



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103099641 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 15

(21) 申请号 201210445828. 9

(22) 申请日 2012. 11. 09

(30) 优先权数据

2011-245910 2011. 11. 09 JP

2012-205376 2012. 09. 19 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 佐藤武史 桥本新一 浜田贤治

(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 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

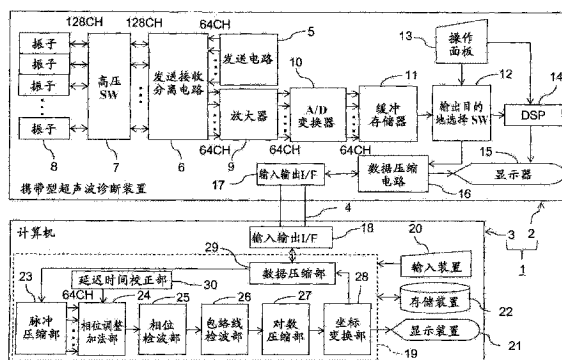
权利要求书2页 说明书13页 附图5页

(54) 发明名称

超声波诊断系统

(57) 摘要

实施方式涉及的超声波诊断系统具备数据收集单元、波束成形处理部、处理器以及输出单元。数据收集单元通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得与所述多个超声波振子对应的多个接收信号。波束成形处理部对所述多个接收信号实施波束成形。处理器根据实施所述波束成形而得到的多个接收信号,生成超声波图像数据。输出单元将所述波束成形前的所述多个接收信号输出到外部终端。



1. 一种超声波诊断系统,其特征在于,具备:

数据收集单元,通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波,取得与所述多个超声波振子对应的多个接收信号;

波束成形处理部,对所述多个接收信号实施波束成形;

处理器,根据实施所述波束成形而得到的多个接收信号,生成超声波图像数据;以及
输出单元,将所述波束成形前的所述多个接收信号输出到外部终端。

2. 一种超声波诊断系统,其特征在于,具备:

超声波诊断装置;以及

计算机,经由网络与所述超声波诊断装置连接,

所述超声波诊断装置具有:

数据收集单元,通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波,取得与所述多个超声波振子对应的多个接收信号;

波束成形处理部,对所述多个接收信号实施第1波束成形;

处理器,根据实施所述第1波束成形而得到的多个接收信号,生成第1超声波图像数据;以及

输出单元,将所述第1波束成形前的所述多个接收信号输出到所述计算机,

所述计算机作为如下数据生成单元发挥功能:对从所述输出单元输出的所述第1波束成形前的所述多个接收信号实施第2波束成形,根据实施所述第2波束成形而得到的多个接收信号,生成数据大小比所述第1超声波图像数据大的第2超声波图像数据。

3. 一种超声波诊断系统,其特征在于,具备:

超声波诊断装置,被设置于医疗机构;

计算机,被设置于所述医疗机构,并具有显示装置;以及

超声波诊断图像服务器,被设置于中心侧,经由网络与所述超声波诊断装置以及所述计算机连接,

所述超声波诊断装置具有:

数据收集单元,通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波,取得与所述多个超声波振子对应的多个接收信号;

波束成形处理部,对所述多个接收信号实施第1波束成形;

处理器,根据实施所述第1波束成形而得到的多个接收信号,生成第1超声波图像数据;以及

输出单元,将所述第1波束成形前的所述多个接收信号发送到所述超声波诊断图像服务器,

另一方面,

所述超声波诊断图像服务器具有:

数据生成单元,对从所述输出单元输出的所述第1波束成形前的所述多个接收信号实施第2波束成形,根据实施所述第2波束成形而得到的多个接收信号,生成数据大小比所述第1超声波图像数据大的第2超声波图像数据;以及

数据发送单元,将所述第2超声波图像数据发送到所述计算机。

4. 一种超声波诊断系统,其特征在于,具备:

数据接收单元,从超声波诊断装置经由网络接收通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得的与所述多个超声波振子对应的波束成形前的多个接收信号;以及

数据生成单元,对所述多个接收信号实施波束成形,根据实施所述波束成形而得到的多个接收信号而生成超声波图像数据。

5. 一种超声波诊断系统,其特征在于,具备:

数据接收单元,从超声波诊断装置经由网络接收通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得的与所述多个超声波振子对应的波束成形前的多个接收信号;

数据生成单元,对所述多个接收信号实施波束成形,根据实施所述波束成形而得到的多个接收信号而生成超声波图像数据;以及

数据发送单元,将所述超声波图像数据经由网络发送到具有显示装置的计算机。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断系统,其特征在于,还具备:

选择所述波束成形处理部以及所述外部终端的一方或者双方作为所述波束成形前的所述多个接收信号的输出目的地的开关。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述开关被构成为能够切换实时数据传送和批量数据传送而输出所述波束成形前的所述多个接收信号。

8. 根据权利要求1~5中的任意一项所述的超声波诊断系统,其特征在于,被构成为:

通过包括针对所述波束成形前的所述多个接收信号的脉冲压缩在内的信号处理来生成所述超声波图像数据。

9. 根据权利要求2~5中的任意一项所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述数据生成单元被构成为:进行以使主瓣成为最大而另一方面使旁瓣成为最小的方式,使所述波束成形前的所述多个接收信号各延迟时间变化的处理。

10. 根据权利要求1~3中的任意一项所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述处理器被构成为:间拔实施所述波束成形而得到的所述多个接收信号的接收通道以及帧频的至少一方,生成所述超声波图像数据。

11. 根据权利要求1或3所述的超声波诊断系统,其特征在于,

所述输出单元被构成为:对所述波束成形前的所述多个接收信号进行数据压缩而输出。

12. 根据权利要求2~5中的任意一项所述的超声波诊断系统,其特征在于,

通过相互连接多台计算机来进行分散处理的计算机系统,构成所述数据生成单元。

超声波诊断系统

[0001] 相对关联申请的交叉引用

[0002] 本申请以在 2011 年 11 月 9 日申请的日本特愿 2011 - 245910 以及在 2012 年 9 月 19 日申请的日本特愿 2012 - 205376 为基础,并且主张基于日本特愿 2011 - 245910 以及日本特愿 2012 - 205376 的优先权。参照日本特愿 2011 - 245910 以及日本特愿 2012 - 205376 的所有内容,并援引至本说明书中。

技术领域

[0003] 本发明的实施方式涉及超声波诊断系统。

背景技术

[0004] 近年来,能够手持使用的携带型的超声波诊断装置开始得到普及。但是,超声波诊断装置中具备的超声波发送系统的驱动电压比较大。例如,发送系统中具备的高压开关、发送接收分离电路以及发送电路的驱动电压是 100V 以上。因此,在超声波诊断装置的发送系统中,为了确保充分的耐压,难以提高集成电路(IC:integrated circuit)的集成度。

[0005] 因此,在以往的携带型的超声波诊断装置中,通过减少发送通道的数量来实现小型化以及低价化。

[0006] 但是,在以往的携带型的超声波诊断装置中,存在由于发送通道的数量被限制而得不到高质量的画质这样的问题。即,如上所述,超声波诊断装置的发送系统的驱动电压大,所以为了确保充分的耐压而难以增加发送通道的数量。因此,无法将具备例如 100 个以上的超声波振子的线性电子阵列探头连接到以往的携带型的超声波诊断装置。

[0007] 另一方面,如果谋求增加发送通道的数量,则发送系统的电路的规模将增大,而难以实现小型化。即,在发送系统的电路中,无法使用小型且廉价的低电压用的 IC,所以存在发送系统的电路规模与发送通道数量相应地变大这样的问题。

[0008] 因此,本发明的目的在于提供一种更小型且能够得到画质更佳的超声波诊断图像的超声波诊断系统。

发明内容

[0009] 实施方式涉及的超声波诊断系统具备数据收集单元、波束成形处理部、处理器以及输出单元。数据收集单元通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得与所述多个超声波振子对应的多个接收信号。波束成形处理部对所述多个接收信号实施波束成形。处理器根据实施所述波束成形而得到的多个接收信号,生成超声波图像数据。输出单元将所述波束成形前的所述多个接收信号输出到外部终端。

[0010] 另外,实施方式涉及的超声波诊断系统具备超声波诊断装置以及计算机。计算机与所述超声波诊断装置经由网络而连接。所述超声波诊断装置具有数据收集单元、波束成形处理部、处理器以及输出单元。数据收集单元通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得与所述多个超声波振子对应的多个接收信号。波束成形处理部对所述多个

接收信号实施第 1 波束成形。处理器根据实施所述第 1 波束成形而得到的多个接收信号,生成第 1 超声波图像数据。输出单元将所述第 1 波束成形前的所述多个接收信号输出到所述计算机。所述计算机作为如下数据生成单元发挥功能:对从所述输出单元输出的所述第 1 波束成形前的所述多个接收信号实施第 2 波束成形,根据实施所述第 2 波束成形而得到的多个接收信号,生成数据大小比所述第 1 超声波图像数据大的第 2 超声波图像数据。

