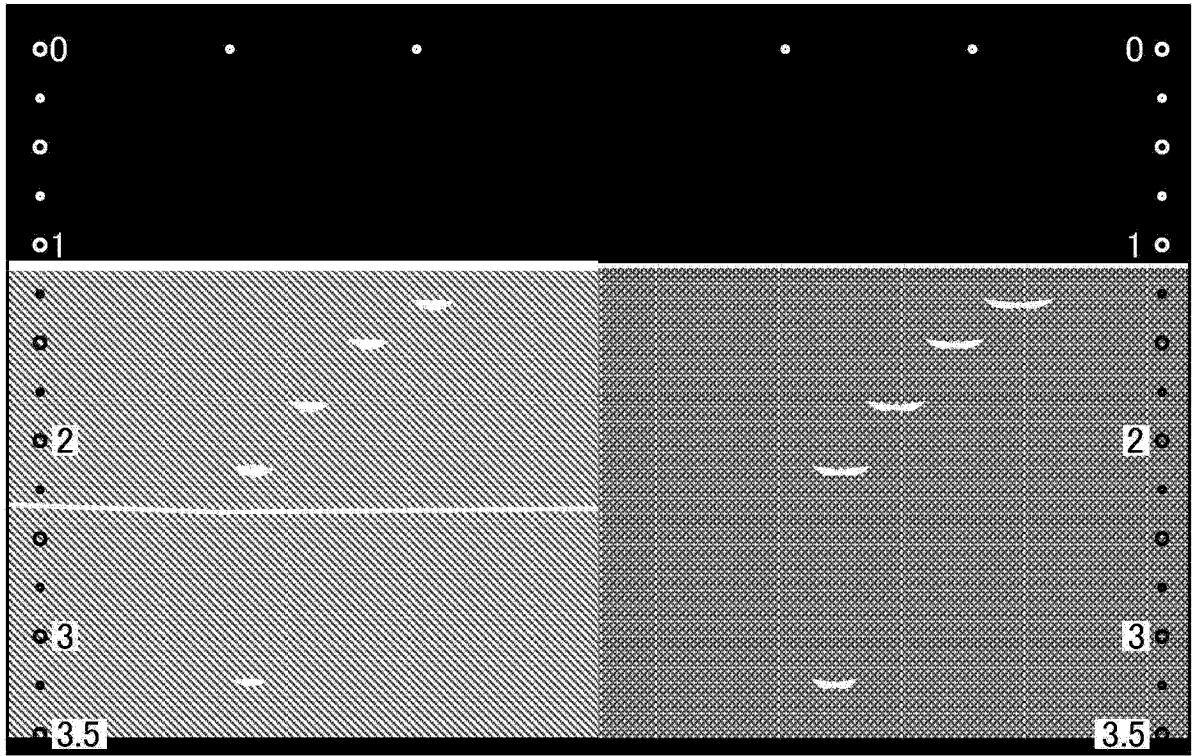


图 4

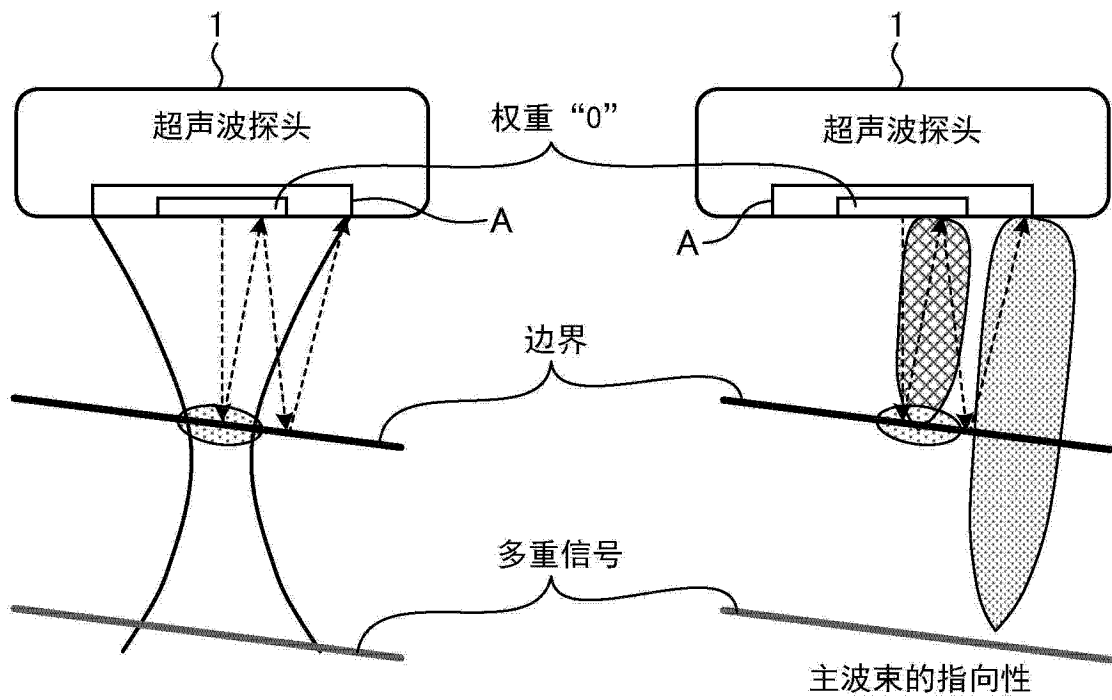


图 5

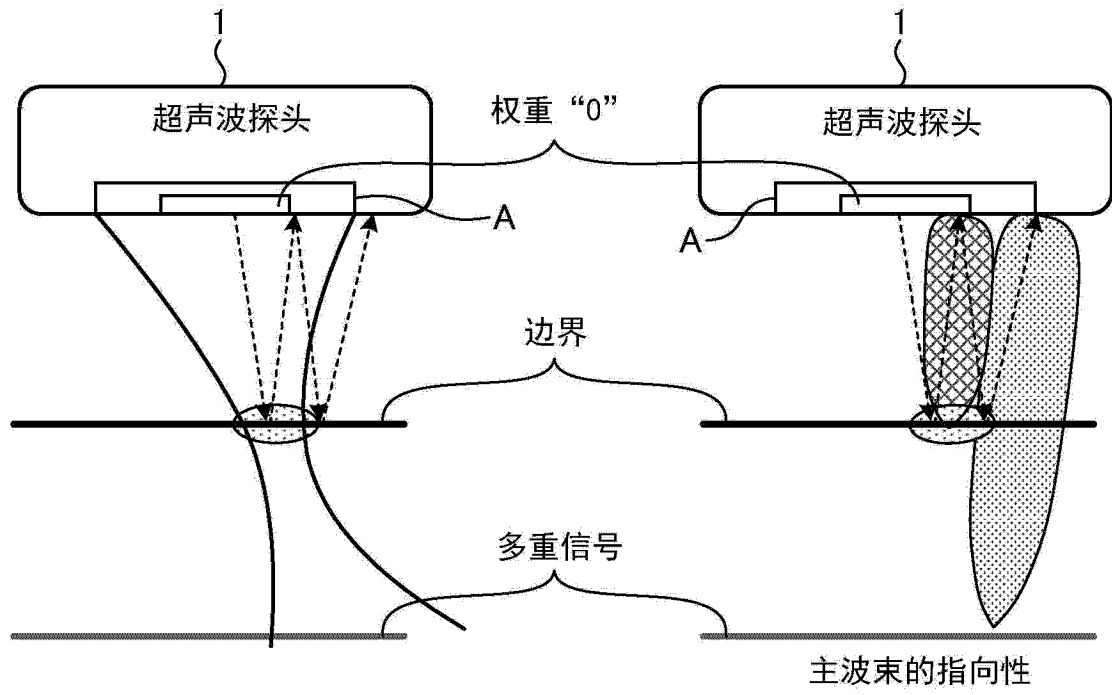


图 6

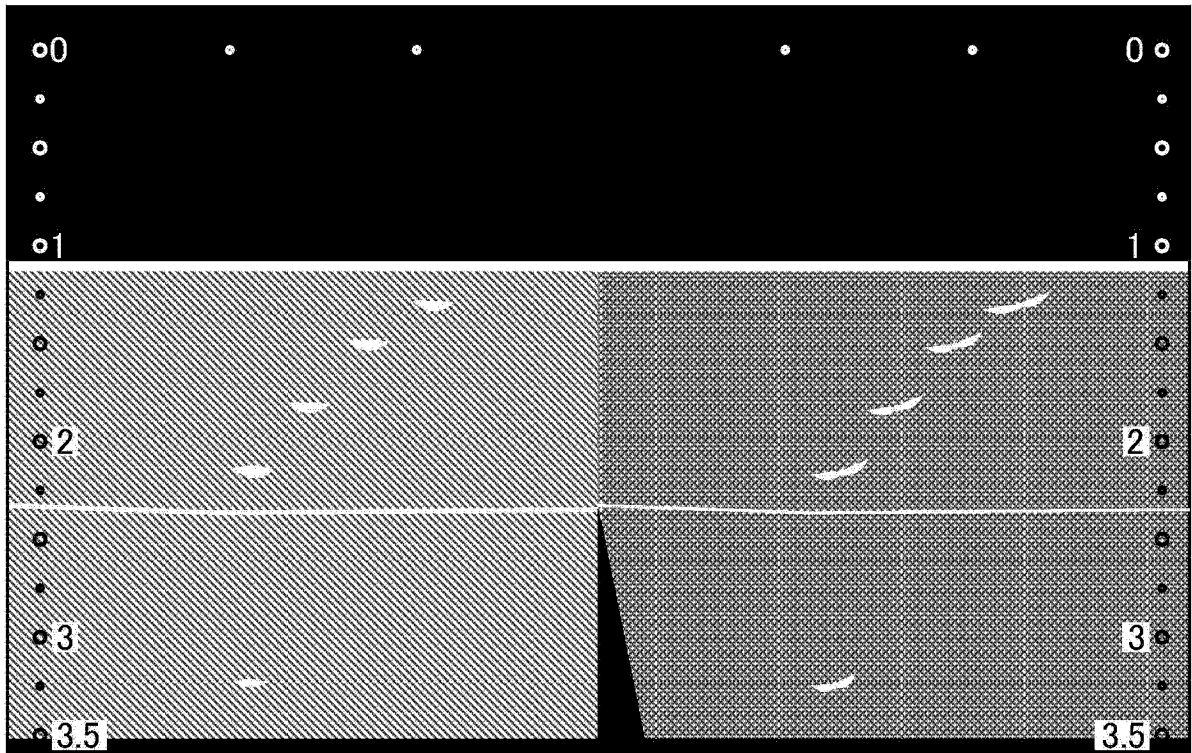


