



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102640012 A

(43) 申请公布日 2012. 08. 15

(21) 申请号 201080054139. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 09. 30

G01S 7/52 (2006. 01)

(30) 优先权数据

G01S 7/521 (2006. 01)

12/570, 856 2009. 09. 30 US

G01S 15/89 (2006. 01)

G10K 11/34 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 05. 29

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2010/050959 2010. 09. 30

(87) PCT申请的公布数据

W02011/041581 EN 2011. 04. 07

(71) 申请人 埃技术公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 A·羌 W·翁 S·布罗德斯通

(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

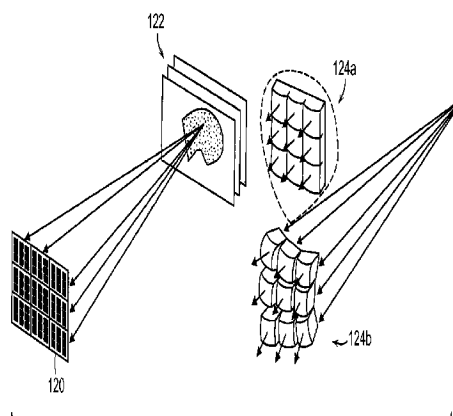
权利要求书 3 页 说明书 23 页 附图 58 页

(54) 发明名称

超声波 3D 成像系统

(57) 摘要

本发明涉及的是一种超声波成像系统,其中扫描头包括射束形成器电路,该电路执行远场的子阵列射束形成过程,或者也可以包括稀疏阵列的选择电路,该电路激活所选定的单元。当与分层级的第二阶段或者第三阶段的射束形成系统一并使用时,就可以产生实时的三维的超声波图像。本发明进一步涉及的是在探测头上的挠性印刷电路板。本发明还进一步涉及的是在超声波成像系统中的编码或者展布频谱信号的使用。以使用Golay 编码对进行压缩的脉冲为基础的匹配的过滤器提高了信噪比,从而可以形成具有限制性的旁瓣的第三谐波的成像。该系统适用于 3D 的全体积的心脏成像。



1. 一种医用超声波成像系统,其包括:

位于探测器外壳内的二维传感器阵列和位于探测器外壳内的第一众多的子阵列的射束形成器,以致传感器阵列可以为心脏成像产生众多的射束。

2. 根据权利要求 1 中的系统,进一步包括位于探测器外壳之内的众多的多路转接器的电路。

3. 根据权利要求 1 中的系统,其中传感器元件的阵列是按照稀疏阵列来操作的。

4. 根据权利要求 1 中的系统,进一步包括在第二外壳中的第二众多的射束形成器,第二众多的射束形成器与探测器外壳相连通,第二射束形成器接收来自于第一众多的子阵列的射束形成器中的第一图像数据,并具有众多的用于接收第一图像数据的第二延时线,众多的子阵列的射束形成器并行操作以提供三维的图像数据。

5. 根据权利要求 1 中的系统,其中第二射束形成器包括第二阶段的射束形成器。

6. 根据权利要求 5 中的系统,进一步包括第三阶段的射束形成器。

7. 根据权利要求 1 中的系统,其中系统的重量小于 15 磅。

8. 根据权利要求 7 中的系统,其中系统包括位于探测器外壳之内的传感器阵列,其被连接到处理器的外壳上。

9. 根据权利要求 1 中的系统,进一步包括稀疏的阵列的发射系统。

10. 根据权利要求 1 中的系统,进一步包括稀疏阵列的接收器系统。

11. 根据权利要求 1 中的系统,进一步包括匹配的过滤器。

12. 根据权利要求 1 中的系统,进一步包括被重复采样的执行发射波形的程序。

13. 根据权利要求 1 中的系统,其中探测器外壳进一步包括众多的挠性电缆,每一条电缆都将传感器的子阵列连接到电路板上。

14. 根据权利要求 1 中的系统,其中探测器外壳封装众多的电路板,每一个电路板都具有至少第一众多的子阵列的射束形成器,用于储存射束形成器的控制数据的存储器和多路器电路的其中之一。

15. 根据权利要求 1 中的系统,进一步包括挠性电路。

16. 根据权利要求 15 中的系统,其中挠性电路包括挠性电缆。

17. 根据权利要求 15 中的系统,其中挠性电路包括挠性的印刷电路。

18. 根据权利要求 11 中的系统,其中匹配的过滤器包括众多的与延时线的阶段相关的重量。

19. 根据权利要求 1 中的系统,其中在众多的子阵列的射束形成器中的每一射束都是经过压缩的。

20. 根据权利要求 1 中的系统,其中第二众多的射束形成器包括众多的数字式射束形成器。

21. 根据权利要求 20 中的系统,其中第一众多的射束形成器包括电子域的处理。

22. 根据权利要求 1 中的系统,进一步包括用于储存展布频谱的励磁波形的程序。

23. 根据权利要求 1 中的系统,进一步包括用于执行扫描转换的系统处理器。

24. 根据权利要求 1 中的系统,进一步包括用于执行多普勒处理过程的系统处理器。

25. 根据权利要求 1 中的系统,其中探测器外壳进一步包括导管或者具有安装在远端上的传感器阵列的探测器主体。

26. 根据权利要求 1 中的系统,其中系统包括心脏成像系统,该系统同时形成左心室和右心室的图像。

27. 根据权利要求 1 中的系统,其中第二外壳包括处理器外壳,显示器和重量小于 15 磅的控制面板。

28. 根据权利要求 1 中的系统,其中阵列具有孔径,其被确定尺寸以用于在小于一个心跳周期中监测至少 $200\text{ml}/\text{m}^2$ 的心脏体积。

29. 根据权利要求 1 中的系统,其中系统在小于一个心跳周期的过程中为全体积的心脏成像同时产生众多的射束。

30. 一种医用超声波成像系统,其包括:

位于探测器外壳内的传感器阵列,和用于处理超声波数据的射束形成器设备,阵列被连接到发射电路上,该电路激活来自于阵列的超声波脉冲的传输,而不具有传输脉冲频率中的第三谐波;以及

控制电路,该控制电路对传输脉冲进行控制。

31. 根据权利要求 30 中的系统,进一步包括匹配的过滤器,以用于过滤监测到的图像数据,从而发现具有抑制旁瓣的第三谐波。

32. 根据权利要求 1 中的系统,其中传感器元件的阵列是按照稀疏阵列来操作的。

33. 根据权利要求 1 中的系统,进一步包括在探测器外壳中的第一众多的形成的射束,和在第二外壳中的第二众多的射束形成器,第二众多的射束形成器与探测器外壳相连通,第二射束形成器接收来自于第一众多的子阵列的射束形成器的第一图像数据,并具有众多的用于接收第一图像数据的第二延时线,众多的子阵列的射束形成器并行操作以提供三维的图像数据。

34. 根据权利要求 33 中的系统,其中第二射束形成器包括第二阶段的射束形成器。

35. 根据权利要求 30 中的系统,其中控制电路激活具有抑制的第三谐波的经过修改的方波的传输。

36. 一种用于全体积的心脏超声波成像的方法,该方法包括:

发射出具有在探测器外壳内的传感器元件的二维阵列的超声波信号,探测器外壳包括电路,该电路用于发射众多的射束和以每秒至少 4 幅全体积的心脏图像的帧频来形成全体积的心脏图像。

37. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括使用位于第二外壳之内的第二射束形成器设备,第二射束形成器设备与探测器外壳相连通,第二射束形成器设备接收来自于第一子阵列的第一射束形成的图像数据,第二射束形成器设备具有众多的第二射束形成器,第一子阵列并行操作以提供图像数据。

38. 根据权利要求 36 中的方法,其中传感器元件的阵列包括子孔径的阵列。

39. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括使用传感器元件的阵列,其与具有在其上安装有第一射束形成器设备的挠性电路相连接。

40. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括使用第二射束形成器,其包括第二阶段的射束形成器。

41. 根据权利要求 40 中的方法,进一步包括使用第三阶段的射束形成器。

42. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括使用系统,所述系统包括系统处理器,显示

器和重量小于 15 磅的控制面板。

43. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括使用系统,所述系统包括连接到处理器外壳上的探测器外壳。

44. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括在探测器外壳中使用挠性电路板。

45. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括使用位于探测器外壳中的挠性电缆,其将传感器阵列连接到电路板组件上。

46. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括使用串并联的射束形成。

47. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括执行重复采样的发射波形的步骤。

48. 根据权利要求 42 中的方法,进一步包括执行扫描转变和多普勒处理的过程。

49. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括使用射束形成器设备来处理图像数据,该图像数据来自于在单一的心跳周期中的至少 $200\text{ml}/\text{m}^2$ 的心脏体积。

50. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括发射出具有传输频率的传输脉冲,该脉冲被发射而不具有传输频率的第三谐波。

51. 根据权利要求 50 中的方法,进一步包括使用匹配的过滤器来处理图像数据,从而监测到传输频率的第三谐波。

52. 根据权利要求 51 中的方法,进一步包括使用 Golay 编码匹配的过滤器。

53. 根据权利要求 50 中的方法,进一步包括使用匹配过滤器的面板的自相性。

54. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括确定匹配过滤器模板的第一自相关性和匹配过滤器模板的第二自相关性的总和,以便监测到具有旁瓣对消的第三谐波。

55. 根据权利要求 50 中的方法,其中传输脉冲是一种经过修改的方波脉冲。

56. 根据权利要求 36 中的方法,进一步包括使用具有控制器的传感探测器,其被连接到众多的子阵列射束形成器的电路中。

57. 根据权利要求 56 中的方法,其中探测器外壳进一步包括众多的发射电路,其控制对应的众多的传感器子阵列。

58. 根据权利要求 56 中的方法,其中探测器外壳包含众多的存储器电路,每一个存储器电路都连接到众多的子阵列的射束形成器的电路中。

59. 根据权利要求 57 中的方法,进一步包括使用众多的多路器电路,所述电路被连接到探测器外壳中的发射电路和射束形成器的电路中。

60. 根据权利要求 56 中的方法,进一步包括使用众多的至少 16 条并行的传输射束的其中一来同时形成射束的图像数据,以便形成 3D 图像。

超声波 3D 成像系统

[0001] 对相关申请的参考

[0002] 本申请是 2009 年 9 月 30 日提交的第 12/570,856 号美国专利申请的部分继续申请,第 12/570,856 号申请是 2009 年 9 月 15 日提交的第 PCT/US09/56995 号国际专利申请的部分继续申请,第 PCT/US09/56995 号国际专利申请是 2008 年 9 月 30 日提交的第 12/286,555 号美国专利申请的部分继续申请,并且要求享有由 Chiang 等人于 2008 年 9 月 15 日提交的发明名称为“Ultrasound 3D Imaging System”,第 61/192,063 号美国专利申请的优先权。本申请同样要求享有于 2006 年 6 月 23 日提交的第 11/474,098 号美国专利申请和 2007 年 6 月 22 日提交的第 PCT/US2007/014526 号国际专利申请的优先权。以上专利申请的全部内容在此通过引证并入本文。

背景技术

[0003] 医学超声波成像技术对于大多数的医学成像应用而言已经成为一种工业规范。这些技术已经发展为用于提供内部器官的三维 (3D) 图像,并使用二维 (2D) 传感器阵列来进行处理。这些系统要求使用数以千计的射束形成通道。用于使这些系统进行工作的功率要求使用的是具有数字式延时射束形成器的相移动模拟技术,这种情况对图像质量造成损害。

[0004] 因此,存在着对能够提高实时的三维成像能力的超声波成像技术进行进一步改进的持续的需求。除此之外,这种提高的能力将支持对四维功能的连续的实时显示。

发明内容

[0005] 本申请涉及的是一种用于超声波医学成像的系统,该系统通过位于探测器外壳之内的传感器元件的二维 (2D) 阵列来提供三维 (3D) 成像。本发明的各种实施方案提供的是用于具有高分辨率和多种成像形式的医学成像的系统和方法。

[0006] 在优选的实施方案中,探测器外壳包含第一射束形成电路,其将射束形成的数据发送到第二外壳中,第二外壳具有第二射束形成电路。第一射束形成电路提供远场的子阵列射束形成操作。所获得的射束形成的数据从扫描头发送到第二外壳中,第二外壳具有第二射束形成的电路,其提供方向可控的和可以聚焦的近场。

[0007] 一种优选的实施方案提供的是一种扫描头,其可以连接到传统的超声波系统中,其中扫描将输入提供给传统的形成射束的处理功能过程。扫描头的射束形成器可以利用低功率的电子域处理器,该处理器具有至少 32 条射束形成通道。

[0008] 本发明中的一种优选实施方案采用的是稀疏阵列,在该阵列中仅仅需要激活传感器元件中的一小部分。通过阵列中的四角元件的选择来提供适当的平均波瓣带宽,使得平均的旁瓣能量和杂波最小化,消除周期性并使得峰值与旁瓣的比率最大化,从而形成符合品质要求的图像。为了控制与负载的体积和区域相交叉的射束的方向,不同的传感器元件必须以适当的顺序进行激活,以维持峰值与旁瓣之间的比率。系统处理器可以通过编程来提供用于激活传感器的理想的顺序,以便能够在不同的角度上引导射束。可以选择的是,离

散型的控制器可以用于对稀疏阵列的激活动作进行控制。一种优选的实施方案提供一种集成的开关电路的扫描头,继而为次序相连的所形成的射束来选择稀疏的阵列激活元件。扫描头可以连接到传统的超声波系统中,在其中扫描头将输入提供到传统的射束形成的处理功能中。在又一个实施方案中,发射阵列的元件和接收阵列的元件可以独立于包含有稀疏阵列的发射元件和作为几乎全部排满的阵列的接收元件进行操作。在一个优选的实施方案中,多路器和射束形成器电路可以集成到接口系统中,或者可以选择的是,集成到主机处理系统中,从而仍将 2D 传感器阵列保留安装在探测器外壳中。

[0009] 本发明利用的是在射束形成器中的延时元件的每一个阶段中的非破坏性的感应。因此,对与 65 阶段的延时线而言,举例来说,对应每一个阶段中的 64 个可以使用的输出。时间分辨率可以在 $1/8\lambda$ 到 $1/16\lambda$ 的范围之内。

[0010] 在探测器和非破坏性的感应中使用高压多路器允许可以实现时分制多路传输的顺序射束的形成。现在可行的是,按顺序来选择每一条延时线的交换分接以形成多路射束。

[0011] 除了三维 (3D) 显示的能力之外,四维或者时域分解图像显示也可以用于以,例如以每秒 10 帧或者更高的频率来记录和显示图像的顺序。这样就能够以 30 帧 / 秒的帧频速度来浏览快速发生变化的特征,例如血液流动或者体液流动;心壁移动等等。

[0012] 本发明的另外一个优选的实施方案利用的是具有三个阶段的射束形成器系统,其中第一阶段在接收来自于传感器阵列的数据的基础上形成第一射束成形操作,其产生第一射束形成的数据,其随后是第二阶段,第二阶段执行第二形成射束的操作以提供第二阶段的射束成形数据,之后将数据发送到第三射束形成阶段,第三射束形成阶段执行第三射束形成的操作。

[0013] 各个阶段可以使用电子域处理器来执行。在第一阶段或者第二阶段之前,在第三阶段或者之后的阶段之前,数据也可以从模拟形式转换为数字形式。一个阶段可以利用并行的射束形成的操作,而第二阶段提供序列的射束形成。

[0014] 本发明中的优选实施方案执行的是大容量的实时成像,例如,人体心脏,而无需按照次序来完成心脏的不同部分的门控图像并将这些图像连接在一起的过程。这是通过使用射束形成的构筑来完成的,其中多路射束可以以单一脉冲进行发射。这可以用于收集在单个心动周期或者心跳中的成年人的心脏图像。这也可以通过窄带相移的射束形成系统和 / 或时域的射束形成系统来完成。分布在传感器探测外壳和轻质便携的系统主处理器的外壳以及货运安装系统中的串并联的射束形成部分可以用于实时的全方位的心脏成像。

[0015] 在医学超声波成像技术领域,需要一种谐波成像技术,其中发射的波形具有一个基础频率 F_0 , 而且接收到的负载的信号是较高的谐波,通常是第二谐波 ($2F_0$), 或者是第三谐波 ($3F_0$)。负载的谐波信号是由在身体内的成像靶向区域产生的,而且在发射的波形中的谐波是没有负载的。因此,重要的是压制来自于发射的波形中的谐波部分,以便获得较为清晰的响应。

[0016] 发射电路既可以产生方波也可以产生正弦波的励磁。通常情况下,方波脉冲发生器比正弦脉冲发生器要便宜,而且方波脉冲发生器在超声波成像设备中具有更为广泛的应用。然而,一种典型的方波自身还含有第三谐波的高电位。本发明使用的是经过修改的方波,经过修改的方波可以产生数量大为减少的第三谐波,从而可以使用较为便宜的光波脉冲发生器来获得成像质量得到显著改进的图像。

附图说明

[0017] 附图 1 是根据本发明对用于超声波成像的二维的平铺阵列的使用进行解释说明。

[0018] 附图 2 是根据本发明对方向可以控制的二维阵列进行解释说明。

[0019] 附图 3A 是对适用于远场的射束方向控制和聚焦的第一射束形成器设备的使用和对近场的射束形成的第二时域延时的射束形成器进行解释说明。

[0020] 附图 3B 对第一模拟子阵列的射束形成器的传来数据传送到数字射束形成器进行解释说明。

[0021] 附图 3C 对用于二维传感器的探测器的扫描头进行解释说明。

[0022] 附图 3D 对利用了挠性电路板和线缆组件的优选实施方案进行解释说明。

[0023] 附图 3E 是优选的实施方案的显微照片,所述方案具有集成电路的射束形成器设备,该设备具有 16 个通道的子阵列的射束形成器,其可以形成 4 条顺序相连的射束。

[0024] 附图 3F(1)-3F(4) 对多路器的优选实施方案进行解释说明,该方案用于在超声波传感器系统中进行开关控制。

[0025] 附图 3G 对根据本发明的优选实施方案的开关计时图进行的解释说明。

[0026] 附图 3H 是根据本发明的优选的实施方案,16 通道的高压多路器的集成电路基片的显微照片。

[0027] 附图 3I 是根据本发明的优选实施方案,8 通道的多路器的基片的示意图。

[0028] 附图 4A-4D 用于心脏成像的门控获取顺序。

[0029] 附图 4E 对一个完整心脏成像的超声波扫描过程进行解释说明,扫描过程是以至少 6 幅 3D 的测定体积 / 秒得速度的具有单一转录脉冲的众多射束来完成的。

[0030] 附图 4F 是对使用了附图 3C 中所示的探测器的超声波系统进行解释说明。

[0031] 附图 4G 是对具有串行的射束输出的子阵列射束形成器的超声波系统进行解释说明。

[0032] 附图 4H 对具有第二阶段的子孔径的射束形成器 (509) 的超声波系统进行解释说明,其为第三阶段的射束形成器 (510) 产生输出。

[0033] 附图 4I 对具有集成到传感器的探测外壳中的控制器的超声波系统进行解释说明。

[0034] 附图 4J 对具有集成到传感器的探测外壳中的控制器和发射电路的超声波系统进行解释说明。

[0035] 附图 4K 对具有能够产生并行的输出数据的并行的时间延时处理器 (519P) 的超声波系统进行解释说明。

[0036] 附图 5A 对根据集成的子阵列扫描头的发明的三维成像系统的优选实施方案进行解释说明。

[0037] 附图 5B 对集成的子阵列扫描头的发明的优选实施方案进行解释说明,其在第二时间延时的射束形成中使用了电子域的处理。

[0038] 附图 6A 对本发明中的集成的子阵列扫描头中的探测器的使用进行解释说明,其具有第二阶段的射束形成的超声波处理器。

[0039] 附图 6B 对具有数字式的射束形成处理器的集成的子阵列的扫描头的使用进行解

释说明。

[0040] 附图 7 对根据本发明的超声波系统进行解释说明。

[0041] 附图 8A 对根据本发明中所使用的稀疏阵列进行解释说明。

[0042] 附图 8B 通过图表的形式对稀疏阵列的性能进行解释说明。

[0043] 附图 9A 对连接到具有电子域的射束形成处理过程的主系统中的本发明的集成稀疏阵列的扫描头的探测器的使用进行解释说明。

[0044] 附图 9B 对连接到传统的数字式超声波系统中的具有 m - 并行的射束形成部分的本发明中的集成稀疏阵列的扫描头的探测器的使用进行解释说明。

[0045] 附图 10 是根据本发明的优选实施方案对连接到便携式计算机上的扫描头进行解释说明。

[0046] 附图 11 对几乎排满的接收阵列解释说明, 其中的接收元件独立于发射阵列, 并且不与发射阵列相重叠。

[0047] 附图 12 通过图表的形式对接收阵列的射束图案的方位角和高度的横截面进行解释说明。

[0048] 附图 13 是附图 12 中的射束图案的方位角的放大部分, 其显示出主瓣和旁瓣的结构。

[0049] 附图 14 对几乎排满的接收阵列的射束图案进行解释说明。

[0050] 附图 15 显示的是根据本发明的稀疏阵列的经过选择的发射位置。

[0051] 附图 16 对附图 15 中的实施方案的发射稀疏阵列的射束图案的横截面的视图进行解释说明。

[0052] 附图 17 对稀疏的发射阵列的射束图案进行解释说明。

[0053] 附图 18 对相对于射束图案的中心峰值来限制平均的旁瓣能量到少于 -35dB 的可行性进行解释说明。

[0054] 附图 19 对 2D 的微分延时方程式进行解释说明。

[0055] 附图 20 对微分显示轮廓进行解释说明。

[0056] 附图 21 对微分延时误差进行解释说明。

[0057] 附图 22A-22C 对 4 个并行的射束形成系统中的系统处理器的实施方案进行解释说明。

[0058] 附图 23A 和 23B 对用于展开频谱的超声波传输的编码的和没有编码的发射波形进行解释说明。

[0059] 附图 24A-24C 对用于形成发射信号的处理过程进行解释说明。

[0060] 附图 25A-25D 对包含匹配的过滤器的优选实施方案进行解释说明。

[0061] 附图 26A-26D 对用于第三谐波成像的方波信号和经过改进的方波发射信号进行解释说明。

[0062] 附图 27A 和 27B 对用于 Golay 的第一和第二编码组的匹配过滤器模板进行解释说明。

[0063] 附图 27C 和 27D 对用于 Golay 的第一和第二编码组的过滤器模板的第三谐波和基础原理的自相关性进行解释说明。

[0064] 附图 28 显示的是在附图 27C 和 27D 中的两个自相关性的总和。

[0065] 附图 29A 和 29B 对 Golay 编码组的第一和第二 10 位的第三谐波的模板的实施例进行解释说明。

[0066] 附图 30A-30C 对具有输出总和的旁瓣对消进行解释说明。

具体实施方案

[0067] 射束形成系统的目的在于将接收于成像点的信号调焦到传感器阵列中。通过在射束形成器中将适当的延时插入到在特定方向上传播的波阵面中,来自于负载方向上的达到信号连续增加,同时来自于其他方向上的信号没有连续增加或者被消除。对于实时的三维应用而言,对每一个传感器元件来说,分隔开的电子电路是必须的。如果使用的是传统的执行方案,其结果是,随着电子器件大量增加,元件数量的增加及其成本也会大量增加。一般来说,高分辨率的射束形成器的成本,尺寸,复杂性和功率要求可以通过解决方案的系统来避免。对于实时的三维高分辨率的超声波成像应用而言,以延时求和的计算法则为基础的电子方向可控制的二维射束形成处理器是必选的。

[0068] 电子可调节的共形声透镜的概念是将 2D 的传感器阵列的表面划分为相对较小的子阵列的平面“片”。正如在美国第 6,292,433 号专利中所描述的那样,其全部内容通过引证并入本文,而且正如在附图 1 中所解释说明的那样,平面片 / 子阵列 120 需要被做得足够小,以致当物体被放置在成像传统的视场范围之内时,来自于物体的朝向每一个“平面片”射入的辐射 122 可以通过远场的近似值来进行处理。加入的延时元件被合并用作第二阶段的处理过程,以便允许全部的子阵列能够被连续地进行累加(即,所有的近场形成的射束可以通过简单的延时来获得,而且之后对来自于所有的子阵列的输出进行累加)。延时累加的射束形成器允许每一个子阵列都“朝向”从特定方向发射出来的信号。通过调节与阵列中的每一个元件相关的延时,阵列的朝向方向可以通过电子式的方向控制到朝向辐射源的方向。因此,并非是朝向如同在 124a 所看到的一个方向,而是平面片 120 的方向可以被控制到不同的方向 124b 上。用于满足子阵列中的每一个元件中的延时线的要求可以是少于一百个阶段。对于最后的近场聚焦来说,只有全部的累加中的长延时是需要的。

[0069] 为了使用方向可以控制的射束形成器系统来扫描图像平面,可以使用在附图 2 中所示的处理器。光栅扫描 260 可以用于通过 2D 的方向可控传感器阵列 264 来扫描成像平面 262。

[0070] 根据本发明的电子可控制的射束形成系统的详细的图表在附图 3A 中有所显示。该系统是由重叠成组的并行的延时射束形成处理器 330-330N 所组成的。每一个处理器 330 包括两个部分:2D 的子阵列射束形成器 332,其用于远场的射束方向控制 / 聚焦,和附加的延时处理器 334,以允许来自于每一个对应的子阵列的输出的分层级的近场射束形成。子阵列 332 包括 m- 可编程的延时线 340,其具有分接选择器 342,多路器 344 和累加的输出 346。正如在附图 3A 中可以看到的那样,对于具有 n 个子阵列的系统而言,n- 并行的可编程的第二阶段的近场延时是需要用于单独的延时调节的,其可以通过 A/D 转换器 352 进行转换,以允许所有的 n- 并行输出可以连续累加 354,依次地,累加的输出被过滤 338,并提供靶向目标的 3D 成像。处理器 336 控制子阵列的操作。

[0071] 附图 3B 显示的是具有第二阶段的数字式射束形成器的扫描头的使用。在这一实施方案中,多个 N 子阵列的射束形成器 400,在优选的实施方案中,它们可以是近场的射束

形成器,每一个来自 m 个传感器元件的信号都分别具有独立的延时线,它们的输出被累加,从而提供给射束形成器 420,以致该射束形成器可以是一种具有传统的处理器 480 的传统系统。分隔开的子阵列处理器 460 对射束形成器 400 进行控制。

[0072] 如果不使用这种分层级的先是子阵列远场和之后是近场射束形成方案,对于 80×80 单位元件的 2D 阵列而言,通过 6400 条电线组成的线缆来将传感器阵列连接到传统的射束形成系统中。正如附图 3A 所示,每一个子阵列的处理器输入的数量等于在子阵列中的延时元件的总数量,每一个子阵列仅仅具有一个输出。到子阵列的重叠成组的输入的输入的数量等于 2D 的阵列元件的数量,而且来自于子阵列重叠成组的输出的数量等于传感器阵列元件的总数除以子阵列元件的数量,即,参考输入数量的来自于子阵列的重叠成组的输出的数量是通过等于子阵列的尺寸的因子来减少的,举例来说,如果选择使用 5×5 的子阵列来执行这种分层级的射束形成原理,在第一阶段的子阵列射束形成之后,需要用于连接到第二阶段的近场射束形成的电线的总数是通过因子 25 来减少的。更为详细的说,正如在上文中所提到的那样,不使用这种 2D 的子阵列射束形成,需要使用 6400 条电线来将 80×80 单位元件的 2D 传感器阵列连接到传统的后端射束形成系统中。首先使用 5×5 的子阵列处理重叠成组的问题,需要用于连接到后端的射束形成系统中的线的数量减少到 256 条。在本发明的基础上,一种 5×5 单位元件的子阵列射束形成器中的 256 堆积可以与 80×80 单位元件的 2D 阵列一并集成到扫描头上,因此,一种由 256 条电线组成的线缆足以将集成的扫描头连接到后端的近场射束形成的系统中。重要的是,必须注意的是 5×5 子阵列的近场形成处理器可以容易地集成到小尺寸的硅 (Si) 集成电路中,8 个这样的 5×5 子阵列射束形成器可以集成到一个基片上。在这一实施方案中,只有 32 个基片或者更少的基片被集成到扫描头上,从而将电线的数量从 6400 条减少到 256 条。

[0073] 射束形成器的处理系统是一种时域处理器,其可以同时处理大型的 2D 阵列的返回信息,并提供低功率,高度集成的射束形成器系统,该系统能够实时处理在便携式系统中的全部阵列。具有 192 条并行的接收通道的系统支持矩阵 2D 阵列的探测器用于实时的 3D/4D 成像应用,分层级的多阶段的射束形成可以在低功率的小型超声波系统中使用。

[0074] 附图 3B 对分层级的射束形成的结构进行论证说明,其中一组相邻的接收元件的射束形成是在两个阶段中完成执行的,即,对每一个接收元件而言,并不是使用单一的长延时,而是使用一种由组内的全部元件所共享的长延时,但是每一个都具有自己的短处,可编程的延时位于长延时之前。在每一个组内,来自每一个短延时的输出被累加在一起,之后应用到共用的长延时上。具有这种共用的长延时的特征的相邻的接收元件的小组被定义为传感器阵列中的“子阵列”。举例来说,对于使用了 2D 矩阵阵列的实时 3D 成像的应用而言,子阵列可以是一种具有 4×4 或者 5×5 的相邻单位元件的小型阵列。在这样的子阵列中的第一阶段的可编程延时被集成到传感探测器的内部;然后,来自每一个子阵列的累加的输出被连接到后端处理器上。因此,对于 64×48 位的 2D 阵列 (3072 或者更多的传感器元件) 而言,如果 4×4 的子阵列适用于第一阶段的射束形成,仅仅有 192 条 I/O 线缆元件被用于将前端探测器连接到后端的处理器中。

[0075] 在一个优选的实施方案中,分层级的射束形成也可以被应用到一维 (1D) 的阵列中,以适用于实时的 2D 成像应用。举例来说,对于一种 128 位的 1D 阵列来说,8 个相邻的元件所组成的组可以组合在一起作为一种子阵列。在每一个子阵列中,8 个元件中的每一

个元件都具有其自身短期可编程的延时,之后,8个延时的输出被累加在一起并适用到共用的长延时上。重要的是,必须注意到有两种不同的方法可以用于这样的两个阶段的执行方案。在第一执行方案中,全部的射束形成的电路包括短时和长时的延时,它们都放置在后端的处理器中,因此,对于128位的1D阵列而言,128条连接线缆被用作传感探测器和后端处理器之间的I/O线缆。一种可以替换的执行方案是将所有的子阵列都集成到传感探测器的内部,即,对于128位的阵列而言,所有的16个子阵列处理器,其中的每一个都具有8个可编程的延时,都被集成到传感探测器之中,因此,只需要16条线缆元件就可以将前端集成的探测器连接到后端的处理器上。在后端中,仅仅需要16个长延时的射束形成电路就可以完成射束形成的功能。同样地,对于在探测器中集成有8个8位的子阵列的处理器64位的阵列而言,后端处理器可以简化为仅仅具有8条射束形成电路,仅仅需要8个线缆元件就可以将前端的集成探测器连接到后端的处理器中。更进一步说,低功率的发射电路和A/D转换器可以集成到前端的探测器中,以致可以通过一种无线的链接方式来将前端的探测器连接到后端的处理器中。无线USB链接或者是FireWire链接都是可以使用的。

[0076] 附图3C对具有4X4的子阵列处理器的64X48位的2D传感探测器485的结构进行了解释说明。64X48位的2D阵列487可以包括1D阵列中格的48排的堆垛形式,每一个都具有64个单位元件。1D传感器阵列中的64个单位元件中的每一个元件上的连接都是通过挠性电线来实现的,因此,传感器的头部组件可以包括2D的传感器阵列和48条挠性电线486。正如附图3C所示,每一个子阵列都包括4X4单位元件(或者其他的矩形或2D几何外形,优选的是,每一个子阵列具有至少16个单位元件到256个单位元件),48条挠性电线被分为12组,每4条相邻的挠性电线连接到印刷好的电路板上,即,与1D传感器阵列中的1排到4排相对应的挠性电线都被连接到第一印刷电路板488上,与5排到8排相对应的挠性电线被连接到第二印刷电路板487上,依此类推,直到与45排到48排相对应的挠性电线被连接到第二十个印刷的电路板上。每一条挠性电线的的一个末端都被连接到传感器基础单元上,而挠性电线的另外一个末端连接到安装在印刷电路板上的64位的挠性电线连接器上。在每一个印刷的电路板上,有16个4X4单位元件的子阵列处理器489和高压多路器的基片491。子阵列的处理器是由16条并行的可编程的延时线组成的,每一条在其输入上都具有低噪音的前置放大器,和分隔开的可编程的倍增器和变迹器组成,而且16个倍增器的输出被累加在一起以形成单一的输出。在每一个电路板上,也有高压的多路基片,以便允许4X64位的传感器既可以在发射模式中进行操作,也可以在接收模式中进行操作。存储器的基片490也可以安装到每一个印刷好的电路板上,以便为每一条延时线储存可编程的延时。也提供供电线缆和通过接口495连接到每一个印刷好的电路板上的数字式输入492。

[0077] 同样在附图3C中也可以看到,在印刷电路板上的射束形成处理器用于为64X4的接收基础单元的总数提供子阵列的射束形成功能,其被分为16个子阵列,每一个都是由4X4基础单元所组成。16的子阵列处理器中的每一个都可以执行射束形成功能,即,时间的延时和累加功能,16个接收被合并到印刷电路板上。附图3E中显示的是16条通道的子阵列射束形成器基片的显微照片,对于每一个发射脉冲而言,基片可以为16个接收器形成4条顺序相连的射束。基片是以0.35um的双层聚乙烯四金属处理工艺为基础的。用于解释说明的基片的尺寸是1.2mm x 0.6mm。因此,8个这样的4X4子阵列处理器可以被集成到一个尺寸大约是1.2mm X 5mm基片上,所以,电路板仅仅需要两个这样的子阵列射束形成基片

就可以了,每一个基片都包括 8 个 4X4 的子阵列处理器。

[0078] 在这样的基片中,存在着 16 条分接延时线,每一条都接收来自于其对应的接收元件的反馈。在发射脉冲之后的接收模式的过程中,4 个顺序相连的射束,它们是来自于 16 条分接延时线的累加输出,是在取样记录上形成的。每一条延时线的分接输出都是通过 4 射束的时分制多路传输的缓冲存储器来控制的。每一个新的数字更新,相对应的非破坏性的感应延时取样是在分接延时线上进行记录的。4 个数字更新依次应用到缓冲存储器上,之后,4 个射束中的每一个射束的 4 个延时样本被依次记录。

[0079] 在扫描开始之前,每一条延时线的初始分接位置都是预先在存储器中确定的。在接收模式的过程中,在每一次取样记录时,返回的回波被取样,而且记录在其本身对应的延时线上。倍增器被合并到每一个分接延时线的输出端上,以便提供射束的修形、变迹功能。举例来说,如果传感器的中心频率是 2Mhz,那么分接延时线对回波的采样频率是 8Mhz。分接输出被顺序地非破坏性地以 32Mhz 的速度来感应,以便产生 4 个射束。也就是说,在回波加载到延时线上之后,32ns 之后,第一条射束的延时线的延时采样的分接输出被记录,并且被适用到倍增器上,另外的 32ns 之后,第二射束的延时的分接输出也被记录到倍增器上,该程序继续进行,直到 128n 之后,第四射束的分接输出被记录下来。16 个倍增器的输出被累加在一起以便以 32Mhz 的速度来形成单一的射束。重要的是,必须注意到动态调焦,每一个射束需要两个数字更新位;一个适用于分接更新,而另一个适用于插入。在这样的基片中,每一个通道都具有模拟输入和数字输出;两个更新位是顺序加载到基片上的。为了支持 4 个射束的顺序输出,每一个射束中的两个数字更新位都是以 64Mhz 的速度来动态地加载到基片上的,因此允许以 8Mhz 的模拟输入的采样频率来连续执行子阵列的射束形成功能。如果射程深度是 15 厘米,2Mhz 探测器进行 4 次重复采样,那么接收到的射束形成总数包括 2000 个点。在这一实施方案中,在附图 3C 中显示的电路板上的存储器的尺寸为 $64 \times 4 \times 4 \times 2 \times 2000 = 4\text{Mbits}$ 或者更多。更为具体的是,可以使用压缩的方法来减少存储器的尺寸。

[0080] 典型的超声波传感器使用相同的单元来进行发射和接收。高压的发射脉冲被发送到特定的单元中,而且来自于相同单元的回波通过相同的线缆返回到系统中。

[0081] 在某些应用中,理想的是,或者必须使用分隔开的单元来进行发射和接收。在这样的应用中,不同的传感器被用于进行发射和接收,以致发射器和接收器单元都产生出不同的频率响应,即第一频率响应和不同于第一频率响应的第二频率响应。这是对谐波成像而言是特别有用的,其中的接收器中心频率是发射器中心频率的两倍或者三倍。集成到电路基片中的发射多路器 (TR_MUX) 允许使用单独一条线缆来连接到发射元件和接收元件上,这是通过提供快速的高压转换来实现的,在发射周期中,快速的高压开关将线缆连接到发射元件上,之后在接收周期中,又连接到接收元件上,正如在附图 3F(1) 所示,现货供应的高压多路器基片并不能适用于这种应用,这是由于它们主要适用于孔径选择中的单元的多用性,在超声波扫描线边界内会发生一种缓慢的过程。为了支持发射周期和接收周期之间的转换,开关的转换时间需要大约小于一个波的周期或者少量波的周期,否则就会在传感器的表面附近出现众多不能形成图像的空载时间。举例来说,1 微秒的开关的打开/关闭操作可以在以 1Mhz 的发射频率的一个波的周期中从发射转变为接收,或者当发射频率提高到 2Mhz 时的两个波的周期。这有利于对所接收到的信号进行放大,正如附图 3F(2) 所示。

