

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480003297.1

[45] 授权公告日 2008 年 11 月 26 日

[11] 授权公告号 CN 100435740C

[22] 申请日 2004.8.6

[21] 申请号 200480003297.1

[30] 优先权

[32] 2003.8.14 [33] JP [31] 293547/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/011681 2004.8.6

[87] 国际公布 WO2005/016150 日 2005.2.24

[85] 进入国家阶段日期 2005.8.1

[73] 专利权人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 西垣森绪

[56] 参考文献

US6110116A 2000.8.29

CN2387864Y 2000.7.19

US5148810A 1992.9.22

US6506154B1 2003.1.14

JP2000-254120A 2000.9.19

US2003/0092994A1 2003.5.15

US6055861A 2000.5.2

US5462057A 1995.10.31

审查员 马 薇

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

代理人 李 玲

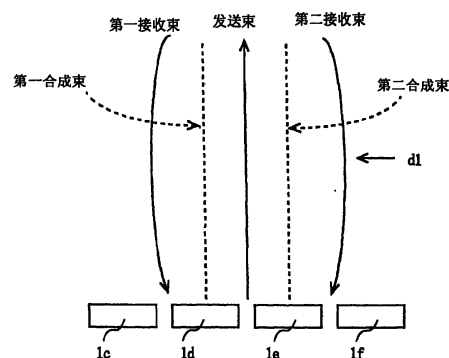
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 13 页

[54] 发明名称

超声波诊断设备

[57] 摘要

根据本发明，提供了一种超声波诊断设备，其弯曲接收聚焦位置，以使在发送聚焦深度 d_1 处接收聚焦位置进一步离开发送束，且在比深度 d_1 更浅和更深的区域中更加靠近发送束，从而使第一和第二合成束的形状为直线，从而即使在并行接收时也能防止出现显示图像中的条纹图案并能获得减少图像失真的较佳图像品质。



1. 一种进行并行接收的超声波诊断设备，其特征在于，在用阵列元件以线性扫描方式进行并行接收时，相对于发送聚焦位置，接收动态聚焦中聚焦点的移动轨迹沿着相对于发送方向的倾斜直线方向，致使至少在具有比发送束的聚焦位置更浅的深度的区域中，接收束和发送束的合成束被基本成形为直线。

2. 一种进行并行接收的超声波诊断设备，其特征在于，在用阵列元件以扇形扫描方式进行并行接收时，相对于发送聚焦位置，接收动态聚焦中聚焦点的移动轨迹沿着相对于发送方向的倾斜直线方向，致使至少在具有比发送束的聚焦位置更浅的深度的区域中，接收束和发送束的合成束被基本成形为直线。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断设备，其特征在于，通过控制与构成所述阵列元件的各元件相对应的延迟时间，来进行聚焦点的移动。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断设备，其特征在于，通过控制接收电路的增益，或者通过控制接收电路的增益和延迟时间两者，来进行所述聚焦点的移动，其中所述增益与构成所述阵列元件的各元件相对应。

5. 如权利要求 2 所述的超声波诊断设备，其特征在于，所述阵列元件是二维阵列元件。

6. 如权利要求 3 所述的超声波诊断设备，其特征在于，所述阵列元件是二维阵列元件。

7. 如权利要求 4 所述的超声波诊断设备，其特征在于，所述阵列元件是二维阵列元件。

超声波诊断设备

技术领域

本发明涉及超声波诊断设备，其利用阵列元件进行发送和接收以获取关于受检身体的信息。

背景技术

已知超声波诊断设备的原理，其利用阵列元件重复地将超声波发送入受检身体和从其接收超声波，从而以二维图像的方式获得受检身体的信息。

通过用超声波束扫描二维表面形成的断层图像被称作帧，且表示一秒能显示多少帧断面的指数被称作帧率。例如，15 帧/秒的帧率表示一秒能获得 15 个断层图像的断面。已知，基于人眼的特性，在小于 30 帧/秒的帧率下，图像看起来闪烁。显示帧率取决于活体中超声波的声速、构成显示的超声波线数量、扫描深度等。

作为一种改善显示帧率的方法，已知并行接收方法（例如，参照日本已审查的专利出版物 No. 56-020017）。以下，将参考图 6、7A 和 7B 描述现有技术。

图 6 是说明现有技术的并行接收方法和说明阵列元件配置的示图。图 6 中，多个元件排列于阵列元件 1 中，且示出了用于它们间的发送和接收的元件 1a 到 1h。

元件 1b 到 1g 用于形成发送束并将超声波发出进入未示出的受检身体。发送束从元件 1d 和 1e 间的中间位置沿与元件的阵列方向垂直的直线进行传播。在该实例中，为了接收，形成了两个接收束（第一和第二接收束），以便从夹住其间的发送束的两个平行直线上的各点接收信息。将元件 1a 到 1f 用作第一接收孔而形成第一接收束，且将元件 1c 到 1h 用作第二接收孔而形成第二接收束。分别沿着与元件的阵列方向垂直的直线，第一接收束传播到元件 1c 和 1d 间的中间位置，且第二接收束传播到元件 1e 和 1f 间的中间位置。

结果，发送束的方向性—用于发送和接收的第一接收束被设置成从元件 1d 的位置起在与元件的阵列方向垂直的方向上，同时发送束的方向性—用于发送和接收的第二接收束被设置成从元件 1e 的位置起在与元件的阵列方向垂直的方向上。

当如上所述地用两个接收束和一个发送束顺序地进行扫描时，与用一个接收束和一个发送束顺序地进行扫描的情况相比，可以缩短每个屏幕的图像数据的俘获时间，从而能改善帧率。

虽然在上述现有技术中相对于接收孔位置移动发送孔位置，从而相对于接收束位置移动发送束位置，通过使用用于发送和接收的相同孔来片状接收束也可进行并行接收。

虽然以上描述给出线性扫描，但使用电子扇形扫描的相同原理，并行接收也是可能的。在扇形扫描的情况中，相同的孔用于发送和接收，以改变发送束和多个接收束的束偏转角，从而进行并行接收（例如，参考日本特许公开专利出版物 No. 2000-254120）。

发明内容

但是，实际上，在图 6 所示的现有技术中，虽然第一和第二接收束通过动态聚焦恒定变窄，发送束在焦点 d1 附近变窄且在比该焦点更浅的区域和更深的区域中变宽，如图 7A 中的虚线所示。

因此，发送束和第一接收束的第一合成束以及发送束和第二接收束的第二合成束在发送束的焦点附近向发送束侧偏转，并在比焦点更浅的区域和更深的区域中分别向第一和第二接收束侧偏转，如图 7B 中的虚线所示，且因此存在一问题：不能使第一和第二合成束相互平行且在显示图像时，显示图像中会出现条纹图案。

考虑到上述问题进行本发明，且其目的在于提供一种超声波诊断设备，它可以在进行并行接收时避免出现显示图像中的条纹图案并获得减少图像失真的较佳图像品质。

为了实现以上目的，根据本发明提供了一种进行并行接收的超声波诊断设备，它控制接收束的方向性以使接收束的形状不平行于发送束，从而使合成束为直线。

本发明的第一方面提供了一种超声波诊断设备，其中在用阵列元件进行线性扫描的情况下执行并行接收时，相对于发送聚焦位置，接收动态聚焦中聚焦点的移动轨迹弯曲，从而接收束和发送束的合成束被基本成形为直线。

