



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107530061 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201680028663.1

(22)申请日 2016.03.16

(30)优先权数据

62/135,066 2015.03.18 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.11.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/022723 2016.03.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/149427 EN 2016.09.22

(71)申请人 决策科学医疗有限责任公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 J.J.海斯 E.弗莱堡 D.克鲁泽

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 葛青

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

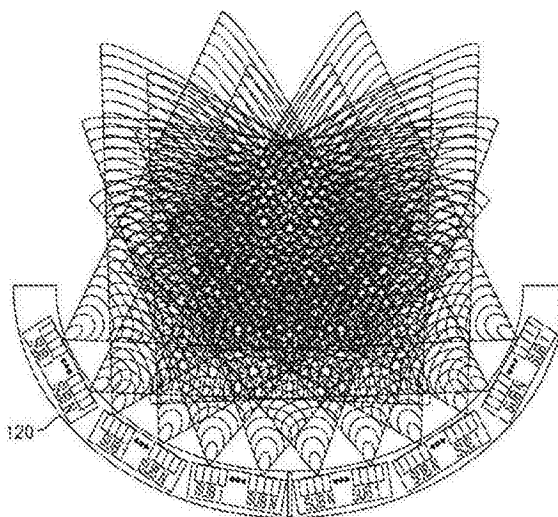
权利要求书3页 说明书13页 附图21页

(54)发明名称

合成孔径超声波系统

(57)摘要

公开了用于合成孔径声学成像、距离-多普勒测量、和治疗的系统、装置和方法。一个合成孔径声学系统包括波形生成和处理装置及声学探针装置，它们被设计为能够在合成孔径超声(SAU)应用中生成、发送、接收和处理相干、扩频、瞬时宽带、编码波形。



1. 一种合成孔径声学波形系统,包括:

(i) 波形生成和处理装置,包括:

波形生成器,其与一个或多个波形合成器通信,以根据由所述波形生成器提供的波形信息生成一个或多个波形,和

控制器单元,包括用以存储数据的存储器和联接到所述存储器以处理数据的处理单元;和

(ii) 声学探针装置,包括:

外壳本体,包括用以与生物对象的身体结构接合的成形部分,

一个或多个换能器部段,包括布置在所述外壳本体的所述成形部分上的换能器元件阵列,以将对应于由所述波形生成和处理装置生成的所述一个或多个波形的声学波形朝向生物对象中的目标容积部发送、并接受从所述目标容积部的至少部分返回的返回声学波形,和

声学耦合部件,用以在换能器元件和生物对象的身体结构与所述声学耦合部件接触时,在所述换能器元件和所述生物对象的身体结构之间传导声学波形,和

多路复用单元,其与所述控制器单元和所述换能器元件阵列通信,以选择阵列的一个或多个换能元件用以将波形转换成对应的声学波形,并选择阵列的一个或多个换能元件用以接收返回声学波形;

其中:所述波形生成和处理装置包括:

模数(A/D)转换器阵列,用以将由声学探针装置的换能器元件阵列接收到的返回声学波形从模拟格式转换为作为接收到的波形的数字格式,所述接收到的波形包括所述目标容积部的至少部分的信息,

一个或多个放大器,其与所述一个或多个波形合成器通信,以修改提供给所述声学探针装置用于发送的个体正交编码波形,以及

一个或多个前置放大器,其与声学探针装置和A/D转换器阵列通信,以修改提供给A/D转换器的接收到的返回声学波形。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述控制器单元的处理单元能够操作为处理接收到的返回声学波形,以产生包括所述目标容积部的至少部分的信息的数据集。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所存储的数据包括所接收到的返回声学波形的数字格式,对应的合成波形,以及在发送和接收位置中分别被操作为发送的换能器元件和被操作为接收的换能器元件的对应位置数据。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理单元包括数字信号处理器。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述波形生成和处理装置包括主时钟,所述主时钟与所述控制器单元通信,以在所述系统的至少一个元件中同步时间。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述波形生成和处理装置与包括处理器和存储器的计算机通信,使得所述波形生成和处理装置的控制器单元被配置为将包括目标容积部的至少部分的信息的被处理数据传送到计算机。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述计算机被配置为基于信息产生目标容积部的至少部分的图像,其中,所述计算机包括用于显示图像的视觉显示器、以及用于接收用户输入数据的用户输入终端,所述用户输入数据包括用于系统操作的操作模式。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述控制器单元的处理单元能够操作为处理接收到的返回声学波形,以产生包括所述目标容积部的至少部分的信息的数据集,所述数据集包括来自目标的至少部分的距离数据和相关联的距离速率数据。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中,被选择为发送声学波形的换能器元件能够操作为在一维、二维或三维中移动到一个或多个发送位置,以发送声学波形。

10. 根据权利要求1所述的系统,其中,被选择为接收返回声学波形的换能器元件能够操作为在一维、二维或三维中移动到一个或多个接收位置,以接收返回声学波形。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中,被选择为发送声学波形和接收返回声学波形的换能器元件能够操作为在一维、二维或三维中分别移动到一个或多个发送位置以发送声学波形和移动到一个或多个接收位置以接收返回声学波形。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述换能器元件能够在一维、二维或三维中与其他换能器部段分开地移动。

13. 根据权利要求1所述的系统,其中,被选择为发送声学波形的换能器元件的数量大于被选择为发送返回声学波形的换能器元件的数量。

14. 根据权利要求1所述的系统,其中,被选择为接收返回声学波形的换能器元件的数量大于被选择为发送声学波形的换能器元件的数量。

15. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述生物对象包括人类或非人类动物。

16. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述目标容积部包括生物对象的组织结构,并且所述探针装置的所述成形部分与所述生物对象的身体结构接触。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述身体结构包括腹部,胸部,包括喉部的颈部,手臂,腿部,膝关节,髌关节,踝关节,肘关节,肩关节,腕关节,胸部,生殖器或包括头盖骨的头部。

18. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述成形部分包括所述外壳本体的弯曲部分,所述弯曲部分具有用以促进与身体结构完全接触的曲率,使得所述声学耦合部件与所述身体结构的皮肤直接接触。

19. 根据权利要求16所述的系统,其中,生物结构包括癌性或非癌性肿瘤,内部军团,结缔组织扭伤,组织撕裂,或骨。

20. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述波形生成和处理装置能够操作为生成基于数学关系为特征的任意波形。

21. 根据权利要求20所述的系统,其中,所述波形生成和处理装置能够操作为波束成形和操控所述任意波形。

22. 根据权利要求20所述的系统,其中,所述任意波形包括矩形脉冲、三角形脉冲、高斯脉冲、正弦脉冲、辛格脉冲、墨西哥帽小波脉冲、Haar小波脉冲、线性FM啁啾脉冲、双曲线FM啁啾脉冲中的一个或多个或其组合。

23. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述波形生成和处理装置能够操作为生成复合波形,所述复合波形包括与由所述一个或多个波形合成器根据波形生成器提供的波形信息生成的不同频带相对应的个体正交编码波形中的两个或更多个,其中,个体正交编码波形彼此相互正交并且对应于不同的频带,使得个体正交编码波形中的每一个包括具有相应相位的唯一频率。

24. 根据权利要求23所述的系统,其中,个体正交编码波形中的每一个包括分别被个体地振幅加权和被个体地相位加权的多个振幅和多个相位。

25. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述波形生成和处理装置能够操作为确定每个个体正交编码波形的频带、幅度、时间带宽乘积参数和相位参数。

26. 根据权利要求25所述的系统,其中,所述相位参数由一组伪随机数或一组确定性数确定。

27. 根据权利要求23所述的系统,其中,个体正交编码波形包括相干波形。

28. 根据权利要求23所述的系统,还包括:

与所述波形生成和处理装置通信的第二声学探针装置,以发送声学波形并接收返回声学波形。

29. 根据权利要求23所述的系统,还包括:

与所述波形生成和处理装置通信的第二波形生成和处理装置,以提供附加信道,以便向所述声学探针装置或多个声学探针装置提供一个或多个波形。

合成孔径超声波系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利文件要求于2015年3月18日提交的美国临时专利申请No. 62/135,066的优先权。上述专利申请的全部内容通过引用并入本文的公开的一部分。

技术领域

[0003] 本专利文件涉及用于声能诊断和治疗的系统、装置和过程。

背景技术

[0004] 声学成像是一种利用通过介质传播的声波的特性来呈现视觉图像的成像模式。高频声学成像数十年来已在各种生物医学领域中用作成像模式,以查看动物和人的内部结构和功能。在生物医学成像中使用的高频声波可以以不同的频率工作,例如1至20MHz的频率,或甚至更高的频率,并且通常被称为超声波。一些因素,包括不充分的空间分辨率和组织区分,可导致使用常规超声成像技术的低于期望的图像质量,这可限制其用于许多临床适应症或应用。

发明内容

[0005] 公开了用于合成孔径声学成像、距离-多普勒测量、和治疗的系统、装置和方法。在一个实施例中,合成孔径声学波形系统包括波形生成和处理装置以及声学探针装置。波形生成和处理装置包括波形生成器、以及控制器单元,该波形生成器与一个或多个波形合成器通信,以根据由波形生成器提供的波形信息生成一个或多个波形,该控制器单元包括用以存储数据的存储器和联接到存储器以处理数据的处理单元。该声学探针装置包括外壳本体,该外壳本体包括用以接合生物对象的身体结构的成形部分和一个或多个换能器部段,所述一个或多个换能器部段包括布置在外壳本体的成形部分上的换能器元件阵列,以将对应于由波形生成和处理装置生成的一个或多个波形的声学波形传向生物对象中的目标容积部、并接受从目标容积部的至少部分返回的返回声学波形。声学探针装置还包括:声学耦合部件,用以在换能器元件和声学对象的身体结构与声学耦合部件接触时在所述换能器元件与所述生物对象的身体结构之间传导声学波形;以及多路复用器,其与控制单元和换能器元件阵列通信,以选择阵列的一个或多个换能元件以将波形转换成对应的声波形,并且选择阵列的一个或多个换能元件以接收返回声学波形。

[0006] 在上面提到的实施例中,波形生成和处理装置包括:模数(A/D)转换器阵列,以将由声学探针装置的换能器元件阵列接收到的返回声学波形从模拟格式转换为作为接收到的波形的数字格式,所述接收到的波形包括目标容积部的至少部分的信息;以及一个或多个放大器,其与所述一个或多个波形合成器通信,以修改提供给声学探针装置以用于发送的各个正交编码波形。波形生成和处理装置还包括一个或多个前置放大器,其与声学探针装置和A/D转换器阵列通信,以修改提供给A/D转换器的接收到的返回声学波形。

附图说明

- [0007] 图1示出了所公开的技术的合成孔径声学系统的一个示例实施例的框图；
- [0008] 图2A示出64信道发射/接收电子模块 (TREM) 的实例架构的框图；
- [0009] 图2B示出了示例TREM单元的图像；
- [0010] 图2C示出了印刷电路板上的TREM单元的示例背板的图；
- [0011] 图2D示出示例合成孔径声学系统的数据流程图；
- [0012] 图3A示出了TREM单元的示例控制单元的框图；
- [0013] 图3B示出了使用控制单元进行计时的框图；
- [0014] 图3C示出包括TREM单元的控制单元的示例印刷电路板设计；
- [0015] 图4A示出了TREM单元的Tx/Rx卡的示例电路的框图；
- [0016] 图4B示出了Tx/Rx电路的16信道选择电路的框图；
- [0017] 图4C示出了经由Tx/Rx卡操作的计时的框图；
- [0018] 图4D示出了TREM单元的Tx/Rx卡的示例印刷电路板设计；
- [0019] 图5示出了TREM单元的功率放大器的示例印刷电路板设计；
- [0020] 图6示出了TREM单元的探针接口适配器的示例印刷电路板设计；
- [0021] 图7A示出了示例声学探针装置的分解示意图；
- [0022] 图7B示出了声学探针装置的示例性实施例的示意图；
- [0023] 图8示出了用于示例性声学探针装置的换能器阵列L0探针单元的示例印刷电路板设计；
- [0024] 图9示出了TREM单元和示例性探针装置之间的探针数据的示例数据流程图；
- [0025] 图10示出了示例性探针装置的多路复用器单元的框图；
- [0026] 图11示出了换能器部段上的示例换能器元件布置的框图；
- [0027] 图12示出由多个换能器部段上的换能器子阵列生成的示例性复合超声波束的示意图，其沿着声学探针的 180° 曲率从多个发射位置形成合成孔径波束。

具体实施方式

[0028] 在该说明中，词语“示例性”用于表示用作示例、例子或说明。本文描述为“示例性”的任何实施例或设计不一定被解释为比其他实施例或设计优选或有利。相反，使用示例性一词旨在以具体的方式呈现概念。

[0029] 声学成像可以通过在物理弹性介质 (诸如生物介质，包括组织) 内发射声学波形 (例如，脉冲) 来执行。声学波形从换能器元件 (例如，换能器元件阵列) 传向感兴趣目标容积部 (VOI: volume of interest)。声学波形在介质中朝向目标容积部的传播可能遇到使得声学波形部分地从两种介质 (例如不同的生物组织结构) 之间的边界反射并且部分地透射的结构。所发送的声学波形的反射可以取决于两种介质之间 (例如，在两种不同生物组织类型之间的界面处) 的声学阻抗差异。例如，所发送的声学波形的一些声学能量可以被散射回接口处的换能器，以被接收并且被处理以提取信息，而其余部分可以继续传播并到达下一个介质。在一些情况下，由于反射介质中所包含的两个或更多个阻抗充当散射中心，所以可能发生反射的散射。另外，例如，基于介质的属性和/或声学波的性质，声学能量可以被折射、

