

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580021457. X

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
B06B 1/02 (2006.01)
G10K 11/34 (2006.01)
G01N 29/22 (2006.01)
G01S 7/524 (2006.01)

[43] 公开日 2007年6月6日

[11] 公开号 CN 1976634A

[22] 申请日 2005.6.27
[21] 申请号 200580021457. X
[30] 优先权
 [32] 2004. 6. 28 [33] US [31] 60/583,490
[86] 国际申请 PCT/IB2005/052126 2005. 6. 27
[87] 国际公布 WO2006/003605 英 2006. 1. 12
[85] 进入国家阶段日期 2006. 12. 27
[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司
 地址 荷兰艾恩德霍芬
[72] 发明人 B·萨沃尔德

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
 代理人 刘红 陈景峻

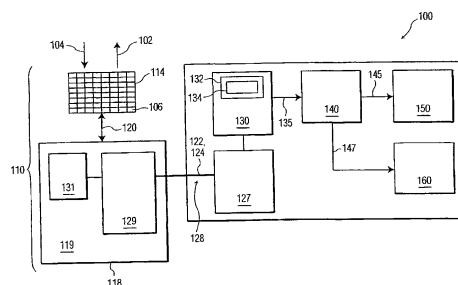
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 2 页

[54] 发明名称

用于放大由超声波系统产生的发送波形的系统和
方法

[57] 摘要

本发明提供了一种具有超声波探头(110)的超声波成像系统(100)，通过在各子信道上使用线性高压发送放大器(129)以放大由超声波系统(100)产生的低压任意形状发送波形而改善现有发送电路的差的谐波性能。超声波探头(110)的线性高压放大器(129)放大由超声波系统(100)的微波束成形器(119)波束成形的低压任意形状发送波形。



1. 一种超声波成像设备, 包括:
具有外壳(112)的超声波探头(110);
超声波换能器构件(118), 配置调整成布置于外壳(112)内, 所述超声波换能器构件(118)能够产生至少一个声束和/或接收至少一个回波信号;
关联电路, 位于所述外壳(112)内并可工作地耦合到所述超声波换能器构件(118)用于控制其至少一个声束; 以及
至少一个发送放大器(129), 用于放大从所述关联电路接收的信号。
2. 根据权利要求1的超声波成像设备, 其中所述至少一个发送放大器(129)为线性高压发送放大器(129)。
3. 根据权利要求1的超声波成像设备, 其中所述至少一个发送放大器(129)工作于20至200伏特的电压范围。
4. 根据权利要求1的超声波成像设备, 其中所述至少一个发送放大器(129)工作于10至100伏特的电压范围。
5. 根据权利要求1的超声波成像设备, 其中由所述关联电路发送的信号为由所述关联电路的微波束成形器(118)波束成形的低压任意形状发送波形。
6. 根据权利要求1的超声波成像设备, 进一步包括延迟电路(131), 用于将由所述关联电路发送的所述信号延迟一可编程量。
7. 根据权利要求6的超声波成像设备, 其中所述可编程量范围为0至1微秒。
8. 一种超声波成像系统(100), 包括:
超声波成像探头(110), 包括外壳(112); 超声波换能器构件(118), 配置调整成布置于所述外壳(112)内, 所述超声波换能器构件(118)能够产生至少一个声束和/或接收至少一个回波信号; 以及关联电路, 所述关联电路位于所述外壳(112)内并可工作地耦合到所述超声波换能器构件(118)用于控制其至少一个声束;
至少一个发送放大器(129), 用于放大从所述关联电路接收的信号;
以及
控制器(130), 用于产生驱动信号, 操作所述超声波换能器构件(118)以产生所述至少一个声束并用于接收所述放大的信号。