图 7

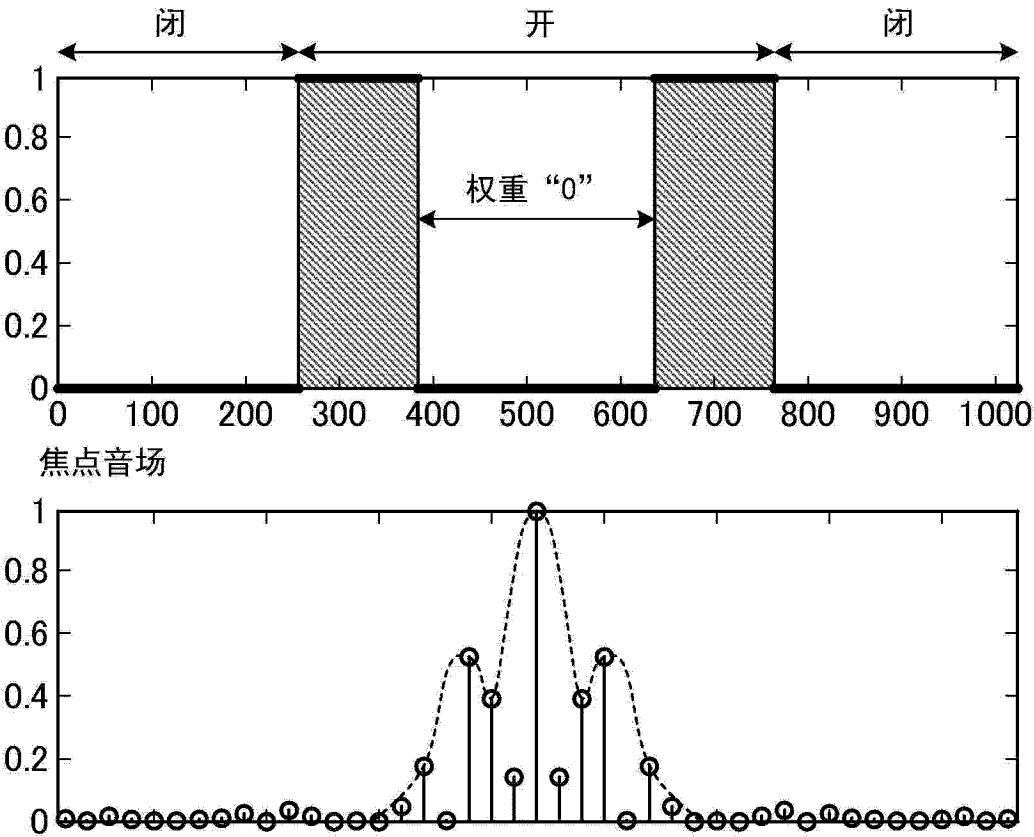


图 8

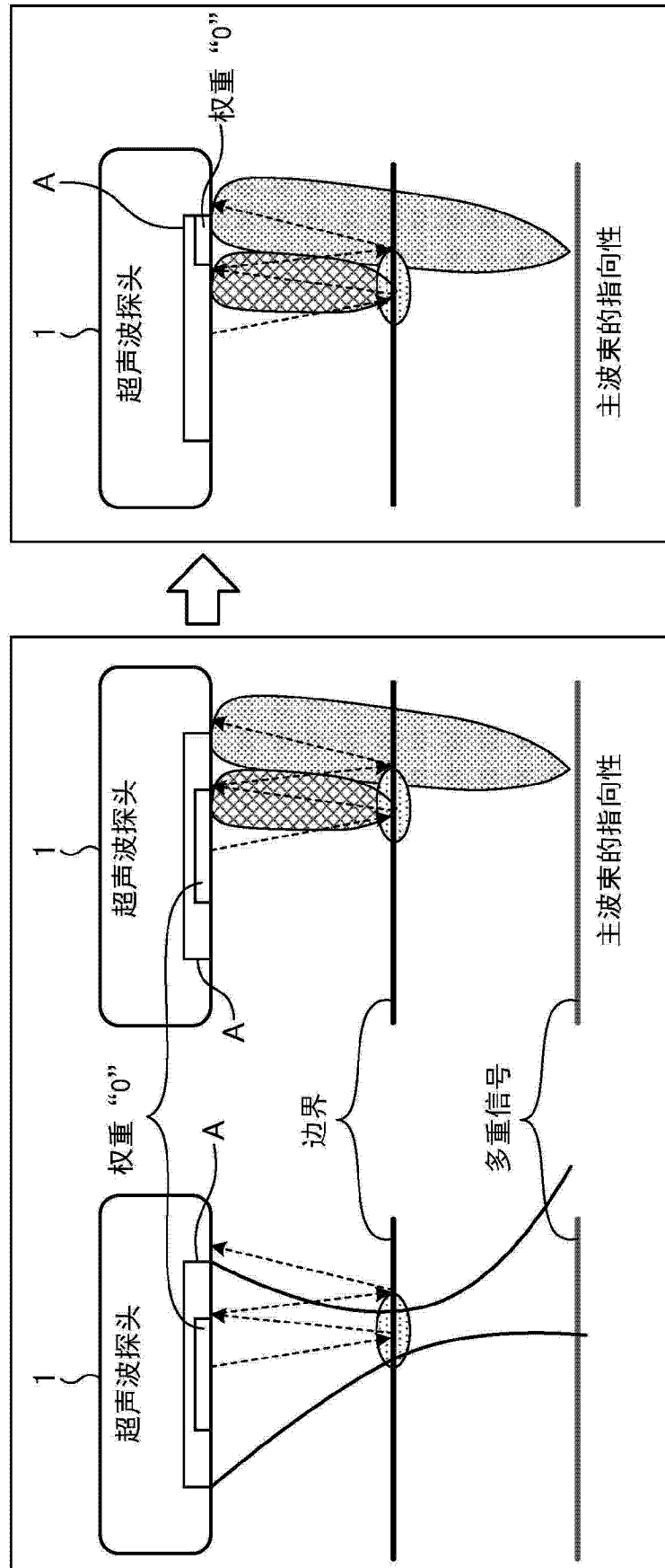


图 9

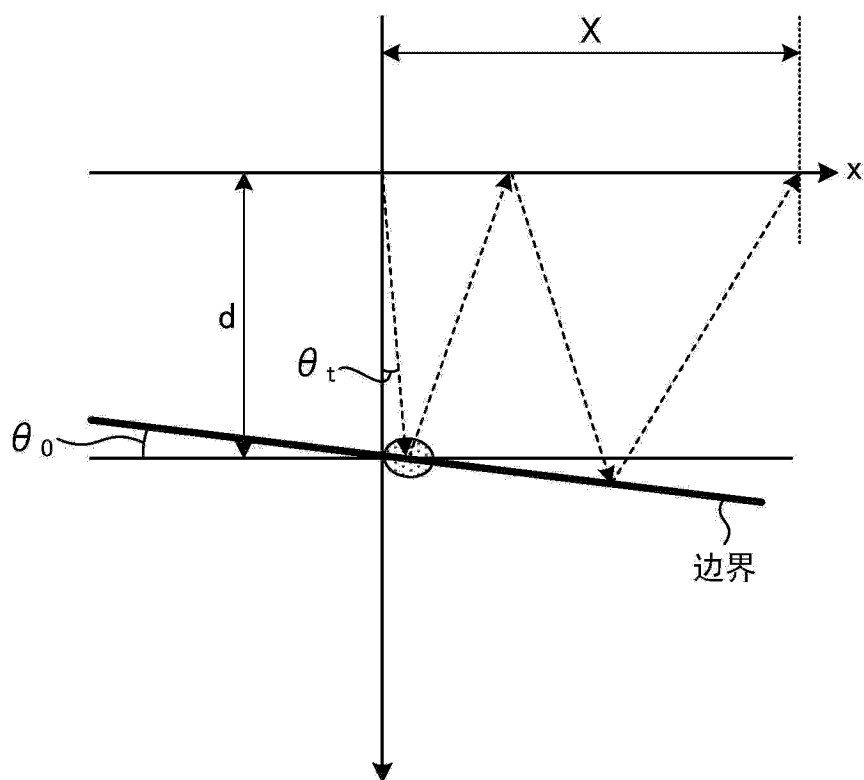


图 10A

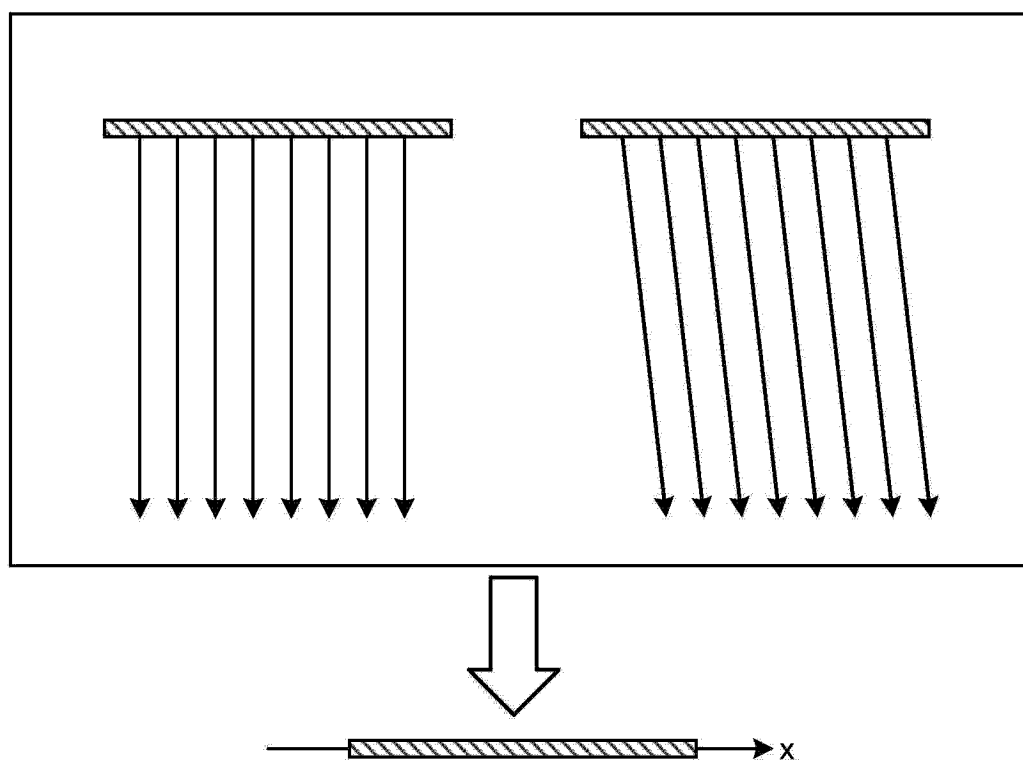


