



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104394773 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 04

(21) 申请号 201380033689. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 06. 25

A61B 8/14(2006. 01)

(30) 优先权数据

G01N 29/24(2006. 01)

10-2012-0068055 2012. 06. 25 KR

H04B 7/24(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 12. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2013/005578 2013. 06. 25

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2014/003404 EN 2014. 01. 03

(71) 申请人 和赛仑有限公司

地址 韩国首尔

(72) 发明人 柳丁元 郑维赞

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

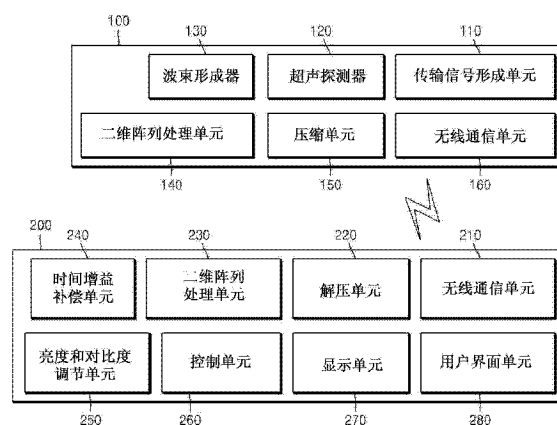
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(54) 发明名称

使用二维阵列数据的移动超声诊断系统以及用于该系统的移动超声诊断探测装置和超声诊断设备

(57) 摘要

本发明提供了一种移动超声诊断系统,包括:移动超声诊断探测装置,该装置是便携式的,数字化处理从对象获得的超声数据,通过相邻地布置每个超声帧将数字化超声数据处理成二维阵列超声数据,并且无线传输二维阵列超声数据;以及超声诊断设备,接收来自移动超声诊断探测装置的二维阵列超声数据,解压和恢复二维阵列超声数据,并且通过补偿二维阵列超声数据的时间增益以及调节二维阵列超声数据的亮度和对比度来生成超声图像数据。



1. 一种移动超声诊断系统,包括:

移动超声诊断探测装置,所述移动超声诊断探测装置是便携式的、数字化处理从对象获得的超声数据、通过相邻地布置每个超声帧将数字化的超声数据处理成二维阵列超声数据、并且无线传输所述二维阵列超声数据;以及

超声诊断设备,从所述移动超声诊断探测装置接收所述二维阵列超声数据、解压并恢复所述二维阵列超声数据,并且通过补偿所述二维阵列超声数据的时间增益并调节所述二维阵列超声数据的亮度和对比度来生成超声图像数据。

2. 根据权利要求1所述的移动超声诊断系统,其中,所述移动超声诊断探测装置通过将每个超声帧单元相邻地布置为垂直而将连续流的接收超声帧处理成二维阵列超声数据。

3. 根据权利要求1所述的移动超声诊断系统,其中,所述超声诊断设备根据使用者的输入来确定超声波测量深度,并且基于所述超声波测量深度来确定用于补偿时间增益的参数以及用于调节所述亮度和所述对比度的参数。

4. 根据权利要求1所述的移动超声诊断系统,其中,所述超声诊断设备将用于自动测量无线通信环境和确定传输数据的大小的虚拟数据传输至所述移动超声诊断探测装置,以及

其中,所述移动超声诊断探测装置接收来自所述超声诊断设备的所述虚拟数据,通过测量用于接收所述虚拟数据的时间量来计算当前使用的无线通信的可用频带,并且根据所述可用频带来确定将被无线传输的数据的大小。

5. 一种移动超声诊断探测装置,包括:

传输信号形成单元,形成用于获得超声图像的帧的传输信号;

超声探测器,将所述传输信号形成单元的所述传输信号转换成超声信号,将所述超声信号传输至对象,并且获得从所述对象反射的模拟超声数据;

二维阵列处理单元,通过相邻地布置每个超声帧将所获得的所述模拟超声数据处理成二维阵列超声数据;

压缩单元,压缩相邻布置的每个超声帧的所述二维阵列超声数据;以及

无线通信单元,将所压缩的二维阵列超声数据无线传输至超声诊断设备。

6. 根据权利要求5所述的移动超声诊断探测装置,其中,所述二维阵列处理单元通过将每个帧单元相邻地布置为垂直来将连续流的接收超声帧处理成二维阵列超声数据。

7. 根据权利要求5所述的移动超声诊断探测装置,进一步包括根据从所述超声探测器获得的所述模拟超声数据生成数字化超声数据的波束形成器。

8. 根据权利要求7所述的移动超声诊断探测装置,其中,当针对一个超声图像帧使用M个超声波并且执行N次当各个超声波从所述对象反射并返回时的采样的情况下,所述波束形成器生成大小为N的M个阵列。

9. 根据权利要求5所述的移动超声诊断探测装置,其中,在针对一个超声图像帧使用M个超声波并且执行N次当各个超声波从所述对象反射并返回时的采样的情况下,所述二维阵列处理单元生成具有 $N \times M$ 阵列的二维阵列数据。

10. 根据权利要求5所述的移动超声诊断探测装置,其中,所述无线通信单元包括使用蓝牙、无线USB、无线LAN、WiFi、Zigbee和红外线数据协会(IrDA)的任一种的短距离无线通信。

11. 一种超声诊断设备,包括:

解压单元,无线接收来自移动超声诊断探测装置的经压缩的超声数据并通过使用与由所述移动超声诊断探测装置使用的压缩方法相同的方法来解压所述超声数据;

二维阵列处理单元,通过相邻地布置每个超声帧将解压的所述超声数据处理成二维阵列超声数据;

时间增益补偿单元,补偿关于所述二维阵列超声数据的时间增益;

