



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102149331 B

(45) 授权公告日 2013. 10. 30

(21) 申请号 200980135277. 2

(22) 申请日 2009. 09. 03

(30) 优先权数据

2008-231244 2008. 09. 09 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 03. 09

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/065437 2009. 09. 03

(87) PCT申请的公布数据

W02010/029890 JA 2010. 03. 18

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 御园和裕

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6146330 A, 2000. 11. 14, 全文.

JP 特开 2007-14485 A, 2007. 01. 25, 全文.

CN 101011267 A, 2007. 08. 08,

审查员 陈昭阳

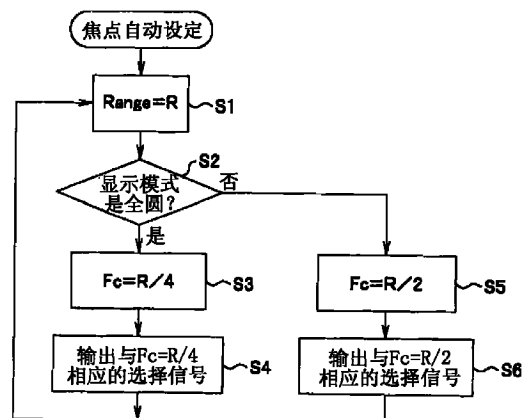
权利要求书2页 说明书17页 附图19页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断装置的焦点位置控制方法

(57) 摘要

超声波诊断装置(1)具有能够使超声波振子(2a)发送规定的焦点位置的超声波的作为振子驱动单元的发送部(11)以及能够对超声波图像中的显示在监视器(8)上的显示区域进行变更的作为显示区域变更单元的CPU(5),该超声波诊断装置(1)根据上述变更的结果控制作为上述振子驱动单元的发送部(11),来变更超声波的焦点位置。



1. 一种超声波诊断装置,从超声波振子向被检体发送超声波,将超声波图像显示在监视器上,该超声波诊断装置的特征在于,具备:

振子驱动单元,其能够使上述超声波振子发送规定的焦点位置的超声波;

显示区域变更单元,其能够对上述超声波图像中的显示在上述监视器上的作为显示范围的显示区域进行变更;以及

控制单元,其根据上述显示区域变更单元的变更结果,控制上述振子驱动单元,来变更上述超声波的焦点位置。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元通过控制由定时调整单元调整的上述振子驱动单元中的上述超声波的发送定时,来变更上述超声波图像的焦点位置。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备存储单元,该存储单元存储有与上述超声波图像中的显示在上述监视器上的显示区域相应的发送定时信息,

在存在上述显示区域的变更时,上述控制单元从上述存储单元读出与变更后的显示区域相应的发送定时信息,根据所读出的该发送定时信息,控制上述定时调整单元来变更上述超声波图像的焦点位置。

4. 根据权利要求 1 至 3 中的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波图像中的显示在上述监视器上的显示区域是上述超声波振子进行径向扫描时径向显示上述超声波图像的全圆显示或该全圆显示一半的半圆显示、或者基于上述超声波图像中的关心区域显示的显示区域。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元在将上述显示区域变更为上述径向显示的上述全圆显示的情况下,将至少两个标记显示在上述监视器的画面上,上述标记表示进行径向显示的超声波图像的焦点位置。

6. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元对执行流模式时的 B 模式帧的超声波图像的焦点位置和流模式帧的超声波图像的焦点位置分别进行变更。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元在变更了执行上述流模式时的超声波图像中的显示在上述监视器上的显示区域的情况下,调整关心区域的显示大小以配置在上述超声波图像的显示区域内。

8. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述存储单元还存储与具有上述超声波振子的超声波探针的类型相应的焦点位置的初始设定信息,

上述控制单元读出基于与上述振子驱动单元相连接的超声波探针的上述初始设定信息,根据所读出的该初始设定信息来变更上述焦点位置。

9. 根据权利要求 2 至 3 中的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备用于变更上述超声波图像的焦点位置的操作单元,

上述控制单元根据上述操作单元的操作,将上述超声波图像的焦点位置设定在近点位置、中点位置以及远点位置这三级中的任一个位置处。

10. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述存储单元包含与上述超声波振子的排列位置相应的延迟量的信息来作为上述发送定时信息。

11. 一种从超声波振子向被检体发送超声波并将超声波图像显示在监视器上的超声波诊断装置的焦点位置控制方法,其特征在于,包括以下步骤:

对上述超声波图像中的显示在上述监视器上的作为显示范围的显示区域进行变更;以及

根据上述显示区域的变更结果,控制对上述超声波振子进行驱动的振子驱动单元来变更上述超声波的焦点位置。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置的焦点位置控制方法,其特征在于,  
通过控制由定时调整单元调整的上述振子驱动单元中的上述超声波的发送定时,来变更上述超声波图像的焦点位置。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置的焦点位置控制方法,其特征在于,  
当存在上述显示区域的变更时,从存储有与上述超声波图像中的显示在上述监视器上的显示区域相应的发送定时信息的存储单元中读出与变更后的显示区域相应的发送定时信息,根据所读出的该发送定时信息,控制上述定时调整单元来变更上述超声波图像的焦点位置。

14. 根据权利要求 11 至 13 中的任一项所述的超声波诊断装置的焦点位置控制方法,其特征在于,

上述超声波图像中的显示在上述监视器上的显示区域是上述超声波振子进行径向扫描时径向显示上述超声波图像的全圆显示或该全圆显示一半的半圆显示、或者基于上述超声波图像中的关心区域显示的显示区域。

## 超声波诊断装置以及超声波诊断装置的焦点位置控制方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够在变更超声波图像的显示区域时与变更后的显示区域相应地变更超声波图像的焦点位置的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的焦点位置控制方法。

### 背景技术

[0002] 近年来,在医疗用领域以及工业用领域中广泛使用超声波诊断装置。超声波诊断装置从超声波振子向生物体组织反复发送超声波,接收从生物体组织反射的超声波的回波信号,从而将生物体内的信息显示成作为可视图像的超声波断层图像(下面简称为超声波图像)。

[0003] 特别地,以电子方式驱动超声波振子来扫描体腔内的电子扫描式的超声波诊断装置能够自由地变更扫描方法,除了能够进行显示普通的黑白图像的B模式下的扫描以外,还能够进行流模式等各种模式下的扫描,该流模式包含能够将血流可视化为图像的彩色流模式。

[0004] 作为能够进行上述各种模式下的扫描的超声波诊断装置,例如存在日本特开平11-290318号公报所记载的超声波诊断装置。

[0005] 该日本特开平11-290318号公报所记载的超声波诊断装置具有发送电路、模式输入部、发送控制电路以及发送条件存储器,该发送控制电路从上述发送条件存储器获得由操作者从上述模式输入部输入的关注区域(ROI:Region Of Interest的缩写,下面称为ROI)的位置以及与模式(相当于B模式的基波模式或者能够显示比B模式图像更清晰的谐波图像等的高次谐波模式)相对应的发送条件,根据所获得的该发送条件控制上述发送电路,来调整发送频率、发送时的焦点深度、发送开口的口径等动作状态。

[0006] 并且,该日本特开平11-290318号公报所记载的超声波诊断装置事先以在基波模式下使超声波的焦点聚焦于ROI、而在高次谐波模式下使超声波的焦点聚焦于比ROI稍浅的位置处的方式设定发送条件,由此无论是基波模式还是高次谐波模式都能够使表示最大声压的区域与ROI相重合,其结果,无论在哪种模式下都可以提高ROI的图像质量,并防止在切换模式时图像质量高的区域的位置发生变化。

[0007] 一般来说,在使用超声波图像进行观察时,操作者除了切换各模式以外,还通过变更执行各模式时显示的超声波图像的显示区域,来显示期望的超声波断层图像。

[0008] 然而,在上述日本特开平11-290318号公报所记载的超声波诊断装置中,即使存在基波模式或者高次谐波模式的切换,焦点位置也是固定的,另外,除了上述模式的切换以外,即使在变更执行各模式时显示的超声波图像的显示区域的情况下,焦点位置同样也是固定的。

[0009] 即,在上述日本特开平11-290318号公报所记载的超声波诊断装置中,在将执行各模式时显示的超声波图像的显示区域变更为操作者期望的显示区域的情况下,由于焦点位置不一致,因此无法显示高清晰的超声波图像,另外,为了使焦点位置一致,需要使用操

作部进行调整,从而存在麻烦、难处理之类的问题。

[0010] 因此,本发明是鉴于上述问题点而完成的,其目的在于提供一种构成为在变更了超声波图像的显示区域的情况下与显示区域相应地变更超声波图像的焦点位置来能够减少用于调节焦点位置的操作的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的焦点位置控制方法。

## 发明内容

### [0011] 用于解决问题的方案

[0012] 本发明的超声波诊断装置从超声波振子向被检体发送超声波,将超声波图像显示在监视器上,该超声波诊断装置具有:振子驱动单元,其能够使上述超声波振子发送规定的焦点位置的超声波;显示区域变更单元,其能够对上述超声波图像中的显示在上述监视器上的显示区域进行变更;以及控制单元,其根据上述显示区域变更单元的变更结果,控制上述振子驱动单元,来变更上述超声波的焦点位置。

[0013] 本发明的从超声波振子向被检体发送超声波并将超声波图像显示在监视器上的超声波诊断装置的焦点位置控制方法包括以下步骤:对上述超声波图像中的显示在上述监视器上的显示区域进行变更;以及根据上述显示区域的变更结果,控制驱动上述超声波振子的振子驱动单元来变更上述超声波的焦点位置。

## 附图说明

[0014] 图 1 是表示本发明的第一实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构框图。

[0015] 图 2 是表示图 1 的控制器具体结构的框图。

[0016] 图 3 是表示图 1 的键盘具体结构的结构图。

[0017] 图 4 是表示图 3 的触摸面板操作部的结构例的图。

[0018] 图 5 是表示图 1 的超声波振子 No(序号)与发送延迟量之间关系的图表。

[0019] 图 6 是表示存储在图 1 的存储部中的发送定时信息一例的数据图(map data)。

[0020] 图 7 是用于说明第一实施方式的超声波诊断装置的作用的、表示 CPU 的控制处理的流程的流程图。

[0021] 图 8 是表示在变更为径向显示中的全圆显示时显示出焦点位置的状态的画面显示图。

[0022] 图 9 是在图 8 的全圆显示中变更显示范围时的画面显示图。

[0023] 图 10 是表示使用现有技术将显示区域从图 8 的全圆显示变更为半圆显示时焦点位置固定不变的状态的画面显示图。

[0024] 图 11 是表示将显示区域从图 8 的全圆显示变更为半圆显示时焦点位置被变更的状态的画面显示图。

[0025] 图 12 是用于说明本发明的第二实施方式所涉及的超声波诊断装置的作用的、表示 CPU 的控制处理的流程的流程图。

[0026] 图 13 是表示在执行流模式时使用现有技术与 ROI 的显示位置相应地移动焦点位置的状态的画面显示图。

[0027] 图 14 是表示与 ROI 的显示无关地显示 B 模式帧的超声波图像中的焦点位置的状态

态的画面显示图。

[0028] 图 15 是表示在执行流模式时显示了 ROI 的情况下显示出焦点位置的状态的画面显示图。

[0029] 图 16 是从图 15 所示的全圆显示模式变更为半圆显示模式的情况下的画面显示图。

[0030] 图 17 是表示显示出执行流模式时的 ROI 的焦点位置以及 B 模式的焦点位置的状态的画面显示图。

[0031] 图 18 是表示在从图 17 的状态中去除掉 ROI 的情况下显示全圆显示模式的焦点位置的状态的画面显示图。

[0032] 图 19 表示第二实施方式的超声波诊断装置的变形例,是表示 CPU 的控制处理的流程的流程图。

[0033] 图 20 是表示执行流模式时的全圆显示模式的焦点位置的画面显示图。

[0034] 图 21 是表示执行流模式时的半圆显示模式的焦点位置的画面显示图。

[0035] 图 22 是用于说明本发明的第三实施方式所涉及的超声波诊断装置的作用的、表示 CPU 的控制处理的流程的流程图。

[0036] 图 23 是表示在执行流模式时显示将显示范围放大之前的 ROI 的状态的画面显示图。

[0037] 图 24 是表示在从图 23 的状态放大了显示范围的情况下将 ROI 的显示区域配置在超声波图像的显示区域内的状态的画面显示图。

[0038] 图 25 是用于说明本发明的第四实施方式所涉及的超声波诊断装置的作用的、表示 CPU 的控制处理的流程的流程图。

[0039] 图 26 是表示在半圆显示模式的超声波图像的显示画面上按所连接的超声波探针的类型设定不同的焦点位置的状态的画面显示图。

[0040] 图 27 是表示在全圆显示模式的超声波图像的显示画面上设定了适于所连接的超声波探针的焦点位置的状态的画面显示图。

[0041] 图 28 是用于说明本发明的第五实施方式所涉及的超声波诊断装置的作用的、表示 CPU 的控制处理的流程的流程图。

## 具体实施方式

[0042] 下面参照附图来说明本发明的实施方式。

[0043] (第一实施方式)

[0044] 图 1 至图 11 涉及到本发明的第一实施方式,图 1 是表示超声波诊断装置的结构框图,图 2 是表示图 1 的控制器具体结构的框图,图 3 是表示图 1 的键盘具体结构的结构图,图 4 是表示图 3 的触摸面板操作部的结构例的图,图 5 是表示图 1 的超声波振子 No 与发送延迟量之间的关系的数据图,图 6 是表示存储在图 1 的存储部中的发送定时信息的一例的数据图,图 7 是说明第一实施方式的超声波诊断装置的作用的流程图,图 8 至图 11 是用于说明第一实施方式的超声波诊断装置的作用的监视器的画面显示图。

[0045] 如图 1 所示,第一实施方式的超声波诊断装置 1 构成为具有超声波探针 2、数字波束形成器 (Digital Beam Former) 3、信号处理板 4、CPU 5、主存储器 6、外围装置 7 以及监

视器 8。

[0046] 超声波探针 2 是将多个超声波振子 2a(下面有时也称为元件)排列而成的。这些多个超声波振子 2a 经由信号线与上述数字波束形成器 3 进行电连接。

[0047] 此外,对该超声波探针 2 使用以电子方式驱动上述多个超声波振子 2a 来扫描体腔内的电子扫描式的探针。另外,由于该电子扫描式的超声波探针 2 的具体结构与已有的电子扫描式超声波探针相同,因此省略说明。

[0048] 数字波束形成器 3 能够安装和拆卸自如地连接上述超声波探针 2。该数字波束形成器 3 构成超声波收发单元以及作为定时调整部的定时调整单元。并且,该数字波束形成器 3 以及上述信号处理板从上述超声波探针 2 获得回波信号来生成超声波图像,所生成的该超声波图像经由 CPU 5、外围装置 7 被显示在上述监视器 8 上。

[0049] 接着,说明数字波束形成器 3 的结构。

[0050] 如图 1 所示,数字波束形成器 3 构成为具有控制器 10、发送部 11、多路转换器(MUX)12、接收部 13、ADC(数模变换器)14、波束形成器 15 以及 MUX 控制器 16。