衍射、延迟和/或衰减。

[0030] 声学成像系统换能器可以使用压电元件阵列以向目标V01 (例如,目标生物组织)发射声学脉冲并且接收从其内的散射结构返回的返回声学信号(回波)。在这样的系统中,换能器阵列用作成像系统的孔径。声学波形(例如,超声波脉冲)可以被电子地操纵并聚焦为通过平面或容积部的序列脉冲,并被用于产生用于形成目标的图像的返回回波的1D、2D和/或3D图。波束成形可以在发送和接收中发生。例如,在发送中,波束形成可以包括利用信道之间的相位差来形成、聚焦和操纵波束。在一些实施方式中,在换能器阵列处发送和接收到的超声脉冲和返回回波可以在阵列的每个换能器处被个别地延时以充当相控阵列。

[0031] 在常规的实际孔径超声成像系统中,图像的质量直接取决于由超声系统的换能器产生的声学场,并且通常顺序地获取图像,一次一个轴向图像线(即,逐片扫描目标区域范围)。这对成像期间的帧速率设置了限制,这在各种实时超声成像应用中(例如,包括移动目标的成像)可能是有害的。

[0032] 为了解决常规的实际孔径超声成像的限制,可以使用合成孔径超声成像来改善超声图像的质量。“合成孔径”是这样的概念,其中实施连续使用一个或多个较小的实际孔径(子孔径)来检查V01,其相位中心沿特定或任意形状的已知的一维(1D)、二维(2D)和/或三维(3D)路径运动,以实现用于获取图像的更大的有效(非真实)孔径。合成孔径可以通过电子地改变在电声换能器阵列上的连续波束发送和/或接收位置的相位中心、或通过二者的组合,通过机械地改变电声换能器(例如换能器阵列)到连续的波束发送和/或接收位置的空间位置被形成。基于合成孔径的成像最初用于雷达系统,以便通过从上方对感兴趣区域的净空区域扫描对地面上的大面积进行成像。聚焦在超声成像中的合成孔径基于从超声发送元件到V01位置的几何距离以及从该位置到超声接收元件的距离。在超声成像中,合成孔径的使用使得能够通过分析所接收到的、从所有方向记录在多个发射器和接收器位置中的每个处的返回回波(例如,单静态和双静态回波)的振幅和相位数据来聚焦在目标区域中的点上,以提供关于整个区域的信息。由于返回回波的方向不能单独由一个接收器信道确定,因此许多接收器信道用于确定返回回波中包含的信息,这些返回回波在一些或全部信道上被处理,以最终呈现用于产生目标区域的图像的信息。

[0033] 公开了用于合成孔径声学成像、距离-多普勒测量、和治疗的系统、装置和方法。在一些实施方式中,所公开的合成孔径声学系统包括设计用于在合成孔径超声(SAU)应用中生成、发送、接收和处理相干、扩频、瞬时宽带、编码波形的架构。

[0034] 所公开的SAU系统可以例如与现有的超声成像技术相比提供高清晰度(HD)和增强的图像质量、对比度和分辨率,并且可以实现在目标V01中的成像结构的组织区分和分类。所公开的SAU系统包括用以生成、收发和处理多种波形(例如,包括任意线性或非线性波形)或编码波形的专用硬件设计。任意波形或编码波形可以是相干的、瞬时收发的、和/或跨越选定的一个或多个频谱区域扩展的。所公开的技术的SAU系统可以在选择的换能器元件处生成单独任意波形或编码波形,以形成一个或多个复合波形,每个复合波形由(作为声波波形)要从SAU系统的换能器阵列的一个或多个发送位置向目标V01发送的两个或更多个单独波形形成,并从换能器阵列的一个或多个接收位置接收返回声学波形。在一个例子中,三个个体的任意波形(其一些或全部可以是编码波形)的复合波形由公开的SAU系统生成并且从在各个选择的换能器元件处的发送/接收位置收发,其中第一个个体任意或编码波形包括第

一中心频率 ω_1 ,第二个体任意或编码波形包括第二中心频率 ω_2 ,并且第三个体任意或编码波形包括第三中心频率 ω_3 ,其中每个个体波形被生成成为具有相同或不同的幅度或相位。

[0035] 例如,系统架构提供了生成待被波束形成、发送、操控和/或聚焦的任何任意波形(例如数学地描述的)的能力。类似地,例如,系统允许生成由待向目标V01发送和从目标V01接收的两个或更多个个体的编码波形形成的复合波形。复合波形的个体编码波形彼此相互正交并且处于不同的频带,使得各个相互正交的编码波形中的每一个包括具有对应相位的单一频率。换能器阵列的发送和接收位置可以对于分别从换能器阵列的换能器元件的选定换能器子阵列发送和接收的复合波形包括相对于目标V01的换能器阵列选定空间位置。换能器阵列的发送和接收位置可以对于分别从换能器阵列的选定换能器子阵列发送和接收的合成波形包括换能器阵列的选定波束相位中心位置。

[0036] 在名称为“合成孔径图像形成中的相干扩频编码波形”(作为公开号为2015/0080725的美国专利申请公开)的美国专利No.8,939,909和美国专利申请第Ser.No.14/479,249中描述了与所公开的相干扩频瞬时宽带编码波形有关的附加信息,其作为本公开的一部分通过引用并入本专利文件中。

[0037] 在公开的SAU系统的实施方式中使用相干波形可以允许一部分或全部回波返回与选定的参考信号(诸如,发送的波形)的复相关。这种相干的复相关允许在较低信噪比和存在干扰的情况下减少图像和信号伪影、以及提取数据。

[0038] 在所公开的SAU系统的实施方式中使用扩频信号可以允许具有预定和明确的幅度和相位频率内容的声学波形的确定性设计。例如,通过明确定义扩频复合声学波形的每个频率分量的幅度和/或相位,可以构造声扩频复合声学波形,使得可以采用信号和信息处理技术以从回波返回提取大量的信息,例如,接近数学极限。