图 10B

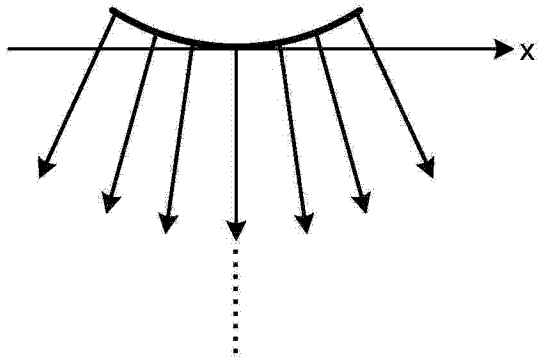


图 10C

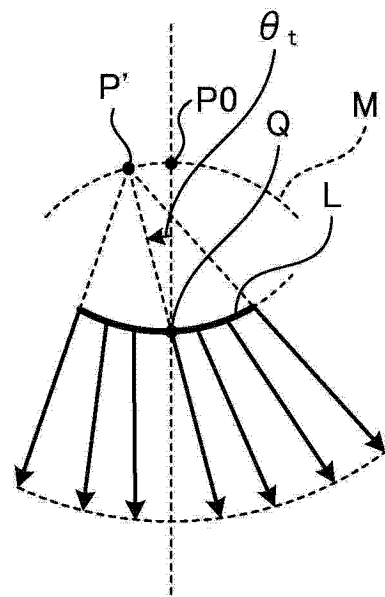
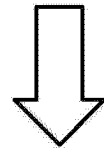
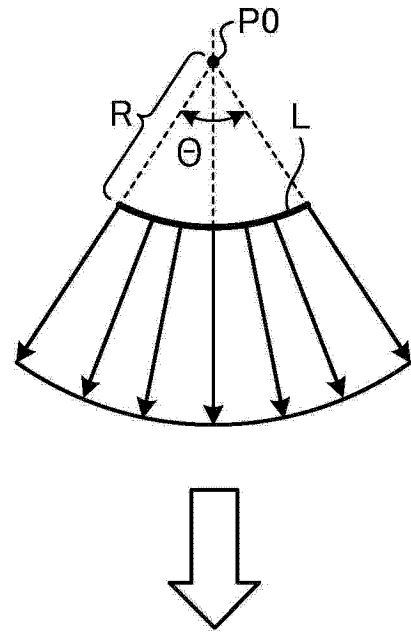


