



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102258384 A

(43) 申请公布日 2011. 11. 30

(21) 申请号 201010623686. 1

(22) 申请日 2010. 12. 27

(30) 优先权数据

12/790185 2010. 05. 28 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 S·C·米勒

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 叶晓勇 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

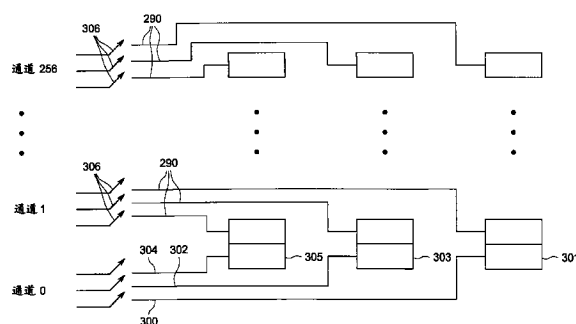
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 8 页

(54) 发明名称

具有可配置接收孔径的超声成像系统和方法

(57) 摘要

超声成像的系统和方法包括:波束形成器,包括多个通道;二维换能器阵列,包括多个元件;以及多个信号通路(290),将多个元件连接到多个通道。该系统和方法还包括沿多个信号通路(290)安置的多个开关(306)。多个开关(306)配置成将多个元件的子集主动连接到多个通道,以便形成接收孔径。多个开关还配置成通过改变将多个元件的哪些元件主动连接到多个通道来控制接收孔径的纵横比。



1. 一种超声成像系统 (100), 包括:
波束形成器 (110), 包括多个通道;
二维换能器阵列 (200), 包括多个元件 (202), 所述多个元件 (202) 超过所述多个通道;

多个信号通路 (290), 各信号通路 (290) 将所述多个元件 (202) 中之一链接到所述多个通道中之一; 以及

沿所述多个信号通路 (290) 安置的多个开关 (306), 所述多个开关 (306) 配置成将所述多个元件 (202) 的子集主动连接到所述多个通道以形成接收孔径 (270), 其中所述多个开关 (306) 还配置成通过改变所述多个元件 (202) 的哪些元件被主动连接到所述多个通道来控制所述接收孔径 (270) 的纵横比。

2. 如权利要求 1 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述多个信号通路 (290) 配置成以二维模式 (250) 建立所述多个元件 (202) 与所述多个通道之间的电关联。

3. 如权利要求 2 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述二维模式 (250) 配置成使所述接收孔径 (270) 能够在所述二维阵列 (200) 上沿方位角方向和仰角方向平移, 同时利用所有所述多个通道。

4. 如权利要求 2 所述的超声成像系统, 其中, 所述二维模式 (250) 包括多个子模式 (252), 所述多个子模式 (252) 中的每个包括通道分配的固定布置。

5. 如权利要求 4 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述多个子模式 (252) 包括 N 个唯一子模式。

6. 如权利要求 5 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述 N 个唯一子模式以列和行的网格排列。

7. 如权利要求 6 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述 N 个唯一子模式在每个所述行中按照固定顺序排列。

8. 如权利要求 7 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述 N 个唯一子模式在相邻行之间以 $N/2$ 的偏移排列。

9. 如权利要求 6 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述 N 个唯一子模式在每个所述列中按照固定顺序排列。

10. 如权利要求 9 所述的超声成像系统 (100), 其中, 所述 N 个唯一子模式在相邻列之间以 $N/2$ 的偏移排列。

11. 一种具有可配置接收孔径 (270) 的超声成像系统 (100), 包括:
波束形成器 (110), 包括多个通道;

二维换能器阵列 (200), 包括多个元件 (152), 所述多个元件 (152) 超过所述多个通道, 所述元件 (152) 中的每个按照二维模式 (250) 与所述通道中之一电关联, 所述二维模式 (250) 包括二维通道分配的第一子模式 (360) 和二维通道分配的第二子模式 (362); 以及

多个开关 (306), 配置成控制所述多个元件 (152) 中的哪些元件被主动连接到所述多个通道;

其中所述多个开关 (306) 和所述二维模式 (250) 适合使所述多个元件的第一子集能够被主动连接到所述多个通道, 以便形成具有第一纵横比的第一接收孔径 (270);

所述多个开关和所述二维模式 (250) 还适合使所述多个元件 (202) 的第二子集能够被

主动连接,以便形成具有第二纵横比的第二接收孔径(272)。

12. 如权利要求 11 所述的超声成像系统(100),其中,所述第一子模式(360)和所述第二子模式(362)在所述二维模式(250)中按照交替方式排列。

13. 如权利要求 11 所述的超声成像系统(100),其中,所述二维模式(250)还包括第三子模式(364)和第四子模式。

14. 如权利要求 13 所述的超声成像系统(100),其中,在所述二维模式(250)中按照交替方式安置所述第一子模式(360)、所述第二子模式(362)、所述第三子模式(364)和所述第四子模式。

15. 如权利要求 11 所述的超声成像系统(100),其中,所述多个开关(306)和所述二维模式(250)配置成使所述第一接收孔径(270)能够在所述二维阵列(200)上沿仰角方向和方位角方向平移,同时利用所有所述多个通道。

具有可配置接收孔径的超声成像系统和方法

技术领域

[0001] 一般来说,本公开涉及超声成像,具体来说,涉及具有可配置接收孔径 (aperture) 的二维超声换能器 (transducer) 阵列。

背景技术

[0002] 常规超声成像系统包括用于发射超声波束并且接收来自被检查对象的反射波束的超声换能器元件阵列。通过选择所施加电压的时间延迟 (或相位) 和幅度,可控制个别元件以产生超声波,超声波组合起来形成净 (net) 超声波,净超声波沿优选向量位置和方向传播,并且在沿波束的所选点聚焦。多个射击 (firing) 可用于获取表示相同解剖信息的数据。可改变每次射击的波束形成参数,以便提供最大焦距 (focus) 的变化,或者例如通过沿相同扫描线发射连续波束,其中各波束的焦点相对前一波束的焦点移位,来改变每次射击的所接收数据的内容。通过改变所施加电压的时间延迟和幅度,具有其焦点的波束可在平面中移动以扫描对象。

[0003] 当使用换能器阵列来接收反射声能时,应用相同原理。对在接收元件所产生的电压求和,使得净信号指示从对象中的点所反射的超声波。如同传输模式一样,通过对来自各接收元件的信号赋予单独时间延迟 (和 / 或相移) 和增益,实现超声能量的这种集中接收。接收延迟可在接收期间进行修改,以便在沿发射束中的线从渐深点接收回波时动态增加焦深。

[0004] 近来,许多常规超声成像系统已经包括二维换能器阵列 (以下称作 2D 换能器阵列)。2D 换能器阵列通常包括以网格 (grid) 排列的多个换能器元件。通过控制 2D 换能器阵列中元件的定时和幅度,能够在方位角 (azimuth) 方向和仰角 (elevation) 方向对所发射超声波束进行操纵和平移。2D 换能器阵列的使用允许超声换能器或探头具有更大灵活性,并且它在获取体积数据时实现更大准确度。

