



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101453955 B

(45) 授权公告日 2012.07.04

(21) 申请号 200780017196.3

(22) 申请日 2007.04.17

(30) 优先权数据

60/747,148 2006.05.12 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008.11.12

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2007/066756 2007.04.17

(87) PCT申请的公布数据

W02007/133881 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 J·罗贝尔 M·伯切

(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)

(56) 对比文件

W0 2005/024462 A1, 2005.03.17, 说明书第6页第14行至第11页第14行及图6-10.

US 6482157 B2, 2002.11.19, 说明书第4栏第43行至第5栏第5行、第8栏第1行至第9栏第25行及图6、12.

US 2003/0114758 A1, 2003.06.19, 全文.

US 6468216 B1, 2002.10.22, 全文.

US 6695783 B2, 2004.02.24, 全文.

US 2002/0143253 A1, 2002.10.03, 说明书第[0025]-[0026]、[0041]-[0046]段及图6、12.

审查员 谢楠

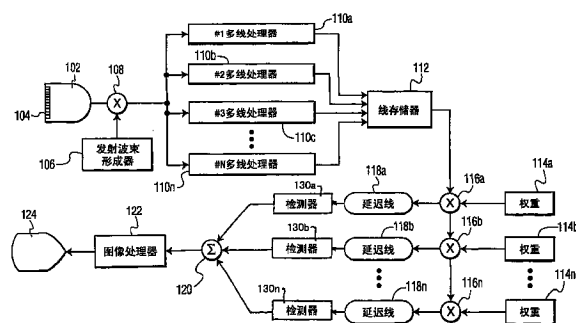
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 7 页

(54) 发明名称

非相干式回顾性动态发射聚焦

(57) 摘要

一种超声诊断成像系统,通过发射沿着用于多线接收的阵列间隔开的多个波束,产生具有扩展的聚焦区和减小的斑点的图像。利用相应接收多线之间的相位调整将多个发射波束的接收多线在空间上对准,以实现信号对准,并对其进行检测及合并。合并后的多线产生了扩展的发射聚焦效应,以使得用合并后的多线产生的图像呈现扩展的聚焦区。通过对所接收的由不同发射孔产生的多线进行非线性合并来减小斑点。



1. 一种超声诊断成像系统,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,并用于发射波束,该波束声穿透多个横向间隔开的线位置;
多线接收波束形成器,其耦合到所述换能器元件阵列,用于响应于一个发射波束而在所述线位置上产生多条接收线;
多线合并电路,其对由所述多线接收波束形成器响应于多个发射波束而产生的、与相同线位置相关的多条接收线作出响应,用于:
 - 1) 基于接收的多线与其发射波束中心之间的关系,调整所述多条接收线的回波信号之间的相位变化,以实现扩展的发射聚焦;
 - 2) 对所述多条接收线的所述回波信号进行非线性处理,以形成非相干回波信号;以及
 - 3) 合并所述多条接收线的所述非相干回波信号,以产生具有减小的斑点的图像数据;以及
显示器,其利用所述图像数据产生图像。
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检测器和加法器,所述加法器用于对来自不同多线的经检测数据进行合并。
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多个延迟器,所述多个延迟器响应于不同多线的数据,并调整在所述多线之间的相位变化。
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,所述探头包括线形阵列探头。
6. 如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述探头包括相控阵列探头。
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还能够从所选择的发射孔发射波束。
8. 如权利要求 7 所述的超声诊断成像系统,其中,所述发射波束形成器用于从沿所述换能器阵列的一系列不同的孔发射一系列波束。
9. 如权利要求 8 所述的超声诊断成像系统,其中,所述发射波束形成器还从一系列所选择的不同的孔发射一系列波束,以使得一个波束的至少一些横向间隔开的线位置与另一个波束的至少一些横向间隔开的线位置对准。
10. 如权利要求 9 所述的超声诊断成像系统,其中,所述发射波束形成器还可以使一个波束的至少一些横向间隔开的线位置与另一个波束的至少一些横向间隔开的线位置共轴对准。
11. 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包括多个多线处理器,其每一个都对从多个换能器元件接收的信号施加一组延迟,以便在所选择的线方向上对接收多线进行聚焦。
12. 如权利要求 11 所述的超声诊断成像系统,其中,所述多线接收波束形成器呈现可变化的多线阶数。
13. 如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,还包括线存储器,其耦合到所述多线接收波束形成器,并用于存储响应于多个发射波束而产生的接收线。

14. 一种方法,用于产生具有扩展的聚焦区的超声图像,该方法包括以下步骤:

从阵列换能器发射多个发射波束,每一个发射波束都以沿着所述阵列的不同位置为中心,并且每一个发射波束都包绕多个横向间隔开的线位置,这些线位置在空间上与另一个波束的横向间隔开的线位置相关;

用所述阵列换能器接收回波信号;

同时处理响应于一个发射波束而接收的回波信号,以在所述波束的所述横向间隔开的线位置上产生回波信号的多条接收线;

对于其他发射波束重复所述同时处理步骤;

基于接收的线与其发射波束中心之间的关系,调整所述多条接收线的回波信号之间的相位变化,以实现扩展的发射聚焦;

对所述多条接收线的所述回波信号进行非线性处理,以形成非相干回波信号;

不相干地合并来自不同发射波束的空间上相关的接收线的回波信号,以产生斑点减小的图像数据;以及

用所述图像数据产生图像。

15. 如权利要求 14 所述的方法,还包括在所述不相干地合并之前,以与接收线和它们不同的发射波束的接近程度相关的方式对所述接收线的信号进行加权。

16. 如权利要求 14 所述的方法,其中,所述非线性处理还包括在所述不相干地合并之前,对来自不同发射波束的接收线的信号进行检测。

17. 如权利要求 14 所述的方法,其中,发射步骤还包括发射一系列发射波束,其以沿着所述阵列的一系列连续线位置为中心。

18. 如权利要求 14 所述的方法,其中,发射步骤还包括发射一系列发射波束,其以沿着所述阵列的一系列连续线间位置为中心。

19. 如权利要求 14 所述的方法,还包括在所述不相干地合并之前,存储来自多个发射波束的所述接收线。

非相干式回顾性动态发射聚焦

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,具体而言,涉及使用多线 (multiline) 接收波束形成器扩展聚焦区的超声系统。

背景技术

[0002] 合成聚焦的原理是可考虑的研究的对象,借助该原理在像场中的每一点上聚焦超声图像。例如,美国专利 4,604,697 (Luthra 等人) 说明了一种合成聚焦技术,其中,从超声换能器阵列的每一个元件顺序地发出超声脉冲。由该阵列的全部元件接收从每一次发射接收的回波信号,并加以存储。在接收到了全部信号之后,依据关于每一个换能器元件相对于图像中每一点的位置以及超声信号往来于每一点的传输时间的知识,可以在像场中的每一点上形成聚焦的回波信号。将适当的所接收信号合并,来为图像的每一点构成相干回波信号。选择用于形成每一个点的所存储数据值为图像中的每一个点提供波束形成。尽管该方法会在像场中的每一点上产生聚焦的信号,但其存在几个缺点。一个缺点是必须存储来自整个像场 r. f. 信号,用于进行处理。这要求相当大量的信息存储。第二个缺点是需要相当大量的处理来为图像中的每一点选择并加权数据,随后合并适当加权的数据,以计算图像数据点。第三个缺点是该方案仅对很浅的穿透深度有效,因为由单个换能器元件发射的能量是有限的。