根据该特点，在线性扫描中，使接收焦点的位置弯曲，以便在发送聚焦深

度处进一步移动离开发送束，并在比发送聚焦深度更浅和更深的区域中移动到更靠近发送束，从而使合成束能被成形为直线。

本发明的第二方面提供了一种进行并行接收的超声波诊断设备，其中在用阵列元件进行线性扫描的情况下执行并行接收时，相对于发送聚焦位置，接收动态聚焦中聚焦点的移动轨迹在相对于发送方向的倾斜的直线方向上移动，以使至少在具有比发送束的聚焦位置更浅的深度的区域中，接收束和发送束的合成束被基本成形为直线。

根据该特点，在线性扫描中，接收焦点的位置在更浅深度的区域中移动到更靠近发送束，并在更深深度的区域中进一步移动离开发送束，从而使合成束的形成更接近直线。

本发明的第三方面涉及一种进行并行接收的超声波诊断设备，其中在用阵列元件进行扇形扫描的情况下执行并行接收时，相对于发送聚焦位置，接收动态聚焦中聚焦点的移动轨迹被弯曲，以使接收束和发送束的合成束被基本成形为直线。

根据该特点，在扇形扫描中，与原始位置相比，接收焦点的位置弯曲，以便在发送聚焦深度处进一步移动离开发送束并在比发送聚焦深度更浅和更深的区域中移动靠近发送束，从而使合成束被成形为直线。

本发明的第三方面提供了一种进行并行接收的超声波诊断设备，其中在用阵列元件进行扇形扫描的情况下执行并行接收时，相对于发送聚焦位置，接收动态聚焦中聚焦点的移动轨迹在相对于发送方向的倾斜直线方向上移动，以使至少在具有比发送束的聚焦位置更浅的深度的区域中，接收束和发送束的合成束被基本成形为直线。

根据该特点，在扇形扫描中，与原始位置相比，接收焦点的位置在较浅深度的区域中移动到更靠近发送束，并在更深深度的区域中进一步移动离开发送束，从而使合成束的形状更接近于直线。

较佳地，在根据本发明的各超声波诊断设备中，通过控制与构成阵列元件的各元件相对应的延迟时间来进行聚焦点的移动。

根据该特点，通过控制相加各接收中的延迟时获得的延迟时间来实现接收束传播的控制，从而更易于使合成束的形状成为直线。

较佳地，在根据本发明的各超声波诊断设备中，通过控制接收电路的增益，或者通过控制接收电路的增益和延迟时间两者，来进行聚焦点的移动，其中所述增益对应于构成阵列元件的各元件。

根据该特点，通过控制接收增益的加权来实现接收束传播的控制，以使合成束的形状更易于接近直线。

较佳地，在根据本发明的各超声波诊断设备中，所述阵列元件是二维阵列元件。

根据该特点，同样在用二维阵列元件执行三维扫描时，执行接收束传播的控制，从而使合成束的形状接近于直线。

根据本发明，可以提供即使在进行并行接收时可避免出现显示图像中的条纹图案并获得减少图像失真的较佳图像品质的超声波诊断设备。

附图说明

图 1 是说明根据本发明第一实施例的超声波诊断设备的线性扫描中发送和接收束的形状和它们之间位置关系的示意图。

图 2 是说明根据本发明第二实施例的超声波诊断设备的线性扫描中发送和接收束的形状和它们之间位置关系的示意图。

图 3 是说明了根据本发明第三实施例的超声波诊断设备的线性扫描中通过增益控制加权的发送束和接收束的形状和其间位置关系的示意图。

图 4A 是示出根据本发明第四实施例的超声波诊断设备的扇形扫描中发送和接收束的形状和它们之间的位置关系的示意图。

图 4B 是示出作为图 4A 的比较实例根据现有技术的扇形扫描中发送和接收束的形状和它们之间的位置关系的示意图。

图 5A 是示出根据本发明的第五实施例在超声波诊断设备中用二维阵列元件进行二维扇形扫描的情况中发送和接收束的形状和它们之间的位置关系的示意图。

图 5B 是示出作为图 5A 的比较实例的根据现有技术用二维阵列元件进行二维扇形扫描的情况中发送和接收束的形状和它们之间的位置关系的示意图。

图 6 是用于说明现有技术中的并行接收的示意图。

图 7 是用于说明现有技术中的并行接收问题的示意图。

图 7B 是用于说明现有技术中并行接收的问题的示图。

图 8 是说明根据本发明实施例的采用电子扇形扫描方法的超声波诊断设备 100 的概要配置的框图。

图 9 是说明束形成单元 10 的配置实例的框图。

图 10 是说明根据本发明实施例的采用电子线性扫描方法的超声波诊断设备 200 的概要配置的框图。

具体实施方式

虽然参考附图描述本发明的以下实施例，但本发明不限于这些实施例。

（使用电子扇形扫描方法的超声波诊断设备）

图 8 是说明根据本发明的实施例采用电子扇形扫描方法的超声波诊断设备 100 的概要配置的框图。如图 8 所示，超声波诊断设备 100 包括阵列元件（元件 1a 到 1h）、发送电路（包括发送脉冲发生器 2a 到 2h 和发送触发脉冲发生器 3）、接收电路（包括接收放大器 5a 到 5h、A/D 转换器 6a 到 6h 和束形成单元 10（包括延迟装置和加法器））、控制器 4、检波器 7、数字扫描转换器（DSC）8 和显示器 9。

使用电子扇形扫描方法的超声波诊断设备 100 使用用于发送和接收的相同的孔（在元件阵列中实际发送和接收超声波的部分），并改变发送和接收束的方向性（偏转），以进行二维扫描。进行暂时计时（temporal timing）以便在从元件 1a 到 1h 发送和/或接收元件 1a 到 1h 间变化（延迟时间的控制），从而可以操作发送和接收束的方向性。

在控制器 4 的控制之下，发送触发脉冲发生器 3 产生触发脉冲信号，用于确定束发送的计时。基于触发脉冲信号，发送脉冲发生器 2a 到 2h 分别产生发送脉冲，用于驱动元件 1a 到 1h。在独立的计时下，发送脉冲发生器 2a 到 2h 分别产生发送脉冲，以获得期望的方向性。

此外，其可以用于说明接收回波。图 9 更详细地说明了束形成单元 10 的内部配置实例。接收束的波形成单元 10 包括可变延迟装置 50a 到 50h，用于按需要分别延迟元件 1a 到 1h 获得的回波信号，以及加法器 51，用于相加来自可变延迟装置 50a 到 50h 的信号以获得期望方向性的数据。在控制器 4 的控制下，可变延迟装置 50a 到 50h 延迟各信号的回波信号，而加法器 51 将延迟的信号加在一起，从而

能获得来自期望方向的回波信号。

接收时，如上所述，可以控制超声波的相位，以便在超声波回波正被接收时恒定地被改变。这样，束可动态变化，从而在进行相位控制以便在接收起点附近较短距离处聚焦该束时，随接收时间的经过而在一定距离处聚焦所述束。从而，可使接收束沿着从较短距离到较长距离的任何距离较窄。这被称作动态聚焦。

