



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102652677 A

(43) 申请公布日 2012. 09. 05

(21) 申请号 201210042233. 9

(22) 申请日 2012. 02. 22

(30) 优先权数据

2011-046061 2011. 03. 03 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 工藤吉光

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 陈平

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

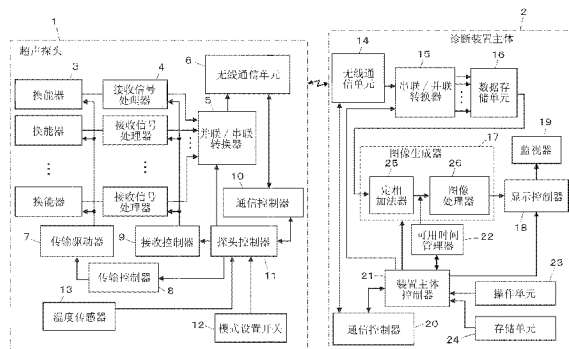
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 3 页

(54) 发明名称

超声诊断装置和超声图像生成方法

(57) 摘要

一种超声诊断装置,其包括:超声探头,所述超声探头根据由操作者从低图像质量模式和高图像质量模式中选择的模式使用换能器阵列进行超声波束的传输和接收,并且在接收信号处理器中处理从换能器阵列输出的接收信号以产生数字接收数据;诊断装置主体,所述诊断装置主体用于基于从所述超声探头传输的接收数据产生超声图像并且在监视器上显示所产生的超声图像;温度检测单元,所述温度检测单元用于检测所述超声探头的内部温度;以及可用时间管理器,所述可用时间管理器用于基于由所述温度检测单元检测到的所述超声探头的内部温度计算所述高图像质量模式下的可用时间,从而在所述监视器上显示经计算的可用时间。



1. 一种超声诊断装置,其包括:

超声探头,所述超声探头根据由操作者从低图像质量模式和高图像质量模式中选择的模式使用换能器阵列进行超声波束的传输和接收,并且在接收信号处理器中处理从所述换能器阵列输出的接收信号以产生数字接收数据;

诊断装置主体,所述诊断装置主体用于基于从所述超声探头传输的接收数据生成超声图像并且在监视器上显示所生成的超声图像;

温度检测单元,所述温度检测单元用于检测所述超声探头的内部温度,以及

可用时间管理器,所述可用时间管理器用于基于由所述温度检测单元检测到的所述超声探头的内部温度计算所述高图像质量模式下的可用时间,从而在所述监视器上显示经计算的可用时间。

2. 根据权利要求1所述的超声诊断装置,其进一步包括:

模式设置开关,所述模式设置开关被布置在所述超声探头中并且用于选择所述低图像质量模式和所述高图像质量模式中的一个;以及

控制器,所述控制器用于控制所述接收信号处理器以致当通过所述模式设置开关选择所述低图像质量模式时,多个同时可用的通道被限制于第一预定值,且当通过所述模式设置开关选择所述高图像质量模式时,所述多个同时可用的通道被限制于第二预定值,所述第二预定值大于所述第一预定值。

3. 根据权利要求1或2所述的超声诊断装置,其中只有当选择所述高图像质量模式时所述可用时间管理器使所述监视器显示所述经计算的可用时间。

4. 根据权利要求1或2所述的超声诊断装置,其中所述可用时间管理器使所述监视器以颜色条的形式显示所述经计算的可用时间。

5. 根据权利要求1或2所述的超声诊断装置,其中当所述经计算的可用时间减少到预设值或更少时,所述可用时间管理器改变所述监视器中的屏幕周围的颜色。

6. 根据权利要求1或2所述的超声诊断装置,其中所述温度检测单元包括温度传感器。

7. 根据权利要求1或2所述的超声诊断装置,

其中所述温度检测单元包括用于检测所述超声探头的不同位置处的内部温度的温度传感器,并且

其中所述可用时间管理器基于由所述温度传感器检测到的内部温度的值计算所述可用时间。

8. 一种超声图像生成方法,其包括以下步骤:

根据由操作者从低图像质量模式和高图像质量模式中选择的模式,使用超声探头的换能器阵列进行超声波束的传输和接收;

在接收信号处理器中处理从所述换能器阵列输出的接收信号以产生数字接收数据;

基于从所述超声探头传输的所述接收数据,在诊断装置主体中生成超声图像,并在监视器上显示生成的超声图像;

检测所述超声探头的内部温度;以及

基于检测到的所述超声探头的内部温度计算在所述高图像质量模式下的可用时间,并且在所述监视器上显示经计算的可用时间。

超声诊断装置和超声图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断装置和超声图像生成方法。本发明更具体地涉及这样的超声诊断装置,其用于基于超声图像作出诊断,所述超声图像通过从超声探头的换能器阵列以及在超声探头的换能器阵列中传输和接收超声波而生成。

背景技术

[0002] 常规上,使用超声图像的超声诊断装置被用于医疗领域。通常,这种类型的超声诊断装置包括具有内置换能器阵列的超声探头和与该超声探头相连的装置主体。所述超声探头向受试者传输超声波并接收来自该受试者的超声回声,而所述装置主体电处理接收信号从而产生超声图像。

