



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101442937 B

(45) 授权公告日 2012. 07. 18

(21) 申请号 200780016756. 3

审查员 李玉菲

(22) 申请日 2007. 04. 17

(30) 优先权数据

60/747, 149 2006. 05. 12 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 11. 10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2007/066752 2007. 04. 17

(87) PCT申请的公布数据

W02007/133879 EN 2007. 11. 22

(73) 专利权人 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 M·伯切 J·罗贝尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

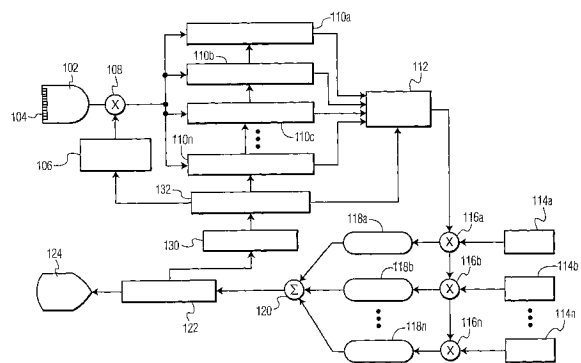
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 8 页

(54) 发明名称

具有运动补偿的超声合成发射聚焦

(57) 摘要

一种超声诊断成像系统通过为多线接收发射沿阵列间隔的多个波束而生成具有扩展聚焦范围的图像。多个发射波束的接收多线空间对准并与各自接收多线间的相位调整合并以防止非预期相位抵消。合并的多线生成扩展发射焦点效应,以便使用合并多线生成的图像呈现出扩展聚焦范围。为防止运动伪影,可根据图像运动调整多线阶数。



1. 一种用于对像场进行成像的超声诊断成像系统,包括:
 - 探头,其包括换能器元件阵列;
 - 发射波束形成器,其耦合到所述换能器元件阵列,用于发射包绕多个横向间隔线位置的波束;
 - 多线接收波束形成器,其耦合到所述换能器元件阵列,用于响应一个发射波束而在所述线位置处生成所述像场的多条接收线;
 - 多线合并电路,其对由所述多线接收波束形成器响应多个发射波束而生成的与合用线位置相关的多条接收线的信号做出响应,从而用于以作为深度(Z)的函数而变化的相位特性曲线对接收线的信号进行延迟并合并所述多条接收线以生成发射重聚焦图像数据;
 - 运动检测器,其用于检测所述像场中运动的存在;以及
 - 显示器,其利用所述图像数据生成图像;其中,由所述多线合并电路所合并的接收线的信号的数量是所述运动存在的函数。
2. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述多线合并电路包括加法器,所述加法器用于合并来自所选数量的不同多线的数据。
3. 如权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述多线合并电路还包括对所述不同多线的数据做出响应的多个延迟器,其用于调整所述多线间的相位变化。
4. 如权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述多线合并电路还包括多个加权电路,其用于对多线数据进行加权。
5. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动检测器还包括对来自不同图像的图像数据做出响应的相关器。
6. 如权利要求5所述的超声诊断成像系统,其中,所述相关器用于使用绝对差计算的求和生成相关因子。
7. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述发射波束形成器进一步用于发射呈现如下波束宽度的波束,所述波束宽度为在所述像场中所检测到的运动的函数。
8. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述多线接收波束形成器进一步用于生成一数量的接收线,所述接收线的数量为所述像场中所检测到的运动的函数。
9. 一种用于在像场中存在运动的情况下生成具有扩展聚焦范围的超声图像的方法,包括:
 - 从阵列换能器发射多个发射波束,每个发射波束集中于沿着所述换能器的阵列的不同位置,并且每个发射波束包绕多个横向间隔线位置,所述横向间隔线位置与另外波束的横向间隔线位置空间相关;
 - 用所述阵列换能器接收回波信号;
 - 并行处理响应一个发射波束所接收到的所述回波信号,以生成位于所述波束的所述横向间隔线位置处的多条接收线的回波信号;
 - 针对额外的发射波束重复所述并行处理步骤;
 - 检测所述像场中运动的存在;
 - 向接收线的信号施加作为深度(Z)的函数而变化的相位特性曲线;
 - 合并来自空间相关的不同发射波束的各接收线的回波信号以生成发射重聚焦图像数据,所述被合并的来自发射波束的各接收线的回波信号的数量与所述像场中运动的存在相

关 ; 以及

使用所述图像数据生成图像。

10. 如权利要求 9 所述的方法, 其中, 所述运动的存在由超声系统操作者通过观察图像进行检测,

其中, 所述被合并的来自发射波束的各接收线的回波信号的数量通过调整超声系统控制进行设定。

11. 如权利要求 9 所述的方法, 其中, 检测所述运动存在的所述步骤还包括通过比较不同图像的图像数据来检测所述运动存在。

12. 如权利要求 11 所述的方法, 其中, 所述比较步骤还包括通过计算绝对差求和使不同图像的图像数据相关。

13. 如权利要求 9 所述的方法, 其中, 检测所述运动存在的所述步骤还包括通过多普勒技术检测所述运动存在。

14. 如权利要求 9 所述的方法, 其中, 所述发射步骤还包括发射呈现如下波束宽度的多个发射波束, 所述波束宽度为所述像场中所检测到的运动的函数。

15. 如权利要求 9 所述的方法, 其中, 所述并行处理步骤还包括响应一个发射波束生成一数量的接收线, 所述接收线的数量为所述像场中所检测到的运动的函数。

16. 如权利要求 9 所述的方法, 还包括存储响应不同发射波束所生成的一数量的接收线, 所述接收线的数量为在所述像场中所检测到的运动的函数。

17. 一种用于对像场进行成像的超声诊断成像系统, 包括:

探头, 其包括换能器元件阵列;

发射波束形成器, 其耦合到所述换能器元件阵列, 用于发射包绕多个横向间隔线位置的波束;

多线接收波束形成器, 其耦合到所述换能器元件阵列, 用于响应一个发射波束在所述线位置处生成所述像场的多条接收线;

多线合并电路, 其对由所述多线接收波束形成器响应多个发射波束而生成的与合用线位置相关的多条接收线的信号做出响应, 从而用于以作为深度 (Z) 和所述发射波束中心的位置的函数而变化的相位特性曲线对接收线的信号进行延迟并合并所述多条接收线以生成发射重聚焦图像数据;

运动检测器, 其用于检测所述像场中运动的存在 ; 以及

显示器, 其利用所述图像数据生成图像 ;

其中, 由所述发射波束形成器所发射的所述波束为所述运动存在的函数。

18. 如权利要求 17 所述的超声诊断成像系统, 其中, 所述发射波束的横向尺寸为所述运动存在的函数。

19. 如权利要求 17 所述的超声诊断成像系统, 其中, 所述发射波束的横向间隔为所述运动存在的函数。

20. 一种用于对像场进行成像的超声诊断成像系统, 包括:

探头, 其包括换能器元件阵列;

发射波束形成器, 其耦合到所述换能器元件阵列, 用于发射包绕多个横向间隔线位置的波束;

多线接收波束形成器,其耦合到所述换能器元件阵列,用于响应一个发射波束在所述线位置处生成所述像场的多条接收线;

多线合并电路,其对由所述多线接收波束形成器响应多个发射波束而生成的与合用线位置相关的多条接收线的信号做出响应,从而用于以作为深度(Z)和所述发射波束中心的位置的函数而变化的相位特性曲线对接收线的信号进行延迟并合并所述多条接收线以生成发射重聚焦图像数据;

运动检测器,其用于检测所述像场中运动的存在;以及

显示器,其利用所述图像数据生成图像;

