

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103211614 A

(43) 申请公布日 2013. 07. 24

(21) 申请号 201210444663. 3

(22) 申请日 2012. 11. 09

(30) 优先权数据

2012-011423 2012. 01. 23 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 芝本弘一 武内俊 手塚智

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 高科

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

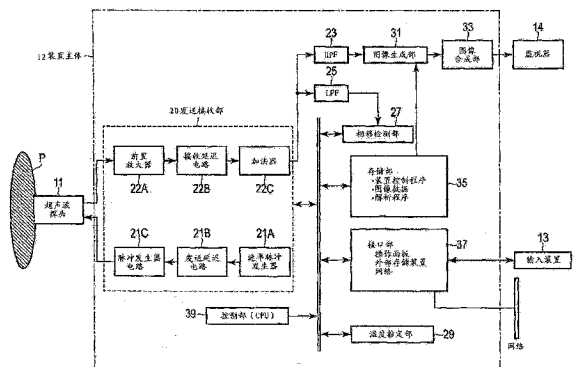
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、相移发送接收控制方法以及超声波探头

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波探头,不需要设置热敏电阻或者加压传感器等以及引出与超声波信号线不同的布线,就能够进行超声波探头表面的异常发热检测。本实施方式所涉及的超声波诊断装置具备:超声波探头,具有声匹配层、含有排列的多个振子的振子层、以及背衬层的叠层结构;发送接收部,经由振子对于被检体发送接收超声波;图像生成部,根据发送接收部的输出产生图像数据;控制部,控制发送接收部,以使得基于多个振子中的特定的振子的超声波产生和基于与特定的振子不同的振子的超声波接收同步;相移检测部,检测与超声波产生和超声波接收的同步对应的来自发送接收部的输出信号相对于基准信号的相移。



1. 一种超声波诊断装置,具备:  
超声波探头,具有声匹配层、具有排列的多个振子的振子层、以及背衬层的叠层结构;  
发送接收部,经由上述振子对被检体发送接收超声波;  
图像生成部,根据上述发送接收部的输出来生成图像数据;  
控制部,控制上述发送接收部,以使得基于上述多个振子中的特定的振子的超声波产生和基于与上述特定的振子不同的振子的超声波接收同步;以及  
相移检测部,检测与上述超声波产生和上述超声波接收的同步对应的来自上述发送接收部的输出信号相对于基准信号的相移。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,  
上述超声波诊断装置还具备输出部,当所检测到的上述相移达到规定的阈值时,输出规定的警告。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
上述输出部具有显示上述规定的警告的监视器或者输出与上述规定的警告对应的警告音的声音输出部。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,  
上述控制部控制上述发送接收部,以使得当所检测到的上述相移达到规定的阈值时,减少对上述振子施加的电压,或者停止对上述振子施加上述电压。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,  
上述超声波诊断装置还具备温度推定部,根据上述相移对上述声匹配层的温度的依存性,推定上述声匹配层的温度。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,  
上述相移检测部将上述相移检测为时间间隔。
7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,  
上述控制部进一步控制上述发送接收部,以使得在和与上述图像数据相关的超声波的发送接收不同的时相,使上述超声波产生与上述超声波接收同步。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,  
上述控制部进一步控制上述发送接收部,以使得不同于与上述图像数据的产生相关的超声波的上述超声波产生与上述超声波接收同步。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,  
上述特定的振子是和不同于与上述图像数据的产生相关的超声波的上述超声波产生相关的振子。
10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,  
上述超声波诊断装置还具备低通滤波器,用于从来自上述发送接收部的输出中提取上述输出信号。
11. 一种超声波探头,  
上述超声波探头具备:  
振子层,具有排列的多个振子;  
背衬材料,设置于上述振子层的背面侧;以及  
多个声匹配层,设置于上述振子层的前面侧,

上述多个振子中的特定的振子产生比对被检体发送的超声波的频率低的频率的超声波,与上述特定的振子不同的振子接收在上述声匹配层中传送的超声波。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波探头,  
上述声匹配层的至少一个具有非分割结构。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波探头,  
上述特定的振子位于开口的中心。

14. 一种相移发送接收控制方法,  
经由多个振子对被检体发送接收超声波,  
使基于上述多个振子中的特定的振子的超声波产生和基于与上述特定的振子不同的振子的超声波接收同步,

检测与上述超声波产生和上述超声波接收的同步对应的输出信号相对于基准信号的相移。

15. 根据权利要求 14 所述的相移发送接收控制方法,  
当检测到的上述相移达到了规定的阈值时,输出规定的警告。

## 超声波诊断装置、相移发送接收控制方法以及超声波探头

[0001] (相关申请的交叉参考)

[0002] 本申请基于 2012 年 1 月 23 日申请的日本专利申请 2012-11423 并主张其优先权, 通过引用将上述日本专利申请的全部内容结合在本申请中。

### 技术领域

[0003] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、相移发送接收控制方法以及超声波探头。

### 背景技术

[0004] 以往, 超声波诊断装置能够用超声波对被检体内进行扫描, 根据由来自被检体内的反射波生成的接收信号, 将被检体的内部状态图像化。具体而言, 超声波诊断装置经由超声波探头对被检体内发送超声波。超声波诊断装置经由超声波探头接收在被检体内部由于声阻抗的不匹配而产生的来自被检体内的反射波, 产生接收信号。超声波诊断装置根据接收信号, 将被检体的内部状态图像化。

[0005] 以往, 超声波探头如图 11、图 12 所示, 具有: 阵列状排列且产生超声波的多个振子、从振子朝向被检体接触面侧缓和振子与被检体之间的声阻抗的不匹配的多个声匹配层、以及使超声波会聚的声透镜。另外, 超声波探头在振子的背面侧具有信号引出用柔性印刷基板(Flexible Printed Circuits: 以下, 称为 FPC) 和背衬材料。多个振子分别根据来自超声波诊断装置的发送信号进行振动, 产生超声波。

[0006] 在超声波探头中, 与被检体接触的部分(以下, 称为被检体接触部分) 一般的情况是由于振子的驱动而伴随温度上升。通常在超声波诊断装置中设定有合适的驱动条件。然而, 当由于某些异常而持续产生超过了预想的发热时, 可能对被检体带来烫伤等危害。

[0007] 因此, 鉴于提高产品安全性的观点, 提出了以下那样的几个技术。例如, 如图 13 所示, 提出了为了在超声波驱动时检测到被检体接触部分的温度, 在超声波探头内部配置热敏电阻等温度传感器的技术。此时, 由于热敏电阻等温度传感器会对超声波传播产生影响, 因此, 被配置在背衬材料内部。此时, 超声波诊断装置能够通过使用从热敏电阻输出的信号来监视背衬材料的温度, 从而检测异常发热, 使振子的驱动停止。

[0008] 然而, 需要从超声波探头内部与超声波信号线不同地引出热敏电阻的信号线。热敏电阻的信号线的引出存在使超声波探头的制造烦杂, 增大制造成本的问题。此外, 根据来自热敏电阻的信号监视到的温度是背衬材料的温度, 而不是被检体接触部分的温度。即, 上述技术从时间且空间的检测精度的观点来看不是直接地监视被检体接触部分的温度的技术, 而是间接的温度监视系统。

[0009] 另外, 提出了作为另一个例子对超声波探头外部设置加压传感器, 识别超声波探头未使用状态的技术。该技术的主要目的是在未使用时通过停止驱动超声波探头来防止产品的劣化, 但也能够有助于通过减少不必要的发热来提高产品的安全性。

[0010] 然而, 需要与超声波信号线不同地引出加压传感器的信号线, 存在与上述技术相

同的问题。此外,存在不能对使用超声波探头时产生的发热异常进行应对的问题。

[0011] 现有技术文献

[0012] 日本专利第 3863234 号公报

## 发明内容

[0013] (发明要解决的问题)

[0014] 目的在于提供一种超声波诊断装置以及超声波探头,不需要设置热敏电阻或者加压传感器等以及引出与超声波信号线不同的布线,且能够进行超声波探头表面的异常发热检测。

[0015] (所采用的方案)