[0082] 另外一种应用需要的是高速的位于探测器内的发射 / 接收开关的应用是一种 2D 的阵列探测器,在此的接收元件是首先在子阵列中形成的,以减少用于接收如附图 3F(3) 中所示的线缆的数量。子阵列射束形成电路通常是一种低压设备,因此,在高压发射周期的过程中,该电路需要将子阵列与线缆隔离开。

[0083] 但是,另外一种应用使用的是两级的 TR_MUX 基片来允许低压放大电路可以在共用的发射 / 接收元件中使用,正如附图 3F(4) 中所示。同一单元既可以用于发射,又可以用于接收。接收信号在通过共用的线缆发送到系统电路之前进行放大。在这种情况下,当使用到高压脉冲时,在每一个发射周期中,低压接收放大电路是从线缆和单元中分出来的。在每一个接收周期中,单位元件被连接到低压的放大电路中,之后连接到线缆上。

[0084] 附图 3G 中显示的基片是一种使用高压 CMOS 处理工艺 ($> 80V$) 焊接而成的多路器。使用的目的在于嵌入到医用的超声波诊断探测器的声音模块把手上,在此有两组传感器单元,发射和接收器,或者子阵列射束形成器输出和发射元件共享相同的共用传感器线缆 (COM)。通过使用两组高压开关可以获得倍增效应,能够处理高压的双极性信号,而且频率提高到 20MHz。这些开关的打开和关闭是通过两个配置信号 (CONFIG[1:0]) 和两个计时信号 TX_TIME 和 RX_TIME 来控制的,它们指示出当系统执行发射或者接收功能时的情况。配置 [1:0] 可以用于配置通路引线的功能,举例来说,交换发射和接收的元件。

[0085] 在附图 3G 所示的操作过程中,发射元件和共用线缆之间的开关在发射周期 (TX_TIME = 1) 中是打开的,而在接收周期 (RX_TIME = 1) 中是关闭的。接收元件和共用线缆之间的开关在发射周期中是关闭的,而在接收周期中是打开的。开关的打开 / 关闭的时间小于 1 微秒,时间偏差小于 100 微微秒。附图 3H 显示的是,16 通道的高压多路器集成电路中的基片的显微照片,其是使用微米级的双层聚乙烯两金属的制作工艺来制备的,其尺寸为 14mm x 8mm。

[0086] 具有集成的第一阶段的子阵列的处理器 64 位的 1D 阵列也可以使用附图 3C 中的设计方案来执行,但需要排除的是,单一的 64 位的传感器阵列 491 被连接到挠性电线 497 上,挠性电线的一端连接到传感器单元的每一个元件中,挠性电线的另外一端被连接到 64 条引线的挠性电线连接器中。连接器被安装到印刷的电路板上。在印刷电路板上,有 8 个 8 单位单元的子阵列处理器。每一个子阵列处理器都是由 8 条可编程的延时线组成的,每一条延时线都具有各自的分开的低噪音的前置放大器,而且在延时线的输出端,有一个变迹器,即,用于射束形成功能的倍增器。8 个倍增器的输出被累加在一起,以便形成单一的模拟输出。高压多路器电路的基片也可以包括在印刷的电路板中,以便允许 64 位的传感器既可以在发射模式下进行操作,也可以在接收模式下进行操作。存储器的基片也可以安装到印刷好的电路板上,以便为每一条延时线储存可编程的延时。也提供连接到每一个印刷电路板上的供电线缆和数字输入。

[0087] 附图 3D 显示的是具有集成子阵列处理器的 64 位 (或者更多,例如,128 位或者 256 位) 1D 阵列 496 的优选的实施方案。在这一执行方案中,使用的并不是印刷电路板,而是子阵列处理基片 499a,高压多路器电路的基片 449b 和存储器的基片 449c 被直接安装到灵活的印刷电路中或者线缆 (497, 498) 中。

[0088] 可以替换的是,射束形成处理器可以安装到印刷电路板上,以便为 64 个接收元件提供子阵列射束形成功能,这些元件被分成 8 个子阵列,每一个子阵列都是由 8 个相邻的元

件组成的。8 个子阵列的处理器中的每一个都可以完成射束形成功能,即,时间的延时和累加的功能,这是由于 8 个相邻的接收元件都被合并到电路板上的缘故。附图 3E 显示的是 16 通道的子阵列射束形成器的显微照片,对于每一个发射脉冲而言,基片能够为 16 个接收器形成 4 个顺序的射束。基片也使用 $0.35\mu\text{m}$ 双层聚乙烯四金属的处理工艺。这种基片的尺寸是 $1.2\text{mm} \times 0.6\text{mm}$ 。正如在之前的实施方案中,4 个这样的 16 子阵列处理器可以容易地集成到一个尺寸大约是 $1.2\text{mm} \times 2.4\text{mm}$ 的基片上,因此,电路板仅仅需要一个这样的子阵列射束形成基片就可以了。

[0089] 正如之前提到的动态调焦,每一个射束都需要两个数字更新位;一个用于分接的更新,另外一个用于插入。为了支持 4 射束的顺序输出,用于每一个射束的两个数字的更新位都是以 8 倍的输入采样速度来动态地加载到基片中去的,从而允许以模拟输入的采样速度来继续完成子阵列的射束形成功能。如果射程深度是 15 厘米,2Mhz 探测器进行 4 次重复采样,那么接收到的射束形成总数包括 2000 个点。在这一实施方案中,在附图 3E 中显示的电路板上的存储器的尺寸为 $64 \times 4 \times 2 \times 2000 = 1\text{Mbits}$,在此可以使用压缩的方法来减少存储器的尺寸。本文中所描述的系统可以导管或者探测器一并使用,所述导管或探测器是适用于插入到体腔内来形成心脏的图像 (4D) 或者其他内部器官的图像。探测器或者导管组件可以包括如同本文中所描述的众多的射束形成器中的电路外壳。

[0090] 现有的具有矩阵阵列的医用超声波系统可以提供最先进的沿着实时的 2D 成像的 3D (RT-3D) 超声波心动绘图。与 2D 图像相比,RT-3D 图像的主要优点包括较短的获取时间,降低对操作人员的依赖性,以及具有熟练控制图像中的未连接的线条以提取任何数量的所需要的视图来进行数据分析的能力。更为详细的说,可以使用 3D 技术来更加精确地获得有关于左心室体积和射血数量的大量数据。尽管术语“实时”在当前可行的所有 3D 超声波心动图仪技术都是可以适用的,重要的是,需要认识到在当前使用的扫描仪,“实时 3D”指的是直接的实时图像,其获取并不需要心电图的门控。然而,这种类型的实时 3D 成像具有部分体积,而且其不适用于对左心室进行成像。

[0091] 为了在当前的扫描仪中获得整个体积的 3D 图像,心电图仪器被用于对获取图像进行门控制。4 到 7 的子体积是通过 4 到 7 个心动周期来获得的,之后合并以获得完整的数据组,正如在附图 4A-4D 中所示。值得注意的是,健康的成年人的心脏的体积通常是在 $200\text{--}500\text{ml/m}^2$ 范围之内。请参考,例如,Chikos 等人的“Visual assessment of Total Heart volume and Specific Chamber Size from Standard Chest Radiographs,”Am. J. Roentgenol 128 :375-380,1977 年 3 月,其全部内容通过引证并入本文。因此,理想的是,在浅表传输的脉冲序列的基础上,为了获取成年人的心脏的 3D 图像,需要对大于 200ml/m^2 的体积进行成像操作。所以,传感器阵列具有一个孔径,其足以用于发射和接收在大致同步的体积范围之内的信号,即小于 1 个心动周期的范围。

[0092] 正如所指出的那样,大约 128×96 条射束被用于提供左心室的完整的覆盖范围。在传统的执行方案中,在具有心电图仪器门控制的第一心动周期的过程中,32X96 条射束被用于获取部分 3D 图像 (附图 4A)。在第二心动周期中,第二组 32X96 的射束被用于覆盖心脏图像的相邻部分,附图 4B。持续程序继续进行 (附图 4C-4D),直到具有心电图仪器门控制的第四个心脏周期;之后获得心脏图像的最后部分。这四幅图像被合成在一起以提供完整的 3D 图像。在记录了多个心动周期的顺序之后,这一技术提供了大范围的扇形角度并产生

全部体积的图像。然而,伴随着移动可能会出现缝合的加工图像,而且在患有心律不齐和呼吸困难的患者中出现,从而导致非诊断性的图像。因此,当前在超声波心动记录中使用的 3D 技术是接近于实时的,但并非真实的实时记录。

[0093] 本发明的优选实施方案为每一个发射脉冲产生 16 条扫描射束,结果是,其在至少以每秒 6 个 3D 测定体积的图像的速度来形成具有 128X96 扫描射束的真实的“实时 3D”图像。在组织中的声速是大约 1500 厘米 / 秒,穿过深度为 15 厘米的声波的往返传播时间时大约 200 微秒。对于包括例如左心室和右心室的心跳的 3D 成像,正如附图 4E 中所示,需要 128x96 条扫描射束来提供大范围的扇形视角。128X96 条射束所需要的总的往返时间是 $128 \times 96 \times 200 \text{ 微秒} = 2.45 \text{ 秒}$ 。本发明为每一个发射脉冲提供 16 条接收射束,之后,其允许仅仅是需要 $2.45/16 = 0.15 \text{ 秒}$ 的时间来产生具有 128X 96 单一的 3D 体积图像,或者每秒钟产生 6 幅 3D 测定体积的图像。以每秒钟产生 6 幅 3D 测定体积的图像的速度,扫描仪提供的是用于检查冠心病的实时 3D 诊断图像。因此,优选的实施方案每秒产生至少产生 4 幅全体积的心脏图像。

[0094] 附图 4F-4K 显示的是,用于为每一个发射脉冲产生至少 16 条射束的系统的实施方案中。采用了相移方案的系统也可以用于获得全体积的成像。

[0095] 使用了如在附图 3C 中所示的探测器的超声波系统在附图 4F 的流程图中有所解释说明,其中 2D 传感器具有集成的 MUX,存储器和子阵列的射束发生器。子阵列射束发生器具有低噪的输入放大器和存储器 504(1),和扫描头 502 中的 504(m)。

[0096] 附图 4G 系统进行了解释说明,所述系统具有 2D 传感器,在

[0097] 2D 传感器具有集成了 MUX,存储器和子阵列的射束发生器,这些元件都集成在具有序列射束输出 506 的探测器 505 中。在这一模式中,后端的时间延时处理器以 q 乘以传感器的输入采样速度的速度运行,即,如果传感器的中心频率是 2Mhz,探测器则以 8Mhz 的速度重复采样。如果子阵列的处理器产生四个序列的输出,即 $q = 4$,后端处理器就必须以 32Mhz 的速度来运行。子阵列的射束形成器具有低噪的输入放大器。

[0098] 附图 4H 对具有 2D 传感器的系统进行解释说明,2D 传感器具有集成的 MUX,存储器和包括序列的射束输出的子阵列的射束形成器。在这种模式中,后端的时间延时处理器是以 q 乘以传感器的输入采样速度的速度运行,即,如果传感器的中心频率是 2Mhz,探测器则以 8Mhz 的速度重复采样。如果子阵列的处理器产生四个序列的输出,即 $q = 4$,后端处理器就必须以 32Mhz 的速度来运行。在这样的方案中,后端处理器使用的是子孔径的射束形成系统 508,即, n 个相邻的接收通道被分组在一起,形成第一阶段的射束形成设备 509,之后共享共用的长延时线 510。因此,到后端上的输入就是 m 个通道。然而,提供给累加电路的后端输出减少到 m/n 个输出。举例来说,如果传感器阵列是 64×48 单位元件,一种 4×4 子阵列可以用于子阵列的射束形成,来自于集成探测器的总输出是 $64 \times 48 / 16 = 192$ 线缆,即, $m = 192$ 。然而,在当前的执行方案中,所使用到的子孔径的是 8,即, $n = 8$,之后其允许的长时间的延时处理器的总数量是 $192/8 = 24$ 。子阵列的射束形成器具有低噪的输入放大器。

[0099] 附图 4I 包括在附图 4G 中所示系统中的元件,但是,前端探测器 512 中合并有控制器 514。控制器可以在第三电路板上形成,沿着无线的或者线缆 515 连接到外边壳体 513 的线路,外部壳体可以与主系统的处理器接口,或者可以集成到运送系统上,或者可以集成到便携式系统中,正如本文中所描述的那样。

[0100] 附图 4J 显示的是一种与附图 4H 中所描述的结构相类似的结构,但是,控制器 514 被合并到前端当中。即,相互连接的线缆是 $m = 192$ 条通道,然而,子孔径的射束形成器被合并到后端处理过程中, n 个相邻的接收通道是第一形成射束的通道,而且之后被应用到后端的时间延时处理过程中,如果 $n = 8$,提供给累加器的输出仅仅是 24 条通道。除此之外,可以选用将发射基片 517(m) 集成到前端集成的探测器的方案。然而,发射通道可以如同附图 4I 所指出的那样在后端处理器中定位。

[0101] 附图 4K 中的结构的使用方法是类似于附图 4J,但是,在后端处理器中, p 并行的射束是在每一个子孔径的射束形成器 519 和并行的延时处理器 519p 的每一个中形成的。因此,如果 $p = 4$,那么对于来自前端集成的探测器 518 的每一条输出射束而言,可以形成 4 条并行的射束,在累加器 519s 中 4 个输出中的每一个都被累加在一起。这就是。在每一次传播过程中 16 条射束是如何形成的过程,即,在探测器中, $q = 4$,可以形成 4 条顺序相连的射束,在后端中 $p = 4$,可以形成 4 条并行的射束,和 p 倍的 $q = 16$ 。请注意,在附图 4K 中,发射电路也被包括在前端的集成探测器中。然而,请注意,发射基片可以在后端的处理器中定位。除此之外,在附图 4F-4K 中,可以使用一种 2D 的传感器阵列,该结构也可以在具有子孔径的射束形成的 1D 的传感器阵列中使用。这些系统提供了整体体积的心脏图像,其可以以每秒至少 4 幅全体积图像的视频速度来形成包括左心室和右心室的心脏的视频图像,优选的帧频是每秒 6 幅全体积图像,或者更多。

[0102] 附图 5A,5B 和附图 6A,6B 中描述的是本发明的 2D 阵列的射束形成优选实施方案,附图中的实施方案中的每一个都可以降低噪音和线缆由于提高的 S/N 性能所导致的成本。在这些执行方案中, m 个并行的子阵列射束形成处理器 520 和多路器 528 被集成到 2D 传感器阵列 525 中以形成紧凑的,低噪的扫描头 500。附图 5A 描述的是这样一种系统,其中紧凑的扫描头被连接到专用的处理模块中,在该模块中, m 个并行的前置放大器 /TGCs 522,发射 / 接收基片 524 和第二阶段的时间延时处理单元 526 被封装在一起。专用的处理模块与主计算机 540 通过 FireWire IEEE1394 或者 USB 或者 PCI 数据线 542 相互通信。控制和同步操作通过位于处理模块或者外壳 546 中的系统控制器 544 来执行。附图 5B 描述的是与附图 5A 相类似的结构,除了内置的专用处理模块之外,第二阶段的时间延时处理单元使用位于外壳 620 之内的电子域的可编程 (CDP) 时间延时线 600 来进行特定操作的,其连接到把手探测器 660 和计算机外壳 648 上。附图 6B 描述的是这样一种系统,紧凑的稀疏阵列的扫描头 700 被连接到传统的市售的时间域数字式超声波成像系统 700 上,该系统具有 n 个并行射束形成通道 760。可以从附图 6A 中很容易地看到,时间延时处理器 720 也可以通过使用 CDP 时间延时线 740 来执行。在这些实施方案中,近场的射束形成被具有其他的图像处理功能的相同的外壳封装在 720,780 中。所述系统在 2007 年 6 月 22 日提交的第 PCT/US2007/014526 号国际专利申请中有所描述,并指明于 2006 年 6 月 23 日提交的第 11/474,098 号美国专利申请,这两个申请中的全部利益通过引证并入本文。

[0103] 通过系统化地改变射束形成器的延时和对沿着 2D 传感器阵列的视角的阴影,沿着表示 3D 辐射源的视线的回波可以用于构建以扫描角度形成的扫描图像。该系统可以通过以 20 帧 / 秒或更快的大视场的速度来提供连续的实时的大面积的扫描图像。在这样的视图速度下,系统可以用于显示连续与时间相比的 3D 图像,从而提供扫描物体的 4D 信息。正如附图 7 所示,CDP 射束形成基片 810,时分制多路传输的计算结构可以用于产生众多的

射束,即,对于每一次发射脉冲而言,重叠成组的 2D 子阵列射束形成器 818 和其对应的第二阶段的近场时间延时线都能够提供顺序相邻的众多的射束。计算电路顺序产生符合形成 K 射束的延时。设备的操作过程如下:一旦一组通过采样电路 814 进行采样的样品回波在延时线中定位,在时间 t_1 ,用于形成射束 1 的延时在每一个模块 822 中进行计算 812,并且被并行应用到全部的延时线上。具有适当的延时的作为样品的回波被依次累加 802 并被过滤 804,以形成第一射束。在时间 t_2 ,用于形成射束 2 的延时在每一个模块中进行计算,并且被并行应用到全部的延时线上。具有适当的延时的作为样品的回波被依次累加并被过滤,以形成第二射束。重复过程直到连续形成第 K 条射束。

[0104] 举例来说,如果具有 16 序列的可设定地址的输出的计算电路是通过 CDP 子阵列和第二阶段的延时线来建立的话,对于每一次发射脉冲而言,沿着不同的扫描角度的 16 条射束或者扫描线中的每一个都是可以建立的。对于具有 15 厘米的低幅深度的 256 脉冲而言,系统可以以 20 帧/秒的速度来形成具有 64x64 像素分辨率的 4096 条射束。系统完全是可以进行编程的;射束形成的电子器件可以经过调节以放大较小的视场来适应高的分辨率或者更高的图像帧速度。举例来说,使用具有相同的低幅深度 15 厘米的 192 发射脉冲,系统可以以 30 帧/秒的速度来形成具有 64x48 像素分辨率的 3072 条射束。

[0105] 所描述的阵列使用频率为 3MHZ 的二维 2 厘米 x 2 厘米的阵列来解决超声波成像应用中的问题。所需要的分辨率大约小于尽可能与孔径一样大的波长的一半,其孔径可以封装在紧凑的包装中。为了获得 90 度的扫描体积并减少光栅波瓣的影响,因此,一种高度和间隔距离小于 0.25mm 的基础单元是理想的,这可以形成一种 80x80 基础元件的阵列。使用如同上文中所描述的子阵列处理技术,具有集成的子阵列射束形成电路以及第二阶段的近场射束控制/射束调焦的系统的扫描头提供一种特殊的执行方式。然而,该执行方式仍旧需要将至少 32 个子阵列基片集成到扫描头上。一种可以替换的假设的无规则的阵列设计方案可以用于获得这样的分辨率,该方案的扫描头上具有少量的处理元件。

[0106] 为了形成一种稀疏阵列的实践方式,低插入损耗和宽频段的性能的结合对于实现可以接受的具有低照度级的成像性能来说是重要的。四分之一波长与具有低声阻抗的层相匹配,但是完全是固体的衬垫物形成牢固的阵列,其在将接收到的信号能量转变为电子能量的过程中仅仅损失 3-4dB。75%或者更多的阵列带宽在这种设计和工艺流程中是典型的。同样地,传感器阵列采用的是元件定位和适用于射束形成器电路的相互连接的系统。电子器件被安装到印刷的电路板上,其通过挠性电缆连接到传感器单元上。在实践中,阵列元件中的大部分都是使用挠性电缆连接到输出上的。然而,全部的元件中仅仅有一小部分线连接到电路板上。尽管如此,大量的阵列元件的连接足以确保在最终的阵列中定位的有源元件的特定形式。

[0107] 作为一个稀疏阵列的实施例,假设 2x2 厘米的阵列具有 256 个有源元件,结果是填充系数是 4%。阵列的输出信号与噪音的

比率与有源元件的数量 成比例,因此,
当与相同规模的紧密阵 $J = \frac{1}{2u_{max}^2} \iint_S W(u_x, u_y) B(u_x, u_y) du_x du_y$ 列相比较时,

填充系数对应于 -13dB 的敏感度的损失。为了补偿所述损失,带宽较大的发射信号被选取用于提高阵列的敏感度。在此所提到的方案中,敏感度提高大约 10dB。关于稀疏阵列的设备的进一步的细节描述在第 6, 721, 235 号美国专利中可以找到,其全部内容通过引证并入

本文。

[0108] 方案中接下来的是阵列中的元件的定位问题,其中必须注意到要消除任何可能产生的与主波瓣相干扰的光栅波瓣的周期性。伪随机的或者随机的阵列也是可以使用的(附图 8A)。有源元件的位置的几何形状已经发展为将射束形成器的有效性发挥到最大,同时将光栅波瓣和旁瓣降到最小的程度。在众多不同的阵列形式之间的开关被用于提供最有效的射束图案,这是以相对于被扫描的负载的体积或者区域的不同的射束角度来实现的。因此,第一图案是可以使用的,其在附图 8A 中有所解释说明,之后,其转换到第二图案以适用于不同的扫描角度。这可能包括在给定的元件附近元件 880 之中挑选出传感器元件,以便以第二角度进行扫描。

[0109] 最优化的方法的主要目的在于将平均的旁瓣能量降到最低。特别的是,这可以通过对最优化的标准进行相互评估来完成:

[0110] (1)

[0111] 其中权重函数 $W(u_x, u_y)$ 将较多的重量施加到要求减少旁瓣的阵列响应的区域中。最优化的方法开始于无重量的条件(即, $W(u_x, u_y) = 1$),并且通过连续选择较好的权重函数来逐步增加,所述函数其满足最优化的标准。由于旁瓣所要求的最大的减少量,其与事先计算号得射束形式有关, $B(u_x, u_y)$, 选取重量,以致 $W(u_x, u_y) = B(u_x, u_y)$ 。这将以相互作用的方式来完成直到出现收敛。

[0112] 基础上来说,随机阵列能够产生像点的分布函数,其具有主瓣与 N 平均旁瓣的比率 N 是阵列中的有源元件的总数。对于 256 位的稀疏阵列的实施例而言,所得到的比率是 -13dB。使用宽频带的方案可以将这一比率提高 10dB。在之前的最优化的标准的基础上,产生了阵列元件的伪随机位置是(附图 8A)。

[0113] 附图 8B 是阵列性能的绘制图,感应度与交叉区域之间的比值,这是相对于频率为 3MHZ 的 256 位的稀疏的样品阵列而言的。峰值与旁瓣的最大值之比接近 30dB。为了提高这一性能,系统被配置用于尽可能实现主瓣与杂波之比最大化,其已经被独立修改了。

[0114] 附图 9B 描述的是这样一种系统,稀疏阵列的扫描头 900 连接到传统的市售的时间域的数字超声波成像系统 940 上,其具有 m 个并行的射束形成通道。在附图 9A 中可以容易地看到,延时处理器也可以通过使用外壳 925 中的 CDP 延时线 920 来执行,其连接到不同的计算机 927 上。m 个多路器 906 的阵列被用于在通过软件编程生效的一连串的扫描图案和系统控制器 940 或者处理器 950 之间进行转换。因此,一连串的稀疏阵列的图案被选择用于以将要进行成像操作的目标的不同的扫描角度进行扫描,以便提供 3D 的超声波图像。

[0115] 市售的以视窗为基础的 3D 形象化软件可以用于肉眼观察,操作和分析 3D 的多射束的体积图像数据,这些数据是由电子可调节的正形声透镜系统所提供的。传统上说,使用 2D 超声波图像进行诊断的临床医生通过截取的方式将会看到 2D 扫描图像的片段,并通过思维来将这些信息重建为 3D 表达式,以判断病人的解剖结构。这一过程要求临床医生具有丰富的经验以及对人体解剖学有深刻的理解。为了将“完整”的图像建立为 3D 结构,临床医师必须考虑到所有可能出现的片段。即使是对一个病人而言,查看其成百上千的片段是一件耗时的工作。以 3D 体积数据为基础的 3D 形象化软件有助于克服这些问题,这是通过向临床医师提供来自于众多的扫描射束形成数据组的病人的重构的 3D 解剖结构的 3D 表达式来实现的。

[0116] 市售的软件工具,例如,由印度 Chennai 提供的 KB-VIS 技术中的 KB-Vol3D,其提供了对 3D 特征的显示和浏览,例如:

[0117] ●快速绘体

[0118] ●显示阴影表面

[0119] 阴影表面的模块允许使得体内的表面变得容易形象化。表面可以通过以强度为基础的临界值来建立的。可以选择的是,播种式方法可以允许选择负载的特定连接结构。

[0120] ●带有辐射的 MIP(最大强度的投影)

[0121] ●带有偏斜 & 双重偏斜和 3D 相关性的 MPR(多重平面的重建)

[0122] ●MRP 平板 & 多重切割

[0123] ●弯曲的 MPR

[0124] ●操作人员实现调整的颜色 & 透明度

[0125] ●区域成长和体积测量

[0126] ●具有平板体积和相互作用的实时 VOI 的剖视图

[0127] 使用“剖视图”工具可以容易地看到内部体积。剖面是用于通过体积进行截取片段,显露出内部区域。通过使用鼠标可以方便地对剖面进行定位和定向。

[0128] VOI(负载体积)工具允许交互式的实时负载体积显示。使用者可以方便和实时截取视图和浏览负载的替代体积,这是通过单击并拖动的鼠标操作来实现的。

[0129] ●图像以多种格式进行保存

[0130] 通过 KB-Vol3D 显示的图像可以被捕捉并转变为各种不同的图像格式(包括 DICOM, JPEG 和 BMP 等等)

[0131] ●以 AVI 格式进行的影像捕捉

[0132] 形象化操作也可以被捕捉为 AVI 影像,而且可以在 Windows Media Player(视窗操作系统)、QuickTime 以及 Real Player 等系统中演示。

[0133] 本发明可以使用连接到便携式计算机 14 上的扫描头 12 来执行,正如附图 10 所示。超声波系统 10 也可以包括将探测器 12 连接到处理器外壳 14 上的线缆 16。某些实施方案可以采用接口单元 13,其可以包括射束形成器设备。扫描头 12 可以包括传感器阵列 15A(2D)和电路外壳 15B,其可以封装多路器和/或射束形成元件,正如在第 6, 106, 472 和 6, 869, 401, 号美国专利中所描述的细节内容那样,其全部教导通过引证并入本文。

[0134] 适用于传播和非重复叠加的全部布满阵列的稀疏阵列的 2D 阵列的配置可以用于接收。对于 $N \times M$ 单元的阵列而言,仅仅是具有最优化的稀疏阵列位置 m 个单元被用于传输,而且其余的 $NM-m$ 单元被用作接收阵列。举例来说,对于 40×60 的单位元件的 2D 阵列而言,256 个元件对于被用作发射元件,发射元件的位置是在所选择的标准的基础上进行最优化的,其余的 2144 个单元被用作接收元件。这一实施方案简化了 2D 阵列所需要的多路器,其中多路器可以安装在接口的外壳之内。

[0135] 附图 11 显示的是几乎全部布满的 40×60 的接收阵列 50 的元件位置的实施例。2400 位的阵列通过 256 个稀疏阵列的发射元件让出 2144 个接收元件位置来减少的。这些元件都是独立的,而且没有叠加在稀疏阵列的发射元件上。在优选的实施方案中,发射元件的构成总数少于阵列总数的 25%,而且优选的是少于 15%。

[0136] 附图 12 显示的是上文提到的接收阵列中的射束图案的仰角横截面和方位角。相

对于中心峰值,第一旁瓣接近 -13dB 。相对于峰值,光栅波瓣小于 -30dB 。考虑到 2D 阵列的宽度大于高度,方位角的射束宽度(用蓝色(实线)标绘的部分比仰角射束宽度(用绿色(虚线)标绘的部分要略微窄一些))。

[0137] 在附图 13 中,上文中所提到的方位角射束图案的放大视图对主瓣和旁瓣的详细结构进行了解释说明。在这种情况下,射束宽度接近 1.5 度。射束图案几乎与接近排满的 60×40 单位元件的射束图案相同。接收阵列的射束图案在附图 14 中有所显示。正如上文中所提到的,接收的稀疏阵列是由 2144 个单元组成的。由于阵列的中心减少了 256(发射)元件,因此在这里没有旁瓣。

[0138] 附图 15 显示出 256 位发射稀疏阵列 60 的最终单元定位的实施例。256 单位元件的定位是限制在全部排满的阵列的 32×32 单元的中心位置上的。这些单元是相互独立的,并且不会与接收阵列的单元相重叠。发射稀疏阵列的图案的横截面视图在附图 16 中有所显示。相对于中心峰值,第一旁瓣接近 -17dB 。相对于峰值,光栅波瓣小于 -27dB 。稀疏阵列的最优化算法将旁瓣能量在仰角上最小化为 ± 45 度,及最小化为 ± 45 度。

[0139] 附图 17 对附图 15 中所示的稀疏发射阵列的射束图案进行了解释说明。发射图案被设计为统一覆盖在 4×4 的射束材料的角锥体上。发射稀疏阵列是由全部排满的 2400 位的阵列(接近 10%填满)中的 256 位的子集组成的。发射/接收阵列的位置的设计算法要求重复进行超过 750,以便将发射和接收的旁瓣能量最小化到 ± 45 度的方位角的范围之内, ± 45 度的仰角范围之内。正如附图 18 所示,在重复进行 750 次计算之后,相对于射束图案的中心峰值而言,最终的稀疏发射阵列元件的位置将平均的旁瓣能量限制在少于 -35dB 。

[0140] 低功率的超声波系统能够电子扫描二维,2D,矩阵阵列,以产生实时的三维,3D 的测定体积的 $64 \times 64, 4096$ 的图像,以每秒大于 20 幅 3D 图像的速度进行射束扫描是理想的。对每一次发射脉冲而言,系统具有产生 16 条接收射束的能力。除此之外,设计方案能够驱动一维和半维阵列,并且也可以支持用于脉冲压缩的宽频带的编码发射波形,以提高系统的敏感度。宽的频带能够使用线性调频的和编码的波形(PN 顺序),其可以延伸低功率的发射突增的长度而不会出现纵向分辨率的损失。这些特征的结合会导致具有电子系统的成像阵列,其将在便携式手持设备中得以适用。

[0141] 射束形成器处理系统是一种时间域的处理器,其将同时处理大型的 2D 阵列的返回信息,低功率,高度集成的射束形成器提供的是对整个阵列的实时处理,从而提供可以手持的低成本的器件。

[0142] 现在存在着对使用 2D 矩阵阵列的实时 3D 超声波成像系统的强烈需求。在这一部分,对在超声波系统中用于支持实时 3D 成像的最少数量的接收射束形成通道进行分析。可以看到,最少数量的 192 并行接收射束形成通道被用于支持一种具有合理的尺寸的阵列,例如, 48×64 位的阵列。

[0143] 具有电子可调整的正形声透镜的系统的实施例将 2D 传感器阵列的表面划分为相对小型的子阵列的平面“片”,其可以通过第 6,292,433 号美国专利来制备,所述专利的内容通过引证并入本文;整个阵列中的射束形成可以分为两个阶段,首先是小孔径的子阵列射束形成,之后是第二阶段的大孔径的连续累加来自每一个子阵列的输出。正如在平面片/子阵列中所描述的内容,它们可以做成足够小,以致当物体被放置在成像系统的视场之中时,来自物体的入射辐射朝向每一平面“片”,这可以通过使用远场近似来处理。然而,近场

的射束形成能够成为子阵列射束形成系统的实际操作中的一部分,以便允许更宽范围的使用。额外的延时元件也可以合并到第二阶段的处理过程中,以允许全部的子阵列可以被连续累加。延时累加的射束形成器允许每一个子阵列可以“发现”来自特定方向的信号。通过调整与阵列中的每一个单元相关联的延时,阵列的发现方向可以电子地转向到辐射源的方向。在子阵列的每一个单元中使用的延时线可以小于一百个阶段。仅仅是用于全部累加的长延时需要在最终的近场调焦中使用。根据本发明的电子控制的射束形成系统的详细流程图在美国第 6,292,433 号专利的附图 14A 中有所显示。该系统是由重叠成组的并行延时的射束形成处理器组成的。每一个处理器都包括两个部分:2D 子阵列的射束形成器,其用于小孔径的射束方向控制/调焦,和额外的延时处理器,以允许对来自于对应的子阵列的输出进行分层级的近场射束形成。正如在上文中所提到的附图 14A 中所看到的,具有 m 子阵列, m 并行可编程的第二阶段的近场时间延时的系统在各个延时调节中都是必须的,以便允许所有的 m 并行输出可以被连续累加,依次地,这一累加输出提供的靶向目标的 3D 图像。

[0144] 人们可以容易地理解,不使用这种先是使用小孔径及随后使用大孔径的分层级的子阵列射束形成方案,对于一种 80×80 位的 2D 阵列而言,由 6400 条电线组成的线缆被用于将传感器阵列连接到传统的射束形成的系统中。正如在上文中提到的在第 6,292,433 号美国专利的附图 14A 中所看到的那样,到每一个子阵列处理器中的输入的数量与子阵列中的延时元件的总数是相同的,每一个子阵列仅仅是具有一个输出。这也就是说,到子阵列中的输入的数量等于与子阵列相关联的传感器的数量。子阵列的输出的数量等于被子阵列的数量除以总的传感器阵列中的元件的数量。举例来说,如果人们选用的是一种 5×5 阵列来执行这种分层级的射束形成系统,在第一阶段的子阵列的射束形成之后,需要连接到第二阶段的近场的射束形的电线的总数是减去因子 25。更为具体的是,正如上文所提到的那样,不使用这种 2D 的子阵列射束形成,需要通过 6400 条电线将 80×80 的 2D 传感器阵列连接到传统的后端射束形成上。首先使用一种 5×5 的子阵列处理过程,需要连接到后端的射束形成系统上的电线数量减少到 256 条。在本发明的这一实施例的基础上,256 个 5×5 的单元子阵列射束形成器的重叠成组的可以与 80×80 的单元 2D 阵列一起集成到扫描头上,因此,由 256 条电线组成的线缆足以将集成的扫描头连接到后端近场射束形成系统中。

[0145] 重要的是,必须注意到 5×5 的子阵列的小孔径的射束形成处理器可以容易地集成到小尺寸的硅集成电路中,8 个这样的 5×5 的子阵列的射束形成可以集成到一个集成电路中。请注意,与 3×3 的子阵列提高到 8×8 的子阵列相对应的是,子阵列通常具有 9 到 64 个传感器元件。对于正方形的阵列几何形状而言,优选的范围是在 4×4 和 6×6 阵列之间。长方形的子阵列也可以优选使用 3×4 , 4×5 , 或者 4×6 的阵列。需要注意的是,可以使用 $1/4 \lambda$ 误差最小标准。仅仅有 32 个集成电路的设备需要合并到扫描头上,可以将线缆的数量从 6400 条减低至 256 条。同样地,对于 64×48 的单元 2D 阵列而言,首先在传感器的外壳中使用 4×4 的子阵列处理堆垛,之后,后端射束形成的通道数量减少到 192 条。

[0146] 在本发明中,2D 阵列的射束形成的优选实施方案,每一个最小化的噪音和提高信噪比性能的线缆损失都在附图 4-6B 中得以描述。在这些实施方案中, m 个并行的子阵列的射束形成处理器的堆垛都被集成到 2D 传感器阵列中,以形成紧凑的低噪的扫描头。附图 4 描述的是这样一种系统,其中的紧凑的扫描头连接到专用的处理模块中,其中的 m 个并行的前置放大器/TGC,发射/接收基片和第二阶段的延时处理器件都被封装在一起。所述的

专用处理模块通过 FireWire, USB 或者 PCI 数据线与主计算机 540 相互通信。控制和同步操作是通过位于处理模块中的系统控制器来执行的。附图 5 描述的是与附图 4 中的结构相同的结构,只是在专用的处理模块的内部,第二阶段的延时处理器件是通过使用电子域的可编程时间延时线来进行特定执行的。附图 6A 和附图 6B 描述的是这样一种系统,其中紧凑的扫描头被连接到传统的市售的具有 m 个并行射束形成通道的时间域数字式超声波成像系统中。可以容易地看到,在附图 6A 和附图 6B 中,时间延时处理器也可以通过使用 CDP 延时线来执行。

[0147] 在系统的优选实施方案中,大孔径的射束形成系统被合并到超声波成像系统的主处理器的外壳之内,正如在附图 19-24B 中所示。

[0148] 声音在组织中的传播速度是大约 1500 厘米 / 秒,因此,声波穿透 15 厘米深度的往返传播时间是大约 20 微秒。对于实时的 3D 成像而言,至少 64×64 条扫描射束以大于每秒 20 幅 3D 测定体积的图像的速度来提供用于诊断的图像。对于每一条发射射束而言,实时的 3D 成像系统能够为每一次发射脉冲形成至少 16 条射束,以支持优选的 3D 帧频要求。在这一部分中,一系列的时分制多路传输的射束形成和并行的同步的时域射束形成的执行方案都能够得以解决。