如上所述，在接收的情况下也控制延迟时间，从而使回波信号能具有方向性。此外，接收放大器 5a 到 5h 改变增益，以使接收束的方向性能变化。

接着，通过加法器 51 的加法获得的超声波信号经受检波器 7 的包络检波，随后被发送到 DSC8，并基于控制器 4 的控制由 DSC8 转化成用于显示器的扫描线，且此后由显示器 9 显示成二维图像。

如上所述，使用电子扇形扫描方法的超声波诊断设备 100 电控制发送和接收束的方向性，从而获得受检身体的扫描部分的二维图像。

（使用电线性扫描方法的超声波诊断设备）

另一方面，图 10 是说明根据本发明实施例的采用电线性扫描方法的超声波诊断设备 200 的概要配置的框图。如图 10 所示，使用电子线性扫描方法的超声波诊断设备 200 在配置上与使用电子扇形扫描方法的超声波诊断设备 100 不同之处在于：超声波诊断设备 200 具备高击穿电压开关（HV-MUX：高电压多路复用器）11a 到 11h，用于在元件 1a 到 1p 之间选择元件以及发送脉冲发生器 2a 到 2h（或者接收放大器 5a 到 5h）。

HV-MUX 11a 到 11h 分别具有两个信道（假定它们是信道 1 和信道 2），用于选择被分配给每个 HV-MUX 的两个元件之一。例如，HV-MUX 11a 具有与元件 1a 连接的信道 1 和与元件 1i 连接的信道 2，并可基于控制器 4 的控制选择元件之一。这对于其它 HV-MUX 11b 到 11h 也是一样。

在电子线性扫描方法中，与电子扇形扫描方法的情况不同，不进行偏转且相对于接收孔位置逐渐地移动发送孔位置，以便进行二维扫描。

例如，在第一次发送和接收中，HV-MUX 11a 到 11h 分别选择信道 1 以利用元件 1a 到 1h 进行发送和接收。在后续发送和接收中，HV-MUX 11a 切换到信道 2（信道 1 保持由所有其它 HV-MUX 选择）。因此，所选元件为 1b 到 1i 且孔移动一个元件。

如上所述,通过改变孔,HV-MUX 顺序地进行切换以扫描受检的一部分,从而获得受检部分的二维图像。

基于控制器 4 的控制,束形成单元 10 中的延迟装置进行延迟且加法器 51 执行加法,从而使元件 1a 到 1p 接收的接收束的方向性能被改变,如同在电子扇形扫描方法的情况中。此外,也可通过借助接收放大器 5a 到 5h 改变增益来改变接收束的方向性。

接着,通过加法器 51 的加法获得的超声波信号经受检波器 7 的包络检波,随后被发送到 DSC8,并在控制器 4 的控制下由 DSC8 转化成用于显示器的扫描线,此后由显示器 9 显示为二维图像。

虽然上述的是使用电子线性扫描方法的超声波诊断设备和使用电子扇形扫描方法的超声波诊断设备的典型配置,但这仅仅是说明性的,且显见的是:各种变型可类似地用于本发明的对象。

以下,将参考附图描述利用电子线性扫描方法或电子扇形扫描方法的超声波诊断设备来获得受检身体的二维图像的情况下的本发明较佳实施例。

(实施例 1)

图 1 是示出根据本发明的第一实施例在用阵列元件通过线性扫描进行并行接收的超声波诊断设备中的发送和接收束的形状和它们之间的位置关系的示图。

图 1 中,在发送束从元件 1d 和 1e 间的中间位置传播的情况中,第一接收束传播到元件 1c 和 1d 间的中间位置,且第二接收束传播到元件 1e 和 1f 间的中间位置,期望第一合成束设置于元件 1d 的位置处,且第二合成束被设置于元件 1e 的位置处。此时,为了避免第一和第二合成束在发送聚焦深度附近偏转向发送束侧,通过改变延迟时间来控制第一和第二接收束的方向性,以使第一和第二接收束的束位置在发送聚焦深度 d1 附近进一步移动离开发送束的束位置,如图 1 所示。从而使第一和第二合成束为直线,如虚线所示。

如上所述,根据该实施例,即使在进行并行接收时,发送和接收的合成束也可相互并行对准,结果可防止出现显示图像中的条纹图案并可获得减少图像失真的较佳图案。此外,由于减少了图像中的失真,例如,在用测径器功能测量长度时,就可以避免由于受检身体和探头间的位置关系的微秒偏差造成测量数据不同的问

题。

（实施例 2）

图 2 是说明根据本发明的第二实施例在用阵列元件通过线性扫描进行并行接收的超声波诊断设备中的发送和接收束的形状和它们间的位置关系的示图。

图 2 中，在发送束从元件 1d 和 1e 间的中间位置传播的情况中，第一接收束传播到元件 1c 和 1d 间的中间位置，且第二接收束传播到元件 1e 和 1f 间的中间位置，期望第一合成束设置于元件 1d 的位置处，且第二合成束被设置于元件 1e 的位置处。此时，为了避免第一和第二合成束在发送聚焦深度附近偏转向发送束侧，通过接收电路改变延迟时间来控制第一和第二接收束的方向性，以使第一和第二接收束的束位置在发送聚焦深度 d1 附近进一步移动离开发送束的束位置，如图 2 所示。

此时，与图 1 所示的情况不同，通过设定延迟时间来控制接收束，以使接收束具有直线形状，从而从较浅深度的位置到较深深度的位置，接收束和发送束间的距离更大，如图 2 所示，结果从较浅深度的区域到发送束的聚焦深度，第一和第二合成束接近与元件的阵列方向垂直的直线。在比发送焦点更深深度的区域中，信号衰减增加，且在许多情况下不需要图像具有锐度，因此第一和第二合成束不总是必须相互并行。如上所述，当控制接收束变成直线时，有助于接收焦点的计算。

如上所述，根据该实施例，即使在进行并行接收时，至少从发送束的聚焦深度到较浅深度的位置，发送和接收的合成束也可相互并行对准，从而可以避免产生显示图像中的条纹图案，并可获得减少图像失真的较佳图案。此外，由于减少了图像中的失真，例如，在用测径器功能测量长度时，就可以避免由于受检身体和探头间的位置关系的微秒偏差造成测量数据不同的问题。

（实施例 3）

图 3 是用于说明和示意性示出根据本发明的第三实施例在用阵列元件通过线性扫描进行并行接收的超声波诊断设备中通过控制接收电路的增益来控制接收焦点位置的示图。图 3 中，仅示出发送束和第一接收束，且省去了第二接收束。

图 3 中，元件 1a 到 1f 上绘制的粗线 A1、A2 和 A3 说明了接收电路的增益，其对应于各元件，即加权。例如，对于粗线 A1，与元件 1c 的位置相对应的粗线部分在图中位置比与元件 1a 的位置相对应的粗线部分更高，这表示元件 1c 具有比元件 1a 更高的接收电路增益。此外，A1、A2 和 A3 按次序表示从较浅束深度的位置