其中,由所述多线接收波束形成器所使用的所述线位置的间隔为所述运动存在的函数。

具有运动补偿的超声合成发射聚焦

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,具体而言涉及使用多线接收波束形成器扩展聚焦区域并具有降低运动影响的超声系统。

[0002] 合成聚焦原理一直是大量调查研究的主题,应用该原理将超声图像聚焦于像场中的每个点。例如,美国专利 4,604,697(Luthra 等人)描述了一种合成聚焦技术,在该技术中,从超声换能器阵列的每个元件中序列发射超声脉冲。由该阵列的所有元件接收从每次发射所接收到的回波信号并将其进行存储。在接收完全部信号之后,根据每个换能器元件相对于图像中每个点的位置以及超声信号到达每个点并从其返回的飞行时间的知识,可以在像场中每个点处形成聚焦回波信号。将合适的接收信号进行合并以形成图像中每个点的相干回波信号。选择用于形成每个点的所存储数据值为图像中每个点提供波束形成。虽然该方法能生成位于像场中每个点处的聚焦信号,但是其仍有若干缺陷。一个缺陷是必须存储来自整个像场的 r. f. 信号以进行处理。这需要进行大量的信息存储。第二个缺陷是需要进行大量处理以对图像中每个点的数据进行选择 and 加权,然后将合适的加权数据进行合并以计算图像数据点。第三个缺陷是由于单换能器元件发射的能量有限,因此该方法只对浅的穿透深度有效。

[0003] 采用合成聚焦基本原理的一个具体应用是常规延迟及求和接收波束形成器,在该波束形成器中施加于来自每个接收元件的信号上的延迟等同于合成聚焦技术中的数据选择。常规波束形成器是这些原理的有限应用,因其发射聚焦于特定聚焦区域的发射波束并且动态聚焦仅沿着这一单发射波束的回波。从而需要多次发射以扫描整个像场。由此产生的功效是不需要存储所有发射到图像中每个点的数据;立即处理从一次发射接收到的数据以形成沿波束方向的相干回波信号。其局限性在于每个接收到的波束在发射时只聚焦于所选的聚焦区域。但是由于启动多个换能器元件发射波束,从而能够获得适当穿透,因此提高了较深处的信噪比。

[0004] 美国专利 6,231,511(Bae 等人)以及 Bae 等人后续发表的题为“A Study of Synthetic-Aperture Imaging with Virtual Source Elements in B-Mode Ultrasound Imaging Systems”的文章(IEEE Trans. UFFC47 卷 2000 年第 6 期 1510 页及之后各页)中提出合并标准聚焦波束形成器与合成聚焦的相关方面以提高常规聚焦区域之外的横向分辨率,从而实现在像场中所有点处的发射聚焦效果。该方法是基于标准发射波束焦点处的“虚源元件”假说提出的,该标准发射波束从该“虚源”向内和向外辐射能量。在标准发射聚焦波束被发射之后,由接收孔径的换能器元件接收能量并将其进行存储。在扫描完整个像场之后,根据由包绕着所述场中每个点的每个虚源场的各元件所接收到的信号计算该点处的回波信号。由于虚源模型是关于所发射焦点的沙漏形(hourglass-shaped)场,而根据接收到的多条扫描线的信号计算出在从焦点起的深度上除去各点,因此将仅由一个波束成像出焦点处的像点。结果为示出了从发射焦点向内向外各点处横向分辨率得到改善的图像。但是如上所描述的基本合成孔径方法,必须存储大量数据用于处理来自每个接收孔径中每个元件的 r. f. 信号。另外,生成的图像被认为在焦点附近较暗,这是因为只有一个发射和接收对该像点及其分辨率有贡献,而多个发射和接收对除该发射焦点以外的各点有贡

献。因此希望在图像中至少很大一部分上实现发射聚焦而不必存储大量 r. f. 数据。

[0005] 根据本发明的原理,描述了一种诊断超声系统和方法,其实现有意义的场深上的发射聚焦而不必存储 r. f. 信号数据。发射超声波束,其声穿透多个扫描线位置的至少一部分,并且沿着多条扫描线(例如,平行的或通过时分复用的)并行处理接收波束。一系列此类发射生成与合用扫描线位置相关的多条扫描线。合并相关的扫描线数据以生成在有意义的场深上有效发射聚焦的回波数据。被合并的来自多个发射时间间隔的扫描线的数量是检测到的运动的函数。在下文描述的示例中,超声系统用多线波束形成接收同时发生的波束。在一些临床应用中,本发明的实现能够通过减少常要进行多区聚焦的需求来提高存在运动时超声成像的帧频。

[0006] 在附图中:

[0007] 图 1a-1c 示出了本发明的三波束示例的波束轮廓;

[0008] 图 2a-2d 示出了本发明的六波束示例的波束轮廓;

[0009] 图 3a-3d 示出了本发明的四波束示例,其中为图示清楚偏移前四个波束方向图 (beam pattern);

[0010] 图 4a-4d 示出了图 3 中四波束示例的延续,从而示出了接收波束的对准;

[0011] 图 5 以方框图的形式示出了根据本发明原理构建的超声系统;

[0012] 图 6a 和 6b 示出了本发明的四波束示例的两个不同波束的延迟和加权特性;

[0013] 图 7 以方框图的形式示出了一种超声系统,该系统适应性响应运动来调整本发明实现中合并的多线数量。

[0014] 首先参照图 1a-1c,重叠的波束轮廓示出了发射三个发射波束之后在每种情况下接收来自每个发射波束的三个波束。图 1a 示出了低于波束中心处强度峰值的稳定水平的发射波束轮廓 10,所述波束由发射该波束的换能器阵列 8 发射并从该换能器阵列 8 中延伸出来。由设计者选择发射波束轮廓水平,其可以为 3dB、6dB、20dB 或低于波束中心处最大强度的其它水平。可以看到波束轮廓通过常规发射聚焦而在波束轮廓宽度最窄处的焦点 12 周围进行。换能器阵列 8 下面示出了波束 20 的正交视图,可以看到该波束包括中心瓣 20a 和位于主瓣 20a 两侧的旁瓣。发射波束在聚焦区域 12 处达到其最密集聚焦并由此发散。在其他实现中可以使用发散的发射波束。也可实现在相当深度处的聚焦。

[0015] 发射具有包绕多条接收线 14、16 和 18 的宽度的发射波束 10、20。通常从越小的发射孔径进行发射能产生越宽的波束。即:启动阵列 8 中较少数量的元件而该非阵列中全部数量的元件以发射波束。随后沿三个接收线位置 14、16 和 18 接收和聚焦发射回波。如下面所讨论的,以三种不同方式对接收孔径的换能器元件所接收到的回波进行延迟并求和,以便响应一个发射波束而形成位于不同线位置 14、16 和 18 处的多条线。在该示例中,接收线 14 沿发射波束 10、20 的中心进行接收,横向导引并聚焦接收线 14 和 18 以在中心线两侧进行接收。在该示例中,仅有外侧线 14 和 18 的近场和远场部分位于发射波束轮廓 10 之内。在这些区域,外侧线 14 和 18 接收到来自中心线位置两侧的发射能量,由此对中心线位置两侧像场中的目标进行取样,进而有效使用近场和远场中发射波束的横向扩展能量进行图像接收和分辨率。

[0016] 在图 1b 中,已经通过将发射孔径向右移动一条接收线的间隔来发射第二波束。第二发射波束具有与第一发射波束相同的波束轮廓,并由波束轮廓曲线 10' 勾勒出。如在第