[0149] 为了满足用 16 条射束进行扫描的要求,可以使用串联和并联的结构组合形式,即,系统使用前端的时分制多路传输序列的射束形成单元的技术来形成两条射束,之后是在后端处理器上的 8 个并行的射束形成器,或者系统可以为每一个序列输出的射束形成 4 个序列的射束,之后,后端处理器形成 4 个并行的射束,等等。

[0150] 通过系统化地改变射束形成器的延时和对沿着 2D 传感器阵列的视角的阴影,沿着表示 3D 辐射源的视线的返回波可以用于构建以扫描角度所形成的扫描图像。该系统可以通过以 20 帧 / 秒或更快的大视场的速度来提供连续的实时的大面积的扫描图像。正如附图 7 所示,在 CDP 的射束形成基片中,时分制的多路传输计算结构可以用于产生多个射束,即,对于每一次的发射脉冲而言,2D 子阵列的重叠成组的和其对应的第二阶段的近场延时线都可以提供多条顺序相连的射束。计算电路顺序产生用于形成 K 个射束的延时。设备通过以下先后顺序进行操作:一旦一组作为样品的回波加载到延时线上,在时间 t_1 ,用于形成射束 1 的延时在每一个模块中进行计算,并且被并行应用到全部的延时线上。具有适当的延时的作为样品的回波被依次累加并被过滤,以形成第一射束。在时间 t_2 ,用于形成射束 2 的延时在每一个模块中进行计算,并且被并行应用到全部的延时线上。具有适当的延时的作为样品的回波被依次累加,以形成第二射束。重复过程直到连续形成第 K 条射束。

[0151] 举例来说,如果具有 16 序列的可设定地址的输出的计算电路与处理器的子阵列和第二阶段的延时线合并在一起,那么对于每一次发射脉冲而言,沿着不同的扫描角度的 16 条射束或者扫描线中的每一个都是可以建立的。对于具有 15 厘米的低幅深度的 256 脉冲而言,系统可以以 20 帧 / 秒的速度来形成具有 64×64 像素分辨率的 4096 条射束。系统是完全可以进行编程的;射束形成的电子器件可以经过调节以放大较小的视场来适应高的分辨率或者更高的图像帧速度。举例来说,使用具有相同的低幅深度 15 厘米的 192 发射脉冲,系统可以以 30 帧 / 秒的速度来形成具有 64×48 像素分辨率的 3072 条射束。

[0152] 射束形成系统的目的是将接收来自于像点的信号聚焦到传感器阵列上。通过在射束形成器中插入适当的延时来校准以特定方形进行传播的波阵面,来自于负载的方向的信

号被连续加入,而那些来自于其他方向的信号没有被连续加入或者被取消。从辐射源到焦点的飞行时间是可以计算出来的,并且可以为并行达到的多个方向上的每一个通道来储存在存储器中。在传统的执行方案中,间隔开的电路必须适用于每一条射束;对于多射束的系统而言,结果是随着射束数量的增加,电子器件和成本也大量增加。举例来说,用于线性的 192 单元阵列的射束形成需要 192 条并行的延时线,每一条都具有可编程的大于 128λ 的延时长度。为了形成 4 条并行的射束,举例来说,需要总数为 768 条的可编程的延时线。为了简化用于多射束的电子器件,在此描述的是一种分层级的两个阶段的射束形成系统。

[0153] 分层级的射束形成的概念是将飞行时间的计算分成两个部分:第一部分是低分辨率的小孔径射束形成的短时延时,之后是高分辨率的大孔径的射束形成的长延时。附图 19 所显示的是用于 2D 阵列的 3D 微分延时方程式。该方程式代表的是,在阵列元件 (x_m, y_m) 中的微分延时作为范围和角度 Theta 和 Phi (相对于 2D 阵列的中心而言) 的函数。方程式可以通过全部的 y_m (y 是单元的位置) 设定为 0 来简化为 1D 阵列。微分延时可以通过将角度设定为 $\text{Phi} = 0$ 来限制为单一的平面 (而不是立体的)。

[0154] 为了举例证明两个阶段的延时的操作过程,必须为 1D 和 2D 阵列中的全部单元产生微分延时的轮廓线。为了实现该目的,对微分延时的方程式进行计算,而且全部的微分延时作为角度 Theta 和 Phi 的函数,在给定的范围之内,它们被列出在表格内。举例来说,正如附图 20 所示,绘制出的是 2D 阵列的中心附近的单元微分延时的轮廓线。

[0155] 在两个阶段的延时系统中,来自于先前步骤中的列入总汇总表的数据被分解为粗略延时和精确延时。为了确定如何进行粗略延时和精确延时的分解,最大的微分延时误差是被限制的 (典型的是设定为具有最大的微分延时误差要小于或者等于 1 个采样)。列入表格中的延时 (来自于先前的步骤) 也可以用于确定何时激活接收元件。举例来说,附图 21 描述的是微分延时误差作为少量单元范围的函数。最坏的情况是,微分延时 (用蓝色绘制的点) 是适用于位于 2D 阵列的中心处得单元 ($\text{Theta} = +45^\circ$, $\text{Phi} = +45^\circ$), 其试图接收来自 $\text{Theta} = -45^\circ$, $\text{Phi} = -45^\circ$ 方向上的图像数据。在这种情况下,最大的微分延时要大于限定条件 (> 1 个采样误差); 因此,单元将不能进行接收,直到范围大于将近 100 个样品。

[0156] 附图 22A 显示的是分层级的两个阶段的并行射束形成系统 958 的流程图。手持式探测器的二维的传感器阵列 960, 例如附图 10 中的编号 12 所标记的探测器, 其重量小于 15 磅, 它能够在被连接到射束形成系统 964 之前接合到放大器 962 上。射束形成系统可以包括众多的短的延时线, 在累加电路 968 中, 它们被连续累加, 而输出用于传送较长的延时线 970, 它们也可以在累加电路 972 中进行累加。第一阶段的粗略射束形成包括连续累加从小孔径返回的回波, 举例来说, 在这一特定实施方案中的 8 个相邻的接收器。由于孔径的小尺寸的原因, 每一条短的延时线的延时长度仅仅是大约 8λ 。因此, 对于 192 个元件的输入来说, 可以形成 24 个这样的小孔径的粗略射束。之后, 24 条射束中的每一条都被适用到其所对应的用于大孔径的高分辨率的射束形成中的长的可编程的长延时线上。为了形成 4 条并行的射束, 需要 4 个所述的射束形成结构。正如可以在附图 22A 中所看到的那样, 这种为了形成 24 条粗略射束的分层级的执行方案中, 仅仅需要 192 条短的延时线, 之后跟随的是 24 条长延时, 每一条都具有小于 128λ 的可编程的延时长度。对于 4 条并行的射束而言, 仅仅需要 192 个短延时加上 96 个长延时, 其提供显著节约了电子器件和功率的使用。

[0157] 更进一步说,在每一个小孔径,短延时线中,飞行时间的控制电路被用于选择来自于电子域的处理电路的分接位置输出,其能够非破坏性地感应到分接的延时线的输出。每一个接收器都具有来自于射束阴影 / 变迹的倍增器。在每一个处理器中,全部的倍增器共享一个共用输出。之后,累加的电荷被施加到匹配的过滤器中,以便进行解码和对回波进行压缩,以产生具有降低的信噪比的成像脉冲。一种模拟 - 数字 (A/D) 或者一种单片转换器的电子域 A/D 转换器都是可以使用的,以致分层级的累加可以通过数字的形式来完成。

[0158] 在优选的实施方案中,重要的是在射束形成器输出和后端处理器之间采用高速的数字通信连接。正如之前所描述的内容那样,由每一个传感器元件所接收到的模拟的回波被转换为数字信号,这是通过在信号处理的过程中使用模拟 - 数字的转换器 (A/D) 来实现的。正如在附图 22B 中所示的射束形成器 974 一样, A/D 转换器 976 可以在每一条短延时线的输入端上使用,而且时间延时是数字式执行的。或者可以选择的是,正如在附图 22C 中的实施方案 980 所示, A/D 转换器 982 可以在每一条粗略射束的输出端上使用,而且长延时可以是数字式执行的。A/D 转换器可以使用市售的分立元件来组成,或者在优选的实施方案中,电子域的 A/D 转换器可以在具有电子域的射束形成器的相同的集成电路上形成,其中的分层级累加是通过数字的方式来执行的。

[0159] 在通信领域内,人们对编码的或者扩频信号的使用产生了极大兴趣。现在这一技术在卫星,蜂窝基站和线道的数字式通信系统中是一种常规应用。附图 23A 中所示的是一种频率为 3MHz 的 5 个周期的正弦曲线,该曲线不具有展布频谱译码。一种经过编码的或者展布频谱的系统发射出宽带,短暂延长的励磁信号,其具有限时频带宽的产物。接收到的信号被进行解码,以便从而产生具有改进的信噪比的成像脉冲。在超声波成像系统中使用编码信号的优势在于能够提供具有高分辨率的成像,同时显著降低峰值的声功率。这些信号也可以提供给信号处理增益,其可以提高整个系统的接收敏感度。对一系列的调制的管理是通过编码顺序的承载器的调制来进行的。在实践过程中,信号可以是 AM(脉冲), FM, 振幅,相位或者角度的调制。也可以是一种伪随机的序列或者 PN 序列,其可以包括二进制值的序列,该序列在特定的时间周期之后进行重复。

[0160] 在超声波中,使用展布频谱 / 编码的励磁发射波形的概念包括对具有编码长度 N 的编码序列的长度 P 的发射脉冲的基础序列进行调制。 N 短促脉冲串的编码脉冲序列通常是指 N 基片的编码。具有 5 个基片的 Barker [111-11] 编码的门控 3MHz 的正弦曲线显示在附图 23B 中。每一个“基片”都对应于门控的发射波形的 1 个周期。因此,附图 23B 近乎与附图 23A 相同,除了第四周期是倒置的之外。在附图 23A 和附图 23B 中,连续线代表的是连续采用正弦波,交叉影线点是被采用的信号,每一个周期中采集 10 个样品。编码的脉冲序列,其具有的长度是 $N \times P$, 该序列可以通过有效地减少传播介质中峰值功率,这是通过将功率频谱展布到较长的时间周期中来实现的。在展布频谱 / 编码的返回回波的接收期间,与脉冲压缩匹配的过滤器可以用于对接收到的信号进行解,从而产生具有改进的信噪比 (SNR) 的信号的成像脉冲。 $N \times P$ 编码脉冲序列的 SNR 改进量是 $10 \log(NP)$ 。因此,对于长度为 7 的 Barker 编码和两个周期的短促脉冲串的发射波形而言,可以获得 11.4dB 的 SNR。然而,在本系统中,发射和接收到的波形是以重复采样频率为 S 的速度进行重复采样的。经常使用到的典型的重复采样频率 $S = 4$ 。之后接下来的是,在接收器的末端,具有长度为 $N \times P \times S$ 的分接的匹配的过滤器可以用于进行解码和用于对返回的回波进行压缩,从而产生具有改进

的 $10\log(\text{NPS})$ 的 SNR 的信号成像脉冲。在上文中的实施例中, $N = 7$, $P = 2$, $S = 4$, 可以获得 17.5dB 的 SNR。

[0161] 附图 24A-24C 中显示的是一种形成发射信号的优选方法。基础序列是信号的脉冲, 正如在附图 24A 中所看到的那样。使用的是 5 个基片的 Barker 编码 [111-11], 附图 24B 表示的是具有 Barker 编码的基础脉冲的回旋。最后, 系统发射出重复采样的连续波形, 正如在附图 24C 中所示, 可以将 6 倍的重复采样的波形用作发射波形。

[0162] 一种 192 通道的接收射束形成系统具有为每一个发射出来的展布编码的励磁波形来形成 4 个并行的经过压缩的射束的能力, 附图 25A 中所示的射束形成器系统 985 就是这样一种系统。在这一实施方案中, 使用的是两个阶段的分层级的射束形成结构, 首先是, 小孔径的短延时形成器 986 的输出信号, 其是来自于 8 个相邻的传感器的回波连续累加结果, 其次是, 脉冲压缩匹配的过滤器 987 被用于对接收到的信号进行解码, 之后压缩信号 988 被施加到长延时线上以形成完整的射束形成的需求。在附图 25B 所示的系统 990 中, 一种 A/D 转换器 992 被合并到每一个匹配的过滤器的输出端上。随后, 长延时将通过数字式的方式来执行, 使用的是第二阶段的数字延时线。

[0163] 匹配的过滤器的执行过程在附图 25C 中有所显示。过滤器 994 是由两个部分组成的, K 阶段的分接延时线, 其接收来自于采样电路 995 的信号, 和 K 可编程倍增器。展开的粗略射束形成的信号, f_n 连续施加到延时线的输入端上。在延时的每一个阶段上, 信号可以是非破坏性地被感应到的, 而且被捣实重量 $996W_k$ 相乘其中 $k = 1, 2, 3, \dots, K-2, K-1, K$ 。在延时的每一个阶段中, 信号可以是非破坏性地感应, 而且被捣实重量 996 相乘。重量信号与累加电路 997 累加在一起, 以便形成经过压缩的输出 g_m 998。可以看到, 在时间 $t = n$ 时,

$$[0164] \quad g_n = f_{n-1}W_1 + f_{n-2}W_2 + f_{n-3}W_3 + \dots + f_{n-K+2}W_{K-2} + f_{n-K+1}W_{K-1} + f_{n-K}W_K$$

[0165] 使用在附图 24A-24C 中所示的实施例, 如果系统发射出 6 倍重复采样的 5 个基片的 Barker 编码, 而且匹配的过滤器的重量被选定为发射出的 5 个基片的 Barker 编码的励磁波形的倒置时间, 匹配的过滤器将产生交叉关联的输出 999, 该输出是一种经过压缩和解码的脉冲信号 (请参考附图 25D), 其具有 $10\log(5 \times 6) = 15\text{dB}$ 的过滤器增益。

[0166] 考虑到具有 3 个周期的正方形波的超声波脉冲发生器, 其实施例显示在附图 26A 中。所述波形的频谱具有第三谐波部分, 其比基础频率低大约 4dB。附图 26B 显示的是一种经过修改的正方形波, 该波已经与正弦信号结合在一起。

[0167] 因此, 本发明的优选实施方案使用的是一种经过修改的正方形波, 通过减少脉冲的高峰时间并且加上低谷时间到规则方波的三分之二处来实现。该波形具有非常低的第三谐波部分作为规则方波。附图 26C 所示的是一种经过修改的 3 个周期的方波, 其具有减少到 $2/3$ 的规则方波的脉冲宽度。通过使用经过修改的方波脉冲的发生器, 低谐波发射的波形与规则方波相比几乎是一种正弦波形。这将允许超声波成像系统可以在谐波成像过程中使用较为便宜的脉冲发生器设计方案。

[0168] 在当前使用的超声波系统中, 第二谐波的成像模块已经被组织成像所广泛接受, 并且在成像质量上有相当大的改进, 其中减少人工合成的部分。结果是, 与基础励磁模式相比, 其允许内科医生能够通过各种应用软件来进行更好的诊断。改进的部分是由于波形失真所产生的, 这是由于组织中的非线性比例所导致的。当前所使用的系统已经使用第二谐波的成像技术。由于在第二谐波频带中的能量远远低于基础频带中的能量, 为了提高第二

谐波的敏感度,在基础谐波和第二谐波之间的光谱重叠部分将是最小的,然而,在这样做的过程中,结果是第二谐波的成像的分辨率被降低。高次谐波,尤其是第三谐波,不仅仅时代表组织成像和特征中的额外的重要信息,而且还具有一定优势,即,其可以较为容易地过滤掉基础频率的输出物。遗憾的是,在现有系统中(MI,频率)的当前设定中,从组织中返回的第三谐波的能量的总数远远低于从基础频率中反射的数量。这就要求超声波系统具有良好的敏感度和动态范围,以便显示出第三谐波的图像。本发明的优选实施方案中,使用的是具有编码励磁的第三谐波成像技术,其中来自匹配的过滤器处理过程中的额外增益被用于克服较少的第三谐波的返回能量的问题。

[0169] 对于好的第三谐波的编码励磁成像技术的两种好的表达是,首先,在发射的编码波形中将第三谐波部分最小化,其次,编码选择具有第三谐波的接收模板,在第三谐波进行匹配过滤之后,该模板具有最少量的旁瓣能量。发射出的编码波形具有最小量的第三谐波部分。在这一部分中,用于 Golay 编码的具有最小旁瓣的两个第三谐波的模板得以呈现。

[0170] Golay 互补对 (GCP) 编码的二进制序列在本方法中得以使用,匹配的过滤器输出的互补对被累加在一起以便形成具有最小旁瓣的脉冲返回。

[0171] $a(z)a(z-1)+b(z)b(z-1) = 2N$

[0172] 其中 $a(z)$ 和 $b(z)$ 互补的。结果是,由于匹配的过滤器的旁瓣的原因,没有出现人工合成的图像。在之后的步骤中,可以获得编码的发射波形的第三谐波的模板。

[0173] 发射波的傅里叶变换是

[0174] $H(j\omega) = \|H(j\omega)\| e^{j\alpha(\omega)}$

[0175] 由该发射波所激发的第三谐波的傅里叶变换将是:

[0176] $H_{3rd}(j\omega) = H^3(j\frac{\omega}{3}) = \|H(j\frac{\omega}{3})\|^3 e^{j3\alpha(\frac{\omega}{3})}$

[0177] 假设第三谐波是由组织的非线性中的泰勒系数的第三能量周期所导致的。那么,第三谐波的波形是倒置的傅里叶变换。如果将其用作一种匹配过滤器模板,将永远不会出现显著的旁瓣,这是由于能量频谱被改变了。出于这一原因,以下的傅里叶变换将用于产生匹配的过滤器模板。

[0178] $\|H(j\frac{\omega}{3})\| e^{j3\alpha(\frac{\omega}{3})}$

[0179] 在以上内容延伸的基础上,10-bit 的 Colay 编码对的基础谐波和第三谐波的模板被展示在附图 27A 和附图 27B 中,其中 GCP1 = [-1 1 1 -1 1 -1 1 1 1 -1], GCP2 = [-1 1 1 1 1 1 1 -1 -1 1]。所选定的 Golay 对的基础谐波和第三谐波的匹配过滤器输出,即,基础谐波和第三谐波模板的自相关性分别显示在附图 27C 和附图 27D 中。最后,两个互补的编码的相同的基础谐波和第三谐波的输出显示在附图 28 中。第一个 10bit Colay 编码的第三谐波的模板显示在附图 29A。在所获得的编码中采用的是用于基础谐波的 12 倍的采样和 4 倍采样。第二个 10bit Colay 编码的第三谐波的模板显示在附图 29B 中。再次地,在所获得的编码中采用的是用于基础谐波的 12 倍的采样和 4 倍采样。

[0180] 在第三谐波的模板选择中使用的另外的技术是通过在基础模板的每一个代码之后插入两个零值来实现的。第三谐波与过滤器的输出相匹配,即,这种可以替换使用过的第三谐波的模板的自相关性在附图 30A 和附图 30B 中所有显示。附图 30C 论证说明了在该匹配的过滤器的输出中不存在旁瓣。

[0181] 除非有明确的陈述,权利要求并不能解读为是对所列举的顺序或者单位元件的限制。以下权利要求的范围和主旨中的所有实施方案和随附的等同方案都为本发明所保护。

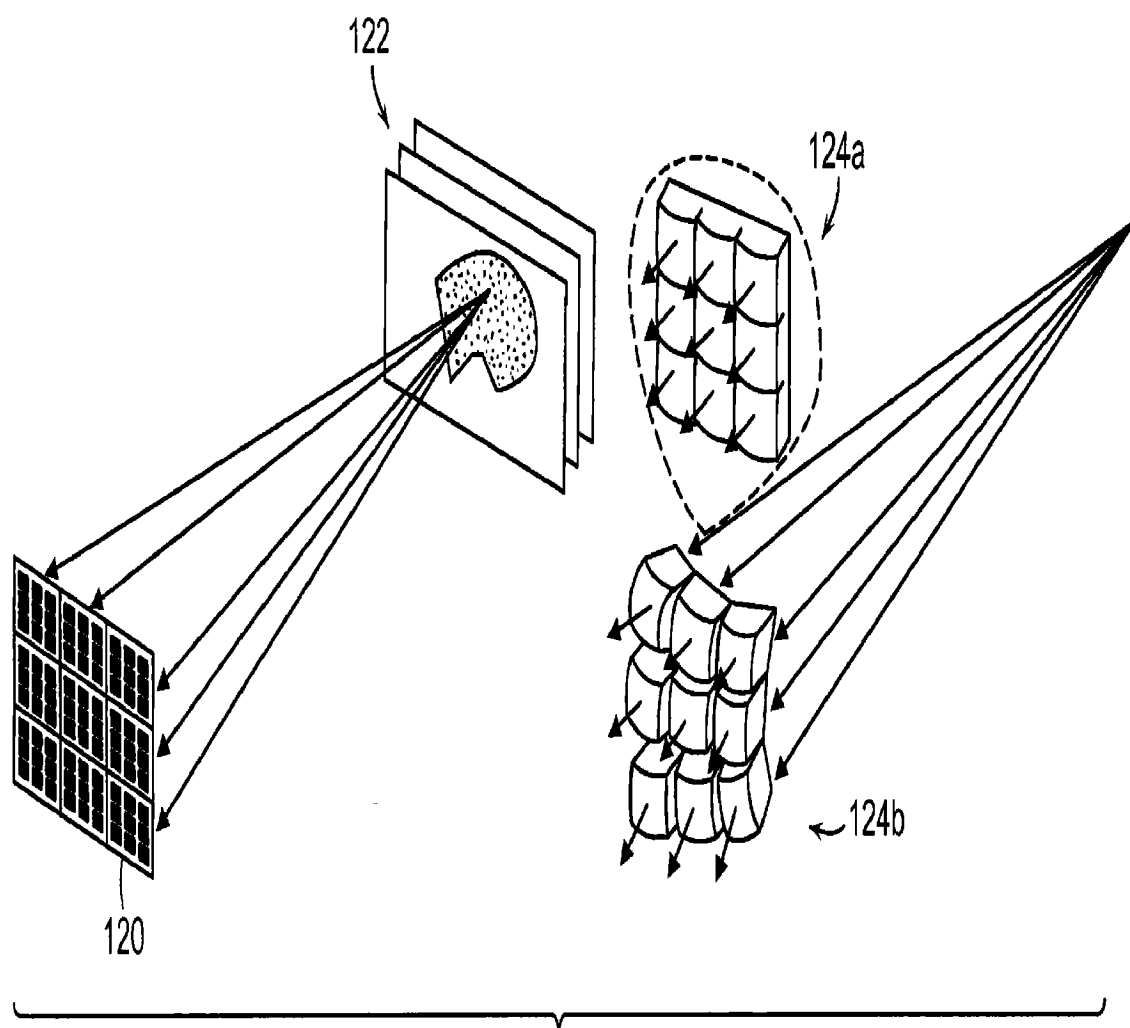


图 1

像平面扫描图案

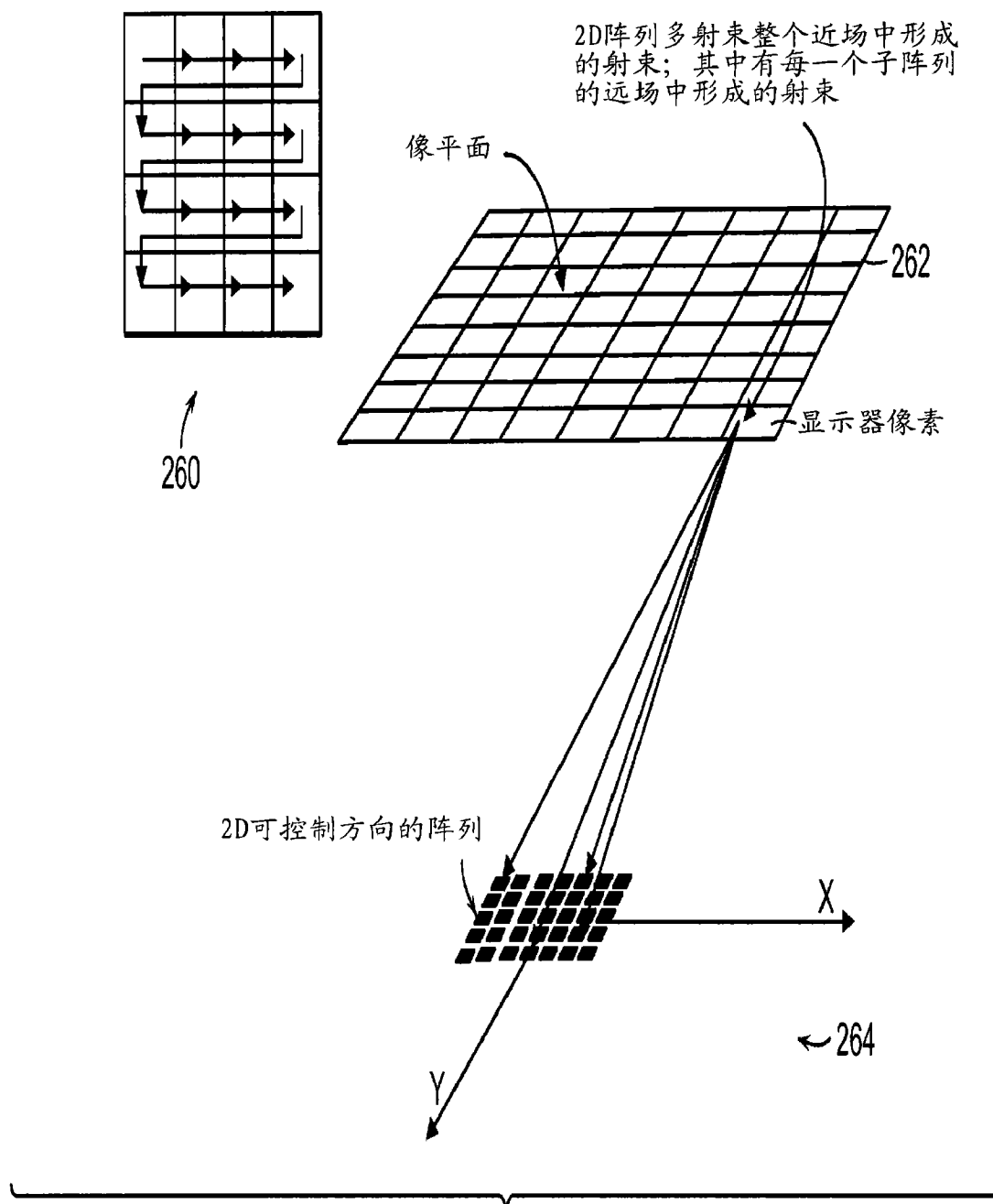


图 2

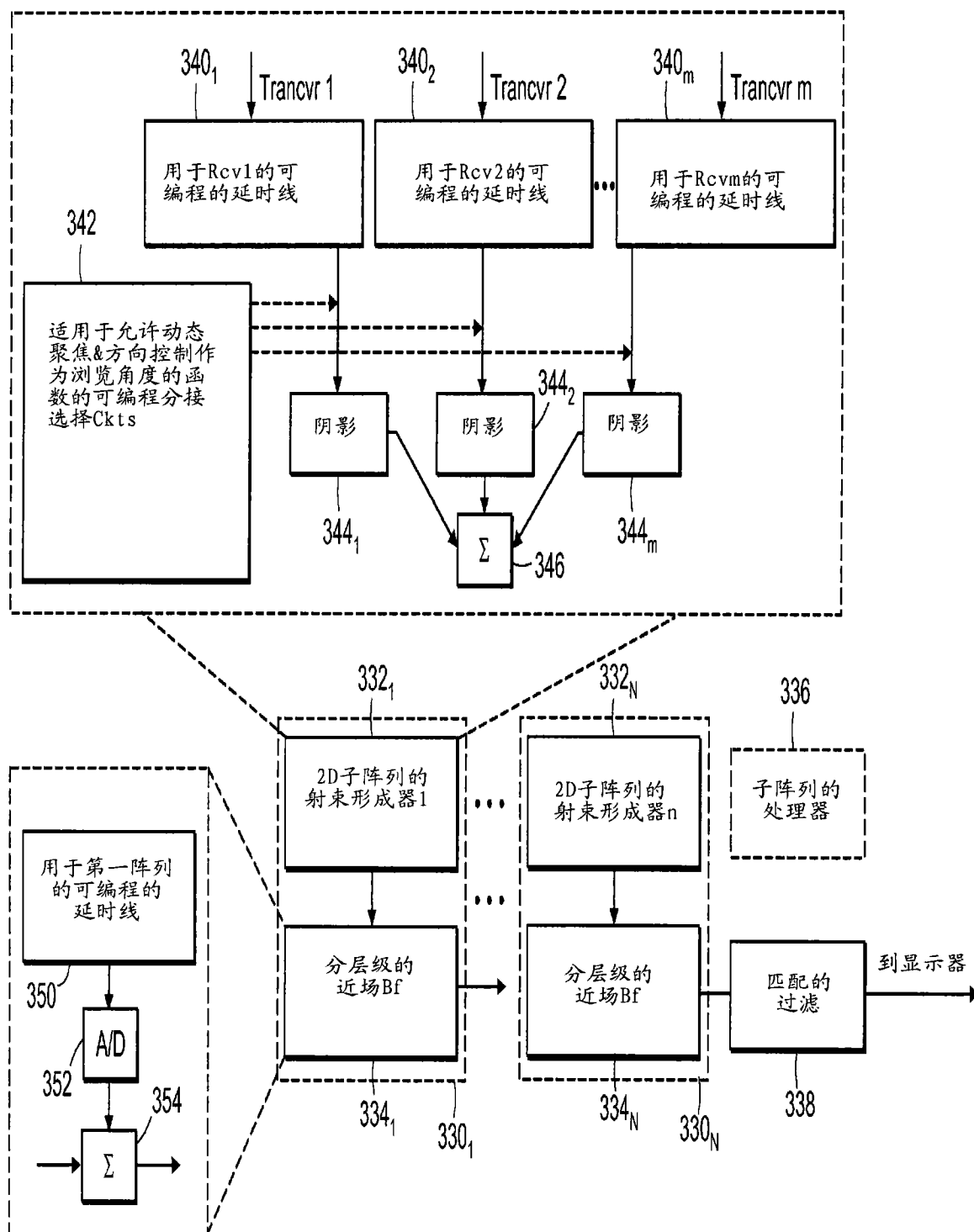


图 3A

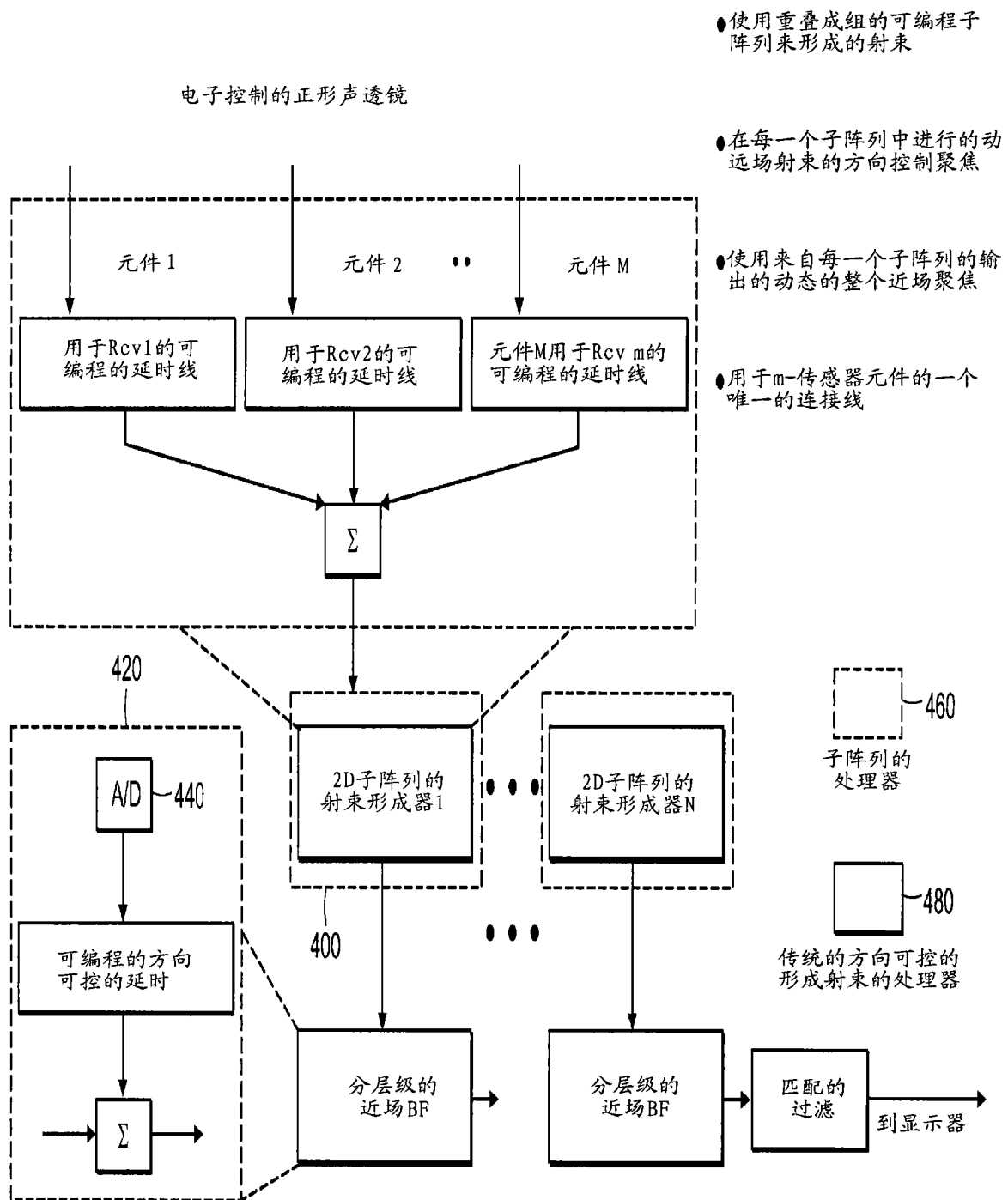


图 3B

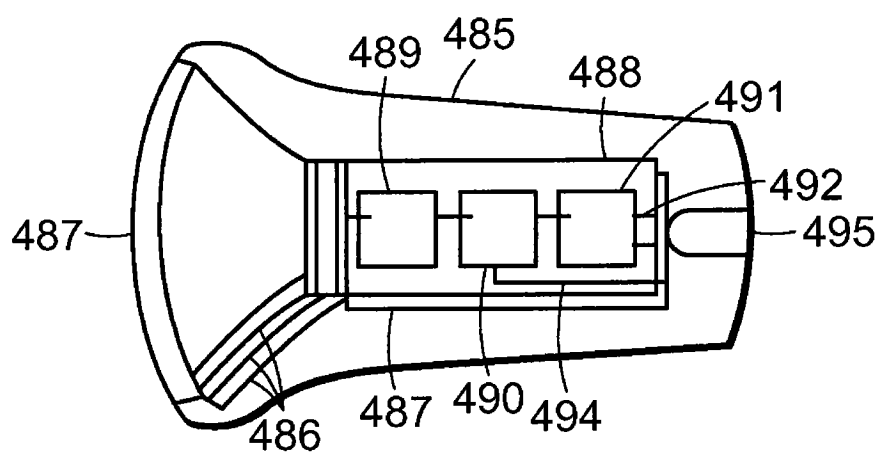


图 3C

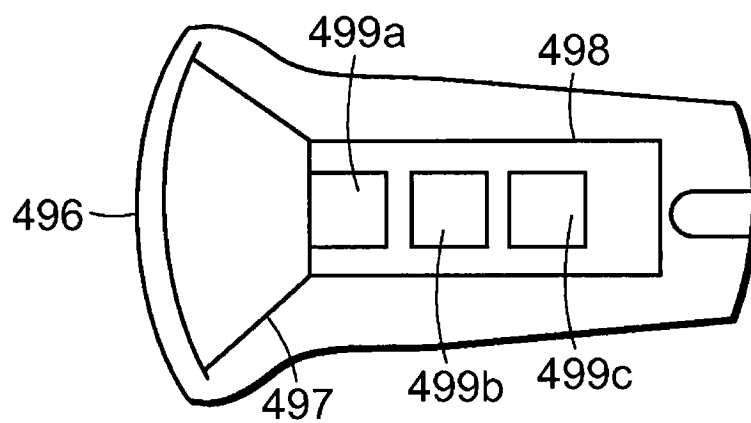


图 3D

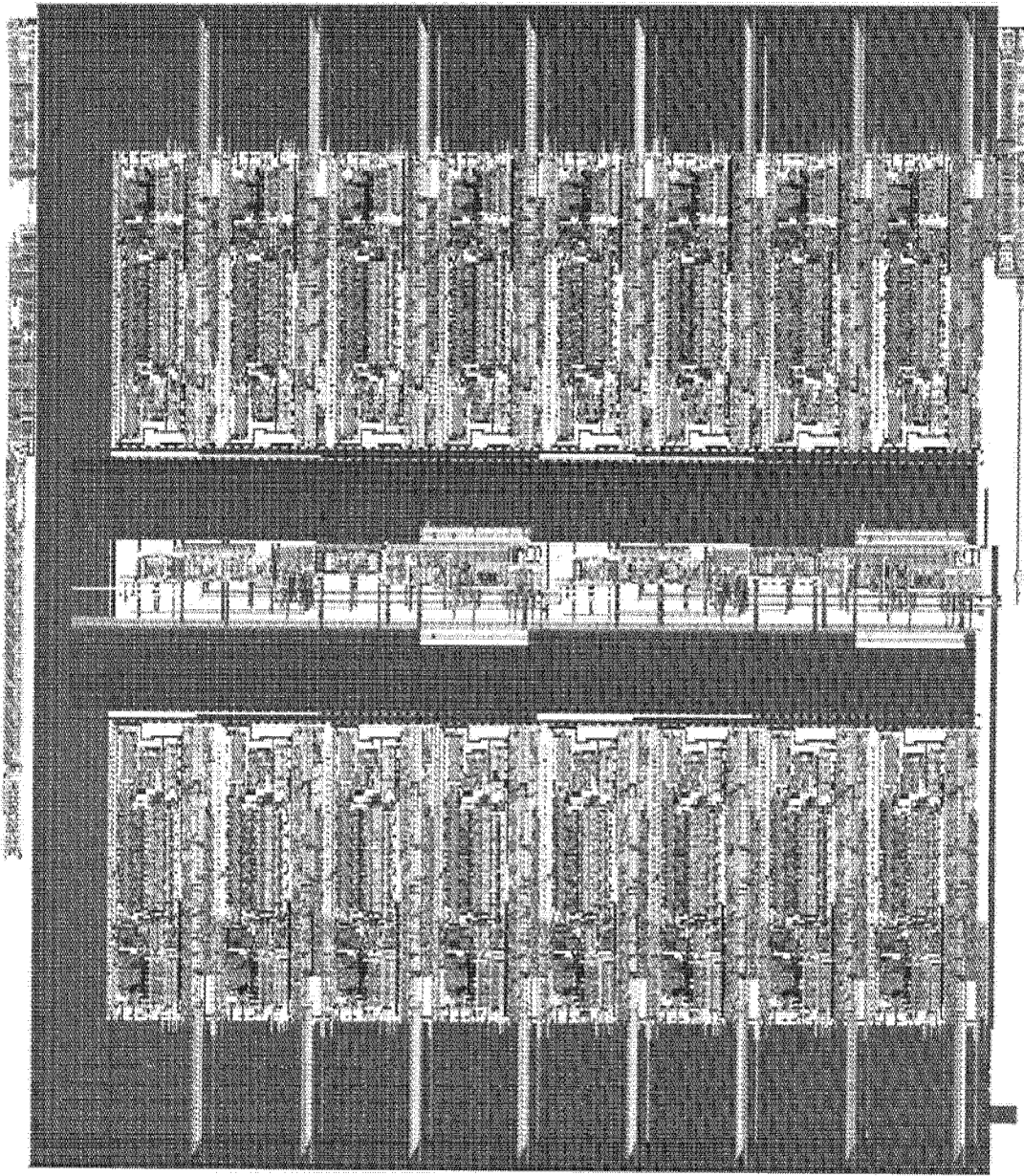


图. 3E

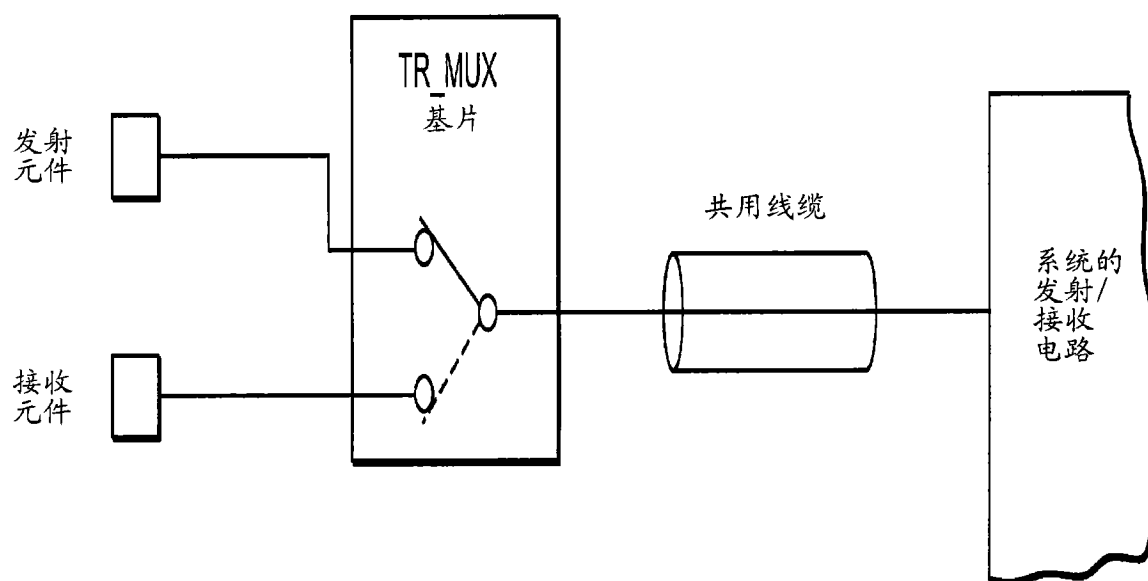


图 3F(1)