开始到较深束深度的位置,其表示 A1 到 A3 对应于各深度处接收电路的接收束的增益。

如较浅束深度的区域的 A1 和较深束深度的区域的 A3 所表示的,在左边和右边均一地进行加权,因此,接收束在与元件的阵列方向垂直的直线上传播到第一接收孔的中心。另一方面,在发送束的聚焦深度处,加权 A2 在左边不平衡地更重,且接收束的传播被偏转向左边,并从发送束进一步地移动离开。

因此,总体上,第一接收束具有的方向性使得该第一接收束从发送束进一步地移动离开,且第一接收束在发送束的聚焦深度附近具有弯曲形状,如图 3 所示,且第一接收束和发送束的合成束被设置于元件 1d 附近的与元件的阵列方向垂直的直线上。这对于第二接收束(未示出)和发送束的合成束来说也是一样的。随后,在控制器 4 的控制下,接收放大器 5a 到 5h(参考图 10)可以进行接收束的加权调整。

如上所述,根据该实施例,发送和接收的合成束的形状被维持为近似直线,并可相互并行对准,从而可以避免粗线显示图像中的条纹图案并可以获得减少图像失真的较佳图像。此外,由于减少了图像中的失真,例如,在用测径器功能测量长度时,就可以避免由于受检身体和探头间的位置关系的微秒偏差造成测量数据不同的问题。

接着,虽然在该实施例中说明了通过调节接收电路增益来调节接收束方向性的实例,但可以控制接收电路的增益和接收电路的延迟时间两者,来调节接收束的方向性(这对于其它实施例也是一样的)。

(实施例 4)

图 4A 是用于说明和示意性示出根据本发明的第四实施例在用阵列元件通过扇形扫描进行并行接收的超声波诊断设备中接收束的控制的示图,而图 4B 是示意性说明作为比较实例的用阵列元件通过扇形扫描进行并行接收的现有技术超声波诊断设备中的接收束控制的示图。

在扇形扫描中,孔中心位置在发送孔和接收孔间相同。在图 4B 所示的现有技术中,第一和第二接收束是直线,因此发送和接收的第一和第二合成束(虚线)被弯曲,以便在发送聚焦深度处更靠近发送束。

另一方面,根据图 4A 所示的该实施例,为使发送和接收直线的第一和第二合

成束如图中的虚线所示，控制在相加接收束的延迟时获得的延迟时间，使得与现有技术相比第一和第二接收束在发送束的聚焦深度处进一步移动离开发送束。

如上所述，根据该实施例，可以相等地隔开合成束，从而可以避免出现显示图像中的条纹图案并可以获得减少图像失真的较佳图像。此外，由于减少了图像中的失真，例如，在用测径器功能测量长度时，就可以避免由于受检身体和探头间的位置关系的微秒偏差造成测量数据不同的问题。

（实施例 5）

图 5A 是用于说明和示意性示出根据本发明的第五实施例在超声波诊断设备中用二维阵列元件通过二维扇形扫描的接收束控制，而图 5B 是示意性说明作为比较实例的现有技术超声波诊断设备中的接收束控制的示意图。

在扇形扫描中，孔中心位置在发送孔和接收孔间相同。在图 5B 所示的现有技术中，第一到第四接收束是直线，因此发送和接收的合成束被弯曲以便在发送聚焦深度处更靠近发送束。

另一方面，根据图 5A 所示的该实施例，为使发送和接收的合成束为直线，则相加接收束的延迟时获得的延迟时间被控制，以使与现有技术相比第一到第四接收束在发送束的聚焦深度处进一步移动离开发送束。

如上所述，根据该实施例，相等地隔开合成束，从而可以避免出现显示图像中的条纹图案并可以获得减少图像失真的较佳图像。此外，由于减少了图像中的失真，例如，在用测径器功能测量长度时，就可以避免由于受检身体和探头间的位置关系的微秒偏差造成测量数据不同的问题。

接着，虽然在该实施例中说明和描述了在二维中进行扇形扫描的情况，但类似方法也可在一个维度中进行扇形扫描和在另一个维度中进行线性扫描时应用。

产业应用性

根据本发明的超声波诊断设备的优点在于：控制合成束，以使之即使在进行并行接收时也为直线，从而避免出现显示图像中的条纹图案，并能获得减少图像失真的较佳图像品质，并可应用于医学应用等。