一波束的情况下,响应第二发射在接收线位置 16'、18' 和 22 处同时接收三条接收线并使其形成波束。结果,接收线 16' 与来自第一发射的接收线 16 对准,接收线 18' 与来自第一发射的接收线 18 对准,而接收线 22 位于第二发射中心线 18' 的右侧。像第一组接收线一样,存储第二组接收多线 16'、18' 和 22 用于接下来的处理。

[0017] 在图 1c 中,已经从再次向右移动一条接收线的中心孔径位置发射出第三波束。该发射波束由波束轮廓 10'' 勾勒出,并在该发射之后同时接收三条接收线 18''、22' 和 24。像前一次的接收线一样,这三条接收线全部或部分位于其发射波束的波束轮廓中,且具有与上述波束各线相同的间隔。结果,接收线 18'' 与第二发射的接收线 18' 和第一发射的接收线 18 轴线对准,而接收线 22' 与第二发射的接收线 22 轴线对准。现在,位于接收线 18、18' 和 18'' 路径中的目标由来自各自不同发射波束的三条接收线进行取样。按照下文所述的方式合并这些共同对准的波束以生成沿该线的图像数据线,所述波束与任意单条线的情况相比聚焦在更深的场深,从而产生扩展发射聚焦效应。由于合并来自三次波束发射的回波能量产生生成的图像数据,因此将在更深的场深上进行有效地聚焦。

[0018] 发射和接收以这种方式持续穿过像场,直到扫描完整个像场。每当采集完给定线位置的最大接收线数量(本示例中为三)时,共同处理各接收线以生成该位置处的图像数据线。由于接收到的 r. f. 信号在接收时形成多条线的波束,从而不必存储来自任何发射的求和前 r. f. 数据,仅有限地需要存储在线位置处的之前各行直到采集完该位置处的所有接收线,这时可对它们进行处理并释放线存储器以用于存储后面各线。

[0019] 图 2a-2d 给出了本发明的另一示例,其中发射波束轮廓 30 包括六个接收线位置处的全部或部分接收线,在图 2a 中以 31-36 标示。不同于第一个示例,在该示例中,发射波束中心没有接收线。取而代之,中心接收线 33 和 34 在波束中心的两侧间隔有接收线间距的一半。外侧接收线 32 和 35 在近场和远场处位于波束轮廓 30 之内,最外侧接收线 31 和 36 只有近场部分位于发射波束轮廓之内。可根据下面说明确定在图像数据形成中不使用近场行部分 31 和 36。

[0020] 如图 2b 中第二发射波束的轮廓 30' 所示,下一发射波束发射到第一发射波束右侧一个接收线距。在接收线位置 32'、33'、34'、35'、36' 和 37 处再次同时接收六条接收线并形成波束。可以看到这些接收线的前五个与第一发射波束的接收线 32、33、34、35 和 36 对准,从而在这些线位置中的每处提供用于处理的第二接收线。图 2c 示出了发射第三发射波束和接收该波束轮廓 30'' 内的六条接收线之后的结果。现在有在线位置 33''、34''、35'' 和 36'' 处接收到的全部或部分三条接收线,在位置 37' 处接收到的全部或部分两条接收线,而在位置 38 处的部分一条接收线。如图 2d 所示的波束轮廓 30''' ,随着第四发射,有在线位置 34'''、35''' 和 36''' 处接收到的全部或部分四条接收线,在线位置 37' 处接收到的全部或部分三条接收线,在线位置 38' 处接收到的全部或部分两条接收线,而在位置 39 处有接收到的部分一条接收线。可以看到,当以这种方式持续扫描时,除了在末端处将如本示例中所示地接收到较少条线以外,在跨越孔径大部分的线位置处会接收到全部或部分六条接收线。当合并接收线数据形成图像数据时,每个接收线位置处的采样次数越多将产生越有效的发射聚焦。

[0021] 可以使用数量更多的同时接收线,例如:八条、十二条或十六条间隔开的同时接收线,这样可以在发射时使用较少的数量 F 来声穿透较宽范围的接收线位置。

[0022] 图 3 和图 4 示出了本发明的另一个示例,其使用来自每个发射波束的四条接收线。在这些附图中,逐次的波束和接收线组并不重叠,而是为了图示清楚而竖直对准。每个发射波束 40-1、40-2、40-3 等由指向下的虚线箭头示出,并且将来自每个发射波束的接收线在对应发射波束的两侧以实线箭头示出。图 3a-3d 示出了前四个发射-接收序列,且发射波束 40-n 向右移动用于每个相继发射时间间隔的一个接收线间隔。在该发射-接收序列的最后可以看到接收到的四条接收线都与接收线 44 对准,这四条接收线为:来自第二波束的接收线 44-1、来自第三波束的接收线 44-2 以及来自第四波束的接收线 44-3。合并这四条接收线以生成位于像场中这些接收线处的图像数据线。

[0023] 图 4a-4d 示出了前述发射-接收序列的继续,其具有每个发射波束四条同时接收线的四个多发射-接收时间间隔。在这些附图中,接下来四个发射波束以 40-5、40-6、40-7 和 40-8 示出。如这些附图所示,现在有在线位置 44、45、46、47 和 48 处接收到的四条接收线。在这些位置中每个位置处接收到四条接收线之后,能够合并这四条线形成一个图像数据线,并删除所存储的接收线,以便可在相同存储位置存储随后各线。每当接收到包括四条对准线的组的另外第四线时,能够合并该组的四条线以在该位置处形成图像数据线,并形成供随后各线使用的存储器。序列以这种方式继续,接收每个发射波束跨像场的四条接收线,从而可在除像场横向末端之外全部区域上的每个线位置处合并四条接收线。

[0024] 图 5 以方框图的形式示出了根据本发明原理构建的超声成像系统。超声探头 102 包括由各换能器元件构成的换能器阵列 104。由发射波束形成器 106 在相应的延迟时间启动所选择的换能器元件组,以便沿着该阵列从(一个或多个)期望起点开始发射波束,该波束在期望方向上聚焦于所选择聚焦区域。发射波束形成器通过发射/接收开关耦合到换能器元件,该发射/接收开关可包括保护接收器输入使之免于所施加的高电压发射脉冲的交叉点开关。向多线处理器 110a-110n 的输入施加由阵列 104 中每个换能器元件响应于每个发射波束所接收到的回波。每个多线处理器包括施加其自身延迟集合的接收波束形成器,以及如果必要,也包括变迹加权器,其用于对从各阵列元件接收到的回波进行加权以形成来自相同发射波束的经不同导引的接收波束。例如,在美国专利 6,695,783(Henderson 等人)和美国专利 5,318,033(Savord) 中可获得用于多线处理器 110a-110n 的合适的多线波束形成器。多线处理器 110a-110n 的输出耦合到线存储器 112,该线存储器 112 至少存储接收到的多线直到已经采集到形成显示数据线所需的所有多线。向对应的各个乘法器 116a-116n 施加形成特定显示数据线所使用的多线组,以生成相应线位置的显示数据。如果必要,可以由变迹加权器 114a-114n 对来自每条线的回波数据进行加权。总之,这些加权器会根据每条线的往返脉冲响应对该条线进行加权。能够通过设振幅项 (x, z) 为像场中位置 (x, z) 处点通过发射波阵面的声透射振幅而获得合适的加权算法,方位角位置 $x = 0$ 对应于发射波束的中心轴。设 X 为与接收到的多线相对于发射波束轴线的方位角。为形成深度 Z 处的图像点而向该接收到的多线施加的权重为:

[0025] 权重 $(X, z) = \text{振幅}(X, Z)$

[0026] 为了确定适当的延迟特性,设传播_时间 (x, z) 为发射波阵面到达位置 (x, z) 处的点所需要的传播时间,方位角 $x = 0$ 再次对应于发射波束的中心轴。设 X 为接收线相对于发射波束轴线的方位角。为形成深度 Z 处的图像点而向该接收到的多线所施加的延迟为:

[0027] 延迟 $(X, Z) = \text{传播}_\text{时间}(X, Z) - \text{传播}_\text{时间}(0, Z)$

[0028] 其中,传播_时间(0,Z)为到达位于轴线外同样深度处的点的时间。

[0029] 例如,函数振幅(X,Z)和传播_时间(X,Z)可通过模拟发射场获得。计算传播时间的合适方式是使用来自以若干频率的单频模拟的场相位延迟。通过对以若干频率的场振幅求平均可以计算出振幅。另外,可以向各加权器施加依赖深度的标准化。其用公因子乘以给定深度处的所有加权器。例如,可以对标准化进行选择以便斑点区域具有深度相关的均匀亮度。通过根据深度的函数改变各加权器,可以随深度动态改变孔径的大小和形状(变迹)。

[0030] 不需要从模拟本系统中所使用的确切发射特性获得振幅和传播时间。例如,设计者可选择使用不同的孔径大小或不同的变迹。

[0031] 来自每条线的各回波由乘法器 116a-116n 进行加权,并由延迟线 118a-118n 进行延迟。总之,如上所示,这些延迟与发射波束中心到接收线位置的位置相关。使用延迟来补偿存在于具有不同发射-接收波束位置组合的多线间存在的相移变化,从而合并信号的相差不会引起信号对消。

[0032] 应当领会到在数字系统中,可通过在存储器中存储经加权的各多线回波数据以及随后读出数据(这实现了必要的延迟)来实现延迟线。也可以使用不同长度的移位存储器和时钟信号来实现数字延迟,或者可以使用如前面提到的美国专利 6,695,783 中描述的内插波束形成器。延迟的信号由加法器 120 进行合并,且合成信号被耦合到图像处理器 122。该图像处理器可执行扫描转换或其他处理来改进所显示的图像。在图像显示器 124 上显示生成的图像。

[0033] 在图 5 的系统中,延迟线 118 和加法器 120 实现了对从若干接收多线接收的各信号进行重聚焦,所述接收多线在给定方向上共同对准。重聚焦操作为从使用每个多线的不同发射波束位置引起的相差进行调整,从而防止合并信号中的非预期相位对消。加权器 114 与发射波束和多线位置的接近度相关地加权多线的贡献,从而将更高的权重给予具有更高信噪比的接收波束。这产生沿每条接收线的扩展的场深以及由于在每条接收线方向上多个取样的合并引起的穿透性提高(信噪比提高)。

[0034] 在图 4a-4d 的示例中可以看到,每条接收到的多线只与其他共同对准的多线合并使用一次。这意味着本发明的实现不需要第二组加权器 114、乘法器 116 和延迟器 118,因为这些加权和延迟效应可由多线处理器 110 的加权器和延迟器实现,这使得该多线聚焦于合适的接收方向并解决了与相对于要进行合并的多线的相位和发射波束变化,所有这些都一个过程步骤中执行。在接收到给定线位置的所有多线之后,将它们进行简单求和以提供显示线数据。或者,将给定线位置的每条接收到的多线存储在该线的线累加器中。该线位置上每条后续接收到的多线都添加到累加器的内容中直到在累加器中已经合并了该位置处全部补集的多线。累加器的内容然后向前发送给图像处理器,释放累加器以供另一线位置使用。

[0035] 图 6a 和 6b 示出了可在合并给定显示线位置的各接收多线中使用的加权和延迟特性曲线的示例。图 6a 示出了接收到的多线的示例性加权和延迟特性曲线,该多线距发射波束的中心(例如图 2b 中接收到的多线 33')较远。示出的接收到的多线 33' 沿 z 方向从位于 $z = 0$ 处的换能器阵列表面延伸到位于图右侧的最大扫描深度。用虚线描绘出多线的中心,其中多线 33' 的该部分位于所选波束轮廓 30' 之外,而下面是其响应,设计者认为

其可以接受。于是,加权特性曲线 82 用这样的权重对该多线加权,即该权重在波束轮廓之外时最小,而在多线将要用于重聚焦时为非零水平。在另外的实现中,加权特性曲线 82 在近场可下降为零。这是因为在施加必要延迟之后回波可能太过靠近阵列或在阵列之后,从而不容许精确接收。因此,在极近场中不会在多线合并中使用来自于横向远离多线的多线。

[0036] 可以看到相位特性曲线 84 在发射波束焦点处跨越零相位调整,从而在近场中保持几乎恒定,而在远场中逐渐降低。

[0037] 图 6b 示出了接收到的多线 33 的示例性加权和延迟特性曲线,该多线距其发射波束中心较近。由于更加靠近,如加权特性曲线 86 所示,在合并中该多线被施以较大的总体加权。增加聚焦区域附近的加权以平衡该区域中较远处多线(例如 33')加权的下降。由于横向较远多线的延迟特性曲线 84 是根据较靠近中心的多线 33 计算得到的,因此相位调整特性曲线 88 被描绘为直线。尽管在给定的实现中,设计者会选择使用紧邻极近场中线位置的发射波束的单线回波,但是在该示例中,使用多线 33 进行整个图像深度上的重聚焦。

[0038] 本发明的实现可与各种接收函数一起使用。例如,实现可对来自经聚焦的子孔径的信号起作用。在另一个变更中,代替本身形成接收波束,可以使用有限数量的正交函数,例如傅立叶分量。然后可以在傅立叶空间合并不同的发射。合并的信号并不精确对应于接收到的图像线。由此通过合并傅立叶分量或子孔径形成接收波束。变迹改变时由波束得到的函数和若干波束的多种组合同样落入本发明的范围。在其它的实现中,可通过内插额外的中间多线来增加少量接收到的多线,然后应用增加数量的多线执行本发明的处理过程。

[0039] 图 7 示出了图 5 的超声系统的变更,其中关注运动的影响。图 5 所示的示例合并了从具有不同发射-接收时间间隔的数条共同对准多线所接收的 r. f. 信号。由于所合并的是 r. f. 信号而非检测到的信号包络,因此在接收待合并的多线期间图像中没有运动是十分重要的。无论像场中的物质的显著运动还是探头相对于像场的显著运动都会产生 r. f. 信号差值,该 r. f. 信号差值在合并来自不同多线的信号时会导致对消而非预期的信号增强。这一问题在具有其间为合并采集更多数量多线的更长采集时间间隔的情况下更为严重。图 7 的示例通过检测相对的图像运动以及相应于存在运动调整多线的阶数解决了这个问题。运动检测器 130 接收来自图像处理器 122 的连续图像帧,并比较图像内容找出指示运动的差别。一种适于执行这种操作的技术为使连续图像的一个或多个相同区域中图像像素值相关联的相关技术。其可以通过计算两幅图像数据间的零延迟标准化互相关来实现。如果相关因子较高(即,图像几乎完全相同),则使用更多数量的多线(这需要更多数量的发射-接收时间间隔)来提高场深。当相关因子较低(图像不同)时,其可能是由于像场中的运动或由探头引起,就合并较少数量的多线。适合的相关技术为美国专利 6,126,598 中描述的绝对差最少求和(MSAD)技术,该文献以引用方式并入本文。如该专利所描述的,为运动检测经 MSAD 处理的数据可为图像帧期间或图像帧之间发射的图像区域或参考线。也可使用多普勒技术检测运动,美国专利 5,127,409(Daigle)对此进行了详细描述。