[0003] 在这种超声诊断装置中,换能器阵列传输超声波以产生热。

[0004] 操作者通常当他或她单手握持超声探头并使换能器阵列的超声传输/接收表面与受试者的皮肤接触时作出诊断,并且因此超声探头通常被装入壳体中,所述壳体的尺寸小到操作者可以容易地单手握持它。因此,在换能器阵列中产生的热可以使超声探头的壳体温度升高。

[0005] 近些年,已经提出这样的超声诊断装置,其具有带有内置电路板的超声探头,所述电路板用于信号处理并且在经由无线或有线通信将从换能器阵列输出的接收信号传输到装置主体前对该接收信号进行数字处理,因此减小噪声的影响并获得高质量的超声图像。

[0006] 在进行这类数字处理的超声探头中,热也在接收信号的处理期间从电路板产生,并且因此需要抑制壳体中的温度上升以保证板上电路的稳定操作。

[0007] 作为对抗超声探头温度上升的一种方法,例如,JP 2005-253776 A 公开了一种超声诊断装置,其中驱动换能器阵列的条件根据超声探头的表面温度自动变化以使获取的超声图像的模式从高的图像质量切换为低的图像质量,因此使超声探头的表面保持在适当的温度。更准确地,通过随着超声探头表面温度的上升减小以下各项来使超声探头的表面温度保持在适当的温度:例如,用于传输超声波的换能器阵列中各换能器的驱动电压、同时可用的用于传输的通道数目、传输脉冲重复频率以及帧率。

[0008] 然而,当在以用于获取高质量超声图像的模式,即高图像质量模式进行操作期间,由换能器阵列和电路板释放的热使超声探头的表面温度升高时,JP 2005-253776 A 的装置会自动切换为用于获取低质量超声图像的模式,即低图像质量模式,而不管操作者的意图。

[0009] 发明概述

[0010] 已经做出本发明解决了上述现有技术的问题并且本发明的目的是提供这样的超声诊断装置,其能够容易地了解操作者可以以高图像质量模式再继续多久诊断操作。本发明的另一个目的是提供用于所述超声诊断装置中的超声图像生成方法。

[0011] 根据本发明的超声诊断装置包括:

[0012] 超声探头,所述超声探头根据由操作者从低图像质量模式和高图像质量模式中选择的模式使用换能器阵列进行超声波束的传输和接收,并且在接收信号处理器中处理从所

述换能器阵列输出的接收信号以产生数字接收数据；

[0013] 诊断装置主体,所述诊断装置主体用于基于从所述超声探头传输的接收数据生成超声图像并且在监视器上显示所生成的超声图像；

[0014] 温度检测单元,所述温度检测单元用于检测所述超声探头的内部温度,以及

[0015] 可用时间管理器,所述可用时间管理器用于基于由所述温度检测单元检测到的所述超声探头的内部温度计算所述高图像质量模式下的可用时间,从而在所述监视器上显示经计算的可用时间。

[0016] 根据本发明的超声图像生成方法包括以下步骤：

[0017] 根据由操作者从低图像质量模式和高图像质量模式中选择模式,使用超声探头的换能器阵列进行超声波束的传输和接收；

[0018] 在接收信号处理器中处理从所述换能器阵列输出的接收信号以产生数字接收数据；

[0019] 基于从所述超声探头传输的所述接收数据,在诊断装置主体中生成超声图像,并在监视器上显示生成的超声图像；

[0020] 检测所述超声探头的内部温度；以及

[0021] 基于检测到的所述超声探头的内部温度计算在所述高图像质量模式下的可用时间,并且在所述监视器上显示经计算的可用时间。

附图说明

[0022] 图 1 是显示根据实施方案 1 的超声诊断装置的配置的框图。

[0023] 图 2 是显示其上显示有根据实施方案 1 的高图像质量模式下可用时间的屏幕的示意图。

[0024] 图 3 是显示高图像质量模式下的可用时间的示意图。

[0025] 图 4 是显示当高图像质量模式下的可用时间减少到预设值或更少时的屏幕的示意图。

[0026] 图 5 是显示可以用于根据实施方案 2 的超声诊断装置中的超声探头的配置的框图。

具体实施方式

[0027] 以下将基于附图描述本发明的实施方案。

[0028] 实施方案 1

[0029] 图 1 显示根据本发明的实施方案 1 的超声诊断装置的配置。所述超声诊断装置包括超声探头 1 和经由无线通信连接到超声探头 1 的诊断装置主体 2。

[0030] 超声探头 1 包括多个超声换能器 3,所述多个超声换能器 3 构成一维或二维换能器阵列的多个通道,并且换能器 3 连接到其相应的接收信号处理器 4,接收信号处理器 4 又经由并联/串联转换器 5 连接到无线通信单元 6。换能器 3 经由传输驱动器 7 连接到传输控制器 8,接收信号处理器 4 连接到接收控制器 9,而无线通信单元 6 连接到通信控制器 10。并联/串联转换器 5、传输控制器 8、接收控制器 9 和通信控制器 10 连接到探头控制器 11。操作者可以选择低图像质量模式和高图像质量模式中的一个,而设置在超声探头 1 的壳体

