

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
G01S 7/524 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810179924.7

[43] 公开日 2009年5月13日

[11] 公开号 CN 101427929A

[22] 申请日 2008.10.23
[21] 申请号 200810179924.7
[30] 优先权
[32] 2007.10.23 [33] US [31] 11/876,781
[71] 申请人 迈瑞控股(香港)有限公司
地址 中国香港
[72] 发明人 姚林鑫

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 王 英

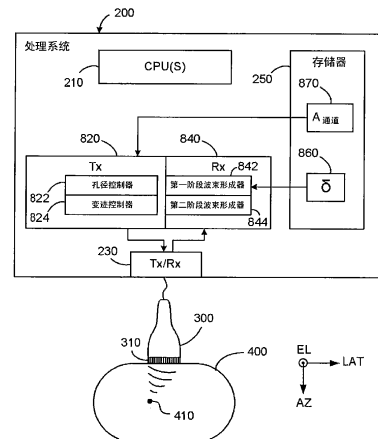
权利要求书 3 页 说明书 19 页 附图 7 页

[54] 发明名称

多阶段数字超声波束形成器

[57] 摘要

根据发射波束形成器激励超声阵列中的元件(310)，以便产生一系列发射波束(Tx)。对于每个发射波束，接收波束形成器的第一阶段(844)确定多个一次接收波束(Rx; RB)。第二波束形成器阶段(842)然后根据一次接收波束计算二次接收波束，所述一次接收波束对应于从不同的发射波束到共同接收起点的返回信号。例如，可以根据对一次接收波束的加权、时延求和来计算每个二次接收波束。然后从波束形成器输出至少一个二次接收波束以用于产生显示图像。



1、一种超声成像方法，其特征在于：

激励电声元件阵列（310）中的至少一个元件，以便产生一系列声穿透感兴趣区域（400）的发射波束（Tx）；

对于至少一个所述发射波束，确定多个一次接收波束（PB）；

根据将至少两个所述一次接收波束进行时间对准合并来计算至少一个二次接收波束（SB）；以及

根据至少一个所述二次接收波束产生图像。

2、如权利要求1所述的方法，进一步的特征在于：

时间对准所述至少两个一次接收波束，所述至少两个一次接收波束对应于来自不同的所述发射波束的超声返回信号但却在共同的波束线上进行接收；以及

根据所述至少两个时间对准的一次接收波束的函数来计算每个二次接收波束。

3、如权利要求2所述的方法，进一步的特征在于：

根据对所述至少两个一次接收波束的时延求和来计算每个二次接收波束。

4、如权利要求3所述的方法，进一步的特征在于：

在所述求和中对每个一次接收波束的贡献进行加权。

5、如权利要求2所述的方法，其中每条波束线是穿过焦点和所述阵列上的相应波束起点的超声传播线。

6、如权利要求1所述的方法，其中时间对准所述至少两个一次接收波束的步骤包括计算至少一个所述一次接收波束相对于另一个所述一次接收波束的时间延迟。

7、如权利要求6所述的方法，其中计算所述时间延迟的步骤包括：

模拟与第一原始波束的预期发射条件相对应的条件；

对于指定时间下的所述条件，确定所述第一原始波束上的发射脉冲的第一瞬时发射脉冲压力场（700），其对应于指定深度；

确定沿着从所述第一原始波束的第一波束起点（A）的至少一个半径方向的所述发射脉冲的中心；

确定在所述第一发射起点（A）与所述指定深度处的所述瞬时发射脉冲压力场和所述第一原始波束的交叉点（B）之间的第一发射时间（R0）；

确定在第二波束起点（C）与对于第二个一次接收波束的第二脉冲压力场的交叉点（D）之间的第二发射时间（R1）；

根据预先确定的关于所述第一发射时间和所述第二发射时间的函数确定时间差分；以及

在计算至少一个所述二次接收波束的过程中，向所述第二个一次接收波束施加根据预先确定的关于所述时间差分的函数而计算出的延迟。

8、一种超声成像系统，其特征在于：

主处理系统（200），其包括至少一个处理器（210）和至少一个存储器（250）；

超声探头（300），其包括电声元件阵列（310）；

波束形成系统（820），其包括发射（Tx）波束形成器和接收（Rx）波束形成器；

其中：

将所述发射波束形成器设置成激励所述阵列的至少一个元件以便产生一系列声穿透感兴趣区域（400）的发射波束；

所述接收波束形成器包括第一阶段（844），对于每个发射波束，将所述第一阶段设置成确定多个一次接收波束；

所述接收波束形成器包括第二阶段（842），将所述第二阶段设置成根据对至少两个所述一次接收波束的时间对准合并来计算至少一个二次接收波束；以及

将所述主处理系统设置成根据至少一个所述二次接收波束产生图像，并设置成产生用于在显示装置（100）上显示所述图像的相应信号。

9、如权利要求 8 所述的系统，其中将所述第二阶段设置成：

时间对准所述多个一次接收波束，所述多个一次接收波束对应于来自不同的所述发射波束的超声返回信号但却在共同的接收波束上进行接收；以及

根据所述至少两个时间对准的一次接收波束的函数来计算每个二次接收波束。

10、如权利要求 9 所述的系统，其中将所述第二阶段进一步设置成根据对所述包括的各一次接收波束的时延求和来计算每个二次接收波束。

11、如权利要求 8 所述的系统，其中所述阵列是一维阵列。

12、如权利要求 8 所述的系统，其中所述阵列是二维阵列。

多阶段数字超声波束形成器

技术领域

【0001】本发明总体而言涉及诊断超声成像，具体而言涉及数字波束形成。

背景技术

【0002】诊断超声成像的重要性受到广泛地认可，并且随着成像分辨率以及可获得用途和特征的范围稳步地增加而发展。曾经只有在设施最完备的医院才可获得的昂贵奢侈品，而现在诊断超声成像即便在一些私人诊所也是普通且几乎是常规提供的手段。

【0003】医学诊断超声机器是民用领域最复杂的信号处理系统之一，并且是少数能迫使现代处理器达到其性能极限中的一个。因此一幅超声图像的质量直接受到许多因素的影响，这些因素包括用于产生被发射进入身体所需模式的超声信号并用于接收和处理这些超声信号的回波返回所涉及的硬件以及所使用的例程两者。

【0004】图 1 示出了一种标准超声成像系统的主要部件。用户将各种常规的扫描参数录入输入/输出 (I/O) 单元 100，该元件可以包括常规的硬件，系统软件，以及诸如键盘、旋钮、鼠标和/或按钮的设备。将输入元件连接到处理系统 200，所述处理系统 200 通常是一组电连接且协调工作的、带有必要系统软件（例如操作系统）的、诸如微处理器和数字信号处理器的处理器 210。因此，I/O 单元 100 可以不需要本身拥有任何处理能力，而是简单的充当主处理系统 200 的外围设备。

【0005】正如在已知系统中那样，处理系统 200 设置、调节和监测常规发射控制电路 220 的操作参数。这个控制电路 220 产生电控制和驱动信号并将其施加于超声探头，即，换能器 300，其包括由电声（通常是压电的，例如 PZT）元件阵列 310。如本领域所熟知的，在向压电元件施加适当频率的电信号时该压电元件产生超声波。

【0006】为了产生被发射进入身体(“询问(interrogation)区域”或“感兴趣区域”400)的超声信号,以给定频率来电激励这些元件的全部或一些子组并将其相对于每个元件在阵列中的位置以如下方式单独地调整相位和时间移位,即使所述信号的同相部分形成相干发射(Tx)波束:选择时间延迟以便相干地叠加来自期望角度方向的回波信号,而那些来自其他方向的信号并不进行相干叠加并因此趋向于相互抵消。通常可以改变(变迹(apodize))向阵列元件所施加的激励信号的振幅,以便控制得到的波束宽度并抑制旁瓣。同样可以改变阵列的孔径,也就是说,可以改变激励元件(通常并不是所有元件被同时激励)的“宽度”,如同可以改变照相机的光圈以便改变焦深并提供一致的横向分辨率。

【0007】根据特定的信号包络激励元件以使对给定区域的成像最佳的各种已知方法一般称之为发射波束形成。通过改变发射信号的振幅和相位调整,发射波束不仅能够聚焦于特定深度,而且能够进行偏轴转向,即发射波束不与那些激励元件的中心元件垂直。例如,在图1中,发散波束已经以相对于阵列310表面的一角度进行转向。各个发射信号的异相部分将趋向于相互抵消。发射波束通常在焦深处会聚,发射波束超过焦深后再次发散。发射波束在方位角/横向方向LAT和高度方向EL上进行转向,并在深度/轴向方向AX上进行聚焦,以便将波束的超声能量集中在询问区域400内的期望点上,例如结构410上。

【0008】在询问区域中的任意反射结构被声穿透之后,通常通过切换电路230将换能器从发散模式切换到接收模式,以便从成像区域内任意组织410反射回到阵列表面上的超声将使各元件产生相应的电信号。然而,任意特定元件感测到的超声将是来自成像区域内任意位置反射回来的所有超声能量的合并,而不管能量源自那些元件。在一般情况下,每个元件都将接收所有受激励形成发射波束的元件所产生的超声能量中的一些。在接收(Rx)模式中,每个元件将因此产生时变信号,而该时变信号实际上将不同于所有其他元件的接收信号。此外,仍然是反射能量的同相部分占优势。问题是如何最好地确定这些相干部分的本来面目,也就是,在不同元件上的哪些感测值代表来自期望焦点的返回信号,而带有适当时间延迟的返回信号对应于在其他阵列元件上的返回信号的部分。这一过程称之为接收波