亮度和对比度调节单元,调节关于所述二维阵列超声数据的亮度和对比度;以及

控制单元,通过使用具有补偿后的时间增益与调节后的亮度和对比度的二维阵列超声数据来生成用于诊断的超声图像。

12. 根据权利要求 11 所述的超声诊断设备,其中,所述时间增益补偿单元根据时间增益补偿表来补偿超声数据。

13. 根据权利要求 11 所述的超声诊断设备,其中,所述亮度和对比度调节单元将特定值以下的亮度值变为 0 并且将特定值以上的亮度值变为最大值。

14. 根据权利要求 11 所述的超声诊断设备,其中,所述亮度和对比度调节单元将特定值以下的对比度值变为 0 并且将特定值以上的对比度值变为最大值。

使用二维阵列数据的移动超声诊断系统以及用于该系统的 移动超声诊断探测装置和超声诊断设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种移动超声诊断系统,并且更具体地,涉及将获得的超声数据处理成二维阵列数据以被压缩并无线地传输二维阵列数据以执行超声诊断的移动超声诊断系统以及用于移动超声诊断系统的移动超声诊断探测装置和超声诊断设备。

背景技术

[0002] 由于超声诊断系统具有非侵害性和非破坏性,所以其通常用于医学领域中以获取对象内部的信息。由于在没有直接切割和观测对象的外科手术的情况下,对象的内部组织的高分辨率图像可被提供给医生,因此超声诊断系统很重要地用在医学领域中。

[0003] 通常,超声系统包括超声探测器、波束形成器、数据处理器、扫描变换器(scan converter)和显示单元。超声探测器将超声信号传输至对象并且通过接收反射的超声信号形成接收信号,即,超声回波(echo)信号。超声探测器包括操作为将超声信号和电信号进行彼此转换的至少一个变换器元件。波束形成器模拟/数字转换从超声探测器所提供的接收信号,考虑到每个变换器元件的位置和焦点将数字信号的时间延迟,并且通过对时间延迟的数字信号求和形成超声数据,即,射频(RF)数据。数据处理器关于超声数据执行各种数据处理,这是形成超声图像所必需的。扫描变换器扫描变换所处理的超声数据以显示在显示单元的显示区域上。显示单元将扫描变换的超声数据作为超声图像显示在屏幕上。

[0004] 通常,有顺序地执行诸如时间增益补偿(TGC)处理、多个有限脉冲响应(FIR)滤波处理、多个抽取(decimation)处理、同相/正交相位(I/Q)数据形成处理以及压缩处理和扫描变换处理的数据处理。为此,不仅消耗大量时间来处理大量超声数据而且帧速率降低。

发明内容

[0005] 技术问题

[0006] 本发明提供一种将从对象获得的超声数据处理成二维阵列数据以被压缩并无线传输二维阵列数据以执行超声诊断的移动超声诊断系统以及用于移动超声诊断系统的移动超声诊断探测装置和超声诊断设备。

[0007] 技术方案

[0008] 根据本发明的一方面,提供了一种移动超声诊断系统,包括:移动超声诊断探测装置,该装置是便携式的,数字化处理从对象获得的超声数据,通过相邻地布置每个超声帧将数字化的超声数据处理成二维阵列超声数据,并且无线传输二维阵列超声数据;以及超声诊断设备,该设备接收来自移动超声诊断探测装置的二维阵列超声数据,解压和恢复二维阵列超声数据,并且通过补偿二维阵列超声数据的时间增益和调节二维阵列超声数据的亮度和对比度来生成超声图像。

[0009] 移动超声诊断探测装置可以通过将每个超声帧单元相邻地布置为垂直来将连续流(series stream)的接收超声帧处理成二维阵列超声数据。

[0010] 超声诊断设备可根据使用者的输入来确定超声波测量深度并且可以基于超声波测量深度来确定用于补偿时间增益的参数以及用于调节亮度和对比度的参数。

[0011] 超声诊断设备可以将用于自动地测量无线通信环境和用于确定传输数据的大小的虚拟数据传输至移动超声诊断探测装置。此外,移动超声诊断探测装置可接收来自超声诊断设备的虚拟数据,可通过测量用于接收虚拟数据的时间量来计算当前使用的无线通信的可用频带,并且可根据可用频带来确定将被无线传输的数据的大小。

[0012] 根据本发明的另一方面,提供了一种移动超声诊断探测装置,包括:传输信号形成单元,形成用于获得超声图像的帧的传输信号;超声探测器,将传输信号形成单元的传输信号转换成超声信号、向对象传输超声信号并且获得从对象反射的模拟超声数据;二维阵列处理单元,通过相邻地布置每个超声帧将所获得的模拟超声数据处理成为二维阵列超声数据;压缩单元,压缩相邻布置的每个超声帧的二维阵列超声数据;以及无线通信单元,将所压缩的二维阵列超声数据无线地传输至超声诊断设备。

[0013] 二维阵列处理单元可以通过将每个超声帧单元相邻布置为垂直来将连续流的接收超声帧处理成二维阵列超声数据。

[0014] 移动超声诊断探测装置可进一步包括根据从超声探测器获得的模拟超声数据来生成数字化超声数据的波束形成器。

[0015] 在针对一个超声图像帧使用 M 个超声波并且当每个超声从对象反射并返回执行 N 次采样的情况下,波束形成器可生成大小为 N 的 M 个阵列。

[0016] 在针对一个超声图像帧使用 M 个超声波并且当每个超声从对象反射并返回执行 N 次采样的情况下,二维阵列处理单元可生成具有 $N \times M$ 阵列的二维超声数据。

[0017] 无线通信单元可包括使用蓝牙、无线 USB、无线 LAN、无线保真 (WiFi)、Zigbee 和红外线数据协会 (IrDA) 中的任一种的短距离无线通信。