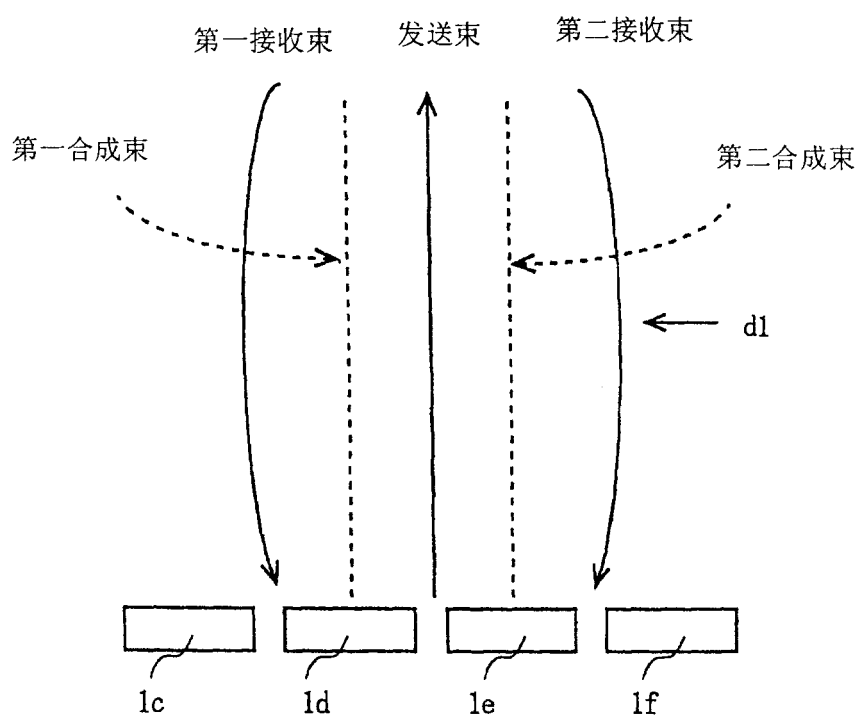


图 1

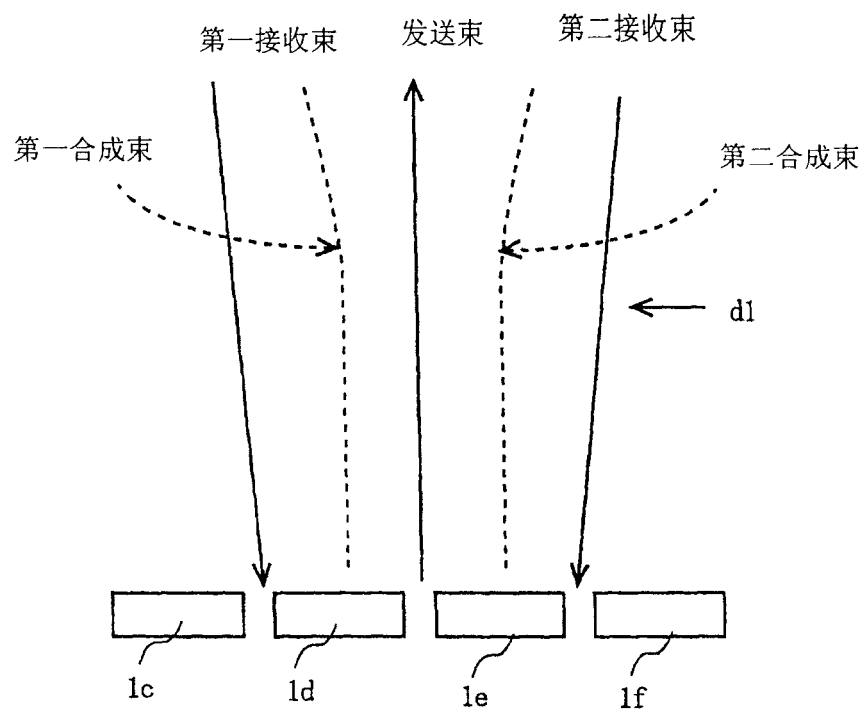


图 2

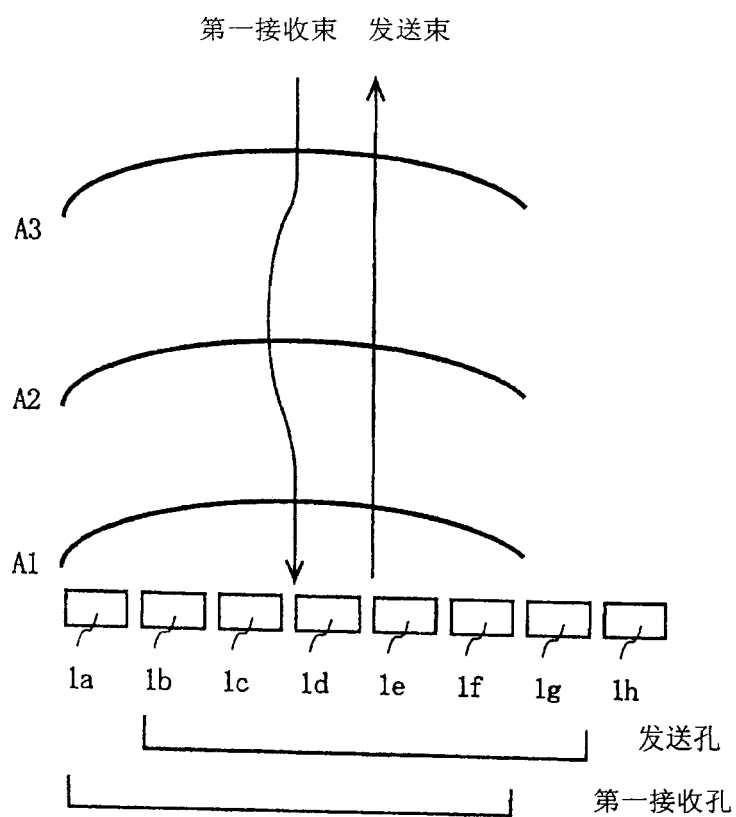


图 3

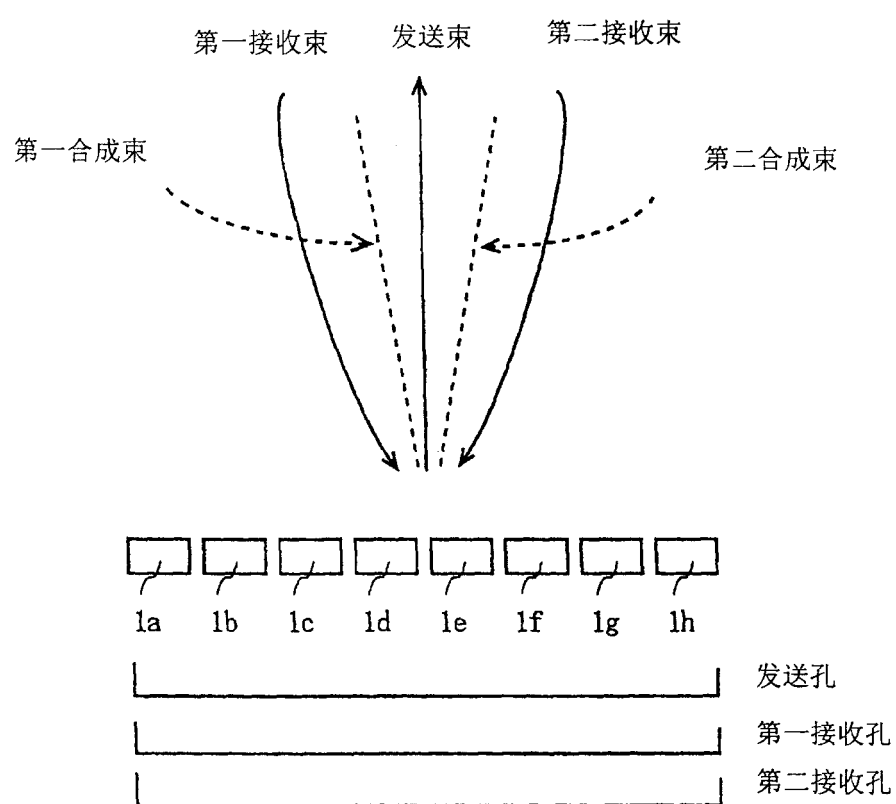


图 4A

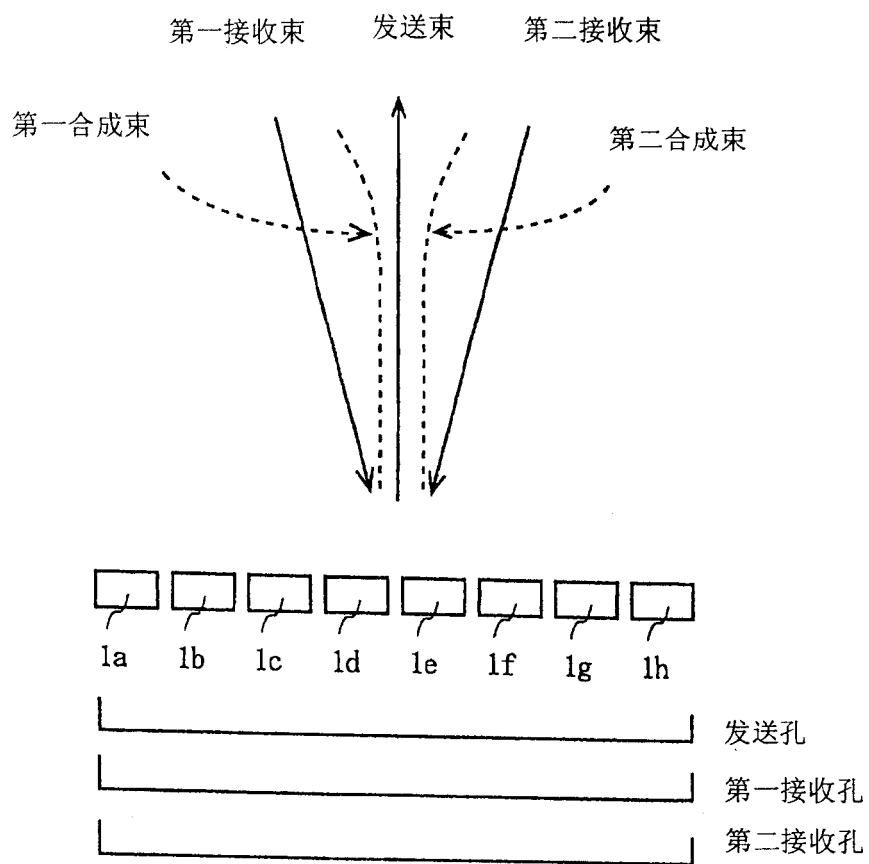


图 4B

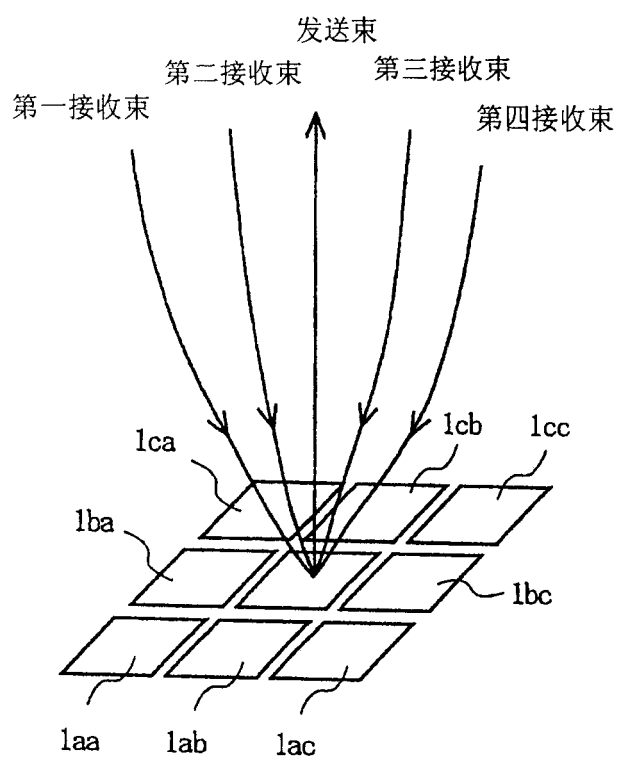