束形成,并且接收波束形成器的首要任务就是确定由所有有效 Rx 阵列元件所接收的来自靶的相干信号并对所述相干信号进行求和。

【0009】众所周知, 压电阵列元件 310 将由回波信号引起的微小机械振动转换成相应的射频 (RF) 电信号。然后由接收控制器 240 向返回信号施加放大和其他常规的信号调整。这种处理根据识别回波信号和形成接收波束的需要包括多个步骤, 所述回波信号对应于在询问区域中的每个扫描元件。接收控制器 240 同样将超声射频 (RF) 返回信号 (典型为几兆赫到几十兆赫的数量级) 转换成用于处理的低频范围, 通常将所有或部分的接收控制器 240 集成到处理系统 200 自身中。这是超声成像领域所熟知的。接收控制电路包括接收波束形成器, 下文将更加详细地描述该接收波束形成器的各方面。需要指出的是, 所述发射和接收控制器 (就此而言, 或者为发射和接收波束形成器) 因此不一定实现为分立元件, 而是可以相对于两者的硬件和软件整体或部分地进行组合。

【0010】在常规的 B 模式扫描中, 询问区域内的每个点随后表示为强度 (亮度) 值。询问区域因此能够表示为亮度值或信号强度值的离散模式 (矩阵), 所述亮度值或信号强度值作为帧数据存储存储在存储器 250 中。其他扫描模式, 例如对于多普勒成像, 产生并存储相应的值。

【0011】询问区域通常具有与用户期望看到的所显示内容不相同的形状; 即便这时, 构成帧数据的数字声学强度值通常并不具有适于直接驱动常规灰阶或彩色显示的形式。然后通常向常规扫描转换器 260 施加所选子集 (扫描平面) 的声学强度值, 所述扫描转换器 260 将数字声学值转换成适于在驱动显示装置 120 过程中使用的显示强度值, 所述显示装置 120 可以是 I/O 单元 100 的一部分。显示装置 120 通常包括被分成像元或“像素”的 X-Y (或极) 矩阵或模式的屏幕 (例如, LED 或 CRT), 所述像元或“像素”构成用户可以观看和解释的图像。

【0012】图 2 示出了接收波束形成器 500 的主要部件。所示的波束形成器 500 出于图示目的进行了简化, 并且大小和距离并未按比例绘制。例如, 即便是一维线性阵列通常具有数十、甚至数百个阵列元件, 而不是图 2 中所示的八个。而且, 通常不是同时激励所有的超声元件, 而是根据某一模式激励所有超声元件中的预定子组。在图 2 中, 假设发射波束已经聚焦

于焦点 FP 上；从点 500 回到阵列元件的线代表声返回信号，也就是，发射超声的回波。

【0013】在图示的情况下，仅仅为了易于图示，焦点 FP 位于垂直于最上面阵列元件的表面。假设超声通过至少大体上声学均匀的组织进行传播，从焦点 FP 反射回来的发射波束的超声能量将在到达其他阵列元件前到达最上面的阵列元件。虚线 520 示出了朝向阵列元件 310 返回的相干超声的行程；也就是，线 520 示出了发射波束的反射的相干部分。

【0014】正如波形线 530 图示的，反射的超声将使每个元件产生相应的模拟电信号。在波形线上的点代表与来自阵列元件中相应元件的接收数据值对应的瞬时值。通常在通过一组放大器 540 放大后，来自电声阵列元件 310 的模拟信号被模数转换器（ADC）550 转换成数字值，所述模数转换器 550 的采样率受到时钟电路（CLK）555 的控制。

【0015】通常接着将时间序列的经转换数字值缓存在先进先出（FIFO）锁存器 560 中（为了速度，虽然它们可以被存储在其他类型的存储器设备中）。在图 2 中，每个存储的数字值表示为锁存器 560 内信号通道上的小方块。在锁存器内的实心（填满的）方块表示与来自同一靶的回波相对应的值。

【0016】然后在处理模块（570）中对所述数字值进行处理，所述处理过程通常涉及运行计算机可读软件代码的主处理器 210（图 1），所述计算机可读软件代码不仅定义了所实现的波束形成例程，而且定义了这样的程序，所述程序涉及更大处理器的专用处理器部分，以便形成代表分配给焦点的值的输出信号，例如亮度值。所述处理过程通常包括如下这样的步骤：时间选通、增益补偿、衍射补偿、动态接收延迟、动态接收孔径大小控制和动态接收变迹。

【0017】由于其在超声成像中的重要性，因此在产业上一直努力改善接收波束形成器。事实上，有许多关于该主题的科技论文、甚至授权的专利。这些授权的专利包括如下授权的美国专利：

美国专利号 题目

<u>7,199,738</u>	<u>Sigma delta beamformer and method with reduced artifact</u>
<u>6,937,176</u>	<u>Ultrasonic signal acquisition in the digital beamformer</u>
<u>6,716,171</u>	<u>System and method for interfacing an ultrasound transducer with a computing device performing beamforming processing</u>
<u>6,676,602</u>	<u>Two dimensional array switching for beamforming in a volume</u>
<u>6,635,019</u>	<u>Scanhead assembly for ultrasonic imaging having an integral beamformer and demountable array</u>
<u>6,602,194</u>	<u>Dual beamformer ultrasound system for 2D and 3D imaging</u>
<u>6,592,524</u>	<u>Transmit beamformer delay architecture and method for diagnostic medical ultrasound</u>
<u>6,565,510</u>	<u>Method and apparatus for servicing remote ultrasound beamformer from central service facility</u>
<u>6,500,120</u>	<u>Beamforming system using analog random access memory</u>
<u>6,491,634</u>	<u>Sub-beamforming apparatus and method for a portable ultrasound imaging system</u>
<u>6,447,452</u>	<u>System and method for reduction of parallel beamforming artifacts</u>
<u>6,436,048</u>	<u>Ultrasonic diagnostic imaging system with scanhead elevation beamforming</u>
<u>6,436,044</u>	<u>System and method for adaptive beamformer apodization</u>
<u>6,363,033</u>	<u>Method and apparatus for transmit beamformer system</u>
<u>6,245,016</u>	<u>Ultrasound imaging system having post-beamformer signal processing using deconvolution algorithm</u>
<u>6,172,939</u>	<u>Method and apparatus for transmit beamformer system</u>
<u>6,155,980</u>	<u>Ultrasonic imaging system with beamforming using unipolar or bipolar coded excitation</u>
<u>6,146,328</u>	<u>Method and apparatus for ultrasonic beamforming using golay-coded excitation</u>
<u>6,123,671</u>	<u>Method and apparatus for distributed, agile calculation of beamforming time delays and apodization values</u>
<u>6,113,545</u>	<u>Ultrasonic beamforming with improved signal-to-noise ratio using orthogonal complementary sets</u>
<u>6,110,116</u>	<u>Method and apparatus for receive beamformer system</u>

<u>6,108,273</u>	<u>Transmit beamformer with frequency dependent focus</u>
<u>6,104,673</u>	<u>Method and apparatus for transmit beamformer system</u>
<u>6,042,547</u>	<u>Method and apparatus for receive beamformer system</u>
<u>6,029,116</u>	<u>Method and apparatus for a baseband processor of a receive beamformer system</u>
<u>5,995,450</u>	<u>Method and apparatus for transmit beamformer system</u>
<u>5,984,869</u>	<u>Method and apparatus for ultrasonic beamforming using golay-coded excitation</u>
<u>5,928,152</u>	<u>Method and apparatus for a baseband processor of a receive beamformer system</u>
<u>5,921,932</u>	<u>Method and apparatus for a baseband processor of a receive beamformer system</u>
<u>5,882,307</u>	<u>Method and apparatus for receive beamformer system</u>
<u>5,856,955</u>	<u>Method and apparatus for transmit beamformer system</u>
<u>5,851,187</u>	<u>Method and apparatus for ultrasonic beamforming with spatially encoded transmits</u>
<u>5,844,139</u>	<u>Method and apparatus for providing dynamically variable time delays for ultrasound beamformer</u>
<u>5,827,188</u>	<u>Method and apparatus for receive beamformer system</u>
<u>5,797,847</u>	<u>Method and apparatus for complex bandpass filtering and decimation in ultrasound beamformer</u>
<u>5,720,289</u>	<u>Method and apparatus for a geometric aberration transform in an adaptive focusing ultrasound beamformer system</u>
<u>5,696,737</u>	<u>Transmit beamformer with frequency dependent focus</u>
<u>5,685,308</u>	<u>Method and apparatus for receive beamformer system</u>
<u>5,676,147</u>	<u>Ultrasonic receive beamformer with phased sub-arrays</u>
<u>5,675,554</u>	<u>Method and apparatus for transmit beamformer</u>
<u>5,653,236</u>	<u>Apparatus for real-time distributed computation of beamforming delays in ultrasound imaging system</u>
<u>5,617,862</u>	<u>Method and apparatus for beamformer system with variable aperture</u>
<u>5,608,690</u>	<u>Transmit beamformer with frequency dependent focus</u>

<u>5,581,517</u>	<u>Method and apparatus for focus control of transmit and receive beamformer systems</u>
<u>5,573,001</u>	<u>Ultrasonic receive beamformer with phased sub-arrays</u>
<u>5,570,691</u>	<u>Method and apparatus for real-time, concurrent adaptive focusing in an ultrasound beamformer imaging system</u>
<u>5,566,675</u>	<u>Beamformer for phase aberration correction</u>
<u>5,555,534</u>	<u>Method and apparatus for doppler receive beamformer system</u>
<u>5,551,433</u>	<u>Method and apparatus for a geometric aberration transform in an adaptive focusing ultrasound beamformer system</u>
<u>5,544,128</u>	<u>Multi-beam digital beamforming method and apparatus</u>
<u>5,517,537</u>	<u>Integrated acoustic leak detection beamforming system</u>
<u>5,388,461</u>	<u>Beamforming time delay correction for a multi-element array ultrasonic scanner using beamsum-channel correlation</u>
<u>5,388,079</u>	<u>Partial beamforming</u>
<u>5,369,624</u>	<u>Digital beamformer having multi-phase parallel processing</u>
<u>4,644,795</u>	<u>High resolution multiline ultrasonic beamformer</u>
<u>4,542,653</u>	<u>Apparatus and method for beamforming in an ultrasonic transducer array</u>

