



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102215755 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 12

(21) 申请号 200980145436. 7

G01S 15/89 (2006. 01)

(22) 申请日 2009. 09. 15

(30) 优先权数据

61/192, 063 2008. 09. 15 US

12/286, 555 2008. 09. 30 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 05. 13

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2009/056995 2009. 09. 15

(87) PCT申请的公布数据

W02010/031057 EN 2010. 03. 18

(71) 申请人 埃技术公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 A·羌 贺兴柏 W·翁 N·伯杰

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 过晓东

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

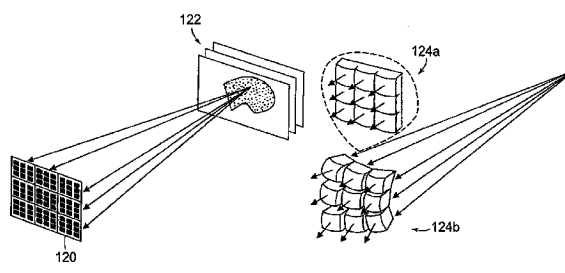
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 36 页

(54) 发明名称

超声波三维成像系统

(57) 摘要

本发明涉及超声波成像系统, 其中扫描头或者包括完成远场子阵波束生成的波束生成器电路, 或者包括激励选定的元件的稀疏阵列选择电路。当与第二级波束生成系统一起使用的时候, 能产生三维超声波图像。



1. 一种医用超声波成像系统,其中包括:
探头壳体中的二维换能器阵列和探头壳体中的第一组众多子阵波束生成器;
第二壳体中的第二组众多波束生成器,第二组众多波束生成器与探头壳体沟通,第二波束生成器接受来自第一组众多有众多接受第一图像数据的第二延迟线的子阵波束生成器的第一图像数据,子阵波束生成器平行地运行提供三维图像数据。
2. 根据权利要求1的系统,进一步包括探头壳体中的众多多路转接器电路。
3. 根据权利要求1的系统,其中换能器元件的阵列是作为稀疏阵列工作的。
4. 根据权利要求1的系统,其中波束生成器装置包括粗糙的和精细的延迟元件。
5. 根据权利要求1的系统,其中第二波束生成器包括第二级波束生成器。
6. 根据权利要求5的系统,进一步包括第三级波束生成器。
7. 根据权利要求1的系统,其中该系统重量不足15磅。
8. 根据权利要求7的系统,其中该系统包含在与处理器壳体连接的探头壳体中的换能器阵列。
9. 根据权利要求1的系统,进一步包括一个稀疏阵列传输系统。
10. 根据权利要求1的系统,进一步包括稀疏阵列接收器系统。
11. 根据权利要求1的系统,进一步包括匹配滤波器。
12. 根据权利要求1的系统,进一步包括完成超采样的传输波形的程序。
13. 根据权利要求1的系统,其中探头壳体进一步包含众多柔性电缆,每条电缆把换能器子阵与电路板连接起来。
14. 根据权利要求1的系统,其中探头壳体封装众多电路板,每个电路板至少有第一组众多子阵波束生成器之一、储存波束生成器控制数据的存储器和多路转接器电路。
15. 根据权利要求1的系统,进一步包括柔性电路。
16. 根据权利要求15的系统,其中柔性电路包括柔性电缆。
17. 根据权利要求15的系统,其中柔性电路包括柔性印刷电路。
18. 根据权利要求11的系统,其中匹配滤波器包括与各延迟线的级相关联的众多压重。
19. 根据权利要求1的系统,其中众多子阵波束生成器中的每个波束都是压缩的。
20. 根据权利要求1的系统,其中第二组众多波束生成器包括众多数字式波束生成器。
21. 根据权利要求20的系统,其中第一组众多波束生成器包括电荷域处理器。
22. 根据权利要求1的系统,进一步包括用来储存扩频激励波形的程序。
23. 根据权利要求1的系统,进一步包括用来完成扫描转换的系统处理器。
24. 根据权利要求1的系统,进一步包括用来完成多普勒处理的系统处理器。
25. 根据权利要求1的系统,其中探头壳体进一步包括将换能器阵列安装在末梢区域上的导管或探头本体。
26. 根据权利要求1的系统,其中该系统包括心脏成像系统。
27. 根据权利要求1的系统,其中第二壳体包括处理器壳体、显示器和重量少于15磅的控制面板。
28. 一种医用超声波成像系统,其中包括:
探头壳体中的换能器元件阵列,该探头壳体包括第一个波束生成器装置;

第二壳体中的第二波束生成器装置,第二波束生成器装置与探头壳体沟通,第二波束生成器装置接受来自第一子阵的第一波束生成成像数据,第二波束生成器装置有众多第二波束生成器,第一子阵平行地工作提供图像数据。

29. 根据权利要求 28 的系统,其中换能器元件阵列包含单一的直线阵列。

30. 根据权利要求 28 的系统,其中换能器元件的阵列与上面安装第一波束生成器装置的柔性电路连接。

31. 根据权利要求 28 的系统,其中波束生成器装置包括粗糙的和精细的延迟元件。

32. 根据权利要求 28 的系统,其中第二波束生成器包含第二级波束生成器。

33. 根据权利要求 32 的系统,进一步包括第三级波束生成器。

34. 根据权利要求 28 的系统,其中该系统包括系统处理器、显示器和重量不足 15 磅的控制面板。

35. 根据权利要求 28 的系统,其中该系统包括与处理器壳体连接的探头壳体。

36. 根据权利要求 28 的系统,进一步包括探头壳体中的柔性电路板。

37. 根据权利要求 28 的系统,进一步包括在探头壳体中把换能器阵列与电路板组件连接起来的柔性电缆。

38. 根据权利要求 28 的系统,进一步包括匹配滤波器。

39. 根据权利要求 28 的系统,进一步包括完成超采样的传输波形的程序。

40. 根据权利要求 34 的系统,其中系统处理器是编程的,以便完成扫描转换和多普勒处理。

超声波三维成像系统

[0001] 相关申请

[0002] 这份申请是 2008 年 9 月 30 日申请的美国专利申请第 12/286,555 号的部分继续申请并且要求给予 2008 年 9 月 15 日 Chiang 等人以“Ultrasound 3D Imaging System(超声波三维成像系统)”为题申请的美国专利申请第 61/192,063 号的优先权。这份申请还要求给予 2006 年 6 月 23 日申请的美国专利申请第 11/474,098 号和 2007 年 6 月 22 日申请的国际专利申请第 PCT/US2007/014526 号的优先权。上述申请的全部内容在此通过引证并入本文。

背景技术

[0003] 医用超声波成像已经成为许多医用成像应用的工业标准。技术是为使用二维 (2D) 换能器阵列提供内脏和瘤的三维 (3D) 图像而研发的。这些系统需要数以千计的波束生成信道。操作这样的系统所需要的功率已经造成模拟相移技术与数字式延迟波束生成器一起使用造成图像质量的折中。

[0004] 在促成改进的实时三维成像能力的超声波成像技术中继续存在对进一步改进的需求。除此之外,这个改进的能力应该支持对第四维 4D 功能的连续的实时显示。

发明内容

[0005] 本发明涉及用于医学超声波成像的系统,该系统使用探头壳体中的换能器元件的二维 (2D) 阵列提供三维 (3D) 成像。本发明的实施方案提供用于医学成像的有高分辨率和很多成像样式的系统和方法。

[0006] 在优选的实施方案中,探头壳体包含第一波束生成电路,该电路把波束生成数据传送给有第二波束生成电路的第二壳体。第一波束生成电路提供远场子阵波束生成操作。由此产生的波束生成数据从扫描头传送到有第二波束生成电路的第二壳体,其中第二波束生成电路提供近场的波束控制和波束聚焦。

[0007] 优选的实施方案提供能与传统的超声波系统连接的扫描头,其中扫描头把输入提供给传统的波束生成处理功能。扫描头波束生成器能利用至少有 32 个波束生成信道的低功率电荷域处理器。

[0008] 本发明的优选实施方案在只有一小部分换能器元件需要被激活的地方使用稀疏阵列。通过选择阵列的四个角落元件提供适当的平均波瓣带宽,将平均的旁瓣能量和杂波减到最少,消除周期性和将峰值旁瓣比最大化,产生高品质图像。为了控制波束穿越感兴趣的体积或区域,不同的换能器元件必须按适当的顺序启动以维持该峰值旁瓣比。系统处理器能通过编程提供所需要的换能器激活顺序以便将波束指向不同的角度。作为替代,离散控制器能用来控制稀疏阵列激活。优选的实施方案提供带集成开关电路的扫描头,其中集成开关电路用来为连续的多重波束生成连续地选择稀疏阵列激活元件。扫描头能与传统的超声波系统连接,其中扫描头提供输入给传统的波束生成处理功能。在另一个实施方案中,发射阵列元件和接收阵列元件能独立地操作,其中传送元件包含稀疏阵列,而接收元件是

几乎填满的阵列。在优选的实施方案中,多路转接器和波束生成器电路能集成到接口系统之中,或作为替代,集成到主处理系统之中,留下 2D 换能器阵列安装在探头壳体中。

[0009] 本发明利用波束生成器中延迟元件的每级的非破坏性测知。所以,在 65 级延迟线的情况下,举例来说,有 64 个可使用的输出,每级一个。时间分辨率可能在 $1/8\lambda$ 到 $1/16\lambda$ 的范围内。

[0010] 使用探头中的高压多路转接器和非破坏性测知允许有分时多路复用的连续波束生成。连续地改变每条延迟线的抽头选择形成多个波束现在是可能的。

[0011] 除了三维 (3D) 显示能力之外,举例来说,第四维或时间分辨图像显示能用来记录和显示以每秒 10 帧以上的速度记录的图像序列。这允许以每秒 30 帧的电视帧速观察快速改变的特征,例如,血液或流体的流动、心脏壁的运动,等等。

[0012] 本发明的另一个优选实施方案利用三级波束生成器系统,其中第一级完成对从换能器阵列收到的数据的第一波束生成操作,其中换能器阵列产生第一波束生成数据,跟在第一级后面的是第二级,第二级完成第二波束生成操作提供第二级波束生成数据,该数据随后被递送给完成第三波束生成操作的第三波束生成级。

[0013] 各级都能使用电荷域处理器实现。数据也能在第一级或第二级之前,在第三级或其后从模拟形式转换到数字形式。一个级能利用平行的波束生成操作,而且第二级提供连续的波束生成。

附图说明

[0014] 图 1 依照本发明举例说明用于超声波成像的二维平铺阵列的使用。

[0015] 图 2 依照本发明举例说明可操纵的二维阵列。

[0016] 图 3A 举例说明用于远场波束控制和聚焦的第一波束生成器装置和用于近场波束生成的第二时间延迟波束生成器的使用。

[0017] 图 3B 举例说明把数据转发给数字式波束生成器的第一模拟子阵波束生成器。

[0018] 图 3C 举例说明用于二维换能器探头的扫描头。

[0019] 图 3D 举例说明利用柔性电路板和电缆组件的优选实施方案。

[0020] 图 4 依照集成子阵扫描头发明举例说明三维成像系统的优选实施方案。

[0021] 图 5 举例说明把电荷域处理器用于第二时间延迟波束生成的集成子阵扫描头发明的优选实施方案。

[0022] 图 6A 举例说明本发明的带第二级波束生成超声波处理器的集成子阵扫描头探头的使用。

[0023] 图 6B 举例说明带数字式波束生成处理器的集成子阵扫描头的使用。

[0024] 图 7 举例说明依照本发明的超声波系统。

[0025] 图 8A 举例说明依照本发明使用的稀疏阵列。

[0026] 图 8B 图解式地举例说明稀疏阵列性能。

[0027] 图 9A 举例说明与带电荷域波束生成处理的主系统连接的本发明的集成稀疏阵列扫描头探头的使用。

[0028] 图 9B 举例说明与带 m 个平行的波束生成元器件的传统的数字式超声波系统连接的本发明的集成稀疏阵列扫描头探头的使用。

- [0029] 图 10 举例说明依照本发明的优选实施方案与便携式计算机连接的扫描头。
- [0030] 图 11 举例说明几乎填满的接收阵列,其中接收元件是独立的而且不与发射阵列交叠。
- [0031] 图 12 图解式地举例说明接收阵列波束方向图的方位和仰角横截面。
- [0032] 图 13 是图 12 所示方位角波束方向图的放大部分,展示主瓣和旁瓣结构。
- [0033] 图 14 举例说明几乎被完全填充的接收阵列波束方向图。
- [0034] 图 15 展示依照本发明为稀疏阵列选定的发射位置。
- [0035] 图 16 举例说明图 15 所示实施方案的发射稀疏阵列波束方向图的截面图。
- [0036] 图 17 举例说明稀疏发射阵列波束方向图。
- [0037] 图 18 举例说明限制平均旁瓣能量到相对于波束方向图的中央峰值小于 -35 分贝是可能的。
- [0038] 图 19 举例说明 2D 延迟微分方程。
- [0039] 图 20 举例说明微分显示轮廓。
- [0040] 图 21 举例说明微分延迟误差。
- [0041] 图 22A-22C 举例说明四联波束生成系统的系统处理器的实施方案。
- [0042] 图 23A 和图 23B 举例说明用于扩频超声波传输的非编码的和编码的传输波形。
- [0043] 图 24A-24C 举例说明用来形成传输信号的程序。
- [0044] 图 25A-25D 举例说明包括匹配滤波器的优选实施方案。
- [0045] 具体实施方法
- [0046] 波束生成系统的目的是将从图像点收到的信号聚焦到换能器阵列上。通过在波束生成器中把适当的延迟插到正在沿着特定的方向传播的波前,从感兴趣的方向到达的信号被相干地相加,而来自其它方向的那些不相干地相加或被删除。对于实时的三维应用,独立的电子电路对于每个换能器元件都是必需的。因此,使用传统的实施方式,电子元器件随着元件数目逐渐增加快速地变得既庞大又昂贵。传统上,高分辨率的波束生成器的费用、大小、复杂性和功率需求已经借助“规避措施”系统方法得以避免。对于实时的三维高分辨率超声波成像应用,选择基于延迟和求和计算机算法的可用电子学方法控制的二维波束生成处理器。
- [0047] 可用电子学方法控制的声学保角透镜的概念是把 2D 换能器阵列的表面分成相对较小的子阵的平面“砖瓦”。如同在此通过引证将其全部内容并入的美国专利第 6,292,433 号所描述和图 1 举例说明的那样,砖瓦 / 子阵 120 被做得足够小,以致当物体被放在成像系统的视场中的时候,从物体向每块“砖瓦”入射的辐射 122 能使用远场近似处理。附加的延迟元件被合并,因为第二级处理允许所有的子阵相干地相加(即,全球近场波束生成能通过简单地延迟和随后计算自所有子阵的输出的总和来实现)。延迟与求和波束生成器允许每个子阵“寻找”从特定的方向发射的信号。通过调整与每个阵列元件相关联的延迟,阵列的注视方向能用电子学方法操控朝向辐射来源。因此,不是如同在 124a 见到的那样搜索一个方向,而是可以沿着不同的方向 124b 操控砖瓦 120 的方向。子阵中每个元件的延迟线需求可能少于百级。只有用于总计的长延迟是最后的近场聚焦所需要的。
- [0048] 为了使用可操控的波束生成器系统扫描象平面,可以使用如图 2 所示的那种程序。光栅扫描 260 能用来使用 2D 可操控的换能器阵列 264 扫描象平面 262。

[0049] 依照本发明的用电子学方法控制的波束生成系统的详图展示在图 3A 中。这个系统由一群平行的时间延迟波束生成处理器 330_1-330_N 组成。每个处理器 330 有两个组成部分：用于远场波束生成/聚焦的 2D 子阵波束生成器 332 和允许对来自每个对应子阵的输出进行分层近场波束生成的附加时间延迟处理器 334。子阵 332 包括 m 个带支线选择器 342 的可编程延迟线 340、多路转接器 344 和加法器 346 输出。如同在图 3A 中见到的那样，对于有 n 个子阵的系统， n 个平行的可编程的第二级近场时间延迟是以 A/D 转换器 352 转换的个别延迟调整允许所有的 n 个平行的输出被相干地相加 354 所需要的，依次，这个相加后的输出经滤波 338 后提供目标物体的 3D 图像。处理器 336 控制子阵操作。

[0050] 扫描头与第二级数字式波束生成器一起使用是在图 3B 中展示的。在这个实施方案中，众多在优选实施方案中能作为近场波束生成器的 N 子阵波束生成器 400，每一个都接收来自 m 个有独立延迟线的换能器元件的信号，其输出被求和并且被提供给波束生成器 420，以致这个波束生成器可能是用传统处理器 480 的传统系统。独立的子阵处理器 460 控制波束生成器 400。

[0051] 在不使用这种分层子阵先远场后近场的波束生成方法的情况下，对于 80×80 元件的 2D 阵列，把换能器阵列与传统的波束生成系统连接起来需要由六千四百条线组成的电缆。如图 3A 所示，对每个子阵处理器来说输入的数目等于子阵中延迟元件的总数，每个子阵只有单一的输出。对子阵群来说输入的数目等于 2D 阵列元件的数目，而且来自该子阵群的输出的数目等于换能器阵列元件总数除以子阵元件数，即，来自子阵群的输出的数目参考输入的数目被减少等于子阵大小的倍数。举例来说，如果选择使用 5×5 子阵实现来这个分层的波束生成概念，那么在第一级子阵波束生成之后，与第二级近场波束生成连接所需要的电线总数被减少 25 倍。更明确地说，如上所述，在不使用这种 2D 子阵波束生成的情况下，把 80×80 个元件的 2D 换能器阵列与传统的后端波束生成系统连接起来需要 6400 条电线。使用 5×5 子阵处理群，与后端波束生成系统连接所需的电线数目被减少到 256。基于本发明，256 个 5×5 元件子阵的波束生成器群能与 80×80 元件 2D 阵列一起集成在扫描头中，所以，有 256 条线的电缆适合把集成的扫描头与后端近场波束生成系统连接起来。重要的是注意到 5×5 子阵远场波束生成处理器可能很容易集成在小尺寸的硅 (Si) 集成电路中，八个这样的 5×5 子阵波束生成器能被集成在一个芯片上。在这个实施方案中，只有 32 个或更少的芯片被集成到扫描头之中，借此把电缆规格从 6400 条线减少到 256 条线。

[0052] 波束生成器的处理系统是时间域处理器，该处理器能同时处理大 2D 阵列的返回信号，提供能够实时处理便携式系统中整个阵列的低功率、高集成度的波束生成器系统。当有 192 个平行的接收信道的系统支持用于实时的 3D/4D 成像应用的点阵式 2D 阵列探头的时候，分层的多级波束生成能与低功率的小型超声波系统一起使用。

[0053] 图 3B 展示分层的波束生成体系结构，其中一群邻近的接收元件的波束生成是在两级中实现的，即，并非用每个接收元件代替一个长延迟，公用的长延迟被该群体里面所有元件分享，但是每个有它自己的在长延迟前面的较短的可编程的延迟。在每个群体里面，来自每个短延迟的输出相加在一起，然后应用于公用的长延迟。一小群有这个公用长延迟特性的相邻接收元件被定义为换能器阵列的“子阵”。举例来说，对于把 2D 点阵式阵列用于实时的 3D 成像的应用，子阵可能是有 4×4 或 5×5 毗连元件的小阵列。在这个子阵里面每个元件的第一级可编程延迟被集成在换能器探头里面；然后，来自每个子阵的总输出被接到

后端处理器。所以,对于 64×48 元件 2D 阵列 (3072 个或更多的换能器元件),如果 4×4 子阵被用于第一级波束生成,那么把前探头与后端处理器连接起来只需要 192 个输入 / 输出电缆元件。

[0054] 在优选的实施方案中,分层的波束生成也能适用于用于实时的 2D 成像应用的一维 (1D) 阵列。举例来说,对于 128 元件的一维阵列,一群 8 个相邻元件能聚在一起作为子阵。在每个子阵里面,8 个元件每个都有它自己的可编程的短延迟,然后,八个延迟的输出被先加在一起,而后被应用于公用的长延迟。重要的是注意到两种不同的方法能用于这个两级实施方式。在第一实施方式中,所有包括短延迟和长延迟的波束生成电路都被放在后端处理器中,所以,对于 128 元件一维阵列,128 条连接电缆被用作换能器探头和后端处理器之间的输入 / 输出电缆。替代实施方式是将所有的子阵处理器集成在换能器探头里面,即,对于 128 元件的阵列,16 个子阵处理器 (每个都有 8 个可编程的延迟) 全部被集成在换能器探头里面,所以,把前置集成探头与后端处理器连接起来只需要 16 个电缆元件。在后端内,完成波束生成功能只需要 16 个长延迟波束生成电路。同样,对于在探头中集成了八个 8 元件子阵处理器的 64 元件阵列,后端处理器能被简化到只有 8 个波束生成电路,为了把前置集成探头与后端处理器连接起来只需要 8 个电缆元件。此外,低功率发射电路和 A/D 转换器能被集成到前置探头之中,所以,无线通信能用来连接前置探头和后端处理器。可以使用无线的 USB 连接或无线的 FireWire 连接。

[0055] 带集成的 4×4 子阵处理器的 64×48 元件 2D 换能器探头 485 的构造是在图 3C 中举例说明的。 64×48 元件 2D 阵列 487 能包括堆垛的 48 排 1D 阵列,每排 64 个元件。与每个 64 元件一维换能器阵列的元件的连接是通过柔性电缆,所以,换能器头组件可以包括 2D 换能器阵列和 48 条柔性电缆 486。如图 3C 所示,每子阵能包括 4×4 个元件 (或者其它的矩形或 2D 几何形状,优选每个子阵有至少 16 个元件,直到 256 个元件),48 条柔性电缆被分成 12 组,每组毗邻的四条柔性电缆与一块印刷电路板连接,即,与排 1 到排 4 的一维换能器相对应的柔性电缆与第一印刷电路板 488 连接,排 5 到排 8 的柔性电缆与第二印刷电路板 487 连接,依此类推,直到排 45 到排 48 的柔性电缆与第十二印刷电路板连接。每条柔性电缆的一端与诸换能器元件连接,而柔性电缆的另一端与安装在印刷电路板上的 64 元件柔性接插件连接。在每个印刷电路板里面,有 16 个 4×4 元件子阵处理器 489 和一枚高电压多路转接器芯片 491。子阵处理器由 16 条平行的可编程延迟线组成,每条延迟线有在其输入端的低噪声前置放大器和分开的可编程乘法器作为变迹器而 16 个乘法器的输出相加形成单一的输出。在每个板里面,也有高电压多路转接芯片,所以允许 4×64 元件换能器要么按发射模式操作要么按接收模式操作。存储器芯片 490 也安装在每个印刷电路板上用来储存每条延迟线的编程延迟。另外,有电源线和数字式输入 492 通过接口 495 与每个印刷电路板连接。