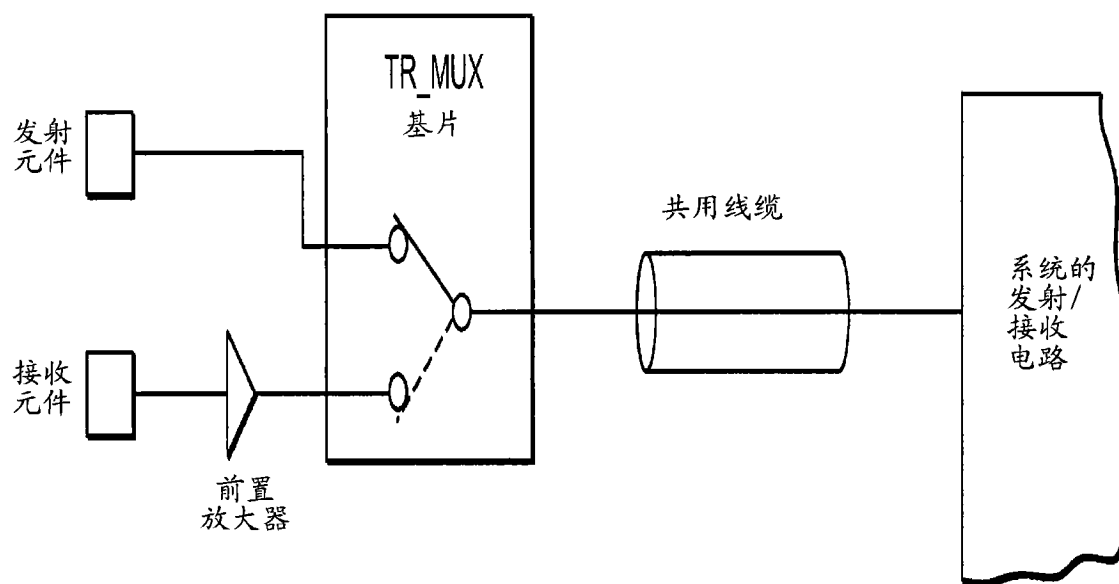


图 3F(2)

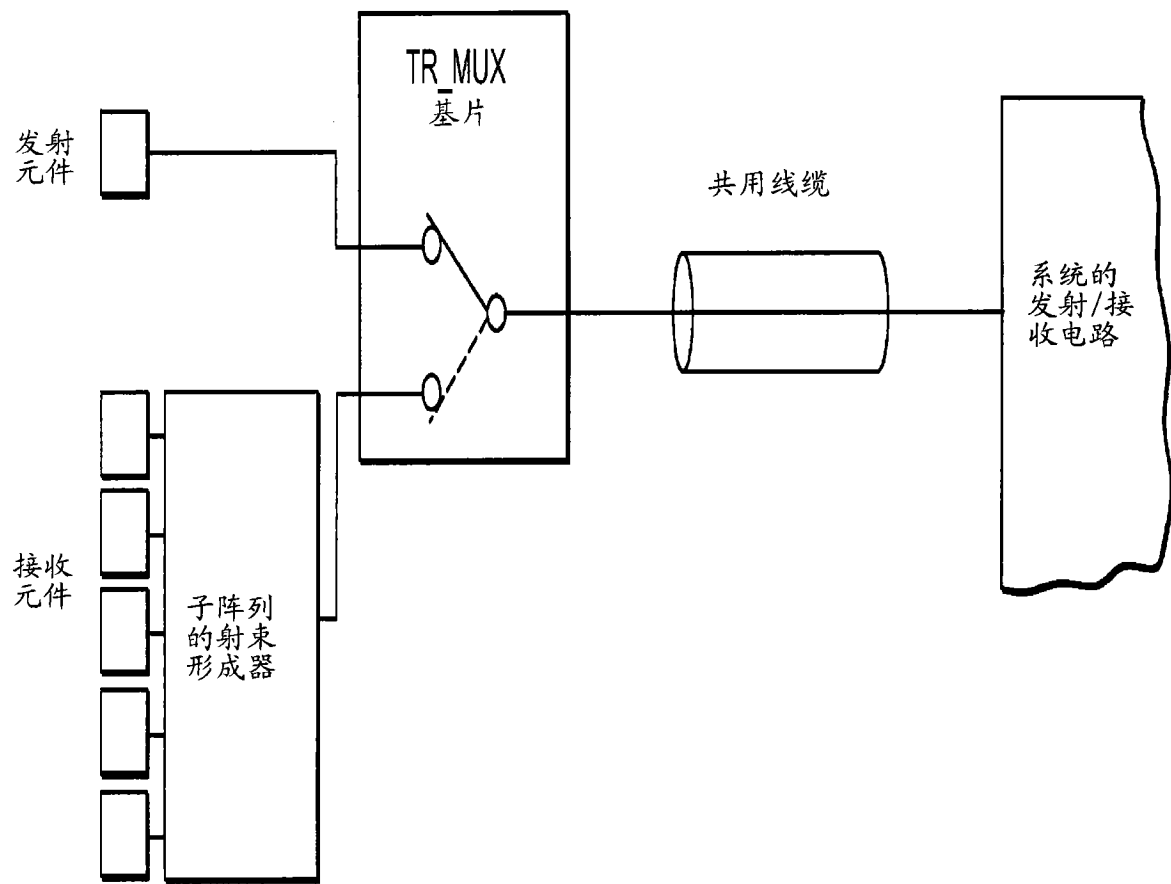


图 3F(3)

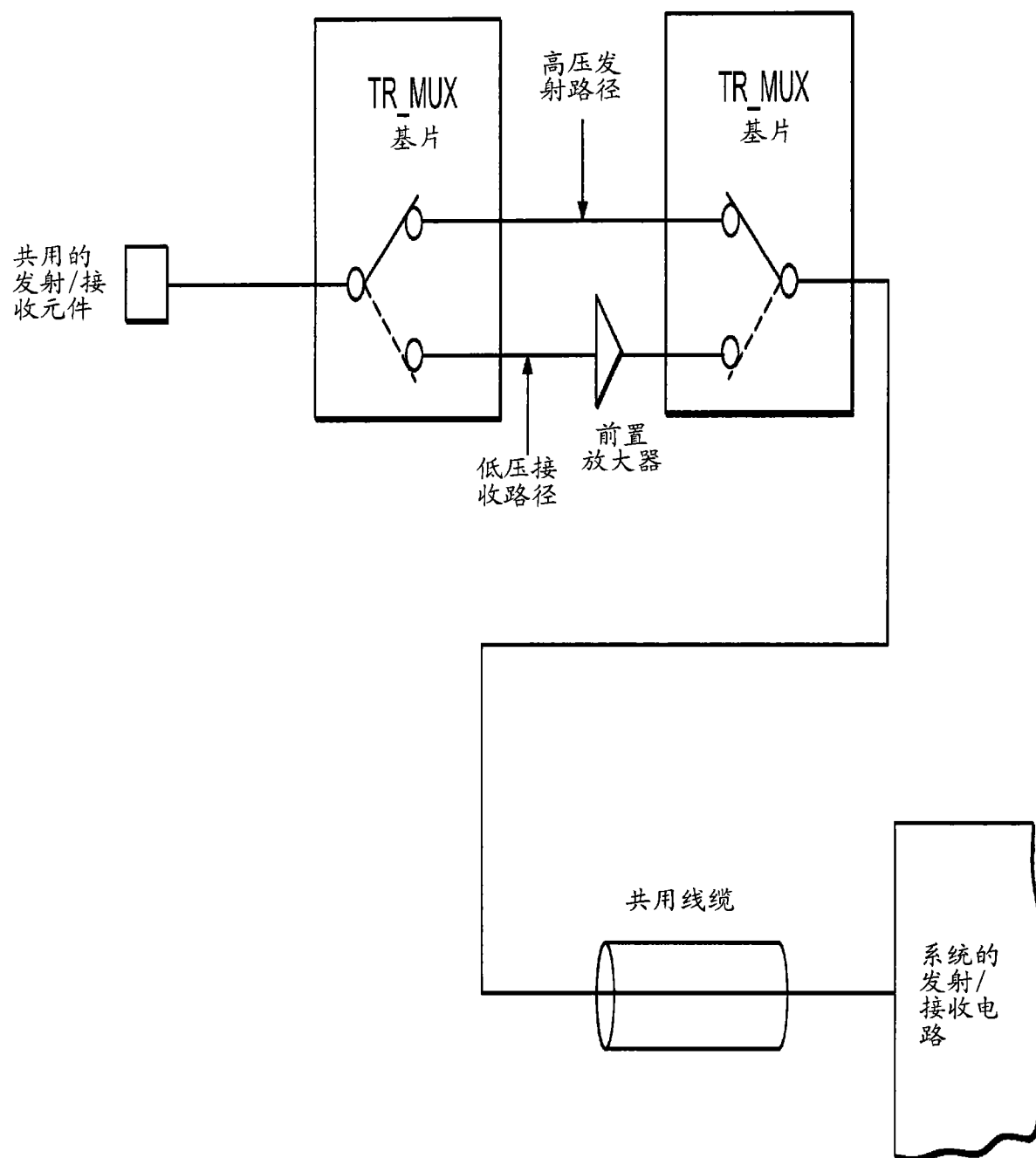
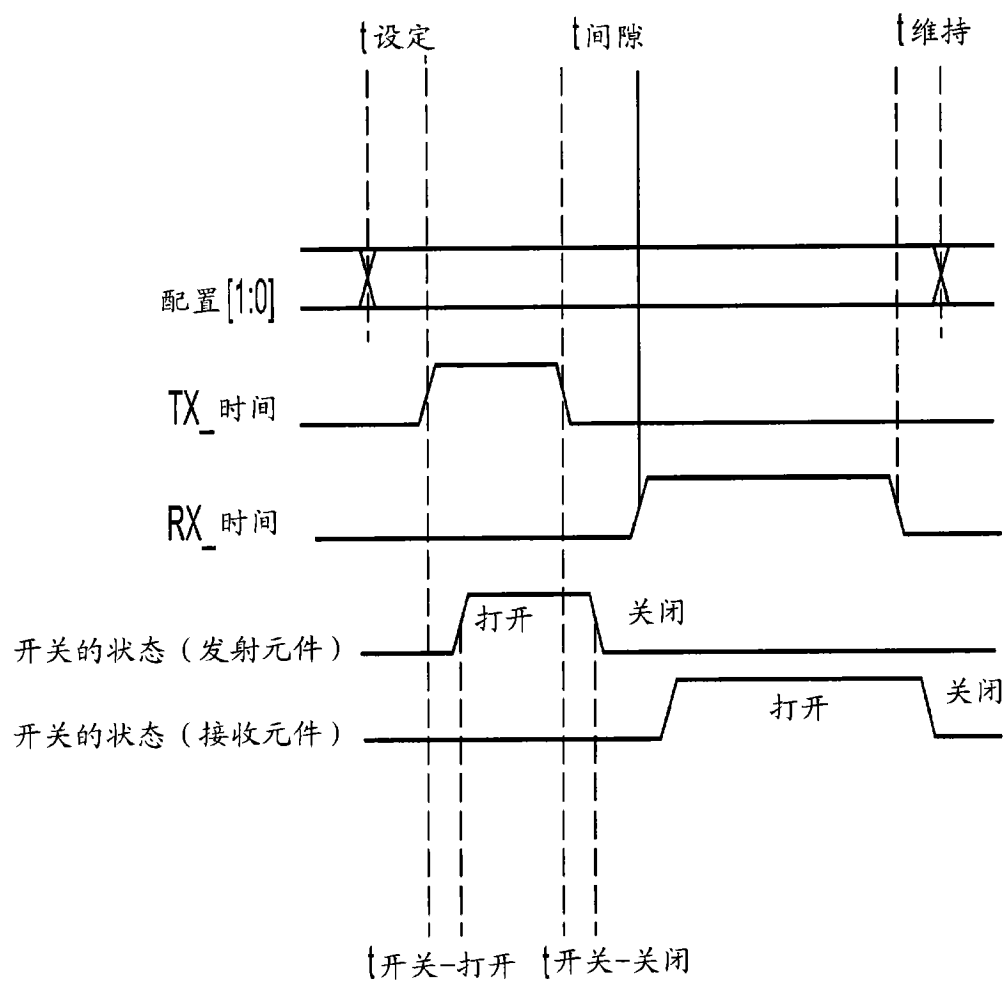


图 3F(4)



		最小	最大
↑ 开关-打开	从TR-时间或者RX-时间到开关打开的时间	0 ns	1000 ns
↑ 开关-关闭	从TR-时间或者RX-时间到开关关闭的时间	0 ns	1000 ns
↑ 设定	在TR-时间或者RX-时间进行转换之前配置[1: 0]设定的时间	100 ns	
↑ 维持	在TR-时间或者RX-时间进行转换之后配置[1: 0]维持的时间	100 ns	
↑ 间隙	TR-时间和RX-时间之间的时间间隙	100 ns	