[0039] 在所公开的SAU系统的实施方式中使用瞬时相干、宽带、扩频、编码波形可以实现在每个发送-接收间隔期间捕获所有可用的信息,例如,由此最小化由活体生物标本的不均匀的、动态的性质、以及由运动引起的收集过程中的伪像导致的返回信号的败坏。另外,例如,可以通过使用所公开的技术的信号和信息处理方法来提取基本物理参数(例如,诸如体积模量、密度、衰减、声学阻抗、振幅反射、群延迟或其他),以实现V01中组织的区分和分类。例如,所公开的SAU技术的一些信号和信息处理方法可以包括对所接收的频率进行操作的逆数学技术以及用于对V01中的组织进行区分和/或分类的角相关的宽带、扩频、合成孔径接收信号回波、以及专家系统技术,例如确定性、支持向量网络和神经网络技术。

[0040] 在所公开的SAU系统的实施方式中,波形的每个频率分量的明确幅度和/或相位编码可以提供多个益处。例如,幅度编码允许明确的补偿换能器阵列和声学传播信道的频散特性。每个频率分量的幅度和/或相位编码允许确定性的波束形成和宽瞬时波形的操控。示例性的发送的信号每个频率分量的明确幅度和相位编码允许峰值平均功率比(PAPR)的最小化和声学功率在宽带上的扩展,例如以最小化有害的生物效应。例如,通过明确定义扩频信号的每个频率分量的幅度和/或相位,可以构造可以同时发送的波形,这些波形彼此之间呈现最小的干扰,从而可以采用信号和信息处理技术,以恢复与每个个体的发送的波形相关联的接收信号。此外,由于这些波形的特定模糊特性,所公开的SAU技术的编码扩频声学波形可以允许运动补偿。

[0041] 图1示出了所公开技术的合成孔径声学系统100的一个示例实施例的框图。如图1

所示,SAU系统100包括与声学探针装置120和数据处理单元或计算机130电通信的发送/接收电子模块(TREM)110。TREM 110被配置为在多个信道上生成传送到探针装置120的个体的编码波形,用于基于个体生成的编码波形来发送和接收一个或多个复合波形(例如,相干、扩频、瞬时宽带、编码波形)。TREM 110包括波形生成器单元,该波形生成器单元包括函数生成器和任意波形生成器(AWG)。TREM 110包括系统控制单元,用于控制波形生成器单元以用于合成个体的编码波形。TREM 110包括信号调节和处理电路,用于放大、选择和/或转换模拟和数字信号,例如,其可以包括模拟/数字转换器、多路复用器、放大器等。TREM 110包括数据处理单元(例如,处理器或微控制器、以及存储器),该数据处理单元被配置为用计算机130的中央处理单元(CPU)传送数据(例如,诸如在波形合成或探针控制上的可执行指令、和/或所获取或处理的数据)。

[0042] TREM 110是高度并行化的高带宽信号处理系统,其包括以下子系统。TREM 110包括函数生成器和/或任意波形生成器(AWG)110(a),其包括硬件数模转换器(DAC)和时序逻辑/存储器/固件。在图2A所示的示例中,TREM 110被配置为包括64个信道,但是可以被配置为提供128个信道。在其他示例中,TREM 110的波形生成器可以提供多于128个信道,例如256、512或更多个信道。TREM 110包括系统时序器110(b),其负责其他子系统的实时配置。TREM 110包括信道多路复用电路110(c),其用于将主发射器/接收器路由到多个个体的元件,例如理论上数万个个体的元件。在一个示例中,TREM 110能够在两个阵列(例如,发送阵列和接收阵列,其每一个以个体的阵列组织在单独的换能器部段上)之间进行选择,例如,其中一个阵列包括1536个换能器元件,并且另一阵列包括约8000个换能器元件的情况。两个阵列都能够作用在相同或相邻的V01上。信道多路复用电路可以在TREM 110和声学探针装置120之间跨越。TREM 110包括触发和计时系统110(d),用于使内部子系统与极其精确/低抖动的时钟网络和触发分配同步。时钟和触发源于CCU(例如,也称为控制单元)或来自外部装置或系统(当从属时),并分布在TREM 110的背板上。TREM 110包括发送驱动器110(e),其包括用于驱动压电元件的高度线性变压器耦合功率放大器。在一些示例中,TREM 110可以包括64个发送驱动器,而在其他示例中,可以包括128个发送驱动器。TREM 110包括前端接收器和ADC 110(f),其包括硬件模数转换器(ADC)和时序逻辑/存储器/固件、以及基于DMA的数据传输链。TREM 110包括装置间通信信道110(g),它们是系统100的背板的一部分,例如,在一些实施方式中,装置间通信信道110(g)被配置为利用Xilinx串行物理层上的被称为Aurora的标准串行信令协议,其在每个发射器卡(Tx/Rx,每个CTM为8个)和系统控制器(CCU,每个CTM为1个)之间提供巨大带宽。除触发器和时钟外,CCU还访问每个Tx/Rx卡上的存储空间,并经由外部PCI Express链路协调从这些装置到主机PC的DMA传送。TREM 110包括探针控制和数据路径110(h),其可以用于探针信道选择/排序。另外或替代地,例如,探针120还可以包括用于信道选择/排序的车载FPGA。但是,该装置通过中速串行链路连接,并可以包括局部地在探针头部上的波形生成和捕捉(ADC/DAC)。例如,这将消除在TREM 110的当前设计中使用的许多模拟连接和电路。TREM 110包括主机接口110(i),其中CCU经由Gen2 4x PCI Express外部连接而连接到计算机130,例如可兼容的主计算机。这提供了从TREM 110到主计算机130的直接存储器访问以及从TREM 100到主计算机130的直接存储器访问。该双向系统提供对主机的配置访问和到TREM 110的DMA数据传输,以最小化主机处理器成本。TREM 110包括辅助子系统110(j)。例如,存在与硬件中的或者在FPGA架构中实例化的主

要子系统一起工作的各种存储器和装置,以便于它们的操作。

[0043] 系统100的TREM 110提供能够在任何类型的声学探针上操作发送和接收波形的模块化系统架构。TREM 110包括基于上述子系统能够与具有任何尺寸、几何形状或电路复杂度的单个或多个信道探针接口的灵活架构。此外,所公开的系统100的架构提供了在诊断应用(例如,超声成像、多普勒距离测量或其他)和治疗应用(例如,高强度聚焦超声(HIFU)或其他)中实现的能力。

[0044] TREM 110能够以实时的速度进行大量的数据传输并且能够并行计算接收到的数据信号。例如,TREM 110可以同时实时地实现输入的RF数据上的多个复杂的相关性(例如,通过总共8个FPGA促进——每个Tx/Rx卡上一个,以及CCU上的主FPGA和探针头部本身上的从FPGA,系统中总共有10个FPGA,如稍后在图2A中示出的例子所示)。