[0011] 另外,实施方式涉及的超声波诊断系统具备超声波诊断装置、计算机以及超声波诊断图像服务器。超声波诊断装置被设置于医疗机构。计算机被设置于所述医疗机构,具有显示装置。超声波诊断图像服务器被设置于中心侧,与所述超声波诊断装置以及所述计算机经由网络而连接。所述超声波诊断装置具有数据收集单元、波束成形处理部、处理器以及输出单元。数据收集单元通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得与所述多个超声波振子对应的多个接收信号。波束成形处理部对所述多个接收信号实施第 1 波束成形。处理器根据实施所述第 1 波束成形而得到的多个接收信号,生成第 1 超声波图像数据。输出单元将所述第 1 波束成形前的所述多个接收信号发送到所述超声波诊断图像服务器。另一方面,所述超声波诊断图像服务器具有数据生成单元以及数据发送单元。数据生成单元对从所述输出单元输出的所述第 1 波束成形前的所述多个接收信号实施第 2 波束成形,根据实施所述第 2 波束成形而得到的多个接收信号,生成数据大小比所述第 1 超声波图像数据大的第 2 超声波图像数据。数据发送单元将所述第 2 超声波图像数据发送到所述计算机。

[0012] 另外,实施方式涉及的超声波诊断系统具备数据接收单元以及数据生成单元。数据接收单元从超声波诊断装置经由网络接收通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得的与所述多个超声波振子对应的波束成形前的多个接收信号。数据生成单元对所述多个接收信号实施波束成形,根据实施所述波束成形而得到的多个接收信号而生成超声波图像数据。

[0013] 另外,实施方式涉及的超声波诊断系统具备数据接收单元以及数据发送单元。数据接收单元从超声波诊断装置经由网络接收通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得的与所述多个超声波振子对应的波束成形前的多个接收信号。数据生成单元对所述多个接收信号实施波束成形,根据实施所述波束成形而得到的多个接收信号而生成超声波图像数据。数据发送单元将所述超声波图像数据经由网络发送到具有显示装置的计算机。

附图说明

[0014] 图 1 是本发明的第 1 实施方式涉及的超声波诊断系统的结构图。

[0015] 图 2 是示出通过图 1 所示的输出目的地选择开关来切换接收信号的输出目的地的切换状态的图。

[0016] 图 3 是图 1 所示的 DSP 的功能框图。

[0017] 图 4 是说明图 1 所示的延迟时间校正部中的接收延迟时间的校正方法的图。

[0018] 图 5 是本发明的第 2 实施方式涉及的超声波诊断系统的结构图。

具体实施方式

[0019] 实施方式涉及的超声波诊断系统具备数据收集单元、波束成形处理部、处理器以及输出单元。数据收集单元通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得与所述多个超声波振子对应的多个接收信号。波束成形处理部对所述多个接收信号实施波束成形。处理器根据实施所述波束成形而得到的多个接收信号,生成超声波图像数据。输出单元将所述波束成形前的所述多个接收信号输出到外部终端。

[0020] 另外,实施方式涉及的超声波诊断系统具备超声波诊断装置以及计算机。计算机与所述超声波诊断装置经由网络而连接。所述超声波诊断装置具有数据收集单元、波束成形处理部、处理器以及输出单元。数据收集单元通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得与所述多个超声波振子对应的多个接收信号。波束成形处理部对所述多个接收信号实施第1波束成形。处理器根据实施所述第1波束成形而得到的多个接收信号,生成第1超声波图像数据。输出单元将所述第1波束成形前的所述多个接收信号输出到所述计算机。所述计算机作为如下数据生成单元发挥功能:对从所述输出单元输出的所述第1波束成形前的所述多个接收信号实施第2波束成形,根据实施所述第2波束成形而得到的多个接收信号,生成数据大小比所述第1超声波图像数据大的第2超声波图像数据。

[0021] 另外,实施方式涉及的超声波诊断系统具备超声波诊断装置、计算机以及超声波诊断图像服务器。超声波诊断装置被设置于医疗机构。计算机被设置于所述医疗机构,具有显示装置。超声波诊断图像服务器被设置于中心侧,与所述超声波诊断装置以及所述计算机经由网络而连接。所述超声波诊断装置具有数据收集单元、波束成形处理部、处理器以及输出单元。数据收集单元通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得与所述多个超声波振子对应的多个接收信号。波束成形处理部对所述多个接收信号实施第1波束成形。处理器根据实施所述第1波束成形而得到的多个接收信号,生成第1超声波图像数据。输出单元将所述第1波束成形前的所述多个接收信号发送到所述超声波诊断图像服务器。另一方面,所述超声波诊断图像服务器具有数据生成单元以及数据发送单元。数据生成单元对从所述输出单元输出的所述第1波束成形前的所述多个接收信号实施第2波束成形,根据实施所述第2波束成形而得到的多个接收信号,生成数据大小比所述第1超声波图像数据大的第2超声波图像数据。数据发送单元将所述第2超声波图像数据发送到所述计算机。

[0022] 另外,实施方式涉及的超声波诊断系统具备数据接收单元以及数据生成单元。数据接收单元从超声波诊断装置经由网络接收通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得的与所述多个超声波振子对应的波束成形前的多个接收信号。数据生成单元对所述多个接收信号实施波束成形,根据实施所述波束成形而得到的多个接收信号而生成超声波图像数据。

[0023] 另外,实施方式涉及的超声波诊断系统具备数据接收单元以及数据发送单元。数据接收单元从超声波诊断装置经由网络接收通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得的与所述多个超声波振子对应的波束成形前的多个接收信号。数据生成单元对所述多个接收信号实施波束成形,根据实施所述波束成形而得到的多个接收信号而生成超声波图像数据。数据发送单元将所述超声波图像数据经由网络发送到具有显示装置的计算机。

[0024] 参照附图,说明本发明的实施方式涉及的超声波诊断系统。

[0025] (第 1 实施方式)

[0026] 图 1 是本发明的第 1 实施方式涉及的超声波诊断系统的结构图。

[0027] 超声波诊断系统 1 是通过通信缆线 4 连接了携带型超声波诊断装置 2 以及计算机 3 的结构。携带型超声波诊断装置 2 具备发送电路 5、发送接收分离电路 6、高压开关 7、多个超声波振子 8、放大器 9、A/D (analog to digital, 模拟数字) 变换器 10、缓冲存储器 11、输出目的地选择开关 12、操作面板 13、数字信号处理器 (DSP : digital signal processor) 14、显示器 15、数据压缩电路 16 以及输入输出接口 (I/F)。

[0028] 各超声波振子 8 分别经由发送接收分离电路 6 以及高压开关 7 与多个发送通道以及多个接收通道连接。另外, 各超声波振子 8 具有 : 将从发送电路 5 经由发送接收分离电路 6 以及高压开关 7 作为电信号施加的发送信号变换为超声波发送信号并发送到被检体的功能 ; 以及接收通过超声波信号的发送在被检体内产生的超声波反射信号并变换为电信号的接收信号然后输出到接收通道的功能。

[0029] 另外, 由多个超声波振子 8 形成超声波探头 (超声波探子)。在超声波探头中, 能够使用凸状类型、线性类型或者扇形类型等任意类型的探头。

[0030] 发送电路 5 是针对每个发送通道生成发送信号并输出到发送接收分离电路 6 的电路。在发送电路 5 中, 通过对从多个超声波振子 8 发送的各超声波信号提供指向性而对各发送信号赋予用于形成超声波发送波束的延迟时间。然后, 将在发送电路 5 中生成的多个发送信号分别输出到对应的发送通道, 经由发送接收分离电路 6 以及高压开关 7 而施加到各超声波振子 8。

[0031] 发送接收分离电路 6 是使从发送电路 5 经由高压开关 7 施加到超声波振子 8 的发送信号、与从超声波振子 8 经由高压开关 7 输出的接收信号分离的电路。即, 发送接收分离电路 6 在从发送电路 5 取得了发送信号的情况下将所取得的发送信号经由高压开关 7 施加到超声波振子 8, 在从超声波振子 8 经由高压开关 7 取得了接收信号的情况下将所取得的接收信号输出到放大器 9。

[0032] 高压开关 7 是对用于将从发送接收分离电路 6 输出的发送信号施加到超声波振子 8 的信号路径、和用于将从超声波振子 8 输出的接收信号输出到发送接收分离电路 6 的信号路径进行切换的开关。

[0033] 在发送电路 5 中生成并施加到超声波振子 8 的发送信号从一方面降低发送电路 5 的驱动电压, 另一方面得到充分的灵敏度的观点出发优选设为峰值电压低的线性调频脉冲波等可脉冲压缩的信号。脉冲压缩技术是通过 20V 左右的低电压下的发送电路 5 的驱动得到与进行了高电压下的发送电路 5 的驱动的情况等同的接收灵敏度的技术之一。另外, 线性调频脉冲波是随着时间使正弦波的频率变化的波。

