



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104254773 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 31

(21) 申请号 201380021326. 6

代理人 余刚 吴孟秋

(22) 申请日 2013. 04. 23

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

G01N 29/24 (2006. 01)

10-2012-0041904 2012. 04. 23 KR

A61B 8/00 (2006. 01)

H04R 17/00 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 10. 22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2013/003439 2013. 04. 23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/162244 EN 2013. 10. 31

(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

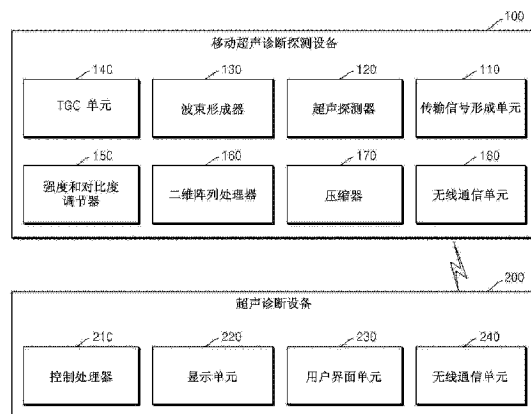
权利要求书2页 说明书6页 附图10页

(54) 发明名称

使用二维阵列数据的移动超声诊断探测设备
以及使用该设备的移动超声诊断系统

(57) 摘要

提供了一种移动超声诊断探测设备,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为超声信号、将超声信号传输至目标并且获得从目标反射的模拟超声数据;二维阵列处理器,相邻地排布所获得的每个超声向量的关于其时间增益补偿的并关于其强度和对比度调节的模拟超声数据,以将所述模拟超声数据处理成二维阵列超声数据;压缩器,压缩相邻排布的每个超声向量的二维阵列超声数据;以及无线通信单元,将压缩的二维阵列超声数据无线地传输至超声诊断设备。



1. 一种移动超声诊断探测设备,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为超声信号,将所述超声信号传输至目标,并且获得从所述目标反射的模拟超声数据;
二维阵列处理器,对于每个超声向量相邻地排布所获得的模拟超声数据,以将所述模拟超声数据处理成为二维阵列超声数据,其中,所获得的模拟超声数据关于其时间增益进行了补偿并且关于其强度和对比度进行了调节;
压缩器,压缩对于每个超声向量相邻排布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地传输至超声诊断设备。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述二维阵列处理器将在连续流中接收的超声向量排布为对于每个超声向量单元纵向相邻以将其处理成所述二维阵列超声数据。
3. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括:
波束形成器,通过使用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;
时间增益补偿(TGC)单元,利用时间增益来补偿所述数字化超声数据;以及
强度和对比度调节器,调节所述超声图像的强度和对比度。
4. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括:
TGC单元,利用时间增益来补偿从所述超声探测器获得的所述模拟超声数据;
波束形成器,通过使用利用所述时间增益补偿的所述超声数据生成数字化超声数据;
以及
强度和对比度调节器,调节所述超声图像的强度和对比度。
5. 根据权利要求3和4中任一项所述的设备,其中,当为一个超声图像帧使用M个超声并且对从所述目标反射并返回的每个超声执行N次采样时,所述波束形成器生成包括大小是N的M个阵列的超声数据。
6. 根据权利要求3和4中任一项所述的设备,其中,所述TGC单元根据TGC表补偿所述超声数据。
7. 根据权利要求3和4中任一项所述的设备,其中,所述强度和对比度调节器将特定值以下的强度值调节为0并且将特定值以上的强度值调节为最大值。
8. 根据权利要求3和4中任一项所述的设备,其中,所述强度和对比度调节器将特定值以下的对比度值调节为0并且将特定值以上的对比度值调节为最大值。
9. 根据权利要求1所述的设备,其中,当为一个超声图像帧使用M个超声并且对从所述目标反射并返回的每个超声执行N次采样时,所述二维阵列处理器生成包括 $N \times M$ 阵列的二维超声数据。
10. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述无线通信单元包括通过使用蓝牙、无线通用串行总线(USB)、无线局域网(LAN)、无线保真(WiFi)、Zigbee和红外线数据协会(IrDA)的其中一种的短距离无线通信。
11. 一种移动超声诊断系统,包括:
移动超声诊断探测设备,所述移动超声诊断探测设备是便携式的,数字处理从目标获得的超声数据,利用时间增益补偿数字化的超声数据,调节所述超声数据的强度和对比度,

通过对于每个超声向量相邻地排布来将所述超声数据处理成为二维阵列超声数据,压缩所述二维阵列超声数据并且无线地传输所述二维阵列超声数据,以及

超声诊断设备,接收来自所述移动超声诊断探测设备的所述二维阵列超声数据并且通过解压所述二维阵列超声数据来生成用于诊断的超声图像数据。

12. 根据权利要求 11 所述的系统,其中,所述移动超声诊断探测设备将在连续流中接收的超声向量排布为对于每个超声向量单元纵向相邻,以将其处理为所述二维阵列超声数据。

13. 根据权利要求 11 所述的系统,其中,所述超声诊断设备根据使用者的输入来确定超声测量深度并且将用于调节时间增益的参数和用于调节所述强度和对比度的参数传输至所述移动超声诊断探测设备。

14. 根据权利要求 11 所述的系统,其中,所述超声诊断设备将用于自动测量无线通信环境以及用于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设备,以及

其中,所述移动超声诊断探测设备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的频带确定要被无线传输的数据的所述大小。

使用二维阵列数据的移动超声诊断探测设备以及使用该设备的移动超声诊断系统

技术领域

[0001] 本发明涉及移动超声诊断探测设备和使用该设备的移动超声诊断系统,并且更具体地,涉及将从目标获得的超声数据处理成为二维阵列数据并且压缩和无线地传输二维阵列数据的移动超声诊断探测设备以及使用该设备的移动超声诊断系统。

背景技术

[0002] 由于超声诊断系统具有非侵害性和非破坏性,所以通常用于医学领域以获取目标内部的信息。由于直接切割和观测目标的外科手术是不必要的并且目标的内部组织的高分辨率图像可被提供给医生,因此在医学领域中使用超声诊断系统非常重要。

[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 transducer)和显示单元。超声探测器将超声信号传输至目标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延迟数字信号的时间,并且形成超声数据,即,通过将时间延迟的数字信号相加的射频(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。由于另外不仅消耗大量时间来处理大量超声数据而且帧速率退化。

发明内容

[0005] 技术问题

[0006] 本发明提供一种将从目标获得的超声数据处理成为二维阵列数据并且压缩和无线传输二维阵列数据的移动超声诊断探测设备以及使用该设备的移动超声诊断系统。

[0007] 技术方案

[0008] 为了实现这些及其他优点并且根据本发明的目的,如体现和广泛描述的,提供了一种

[0009] 根据本发明的另一方面,提供了一种移动超声诊断探测设备,其包括: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、向目标传输超声信号并且获得从目标反射的模拟超声数据、二维阵列处理器,相邻地排布所获得的每个超声向量的相对于其时间增益补偿的并相对于其强度和对比度(contrast)调节的模拟超声数据,以将其处理成二维阵列超声数据;压缩器,压缩相邻排布的每个超声向量的二维阵列超声数据、以及无线通信单元,将压缩的二维阵列