[0051] 作为振子驱动部的发送部 11 构成振子驱动单元,接收部 13 构成超声波接收单元。上述发送部 11 生成用于驱动由多路转换器 12 选择的超声波振子 2a 的发送用的电信号,输出给相对应的超声波振子 2a。该超声波振子 2a 将所提供的发送用的电信号通过各振动元件变换为超声波,并向未图示的被检体发送该超声波。

[0052] 然后,由被检体反射的超声波通过超声波振子 2a 的各振动元件再次变换为电信号,变换后的电信号经由多路转换器 12 被输入到接收部 13。

[0053] 多路转换器 12 根据 MUX 控制器 16 的指示,从超声波探针 2 的多个超声波振子 2a 中选择要驱动的超声波振子 2a。

[0054] 此外,上述 MUX 控制器 16 根据来自上述控制器 10 的扫描控制器 22 的控制信号,来控制由多路转换器 12 进行的超声波探针 2a 的选择。

[0055] 接收部 13 例如包括放大器、BPF、LPF 等,将来自各超声波探针 2a 的接收信号放大并输出到 ADC 14。

[0056] ADC 14 对放大后的接收信号进行 A/D 变换来变换为数字数据,并输出到波束形成器 15。

[0057] 波束形成器 15 根据来自上述控制器 10 的扫描控制器 22 的定时信号,与多个超声波振子 2a 的驱动相应地延迟被变换为数字数据的各接收数据并将这些数据进行合成,将通过该合成而得到的合成数据输出到上述信号处理板 4 内的信号处理部 17。

[0058] 另一方面,在从超声波探针 2 的超声波振子 2a 发送超声波的情况下,作为发送调整单元的控制部 10 调整上述发送部 11 发送上述超声波的发送定时。

[0059] 控制器 10 构成为具有扫描控制器 22 和定时发生器 23。

[0060] 通过总线 17A,扫描控制器 22 与信号处理板 4 的信号处理部 17 进行电连接,由后述的 CPU 5 控制该扫描控制器 22。并且,扫描控制器 22 根据 CPU 5 的指示,控制发送部用的定时发生器 23,由此控制发送部 11 发送超声波的发送定时。另外,扫描控制器 22 生成定时信号并输出到上述波束形成器 15。

[0061] 此外,稍后记述构成本发明的主要部分的控制器 10 的具体结构。

[0062] 接着,说明信号处理板 4、CPU 5、主存储器 6 以及外围装置 7 的结构。

[0063] 信号处理板 4 构成为具有信号处理部 17, 该信号处理部 17 被输入来自数字波束形成器 3 的合成数据。此外, 信号处理板 4 不限于图 1 所示的结构, 也可以适当地设置需要的组件。

[0064] 信号处理部 17 根据被输入的合成数据的类型进行信号处理。

[0065] 例如, 在 B 模式的情况下, 信号处理部 17 进行带通滤波器处理、Log 压缩、检波、增益调整、对比度调整等用于生成 B 模式数据的处理。另外, 在流模式的情况下, 信号处理部 17 进行用于生成与血流有关的彩色数据的处理。并且, 信号处理部 17 将处理得到的声线数据按每一帧存储到未图示的帧存储器中。

[0066] CPU 5 对存储在信号处理部 17 的未图示的帧存储器中的声线数据进行坐标变换, 通过图像处理来生成图像显示用的数字超声波数据, 通过内部总线 9 输出到外围装置 7 的 I/F(接口) 21。

[0067] I/F 21 具有视频处理部, 使用该视频处理部将数字超声波数据变换为模拟图像信号并输出到监视器 8, 使监视器 8 显示基于该模拟图像信号的超声波图像。

[0068] 上述外围装置 7 构成为具有上述 I/F 21、键盘 18、归档系统 19 以及构成存储单元的存储部 20。

[0069] 归档系统 19 存储有使用该超声波诊断装置 1 进行诊断所需的各种数据、例如患者信息、每个患者的超声波图像数据等。此外, 该归档系统 19 例如也可以构成为经由配置在医院内的网络与服务器进行连接, 来获得所需的数据、信息。

[0070] 作为操作部的键盘 18 构成操作单元, 例如图 3 所示, 构成为具有各种键操作部 18a、由多个开关构成的第一开关操作部 18b、由跟踪球等构成的第二开关操作部 18c、由对各种设定进行上下操作的多个开关构成的第三开关操作部 18d 以及作为使用了 LCD 的触摸面板操作部的第四开关操作部 18e。

[0071] 此外, 键盘 18 不限于图 3 所示的结构, 可以适当地增加或者减少开关操作部, 还可以变更开关操作部的布局。

[0072] 另外, 上述第四开关操作部 18e 例如显示手动调焦菜单用的操作面板画面 30, 在该操作面板画面 30 上配置有指示选择调焦级数的第一按钮 31、调整焦点位置的第二按钮 32、调整焦点深度的第三按钮 33、将焦点复位的第四按钮 34、对焦点进行预设的第五按钮 35 以及用于取消该手动调焦菜单用模式的第六按钮 36。此外, 在第五按钮 35 附近设置有焦点位置 (focus position) 显示部 35a, 在该焦点位置显示部 35a 上显示设定在近点位置 (N)、中点位置 (M) 或者远点位置 (F) 处的焦点位置。

[0073] 存储部 20 存储有由 CPU 5 对上述数字波束形成器 3、信号处理板 4 以及外围装置 7 等超声波诊断装置 1 整体进行控制所需的程序。

[0074] 存储部 20 还存储有与超声波图像中的显示在监视器 8 上的显示区域相应的发送定时信息以及与超声波探针 2 的类型相应的焦点位置初始设定信息等用户设定信息。

[0075] 接着, 使用图 2、图 5 以及图 6 说明构成本发明的主要部分的控制器 10 的具体结构以及根据 CPU 5 的控制由控制器 10 提供的发送定时信息。

[0076] 如图 2 所示, 控制器 10 与 CPU 5 一起构成作为显示区域变更部的显示区域变更单元, 扫描控制器 22 与定时发生器 23 通过内部总线 24 进行电连接。

[0077] 扫描控制器 22 构成为具有 DSP (Digital Signal Processor: 数字信号处理

器)25、双端口 RAM 26 以及扫描控制器部 27。该扫描控制器部 27 与上述总线 17A 进行连接,由 CPU 5 控制该扫描控制器部 27。

[0078] 扫描控制器部 27 根据 CPU 5 的指示,控制上述定时发生器 23。

[0079] 定时发生器 23 构成为具有快闪存储器 28、定时发生器部 29 以及 Tx(发送)控制器部 30。

[0080] Tx 控制器部 30 根据扫描控制器部 27 的指示,基于来自定时发生器部 29 的定时信号,将用于变更发送部 11 发送超声波的发送定时的控制信号输出到发送部 11。

[0081] 另外,在本实施方式中,在从扫描控制器 22 提供了发送定时信息的情况下,Tx 控制器部 30 将该发送定时信息写入到快闪存储器 28,将与该发送定时信息内的基于来自 CPU 5 的选择信号的发送定时信息相应的定时信号输出到发送部 11。

[0082] 此外,期望的是来自 Tx 控制器部 30 的定时信号输出两个系统的触发以例如生成正脉冲和负脉冲的双极性脉冲。

[0083] 因而,通过将这种定时信号输出到发送部 11,发送部 11 根据该发送定时来变更由超声波振子 2a 发送超声波的发送定时。由此变更超声波图像的焦点位置。

[0084] 在这种情况下,为了变更超声波图像的焦点位置,必须调整与超声波振子 2a 的排列位置(超声波振子 No)相应的延迟量。

[0085] 图 5 中示出了与多个焦点位置 A~H(图 5 中将焦点位置 F1 至 F8 记载为 A~H)相应的超声波振子 No(对应于排列位置)和延迟量之间的关系。

[0086] 此外,本实施方式的超声波诊断装置 1 如图 5 所示那样与焦点位置相应地改变发送开口。另外,上述超声波诊断装置 1 能够与 B 模式或者流模式相应地改变发送开口、即驱动的超声波振子 2a 的数量。并且,上述超声波诊断装置 1 能够与要使用的超声波探针 2 相应地切换在焦点位置最深处使用的超声波振子 2a 的数量。

[0087] 另外,图 6 示出了表示这种延迟量的发送焦点延迟数据的数据图。即,如图 6 所示的发送焦点延迟数据的数据图作为针对超声波探针 2 的每个类型的上述定时信息而存储在上述存储部 20 中。

[0088] 在本实施方式中,作为控制部的 CPU 5 构成控制单元,与超声波图像中的显示在监视器 8 上的显示区域的变更相应地控制定时发生器 23 的发送定时来变更超声波图像的焦点位置。

[0089] 即,当由于利用键盘 18 进行操作而上述显示区域发生变更时,CPU 5 从存储部 20 中读出图 6 所示的发送焦点延迟数据的数据图,经由扫描控制器 22 将该数据图写入到定时发生器 23 的快闪存储器 28 中。

[0090] 然后,CPU 5 识别变更后的显示区域,将与该变更后的显示区域相对应的用于选择发送焦点延迟数据的选择信号经由内部总线 24 输出到 Tx 控制器部 30。

[0091] Tx 控制器部 30 从被写入在快闪存储器 28 中的数据图中抽出基于该选择信号的发送焦点延迟数据,将基于该发送焦点延迟数据的定时信号输出到发送部 11 来变更焦点位置。

[0092] 接着,使用图 7 至图 11 说明第一实施方式的超声波诊断装置的作用。

[0093] 此外,图 7 是表示 CPU 的控制处理的流程的流程图,图 8 是表示变更为径向显示下的全圆显示时显示出焦点位置的状态的画面显示图,图 9 是在图 8 的全圆显示中变更显

示范围时的画面显示图,图 10 是表示使用现有技术将显示区域从图 8 的全圆显示变更为半圆显示时焦点位置固定不变的状态的画面显示图,图 11 是表示利用图 1 的超声波诊断装置将显示区域从图 8 的全圆显示变更为半圆显示时焦点位置被变更的状态的画面显示图。

[0094] 在此,设为操作者使用图 1 所示的超声波诊断装置 1 自动设定显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点。在这种情况下,图 1 的 CPU 5 读出并执行存储在存储部 20 中的图 7 所示的程序。

[0095] CPU 5 在步骤 S1 的处理中,判断当前正在执行的模式下的显示范围(图 7 中记载为 R:Range),然后转移到接下来的步骤 S2 的判断处理。

[0096] 在步骤 S2 的处理中,CPU 5 判断当前执行的显示模式是否为径向显示下的全圆显示模式,在是全圆显示模式的情况下,将处理转移到步骤 S3,在不是全圆显示模式的情况下,将处理转移到步骤 S5。

[0097] 在步骤 S3 的处理中,由于显示模式是全圆显示模式,因此 CPU 5 通过运算将焦点位置(图 7 中记载为 Focus Point:Fc)Fc 设定为 R/4 或者 R/4 附近,然后将处理转移到步骤 S4。

[0098] 在步骤 S4 的处理中,CPU 5 生成焦点位置 Fc 为 R/4 或者 R/4 附近的选择信号,经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23。

[0099] 此外,在执行焦点自动设定时,CPU 5 从存储部 20 中读出图 6 所示的发送焦点延迟数据的数据图,经由扫描控制器 22 将该数据图写入到定时发生器 23 的快闪存储器 28 中。

[0100] 这样,定时发生器 23 的 Tx 控制器部 30(参照图 2)从被写入在快闪存储器 28 中的数据图中抽出基于所提供的选择信号的发送焦点延迟数据,将基于该发送焦点延迟数据的定时信号输出到发送部 11,由此变更显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点位置。

[0101] 此外,在这种情况下,CPU 5 使用信号处理部 17 以及 I/F 21,将表示焦点位置的标记 40 的影像信号叠加在当前显示的超声波图像数据中进行显示。

[0102] 因而,通过进行这种处理,例如图 8 所示那样,能够在监视器 8 上沿着显示框的一边的两个位置、即显示范围 R 的 1/4 或者 1/4 附近的位置处配置表示焦点位置的标记 40,并且显示焦点位置位于该标记 40 的位置处的全圆显示的超声波图像。

[0103] 在这种情况下,在全圆显示模式下,由于是 360 度的径向显示图像,因此除了上述标记 40 以外,也可以沿着监视器 8 的图像显示框的上侧或者下侧的一边,在显示范围 R 的 1/4 或者 1/4 附近的位置处设置另外两个标记 40。

[0104] 另外,如果图 8 所示的显示范围 R 例如是 6cm 范围,则全圆显示的超声波图像的半径为 3cm,因此,该情况下的标记 40 配置在该半径的一半即 1.5cm 的各个位置处或者 1.5cm 附近。

[0105] 在这种情况下,假设例如图 9 所示那样将显示范围 R 变更为 12cm,则全圆显示的超声波图像的半径为 6cm,从而标记 40 配置在该半径的一半即 3cm 的各个位置处或者 3cm 附近。

[0106] 另一方面,在上述步骤 S2 的判断处理中判断为不是全圆显示模式的情况下,CPU 5 识别为显示区域从全圆显示模式被变更为半圆显示模式,从而通过步骤 S5 的处理,通过运算将焦点位置 Fc 设定为 R/2 或者 R/2 附近,然后将处理转移到步骤 S6。

[0107] 在步骤 S6 的处理中,CPU 5 生成焦点位置 Fc 为 R/2 或者 R/2 附近的选择信号,经

由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23。

[0108] 这样,定时发生器 23 的 Tx 控制器部 30 从被写入在快闪存储器 28 中的数据图中抽出基于所提供的选择信号的发送焦点延迟数据,将基于该发送焦点延迟数据的定时信号输出到发送部 11,由此变更显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点位置。

[0109] 即,在现有技术中,即使将作为例如图 8 所示的显示范围 R( $R = 6\text{cm}$ ) 的显示区域从全圆显示模式变更为半圆显示模式,也如图 10 所示那样,表示焦点位置的标记 40a 仍与全圆显示模式时同样地配置在设定显示范围的中央的位置即 1.5cm 的位置处。

[0110] 然而,在本实施方式中,通过进行如上所述的处理,即使将图 9 所示的显示范围 12cm 的显示区域从全圆显示模式变更为半圆显示模式,也能够如图 11 所示那样将表示焦点位置的标记 40 配置在显示范围 R(此时由于是半圆模式,因此是 6cm) 的 1/2 位置 (3cm) 或者 1/2 位置附近,并且对焦点位置位于该标记 40 的位置处的半圆显示的超声波图像进行显示。

[0111] 然后,CPU 5 在执行上述步骤 S4 或者步骤 S6 的处理之后,将处理返回到步骤 S1,准备进行超声波图像中的显示在监视器 8 上的显示区域(显示范围)的变更。

[0112] 因而,根据第一实施方式,构成为在变更了超声波图像的显示区域的情况下,与显示区域相应地变更超声波图像的焦点位置,从而能够减少用于调整焦点位置的操作。

[0113] 另外,即使变更显示区域,在监视器 8 上也显示与焦点位置对应的超声波图像,因此对于操作者来说容易进行观察,并且能够获得高清晰的超声波图像,还可以实现大幅地提高超声波诊断装置的操作性能的效果。