[0056] 带集成的第一级子阵处理器的 64 元件一维阵列的实施方式也能使用图 3C 的设计来实现,但 64 元件换能器阵列 491 与柔性电缆 497 连接,该柔性电缆的一端与每个换能器元件连接,该电缆的另一端与 64 针柔性接插件连接。接插件安装在印刷电路板上。在印刷电路内,有八个 8 元件子阵处理器。每个子阵处理器有八条可编程的延迟线,每条延迟线有其分开的低噪声前置放大器,而在延迟线的输出,有变迹器,即,用于波束整形功能的乘法器。八个乘法器的输出相加形成模拟输出。高电压多路转接器电路芯片也被包括在印刷的

电路板上,因此允许 64 元件换能器要么按发射模式操作要么按接收模式操作。存储器芯片也安装在印刷电路板上用来储存每条延迟线的编程延迟。另外,有电源线和数字式输入与每个印刷电路板连接。

[0057] 带集成的子阵处理器的 64 元件(或更多,例如,128 或 256 元件)一维阵列 496 的优选实施方案展示在图 3D 中。在这个实施方式中,不是使用印刷电路板,而是将子阵处理芯片 499a、高电压多路转接器电路芯片 449b 和存储器芯片 449c 都直接安装在柔性印刷电路或电缆(497、498)上。在此描述的系统能与插在体腔内用于心脏成像(4D)或内脏的导管或探头一起使用。探头或导管组件可以包括有在此描述的第一组众多波束生成器的电路壳体。

[0058] 本发明用于 2D 阵列波束生成的优选实施方案(每个都以改进的 S/N 性能将噪声和电缆损失减到最少)是在图 4、图 5 和图 6 中描述的。在所有的三个实施方式中, m 个平行的子阵波束生成处理器 520 和多路转接器 528 与 2D 换能器阵列 525 被集成在一起,形成紧凑的低噪声扫描头 500。图 4 描绘紧凑的扫描头与专用的处理模块连接在一起的系统,在该系统中收容了 m 个平行的前置放大器 /TGC522、发射 / 接收芯片 524 和第二级时间延迟处理单元 526。这个专用的处理模块借助 FireWire IEEE 1394 或 USB 或 PCI 总线 542 与主机 540 通信。控制和同步是由位于处理模块或壳体 546 中的系统控制器 544 完成的。图 5 描绘与图 4 陈述的相同的体系结构,但是在专用处理模块内第二级时间延迟处理单元是明确地通过在与手持式探头 660 和计算机壳体 648 连接的壳体 620 中使用电荷域可编程的(CDP)时间延迟线 600 实现的。图 6B 描述一种用 n 个平行的波束生成信道 760 把紧凑的稀疏阵列扫描头 700 与传统的、市场上买得到的时间域数字式超声波成像系统 700 连接起来的系统。很容易看到,在图 6A 中,时间延迟处理器 720 也能通过使用 CDP 时间延迟线 740 来实现。在这些实施方案中,近场波束生成被收容在与其它的图像处理功能相同的壳体 720、780 中。这些系统是在指派给美国的 2007 年 6 月 22 日申请的国际专利申请第 PCT/US2007/014526 号和 2006 年 6 月 23 日申请的美国专利申请第 11/474,098 号中描述的,在此通过引证将这两份申请全部并入。

[0059] 通过系统地改变波束生成器延迟和沿着 2D 换能器阵列的视角留下阴影,沿着代表 3D 辐射来源的视线返回的回声能用来按扫描角度产生扫描图像。该系统能以 20 帧 / 秒或更高的速率提供遍及大视野的连续的实时的大区域扫描图像。在这个帧速下,该系统能用来显示连续的 3D 图像随时间的变化,因此提供被扫描物体的 4D 信息。如图 7 所示, CDP 波束生成芯片 810、分时多路复用计算机结构能用来产生多个波束,即,对于每个发射脉冲, 2D 子阵波束生成器 818 及其对应的第二级近场时间延迟线的群体能够连续地提供多个波束。计算电路连续地产生用来形成 K 个波束所需的延迟。该装置操作如下。一旦一组被采样的返回的回声在时间 t_1 被采样电路 814 在延迟线中加载,对于形成波束 1 所需的延迟在每个模块 822 中被计算出来 812 而后被平行地加给所有的延迟线。被采样的返回回声以适当的延迟被相干地相加 802 和滤波 804 形成第一波束。在时间 t_2 ,用来形成波束 2 所需的延迟在每个模块内被计算出来并且被平行地加给所有的延迟线。被采样的回返回声以适当的延迟被相干地相加形成第二波束。重复该程序,直到第 K 个波束被相干地形成。

[0060] 举例来说,如果带 16 个连续的可寻址输出的计算电路是与 CDP 子阵和第二级时间延迟线一起建造的,对于每个发射脉冲,能沿着不同的扫描角度产生 16 个波束或扫描线。

对于向下深度范围为 15cm 的 256 个脉冲,该系统能在 20 帧 / 秒的帧速下以 64×64 象素分辨率产生 4096 个波束。该系统完全是可编程的;波束生成电子器件能被调整以便对于高分辨率或较高帧速的图像放大到较小的视野。举例来说,使用向下深度范围同样为 15cm 的 192 个发射脉冲,该系统能在 30 帧 / 秒帧速下以 64×48 象素分辨率产生 3072 个波束。

[0061] 所描述的阵列在 3MHz 的频率下使用二维的 $2\text{cm} \times 2\text{cm}$ 阵列处理超声波成像应用。对小于大约半个波长的分辨率的需要规定能收容在紧凑包装内的尽可能大的孔。为了询问 90 度扫描体积以及为了将光栅波瓣的影响减到最小,小于 0.25 毫米的元件斜度或透镜分离是令人想要的,从而导致 80×80 元件阵列。使用上述的子阵处理技术,扫描头连同后面跟着第二级近场波束操控 / 波束聚焦系统的集成的子阵波束生成电路一起提供实际的实施方式。然而,该实施方式仍然需要至少 32 个子阵芯片集成在扫描头上。替代的假随机阵列设计方法能用来在扫描头中以数量少得多的处理元器件实现这个分辨率。

[0062] 为了使稀疏阵列变成实际的,低插入损失和宽带宽性能的组合对于在低的照明水平下实现可接受的成像性能是重要的。声学阻抗低但物理上为坚硬背衬的四分之一波长匹配层导致在收到的信号能量转换为电能方面损失只有 3-4 分贝的强健阵列。75% 以上的阵列带宽是这种设计和构造过程的典型。另外,换能器阵列使用适合于波束生成器电路的元件定位和互连系统。电子器件安装在印刷电路板上,后者经由柔性电缆附着到换能器元件上。在实践中,大部分阵列元件使用柔性电缆与输出连接。然而,只有总数一小部分的元件以金属线接到电路板上。然而,大量的阵列元件连接足以保证在最终的阵列中有源元件位置的独特式样。

[0063] 作为稀疏阵列的范例,假定 $2 \times 2\text{cm}$ 阵列有 256 个有源元件,由此产生的充填系数是 4%。该阵列的输出信号与噪声之比与有源元件的数目成比例,因此,在与同样尺寸的填充阵列相相比的时候,这个充填系数对应于符合 -13 分贝的灵敏度损失。为了补偿这个损失,选择带宽较宽的传输信号以增加阵列灵敏度。以这里提出的方法,灵敏度被增加大约 10 分贝。关于稀疏阵列装置的进一步的细节能在美国专利第 6,721,235 号中找到,该专利的内容在此通过引证被全部并入。

[0064] 阵列中元件的定位遵从某种方法,在该方法中必须注意消除任何将会产生与主波瓣竞争的光栅波瓣的周期性。可以使用假随机的或随机的阵列(图 8A)。为了在将栅瓣和旁瓣的杂乱回波减到最少的时候使波束生成器的效率达到最大值,已经研发了激活元件布置几何学。在众多不同的阵列图之间的切换用来相对于感兴趣的被扫描区域或体积以不同的波束角度提供最有效的波束方向图。因此,第一图案能利用图 8A 举例说明的图案,该图案被切换到适合某个不同扫描角度的第二图案。这可能包括在给定元件周围的邻近区域 880 里面选择以第二角度扫描的换能器元件。

[0065] 优化方法的主要目的是将平均旁瓣能量减到最少。明确地说,这是通过交互式评估优化标准完成的:

[0066] (1)
$$J = \frac{1}{2u_{\text{max}}^2} \iint_S W(u_x, u_y) B(u_x, u_y) du_x du_y,$$

[0067] 其中加权函数, $W(u_x, u_y)$, 把更多的权加给阵列响应中需要减少旁瓣的区域。该优化方法从不加权(即, $W(u_x, u_y) = 1$) 没有开始而后通过连续地选择令优化标准满意的更好的加权函数继续进行。因为需要最大幅度减少的旁瓣与先前计算的波束方向图, $B(u_x, u_y)$

有关,所以加权是这样选择的,以致 $W(u_x, u_y) = B(u_x, u_y)$ 。这是按交互式的方式进行的,直到收敛。

[0068] 基本上,随机阵列能够产生主瓣与平均旁瓣之比为 N 的成像点扩散函数,其中 N 是阵列中有源元件的总数。就 256 元件的稀疏阵列范例而言,由此产生的比是 -13 分贝。使用宽带宽的方法将这个比改善 10 分贝。基于前述的优化标准,产生了阵列元件的假随机布置(图 8A)。

[0069] 图 8B 是 256 元件稀疏采样阵列在 3MHz 下的阵列性能、灵敏度随横向距离变化的曲线图。取旁瓣水平最大值的峰值是大约 30 分贝。为了改善这个性能,系统被配置成实现可能的最大主瓣与杂乱回波水平之比,这已被独立地证实。

[0070] 图 9B 描绘稀疏阵列扫描头 900 用 m 个平行的波束生成信道与传统的、市场上买得到的时间域数字式超声波成像系统 940 连接的系统。很容易看到在图 9A 中,时间延迟处理器也能通过使用与分开的计算机 927 连接的壳体 925 中的 CDP 时间延迟线 920 实现。 M 个多路转接器 906 的阵列用来在使用软件程序和系统控制器 940 或处理器 950 运行的扫描图的序列之间切换。因此,稀疏阵列图的序列是为以不同扫描角度扫描待成像的物体提供其 3D 超声波成像而选定的。

[0071] 市场上买得到的基于窗口的 3D 可视化软件能用来显现、操纵和分析由可用电子学方法调整的声学保角透镜系统产生的 3D 多波束体积图像数据。传统上,用 2D 超声波图像诊断的临床医生将逐个切片地看 2D 扫描图像并且用心将该信息重建成判断病人解剖学的 3D 表达。这个过程需要临床医生有以事实为依据的经验和对人体解剖学的非常复杂的理解。为了产生 3D 结构的“完整”图像,临床医生必须考虑所有可得的切片。看数百个切片太费时,甚至对于一位病人。以 3D 体积数据为基础的 3D 可视化能通过把利用多重扫描波束生成数据集重建的病人解剖学的 3D 表达提供给临床医生帮助解决这个问题。

[0072] 市场上买得到的软件工具(例如,KB-V013D of KB-VIS technologies, Chennai, India)提供显示或观看 3D 特征,例如:

[0073] - 快速体绘图

[0074] - 遮蔽表面显示

[0075] 遮蔽表面模块允许容易看得见该体积中的诸表面。表面可能是通过以强度为基础设定阈值产生的。作为替代,播种选项允许选择感兴趣的特殊连接结构。

[0076] - 有半径的 MIP(最大密度投影)

[0077] - 带斜线 & 双斜线和与 3D 相关关系的 MPR(多平面重组)

[0078] -MRP 厚片和多切口

[0079] - 弯曲的 MPR

[0080] - 带编辑器的颜色 & 不透明度预先设定

[0081] - 区域增长和体积测量

[0082] - 带厚片体积和交互式实时 VOI 的剖面观察

[0083] 使用“剖面观察(Cutaway-Viewing)”工具很容易看见体积内部。切割平面用来通过该体积切片,揭示内部区域。切割平面很容易使用鼠标定位和定向。

[0084] VOI(感兴趣体积)工具允许人机对话式的实时显示感兴趣的体积。使用者能使用容易的点击和拖鼠标操作非常容易地孤立和观察感兴趣的子体积。

[0085] - 多种格式的图像保存

[0086] 用 KB-Vol3D 显示的图像能用各种不同的图像格式（包括 DICOM、JPEG 和 BMP 等等）取得。

[0087] -AVI 格式的电影捕获

[0088] 可视化操作也能用 AVI movie.le 取得而后在 Windows Media Player、QuickTime 和 Real Player 之类的播放器上播放。

[0089] 本发明能如图 10 所示使用与便携式计算机 14 连接的扫描头 12 实现。超声波系统 10 也能包括把探头 12 与处理器壳体 14 连接起来的电缆 16。特定的实施方案可以使用可能包括波束生成器装置的接口单元 13。如同在美国专利第 6, 106, 472 和 6, 869, 401 号中详细地描述的那样, 扫描头 12 可能包括换能器阵列 15A(2D) 和能收容多路转接器和 / 或波束生成元器件的电路壳体 15B, 在此通过引证将这些专利的全部内容并入。

[0090] 2D 阵列配置把稀疏阵列用于发射, 把不重叠的全填充阵列用于接收。对于 $N \times M$ 元件阵列, 只有 m 个元件被优化的稀疏阵列布置用于发射, 而剩余的 $NM-m$ 个元件被用作接收阵列。举例来说, 对于 40×60 元件的 2D 阵列, 256 个元件被用作发射元件, 发射元件的布置是基于选择标准优化的, 剩余的 2144 个元件被用作接收元件。这个实施方案简化了 2D 阵列所需要的多路转接器需求, 在这种情况下, 多路转接器可以安装在接口壳体中。

[0091] 对于几乎完全填充的壳体的 40×60 接收阵列 50, 元件位置的范例展示在图 11 中。2400 个元件的阵列被剔除 256 个稀疏阵列发射元件, 得到 2144 个接收元件位置。这些元件是独立的而且不与稀疏阵列发射元件重叠。在优选的实施方案中, 发射元件少于阵列元件总数的 25%, 优选少于 15%。

[0092] 上述接收阵列的波束方向图的方位角和仰角截面展示在图 12 中。第一旁瓣相对于中央的峰是大约 -13 分贝。栅瓣相对于该峰小于 -30 分贝。假定 2D 阵列宽度大于高度, 方位角波束宽度 (用蓝色 (实线) 绘图) 比仰角波束宽度 (用绿色 (虚线) 绘图) 略微狭窄。

[0093] 在图 13 中, 上述方位角波束方向图的放大视图展示详细的主瓣和旁瓣结构。对于这种情形, 波束宽度是大约 1.5 度。波束方向图与完全填充的 60×40 元件波束方向图几乎完全一致。接收阵列波束方向图展示在图 14 中。如上所述, 接收稀疏阵列由 2144 个元件组成。由于在阵列的中央剔除 256 个 (发射) 元件所以没有旁瓣。

[0094] 就 256 发射稀疏阵列 60 而言最后的元件位置的范例展示在图 15 中。256 个元件位置盘据全填充阵列中央的 32×32 个元件。这些元件是独立的而且不与接收阵列元件重叠。发射稀疏阵列波束方向图的截面图展示在图 16 中。第一旁瓣相对于中央的峰是大约 -17 分贝。栅瓣相对于该峰小于 -27 分贝。稀疏阵列优化算法将 ± 45 度仰角的和 ± 45 度仰角的旁瓣能量减到最少。

[0095] 图 17 展示图 15 所示的稀疏发射阵列的波束方向图。发射波束方向图被设计成均匀地覆盖 4×4 波束数据金字塔。发射稀疏阵列由完全填充的 2400 元件阵列的 256 元件子集组成 (大约 10% 的填充率)。发射 / 接收阵列的布置设计需要超过 750 次迭代的算法以便在 ± 45 度方位角、 ± 45 度仰角的区域内将发射和接收旁瓣能量减到最少。如图 18 所示, 在 750 次迭代之后, 最后的稀疏发射阵列的元件位置将平均旁瓣能量限制到相对于波束方向图的中央峰小于 -35 分贝。

[0096] 下面描述有能力用电子学方法扫描二维 (2D) 点阵式阵列用 64×64 (4096) 扫描波束以大于每秒 20 帧 3D 图像的速度产生实时的三维 (3D) 立体图像的低功率超声波系统。就每个发射脉冲而言, 该系统能够产生 16 个接收波束。除此之外, 该设计能够驱动一又二分之一维的阵列而且能支持用来压缩脉冲提高系统灵敏度的宽带宽编码的发射波形。宽带宽使能够在不损失轴向分辨率的情况下扩充低功率发射脉冲的长度的线性调频或编码波形 (PN 序列) 的使用成为可能。这些特征的组合导致带装配在便携式的手提装置里面的电子系统的成像阵列。

[0097] 波束生成器处理系统是将同时处理大 2D 阵列的返回的时间域处理器; 低功率的高度集成的波束生成器提供整个阵列的实时处理并因此将提供能手提的低成本单元。

[0098] 对使用 2D 点阵式阵列的实时的 3D 超声波成像有强烈的需求。在这部分中, 分析在超声波系统中支持实时 3D 成像所需要的波束生成接收信道的最小数目。结果表明最小值为 192 个平行的波束生成接收信道是支持合理大小 (例如, 48×64 元件) 的阵列所需要的。

[0099] 有可用电子学方法调整的声学保角透镜的系统的范例是把 2D 换能器阵列的表面分成能按在此通过引证将其内容并入的美国专利第 6, 292, 33 号形成的相对较小的子阵的平面“砖瓦”; 整个阵列的波束生成能分成两级, 第一级小孔子阵波束生成后面紧跟着来自每个子阵的输出第二级大孔相干求和。如同所描述的那样, 砖瓦 / 子阵能够做得足够小以致当物体被放在成像系统的视场里的时候, 从物体向每个“砖瓦”入射的辐射能使用远场近似处理。然而, 近场波束生成能力已经被并入子阵波束生成系统的真实实施方式以允许更为广阔的应用。附加的延迟元件是作为第二级处理并入的, 为的是允许所有的子阵相干地相加。延迟与求和波束生成器允许每个子阵“搜寻”从特定方向辐射的信号。通过调整与每个阵列元件相关联的延迟, 阵列的注视方向能用电子学方法操控朝向辐射来源。子阵中每个元件的延迟线需求可能少于一百级。只有用于全球相加的长延迟是最后的近场聚焦所需要的。依照本发明用电子学方法控制的波束生成系统的详细图表展示在美国专利第 6, 292, 433 号的图 14A 中。这个系统由一群平行的时间延迟波束生成处理器组成。每个处理器由两个部分组成: 用于小孔波束操控 / 聚焦的 2D 子阵波束生成器和附加的时间延迟处理器以允许来自每个对应子阵的输出分层近场波束生成。如同在前面就有 m 个子阵的系统提及的图 14A 中看到的那样, m 个平行的可编程的第二级近场时间延迟是为了允许所有的 m 个平行的输出被相干地相加对个别延迟进行调整所需要的, 而这个相加后的输出提供目标物体的 3D 图像。

[0100] 很容易理解如果不使用这种分层的先子阵小孔而后大孔波束生成的方法, 对于 80×80 元件 2D 阵列, 把换能器阵列与传统的波束生成系统连接起来需要由六千四百条线组成的电缆。如前面提及的美国专利第 6, 292, 433 号的图 14A 所示, 每个子阵处理器的输入的数目等于子阵中延迟元件的总数, 每个子阵只有一个输出。也就是说, 子阵的输入数目等于与那个子阵相关联的换能器元件的数目。子阵输出的数目等于换能器阵列元件总数除以子阵数。举例来说, 如果选择使用 5×5 子阵实现这个分层的波束生成系统, 在第一级子阵波束生成之后, 连接第二级近场波束生成所需要的电线总数被减少 25 倍。更明确地说, 如上所述, 不使用这种 2D 子阵波束生成, 把 80×80 2D 换能器阵列与传统的后端波束生成连接起来需要 6400 条电线。使用 5×5 子阵处理群, 连接后端波束生成系统所需要的电线数目被

减少到 256。基于本发明的这个范例, 256 个 5×5 元件子阵波束生成器的群体能与 80×80 元件 2D 阵列一起集成在扫描头中, 所以由 256 条电线组成的电缆适合把集成的扫描头与后端近场波束生成系统连接起来。

[0101] 重要的是注意到 5×5 子阵小孔波束生成处理器很容易被集成在小尺寸的硅集成电路上, 八个这样的 5×5 子阵波束生成能被集成在一个集成电路上。请注意: 子阵通常有与 3×3 子阵到 8×8 子阵相对应的 9 到 64 个换能器元件。就方形阵列几何学而言, 优选范围是在或介于 4×4 和 6×6 阵列之间。 3×4 、 4×5 或 4×6 的矩形子阵也能被优先使用。请注意: $1/4 \lambda$ 最小误差标准是在用的。只有 32 个集成电路装置需要被并入扫描头, 它能将电缆尺寸从 6400 条电线减少到 256 条电线。同样, 对于 64×48 元件 2D 阵列, 首先在换能器壳体中使用 4×4 子阵处理群, 后端波束生成信道的数目被减少到 192。

[0102] 在本发明中, 用于 2D 阵列波束生成的优选的实施方案 (每个都以改善的信噪比性能将噪声和电缆损失减到最少) 是在图 4-6B 中描述的。在这些实施方案中, m 个平行的子阵波束生成处理器的群体与 2D 换能器阵列集成在一起形成紧凑的低噪声扫描头。图 4 描绘紧凑的扫描头与专用处理模块连接的系统, 在该专用处理模块中收容了 m 个平行的前置放大器 / TGC、发射 / 接收芯片和第二级时间延迟处理单元。这个专用处理模块经由 FireWire、USB 或 PCI 总线与主机 540 通信。控制和同步是由位于该处理模块中的系统控制器预先形成的。图 5 描绘与图 4 所描绘的相同的体系结构, 不同之处在于专用处理模块里面的第二级时间延迟处理单元是明确地通过使用电荷域可编程的时间延迟线实现的。图 6A 和图 6B 描绘紧凑的扫描头用 m 个平行的波束生成信道与传统的市场上买得到时间域数字式超声波成像系统连接的系统。很容易看到在图 6A 和图 6B 中时间延迟处理器也能通过使用 CDP 时间延迟线实现。