【0018】常规的数字超声波束形成器通常产生一个发射波束，而接收多个返回的接收波束，这是因为单个发射波束可以被不同结构反射回来。常规的单级波束形成器通常能够通过使用动态接收延迟、动态接收孔径尺寸控制和动态接收变迹来处理这些多个波束。即便如此，现有技术的波束形成器不能考虑从多次发射上的多个接收波束获得的特定信息。

发明内容

【0019】本发明提供一种超声成像系统，包括主处理系统和超声探头，所述主处理系统包括至少一个处理器和至少一个存储器，而所述超声探头包括电声元件阵列。所述阵列可以是一维的（直线或非直线，即弯曲的）或具有更高维，例如二维的。波束形成系统包括发射（Tx）波束形成器和接收（Rx）波束形成器。将发射波束形成器设置成激励阵列中的至少一个

元件以产生一系列声穿透感兴趣区域的发射波束。接收波束形成器包括第一阶段,对于每个发射波束,将所述第一阶段设置成确定多个一次(primary)接收波束。接收波束形成器还包括第二阶段(其可与第一阶段一起实现为集成的波束形成器,或者分别地实现),将所述第二阶段设置成根据对至少两个一次接收波束的时间对准合并来计算至少一个二次接收波束。

【0020】根据相关的操作方法,激励电声元件阵列中的至少一个元件以产生一系列声穿透一个感兴趣区域的发射波束。然后对于至少一个所述发射波束,确定多个一次接收波束。然后,波束形成器的第二阶段根据对至少两个所述一次接收波束的时间对准合并来计算至少一个二次接收波束。然后根据至少一个二次接收波束生成图像。

【0021】波束形成器的第二阶段可以时间对准至少两个一次接收波束,所述至少两个一次接收波束对应于来自不同的发射波束的超声返回信号、但却在共同的接收波束线(通过焦点和在阵列上相应的波束起点的超声传播线)上进行接收,并且然后根据所述至少两个时间对准的一次接收波束的函数来计算每个二次接收波束。一个适合函数的示例是可对至少两个一次接收波束的加权、延迟求和。一个时间对准的示例包括计算至少一个一次接收波束相对于另一个一次波束的时间延迟。

【0022】一个计算时间延迟方法的示例包括:模拟与第一原始波束的预期发射条件相对应的条件;对于指定时间的所述条件,确定第一原始波束上的发射脉冲的第一瞬时发射脉冲压力场(700),其对应于指定深度;确定沿着从第一原始波束的第一波束起点(A)的半径方向的发射脉冲的中心;确定第一发射起点(A)与指定深度下的瞬时发射脉冲压力场和第一原始波束的交叉点(B)之间的第一发射时间(R0);确定第二发射起点(C)与对于第二个一次接收波束的第二脉冲压力场的交叉点(D)之间的第二发射时间(R1);根据预先确定的关于第一发射时间和第二发射时间的函数确定时间差分;以及在计算至少一个二次接收波束的计算过程中,向第二个一次接收波束施加根据预先确定的关于时间差分的函数所计算出的延迟。

附图说明

【0023】图1示出了现有技术已有的一种超声成像系统的主要部件;

【0024】图 2 示出了现有技术已有的一种发射和一次接收波束形成器的操作；

【0025】图 3 示出了一维阵列中发射波束的分布、具体而言是用于说明本发明原理的编号规则；

【0026】图 4a-4j 示出了如何根据一系列发射波束形成一次接收波束的二次序列的一个示例；

【0027】图 5 和图 6 是如何对准来自不同发射的一次接收波束以便形成用于产生次级接收波束的两个不同表示；

【0028】图 7 示出了用于形成次级接收波束的延迟值的计算；

【0029】图 8 示出了一种包括两级波束形成的超声成像系统的各部件；

【0030】图 9a-9c 示出了用于二维阵列的两级波束形成。

具体实施方式

【0031】根据本发明的多级波束形成器及其新颖的操作方法主要参考一维阵列（其可以是直线或弯曲的，或者是更高维阵列的各元件中的一维子组，等）进行描述，但是本发明的原理并不限制于此，并且事实上图示出 2D 示例。本发明可以用于具有任意数目元件的任何阵列，只要阵列中有足够的元件允许接收元件/波束进行如下文解释的“重叠”。

【0032】为了更好地理解本发明的原理，假设本发明将使用 N 个元件的线阵来实现，如图 3 中所示。发射 (Tx) 波束可以源于某一元件的中心或者两个元件之间。仅仅为了说明目的，假定将起点在阵列元件 $(m-1)$ 和 m 之间的 Tx 波束编号为 $(2m-2)$ ；将其起点在元件 m 中心的波束编号为 $(2m-1)$ 而将其起点在阵列元件 m 和 $(m+1)$ 之间的波束被编号为 $2m$ 。然后将起点在阵列的左右边缘的波束（如在图 3 中所示）分别标记为 0 和 $2N$ 。这样，其起点基本上在元件 4 和 5 之间的发射波束为波束 8；其起点基本上在元件 2 的中心的发射波束为 Tx3；等等。因此，对于 N 个元件的线阵，通常会有 $(2N+1)$ 个可能的波束起点，例如 257 个波束起点对应 128 个元件的阵列。

【0033】需要指出的是，“起点”并不意味着发射波束必须从该点垂直于阵列表面进行转向；因而，许多发射波束可以源于相同的点，但可能转

向到不同的角度和深度。同样，波束的起点位于特定点并不一定限定这些个阵列元件用于产生所述波束。例如，Tx5可能是通过单独激励阵列元件3产生的，或者通过激励元件2-4、或仅是2和4，或者元件1-5、或元件1、3和5，等等产生，所有这些都表示对称的元件组合，即这些元件组合以元件3的中心作为所述组合的中心。然是，甚至这种对称性也不是必须的：使用已知方法同样能够计算延迟以便特定的Tx波束具有并不位于激励元件组的中心的起点，即，所述Tx波束来自于非对称模式的元件。例如，当使用元件1-15来形成发射波束时，同样能够确定Tx8。

【0034】如何产生特定的发射波束通常将取决于像期望的孔径和变迹这样的考虑。本发明不要求任何特定的孔径、变迹等，只要能够确定出Tx平均起点。另一种考虑波束起点的方法是，起点就是系统计算孔径中所有元件的延迟的那个位置。波束是发自波束起点并穿过焦点FP的线。这对于发射和接收波束都是正确的，尽管声音传播的方向显然会被反转（与从焦点出来的方向相反）。在发射和接收波束形成中重要的计算是延迟的计算，因而波束起点是延迟为零的点，这意味着相对于它来测量其他延迟。然后将延迟长度定义为在元件到焦点间长度和波束起点到焦点间长度之间的差。

【0035】在图3中所示的编号规则同样用于对接收波束进行编号。需要指出的是，相同的元件、甚至是相同编号的元件并不一定用于接收产生发射波束所使用的回波信号。这又再次成为应用哪个孔径等的问题。作为一个示例，元件1-4可能受到激励以形成Tx4，但是然后可能使用在元件3-5处接收到的信号来形成在线7上具有零延迟或“起点”的接收波束；这样，系统可能于Tx4上发射，但在Rx7上“收听(listen)”。

【0036】图4a-4j示出了如何从两个不同的发射波束Tx8和Tx12形成不同的一次接收波束。仅仅通过图示来看，发射波束被显示为由四个相邻元件产生：元件3-6对应于Tx8而元件5-8对应于Tx12。类似地，仅仅是举例，假设在接收模式中使用来自三个相邻元件的信号。为简单起见，同样假设发射线和接收线位于它们各自有效元件组的中心。如上面所解释的，这些假定仅仅反映出若干可能选择之一。发射中所使用的元件用粗体轮廓线示出。用于接收的元件通过其上的括号、还有对其下面起点编号的识别

进行指示。这样，在图 4a 中，Tx8 由元件 3-6 产生并且在元件 5-7 上进行接收，以形成 Rx11。

【0037】在本发明中，由来自单次发射的回波信号所形成的波束被称为一次接收波束。符号 PB(i,j)在此用于指示从其起点为 i 的发射波束产生的并且由其接收波束起点在位置 j 处的任意选定元件组接收（即，在线 j 上进行接收）的一次接收波束。

【0038】在图 4a-4e 中，发射波束在每种情形中都是 Tx8，但是用于从同一次发射 Tx8 形成五个并行接收波束的元件，从用于图 4b 所示形成 PB(8,3)的元件 1-3(Rx3)，移位到用于图 4c 所示形成 PB(8,5)的元件 2-4(Rx5)，移位到用于图 4d 所示形成 PB(8,7)的元件 3-5 (Rx7)，移位到图 4e 所示形成 PB(8,9)的元件 4-6 (Rx9)，移位到图 4a 所示形成 PB(8,11)的元件 5-7 (Rx11)。这样，在接收模式中的移位是每个接收波束一个元件（两个波束号）。