[0114] 此外,在第一实施方式中,说明了在监视器 8 的画面显示框的垂直方向的一边上配置两个表示焦点位置的标记 40 的情况,但是并不限于此,例如也可以构成为在监视器 8 的画面显示框 的水平方向的一边上配置两个以上的标记 40。

[0115] (第二实施方式)

[0116] 图 12 至图 18 涉及到本发明的第二实施方式,图 12 是用于说明第二实施方式的超声波诊断装置的作用的、表示 CPU 的控制处理的流程的流程图,图 13 是表示在执行流模式时使用现有技术与 ROI 的显示位置相应地移动焦点位置的状态的画面显示图,图 14 是表示与 ROI 的显示无关地显示 B 模式帧的超声波图像中的焦点位置的状态的画面显示图,图 15 是表示在执行流模式时显示了 ROI 的情况下显示焦点位置的状态的画面显示图,图 16 是从图 15 所示的全圆显示模式变更为半圆显示模式的情况下的画面显示图,图 17 是表示显示出执行流模式时的 ROI 的焦点位置以及 B 模式的焦点位置的状态的画面显示图,图 18 是表示从图 17 的状态中去除掉 ROI 的情况下显示全圆显示模式的焦点位置的状态的画面显示图。

[0117] 第二实施方式的超声波诊断装置 1 的结构与上述第一实施方式的超声波诊断装置 1 相同,但是构成控制单元的 CPU 5 的控制动作不同。此外,下面针对与上述第一实施方式不同的控制动作进行说明。

[0118] 具体地说,第二实施方式的超声波诊断装置 1 构成为,超声波图像中的显示在监视器 8 上的显示区域的变更对应于执行流模式时显示的 ROI 的显示区域的变更,在变更了 ROI 的显示区域的情况下,也将超声波图像的焦点位置与该 ROI 的显示区域相应地进行变更。

[0119] 另外,超声波诊断装置 1 构成为,在执行流模式时将 B 模式和流模式进行时间分割得到的 B 模式帧和流模式帧的各图像数据叠加显示在监视器 8 上,对执行上述流模式时的 B 模式帧的超声波图像的焦点位置和流模式帧的超声波图像的焦点位置分别进行变更。

[0120] 接着,使用图 12 至图 16 说明第二实施方式的超声波诊断装置的作用。

[0121] 在此,设为操作者使用图 1 所示的超声波诊断装置 1 自动设定显示在监视器 8 上的执行流模式获得的超声波图像的焦点。在这种情况下,图 1 的 CPU 5 读出并执行存储在存储部 20 中的图 12 所示的与流模式相对应的程序。

[0122] CPU 5 在步骤 S10 的处理中,将 ROI 41 的起点坐标(图 12 和图 16 中记载为 S) ROI\_S 设为“A”,将 ROI 的终点坐标(图 12 和图 16 中记载为 E) ROI\_E 设定为“B”,然后将处理转移到步骤 S11。

[0123] 在步骤 S11 的处理中,CPU 5 判断要进行图像处理的超声波数据是否为 B 模式帧,在是 B 模式帧的情况下,执行步骤 S12 以后的程序,在不是 B 模式帧的情况下将处理转移到步骤 S18。

[0124] 在是 B 模式帧的超声波数据的情况下,与上述第一实施方式同样地,CPU 5 在步骤 S12 的处理中判断当前的显示范围 R 并进行设定,然后转移到接下来的步骤 S13 的判断处理。

[0125] 在步骤 S13 的判断处理中,判断当前正在执行的显示模式是否为径向显示下的全圆显示模式,在全圆显示模式的情况下,将处理转移到步骤 S14,在不是全圆显示模式的情况下,将处理转移到步骤 S16。

[0126] 在显示模式是全圆显示模式的情况下,与上述第一实施方式的步骤 S3 以及步骤 S4 的处理(参照图 7)同样地,CPU 5 在步骤 S14 的处理中,通过运算将焦点位置  $F_c$  设定为  $R/4$  或者  $R/4$  附近,在接下来的步骤 S15 的处理中,生成焦点位置  $F_c$  为  $R/4$  或者  $R/4$  附近的选择信号,经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23。

[0127] 这样,定时发生器 23 的 Tx 控制器部 30(参照图 2)从被写入在快闪存储器 28 中的数据图中抽出基于所提供的选择信号的发送焦点延迟数据,将基于该发送焦点延迟数据的定时信号输出到发送部 11,由此变更显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点位置。

[0128] 因而,在执行流模式时,如果是 B 模式帧的超声波数据并且显示模式是全圆模式,则与上述第一实施方式同样地,能够在监视器 8 上将表示焦点位置的标记 40 配置在显示范围 R 的  $1/4$  或者  $1/4$  附近的位置处,并且对焦点位置位于该标记 40 的位置处的全圆显示的超声波图像进行显示。

[0129] 即,在现有技术中,在执行流模式时,表示焦点位置的标记 40a 例如图 13 所示那样与 ROI 的显示位置联动地进行变更,但是在本实施方式中,如果是执行流模式时的 B 模式帧的超声波数据,则与 ROI 41 的显示位置无关地,如图 14 所示那样与上述第一实施方式同样地将标记 40 配置在显示范围 R 的  $1/4$  或者  $1/4$  附近的位置处。

[0130] 另一方面,在显示模式是半圆显示模式的情况下,与上述第一实施方式中的步骤 S5 以及步骤 S6 的处理(参照图 7)同样地,CPU 5 在步骤 S16 的处理中,通过运算将焦点位置  $F_c$  设定为  $R/2$  或者  $R/2$  附近,接着,在步骤 S17 的处理中,生成焦点位置  $F_c$  为  $R/2$  或者  $R/2$  附近的选择信号,经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23。

[0131] 这样,定时发生器 23 的 Tx 控制器部 30(参照图 2)从被写入在快闪存储器 28 中的数据图中抽出基于所提供的选择信号的发送焦点延迟数据,将基于该发送焦点延迟数据的定时信号输出到发送部 11,由此变更显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点位置。

[0132] 因而,在执行流模式时,如果是 B 模式帧的超声波数据并且显示模式是半圆模式,则与上述第一实施方式同样地,如图 16 所示那样,能够在监视器 8 上将表示焦点位置的标记 40 配置在显示范围 R 的  $1/2$  或者  $1/2$  附近的位置处,并且对焦点位置位于该标记 40 的位置处的半圆显示的超声波图像进行显示。

[0133] 接着,在上述步骤 S11 的判断处理中,在判断为不是 B 模式帧的超声波数据的情况下,CPU 5 判断为是用于执行显示 ROI 41 的彩色流模式的流模式帧的超声波数据,在步骤 S18 的处理中,通过运算将 ROI 41 的焦点位置 Ff 设定为  $(A+B)/2$ 。

[0134] 接着,CPU 5 在接下来的步骤 S19 的处理中,生成焦点位置 Ff 为  $(A+B)/2$  或者  $(A+B)/2$  附近的选择信号,经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23。

[0135] 这样,定时发生器 23 的 Tx 控制器部 30(参照图 2)从被写入在快闪存储器 28 中的数据图中抽出基于所提供的选择信号的发送焦点延迟数据,将基于该发送焦点延迟数据的定时信号输出到发送部 11,由此变更显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点位置。

[0136] 因而,在执行流模式时,如果是流模式帧的超声波数据,则如图 14 所示那样,能够在监视器 8 上将表示焦点位置的标记 40A 配置在 ROI 41 的显示区域内的  $(A+B)/2$  或者  $(A+B)/2$  附近的位置处,并且对焦点位置位于该标记 40A 的位置处的 ROI 41 的血流图像进行显示。

[0137] 在第二实施方式中,即使操作者变更了 ROI 41 的显示区域,也无需进行复杂的操作,就能够变更 ROI 41 的焦点位置。

[0138] 即,CPU 5 在接下来的步骤 S20 的判断处理中,判断是否进行了用于变更 ROI 41 的显示区域的、利用键盘 18 的键操作进行的键输入,在存在键输入的情况下,将处理转移到步骤 S21,在没有键输入的情况下,将处理返回到步骤 S11。

[0139] 在步骤 S21 的处理中,CPU 5 取入通过步骤 S22 检测出的基于操作者的键输入的 ROI 141 的变更坐标  $(X, Y)$ ,将 ROI 41 的起点坐标 A 设为  $(A+X)$ ,将终点坐标 B 设定为  $(B+Y)$ ,来进行 ROI 41 的显示区域的变更。

[0140] 在这种情况下,CPU 5 将处理再次返回到步骤 S11,再次进行上述步骤 S18 和步骤 S19 的处理,由此在变更了 ROI 41 的显示区域的情况下,也将表示焦点位置的标记 40A 配置在该变更后的 ROI 41 的大致中心处(参照图 14 和图 16)。

[0141] 此外,在第二实施方式中,CPU 5 在执行流模式时显示 ROI 41 的情况下,对表示 B 模式帧的超声波图像中的焦点位置的标记 40 进行控制使得即使将显示模式变换为图 15 所示的全圆显示模式或者图 16 所示的半圆显示模式(凸面显示),也不改变焦点位置。

[0142] 另外,在第二实施方式中,CPU 5 在进行操作来取消执行流模式时的 ROI 41 的显示的情况下,进行取消该 ROI 41 的显示的控制,并且进行控制使得仅显示表示 B 模式帧的超声波图像中的焦点位置的标记 40。

[0143] 因而,在这种情况下,如图 17 所示,在监视器 8 上将标记 40A 配置在 ROI 41 的大致中央处,将标记 40 配置在 B 模式帧的超声波图像中的焦点位置(显示范围  $R/4$  或者  $R/4$

附近的位置)处,但是如图 18 所示,在去除掉 ROI 41 的情况下,只将标记 40 配置在 B 模式帧的超声波图像中的焦点位置(显示范围 R/4 或者 R/4 附近的位置)处。

[0144] 此外,在第二实施方式中,说明了将表示 ROI 41 的焦点位置的标记 40A 和表示 B 模式帧的超声波图像的焦点位置的标记 40 这两个标记叠加显示在一个画面上的情况,但是也可以只显示表示 B 模式的焦点位置的标记 40。由于流模式的焦点位置位于 ROI 的中央附近,即使省略显示,用户也能够掌握焦点位置。

[0145] 因而,根据第二实施方式,能够在执行流模式时分别变更 B 模式帧的焦点位置和流模式的焦点位置,并且,即使变更了 ROI 41 的显示区域,也能够始终以焦点位置位于 ROI 41 的大致中心位置处的方式配置标记 40A。

[0146] 由此,在执行流模式时,也能够减少调整焦点位置的操作。其它的效果与第一实施方式相同。

[0147] (变形例)

[0148] 图 19 至图 21 表示上述第二实施方式的超声波诊断装置的变形例,图 19 是表示 CPU 的控制处理的流程的流程图,图 20 是表示执行流模式时的全圆显示模式的焦点位置的画面显示图,图 21 是表示执行流模式时的半圆显示模式的焦点位置的画面显示图。

[0149] 在本变形例中,CPU 5 能够与上述第二实施方式大致同样地进行控制,使得在执行流模式时,如果是 B 模式帧的超声波数据,则无论是全圆显示模式还是半圆显示模式,都以超声波图像的焦点位置是显示范围的 R/4 或者 R/4 附近的位置的方式进行变更,并且,操作者通过键操作能够自如地变更该焦点位置。

[0150] 具体地说,由 CPU 5 执行的图 19 所示的程序(步骤 S30~步骤 S41)与上述第二实施方式的程序(参照图 12)大致相同,但是步骤 S33 的判断处理、步骤 S35 以及步骤 S36 的处理不同。

[0151] 即,CPU 5 在步骤 S33 的处理中判断为显示模式不是全圆的情况下、即显示模式是半圆模式的情况下,与全圆显示模式的情况同样地也将处理转移到步骤 S34。

[0152] 在步骤 S34 的处理中,CPU 5 取入通过步骤 S35 检测出的基于操作者的键输入的焦点位置  $F_c$  的移动量  $S$ ,通过运算将焦点位置  $F_c$  设定为  $R/4+S$ ,然后将处理转移到步骤 S36。

[0153] 在步骤 S36 的处理中,CPU 5 生成焦点位置  $F_c$  是  $R/4+S$  的选择信号,经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23。

[0154] 这样,定时发生器 23 的 Tx 控制器部 30 从被写入在快闪存储器 28 中的数据图中抽出基于所提供的选择信号的发送焦点延迟数据,将基于该发送焦点延迟数据的定时信号输出到发送部 11,由此变更显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点位置。

[0155] 通过进行这种处理,执行流模式时的 B 模式帧的超声波图像的焦点位置如图 20 和图 21 所示那样不管是全圆显示模式还是半圆显示模式都始终位于相同的焦点位置,还能够变更为基于操作者的焦点位置变更操作的焦点位置。

[0156] 此外,对于执行流模式时的流模式帧的情况下的 ROI 41 的焦点位置,与上述第二实施方式同样地进行动作,来将标记 40A 配置在相同的焦点位置处。

[0157] 因而,根据本变形例,在执行流模式时,如果是 B 模式帧的超声波数据,则能够与显示模式无关地始终将标记 40 配置在相同的焦点位置处,因此操作者能够以该标记 40 为基准容易地变更焦点位置来进行调整。其它的效果与上述第二实施方式相同。

[0158] (第三实施方式)

[0159] 图 22 至图 24 涉及到本发明的第三实施方式,图 22 是用于说明第三实施方式的超声波诊断装置的作用的、表示 CPU 的控制处理的流程的流程图,图 23 是表示在执行流模式时显示将显示范围放大之前的 ROI 的状态的画面显示图,图 24 是表示在从图 23 的状态放大了显示范围的情况下将 ROI 的显示区域配置在超声波图像的显示区域内的状态的画面显示图。

[0160] 第三实施方式的超声波诊断装置 1 的结构与上述第一实施方式的超声波诊断装置 1 相同,但是构成控制单元的 CPU 5 的控制动作不同。此外,下面针对与上述第一实施方式不同的控制动作进行说明。

[0161] 在第三实施方式中,CPU 5 与上述第二实施方式大致同样地进行控制,但是在变更了执行流模式时的超声波图像中的显示在监视器 8 上的显示区域(显示范围 R)的情况下,进行控制以在上述超声波图像的显示区域内对 ROI 41 的大小进行配置。

[0162] 具体地说,由 CPU 5 执行的图 22 所示的程序(步骤 S50~步骤 S64)与上述第二实施方式的程序(参照图 12)大致相同,但是步骤 S50 的处理不同,另外,新设置了步骤 S58 和步骤 S59 的处理。

[0163] 在此,设为从如图 23 所示那样在执行流模式时与显示范围 R 相应的超声波图像和 ROI 41 显示在监视器 8 上的状态起,通过操作者利用键盘 18 的操作来放大显示范围 R。

[0164] CPU 5 执行图 22 所示的将显示范围 R 放大后执行的程序,在步骤 S50 的处理中,将 ROI 41 的起点坐标 ROI\_S 设为“A”,将 ROI 的终点坐标 ROI\_E 设定为“B”,并且判断放大后的显示范围 R',然后将处理转移到步骤 S51。