图 10D

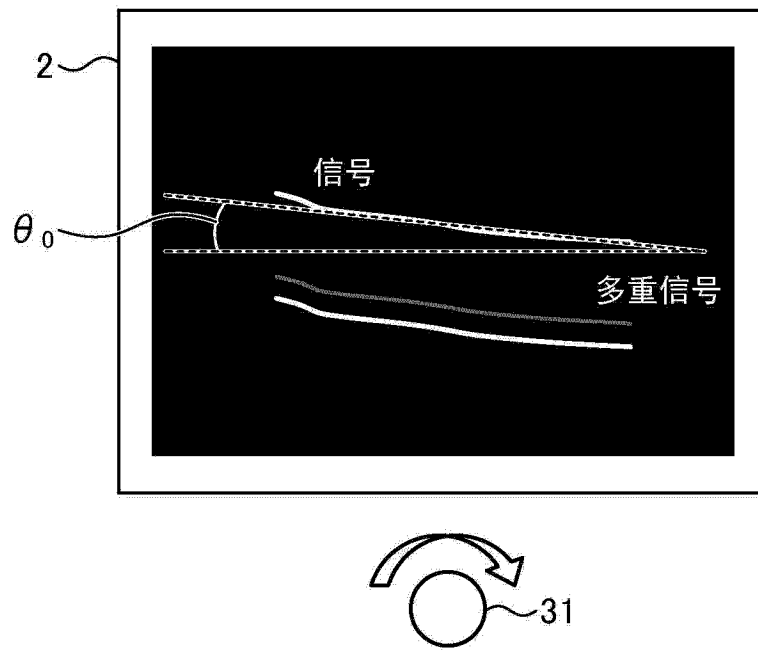


图 11

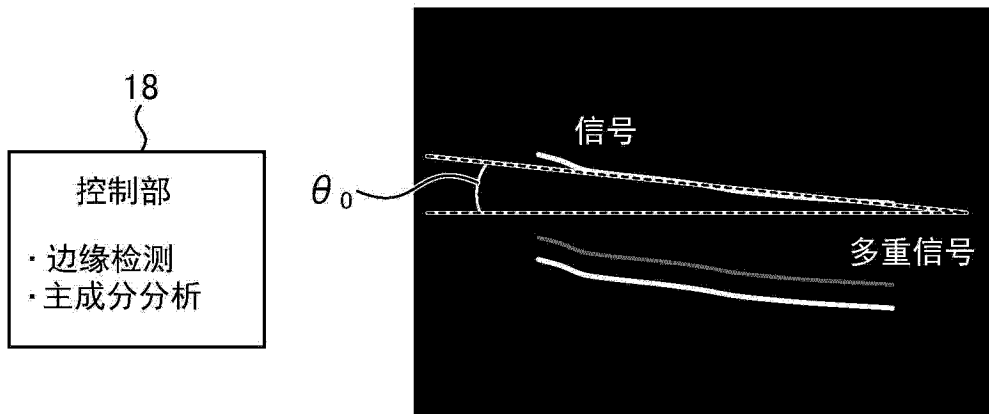


图 12

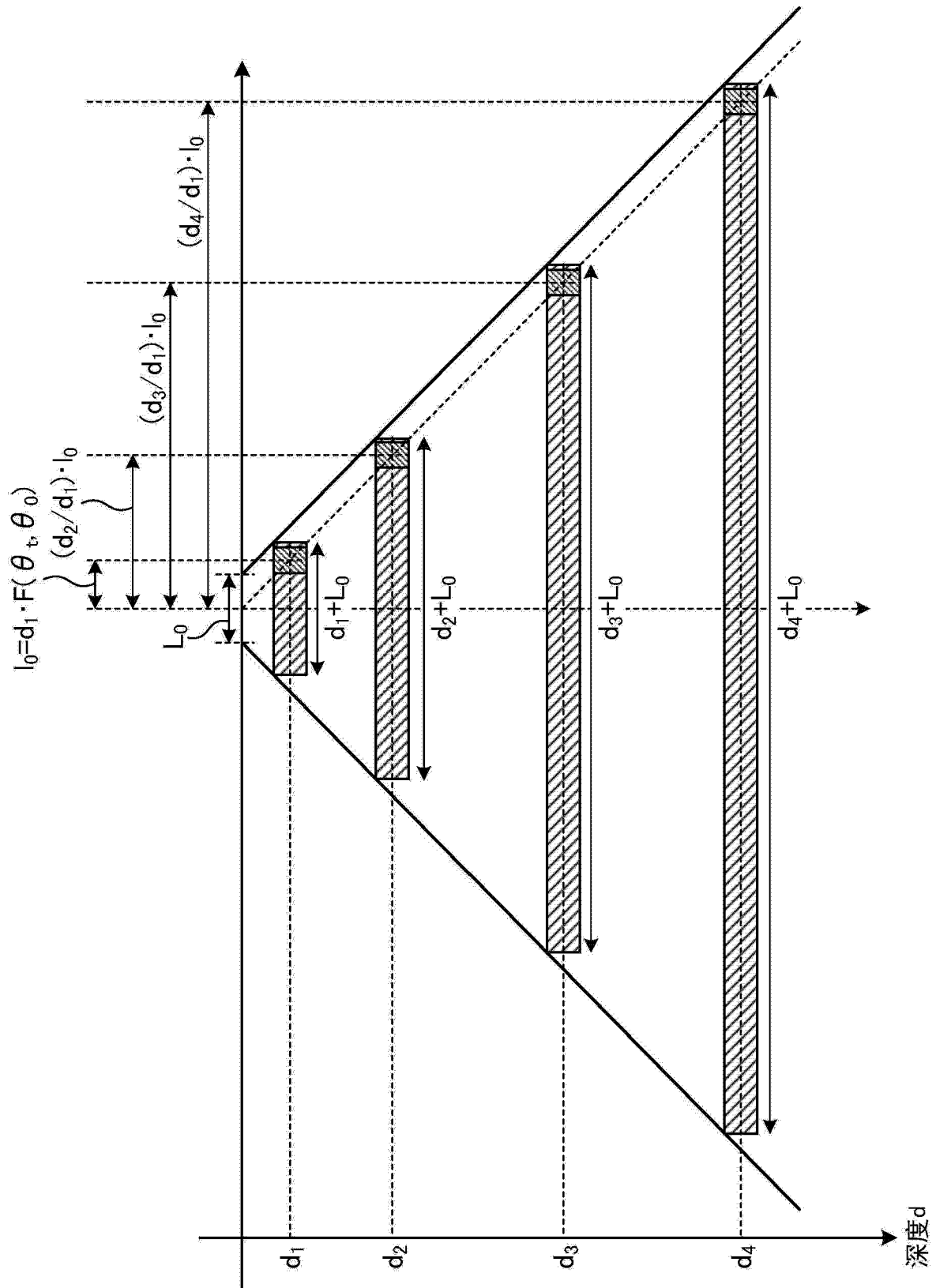


图 13

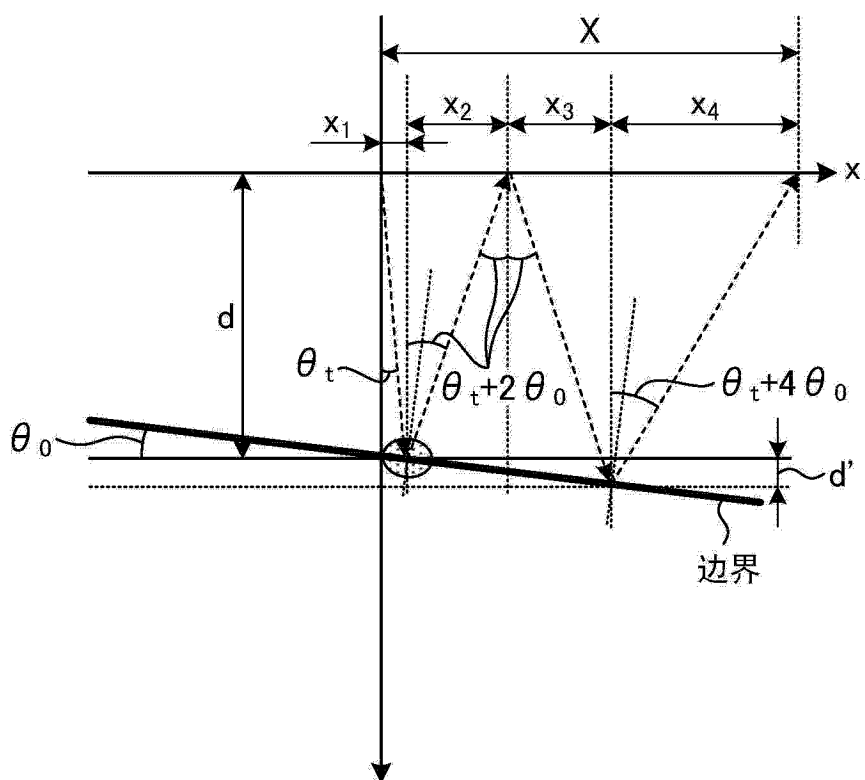


图 14

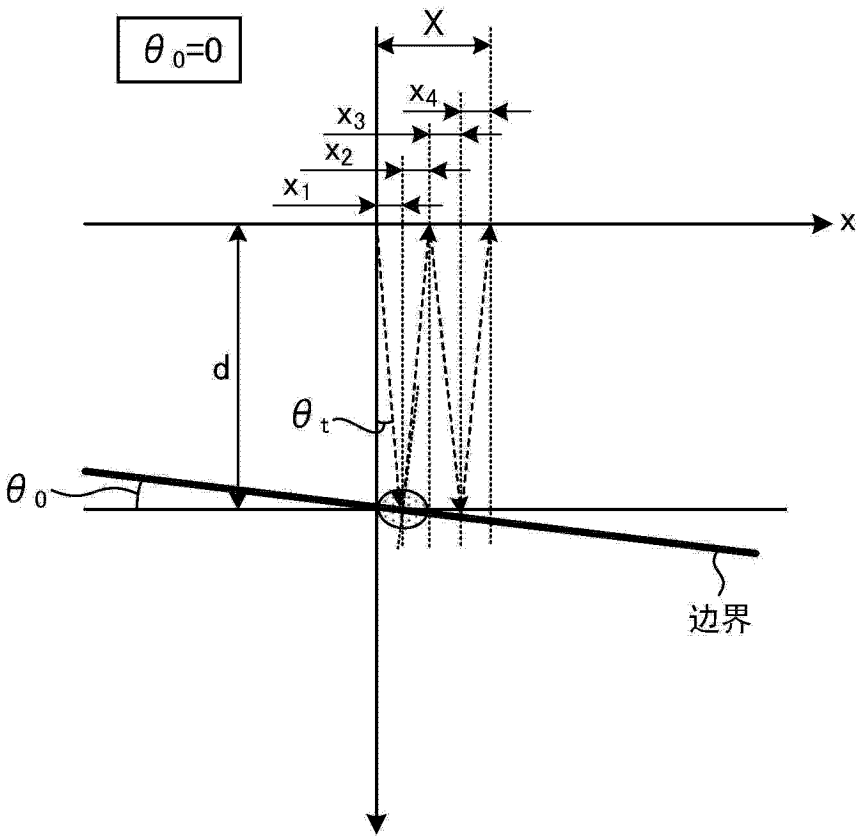


图 15

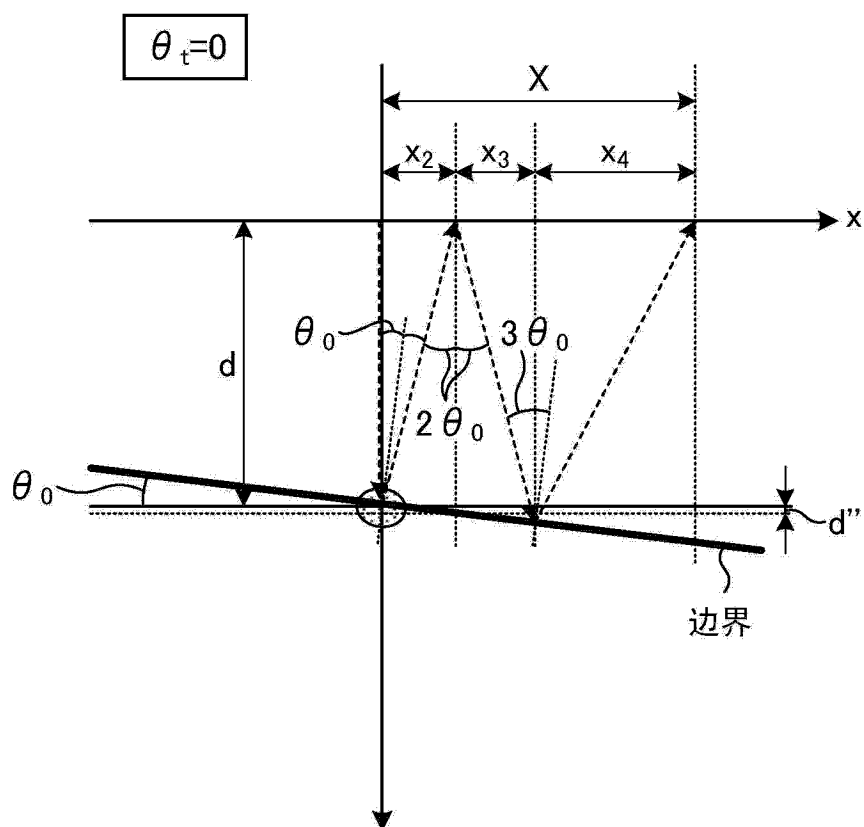


图 16

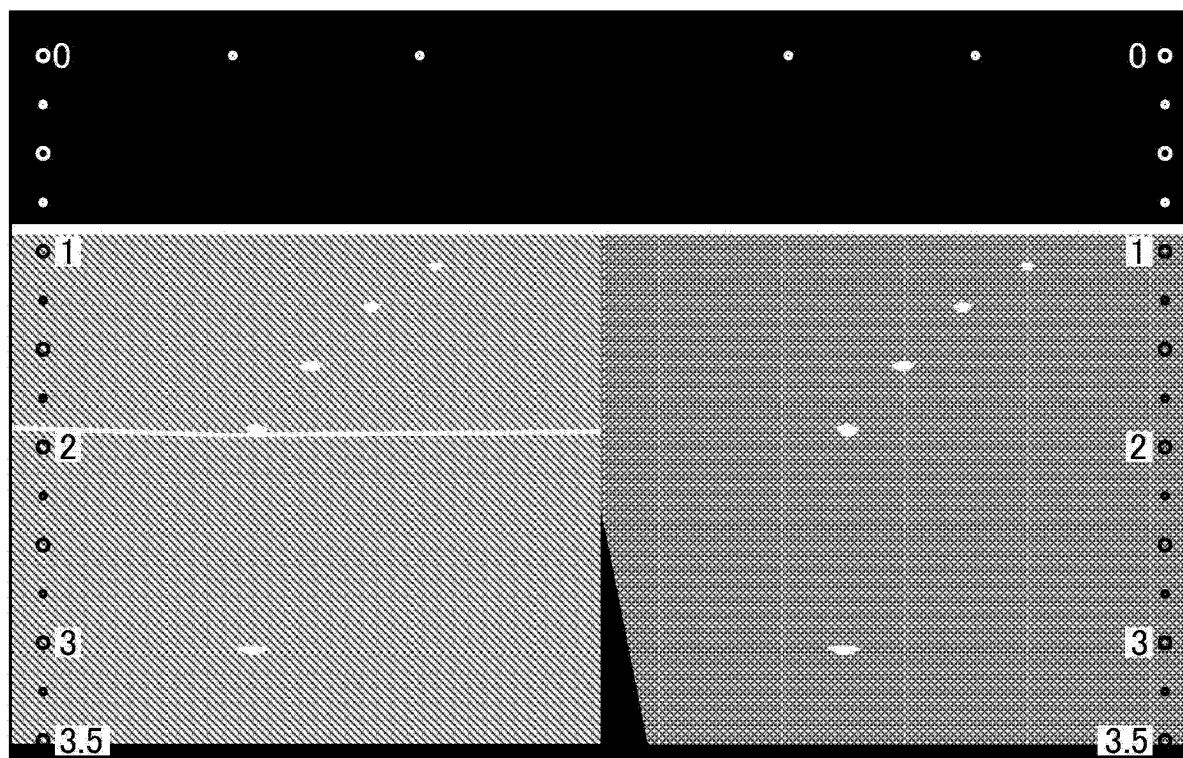