【0039】在图 4f-4j 中，发射波束是 Tx12。相对于在图 4a-4e 中所示的情况，发射波束的起点因而已经向右移位了四个波束号（两个元件）。需要指出的是，即使对于相同的靶，由于不同的 Tx 波束，来自该相同靶的回波将位于原始波束的不同深度，例如，在线 PB(8,5)和 PB(12,5)上。根据本发明的第二级波束形成器（后面将对此做出详细描述）消除或至少基本上减小该差。在图 4f 中，对于 Tx12 在接收模式中使用的元件是用于形成 PB(12,5)的元件 2-4；在图 4g 中，是形成 PB(12,7)的元件 3-5 (Rx7)；在图 4h 中，是形成 PB(12,9)的元件 4-6 (Rx9)；在图 4i 中，是形成 PB(12,11)的元件 5-7 (Rx11)；在图 4j 中，是形成 PB(12,13)的元件 5-7 (Rx13)。这样，在图 4f-4j 中随后的每一个一次接收波束都是通过相对前一个一次接收波束向右移位两个波束号（一个元件）产生的。

【0040】图 5 示出了部分超声扫描的许多可能示例之一。在图 5 中，编号的圆圈代表一次波束。在该所示的情况中，对于 Tx 波束计算（以任何已知方式）八个一次波束，然后将孔径向右（如在图 5 中所示）“移位”四个波束号，形成新的发射波束并且计算新的接收波束，然后将孔径再向右移位四个波束号，等等。图 5 示出了对于五个发射波束的接收模式中的激励模式。再次仅仅是举例，假设五个发射波束 Tx8、Tx12、Tx16、Tx20 和 Tx24。在图 5 中，深色圆圈代表对于相应每一次发射所计算的一次接收波

束。这样，第一发射波束 Tx8 产生一次接收波束 PB(8,1)、PB(8,3)、PB(8,5)、PB(8,7)、PB(8,9)、PB(8,11)、PB(8,13)和PB(8,15)。以表格的形式，针于五个发射波束中每一个的一次接收波束是：

Tx 波束号	接收波束号
8	1、3、5、7、9、11、13、15
12	5、7、9、11、13、15、17、19
16	9、11、13、15、17、19、21、23
20	13、15、17、19、21、23、25、27
24	17、19、21、23、25、27、29、31
...	...

表 1

【0041】这同样在图 6 中示出，图 6 示出并标记出每个发射波束的各个接收波束，其中发射波束在时间上间隔一量 Δt ， Δt 将是选定帧率的函数。如图 5、图 6 和表 1 所示，若干接收波束包括与相同声穿透结构有关的、但是来自不同发射波束的信息。因而，在这一简单示例中，一次接收波束 13、15、17 和 19 有四个不同的值。例如，对于一次接收波束 13，有值 PB(8,13)、PB(12,13)、PB(16,13)和PB(16,13)，而对于接收波束 19，有值 PB(12,19)、PB(16,19)、PB(20,19)和PB(24,19)。

【0042】依据波束号的定义，如果在接收孔径中使用与 n 个波束号对应的阵列元件，并且所述孔径在每次发射时移位 m 个波束，那么除了在边缘附近，每个波束位置将有 n/m 个一次波束。 n 和 m 的值通常是代表分辨率与速度的权衡的设计选择。需要指出的是，能够依据波束号或元件号来定义移位操作，并且编号操作在任意一种情况中都仅是规则的选择问题。

【0043】一次波束的形成在此被称为第一或一次波束形成阶段，其在图 6 中标记为第一阶段。本发明具有使用了常规波束形成器忽视的信息的二次波束形成。该二次波束形成阶段提供对相同线上各一次波束（如图所示，具有相同的波束号）的动态波束形成。

【0044】本发明根据线 p 上各一次接收波束的函数而计算（使用存储在或在任何适合的媒介，例如存储器 250 内的可执行编码）的二次接收波束 SB(p)。一个适合的函数是对一次接收波束 PB(c, p)的时延加权求和，即对

包含 p (接收波束号) 值的所有 c (发射波束号) 进行求和。表达式为:

$$SB(p) = f(PB(c,p),t) = \sum [w_c \cdot PB(c,p,t - \delta_c)]$$

其中,所述和是对 p 值的 c (全部或选定子集) 上获得。在此, $PB(c,p,t - \delta_c)$ 是一次接收波束 $PB(c,p)$ 时延量 δ_c , 并用值 w_c 进行加权 (可能是简单地统一加权, 意味着根本不进行微分加权)。换句话说, 将对于不同次发射、但在相同束上接收的至少一些一次接收波束的值进行合并。需要指出的是, 所述求和是在所述波束的整个长度上进行的, 也就是, 在选定区间内的所有时间 t 上进行求和。而且, w_c 和 δ_c 同样可以是时间 (深度) 相关的, 并且可能对于不同波束具有不同的值。

【0045】因而, 返回到上述示例, 可以根据对 $PB(8,13)$ 、 $PB(12,13)$ 、 $PB(16,13)$ 和 $PB(16,13)$ 的时延加权求和来计算 $SB(13)$ 。在实践中, 这意味着每个二次接收波束包括来自若干发射波束的能量 (信息)。因此, 对孔径、移位、发射定时 (所有这些可以视具体情况使用已知的运算方法而确定)、和本发明的应用的正确选择应当得到合成的二次接收波束, 其具有更少的噪声, 并因此与单独处理的各一次接收波束中的任意一个相比都更清楚。

【0046】作为另一示例, 如前面一样假设, 有八个相对间隔一个元件 (两个波束位置) 的并行 R_x 波束, 但是在这种情况下, 假设每次发射的移位仅仅是两个波束位置 (一个元件) 而不是四个波束位置 (两个元件)。表 2 示出了在发射波束号和接收波束号间的对应关系:

发射波束号	接收波束号
8	1、3、5、7、9、11、13、15
10	3、5、7、9、11、13、15、17
12	5、7、9、11、13、15、17、19
14	7、9、11、13、15、17、19、21
16	9、11、13、15、17、19、21、23
18	11、13、15、17、19、21、23、25
20	13、15、17、19、21、23、25、27
22	15、17、19、21、23、25、27、29
24	17、19、21、23、25、27、29、31

26	19、21、23、25、27、29、31、33
...	...

表 2

【0047】在表 2 中可以看到从波束号 15 并向上，对于每个波束位置有八个一次波束。即，为了形成最终结果，二次波束号 15、SB(15)由一次波束 PB(8,15)、PB(10,15)、PB(12,15)、PB(14,15)、PB(16,15)、PB(18,15)、PB(20,15)和 PB(22,15)形成。如图前面一样，所有这八个一次波束将进行时延并加权求和，以便与假设的发射起点和接收起点都位于波束 15 的波束起点的波束对准。

【0048】在表 2 中，同样观察到，对于波束号 9 而言，每个波束位置有 5 个一次波束。为了形成最后的波束号 SB(9)，可以对一次波束 PB(8,9)、PB(10,9)、PB(12,9)、PB(14,9)和 PB(16,9)进行时延和加权求和。换句话说，很可能对于不同的二次波束在求和中有不同的项数；这通常发生在接近阵列边缘时。同样可能简单到在阵列边缘附近不进行二次波束形成，只要这样做优于增加额外的编程负担。一旦计算完二次波束，可以将其如同在常规波速形成器中的一次波束一样作进一步的处理和显示。

【0049】可以使用已知的理论和实验方法来确定权重 w_c ，假设恰好都进行加权。例如，人们可以选择权重以便削弱离轴更远的一次波束。作为另一示例，人们可以选择削弱在时间上相对更靠后发生的一次波束，具体而言其中例如对于心脏成像而言，与那些更静态的对象、例如腹部结构相反，图像区域是自身运动的。这些考虑事项同样在确定有效阵列元件的移位程度时应当受到重视——此外，累加的一次波束越多，二次波束有可能越好，但是这将占用的时间越长，并且对于诸如心脏的动态区域通常优选更快的扫描。在实践中，一次激励的元件数目和移位程度将是要权衡的一部分：期望的分辨率越高，进行处理将占用的时间越长。

【0050】二次接收波束的计算中的一部分包括确定动态时延 δ_c ，所述动态时延 δ_c 用于在 SB(p) 计算中时间上正确对准各一次波束，以便确保它们真实地代表相同的波束线。在常规发射波束形成器的延迟计算中，通常根据几何结构的函数计算发射时间——Tx 脉冲从 Tx 元件到 Tx 焦点的传播时间，其等于从 Tx 元件到 Tx 焦点的直线距离除以声速。然而，这要假设，声波脉冲前沿是球形的，并且 Tx 元件位于中心；或者，这些系统假设 Tx

元件是点源。

【0051】 在根据本发明的两阶段波束形成器的第二阶段中，所述计算不是基于来自个别元件或到达个别元件的信号，而是基于所述原始发射波束。在这些延迟计算中，因此，人们应当同样考虑发射时间，所述发射时间为 Tx 脉冲从原始发射波束的 Tx 起点到 Tx 焦点的传播时间。然而，这一传播时间并不一定正比于从所述发射波束的 Tx 起点到 Tx 焦点的直线距离除以声速，这是因为所述原始发射波束的波前不再必须是球形的。一个特殊的情况是其中所有原始发射波束的发射孔径是单个探头元件；在这一特殊情况下，单独的几何计算将足够用来计算发射延迟。但是，在一般情况下，原始发射波束的发射孔径是一组具有延迟分布和变迹的探头元件；这样的孔径不能被看作是一个点源。

【0052】 一种计算一次波束的 Tx 延迟 δ_c 的方法是通过在给出有关计算将要用于哪种类型的身体区域（心脏、腹部、胎儿、阻塞性脂肪组织等），即超声将通过什么样的介质的知识的情况下，模拟发射波束的瞬时 Tx 脉冲压力场。这种模拟的一个示例的主要步骤包括：