[0165] 然后,在步骤 S51 的判断处理中,CPU 5 判断进行图像处理的超声波数据是否为 B 模式帧,在是 B 模式帧的情况下,执行步骤 S52 以后的例程,在不是 B 模式帧的情况下,将处理转移到步骤 S58。

[0166] 此外,由于在步骤 S52 至步骤 S57 的例程中与上述第二实施方式同样地进行动作,因此省略说明。

[0167] 在步骤 S58 的处理中,CPU 5 判断当前正在执行的显示范围 R'。

[0168] 然后,CPU 5 在接下来的步骤 S59 的处理中,使用显示范围 R 和显示范围 R' 的数值求出放大率  $\alpha$ 。例如在显示范围 R 是 9cm、显示范围 R' 是 4cm 时,上述放大率  $\alpha$  为  $9/4$ 。

[0169] 然后,CPU 5 将求出的该放大率  $\alpha$  与 ROI 41 的起点坐标 S“A”和终点坐标 E“B”分别相乘,来计算出 ROI 41 放大后的起点坐标 ROI\_S“A”和终点坐标 ROI\_E“B”,然后将处理转移到步骤 S60。

[0170] 在步骤 S60 至步骤 S64 的例程中,与上述第二实施方式的步骤 S18 至步骤 S22 同样地进行动作。

[0171] 因而,通过这样进行处理,在执行流模式的过程中,在显示 ROI 41 的状态下,即使将显示范围 R 放大为显示范围 R',也能够如图 24 所示那样将 ROI 41 配置在基于放大后的显示范围 R' 的超声波图像内。另外,即使将显示范围 R 放大,表示焦点位置的标记 40A 也同样配置在 ROI 41 的大致中央的位置处。

[0172] 因此,即使操作者变更显示范围 R,也能够获得容易观察 ROI 41 的超声波图像(血

流图像)。

[0173] 因而,根据第三实施方式,构成为在变更了执行流模式时的超声波图像中的显示在监视器 8 上的显示区域(显示范围 R)的情况下,自动地进行调整控制以在上述超声波图像的显示区域内对 ROI 41 的大小进行配置,由此即使放大了显示范围 R,也能够获得容易观察 ROI 41 的超声波图像(血流图像)。其它的效果与上述第二实施方式相同。

[0174] 另外,在使用超声波诊断装置 1 进行被检体的观察的情况下,针对与该超声波诊断装置 1 进行连接的超声波探针 2,从多个种类中选择与观察部位相应的超声波探针 2。因此,每次连接不同种类的超声波探针 2 时,都需要分别调整焦点位置,很麻烦。

[0175] 因此,在本发明的超声波诊断装置 1 中,即使在与观察部位相应地连接了不同种类的超声波探针 2 的情况下,也能够设定为适于所连接的超声波探针 2 的焦点位置。稍后记述这种实施方式。

[0176] (第四实施方式)

[0177] 图 25 至图 27 涉及到本发明的第四实施方式,图 25 是用于说明第四实施方式的超声波诊断装置的作用的、表示 CPU 的控制处理的流程的流程图,图 26 是表示在半圆显示模式的超声波图像的显示画面上按所连接的超声波探针的每个种类设定不同的焦点位置的状态的画面显示图,图 27 是表示在全圆显示模式的超声波图像的显示画面上设定适于所连接的超声波探针的焦点位置的状态的画面显示图。

[0178] 第四实施方式的超声波诊断装置 1 的结构与上述第一实施方式的超声波诊断装置 1 相同,但是构成控制单元的 CPU 5 的控制动作不同,另外,在存储部 20 中还存储有用户设定数据。

[0179] 作为存储在存储部 20 中的用户设定数据,例如包括对超声波探针 2 的每个种类分配的内窥镜代码以及与超声波探针 2 的类型相应的焦点位置的初始设定信息(例如以 ini 文件等的方式保存)等。

[0180] 然后,CPU 5 读出基于与数字波束形成器 3 相连接的超声波探针 2 的上述初始设定信息,根据读出的该初始设定信息进行控制来变更焦点位置。

[0181] 其它的结构与上述第一实施方式相同。

[0182] 接着,使用图 25 至图 27 说明第四实施方式的超声波诊断装置 1 的作用。

[0183] 在此,设为操作者使用图 1 所示的超声波诊断装置 1 进行用于自动设定显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点的操作或者对图 4 所示的键盘 18 的第五按钮 35(焦点预设用)进行操作。

[0184] 在这种情况下,图 1 的 CPU 5 读出并执行存储部 20 所存储的用于进行图 25 所示的处理的程序。

[0185] CPU 5 在步骤 S70 的处理中,检测所连接的超声波探针 2,将检测结果与存储部 20 所存储的用户设定数据进行比较,由此识别所连接的超声波探针 2 的内窥镜代码。

[0186] 然后,CPU 5 在接下来的步骤 S71 的处理中,使用存储部 20 所存储的初始设定信息的 ini 文件,获取与识别出的内窥镜代码相应地预先设定的焦点位置 N(图 25 中记载为“A”)。

[0187] 在这种情况下,设焦点位置 N 为“A”,该“A”例如按超声波探针 2 的每个种类被分配在 1、2、3 的这三级的焦点位置上。另外,CPU 5 从上述初始设定信息的 ini 文件中获取

与该“A”的 1、2、3 的焦点位置相应的  $\alpha$  的数据。

[0188] 该  $\alpha$  的数据例如是如下数据：在“A”是 1 的情况下为 1/4，在“A”是 2 的情况下为 1/2，在“A”是 3 的情况下为 3/4。

[0189] 此外，焦点位置的初始设定信息在这里预先设定为三级，但并不限于此，可以根据需要增加或者减少。

[0190] 之后，CPU 5 在步骤 S72 的处理中，判断当前正在执行的模式中的显示范围 R，然后转移到接下来的步骤 S73 的判断处理。

[0191] 在步骤 S73 的判断处理中，判断当前正在执行的显示模式是否为径向显示的全圆显示模式，在是全圆显示模式的情况下，将处理转移到步骤 S74，在不是全圆显示模式的情况下，将处理转移到步骤 S76。

[0192] 在此，首先针对不是全圆显示模式而是半圆显示模式的情况进行说明。

[0193] 在上述步骤 S73 的判断处理中，在判断为不是全圆显示模式的情况下，CPU 5 识别出已将显示区域从全圆显示模式变更为半圆显示模式，通过运算将焦点位置  $F_c$  设定为  $R \times \alpha$ ，然后将处理转移到步骤 S77。

[0194] 在步骤 S77 的处理中，CPU 5 生成焦点位置  $F_c$  是  $R \times \alpha$  的选择信号，经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23。

[0195] 以后的动作与上述第一实施方式相同，通过进行这种动作，来变更显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点位置  $F_c$ 。

[0196] 因而，通过进行这种处理，例如图 26 所示那样，在所连接的超声波探针 2 例如是用于观察支气管、淋巴等焦点位置较浅的被检体的细径探针的情况下，能够将表示焦点位置的标记 40N 配置在监视器 8 的上部侧的浅位置处。

[0197] 另外，在超声波探针 2 例如是用于观察焦点位置比较深的被检体内的粗径探针的情况下，能够将表示焦点位置的标记 40F 配置在监视器 8 的下部的深位置处。

[0198] 另外，在超声波探针 2 用于观察上述焦点位置的中点处的被检体的情况下，能够与上述第一实施方式同样地将表示焦点位置的标记 40M 配置在显示范围 R 的 1/2 或者 1/2 附近的位置处。

[0199] 接着，在上述步骤 S73 的判断处理中，在判断为显示模式是全圆显示模式的情况下，CPU 5 通过步骤 S74 的处理，通过运算将焦点位置  $F_c$  设定为  $(R \times \alpha)/2$  或者  $(R \times \alpha)/2$  附近，然后将处理转移到步骤 S75。

[0200] 在步骤 S75 的处理中，CPU 5 生成焦点位置  $F_c$  为  $(R \times \alpha)/2$  或者  $(R \times \alpha)/2$  附近的选择信号，经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23。

[0201] 以后的动作与上述第一实施方式相同，通过进行这种动作，来变更显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点位置  $F_c$ 。

[0202] 因而，通过进行这种处理，由于当前执行径向扫描的全圆显示模式，因此 CPU 5 与上述半圆显示模式时同样地，在全圆显示模式时也能够与超声波探针 2 的类型相应地配置标记 40N、标记 40M、标记 40F（参照图 26）中的任一个标记。

[0203] 此外，在图 27 中示出了如下画面显示例：判断出连接了诊断装置用超声波探针 2，从而将表示焦点位置的标记 40 分别配置在显示范围 R 的 1/4 或者 1/4 附近的位置处。在这种情况下，能够容易地观察该焦点位置中间的整个超声波图像。

[0204] 因而,根据第四实施方式,能够由 CPU 5 进行控制,使得读出基于与数字波束形成器 3 相连接的超声波探针 2 的上述初始设定信息,并根据所读出的该初始设定信息来变更焦点位置,因此能够在连接了不同种类的超声波探针 2 时,减少用于设定焦点位置的操作。

[0205] (第五实施方式)

[0206] 图 28 涉及到本发明的第五实施方式,是用于说明第五实施方式的超声波诊断装置的作用的、表示 CPU 的控制处理的流程的流程图。

[0207] 第五实施方式的超声波诊断装置 1 的结构与上述第一实施方式的超声波诊断装置 1 相同,但是构成控制单元的 CPU 5 的控制动作不同。

[0208] 具体地说,上述 CPU 5 根据键盘 18 的操作进行控制来将超声波图像的焦点位置设定在近点位置、中点位置以及远点位置这三级中的某一个位置处。

[0209] 此外,在这种情况下,操作者使用键盘 18 的第五按钮 35 进行触发操作。根据该操作者对第五按钮 35 进行的触发操作, CPU5 将显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点位置依次设定在近点位置、中点位置或者远点位置处。

[0210] 另外, CPU 5 具有用于对利用第五按钮 35 进行的触发操作的次数进行计数的按键计数器。即,计数值 N 以 1、2、3、1、2、3、…的方式改变。

[0211] 其它结构与上述第一实施方式相同。

[0212] 接着,使用图 28 说明第五实施方式的超声波诊断装置 1 的作用。

[0213] 在此,设为操作者使用图 1 所示的超声波诊断装置 1 进行用于自动设定显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点的操作,或者对图 4 所示的键盘 18 的第五按钮 35 进行了操作。

[0214] 在这种情况下,图 1 的 CPU 5 读出并执行存储部 20 所存储的用于进行图 28 所示的处理的程序。

[0215] CPU 5 在步骤 S80 的处理中,将未图示的按键计数器的计数值 N 设为 1,在接下来的步骤 S81 的处理中,在计数值 N 为 4 以上的情况下将该计数值 N 设定为 1,从而将处理转移到步骤 S82。

[0216] 在步骤 S82 的处理中, CPU 5 判断当前正在执行的模式下的显示范围 R 并进行设定,然后转移到接下来的步骤 S83 的判断处理。

[0217] 在步骤 S83 的判断处理中,判断当前正在执行的显示模式是否为径向显示的全圆显示模式,在是全圆显示模式的情况下,将处理转移到步骤 S84,在不是全圆显示模式的情况下,将处理转移到步骤 S96。

[0218] 在步骤 S84 的处理中, CPU 5 判断计数值 N 是否为 1,在是 1 的情况下将处理转移到步骤 S85,在不是 1 的情况下将处理转移到步骤 S90。

[0219] 在步骤 S85 的处理中,由于显示模式是全圆显示模式,因此 CPU 5 通过运算将焦点位置  $F_c$  设定为  $R/4$  或者  $R/4$  附近,通过接下来的步骤 S86 的处理,生成焦点位置  $F_c$  为  $R/4$  的选择信号,经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23,然后将处理转移到步骤 S87。此外,通过进行该步骤 S85 的处理,输出了焦点位置  $F_c$  为远点位置的选择信号。

[0220] 另一方面,在计数值不是 1 的情况下, CPU 5 通过步骤 S90 的判断处理,判断计数值 N 是否为 2,在是 2 的情况下将处理转移到步骤 S91,在不是 2 的情况下,将处理转移到步

骤 S93。

[0221] 在步骤 S91 的处理中, CPU 5 通过运算将焦点位置  $F_c$  设定为  $R/8$  或者  $R/8$  附近, 通过接下来的步骤 S92 的处理, 生成焦点位置  $F_c$  为  $R/8$  或者  $R/8$  附近的选择信号, 经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23, 然后将处理转移到步骤 S87。此外, 通过进行该步骤 S91 的处理, 输出了焦点位置  $F_c$  为中点位置的选择信号。

[0222] 另外, 在计数值不是 2 的情况下, CPU 5 通过步骤 S93 的判断处理, 判断计数值  $N$  是否为 3, 在是 3 的情况下将处理转移到步骤 S94, 在不是 3 的情况下将处理返回到步骤 S84。

[0223] 在步骤 S94 的处理中, CPU 5 通过运算将焦点位置  $F_c$  设定为  $3R/8$  或者  $3R/8$  附近, 通过接下来的步骤 S95 的处理, 生成焦点位置  $F_c$  为  $3R/8$  或者  $3R/8$  附近的选择信号, 经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23, 然后将处理转移到步骤 S87。此外, 通过进行该步骤 S94 的处理, 输出了焦点位置  $F_c$  为近点位置的选择信号。

[0224] 接着, 通过上述步骤 S83 的判断处理, 在判断为不是全圆显示模式的情况下, CPU 5 识别为已将显示区域从全圆显示模式变更为半圆显示模式, 在步骤 S96 的判断处理中, 判断计数值  $N$  是否为 1, 在是 1 的情况下将处理转移到步骤 S97, 在不是 1 的情况下将处理转移到步骤 S99。

[0225] 在步骤 S97 的处理中, 由于显示模式是半圆显示模式, 因此 CPU 5 通过运算将焦点位置  $F_c$  设定为  $R/2$  或者  $R/2$  附近, 通过接下来的步骤 S98 的处理, 生成焦点位置  $F_c$  为  $R/2$  或者  $R/2$  附近的选择信号, 经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23, 然后将处理转移到步骤 S87。此外, 通过进行该步骤 S97 的处理, 输出了焦点位置  $F_c$  为中点位置的选择信号。

[0226] 另一方面, 在计数值  $N$  不是 1 的情况下, CPU 5 在步骤 S99 的判断处理中, 判断计数值  $N$  是否为 2, 在是 2 的情况下将处理转移到步骤 S100, 在不是 2 的情况下将处理转移到步骤 S102。

[0227] 在步骤 S100 的处理中, CPU 5 通过运算将焦点位置  $F_c$  设定为  $R/4$  或者  $R/4$  附近, 通过接下来的步骤 S101 的处理, 生成焦点位置  $F_c$  为  $R/4$  或者  $R/4$  附近的选择信号, 经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23, 然后将处理转移到步骤 S87。此外, 通过进行该步骤 S100 的处理, 输出了焦点位置  $F_c$  为近点位置的选择信号。