超声数据无线地传输至超声诊断设备。

[0010] 二维阵列处理器可将在连续流 (serial stream) 中接收的超声向量排布为每个超声向量单元纵向相邻, 以将其处理成为二维阵列超声数据。

[0011] 移动超声诊断探测设备可进一步包括通过使用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、利用时间增益补偿数字化超声数据的时间增益补偿 (TGC) 单元以及调节超声图像的强度和对比度的强度和对比度调节器。

[0012] 移动超声诊断探测设备可进一步包括利用时间增益补偿从超声探测器获得的模拟超声数据的 TGC 单元、通过使用利用时间增益补偿的超声数据来生成数字化超声数据的波束形成器以及调节超声图像的强度和对比度的强度和对比度调节器。

[0013] 当为一个超声图像帧使用 M 个超声并且对从目标反射并返回的每个超声执行 N 次采样时, 波束形成器可包括大小为 N 的 M 个阵列。TGC 单元可根据 TGC 表补偿超声数据。

[0014] 强度和对比度调节器可将特定值以下的强度值调解为 0 并且可将特定值以上的强度值调整为最大值。强度和对比度调节器可将特定值以下的对比度值调节为 0 并且可将特定值以上的对比度值调节为最大值。

[0015] 当为一个超声图像帧使用 M 个超声并且对从目标反射并返回的每个超声执行 N 次采样时, 二维阵列处理器可生成包括 $N \times M$ 阵列的二维超声数据。

[0016] 无线通信单元可包括通过使用蓝牙、无线通用串行总线 (USB)、无线局域网 (LAN)、无线保真 (WiFi)、Zigbee 和红外线数据协会 (IrDA) 的其中一种的短距离无线通信。

[0017] 根据本发明的另一方面, 提供了一种移动超声诊断系统, 包括: 移动超声诊断探测设备, 该设备是便携式的, 数字处理从目标获得的超声数据, 利用时间增益补偿数字化超声数据, 调节超声数据的强度和对比度, 通过相邻地排布每个超声向量来将超声数据处理成二维阵列超声数据, 压缩二维阵列超声数据, 并且无线地传输二维阵列超声数据; 以及一种超声诊断设备, 该设备接收来自移动超声诊断探测设备的二维阵列超声数据并且通过解压二维阵列超声数据来生成用于诊断的超声图像。

[0018] 移动超声诊断探测设备可将在连续流中接收的超声向量排布为每个超声向量单元纵向相邻, 以将其处理成二维阵列超声数据。

[0019] 超声诊断设备可根据使用者的输入来确定超声测量深度并且可将用于调节时间增益的参数和用于调节强度和对比度的参数传输至移动超声诊断探测设备。

[0020] 超声诊断设备可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 (dummy) 数据传输至移动超声诊断探测设备, 并且移动超声诊断探测设备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。

[0021] 发明的效果

[0022] 根据本发明, 根据本发明, 由于通过移动超声诊断探测设备中的时间增益补偿、强度和对比度调节以及二维阵列数据处理操作, 处理超声数据的吞吐量可比处理图像数据更加减小, 在超声诊断设备中操作的程序可被简化并且资源 (诸如存储器和中央处理单元 (CPU)) 消耗。此外, 超声诊断设备可被应用于具有相对较低的规格的移动装置。

附图说明

- [0023] 图 1 是示出根据本发明的实施方式的移动超声诊断系统的框图；
- [0024] 图 2 是示出根据本发明的实施方式的超声探测器的传输超声向量的视图；
- [0025] 图 3 是示出当使用 M 个超声并且执行 N 次采样时的超声数据的视图；
- [0026] 图 4 是示出根据本发明的实施方式的时间增益补偿操作的视图；
- [0027] 图 5 是示出根据本发明的实施方式的强度调节的视图；
- [0028] 图 6 是示出根据本发明的实施方式的对比度调节的视图；
- [0029] 图 7 是示出根据本发明的实施方式的二维排布的视图；
- [0030] 图 8 至图 10 是示出根据本发明的实施方式的二维排布过程的视图；以及
- [0031] 图 11 至图 14 是示出根据本发明的另一个实施方式的二维排布过程的视图；

具体实施方式

[0032] 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。遍及整个说明书,相同的参考标号表示相同的元件。

[0033] 图 1 是示出根据本发明的实施方式的移动超声诊断系统的框图。

[0034] 参照图 1,超声诊断系统可包括移动超声诊断探测设备 100 和超声诊断设备 200。

[0035] 移动超声诊断设备 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、时间增益补偿 (TGC) 单元 140、强度和对比度调节器 150、二维阵列处理器 160、压缩器 170 以及无线通信单元 180。

[0036] 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 (focusing point) 形成用于获得超声图像的帧的多个传输信号。帧由多个扫描行形成。并且,超声图像可包括亮度 (brightness) 模式 (B 模式) 图像,其中,从目标反射的超声回波信号的反射系数被示出为二维图像;多普勒模式 (D 模式) 图像,其中,运动目标的速度通过使用多普勒效应被示出为多普勒频谱;色彩 (color) 模式 (C 模式) 图像,其中,运动目标的速度和散射 (scatterer) 通过使用多普勒效应在色彩中被示出;弹性 (elastic) 模式 (E 模式) 图像,其中,当向目标施加压力或不施加压力时的介质的机械响应之间的差异被示出为图像;以及三维模式 (3D 模式) 图像,其中,从目标反射的超声回波信号的反射系数被示出为 3D 图像。

[0037] 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为超声信号并将超声信号传输至目标。超声探测器 120 接收从目标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。在这种情况下,由于具有向量数据,通过超声探测器 120 传输和接收的超声信号被称为超声向量。例如,从超声探测器 120 向人体传输的超声向量被称为传输超声向量,并且从人体回波至超声探测器 120 的超声向量被称为接收超声向量。

[0038] 在本实施方式中,超声探测器 120 可具体化为凸形探测器、线性探测器、3D 空间 (dimensional) 探测器、梯形探测器和血管内超声 (IVUS) 探测器。

[0039] 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,考虑超声探测器 120 的变换器元件和焦点,波束形成器 130 接收和

聚焦多个数字转换的接收信号并形成多个数字接收聚焦光束。在本实施方式中,为了提高处理接收信号的速度,波束形成器 130 可具体化为现场可编程门阵列 (FPGA) 或专用集成电路 (ASIC)。