[0005] 但是,对于一些超声系统和探头,换能器元件的数量超过控制台波束形成器电子器件 (electronic) 中通道 (channel) 的数量或者控制台接口所支持的通道的数量。例如,用于 3D 和 4D 成像的 2D 换能器阵列可要求极高数量的元件,大致为用于 2D 成像的 1D 阵列所需元件数量的平方。例如,对于 2D 成像要求 128 至 192 个元件的线性阵列对于 3D 和 4D 成像需要大约 8000 至 10000 个元件。在类似这样的情况下,一个或多个探头波束形成和 / 或开关电路可用于在图像形成过程的不同部分期间将可用通道动态耦合到换能器元件的不同子集。即使又称作子孔径处理器 (SAP:sub-aperture processor) 的探头波束形成电路用于为各控制台波束形成器通道组合 10 个或更多元件,仍然可能不存在足够的控制台波束形成器通道来利用 2D 换能器阵列中的所有元件。

[0006] 此外,在扫描单个切片例如供 2D 显示时,常常希望优化切片中的分辨率 (resolution)。优化分辨率的一种方式是在扫描尺度 (dimension) 中具有其最宽范围的接收孔径。例如,在沿方位角方向进行扫描时,可能希望具有在方位角方向最宽的接收孔径。同样,在沿仰角方向进行扫描时,可能希望具有在仰角方向最宽的接收孔径。另外,当

扫描体积以作为 3D 或 4D 图像呈现时,可能希望通过使用被成形为更像正方形的孔径为两个扫描尺度中的更大均匀性而优化分辨率。由于这些及其它原因,需要一种易于配置的超声成像系统,其具有根据预期的图像类型来优化 2D 换能器阵列接收孔径的形状的灵活性。

发明内容

[0007] 本文针对上述缺陷、缺点和问题,其将通过阅读以下说明书进行理解。

[0008] 在一个实施例中,超声成像系统包括包含多个通道的波束形成器。超声成像系统包括包含多个元件的二维换能器阵列,多个元件超过多个通道。超声成像系统包括多个信号通路 (pathway),各信号通路将多个元件中之一链接到多个通道中之一。超声成像系统还包括沿多个信号通路安置 (position) 的多个开关。多个开关配置成将多个元件的子集主动 (actively) 连接到多个通道,以便形成接收孔径。多个开关还配置成通过改变将多个元件的哪些元件主动连接到多个通道来控制接收孔径的纵横比。

[0009] 在另一个实施例中,具有可配置接收孔径的超声成像系统包括包含多个通道的波束形成器。超声成像系统包括包含多个元件的二维换能器阵列,多个元件超过多个通道。元件中的每个在二维模式中通道中之一电关联。二维模式包括二维通道分配的第一子模式和二维通道分配的第二子模式。超声成像系统包括多个开关,它们配置成控制将多个元件的哪些元件主动连接到多个通道。多个开关和二维模式适合使多个元件的第一子集能够主动连接到多个通道,以便形成具有第一纵横比的第一接收孔径。多个开关和二维模式还适合使多个元件的第二子集能够主动被连接,以便形成具有第二纵横比的第二接收孔径。

[0010] 在另一个实施例中,一种超声成像方法包括将二维换能器阵列的元件编组成多个子孔径,并且以二维模式将多个子孔径的每个分配给来自波束形成器的通道。该方法包括按照以二维模式的通道分配将多个子孔径的第一子集连接到来自波束形成器的通道,以便形成具有第一纵横比的第一接收孔径。该方法还包括按照以二维模式的通道分配将多个子孔径的第二子集连接到来自波束形成器的通道,以便形成具有第二纵横比的第二接收孔径。

[0011] 通过附图及其详细描述,本发明的各种其它特征、目的和优点将对本领域技术人员显而易见。

附图说明

[0012] 图 1 是根据实施例的超声成像系统的示意图;

[0013] 图 2 是根据实施例的超声成像系统的示意图;

[0014] 图 3 是根据实施例的超声成像系统的示意图;

[0015] 图 4 是根据实施例的二维换能器阵列的示意表示;

[0016] 图 5 是根据实施例的二维换能器阵列的示意表示;

[0017] 图 6 是根据实施例示出对二维换能器阵列的通道分配的二维模式示意表示;

[0018] 图 7 是根据实施例的四个子模式的示意表示;

[0019] 图 8 是根据实施例将子孔径链接到通道的信号通路的示意表示;以及

[0020] 图 9 是根据实施例的二维模式的示意表示。

具体实施方式

[0021] 在以下详细描述中,参照构成其部分的附图,附图中通过举例说明的方式示出可实施的具体实施例。对这些实施例进行充分详细地描述,以便使本领域技术人员能够实施这些实施例,并且要理解,可利用其它实施例,以及可在不脱离实施例范围的情况下进行逻辑、机械、电气和其它变更。因此,以下详细描述不是要理解为限制本发明的范围。

[0022] 图 1 是超声成像系统 100 的示意图。超声成像系统 100 包括控制台发射器 102,它将信号发射给控制台发射波束形成器 103,控制台发射波束形成器 103 又驱动换能器阵列 106 中的元件 104 以便将脉动超声信号放射到例如患者(未示出)的结构中。探头部件 105 包括换能器阵列 106、元件 104 和探头/SAP 电子器件 107。探头/SAP 电子器件 107 可用于控制元件 104 的开关。探头/SAP 电子器件 107 还可用于将元件 104 编组为一个或多个子孔径。可使用各种几何形状的换能器阵列。脉动超声信号从人体内如血细胞或肌肉组织的结构中后向散射,以便产生返回到元件 104 的回波。回波被元件 104 转换成电信号或超声数据,并且电信号被控制台接收器 108 接收。为了便于本公开,术语“超声数据”可包括由超声系统获取和/或处理的数据。表示所接收回波的电信号经过输出超声数据的控制台接收波束形成器 110。用户接口 115 可用于控制超声成像系统 100 的操作,包括控制患者数据的输入、改变扫描或显示参数等。

[0023] 超声成像系统 100 还包括处理器 116,以便处理超声数据并且预备超声信息帧供在显示器 118 上显示。处理器 116 可适合按照多个可选超声形态对超声信息执行一个或多个处理操作。当接收到回波信号时,可在扫描会话期间实时处理超声信息。为了便于本公开,术语“实时”定义成包括在没有任何特意延迟的情况下执行的过程。作为补充或替代,超声波信息可在扫描会话期间临时存储在缓冲器(未示出)中,并在现场(live)或离线操作中以低于实时的方式进行处理。本发明的一些实施例可包括多个处理器(未示出),以便操纵处理任务。例如,第一处理器可用于对超声信号进行解调和抽选(decimate),而第二处理器可用于在显示图像之前进一步处理该数据。应当领会,其它实施例可使用不同的处理器布置。

[0024] 仍然参照图 1,超声成像系统 100 可按照例如 20Hz 至 30Hz 的帧速率连续获取超声信息。但是,其它实施例可按照不同速率获取超声信息。例如,根据预期应用,一些实施例可按照超过 100Hz 的帧速率获取超声信息。包含存储器 120,用于存储没有被安排为立即显示的已处理所获超声信息帧。在示范实施例中,存储器 120 具有足够容量来存储至少数秒的超声信息帧。超声信息按照某种方式存储,以便于按照其获取顺序或时间对其进行检索。存储器 120 可包括任何已知的数据存储介质。

[0025] 可选地,本发明的实施例可利用造影剂来实现。当使用包含微泡的超声造影剂时,造形成像生成体内解剖结构和血流的增强图像。在使用造影剂的同时获取超声数据之后,图像分析包括分离谐波和线性分量、增强谐波分量以及通过利用经增强谐波分量来生成超声图像。谐波分量与接收信号的分离使用适当滤波器来执行。将造影剂用于超声成像是本领域技术人员众所周知的,因此不作进一步详细描述。