[0228] 另外, 在计数值  $N$  不是 2 的情况下, CPU 5 在步骤 S102 的判断处理中, 判断计数值  $N$  是否为 3, 在是 3 的情况下将处理转移到步骤 S103, 在不是 3 的情况下将处理返回到步骤 S96。

[0229] 在步骤 S103 的处理中, CPU 5 通过运算将焦点位置  $F_c$  设定为  $3R/4$  或者  $3R/4$  附近, 通过接下来的步骤 S104 的处理, 生成焦点位置  $F_c$  为  $3R/4$  或者  $3R/4$  附近的选择信号, 经由控制器 10 内的扫描控制器 22 将该选择信号输出到定时发生器 23, 然后将处理转移到步骤 S87。此外, 通过进行该步骤 S103 的处理, 输出了焦点位置  $F_c$  为远点位置的选择信号。

[0230] 之后, CPU 5 在步骤 S87 的处理中, 判断是否存在利用键盘 18 的第五按钮 35 进行的键输入, 在存在键输入的情况下, 通过步骤 S88 的处理, 对计数值  $N$  加 1, 然后将处理返回到步骤 S82, 在不存在键输入的情况下, 通过步骤 S89 的处理, 维持计数值  $N$  不变, 将处理返回到步骤 S82。

[0231] 通过进行以上所说明的处理, 无论是径向扫描的全圆显示模式还是半圆显示模

式,操作者通过对键盘 18 的第五按钮 35 进行触发操作,都能够将显示在监视器 8 上的超声波图像的焦点位置依次设定为近点位置、中点位置、远点位置这三级。

[0232] 因而,根据第五实施方式,能够由 CPU 5 根据键盘 18 的操作进行控制,使得将超声波图像的焦点位置设定在近点位置、中点位置以及远点位置这三级中的任一个位置处,因此,操作者通过简单的操作,就能够变更超声波图像的焦点位置。

[0233] 此外,在第五实施方式中,说明了将超声波图像的焦点位置变更为近点位置、中点位置以及远点位置这三级的情况,但是并不限于此,也可以构成为预先设定三个以上数量的焦点位置,通过键盘 18 的第五按钮 35 的触发操作能够依次进行设定。

[0234] 另外,在第五实施方式中,针对执行 B 模式的情况进行了说明,但是当然在执行流模式时也是有效的。

[0235] 本发明并不仅仅限于以上所述的实施方式以及变形例,在不脱离发明宗旨的范围内能够实施各种变形。

[0236] 本申请是以 2008 年 9 月 9 日在日本申请的特愿 2008-231244 号为主张优先权的基础进行申请的,在本申请说明书、权利要求书中引用上述公开内容。