9. 根据权利要求8的超声波成像系统(100), 其中所述至少一个发送放大器(129)为线性高压发送放大器(129)。

10. 根据权利要求8的超声波成像系统(100), 其中所述至少一个发送放大器(129)工作于20至200伏特的电压范围。

11. 根据权利要求8的超声波成像系统(100), 其中所述至少一个发送放大器(129)工作于10至100伏特的电压范围。

12. 根据权利要求8的超声波成像系统(100), 其中由所述关联电路发送的信号为由所述关联电路的微波束成形器(119)波束成形的低压任意形状发送波形。

13. 根据权利要求8的超声波成像系统(100), 进一步包括延迟电路(131), 用于将由所述关联电路发送的所述信号延迟一可编程量。

14. 根据权利要求13的超声波成像系统(100), 其中所述可编程量范围为0至1微秒。

15. 根据权利要求8的超声波成像系统(100), 进一步包括:

信号处理器(140), 耦合到所述超声波换能器构件(118)用于处理所述至少一个回波信号, 由此形成至少一个图像信号;

连接装置(128), 将所述超声波探头连接到超声波成像设备; 以及显示器(150), 用于显示所述至少一个图像信号。

16. 由超声波成像系统(100)的至少一个线性高压发送放大器(129)产生的至少一个信号, 所述系统(100)包括:

具有外壳(112)的超声波探头(110);

超声波换能器构件(118), 配置和调整成布置于所述外壳(112)内, 所述超声波换能器构件(118)能够产生至少一个声束和/或接收至少一个回波信号;

关联电路, 位于所述外壳(112)内并可工作地耦合到所述超声波换能器构件(118)用于控制其至少一个声束; 以及

所述至少一个线性高压发送放大器(129), 用于放大从所述关联电路接收的信号。

17. 一种超声波探头(110), 包括:

外壳(112);

超声波换能器构件(118), 配置和调整成布置于所述外壳(112)内, 所述超声波换能器构件(118)能够产生至少一个声束和/或接收至少一个

回波信号;

关联电路,位于所述外壳(112)内并可工作地耦合到所述超声波换能器构件(118)用于控制其至少一个声束;以及

至少一个发送放大器(129),用于放大从所述关联电路接收的信号。

18. 根据权利要求 17 的超声波探头(110),其中控制器(130)可工作地耦合至所述关联电路,所述控制器(130)产生驱动信号用于操作所述超声波换能器构件(118)以产生所述至少一个声束。

19. 根据权利要求 17 的超声波探头(110),其中所述至少一个发送放大器(129)为线性高压发送放大器(129)。

20. 根据权利要求 17 的超声波探头(110),其中由所述关联电路发送的所述信号为由所述关联电路的微波束成形器(119)波束成形的低压任意形状发送波形。

用于放大由超声波系统产生的发送波形的系统和方法

技术领域

本发明一般而言涉及超声波成像系统。更具体地，本发明涉及用于放大由超声波成像系统的微波束成形器(micro beam former)波束形成的低电压任意形状发送波形以改善谐波成像的系统和方法。

背景技术

超声波换能器用于许多医学应用，具体地用于非侵入性采集病人人体内器官和状况的图像，典型示例为对胎儿和心脏的超声波成像。用于这种应用的超声波换能器一般是手持式，必须满足苛刻的尺度约束以采集期望的图像。当使用内窥镜超声波成像设备时，经常要求该换能器能够获得病人身体特定部分的高分辨率图像。

通常传统超声波成像设备使用一维和二维阵列采集病人身体内的特殊组织或器官的超声波图像。一般而言，这些阵列包括布置成平面配置的多个声学元件。在这些系统中使用波束控制和波束牵引(tractor-treading)以控制输出超声波束的传播，使得输出波束可受操纵沿水平轴和/或沿垂直轴。采用这些方法使得超声波系统可以接收发送波形，使用谐波成像处理这些波形以采集病人身体特殊区域的图像。

现有矩阵探头波形一般受限于简单方形“继电器式(bang-bang)”发送波形。然而这种波形用于谐波成像时性能差，这是因为其具有强的传播谐波能量。因此，需要一种改进的超声波成像系统，该系统能够改善差的谐波性能。