[0040] 将运动检测的结果耦合到多线控制器 132,该控制器根据运动调整多线的发射和接收,当存在运动时使用低位的多线。本示例中所作的调整为控制发射波束形成器,以便在存在运动时发射横向包绕较少多线的 F 数字更大的波束,使得所合并的多线跨越的发射时期更短。可以使用具有较大聚焦区域的较小发射孔径,其在较大范围的深度上更加均匀,从而需要较少发射波束来覆盖视场。接收时,多线控制器 132 控制所采用的多线处理器的数

量,存在运动时接收的多线越少需要多线处理器的数量越少。多线控制器 132 也耦合到线存储器 112,以便当存在运动时命令加权器 114、延迟线 118 和加法器 120 对较少数量的多线进行重聚焦。这些调整的结果为需要更短的时间来采集待合并的多线,与较长采集时间间隔相比,较短的时期区域受运动的影响较小。因此,当运动检测器检测到运动影响较低的稳定像场时,多线控制器增加多线阶数。示例性调整范围为当像场稳定时使用 $16\times$ 多线(响应一个发射波束接收十六个多线以及合并来自十六个发射波束的多线),随着运动量的增加,降低多线阶数到 $8\times$ 、 $4\times$ 、 $2\times$ 和 $1\times$ (单条线进行发射和接收)。例如,当在受检者身体上移动探头以搜索特定解剖结构或好的观看视角时,将使用标准单线成像。同样可以根据超声系统的成像模式自动改变多线阶数。例如,当系统由 B 模式成像变为多普勒成像时,可由多线控制器中断多线采集。多线的等级可在成像过程中由多线控制器自动设定,和/或可向用户提供手动控制来设定多线等级。

[0041] 本领域的技术人员将很容易想到上述示例落入本发明的范围内的变更。例如,代替沿着连续的线位置进行发射的是,发射可跳过多线发射间的各线(多路复用)。发射可沿每隔一个线位置、每四个线位置或具有其他多线间隔的时间间隔进行,从而减少形成图像所需的发射事件的数量,并提高采集率。这也是降低运动伪影的方法。用较少数量的发射波束接收以较宽线间隔的时间间隔的多线是另一种解决运动问题的方法。该方法可用上面所提到的内插线进行扩增来增加所要合并的线的数量。该方法还会提高给定数量多线的场深的改善。所用的取样通常是发射孔径数量 F 的函数,其决定尼奎斯特(Nyquist)采样要求。不一定在图像上顺序地进行扫描;可以使用其它的发射序列,这将在存在运动时具有不同的响应。虽然上述示例具有变迹,但是没有必要对发射、接收或多线合并进行变迹。不必将待合并的多线全部精确地轴向对准。待合并的多线相互间可有横向偏移,从而在该多线合并时实现内插。本发明的原理也可通过执行在仰角尺寸和方位尺寸上的处理而应用于三维成像,也可应用于相控阵列(扇形扫描)成像以及线性阵列(正交扫描)成像并利用曲线阵列。

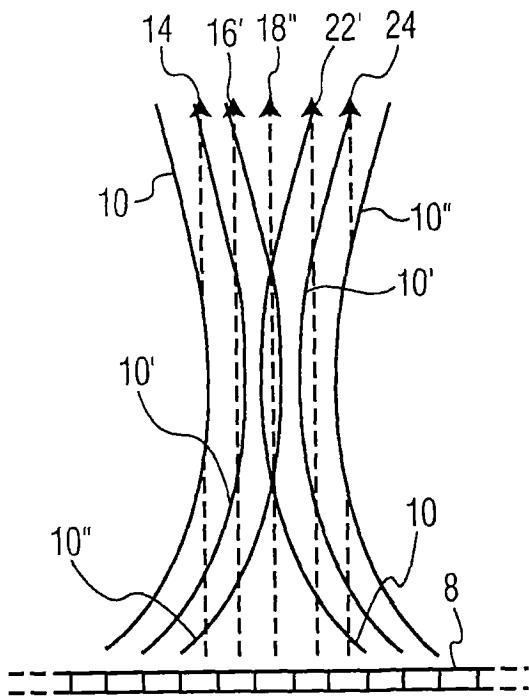


图1C

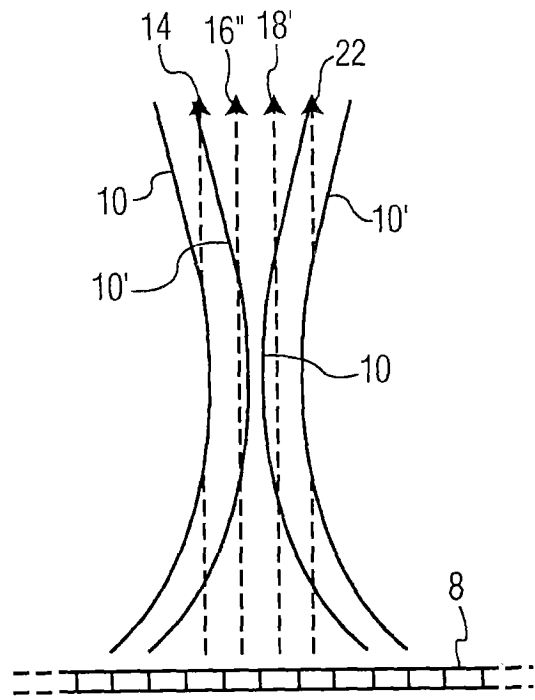


图1B

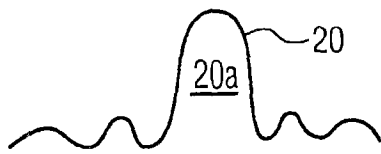
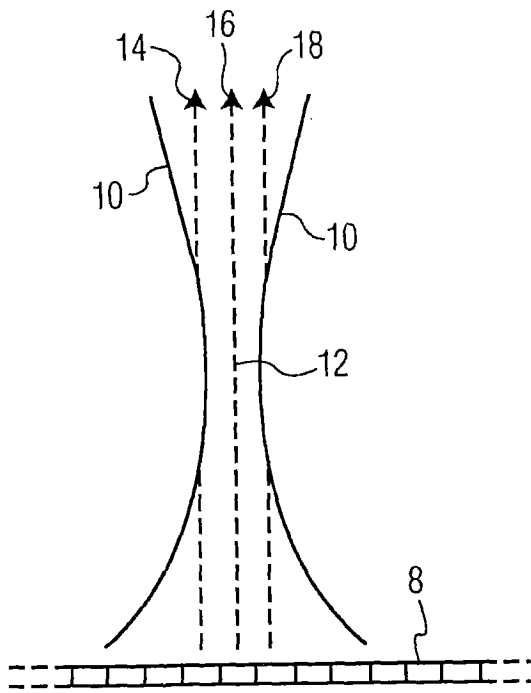