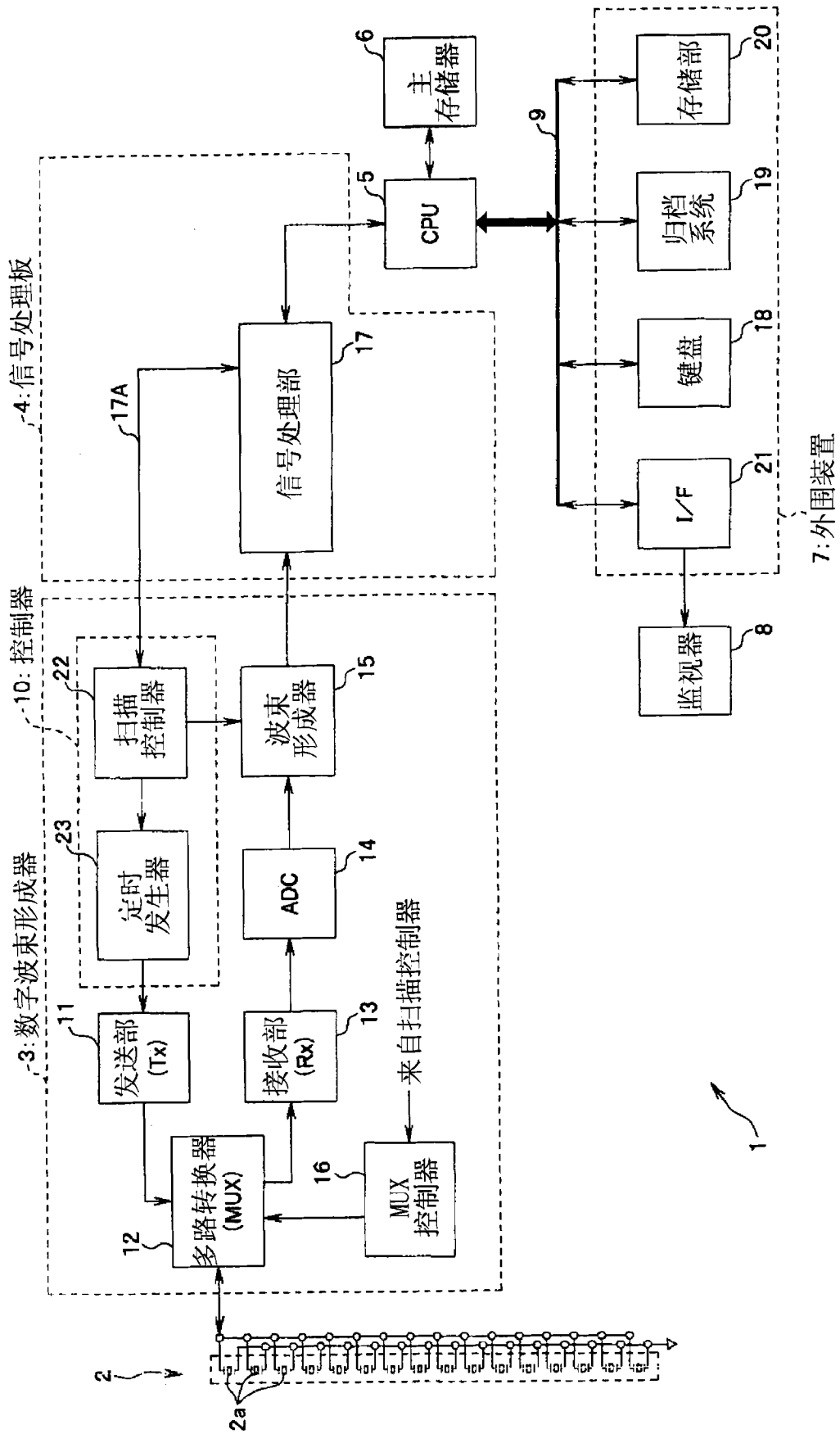


图 1

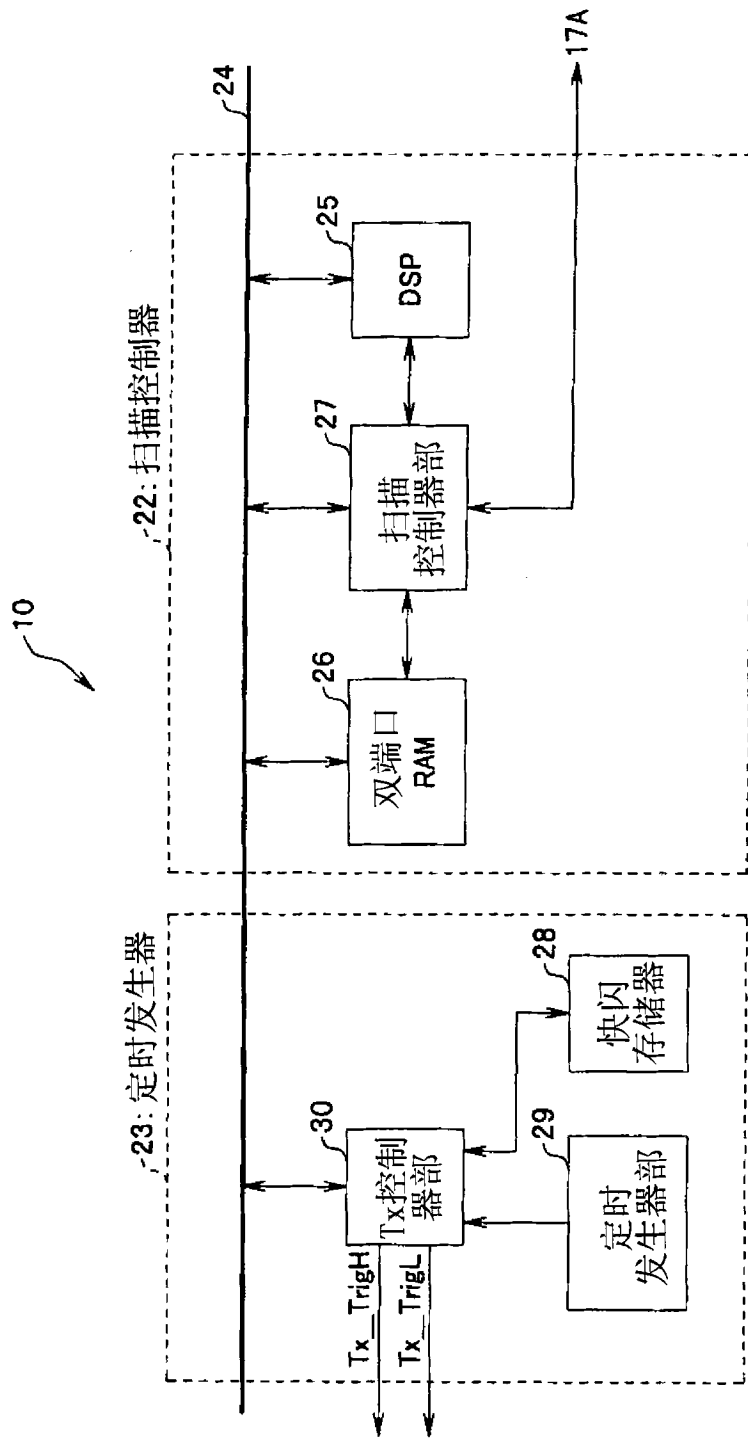


图 2

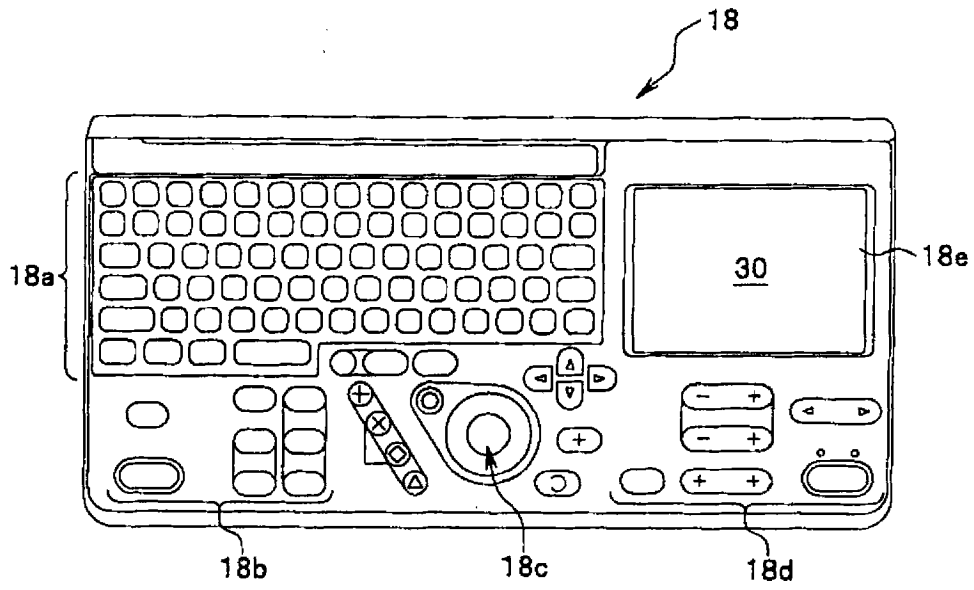


图 3

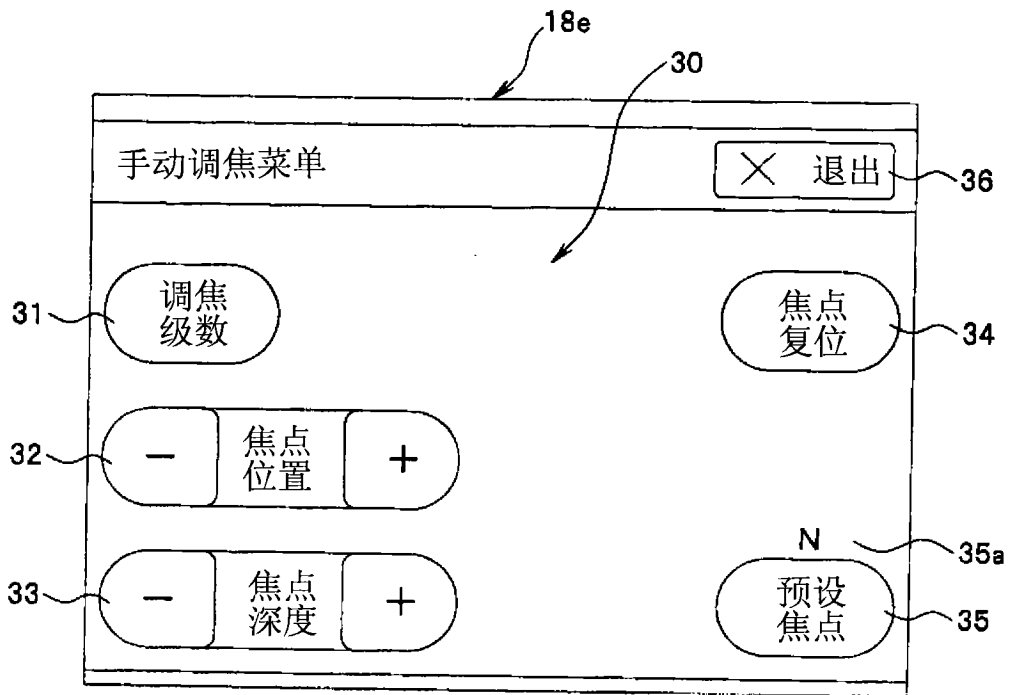


图 4

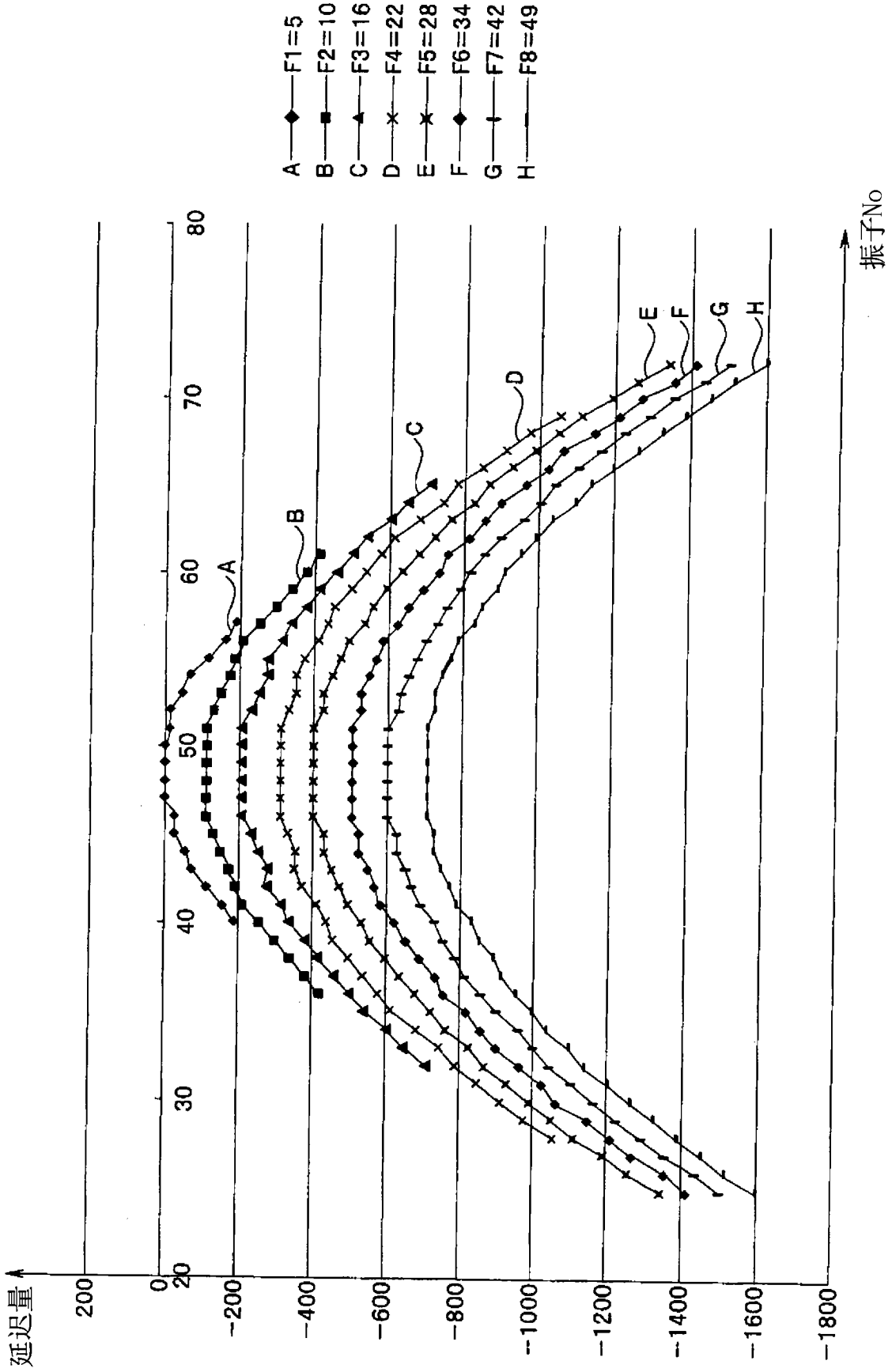


图 5

发送焦点延迟值

单位:ns

元件	NO.	发送焦点位置(mm)							
		F1=5	F2=10	F3=16	F4=22	F5=28	F6=34	F7=42	F8=49
el.1	25					-1300	-1400	-1400	-1500
el.2	26					-1200	-1300	-1400	-1500
el.3	27					-1100	-1200	-1300	-1400
el.4	28				-1000	-1100	-1200	-1200	-1300
el.5	29				-900	-1000	-1100	-1200	-1300
el.6	30				-900	-900	-1000	-1100	-1200
el.7	31				-800	-900	-1000	-1100	-1200
el.8	32			-700	-700	-800	-900	-1000	-1100
el.9	33			-600	-700	-800	-800	-900	-1000
el.10	34			-500	-600	-700	-800	-900	-1000
el.11	35			-500	-600	-700	-800	-900	-1000
el.12	36		-400	-400	-500	-600	-700	-800	-900
el.13	37		-300	-400	-500	-600	-700	-800	-900
el.14	38		-300	-400	-400	-500	-600	-700	-800
el.15	39		-200	-300	-400	-500	-600	-700	-800
el.16	40	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700	-800
el.17	41	-100	-200	-300	-400	-400	-500	-600	-700
el.18	42	-100	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.19	43	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.20	44	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.21	45	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.22	46	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.23	47	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.24	48	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.25	49	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.26	50	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.27	51	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.28	52	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.29	53	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.30	54	0	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.31	55	-100	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700
el.32	56	-100	-200	-300	-400	-400	-500	-600	-700
el.33	57	-100	-200	-300	-400	-500	-600	-700	-800
el.34	58		-200	-300	-400	-500	-600	-700	-800
el.35	59		-300	-400	-400	-500	-600	-700	-800
el.36	60		-300	-400	-500	-600	-700	-800	-900
el.37	61		-400	-400	-500	-600	-700	-800	-900
el.38	62			-500	-600	-700	-800	-800	-900
el.39	63			-500	-600	-700	-800	-900	-1000
el.40	64			-600	-700	-800	-800	-900	-1000
el.41	65			-700	-700	-800	-900	-1000	-1100
el.42	66				-800	-900	-1000	-1100	-1200
el.43	67				-900	-900	-1000	-1100	-1200
el.44	68				-900	-1000	-1100	-1200	-1300
el.45	69				-1000	-1100	-1200	-1200	-1300
el.46	70					-1100	-1200	-1300	-1400
el.47	71					-1200	-1300	-1400	-1500
el.48	72					-1300	-1400	-1400	-1500