[0016] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置具备:超声波探头,具有声匹配层、含有排列的多个振子的振子层、以及背衬层的叠层结构;发送接收部,经由振子对于被检体发送接收超声波;图像生成部,根据发送接收部的输出产生图像数据;控制部,控制发送接收部,使得基于多个振子中特定的振子的超声波产生和基于与特定的振子不同的振子的超声波接收同步;相移检测部,检测与超声波产生和超声波接收的同步对应的来自发送接收部的输出信号相对于基准信号的相移。

[0017] (发明的效果)

[0018] 能够提供一种超声波诊断装置以及超声波探头,不需要设置热敏电阻或者加压传感器等以及引出与超声波信号线不同的布线,且能够进行超声波探头表面的异常发热检测。

## 附图说明

[0019] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构图。

[0020] 图 2 是本实施方式所涉及的、将发送中心频率和与图像数据相关的频带、与相移的检测所使用的频率一起示出的功率谱的一个例子的图。

[0021] 图 3 是表示本实施方式所涉及的在声匹配层中传送的超声波的横波的概略的一个例子的概略图。

[0022] 图 4 是表示本实施方式所涉及的 FEM 用超声波探头的计算模型的一个例子的图。

[0023] 图 5 是本实施方式所涉及的使用了图 4 的计算模型的模拟结果,是将由 5 个波发送 500kHz 的频率的超声波时的输出信号(80°C)与基准信号(25°C)一起示出的图。

[0024] 图 6 是本实施方式所涉及的、用于与图 5 进行比较的模拟结果,是将由 5 个波发送 3MHz 的频率的超声波时的输出信号(80°C)与基准信号(25°C)一起示出的图。

[0025] 图 7 是表示本实施方式所涉及的检测输出信号相对于基准信号的相移,当所检测到的相移是规定的阈值以上时,停止向被检体发送超声波的步骤的流程图。

[0026] 图 8 是表示本实施方式的变形例所涉及的超声波探头的开口中的特定的振子与接收振子的一个例子的图。

[0027] 图 9 是本实施方式的变形例所涉及的用于与图 5 进行比较的模拟结果,是将由 5 个波发送 100kHz 的频率的超声波时的输出信号(80°C)与基准信号(25°C)一起示出的图。

[0028] 图 10 是本实施方式的变形例所涉及的用于与图 5 进行比较的模拟结果,是将由 5

个波发送 10MHz 的频率的超声波时的输出信号(80℃)与基准信号(25℃)一起示出的图。

[0029] 图 11 是在以往的超声波探头中的透镜方向的剖面图。

[0030] 图 12 是在以往的超声波探头中的阵列方向的剖面图。

[0031] 图 13 是在以往的具有热敏电阻的超声波探头中的阵列方向的剖面图。

[0032] (符号说明)

[0033] 1…超声波诊断装置、11…超声波探头、12…装置主体、13…输入装置、14…监视器、20…发送接收部、21A…速率脉冲发生器、21B…发送延迟电路、21C…脉冲发生器电路、22A…前置放大器、22B…接收延迟电路、22C…加法器、23…HPF、25…LPF、27…相移检测部、29…温度推定部、31…图像生成部、33…图像合成部、35…存储部、37…接口部、39…控制部(CPU)

### 具体实施方式

[0034] 一般而言,本发明的超声波诊断装置包含超声波探头、发送接收部、图像生成部、控制部、以及相移检测部。超声波探头具有声匹配层、含有排列的多个振子的振子层、以及背衬层的叠层结构。发送接收部经由振子对被检体发送接收超声波。图像生成部根据发送接收部的输出而产生图像数据。控制部控制发送接收部,以使得基于多个振子中特定的振子的超声波产生和基于与特定的振子不同的振子的超声波接收同步。相移检测部检测与超声波产生和超声波接收的同步对应的来自发送接收部的输出信号对于基准信号的相移。

[0035] 以下,参照附图针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置进行说明。另外,在以下的说明中,针对具有大致同一结构的构成要素,添加同一符号,只在必要时进行重复说明。

[0036] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 的结构的结构图。如该图所示,超声波诊断装置 1 具有超声波探头 11、装置主体 12、与装置主体 12 连接且用于将来自操作者的各种指示/命令/信息取入装置主体 12 的输入装置 13、监视器 14。此外,在本超声波诊断装置 1 也可以经由后述的接口部 37 与心电图扫描仪、心音图仪、脉搏描记器、呼吸传感器所代表的未图示的生物体信号测量部以及网络连接。

[0037] 超声波探头 11 包含具有多个振子的振子层、多个声匹配层、以及设置于振子层的背面侧的背衬材料。多个振子是压电陶瓷等声/电可逆的转换元件。多个振子并列地安装在超声波探头 11 的前端。多个声匹配层在振子层的前面层叠配置。以下,为了使说明简单,假设多个声匹配层是 3 种。即,在振子层的超声波放射面侧(以下,称为放射面侧)层叠有第 1 声匹配层。在第 1 声匹配层的放射面侧层叠有第 2 声匹配层。在第 2 声匹配层的放射面侧层叠有第 3 声匹配层。另外,多个声匹配层中至少一个声匹配层对于多个振子是不被分割的。例如,第 1、第 2 声匹配层与振子层中的多个振子对应地被分割。第 3 声匹配层具有对于振子层中的多个振子不被分割的结构。

[0038] 当多个振子一维地排列时,(以下,称为一维阵列振子),声透镜被配置在第 3 声匹配层的放射面侧。当多个振子二维地排列时,(以下,称为二维阵列振子),不需要声透镜。在压电振子与声透镜之间配置共用电极。

[0039] 背衬材料防止向振子的后方传播超声波。在振子层与背衬材料之间,配置具有分别与多个振子对应的多个独立电极的柔性印刷基板(Flexible Printed Circuits:以下,称为 FPC)。FPC 从超声波探头 11 经由电缆与装置主体 12 的后述的发送接收部连接。以下,

说明一个振子构成一个通道的例子。

[0040] 多个振子分别响应从后述的发送接收部 20 的脉冲发生器供给的驱动信号而产生超声波。如果经由超声波探头 11 对被检体 P 发送超声波,则被发送的超声波(以下,称为发送超声波)被被检体内的生物体组织中的声阻抗的不连续面反射。振子接收被反射的超声波,产生回波信号。回波信号的振幅依存于将与超声波的反射相关的不连续面作为边界的声阻抗的差。另外,发送超声波正在移动的血流、以及被心脏壁等表面反射时的回波信号的频率由于多普勒效应,依存于移动体(血流以及心脏壁的表面)的超声波发送方向的速度分量地偏移。

[0041] 以下,超声波探头 11 作为由一维阵列进行二维扫描的探头来进行说明。另外,超声波探头 11 也可以是使一维阵列在与多个振子的排列方向正交的方向摆动地执行三维扫描的机械四维探头。另外,超声波探头 11 并不限于机械四维探头,也可以是具有二维阵列振子的二维阵列探头。

[0042] 装置主体 12 具有:发送接收部 20、高通滤波器(High Pass Filter:以下,称为 HPF) 23、低通滤波器(Low Pass Filter:以下,称为 LPF) 25、相移检测部 27、温度推定部 29、图像生成部 31、图像合成部 33、存储部 35、接口部 37、控制部(中央运算处理装置: Central Processing Unit:以下,称为 CPU) 39。

[0043] 发送接收部 20 具有:速率脉冲发生器 21A、发送延迟电路 21B、分别与多个通道对应的脉冲发生器电路 21C、前置放大器 22A、未图示的模拟数字(Analog to digital(以下,称为 A/D))转换器、接收延迟电路 22B、加法器 22C。发送接收部 20 在基于后述的 CPU39 的控制下,分别对超声波探头 11 中的多个振子供给驱动信号。