[0034] 特别地, 如果将具有高斯包络线的线性调频脉冲波作为发送信号, 则能够将发送信号的峰值电压设为低至能够使用集成度高的低电压用的 IC 的程度的电压。另外, 如果与线性调频脉冲波的发送信号对应而所接收的接收信号进行脉冲压缩处理, 则能够得到与接收到具有相同的振幅特性的高斯包络线的脉冲波形的接收信号的情况等同的灵敏度。

[0035] 因此, 能够实现携带型超声波诊断装置 2 的发送系统中使用的电路的集成化。具体而言, 能够用高度集成化的 IC 构成高压开关 7、发送接收分离电路 6 以及发送电路 5。另外, 能够在单一的 IC 芯片上搭载以往的 4 倍以上的通道。其结果, 能够使携带型超声波诊

断装置 2 的发送系统中使用的电路小型的同时增加通道数量。

[0036] 作为一个例子,能够在用 80mm×59mm×25mm 左右的手能握持的大小的的小型携带型超声波诊断装置 2 中,如图 1 所示,分别搭载 64 个发送通道以及接收通道。因此,在图 1 所示的例子中,设置了与 64 个发送通道以及 64 个接收通道对应的 128 通道量的超声波振子 8。

[0037] 另一方面,构成接收系统的放大器 9 是对针对每个接收通道所取得的接收信号进行放大而输出到 A/D 变换器 10 的器件。

[0038] A/D 变换器 10 是将从放大器 9 输出的每个接收通道的模拟的接收信号 A/D 变换为数字的接收信号的电路。将与多个超声波振子 8 对应的 A/D 变换后的多个高频(RF:radio frequency)接收信号保存到缓冲存储器 11。

[0039] 因此,在图 1 所示的例子中,发送电路 5、发送接收分离电路 6、高压开关 7、多个超声波振子 8、放大器 9、A/D 变换器 10 以及缓冲存储器 11 作为数据收集单元发挥功能,该数据收集单元通过使用多个超声波振子 8 对被检体发送接收超声波而取得与多个超声波振子 8 对应的多个接收信号。但是,只要能够得到等同的功能,则能够通过其他构成要素形成携带型超声波诊断装置 2 中的数据收集单元。

[0040] 输出目的地选择开关 12 是用于通过操作面板 13 的操作而选择缓冲存储器 11 中保存的每个接收通道的接收信号的输出目的地的开关。作为接收信号的输出目的地,能够选择 DSP14 以及计算机 3 的一方或者双方。在计算机 3 成为输出目的地的情况下,将与多个超声波振子 8 以及多个接收通道对应的多个 RF 信号经由数据压缩电路 16 以及输入输出 I/F17,利用通信缆线 4 发送到计算机 3。

[0041] 图 2 是示出通过图 1 所示的输出目的地选择开关 12 来切换接收信号的输出目的地的切换状态的图。

[0042] 在图 2 中,(A)表示接收信号的输出目的地为 DSP14 侧的状态,(B)表示接收信号的输出目的地为计算机 3 侧的状态,(C)表示接收信号的输出目的地为 DSP14 侧以及计算机 3 侧这两方的状态。

[0043] 向 DSP14 侧实时地输出从缓冲存储器 11 读入的接收信号。但是,也可以通过批量数据传送事后将接收信号输出到 DSP14 侧。另一方面,向计算机 3 侧,除了能够实时地输出从缓冲存储器 11 读入的接收信号以外,还能够通过批量数据传送事后输出。因此,能够在 DSP14 以及计算机 3 的一方或者双方的波束成形处理部中,作为实时处理或者批量处理,执行波束成形处理。

[0044] 这样,作为波束成形前的多个接收信号的输出目的地,能够通过输出目的地选择开关 12 的切换,选择 DSP14 的波束成形处理部以及作为外部终端的计算机 3 的一方或者双方。另外,能够通过输出目的地选择开关 12 的切换动作,切换实时数据传送和批量数据传送而向作为外部终端的计算机 3 输出多个接收信号。

[0045] DSP14 具有:通过进行包括针对与多个接收通道对应的波束成形前的多个接收信号的脉冲压缩以及针对脉冲压缩后的多个接收信号的波束成形在内的信号处理而实时地生成第 1 超声波图像数据的功能;以及通过将所生成的第 1 超声波图像数据输出到显示器 15 而使显示器 15 实时显示第 1 超声波图像的功能。

[0046] 图 3 是图 1 所示的 DSP14 的功能框图。

[0047] 如图 3 所示,DSP14 通过读入并执行数据处理程序,作为脉冲压缩部 14A、相位调整加法部 14B、相位检波部 14C、包络线检波部 14D、对数压缩部 14E、坐标变换部 14F 以及数据削减部 14G 发挥功能。

[0048] 脉冲压缩部 14A 具有在将波列长度长的线性调频脉冲波形作为发送信号的情况下,对波束成形前的多个接收信号执行必要的脉冲压缩处理的功能。

[0049] 相位调整加法部 14B 具有通过进行针对与多个接收通道对应的脉冲压缩后的多个接收信号的相位调整加法来执行接收信号的波束成形的功能。即,具有通过对各接收信号赋予每个接收通道的接收延迟时间并进行加法来生成被检体的扫描位置处的超声波接收数据的功能。

[0050] 相位检波部 14C、包络线检波部 14D、对数压缩部 14E 以及坐标变换部 14F 分别具有执行为了根据波束成形后的超声波接收数据生成第 1 超声波图像数据而所需的公知的相位检波处理、包络线检波处理、对数压缩处理以及坐标变换处理的功能。然后,将从扫描方式的坐标系变换为电视方式的坐标系的第 1 超声波图像数据从坐标变换部 14F 输出到显示器 15。

[0051] 这样,DSP14 的相位调整加法部 14B 作为对与多个超声波振子 8 对应的多个接收信号实施第 1 波束成形的波束成形处理部发挥功能。另外,能够将作为 DSP14 的波束成形处理部发挥功能的相位调整加法部 14B 通过输出目的地选择开关 12 选择为波束成形前的多个接收信号的输出目的地。另一方面,DSP14 的相位检波部 14C、包络线检波部 14D、对数压缩部 14E 以及坐标变换部 14F 具有根据实施第 1 波束成形而得到的多个接收信号生成超声波图像数据的功能。

[0052] 数据削减部 14G 具有削减第 1 超声波图像数据的生成中使用的接收信号的功能。作为接收信号的削减方法,可以举出间拔成为相位调整加法的对象的接收通道的方法、减小携带型超声波诊断装置 2 的显示器 15 中显示的第 1 超声波图像的帧频的方法。

[0053] 因此,如图 3 所示,数据削减部 14G 向相位调整加法部 14B 提供成为相位调整加法的对象的接收通道以及帧频的至少一方而作为相位调整加法条件信息,从而能够削减第 1 超声波图像数据的生成中使用的接收信号。但是,也可以通过数据削减部 14G 的控制,在比相位调整加法部 14B 后级的电路中降低帧频。

[0054] 即,以间拔多个接收信号的接收通道以及帧频的至少一方来生成第 1 超声波图像数据的方式,由数据削减部 14G 对成为对象的电路进行控制,从而能够削减第 1 超声波图像数据的生成中使用的接收信号。

[0055] 另一方面,成为来自输出目的地选择开关 12 的输出目的地的数据压缩电路 16 具有:对从缓冲存储器 11 经由输出目的地选择开关 12 输出的波束成形前的多个接收信号实施数据压缩处理的功能;以及将数据压缩后的多个接收信号经由输入输出 I/F17 利用通信缆线 4 输出到计算机 3 的功能。另外,数据压缩电路 16 构成为在从输入输出 I/F17 取得了数据压缩后的超声波图像数据的情况下,实施数据解压处理而输出到显示器 15。

[0056] 携带型超声波诊断装置 2 的输入输出 I/F17 是用于经由通信缆线 4 在与计算机 3 之间进行数据交换的构成要素。特别地,输入输出 I/F17 作为将波束成形前的多个接收信号输出到计算机 3 的携带型超声波诊断装置 2 的输出单元发挥功能。另外,输入输出 I/F17 作为通过与数据压缩电路 16 协调,对多个接收信号进行数据压缩而输出的携带型超声波

诊断装置 2 的输出单元发挥功能。

[0057] 通信缆线 4 能够使用 USB (Universal Serial Bus, 通用串行总线) 等标准化的通信协议。作为 USB 的版本之一的 USB3.0 能够以 5G[bps] ([bit/s]) 进行数据传送。