[0026] 在本发明的各个实施例中,超声信息可由其它或不同的模式相关模块(例如,B 模式、彩色多普勒、功率多普勒、M 模式、频谱多普勒解剖 M 模式、应变、应变率等)进行处理,以便形成图像帧的 2D 或 3D 数据集等。例如,一个或多个模块可生成 B 模式、彩色多普勒、功

率多普勒、M 模式、解剖 M 模式、应变、应变率、频谱多普勒图像帧及其组合等。存储图像帧，并且可随各图像帧记录指示在存储器中获取图像帧的时间的定时信息。模块例如可包括扫描转换模块，扫描转换模块执行扫描转换操作以便将图像帧从极坐标转换成 Cartesian 坐标。可提供视频处理器模块，它从存储器读取图像帧，并且在对患者执行过程时实时显示图像帧。视频处理器模块可将图像帧存储在图像存储器中，从其中读取和显示图像。

[0027] 参照图 2，根据实施例示出超声成像系统 122 的示意图。超声成像系统 122 中与图 1 所示超声成像系统 100 的元件相同的元件将标记有共同参考标号，并且不作详细描述。在超声成像系统 122 中，探头部件 123 包括连接到换能器阵列 106 和元件 104 的高电压开关部件 124。高电压开关部件 124 允许探头部件 123 将公共电路（未示出）用于发射和接收功能。

[0028] 参照图 3，根据实施例示出超声成像系统 130 的示意图。超声成像系统 130 中与图 1 所示超声成像系统 100 和图 2 所示超声成像系统 122 的元件相同的元件将标记有共同参考标号，并且不作详细描述。超声成像系统 130 包括含有探头发射开关部件 134 和探头接收器 136 的探头部件 132。根据实施例，可代替控制台发射器 102 使用探头发射开关部件 134 来生成超声发射信号。本领域技术人员应当领会，根据一些实施例，探头发射开关部件 134 可执行波束形成功能。另外，在其它实施例中，作为对控制台波束形成器 110 的替代或补充，探头接收器 136 可接收和提供接收信号的波束形成。

[0029] 参照图 4，根据实施例示出二维（2D）换能器阵列的示意表示。2D 换能器阵列 150 可连接到例如图 1 所示超声成像系统 100 的超声成像系统。2D 超声阵列包括多个元件 152。根据实施例，可存在排列成 160 列和 48 行的 7680 个元件。2D 换能器阵列的示意表示示出全部 48 行，但是为了清晰起见仅包括少量列。这 48 行在仰角方向延伸，而 160 列在方位角方向延伸。为了便于说明本公开中的附图，方位角方向将定义成包括 x 方向，并且仰角方向将定义成包括 y 方向。

[0030] 参照图 5，根据实施例示出 2D 换能器阵列的示意表示。2D 换能器阵列 200 包括多个元件 202，它们按照与针对图 4 所述的实施例相似的方式排列成 160 列和 48 行。但是，元件 202 还编组成多个子孔径 204。根据实施例，每个子孔径 204 包括以大致三角形形状排列的 15 个元件。例如，第一子孔径 206 用点绘（stippling）表示，第二子孔径 208 用 // 影线（hatching）表示，第三子孔径 210 用 \\\ 影线表示，以及第四子孔径 212 用交叉影线表示。图 5 中仅示出子孔径中的四个。但是，本领域技术人员应当领会，所有元件可按照与第一子孔径 206、第二子孔径 208、第三子孔径 210 和第四子孔径 212 一致的方式排列成子孔径。根据实施例，包括子孔径的元件可各自具有如果需要则使各子孔径能够在独立方向聚焦的相对定时或相位偏移。但是，子孔径 204 的每个可配置成将其信号输出到单个波束形成器通道，以便使给定数量的元件 202 所需的通道总数最小。根据实施例，所有多个元件 202 可排列成 15 元件子孔径。例如，换能器阵列 200 的元件 202 可排列成 8 行的 48 子孔径。图 5 中仅示出子孔径的前四个。本领域技术人员应当领会，在其它实施例中，换能器元件可排列成与图 5 所示的不同的子孔径。例如，实施例可配置有子孔径处理，子孔径处理配置成创建具有包括正方形、矩形或菱形形状的子孔径。还应当领会，其它实施例可以不采用子孔径处理。对于没有子孔径处理的实施例，每个元件可直接连接到单个波束形成器通道。

[0031] 参照图 6，根据实施例示出二维换能器阵列的元件到通道分配的二维模式示

意表示。二维模式 250 包括多个子模式 252。字母 A、B、C 和 D 用于表示二维模式 250 中四个唯一子模式的每个。每个子模式表示通道分配的固定空间布置。例如,子模式 A 表示通道分配的固定空间布置。根据实施例,子模式中的每个通道分配可表示将一个或多个元件链接到波束形成器通道的信号通路。下面将提供信号通路的附加描述。

[0032] 参照图 7,根据实施例示出多个子模式的示意表示。第一子模式 A、第二子模式 B、第三子模式 C 和第四子模式 D 各自表示将换能器阵列元件链接到波束形成器通道的模式。子模式 A、B、C 和 D 可与例如换能器阵列 200(图 3 所示)的换能器阵列配合使用。根据实施例,波束形成器 110(图 1 所示)可具有 256 个通道。换能器阵列 200 具有排列成 512 个子孔径 204(图 5 所示)的 7680 个元件。根据实施例,将子孔径 204 中的每个链接到波束形成器通道中之一。下面将详细论述在子孔径 204 与波束形成器通道之间进行链接的细节。

[0033] 第一子模式 A 示出可按照二维模式将子孔径链接到波束形成器通道的一种方式。图 7 中,每个三角形形状表示子孔径。标号 0-63 对应于每个子孔径所链接的通道。例如,子孔径 258 链接到通道 0,而子孔径 260 链接到通道 44。

[0034] 第二子模式 B 252 示出将子孔径链接到通道 64 至 127 的二维模式。第三子模式 C 示出将子孔径链接到通道 128-191 的固定二维模式。第四子模式 D 示出将子孔径链接到通道 192-255 的固定二维模式。根据图 7 所示的实施例,子孔径按始于左上方并且扫过(rastering through)后续行的升序链接到波束形成器通道。其它实施例的子孔径可按照根据其它实施例的其它模式链接到波束形成器通道。

[0035] 现在参照图 6 和图 7。图 6 示出二维模式 250 中排列的第一子模式 A、第二子模式 B、第三子模式 C 和第四子模式 D。根据实施例,二维模式 250 包含重复三次的子模式中的每个。例如,第一子模式 A 在二维模式 250 中重复三次。第一子模式 A 在二维模式 200 内三个位置中的每个中是相同的。子模式 B、子模式 C 和子模式 D 也各自在二维模式 250 中重复三次。