图 3G

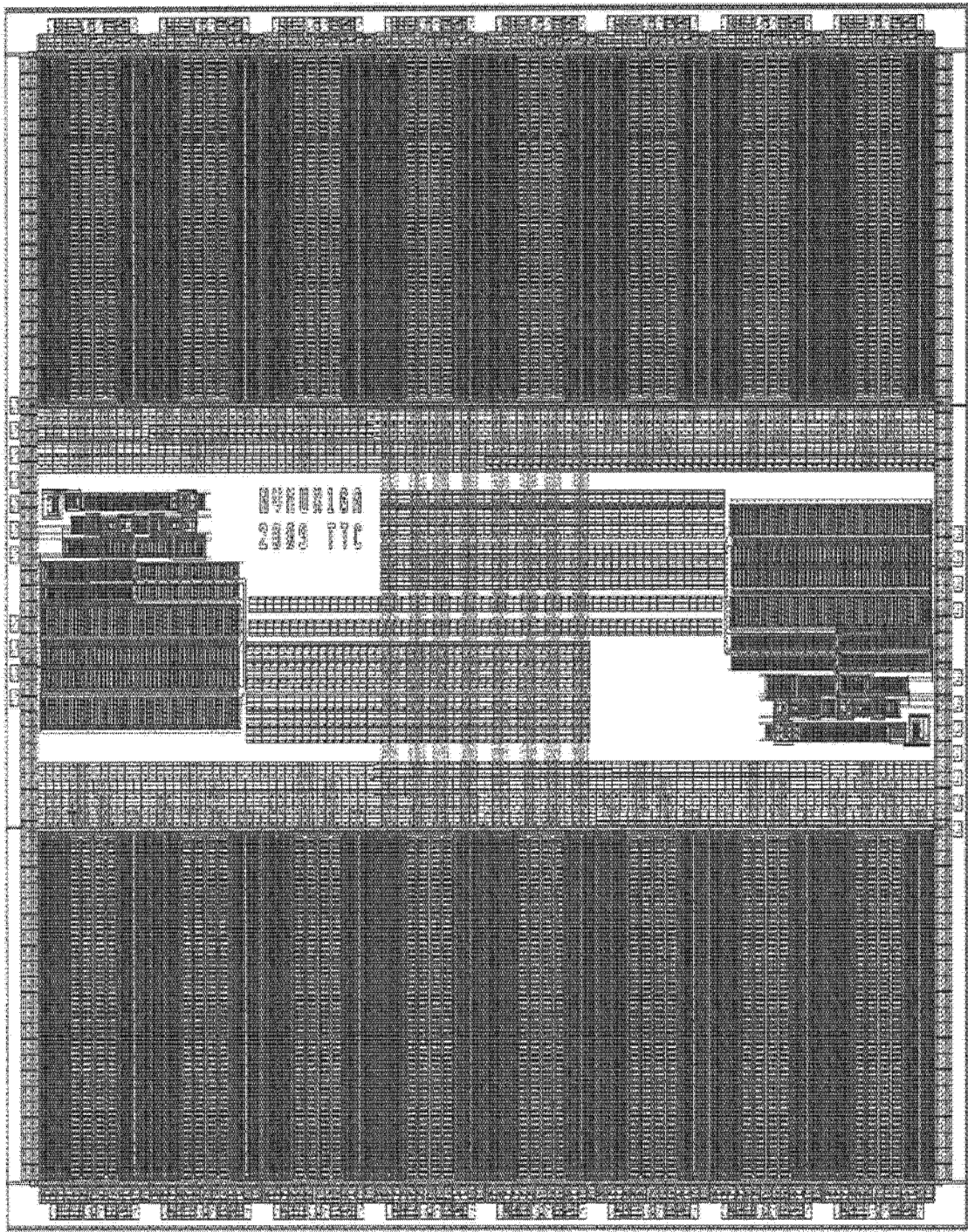


图 3H

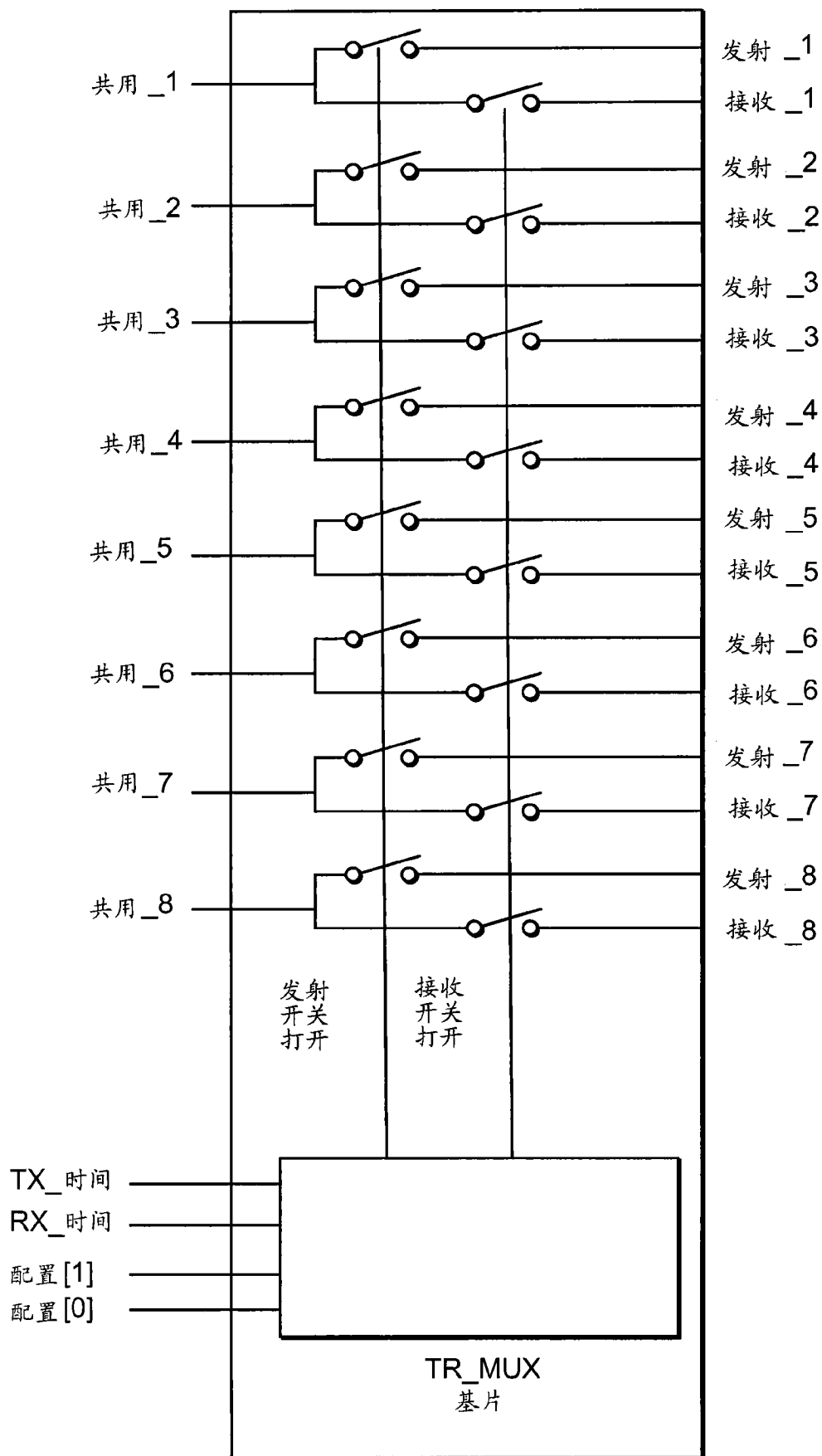


图 31

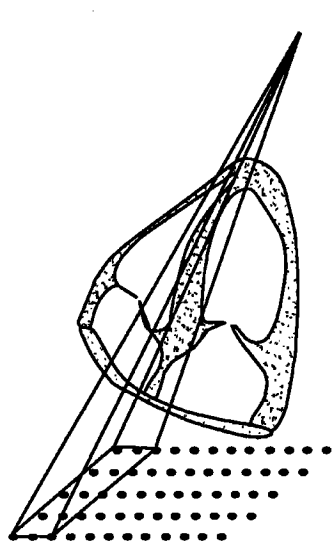


图 4A

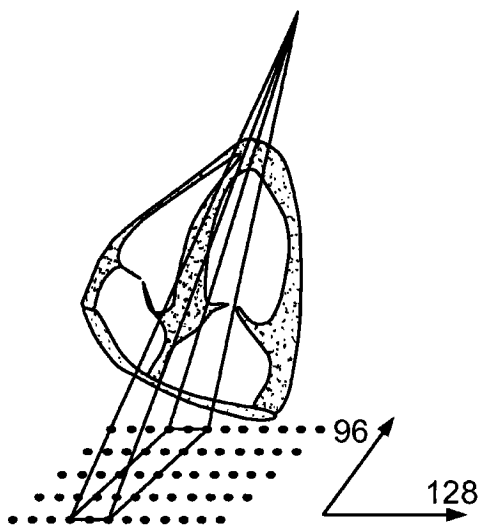


图 4B

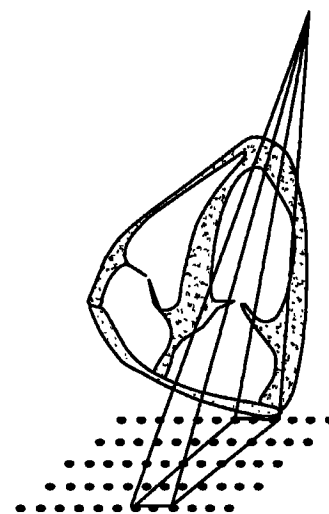


图 4C

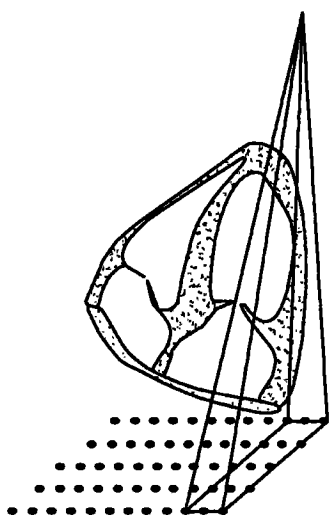


图 4D

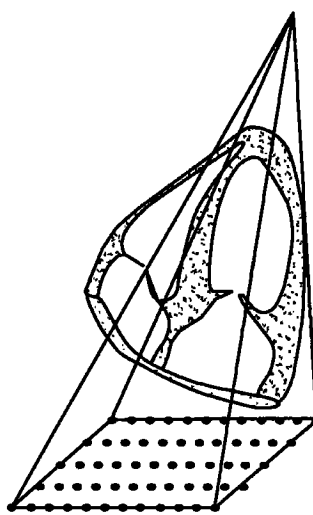


图 4E

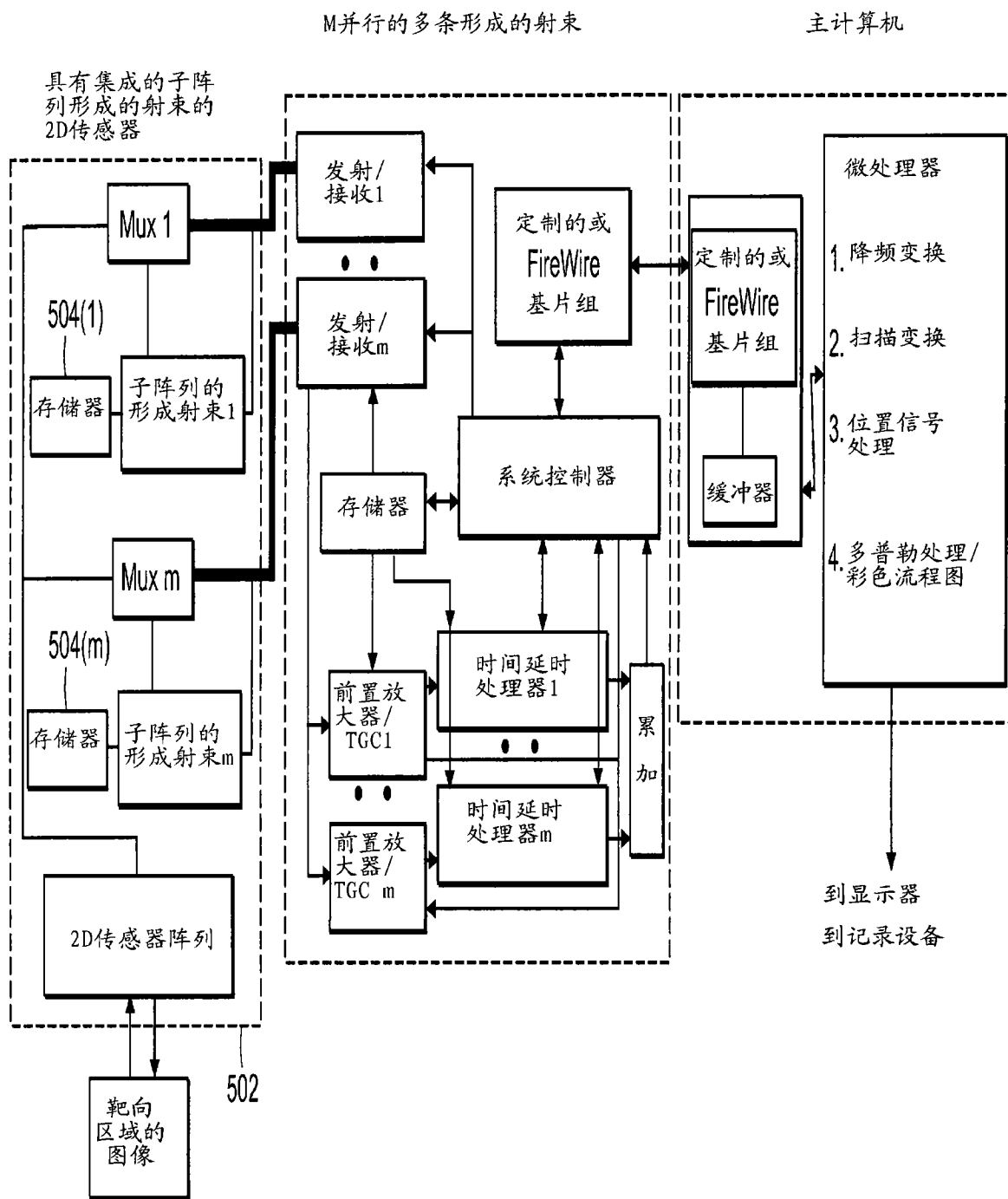


图 4F

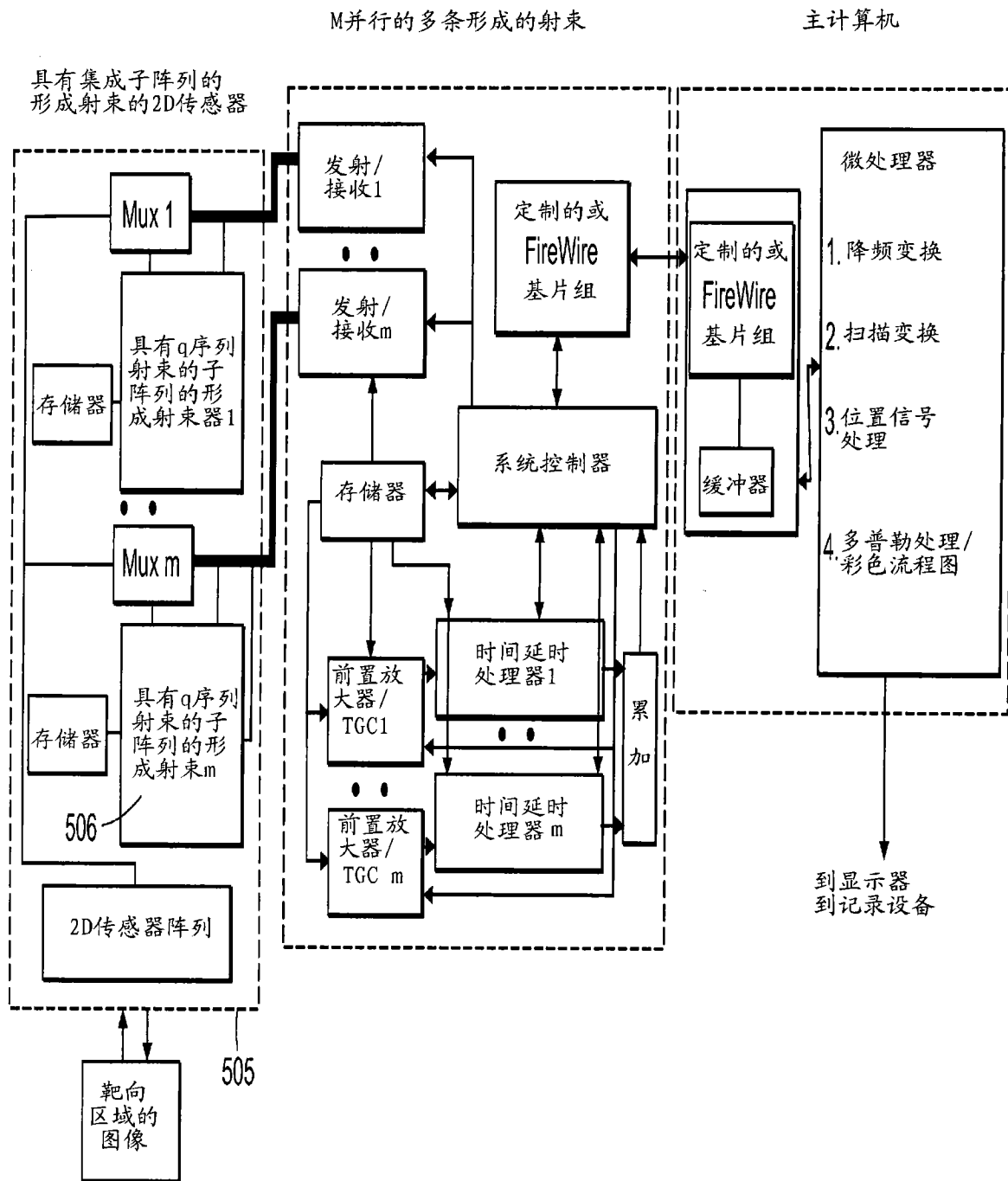


图 4G

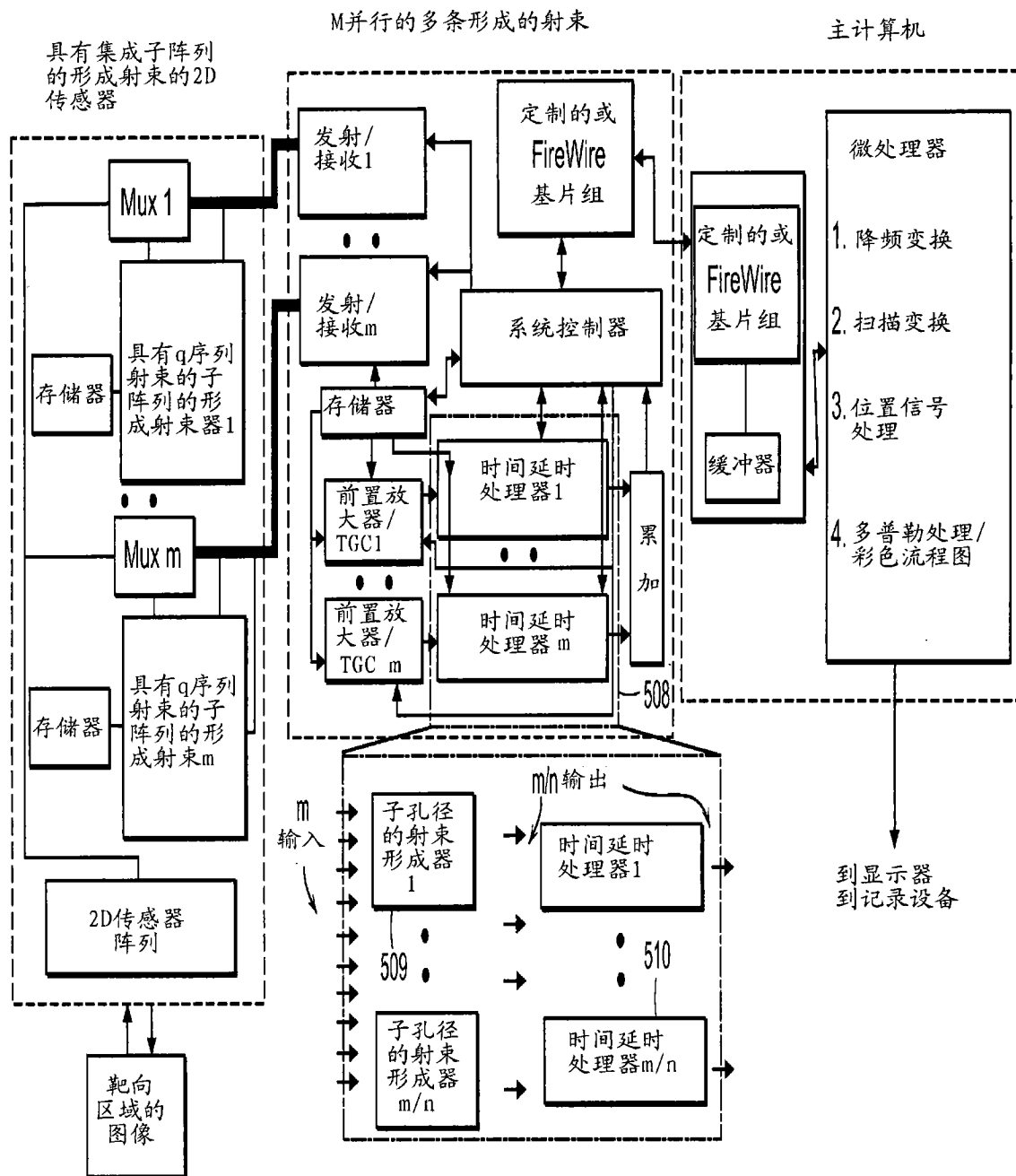


图 4H

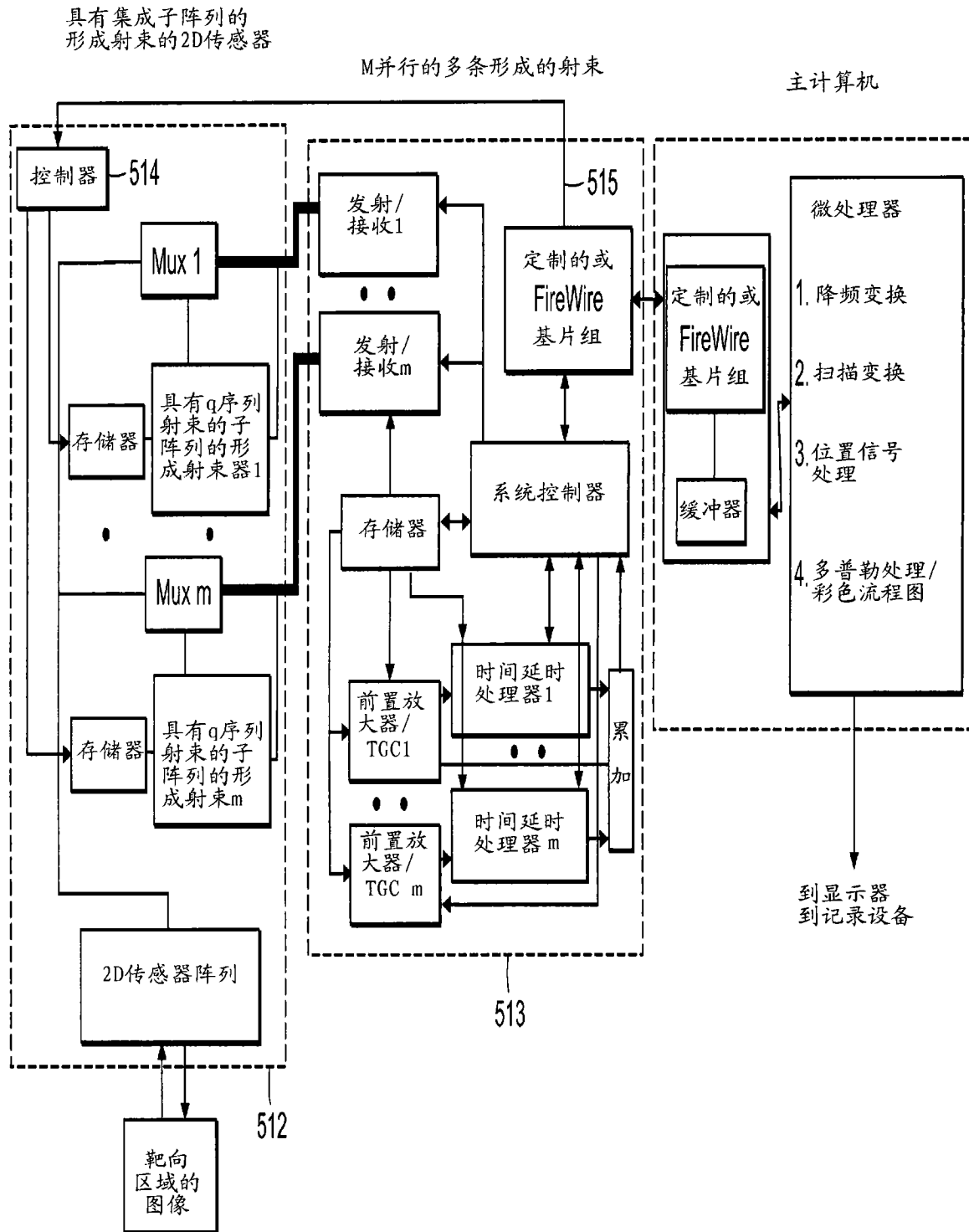


图 4I

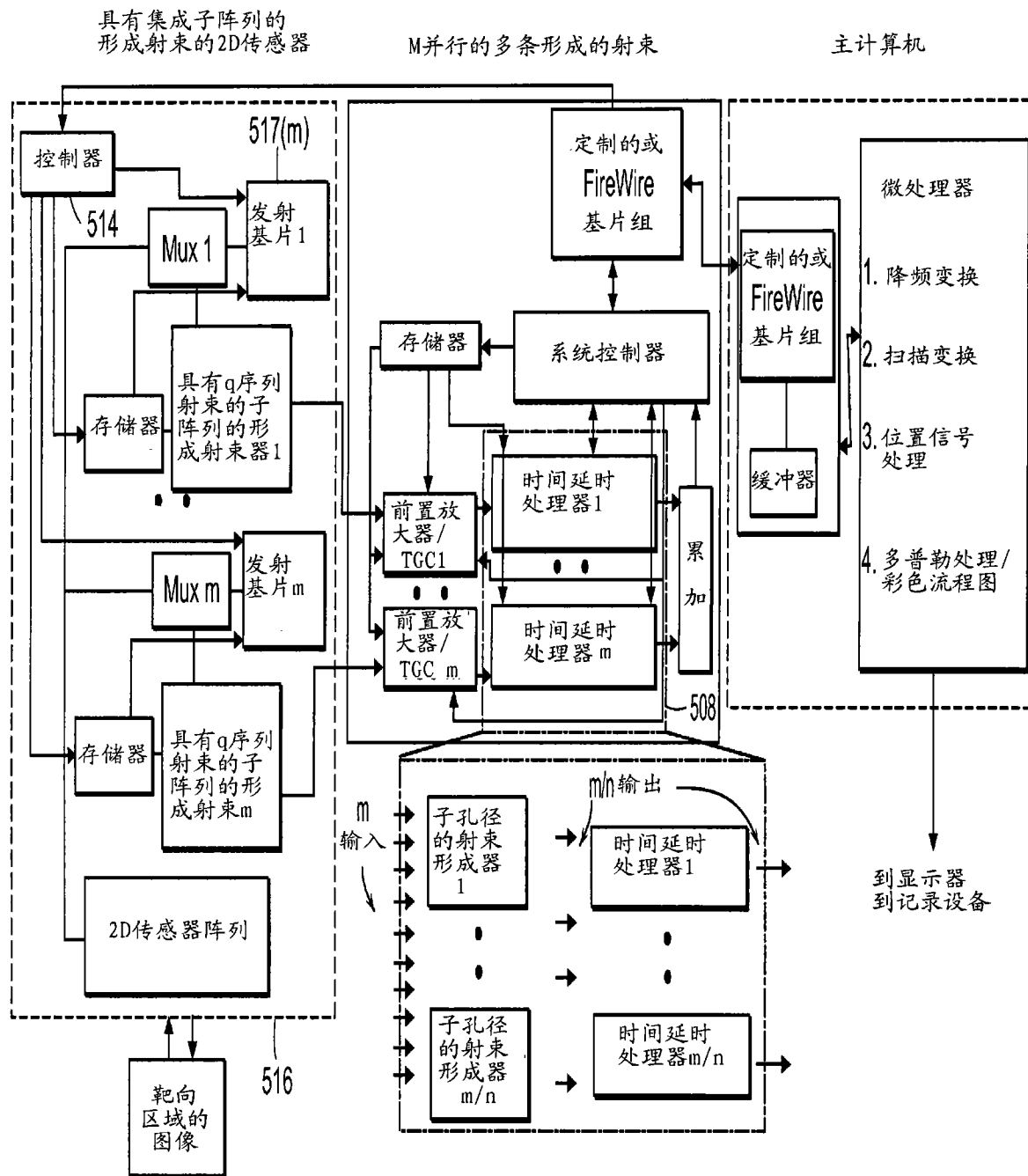


图 4J

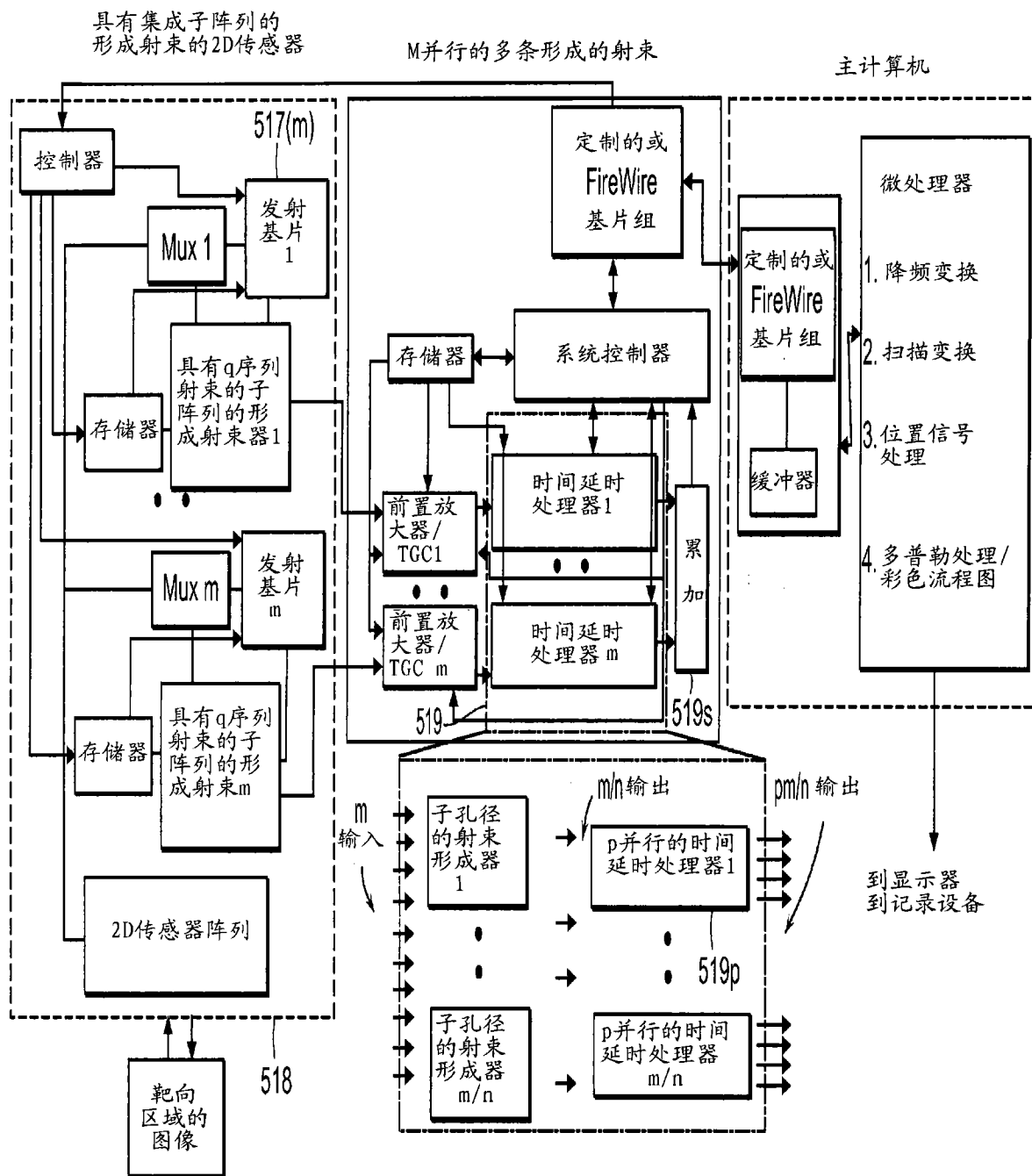


图 4K

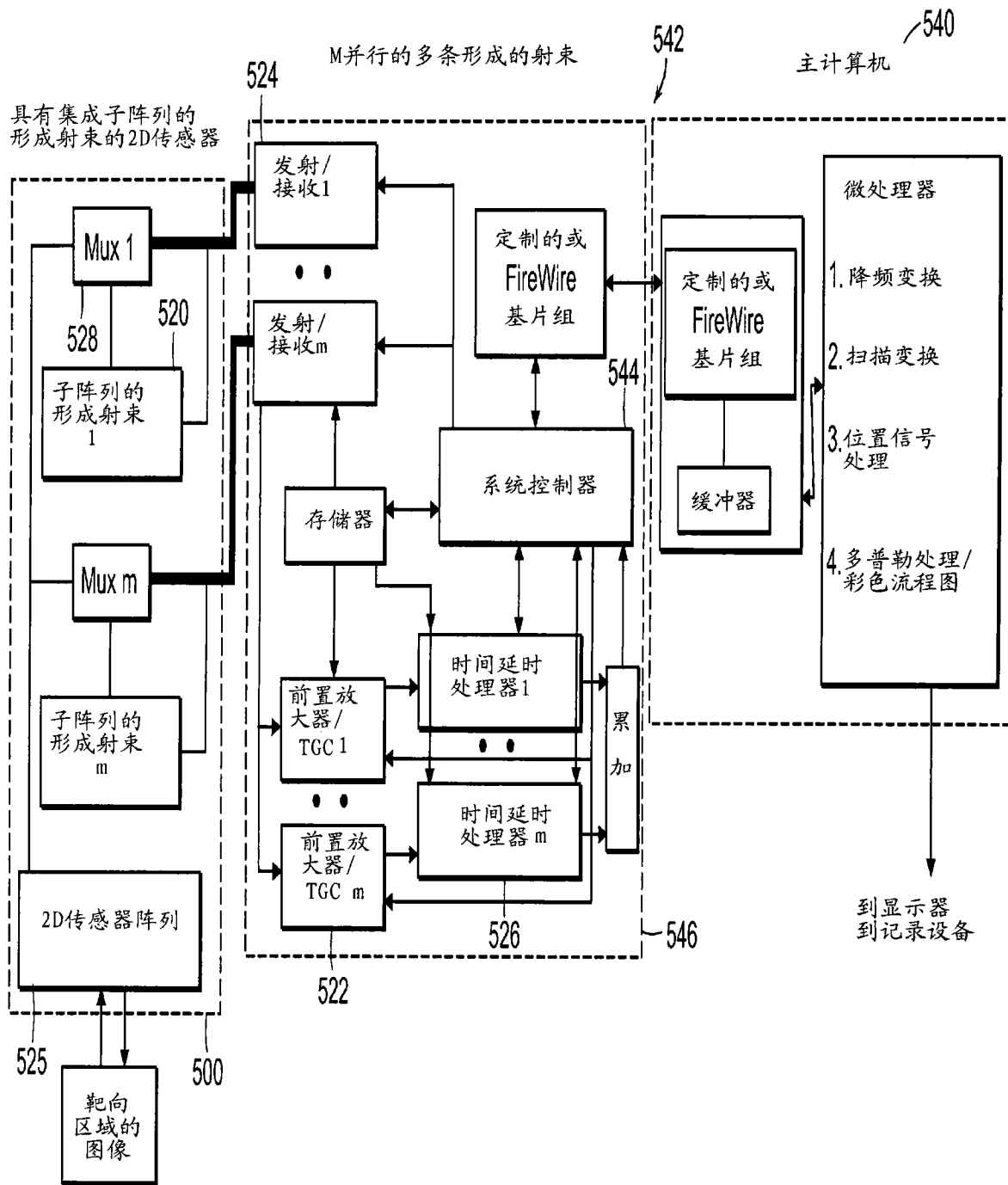


图 5A

M并行的多条形成的射束

主计算机 640

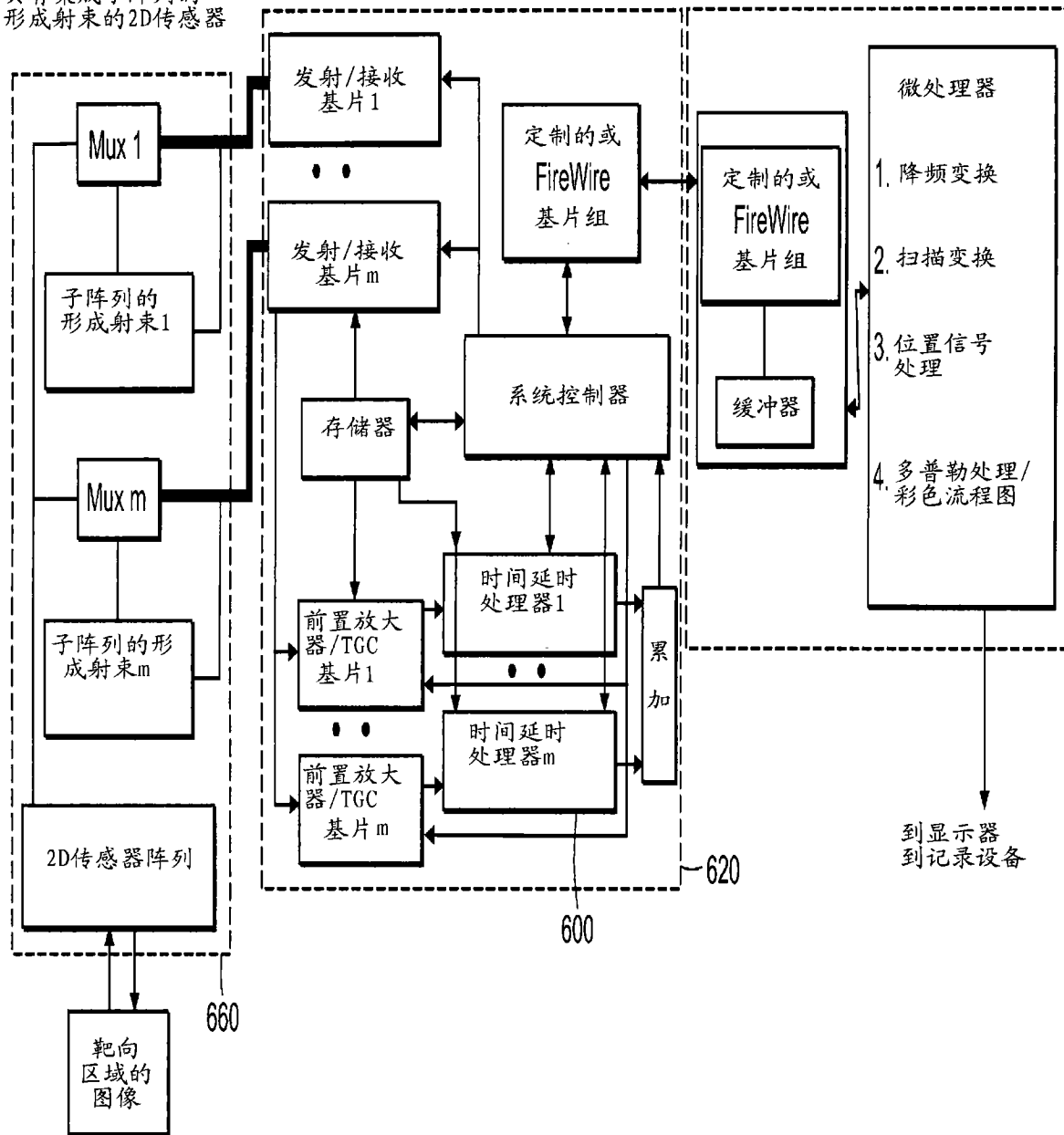
具有集成子阵列的
形成射束的2D传感器

图 5B

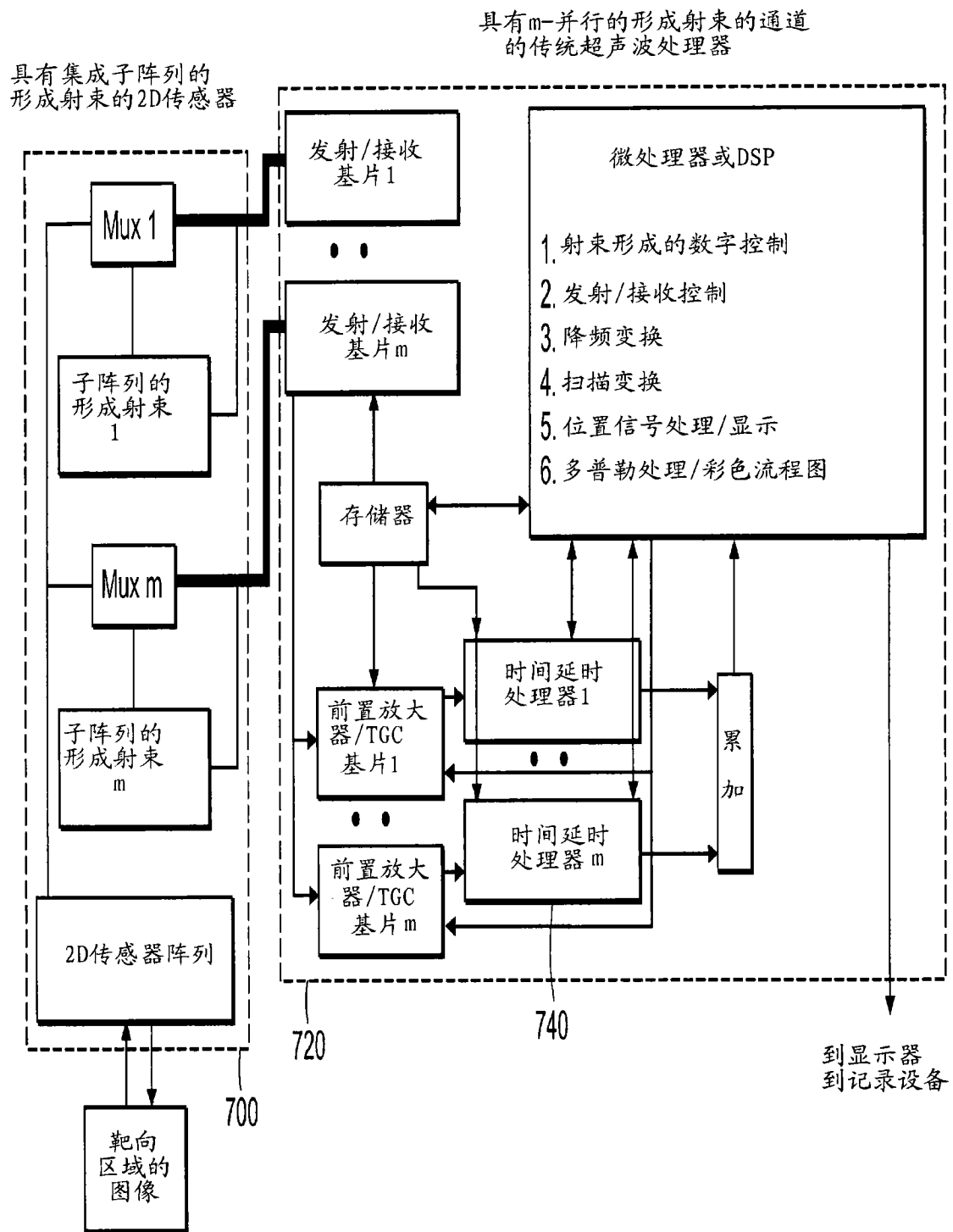


图 6A