图1A

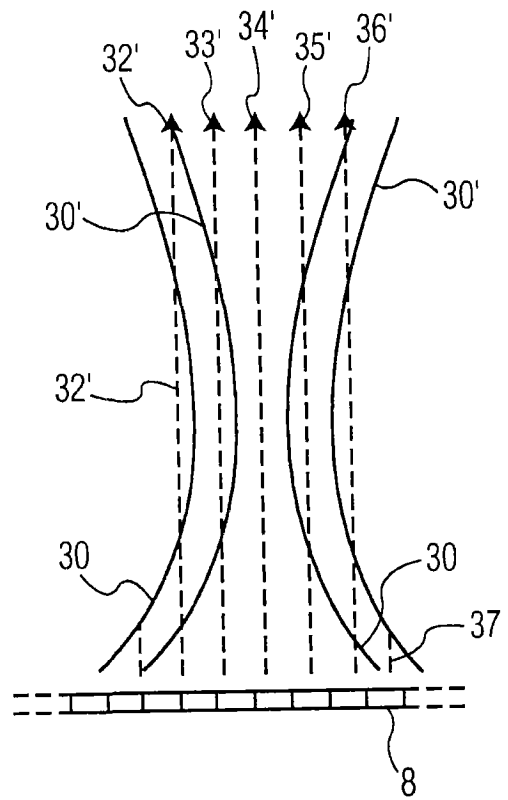


图2B

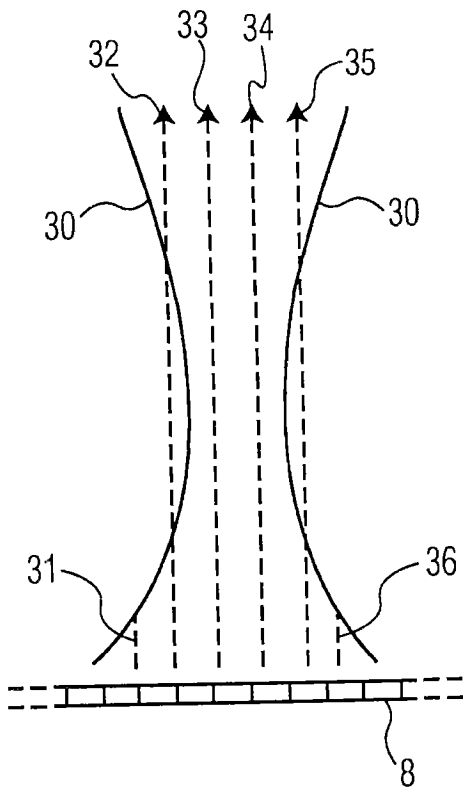


图2A

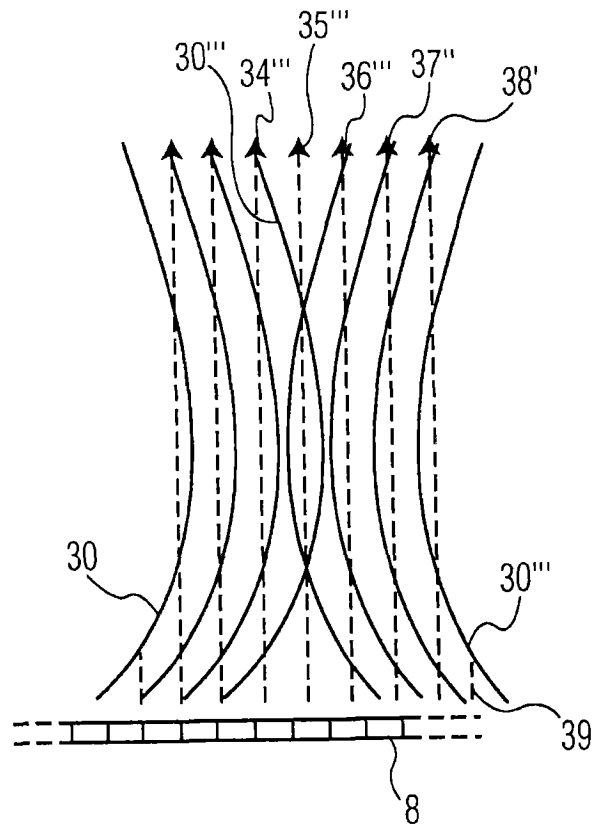


图2D

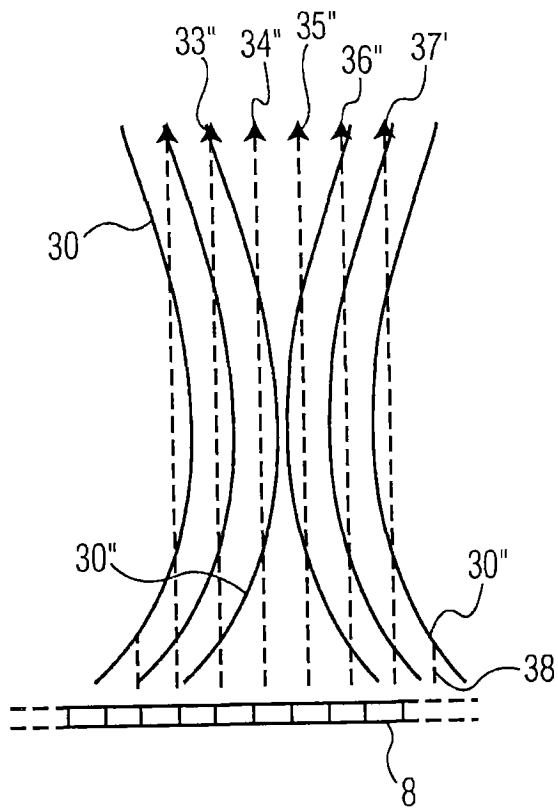


图2C

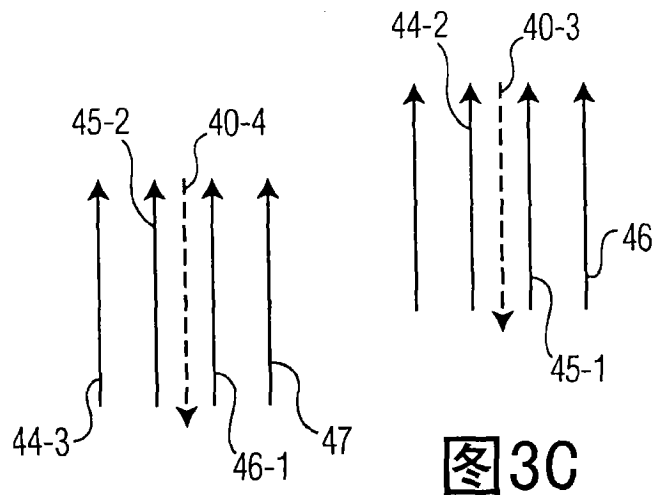


图3C

图3D

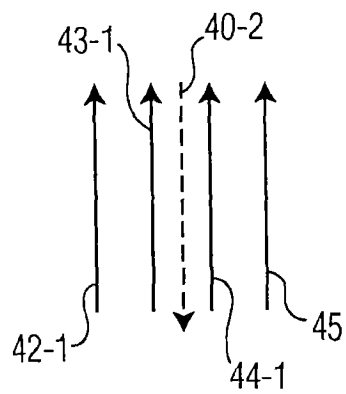


图3B

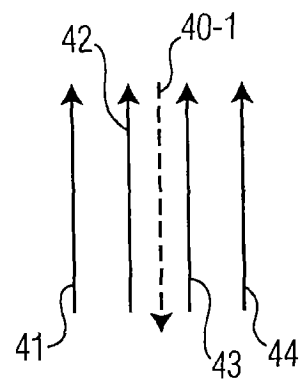


图3A

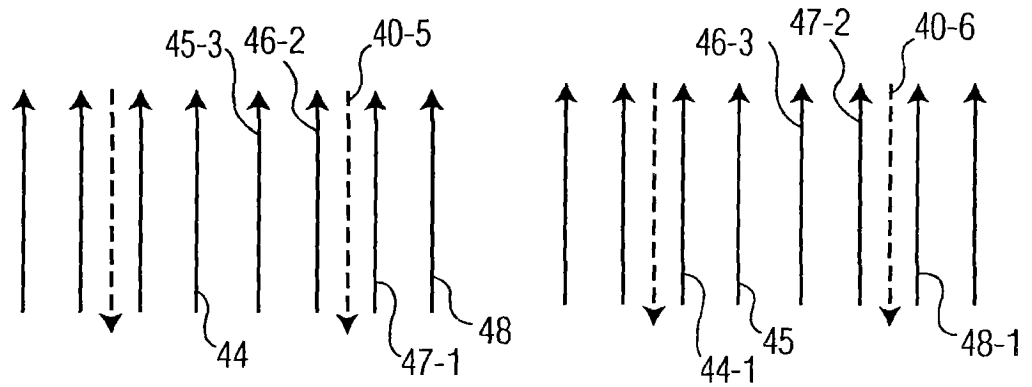


图 4A

图 4B