[0036] 二维模式 250 表示二维阵列中所有元件的通道分配。二维模式 250 中的各位置与二维换能器阵列的一部分对应。二维模式 250 包括与将换能器阵列的元件链接到波束形成器通道的方式有关的信息。根据图 6 和图 7 所示的示范实施例,四个唯一子模式用于表示所有波束形成器通道。为了使用所有波束形成器通道来形成接收孔径,因此需要使用至少来自第一子模式 A、第二子模式 B、第三子模式 C 和第四子模式 D 的元件。子模式 252 在二维模式 250 中按照交替(alternating)方式排列。为了便于本公开,术语“交替方式”定义成包括其中每个子模式与换能器阵列的边缘相邻或者与不同子模式相邻的模式。换言之,在子模式按照交替方式排列的二维模式中,每个子模式邻接不同配置的子模式或者换能器阵列的边缘。子模式按照交替方式排列的二维模式没有包括相互邻接安置的相同子模式中的两个。

[0037] 参照图 6,示出第一接收孔径 270。第一接收孔径 270 用 // 影线表示。还示出第二接收孔径 272。第二接收孔径 272 用 \ 影线表示。在第一接收孔径 270 和第二接收孔径 272 中均使用子模式中两个内的元件。二维模式 250 中与第一接收孔径 270 和第二接收孔径 272 中均使用的元件对应的部分用交叉影线表示。

[0038] 参照图 8,根据实施例示出将子孔径链接到通道的信号通路的示意表示。根据实施例,存在将三个子孔径链接到各通道的多个信号通路 290。例如,第一信号通路 300 将通道

0 链接到子孔径 301, 第二信号通路 302 将通道 0 链接到子孔径 303, 以及第三信号通路 304 将通道 0 链接到子孔径 305。多个开关 306 沿多个信号通路 290 安置。多个开关 306 控制子孔径的哪些子孔径主动连接到波束形成器通道。例如, 根据实施例, 每次子孔径 305、子孔径 303 和子孔径 301 中仅一个可连接到通道 0。根据其它实施例, 通道可链接到单独元件而不是子孔径。

[0039] 根据实施例, 多个信号通路 290 和多个开关 306 可以是集成电路 (未示出) 的一部分。集成电路可安置在换能器中。信号通路 290 中的每个表示将子孔径中一组元件链接到波束形成器通道的电通路。根据其它实施例, 多个信号通路中的每个可将换能器阵列的单个元件连接到波束形成器通道。

[0040] 现在参照图 6 和图 8, 子模式 252 按照固定顺序排列在所有列中。例如, 由顶部至底部, 所有子模式按照 A-B-C-D 顺序排列。在第一列 310 中, 子模式排列成 A-B-C-D。在第二列 312 中, 子模式排列成 C-D-A-B。第二列 312 中的子模式按照与第一列相同的顺序, 但在相邻列之间存在 2 的偏移。在第三列 314 中, 子模式再次排列成 A-B-C-D。在第二列 312 与第三列 314 之间也存在 2 的偏移。本领域技术人员应当理解, 其它实施例可使用不同数量的唯一子模式。另外, 二维模式可包括子模式的不同布置。

[0041] 仍然参照图 6 和图 8, 第一接收孔径 270 在仰角方向比在方位角方向更长。相反, 第二接收孔径 272 在方位角方向比在仰角方向更长。当扫描单个切片供二维显示时, 常常希望通过使用在扫描尺度具有其最宽范围的接收孔径来优化切片中的分辨率。通过如图 6 所示将通道链接到元件或子孔径, 能够具有各自具有不同纵横比的两个不同接收孔径。例如, 第一接收孔径 270 具有第一纵横比, 并且配置成在仰角方向扫描时提供较高分辨率。第二接收孔径 272 具有第二纵横比, 并且配置成在方位角方向扫描时提供较高分辨率。应当注意, 根据实施例, 能够以第一接收孔径 270 和第二接收孔径 272 使用所有波束形成器通道。附加实施例可配置成提供两个以上的不同接收孔径。

[0042] 参照图 9, 根据实施例示出来自图 6 的二维模式 250。共同参考标号用于指示相同元件。根据实施例, 第一接收孔径 270 可配置成在二维阵列上进行平移。将二维模式 250 的子模式组织成三列。这些列中的每个包括四个子模式。给定通道的通道分配在共同子模式中的每个内处于相同的相对位置。为了便于本公开, 术语“公共子模式”定义成包括在相同的相对位置具有相同通道分配的两个或更多子模式。在本公开附图中, 共同子模式用例如 A、B、C 或 D 的相同字母表示。例如, 由参考标号 360、362 和 364 表示的子模式全部是共同子模式。

[0043] 仍然参照图 9, 由于通道分配在共同子模式中的每个内是固定的, 所以能够使接收孔径移位, 同时利用全部可用波束形成器通道。第一接收孔径 270 用 // 影线表示。从子模式 A、子模式 B、子模式 C 和子模式 D 所分配的通道主动连接到变换器阵列中的元件, 以便形成第一接收孔径 270。但是, 通过将连接在第一接收孔径 270 左手侧的用点绘表示的通道 386 的第一组开关断开, 并且将连接在第一接收孔径 270 右手侧的同样用点绘表示的通道 388 的第二组开关闭合, 能够使第一接收孔径 270 向右平移。注意, 在第二列 312 中使用的子模式与第三列 314 中的子模式相同。如前面所述, 通道分配在共同子模式中的每个内是相同的。由于通道分配对于所有共同子模式是相同的, 因此, 通过关掉与一个子模式中给定通道关联的元件, 并且接通与邻近当前接收孔径的共同子模式中相同通道关联的元件, 能

够使接收孔径的位置平移。另外,由于相同信道在两个位置中使用,所以能够将所有波束形成器通道用于在其初始位置和在其平移位置的第一接收孔径 270。换言之,如果例如通道 386 的第一组通道从接收孔径 270 断开连接,同时例如通道 388 的第二组通道被连接,则所有相同通道可在新移位的接收孔径中使用。这个实施例的重要方面在于,通过以二维模式 250 排列子模式 252,能够使第一接收孔径 270 在方位角方向平移,同时仍然利用所有波束形成器通道。本领域技术人员应当领会,由于上文针对第一子孔径 270 所述的相同原因,将能够使第二接收孔径 272(图 4 所示)在方位角方向和仰角方向平移,本领域技术人员应当领会,虽然详细描述特定二维模式 250,但是其它实施例可使用具有不同数量或布置的共同子模式的不同二维模式。

[0044] 本书面描述使用包括最佳模式的示例来公开本发明,并且还使本领域技术人员能够实施本发明,包括制作和使用任何装置或系统以及执行任何结合方法。本发明的专利范围由权利要求书定义,并且可包括本领域技术人员想到的其它示例。如果这类其它示例具有不同于权利要求书中文字语言的结构要素,或者如果它们包括具有与权利要求书中文字语言的非实质差异的等效结构要素,则它们意在处于权利要求书的范围之内。