图 6

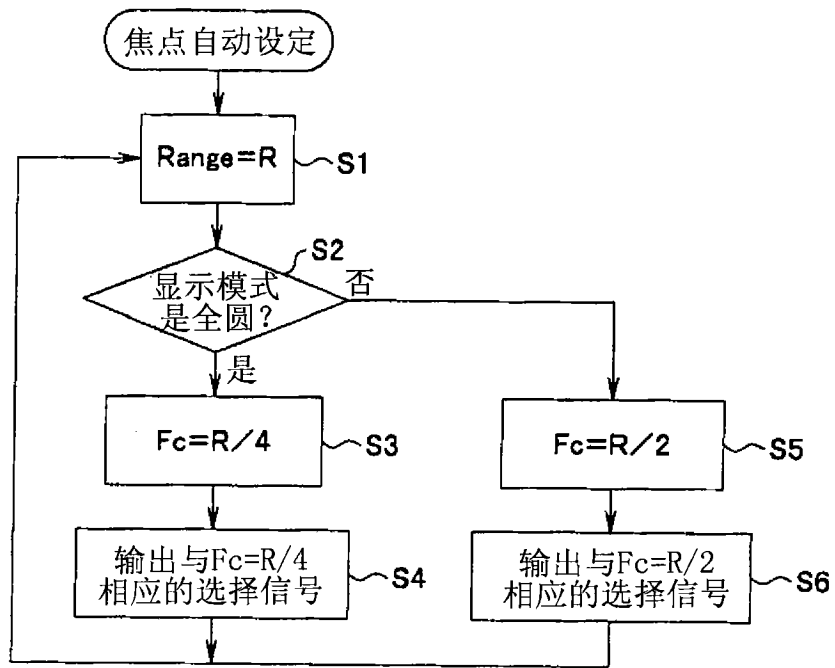


图 7

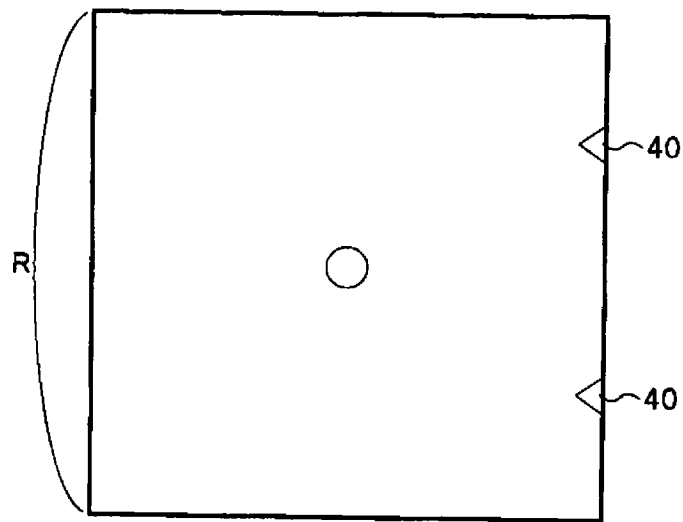


图 8

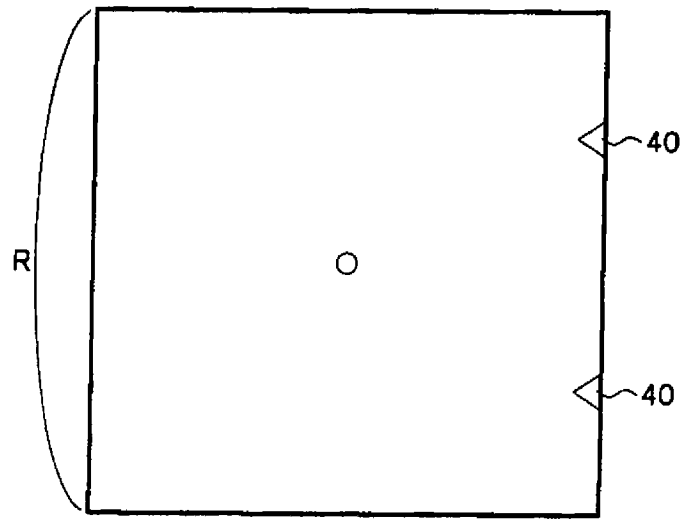


图 9

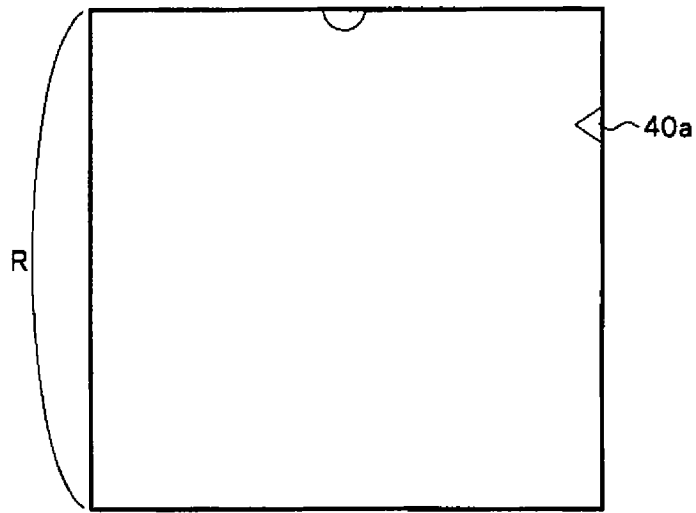


图 10

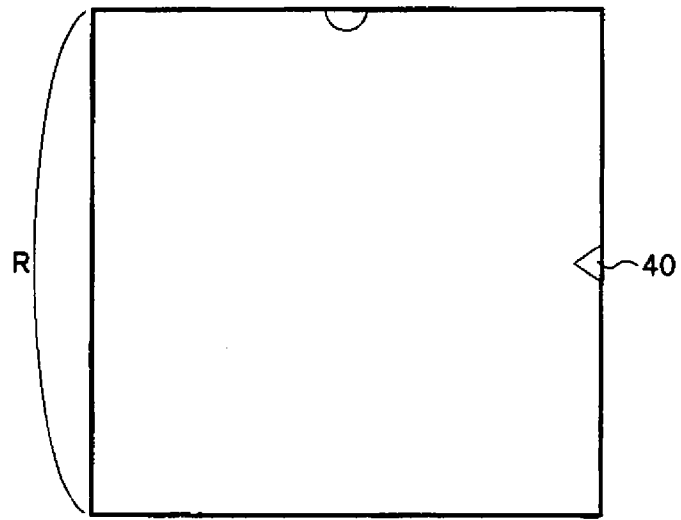


图 11

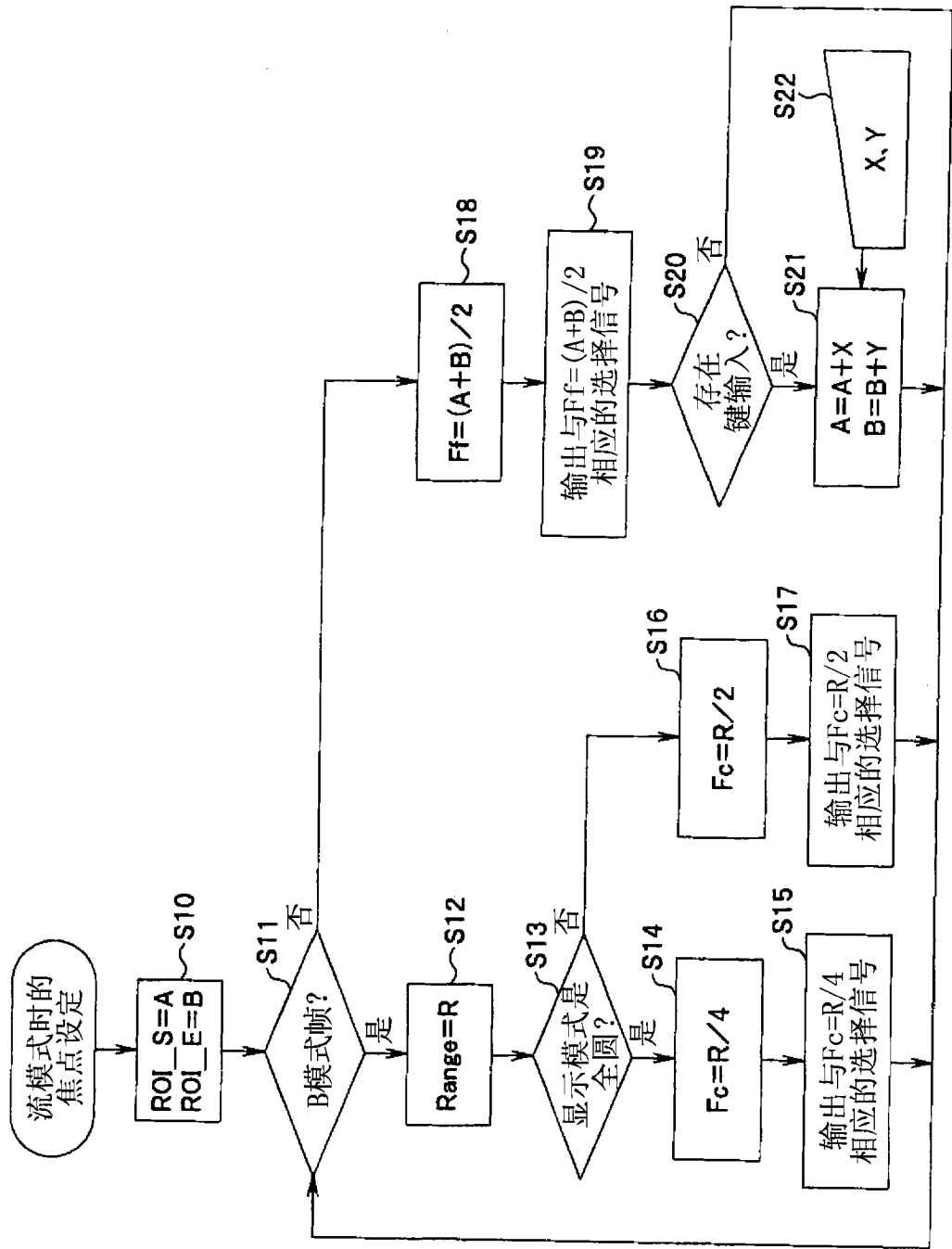


图 12

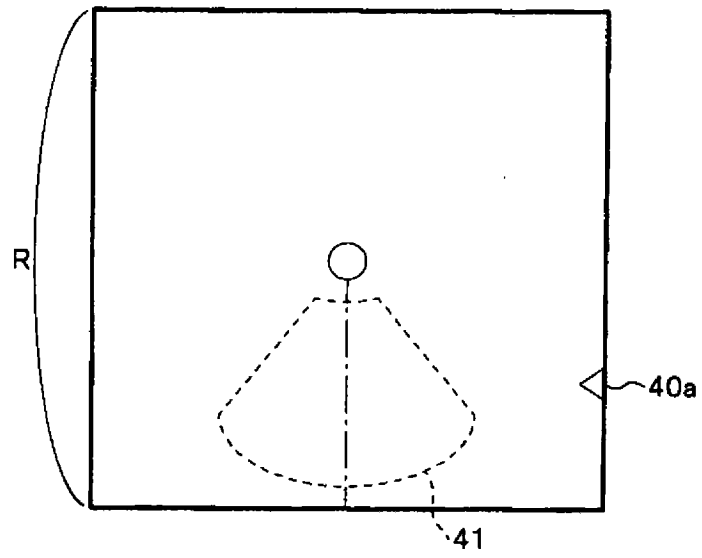


图 13

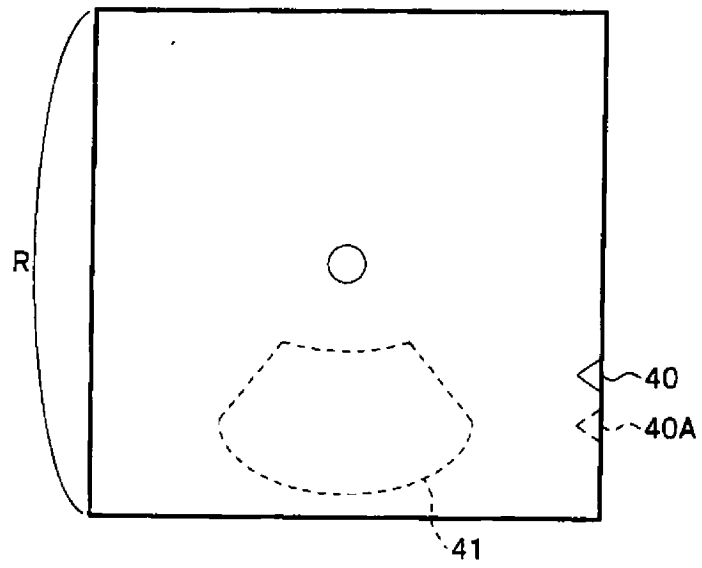


图 14

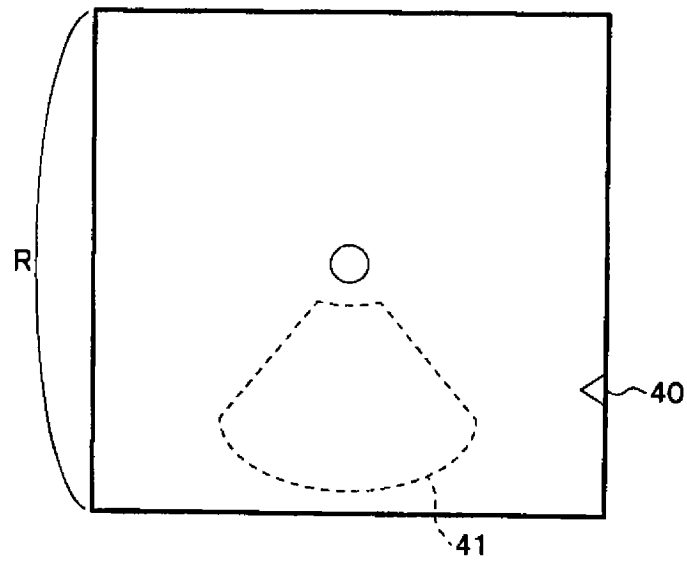


图 15

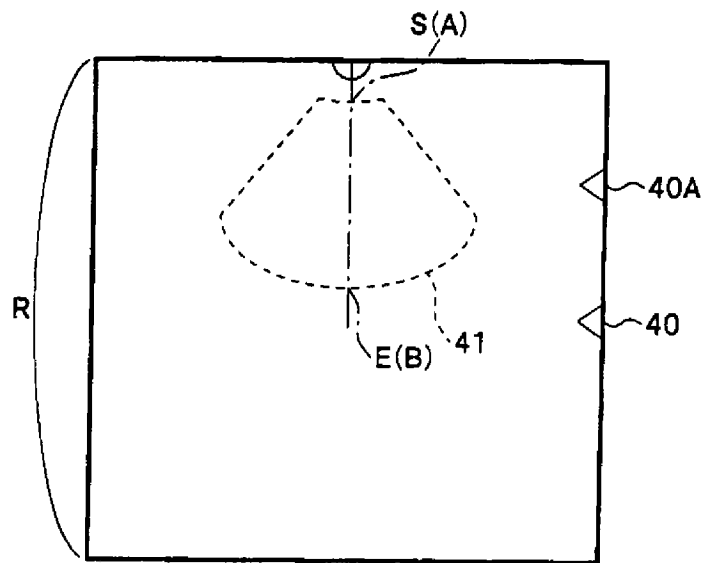


图 16

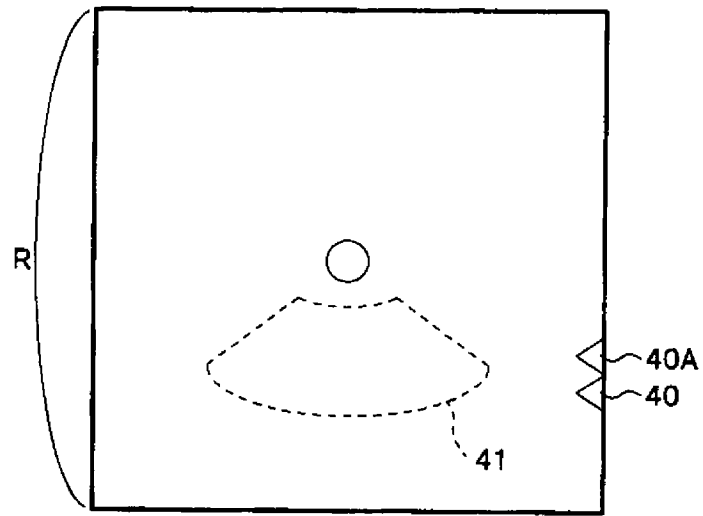


图 17

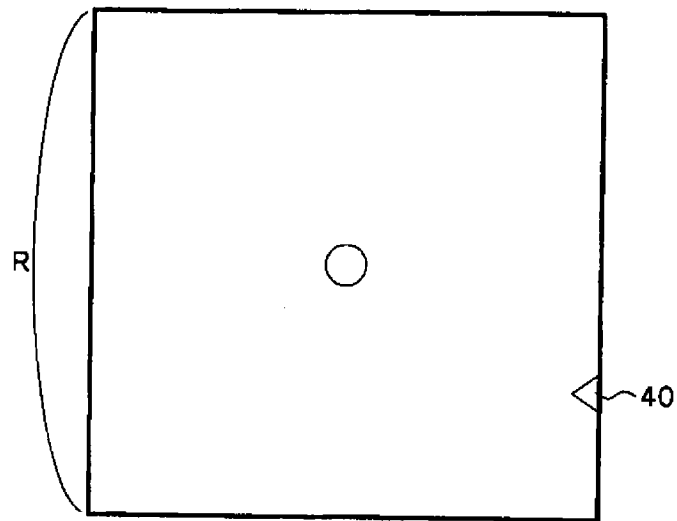


图 18

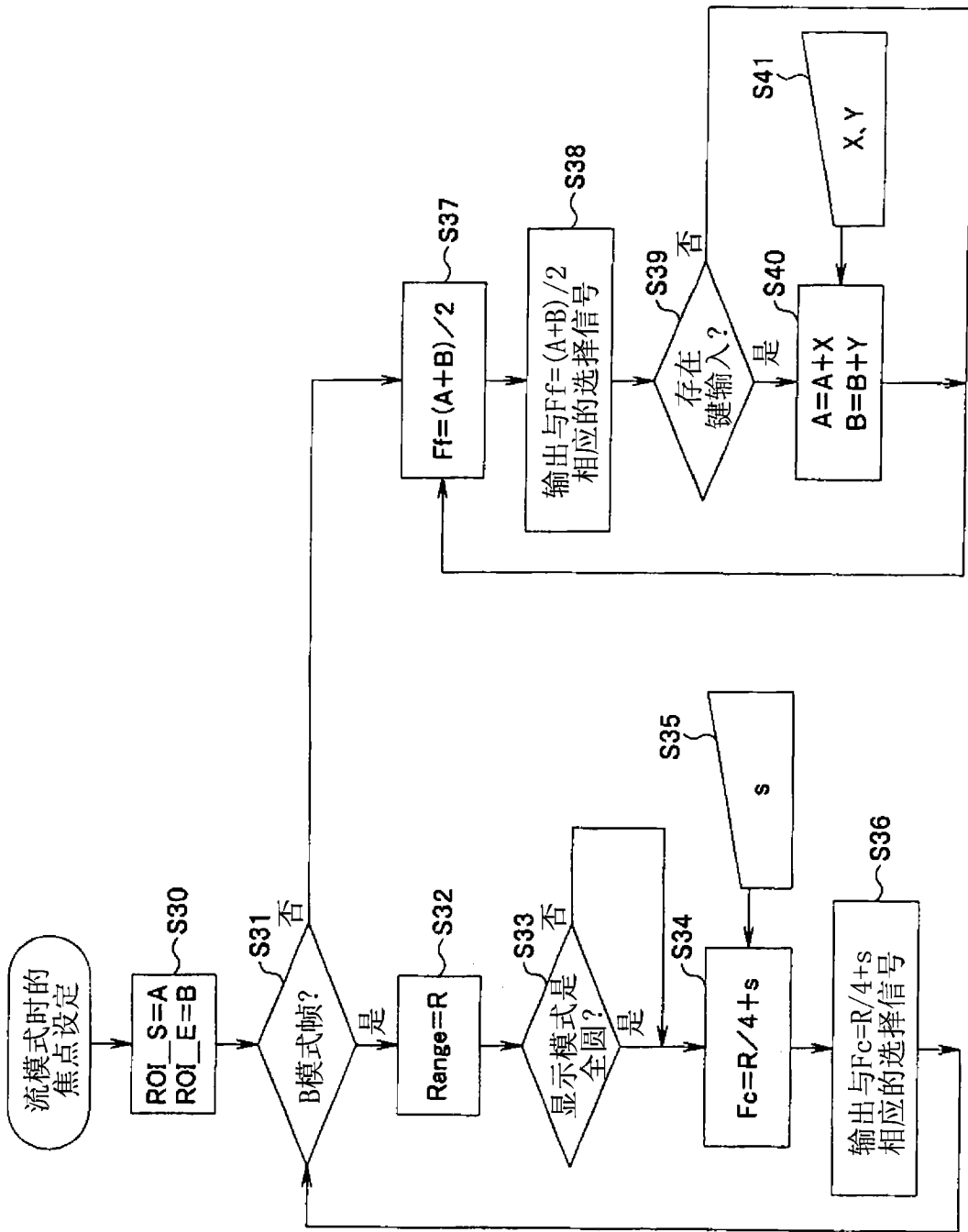


图 19

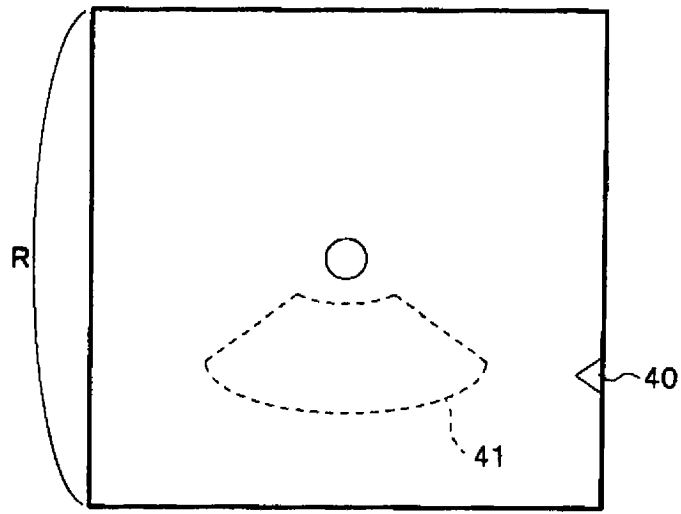


图 20

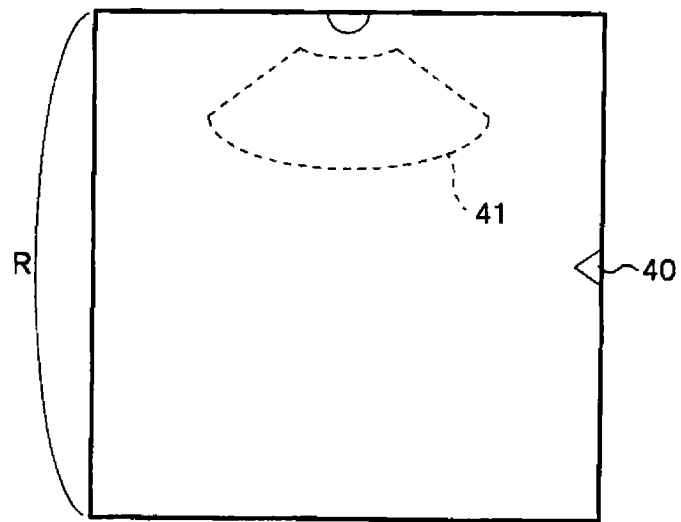


图 21

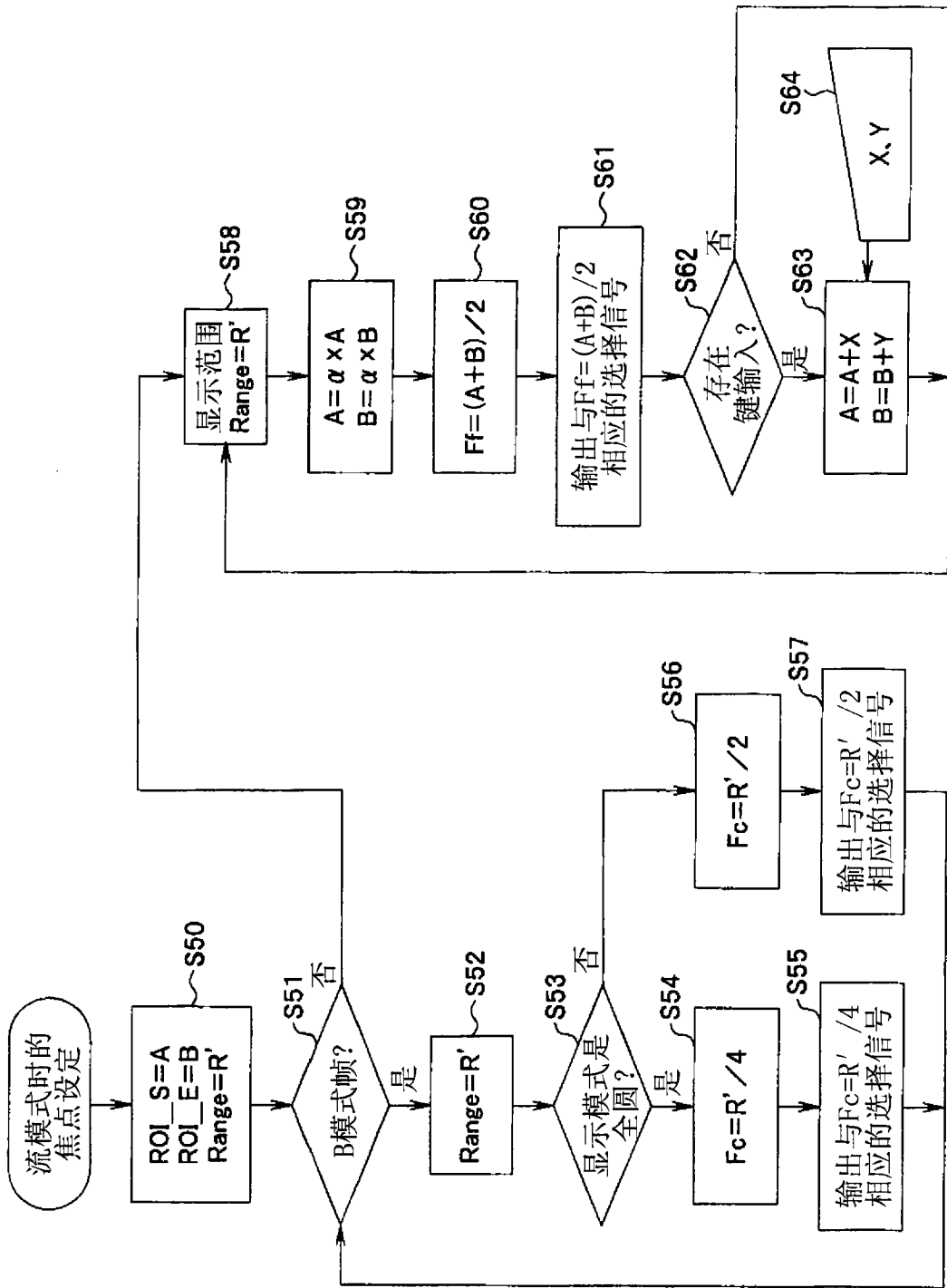


图 22

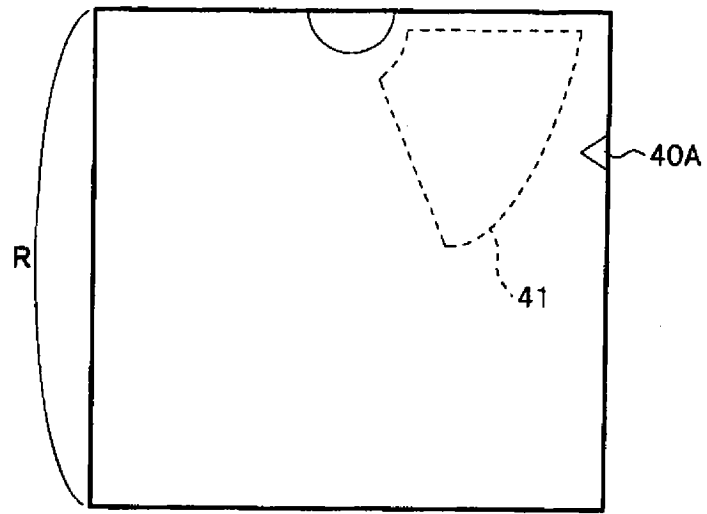


图 23

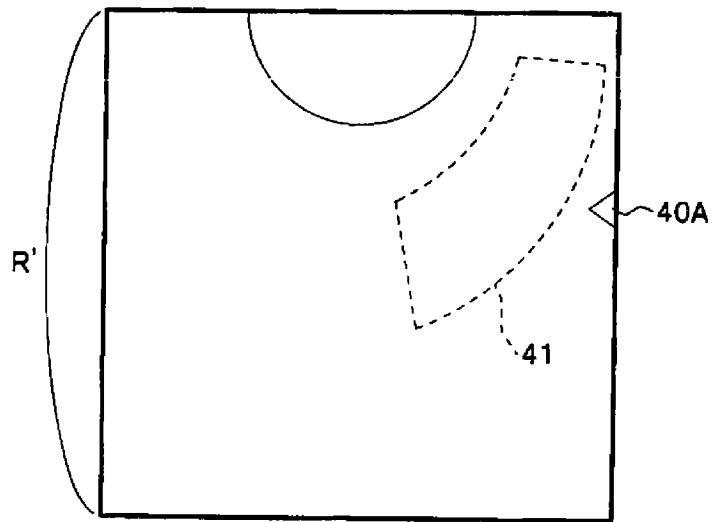


图 24