[0044] 速率脉冲发生器 21A 以规定的速率频率  $fr\text{Hz}$  (周期:  $1/fr$  秒),重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。所产生的速率脉冲被按照通道数来分配,被发送至发送延迟电路 21B。发送延迟电路 21B 对多个通道的每一个,将发送超声波会聚成束状,且对各速率脉冲施加确定发送指向性所需的延迟时间(以下,称为发送延迟时间)。发送超声波的发送方向或者发送延迟时间(以下,称为发送延迟模式)存储于后述的存储部 35。在发送超声波时由后述的 CPU39 参照存储于存储部 35 的发送延迟模式。脉冲发生器电路 21C 以基于该速率脉冲的定时,分别对超声波探头 11 的多个振子施加电压脉冲(驱动信号)。由此,超声波束被发送给被检体。

[0045] 前置放大器 22A 在每个通道中将经由超声波探头 11 取入的来自被检体 P 的回波信号放大。A/D 转换器将放大后的回波信号转换成数字信号。接收延迟电路 22B 对转换成数字信号的回波信号赋予确定接收指向性所需的延迟时间(以下,称为“接收延迟时间”)。回波信号的接收方向或者接收延迟时间(以下,称为“接收延迟模式”)被存储在后述的存储部 35 中。在接收超声波时由后述的 CPU39 参照存储于存储部 35 的接收延迟模式。

[0046] 加法器 22C 将赋予了延迟时间的多个回波信号相加。通过该相加,发送接收部 20 产生强调了来自根据接收指向性的方向的反射分量的接收信号(也称为“RF (radiofrequency)信号”)。根据该发送指向性和接收指向性来确定超声波发送接收的综合的指向性。根据该综合的指向性,来确定超声波束(所谓的“超声波扫描线”)。另外,也可以代替前置放大器 22A、A/D 转换器、以及接收延迟电路 22B 而使用数字波束形成器。

[0047] 发送接收部 20 在基于后述的 CPU39 的控制下,使基于多个振子中的特定的振子的

超声波产生和基于与特定的振子不同的振子(以下,称为“接收振子”)的超声波接收同步。例如每当对扫描范围进行扫描时执行超声波产生与超声波接收的同步。另外,也可以每当进行扫描范围中的 1 根扫描线的超声波发送接收时执行超声波产生与超声波接收的同步。另外,接收振子也可以是与特定的振子相邻的振子(以下,称为“相邻元件”)。

[0048] 另外,超声波产生与超声波接收的同步也可以对于分离了规定的间隔的 2 个振子(以下,称为“振子对”)执行。此时,规定的间隔根据在第 3 声匹配层中传送的超声波的横波的衰减量、以及声透镜表面中的超声波的反射波向振子的到达时间来确定。所谓规定的间隔例如是隔开了 1 至 2 个振子的距离的间隔。另外,振子对也可以是多个。此时,也能够由后述的温度推定部 29 来推定第 3 声匹配层的温度分布。另外,特定的振子是一个,接收振子也可以是多个。另外,接收振子在开口中能够设定在任意的位置。

[0049] 发送接收部 20 对特定的振子施加用于产生具有对后述的超声波图像没有影响、且接近于第 3 声匹配层的横波的共振频率(固有频率)的频率的超声波的电压。在由超声波对扫描范围进行扫描后,由特定的振子产生的超声波具有易于将第 3 声匹配层作为横波来传送的波数以及脉冲重复频率(Pulse Repetition Frequency;以下,称为“PRF”)、以及上述频率。

[0050] 发送接收部 20 在基于后述的 CPU39 的控制下,与基于特定的振子的超声波产生同步,由接收振子来接收在第 3 声匹配层中传送的超声波的横波。具体而言,由特定的振子产生的超声波由非分割的声匹配层转换成横波。横波沿与超声波的放射方向(以下,称为“声放射方向”)正交的方向(以下,称为“正交方向”)在非分割的声匹配层中传送。在非分割的声匹配层中传送的横波到达接收振子。发送接收部 20 将从接收振子输出的输出信号输出至后述的 LPF25。

[0051] 图 2 是表示将 3MHz 的发送频率、以及图像化所使用的 1MHz 至 5MHz 的频带与和后述的相移的检测相关的输出信号所涉及的频率一起示出的频谱所相关的图。以下,将与图像化相关的超声波的发送频率称为图像化发送频率。

[0052] HPF23 是在从发送接收部 20 输出的接收信号中,使与图像化相关的高频分量(图 2 的 1MHz 至 5MHz 的频带)通过的数字滤波器。通过了 HPF23 的接收信号被输出至后述的图像生成部 31。另外,HPF23 遮断与超声波产生和超声波接收的同步对应的从发送接收部 20 输出的输出信号。

[0053] LPF25 是在从发送接收部 20 输出的接收信号中,使与后述的相移的检测相关的低频分量(图 2 的 1MHz 以下的频带)通过的数字滤波器。具体而言,LPF25 使与超声波产生和超声波接收的同步对应的来自发送接收部 20 的输出信号通过。所谓与超声波产生和超声波接收的同步对应的来自发送接收部 20 的输出信号是指,通过接收在声匹配层中传送的超声波的横波而从接收振子输出的信号(以下,称为“横波接收信号”)。LPF25 遮断与图像化相关的接收信号。

[0054] 另外,HPF23 与 LPF25 也可以是与用于相移的检测的超声波接收和用于图像化的超声波的接收同步来切换能够通过频带的滤波器。

[0055] 图 3 是从超声波探头 11 的阵列方向来观察的剖面图,是表示在第 3 声匹配层中传送的超声波的横波的一个例子的图。在超声波在探头内传送的过程中,其一部分被非分割的声匹配层转换成横波,也在与声放射方向正交的方向进行传送,达到相邻元件。

[0056] 相移检测部 27 检测通过了 LPF25 的输出信号(横波接收信号)相对于基准信号的相移。具体而言,相移检测部 27 将存储于后述的存储部 35 的基准信号从存储部 35 读出。相移检测部 27 检测横波接收信号相对于基准信号的相移。所谓相移例如是指基准信号中的规定的波数中的最大振幅的时刻、和与规定的波数相同的波数中的横波接收信号的最大振幅的时刻的间隔(以下,称为“时间间隔”)。所谓基准信号例如是第 3 声匹配层的温度为 25、与特定的振子中的超声波产生和接收振子中的超声波接收的同步对应的来自发送接收部 20 的输出信号。相移检测部 27 将检测到的相移输出至后述的 CPU39 和温度推定部 29。

[0057] 相移检测部 27 也能够检测与多个振子对分别地对应的多个相移。相移检测部 27 将多个相移输出至后述的 CPU39 和温度推定部 29。

[0058] 图 4 是表示基于有限元法(Finite Element Method:以下,称为“FEM”)的计算机模拟中的计算模型的一个例子的图。作为计算模型 假定中心频率约 3MHz 的扇形阵列探头。图 4 中的 A 表示特定的振子。图 4 中 B 表示接收振子。图 5 是表示使用图 4 的计算模型的基于 FEM 的模拟结果的一个例子的图。超声波的发送频率为 500kHz,波数为 5。图 5 中的实线表示第 3 声匹配层的温度是接近通常使用状态的 25℃时的基准信号的波形。图 5 中的虚线表示第 3 声匹配层的温度明显是异常发热状态的 80℃时的输出信号(横波接收信号)的波形。声匹配层所使用的材料中,音速依存于温度而发生变化,因此,在本模拟中规定各个温度中的音速而进行计算。图 5 中的网格所夹着的时间间隔表示在第 2 个波数中,被基准信号的最大振幅值的时刻与横波接收信号的最大振幅值的时刻所夹着的相移。

[0059] 另外,图 6 是表示使用图 4 的计算模型的基于 FEM 的模拟结果的一个例子的图。发送频率是 3MHz,波数是 5。图 6 中的实线表示第 3 声匹配层的温度为 25℃时的基准信号的波形。图 6 中的虚线表示第 3 声匹配层的温度为 80℃时的输出信号(横波接收信号)的波形。如图 6 所示,暗示了当发送频率是 3MHz 时,不能检测相移的情况。

[0060] LPF25 遮断与比和图 2 中的图像数据相关的频带的最小频率大的频率相关的接收信号,使与比图 2 中的频带的最小频率小的频率相关的输出信号通过。HPF23 使与图 2 中的图像数据相关的频带的接收信号通过。