[0045] TREM 110包括能够对给定或可变信道的多个TREM单元进行模块化扩展的架构。例如,在TREM 110中使用FPGA允许系统100升级以管理超声波形的理论上无限数量的离散信道的生成、发送/接收和处理。除了数据处理能力之外,TREM 110可以快速地重新配置其自身,所以它被设计成能够从一种配置快速切换到下一种配置。在说明性示例中,为了产生所公开技术的HD超声图像,单个HD图像可以由数千个子帧(例如,诸如4000个子帧)形成,每个子帧需要重新配置。重新配置时间需要最小化以使组织运动最小化。例如,重新配置可以包括配置(例如分配)多路复用器以寻址各个元件;在一些情境下,如果需要/适用,启用/禁用声学探针装置200的特定接收信道;设置AWG信道的波束成形参数(例如,相位);加载用于AWG信道的(一个或多个)发送波形的波形信息数据;设置电压控制的衰减器的时间增益曲线;为ADC前端设置捕获参数,例如,诸如样本的数量;和/或为每个接收序列设置DMA地址和传输大小。

[0046] TREM 110被配置为支持多个声学探针设计,例如高阻抗阵列设计、低阻抗标准设计和低阻抗/低频设计。例如,TREM 110可以被配置为与Ultrasonix Sonix Touch HW兼容。在一些实施方式中,TREM 110被配置为产生用于在所有信道上传输的任意波形生成。TREM 110允许基于RF的波形生成(例如,RF数据可用性),其可以通过软件端点被促进。

[0047] 图2A示出64信道TREM 110的实例架构的框图。图2B示出了部分封装在外壳中的示例性发射/接收电子模块的图像,示出了用于与探针装置120和计算机130通信的各种数据端口。外壳可以提供被设计成特定形状因子的外壳,以允许集成到期望的设置中,例如包括在医院病床的下面、在移动的或不动的搁物架或架子上、或者其他。如图2B所示,系统架构允许各种Tx/Rx卡被交换进入或离开TREM 110(在外壳中),以允许可定制的架构。如图2A所示,示例性64信道TREM 110包括8个8信道发送/接收子模块,其包括与连接到八个功率放大器(例如,用于发送波形)和8信道多路复用器的8信道AFE通信的处理单元(例如,FPGA)。示例性64信道TREM 110包括控制单元,该控制单元包括与主时钟(例如,计时接口)通信的处理单元(例如,FPGA和/或ARM处理器)以及包括多个接口,所述多个接口包括PCI Express接口、背板接口和探针接口。示例性64信道TREM 110包括背板,以促进八个8信道Tx/Rx子模块和控制单元的通信,并促进适配器(例如,Z1F 156适配器)和探针装置120的通信。例如,Z1F 156适配器是用作“通过”信号适配器的无源装置。在一些实施方式中,例如,TREM 110的背板可以被配置为是模块化的,以可与Ultrasonix Modulo直接兼容,以对所有128个信道(例如,每个卡16个信道)的具有完全的发送/接收访问,以支持控制单元主数据和电源接口,

和/或具有55dB+的信号隔离。TREM 110包括一个或多个电源单元,例如,其可以包括12V@750W/-12V@150W电源和/或24V@1200W电源。在图2C中示出了以TREM 110的背板为特征的示例印刷电路板设计。

[0048] 图2D示出了包括TREM 110、声学探针装置120和主计算机130之间的数据流的系统100的数据流程图。图2D的流程图还示出了接合在一起的可选的附加TREM110单元之间的数据流连接。如图所示,数据流可以由计算机130的控制主处理器启动并终止。配置数据从主计算机130直接写入存在于TREM 110的控制单元、TREM 110的Tx/Rx单元中的一个、或探针装置120上的存储器和/或装置。一旦配置数据被编程,图像序列就可以开始了。序列被启动并且全局触发器同时从TREM 110的控制单元分配给Tx/Rx模块和探针装置120。例如,如果将Tx/Rx卡编程为从特定信道发送,则Tx/Rx卡启用所需的DAC前端并生成任意波形序列。从Tx/Rx卡发射的模拟信号通过背板行进到探针装置120,使得它们被转换成朝向感兴趣的容积部发送的声学信号。将来自感兴趣的容积部的声学信号返回到探针装置120,使得它们被探针120转换成电信号,并且被通信到TREM 110以沿着相同(或相邻)模拟信号路径返回到Tx/Rx卡,在Tx/Rx卡处它们由ADC前端进行数字化。来自ADC前端的信号经由DMA流入大的本地存储器,然后可以通过控制单元DMA将其传输回到分配的主机存储器中。系统100具有缓冲数据的多个帧(Tx、Rx序列)的能力,以允许高速采集和较慢的主机数据传输/处理。控制单元还可以实现适合使另外多达三个的TREM从属的外部连接,例如包括时钟和触发器输出。

[0049] TREM 110的控制单元被配置为向Tx/Rx卡提供触发器,向Tx/Rx卡提供配置数据,并向Tx/Rx卡提供波形数据。控制单元被配置为向计算机130提供高速IO功能,例如以促进基于RF的波形数据实现。例如,TREM 110的控制单元经由PCI Express外部总线与计算机130通信,如图2A所示。控制单元被配置为管理系统配置和排序(例如,用于发送和接收的波形的配置和排序)。在一些实施方式中,TREM 110的控制单元可以被配置为包括用于数模转换器(DAC)和/或模数转换器(ADC)操作的、Tx/Rx卡的高稳定性100MHz时钟。在一些实施方式中,TREM 110的控制单元可以被配置为同步来自Tx/Rx卡的前端ADC数据。

[0050] 图3A示出了TREM 110的示例控制单元的框图,描绘了到和来自控制单元的FPGA的装置连接。图3B示出了经由控制单元操作的计时和触发分配操作的框图,其描绘了从左向右行进的时钟和触发器路径。图3C示出包括TREM 110的控制单元的示例印刷电路板设计,其描绘了控制单元的各种子部件的布置和连接。

[0051] TREM 110可以被配置为以下列示例速率处理数据,例如,每信道50MHz ADC/16位/300 μ s/15,000个采样;每帧有24,576个接收波(例如,16个Tx换能器 $\times$ 12个部段 $\times$ 128个Rx换能器);并处于29.3KB/波。TREM 110可以被配置为以下面的示例速率处理接收到的返回声学波形,例如,以703MB/帧,其中Tx/Rx卡可以总计4,096MB Ram且在CCU中为512MB,其中在缓冲区中任何时候存在5.82帧,并具有2.275/第二帧数据传输(例如处于2.0GB/s)。

[0052] TREM 110的Tx/Rx卡配置为向模拟前端(AFE)和数模转换器(DAC)提供低抖动时钟分派/分配。TREM 110的Tx/Rx卡被配置为向AFE和电源适配器(PA)提供电力和控制。TREM 110的Tx/Rx卡被配置为发送任意波形排序、从AFE接收数据接收器和提供到CCU。