上的模式设置开关 12 连接到探头控制器 11。超声探头 1 也具有用于检测超声探头 1 的内部温度 T 的内置温度传感器 13, 并且温度传感器 13 连接到探头控制器 11。

[0031] 温度传感器 13 优选地被布置在预期在超声诊断装置的操作期间产生热的接收信号处理器 4 附近。

[0032] 换能器 3 根据从传输驱动器 7 提供的驱动信号各自传输超声波并且接收来自受试者的超声回声以输出接收信号。每个换能器 3 包括振动器, 所述振动器具有例如由以下材料制成的压电体: 以 PZT(锆钛酸铅) 为代表的压电陶瓷材料、以 PVDF(聚偏二氟乙烯) 为代表的压电聚合物或以 PMN-PT(铌镁酸铅 - 钛酸铅固溶体) 为代表的压电单晶, 和设置在所述压电体的两端的电极。

[0033] 当所述振动器的电极被提供以脉冲电压或连续波电压时, 所述压电体扩张和收缩从而导致所述振动器产生脉冲或连续的超声波。这些超声波组合从而形成超声波束。一旦接收了传播的超声波, 各振动器扩张和收缩从而产生电信号, 所述电信号然后作为超声接收信号输出。

[0034] 传输驱动器 7 包括例如多个脉冲发生器, 并且基于由传输控制器 8 选择的传输延迟模式对相应的换能器 3 调节驱动信号延迟量, 以致从换能器 3 传输的超声波形成超声波束, 由此给换能器 3 提供经调节的驱动信号。

[0035] 在接收控制器 9 的控制下, 每个通道中的接收信号处理器 4 使从相应的换能器 3 输出的接收信号进行正交检波或正交采样以产生复基带信号, 采样复基带信号以产生包含关于组织区域信息的抽样数据, 并且将所述抽样数据提供给并联 / 串联转换器 5。接收信号处理器 4 可以通过对在通过采样复基带信号获得的数据上进行高效编码来执行数据压缩从而产生抽样数据。

[0036] 并联 / 串联转换器 5 将由多个通道中的接收信号处理器 4 产生的并联抽样数据转换为串联抽样数据。

[0037] 无线通信单元 6 执行基于串联抽样数据的载波调制从而产生传输信号并将所述传输信号提供给天线, 以致所述天线传输射频以传输所述串联抽样数据。这里可以使用的调制方法包括 ASK(幅移键控 (Amplitude Shift Keying))、PSK(相移键控 (Phase Shift Keying))、QPSK(正交相移键控 (Quadrature Phase Shift Keying)), 以及 16QAM(16 正交调幅 (Quadrature Amplitude Modulation))。

[0038] 无线通信单元 6 经由与诊断装置主体 2 的无线通信将抽样数据传输到诊断装置主体 2, 并从诊断装置主体 2 接收不同的控制信号, 并且将接收到的控制信号输出到通信控制器 10。通信控制器 10 控制无线通信单元 6 以致所述抽样数据被以由探头控制器 11 设置的传输射频场强度传输并且将由无线通信单元 6 接收到的不同控制信号输出到探头控制器 11。

[0039] 温度传感器 13 检测超声探头 1 的内部温度 T 并且将其输出到探头控制器 11。

[0040] 探头控制器 11 根据从诊断装置主体 2 传输的不同控制信号控制超声探头 1 的不同组件。探头控制器 11 还根据用模式设置开关 12 选择的模式, 控制用于接收的换能器阵列的同时可用通道数。

[0041] 超声探头 1 具有内置电池 (未示), 其给超声探头 1 内的电路提供电源。

[0042] 超声探头 1 可以是外置类型, 诸如线性扫描类型、凸形扫描类型或扇形扫描类型,

或者,是例如,用于超声内窥镜中的径向扫描类型。

[0043] 另一方面,诊断装置主体 2 包括无线通信单元 14,无线通信单元 14 经由串联 / 并联转换器 15 连接到数据存储单元 16。数据存储单元 16 连接到图像生成器 17。图像生成器 17 经由显示控制器 18 连接到监视器 19。无线通信单元 14 也连接到通信控制器 20 而串联 / 并联转换器 15、图像生成器 17、显示控制器 18 和通信控制器 20 连接到装置主体控制器 21。装置主体控制器 21 连接到可用时间管理器 22,可用时间管理器 22 用于基于超声探头 1 的内部温度 T 计算在高图像质量模式下持续操作的时间段(此时间段在下文中被称作“可用时间 (uptime)”)。装置主体控制器 21 连接到为操作者准备的操作单元 23 以执行输入操作并且连接到用于存储操作程序的存储单元 24。

[0044] 无线通信单元 14 经由与超声探头 1 的无线通信将不同的控制信号传输到超声探头 1。无线通信单元 14 解调制由天线接收到的信号以输出串联抽样数据。