[0040] 如图 3 所示,数字化超声数据是被存储为阵列的数据(其能够在超声图像中被示出为强度值)。阵列的大小是根据被人体反射和返回的采样超声的数量来确定的。每个超声图像的阵列的数量可根据用于形成每个超声图像的超声的数量来确定。当 M 个超声被用于每个超声图像并对每个由人体反射并返回的超声执行 N 次采样时,可生成大小为 N 的 M 个阵列。

[0041] 如图 3 所示,TGC 单元 140 补偿数字化数据的时间增益。

[0042] 由于超声因其特性而在人体内被吸收,所以由较深位置反射并随后返回的超声的大小减小,因为出现较大的能量损失。在同一个人体中,由较深位置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被添加至超声数据阵列值中。

[0043] 强度和对比度调节器 150 调节超声图像的强度和对比度。当强度和对比度调节器 150 降低强度值时,特定值以下的强度值被变为 0。当强度和对比度调节器 150 使强度值更高时,特定值以上的强度值被变为最大值。

[0044] 因此,参照图 5 和图 6,当通过强度和对比度调节器 150 的强度值调节来降低强度值时,小于 a 的强度值被调整为 0 而且大于 b 的强度值被调整为最大值。

[0045] 强度和对比度调节器 150 可调节超声图像的对比度。当强度和对比度调节器 150 调节对比度时,在超声图像中具有重要性的强度区域的对比度被加强并且其他区域可被制成为 0 或最大值。

[0046] 因此,如图 5 所示,当强度和对比度调节器 150 调节对比度时,当强度值存在于从 a 到 b 的范围内时,对比度值增大,当小于 a 时对比度值变为 0,并且当大于 b 时对比度值变为最大值。

[0047] 根据 TGC 单元 140 以及强度和对比度调节器 150 的操作,超声数据可变为 0 或最大值。因此,当生成更多相同的值时,后续压缩处理的效率变得更高。

[0048] 如上所述,超声数据通过 TGC 单元 140 以及强度和对比度调节器 150 处理并被无线地传输,从而简化操作在超声诊断设备 200 中的程序并且减小资源(诸如存储器和 CPU)的消耗。超声诊断设备 200 可应用于其规格相对低的移动装置。

[0049] 二维阵列处理器 160 将时间增益被补偿并且强度和对比度被调节的超声数据处理为二维阵列超声数据。二维阵列处理器 160 可通过相邻地排布所接收的从人体回波的超声向量来形成二维阵列。

[0050] 二维阵列处理器 160 可排布从人体回波的接收超声向量,例如,纵向相邻地排布,而不是通过收集接收超声向量来形成图像。二维阵列处理器 160 为压缩器 170 提供相邻排布的相应的接收超声向量以将其压缩。

[0051] 从人体回波的接收超声向量通过二维阵列处理器 160 处理为相邻地排布而不是被收集为形成图像,以这种方式,图像图案的连续性增加,并且此外,数据的大小相对于图像数据变得更小。当要被处理的数据的大小变得更小时,在由压缩器 170 执行的压缩过程

中的要被处理的数据可相应地减小。

[0052] 图 8 和图 10 是示出根据本发明的实施方式的二维排布过程的视图。

[0053] 参照图 8, 超声探测器 120 连续地将第一传输超声向量和第二传输超声向量发送至人体。参考标号 10 表示传输超声向量。此外, 超声探测器 120 接收从人体回波的第一接收超声向量和第二接收超声向量。参考标号 20 表示接收超声向量。二维阵列处理器 160 将回波的第一接收超声向量和第二接收超声向量排布为彼此纵向相邻。

[0054] 参照图 9, 超声探测器 120 将第三传输超声向量发送至人体。此外, 超声探测器 120 接收从人体回波的第三接收超声向量。二维阵列处理器 160 将第三接收超声向量排布为与第二接收超声向量纵向相邻。

[0055] 参照图 10, 超声探测器 120 继续将第 M 个传输超声向量发射至人体。此外, 超声探测器 120 接收从人体回波的第 M 个接收超声向量。二维阵列处理器 160 将第 M 个接收超声向量排布为与第 M-1 个接收超声向量纵向相邻。

[0056] 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将初始超声数据存储为二维阵列的阵列。

[0057] 应用二维阵列的原因是为了以高压缩率压缩数据。当超声被压缩成其中一维阵列被连续地布置的流类型时, 由于压缩是通过依次使用之前和之后的值来执行的, 其压缩率并不高。例如, 作为平均值, 压缩率可具有原始大小的 60%。然而, 当通过使用二维排布的二维阵列处理器 160 来使用图像压缩技术时, 由于可使用所有的周围值, 可在无损压缩的情况下执行变为原始大小的 30% 的压缩。当采用有损压缩 (诸如, JPEG 方法) 时, 差异变得更大。

[0058] 压缩器 170 压缩超声数据以被传输至超声诊断设备 200。为了在无线通信环境下有限地使用有限的频带, 压缩是必需的。压缩器 170 压缩由二维阵列处理器 160 生成的二维阵列数据。因此, 压缩器 170 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方法压缩器 170 可使用无损压缩和有损压缩。

[0059] 无线通信单元 180 将通过压缩器 170 压缩的数据无线传输至超声诊断设备 200。

[0060] 例如, 无线通信单元 180 可包括通过使用蓝牙、无线通用串行总线 (USB)、无线局域网 (LAN)、无线保真 (WiFi)、Zigbee 和红外线数据协会 (IrDA) 的其中一种的短距离无线通信。

[0061] 超声诊断设备 200 具有无线通信功能和显示单元并且可包括能够操作应用程序的各种装置。例如, 可以是个人计算机、智能手机、平板电脑型装置、pad 型装置和个人数字助理。

[0062] 超声诊断设备 200 可包括控制处理器 210、显示单元 220、用户界面 (interface) 单元 230 和无线通信单元 240。

[0063] 控制处理器 210 经由无线通信单元 240 接收来自移动诊断探测设备 100 的超声数据。控制处理器 210 通过使用与由移动超声诊断探测设备 100 使用的方法相同的方法解压所接收的超声数据并获取二维阵列数据。控制处理器 210 通过使用解开的 (released) 二维阵列数据生成可用于显示在显示单元 220 的屏幕上的超声图像。控制处理器 210 通过考虑显示单元 220 的屏幕的尺寸来确定超声图像的大小。

[0064] 控制处理器 210 可经由用户界面单元 230 接收用户的输入并且可通过使用无线通

信将该输入转发至移动超声诊断探测设备 100。

[0065] 根据用户的输入,控制处理器 210 确定超声测量深度、由 TGC 单元 140 使用的参数以及强度和对比度调节器 150 的调节度。

[0066] 控制处理器 210 可确定是否自动地测量无线通信环境并且可确定传输数据的大小。控制处理器 210 将具有特定大小的虚拟数据传送至移动超声诊断探测设备 100。