[0018] 根据本发明的又一个实施方式,提供了一种超声诊断设备,包括:解压单元,无线地接收来自移动超声诊断探测装置的所压缩的超声数据并通过使用与由移动超声诊断探测装置使用的压缩方法相同的方法来解压超声数据;二维阵列处理单元,通过相邻地布置每个超声帧将所解压的超声数据处理成为二维阵列超声数据;时间增益补偿单元,补偿关于二维阵列超声数据的时间增益;亮度和对比度调节单元,调节关于二维阵列超声数据的亮度和对比度;以及控制单元,通过使用具有补偿时间增益与调节亮度和对比度的二维阵列超声数据来生成用于诊断的超声图像。

[0019] 时间增益补偿单元可以根据时间增益补偿表来补偿超声数据。

[0020] 亮度和对比度调节单元可以将特定值以下的亮度值调整为 0 并且可将特定值以上的亮度值调整为最大值。

[0021] 亮度和对比度调节单元可以将特定值以下的对比度值调整为 0 并且可将特定值以上的对比度值调整为最大值。

[0022] 发明的效果

[0023] 根据本实施方式,由于可以通过移动超声诊断探测装置中的二维阵列数据处理操作来减少超声数据的处理量,因此可以简化超声诊断设备中操作的程序并且减少消耗的资源量,诸如存储器和中央处理单元 (CPU)。此外,超声诊断设备执行时间增益操作与亮度和对比度调节操作,从而提供稳定性。

[0024] 另外,移动超声诊断探测装置将二维布置的超声数据传输至超声诊断设备,由此使得超声诊断设备可以通过使用最初的超声数据来应用各种图像处理。

附图说明

[0025] 图 1 是示出了根据本发明的实施方式的移动超声诊断系统的框图;

[0026] 图 2 是示出了根据本发明的实施方式的超声探测器的发送超声帧的示图;

[0027] 图 3 是示出了根据本发明的实施方式的当使用 M 个超声波并且执行 N 次采样时生成的超声数据的示图;

[0028] 图 4 是示出了根据本发明的实施方式的二维布置的示图;

[0029] 图 5 至图 7 是示出了根据本发明的实施方式的二维布置过程的示图;

[0030] 图 8 至图 11 是示出了图 5 至图 7 中示出的二维布置过程的整体示图;

[0031] 图 12 是示出了根据本发明的实施方式的时间增益补偿操作的示图;

[0032] 图 13 是示出了根据本发明的实施方式的亮度调节的示图;

[0033] 图 14 是示出了根据本发明的实施方式的对比度调节的示图。

具体实施方式

[0034] 在下文中,将参考附图详细描述本发明的实施方式。以下实施方式被作为实例提供以向本技术领域技术人员全面地传达本发明的精神。因此,本发明不限于如下所述的实施方式并且可通过其他形式体现。并且,为了便于描述,在附图中,元件的宽度、长度和厚度可被夸大。贯穿说明书,相同的参考标号表示相同的元件。

[0035] 图 1 是示出了根据本发明的实施方式的移动超声诊断系统的框图。

[0036] 参照图 1,超声诊断系统可包括移动超声诊断探测装置 100 和超声诊断设备 200。

[0037] 移动超声诊断探测装置 100 可包括传输信号形成单元 110、包括多个变换器元件的超声探测器 120、波束形成器 130、二维阵列处理单元 140、压缩单元 150 以及无线通信单元 160。

[0038] 传输信号形成单元 110 通过考虑超声探测器 120 的变换器元件和焦点形成用于获得超声图像的帧的多个传输信号。帧由多个扫描线形成。另外,超声图像可包括将超声回波信号的反射系数示出为二维图像的亮度模式(B模式)图像;通过使用多普勒效应将运动对象的速度示出为多普勒频谱的多普勒模式(D模式)图像;通过使用多普勒效应将运动对象的速度和散射体示出为色彩的彩色模式(C模式)图像;将当向对象施加压力或不施加压力时的介质的机械响应之间的差异示出为图像的弹性模式(E模式)图像;以及将从对象反射的超声回波信号的反射系数示出为三维图像的三维模式(3D模式)图像。

[0039] 如图 2 所示,超声探测器 120 将从传输信号形成单元 110 提供的传输信号转换成超声信号并将超声信号传输至对象。超声探测器 120 接收从对象反射的超声回波信号并形成接收信号。超声探测器 120 通过使用从传输信号形成单元 110 提供的多个传输信号重复地执行超声信号的传输和接收来形成多个接收信号。在此情况下,通过超声探测器 120 传输和接收的超声信号具有被称为超声帧的帧数据。例如,从超声探测器 120 向人体传输的超声帧被称为发送超声帧,并且从人体发回声至超声探测器 120 的超声帧被称为接收超声帧。

[0040] 在本实施方式中,超声探测器 120 可被体现为凸形探测器、线性探测器、三维 (3D) 探测器、梯形探测器和血管内超声 (IVUS) 探测器。

[0041] 波束形成器 130 模拟 / 数字转换从超声探测器 120 提供的多个接收信号并且生成数字化超声数据。此外,当考虑超声探测器 120 的变换器元件和焦点的位置时,波束形成器 130 通过接收和聚焦多个数字转换的接收信号来形成多个数字接收聚焦光束。在本实施方式中,波束形成器 130 可体现为现场可编程门阵列或专用集成电路以提高处理接收信号的速度。

[0042] 如图 3 中所示,数字化超声数据是被存储为具有阵列形式的数据 (其能够在超声图像中被示出为亮度值)。阵列的大小是根据从人体反射和返回的采样超声波的数量来确定的。一个超声图像的阵列的数量可根据用于一个超声图像的超声波的数量来确定。在针对一个超声图像使用 M 个超声波并且当从人体反射并返回的超声执行 N 次采样的情况下,可生成大小为 N 的 M 个阵列。