[0045] 通信控制器 20 控制无线通信单元 14 以致不同的控制信号以由装置主体控制器 21 设置的传输射频场强度传输。

[0046] 串联 / 并联转换器 15 将从无线通信单元 14 输出的串联抽样数据转换为并联抽样数据。数据存储单元 16 由存储器、硬盘等组成并且存储至少一帧由串联 / 并联转换器 15 转换的抽样数据。

[0047] 图像生成器 17 对读取自数据存储单元 16 的每帧抽样数据进行接收集中,以产生表示超声诊断图像的图像信号。图像生成器 17 包括定相加法器 (phasing adder) 25 和图像处理 26。

[0048] 定相加法器 25 根据由装置主体控制器 21 设置的接收方向从多个之前存储的接收延迟模式中选择一种接收延迟模式,并且,基于所选择的接收延迟模式,对由所述抽样数据表示的复基带信号提供相应的延迟并且将其相加以执行接收集中。此接收集中产生基带信号(声线信号),其中所述超声回声得到很好的集中。

[0049] 图像处理器 26 根据由定相加法器 25 产生的声线信号,产生 B 模式图像信号,所述 B 模式图像信号是关于受试者体内组织的断层图像信息。图像处理器 26 包括 STC(灵敏度时间控制)部和 DSC(数字扫描转换器)。STC 部根据超声波反射位置的深度校正由于距离导致的声线信号的衰减。DSC 将由 STC 校正的声线信号转换为与普通电视信号的扫描方法相兼容的图像信号(光栅转换),并经由必要的图像处理诸如灰度处理 (gradation processing) 产生 B 模式图像信号。图像处理器 26 还根据由可用时间管理器 22 计算的高图像质量模式下的可用时间产生图像信号和字符信号。

[0050] 显示控制器 18 根据由图像生成器 17 产生的图像信号使监视器 19 显示超声诊断图像。监视器 19 包括例如,显示设备诸如 LCD,并且在显示控制器 18 的控制下显示超声诊断图像。

[0051] 可用时间管理器 22 基于由温度传感器 13 检测到的超声探头 1 的内部温度 T 计算高图像质量模式下的可用时间。

[0052] 装置主体控制器 21 控制诊断装置主体 2 中的组件。

[0053] 虽然诊断装置主体 2 中的串联 / 并联转换器 15、图像生成器 17、显示控制器 18、通信控制器 20 和装置主体控制器 21 各自由 CPU 和用于使 CPU 执行不同类型处理的操作程序构成,它们可以由数字电路构成。操作程序存储于存储单元 24 中。除了内置的硬盘以

外,可以用于存储单元 24 中的典型的记录介质包括软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM 和 DVD-ROM。

[0054] 用于在低图像质量模式下接收的通道数被设置成以致,在所述换能器阵列的总通道数中,预定数目的通道是同时可用的。

[0055] 另一方面,用于在高图像质量模式下接收的通道数被设置成以致,在所述换能器阵列的总通道数中,与设置为低图像质量模式的通道的预定数目相比,更多数目的通道是同时可用的。

[0056] 当所述换能器阵列总共具有例如 48 个通道时,当选择低图像质量模式时,用于接收的同时可用的通道的数目 N 被设置成 24 或 32 个通道,而当选择高图像质量模式时,数目 N 被设置成 48 个通道。

[0057] 在每种模式下用于接收的同时可用通道的数目可以预先从诊断装置主体 2 的操作单元 23 输入并作为同时可用通道的数目表被存储于存储单元 24 中。

[0058] 至于传输,使用所述换能器阵列的所有通道传输超声波而不管选择哪种模式。

[0059] 接下来,实施方案 1 的操作将得到描述。

[0060] 在诊断前,操作者使用模式设置开关 12 选择高图像质量模式或低图像质量模式。所选择的模式经由探头控制器 11、通信控制器 10 和无线通信单元 6 无线传输到诊断装置主体 2。

[0061] 装置主体控制器 21 读取存储于存储单元 24 中的同时可用通道的数目表并基于所选择的模式设置用于接收的同时可用通道的数目。同时可用通道的数目从装置主体控制器 21 经由通信控制器 20 和无线通信单元 14 无线传输到超声探头 1,并且经由超声探头 1 的无线通信单元 6 和通信控制器 10 输入到探头控制器 11。

[0062] 探头控制器 11 经由传输控制器 8 操作传输驱动器 7,并且根据由传输驱动器 7 提供的驱动信号从所述换能器阵列的所有通道中的换能器 3 传输超声波。因此,接收信号从已经接收到来自受试者的超声回声的换能器 3 输出。在此过程中,探头控制器 11 经由接收控制器 9 控制接收信号处理器 4,以致其数目已经根据操作者所选择的模式设置的通道,可以同时可用。