实时的3D/4D成像

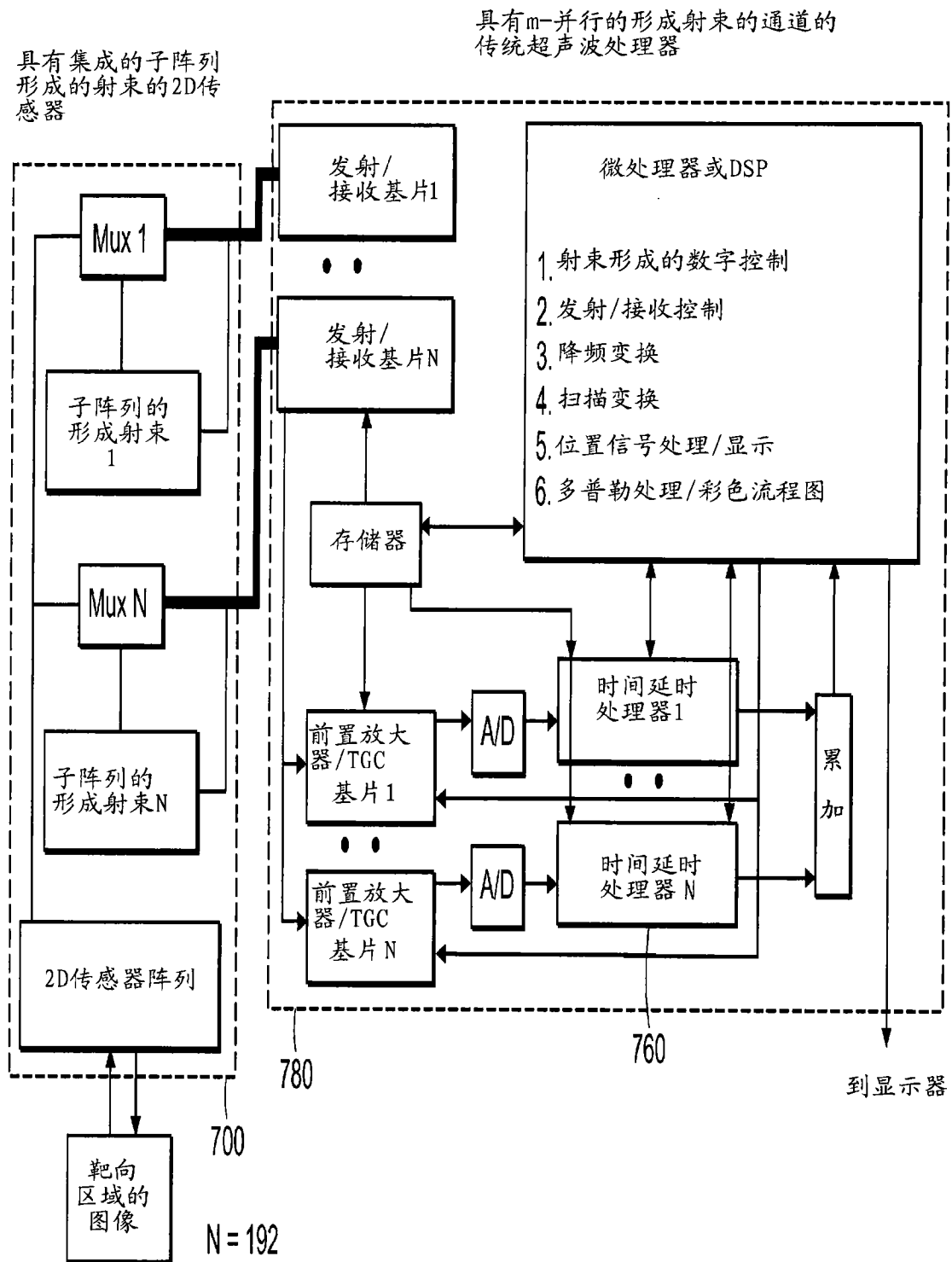


图 6B

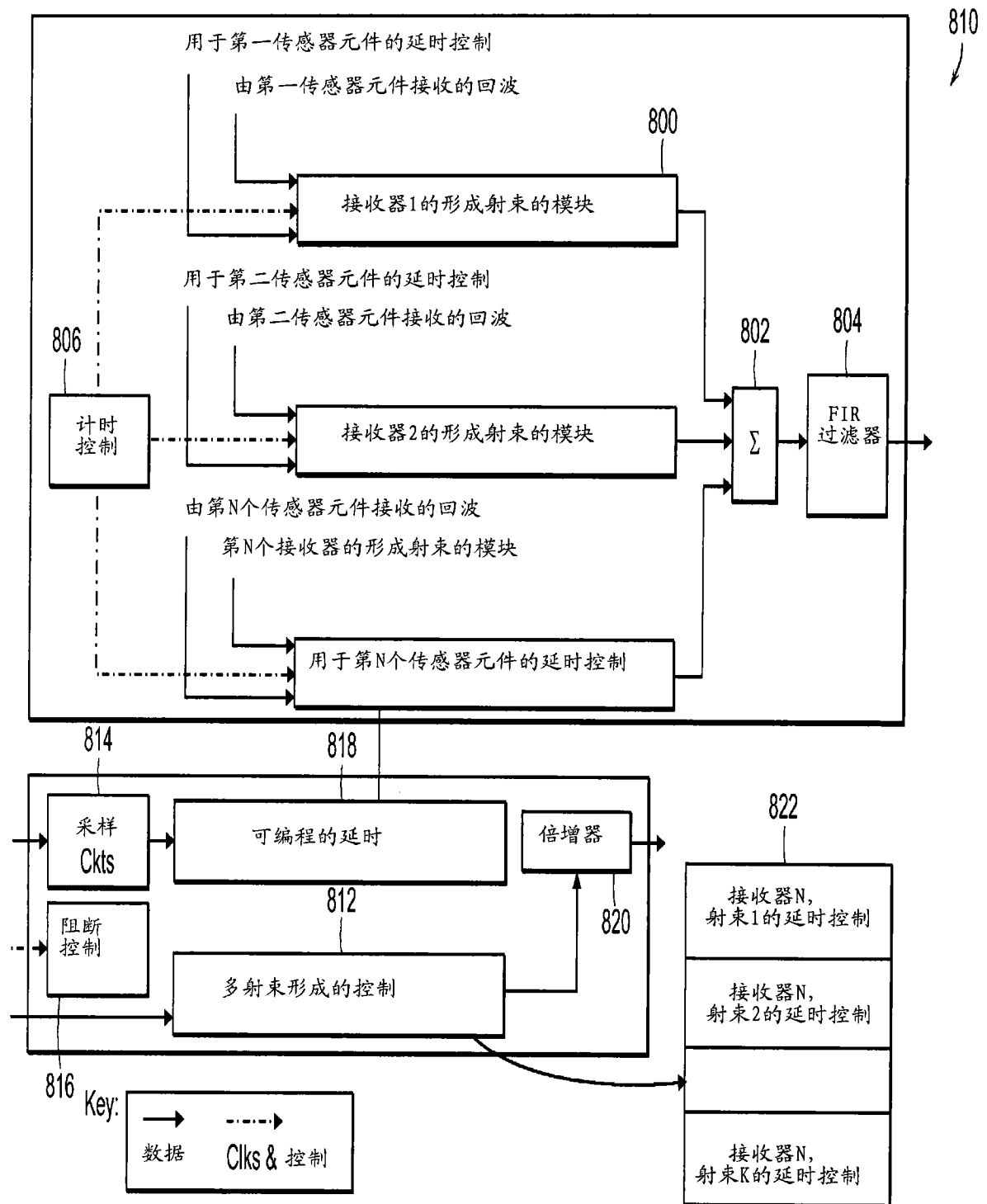


图 7

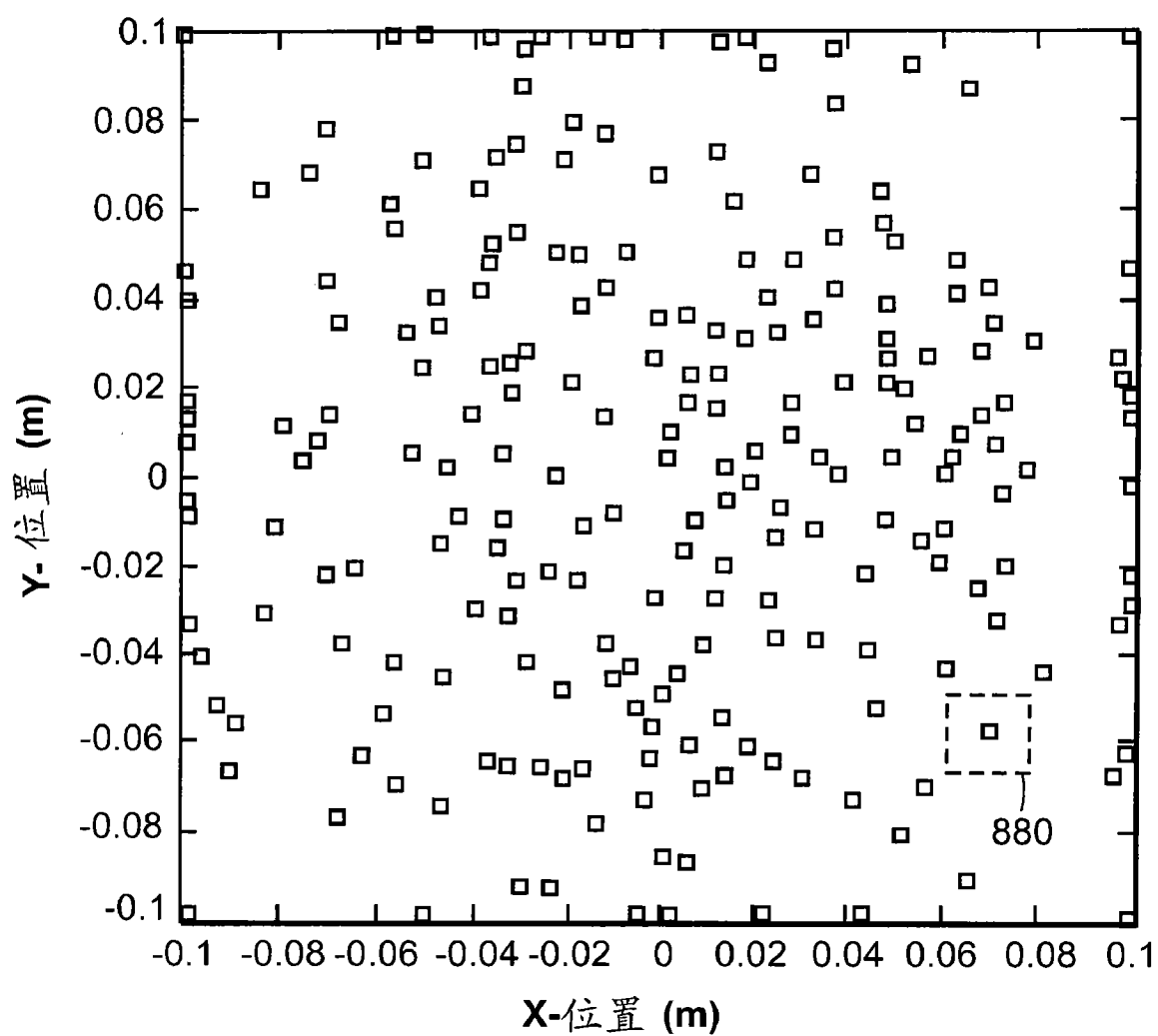


图 8A

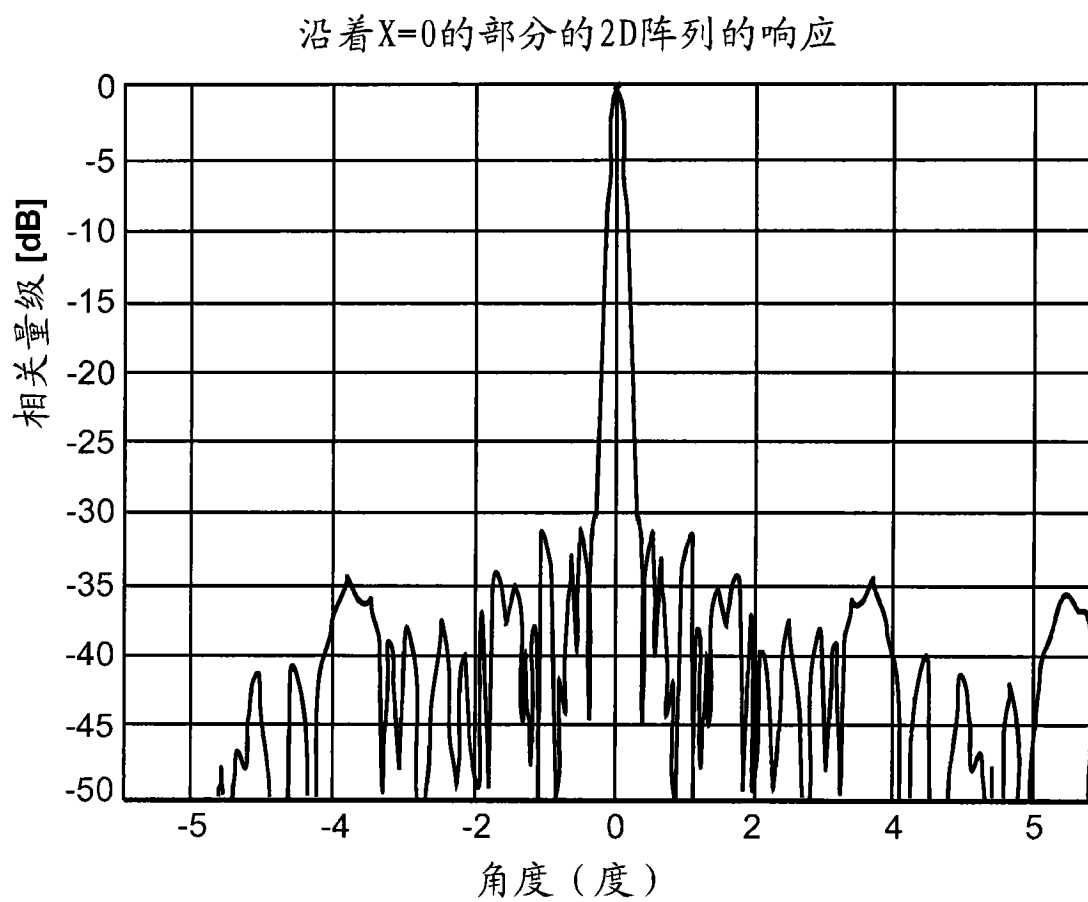


图 8B

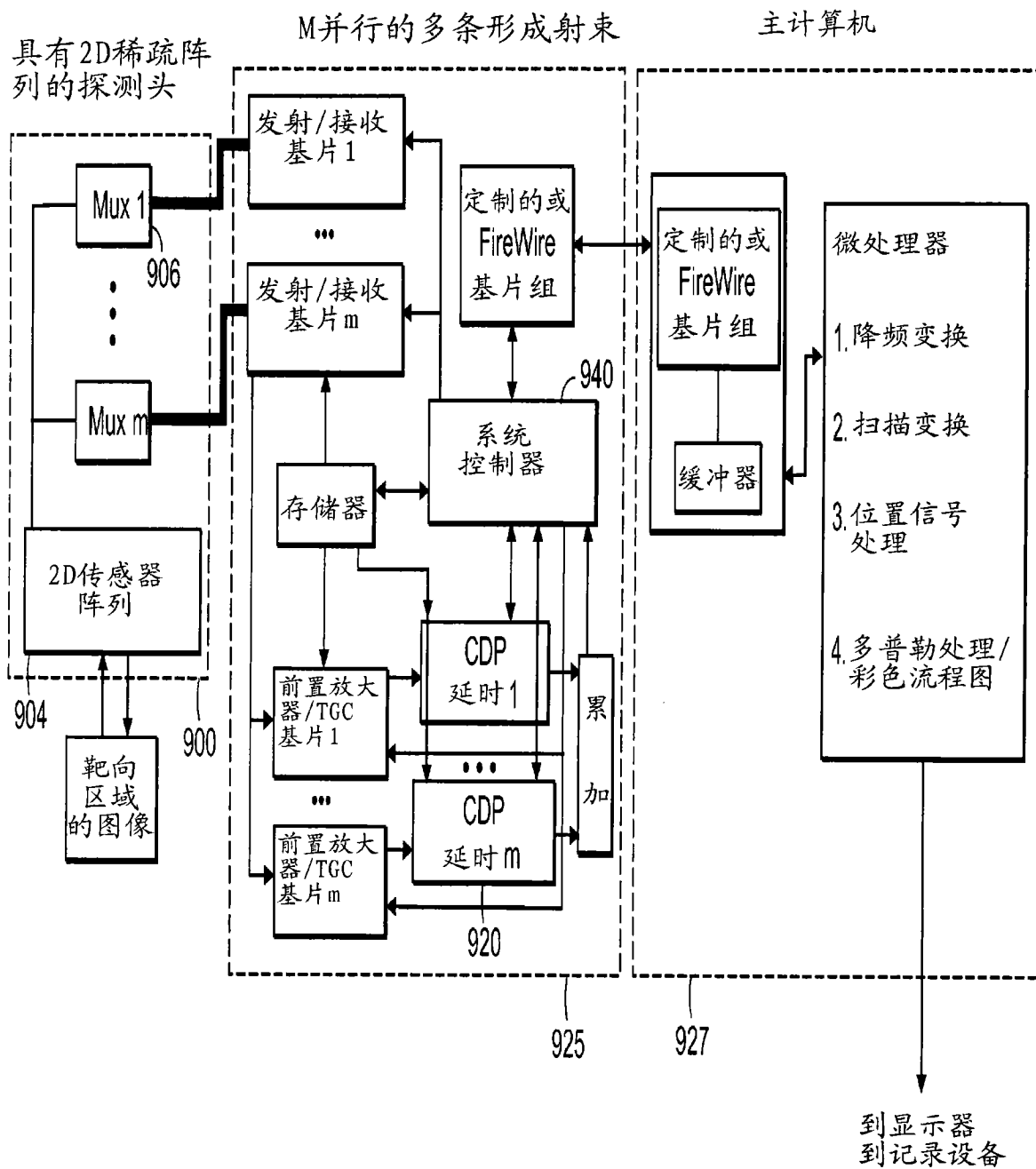


图 9A

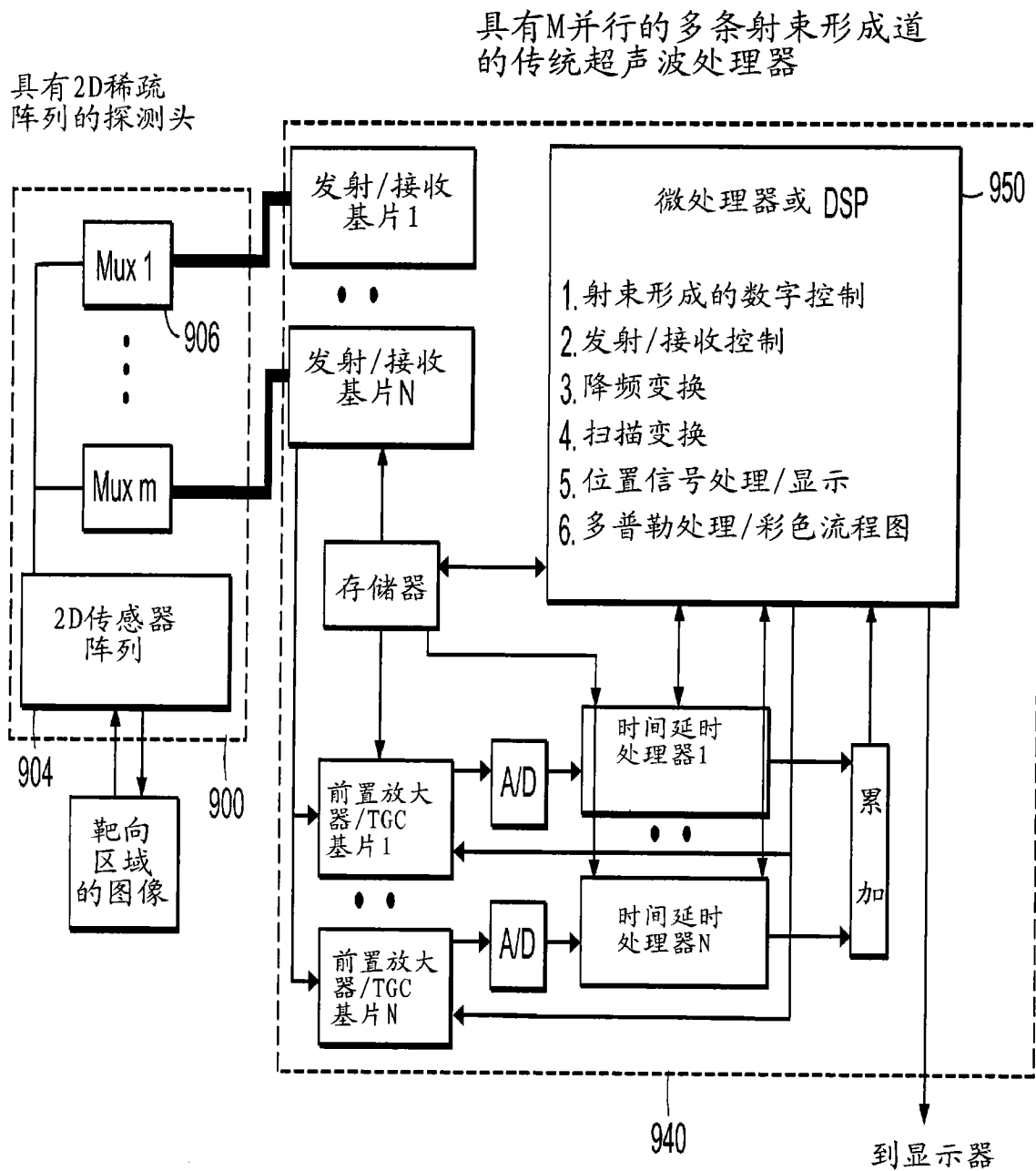


图 9B

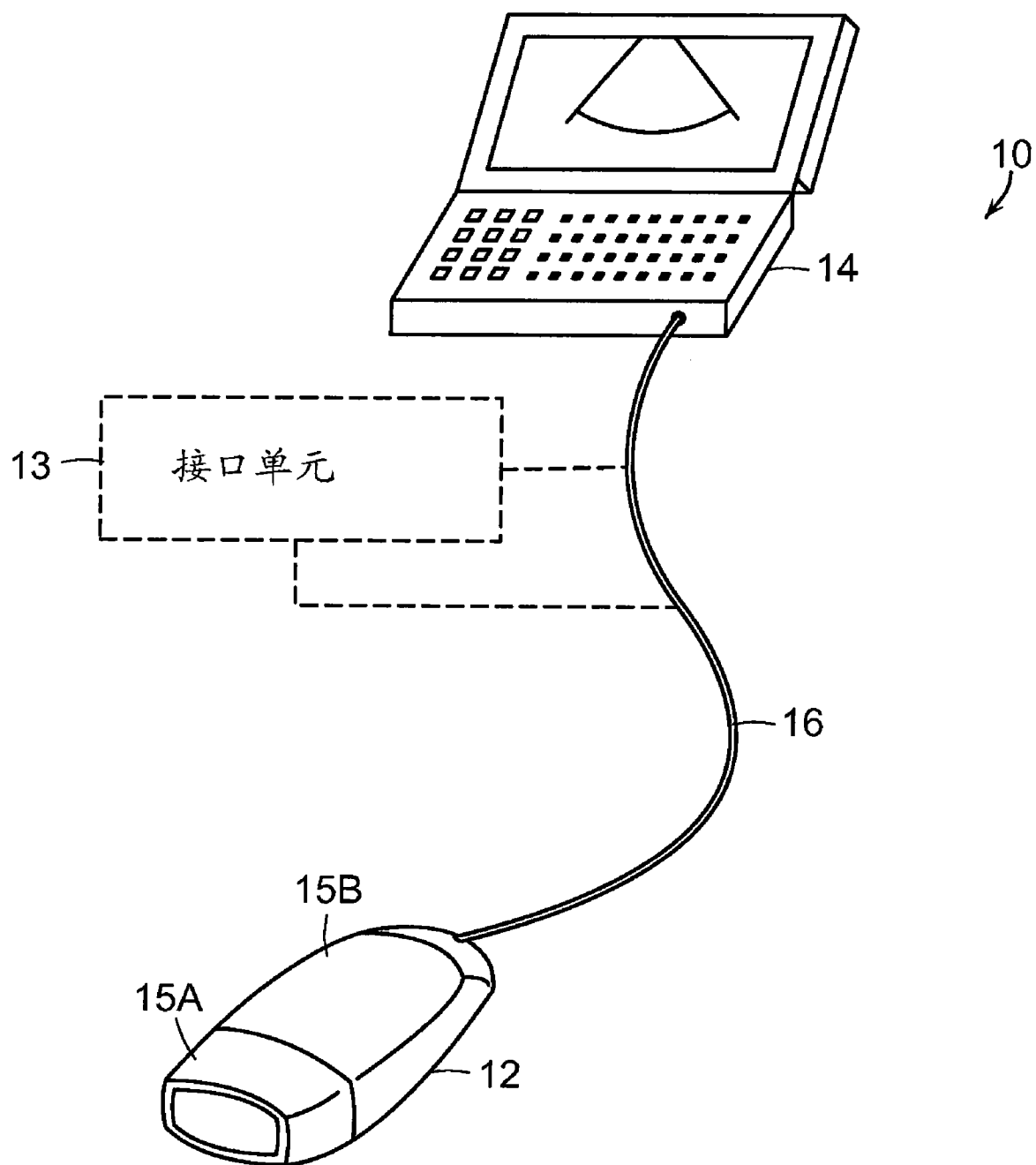


图 10

稀疏阵列的发射，接近全部排满的接收阵列
接收感应器的位置50

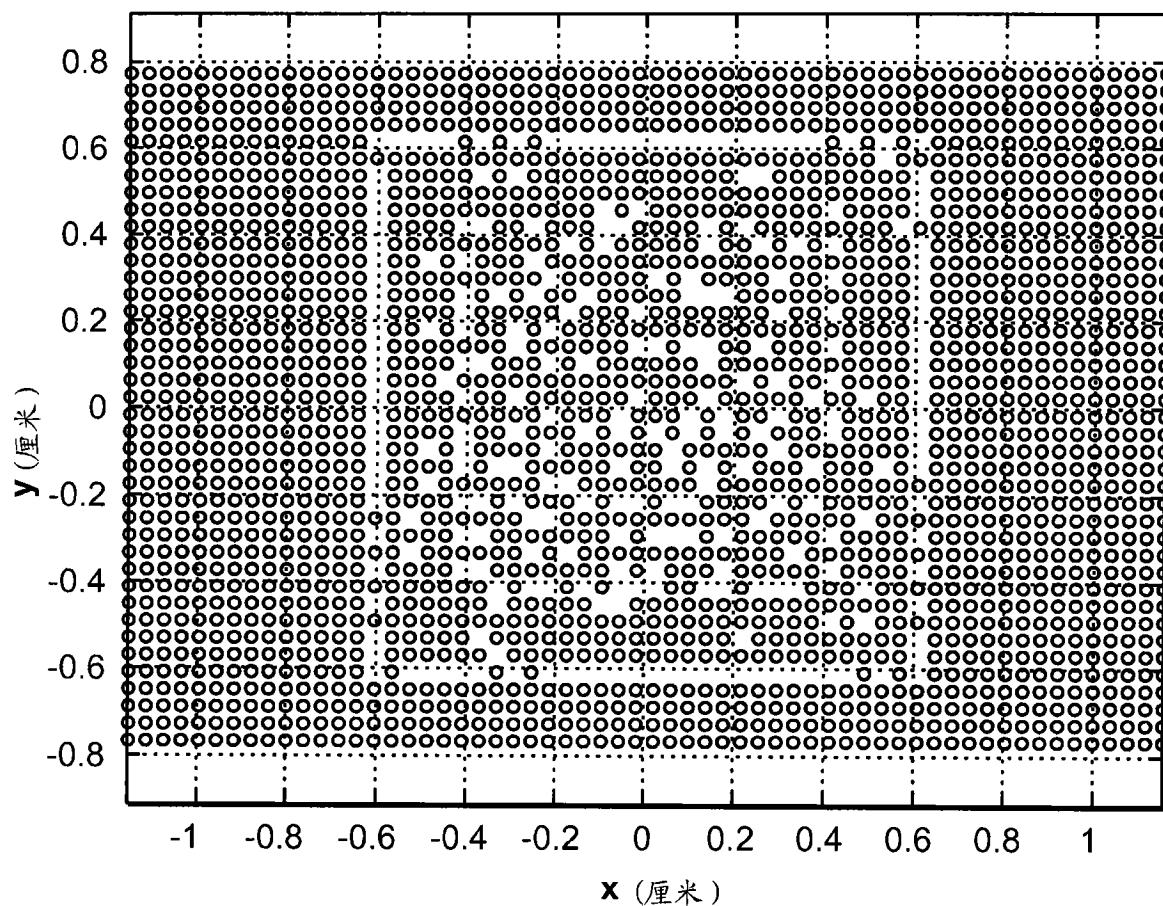


图 11

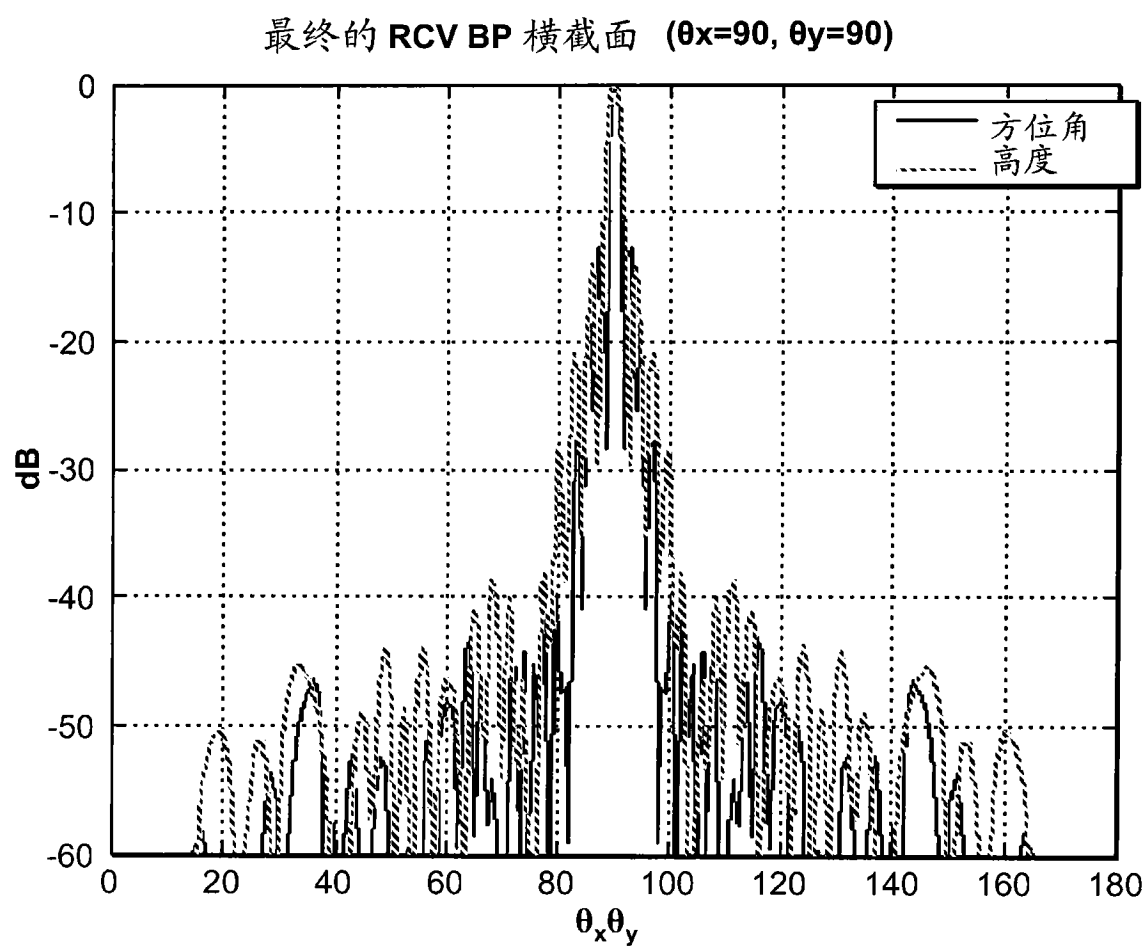


图 12

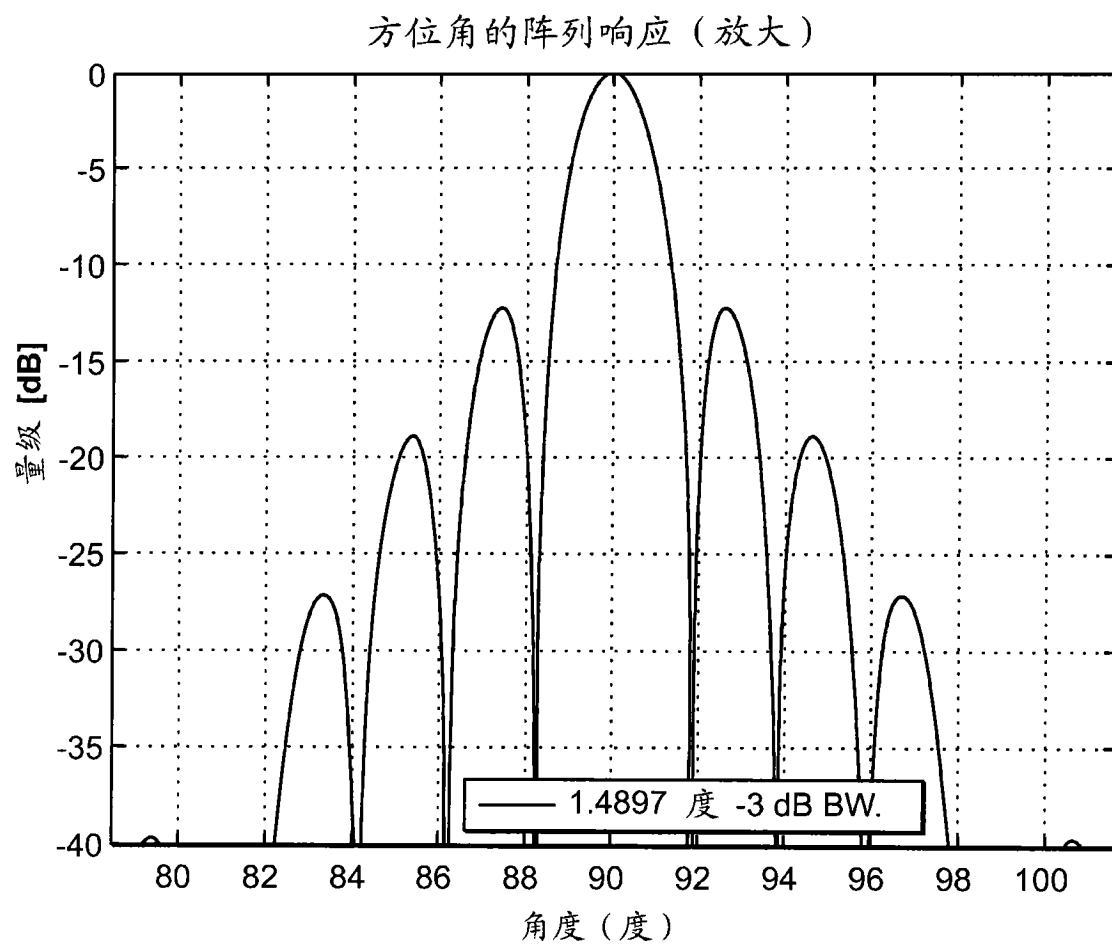


图 13

接收的随机阵列的射束图案

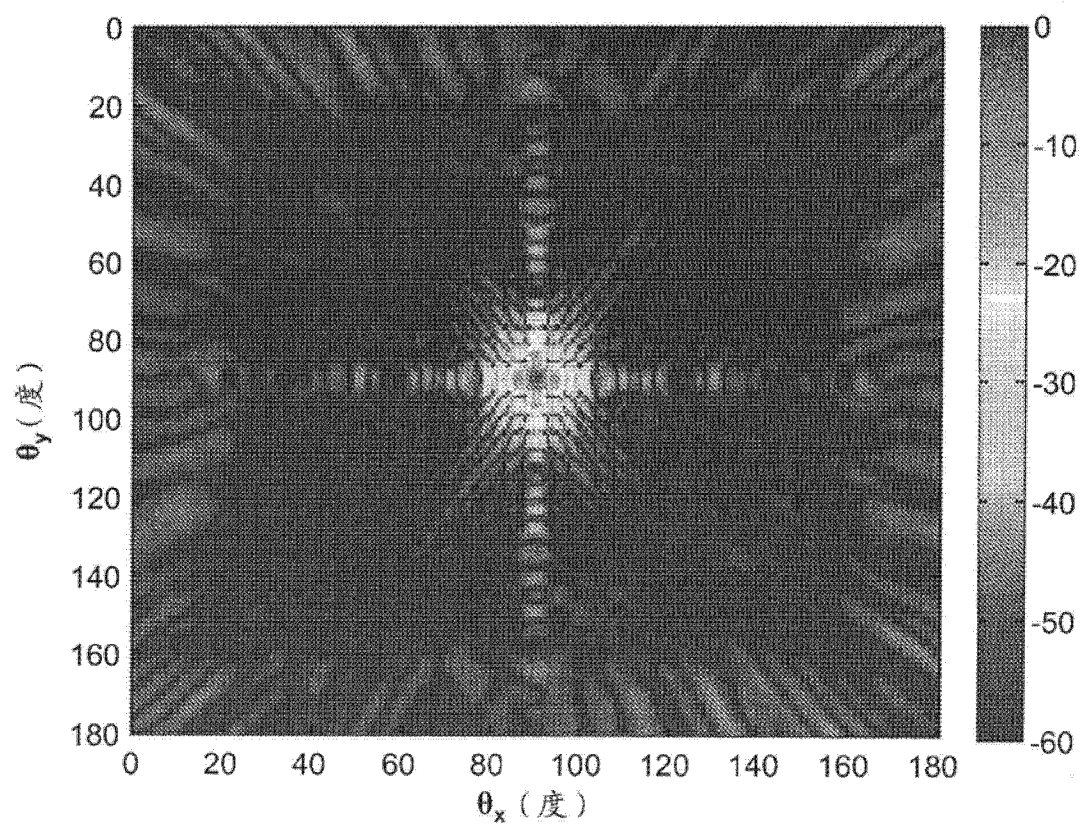


图 14

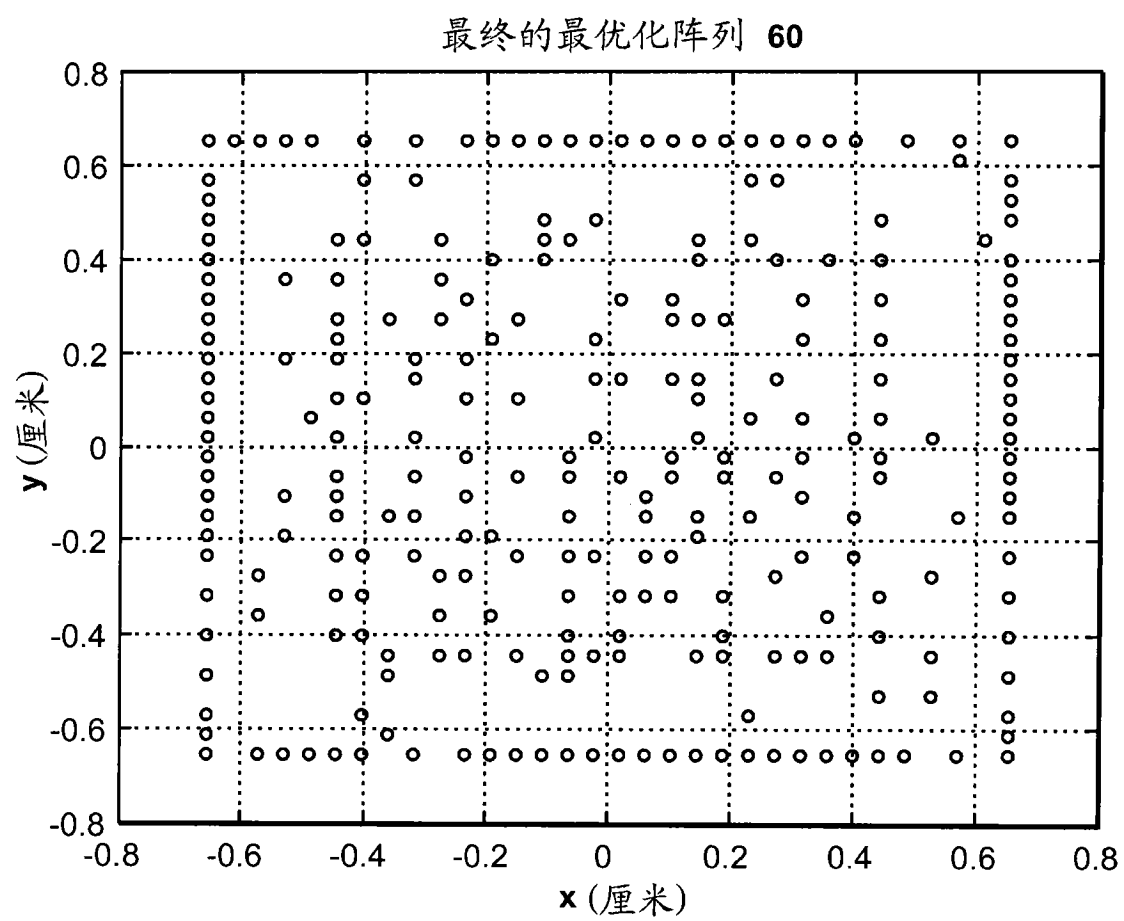


图 15

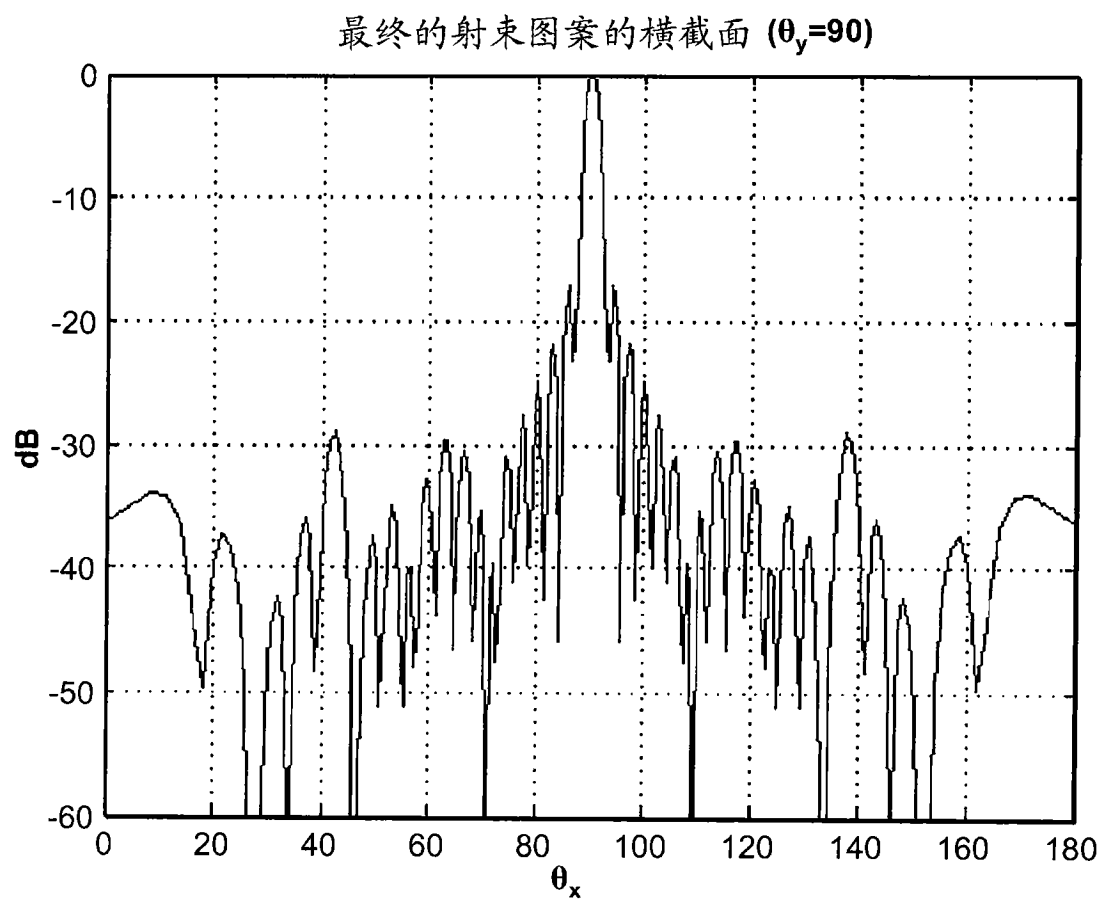


图 16

最终的随机阵列中的射束图案

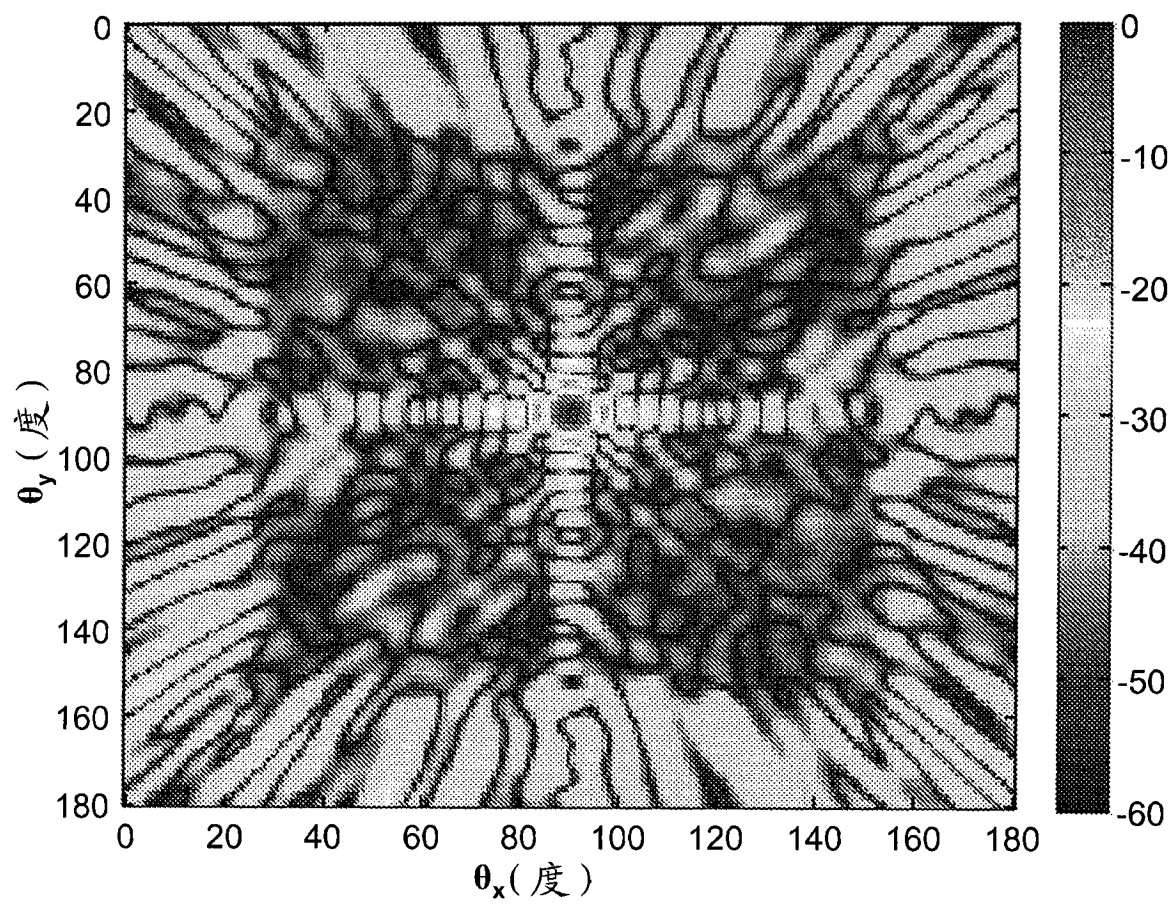


图 17

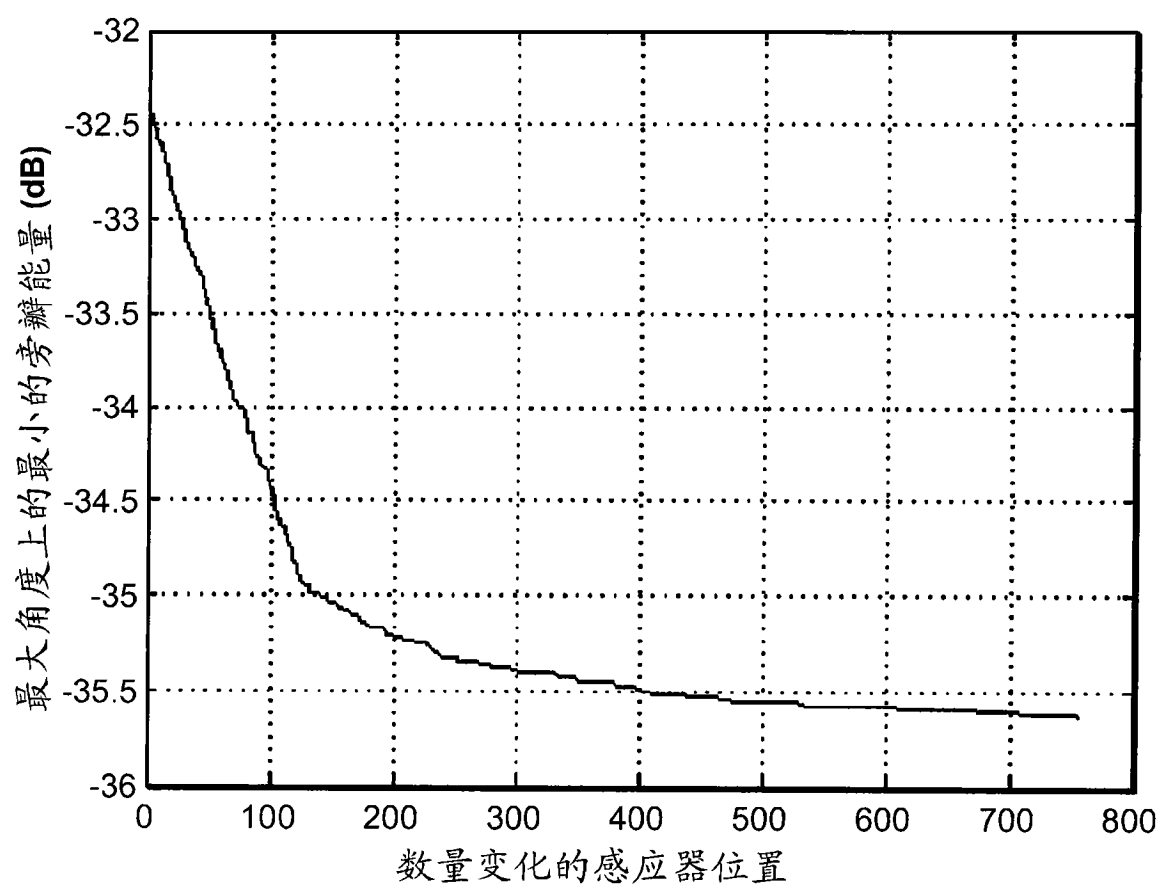
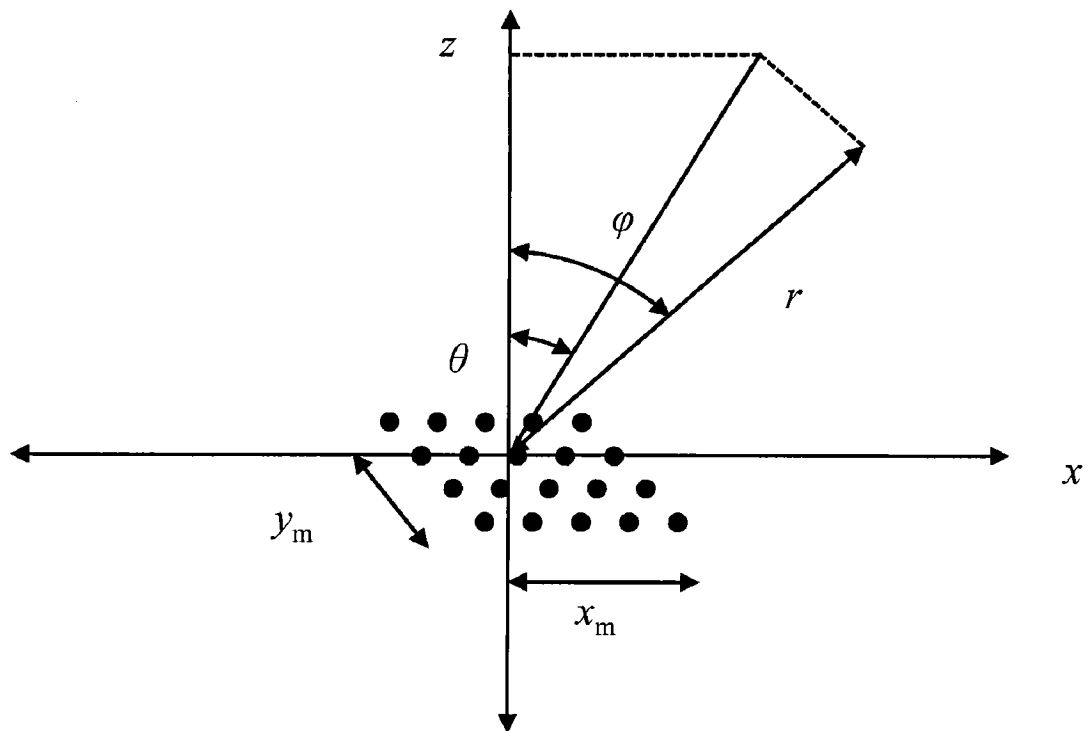