【0053】 1. 设定与一次波束的实际 Tx 条件相匹配的模拟条件（通过计算或者通过使用物理模型）。所述条件应当包括探头的几何形状、Tx 脉冲、Tx 孔径大小、Tx 变迹、探头元件方向性、组织衰减、Tx 焦点位置和其他。

【0054】 2. 设定察看的时间（深度），例如，在 Tx 后 50 μ sec；计算（或测量）这一指定时间 Tx 条件设定的瞬时 Tx 脉冲压力场。

【0055】 3. 计算从 Tx 起点沿着半径方向的脉冲的中心。在 2D 图像情形中，绘出（精确地或计算地）在 2D Tx 压力场上沿着脉冲中心的曲线；或是在 3D 图像情形中，绘出在 3D Tx 压力场上沿着脉冲中心的表面。

【0056】 4. 找出脉冲中心曲线和发射波束的交叉点。假设 R_0 是从 Tx 起点到交叉点的距离（在时间上）。

【0057】 5. 找出一次波束和脉冲中心曲线的交叉点。假设 R_1 是从一次波束的波束起点到交叉点的距离（在时间上）。对于这一 Tx 波束在这一深度上的第二阶段 BF 而言，一次波束延迟等于 R_0 与 R_1 之间的差。

【0058】 6. 计算所有一次波束的延迟。这产生在一个深度上的延迟分布。

【0059】 7. 对于沿着整个场的每一深度重复步骤 2-6，以便确定来自一

个原始发射波束的各一次波束的动态 Tx 延迟分布。可以通过在计算出的各深度间进行插值来减少计算。

【0060】 8.对于所有原始发射波束重复步骤 1-7, 以便确定来自所有原始发射波束的所有一次波束确定 Tx 延迟分布。

【0061】 作为一个简化的示例, 参见图 7。假设发射波束 Tx12 和接收波束起源于波束起点 7, 从而给出 PB(12,7)。曲线 700 表示在发射后 Tx 脉冲中心为 $49\mu\text{s}$ 。在图 7 中, Tx12 波束起点被标记为 A, 而曲线 700 和 Tx12 的交叉点被标记为 B。假定 R_0 是从 A 到 B 的距离。在该示例中, $R_0=49\mu\text{s}$ 。PB(12,7)的波束起点被标记为 C, 而曲线 700 和 PB(12,7)的交叉点被标记为 D。假定 R_1 是从 C 到 D 的距离, 并且作为举例假设 $R_1=50\mu\text{s}$ 。曲线 701 示出了假设的来自 C 的脉冲中心 $50\mu\text{sec}$ 。现在, 如果系统将使用起点位于位置 7 的波束来查看位于 D 的靶, 则它将从 C 射出发射波束, 所述脉冲将传播 $50\mu\text{sec}$ 到达 D, 然后将被反射回 C 用于接收。这将对应于一次接收波束 PB(7,7), 因而其的往返时间将是 $50\mu\text{s}+50\mu\text{s}=100\mu\text{s}$ 。可是, 使用两阶段波束形成器, 系统能射出 Tx12, 其的脉冲起源于 A, 传播 $49\mu\text{s}$ 并到达位于 D 的靶。然后来自 D 的回波从 D 到 C 用了 $50\mu\text{s}$, 以供位置 7 处波束进行接收。在这种情况下, 总的往返时间将是 $49\mu\text{s}+50\mu\text{s}=99\mu\text{s}$ 。在波束形成器的第二阶段中, 系统因此可以将 $1\mu\text{s}$ 延迟施加给位于该深度的 PB(12,7), 以校正 Tx 波束的偏移量, 从而产生看起来像 PB(7,7)的波束。

【0062】 根据本发明的两阶段波束形成器可以以多种方式进行灵活的编程, 以便显示各种特征。通常, 如果对阵列和发射控制器进行选择 and 编程以便能够形成来自一次发射的 N_p 个并行波束, 并且如果使用 N_t 次发射形成图像, 并且如果使用 k 个一次波束形成一个最终的二次波束, 那么最终的二次波束的总数将是 N_t*N_p/k , 因为每次发射将给出 N_p/k 个二次波束。

【0063】 如果帧率在给定的应用中更重要, 则人们例如可以配置系统使得 $k=2$ 以便每次发射具有 $N_p/2$ 个最终波束。这样, 如果 $N_p=16$, 从一次发射将有八个最终的二次波束, 并且由于两个一次波束的第二阶段 Tx 波束形成器而很少有并行伪影。甚至可以设定 $k=1$ 以便形成每次发射 16 个波束 (作为举例假设其是选定孔径), 以使帧率最大化, 尽管以一些并行伪影为代价。

【0064】如果图像质量最重要，则在 $N_p=16$ 的情况下，人们可以设定 $k=16$ 以便每次发射具有单个最终的波束。然后从 16 个一次波束动态地形成每个二次波束；因此，最终的波束将沿着深度具有良好 Tx 聚焦。

【0065】为了更深的穿透，再次使用 $N_p=16$ 作为示例，人们同样可以设定 $k=16$ ，从而每次发射产生单个最终的二次波束。然后可以由 16 个一次波束动态地进行延迟求和得到每个最终波束，以便使得每个最终波束将包括 16 个原始发射波束的声功率。这应当使 2.5MHz 的探头增加大致 12dB 的穿透，这等价于明显增加大约 4.8cm 的深度。

【0066】在图 8 中为了清楚起见去除了图 1 中的一些部件，图 8 示出了 Rx 控制器 840 如何包括第一阶段波束形成器 842 和第二阶段波束形成器 844。同样示出了 Tx 控制器 820 的两个公共部件，即孔径控制器 822 和变迹控制器 824。

【0067】并不一定将本发明的两阶段波束形成器实现为两个硬件阶段。例如，它实践上可以是将第二阶段的动态 Tx 延迟合并到第一阶段的动态 Rx 延迟。然而，第一阶段的动态 Rx 延迟可以如现有技术一样根据几何结构的函数进行计算；这可以使用硬件计算器来实现以便减少传输更多控制数据的需要。但是，对于第二阶段的 δ_c 的计算，并不像上面讨论的那样简单。代替的是，可以根据存储在主系统存储器中或者一些其他存储设备中的表 860，在实时成像期间对这些值预先计算、预先存储和加载；而且，所述值可以进行实时、或脱机、或者通过这两种方式的组合的计算。

【0068】可以使用存储器/累加器，在第二阶段波束形成器中完成 $SB(p)$ 值的计算，所述存储器/累加器带有存储器单元（对于速度专用的，或者其他存储器的一部分，例如系统存储器），它的大小至少要像包含定义所需波束数量的所有值需要的那么大，并且至少等于每次发射的最大并行波束数量。一旦在第二接收波束形成器阶段中计算完 $SB(p)$ 值，然后将这些值进行后面的常规处理，以便形成感兴趣区域的显示基础。

【0069】本发明的原理同样可以应用到更高维阵列。例如，图 9 示出了 2D 阵列 900 的 8×16 元件部分，即，具有 $i=8$ “行” 和 $j=16$ “列” 的元件。假定 $E(i=a,b; j=x,y)$ 表示包括 a 到 b 行和 x 到 y 列的元件的阵列部分。

【0070】与一维情况一样，同样可以定义波束号以便标记 2D 阵列中各发射波束的可能的不同起点。图 9b 中示出了用于 2D 阵列的 3 乘 3 区域(如图 9a 中所示，左上区域)的发射波束起点的一种可能编号方案，其中圆圈指示波束起点而括号中相邻的二维标记指示波束号。这样，波束号 (3,3) (和因而相应的起源于所指示点的波束 $T_x(3,3)$) 位于元件 E(2,2) 的中心，波束号 (4,5) 位于 E(2,3) 和 E(3,3) 间边缘的中间等等。例如，其他的编号方案可以仅包括位于元件的角和中心的任何起点位置；编号方案仅为在此用于说明本发明原理的规则，尽管一些编号方案通常将需要对软件进行编程以便更容易地控制发射和接收波束形成器。

【0071】如上面提到的，在 2D 阵列中可以激励部分行或列、或者全部行或列的元件，以便它们将在效果上形成 1D 阵列。这总体而言对于诊断超声成像，或者具体而言对于实现本发明都不是必须的；相反，本发明的原理可以在比 1D 更高的维度中实施。作为举例，假设第一发射波束 $T_x(4,12)$ 由带阴影的元件 4x4 子组 $E(i=1,4; j=5,8)$ 形成，并且波束起点对应于显示为空心小圆圈的波束号 (4,12)。作为简化假设，用选定的接收孔径进行扫描，以便使得第一次接收波束(由实心点指示的)对应于具有波束号 (4,4) 的波束起点，然后在 j 方向(向右，如图 9a 和 9b 所示)将所述孔径移位一个元件(两条波束线)，对于波束号 (4,6) 计算新的一次波束，然后再次将所述接收孔径向右移位一个元件，对于波束号 (4,8) 计算另一个一次波束，然后再次将所述接收孔径向右移位一个元件，并且对于波束号 (4,10) 计算另一个一次波束。

【0072】 $PB[(t_i, t_j); (r_a, r_b)]$ 然后可以用于表示由具有波束号 (t_i, t_j) 所指示的起点的发射波束产生的、并在具有(使用同一方案编号的)号 (r_a, r_b) 的波束线上所接收的一次接收波束。这样，在先前段落给出的示例中，对于发射波束 $T_x(4,12)$ ，以任何常规方式计算一次波束 $PB[(4,12); (4,4)]$ 、 $PB[(4,12); (4,6)]$ 、 $PB[(4,12); (4,8)]$ 和 $PB[(4,12); (4,10)]$ 。