[0043] 二维阵列处理单元 140 将超声数据处理成为二维阵列超声数据。二维阵列处理单元 140 可通过相邻地布置从人体回波的接收超声帧来形成如图 4 中所示的二维阵列 20。

[0044] 例如,二维阵列处理单元 140 可将从人体回波的接收超声帧相邻地布置为垂直,而不是通过收集从人体回波的接收超声帧来形成图像。二维阵列处理单元 140 向压缩单元 150 提供相邻布置的各个接收超声帧以将其压缩。

[0045] 由于从人体发回的接收超声帧被相邻地布置而不是被收集并形成图像,图像图案的连续性增加并且数据的大小相对于图像数据的大小变得更小。当要被处理的数据的大小变得更小时,可减少通过压缩单元 150 执行的压缩过程中的要被处理的数据的量。

[0046] 图 5 至图 7 是示出了根据本发明的实施方式的二维布置过程的示图。

[0047] 参照图 5,超声探测器 120 连续地将第一发送超声帧和第二发送超声帧发送至人体。参考标号 10 表示发送超声帧。此外,超声探测器 120 接收从人体发回的第一接收超声帧和第二接收超声帧。参考标号 20 表示接收超声帧。二维阵列处理单元 140 将发回的第一接收超声帧和第二接收超声帧相邻地布置成垂直。

[0048] 参照图 6,超声探测器 120 将第三发送超声帧发送至人体。此外,超声探测器 120 接收从人体发回的第三接收超声帧。二维阵列处理单元 140 将发回的第三接收超声帧相邻地布置为与第二接收超声帧垂直。

[0049] 参照图 7,超声探测器 120 连续地将第 M 个发送超声帧发送至人体。此外,超声探测器 120 接收从人体发回的第 M 个接收超声帧。二维阵列处理单元 140 将第 M 个接收超声帧相邻地布置与第 M-1 个接收超声帧垂直。

[0050] 在变形例中,波束形成器 130 可包括二维阵列处理功能并且可生成用于存储原始超声数据的阵列作为二维阵列。

[0051] 在变形例中,波束形成器 130 可包括二维阵列处理功能并且可生成用于存储原始超声数据的阵列作为二维阵列。

[0052] 图 8 至图 11 是示出了图 5 至图 7 中示出的二维布置过程的整体示图。参照图 8 至图 11,超声探测器 120 连续地将发送帧 10 发送至人体 30。此外,如图 9 所示,超声探测器 120 接收从人体 30 回波的接收超声帧 20。如图 10 所示,二维阵列处理单元 140 将发回的接收超声帧 20 相邻地布置为垂直并生成二维阵列。之后,如图 11 中所示,被生成为二维

阵列的超声数据被传输至超声诊断设备 200 并形成用于诊断的超声图像 30a。

[0053] 当将超声数据压缩成其中一维阵列被连续地布置的流类型时,由于压缩是仅通过依次使用之前和之后的值来执行的,所以其压缩率不高,这是应用二维阵列的原因。例如,当使用一维阵列时,数据的大小可以约为其原始大小的 60%。然而,当通过使用二维布置的二维阵列处理单元来使用图像压缩技术时,由于可使用所有的周围值,在无损压缩的情况下,可以压缩数据以减小约为其原始大小的 30% 的大小。当采用有损压缩(诸如,联合图像专家组(JPEG)方法)时,两者之间的差值增大。另外,通过二维阵列处理单元 140 二维布置的超声数据被传输至超声诊断设备 200,以此方式,超声诊断设备 200 可以通过使用最初的超声数据应用各种图像处理过程。

[0054] 压缩单元 150 压缩将被传输至超声诊断设备 200 的超声数据。为了在无线通信环境下有效地使用有限的频带,压缩是必需的。压缩单元 150 压缩由二维阵列处理单元 140 生成的二维阵列数据。因此,压缩单元 150 可通过使用图像压缩技术代替数据压缩来提高压缩率。根据使用目的和无线通信系统,压缩单元 150 可使用无损压缩和有损压缩中的一种。

[0055] 无线通信单元 180 将通过压缩单元 150 所压缩的数据传输至超声诊断设备 200。

[0056] 例如,无线通信单元 180 可包括使用蓝牙、无线 USB、无线 LAN、无线保真(WiFi)、Zigbee 和红外线数据协会(IrDA)的任一种的短距离无线通信。

[0057] 超声诊断设备 200 可具有无线通信功能和显示装置并且可包括用于操作应用程序的各种装置。例如,可以存在个人计算机、智能手机、平板电脑型装置、板型装置(pad type device)和个人数字助理(PDA)。

[0058] 超声诊断设备 200 可被配置为包括无线通信单元 210、解压单元 220、二维阵列处理单元 230、时间增益补偿单元 240、亮度和对比度调节单元 250、控制单元 260、显示单元 270 和用户界面单元 280。

[0059] 例如,无线通信单元 210 可包括使用蓝牙、无线 USB、无线 LAN、WiFi、Zigbee 和 IrDA 中的任一种的短距离无线通信。

[0060] 解压单元 220 经由无线通信单元 210 接收来自移动超声诊断探测装置 100 的超声数据。

[0061] 解压单元 220 通过使用与由移动超声诊断探测装置 100 使用的压缩方法相同的方法解压所接收的超声数据来获取二维阵列数据。

[0062] 二维阵列处理单元 230 通过使用所解压的二维阵列数据形成可以显示在显示单元 220 的屏幕上的超声图像。

[0063] 时间增益补偿单元 240 补偿关于通过二维阵列处理单元 230 形成的超声图像的时间增益。

[0064] 由于超声波因其特性而在人体内被吸收,所以由较深部分反射并随后返回的超声波出现较大的能量损失以及其大小减小。在同一个人体中,由较深部分反射的超声数据的大小相对较小。因此,需要利用与被反射和返回的时间量成比例的更大的值来补偿。当使用大小是 N 的超声数据阵列时,补偿值通过生成具有相同大小的时间增益补偿表来确定并然后被添加至超声数据阵列值中。