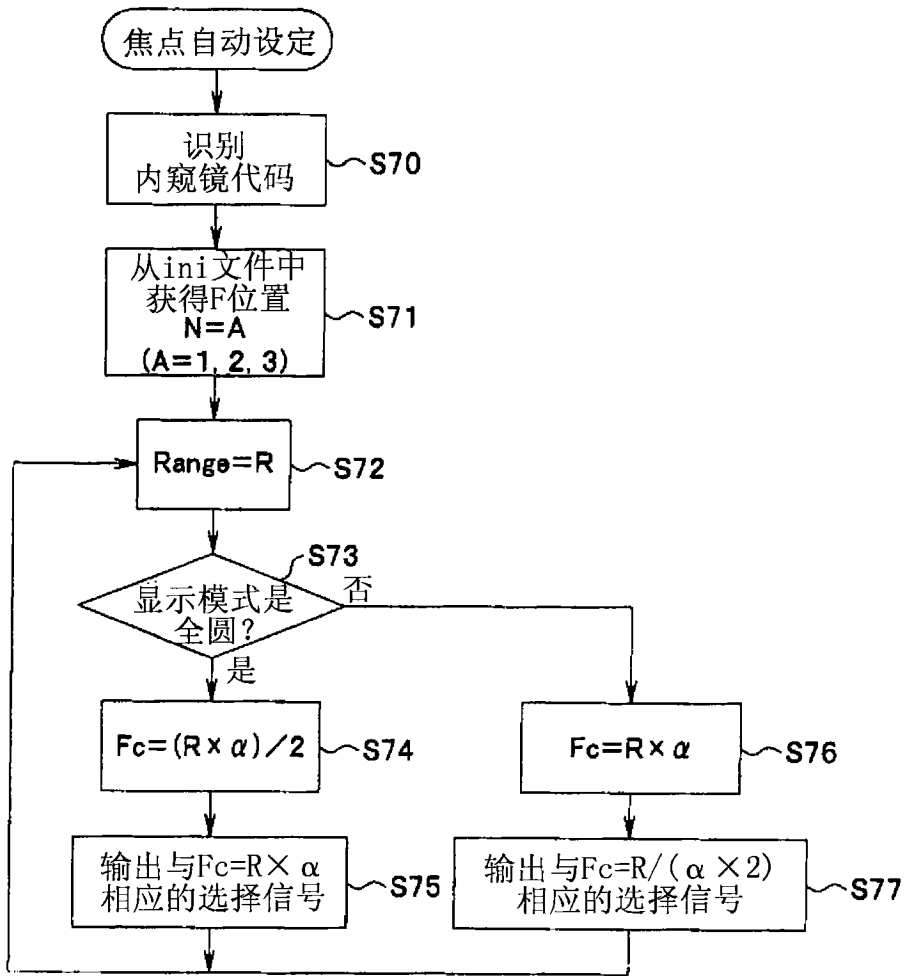


图 25

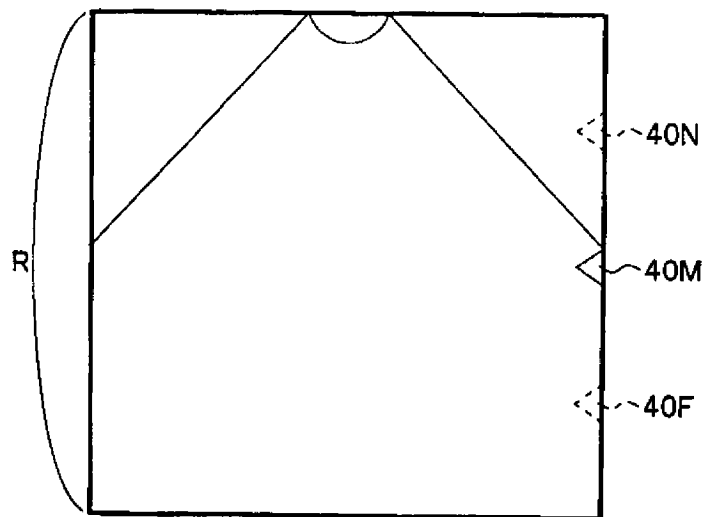


图 26

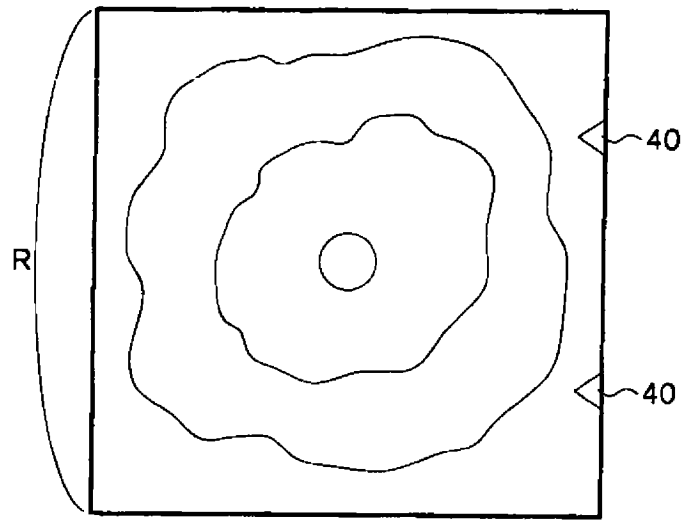


图 27

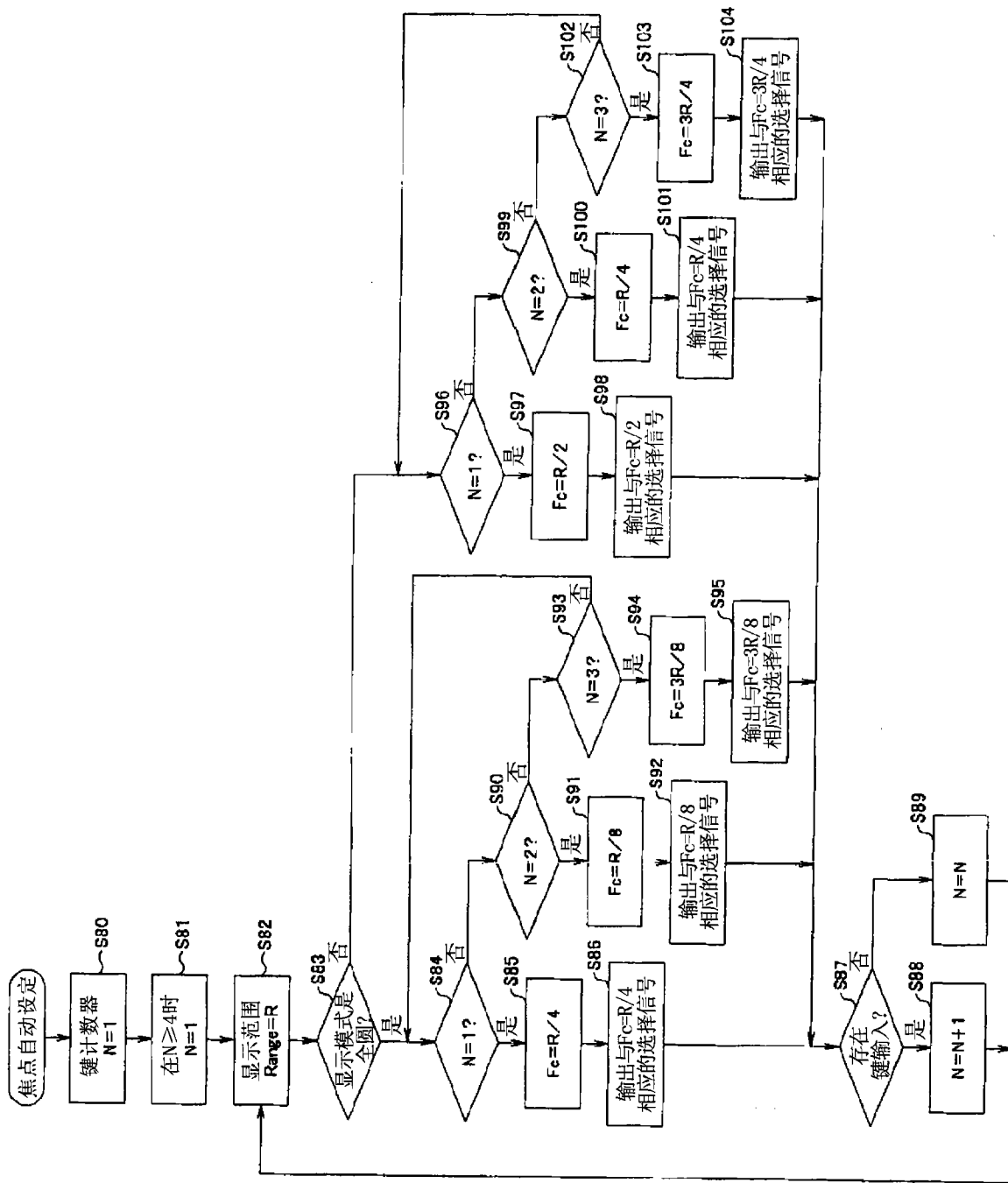


图 28

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波诊断装置的焦点位置控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102149331B</a>	公开(公告)日	2013-10-30
申请号	CN200980135277.2	申请日	2009-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	御园和裕		
发明人	御园和裕		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/465 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/469 A61B8/00 A61B8/467 A61B8/461		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	2008231244 2008-09-09 JP		
其他公开文献	CN102149331A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

超声波诊断装置(1)具有能够使超声波振子(2a)发送规定的焦点位置的超声波的作为振子驱动单元的发送部(11)以及能够对超声波图像中的显示在监视器(8)上的显示区域进行变更的作为显示区域变更单元的CPU(5)，该超声波诊断装置(1)根据上述变更的结果控制作为上述振子驱动单元的发送部(11)，来变更超声波的焦点位置。