【0073】现在，可以将发射孔径移位例如两个元件(四个波束号)，以便产生来自位于波束号 (4,16) 的起点的发射波束 $T_x(4,16)$ ，在图 9c 中由位于阴影孔径区域元件 $E(i=1,4; j=7,10)$ 中心的空心圆圈来指示。对于如前所示的接收孔径(再次用实点指示的)使用相同的模式，计算四个一次接

收波束为 $PB[(4,16);(4,8)]$ 、 $PB[(4,16);(4,10)]$ 、 $PB[(4,16);(4,12)]$ 和 $PB[(4,16);(4,14)]$ 。

【0074】在这一简单的示例中，一次接收波束 $PB[(4,12);(4,8)]$ （来自第一发射）和 $PB[(4,16);(4,8)]$ （来自第二发射）二者都是在相同波束线、即（4,8）上的一次接收波束。同样 $PB[(4,12);(4,10)]$ 和 $PB[(4,16);(4,10)]$ 都在波束线（4,10）上。然后根据加权（再次，甚至可以为统一加权）时延求和将这些对的每一对合并成单个二次接收波束 $SB(4,10)$ 。这些“重叠的”接收波束在图 9c 中被标记为用虚线矩形围绕。

【0075】对于使发射孔径或接收孔径将要单独在方位角方向或仰角方向上进行移位并不是必须的。即使对一个或另一个、或者两者的移位包括“对角”分量，只要对于相同的波束线形成一个以上的一次接收波束，那么这些波束可以合并成二次波束。在连续的发射和接收上进行移位的程度通常将确定“重叠”的程度，因而确定合并多少项（一次接收波束）来形成单个、相应的二次接收波束。

【0076】本发明提供一种多阶段波束形成器（具有关于发射和接收波束形成两者的特征），其解决了现有技术中的若干缺点：它能用亮光检查（candle）来自单次发射的大量并行接收波束。在第二阶段，它能够进行动态发射聚焦、动态发射孔径大小控制和动态发射变迹。根据对诸如孔径、重叠程度等的上述参数的一些选择，这一波束形成器同样允许增加帧率。它还可以提高发射波束形成器的质量和更充分地使用声学可用功率。