[0103] 在该系统的优选实施方案中, 大孔波束生成系统被并入超声波成像系统的主处理器壳体, 如连同图 19-24B 一起所示。

[0104] 声音在组织中的速度是大约 1500 厘米 / 秒, 所以声波穿透 15 厘米深度的往返传播时间是大约 20 微秒。就实时的 3D 成像而论, 需要至少 64×64 扫描波束以大于每秒 20 个 3D 立体图像的帧速提供诊断质量的图像。对于每个发射波束, 实时的 3D 成像系统必须能够在每个发射脉冲里形成至少 16 个波束支持优选的 3D 帧速需求。在这个部分, 提出连续的分时多路复用波束生成和平行的同时时间域波束生成实施方式。

[0105] 为了实现 16 波束扫描需求, 可以使用串行和并行体系结构的组合, 即, 该系统能使用前端分时多路复用串行波束生成元件技术形成两个波束, 然后是跟在后面的在后端处理器的 8 平行的波束生成, 或者该系统能针对每个串行输出波束形成 4 个串行波束, 然后, 后端处理器形成 4 个平行波束, 依此类推。

[0106] 通过沿着 2D 换能器阵列的视角系统地改变波束生成器延迟和留下阴影, 沿着代表 3D 辐射来源的视线返回的回声能用来以该扫描角度产生扫描图像。该系统能 20 帧 / 秒以上的帧速以提供遍及大视场的连续的实时大区域扫描图像。如图 7 所示, 在 CDP 波束生成芯片中, 分时多路复用的计算机结构能用来产生多个波束, 即, 对于每个发射脉冲, 2D 子阵群及其对应的第二级近场时间延迟线能够连续地提供多个波束。计算电路连续地产生形成 K 个波束所需的延迟。该装置使用下列顺序操作: 一旦一组被采样的回声被加载到延迟线中, 在时间 t_1 , 形成波束 1 所需的延迟在每个模块里面被计算出来并且被同时应用于所

有的延迟线。被采样的回声以适当的延迟相干地相加,形成第一波束。在时间 t_2 , 形成波束 2 所需的延迟在每个模块里面被计算出来并且被同时应用于所有的延迟线。被采样的回声以适当的延迟被相干地相加,形成第二波束。重复这个程序,直到第 K 个波束被相干地形成。

[0107] 举例来说,如果有 16 个连续的可寻址的输出的计算电路与处理器子阵和第二级时间延迟线合并,对于每个发射脉冲,能产生 16 个波束或扫描线,每个都沿着不同的扫描角度。对于向下深度范围为 15 厘米的 256 个脉冲,该系统能以 20 帧 / 秒的帧速产生 4096 个分辨率为 64×64 像素的波束。该系统完全是可编程的;波束生成电子器件能通过调整放大高分辨率的或帧速较高的图像的较小的视场。举例来说,使用向下深度范围同样为 15 厘米的 192 个发射脉冲,该系统能以 30 帧 / 秒的帧速产生 3072 个分辨率为 64×48 像素的波束。

[0108] 波束生成系统的目的是将从图像点收到的信号聚焦在换能器阵列上。通过在波束生成器中插入适当的延迟调准沿着特定的方向传播的波前,从感兴趣的方向到达的信号被相干地相加,而来自其它方向的那些不被相干地相加或被抵消。从辐射源到焦点的飞行时间能被计算出来并且被储存在存储器中用于从多个方向同时抵达的每个信道。在传统的实施方式方面,独立的电子电路是每个波束必不可少的;对于多波束系统,所需的电子器件随着波束数目增加快速地变得既庞大又昂贵。举例来说,用于 192 元件的线性阵列的波束生成需要 192 条平行的延迟线,每条都有大于 128λ 的可编程延迟长度。举例来说,为了形成四个平行的波束,需要总数为 768 条的可编程长延迟线。为了简化多波束所需的电子器件,描述一种分层的二级波束生成系统。

[0109] 分层波束生成的概念是将飞行时间计算分成两个部分:第一部分是用于低分辨率小孔波束生成的短延迟,其后是用于高分辨率大孔波束生成的长延迟。图 19 所示的是用于 2D 阵列的 3D 微分延迟方程。这个方程表现在阵列元件 (x_m, y_m) 处微分延迟(相对于 2D 阵列中心)随距离和角度 θ 和 ϕ 的改变。该方程能通过将所有 y_m (元件位置的 y 坐标)设定为 0 被简化成一维阵列。微分延迟能通过设定角度 $\phi = 0$ 被限制在一个平面(而不是体积)。

[0110] 为了举例说明两级延迟的操作,必须针对一维或二维阵列中所有的元件产生微分延迟分布图。为了做这件事,计算微分延迟方程并且将所有在给定的距离随角度 θ 和 ϕ 改变的微分延迟制成表格。举例来说,如图 20 所示,微分延迟分布图是针对在 2D 阵列中心附近的元件绘图的。

[0111] 在 2 级延迟系统中,来自前述步骤的制表数据被分解成粗延迟和细延迟。为了决定该如何区分粗延迟和细延迟,最大的微分延迟误差受到限制(通常设定有小于或等于一个子样的最大微分延迟误差)。制表的延迟(来自前述的步骤)也用来决定何时激活接收元件。举例来说,图 21 针对几个元件描绘随距离改变的微分延迟误差。最坏情况的微分延迟(用蓝色绘图的数据)是在 2D 阵列的角落($\theta = +45$ 度, $\phi = +45$ 度)中试图接收来自方向 $\theta = -45$ 度, $\phi = -45$ 度的图像数据的元件的。对于这种情况,最大的微分延迟大于限制($>$ 一个子样误差);所以,该元件不准接收,直到范围大于大约 100 个子样。

[0112] 分层的两级平行波束生成系统 958 的方框图展示在图 22A 中。重量少于 15 磅的手持式探头(例如,图 10 中的 12)的二维换能器阵列 960 能与波束生成系统 964 的输

入连接之前先与放大器 962 耦合。该波束生成系统可能包含众多短延迟线,这些短延迟线在求和电路 968 相干地求和,在那里输出被递送给长延迟线 970,后者也在求和电路 972 求和。第一级粗波束生成包括将从小孔返回的回声相干地相加,举例来说,在这个特定的实施方案中用 8 个邻近的接收器。因为孔的尺寸小,每个短延迟的延迟长度只有大约 8λ 。所以,对于 192 个元件的输入,24 个这样的小孔,就能形成粗波束。然后,那 24 个波束每个都被加给其对应的长的可编程的长延迟线用于大孔高分辨率的波束生成。为了形成四个平行的波束,需要四个这样的波束生成结构。如同在图 22A 中能看到的,这个形成 24 个粗波束的分层实施方式只需要 192 个短延迟和跟在后面的 24 个长延迟,每一个都有比 128λ 短的可编程的延迟长度。对于四个平行的波束,只需要 192 个短延迟加上 96 个长延迟,这在电子元器件和功率方面呈现巨大的节约。

[0113] 此外,在每个小孔短延迟线里面,飞行时间控制电路用来从非破坏性地测知抽头延迟线输出的电荷域处理电路选择抽头位置的输出。每个接收器有用于波束遮蔽/变迹的乘法器。在每个处理器内,所有的乘法器共享公用的输出。然后,相加后的电荷被加给匹配滤波器以便将返回的回声解码和压缩以有所降低的信噪比产生成像脉冲。模数 (A/D) 转换器或芯片上的电荷域 A/D 转换器能被这样使用,以致分层求和能以数字方式完成。

[0114] 在优选的实施方案中,在波束生成器输出和后端处理器之间使用高速数字通信连接是重要的。如同先前描述的那样,每个换能器元件收到的模拟回声在信号处理期间被模数转换器 (A/D) 转换成数字信号。如图 22B 的波束生成器 974 所示, A/D 转换器 976 可以用在每条短延迟线的输入端,而且时间延迟是数字式地完成的。或者作为替代,如图 22C 的实施方案 980 所示, A/D 转换器 982 可以用在每个粗波束的输出端,而且长延迟能被数字式地完成。A/D 转换可以使用可得的分立元件完成,或者在优选的实施方案中,电荷域 A/D 转换器能在有数字式地完成分层求和的电荷域波束生成器的同一集成电路上形成。

[0115] 使用编码或扩频信号已经得到通信社区的巨大支持。它目前被例行地用于人造卫星、蜂窝式和有线数字通信系统。图 23A 展示的是没有扩频编码的 5 周期 3MHz 正弦曲线范例。编码或扩频系统以有限的时间带宽乘积传输宽带的时间延长的激励信号。收到的信号被解码以便产生信噪比有所改善的成像脉冲。在超声波成像系统中使用编码信号的好处是在大幅度降低峰值声学功率的同时提供高分辨率成像。这些信号也提供改善整个系统接收灵敏度的信号处理增益。直接的顺序调制是载波的编码顺序调制。在实践中,这个信号可能是 AM(脉冲)、FM、振幅、相位或角度调制。它也可能是能包含在指定的时间周期之后重复的二进制数值序列的假随机或 PN 序列。

[0116] 在超声波方面,使用扩频/编码激励发射波形的概念包括用代码长度为 N 的编码序列调制 N 破裂的密码。一个密码脉冲的密码序列调整长度为 P 的发射脉冲基础序列。N 个脉冲的编码脉冲序列时常被称为 N-线性调频脉冲码 (N-chip code)。用 5-Chip Barker coding (5-芯片巴克译码) [111-11] 选通的 3MHz 正弦曲线范例展示在图 23B 中。每个“芯片”对应于被选通发射波形的一个周期。因此,图 23B 除了第 4 周期被反转之外似乎与图 23A 几乎一致。在图 23A 和图 23B 中,连续的线代表被连续采样的正弦波形,反之细线交叉点是被采样的信号,其中每个周期取得 10 个子样。长度为 $N \times P$ 的编码脉冲序列能通过较长的持续时间里扩展功率谱有效地减少传输媒体中的最高功率。在接收扩频/编码回声之时,脉冲压缩匹配滤波器能用来将收到的信号解码产生信噪比 (SNR) 已得到改善的成

像脉冲。 $N \times P$ 编码脉冲序列的 SNR 改善是 (NP) 以 10 为底的对数。因此,对于长度为 7 的巴克码和两个周期的脉冲传输波形,能实现 11.4 分贝的 SNR 改善。然而,在目前的系统中,发射和接收波形是以超采样率 S 超采样的。通常, $S = 4$ 的超采样率已被使用。接下来,在接收器端,抽头长度为 $N \times P \times S$ 的匹配滤波器能用来将返回的回声解码和压缩产生 SNR 改善为 (NPS) 以 10 为底的对数的成像脉冲。在上述范例中,当 $N = 7, P = 2, S = 4$ 的时候,17.5 分贝的 SNR 能实现。

[0117] 优选的形成传输信号的方法展示在图 24A-24C 中。基础序列是在图 24A 中能看到的脉冲。使用 5 芯片巴克码 [111-11],图 24B 表现基础序列用巴克码卷积。最后,该系统传输连续波形的超采样版本,如图 24C 所示,6 倍超采样波形是作为传输波形使用的

[0118] 能够针对每个发射的扩展编码激励波形形成四个平行的压缩波束的 192 信道接收波束生成系统是图 25A 所示的波束生成器系统 985。在这个实施方式中,使用两级分层波束生成体系结构,首先,小孔短延迟波束生成器 986 输出将从 8 个毗连的换能器返回的回声相干地相加后的信号,脉冲压缩匹配滤波器 987 紧随其后将收到的信号解码,这个压缩的信号 988 然后被加给长延迟线完成波束生成需求。在图 25B 所示的系统 990 中, A/D 转换器 992 被并入每个匹配滤波器输出端。紧随其后将使用第二级数字式延迟线实施方式数字式地完成长延迟。

[0119] 匹配滤波器实施方式展示在图 25C 中。滤波器 994 由接收来自采样电路 995 和可编程的 K 级乘法器的信号的 K -级抽头式延迟线组成。扩展的粗波束生成信号 (f_n) 被不断地加给延迟线的输入。在每个延迟级,信号能被非破坏性地测知并且乘以抽头加权 996 (W_k) , 其中 $k = 1, 2, 3, \dots, K-2, K-1, K$ 。加权后的信号被求和电路 997 加在一起,产生压缩的输出 g_n 998。能看出在时间 $t = n$,

$$[0120] \quad g_n = f_{n-1}W_1 + f_{n-2}W_2 + f_{n-3}W_3 + \dots + f_{n-k-2}W_{K-2} + f_{n-k-1}W_{K-1} + f_{n-k}W_K$$

[0121] 使用图 24A-24C 所示的范例,如果系统发射 6 倍超采样的 5 芯片巴克码,而且匹配滤波器的权被选定为被传输的 5 芯片巴克码激励波形的时间反演,那么匹配滤波器产生互相关的输出 999,该输出是压缩的解码脉冲信号 (见图 25D),滤波器增益 $\log_{10}(5 \times 6) = 15$ 分贝。

[0122] 权力要求书不应局限于叙述顺序或元件,除非陈述了其结果。所有在权利要求书及其等价文件的范围和精神范围内的实施方案都是依照本发明所要求保护的。

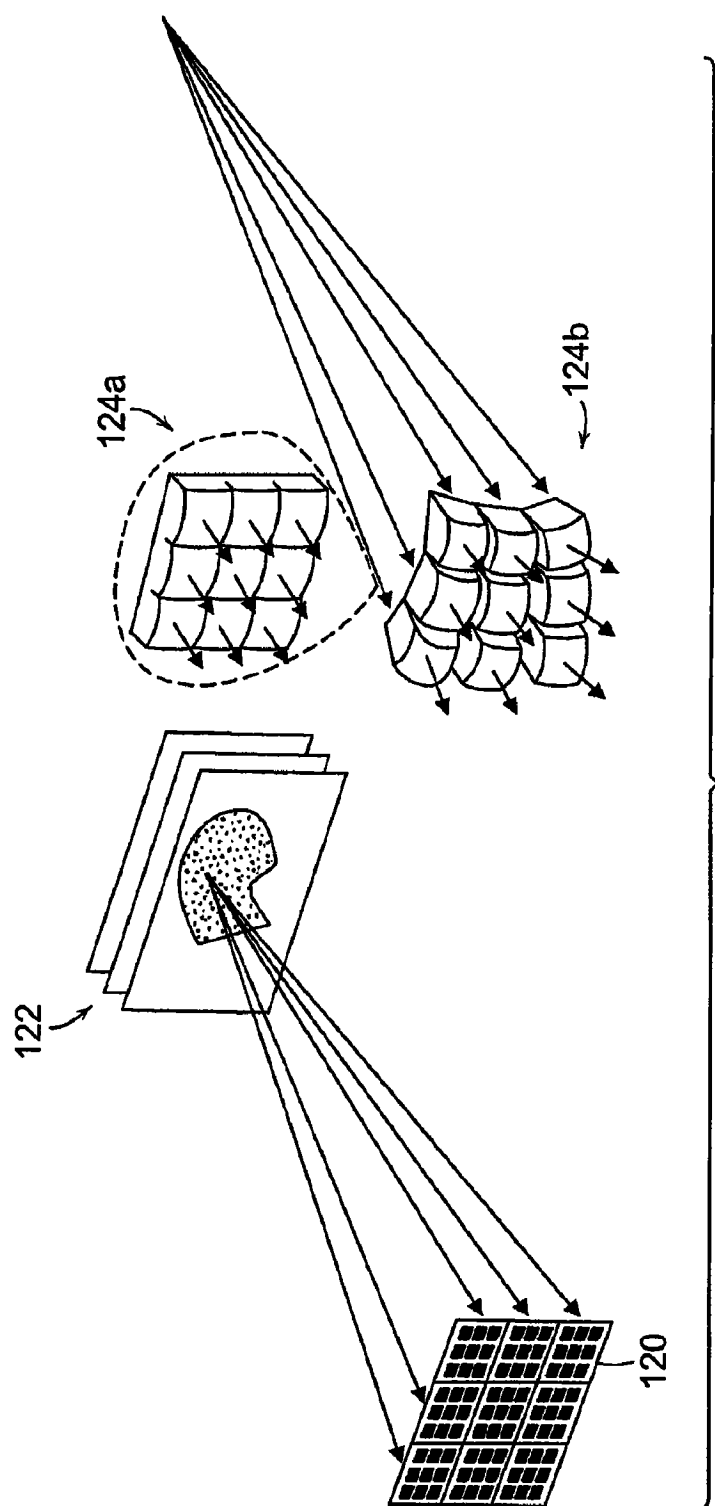


图 1

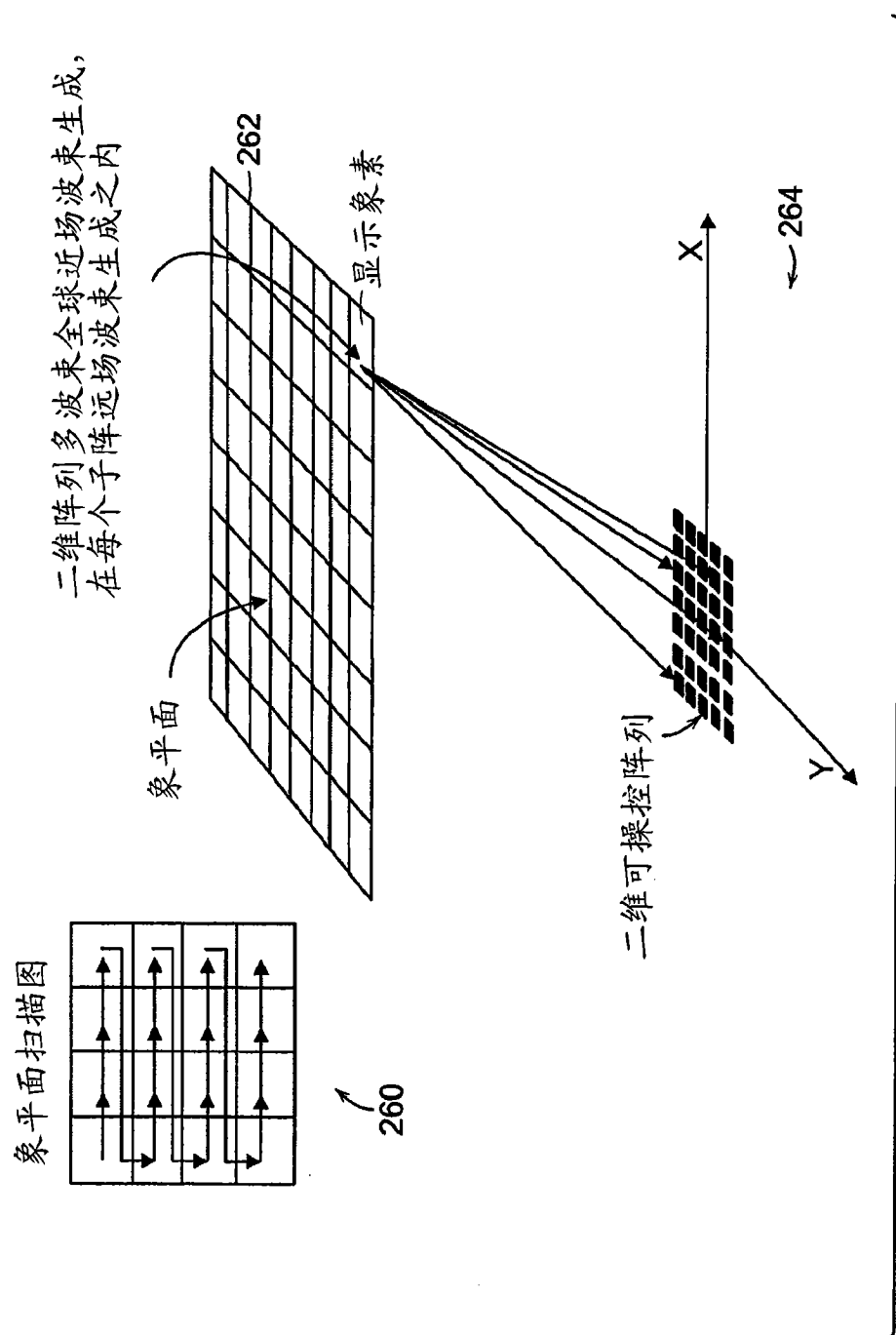


图 2

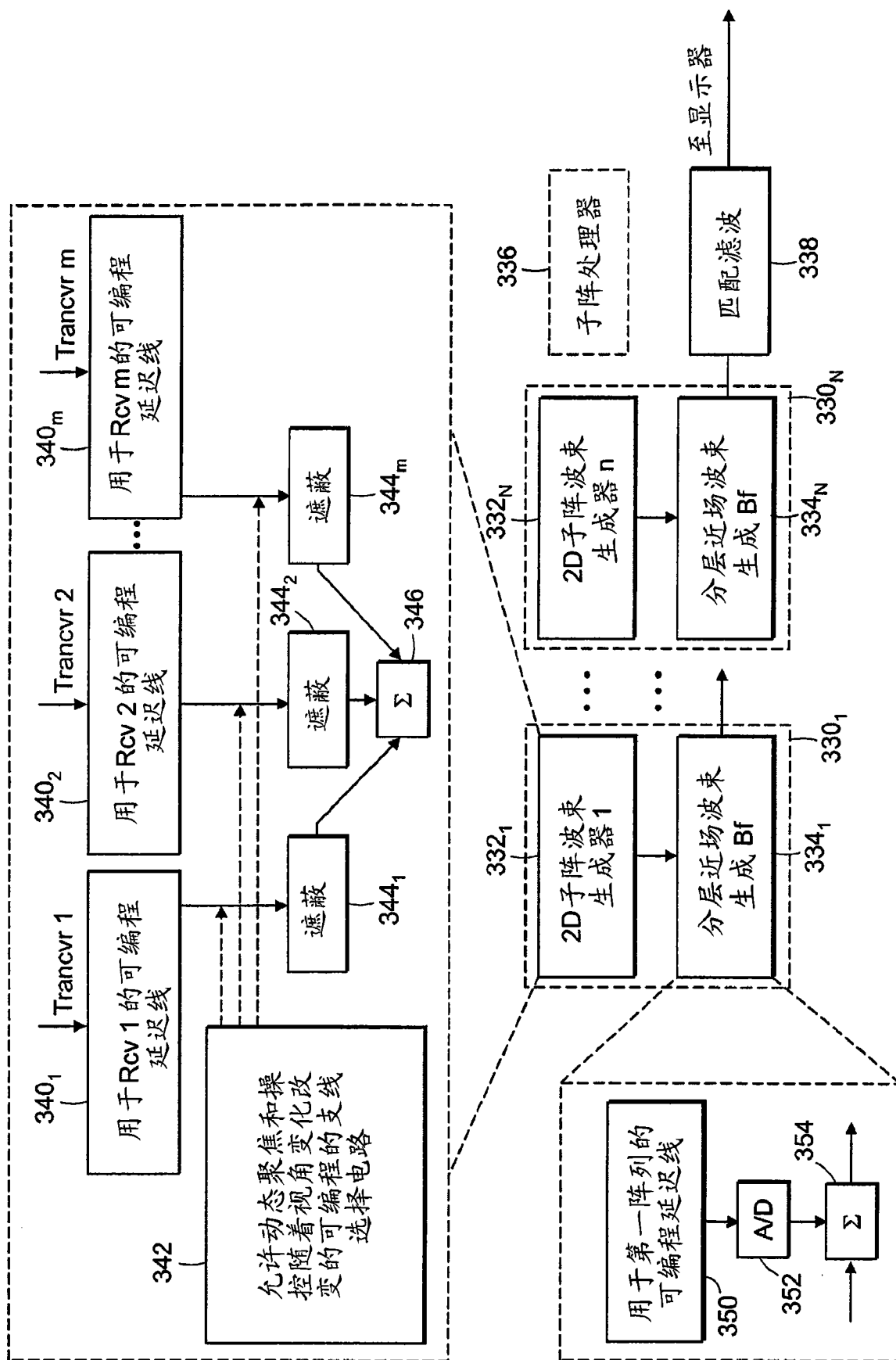


图 3A

- 使用一群可编程子阵的波束生成
- 在每个子阵内动态的远场波束操控聚焦
- 使用来自每个子阵的输出的动态的全球近场聚焦
- 用于m个传感器元素的一条单一的连接电缆