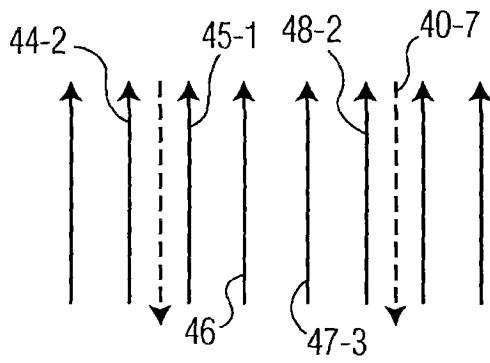


图 4C

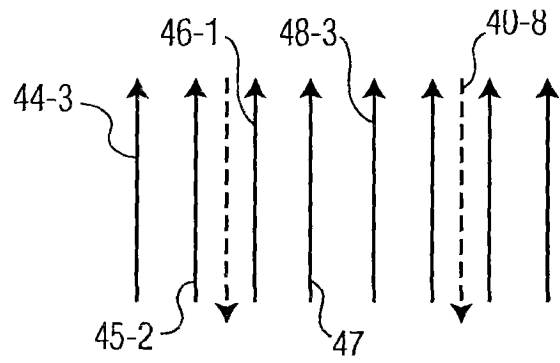


图 4D

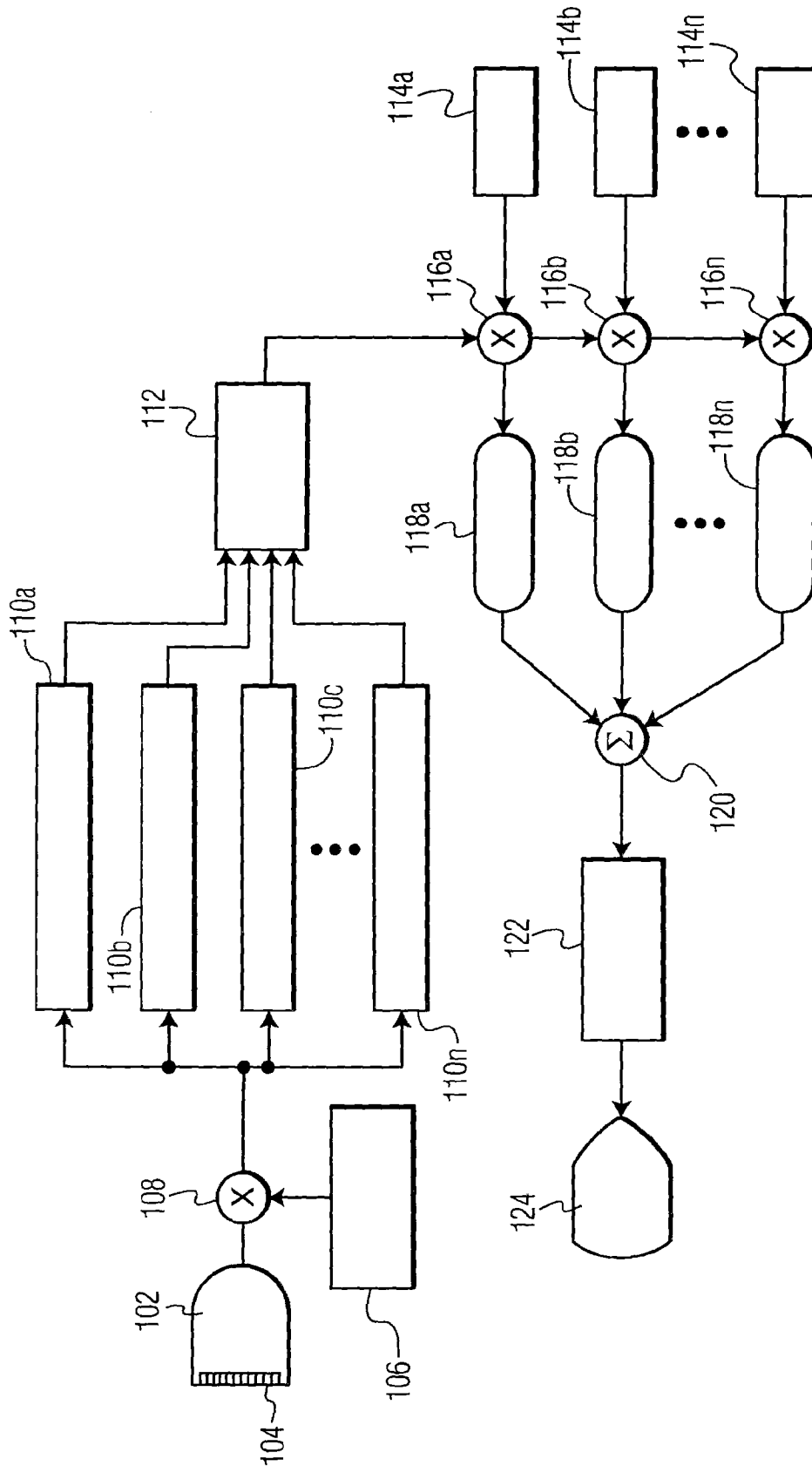


图5

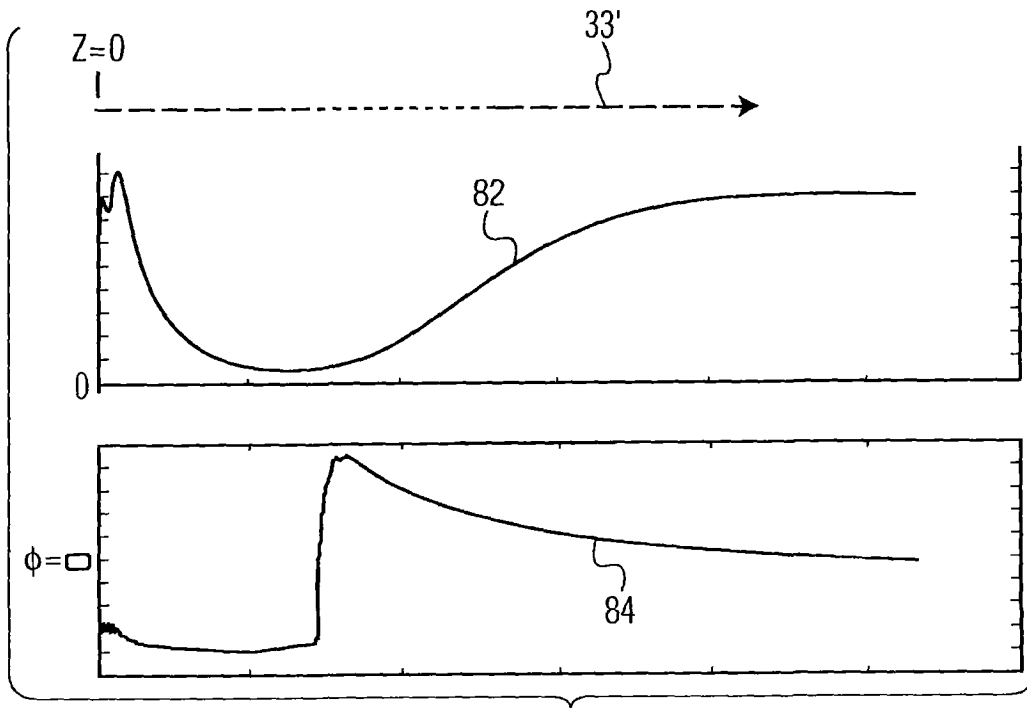


图 6A

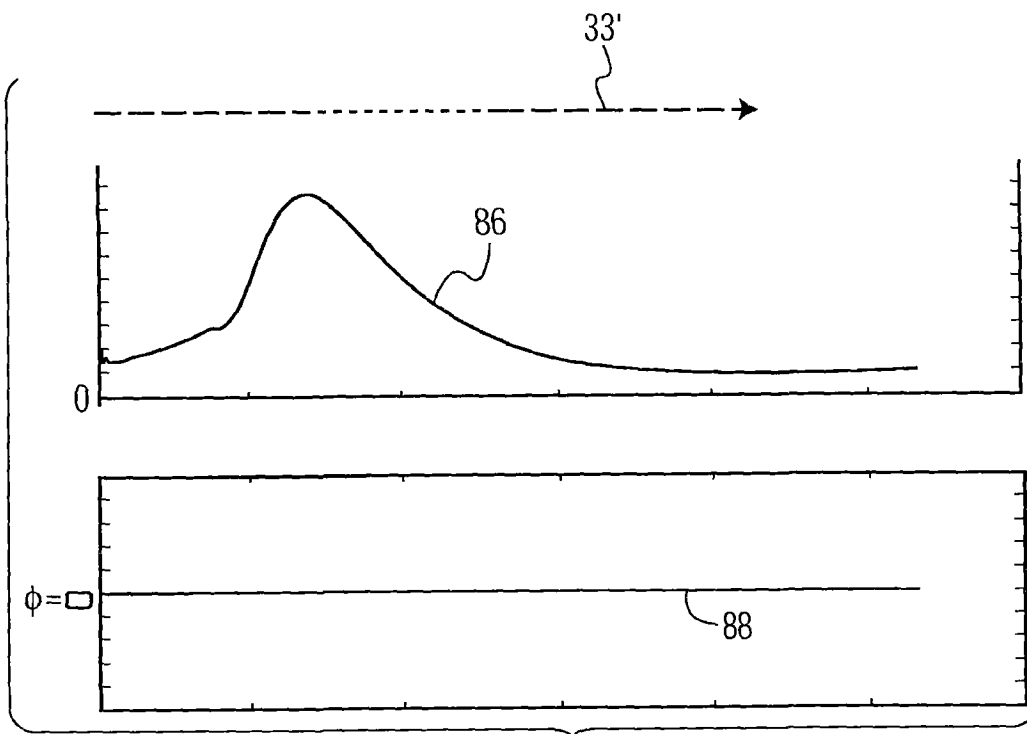


图 6B

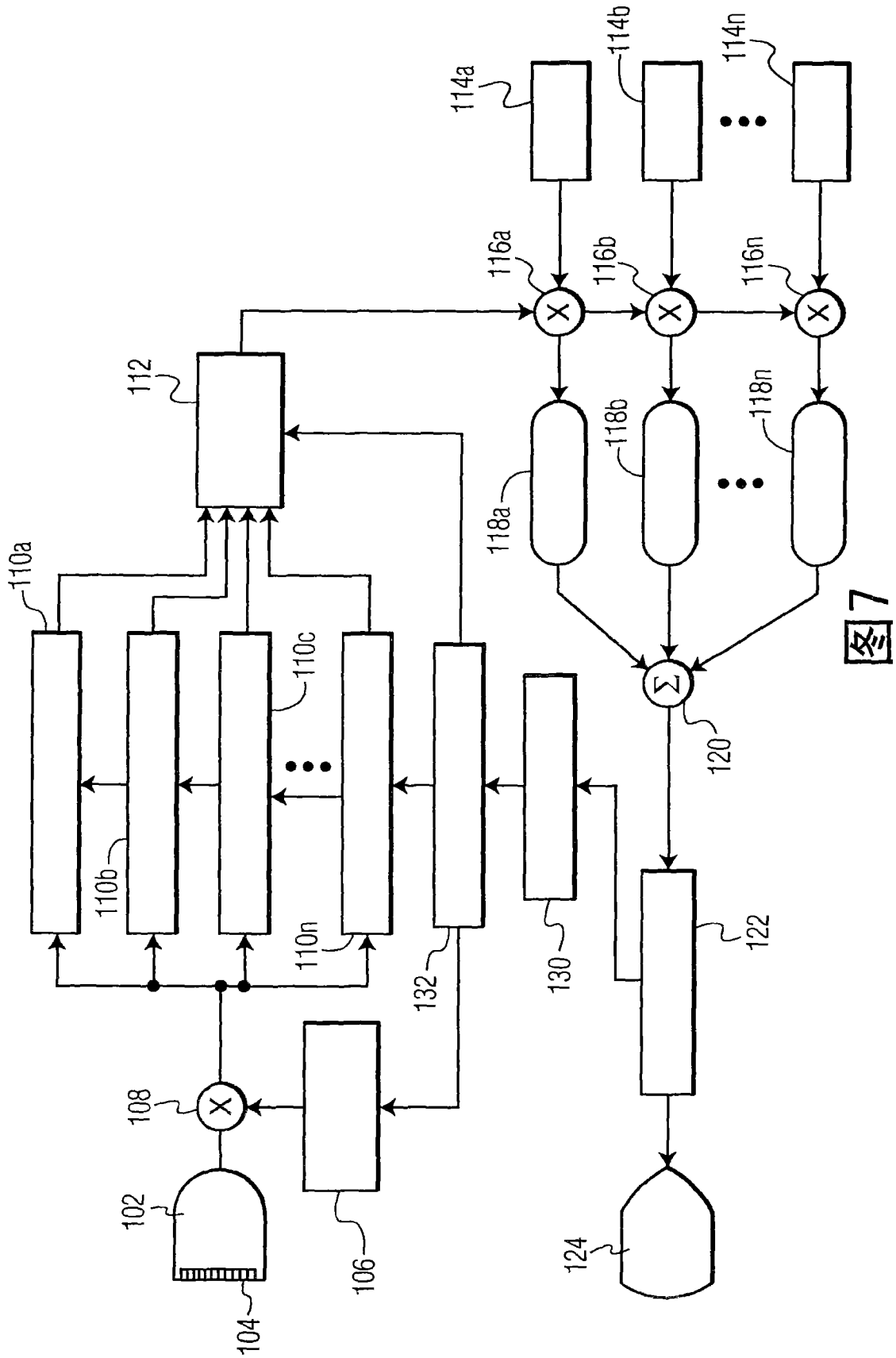


图7

专利名称(译)	具有运动补偿的超声合成发射聚焦		
公开(公告)号	CN101442937B	公开(公告)日	2012-07-18
申请号	CN200780016756.3	申请日	2007-04-17
[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	M伯切 J罗贝尔		
发明人	M·伯切 J·罗贝尔		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/52095 G01S7/52046 A61B8/12 A61B8/5276 A61B8/145 A61B8/461 A61B8/5246		
代理人(译)	王英		
审查员(译)	李玉菲		
优先权	60/747149 2006-05-12 US		
其他公开文献	CN101442937A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统通过为多线接收发射沿阵列间隔的多个波束而生成具有扩展聚焦范围的图像。多个发射波束的接收多线空间对准并与各自接收多线间的相位调整合并以防止非预期相对抵消。合并的多线生成扩展发射焦点效应，以便使用合并多线生成的图像呈现出扩展聚焦范围。为防止运动伪影，可根据图像运动调整多线阶数。