发明内容

本发明的目标是提供一种具有超声波探头的超声波系统，其通过各个子信道上使用线性高压发送放大器，从而改善了现有发送电路的差的谐波性能。

在下文中描述一种具有超声波探头的超声波成像系统，其通过各个子信道上使用线性高压发送放大器以放大由该超声波系统产生的低压任意形状发送波形，从而改善了现有发送电路的差的谐波性能。具体而言，该超声波探头的线性高压放大器放大由该超声波系统的微

波束成形器波束成形的低压任意形状发送波形。

具体地，系统发送波形在低压下发送，或者被分压降低以由低压模拟延迟 ASIC 处理。该信号被延迟一可编程量以提供发送波束形成，并随后被发送到线性高压发送放大器。该模拟延迟可以与用于波束成形接收信号的延迟相同。为了在发送和接收之间分享，可以使用模拟 T/R 开关控制信号经过延迟线的方向。

附图说明

参考下述结合附图对本发明优选实施方案的详细描述，本领域技术人员可以更容易理解本发明的前述目标和优点。

图 1 为根据本发明的超声波成像系统的方框图，其具有线性高压放大器，用于放大由该超声波成像系统的微波束成形器波束成形的低压任意形状发送波形；以及

图 2 为图 1 所示超声波成像系统的超声波探头和多个线性高压放大器的透视图。

具体实施方式

根据本发明的超声波成像系统示于图 1，并在下文中被进一步描述。超声波成像系统 100 包括具有外壳 112 的超声波探头 110、超声波换能器构件 114、选择器开关 116(图 2)、以及包括微波束成形器 119 的关联电路 118。超声波探头 110 优选为 Matrix TEE 探头。

超声波换能器构件 114 包括布置成多个列和行的多个声学元件，用于产生至少一个声束 102 和/或接收至少一个回波信号 104。超声波换能器构件 114 配置调整成安装于外壳 112 内。声学元件优选地布置成通常为平面的结构，尽管也可以考虑其他结构和布置，例如凸形或圆柱形二维阵列。

各个声学元件由合适的压电材料形成，在对该声学元件施加驱动器信号时该声学元件能够产生特定频率的声学脉冲。多个声学脉冲组合形成声束 102 以撞击声学靶，该声束 102 内的至少部分能量在该声学靶被反射作为回波信号 104 朝向换能器构件 114。此外，各个声学元件能够接收来自声学靶的回波信号 104，并产生相应的输出信号 120。超声波成像系统具有控制器 130，用于产生驱动信号 122 并以电子方式控制声束 102。

二维换能器阵列通常与附带电路一起使用以产生声学靶的三维超

声波图像，这是因为声束 102 是由二维换能器阵列的行和列中的声学元件产生的。通过控制由控制器 130 驱动的声学元件中的相位差或时间延迟，多个声学脉冲组合成可受控制器 130 以电子方式控制的声束 102，从而采集超声波探头 110 视场内的声学靶。换能器构件 114 内的多个声学元件可为“无源”元件（即，不配置成用于产生声学脉冲或接收回波信号），而其余声学元件为“有源”元件（即，配置成用于产生声学脉冲和接收回波信号 104）。此外，超声波成像系统 100 进一步包括信号处理器 140、显示装置 150 和存储装置 160。

仍参考图 1，控制器 130 通过波形发生模块 127 及连接装置 128 耦合到超声波探头 110，用于将驱动信号 122 传送到换能器构件 114 的一个或多个声学元件。此外，连接装置 128 传送超声波探头 110 和波形发生模块 127 之间的控制信号 124 和输出信号 120。更具体而言，控制器 130 通过波形发生模块 127 可工作耦合到超声波换能器构件 114，用于如下文更详细描述地改变所产生的声束 102 的特性和性能。波形发生模块 127 将波形发送到超声波探头 110。

连接装置 128 包括各个子信道上（如图 2 所示）的线性高压发送放大器 129，以放大由超声波探头 110 产生的低压任意形状发送波形，由此改善现有发送电路的差的谐波性能。该放大器工作于 20 至 200 伏特，优选地 10 至 100 伏特，用于将所产生的 0 至 5 伏特的波形放大到 0 至 100 伏特。具体而言，线性高压放大器 129 放大由超声波成像系统 100 的微波束成形器 118 波束成形的低压任意形状发送波形。