图 17

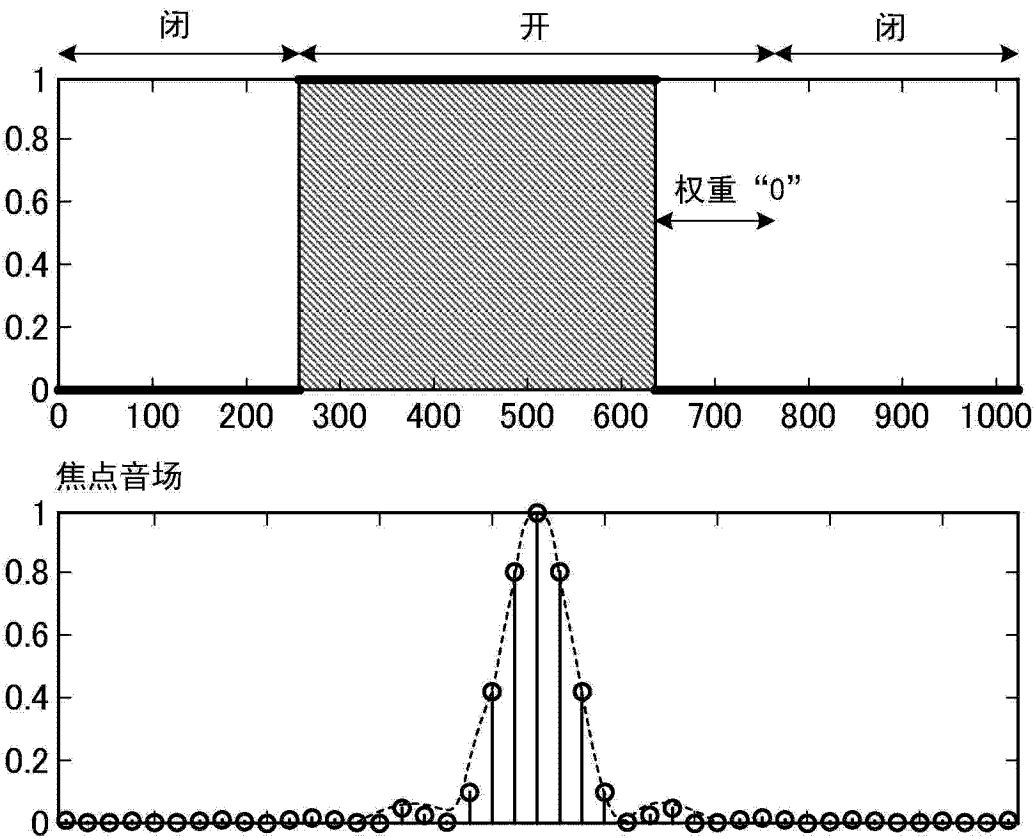


图 18

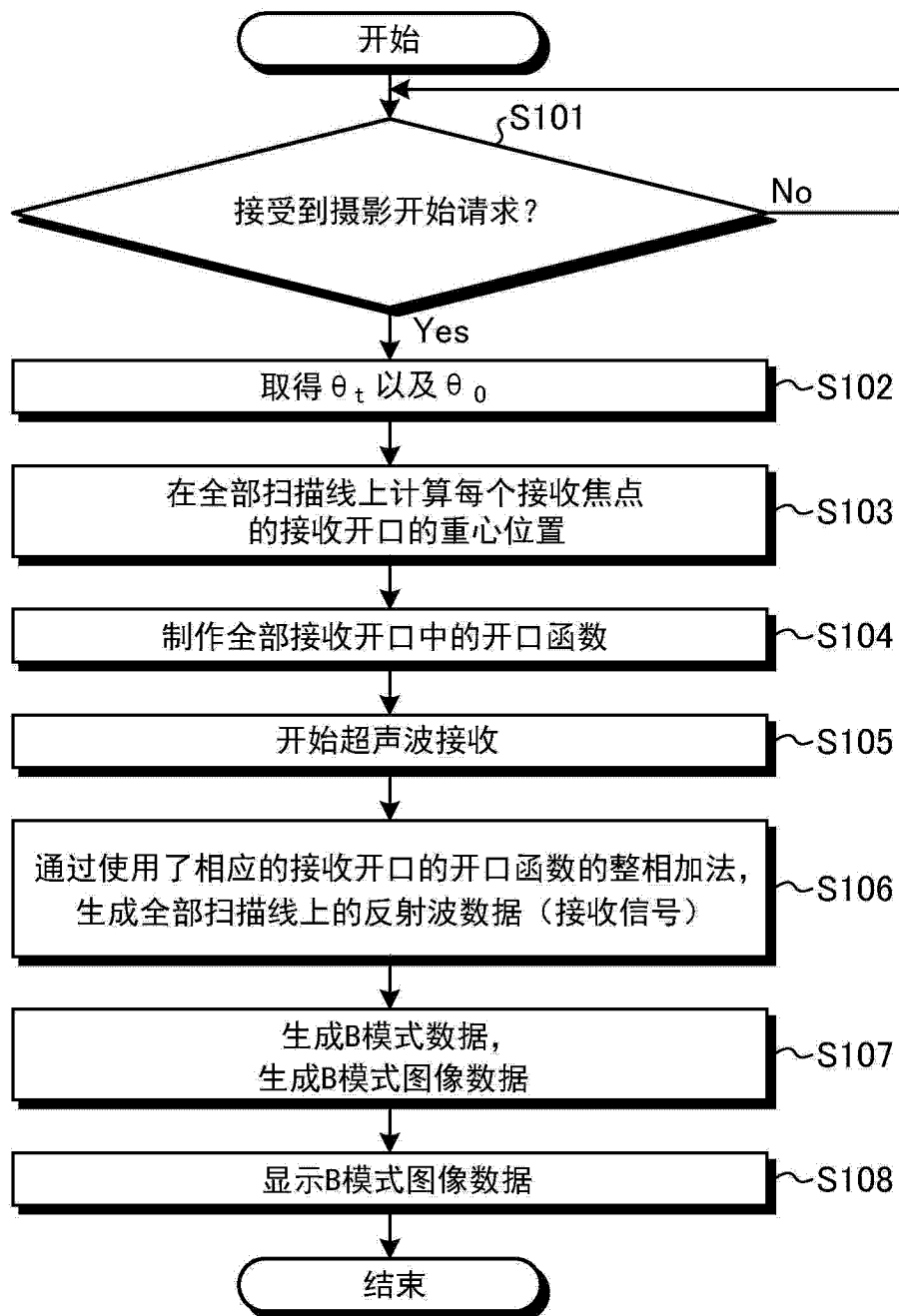


图 19

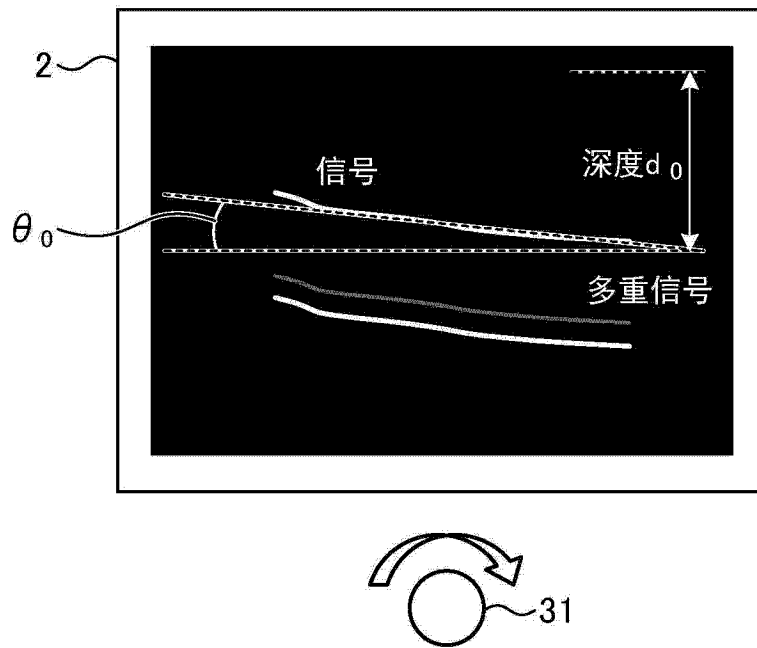


图 20

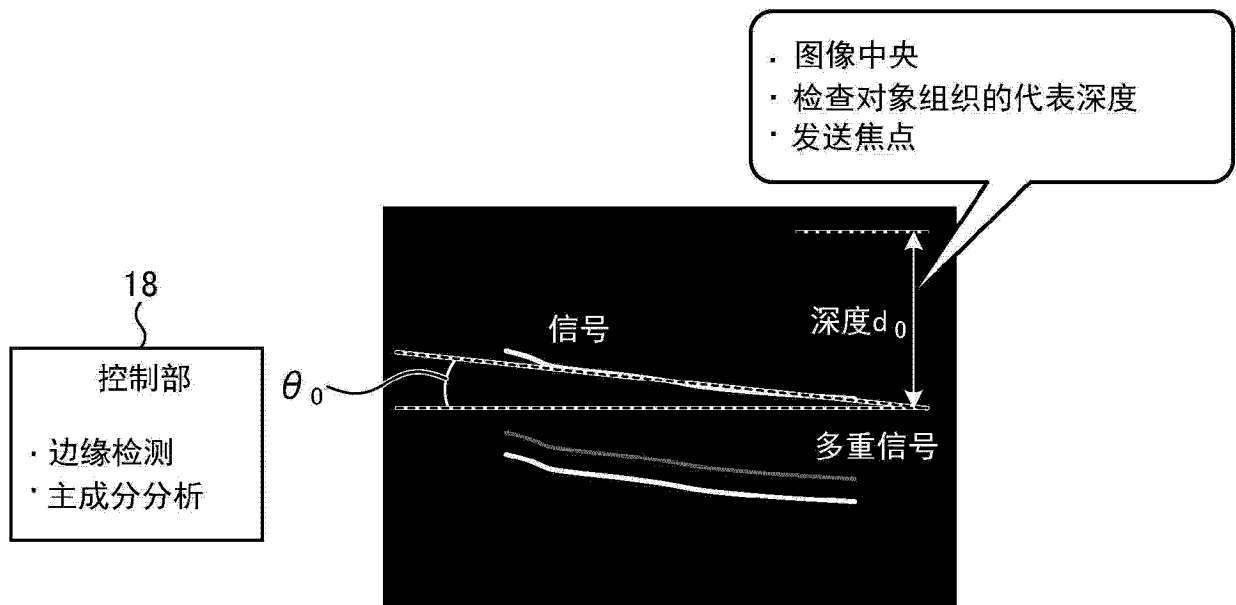


图 21

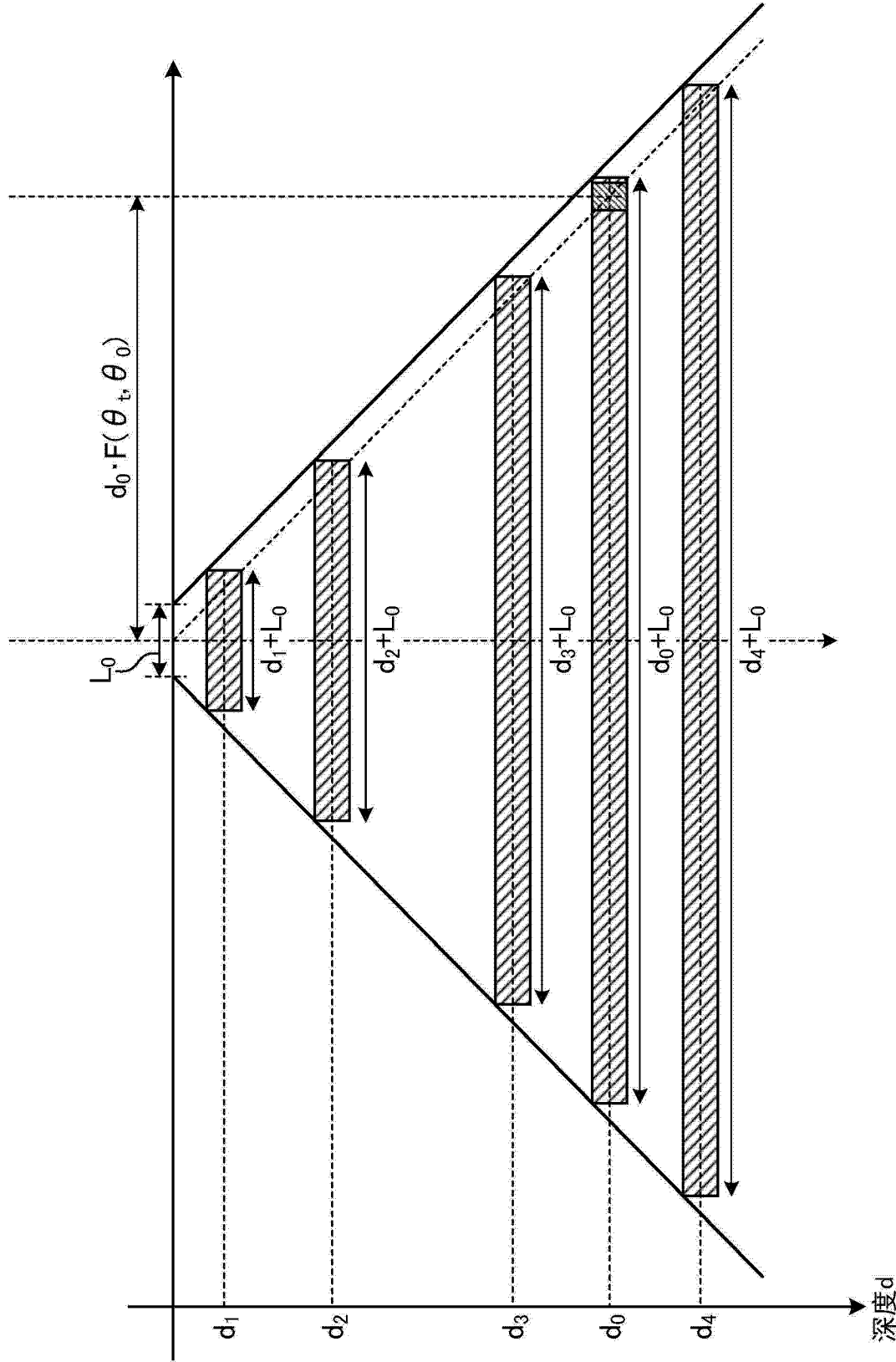


图 22

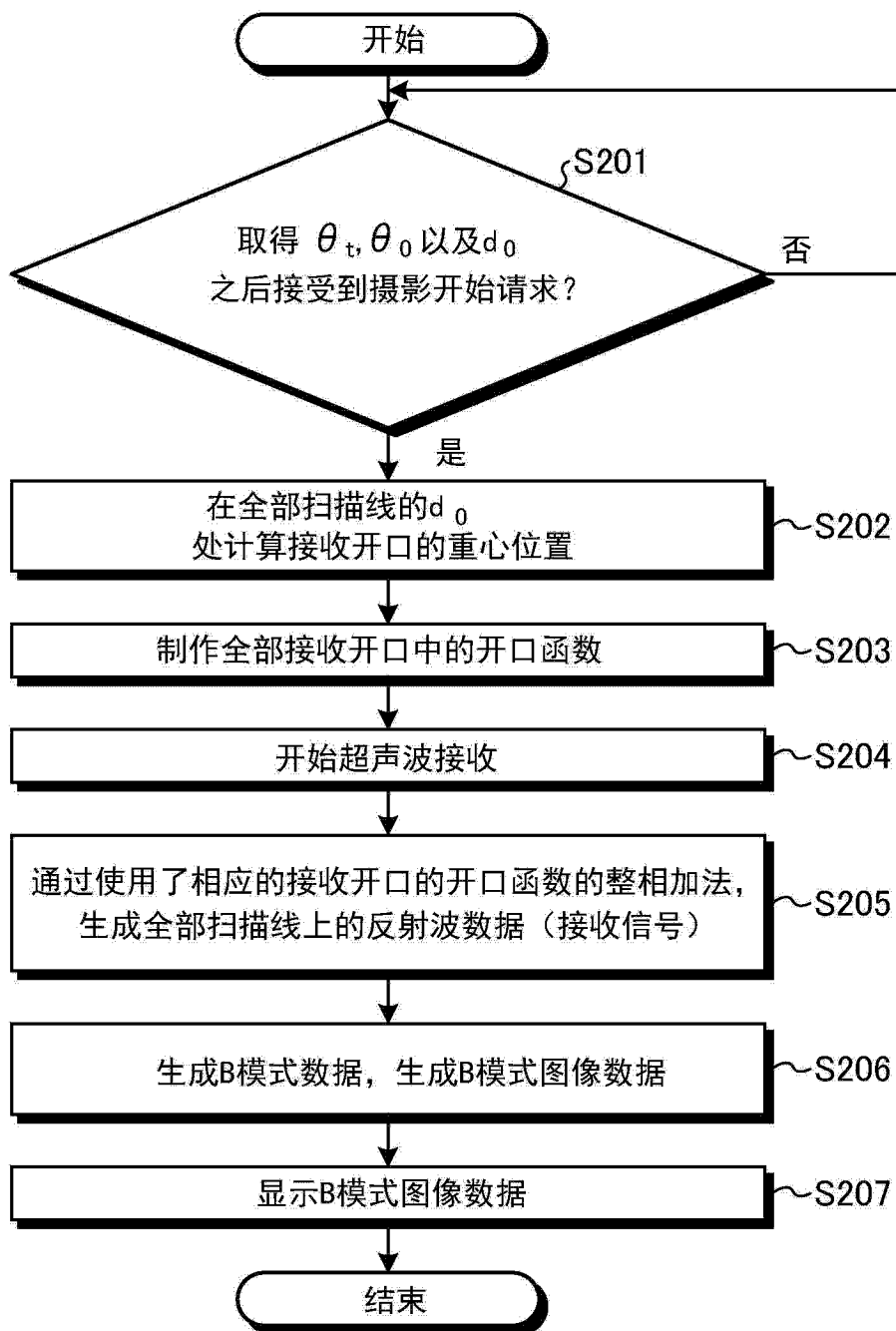


图 23

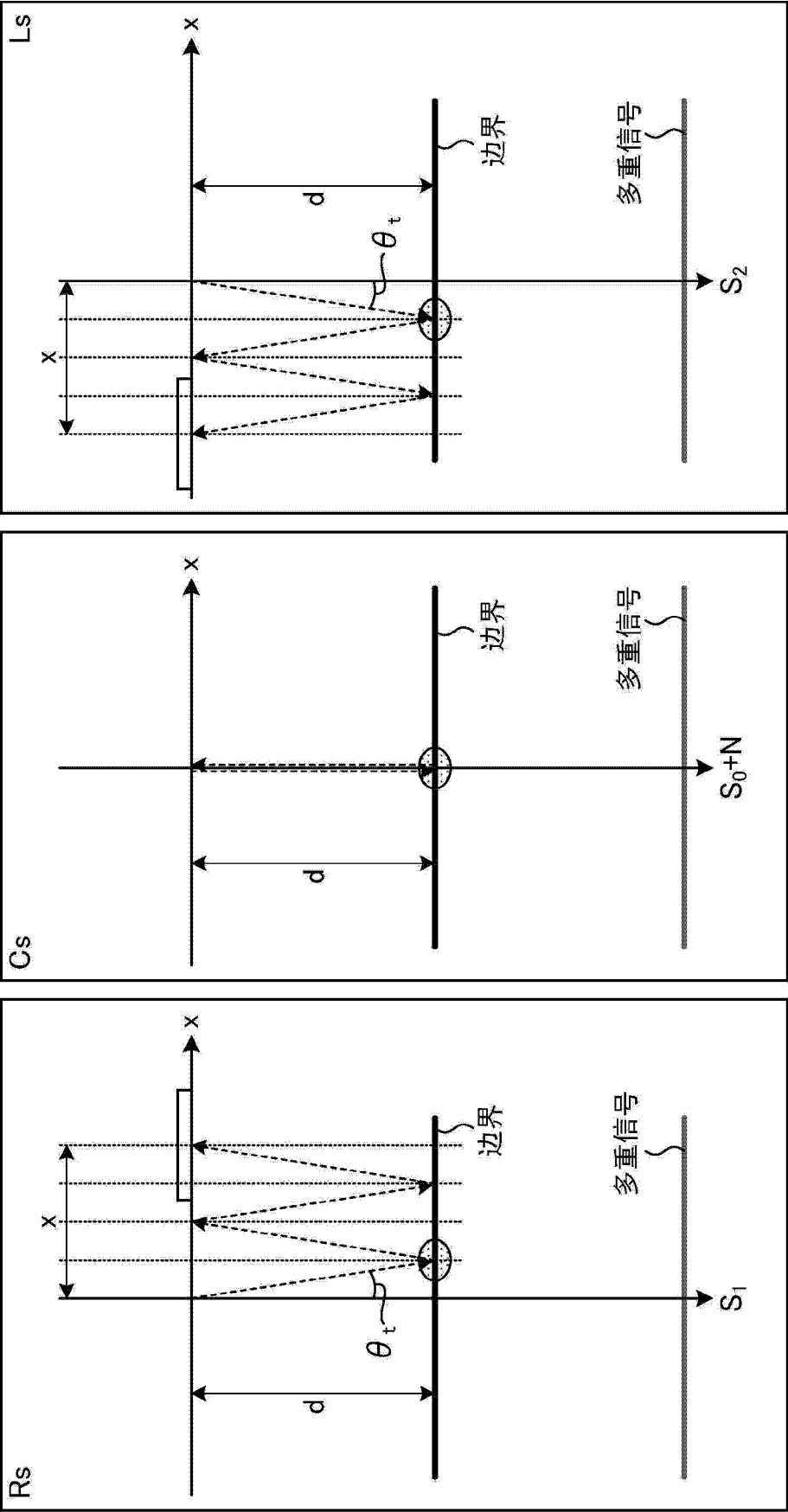