[0058] 另一方面, 如果将接收通道数量设为 64[CH]、将在 A/D 变换器 10 中生成的各接收信号的数据大小设为 10[bit]、将各接收信号的频率设为 40[MHz], 则为了进行实时通信, 需要以 $64[\text{CH}] \times 10[\text{bit}] \times 40[\text{MHz}] \approx 25[\text{Gbps}]$ 进行数据通信。但是, 由于在邻接的接收通道之间接收信号近似, 所以如果对每个接收通道的多个接收信号实施可逆的差分压缩处理, 则能够将数据大小压缩为 1/3 以下。因此, 通过数据压缩, 实时通信所需的数据传送速度是 8.3[Gbps] 即可。

[0059] 因此, 如果使用 2 根能够以 5[Gbps] 进行数据传送的 USB3.0 的通信缆线 4 将携带型超声波诊断装置 2 与计算机 3 连接, 则由于数据传送速度成为 10[Gbps], 所以能够将在携带型超声波诊断装置 2 中收集的接收信号实时地传送到计算机 3。

[0060] 计算机 3 具备输入输出 I/F18、运算装置 19、输入装置 20、显示装置 21 以及存储装置 22。计算机 3 的运算装置 19 通过读入并执行数据处理程序, 作为脉冲压缩部 23、相位调整加法部 24、相位检波部 25、包络线检波部 26、对数压缩部 27、坐标变换部 28、数据压缩部 29 以及延迟时间校正部 30 发挥功能。另外, 通过输入装置 20 的操作, 除了向运算装置 19 输入信息以外, 还能够将由运算装置 19 生成的各种数据保存到存储装置 22, 并且能够从存储装置 22 读出数据。

[0061] 作为计算机 3, 能够使用个人计算机(PC: personal computer)、工作站等通用计算机。另外, 也可以将相互连接多台计算机而能够进行分散处理的系统作为计算机 3。计算机 3 中安装的数据处理程序还能够记录于信息记录介质而作为程序产品流通。另外, 能够利用因特网等网络将数据处理程序下载到计算机 3。

[0062] 如果是 PC 等简易的通用计算机, 则通过用 USB 等通信缆线 4 与携带型超声波诊断装置 2 连接, 能够设置于携带型超声波诊断装置 2 的附近。另外, 计算机 3 自身也能够作为携带型的终端。另一方面, 如果是工作站、进行分散处理的多台计算机系统等能够进行高级的数据处理的计算机, 则能够中继其他计算机通过院内网络与携带型超声波诊断装置 2 连接。

[0063] 计算机 3 的输入输出 I/F18 具有作为从携带型超声波诊断装置 2 经由通信缆线 4 接收通过使用多个超声波振子 8 对被检体发送接收超声波而取得的与多个超声波振子 8 对应的波束成形前的多个接收信号的数据接收单元的功能。另外, 输入输出 I/F18 还兼作将在计算机 3 中生成的超声波图像数据经由通信缆线 4 发送到携带型超声波诊断装置 2 的图像数据输出单元的功能。

[0064] 计算机 3 的数据压缩部 29 具有: 在从输入输出 I/F18 取得了数据压缩后的数据的情况下, 进行数据解压而提供给脉冲压缩部 23 的功能; 以及在从坐标变换部 28 取得了超声波图像数据的情况下进行数据压缩而经由输入输出 I/F18 以及通信缆线 4 发送到携带型超声波诊断装置 2 的功能。

[0065] 计算机 3 的脉冲压缩部 23、相位调整加法部 24、相位检波部 25、包络线检波部 26、对数压缩部 27 以及坐标变换部 28 分别具有与携带型超声波诊断装置 2 中内置的 DSP14 的脉冲压缩部 14A、相位调整加法部 14B、相位检波部 14C、包络线检波部 14D、对数压缩部 14E

以及坐标变换部 14F 同样的功能。即,计算机 3 具备通过执行与 DSP14 同样的包括脉冲压缩以及波束成形的用于生成超声波图像数据的信号处理,生成第 2 超声波图像数据的功能。

[0066] 但是,在计算机 3 中,不为了生成超声波诊断图像数据而削减接收信号。因此,计算机 3 作为如下数据生成单元发挥功能:实施针对从携带型超声波诊断装置 2 的输入输出 I/F17 输出的第 1 波束成形前的多个接收信号的脉冲压缩以及针对脉冲压缩后的多个接收信号的第 2 波束成形,根据实施了第 2 波束成形而得到的多个接收信号,生成数据大小比在携带型超声波诊断装置 2 中生成的第 1 超声波图像数据大的第 2 超声波图像数据。

[0067] 然后,将搭载了能够实时地执行上述的数据处理的 CPU (Central Processing Unit,中央处理单元)以及 GPU (Graphical Processing Unit,图形处理单元)的计算机 3 用于超声波诊断系统 1。

[0068] 延迟时间校正部 30 能够根据需要设置。延迟时间校正部 30 具有通过进行基于与多个接收通道对应的多个接收信号的自适应波束成形,以形成最佳的超声波接收波束的方式控制相位调整加法部 24 的功能。更具体而言,延迟时间校正部 30 构成为以使接收信号的主瓣成为最大,另一方面使旁瓣成为最小的方式对在相位调整加法部 24 中赋予给多个接收信号的接收延迟时间进行校正。

[0069] 图 4 是说明图 1 所示的延迟时间校正部 30 中的接收延迟时间的校正方法的图。

[0070] 在图 4 的图形中,横轴表示超声波反射信号的接收方位,纵轴表示从各接收方位接收的接收信号的强度。另外,图 4 的下部表示通过利用多个超声波振子 8 在不同的定时接收从被检体内的扫描位置产生的超声波反射信号而形成超声波接收波束的样子。

[0071] 即,通过在相位调整加法部 24 中对各接收信号提供适合的接收延迟,能够形成超声波接收波束的波面。于是,能够取得具有指向性的来自各方位的多个接收信号。

[0072] 但是,实际上在被检体的内部存在组成不同的组织,所以音速并非一律相同。因此,如果在超声波反射信号的传输速度在被检体的内部恒定这样的假设下对多个接收信号赋予接收延迟,则无法形成从扫描位置起的正确地超声波接收波束。例如,如图 4 的虚线所示,在扫描位置产生误差。

[0073] 如果描绘出与产生了这样的误差的各方位对应的多个接收信号的强度,则如图形的虚线所示,旁瓣无法变得充分小。于是,能够将对多个接收信号赋予的各接收延迟时间作为参数,执行以使主瓣成为最大而另一方面使旁瓣成为最小的方式使多个接收信号的各延迟时间变化的最佳化处理。由此,能够得到图 4 的实线所示那样的理想的超声波接收波束的波面、主瓣以及旁瓣。

[0074] 另外,由延迟时间校正部 30 执行的自适应波束成形的数据处理量非常大。因此,在计算机 3 是数据处理能力大的工作站等的情况下设置延迟时间校正部 30。因此,也可以将医用图像处理装置用作超声波诊断系统 1 用的计算机 3。另外,通常,在不实时显示第 2 超声波图像的情况、即在超声波扫描后在显示装置 21 中显示第 2 超声波图像的情况下执行自适应波束成形。

[0075] 接下来,说明超声波诊断系统 1 的动作以及作用。

[0076] 首先,通过操作面板 13 的操作,输出目的地选择开关 12 进行动作,选择接收信号的输出目的地。此处,以选择了 DSP14 以及计算机 3 作为输出目的地的情况为例子而进行说明。如果决定了输出目的地,则携带型超声波诊断装置 2 的端部中形成的超声波探头被

贴在被检体的诊断部位。

[0077] 接下来,伴随用于发送波束成形的延迟时间,从发送电路 5 经由发送接收分离电路 6 以及高压开关 7 向各超声波振子 8,施加线性调频脉冲波等能够进行脉冲压缩的发送信号。因此,从各超声波振子 8 向被检体的扫描位置发送超声波信号。其结果,在各超声波振子 8 中接收在扫描位置产生的超声波反射信号。将接收到的各超声波反射信号在对应的超声波振子 8 中变换为电信号的接收信号而输出。

[0078] 将从多个超声波振子 8 输出的多个接收信号经由对应的接收通道,经高压开关 7 以及发送接收分离电路 6 输出到放大器 9。将在放大器 9 中放大后的每个接收通道的接收信号在 A/D 变换器 10 中变换为数字信号而保存到缓冲存储器 11。

[0079] 从缓冲存储器 11 将与多个超声波振子 8 以及接收通道对应的多个接收信号,经由输出目的地选择开关 12,实时地输出到 DSP14 以及数据压缩电路 16。

[0080] 在 DSP14 中,执行用于生成第 1 超声波图像数据的信号处理。具体而言,在脉冲压缩部 14A 中,执行多个接收信号的脉冲压缩。接下来,通过相位调整加法部 14B 中的接收信号的相位调整加法,形成超声波接收波束。

[0081] 但是,在 DSP14 的数据处理能力下,有可能难以实时地生成第 1 超声波图像数据。在该情况下,通过数据削减部 14G,执行与特定的接收通道、特定的时相对应的接收信号的间拔处理。