[0003] 使用了合成聚焦的基本原理的一个具体应用是常规的延迟及求和接收波束形成器,其中,施加在来自每一个接收元件的信号上的延迟等价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,因为其发射聚焦在特定聚焦区中的发射波束,并仅沿着该单个发射波束动态地对回波进行聚焦。因此需要多次发射来扫描整个像场。由此产生的效率在于,不必为到图像中每一点的全部发射存储数据;立即处理从一次发射接收的数据,以沿着波束方向构成相干回波信号。一个限制是每一个接收到的波束都聚焦在仅到所选择的聚焦区的发射上。但提高了在较大深度上的信噪比,因为启动了多个换能器元件来发射波束,这就能够获得合理的穿透性。

[0004] 美国专利 6,231,511 (Bae 等人) 及随后的 Bae 等人的题为“A Study of Synthetic-Aperture Imaging with Virtual Source Elements in B-Mode Ultrasound Imaging Systems”,IEEE Trans. UFFC, vol. 47, no. 6 (2000), 1510 页以及后续页提出了将标准聚焦的波束形成器与合成聚焦的多个方面合并,来提高常规聚焦区之外的横向分辨率,并从而实现聚焦在像场中全部点上的发射效果。这个方案的前提是这样的假设:即,在标准发射波束的焦点上的“虚拟源元件”,其从该“虚拟源”向外和向内都辐射能量。发射了该标准发射聚焦的波束之后,由接收孔的换能器元件来接收能量,并加以存储。在扫描了整个像场之后,在每一点上的回波信号依据由包含该点的每一个虚拟源场的元件所接收的信号来计算。在焦点上的图像点将仅由一个波束来成像,这是因为虚拟源模型是在发射焦点附近的沙漏形的场,但依据多个扫描线的接收信号来计算在深度上从焦点进一步偏离的点。其结果据称是在发射焦点之外和之内的点上呈现出较高横向分辨率的图像。但类似上述的基

本合成孔径方案,必须存储相当大量的数据,用于处理来自每一个接收孔中每一个元件的 r. f. 信号。另外,所得到的图像据称在焦点附近显得较暗,因为只有一次发射和接收对该图像点及其分辨率有贡献,而多次发射和接收对从发射焦点偏离的点有贡献。因此,需要至少在图像的重要部分上实现发射聚焦,而不必存储大量的 r. f. 数据。

[0005] 在于 2006 年 5 月 12 日提交的共同待审美国专利申请序列号 60/747148 中,说明了一种诊断超声系统和技术,其克服了现有技术方案的这些缺点,其描述了一种称为回顾性动态发射聚焦 (RDT) 的技术。在这个方案中,获得多组多线 (multiline),其在空间上重叠,从而使得几个所得到的多线在空间上共同对准,从而使其来自同一接收位置。如果有需要,则随后用加权函数 (例如切趾法) 和多线间延迟将空间上对准的多线合并,所述多线间延迟 (inter-multiline delay) 通常与发射波束的中心相对于所接收的多线位置的距离相关,这避免了在所合并的信号中不想要的相位消除。然后,将经加权以及经延迟后的多线进行合并,以产生用于显示的最终线。这个技术是有优势的,因为其通过合并多个接收到的信号,提高了像场的深度,并且依据所接收的多线进行的有效波束形成导致了该多线的合并和相当大的场深上有效地发射聚焦。因此名为回顾性动态发射聚焦。

[0006] 如上所述的 RDT 技术是一种相干信号处理,因为其对作为幅度和相位特性的函数的信号进行操作。超声成像是一种在体内的相干处理,因为从体内的反射物反射回换能器元件的回波会具有其自身的幅度和相位特性。这个相干特性的不利之处在于,所反射的信号会构建性地和破坏性地彼此干扰,产生称为“斑点 (speckle)”的斑驳图案,其覆盖了想要的组织图像,并降低了图像对比度。由于斑点图案不存在随时间的相位或幅度变化,因此就不能简单地通过在时间上对图像信号进行平均来抑制它。结果,就希望能够执行 RDT 聚焦成像并且同时抑制斑点图案。

发明内容

[0007] 根据本发明的原理,说明了一种诊断超声系统和方法,其中,不相干地执行 RDT 技术,并且同时实现在相当大的场深上的扩展的发射聚焦以及斑点效应的减少。在本发明的说明性实例中,这是通过在进行合并之前对多线信号进行非线性处理 (按所检测的) 来实现的。由于来自不同发射信号的多线具有略微不同的发射孔径,因此合并所检测的多线信号而不是 r. f. 数据,就会产生减小斑点的复合效果。

[0008] 根据本发明的一方面,提供了一种超声诊断成像系统,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,并用于发射波束,该波束声穿透多个横向间隔开的线位置;多线接收波束形成器,其耦合到所述换能器元件阵列,用于响应于一个发射波束而在所述线位置上产生多条接收线;多线合并电路,其对由所述多线接收波束形成器响应于多个发射波束而产生的、与相同线位置相关的多条接收线作出响应,用于:1) 基于接收的多线与其发射波束中心之间的关系,调整所述多条接收线的回波信号之间的相位变化,以实现扩展的发射聚焦;2) 对所述多条接收线的所述回波信号进行非线性处理,以形成非相干回波信号;以及 3) 合并所述多条接收线的所述非相干回波信号,以产生具有减小的斑点的图像数据;以及显示器,其利用所述图像数据产生图像。

[0009] 根据本发明的另一方面,提供了一种方法,用于产生具有扩展的聚焦区的超声图像,该方法包括以下步骤:从阵列换能器发射多个发射波束,每一个发射波束都以沿着所述

阵列的不同位置为中心,并且每一个发射波束都包绕多个横向间隔开的线位置,这些线位置在空间上与另一个波束的横向间隔开的线位置相关;用所述阵列换能器接收回波信号;同时处理响应于一个发射波束而接收的回波信号,以在所述波束的所述横向间隔开的线位置上产生回波信号的多条接收线;对于其他发射波束重复所述同时处理步骤;基于接收的线与其发射波束中心之间的关系,调整所述多条接收线的回波信号之间的相位变化,以实现扩展的发射聚焦;对所述多条接收线的所述回波信号进行非线性处理,以形成非相干回波信号;不相干地合并来自不同发射波束的空间上相关的接收线的回波信号,以产生斑点减小的图像数据;以及用所述图像数据产生图像。

附图说明

[0010] 在附图中:

[0011] 图 1a-1c 示出了本发明的三波束实例的波束轮廓。

[0012] 图 2a-2d 示出了本发明的六波束实例的波束轮廓。

[0013] 图 3a-3d 示出来本发明的四波束实例,其中为了说明的清楚,偏移了第一个四波束图案。

[0014] 图 4a-4d 示出了图 3 的四波束实例的延续,其显示出接收波束的对准。

[0015] 图 5 以框图形式示出了根据本发明原理而构建的超声系统。

[0016] 图 6a 和 6b 示出了本发明的四波束实例的两个不同波束的延迟和加权特性。

具体实施方式

[0017] 首先参考图 1a-1c,为三个发射波束的发射显示了重叠波束轮廓,随后在每一个情况下都接收来自每个发射波束的三个波束。图 1a 显示了由发射波束的换能器阵列 8 发射并从其延伸的发射波束轮廓 10,其具有低于在波束中心处的强度峰值的恒定级别。由设计者选择发射波束轮廓级别,其可以是低于波束中心处的最大强度 3dB,6dB,20dB 或者一些其它级别。可见到波束轮廓通过常规发射聚焦而在波束轮廓的最窄宽度处的焦点 12 附近聚焦。在换能器阵列 8 的下面显示了波束 20 的正交视图,可见到其包括中心波瓣 20a 和在主波瓣 20a 两侧的旁瓣。所发射的波束在聚焦区 12 达到其最紧密的聚焦,并在此后发散。在其它实施中,可以使用发散的发射波束。还发现在相当大深度处聚焦是有效的。

[0018] 以包含多条接收线 14、16 和 18 的宽度来发射该发射波束 10、20。通常借助于从较小发射孔进行发射,来产生较宽的波束。就是说,启动阵列 8 中与整个阵列的元件总数相比而言较少数量的元件来发射波束。在发射之后,接收回波,并沿着三个接收线位置 14、16 和 18 聚焦。如下所述,以三种不同方式对由接收孔的换能器元件所接收的回波进行延迟和求和,以便响应于一个发射波束而在不同线位置 14、16 和 18 上形成多条线。在该实例中,在发射波束 10、20 的中心的下方接收该接收线 14,横向控制并聚焦接收线 14 和 18,以便在中心线两侧接收它们。在该实例中,外侧线 14 和 18 只有近场部分和远场部分在发射波束轮廓 10 内。在这些区域中,从中心线位置的两侧上的发射能量接收外侧线 14 和 18,由此对在中心线位置两侧的像场中的目标进行采样,由此将在近场和远场中的发射波束的横向伸展的能量有效地用于图像接收和图像分辨率。

[0019] 在图 1b 中,通过将发射孔向右移动一个接收线的间隔,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,并以波束轮廓曲线 10' 来描绘其轮廓。如同在第一波束的情况下一样,响应于第二发射而在接收线位置 16'、18' 和 22 上同时接收三条接收线,并进行波束成形。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,接收线 22 位于第二发射的中心线 18' 的右侧。同第一组接收线一样,保存第二组接收线 16'、18' 和 22,用于随后的处理。

[0020] 在图 1c 中,从再次向右移动了一个接收线的中心孔位置发射第三波束。以波束轮廓 10'' 来描绘这个发射波束的轮廓,并且在该发射之后同时接收三个接收线 18''、22' 和 24。这三个接收线,与先前的接收线相同,整体上或部分地在它们的发射波束的波束轮廓内并且具有与先前波束的线相同的间隔。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 轴向对准,接收线 22' 与第二发射的接收线 22 轴向对准。现在,在接收线 18、18' 和 18'' 的路径中的目标由三条接收线进行采样,这三条接收线分别由相应的不同发射波束造成。按以下所述,合并这些共同对准的波束,以便沿着在比任何单条线情况都更深的场上进行聚焦的线来产生图像数据线,从而实现了扩展的发射聚焦效果。这个聚焦会在场的更大深度上产生效果,因为合并了来自三次波束发射的回波能量来产生最终的图像数据。

[0021] 以这种方式在像场上持续进行发射和接收,直到已经扫描了完整的像场为止。每一次对于一个指定线位置都获得了最大数量的接收线,在该实例中是三条,并且对这些接收线一起进行处理以产生在该位置上的图像数据线。因此不必存储来自任何发射的预先求和的 r. f. 数据,因为所接收的 r. f. 信号在其接收时就被波束成形为多条线,仅存在有限的需要,即,需要存储在一个线位置上的先前线直至已经获得了在该位置上的全部接收线为止,此时就可以处理它们,并且释放该线存储器用于随后线的存储。

[0022] 图 2a-2d 给出了本发明的另一个实例,其中,发射波束轮廓 30 包括在 6 个接收线位置上的接收线的全部或部分,6 个接收线位置在图 2a 中标识为 31-36。在该实例中,与第一个实例不同,在发射波束的中心处不存在接收线。作为替代的是,在发射波束中心两侧以接收线间隔的一半距离处存在中心接收线 33 和 34。外侧接收线 32 和 35 在近场和远场中处于波束轮廓 30 内,最外侧接收线 31 和 36 只有近场部分在发射波束轮廓内。如下所述,可以确定在图像数据形成中不使用这些近场线部分 31 和 36。

[0023] 发射下一个发射波束,其在第一发射波束的右侧的一个接收线间隔上,如图 2b 中第二发射波束的轮廓 30' 所示。在接收线位置 32'、33'、34'、35'、36' 和 37 上再次同时接收 6 个接收线并进行波束成形。可见到这些接收线中的前 5 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一个上提供了用于进行处理的第二接收线。图 2c 显示了在第三发射波束的发射以及在波束轮廓 30'' 内的 6 条接收线的接收之后的结果。现在在线位置 33''、34''、35'' 和 36'' 上有所接收的三条接收线的全部或部分,在线位置 37' 上有两条接收线,以及在位置 38 上有一条接收线的一部分。随着第四发射之后(在图 2d 中以波束轮廓 30''' 表示),在线位置 34'''、35''' 和 36''' 上有所接收的四条接收线的全部或部分,在线位置 37'' 上有所接收的三条接收线,在线位置 38' 上有所接收的两条接收线,以及在线位置 39 上接收了的一条接收线的一部分。可以见到,当扫描以此方式继续时,在孔的绝大部分上的线位置上都会接收到的 6 条接收线的全部或部分,除了在极端位置上会接收到较少的线,如在该实例中所示的。在将接收线数据进行合并以构成图像数据时,每一

个接收线位置上的采样的数量越多,就会导致越好的有效发射聚焦。

[0024] 可以使用更大数量的同时接收的线,例如间隔开的 8、12 或 16 条同时接收的线,对于这些情况而言,在发射上应使用较低数量 F ,以便声穿透接收线位置的更宽区域。

[0025] 图 3 和 4 示出了本发明的另一个实例,其使用了来自每一个发射波束的四条接收线。在这些附图中,为了说明的清楚,连续的波束和接收线组是不重叠的,但垂直对准。由指向下的虚线箭头指明每一个发射波束 40-1、40-2、40-3 等,将来自每一个发射波束的接收线显示为在相应发射波束两侧的实线箭头。图 3a-3d 示出了前四个发射-接收序列,对于每一个连续发射区间,将发射波束 40-n 向右移动一个接收线间隔。在这个发射-接收序列的结尾,可见到已经接收了与接收线 44 对准的四条接收线:来自第二波束的接收线 44-1,来自第三波束的接收线 44-2,及来自第四波束的接收线 44-3。合并这四个接收线,以便在像场中这些接收线的位置上产生图像数据线。

[0026] 图 4a-4d 显示了先前发射-接收序列的延续,对于每一个发射波束,具有四个同时接收的线的四个更多发射-接收区间。接下来的四个发射波束在这些附图中标识为 40-5、40-6、40-7 和 40-8。如这些附图所示,现在在线位置 44、45、46、47 和 48 上都接收到了四条接收线。当在这些位置每一个上接收到了四条接收线之后,可以合并这四条线以构成一条图像数据线,并且删除所存储的接收线,以便随后的线可以存储在同一存储单元中。在每一次接收到了一组四个对准的线之中的另一第四线时,就可以合并该组的四条线以构成在该位置上的图像数据线,并且将存储器用于随后的线。该序列以此方式继续进行,在像场上对于每一个发射波束都接收四条接收线,以便可以在除横向末端之外的整个像场上的每一个线位置上都合并四条接收线。