[0045] 配件表

[0046] 图 1

[0047] 100 超声成像系统

[0048] 102 控制台发射器

[0049] 103 控制台发射波束形成器

[0050] 104 元件

[0051] 105 探头部件

[0052] 106 换能器阵列

[0053] 107 探头 /SAP 电子器件

[0054] 108 控制台接收器

[0055] 110 控制台接收波束形成器

[0056] 115 用户接口

[0057] 116 处理器

[0058] 118 显示器

[0059] 120 存储器

[0060] 图 2

[0061] 102 控制台发射器

[0062] 103 控制台发射波束形成器

[0063] 104 元件

[0064] 106 换能器阵列

[0065] 108 控制台接收器

[0066] 110 控制台接收波束形成器

[0067] 115 用户接口

[0068] 116 处理器

[0069] 118 显示器

[0070]	120	存储器
[0071]	122	超声成像系统
[0072]	123	探头部件
[0073]	124	高电压开关部件
[0074]		图 3
[0075]	102	控制台发射器
[0076]	103	控制台发射波束形成器
[0077]	104	元件
[0078]	106	换能器阵列
[0079]	108	控制台接收器
[0080]	110	控制台接收波束形成器
[0081]	115	用户接口
[0082]	116	处理器
[0083]	118	显示器
[0084]	120	存储器
[0085]	132	探头部件
[0086]	134	探头发射开关部件
[0087]	136	探头接收器
[0088]		图 4
[0089]	150	2D 换能器阵列
[0090]	152	多个元件
[0091]		图 5
[0092]	200	2D 换能器阵列
[0093]	202	多个元件
[0094]	204	多个子孔径
[0095]	206	第一子孔径
[0096]	208	第二子孔径
[0097]	210	第三子孔径
[0098]	212	第四子孔径
[0099]		图 6
[0100]	250	二维模式
[0101]	252	多个子模式
[0102]	270	第一接收孔径
[0103]	272	第二接收孔径
[0104]	310	第一列
[0105]	312	第二列
[0106]	314	第三列
[0107]		图 7
[0108]		图 8

[0109]	290	多个信号通路
[0110]	300	第一信号通路
[0111]	302	第二信号通路
[0112]	304	第三信号通路
[0113]	305	子孔径
[0114]	306	多个开关
[0115]	图 9	
[0116]	250	二维模式
[0117]	270	第一接收孔径
[0118]	310	第一列
[0119]	312	第二列
[0120]	314	第三列
[0121]	360	子模式
[0122]	362	子模式
[0123]	364	子模式
[0124]	386	通道
[0125]	388	通道