[0082] 即,能够通过针对多个通道的每一个对接收信号进行相位校正并相加的子阵列处理来间拔接收通道。换言之,通过减少在携带型超声波诊断装置 2 中成为实时显示的对象第 1 超声波图像数据的像素数,能够减少 DSP14 中的数据处理量。

[0083] 进而,通过针对多个时相的每一个对接收信号进行加法,能够使在携带型超声波诊断装置 2 中成为实时显示的对象第 1 超声波图像数据的帧频小于实际的超声波扫描中的帧频。即,通过减小第 1 超声波图像数据的帧频,也能够减少 DSP14 中的数据处理量。

[0084] 例如,能够按照每收集 8 次 1 帧量的接收信号就执行 1 次的比例进行相位调整加法处理。在该情况下,在超声波扫描的帧频是 32[frame/s] ([frame/s])的情况下,第 1 超声波图像数据的帧频成为 4[frame/s]。另外,如果针对每 2 通道对接收信号进行相位调整加法,则能够将 DSP14 中的相位调整加法处理的负荷降低至 $1/2 \times 1/8 = 1/16$ 。

[0085] 能够根据 DSP14 中的数据处理量以及 DSP14 的数据处理速度,可变设定这样的接收通道以及帧的间拔的程度。另外,也可以为了减小 DSP14 中的数据处理量,不执行脉冲压缩。

[0086] 携带型超声波诊断装置 2 的显示器 15 中显示的第 1 超声波图像作为扫描部位的确认为的图像被参照,不用于诊断。因此,以能够按照为了执行超声波扫描而所需最低限的画质,在携带型超声波诊断装置 2 中实时显示第 1 超声波图像的方式,能够调整接收通道的加法数以及帧频。例如,能够将第 1 超声波图像的像素数设定为 256×256 左右,将帧频设定为 2[Hz] 左右。

[0087] 接下来,针对相位调整加法后的接收数据,在相位检波部 14C、包络线检波部 14D、对数压缩部 14E 以及坐标变换部 14F 中,分别实施相位检波处理、包络线检波处理、对数压缩处理以及坐标变换处理。其结果,生成第 1 超声波图像数据。然后,将生成的第 1 超声波图像数据输出到显示器 15。因此,用户能够在确认超声波扫描的扫描部位的同时,调整携带

型超声波诊断装置 2 中形成的超声波探头的位置以及朝向。

[0088] 另一方面,通过计算机 3 中的信号处理,实时地生成以及显示实际的诊断中使用的第 2 超声波图像。为此,将从携带型超声波诊断装置 2 的缓冲存储器 11 经由输出目的地选择开关 12 以及数据压缩电路 16 从输入输出 I/F17 输出的波束成形前的多个接收信号作为压缩数据经通信缆线 4 传送到计算机 3。

[0089] 由此,经由计算机 3 的输入输出 I/F18,向数据压缩部 29 提供与多个超声波振子 8 以及多个接收通道对应的多个接收信号的压缩数据。然后,数据压缩部 29 执行压缩数据的解压处理,取得与多个超声波振子 8 以及多个接收通道对应的多个接收信号的非压缩数据。

[0090] 接下来,在计算机 3 的脉冲压缩部 23、相位调整加法部 24、相位检波部 25、包络线检波部 26、对数压缩部 27 以及坐标变换部 28 中,分别执行针对多个接收信号的脉冲压缩、利用相位调整加法的波束成形、针对波束成形后的接收数据的相位检波处理、包络线检波处理、对数压缩处理以及坐标变换处理。其结果,在计算机 3 中,能够生成例如像素数是 512×512 且帧频是 60 [Hz] 左右的具有堪比高端机的画质的第 2 超声波图像数据。

[0091] 然后,将所生成的第 2 超声波图像实时显示于显示装置 21。因此,用户能够通过观察第 2 超声波图像来进行被检体的扫描部位处的诊断。

[0092] 另外,还能够将第 2 超声波图像数据传送到携带型超声波诊断装置 2 而显示。在该情况下,将第 2 超声波图像数据从坐标变换部 28 提供给数据压缩部 29。然后,将在数据压缩部 29 中压缩后的第 2 超声波图像数据经由计算机 3 的输入输出 I/F18 以及通信缆线 4 传送到携带型超声波诊断装置 2。

[0093] 由此,经由携带型超声波诊断装置 2 的输入输出 I/F17,将第 2 超声波图像数据的压缩数据输入到数据压缩电路 16。然后,将在数据压缩电路 16 中解压处理了的第 2 超声波图像数据的非压缩数据输出到显示器 15。因此,用户能够通过观察携带型超声波诊断装置 2 的显示器 15 中显示的第 2 超声波图像来进行诊断。

[0094] 进而,在扫描后,通过利用计算机 3 的延迟时间校正部 30 进行的相位调整加法部 24 的控制,能够执行伴随针对多个接收信号的延迟时间的最佳化的自适应波束成形。在该情况下,在计算机 3 的存储装置 22 中,保存接收信号的压缩数据或者非压缩数据。然后,向脉冲压缩部 23 提供接收信号的非压缩数据。

[0095] 接下来,通过包括基于脉冲压缩后的多个接收信号的自适应波束成形在内的信号处理,能够生成具有即使在以往的高端机中也难以得到的良好的画质的第 2 超声波图像数据。能够将所生成的第 2 超声波图像数据显示于计算机 3 的显示装置 21 或者携带型超声波诊断装置 2 的显示器 15。

[0096] 另外,还能够不实时地将波束成形前的接收信号传送到计算机 3 侧而事后传送。在该情况下,在扫描后,作为输出目的地选择开关 12 的输出目的地,选择计算机 3 侧。然后,将从缓冲存储器 11 读入的波束成形前的接收信号通过批量数据传送而输出到计算机 3 侧。即使在该情况下,也能够选择执行自适应波束成形。

[0097] 即,以上那样的超声波诊断系统 1 能够对携带型超声波诊断装置 2 中具备的超声波振子 8 施加线性调频脉冲波等能够进行脉冲压缩的发送信号。进而,在超声波诊断系统 1 中,为了解决为了接收信号的脉冲压缩而需要与接收通道数量相应的脉冲压缩电路这样的

问题,在与携带型超声波诊断装置 2 独立的计算机 3 中实时并且并行地执行用于生成诊断用的超声波图像的脉冲压缩以后的信号处理。

[0098] 因此,根据超声波诊断系统 1,无需减少超声波振子 8 以及通道的数量而能够通过发送系统的电路的集成化进一步减小携带型超声波诊断装置 2 的大小。另外,能够降低携带型超声波诊断装置 2 的制造成本以及价格。另一方面,能够使计算机 3 或者携带型超声波诊断装置 2 显示具有堪比高端机或者高端机以上的画质的第 2 超声波图像。

[0099] (第 2 实施方式)

[0100] 图 5 是本发明的第 2 实施方式涉及的超声波诊断系统 1 的结构图。

[0101] 在图 5 所示的超声波诊断系统 1A 中,将携带型超声波诊断装置 2 经由网络连接到远程设置了超声波诊断图像服务器 40 的点与图 1 所示的第 1 实施方式中的超声波诊断系统 1 不同。对于其他结构以及作用,由于与图 1 所示的超声波诊断系统 1 实质上没有不同,所以对同一结构附加相同的符号并省略说明。

[0102] 超声波诊断系统 1A 具有携带型超声波诊断装置 2、计算机 3 以及超声波诊断图像服务器 40。携带型超声波诊断装置 2 以及计算机 3 设置于诊所等医疗机构 41。在医疗机构 41 内,设置了 LAN (Local AreaNetwork,局域网)42,在 LAN42 上连接了计算机 3 以及无线通信终端 43。

[0103] 另外,在携带型超声波诊断装置 2 中具备无线输入输出 I/F44。另外,携带型超声波诊断装置 2 通过无线输入输出 I/F44 与无线通信终端 43 之间的无线通信,与医疗机构 41 的 LAN42 连接。即,携带型超声波诊断装置 2 能够在与计算机 3 之间进行数据通信。

[0104] 另一方面,超声波诊断图像服务器 40 设置于生成以及提供超声波图像数据的大规模的医疗机构等的中心 45 侧。超声波诊断图像服务器 40 和装备有携带型超声波诊断装置 2 的医疗机构 41 的 LAN42 经由因特网或者专用线路等广域网络 46 相互连接。另外,在广域网络 46 上,连接有无线通信终端 47。

[0105] 因此,携带型超声波诊断装置 2 经由连接到 LAN42 的无线通信终端 43 或者连接到广域网络 46 的无线通信终端 47 而与超声波诊断图像服务器 40 连接。另外,计算机 3 经由 LAN42 以及广域网络 46 而与超声波诊断图像服务器 40 连接。即,超声波诊断图像服务器 40 经由网络而与携带型超声波诊断装置 2 以及计算机 3 连接。