图 5A

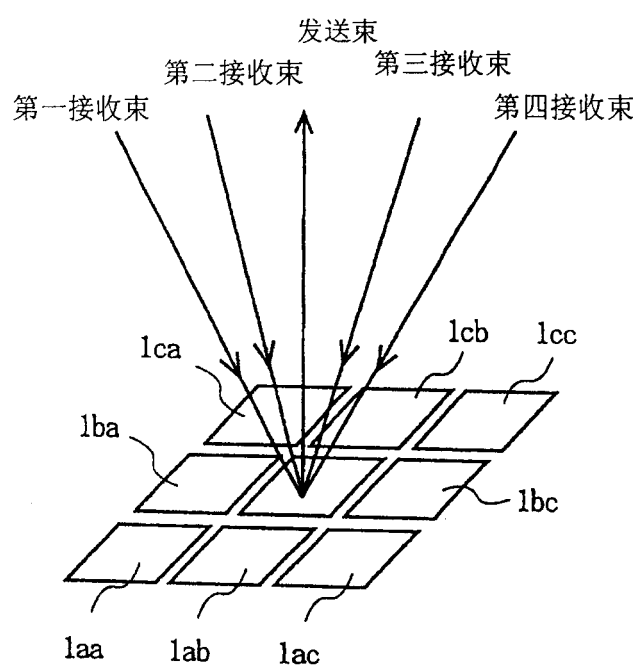


图 5B

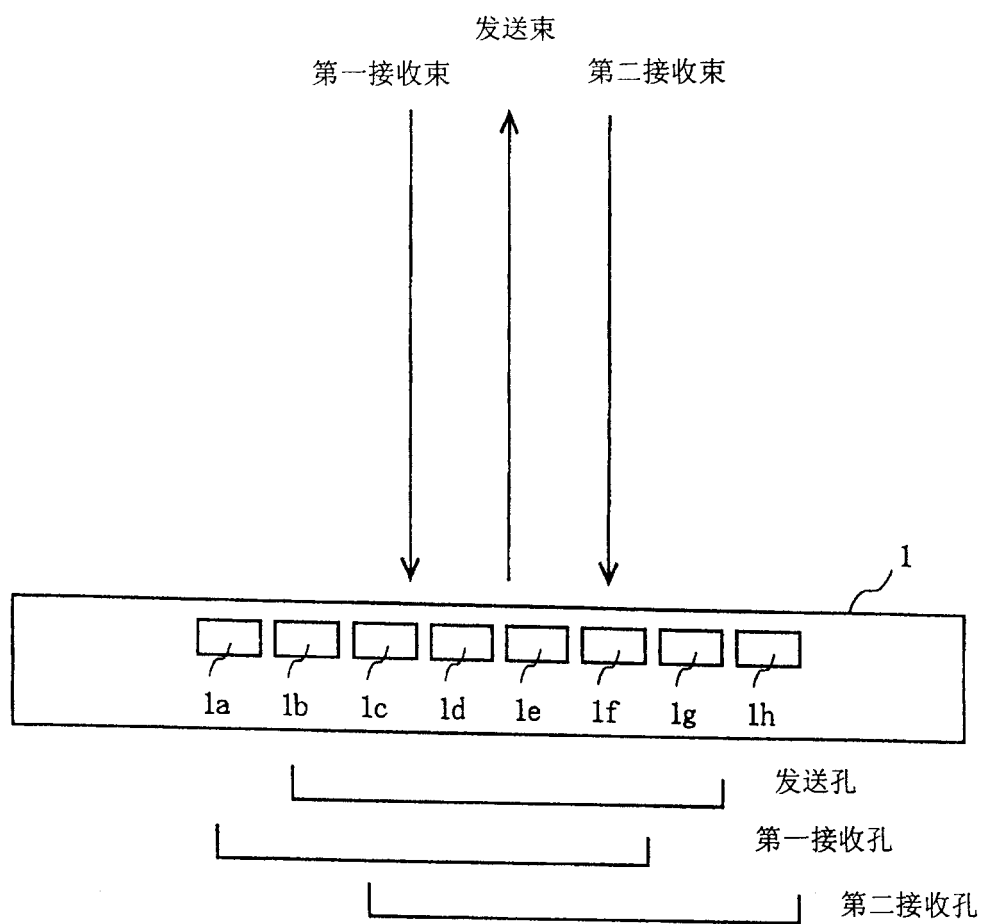


图 6

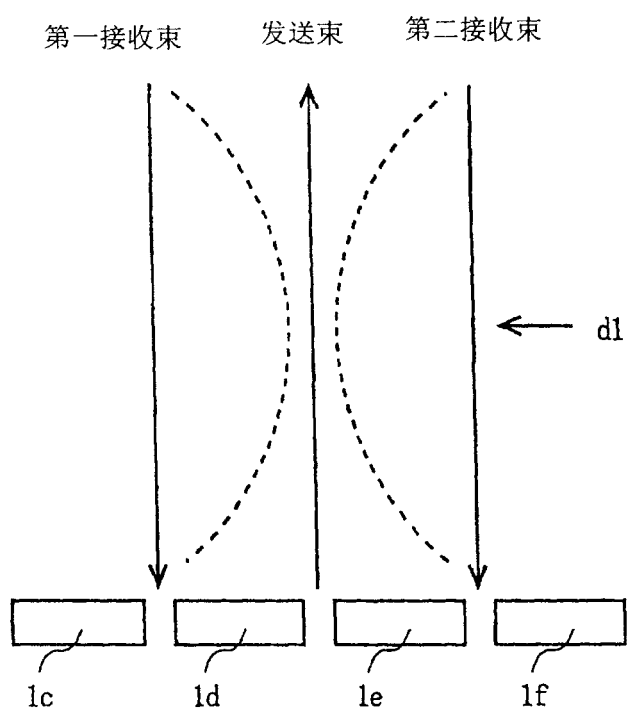


图 7A

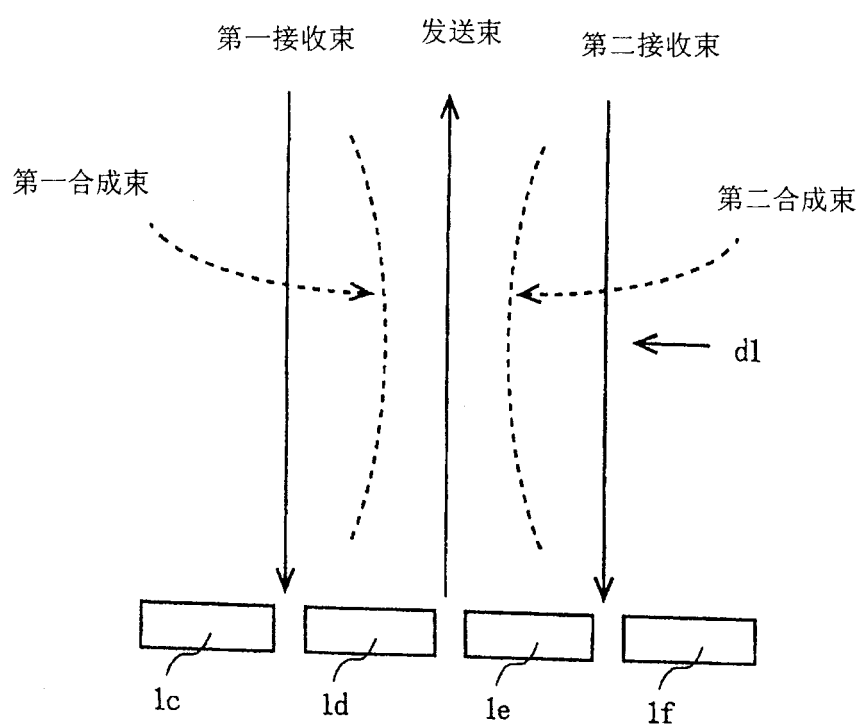


图 7B

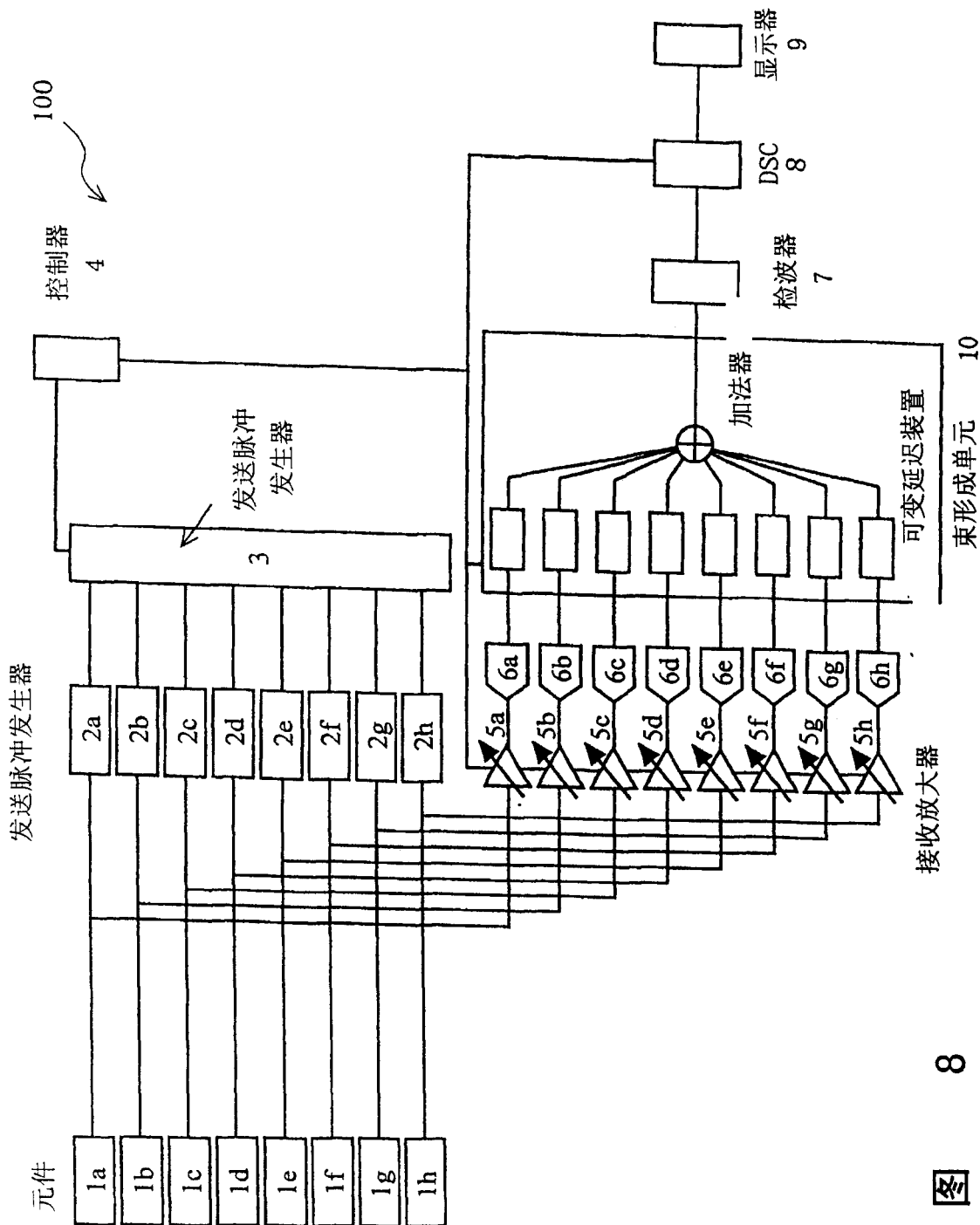


图 8

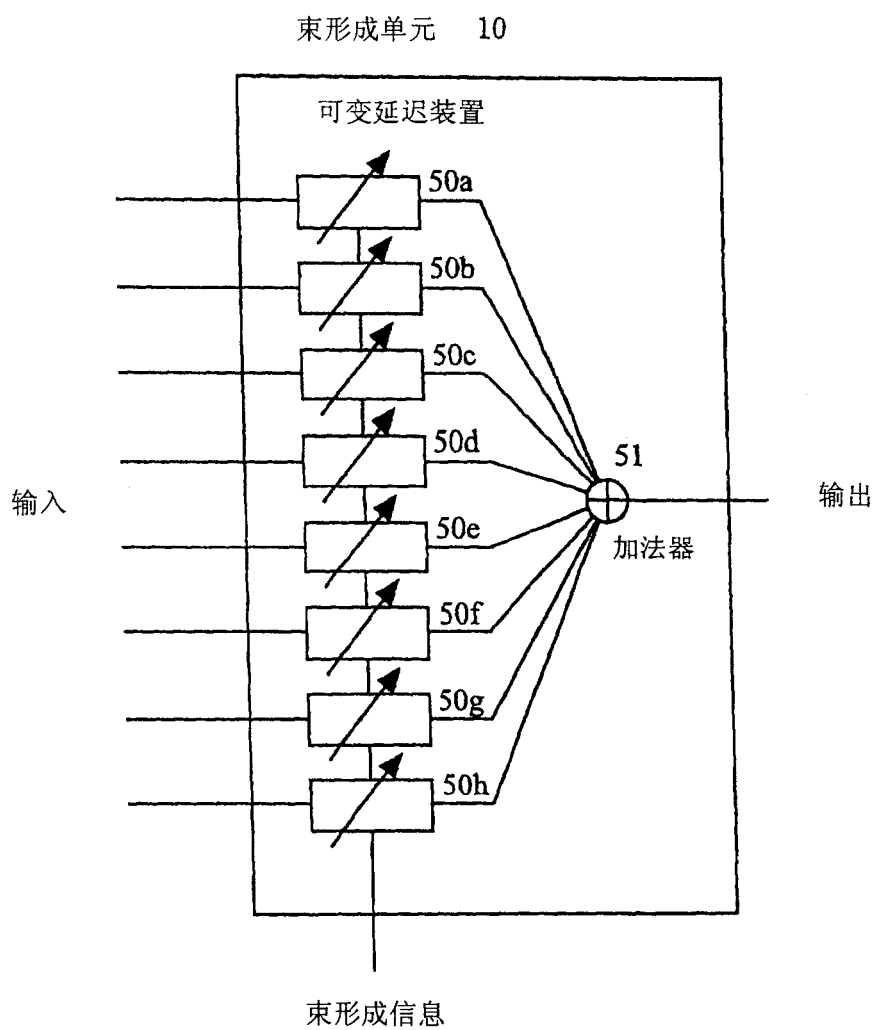