[0061] 温度推定部 29 从后述的存储部 35 读出对于第 3 声匹配层的温度的相移的对应表(以下,称为“匹配层温度对应表”)。温度推定部 29 根据从相移检测部 27 输出的相移和匹配层温度对应表,推定第 3 声匹配层的温度。温度推定部 29 将推定出的温度输出至后述的图像合成部 33。另外,温度推定部 29 也可以将所推定出的温度输出至后述的 CPU39 以及后述的监视器 14。温度推定部 29 也能够根据与多个振子对分别地对应的多个相移和匹配层温度对应表,推定第 3 声匹配层的温度分布。

[0062] 另外,温度推定部 29 从存储部 35 读出对于第 3 声匹配层的温度的超声波探头 11 与被检体的接触面的温度的对应表(以下,称为“接触面温度对应表”)。温度推定部 29 根据所推定出的第 3 声匹配层的温度与接触面温度对应表,推定接触面的温度。温度推定部 29 将推定出的接触面的温度输出至后述的图像合成部 33。另外,温度推定部 29 也能够根据第 3 声匹配层的温度分布与匹配层温度对应表,推定接触面的温度分布。温度推定部 29 将推定出的温度分布输出至后述的图像合成部 33。

[0063] 图像生成部 31 具有未图示的 B 模式处理单元、多普勒处理单元、以及图像生成单元。图像生成部 31 生成超声波图像。所谓超声波图像是后述的 B 模式图像、多普勒图像。

[0064] B 模式处理单元具有未图示的包络线检波器、对数转换器等。包络线检波器对于从 HPF23 输出的接收信号执行包络线检波。包络线检波器将包络线检波后的信号输出至后述的对数转换器。对数转换器对于包络线检波后的信号进行对数转换而相对地强调弱的信号。B 模式处理单元根据由对数转换器强调了的信号,产生各扫描线以及各超声波发送接收中的每个深度的信号值(B 模式数据)。

[0065] 另外,B 模式处理单元也可以产生由分别与扫描区域中的方位(Azimuth)方向、上升(Elevation)方向、深度方向(以下,称为范围(Range)方向)对应地排列的多个信号值构成的三维 B 模式数据。所谓范围方向是指扫描线上的深度方向。所谓方位方向是例如沿着一维超声波振子的排列方向的电子扫描方向。所谓上升方向是指一维超声波振子的机械摆动方向。

[0066] 另外,三维 B 模式数据也可以是将多个像素值或者多个亮度值等沿着扫描线,分别与方位方向、上升方向、范围方向对应地排列的数据。另外,三维 B 模式数据也可以是与在被扫描区域中预先设定的关心区域(Region Of Interest:以下,称为“ROI”)相关的数据。另外,B 模式处理单元也可以代替三维 B 模式数据而生成体数据。以下,将由 B 模式处理单元产生的数据统称为 B 模式数据。

[0067] 多普勒处理单元具有未图示的混频器、低通滤波器、速度/方差/功率运算设备等。混频器对从 HPF23 输出的接收信号附加具有与发送频率相同的频率  $f_0$  的基准信号。通过该附加,得到具有多普勒偏移频率  $f_d$  的分量的信号和  $(2f_0+f_d)$  的频率分量的信号。低通滤波器从具有来自混频器的 2 种频率分量的信号中,去除高的频率分量  $(2f_0+f_d)$  的信号。多普勒处理单元通过去除高的频率分量  $(2f_0+f_d)$  的信号,产生具有多普勒偏移频率  $f_d$  的分量的多普勒信号。

[0068] 另外,多普勒处理单元为了产生多普勒信号,也可以使用正交检波方式。此时,接收信号(RF 信号)被正交检波,转换成 IQ 信号。多普勒处理单元 142 通过对 IQ 信号进行复数形式傅里叶转换,产生具有多普勒偏移频率  $f_d$  的分量的多普勒信号。多普勒信号例如是基于血流、组织、造影剂的回波分量。

[0069] 速度/方差/功率运算设备具有未图示的 MTI (Moving Target Indicator:移动目标指针)滤波器、自相关运算器等。MTI 滤波器对于所产生的多普勒信号,去除因脏器的呼吸性移动或拍动性移动等所造成的多普勒分量(杂波分量)。自相关运算器对于由 MTI 滤波器只提取出血流信息的多普勒信号,计算自相关值。自相关运算器根据所计算出的自相关值,计算血流的平均速度值、方差值、多普勒信号的反射强度等。速度/方差/功率运算设备根据基于多个多普勒信号的血流的平均速度值、方差值、多普勒信号的反射强度等,产生彩色多普勒数据。以下,将多普勒信号和彩色多普勒数据统称为多普勒数据。

[0070] 另外,将多普勒数据和 B 模式数据统称为原始数据(Raw Data)。另外,原始数据也可以是基于回波信号中的发送超声波的谐波分量的 B 模式数据、以及与被检体内的生物体组织相关的弹性数据。B 模式处理单元以及多普勒处理单元将所产生的原始数据输出至图像生成单元。另外,B 模式处理单元以及多普勒处理单元也能够将所产生的原始数据输出至未图示的动画存储器(cine-memory)。

[0071] 图像生成单元具有未图示的数字扫描转换器(Digital Scan Converter:以下,称为“DSC”)。图像生成单元对于 DSC 执行坐标转换处理(重采样)。所谓坐标转换处理例如是

指将由原始数据构成的超声波扫描的扫描线信号列转换成电视等所代表的一般的视频格式的扫描线信号列的处理。图像生成单元接着坐标转换处理对于 DSC 执行插补处理。所谓插补处理是指使用相邻的扫描线信号列中的原始数据在扫描线信号列间插补数据的处理。

[0072] 图像生成单元通过对于原始数据执行坐标转换处理和插补处理,来生成作为显示图像的超声波图像。另外,图像生成单元也可以具有存储与所生成的超声波图像对应的数据(以下,称为“图像数据”)的图像存储器。图像生成单元将执行了坐标转换处理和插补处理的原始数据输出至图像合成部 33。以下,将使用 B 模式数据生成的超声波图像称为 B 模式图像。另外,将使用多普勒数据生成的超声波图像称为多普勒图像。

[0073] 动画存储器例如是保存与刚要冻结(freeze)之前的多个帧对应的超声波图像的存储器。也能够通过连续显示(动态显示)存储于该动画存储器的图像而显示超声波动态图像。

[0074] 图像合成部 33 对所生成的超声波图像合成各种参数的文字信息以及刻度等。图像合成部 33 将所合成的超声波图像输出至监视器 14。图像合成部 33 还能够将由温度推定部 29 推定出的温度(接触面的温度和第 3 声匹配层的温度中的至少一个)也合成到超声波图像,并输出至后述的监视器 14。图像合成部 33 还能够将由温度推定部 29 推定的温度分布也合成到超声波图像,并输出至后述的监视器 14。

[0075] 存储部 35 存储焦点深度不同的多个接收延迟模式以及多个发送延迟模式、本超声波诊断装置 1 的控制程序、诊断协议、发送接收条件等各种数据组、由图像生成部 31 生成的原始数据以及超声波图像等。存储部 35 存储匹配层温度对应表。存储部 35 存储规定的阈值。所谓规定的阈值例如是与第 3 声匹配层的温度对应的相移的值。所谓规定的阈值,具体而言,例如,是在被检体接触部分中,与对于被检体的安全性相关的温度(以下,称为“界限温度”)所对应的相移的值。另外,存储部 35 也可以存储后述的规定的警告、规定的警告音等。另外,存储部 35 也可以存储界限温度。存储部 35 也可以存储接触面温度对应表。

[0076] 接口部 37 是与输入装置 13、网络、未图示的外部存储装置以及生物体信号测量部相关的接口。由装置主体 12 得到的超声波图像等数据以及解析结果等能够经由接口部 37 和网络向其他的装置传送。另外,接口部 37 也能够经由网络下载由未图示的其他的医用图像诊断装置取得的与被检体相关的医用图像。