[0027] 图 5 以框图形式示出根据本发明原理构建的超声成像系统。超声探头 102 包括换能器元件构成的换能器阵列 104。由发射波束形成器 106 在相应延迟时间上启动所选的换能器元件组,以便沿着阵列在预期方向上且从预期原点发射聚焦在所选聚焦区上的波束。通过发射/接收开关将发射波束形成器耦合到换能器元件,该开关可以包括交点开关,其保护接收器输入免于遭受到所施加的高压发射脉冲。将响应于每一个发射波束而由阵列 104 的每一个换能器元件所接收的回波施加到多线处理器 110a-110n 的输入上。每一个多线处理器都包括接收波束形成器,其使用自己的一组延迟,并且如果想要的话,还使用一组自己的切趾法权重来加权来自阵列元件的所接收回波,以便依据同一发射波束构成不同偏移的接收波束。例如,在美国专利 6,695,783 (Henderson 等人) 和美国专利 5,318,033 (Savord) 中可以发现用于多线处理器 10a-110n 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,其存储所接收的多线,至少是直至已经获得了构成一条显示数据线所需的全部多线为止。将用于构成一条特定显示数据线的多线的组应用到乘法器 116a-116n 中相应的一个乘法器,来为相应的线位置产生显示数据。如果想要的话,可以用切趾法权重 114a-114n 对来自每一条线的回波数据进行加权。通常,这些加权会将每一个线加权为其往返脉冲响应的函数。可以通过使项 $\text{amplitude}(x, z)$ 成为发射波阵面在像场中的位置 (x, z) 处的点的声穿透幅度来得出适合的加权算法,方位角位置 $x = 0$ 对应于发射波束的中心轴。使 X 成为所接收的多线相对于发射波束轴的方位角。应用于该接收到的多线以构成图像在深度 Z 上的点的权重是:

[0028] $\text{Weight}(X, Z) = \text{amplitude}(X, Z)$

[0029] 为了确定适当的延迟特性,使 $\text{propagation_time}(x, z)$ 为发射波阵面到达在位置 (x, z) 处的点所需的传播时间,方位角 $x = 0$ 再次对应于发射波束的中心轴。使 X 成为接收线相对于发射波束轴的方位角。应用于该接收到的多线以构成图像在深度 Z 上的点的延迟是:

[0030] $\text{Delay}(X, Z) = \text{propagation_time}(X, Z) - \text{propagation_time}(0, Z)$

[0031] 在此 $\text{propagation_time}(0, Z)$ 是到达在同一深度上但是在轴上的点的时间。

[0032] 例如,可以从发射场的模拟中来获得函数 $\text{amplitude}(X, Z)$ 和 $\text{propagation}(X, Z)$ 。计算传播时间的一种适当的方式是使用依据在几个频率上的单频 time 模拟得到的场的相位延迟。可以通过对在几个频率上的场的幅度进行平均来计算幅度。另外,可以对所述权重使用与深度相关的归一化。这是用一个公共因子乘以一个指定深度上的全部权重。例如,可以选择该归一化,以使得斑点区具有随深度的均匀亮度。通过将权重作为深度的函数来改变,可以随深度动态地改变孔的尺寸和形状(切趾法)。

[0033] 并非必须要从系统中所用的准确发射特性的模拟中来得出幅度和传播时间。例如,设计者可以选择使用不同的孔尺寸或不同的切趾法。

[0034] 由乘法器 116a-116n 对来自每一条线的回波进行加权,并由延迟线 118a-118n 对其进行延迟。通常,这些延迟会与发射波束中心相对于接收线位置距离相关。这些延迟用于使对于具有不同发射-接收波束位置组合的多线而言在线与线之间存在的相移变化相等,以使得这些合并后的信号的未对准不会引起精度损失。会意识到在数字系统中,可以通过将经加权的多线回波数据存储在存储器中并在产生了必要延迟的稍后时刻将其读出,来实现所述延迟线。不同长度和时钟信号的移位寄存器也可以用于实现延迟线,或者可以使用内插波束形成器,例如在前述美国专利 6,695,783 中所述的。

[0035] 根据本发明的原理,在进行合并之前对多线信号进行非线性处理。在图 5 的实例中,这通过由检测器 130a-130n 对 r. f. 信号的幅度检测来完成的。由于每一条接收到的多线相对于该合并中的其它多线,与其发射波束中心的关系都略微不同,因此每一条多线都呈现出略微不同的斑点图案。检测从信号移去了相位信息,以使得多线的不相干合并会影响对斑点特性的平均,从而将预期信号相对于斑点噪声的比率提高了大约 N 的平方根,在此 N 是所合并的独立的多线的数量。经延迟并经检测的信号由加法器 120 来合并,并且将所得到的信号耦合到图像处理器 122。图像处理器可以执行扫描转换或其它处理,以改善显示的图像。将所生成的图像显示在图像显示器 124 上。

[0036] 在图 5 的系统中,经相应延迟的多线的合并实现了从几条接收多线所接收的信号的新聚焦,这些多线在指定方向上共同对准。所述重新聚焦调整了由于对于每一条多线使用不同的发射波束位置而引起的相位差,在合并的信号中实现了信号对准。同时,该检测能够将各条多线的斑点图案进行平均并将其减小,尽管这样引起了相干重新聚焦的损失但是所引起的损失却只有很小的减小。权重 114 采用与发射波束到多线位置的接近程度相关的方式对多线的贡献进行加权,对具有较高信噪比的接收波束给予较高的权重。由于在每一个接收线方向上的多次采样的合并,导致了沿着每一条接收线的扩展的场深度和更强的穿透性(改善的信噪比和信号-斑点噪声比)。

[0037] 在图 4a-4d 的实例中,可以见到,每一条所接收的多线仅与其它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权重 114、乘法器 116 和延迟器 118,

因为可以用多线处理器 110 的权重和延迟来实现这些加权和延迟效果,其可以在适当接收方向上聚焦多线,并计算相对于要与其合并的多线的相位和发射波束变化,这都在在一个处理步骤中进行。在已经接收了一个指定线位置的全部多线之后,对它们进行简单地检测并求和,以提供显示线数据。作为替代,检测一个指定线位置的每条所接收的多线,随后将其存储在用于该线的线累加器中。检测在该线位置上的每一条随后接收的多线,随后加到累加器的内容上,直至已经在累加器中合并了在该位置上的所有多线为止。随后将累加器内容发送到图像处理器,清除累加器以便另一个线位置的使用。