[0067] 因此,移动超声诊断探测设备 100 的无线通信单元 180 接收来自超声诊断设备 200 的虚拟数据并且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。

[0068] 移动超声诊断探测设备 100 的无线通信单元 180 根据可用频带确定要被无线传输的数据的大小。当频带较小时,要被传输的帧的速率变得减小。

[0069] 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。

[0070] 例如,在本实施方式中,已经描述了在超声探测器中的传输信号形成单元的传输信号被转换成超声信号并且被传输至目标,获得从目标反射的模拟超声数据,以及使用所获得的模拟超声数据通过波束形成器生成数字化超声数据并通过 TGC 单元进行关于时间增益的补偿。然而,本发明并不限于此。在另一个变形例中,在超声探测器中的传输信号形成单元的传输信号被转换成超声信号并且被传输至目标,获得从目标反射的模拟超声数据,通过 TGC 单元对所获得的模拟超声数据进行关于时间增益的补偿,以及可使用关于时间增益补偿的模拟超声数据通过波束形成器生成数字化超声数据。

[0071] 序列表自由文本

[0072] 100 :移动超声诊断探测设备

[0073] 110 :传输信号形成单元

[0074] 120 :超声探测器

[0075] 130 :波束形成器

[0076] 140 :时间增益补偿 (TGC) 单元

[0077] 150 :强度和对比度调节器

[0078] 160 :二维阵列处理器

[0079] 170 :压缩器

[0080] 180 :无线通信单元

[0081] 200 :超声诊断设备

[0082] 210 :控制处理器

[0083] 220 :显示单元

[0084] 230 :用户界面单元

[0085] 240 :无线通信单元