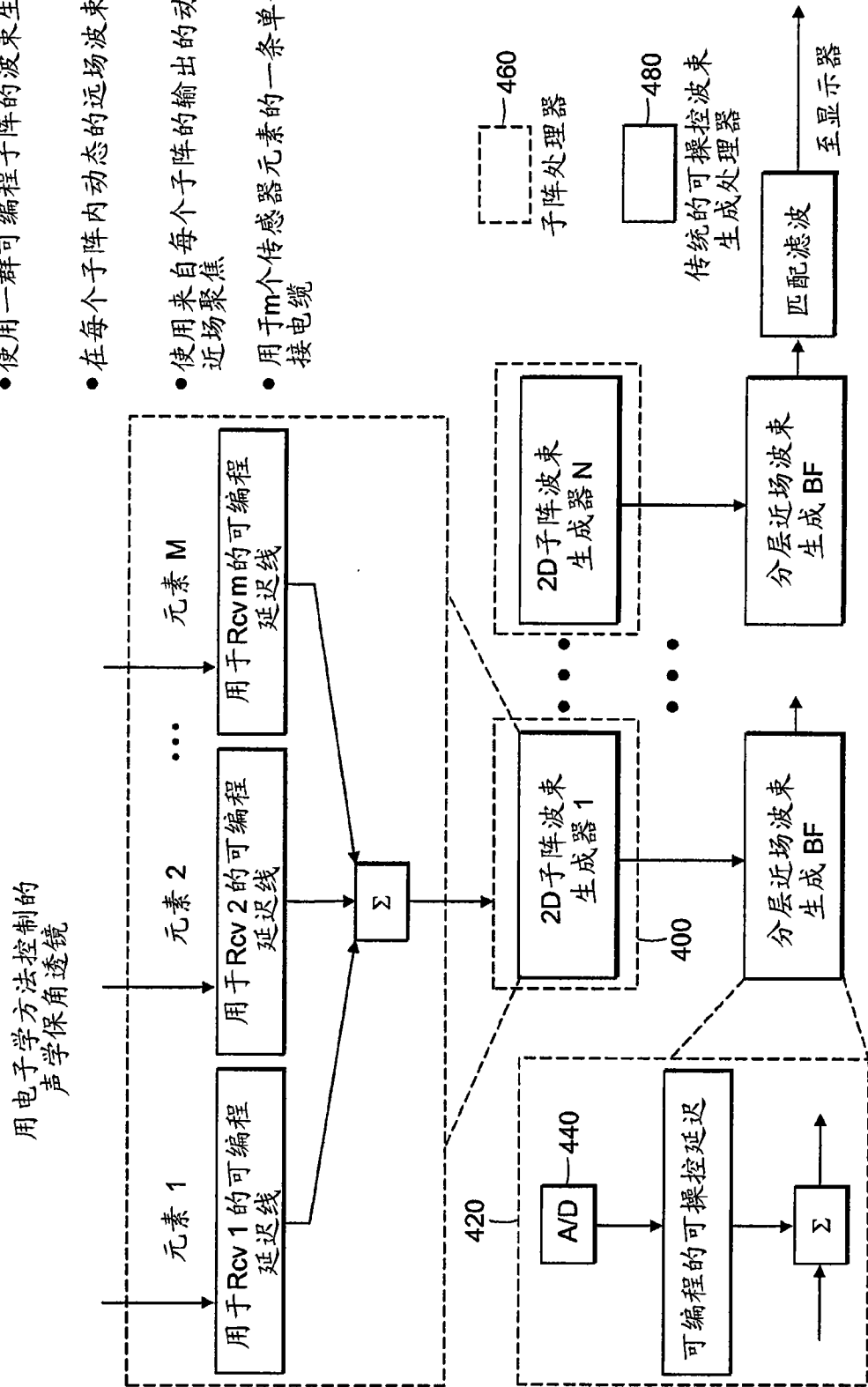


图 3B

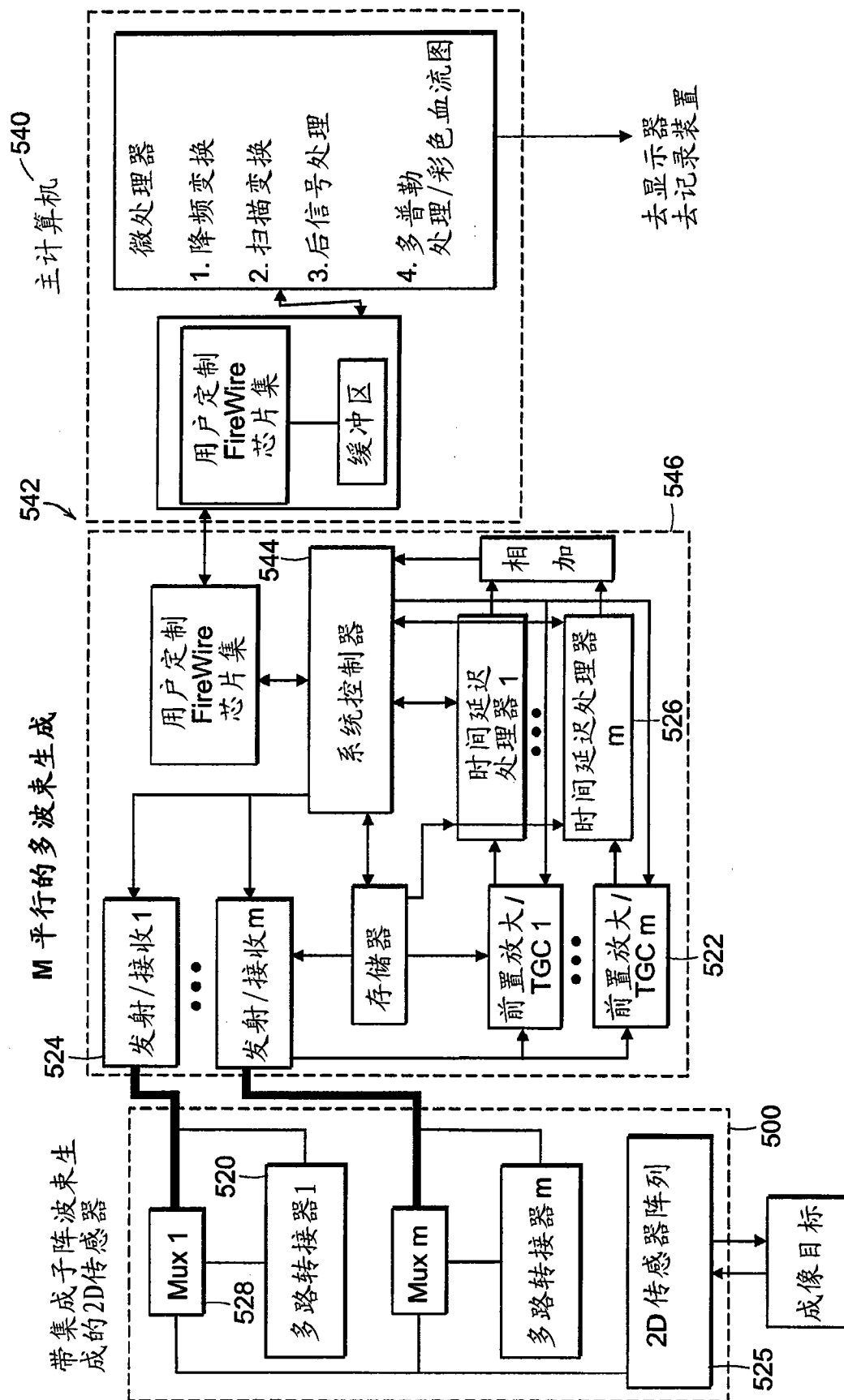


图 4

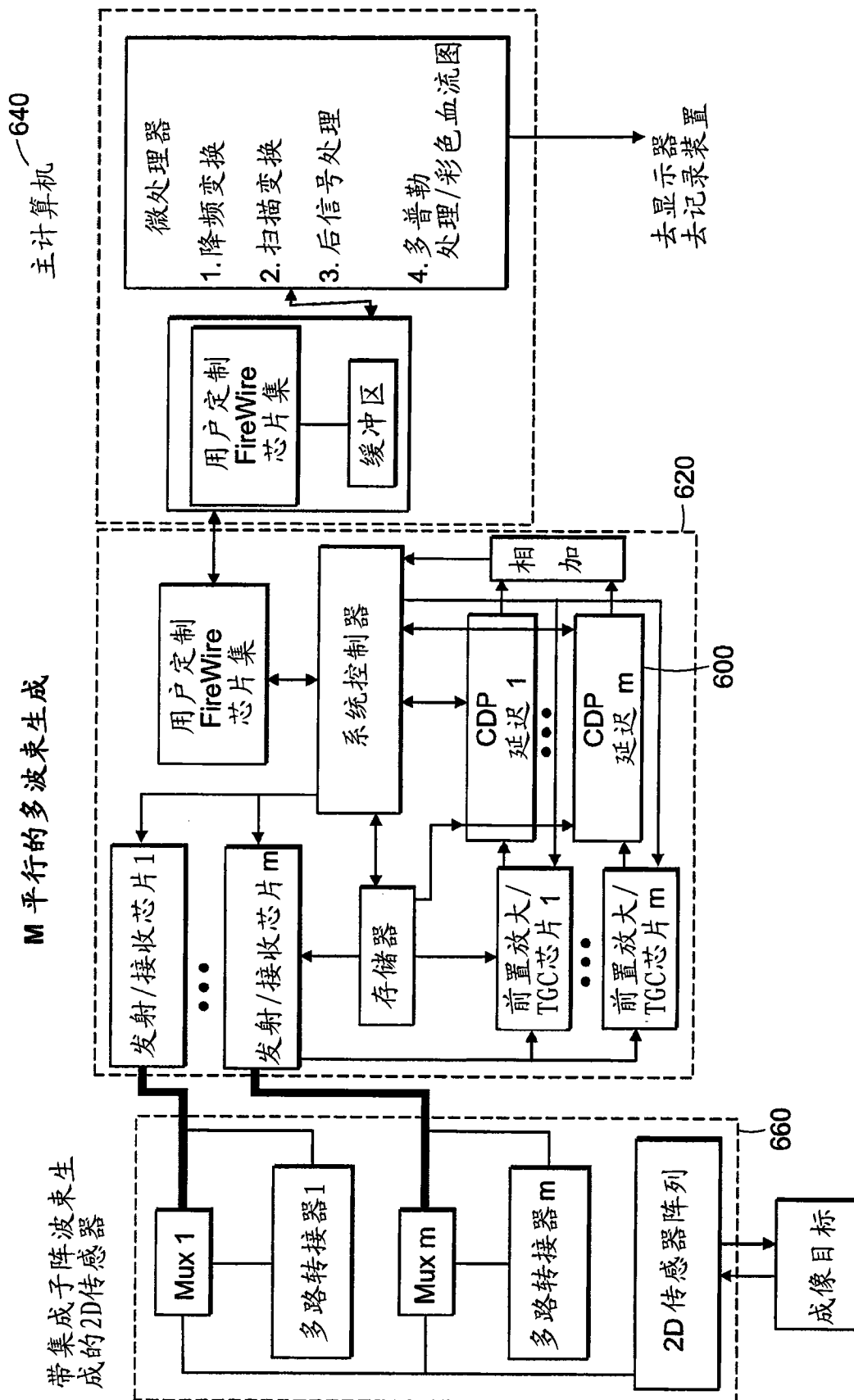


图 5

有m个平行的多波束生成信道的传统的
超声处理器

带集成子阵列波束生成
的2D传感器

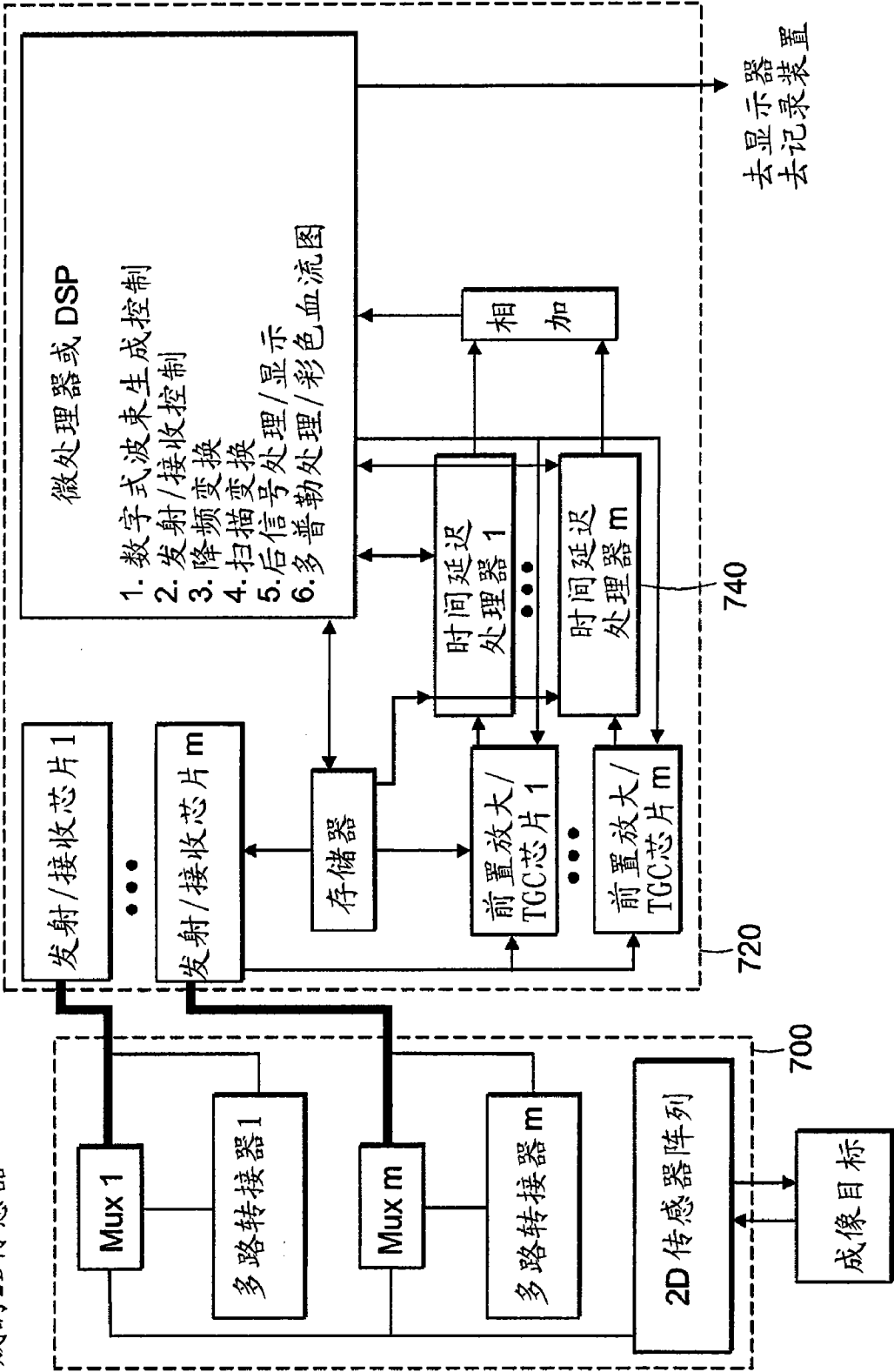


图 6A

实时三维/四维成像

有 m 个平行的多波束生成信道的传统的
超声处理器

带集成子波束生
成的2D传感器

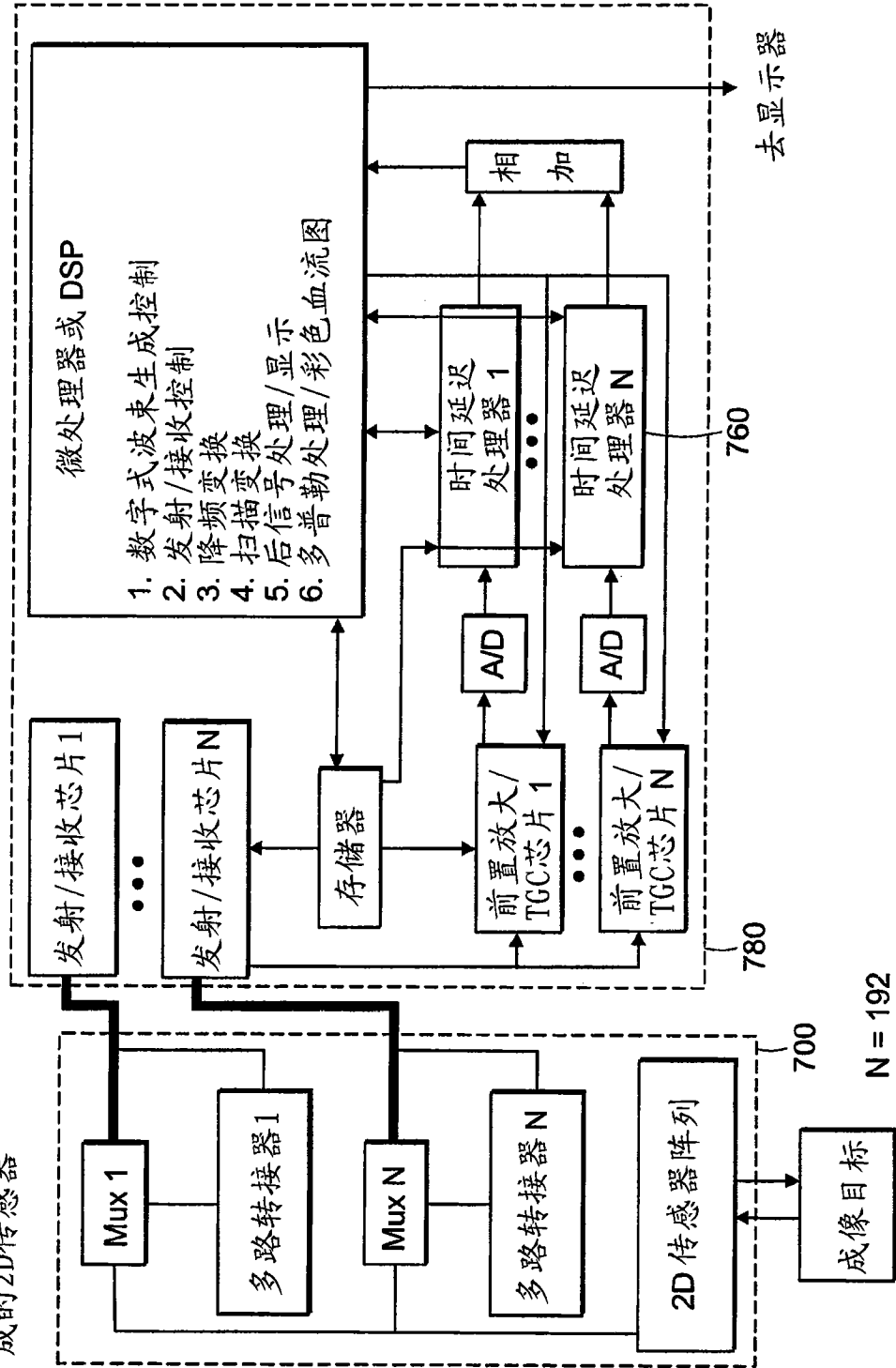


图 6B

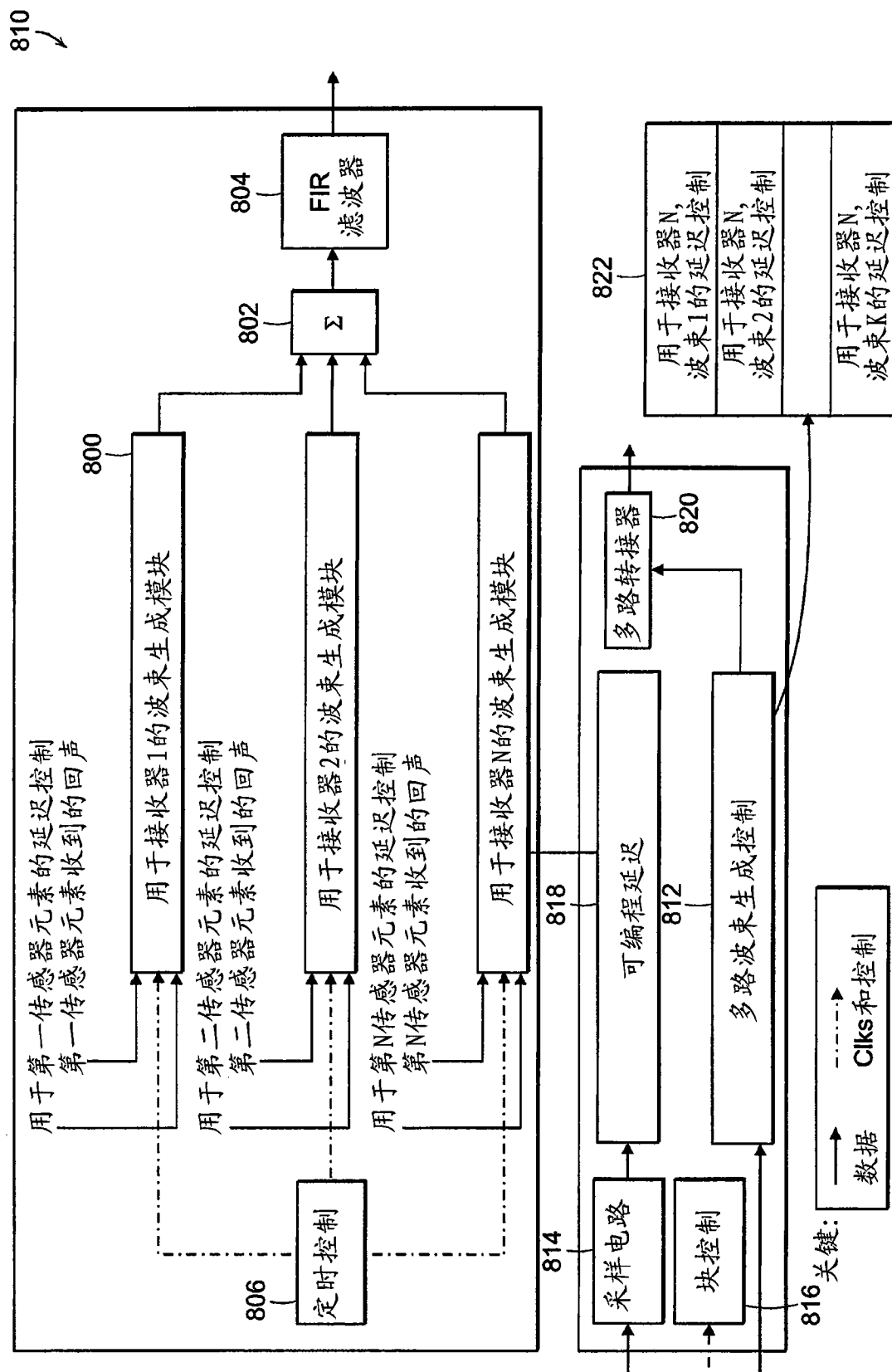


图 7