[0038] 图 6a 和 6b 示出了加权和延迟特性的实例,其可以在为一个指定显示线位置而合并所接收的多线时使用。图 6a 示出了用于与发射波束中心距离相对较远的所接收的多线的加权和延迟特性的实例,例如图 2b 的所接收的多线 33'。所接收的多线 33' 显示为从在 $z = 0$ 的换能器阵列表面开始在 z 方向上延伸到图右侧的最大扫描深度。该多线的中心显示为虚线,在此多线 33' 的该部分位于所选择的波束轮廓 30' 的外侧,其响应低于设计者认为是可接受的程度。加权特性 82 由此用这样的权重来加权该多线:其在超出了波束轮廓处具有最小值,并且在要将该多线用于重新聚焦处为非 0 级别。在其它实施中,加权特性 82 可以在近场中下降为 0。这是由于在对其施加必要的延迟之后回波可能会过于接近阵列或者在阵列后面,因此不易受准确接收的影响。因此,来自横向远处的多线之中的多线并不在非常近的场中用于多线合并。

[0039] 可见到,相位特性 84 在发射波束的聚焦点穿过 0 相位调整,在近场中几乎保持恒定,在远场中逐渐减小。

[0040] 图 6b 示出了用于所接收的多线 33 的示范性加权和延迟特性,它更靠近其发射波束的中心。由于更为靠近其发射波束的中心,在合并中给予该多线更大的总加权,如由加权特性 86 所示的。该加权在聚焦区附近增大,以便平衡在该区域中更远处的多线(例如 33')的加权下降。相位调整特性 88 显示为直线,因为从更为中心处的多线 33 的相位计算出用于横向更远处的多线的延迟特性 84。在该实例中,多线 33 用于在整个图像深度上进行重新聚焦,尽管在指定实施中设计者可以选择使用来自发射波束的、与在非常近的场中的线位置很接近处的单条线的回波。

[0041] 可以以各种接收函数来使用本发明的实现。例如,一种实现方案可以对来自多个聚焦的子孔的信号进行操作。在另一个变化例中,并不构成接收波束本身,而是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中合并不同的发射。所合并的信号并不准确对应于所接收的图像线。此后,通过合并傅立叶分量或子孔来构成接收波束。几个波束的各种组合以及借助于切趾法的变体而从波束导出的函数也在本发明的范围内。在其它实施中,可以通过内插出额外的中间多线,来使较小数量的接收多线数量上增加,随后用数量上增加的多线执行发明性处理。

[0042] 会意识到,可以不对全部经检测的信号进行一次求和,而是如图 7 所示地将求和过程进行分割。在该实例中,在两个称为求和 1 和求和 2 的部分求和中,来合并经延迟的多线数据。随后由检测器检测每一个部分求和。随后由求和 3 对这两个经检测的部分求和进行合并。利用检测之前的部分求和的实现方案需要较少的检测器。

[0043] 图 8 提供了本发明的超声系统的一个实例,其中对延迟进行分割,将延迟的一部分用于经检测的数据。在该实例中,对相干的多线数据进行延迟,随后进行部分求和。如图

7 中所示,对这两个部分求和进行检测,随后在最终求和之前,将其他的延迟用于这两个经检测的部分求和。第一延迟级可以在每一个子孔内使信号对齐,随后第二级在各子孔径之间使信号对齐。这个实施方案的另一个变体是在检测前将第二延迟级用于部分求和。

[0044] 对于本领域技术人员,以上实例的变化是容易想到的。例如,替代沿着连续线位置进行发射,发射在多线发射之间可以跳过一些线(多路复用)。发射可以沿着每第二个线位置、每第四个线位置、或多线间隔的其它间距进行,从而减少了构成图像所需的发射事件的数量,并增大了获取速率。这也是减小运动伪像的一种方法。用较少数量的发射波束以更宽间隔的线间距来接收多线是解决运动问题的另一种方法。可以用如上所述的内插出的线来扩充这个方案,以增大所合并的线的数量。对于指定数量的多线,这还会提高对场深度的改进。所用的采样通常是发射孔的数量 F 的函数,其确定了尼奎斯特采样要求。并非必须要在图像上顺序地进行扫描;可以使用其它发射顺序,这会在存在运动时产生不同的响应。尽管用切趾法来显示以上的实例,但不必在发射、接收或多线合并上进行切趾。要合并的多线并非必须要全部准确地轴向对准。要合并的多线可以彼此横向偏移,当对多线进行合并时可以实现内插。通过在高度和方位角两个维度上同时执行处理,本发明的原理还可用于三维成像,并且可以用于相控阵列(扇形扫描)成像,以及线形阵列(正交扫描)成像,以及利用曲面阵列。在前述申请序列号 60/747148 中讨论的、通过检测相对图像运动并响应于运动的存在而调整多线顺序来减小运动效应,也可用于本发明的实施。