[0065] 亮度和对比度调节单元 250 调节超声图像的亮度和对比度。

[0066] 当亮度和对比度调节单元 250 降低亮度值时,特定程度以下的亮度值变为 0。当亮度和对比度调节单元 250 增加亮度值时,特定程度以上的亮度值变为最大值。

[0067] 因此,参照图 13,当通过亮度和对比度调节单元 250 的亮度值控制操作来降低亮度值时,小于 a 的亮度值被调整为 0。当增加亮度值时,大于 b 的亮度值被调整为最大值。

[0068] 亮度和对比度调节单元 250 控制超声图像的对比度。当亮度和对比度调节单元 250 调节对比度时,在超声图像中具有重要性的亮度区域的对比度被加强并且其他区域可以是 0 或最大值中的一个。

[0069] 因此,如图 14 中所示,当亮度和对比度调节单元 250 调节对比度时,当亮度值存在于从 a 到 b 的范围内时,对比度差值增大,亮度值小于 a 时的对比度差值变为 0,并且亮度值大于 b 时的对比度差值变为最大值。

[0070] 频繁地,由于时间增益补偿单元 240 与亮度和对比度调节单元 250 的操作,超声数据变为 0 和最大值中的一个。

[0071] 控制单元 260 通过使用具有补偿的时间增益与控制的亮度和对比度的二维阵列超声数据来生成超声图像并允许超声图像显示在显示单元 270 上。

[0072] 在此情况下,控制单元 260 通过考虑显示单元 270 的屏幕的大小来确定超声数据的大小。

[0073] 控制单元 260 可根据用户的输入来确定超声波测量深度,并且可基于超声波测量深度与亮度和对比度调节单元 250 的调节程度通过时间增益补偿单元 240 来确定参数。

[0074] 控制单元 260 可经由用户界面单元 280 接收用户的输入并且通过使用无线通信将输入传输至超声诊断探测装置 100。例如,控制单元 260 可将确定为控制移动超声诊断探测装置 100 的超声波测量深度传输至移动超声诊断探测装置 100。

[0075] 控制单元 260 可以自动测量无线通信环境并且可以测量传输数据的大小。控制单元 260 将具有特定大小的虚拟数据传输至移动超声诊断探测装置 100。

[0076] 因此,移动超声诊断探测装置 100 的无线通信单元 160 接收来自超声诊断设备 200 的虚拟数据并且然后通过测量用于接收虚拟数据的时间量来计算目前使用的无线通信的可用频带。

[0077] 移动超声诊断探测装置 100 的无线通信单元 160 根据可用频带确定要被无线传输的数据的大小。频带越小,要被传输的帧的速率减小的越多。

[0078] 尽管已经参考本发明的示例性实施方式特定地示出并描述了本发明,但本领域的技术人员将理解,在不背离如通过所附权利要求限定的本发明的精神和范围的情况下,可进行形式和细节上的各种变化。因此,本发明的范围不是由本发明的详细描述限定而是由权利要求限定,并且,在所述范围内的所有差异将被解释为包括在本发明中。