具体而言，系统发送波形（信号 120）以低压发送或者由分压器（未示出）分压以由低压模拟延迟 ASIC 131 处理。信号 120 被延迟 ASIC 131 延迟一可编程量以提供发送波束形成，并随后发送到线性高压发送放大器 129。该模拟延迟可以与用于波束成形接收信号（例如驱动信号 122）的延迟相同。优选地，该延迟时间为 0 至 1 微秒。为了在发送和接收之间分享，可以使用模拟 T/R 开关控制信号通过连接装置 128 的延迟线的方向。可以考虑，每个子信道的一个或多个放大器 129 可容纳在超声波探头 110、控制器 130 和/或超声波成像系统 100 的其他元件内。

控制器 130 产生与待启动的声学元件数目相对应的多个驱动信号 122。控制器 130 进一步控制施加到声学元件（即相移）的各个驱动信号

122 的时序。在优选实施方案中，控制器 130 包括用户界面 132 以及用于控制驱动信号 122 时序的关联电路。可以进一步考虑，可由控制器 130 同时启动超声波换能器构件 114 内的一个以上的声学元件，由此形成产生超声波束 102 的有源孔径。有利地，用户界面 132 由操作员操纵，从而调整和/或控制用于采集期望图像的有源孔径。此外，用户界面 132 配置调整成影响超声波成像系统 100 的其他方面，例如启动和终止该系统、将图像信息导向显示装置 150、将图像信息导向存储装置 160、以及从存储装置 160 提取该图像信息。

控制器 130 可工作地耦合到超声波换能器构件 114，用于改变包含在声束 102 内的所产生的声学脉冲的特性和性能。控制器 130 产生与待启动的声学元件数目相对应的多个驱动信号 122。控制器 130 进一步控制施加到声学元件(即相移)的各个驱动信号 122 的时序，最终声束 102 最初产生于该超声波换能器构件 114 的第一端并朝第二端前进。

更具体而言，当超声波束 102 最初形成时，由来自控制器 130 的相应驱动信号 122 同时启动置于超声波换能器构件 114 内的多个有源声学元件。在一个实施方案中，声学元件布置成多个行和列以形成阵列，其中控制器 130 启动该行和列中的预定数目的声学元件以形成声束 102。

备选地，控制器 130 可以启动多个列中的多个有源声学元件，其中启动的声学元件的数目小于各列中有源声学元件的数目，由此形成更小的有源孔径和声束 102。优选地，控制器 130 致使在有源孔径内产生声束 102，且控制器 130 调整成沿该行声学元件移动该有源孔径和声束 102。在有源孔径到达该行声学元件端部之后，控制器 130 将声束 102 及有源孔径偏移先前启动的列的数目，并使得有源孔径前进。通过有利地控制声束 102 和最终有源孔径的运动和方向，可以获得三维体积。

在一个实施方案中，控制器 130 内的关联电路响应于操作员在用户界面 132 内作出的选择而产生控制信号 124。用户界面 132 包括一个或多个用户可操作控制，例如摇臂开关、按钮、跟踪球、触摸板、指点杆等。这些可操作控制允许用户控制超声波成像系统 100 的各种特征和方面，例如超声波探头 110 的视场、超声波探头 110 的局部控

制(即,由用户界面 132 控制)、或者超声波探头 110 的远程控制(即,由选择器开关 116 控制)。反过来,控制信号 124 协同关联电路产生多个驱动信号 122 以产生声束 102。此外,控制信号 124 协同关联电路控制驱动信号 122 的时序,由此控制有源孔径和采集的图像。