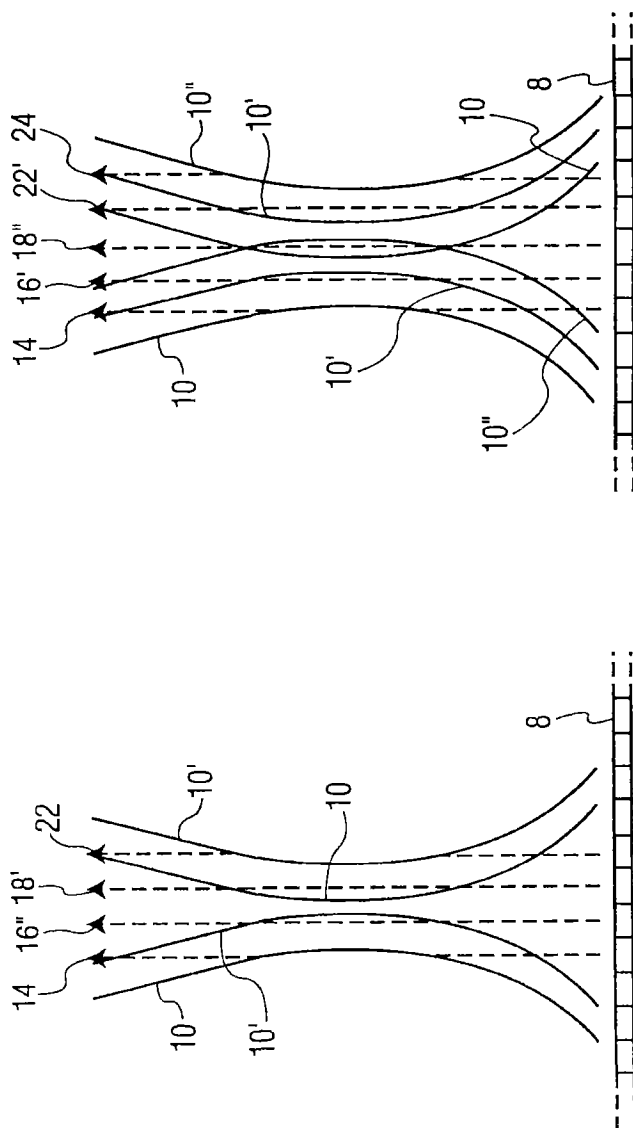


图1C

图1B

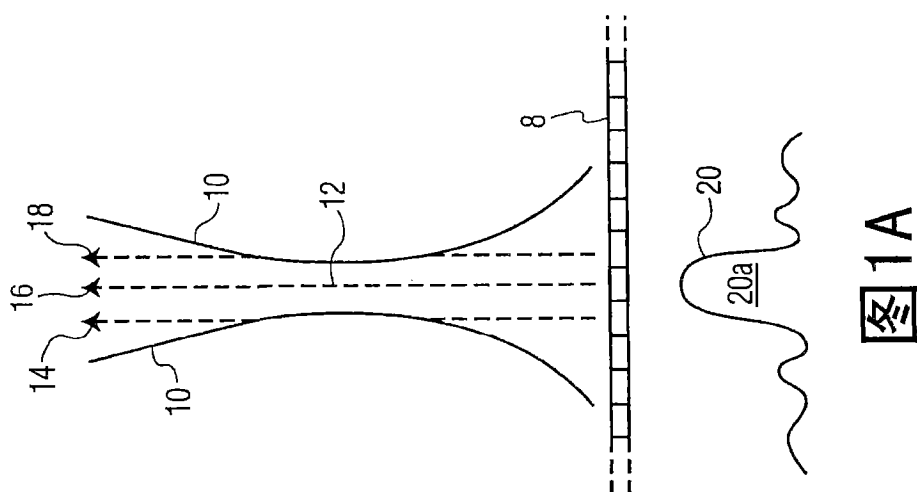


图1A

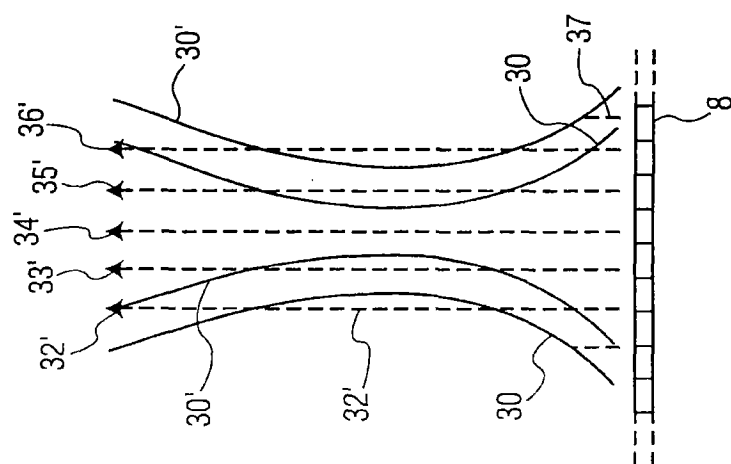


图2B

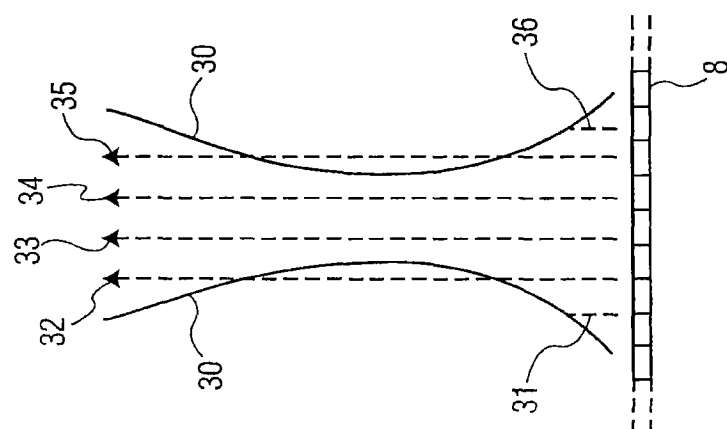


图2A

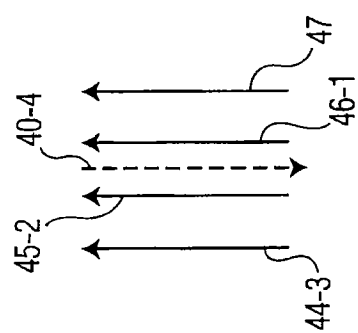


图3D

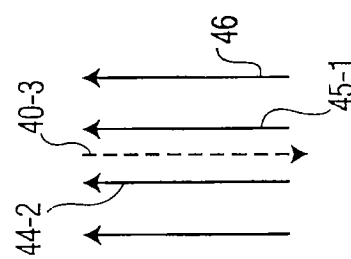


图3C

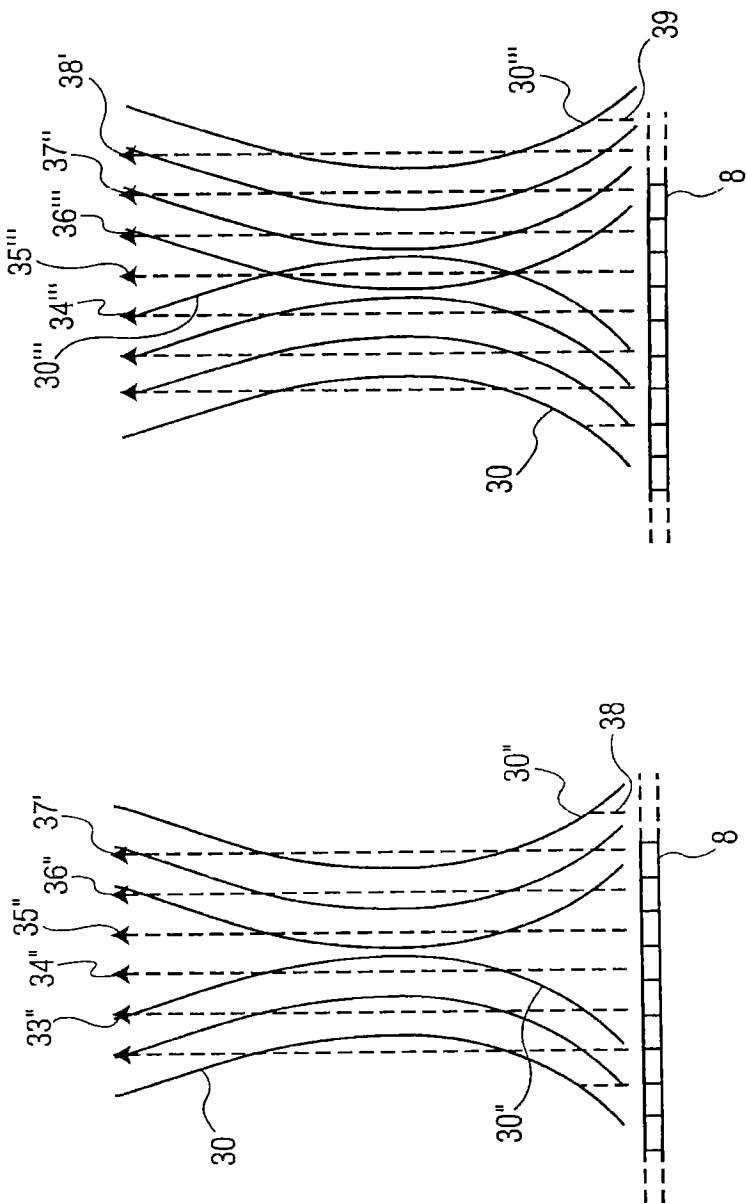


图2C

图2D

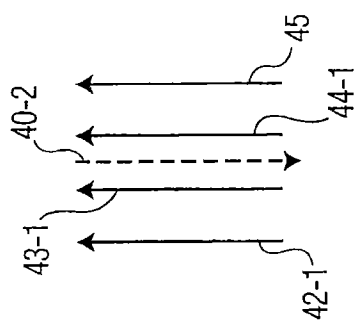


图 3B

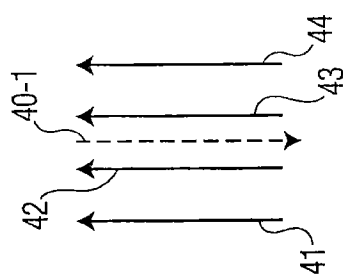


图 3A

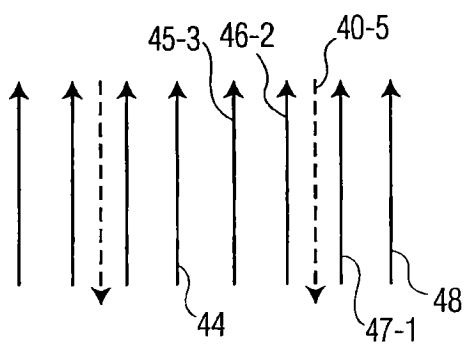


图 4A