[0053] 图4A示出了TREM 110的Tx/Rx卡的示例电路的框图,其示出了以FPGA开始和结束的信号信道环路。图4B示出了Tx/Rx电路的16信道选择电路的框图。图4C示出了在Tx/Rx卡

上的计时分配操作的框图。图4D示出了TREM 110的Tx/Rx卡的示例印刷电路板设计。

[0054] 图5示出了TREM 110的功率放大器单元的示例印刷电路板设计。功率放大器可配置为提供以下示例特征,例如,包括:进入75 Ω 中的80V_{pp},500V/s转换速率,PRF 7kHz,关断,错误信号,低失真,进入50 Ω 输入中的1V_{pp},和250kHz至10MHz带宽(3dB)。

[0055] 图6示出了TREM 110的探针接口适配器的示例印刷电路板设计。探针接口适配器可配置为提供以下示例特征,例如包括:12V数字(30W)的电压规格,7V/-7V模拟(例如,每个信道10W),48V/-48V模拟(例如,每个信道2W);差分数字信号(例如,1进1出,1时钟);电源/配置数字复位控制;和共模滤波。

[0056] 返回参考图1,声学探针装置120可以被配置为沿着布置在一个或多个换能器部段上的换能器元件的高密度阵列基于由TREM 110提供的任意或编码波形同时在对象的目标V01处发送和接收声学信号。在图1所示的示例中,声学探针装置120包括与探针接口单元通信的探针控制器单元,探针接口单元与每个探针换能器部段通信。为了发送,探针控制器可操作为从TREM 110接收TREM 110和探针装置120之间的多个通信信道上承载的所生成的离散波形的波形信息,所述所生成的离散波形由探针换能器部段上的换能器元件转换。探针接口包括多路复用电路,以将波形信号路由到选定的换能器元件。例如,如图2D的最右侧所示,控制路径直接从TREM 110的控制单元提供探针控制器配置信息,例如,其可由主计算机130确定。在一些实施方式中,例如,主计算机130可以直接以多个预设有效地预加载探针装置120,然后控制单元中的定序器可以在每个发送/接收操作之间遍历所述多个预设。探针装置120可以包括一个换能器部段或者多个换能器部段的阵列,所述换能器部段被布置在外壳本体的具有特定几何形状的部分上,该特定几何形状在系统100的实施过程中实现与对象的身体结构的接触。在一些实施例中,例如,该部分可以包括扁平形状,而在其他实施例中,该部分可以包括弯曲形状。所述一个或多个换能器部段可以基于在探针控制器和/或探针接口上设置的多路复用电路与TREM 110的任何或所有信道进行通信。

[0057] 图7A示出具有180°曲率的声学探针装置120的示例实施例的分支示意图,以呈现用于与目标V01所处的对象的身体结构接合的换能器阵列。图7A中示出的声学探针装置120的示例性实施例包括壳体结构121(其中示出了其至少一部分),与换能器接合的探针电子器件122,以180°曲率布置的十二个换能器部段的阵,其中换能器部段包括阵列个体换能器元件,以及用以将换能器123与目标V01的接收介质声学地耦合的耦合件。在其他实施方式中,例如,声学探针装置120包括360°探针,其可以包括沿探针装置120的360°曲率布置的24个换能器部段。关于所公开的合成孔径超声系统技术的声学探针装置120的附加信息(例如,包括所公开的系统的声学信号发送耦合装置的示例性实施例)在标题为“ACOUSTIC SIGNAL TRANSMISSION COUPLANTS”的美国临时专利申请No.62/120,839的所附文件中被描述,其作为本公开的一部分被包括在本专利文件中。

[0058] 图7B示出了声学探针装置120的示例性实施例的示意图,该声学探针装置120包括步进马达驱动单元125,该步进马达驱动单元使探针装置120的部件(例如包括换能器部段123)相对于与探针装置120接合的目标V01的接受介质可控地移动。在一些实施方式中,例如,声学探针装置120可以包括保护外壳126,其至少部分地包围壳体结构121、探针电子器件122和换能器部段的阵列123。在其它示例性实施例中,可以通过物理地移动探针装置120并使用惯性运动单元(IMU)跟踪探针装置120的运动来移动探针装置120的换能器的发送和

接收位置。

[0059] 在系统110的一些实施例中,系统110包括一起工作的四个TREM100单元,其每一个可以支持处于各种配置中的多达12个换能器段,所述各种配置例如包括180°半环,360°环和更复杂的表面,诸如180°半环的超集(例如,诸如四个弯曲的环形部件,其构成用于扫描像腿、躯干、头部等大面积的半管)。所公开的系统架构可以将更多的TREM 110单元并入到单个大规模扫描仪中。

[0060] 图8示出了用于与TREM 110的适配器通信的声学探针装置120的换能器阵列L0探针单元的示例性印刷电路板设计。图9示出了TREM 110和探针装置120之间的探测数据的示例数据流程图,描绘了TREM、探针控制器和阵列PCA之间的信号水平互连配置。图10示出了探针装置120中的多路复用器单元的框图。

[0061] 在一些实施方式中,例如,可以选择一个或多个换能器部段123上的各个阵列用于发送声学波形并接收返回声学波形。这样的选定阵列可以包括在一个或多个子阵列中的换能器元件的各种组合,其可以在一个或多个换能器部段123上被选择,以生成任意波形或正交编码声学波形。图11示出了示例性选定换能器阵列的框图,包括用于生成所公开技术的复合超声波束的多个换能器部段123a和123b上的特定换能器元件的选定子阵列。例如,如图11所示,子阵列可以包括在一个换能器部段上或多个换能器部段之间的个体的换能器元件的组合。在图11的例子中,选定的换能器阵列包括布置在多个换能器元件123a和123b的八个子阵列中的79个个体换能器元件。在该示例中,选择79个个体的换能器元件以(例如,顺序地、同时地或随机地)发送复合波形的个体波形或方面,例如,其中个体的波形可以包括个体的任意波形或个体的正交、编码声学波形。例如,子阵列1以(行,列)在换能器部段123a上包括九个换能器元件:1,1;1,2;2,1;2,2;3,1;3,2;以(行,列)在换能器部段123b上:1,1;14,14;14,15;15,14;15,15;16,14;16,15。子阵列2以(行,列)在换能器部段123a上包括换能器元件:1,14;1,15;1,16;2,14;2,15;2,16;3,14;3,15;3,16。子阵列3以(行,列)在换能器部段123a上包括换能器元件:15,1;15,2;16,1;16,2。子阵列4以(行,列)在换能器部段123a上包括换能器元件:15,14;15,15;15,16;16,14;16,15;16,16。子阵列5以(行,列)在换能器部段123a上包括换能器元件:1,14;1,15;1,16;2,14;2,15;2,16。子阵列6以(行,列)在换能器部段123a上包括换能器元件:14,1;14,2;14,3;15,1;15,2;15,3;16,1;16,2;16,3。子阵列7以(行,列)在换能器部段123a上包括换能器元件:14,1;14,2;14,3;...14,16。子阵列8以(行,列)在换能器部段123a上包括换能器元件:1,4;2,4;3,4;...16,4。如图1所示,可以使用在波形生成器和换能器阵列之间接合的开关元件(例如,诸如复用器单元)来产生子阵列的配置。