在优选实施方案中,控制信号 124 由超声波探头 110 的关联电路 118 产生。更具体而言,选择器开关 116 协同关联电路 118 产生控制信号 124。反过来,控制信号 124 通过连接装置 128 传送到控制器 130 的关联电路。由控制信号 124 产生及控制驱动信号 122 和先前实施方案的情况相同,其中控制信号 124 产生于控制器 130 内。如图 2 所示,选择器开关 116 是用户可操作的,通过控制驱动信号 122 的产生和时序而控制所采集图像的特性。选择器开关 116 可以是摇臂开关、按钮、跟踪球、触摸板、指点杆等。

更具体而言,当用户选择超声波探头 110 的局部控制时,控制器 130 内的关联电路根据用户界面 132 上的用户选择产生控制信号 124。优选地,用户界面 132 包括控制装置 134,具有至少两个位置或状态以响应于用户选择而控制关联电路。控制装置 134 可以是摇臂开关、按钮、跟踪球、触摸板、指点杆等。控制信号 124 具有针对控制装置 134 各个位置或状态的独特特性。因此,通过选择控制装置 134 上的位置,用户控制关联电路以控制控制信号 124 和采集的图像。例如,操作员可以以预选模式控制扫描平面,例如横向倾斜、俯仰倾斜或者旋转。

通过在超声波探头 110 上有利地提供选择器开关 116 和关联电路 118,操作员可以容易地从超声波探头 110 控制超声波成像系统 100 的一些操作,而无需操作位于系统单元上的用户界面 132。当远程控制超声波探头 110 时,选择器开关 116 协同超声波探头 110 内的关联电路产生控制信号 124。类似于超声波探头 110 的局部控制,关联电路产生控制信号 124,该控制信号 124 针对选择器开关 116 的各个位置或状态具有独特的特性。因此,通过选择选择器开关 116 上的位置,用户控制关联电路以控制控制信号 124 和采集的图像。例如,操作员可以以预选模式控制扫描平面,例如横向倾斜、俯仰倾斜或者旋转。此外,通过控制来自超声波探头 110 的控制信号 124 并因此控制驱动信号 122,降低了将用户界面 132 结合到超声波成像系统 100 的工作模式的需要。

例如，操作员将超声波探头 110 置于接触病人的肋骨之间，随后保持超声波探头 110 静止，同时使用同一只手操作选择器开关 116 以用电子方式控制扫描。在一个实施方案中，选择器开关 116 和关联电路 118 基于超声波成像系统 100 的工作模式而调整结合。例如，当使用流模式(flow mode)或多普勒模式时，产生的控制信号 124 移动感兴趣区域，而在现场 3D 模式下，控制信号 124 旋转显示的体积。备选地，选择器开关 116 的结合是用户可选择的。

连接装置 128 通常为包括多个连接元件的线缆，例如引线。备选地，如果部分电子电路可位于超声波探头外壳 112 内且连接装置为无线连接例如红外线或射频，则连接装置 128 可以显著改善。

该输出信号 120 通过控制器 130 传送到信号处理器 140。在信号处理器 140 内，换能器构件 114 的输出信号 120 被信号处理器 140 内的关联电路转换以产生图像信号 145。显示装置 150 可工作地耦合到信号处理器 140 的输出，用于接收一个或多个图像信号 145 并用于将图像信号 145 转换成视频图像。显示装置 150 基本上能够显示与至少一个图像信号 145 对应的数据。优选地，显示装置 150 为操作人员容易看得见的视频监视器。

备选地，除了或替代图像信号 145，信号处理器 140 内的关联电路产生数据信号 147。在信号处理器产生数据信号 147 和图像信号 145 的实施方案中，优选地该数据信号 147 包含和图像信号 145 所包含的信息基本上相同的信息。存储装置 160 可工作地耦合到信号处理器 140 的输出，用于接收一个或多个数据信号 147 以及用于将至少一个数据信号 147 转换成代表该至少一个数据信号 147 内所包含信息的有组织序列。基本上存储装置 160 能够存储对应于该至少一个数据信号 147 的数据。优选地，该存储装置为磁性存储装置例如磁盘或磁带。更优选地，该存储装置为硬盘驱动。可以考虑，在不背离本发明范围或精神的条件下可以使用例如光学存储装置的其他存储装置替代硬盘驱动。