[0106] 于是,能够从携带型超声波诊断装置 2 的无线输入输出 I/F44,通过无线通信,将波束成形前的与多个超声波振子 8 以及多个接收通道对应的多个接收信号,传送到超声波诊断图像服务器 40。即,携带型超声波诊断装置 2 的无线输入输出 I/F44 作为将波束成形前的多个接收信号发送到超声波诊断图像服务器 40 的输出单元发挥功能。

[0107] 例如,如果在无线通信中使用作为由 IEEE (The Institute ofElectrical and Electronics Engineers,Inc.,电气和电子工程师协会)确定的无线 LAN 的标准规格的 IEEE 802.11n,则能够按照 600[Mbps] 的数据传送速率无线地从携带型超声波诊断装置 2 传送接收信号。在该情况下,无法从携带型超声波诊断装置 2 将所有接收信号实时地传送到超声波诊断图像服务器 40。因此,在超声波扫描中将接收信号依次传送到超声波诊断图像服务器 40。或者,将所有接收信号临时保存到携带型超声波诊断装置 2 的缓冲存储器 11,通过输出目的地选择开关 12 的切换,在超声波扫描后按照批量数据传送方式,将接收信号依次传送到超声波诊断图像服务器 40。

[0108] 超声波诊断图像服务器 40 具备输入输出 I/F48, 输入输出 I/F48 与广域网络 46 连接。因此, 输入输出 I/F48 作为从携带型超声波诊断装置 2 经由网络接收通过使用多个超声波振子 8 对被检体发送接收超声波而取得的与多个超声波振子 8 对应的波束成形前的多个接收信号的超声波诊断图像服务器 40 的数据接收单元发挥功能。

[0109] 超声波诊断图像服务器 40 通过使能够进行大规模的数据处理的计算机读入并执行数据处理程序, 而使计算机作为脉冲压缩部 40A、相位调整加法部 40B、相位检波部 40C、包络线检波部 40D、对数压缩部 40E、坐标变换部 40F、数据压缩部 40G、延迟时间校正部 40H、解析信息生成部 40I 以及诊断信息附加部 40J 发挥功能。另外, 也可以将用于构成超声波诊断图像服务器 40 的计算机设为相互连接多台计算机而能够进行分散处理的系统。

[0110] 另外, 对超声波诊断图像服务器 40, 连接输入装置 49 以及显示装置 50。输入装置 49 以及显示装置 50 也可以经由其他计算机而与超声波诊断图像服务器 40 间接地连接。

[0111] 超声波诊断图像服务器 40 的脉冲压缩部 40A、相位调整加法部 40B、相位检波部 40C、包络线检波部 40D、对数压缩部 40E、坐标变换部 40F、数据压缩部 40G 以及延迟时间校正部 40H 具有与图 1 所示的计算机 3 的脉冲压缩部 23、相位调整加法部 24、相位检波部 25、包络线检波部 26、对数压缩部 27、坐标变换部 28、数据压缩部 29 以及延迟时间校正部 30 分别等同的功能。因此, 从数据处理能力的观点出发, 在图 5 所示的计算机 3 中难以设置延迟时间校正部 30 的情况下, 也可以仅在超声波诊断图像服务器 40 中设置延迟时间校正部 40H。

[0112] 具有上述那样的功能的超声波诊断图像服务器 40 与图 1 所示的计算机 3 同样地, 作为如下数据生成单元发挥功能: 对从携带型超声波诊断装置 2 的无线输入输出 I/F44 输出的第 1 波束成形前的多个接收信号实施第 2 波束成形, 根据实施第 2 波束成形而得到的多个接收信号, 生成数据大小比在携带型超声波诊断装置 2 中生成的第 1 超声波图像数据大的第 2 超声波图像数据。

[0113] 即, 在超声波诊断图像服务器 40 中, 离线地执行包括脉冲压缩、相位调整加法处理、相位检波处理、包络线检波处理、对数压缩处理以及坐标变换处理等的波束成形在内的针对多个接收信号的信号处理。此时, 在超声波诊断图像服务器 40 中, 与携带型超声波诊断装置 2 内的信号处理不同, 不会为了生成第 2 超声波图像数据而削减接收信号。另外, 还能够通过延迟时间校正部 40H 的动作进行自适应波束成形。

[0114] 因此, 能够生成具有堪比以往的高端机或者超过高端机那样的良好的画质的第 2 超声波图像数据。能够将第 2 超声波图像数据输出到与超声波诊断图像服务器 40 连接的显示装置 50。因此, 在中心 45 侧是大规模的医疗机构的情况下, 能够由医生等用户进行使用了第 2 超声波图像的诊断。

[0115] 另外, 超声波诊断图像服务器 40 的解析信息生成部 40I 具备: 通过针对第 2 超声波图像数据的阈值处理等图像解析处理, 自动地抽出病变部的功能; 以及将所抽出的病变部的区域信息作为附带信息附加到第 2 超声波图像数据的功能。进而, 诊断信息附加部 40J 具备通过输入装置 49 的操作将来自医生的诊断信息作为附带信息附加到第 2 超声波图像数据的功能。

[0116] 因此, 在中心 45 侧, 能够根据需要生成附加了病变部的位置信息以及诊断信息的第 2 超声波图像数据。然后, 能够将所生成的第 2 超声波图像数据经由网络发送到医疗机

构 41 中的携带型超声波诊断装置 2、计算机 3 等任意的机器。即,超声波诊断图像服务器 40 的输入输出 I/F48 作为将第 2 超声波图像数据经由网络发送到具有显示装置 21 的计算机 3 等机器的数据发送单元发挥功能。

[0117] 然后,能够利用医疗机构 41 的计算机 3 中具备的显示装置 21 等任意的观察用的监视器来显示第 2 超声波图像。于是,通过在医疗机构 41 侧观察第 2 超声波图像能够进行被检体的诊断。另外,能够使在中心 45 侧得到的病变部的位置信息以及诊断信息与第 2 超声波图像一起显示于医疗机构 41 侧的监视器。因此,例如,能够加上在中心 45 侧通过专门医生观察第 2 超声波图像而得到的诊断结果而在诊所等小规模 of 医疗机构 41 的监视器中显示第 2 超声波图像。

[0118] 以上那样的第 2 实施方式中的超声波诊断系统 1A 通过经由网络将携带型超声波诊断装置 2 与远程设置了超声波诊断图像服务器 40 连接,能够在超声波诊断图像服务器 40 中执行用于生成诊断用的第 2 超声波图像的脉冲压缩以后的信号处理。

[0119] 因此,根据第 2 实施方式中的超声波诊断系统 1A,能够得到与第 1 实施方式中的超声波诊断系统 1 同样的效果。另外,能够使用共用的计算机容易地执行自适应波束成形等用于得到更高画质的高级的信号处理。进而,还能够与诊断用的第 2 超声波图像的生成一起进行远程医疗。

[0120] (其他实施方式)

[0121] 以上,记载了特定的实施方式,但所记载的实施方式仅为一个例子,而不是用来限定发明的范围。此处记载的新的方法以及装置能够通过各种其他样式具体化。另外,在此处记载的方法以及装置的样式中,能够在不脱离发明的要旨的范围内,进行各种省略、置换以及变更。所附的权利要求书及其均等物作为被包含于发明的范围以及要旨的内容,并且包括这样的各种样式以及变形例。

[0122] 例如,在第 1 实施方式中,示出了用通信缆线 4 连接了携带型超声波诊断装置 2 和计算机 3 的例子,但也可以通过无线通信来通信。相逆地,在第 2 实施方式中,也可以通过通信缆线 4 将携带型超声波诊断装置 2 与计算机 3 以及超声波诊断图像服务器 40 连接。即,能够经由有线或者无线的网络相互连接携带型超声波诊断装置 2、计算机 3 以及超声波诊断图像服务器 40。

[0123] 另外,也可以将携带型超声波诊断装置 2 设为能够挪动的放置型的超声波诊断装置等各种类型的超声波诊断装置。进而,不限于 DSP14,还能够将具有等同的数据处理功能的处理器、电路用于在超声波诊断装置中生成第 1 超声波图像数据时。