[0062] 图12示出由多个换能器部段上的换能器子阵列生成的示例性复合超声波束的示意图,其沿着声学探针120的180°曲率从多个发射位置形成合成孔径波束。如图所示,声学探针120包括多个换能器部段123,用于在一个或多个换能器部段123上形成一个或多个实际孔径子阵列Sub1,Sub2,...SubN。形成换能器阵列的换能器元件中的一些或全部可以发送(例如,顺序地,同时地或随机地)从多个子阵列相位中心位置发送到目标V01的个体的、相互正交的编码声学波形的一个或多个复合声学波形,以形成用于超声成像的合成孔径。在一些实施方式中,可以选择换能器部段123上的不同换能器元件以形成接收阵列,以便接收对应于所发送的声学波形(基于个体的、相互正交、编码的声学波形形成的)的返回声学

波形,其中所接收到的声学波形从V01的至少部分散射回并返回(例如反射、折射、衍射、延迟和/或衰减)。而在一些实施方式中,形成发送阵列的换能器元件中的一些或全部也可以接收对应于所发送的声波形的返回声学波形。由此,所接收到的个体声学波形形成与所发送的复合声学波形对应的一个或多个接收到的复合波形。可以基于由用于生成个体声学波形的多个扩频、宽瞬时带宽、编码波形所形成的复合合成波形来生成复合声学波形。个体复合声学波形可以由换能器阵列的子阵列中一个或多个子来传导。换能器阵列可以定位在沿着已知路径的多个物理位置处、和/或可以定位在多个束操控位置处,使得相位中心被机械地、电子地、或机械地且电子地定位在连续的位置中,例如形成合成孔径。

[0063] 示例

[0064] 以下示例是本技术的若干实施例的说明。本技术的其它示例性实施例可以在以下列举的示例之前或者在以下列举的示例之后呈现。

[0065] 在本技术的一个示例(实例1)中,合成孔径声学波形系统包括(i)波形生成和处理装置,以及(ii)声学探针装置。(i)波形生成和处理装置包括波形生成器、以及控制器单元,该波形生成器与一个或多个波形合成器通信,以根据由波形生成器提供的波形信息生成一个或多个波形,该控制器单元包括用以存储数据的存储器和联接到存储器以处理数据的处理单元。(ii)声学探针装置包括:外壳本体,其包括用于接合生物对象的身体结构的成形部分;一个或多个换能器部段,包括布置在外壳本体的成形部分上的换能器元件阵列,以朝向生物对象中的目标容积部发送对应于由波形生成和处理装置生成的一个或多个波形的声学波形并接收从目标容积部的至少部分返回的返回声学波形;声学耦合部件,用以在换能器元件和生物对象的身体结构与该声学耦合部件接触时,在换能器元件和生物对象的身体结构之间传导声学波形;以及多路复用单元,其与换能器元件阵列和控制器单元通信,以选择阵列的一个或多个换能元件以便将波形转换成对应的声学波形,并选择阵列的一个或多个换能元件以便接收返回声学波形。(i)波形生成和处理装置包括:模数(A/D)转换器阵列,用于将由声学探针装置的换能器元件阵列接收到的返回声学波形从模拟格式转换为作为接收到的波形的数字格式,接收到的波形包括目标容积部的至少部分的信息;一个或多个放大器,其与一个或多个波形合成器通信,以修改提供给声学探针装置以供发送的个体正交编码波形;以及一个或多个前置放大器,其与声学探针装置和A/D转换器阵列通信,以修改提供给A/D转换器的接收到的返回声学波形。

[0066] 示例2包括示例1的系统,其中控制器单元的处理单元可操作为处理接收到的返回声学波形,以产生包括目标容积部的至少部分的信息的数据集。

[0067] 示例3包括示例1的系统,其中所存储的数据包括所接收到的返回声学波形的数字格式,对应的合成波形,以及在发送和接收位置中分别被操作为发送的换能器元件和被操作为接收的换能器元件的对应位置数据。

[0068] 示例4包括示例1的系统,其中处理单元包括数字信号处理器。

[0069] 示例5包括示例1的系统,其中波形生成和处理装置包括主时钟,该主时钟与控制器单元通信,以在系统的至少一个元件中同步时间。

[0070] 示例6包括示例1的系统,其中波形生成和处理装置与包括处理器和存储器的计算机通信,使得波形生成和处理装置的控制器单元被配置为将包括目标容积部的至少部分的信息的被处理数据传送到计算机。

[0071] 示例7包括示例6的系统,其中,计算机被配置为基于信息产生目标容积部的至少部分的图像,其中计算机包括用于显示图像的视觉显示器、以及用于接收包括用于系统操作的操作模式的用户输入数据的用户输入终端。

[0072] 示例8包括示例1的系统,其中控制器单元的处理单元可操作为处理接收到的返回声学波形,以产生包括目标容积部的至少部分的信息的数据集,其包括来自目标的至少部分的距离数据和相关联的距离速率数据,例如其可被称为多普勒频移数据。

[0073] 示例9包括示例1的系统,其中被选择为发送声学波形的换能器元件可操作为在一维、二维或三维中移动到一个或多个发送位置以发送声学波形。

[0074] 示例10包括示例1的系统,其中被选择为接收返回声学波形的换能器元件可操作为在一维、二维或三维中移动到一个或多个接收位置以接收返回声学波形。

[0075] 示例11包括示例1的系统,其中被选择为发送声学波形和接收返回声学波形的换能器元件可操作为在一维、二维或三维中分别移动到一个或多个发送位置以发送声学波形和移动到一个或多个接收位置以接收返回声学波形。

[0076] 示例12包括示例1的系统,其中换能器元件能够在一维、二维或三维中与其他换能器部段分开地移动。

[0077] 示例13包括示例1的系统,其中被选择为发送声学波形的换能器元件的数量大于被选择为发送返回声学波形的换能器元件的数量。

[0078] 示例14包括示例1的系统,其中被选择为接收返回声学波形的换能器元件的数量大于被选择为发送声学波形的换能器元件的数量。

[0079] 实施例15包括实施例1的系统,其中生物对象包括人或非人动物。

[0080] 示例16包括示例1的系统,其中目标容积部包括生物对象的组织结构,并且探针装置的成形部分与生物对象的身体结构接触。

[0081] 示例17包括示例16的系统,其中身体结构包括腹部,胸部,包括喉部的颈部,手臂,腿部,膝关节,髋关节,踝关节,肘关节,肩关节,腕关节,胸部,生殖器或包括头盖骨的头部。