图 18

2D 阵列的微分延时方程式



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

方向可控的二维阵列

图 19

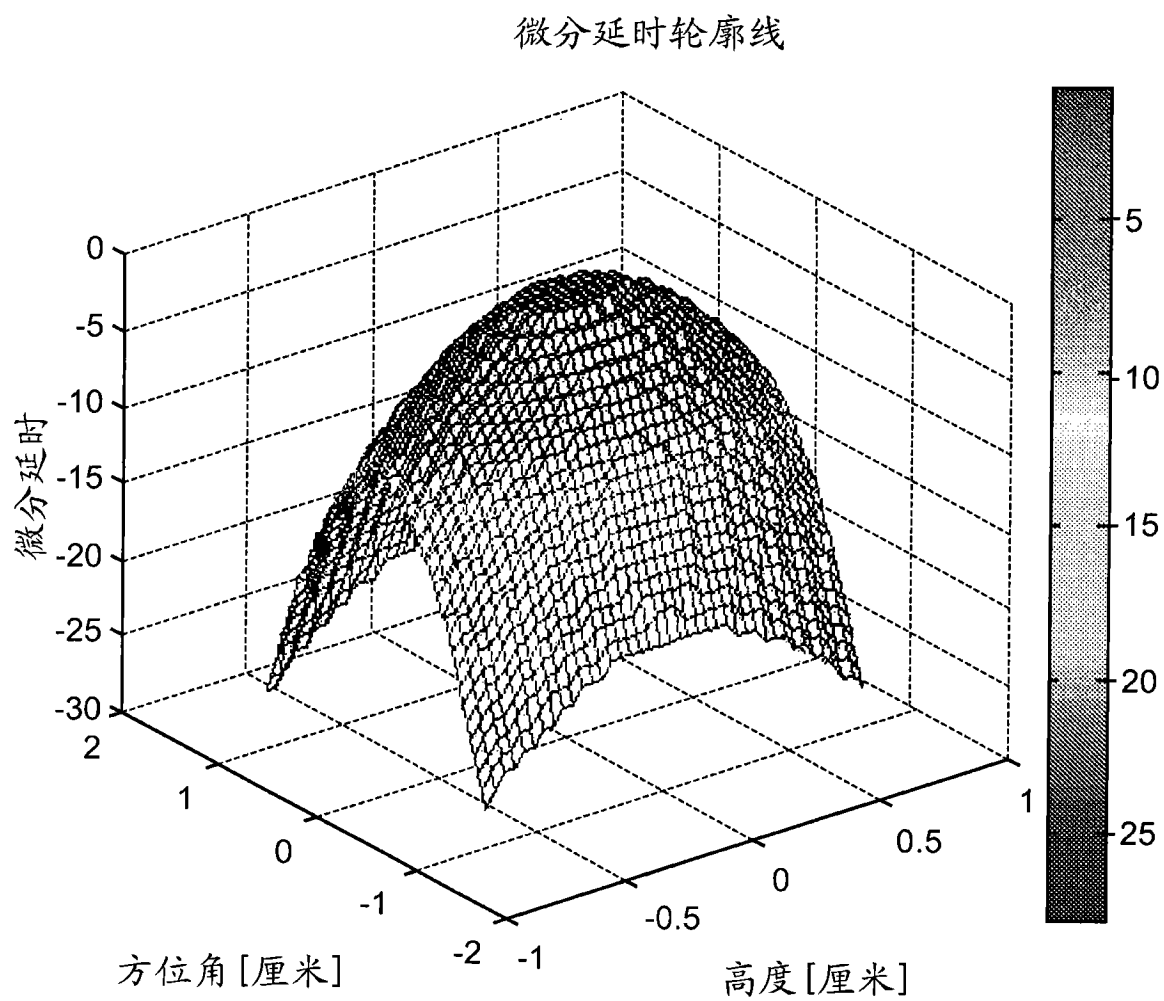


图 20

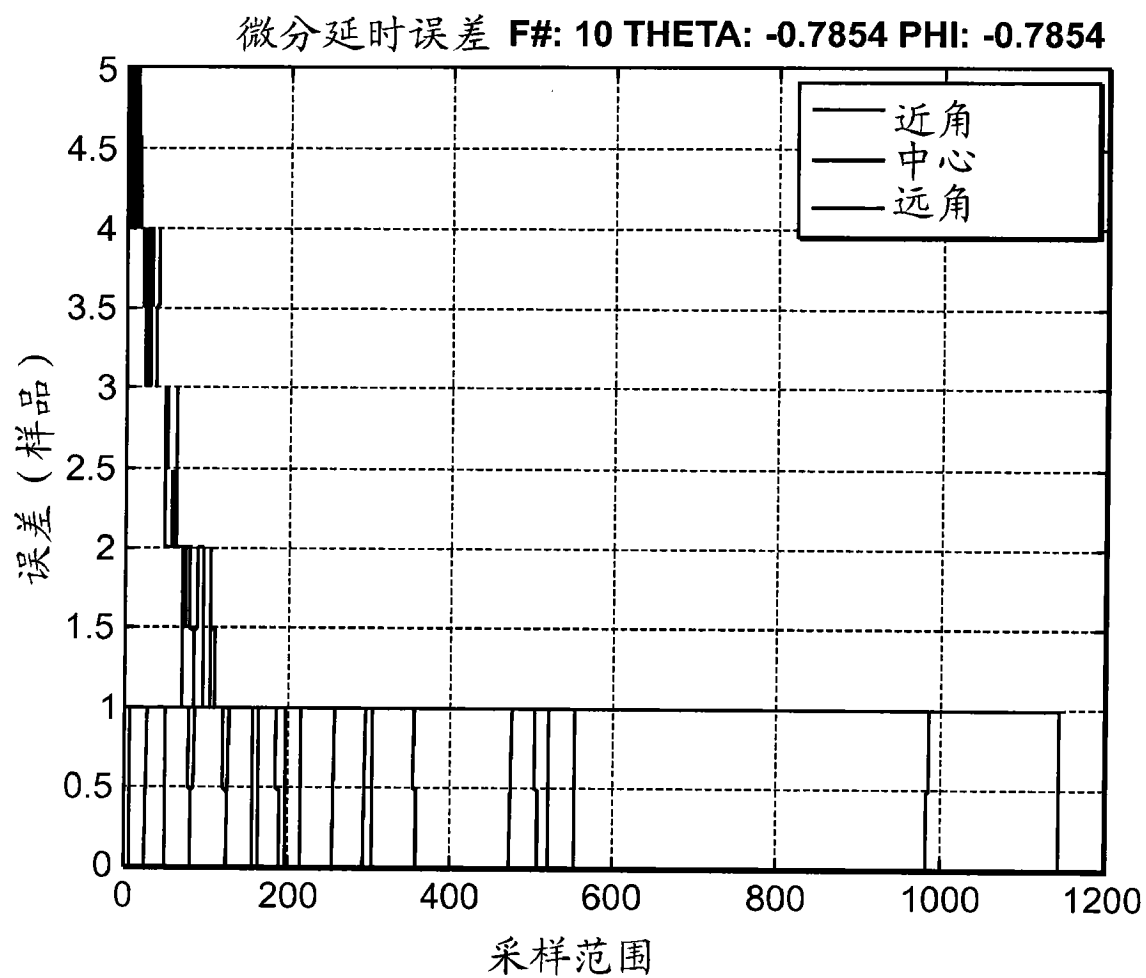


图 21

后端分层级的4条
并行的射束形成过程

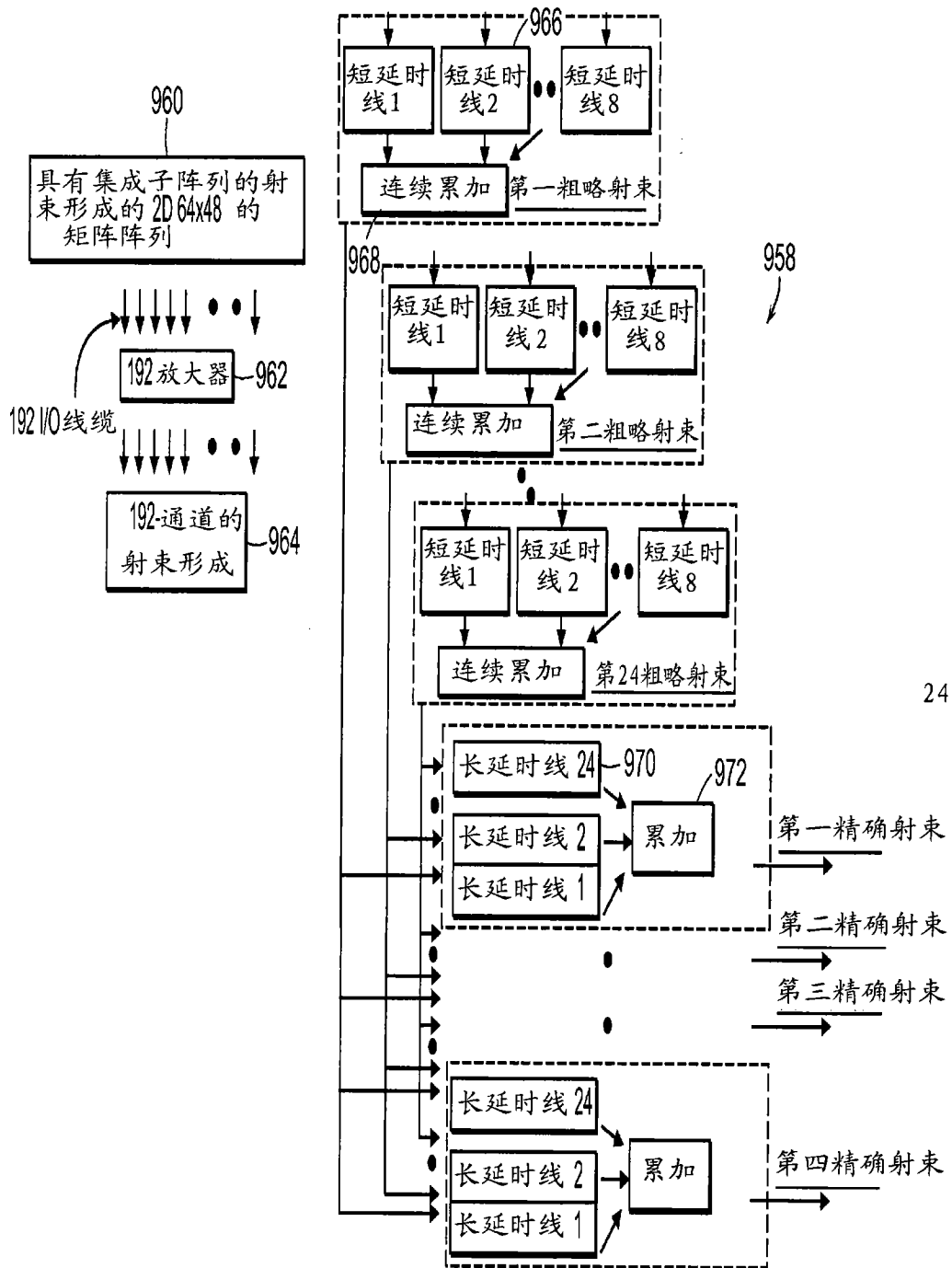


图 22A

后端分层级的4条
并行的射束形成过程

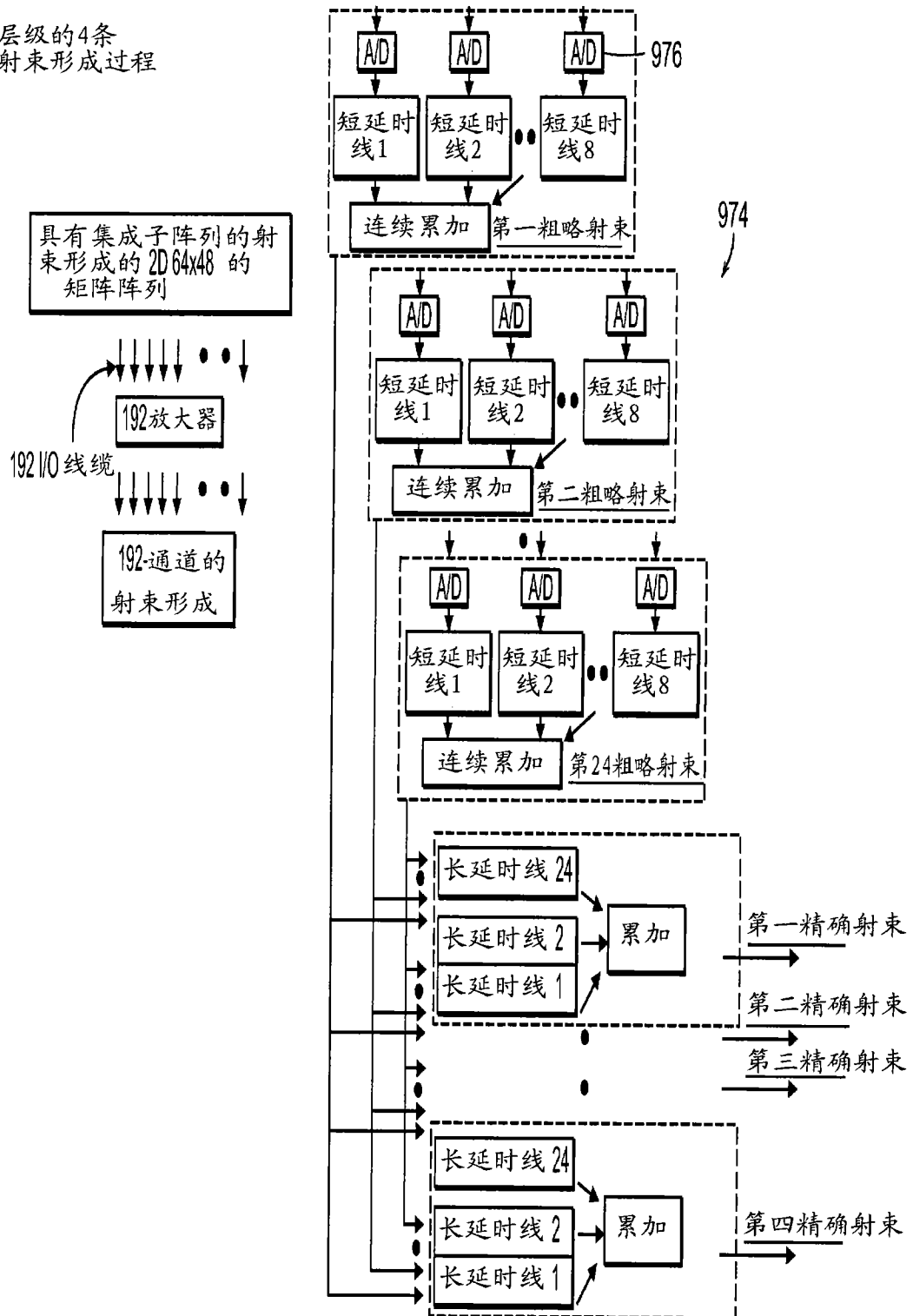


图 22B

具有嵌入式的A/D转换器的
后端分层级的4条并行的
射束形成过程

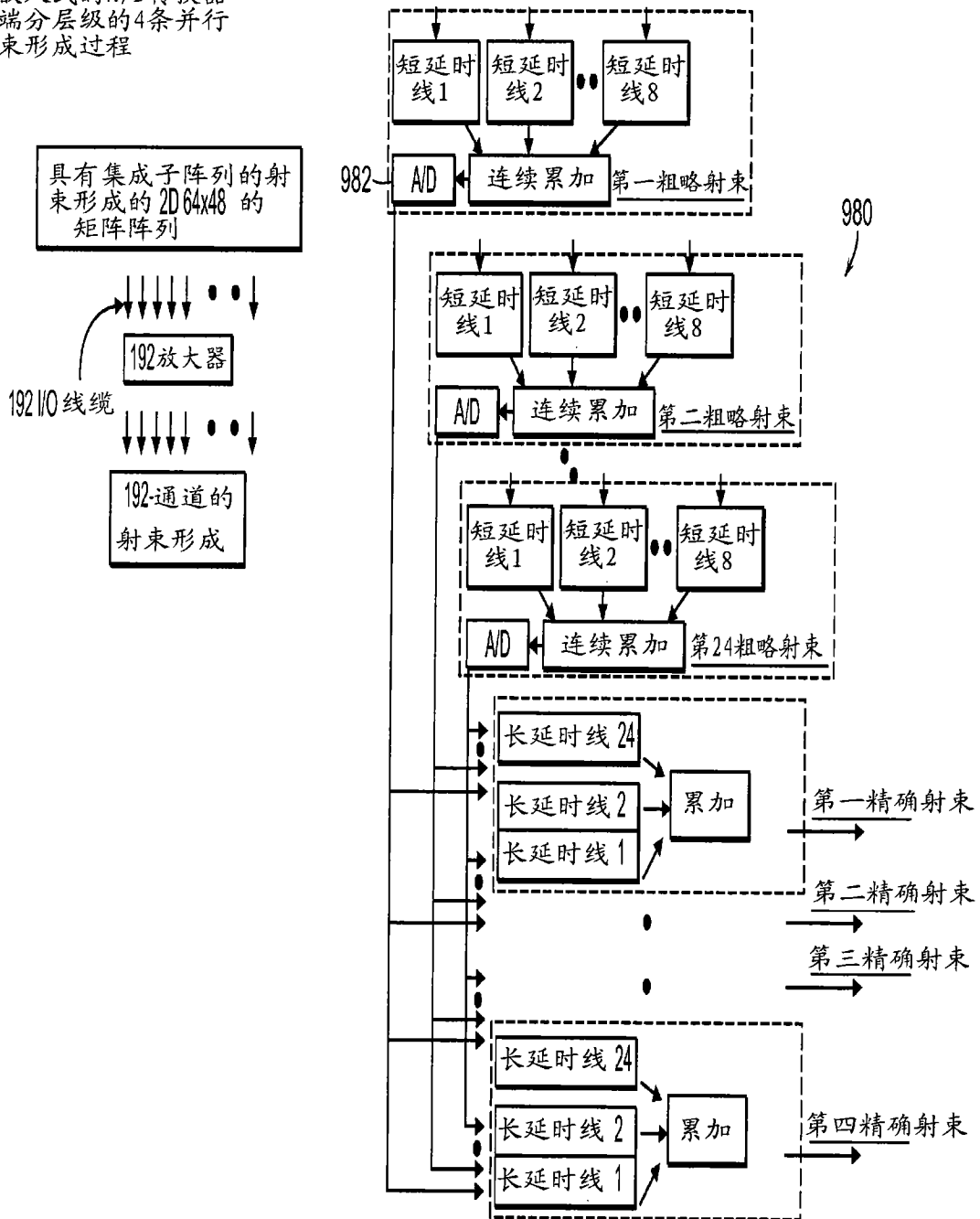
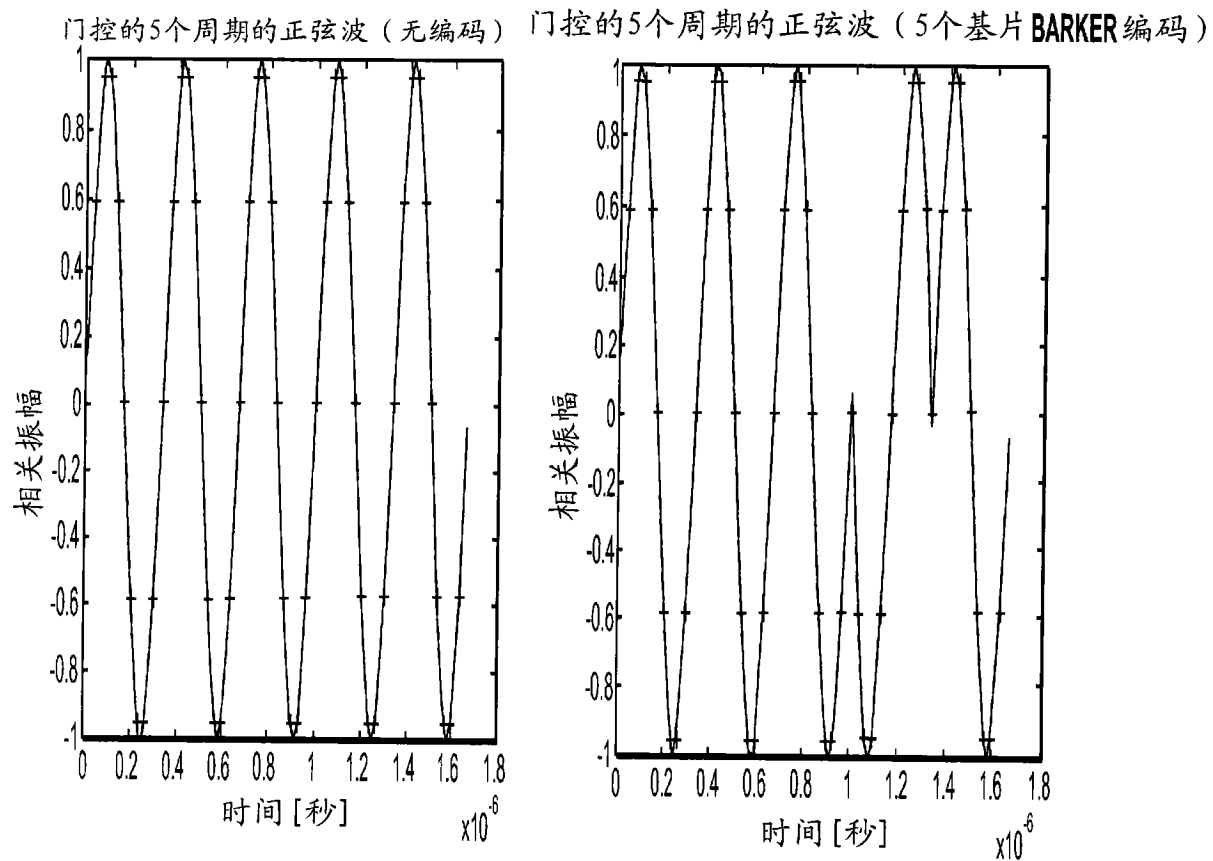


图 22C

展布频谱的励磁发射的波形

—连续
+ 采样



没有展布频谱编码的5个周期
的3MHz的正弦曲线

具有5个基片的 **BARKER** 编
码的门控3MHz的正弦曲线

[111-11]

图 23A

图 23B

重复采样的展布频谱的编码发射的波形

基础脉冲=1



图 24A

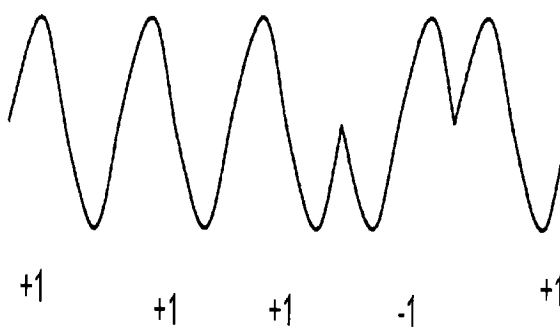
具有5个基片的
Barker 编码的基础脉冲

图 24B

6倍重复采样的
发射波形

图 24C

具有集成的匹配过滤器
的后端分层级的4条并行的
射束形成过程

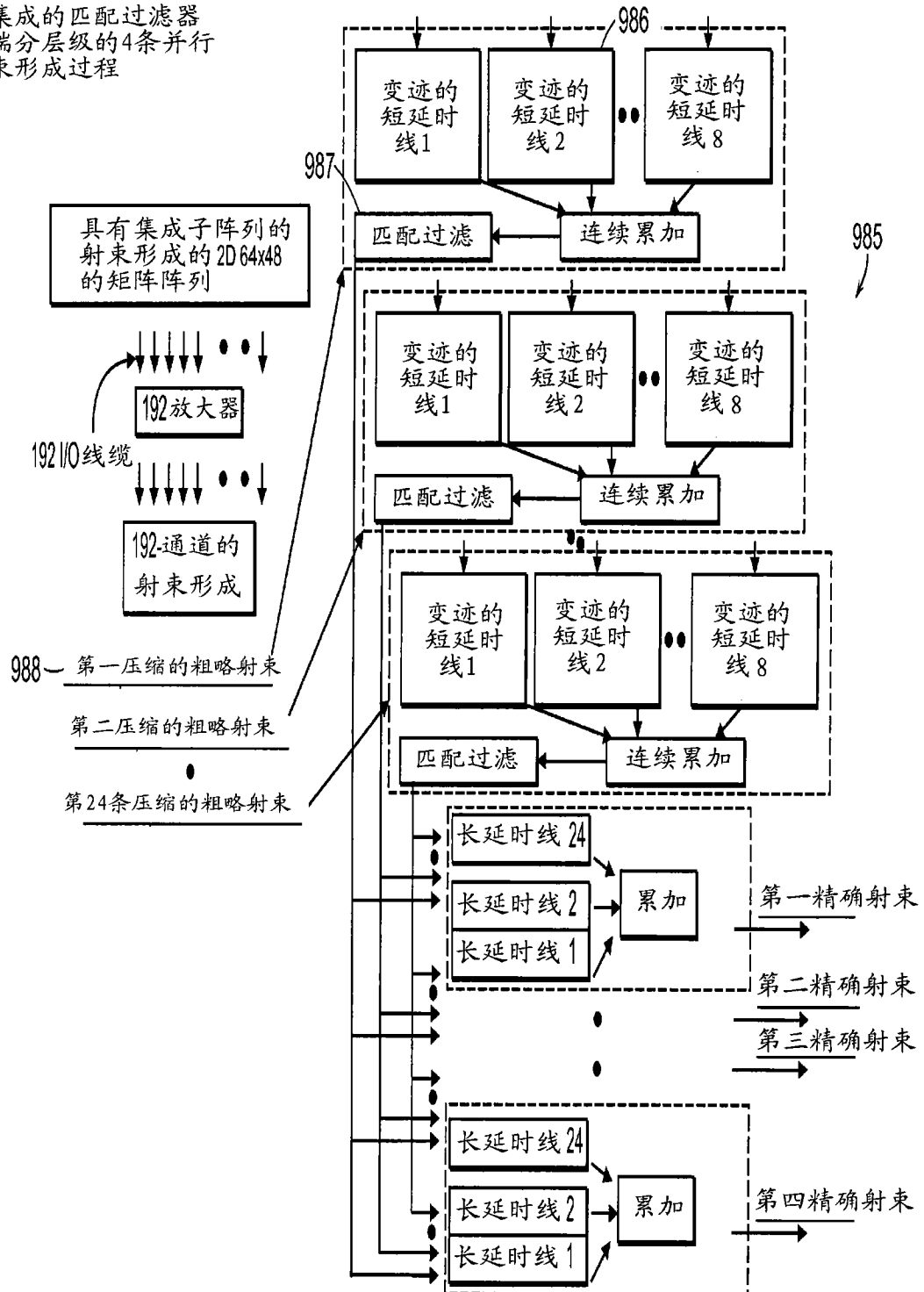


图 25A

具有集成的匹配过滤器&
嵌入式A/D转换器的后端
分层级的4条并行的射束
形成过程

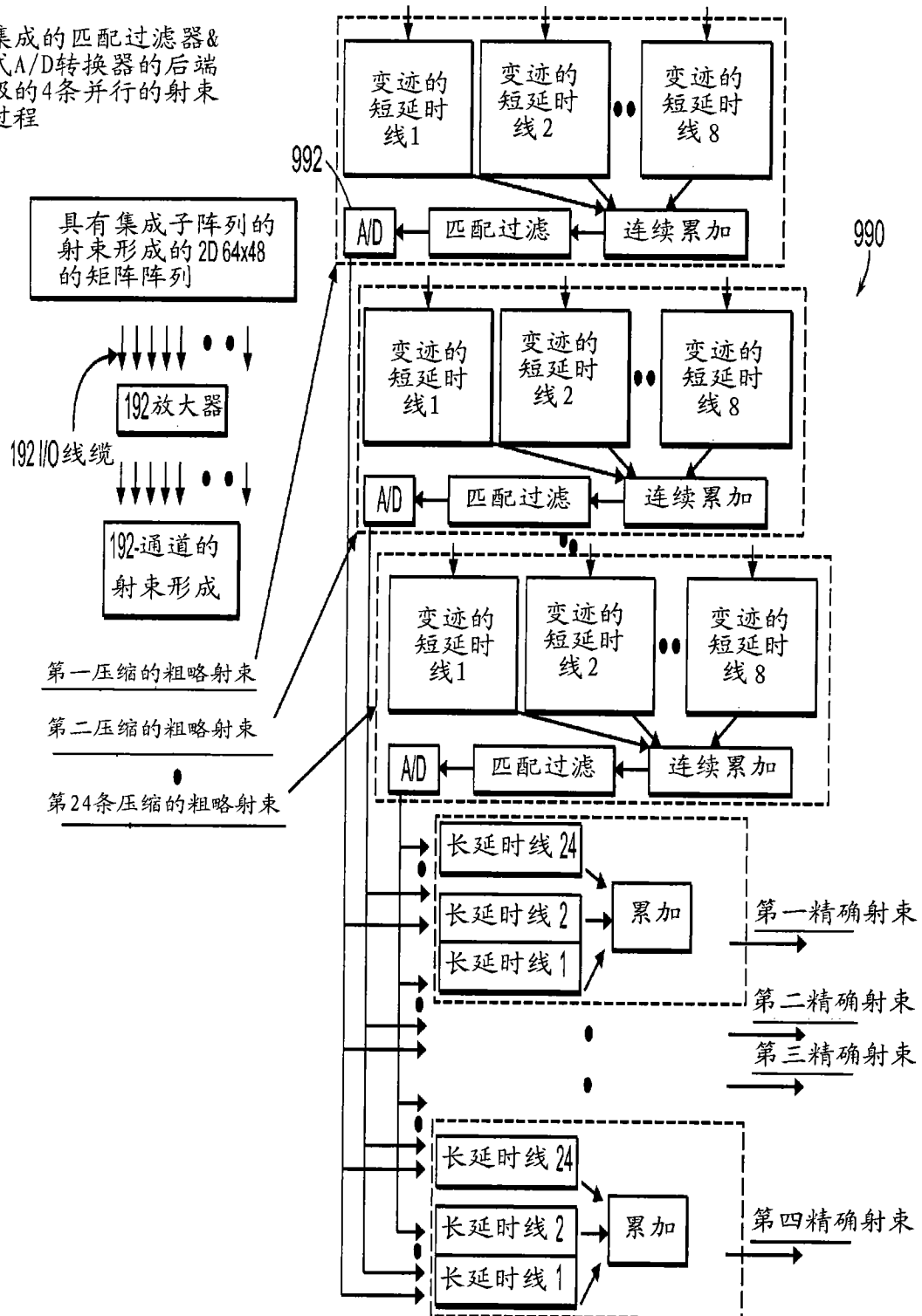


图 25B

匹配过滤器的执行过程

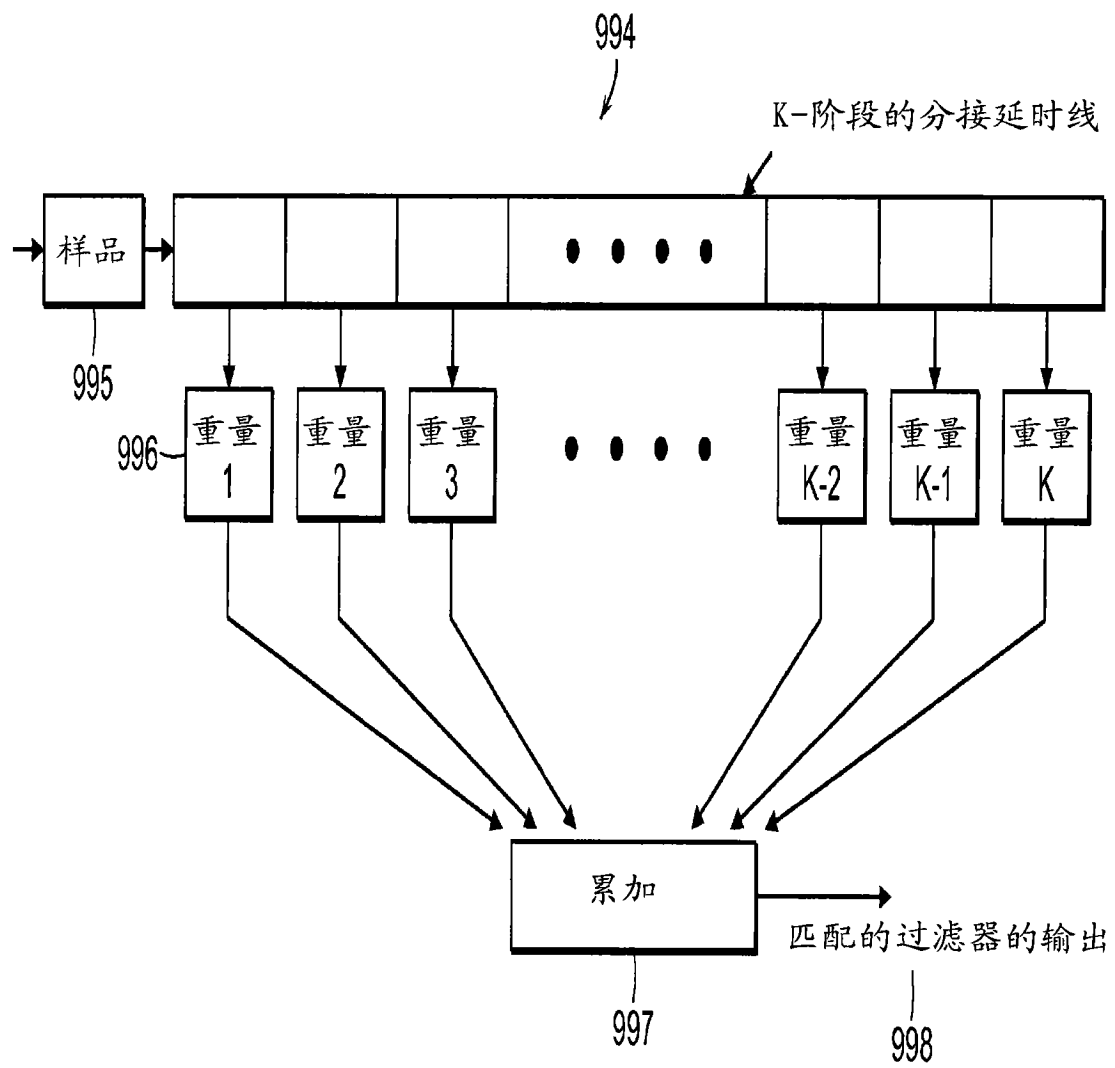
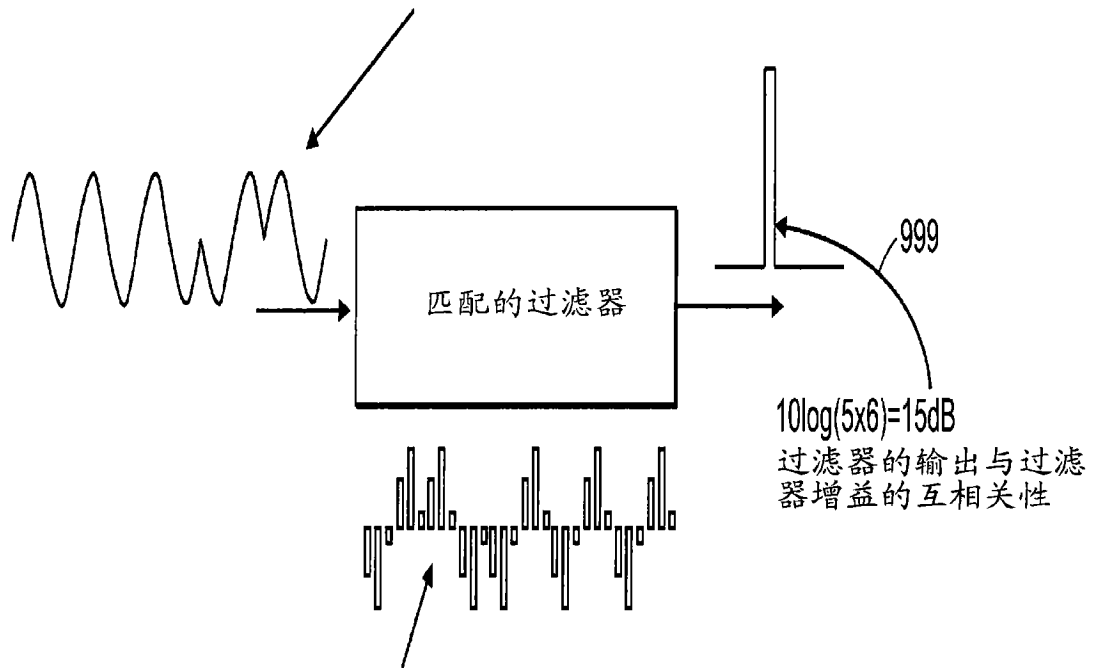