在另一个实施方案中，用户界面 132 进一步调整配置成协同信号处理器 140 内的关联电路，用于提取存储于存储装置 160 内的数据。在本实施方案中，存储装置 160 将存储的数据转换成至少一个数据信号 147，该数据信号 147 传送到信号处理器 140 的关联电路。信号处

处理器 140 的关联电路将至少一个数据信号 147 转换成至少一个图像信号 145。至少一个图像信号 145 如前所述地随后被传送到显示装置 150 供察看。

本发明的所述实施方案是说明性的而非限制性的，并且并不旨在给出本发明的所有实施方案。在不背离由所附权利要求及其等同特征所界定的本发明精神和范围的情况下，可以进行各种调整 and 变化。

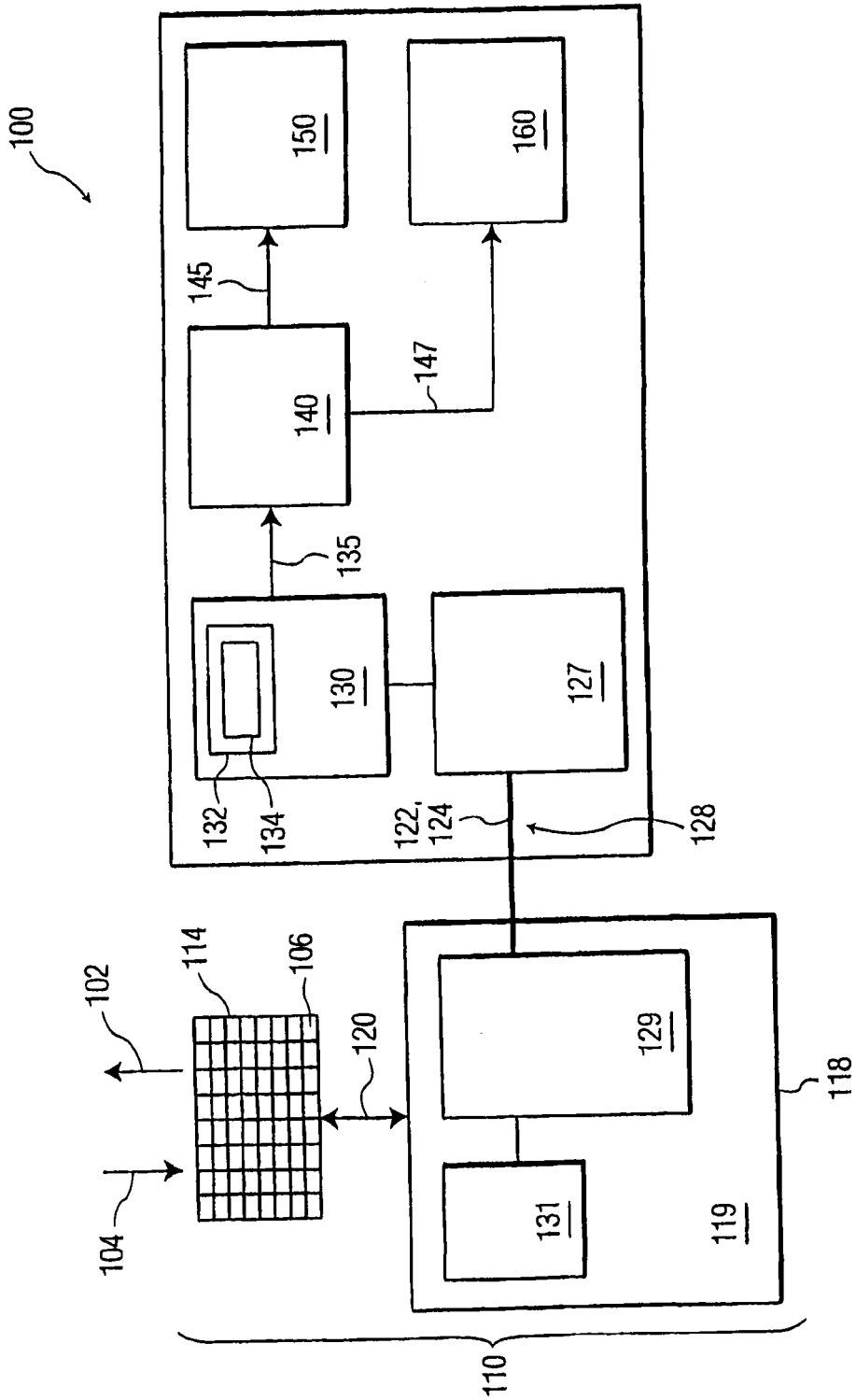


图 1

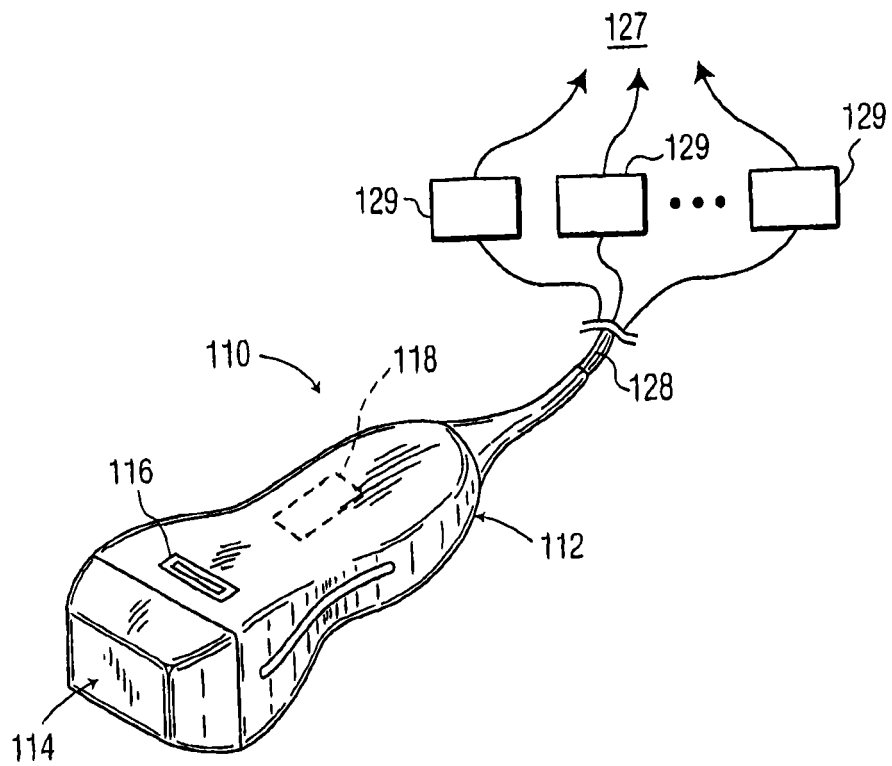


图 2

专利名称(译)	用于放大由超声波系统产生的发送波形的系统和方法		
公开(公告)号	CN1976634A	公开(公告)日	2007-06-06
申请号	CN200580021457.X	申请日	2005-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	B萨沃尔德		
发明人	B·萨沃尔德		
IPC分类号	A61B8/00 B06B1/02 G10K11/34 G01N29/22 G01S7/524 G01N29/34		
CPC分类号	G01S7/52017 A61B8/00 B06B2201/76 G01S7/5208 G10K11/343 B06B1/0629		
代理人(译)	刘红		
优先权	60/583490 2004-06-28 US		
其他公开文献	CN1976634B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种具有超声波探头(110)的超声波成像系统(100)，通过在各个子信道上使用线性高压发送放大器(129)以放大由超声波系统(100)产生的低压任意形状发送波形而改善现有发送电路的差的谐波性能。超声波探头(110)的线性高压放大器(129)放大由超声波系统(100)的微波束成形器(119)波束成形的低压任意形状发送波形。