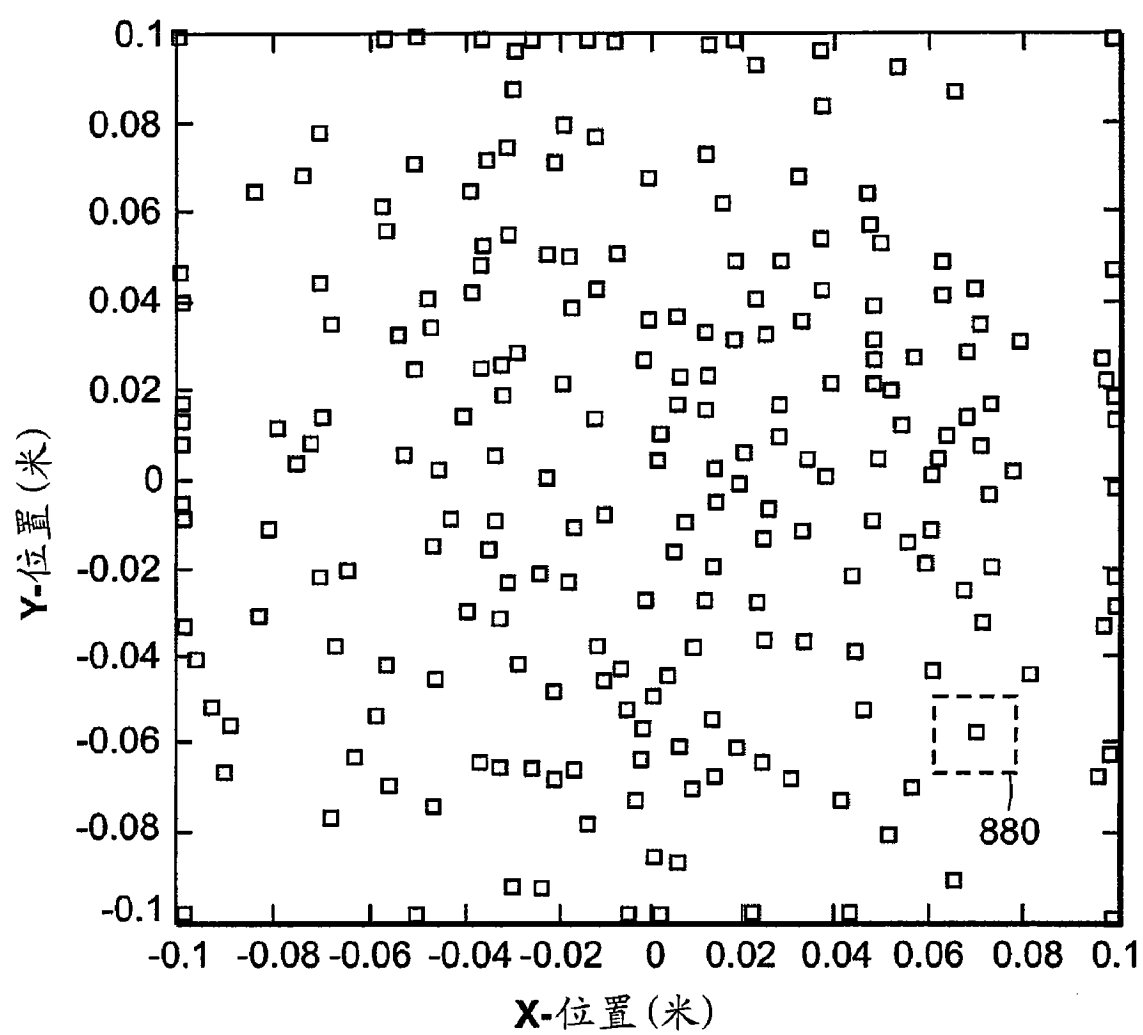


图 8A

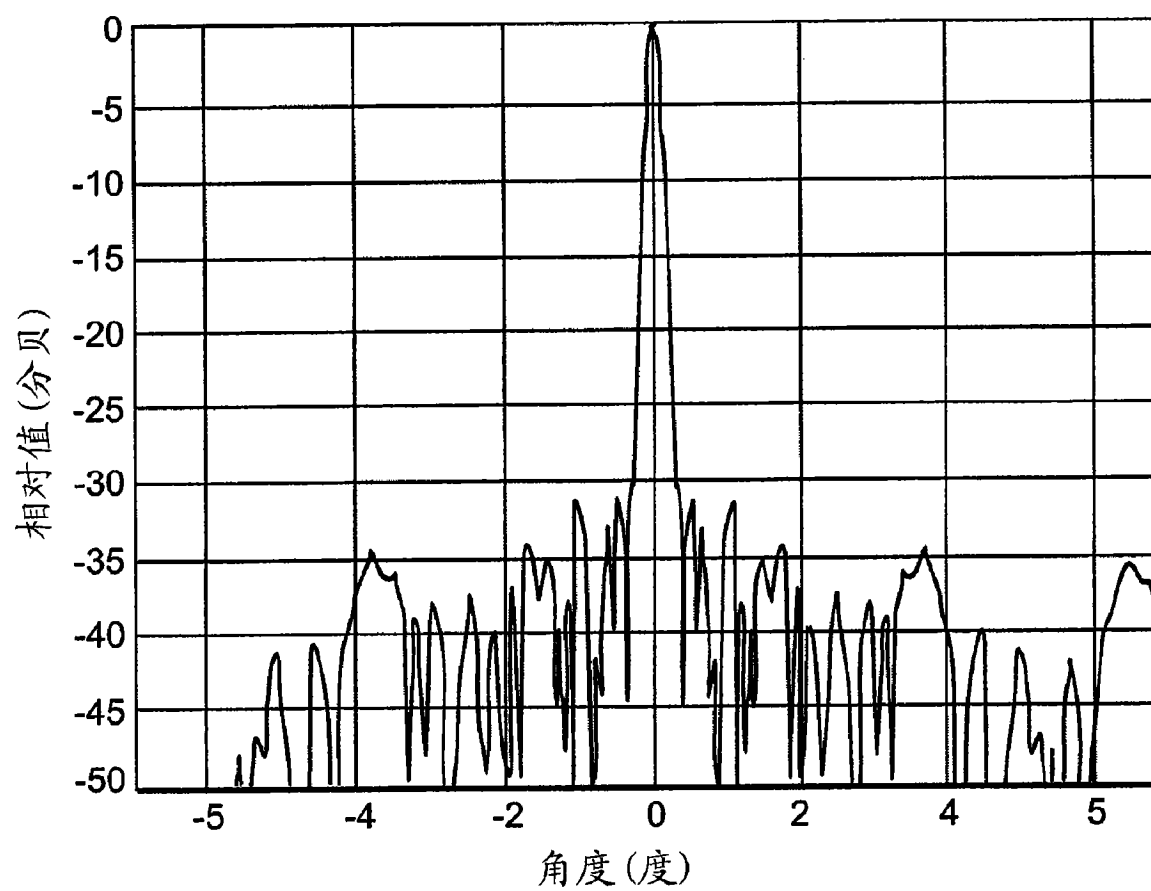
沿着 $x = 0$ 切片的 2D - 阵列响应

图 8B

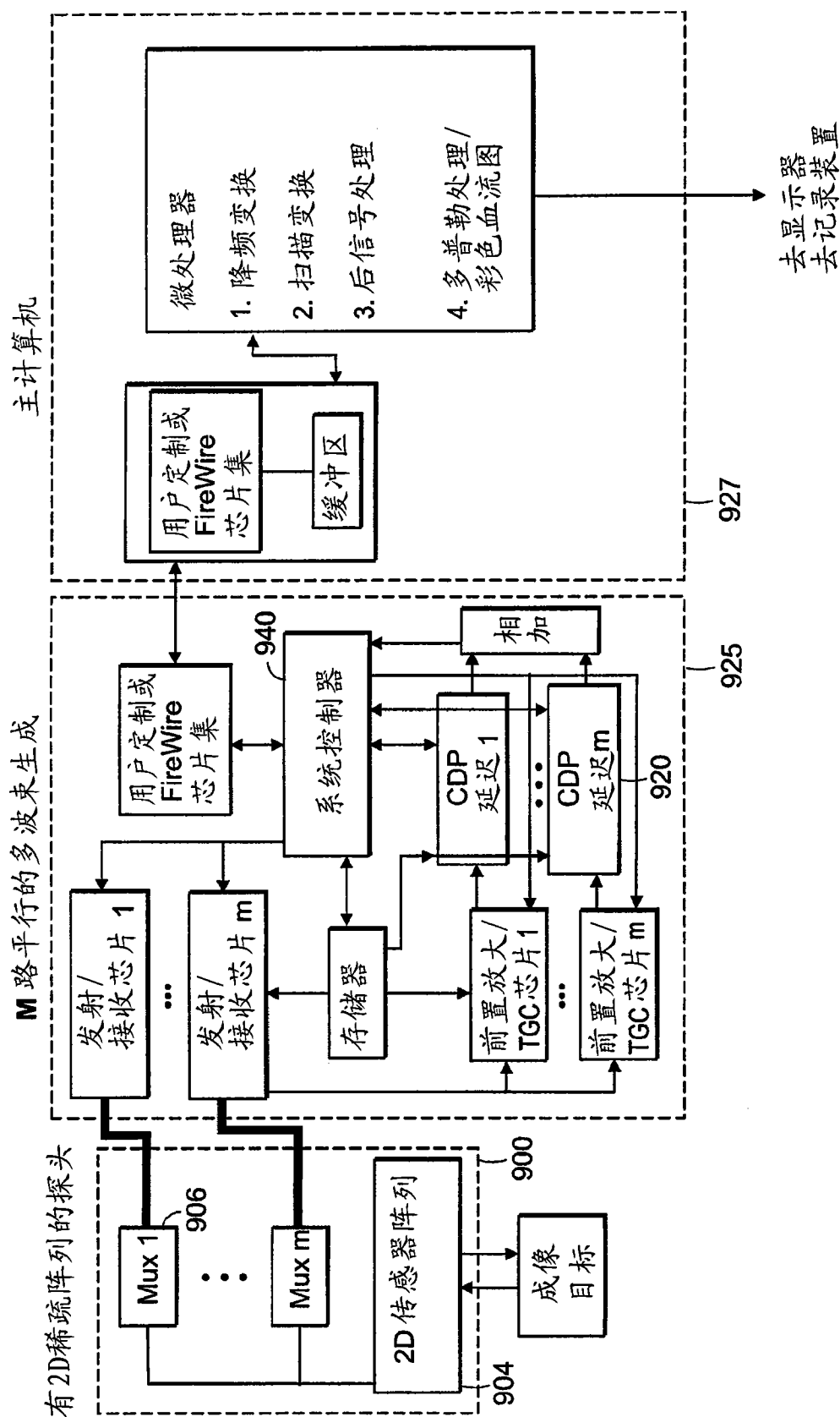


图 9A

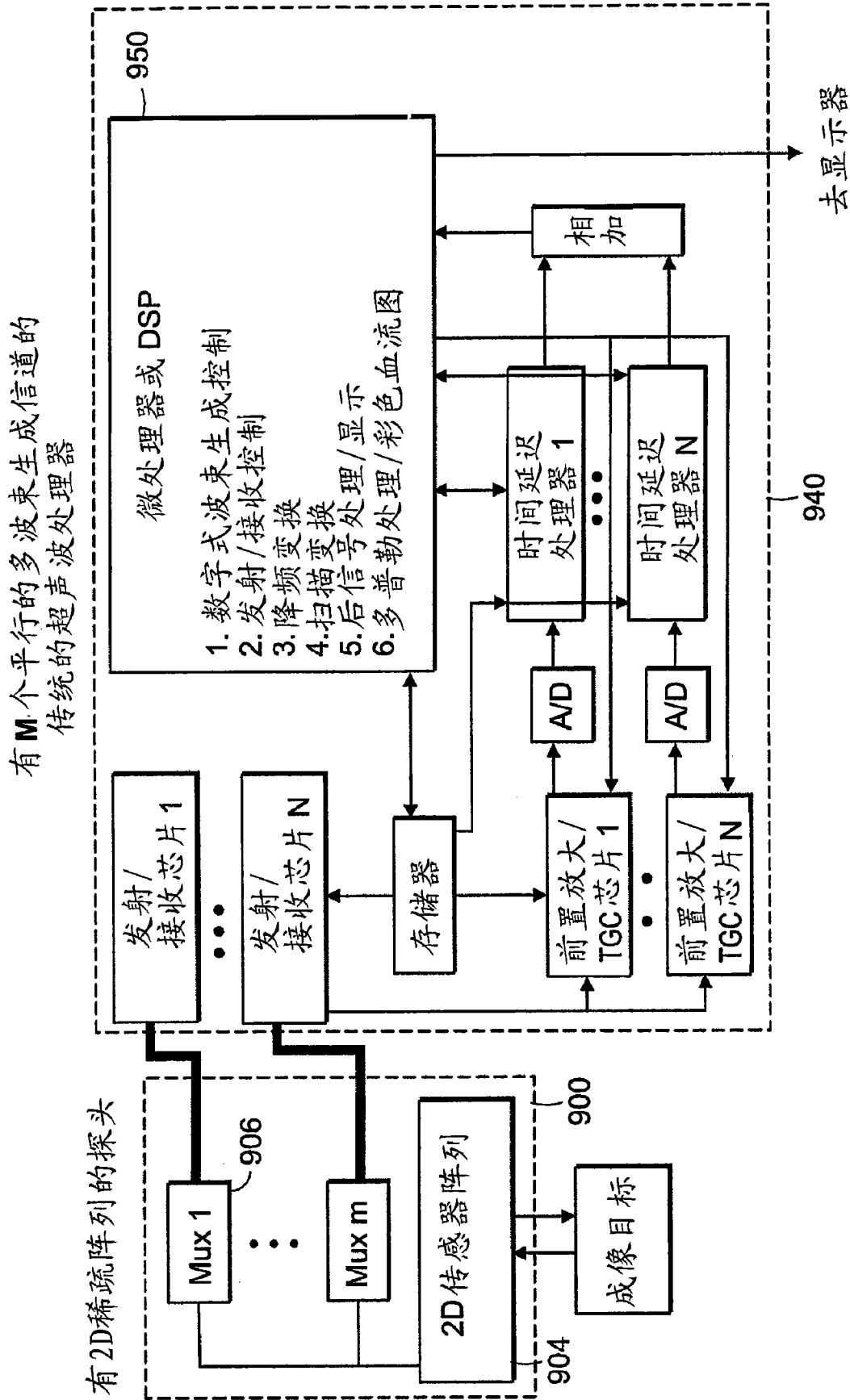


图 9B

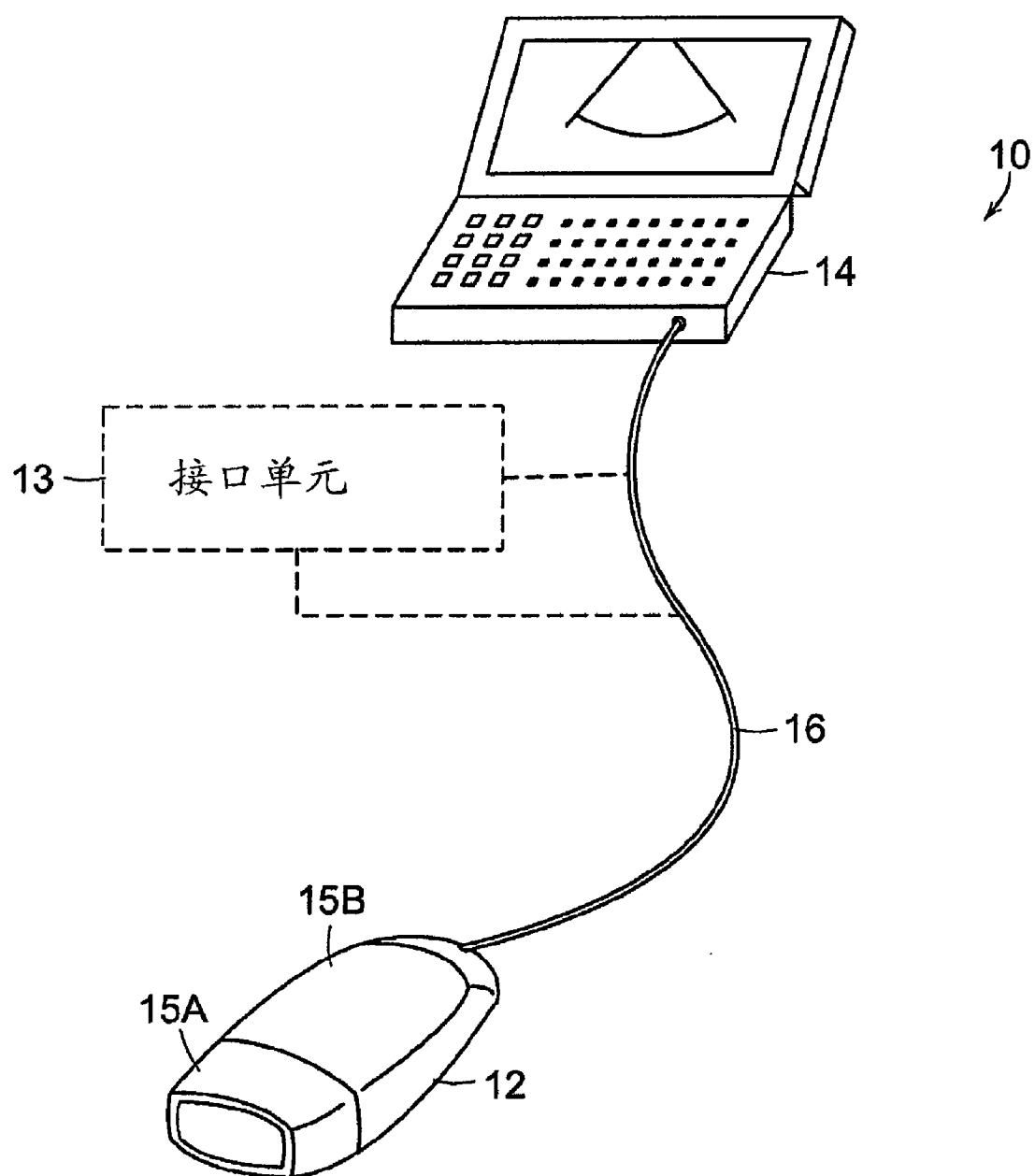


图 10

稀疏阵列发射，几乎填满的接收阵列；

接收敏感元件位置 50

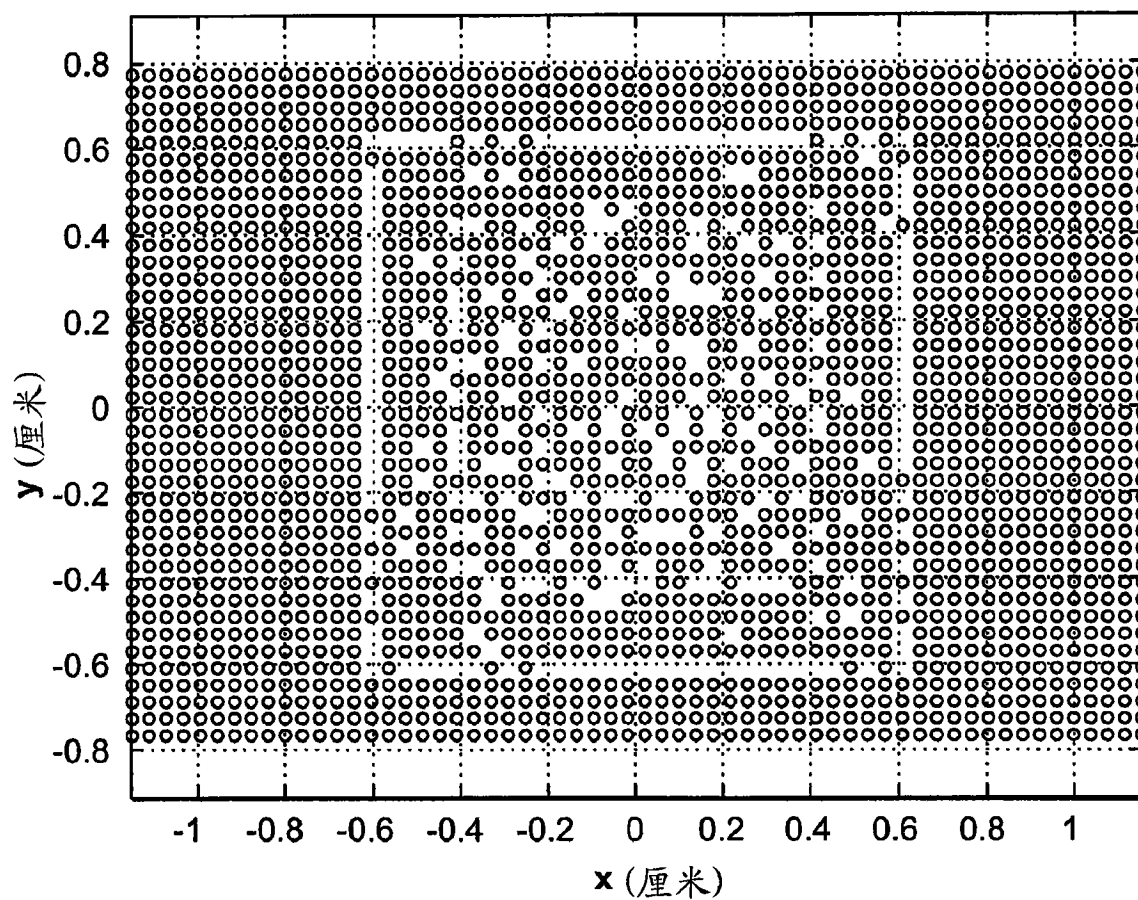


图 11

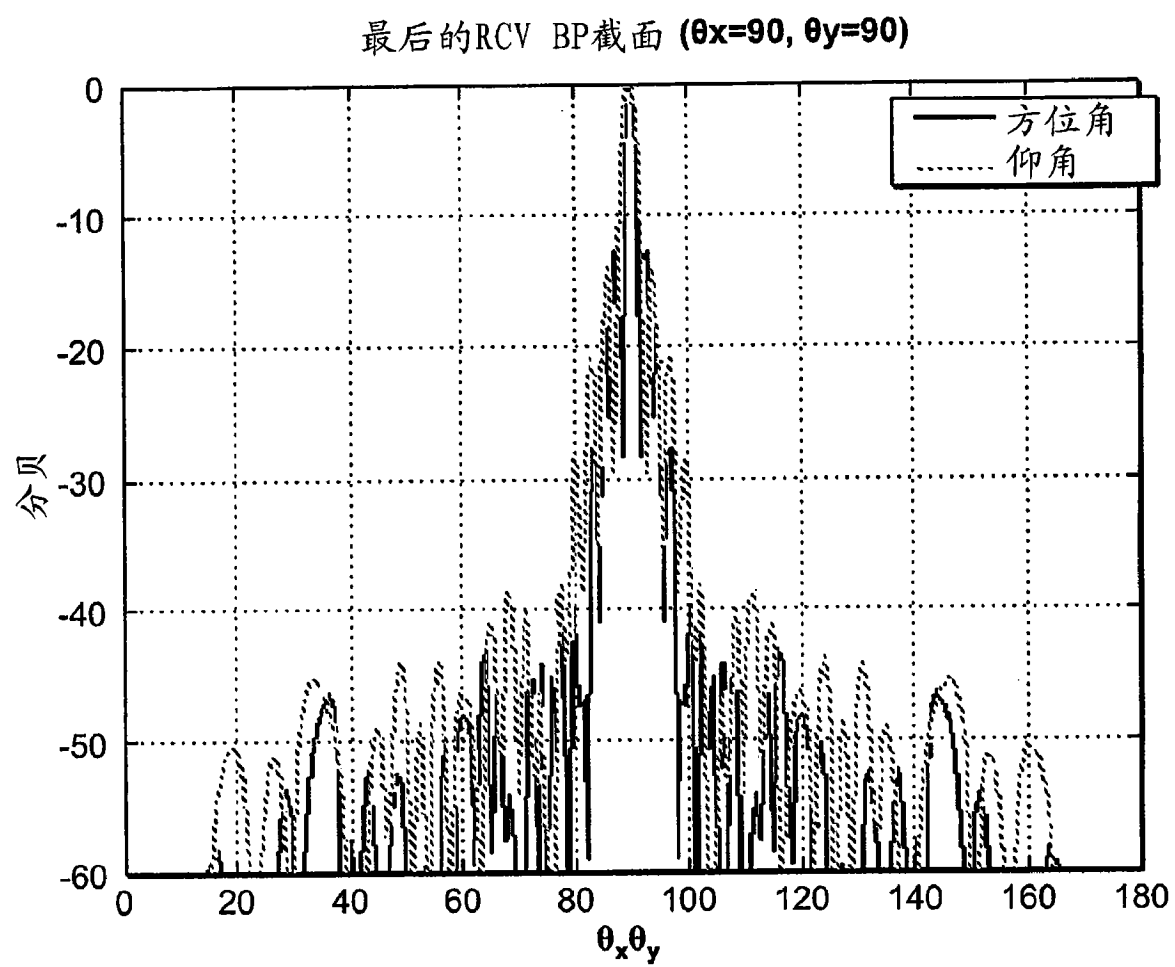


图 12