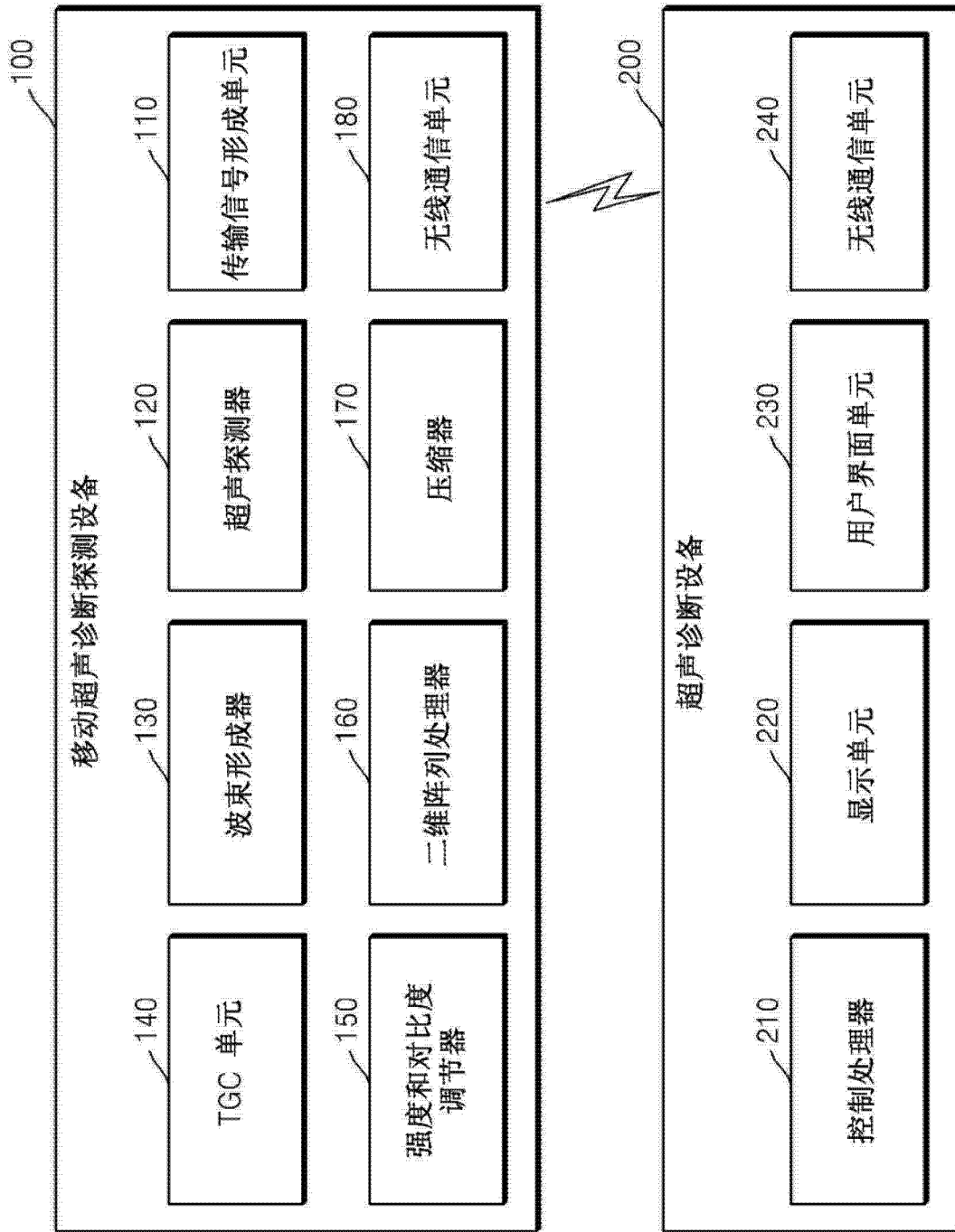


图 1

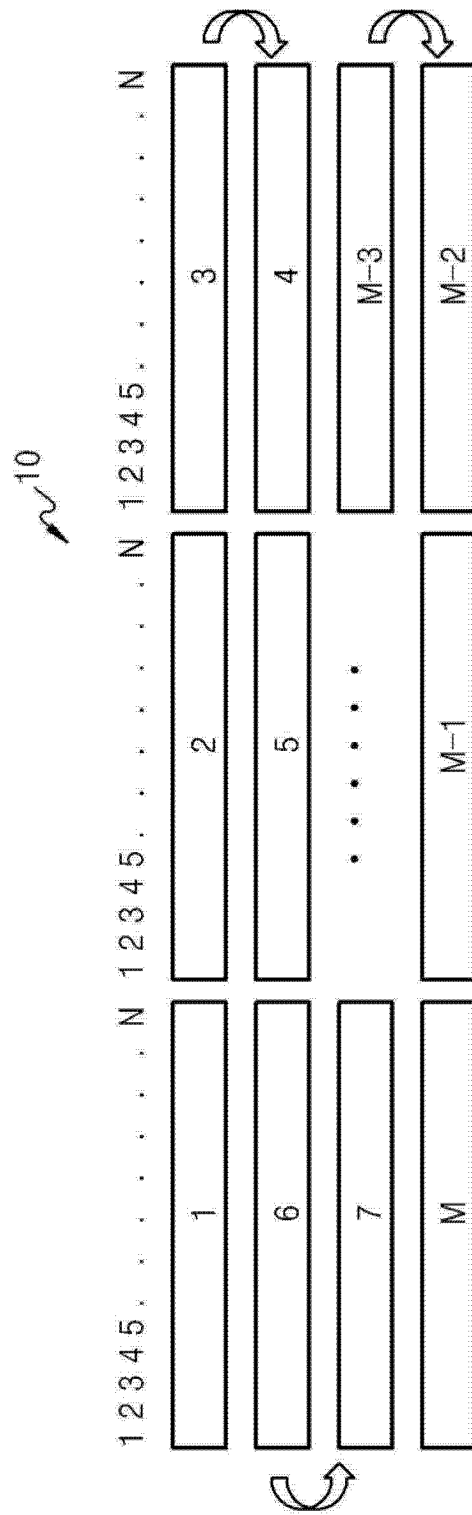


图 2

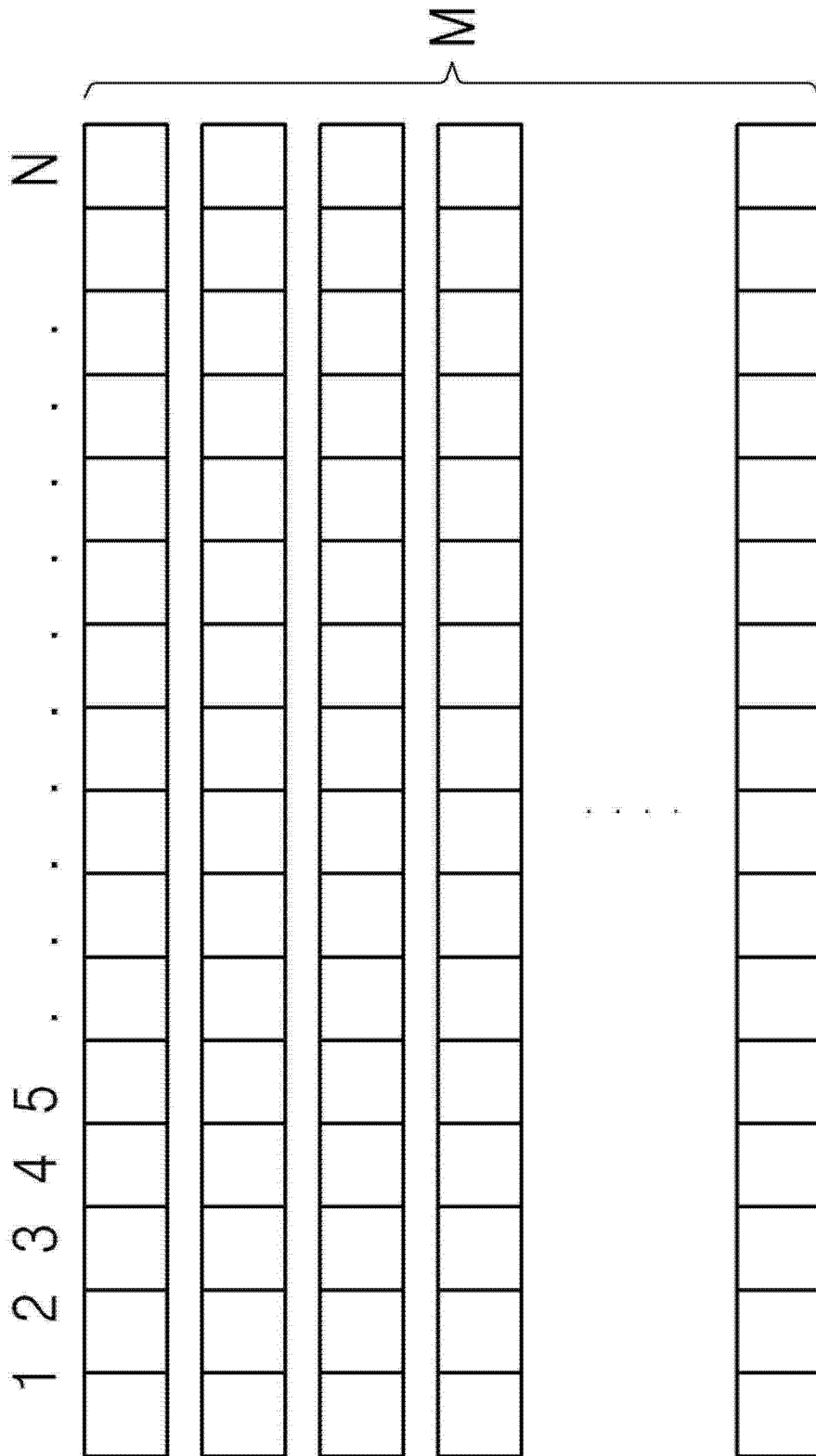


图 3

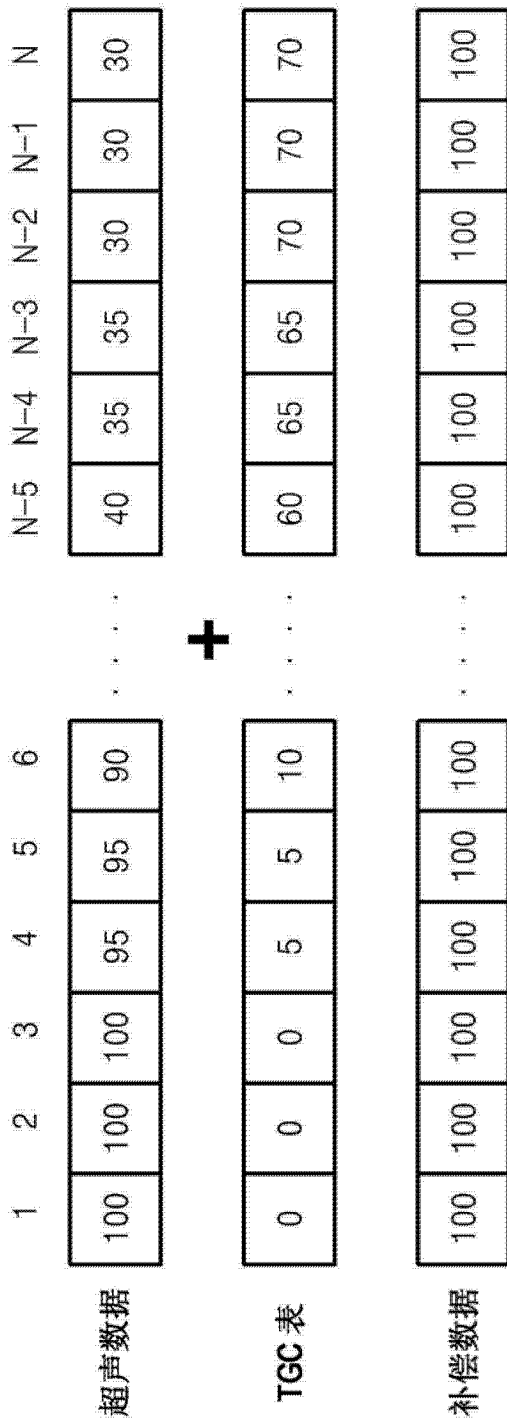


图 4

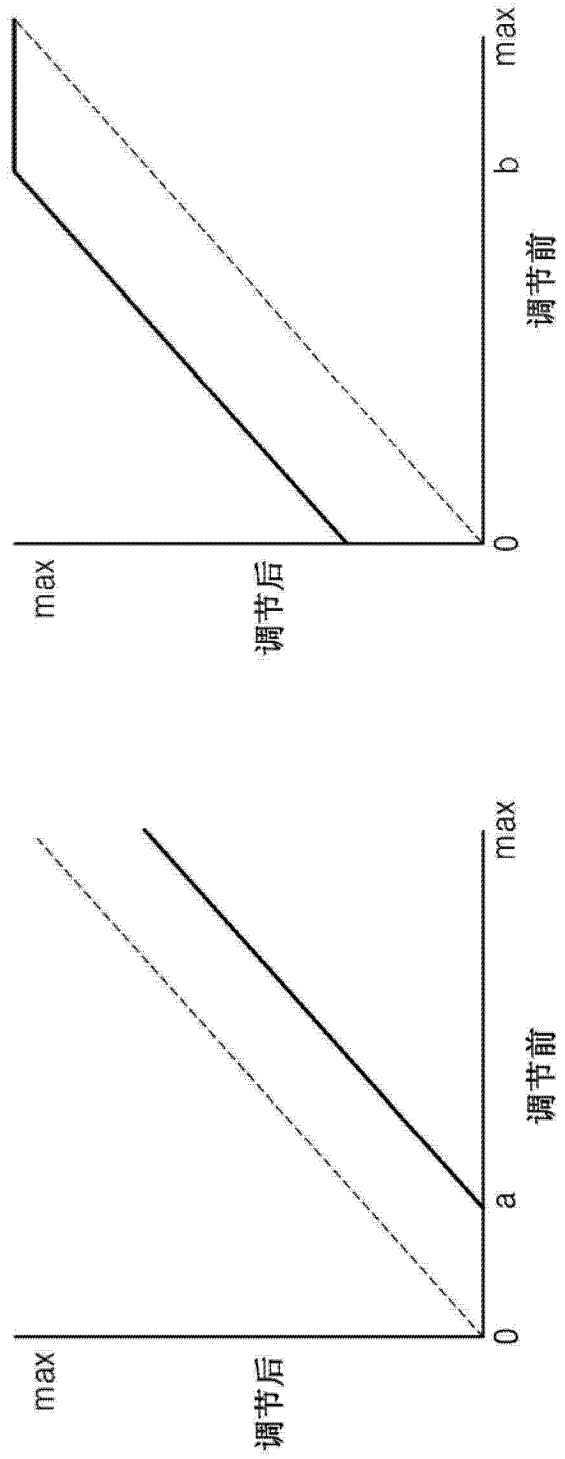


图 5

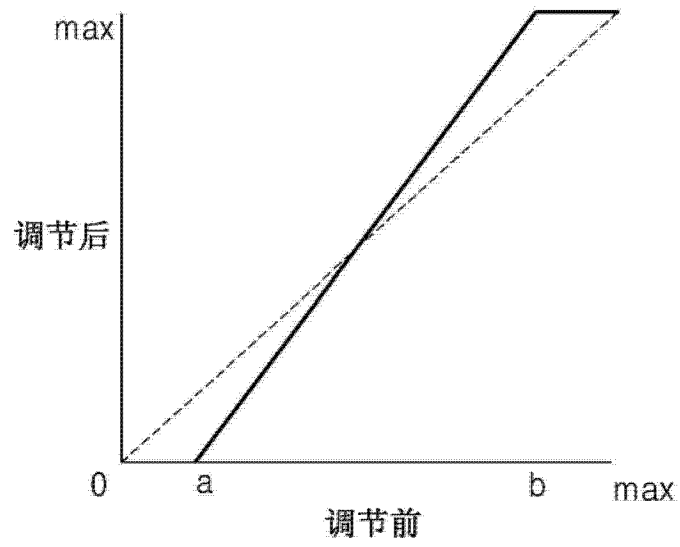


图 6

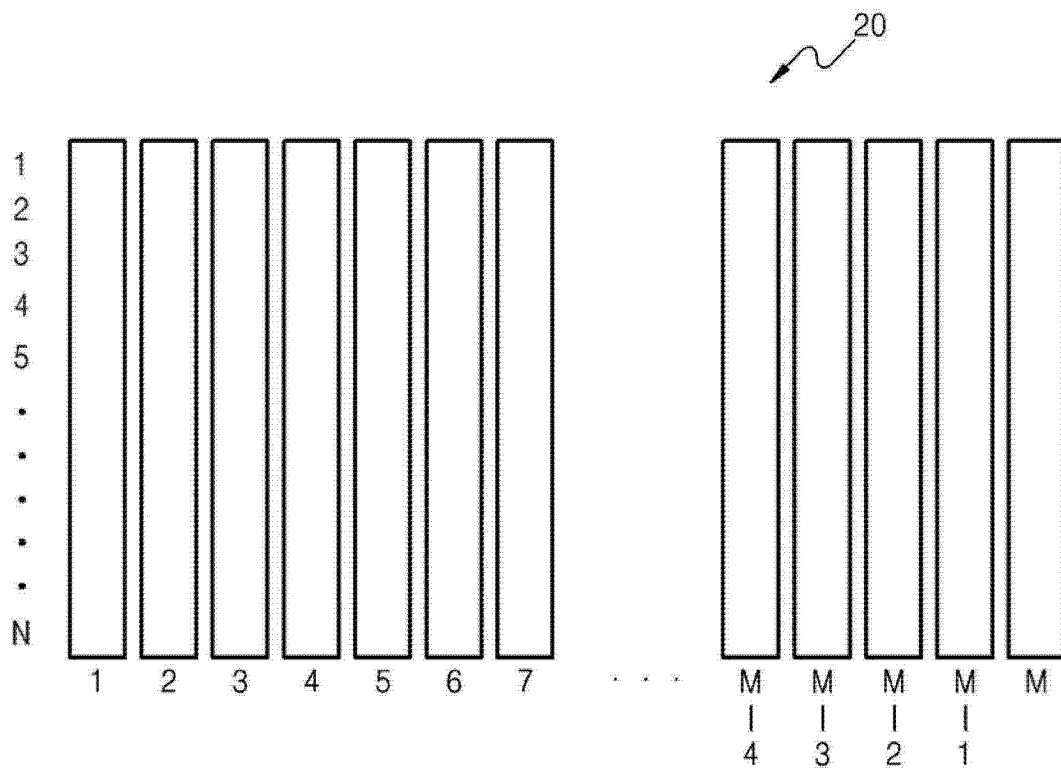


图 7

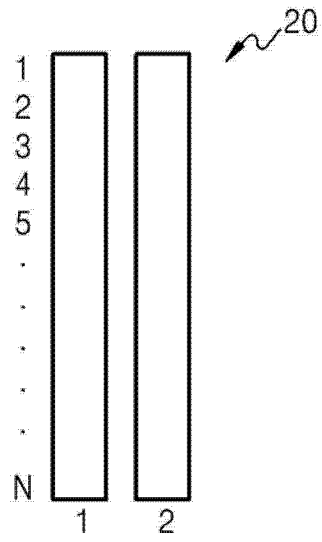
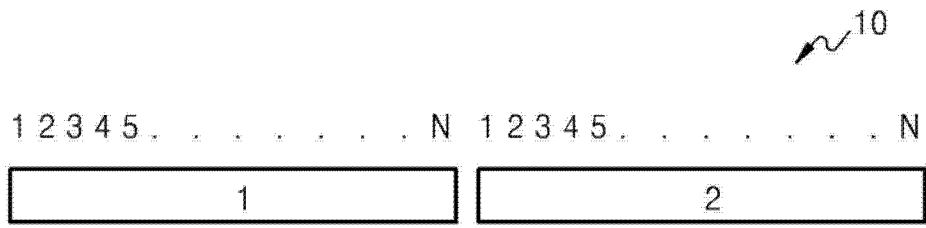