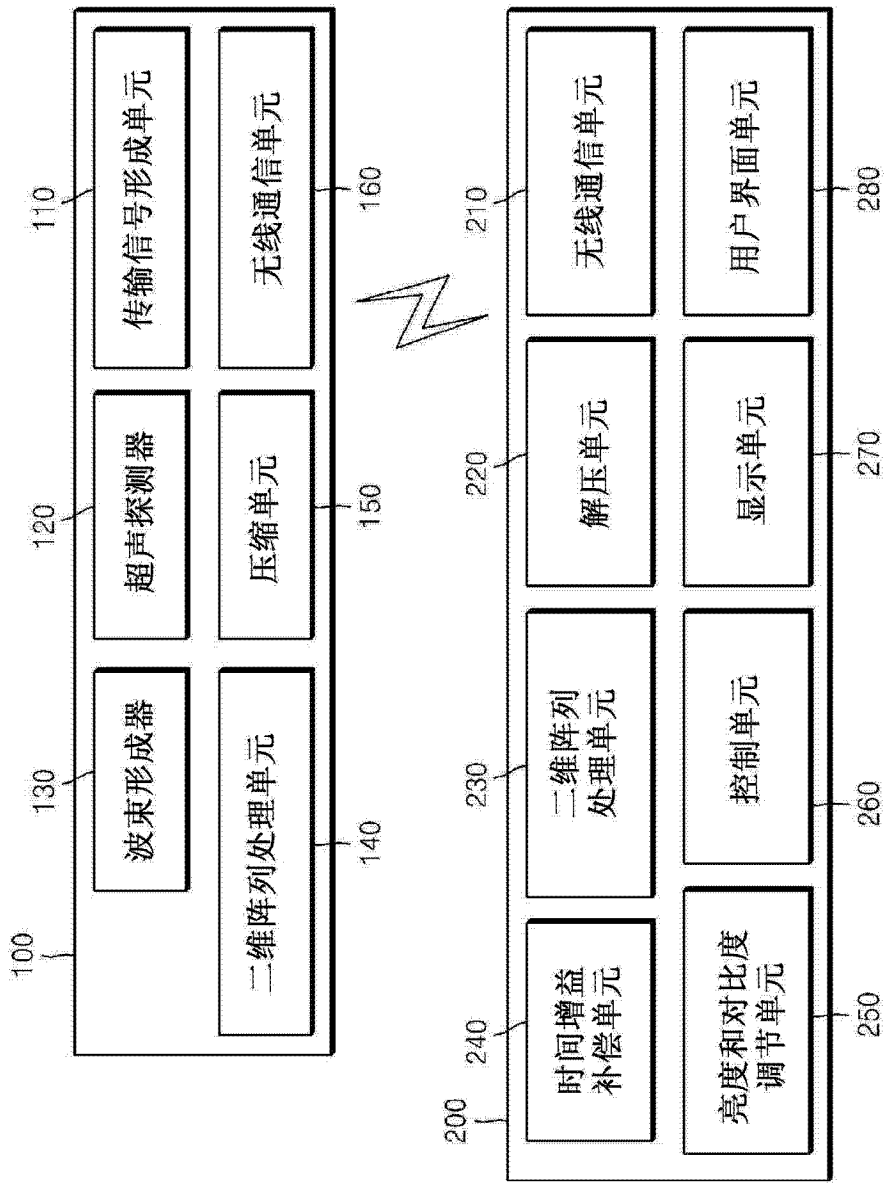


图 1

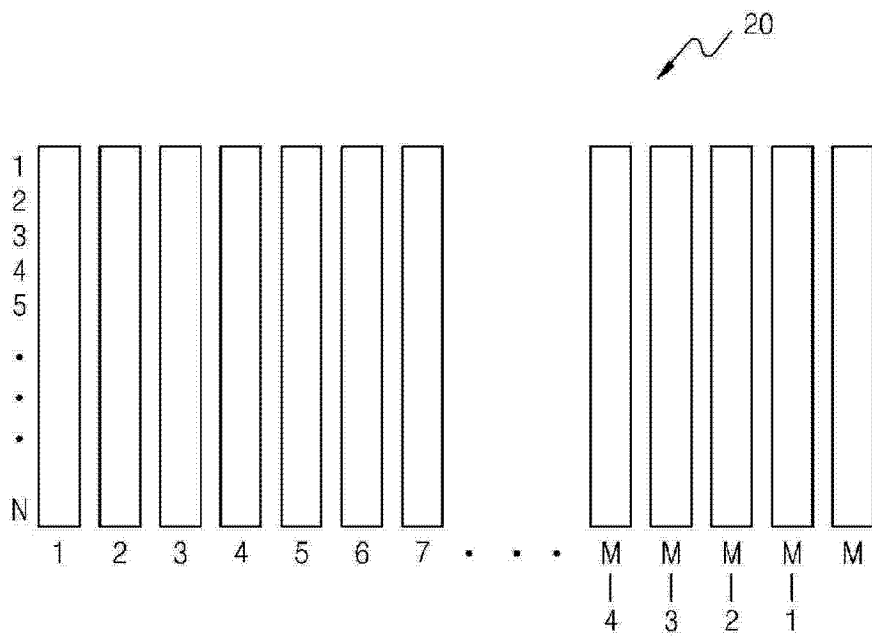


图 4

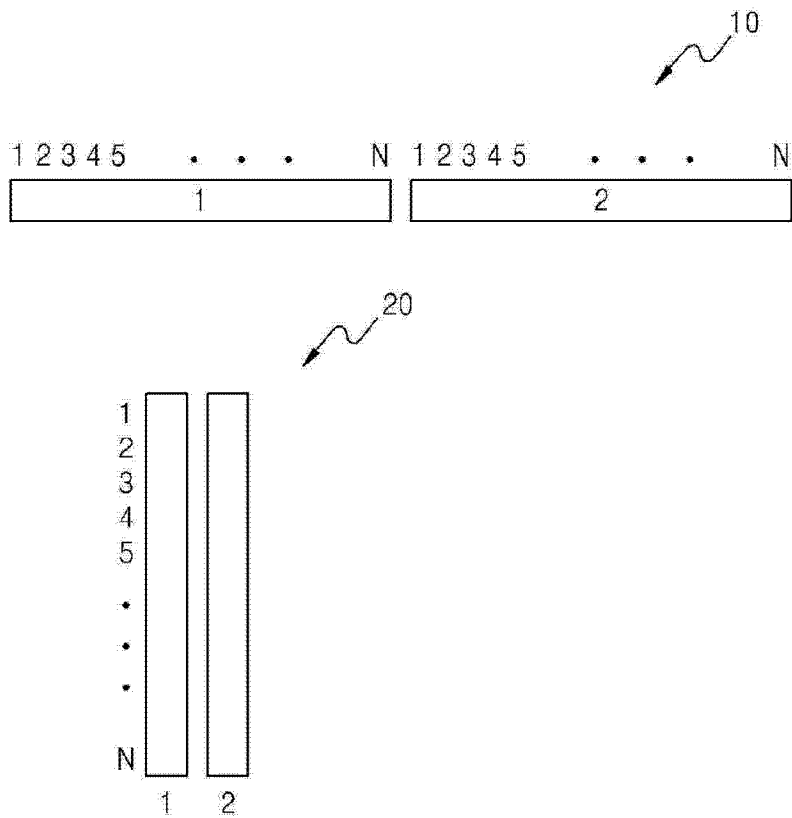


图 5

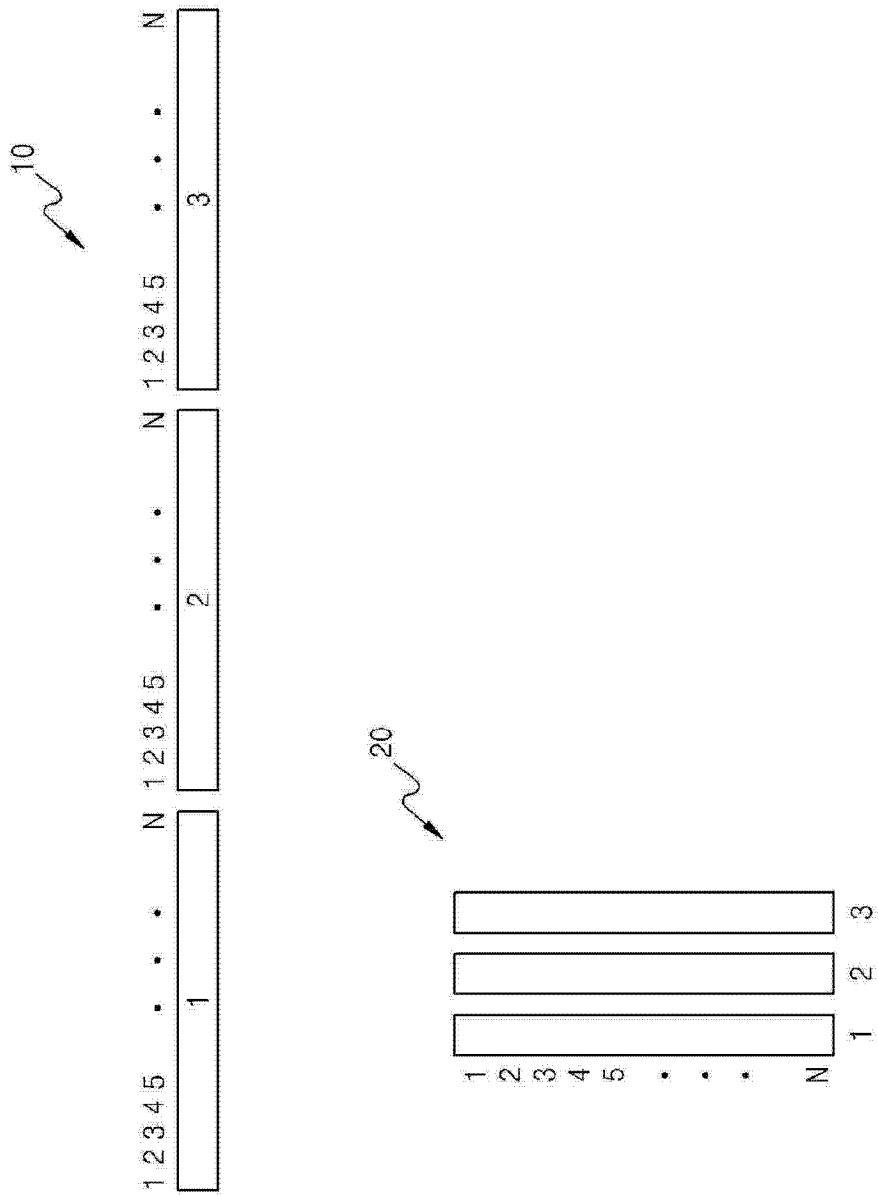


图 6

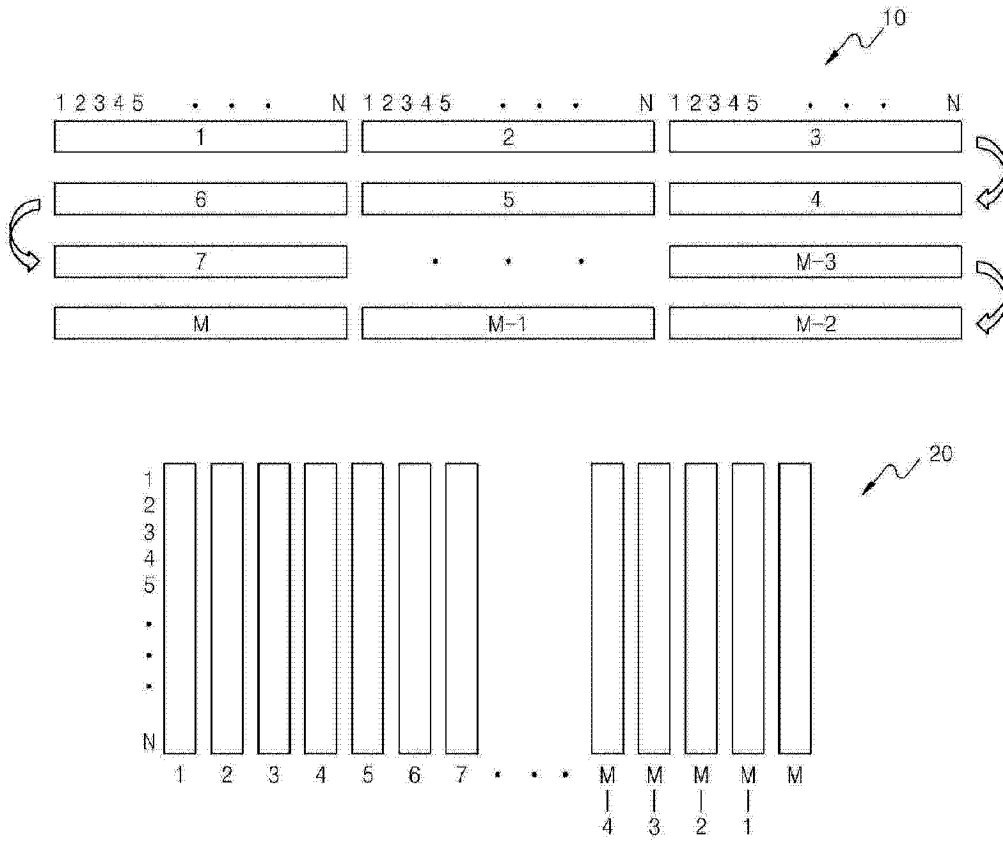


图 7

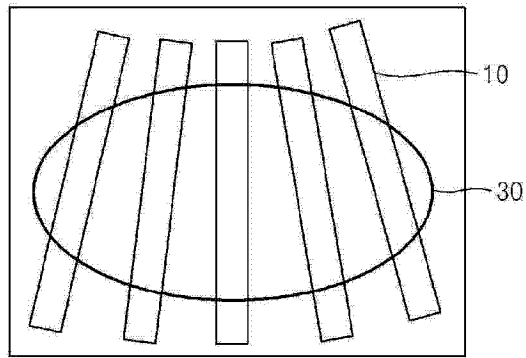


图 8

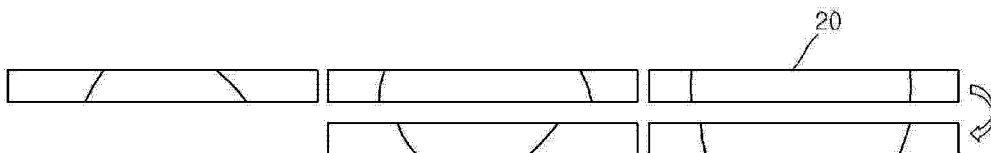


图 9

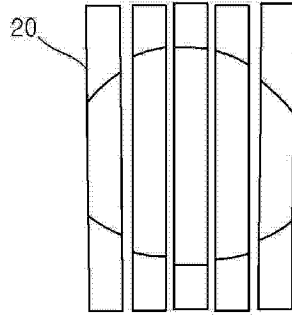


图 10

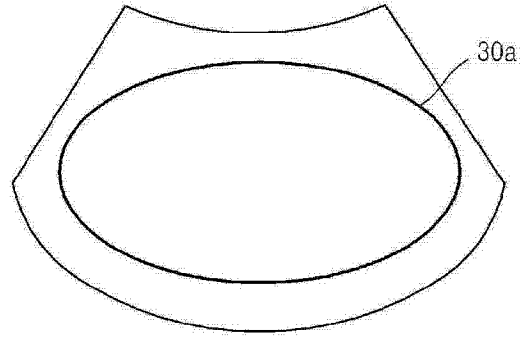


图 11

	N-5	N-4	N-3	N-2	N-1	N
超声数据	100	100	100	95	95	90
TGC 表	0	0	0	5	5	10