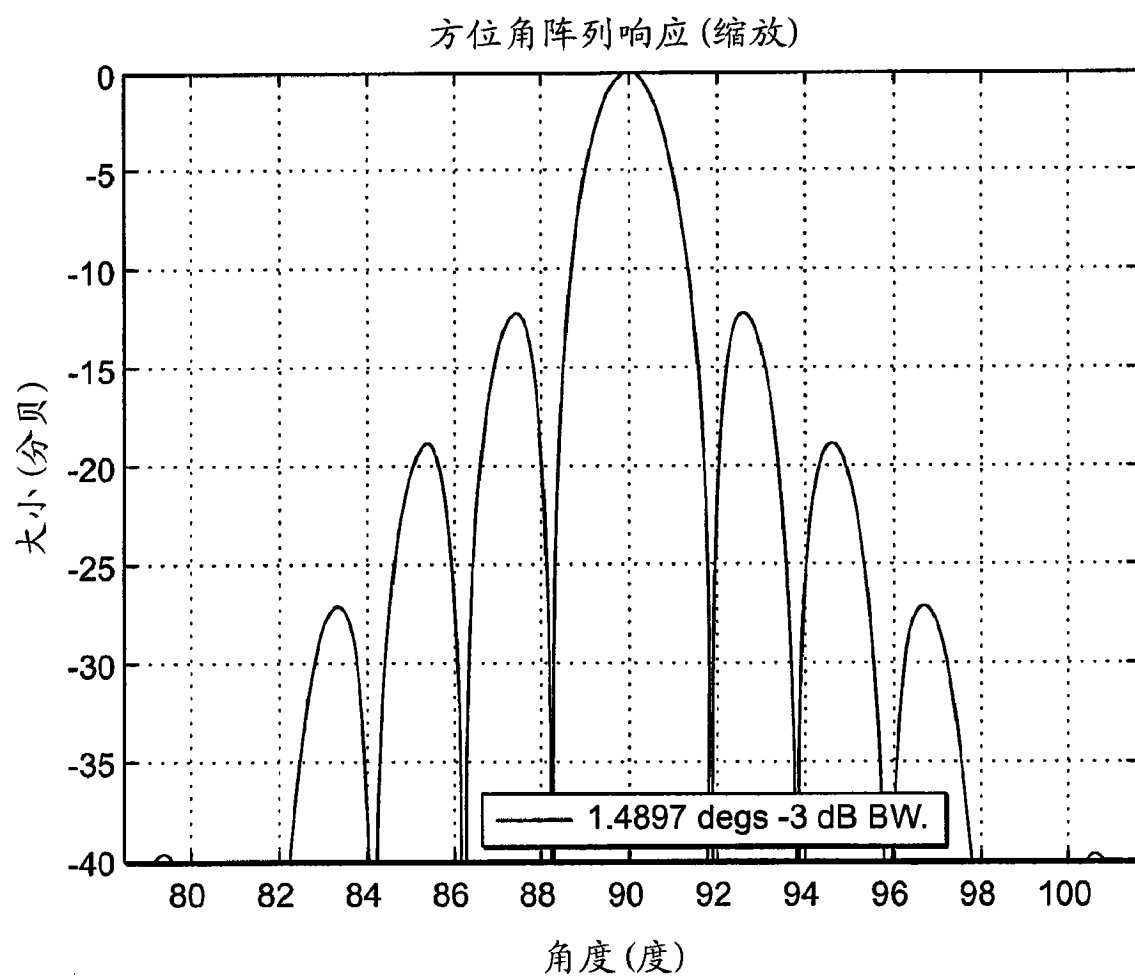


图 13

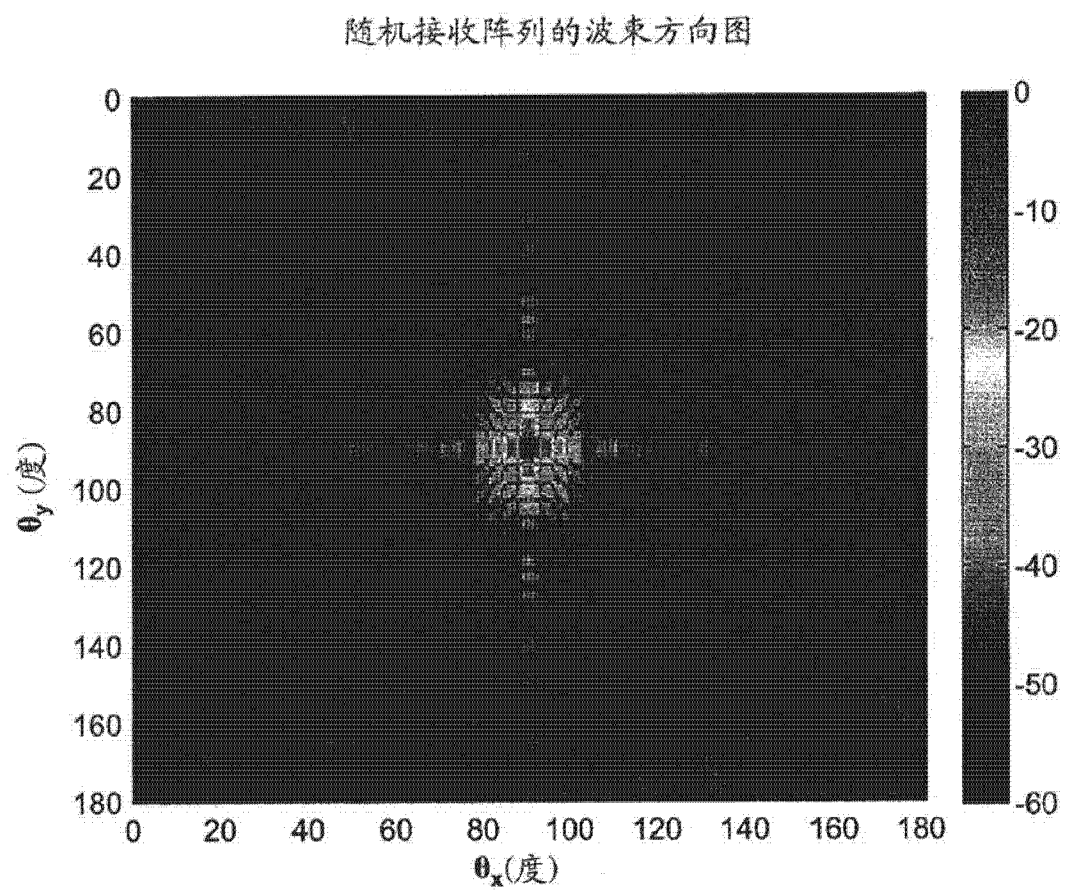


图 14

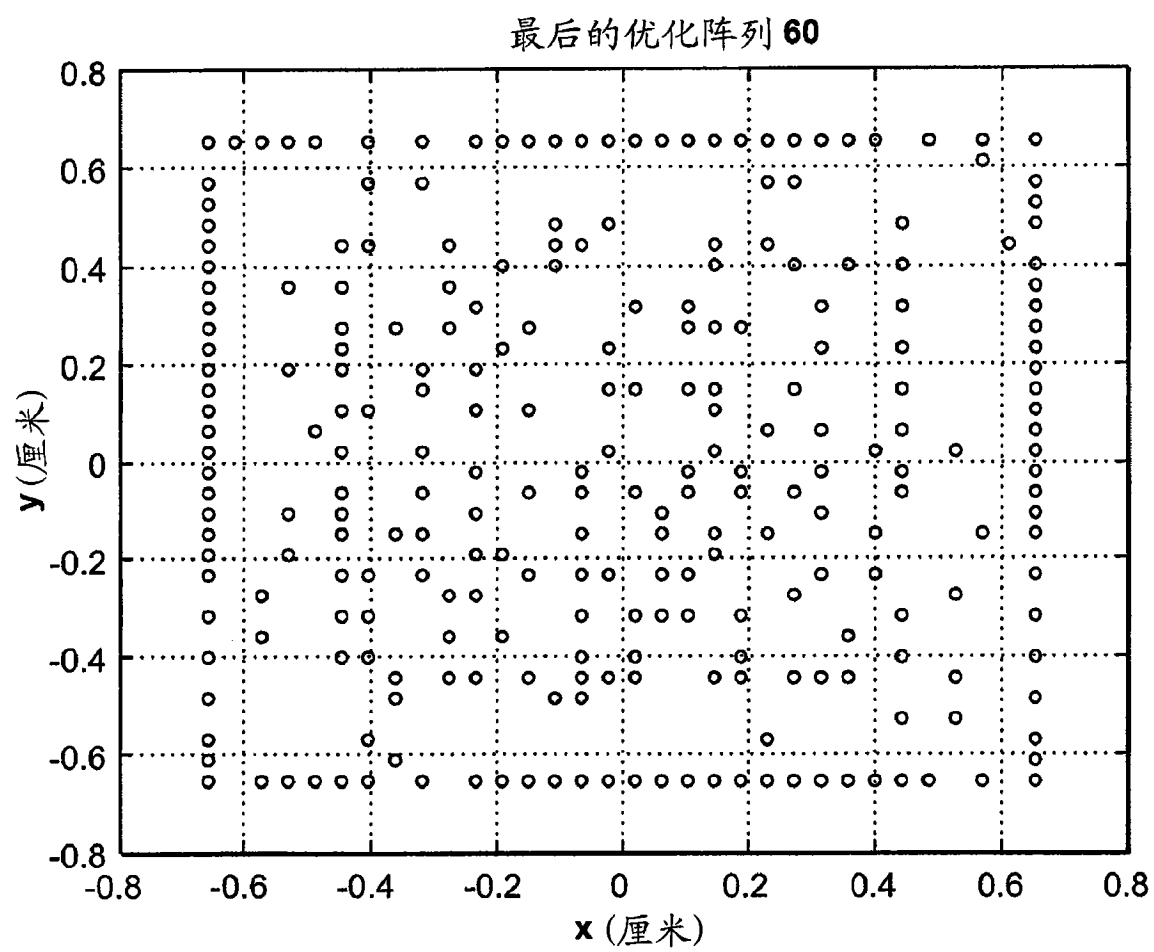


图 15

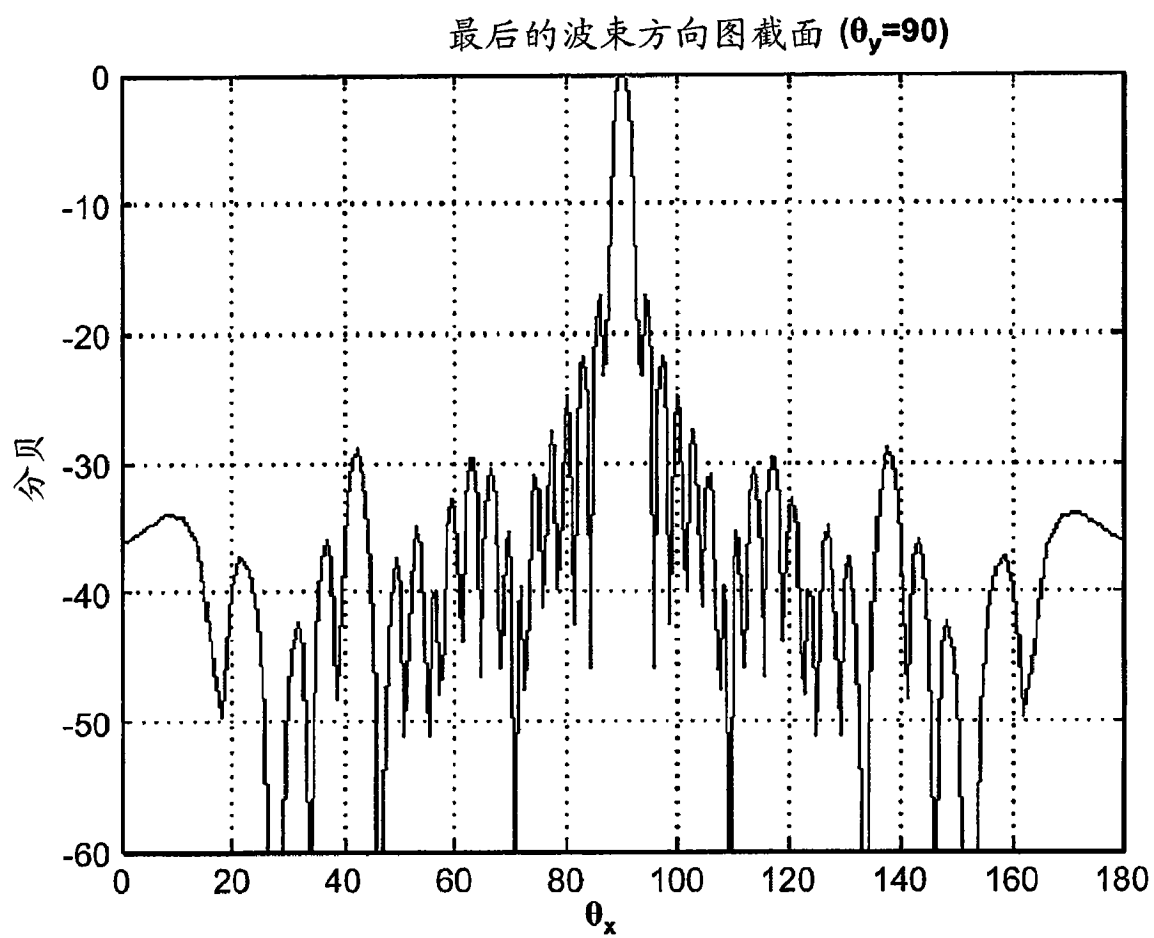


图 16

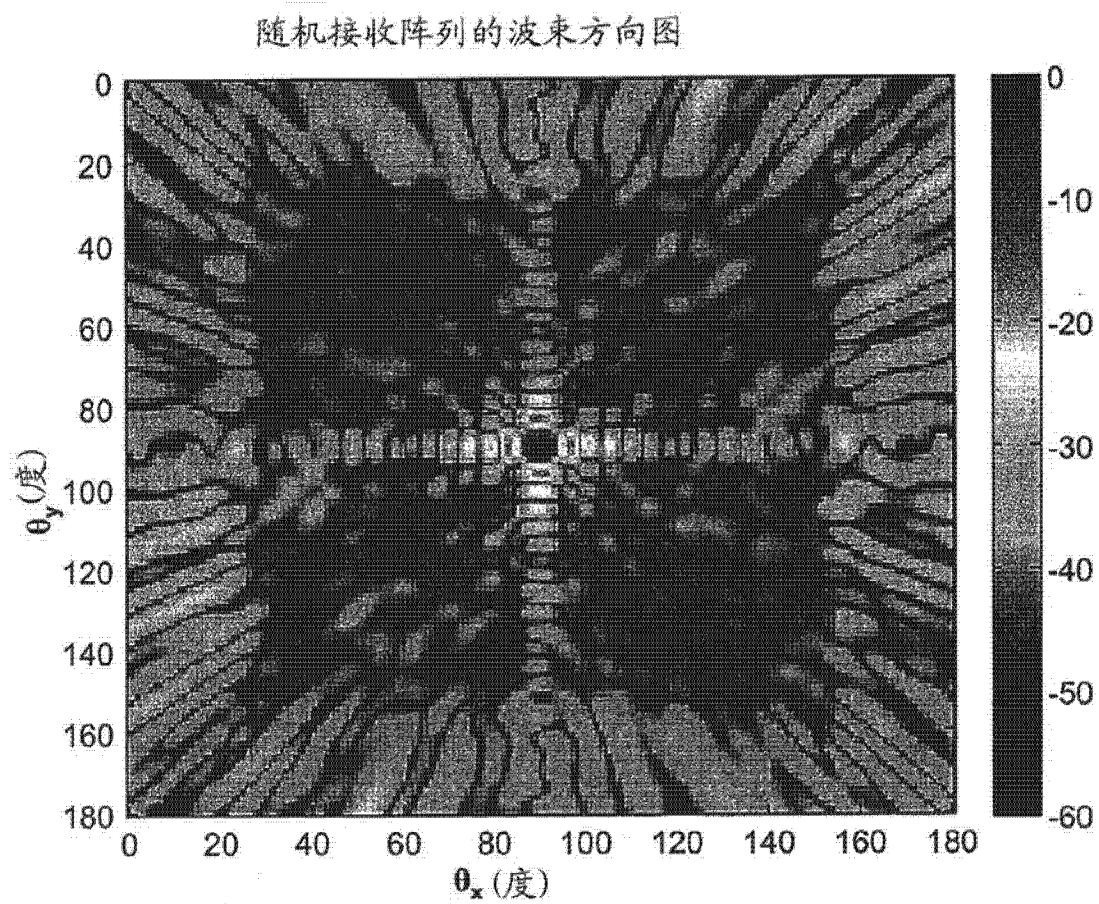


图 17

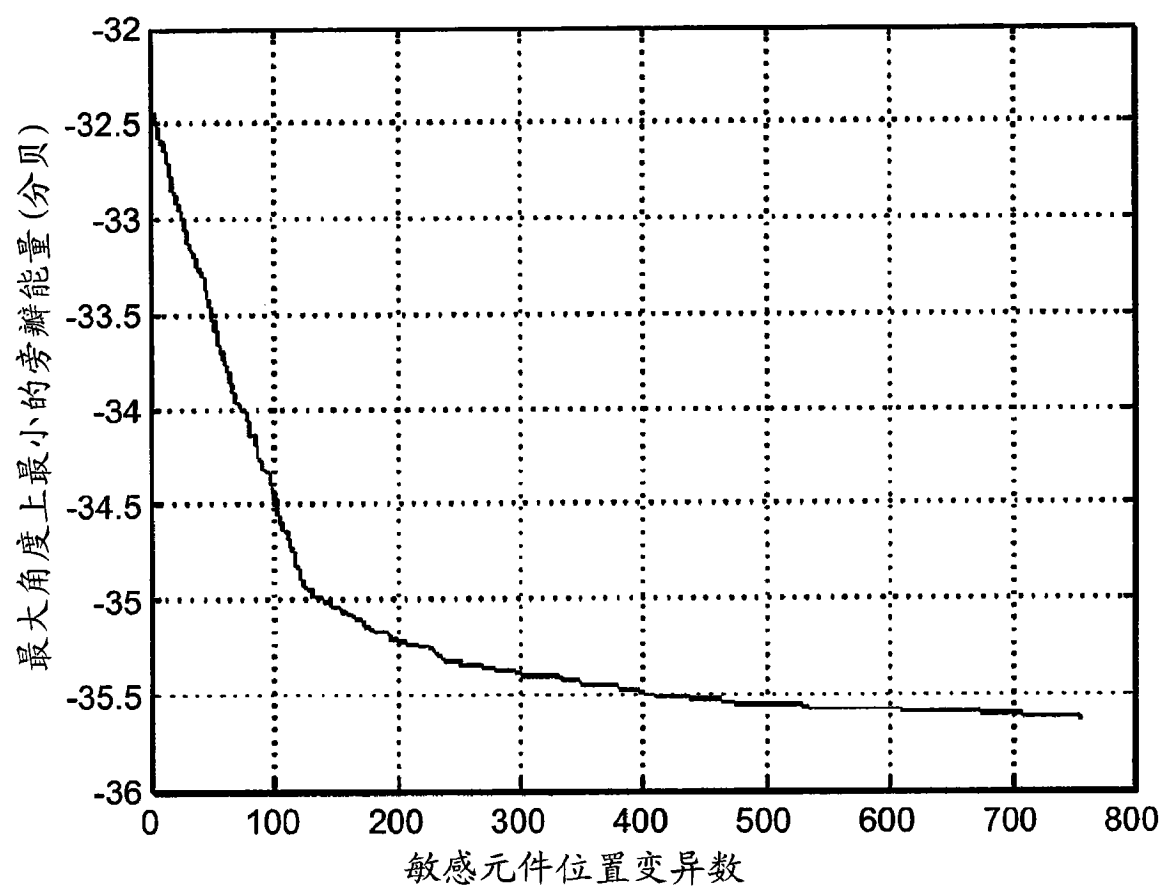
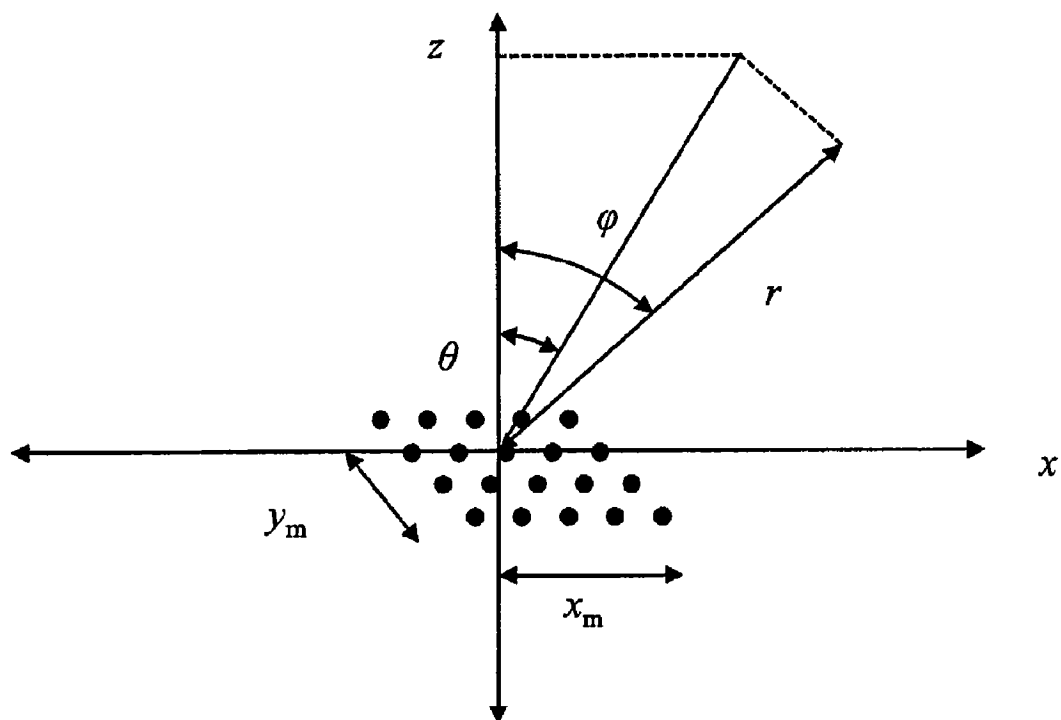


图 18

二维阵列微分延迟方程



$$f(r, \theta, \varphi) = r \left[1 - \sqrt{1 + \frac{x_m^2}{r^2} + \frac{y_m^2}{r^2} - \frac{2x_m \sin \theta \cos \varphi}{r} - \frac{2y_m \cos \theta \sin \varphi}{r}} \right]$$

受控的二维阵列

图 19

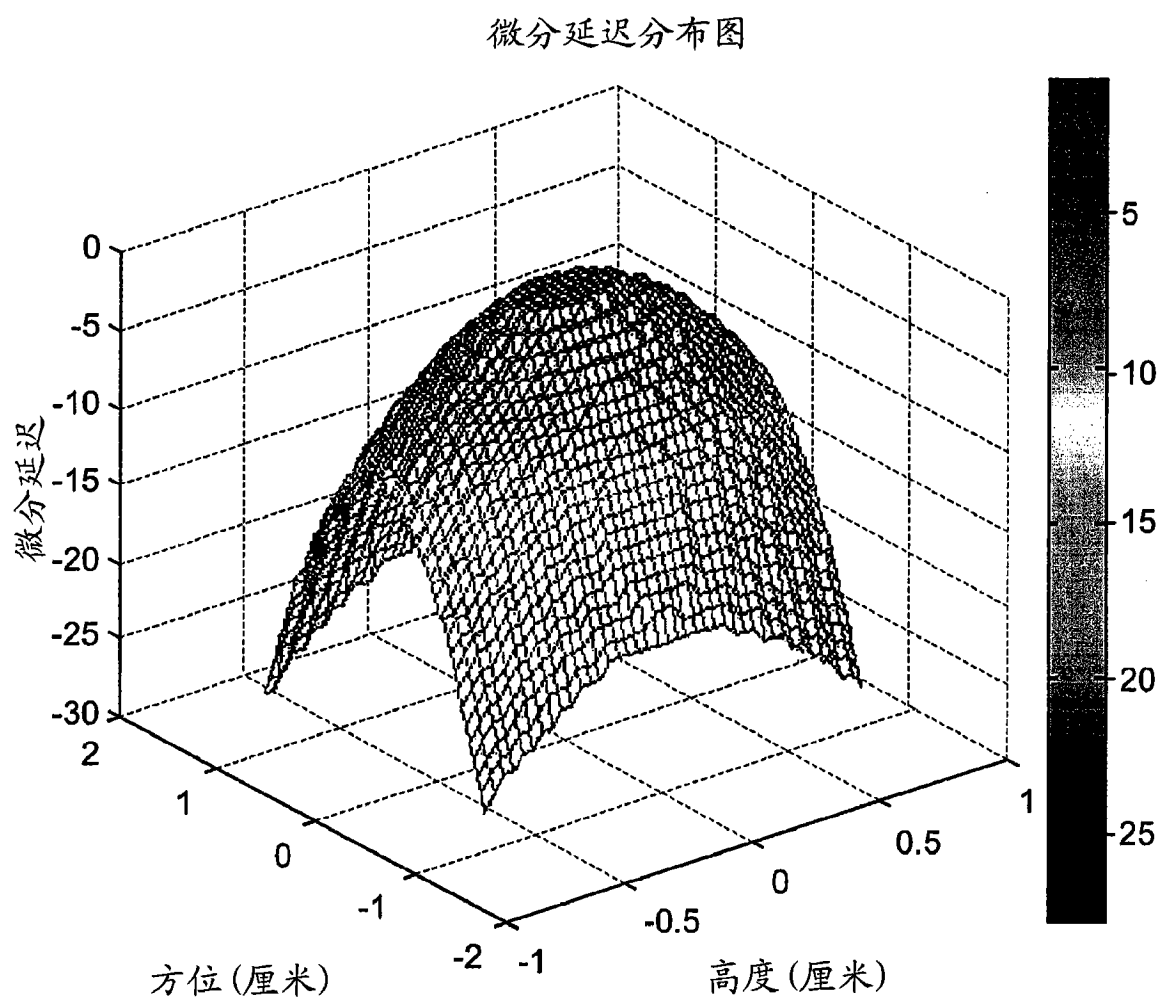


图 20

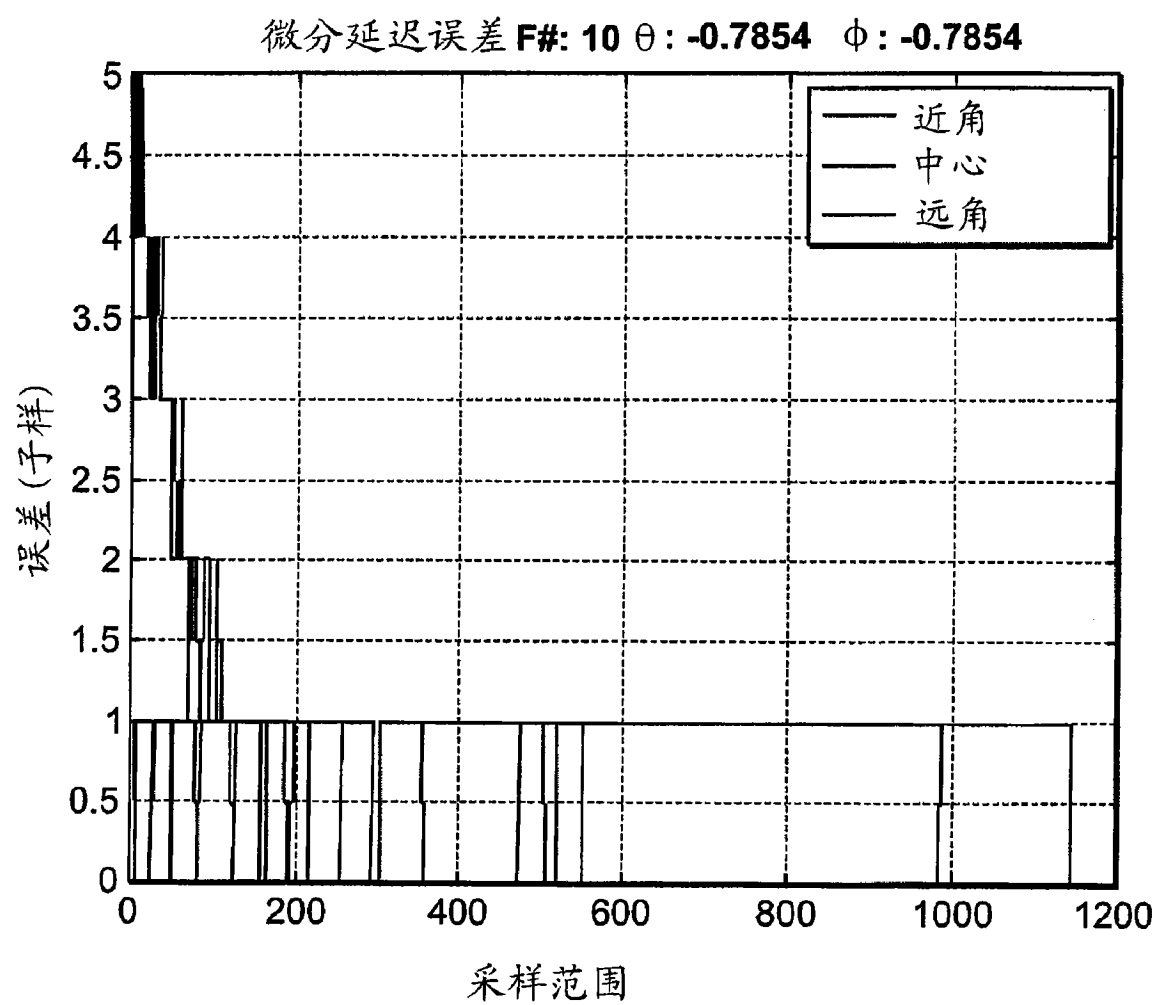


图 21

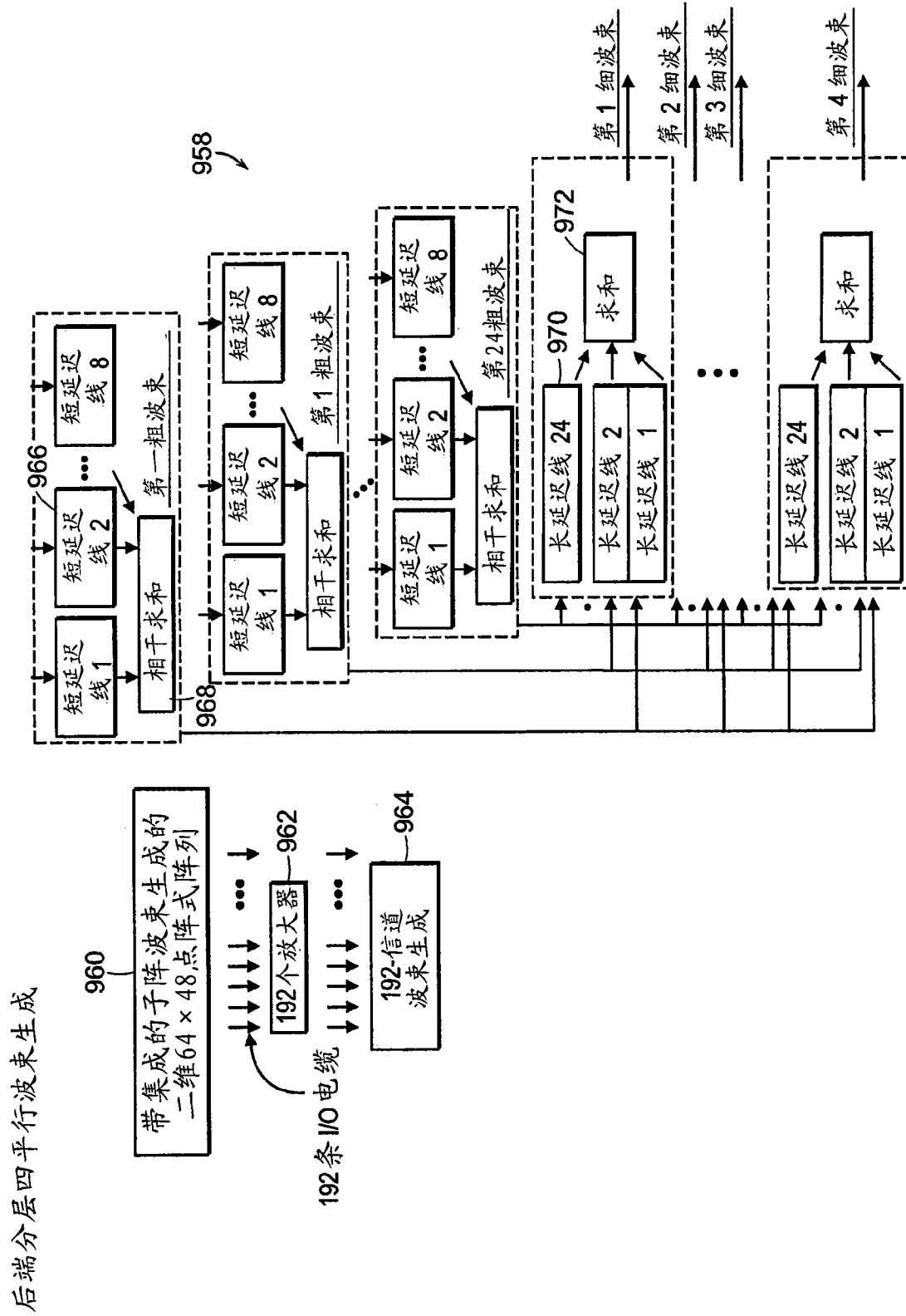


图 22A

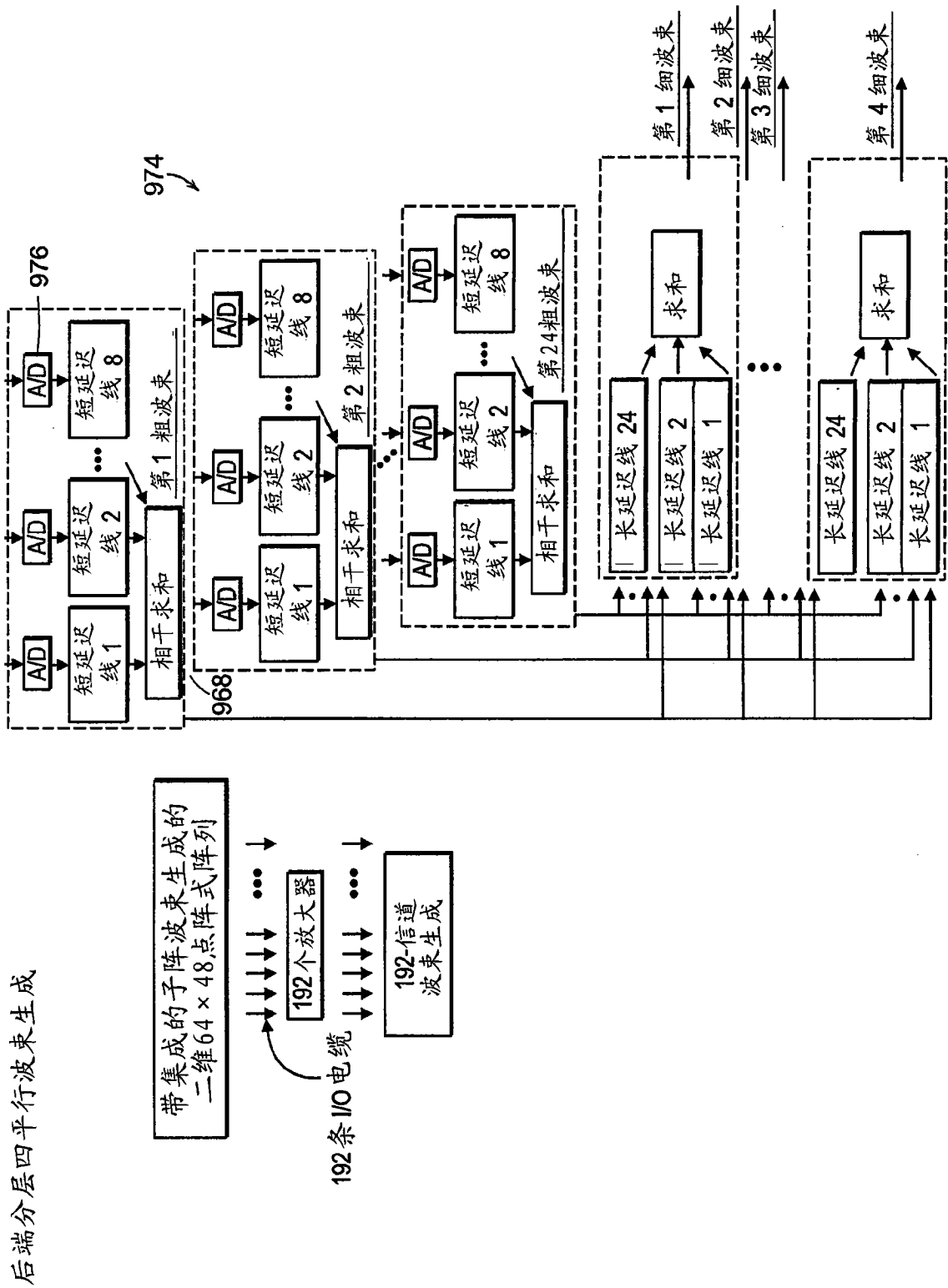


图 22B

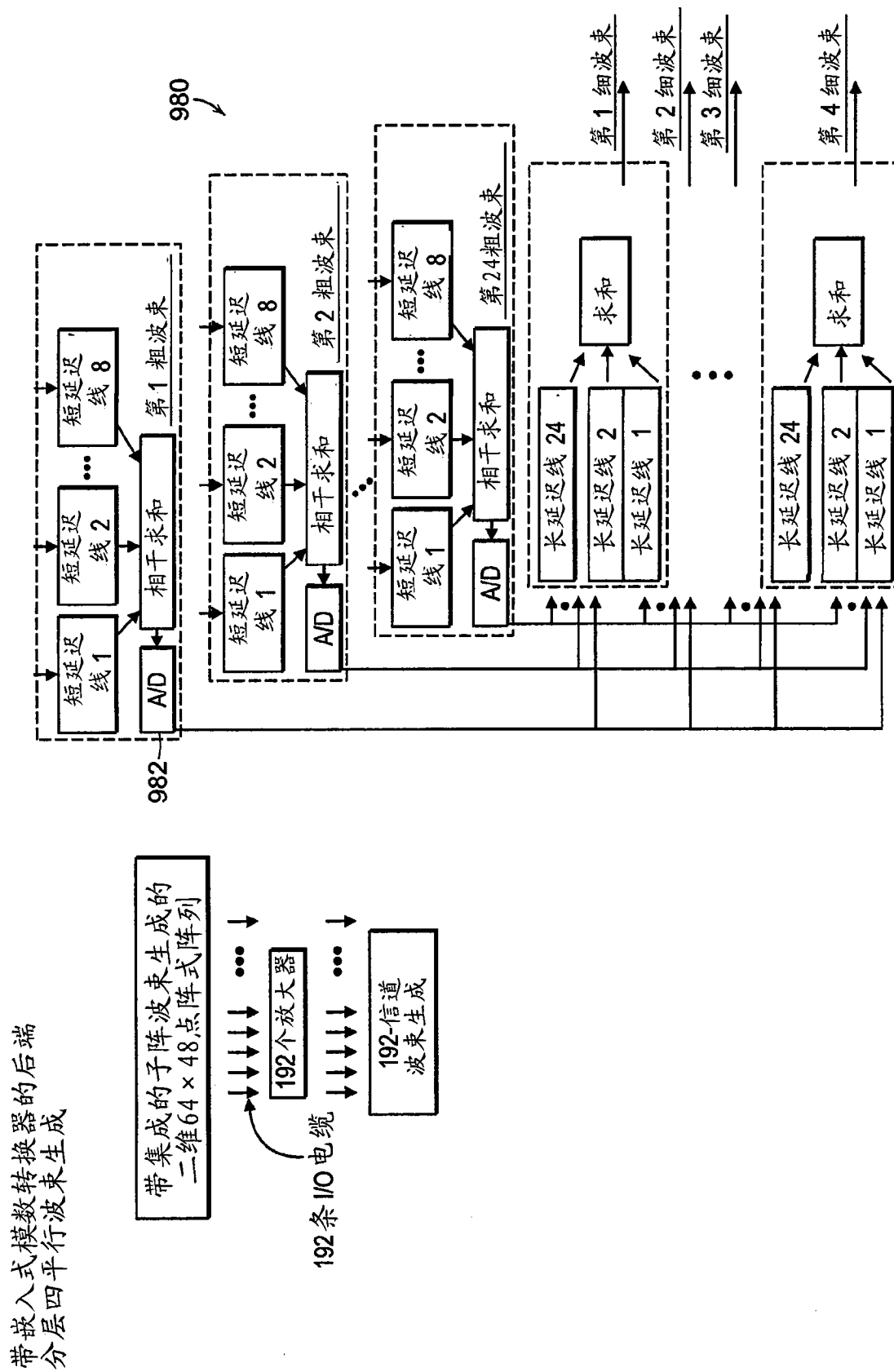
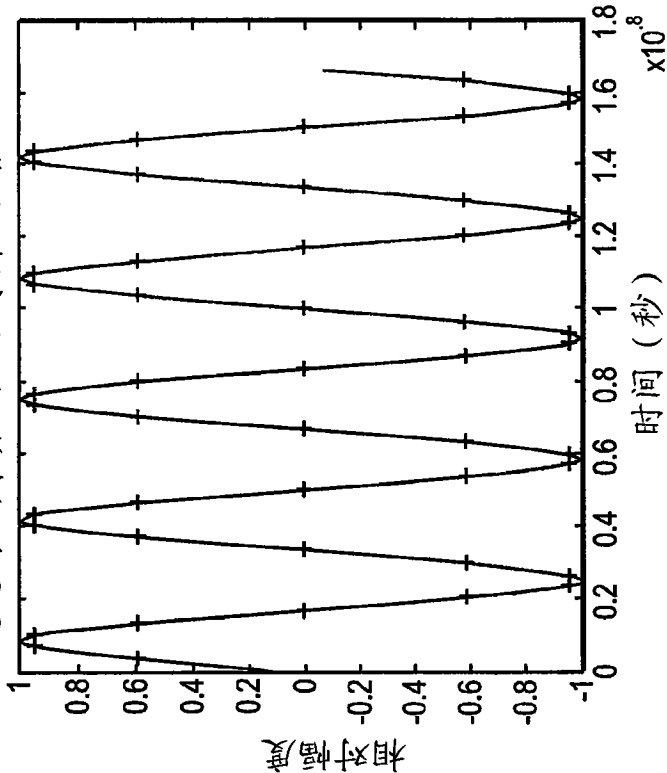