图 8

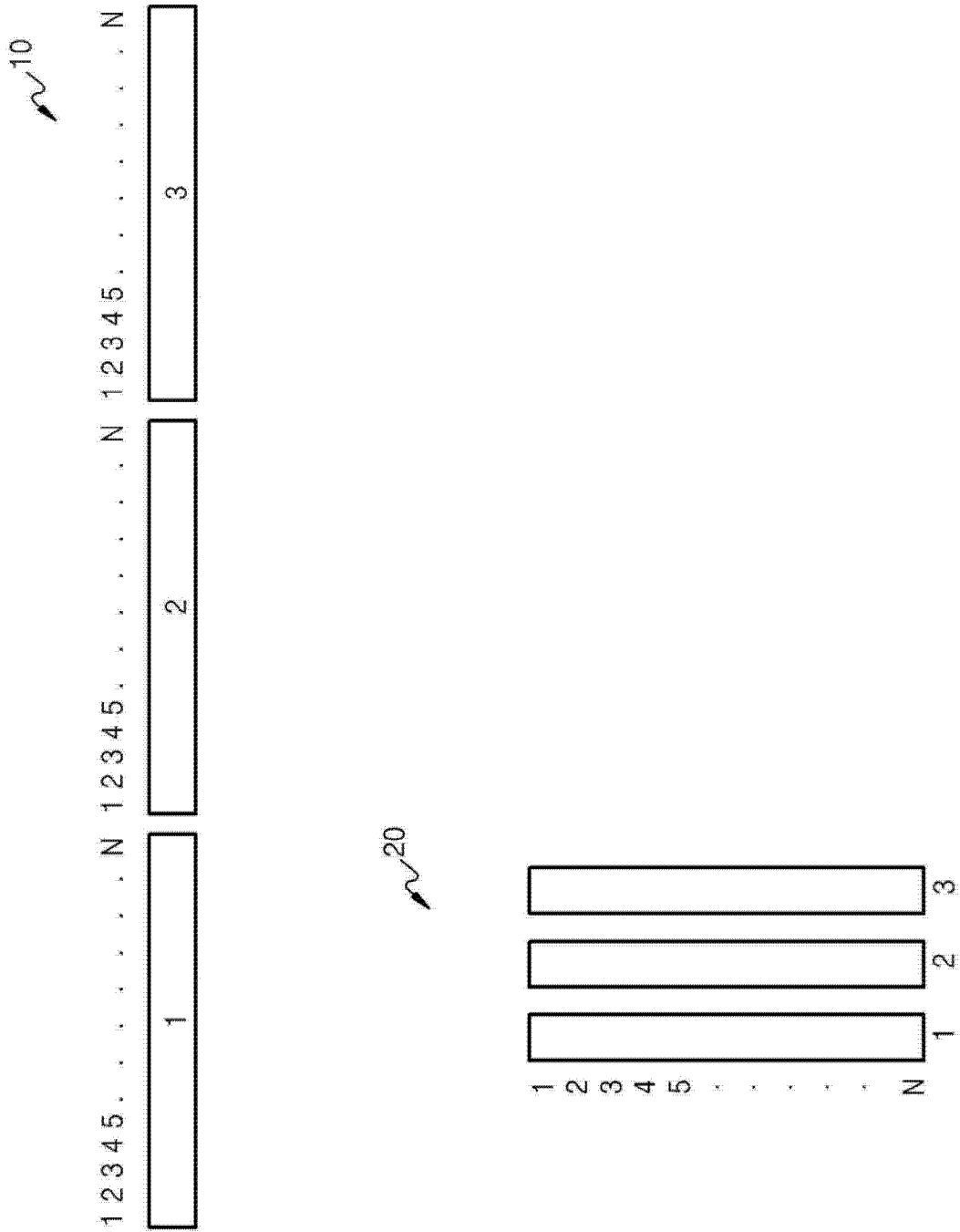


图 9

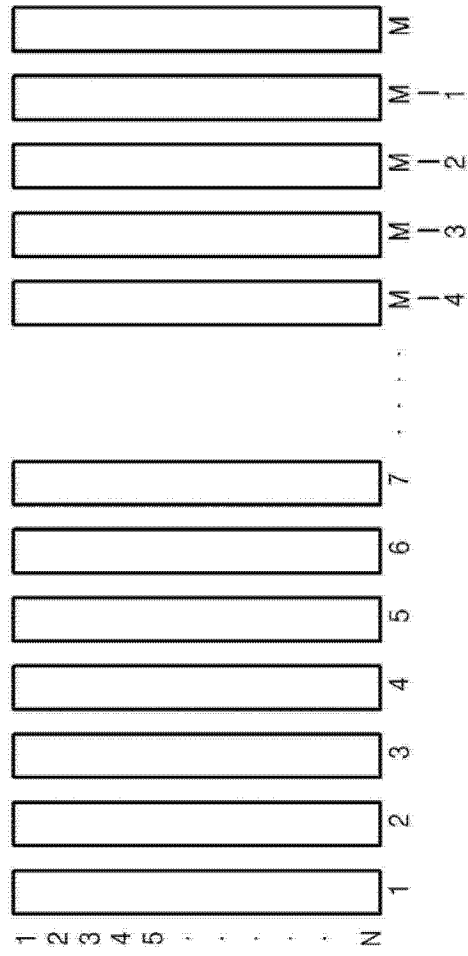
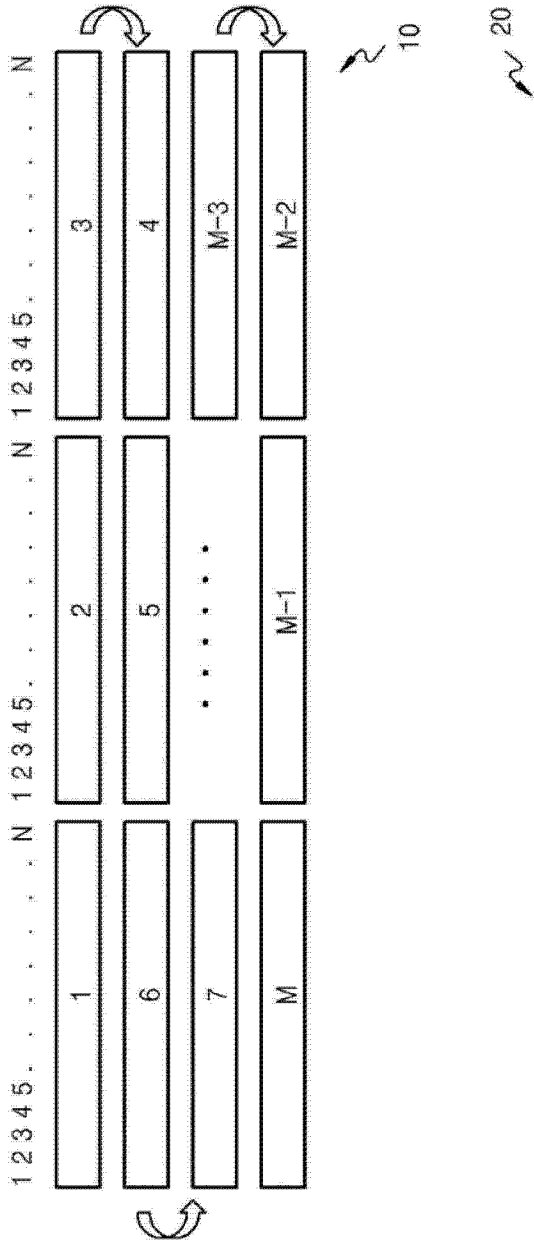


图10

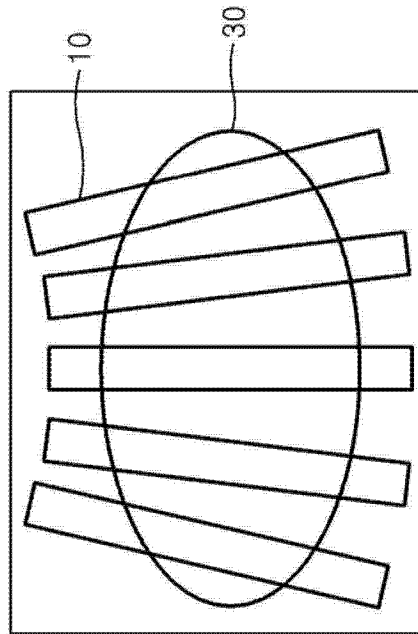


图11

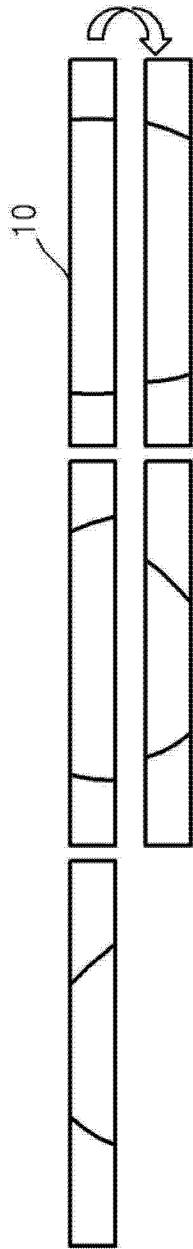


图 12

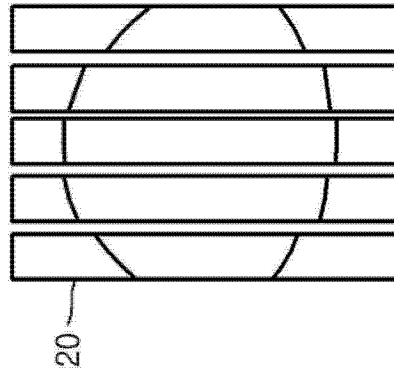


图 13

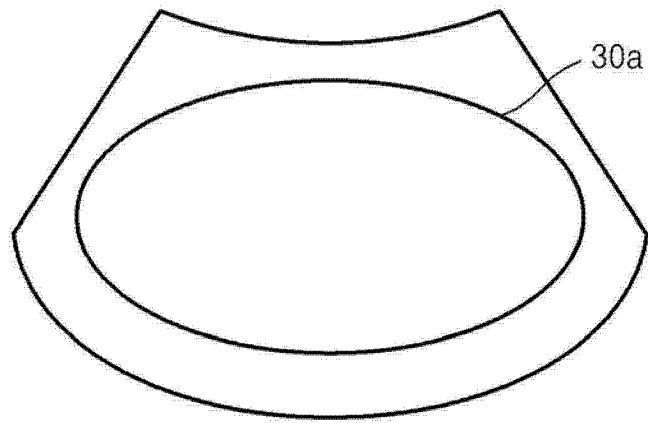


图 14

专利名称(译)	使用二维阵列数据的移动超声诊断探测设备以及使用该设备的移动超声诊断系统		
公开(公告)号	CN104254773A	公开(公告)日	2014-12-31
申请号	CN201380021326.6	申请日	2013-04-23
[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	G01N29/24 A61B8/00 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/4472 G01N29/0645 G01N29/0654 G01N29/226 G01S7/003 G01S7/52034 G01S7/5205 G01S7/5208 A61B8/14 A61B8/4427 A61B8/4488 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/56		
代理人(译)	余刚		
优先权	1020120041904 2012-04-23 KR		
其他公开文献	CN104254773B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种移动超声诊断探测设备，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为超声信号、将超声信号传输至目标并且获得从目标反射的模拟超声数据；二维阵列处理器，相邻地排布所获得的每个超声向量的关于其时间增益补偿的并关于其强度和对比度调节的模拟超声数据，以将所述模拟超声数据处理成二维阵列超声数据；压缩器，压缩相邻排布的每个超声向量的二维阵列超声数据；以及无线通信单元，将压缩的二维阵列超声数据无线地传输至超声诊断设备。