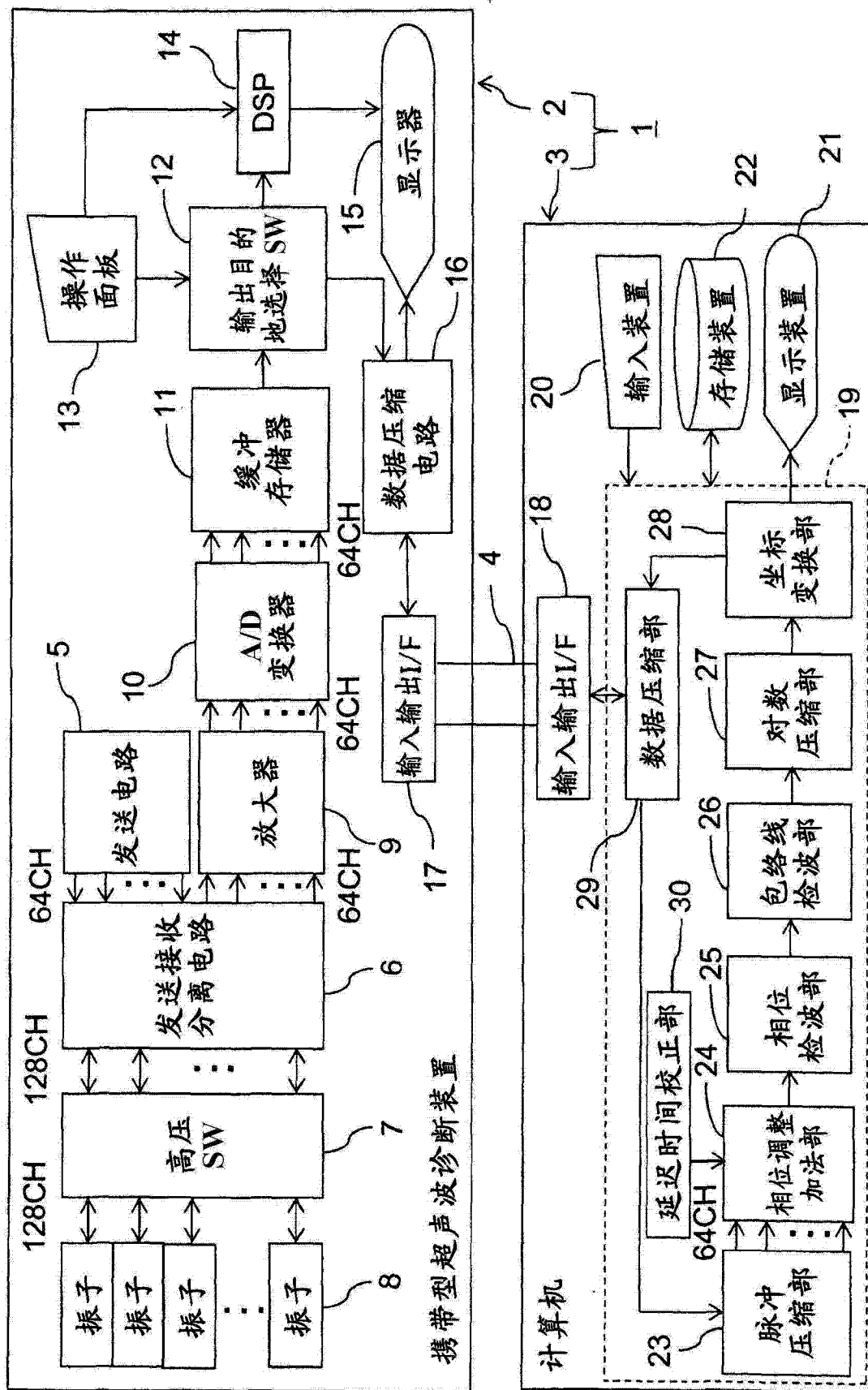


图 1

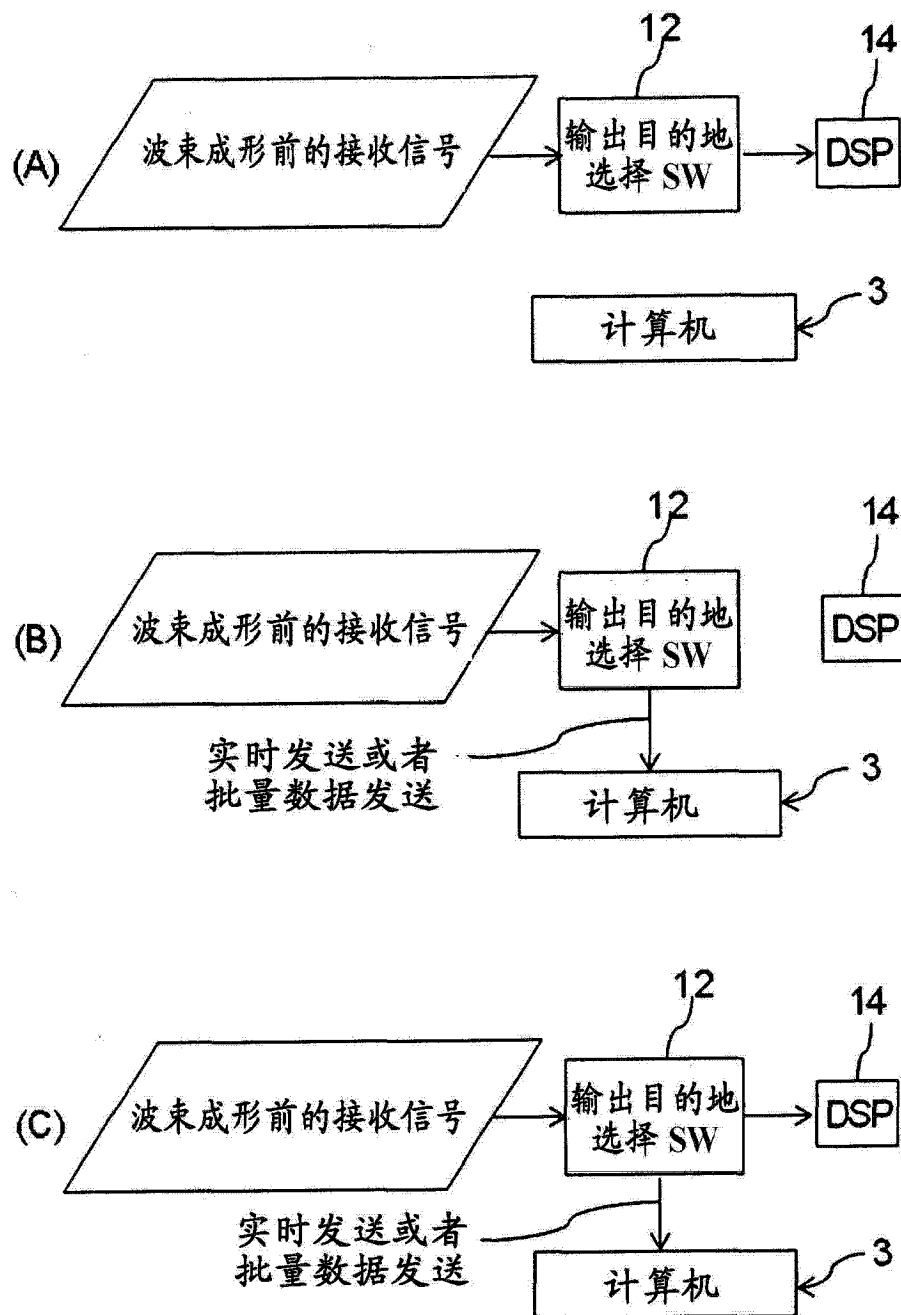


图 2

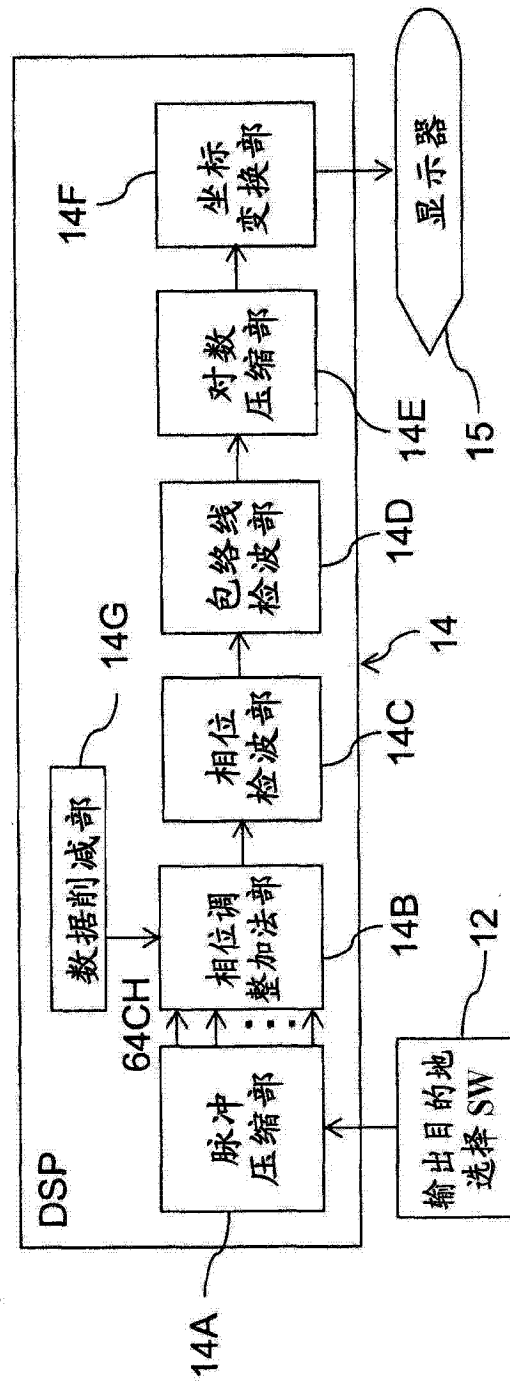


图 3

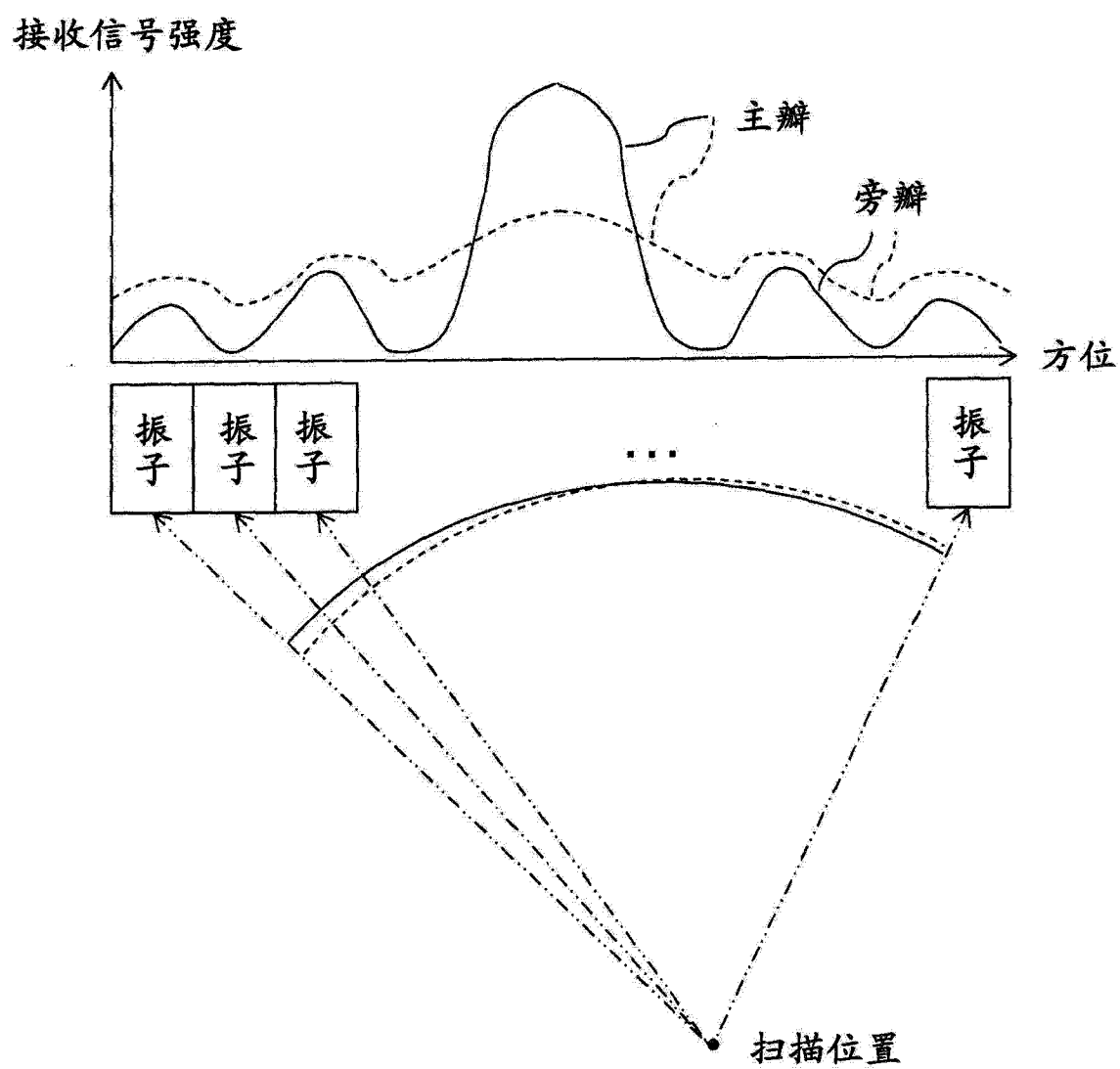


图 4

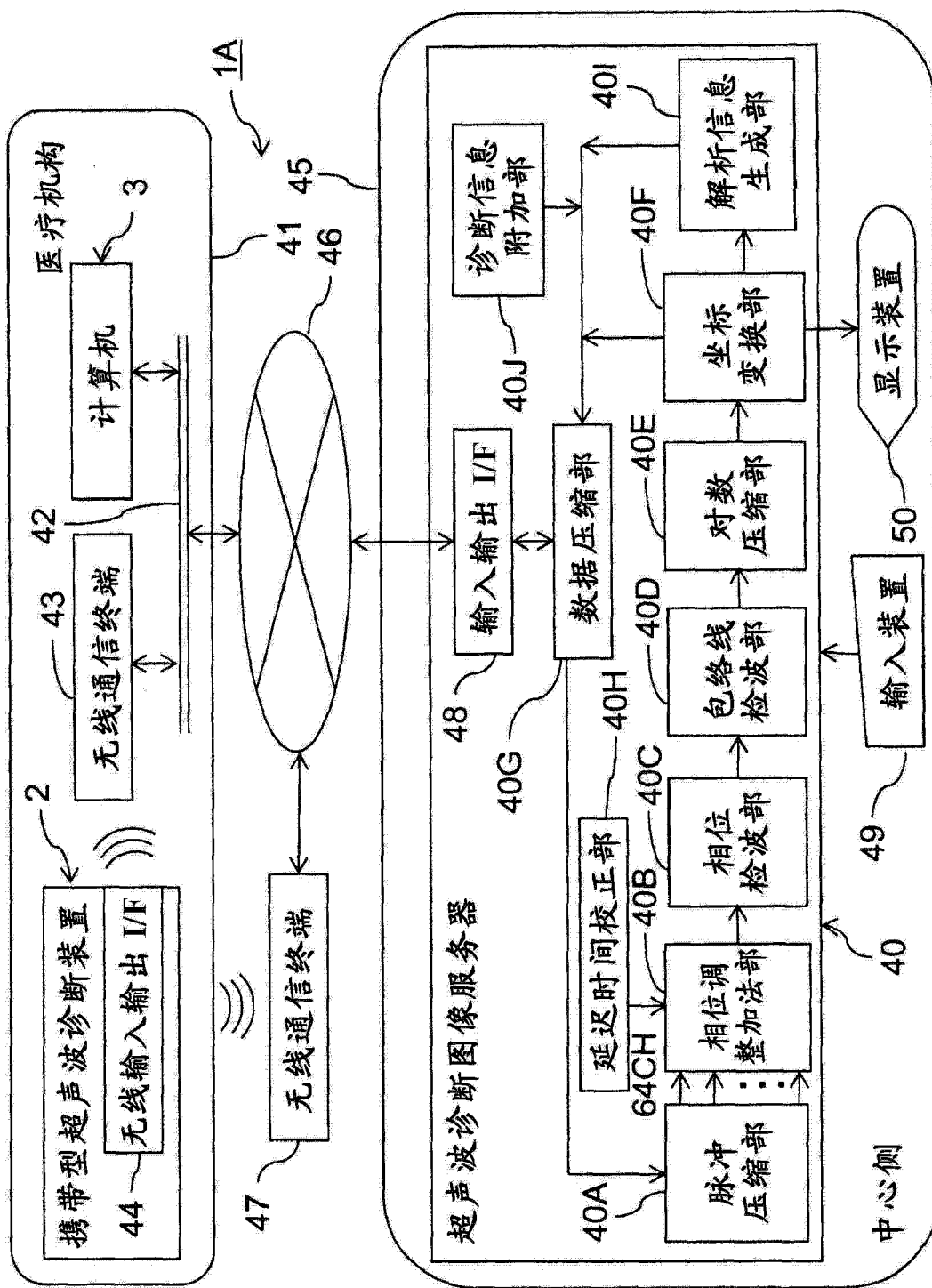


图 5

专利名称(译)	超声波诊断系统		
公开(公告)号	CN103099641A	公开(公告)日	2013-05-15
申请号	CN201210445828.9	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	佐藤武史 桥本新一 浜田贤治		
发明人	佐藤武史 桥本新一 浜田贤治		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4488 G01S7/52082 G01S15/8961 G01S7/003		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2011245910 2011-11-09 JP 2012205376 2012-09-19 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式涉及的超声波诊断系统具备数据收集单元、波束成形处理部、处理器以及输出单元。数据收集单元通过使用多个超声波振子对被检体发送接收超声波而取得与所述多个超声波振子对应的多个接收信号。波束成形处理部对所述多个接收信号实施波束成形。处理器根据实施所述波束成形而得到的多个接收信号，生成超声波图像数据。输出单元将所述波束成形前的所述多个接收信号输出到外部终端。