图 24

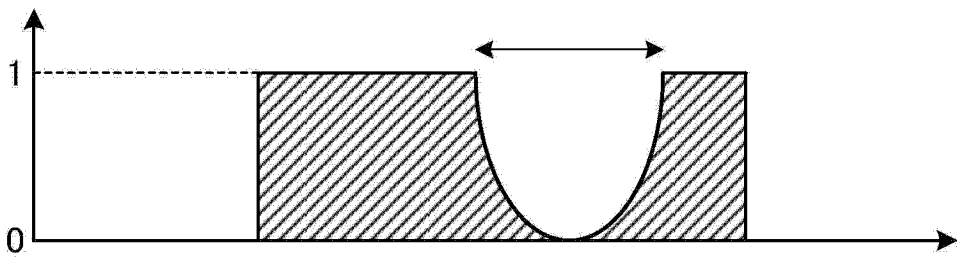


图 25

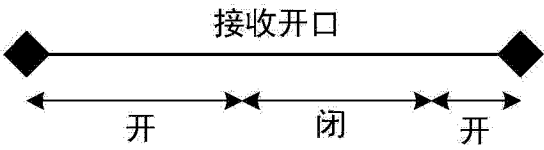


图 26

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN104825187A	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201510065590.0	申请日	2015-02-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	本庄泰德 阿部康彦 川岸哲也 平间信 佐藤武史		
发明人	本庄泰德 阿部康彦 川岸哲也 平间信 佐藤武史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8927 G01S7/52038 A61B8/5207 A61B8/14 G01S7/52046 G01S15/8995 G01S15/8993 A61B8/5269 A61B8/4488 A61B8/0858 G01S15/8979 A61B8/54		
代理人(译)	杨谦		
优先权	2014023624 2014-02-10 JP		
其他公开文献	CN104825187B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供能够降低多重反射的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。超声波诊断装置具备控制部、处理部以及图像生成部。控制部基于三个角中的至少一个，选择由在规定的方向上排列的振子群构成的接收开口的至少一个振子，该三个角为：向被检体发送的超声波的偏转角、规定的一个方向与表示被检体内中的构造物的边界的方向所成的角、以及相对于与振子群的中央相交的规定的方向的法线方向垂直的方向与表示边界的方向所成的角。处理部对至少一个接收信号执行处理，使接收信号的信号强度降低为比至少一个振子以外的振子所产生的接收信号的信号强度低，并输出接收开口的接收信号。图像生成部基于接收开口的接收信号生成超声波图像数据。