[0077] CPU39 根据由操作者经由输入装置 13 输入的 B 模式与多普勒模式的选择、帧速率、被扫描深度、发送开始・结束,读出存储于存储部 35 的发送延迟模式、接收延迟模式和装置控制程序,按照它们来控制装置主体 12 以及超声波探头 11。CPU39 控制发送接收部 20,以使得基于多个振子中的特定的振子的超声波产生、和基于与特定的振子不同的振子的超声波接收同步。CPU39 读出存储于存储部 35 的规定的阈值。CPU39 控制发送接收部 20,以使得当检测到的相移达到了规定的阈值时,减少为了产生与图像数据的产生相关的超声波而对振子施加的电压(以下,称为“施加电压”)。

[0078] 当从相移检测部 27 输出了分别与多个振子对相对应的多个相移时,CPU39 也可以将多个相移中最大的相移与规定的阈值进行比较。另外,CPU39 也可以从多个相移中选择与多个振子对中距离开口中心最近的接收振子相关的相移,并和规定的阈值进行比较。

[0079] 另外,当所检测到的相移达到了规定的阈值时,CPU39 也可以执行以下那样的控制。CPU39 控制发送接收部 20,以使得停止对振子施加施加电压。另外,CPU39 也能够控制

监视器 14, 以使得将规定的警告显示在监视器上。另外, CPU39 也可以控制声音输出部, 以使得从未图示的声音输出部输出规定的警告音。

[0080] 具体而言, 当所检测到的相移达到了规定的阈值时, CPU39 从存储部 35 读出存储于存储部 35 的规定的警告。接着, CPU39 使读出的规定的警告显示在后述的监视器 14 上。

[0081] 另外, 当所检测到的相移达到了规定的阈值时, CPU39 从存储部 35 读出存储于存储部 35 的规定的警告音。接着, CPU39 从后述的声音输出部输出所读出的规定的警告音。

[0082] 另外, CPU39 也可以将所推定出的温度与存储于存储部 35 的界限温度进行比较。此时, 当所推定出的温度达到了界限温度时, CPU39 控制发送接收部 20, 以使得减少对振子施加的电压(以下, 称为“施加电压”), 或者停止对振子施加电压。

[0083] 输入装置 13 与接口部 37 连接, 将来自操作者的各种指示·命令·信息·选择·设定取入装置主体 12。输入装置 13 具有未图示的轨迹球、开关按钮、鼠标、键盘等输入设备。输入设备检测显示画面上所显示的光标的坐标, 将检测到的坐标输出至 CPU39。另外, 输入设备也可以是以覆盖显示画面的方式来设计的触摸指令屏。此时, 输入装置 13 检测按照电磁感应式、电磁应变式、感压式等的坐标读取原理来触摸指示的坐标, 将检测到的坐标输出至 CPU39。另外, 如果操作者操作输入装置 13 的结束按钮或者冻结按钮, 则结束超声波的发送接收, 装置主体 12 变为暂时停止状态。

[0084] 未图示的输出部具有后述的监视器 14、和未图示的声音输出部。监视器 14 在基于 CPU39 的控制下, 当所检测到的相移达到了规定的阈值时, 显示规定的警告。未图示的声音输出部在基于 CPU39 的控制下, 当所检测到的相移达到了规定的阈值时, 输出规定的警告音。

[0085] 监视器 14 根据图像合成部 33 的输出, 显示 B 模式图像以及多普勒图像等超声波图像。另外, 监视器 14 也可以对于所显示的图像, 执行亮度、对比度、动态范围、 $\gamma$  校正等调整以及彩色图的分配。另外, 监视器 14 也能够显示接触面的温度与第 3 声匹配层的温度中的至少一个。另外, 监视器 14 也能够显示第 3 声匹配层的温度分布或者接触面的温度分布。

[0086] (相移发送接收控制功能)

[0087] 所谓相移发送接收控制功能是指根据所检测到的相移和规定的阈值来控制超声波的发送接收的功能。以下, 说明与相移发送接收控制功能相关的处理(以下, 称为“相移发送接收控制处理”)。

[0088] 图 7 是表示相移发送接收控制处理的步骤的流程图。

[0089] 对被检体发送超声波, 生成 B 模式图像(步骤 Sa1)。由特定的振子产生超声波(步骤 Sa2)。与特定的振子中的超声波的产生同步, 经由接收振子产生横波接收信号(步骤 Sa3)。检测横波接收信号相对于基准信号的相移(步骤 Sa4)。如果所检测到的相移不足规定的阈值, 则重复步骤 Sa1 至步骤 Sa4 的处理(步骤 Sa5)。当所检测到的相移是规定的阈值以上时, 停止向被检体发送超声波(步骤 Sa6)。

[0090] 当所检测到的相移为规定的阈值以上时, 也可以从输出部输出规定的警告或者规定的警告音中的至少一方。具体而言, 当所检测到的相移是规定的阈值以上时, 也可以执行监视器 14 中的规定的警告的显示与声音输出部中的规定的警告音的输出中的至少一方。

[0091] 另外, 也能够使用检测到的相移来推定声匹配层的温度, 根据推定出的温度和界

限温度,停止向被检体发送超声波。界限温度的数据被存储在存储部 35。具体而言,根据相移和对应表,推定第 3 声匹配层的温度。将推定出的温度与从存储部读出的界限温度进行比较。此时,如果所推定出的温度不足界限温度,则重复步骤 Sa1 至步骤 Sa4 的处理。当所推定出的温度为界限温度以上时,停止向被检体发送超声波。

[0092] (变形例)

[0093] 与实施方式的区别是具有:产生具有相移的检测所使用的发送中心频率(以下,称为“相移检测频率”)的超声波的振子(以下,称为“第 1 振子”);接收在第 3 声匹配层中传送的超声波的横波的振子(以下,称为“第 2 振子”);以及为了生成超声波图像而产生对被检体发送的超声波,接收在被检体内被反射的超声波并产生回波信号的多个振子(以下,称为“第 3 振子”)。另外,第 1 以及第 2 振子也可以是相同的结构的振子。第 1、第 2 振子是相移检测专用的振子,第 3 振子是与超声波图像的产生相关的专用的振子。

[0094] 第 1 振子位于超声波探头的开口中心。另外,第 1 振子也可以位于开口中心附近。所谓开口中心例如是开口形状的重心。第 2 振子被配置在第 1 振子的附近。具体而言,第 2 振子被配置在与第 1 振子相邻的位置。另外,第 2 振子也可以被配置在距离第 1 振子规定的间隔的位置。另外,第 1 振子与第 2 振子也可以分别成对地配置多个。

[0095] 例如,当图像化发送频率是 3MHz 时,第 1 振子在基于 CPU39 的控制下,产生作为相移检测频率具有 500kHz 的频率的超声波。相移检测频率例如由使用了第 3 声匹配层的材质的计算机模拟来预先确定。为了有效地产生所确定的相移检测频率,确定第 1 振子的材质以及厚度。

[0096] 图 8 是表示具有二维阵列振子的超声波探头 11 的超声波放射面中的开口和开口中的第 1 至第 3 振子的配置的一个例子的图。另外,为了表示第 1 至第 3 振子的开口中的位置,省略第 1 至第 3 声匹配层。图 8 中的 A 表示第 1 振子。图 8 中的 B 表示第 2 振子。

[0097] 图 9 是表示使用图 4 的计算模型的基于 FEM 的模拟结果的一个例子的图。由第 1 振子产生的超声波的相移检测频率是 100kHz,波数为 5。图 9 中的实线表示第 3 声匹配层的温度为 25°C 时的基准信号的波形。图 9 中的虚线表示第 3 声匹配层的温度为 80°C 时的输出信号(横波接收信号)的波形。如图 9 所示,暗示当相移检测频率为 100kHz 时,不能检测相移。

[0098] 图 10 是表示使用图 4 的计算模型的基于 FEM 的模拟结果的一个例子的图。由第 1 振子产生的超声波的相移检测频率是 10MHz,波数是 5。图 10 中的实线表示第 3 声匹配层的温度为 25°C 时的基准信号的波形。图 10 中的虚线表示第 3 声匹配层的温度为 80°C 中的输出信号(横波接收信号)的波形。如图 10 所示,暗示当相移检测频率为 10MHz 时,不能检测相移。