图 22C

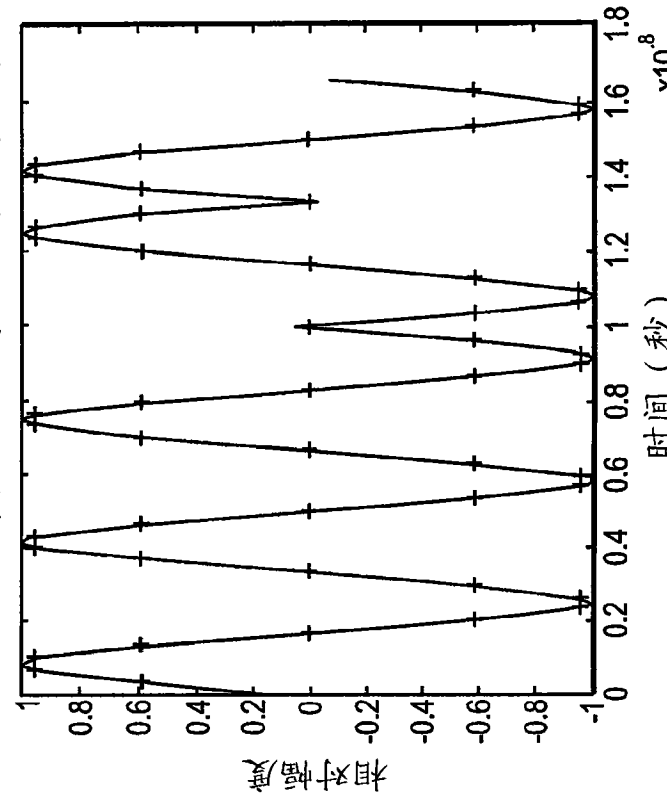
扩频激励发射波形

— 连续的
+ 采样点

选通的5-周期正弦曲线(未编码)



选通的5-周期正弦曲线(5-芯片巴克编码)



用5-芯片巴克编码[111-11]选通的
3MHz正弦曲线

未扩频编码的5-周期3MHz正弦曲线

图 23A

图 23B

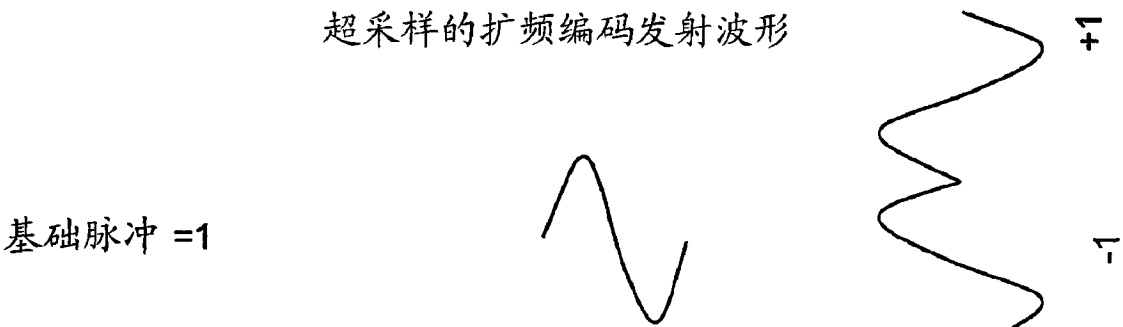
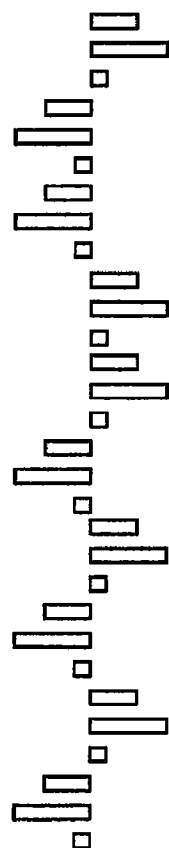


图 24A

基础脉冲用5-芯片巴克码卷积

图 24B



6倍超采样的发射波形

图 24C

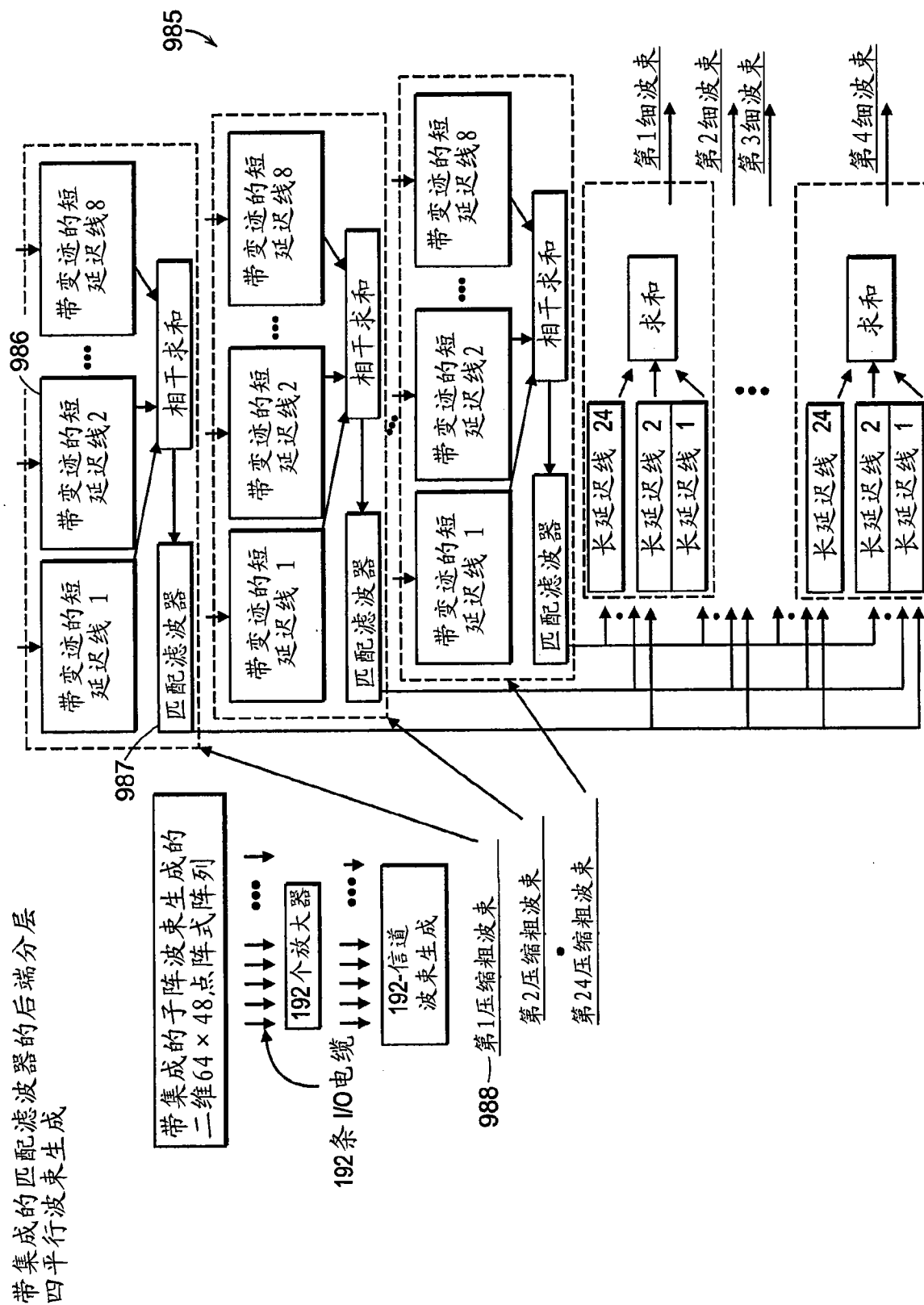


图 25A

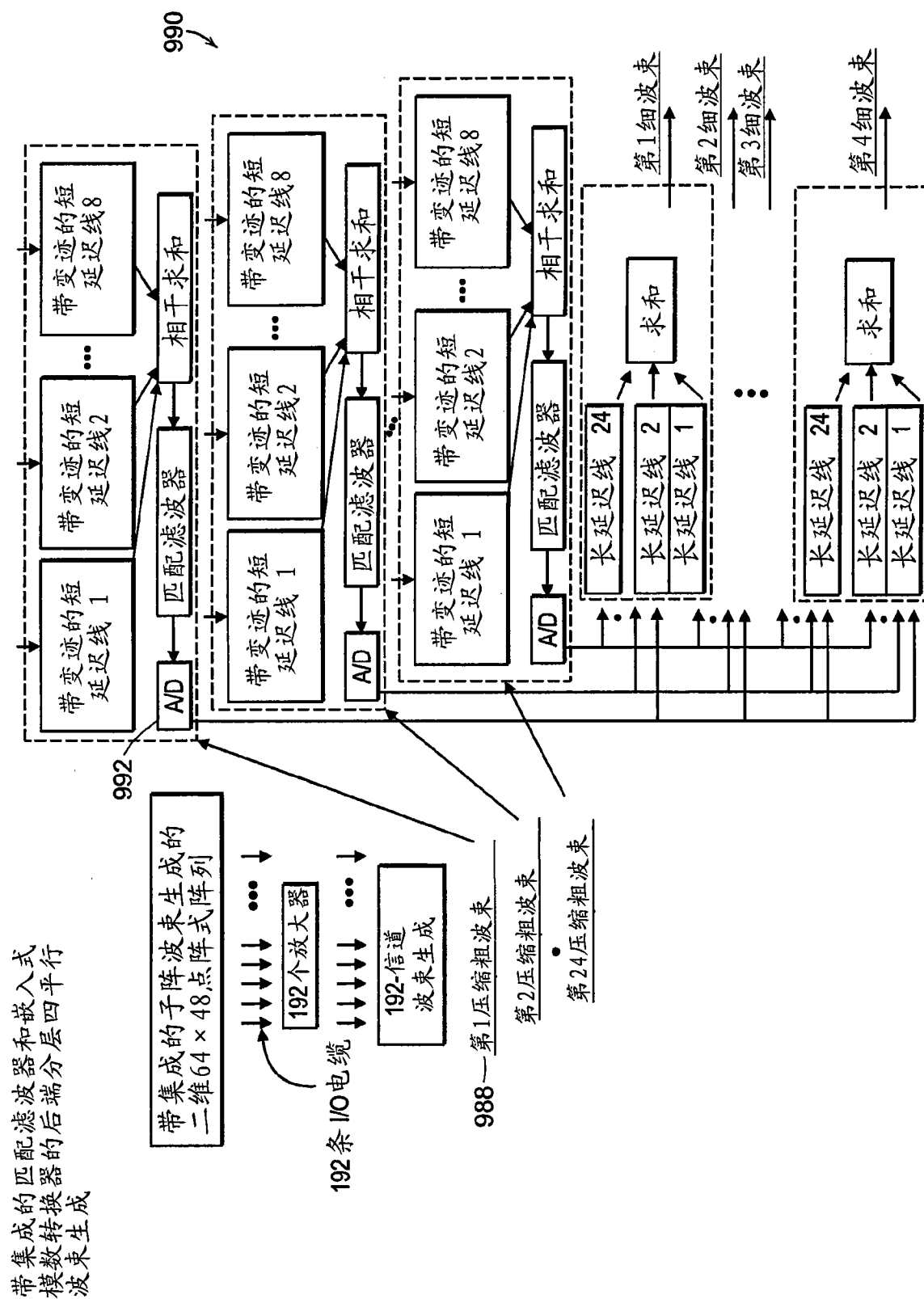


图 25B

匹配滤波器的落实

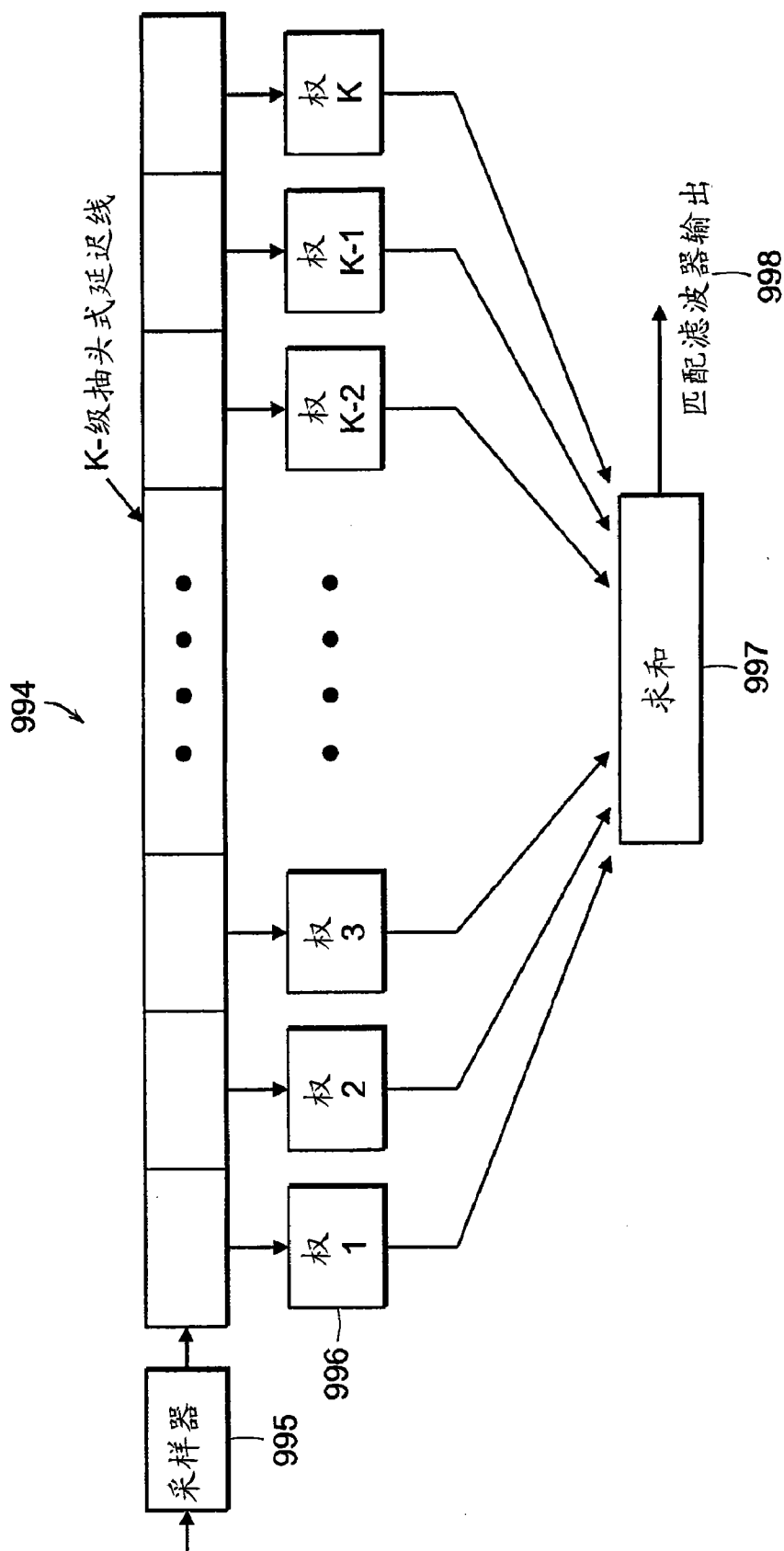


图 25C

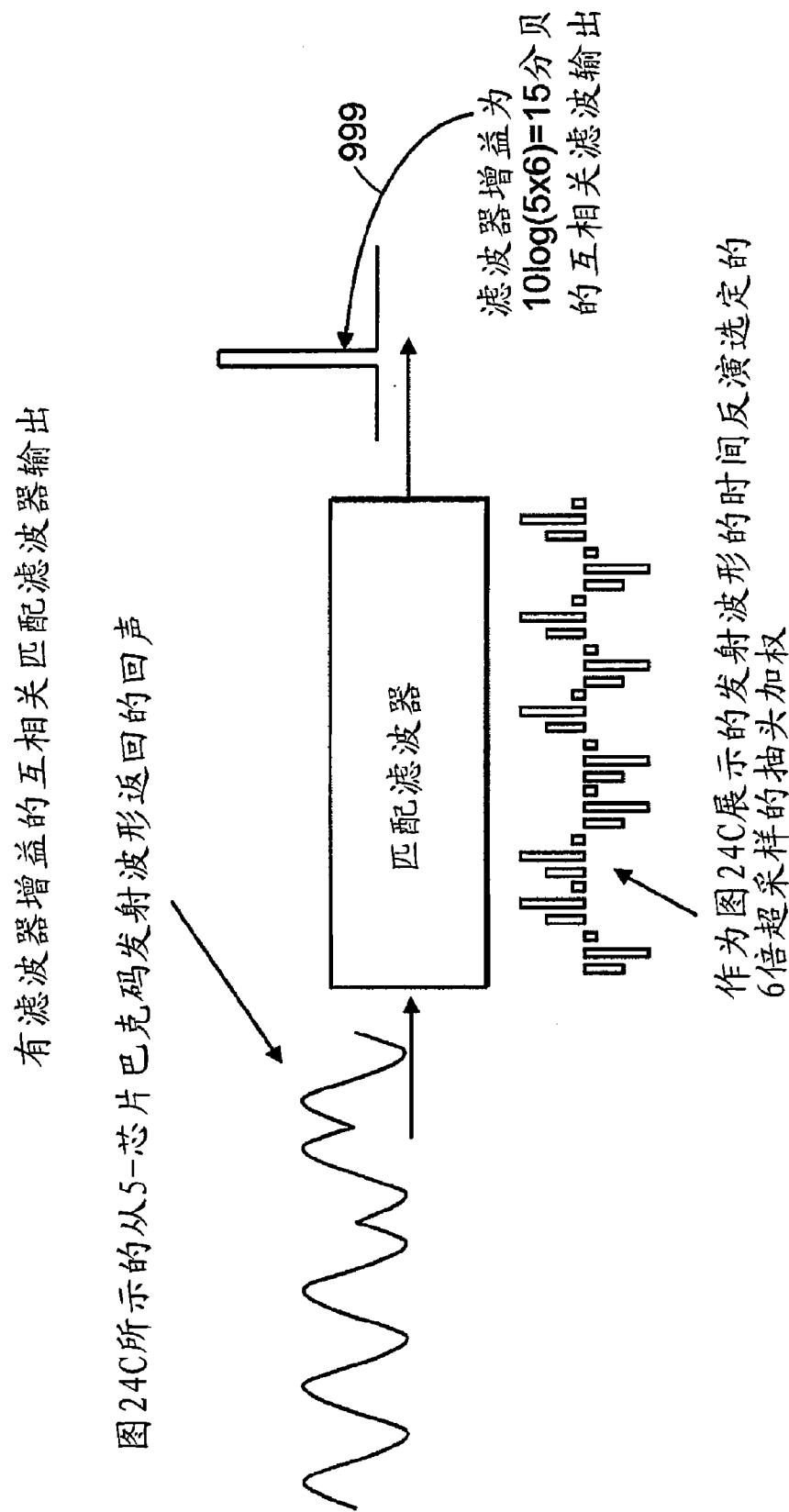


图 25D

专利名称(译)	超声波三维成像系统		
公开(公告)号	CN102215755A	公开(公告)日	2011-10-12
申请号	CN200980145436.7	申请日	2009-09-15
[标]申请(专利权)人(译)	泰拉科技公司		
申请(专利权)人(译)	埃技术公司		
当前申请(专利权)人(译)	埃技术公司		
[标]发明人	A 羌 贺兴柏 W翁 N伯杰		
发明人	A·羌 贺兴柏 W·翁 N·伯杰		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4444 A61B8/4472 A61B8/4483 A61B8/483 G01S7/52082 G01S7/52095 G01S15/8925 G01S15/8927 G01S15/8959 G01S15/8993 G10K11/346		
优先权	12/286555 2008-09-30 US 61/192063 2008-09-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波成像系统，其中扫描头或者包括完成远场子阵波束生成的波束生成器电路，或者包括激励选定的元件的稀疏阵列选择电路。当与第二级波束生成系统一起使用的时候，能产生三维超声波图像。