[0063] 将来自换能器 3 的接收信号(在每种模式下设置其同时可用的通道数)提供给相应的接收信号处理器 4 以产生抽样数据,所述抽样数据在从无线通信单元 6 无线传输到诊断装置主体 2 之前在并联/串联转换器 5 中被转换为串联数据。由诊断装置主体 2 的无线通信单元 14 接收的抽样数据在串联/并联转换器 15 中被转换为并联数据并存储于数据存储单元 16 中。进一步,从数据存储单元 16 逐帧读取所述抽样数据以在图像生成器 17 中生成图像信号。显示控制器 18 基于所述图像信号使监视器 19 显示超声图像。

[0064] 当所述超声诊断装置被这样操作时,超声探头 1 的内部温度 T 由超声探头 1 内置的温度传感器 13 检测。所述内部温度 T 经由探头控制器 11、通信控制器 10 和无线通信单元 6 无线传输到诊断装置主体 2。由诊断装置主体 2 的无线通信单元 14 接收到的内部温度 T 经由通信控制器 20 输入到装置主体控制器 21 并进一步从装置主体控制器 21 传输到可用时间管理器 22。

[0065] 可用时间管理器 22 基于传输的超声探头 1 的内部温度 T 计算高图像质量模式下的可用时间。如在下面的式 1 中所示,高图像质量模式下的可用时间由例如以下各项计算出:由温度传感器 13 检测到的内部温度 T,由高图像质量模式下提供给超声探头 1 各组件

的电流计算出的超声探头 1 的功耗值,以及由超声探头 1 的结构决定的热容量。

[0066] (式 1)

[0067] 高图像质量模式下的可用时间 = $k_3 * [k_2 - \text{探头内部温度 } T - k_1 (\text{探头功耗值} / \text{探头热容量})]$ (k_1 、 k_2 和 k_3 是常数)

[0068] 将如此计算的高图像质量模式下的可用时间发送到图像生成器 17,而图像信号和字符信号产生于图像处理器 26 中。显示控制器 18 使监视器 19 显示超声诊断图像。

[0069] 因此可能利用温度传感器 13 检测超声探头 1 的内部温度 T ,基于所述内部温度 T 在可用时间管理器 22 中计算高图像质量模式下的可用时间,并且在监视器 19 上显示经计算的可用时间。因此,当操作者作出诊断时,他或她可以适当并且容易地确认高图像质量模式下的可用时间。操作者也可以根据剩余的可用时间安排随后的成像进度表来做出诊断,而不会导致高图像质量模式下成像的非故意中止和模式转换。

[0070] 其上显示有高图像质量模式下的可用时间以及超声图像的示例性屏幕显示在图 2 中。使用颜色条 28 和数值 29 在超声图像 27 的下方显示所述可用时间。

[0071] 颜色条 28 将高图像质量模式下的可用时间表示与特定时间段的比率。如在图 3 中所示,随着可用时间减少,彩色部分在由图 3 中的箭头所示的方向上增加,即,从显示最大可用时间的“ T_{max} ”向指示操作不能再持续的“0”的方向。通过如上所述用颜色条 28 显示高图像质量模式下的可用时间,处于或多或少远离显示屏位置处的操作者,如果他或她可以从此位置看见显示屏,则也可以容易地和在视觉上了解可以在高图像质量模式下进行成像的时间段。颜色条 28 可以标记以刻度使得可以更清楚地了解剩余的可用时间。

[0072] 数值 29 显示剩余的可用时间。该数值的显示使得操作者能够清楚地了解可以在高图像质量模式下进行操作的剩余可用时间。

[0073] 在实施方案 1 中,高图像质量模式下的可用时间显示在屏幕上而不管选择高图像质量模式还是低图像质量模式。然而,这不是本发明唯一的情况,并且可用时间可以只有当选择高图像质量模式时才被显示。在以高图像质量模式诊断期间,操作者可以继续诊断,同时检查他或她还有多长时间可以获取高质量超声图像,并且因此能够调整随后的诊断进度表,例如,关于是否继续高图像质量模式下的成像或是否将图像质量模式从高图像质量模式改变为低图像质量模式。

[0074] 甚至在选择低图像质量模式的情况下,高图像质量模式下的可用时间,当其减少到预设值或更少时,优选地显示在所述屏幕上。这是因为操作者可以在从低图像质量模式转换为高图像质量模式后,在操作者需要的时间段内,在高图像质量模式下继续诊断。

[0075] 在实施方案 1 中,当高图像质量模式下的可用时间减少到预设值或更少时,所述屏幕的周围 30 可以以彩色显示,如在图 4 中所示。这种显示有效地通知操作者:高图像质量模式下的可用时间将用尽,由此操作者可以相应地迅速采取措施诸如改变模式。

[0076] 上述引起操作者注意的屏幕显示不限于此。所述屏幕的周围 30 可以以彩色闪烁的方式显示,或者所述屏幕的周围 30 的颜色可以根据剩余的可用时间逐步变化。

[0077] 在实施方案 1 中,用于接收的同时可用通道的数目被控制成在高图像质量模式和低图像质量模式之间转换图像质量模式,但是这不是本发明唯一的情况。可以通过控制帧率、每帧的声线数和测量深度来转换模式。