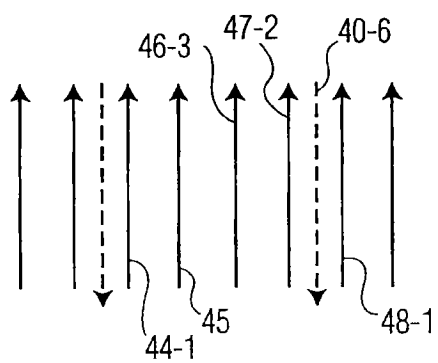


图 4B

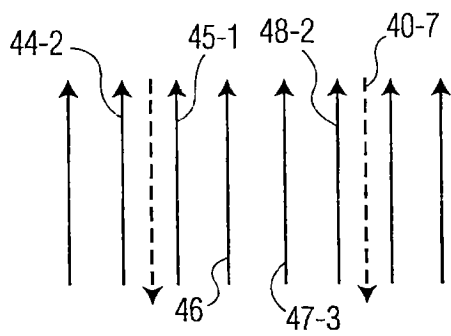


图 4C

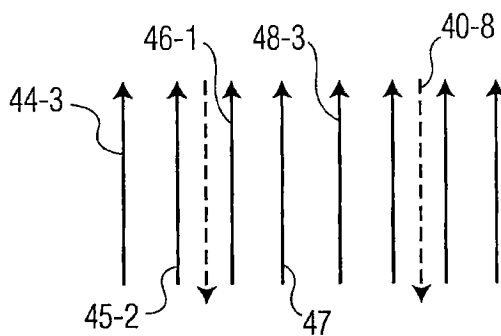


图 4D

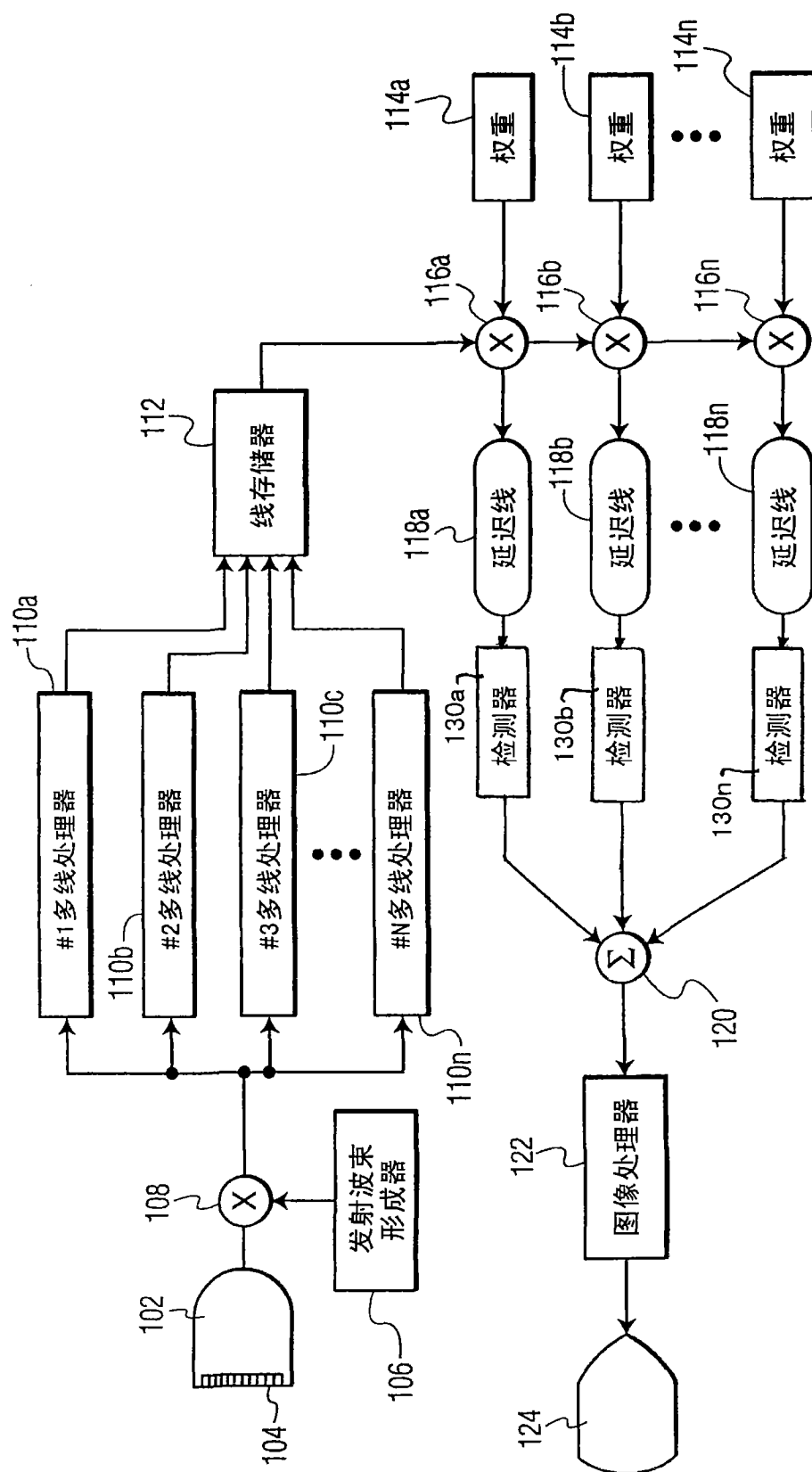


图5

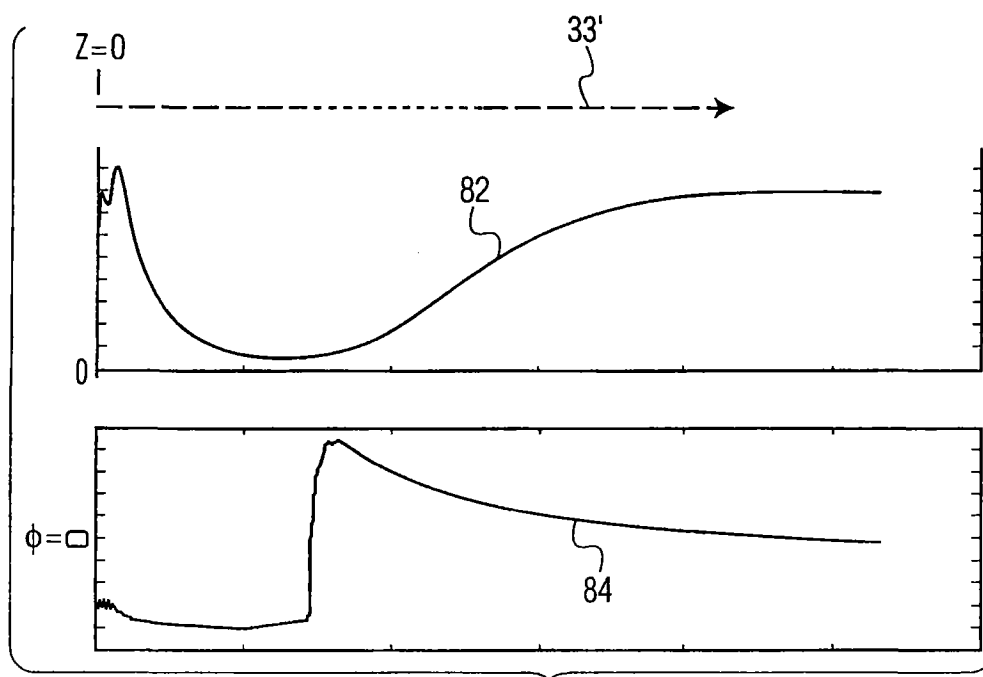


图 6A

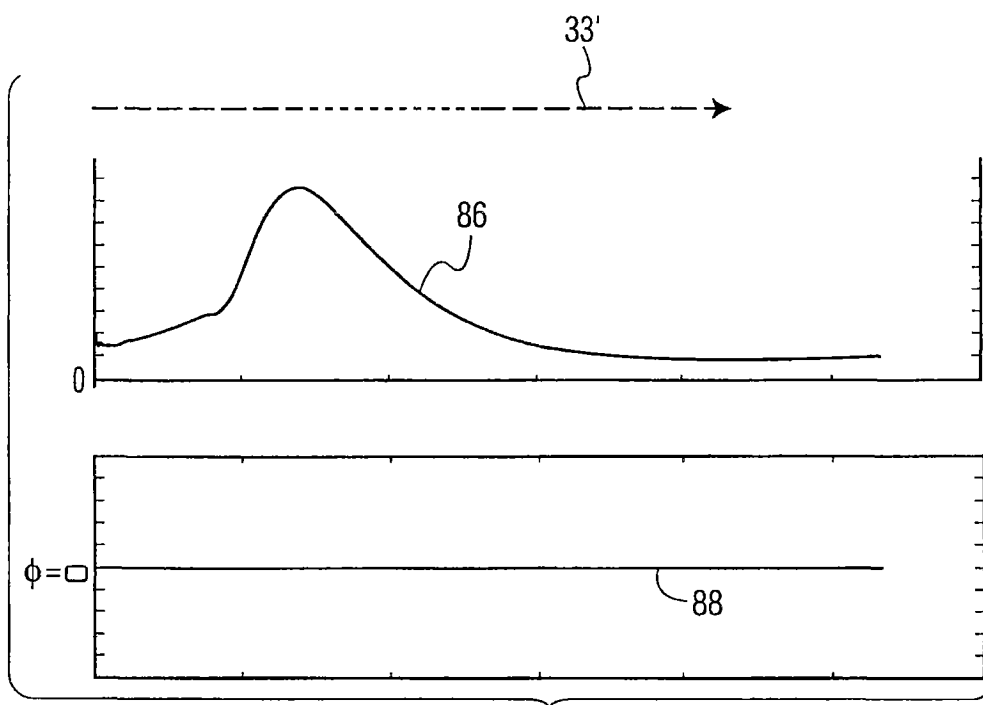


图 6B

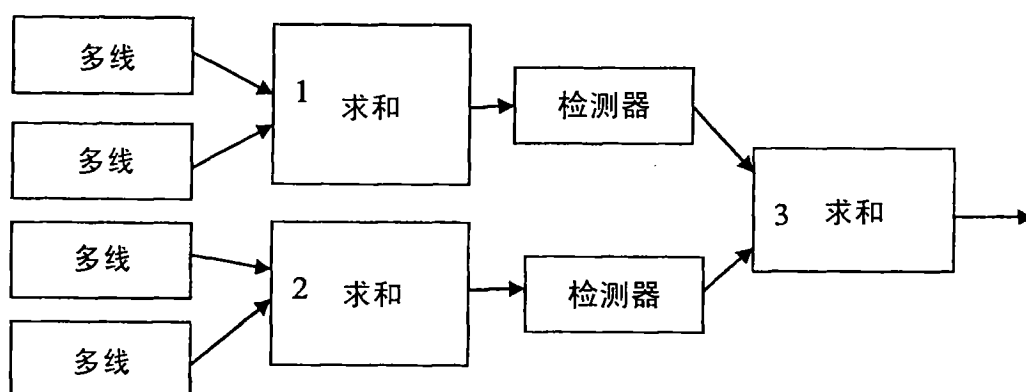


图 7

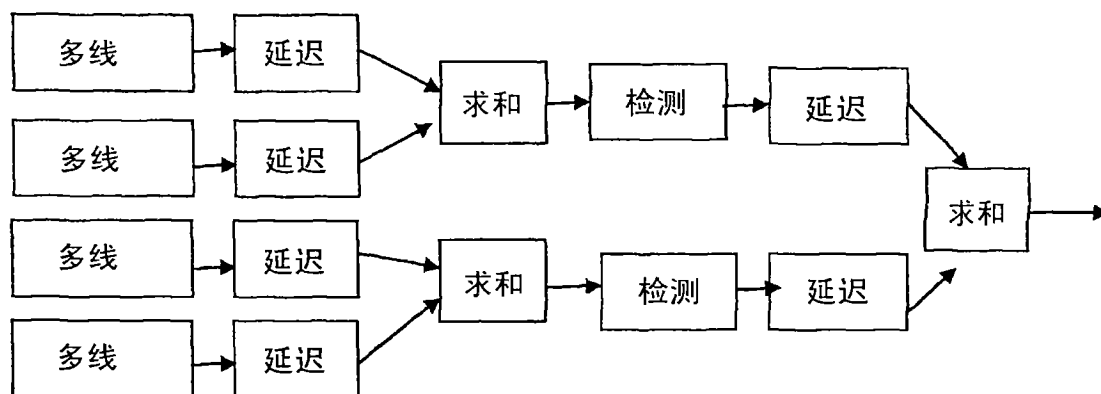


图 8

专利名称(译)	非相干式回顾性动态发射聚焦		
公开(公告)号	CN101453955B	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN200780017196.3	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	J罗贝尔 M伯切		
发明人	J· 罗贝尔 M· 伯切		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/5209 G01S7/52095 G01S7/52047 G01S7/52028		
代理人(译)	王英		
审查员(译)	谢楠		
优先权	60/747148 2006-05-12 US		
其他公开文献	CN101453955A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统，通过发射沿着用于多线接收的阵列间隔开的多个波束，产生具有扩展的聚焦区和减小的斑点的图像。利用相应接收多线之间的相位调整将多个发射波束的接收多线在空间上对准，以实现信号对准，并对其进行检测及合并。合并后的多线产生了扩展的发射聚焦效应，以使得用合并后的多线产生的图像呈现扩展的聚焦区。通过对所接收的由不同发射孔产生的多线进行非线性合并来减小斑点。