[0099] 根据以上所述的结构,能够得到以下的效果。

[0100] 根据本超声波诊断装置 1,例如易于在第 3 声匹配层那样的非分割的声匹配层中传送,例如在与超声波图像相关的扫描范围的每次扫描中,能够由特定的振子产生具有不会对超声波图像产生影响的频率、波数以及 PRF 的超声波。根据本超声波诊断装置 1,能够使基于特定的振子的超声波产生和基于与特定的振子不同的振子的超声波接收同步,检测与同步对应的输出信号相对于基准信号的相移。根据本超声波诊断装置 1,当所检测到的相移达到了规定的阈值时,能够控制发送接收部,以使得减少对振子施加的施加电压,或者

停止向振子施加施加电压。

[0101] 因此,根据本超声波诊断装置 1,在超声波探头 11 内,不用设置热敏电阻等温度传感器以及加压传感器、和用于引出来自各传感器的输出的信号线,就能够在超声波探头 11 与被检体的接触面的温度变为高温之前,执行减少施加电压或者停止施加施加电压。根据本超声波诊断装置 1,由于不需要在超声波探头 11 内设置热敏电阻等温度传感器以及加压传感器、和用于引出来自各传感器的输出的信号线,因此,能够减少超声波探头 11 的制造成本。另外,根据本超声波诊断装置 1,由于能够在开口中的任意位置检测相移,因此,也能够推定声匹配层的温度分布以及接触面的温度分布,并进行显示。此外,根据本超声波诊断装置 1,根据相移与阈值,能够显示规定的警告,以及产生(输出)规定的警告音。

[0102] 根据本超声波诊断装置 1 的变形例,能够在超声波探头 11 内设定用于检测相移的振子。由此,能够将与超声波图像的产生相关的振子和相移的检测所使用的振子分离。从而,能够设定最适合于超声波图像的产生以及相移的检测的超声波的发送接收条件。

[0103] 因此,根据本超声波诊断装置 1,能够提供一种能够监视超声波探头 11 的温度、对本超声波图像没有影响且高性能、对被检体而言安全的超声波诊断装置。

[0104] 此外,实施方式所涉及的各项功能能够通过将执行该处理的程序安装在工作站等的计算机中,将其在存储器上展开来实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序存储于磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等存储介质中并发布。

[0105] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子进行说明的,并不用于限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种形态进行实施。在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形包含于发明的范围或要旨中,同样地,包含于权利要求所记载的发明及其同等的范围中。