[0078] 实施方案 2

[0079] 图 5 显示可以用于根据实施方案 2 的超声诊断装置的超声探头 31 的配置。通过为图 1 中所示的实施方案 1 的超声探头 1 提供多个温度传感器 13a 到 13c 以代替温度传感器 13 来获得超声探头 31。

[0080] 温度传感器 13a 到 13c 连接到探头控制器 11。这些温度传感器 13a 到 13c 优选地被布置到,例如,接收信号处理器 4 附近,换能器阵列附近(未示),电池的周围,由操作者握持的超声探头 31 的壳体处或预期在操作期间产生热量的元件附近。

[0081] 由温度传感器 13a 到 13c 检测到的温度值从探头控制器 11 经由通信控制器 10 和无线通信单元 6 无线传输到诊断装置主体 2。由诊断装置主体 2 的无线通信单元 14 接收到的温度值经由通信控制器 20 输入到装置主体控制器 21,并且进一步从装置主体控制器 21 传输到可用时间管理器 22。

[0082] 由超声探头 31 内的温度传感器检测到的温度随所述温度传感器布置的位置而发生变化。布置在超声探头 31 内的元件能够稳定运行所达到的最高温度(最高耐受温度)取决于所述元件。在由温度传感器 13a 到 13c 检测到并由可用时间管理器 22 接收到的值中,可用时间管理器 22 使用最接近布置有温度传感器的位置中预设的最大耐受温度的值作为超声探头 31 的内部温度 T,并且计算高图像质量模式下的可用时间。

[0083] 当所述温度传感器被布置在换能器阵列附近时,所述最大耐受温度优选地被设置为小于 40°C;当它被布置在由操作者握持的壳体处时,所述最大耐受温度优选地被设置为小于 38°C;且当它被布置在接收信号处理器 4 附近时,所述最大耐受温度优选地被设置为小于 60°C。

[0084] 可以通过将温度传感器 13a 到 13c 设置到超声探头 31 内的多个位置来检测预期在操作期间产生热的元件附近的温度。基于超声探头 31 内的元件能够稳定运行的温度计算可用时间,以致操作者可以了解高图像质量模式下更准确的可用时间。