补偿数据	100	100	100	100	100	100

+ . . .

	N-5	N-4	N-3	N-2	N-1	N
超声数据	40	35	35	30	30	30
TGC 表	60	65	65	70	70	70
补偿数据	100	100	100	100	100	100

图 12

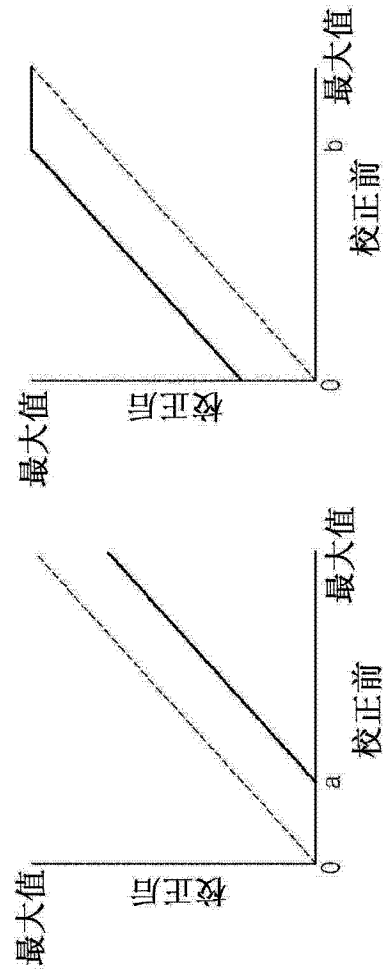


图 13

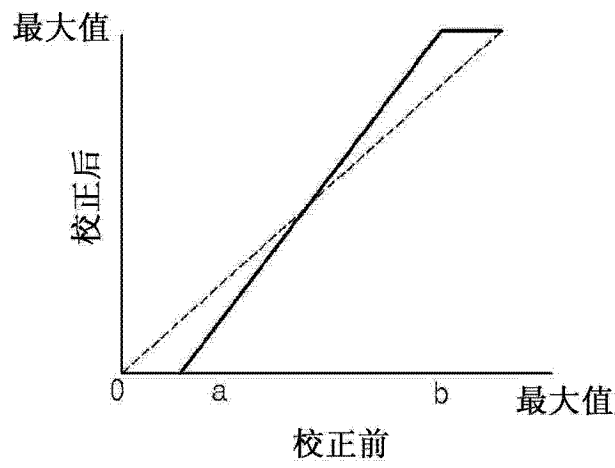


图 14

专利名称(译)	使用二维阵列数据的移动超声诊断系统以及用于该系统的移动超声诊断探测装置和超声诊断设备		
公开(公告)号	CN104394773A	公开(公告)日	2015-03-04
申请号	CN201380033689.1	申请日	2013-06-25
[标]申请(专利权)人(译)	和赛仑有限公司		
申请(专利权)人(译)	和赛仑有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	和赛仑有限公司		
[标]发明人	柳丁元 郑维赞		
发明人	柳丁元 郑维赞		
IPC分类号	A61B8/14 G01N29/24 H04B7/24		
CPC分类号	G01S7/52034 A61B8/5215 G01S7/003 G01S7/52033 A61B8/4472 A61B8/4427 A61B8/4444 A61B8/48 A61B8/5207 A61B8/56 G16H50/20		
代理人(译)	余刚		
优先权	1020120068055 2012-06-25 KR		
其他公开文献	CN104394773B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种移动超声诊断系统，包括：移动超声诊断探测装置，该装置是便携式的，数字化处理从对象获得的超声数据，通过相邻地布置每个超声帧将数字化超声数据处理成二维阵列超声数据，并且无线传输二维阵列超声数据；以及超声诊断设备，接收来自移动超声诊断探测装置的二维阵列超声数据，解压和恢复二维阵列超声数据，并且通过补偿二维阵列超声数据的时间增益以及调节二维阵列超声数据的亮度和对比度来生成超声图像数据。