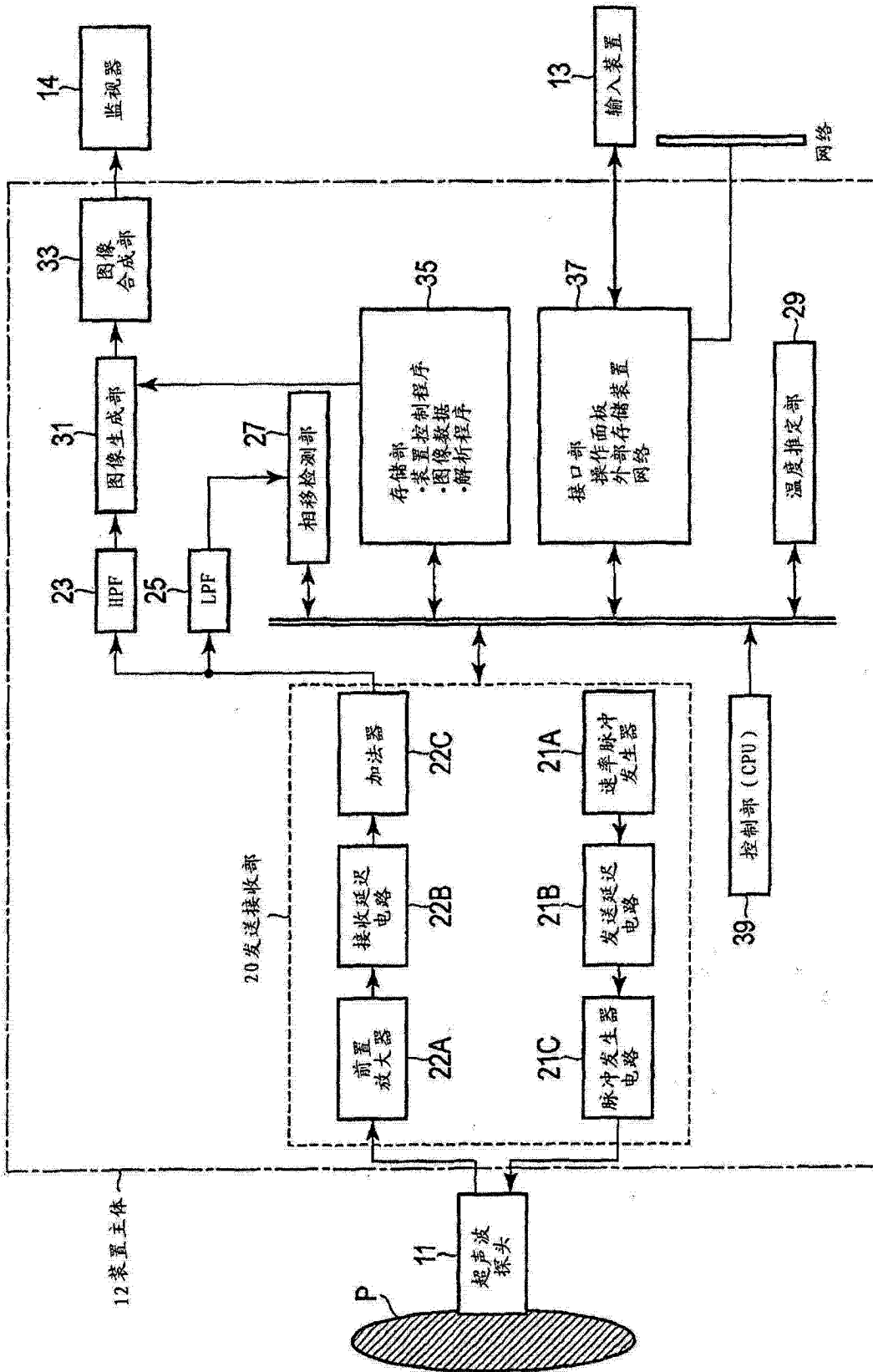


图 1



图 2

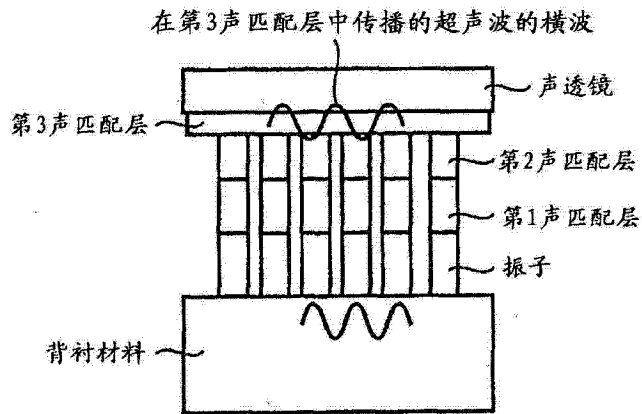


图 3

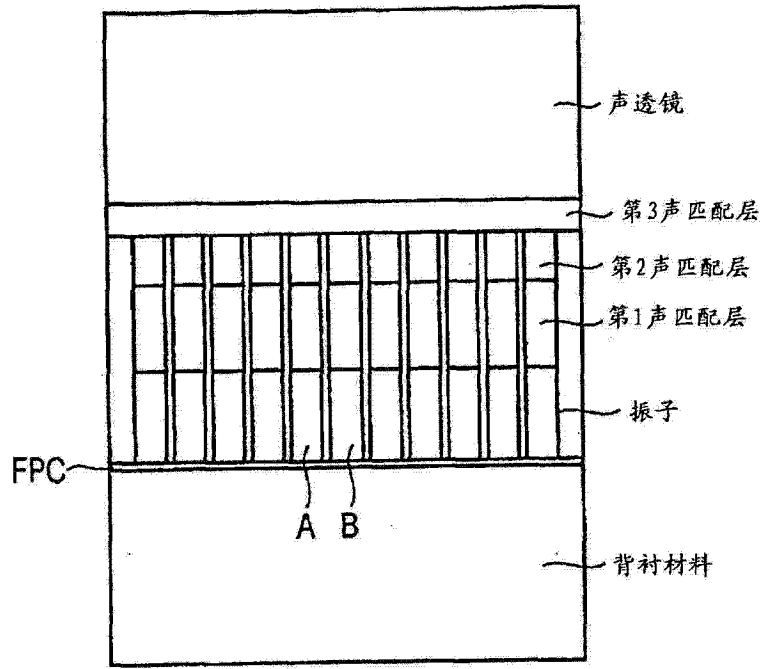


图 4

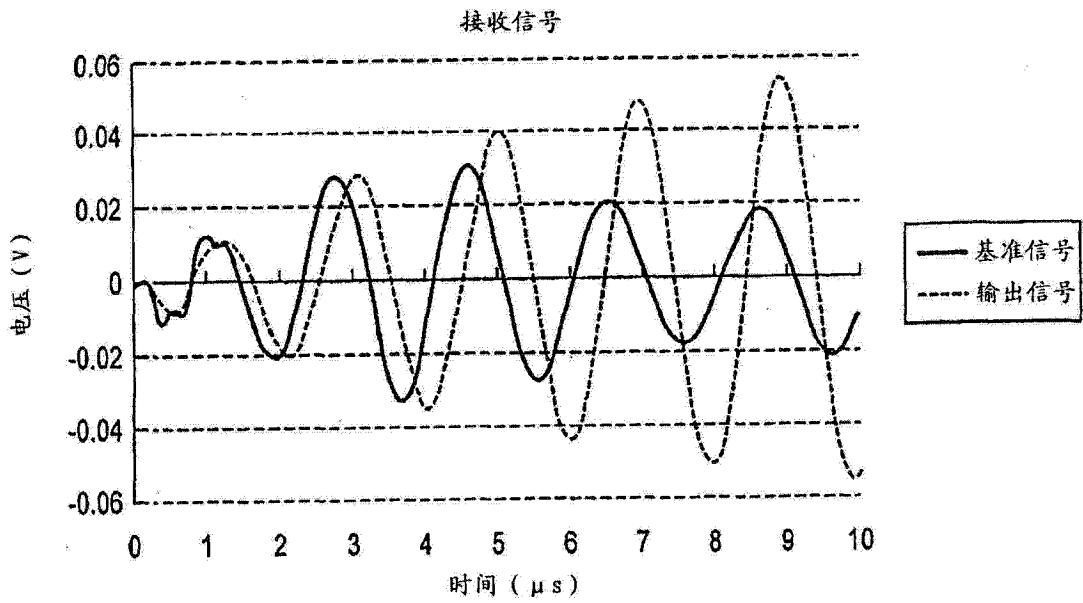


图 5

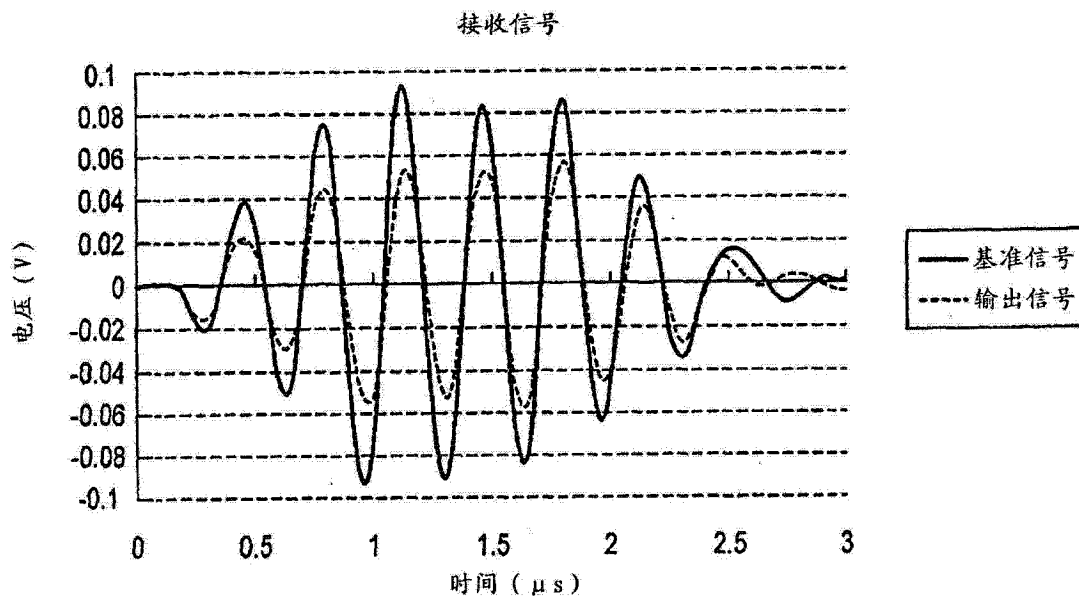


图 6

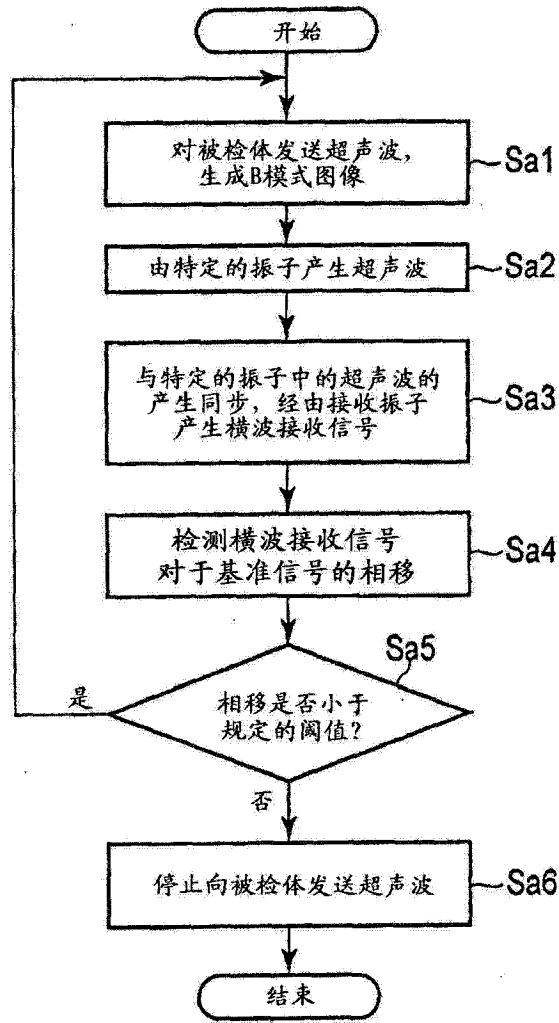


图 7

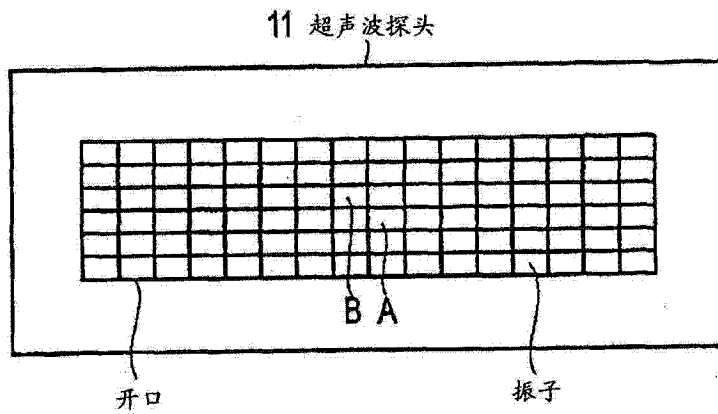


图 8

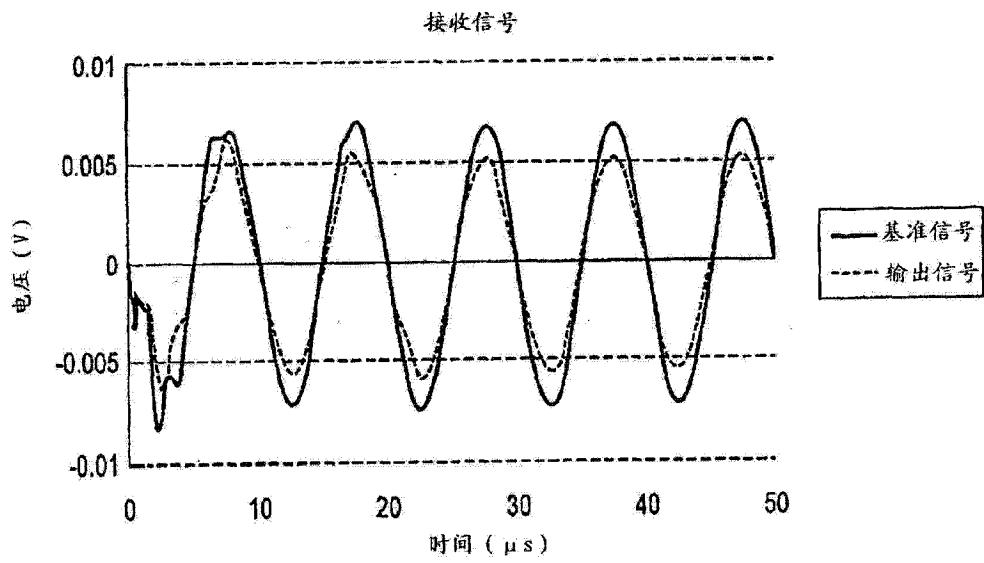


图 9

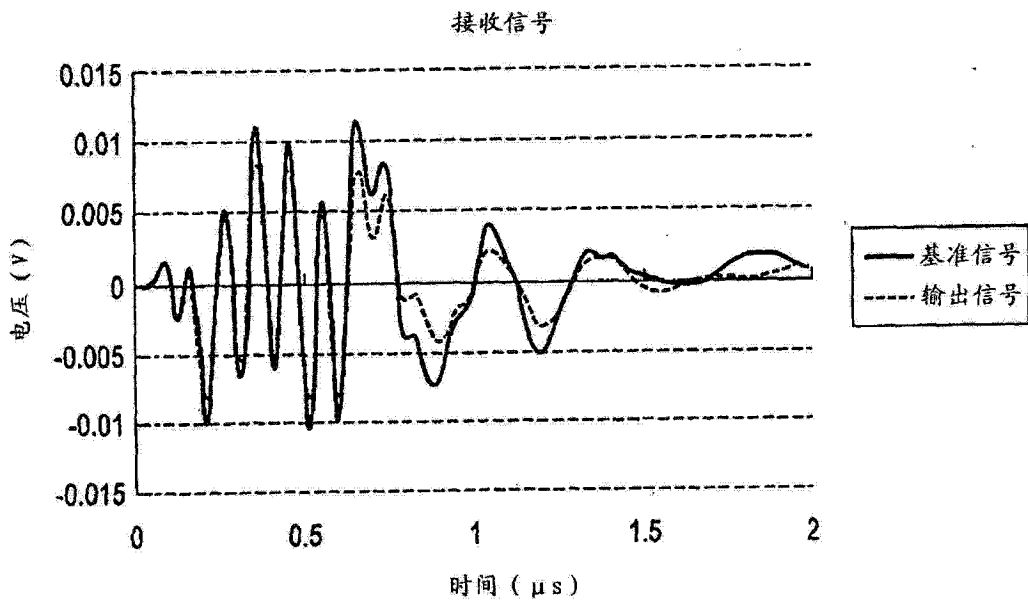


图 10

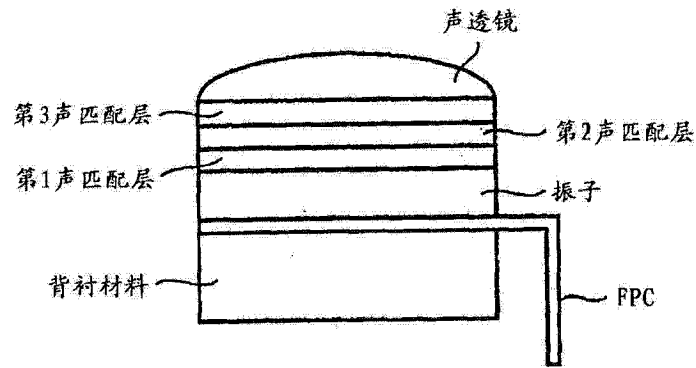


图 11

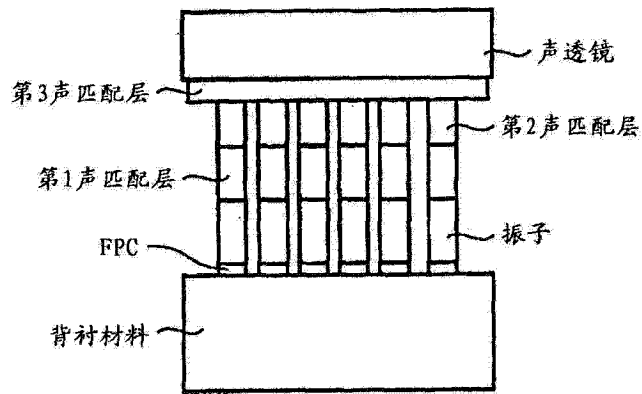


图 12

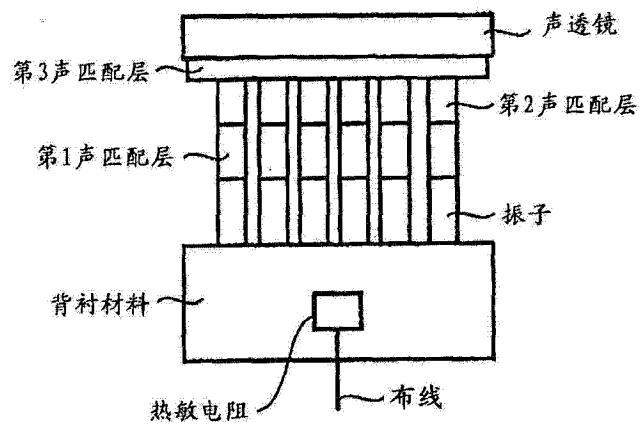


图 13

专利名称(译)	超声波诊断装置、相移发送接收控制方法以及超声波探头		
公开(公告)号	<a href="#">CN103211614A</a>	公开(公告)日	2013-07-24
申请号	CN201210444663.3	申请日	2012-11-09
[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	芝本弘一 武内俊 手塚智		
发明人	芝本弘一 武内俊 手塚智		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	B06B2201/55 A61B8/145 B06B1/0607 A61B8/54 B06B2201/76 A61B8/4488 A61B8/4281 B06B2201/40 G01S7/5205 A61B8/546 A61B8/4444 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/4483 A61B8/485 A61B8/488 F04C2270/041		
代理人(译)	高科		
优先权	2012011423 2012-01-23 JP		
其他公开文献	CN103211614B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波探头，不需要设置热敏电阻或者加压传感器等以及引出与超声波信号线不同的布线，就能够进行超声波探头表面的异常发热检测。本实施方式所涉及的超声波诊断装置具备：超声波探头，具有声匹配层、含有排列的多个振子的振子层、以及背衬层的叠层结构；发送接收部，经由振子对于被检体发送接收超声波；图像生成部，根据发送接收部的输出产生图像数据；控制部，控制发送接收部，以使得基于多个振子中的特定的振子的超声波产生和基于与特定的振子不同的振子的超声波接收同步；相移检测部，检测与超声波产生和超声波接收的同步对应的来自发送接收部的输出信号相对于基准信号的相移。