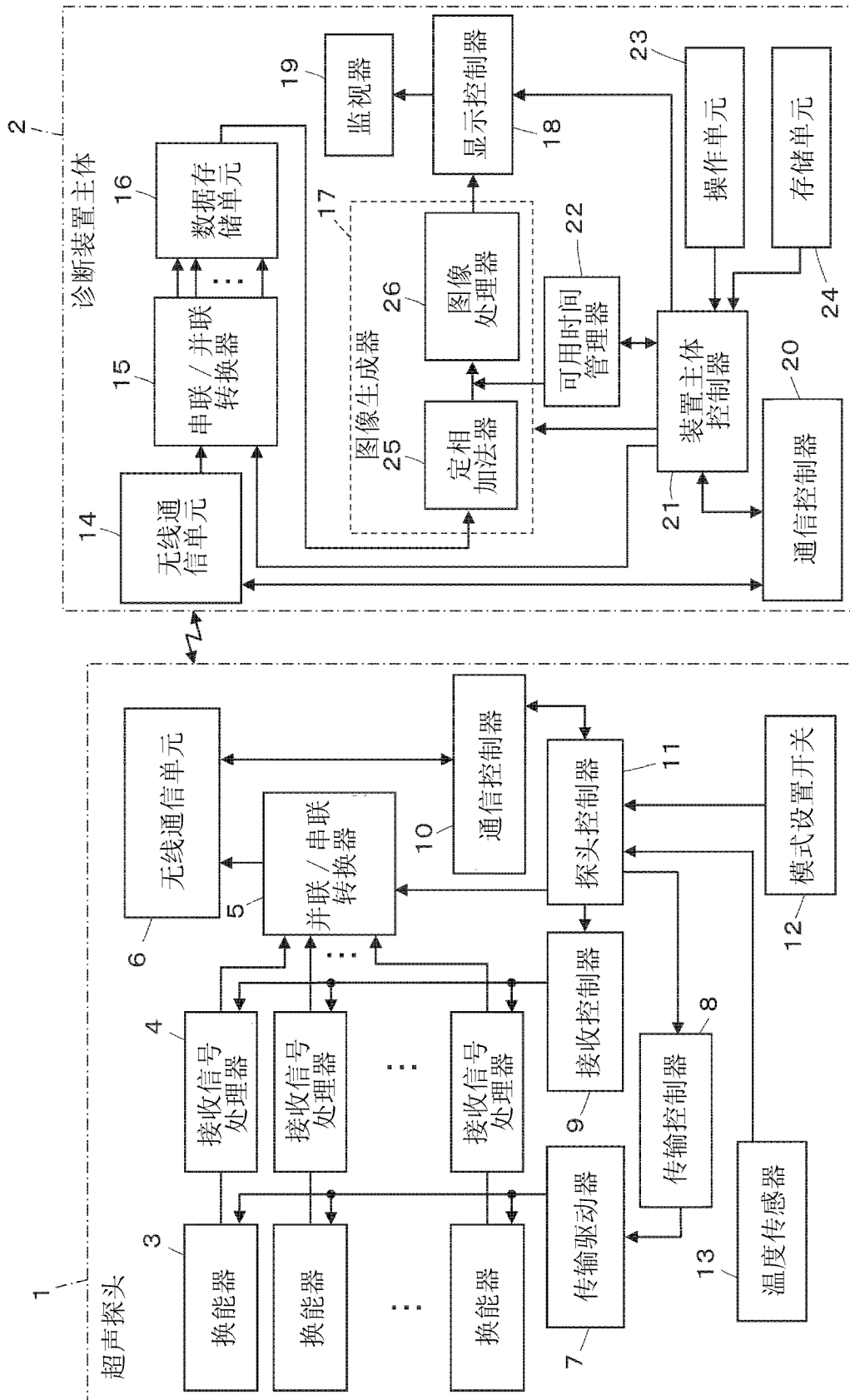


图 1

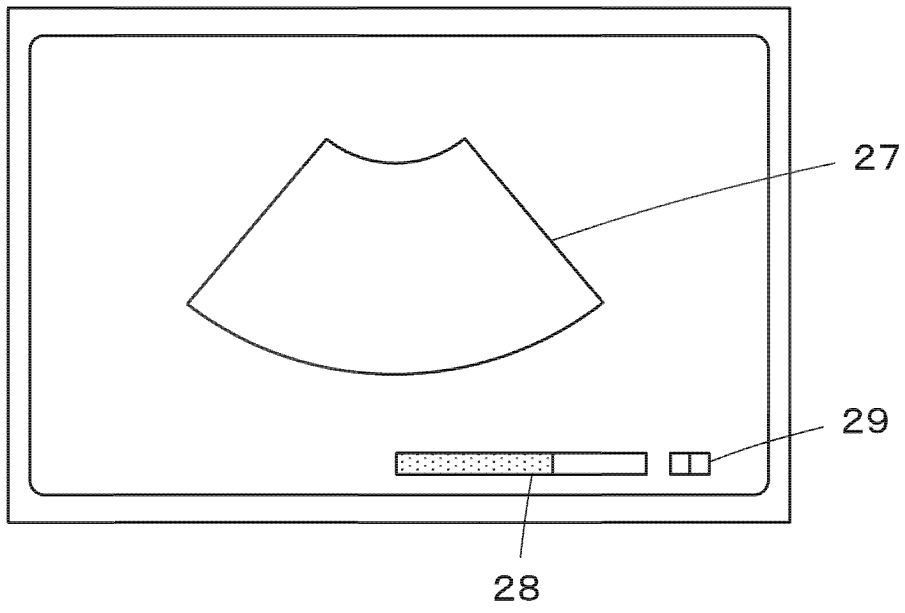


图 2

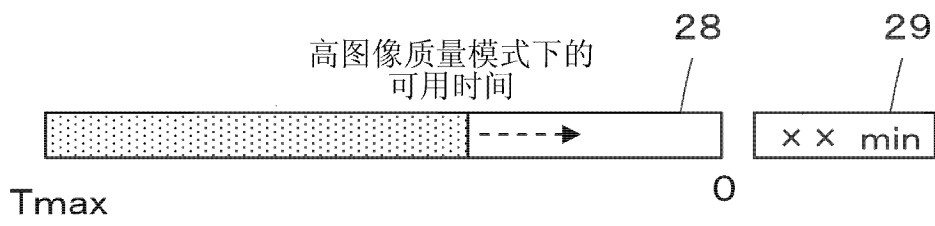


图 3

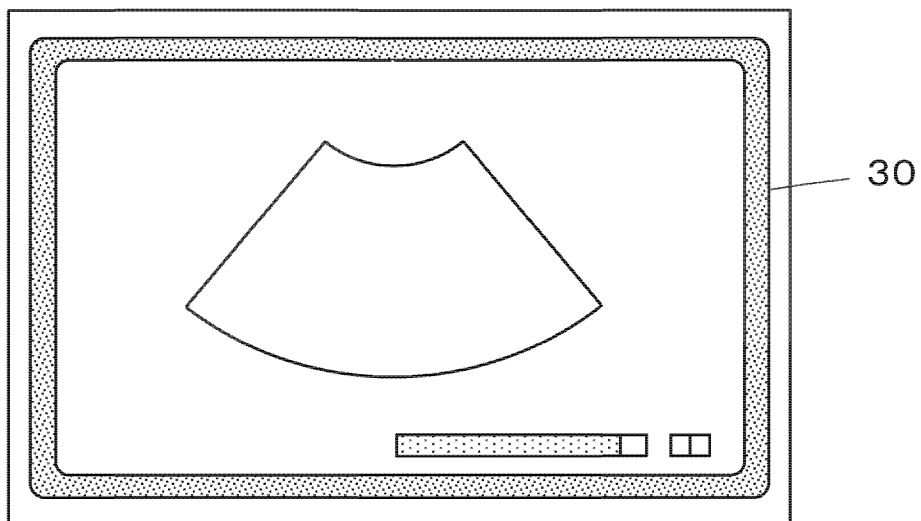


图 4

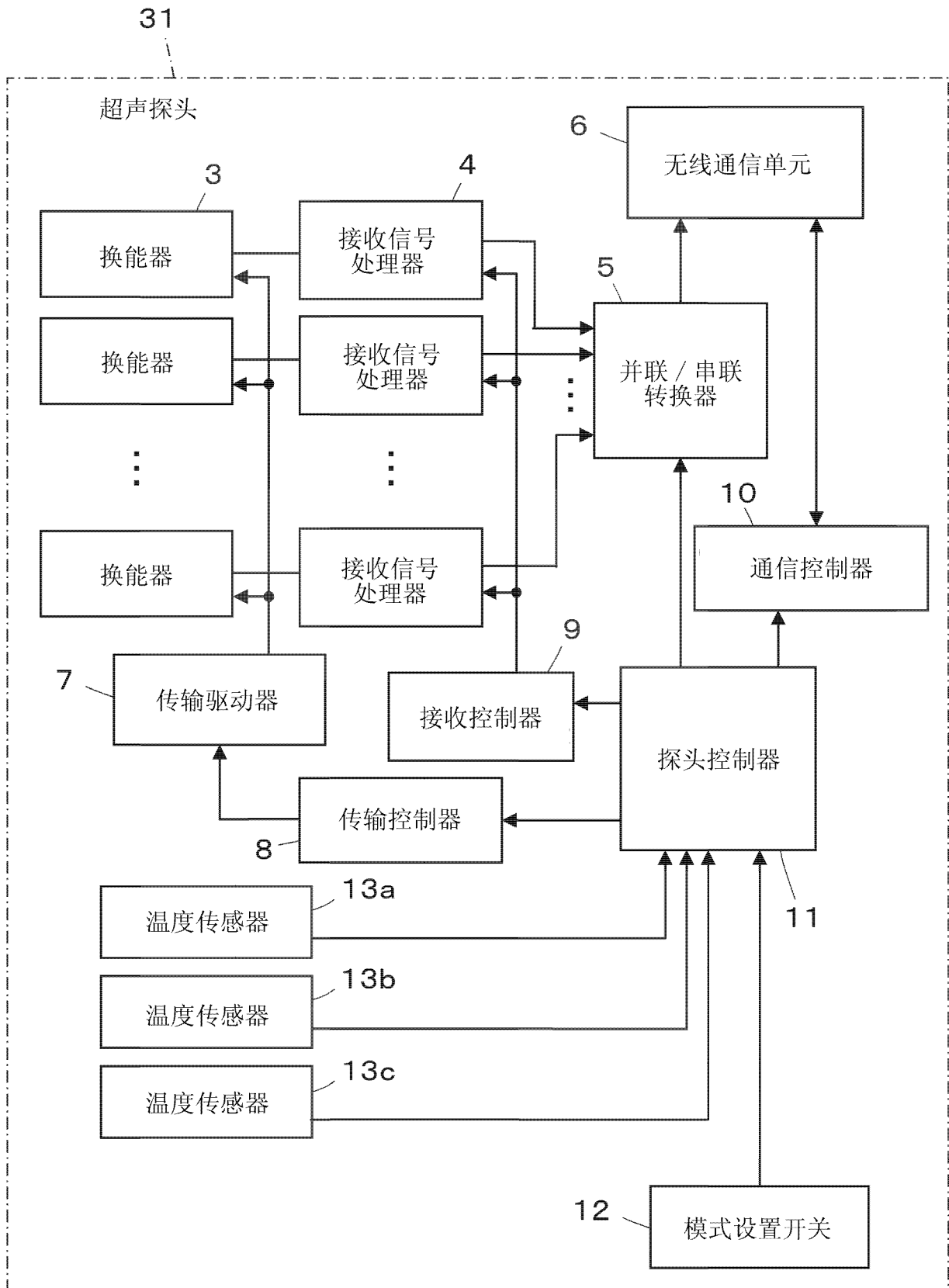


图 5

专利名称(译)	超声诊断装置和超声图像生成方法		
公开(公告)号	CN102652677A	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	CN201210042233.9	申请日	2012-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	工藤吉光		
发明人	工藤吉光		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/546 A61B8/13 A61B8/4472 A61B8/461 A61B8/467		
代理人(译)	陈平		
优先权	2011046061 2011-03-03 JP		
其他公开文献	CN102652677B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断装置，其包括：超声探头，所述超声探头根据由操作者从低图像质量模式和高图像质量模式中选择的模式使用换能器阵列进行超声波束的传输和接收，并且在接收信号处理器中处理从换能器阵列输出的接收信号以产生数字接收数据；诊断装置主体，所述诊断装置主体用于基于从所述超声探头传输的接收数据产生超声图像并且在监视器上显示所产生的超声图像；温度检测单元，所述温度检测单元用于检测所述超声探头的内部温度；以及可用时间管理器，所述可用时间管理器用于基于由所述温度检测单元检测到的所述超声探头的内部温度计算所述高图像质量模式下的可用时间，从而在所述监视器上显示经计算的可用时间。