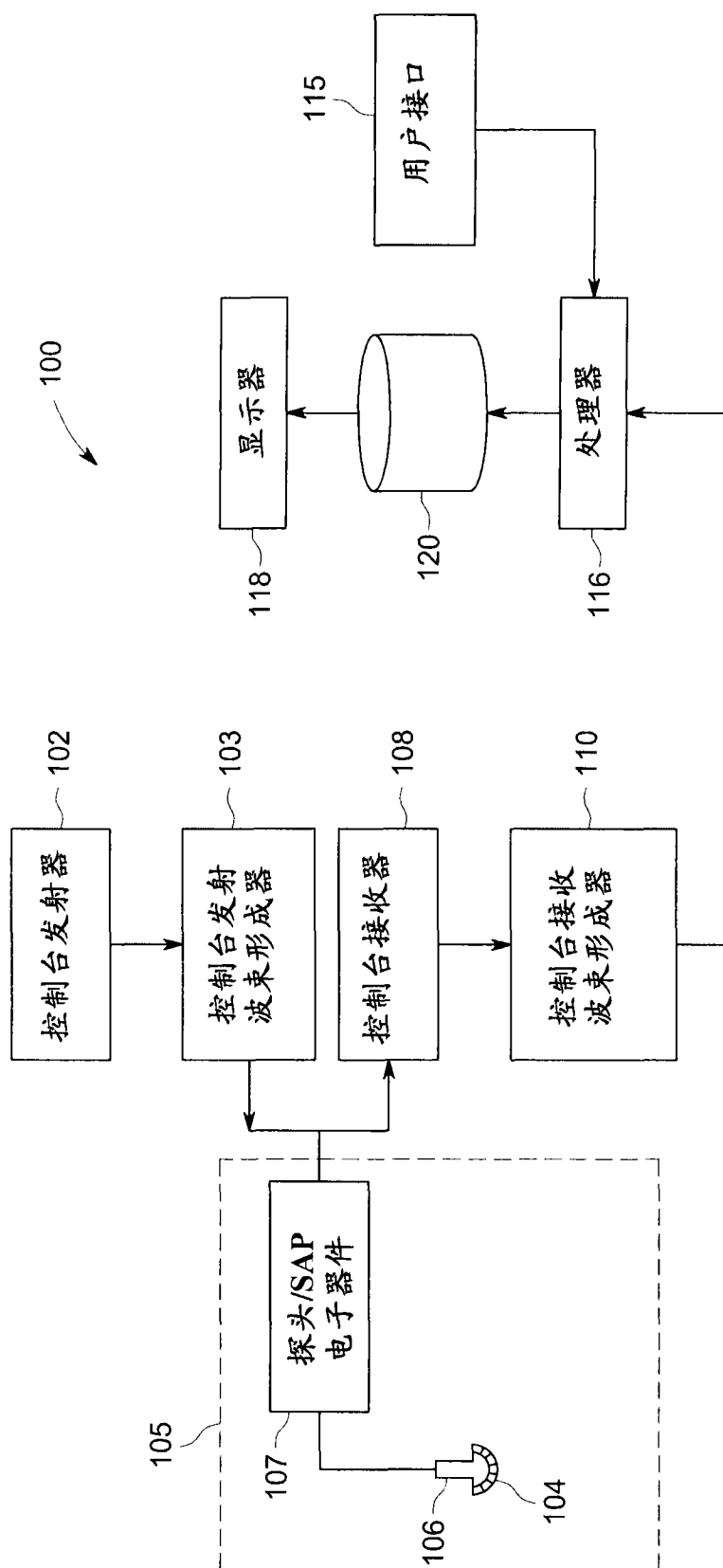


图 1

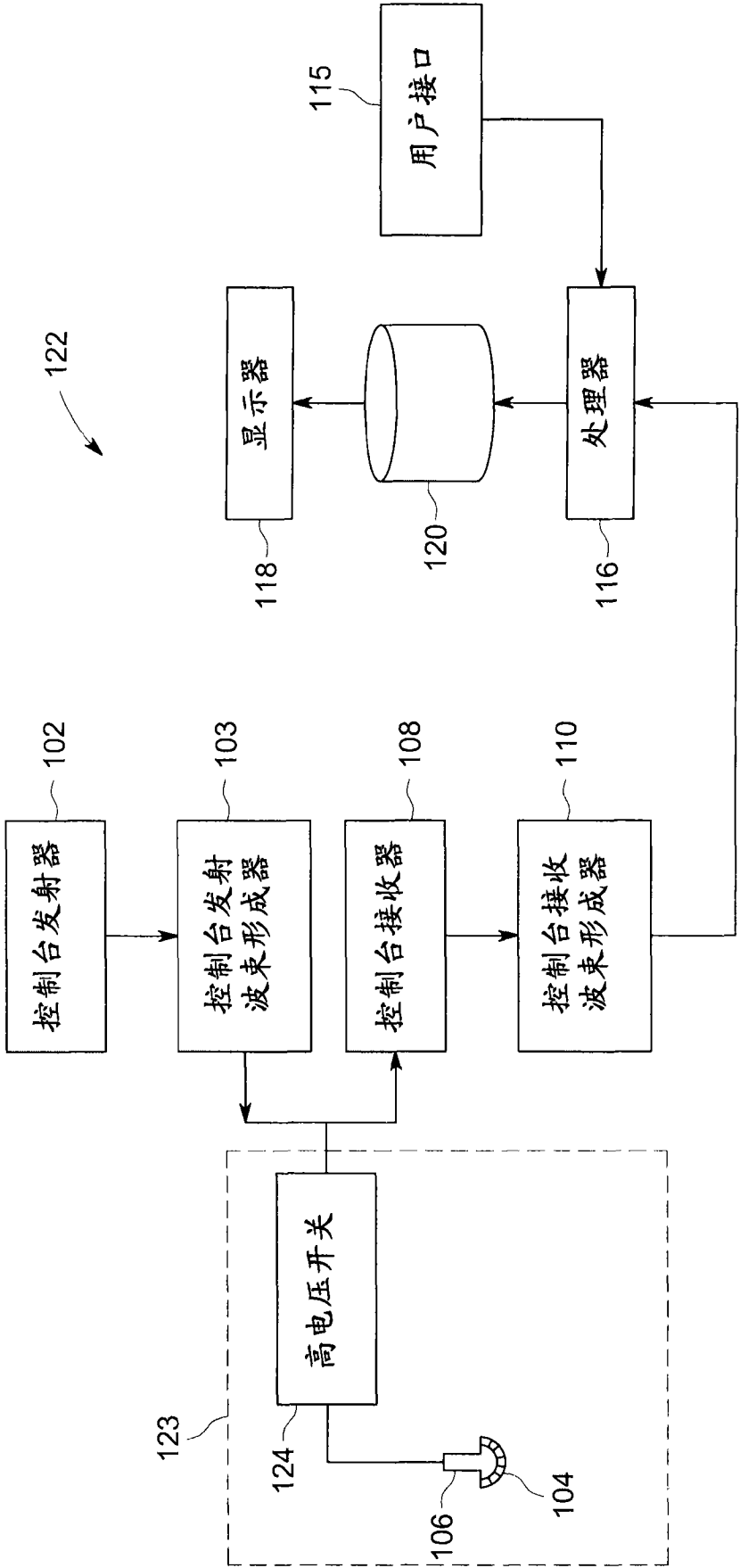


图 2

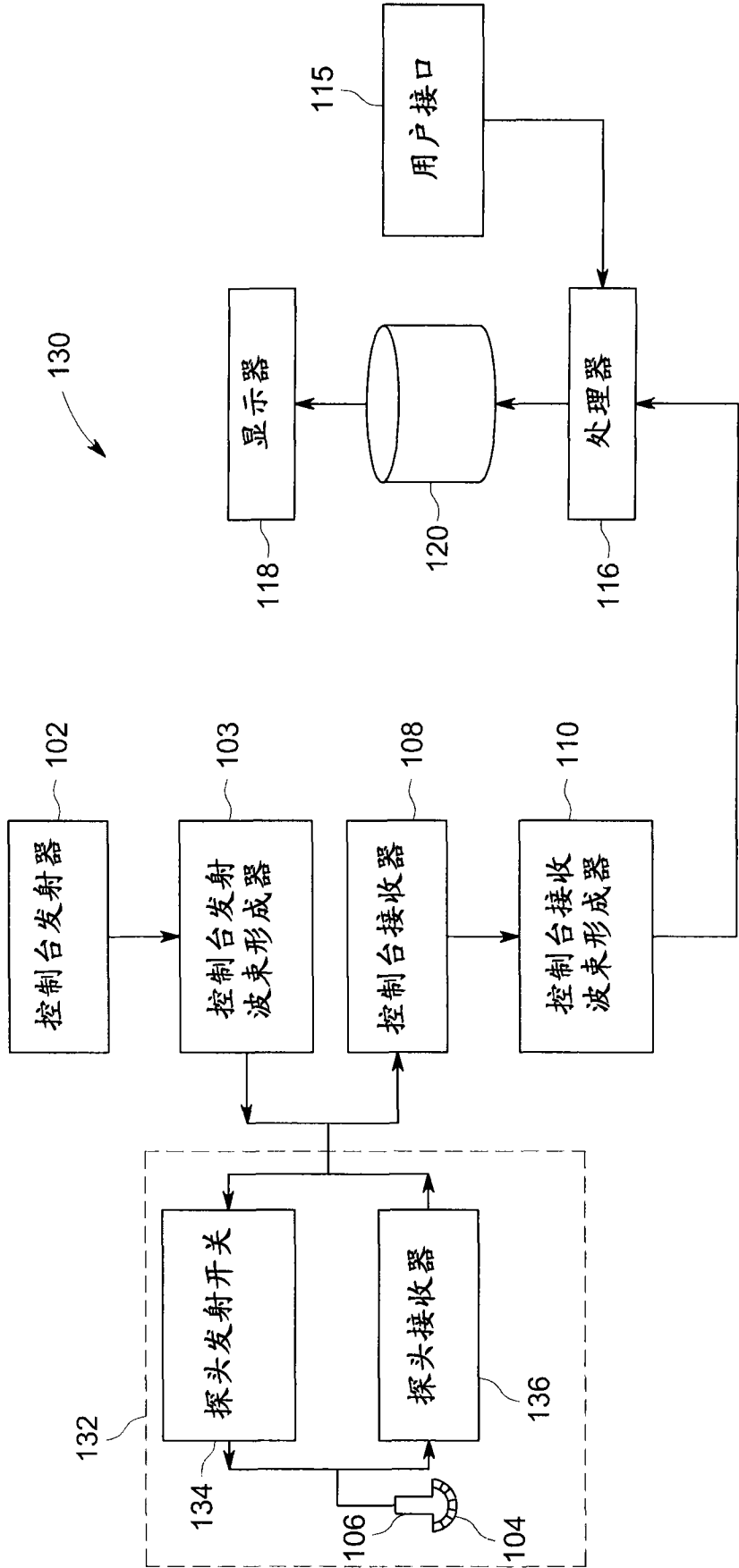


图 3

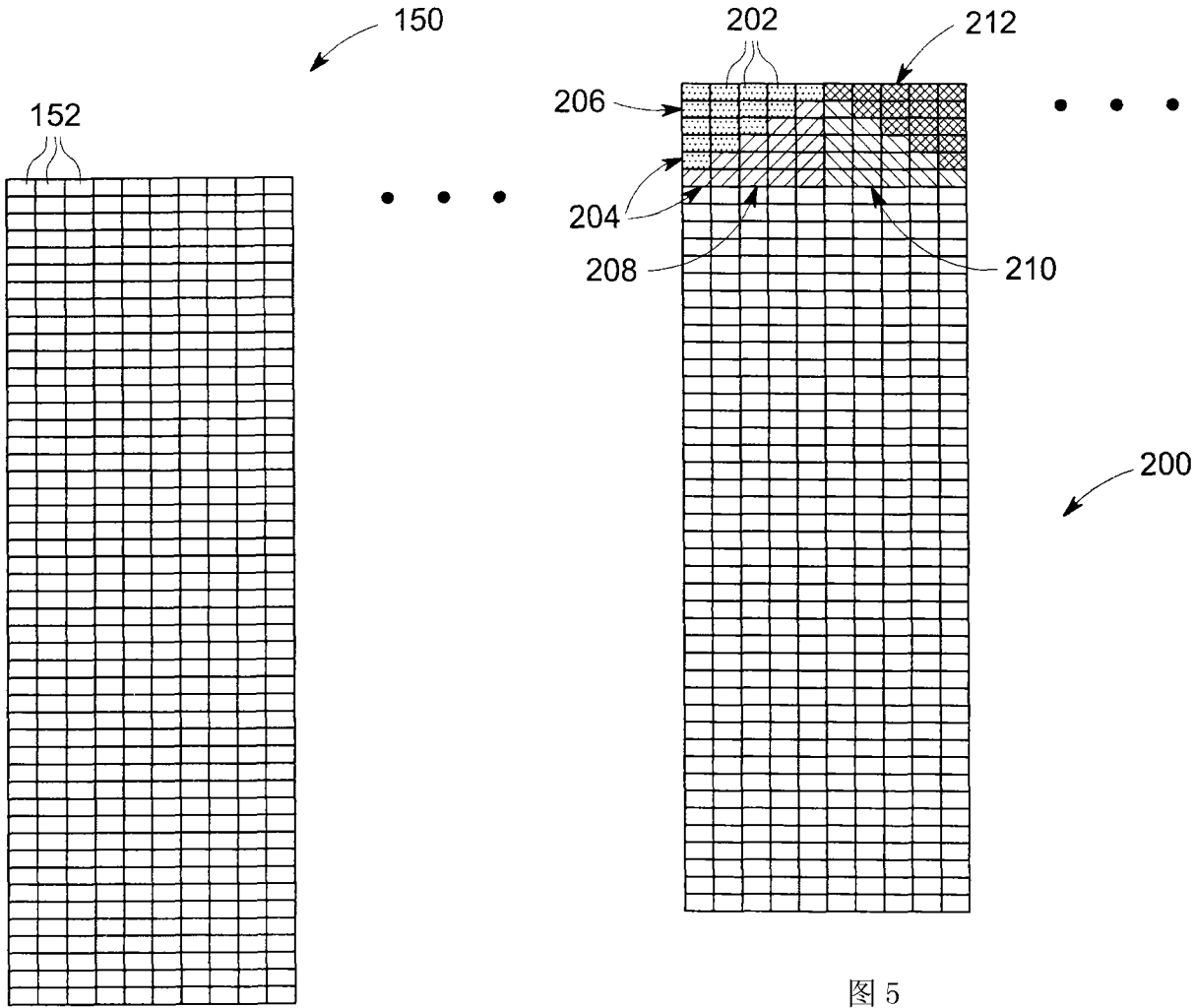


图 5

图 4

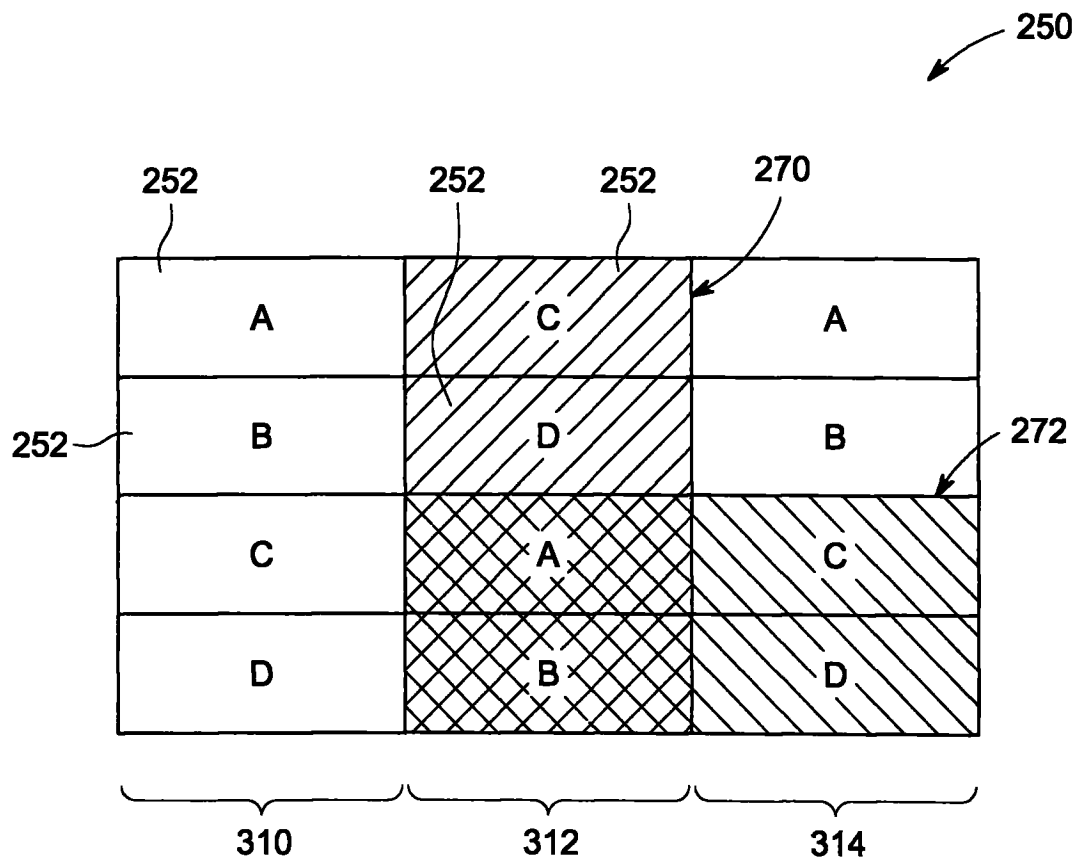


图 6

0	3	4	7	8	11	12	15	16	19	20	23	24	27	28	31
1	2	5	6	9	10	13	14	17	18	21	22	25	26	29	30
33	34	37	38	41	42	45	46	49	50	53	54	57	58	61	62
32	35	36	39	40	43	44	47	48	51	52	55	56	59	60	63

A

64	67	68	71	72	75	76	79	80	83	84	87	88	91	92	95
65	66	69	70	73	74	77	78	81	82	85	86	89	90	93	94
97	98	101	102	105	106	109	110	113	114	117	118	121	122	125	126
96	99	100	103	104	107	108	111	112	115	116	119	120	123	124	127

B

128	131	132	135	136	139	140	143	144	147	148	151	152	155	156	159
129	130	133	134	137	138	141	142	145	146	149	150	153	154	157	158
161	162	165	166	169	170	173	174	177	178	181	182	185	186	189	190
160	163	164	167	168	171	172	175	176	179	180	183	184	187	188	191

C

192	195	196	199	200	203	204	207	208	211	212	215	216	219	220	223
193	194	197	198	201	202	205	206	209	210	213	214	217	218	221	222
225	226	229	230	233	234	237	238	241	242	245	246	249	250	253	254
224	227	228	231	232	235	236	239	240	243	244	247	248	251	252	255