图 25C

匹配的过滤器输出与过滤器增益
的互相关性

来自于附图24C中所示的5个基片的BARKER编码发射的波形的回波



6倍重复采样的分接重量被选择用于的附图24C
中所示的发射波形的倒置时间

图 25D

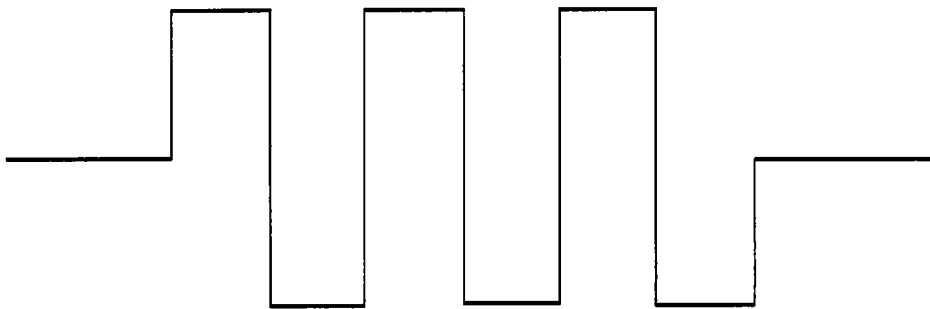


图 26A

3个周期的方波频谱和正弦波

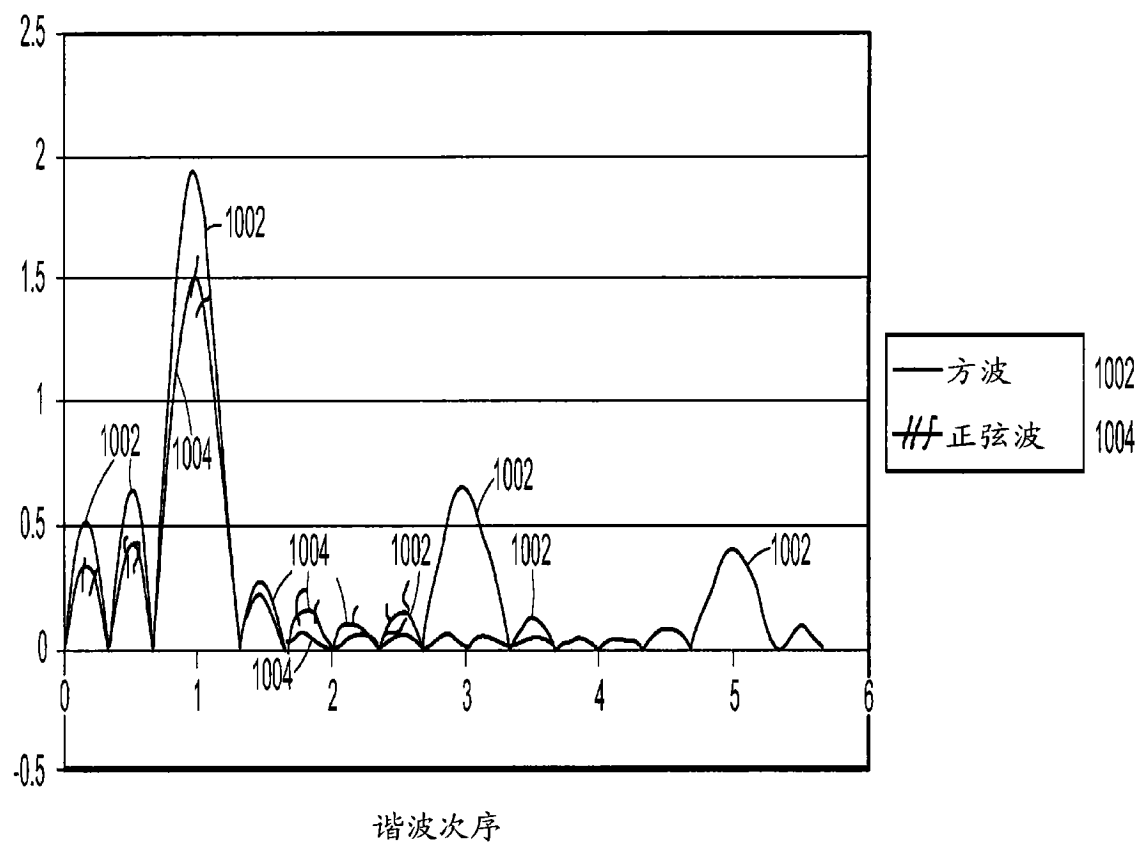


图 26B

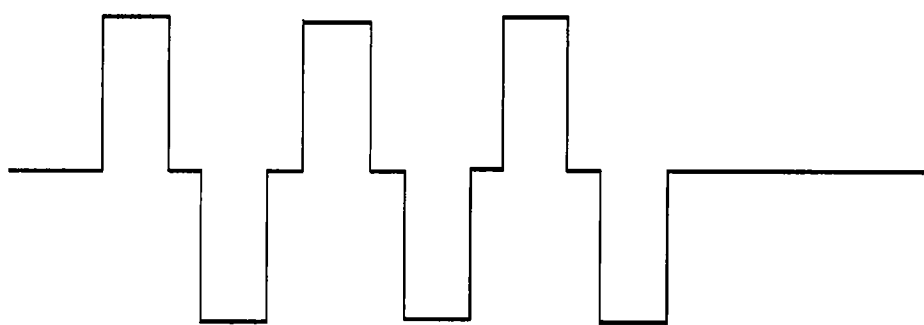


图 26C

3个周期的经过修改的方波频谱和正弦波

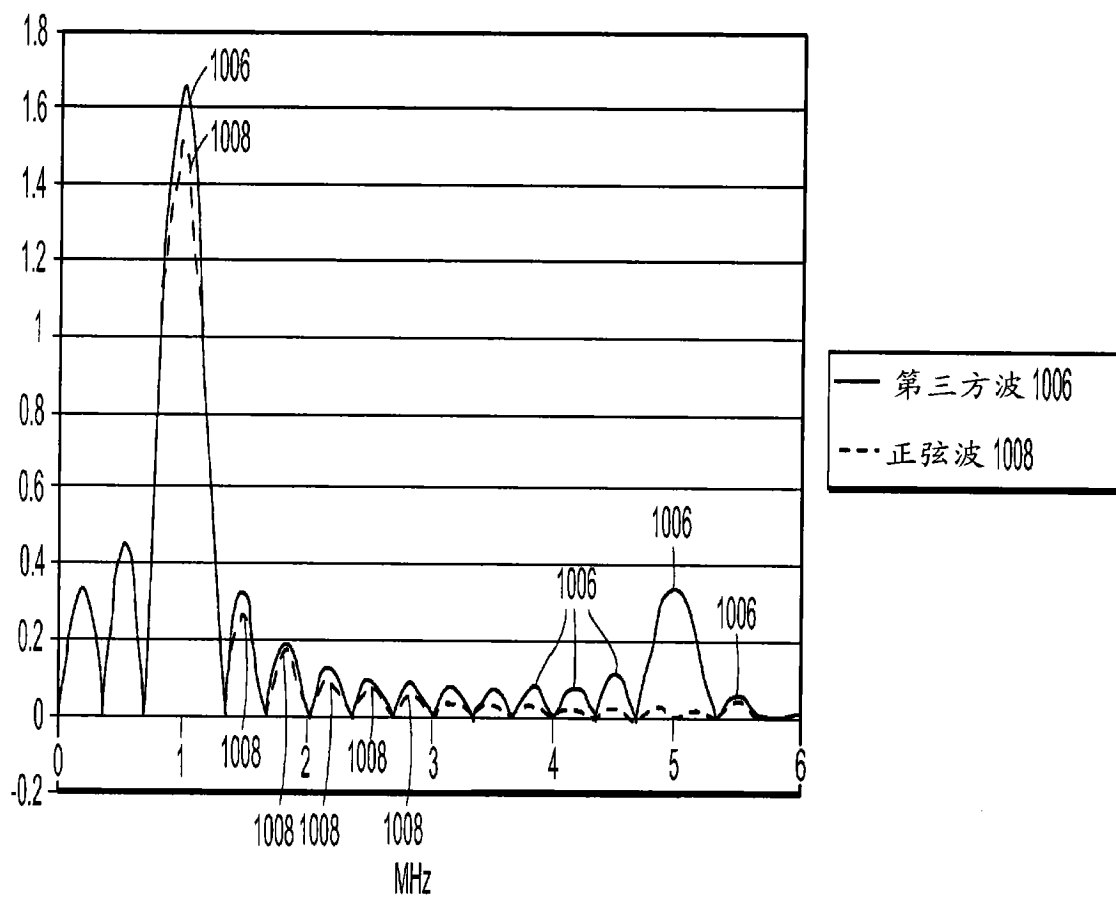


图 26D

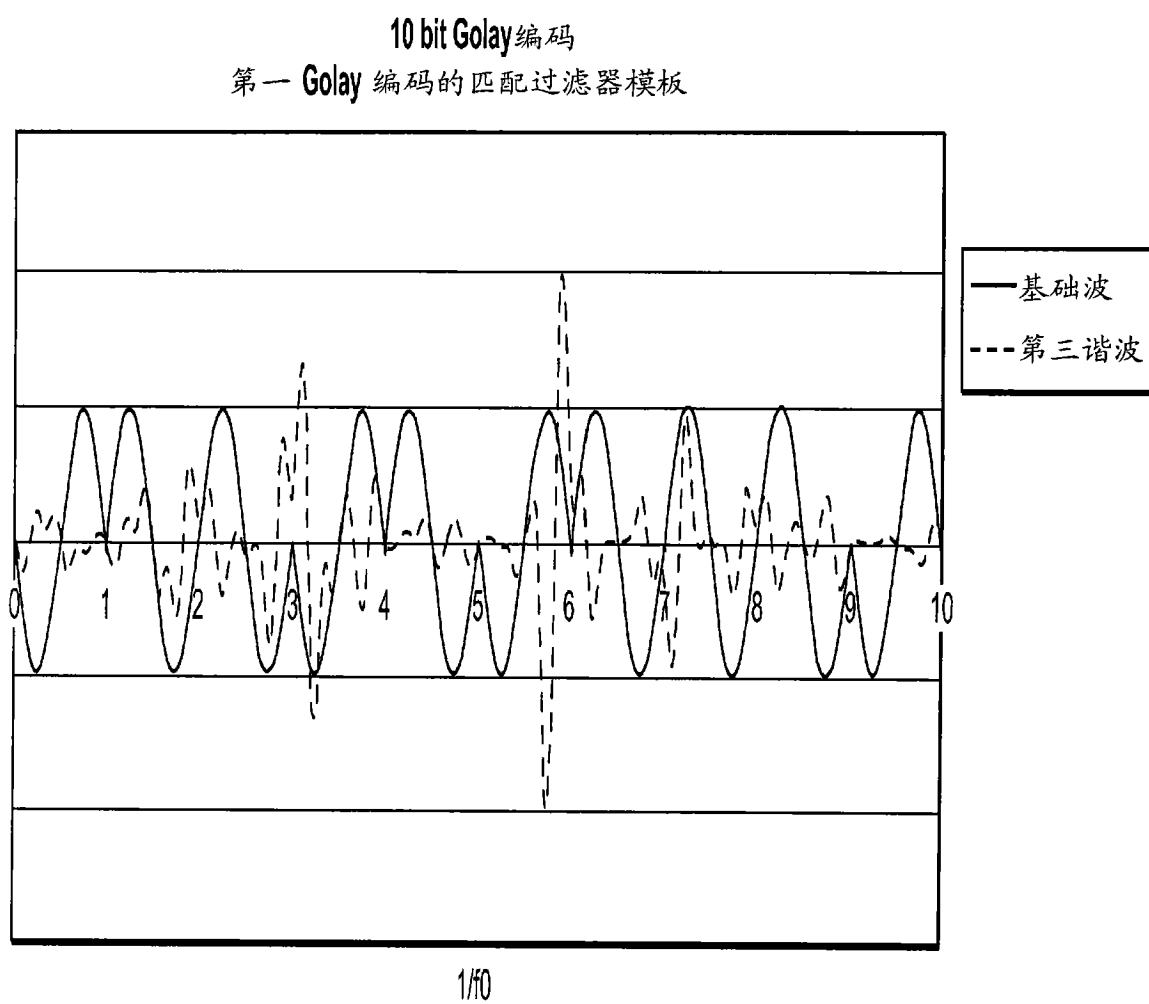


图 27A

第二 Golay 编码的匹配过滤器模板

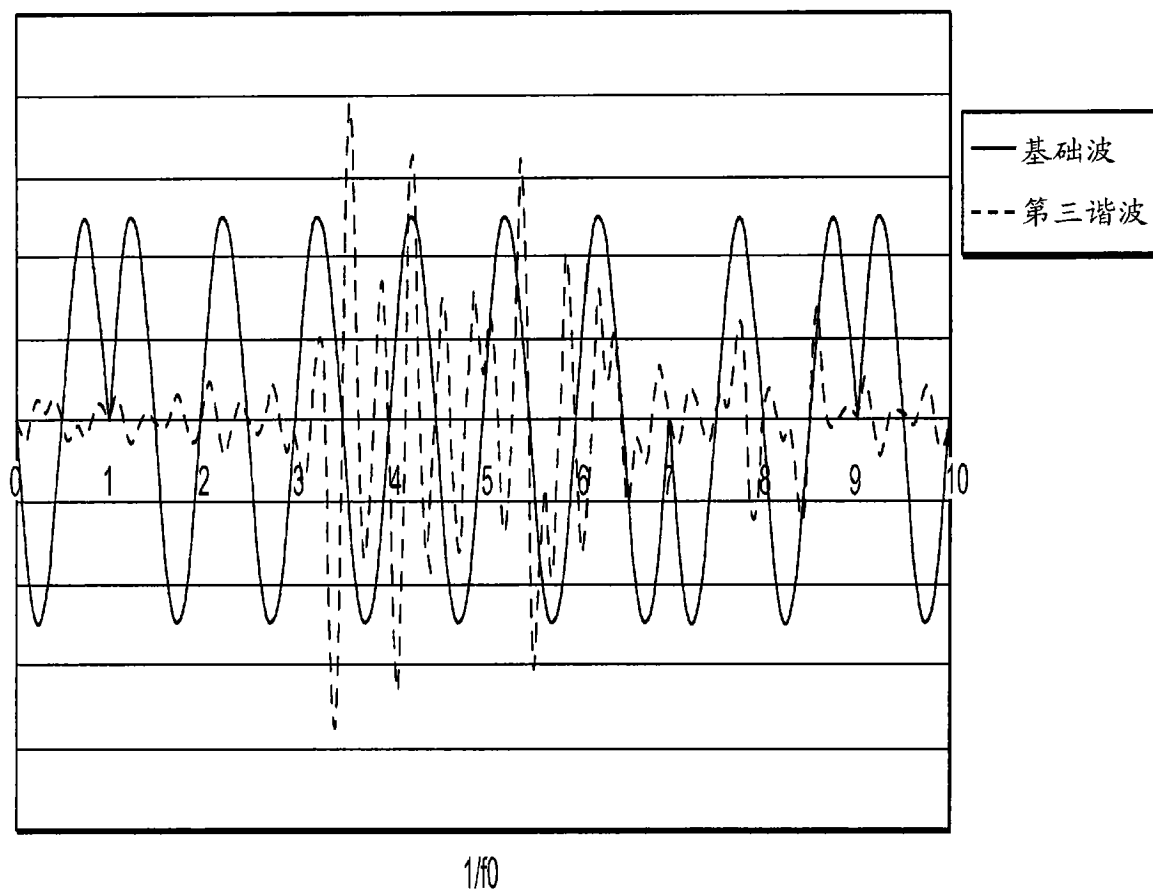


图 27B

第一 Golay 编码的匹配过滤器模板的自相关性

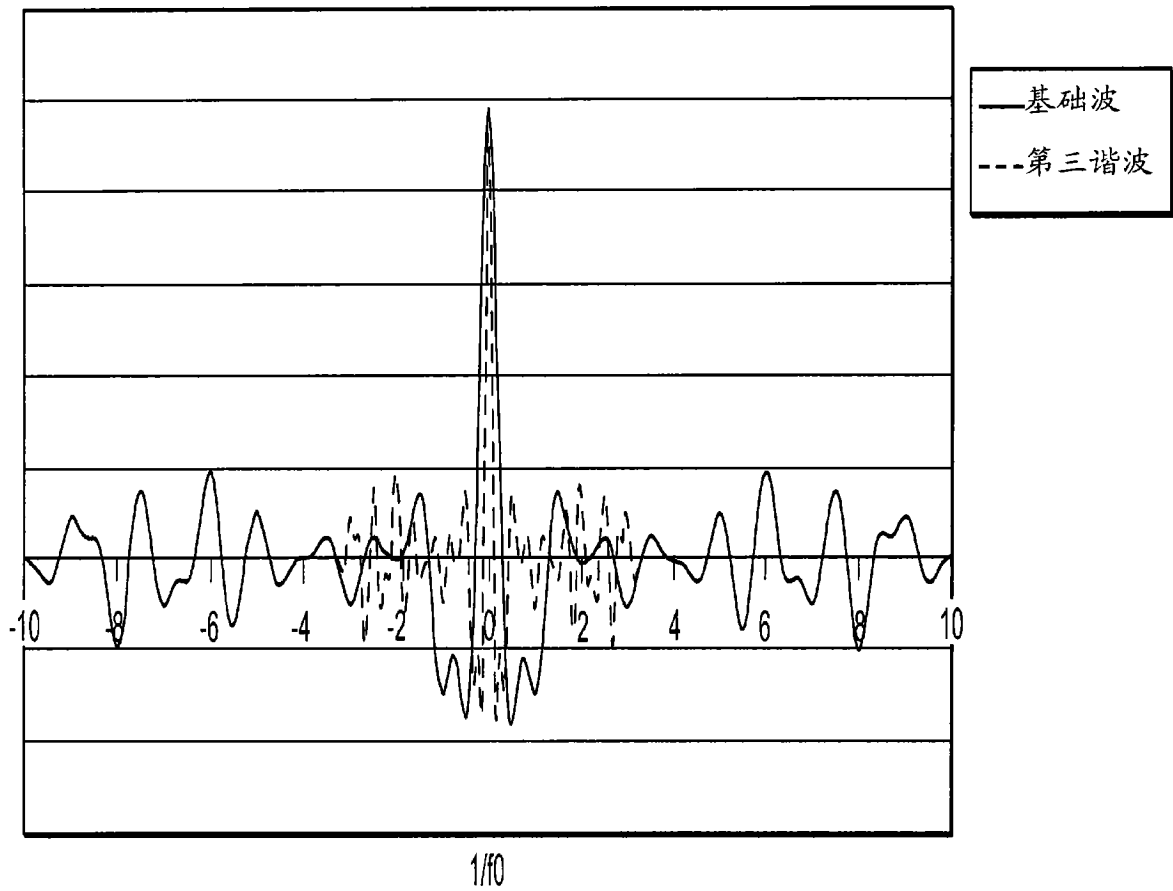


图 27C

第二 Golay 编码的匹配过滤器模板

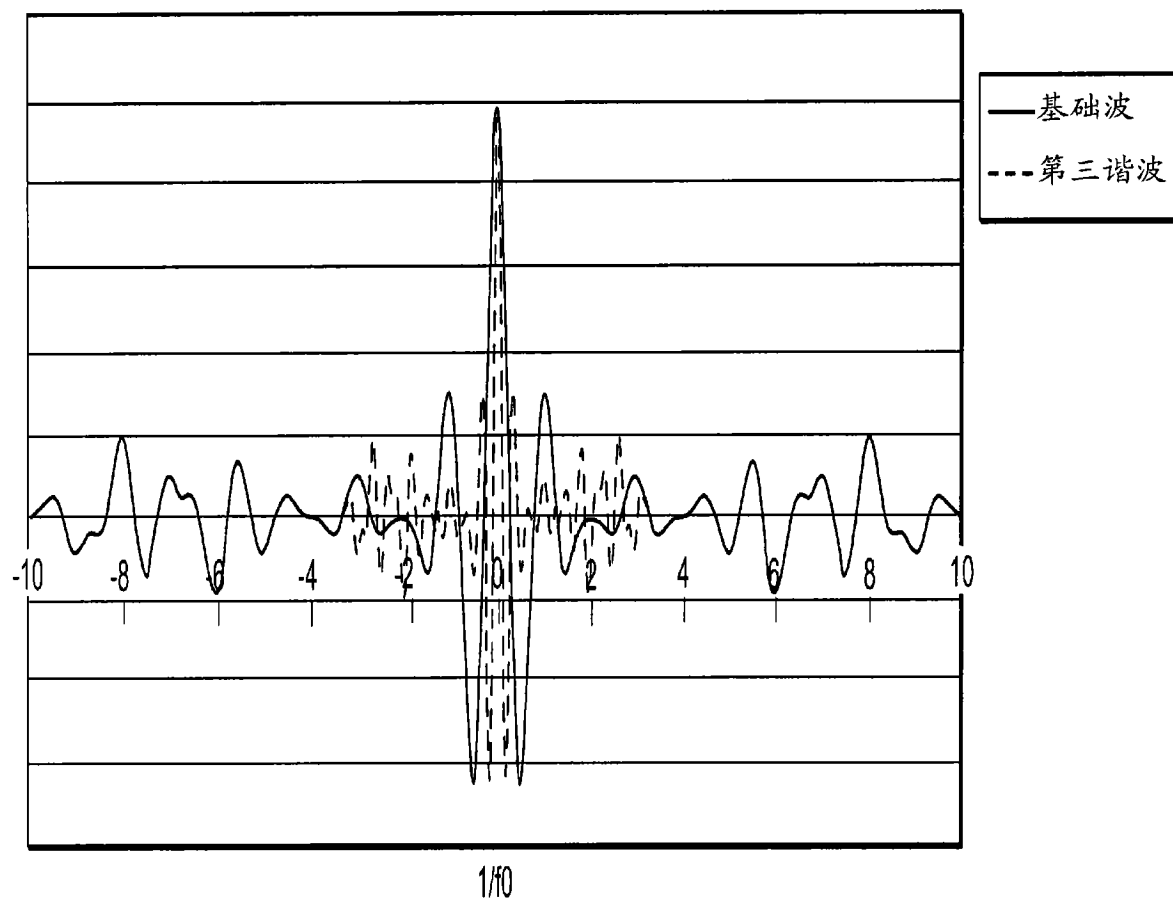


图 27D

Golay 匹配滤波器模板的2个自相关性的总和

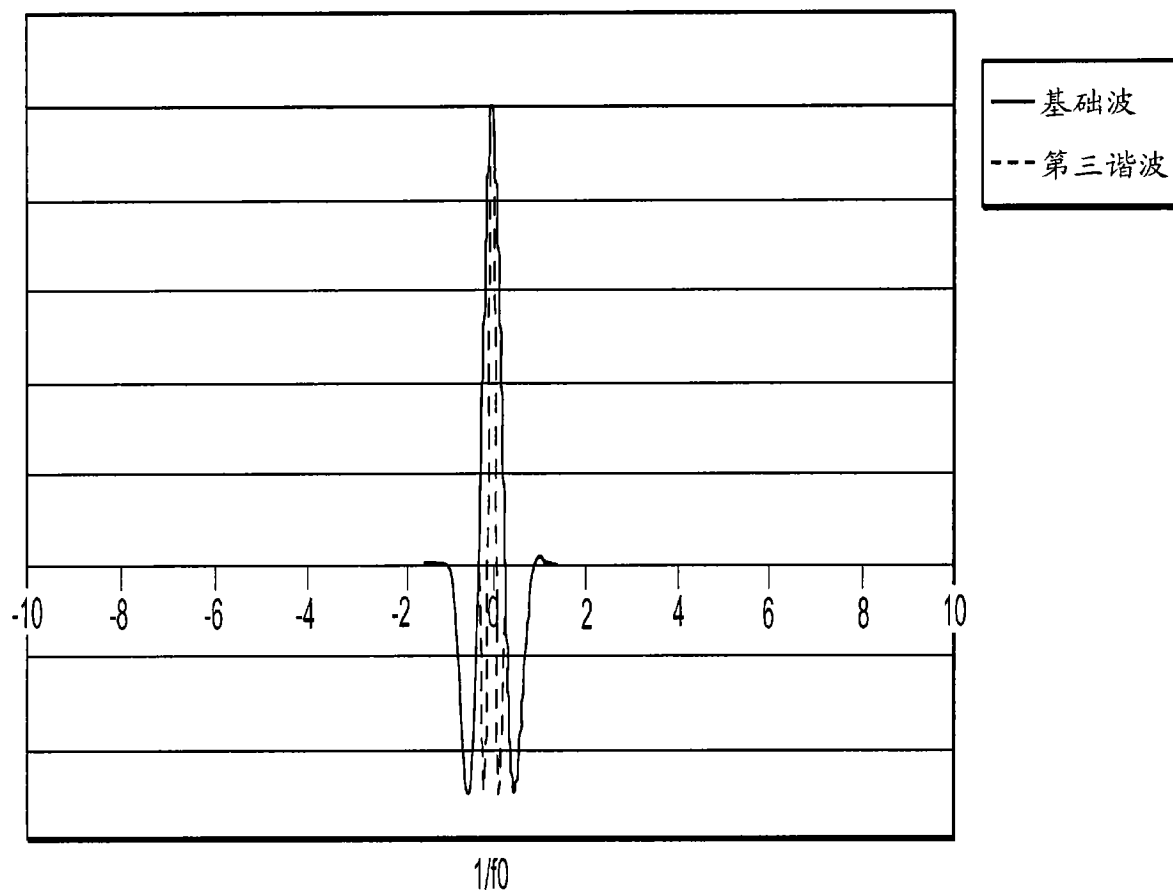


图 28

当对基础波进行12次重复采样和对第三谐波进行4次
重复采样时的第一个10bitGolay编码的第三谐波的模板

-0.015392,-0.055771,0.038076,0.028839,0.046853,0.000259,-0.048214,-0.009984,-0.013817,0.020245,-0.004117,-0.044618,
0.030906,0.022020,0.097704,-0.000757,-0.093799,-0.074193,-0.097050,0.142495,0.042181,0.099716,-0.067330,-0.053362,
0.022042,-0.002163,-0.010761,-0.100456,-0.129251,0.189798,0.088411,0.316329,-0.213122,-0.167861,-0.064531,-0.003720,
0.083276,-0.070915,-0.083733,0.127971,0.020194,-0.014892,0.009126,0.008148,0.040448,0.000549,-0.043114,0.022710,
0.027442,-0.041731,-0.006600,0.008397,-0.007585,0.000156,-0.061273,-0.004199,0.082287,-0.264062,-0.318569,0.481301,
0.108905,0.136914,-0.096247,-0.069733,-0.000691,-0.000256,0.002329,0.040045,0.054824,-0.078496,-0.054176,-0.229860,
0.152626,0.125593,-0.005188,0.001191,-0.000668,-0.054478,-0.065915,0.098890,0.033579,0.090236,-0.060225,-0.049422,
0.032035,0.000060,-0.032161,0.046696,0.054664,-0.083551,-0.014466,0.002113,-0.000411,-0.001898,0.011159,-0.000548,
-0.008619,-0.024835,-0.029946,0.045572,0.001212,-0.037556,0.023807,0.021806,-0.034198,0.000463,0.031978,0.003634,
0.006351,-0.008773,0.001272,0.014401,-0.009098,-0.008516,0.021538,0.000056,-0.021791,0.011059,0.011931,-0.018845,

图 29A

当对基础波进行12次重复采样和对第三谐波进行4次
重复采样时的第二个10bitGolay编码的第三谐波的模板

-0.008824,-0.027820,0.018987,0.014484,0.022302,0.000084,-0.022707,-0.009818,-0.013431,0.019342,0.008085,0.026831,
-0.017775,-0.014816,0.009059,0.000063,-0.009323,0.016580,0.019067,-0.029635,0.003022,0.047155,-0.030950,-0.025664,
0.016604,-0.000309,-0.015470,0.021140,0.030068,-0.042896,-0.024019,-0.083412,0.048176,0.058593,-0.344816,-0.001070,
0.349552,-0.102440,-0.094334,0.158912,-0.027233,-0.318685,0.205094,0.182789,-0.153202,0.001818,0.144812,-0.094923,
-0.105323,0.162640,0.053721,0.131823,-0.085303,-0.076091,0.284995,-0.002813,-0.270784,-0.104963,-0.139483,0.205625,
0.006984,-0.161162,0.106390,0.086570,0.091730,0.000959,-0.096384,-0.032134,-0.041338,0.061265,0.003944,-0.037130,
0.023690,0.021028,-0.028005,0.001484,0.020683,0.068112,0.084937,-0.127466,-0.017313,0.030932,-0.021416,-0.013993,
-0.116830,-0.000396,0.118731,-0.007615,-0.004045,0.008446,0.010447,0.048092,-0.031976,-0.026087,0.007071,-0.000045,
-0.006843,0.023280,0.028564,-0.042842,-0.011970,-0.023449,0.014763,0.014419,-0.073420,0.000537,0.070745,0.018747,
0.025976,-0.037990,0.003225,0.055044,-0.036558,-0.029401,-0.016851,-0.000558,0.019591,-0.003528,-0.003314,0.005625,

图 29B

10基片的GCP编码MF输出的对数量级

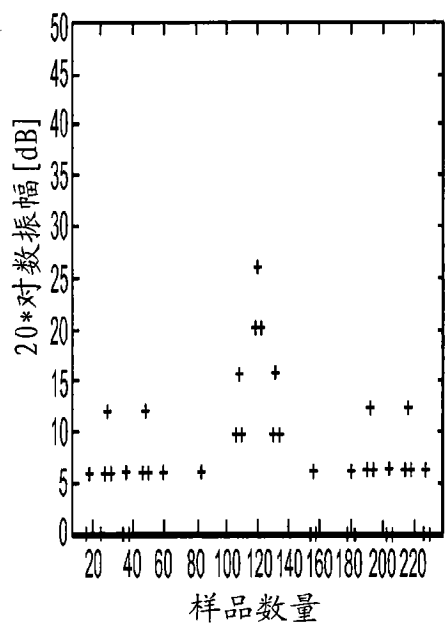


图 30A

10基片的GCP编码MF输出的对数量级

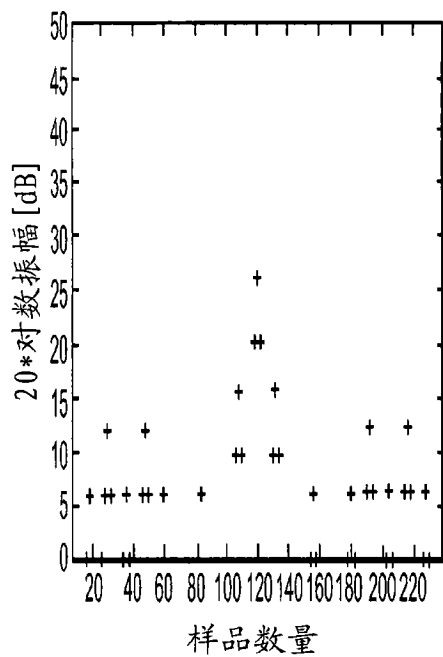


图 30B

10基片的GCP编码匹配过滤的输出 (RF)

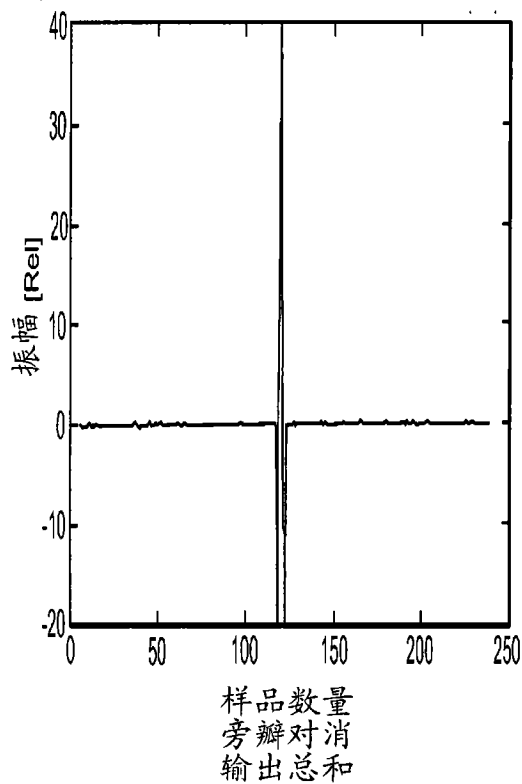


图 30C