图 9

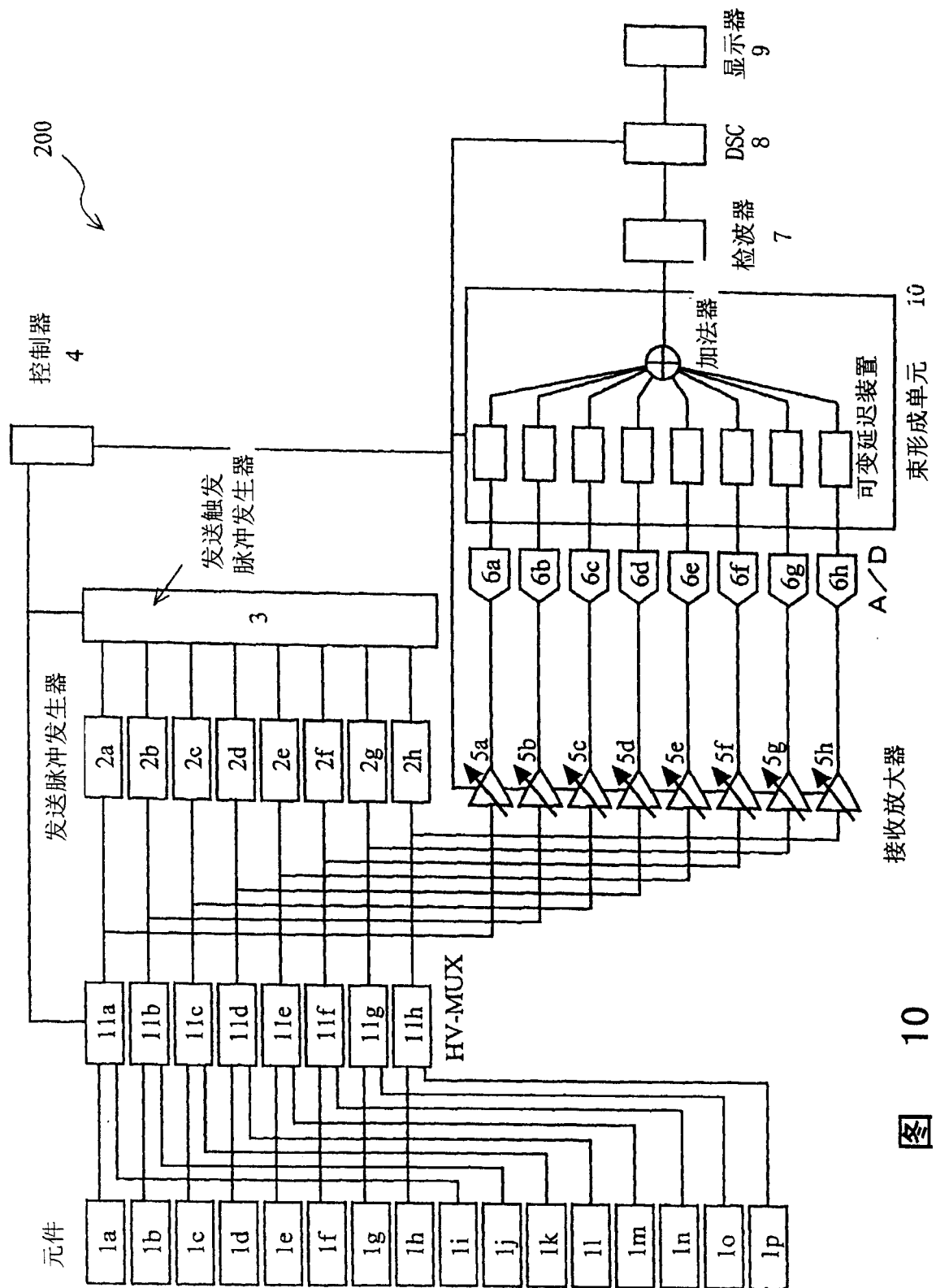


图 10

专利名称(译)	超声波诊断设备		
公开(公告)号	CN100435740C	公开(公告)日	2008-11-26
申请号	CN200480003297.1	申请日	2004-08-06
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	西垣森绪		
发明人	西垣森绪		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52046 A61B8/00		
代理人(译)	李玲		
审查员(译)	马薇		
优先权	2003293547 2003-08-14 JP		
其他公开文献	CN1744857A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据本发明，提供了一种超声波诊断设备，其弯曲接收聚焦位置，以使在发送聚焦深度d1处接收聚焦位置进一步离开发送束，且在比深度d1更浅和更深的区域中更加靠近发送束，从而使第一和第二合成束的形状为直线，从而即使在并行接收时也能防止出现显示图像中的条纹图案并能获得减少图像失真的较佳图像品质。