D

图 7

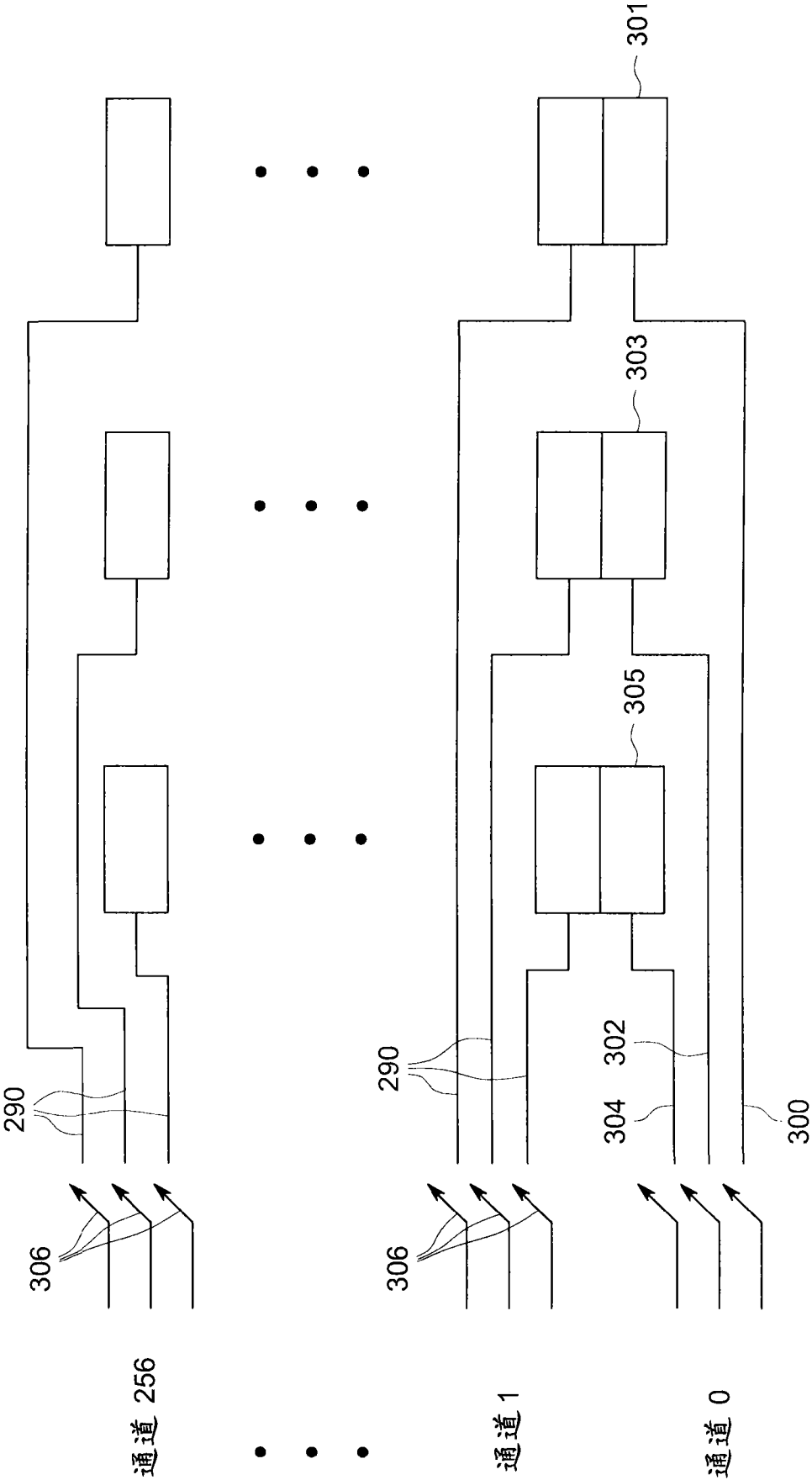


图 8

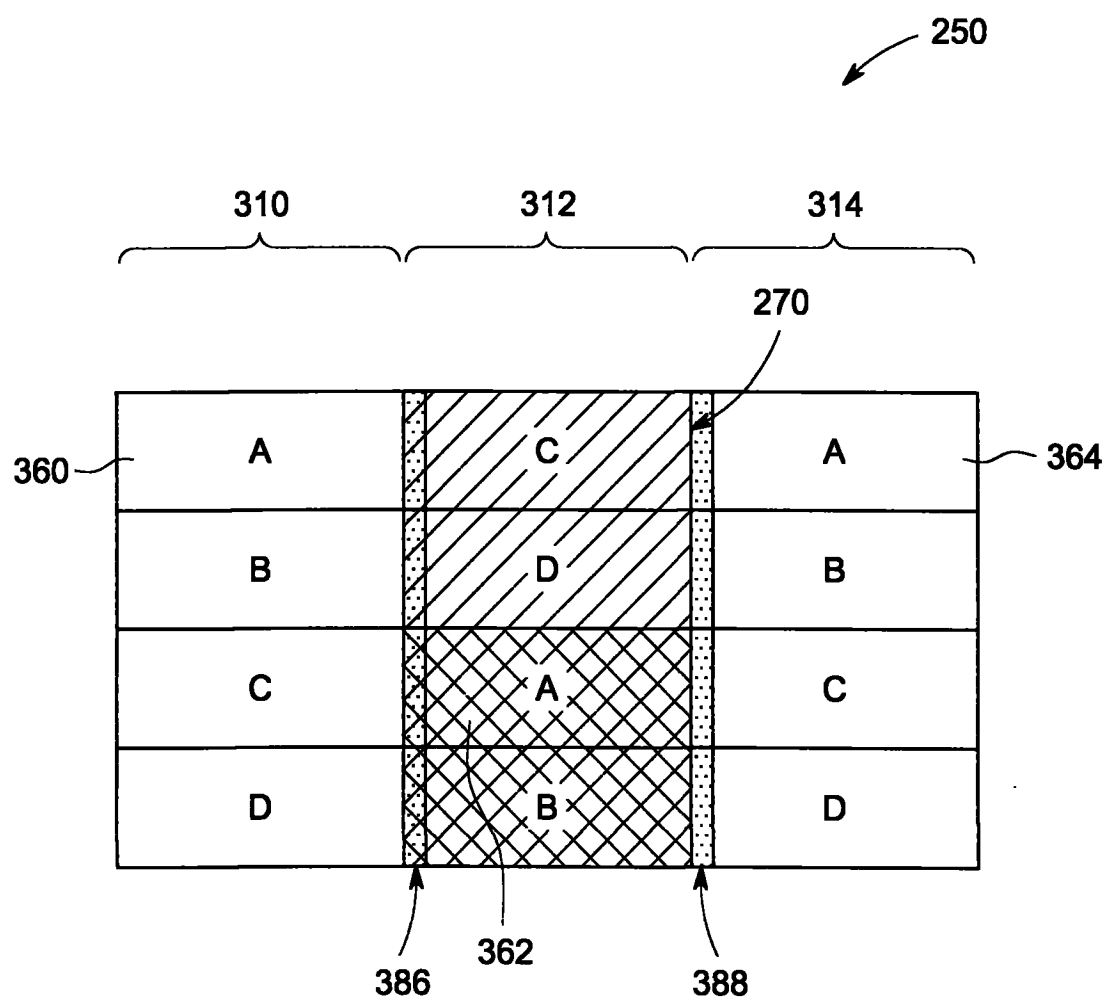


图 9

专利名称(译)	具有可配置接收孔径的超声成像系统和方法		
公开(公告)号	CN102258384A	公开(公告)日	2011-11-30
申请号	CN201010623686.1	申请日	2010-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	SC米勒		
发明人	S· C· 米勒		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G10K11/341 G01S15/8927 G01S15/8925 A61B8/483		
代理人(译)	王忠忠		
优先权	12/790185 2010-05-28 US		
其他公开文献	CN102258384B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声成像的系统和方法包括：波束形成器，包括多个通道；二维换能器阵列，包括多个元件；以及多个信号通路(290)，将多个元件连接到多个通道。该系统和方法还包括沿多个信号通路(290)安置的多个开关(306)。多个开关(306)配置成将多个元件的子集主动连接到多个通道，以便形成接收孔径。多个开关还配置成通过改变将多个元件的哪些元件主动连接到多个通道来控制接收孔径的纵横比。