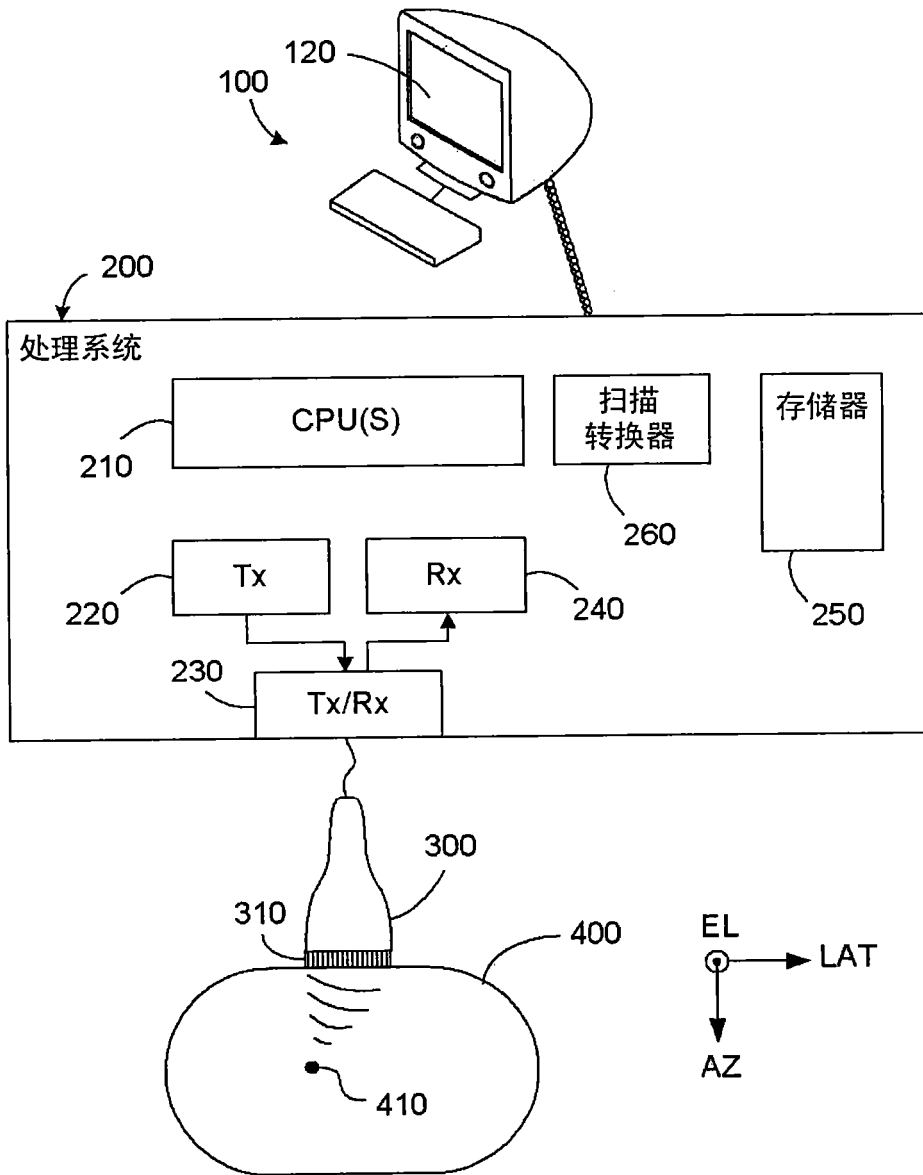


图1
现有技术

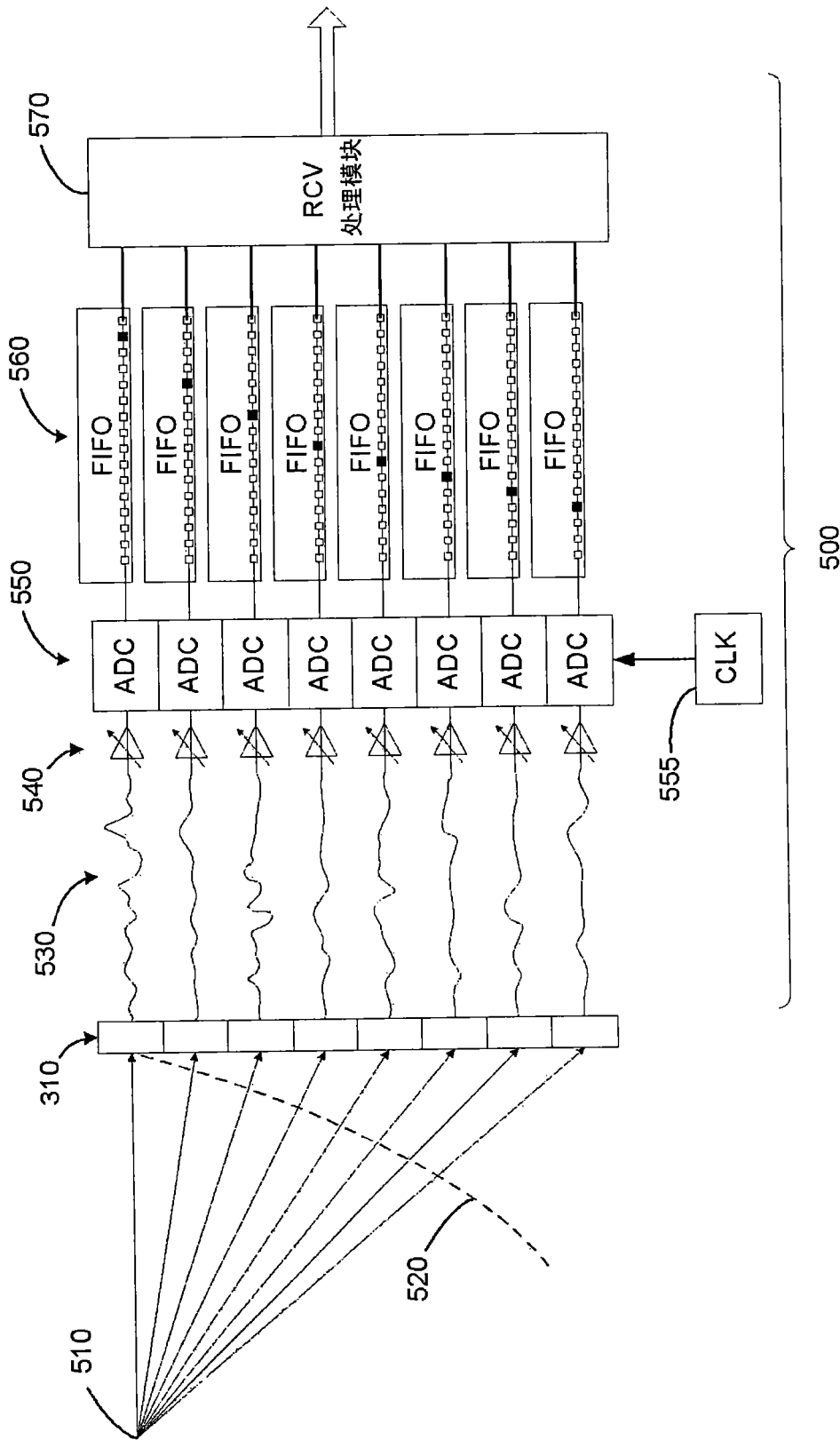


图2
现有技术

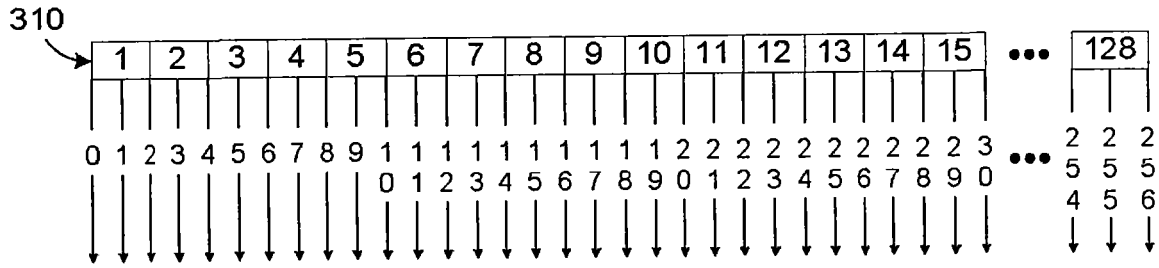


图3

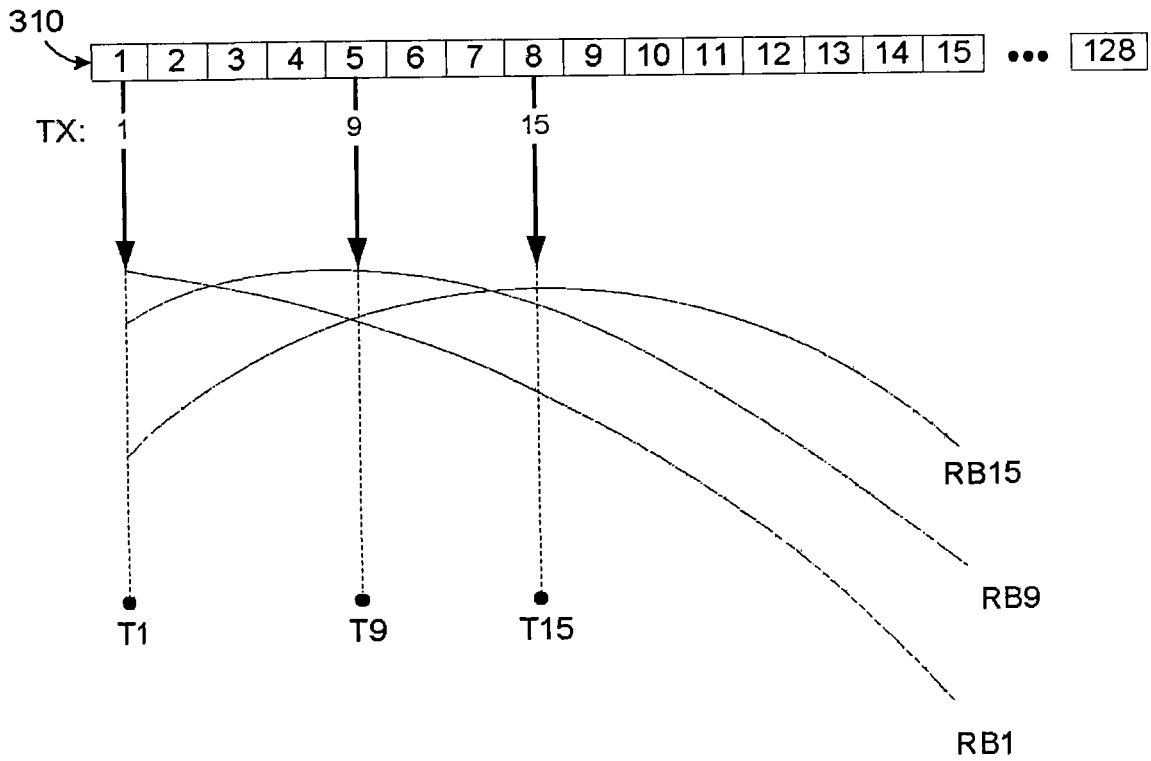


图4

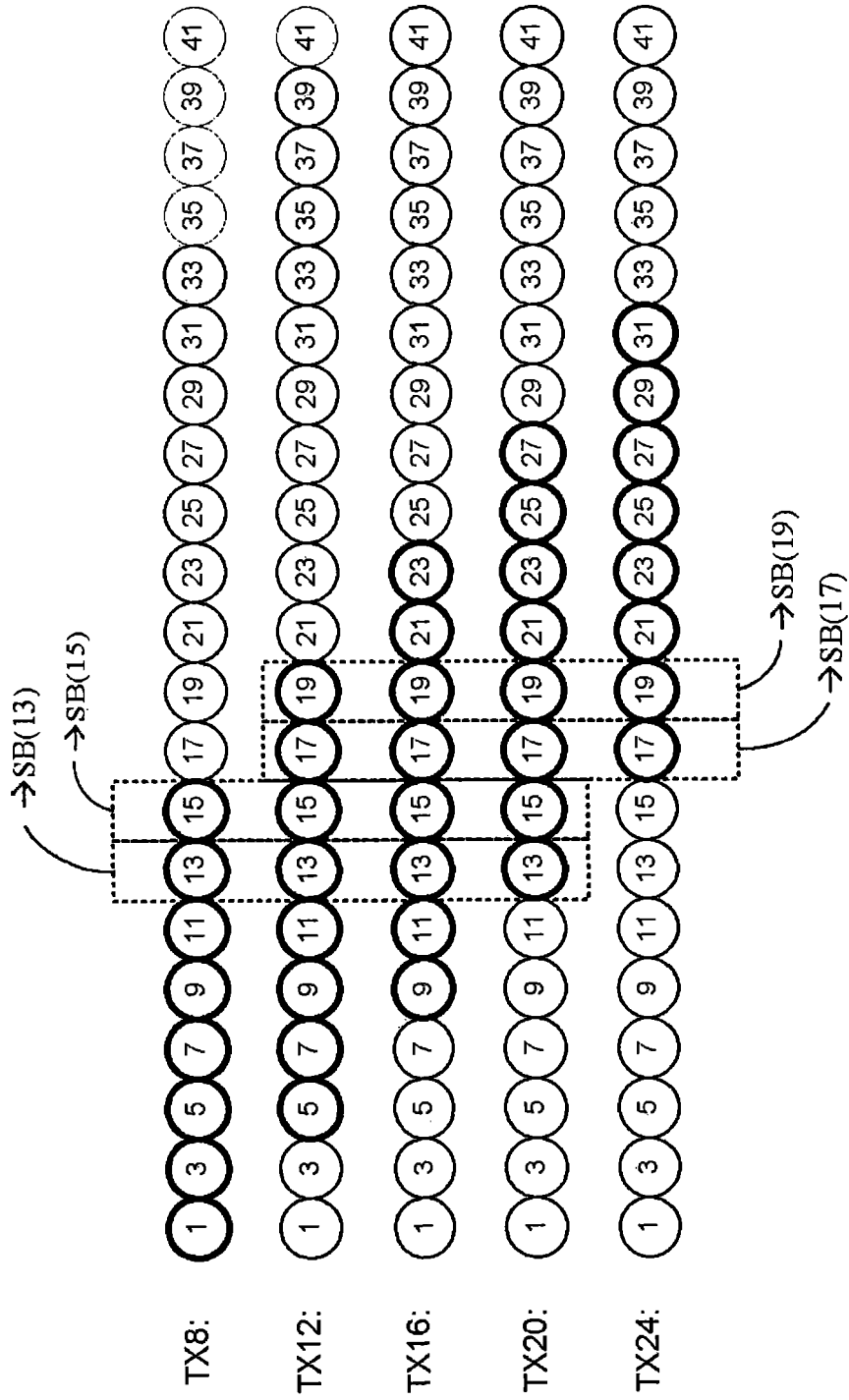


图5

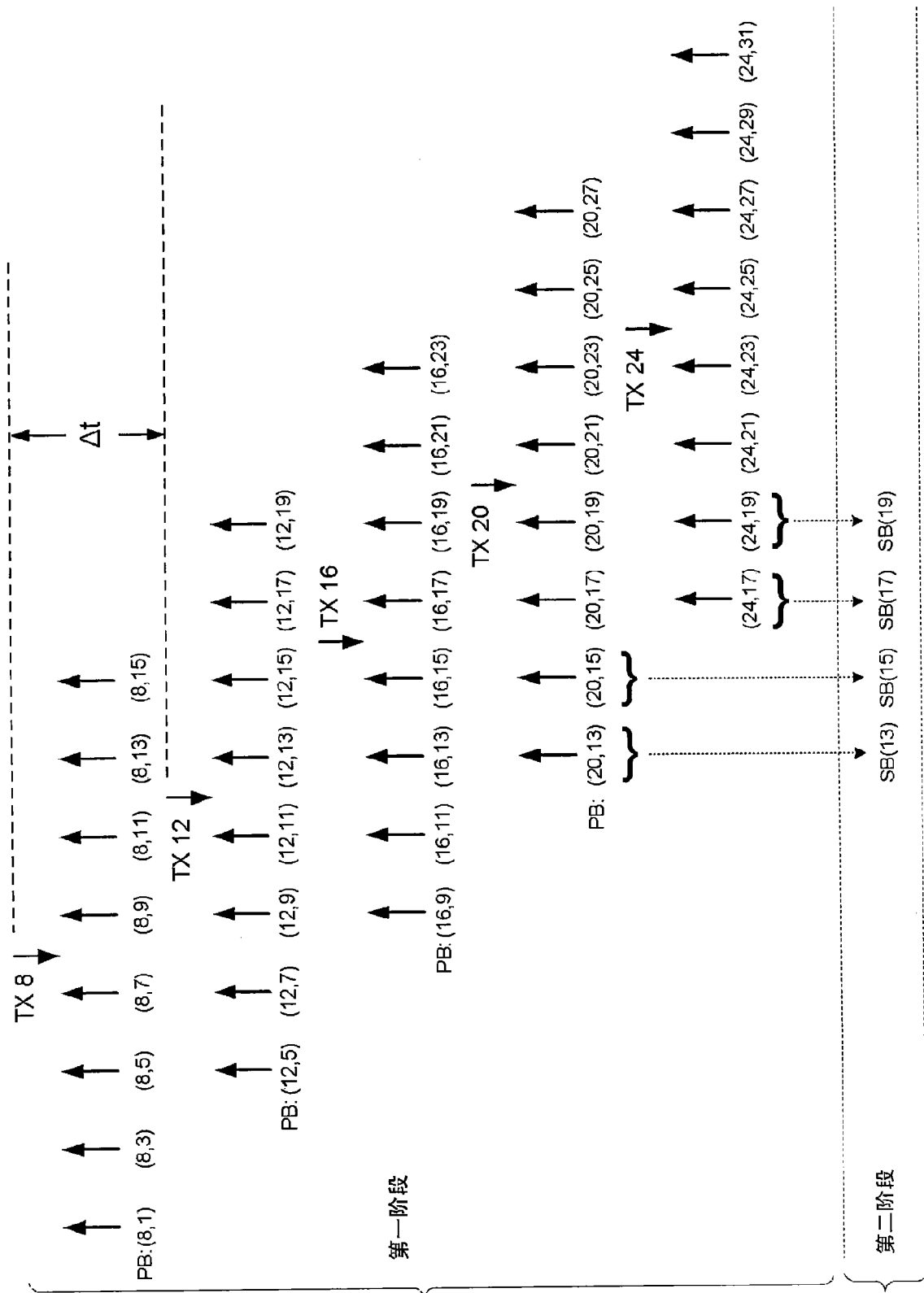


图6

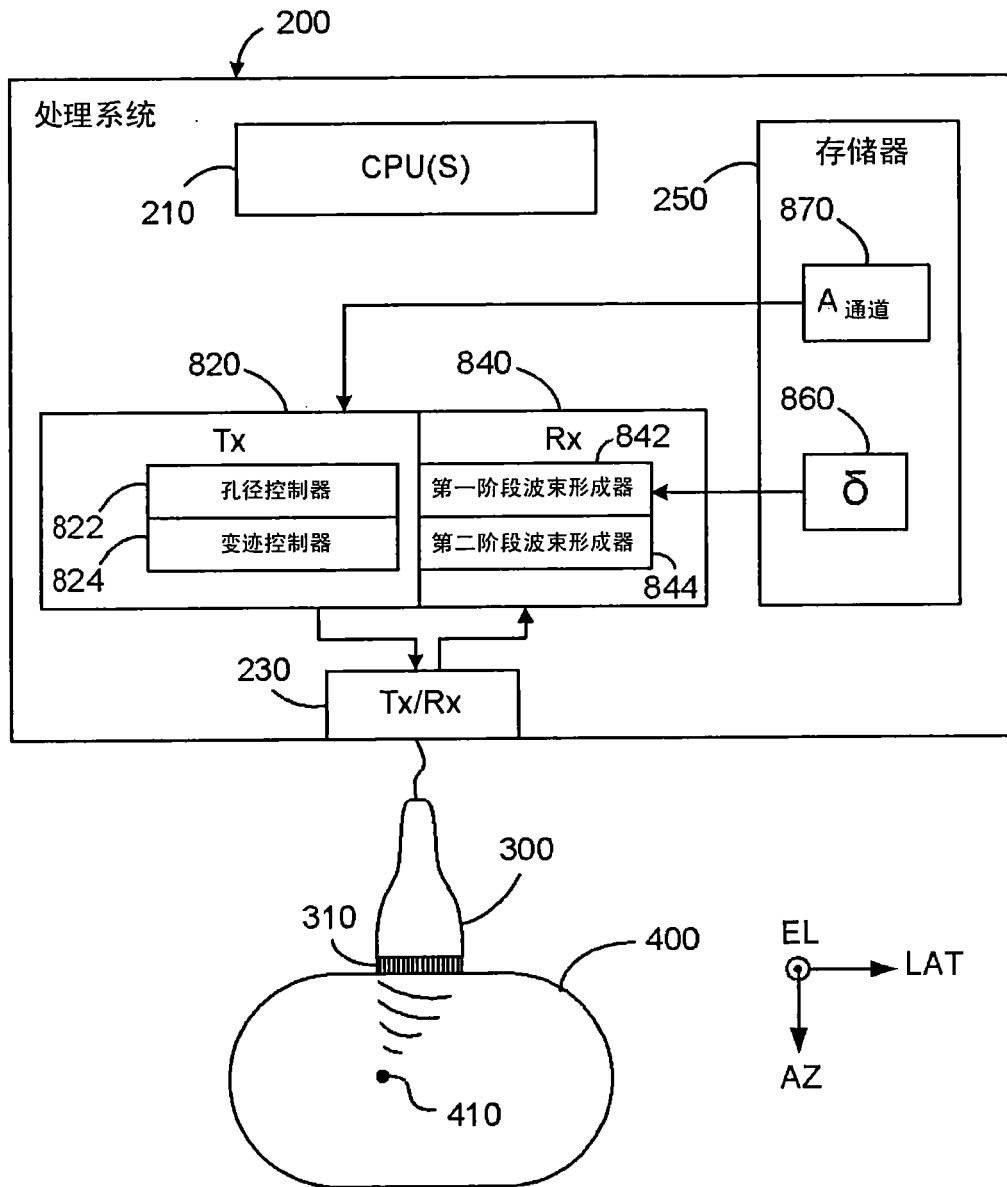


图8

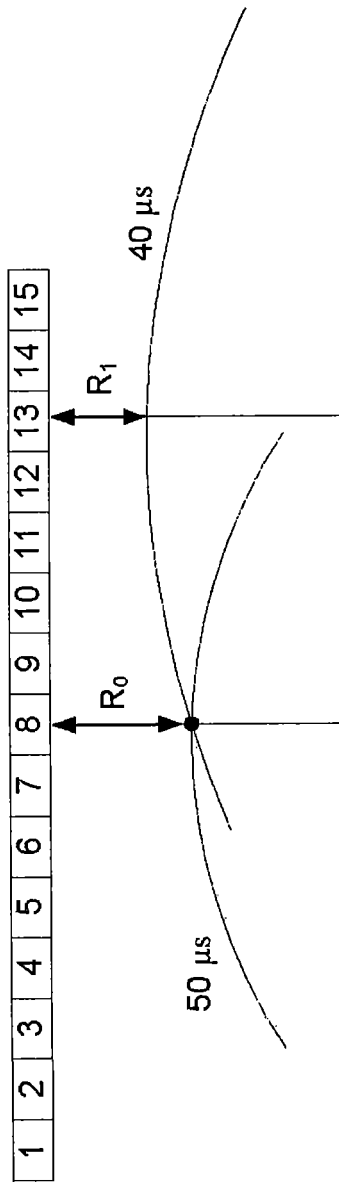


图7

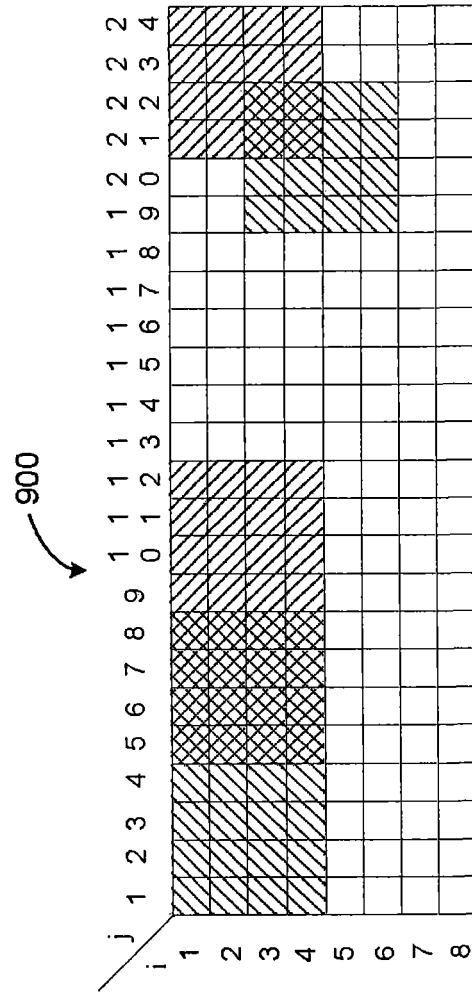


图9

专利名称(译)	多阶段数字超声波束形成器		
公开(公告)号	CN101427929A	公开(公告)日	2009-05-13
申请号	CN200810179924.7	申请日	2008-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	迈瑞控股(香港)有限公司		
申请(专利权)人(译)	迈瑞控股(香港)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	姚林鑫		
发明人	姚林鑫		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/524		
CPC分类号	G01S7/52095 G10K11/346 G01S7/52026 A61B8/0883		
代理人(译)	王英		
优先权	11/876781 2007-10-23 US		
其他公开文献	CN101427929B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据发射波束形成器激励超声阵列中的元件(310)，以便产生一系列发射波束(Tx)。对于每个发射波束，接收波束形成器的第一阶段(844)确定多个一次接收波束(Rx；RB)。第二波束形成器阶段(842)然后根据一次接收波束计算二次接收波束，所述一次接收波束对应于从不同的发射波束到共同接收起点的返回信号。例如，可以根据对一次接收波束的加权、时延求和来计算每个二次接收波束。然后从波束形成器输出至少一个二次接收波束以用于产生显示图像。