[0082] 示例18包括示例16的系统,其中成形部分包括外壳本体的弯曲部分,弯曲部分具有用以促进与身体结构完全接触的曲率,使得声学耦合部件与身体结构的皮肤直接接触。

[0083] 示例19包括示例16的系统,其中生物结构包括癌性或非癌性肿瘤,内部军团,结缔组织扭伤,组织撕裂,或骨。

[0084] 示例20包括示例1的系统,其中波形生成和处理装置可操作为生成可以被数学地描述的任何任意波形。

[0085] 示例21包括示例20的系统,其中波形生成和处理装置可操作为波束成形并操控任意波形。

[0086] 示例22包括示例20的系统,其中任意波形包括矩形脉冲、三角形脉冲、高斯脉冲、正弦脉冲、辛格脉冲、墨西哥帽小波脉冲、Haar小波脉冲、线性FM啁啾脉冲、双曲线FM啁啾脉冲中的一个或多个或其组合。

[0087] 示例23包括示例1的系统,其中波形生成和处理装置可操作为生成复合波形,该复合波形包括与由一个或多个波形合成器根据波形生成器提供的波形信息生成的不同频带相对应的两个或更多个个体正交编码波形,其中个体正交编码波形彼此相互正交并且对应于不同的频带,使得个体正交编码波形中的每一个包括具有相应相位的唯一频率。

[0088] 示例24包括示例23的系统,其中,个体正交编码波形中的每一个包括分别被个体地振幅加权和被个体地相位加权的多个振幅和多个相位。

[0089] 示例25包括示例23的系统,其中波形生成和处理装置可操作为确定每个个体正交编码波形的频带、幅度、时间带宽乘积参数和相位参数。

[0090] 示例26包括示例25的系统,其中,从一组伪随机数或一组确定性数来确定相位参数。

[0091] 示例27包括示例23的系统,其中个体正交编码波形包括相干波形。

[0092] 示例28包括示例23的系统,还包括与波形生成和处理装置通信的第二声学探针装置,以发送声学波形并接收返回声学波形。

[0093] 示例29包括示例23的系统,还包括与波形生成和处理装置通信的第二波形生成和处理装置,以提供附加信道,以便向所述声学探针装置或多个声学探针装置提供一个或多个波形。

[0094] 本专利文件中描述的主题和功能操作的实施方式可以在各种系统、数字电子电路或计算机软件、固件或硬件(包括本说明书中公开的结构及其结构等同物)、或其一个或多个的组合中实现。本说明书中描述的主题的实施方式可以被实现为一个或多个计算机程序产品,即,在有形和非暂时性计算机可读介质上编码的计算机程序指令的一个或多个模块,其用于被数据处理设备执行或用于控制数据处理设备的操作。计算机可读介质可以是机器可读存储装置,机器可读存储基板,存储器装置,影响机器可读传播信号的物质的组合,或者它们中的一个或多个的组合。术语“数据处理设备”涵盖用于处理数据的所有设备、装置和机器,例如包括可编程处理器、计算机、或多个处理器或计算机。该设备除包括硬件之外,还可以包括为所涉及的计算机程序创建执行环境的代码,例如,构成处理器固件、协议栈、数据库管理系统、操作系统、或者其一个或多个的组的代码。

[0095] 计算机程序(也称为程序,软件,软件应用程序,脚本或代码)可以用任何形式的编程语言编写,包括编译或解释语言,并且其可以以任何形式部署,包括作为单独的程序或作为模块、组件、子程序或适用于计算环境的其他单元。计算机程序不一定对应于文件系统中的文件。程序可以存储在保存其他程序或数据(例如,存储在标记语言文档中的一个或多个脚本)的文件的一部分中、专用于所涉及的程序的单个文件中、或者多个协调文件(例如,存储一个或多个模块、子程序或代码的部分的文件)中。计算机程序可以部署为在一台计算机上或多台计算机上执行,所述计算机位于一个站点处或跨多个站点分布并通过通信网络互连。

[0096] 本说明书中描述的过程和逻辑流可以由执行一个或多个计算机程序的一个或多个可编程处理器执行,以通过对输入数据进行操作并生成输出来执行功能。处理和逻辑流也可以由专用逻辑电路(例如,FPGA(现场可编程门阵列)或ASIC(专用集成电路))来执行,并且设备也可以被实现为所述专用逻辑电路。

[0097] 作为示例,适合于执行计算机程序的处理器包括通用和专用微处理器、以及任何类型的数字计算机的任何一个或多个处理器。通常,处理器将从只读存储器或随机存取存储器或两者接收指令和数据。计算机的基本元件是用于执行指令的处理器以及用于存储指令和数据的一个或多个存储器装置。通常,计算机还将包括或被可操作地耦合以从用于存储数据的一个或多个大容量存储装置(例如,磁盘,磁光盘或光盘)接收数据或向其传送数

据或者两者兼而有之。但是,计算机不需要有这样的装置。适于存储计算机程序指令和数据的计算机可读介质包括所有形式的非易失性存储器、介质和存储装置,例如包括半导体存储装置(例如EPROM,EEPROM和闪存装置)。处理器和存储器可以由专用逻辑电路补充或者并入专用逻辑电路。

[0098] 虽然本专利文件包含许多细节,但是这些不应被解释为对任何发明或可能要求保护的范围的限制,而是作为对可特定于特定发明的特定实施例的特征的描述。本专利文献中在分开的实施例的上下文中描述的某些特征也可以在单个实施例中组合地实现。相反,在单个实施例的上下文中描述的各种特征也可以在多个实施例中分开地或以任何合适的子组合实现。此外,虽然特征可以在上面被描述为以某些组合起作用并且甚至最初以这样的方式被要求保护,但是来自所要求保护的组合的一个或多个特征可以在一些情况下从该组合中删除,并且所要求保护的组合可以针对子组合或子组合的变型。

[0099] 类似地,尽管在附图中以特定的顺序描述了操作,但是这不应该被理解为要求以所示出的特定顺序或按顺序执行这样的操作,或者要执行所有示出的操作以实现期望的结果。此外,在本专利文件中描述的实施例中的各种系统部件的分离不应被理解为在所有实施例中都需要这种分离。

[0100] 仅描述了一些实施方式和示例,并且可以基于本专利文件中所描述和示出的内容来做出其他实施方式、增强和变型。

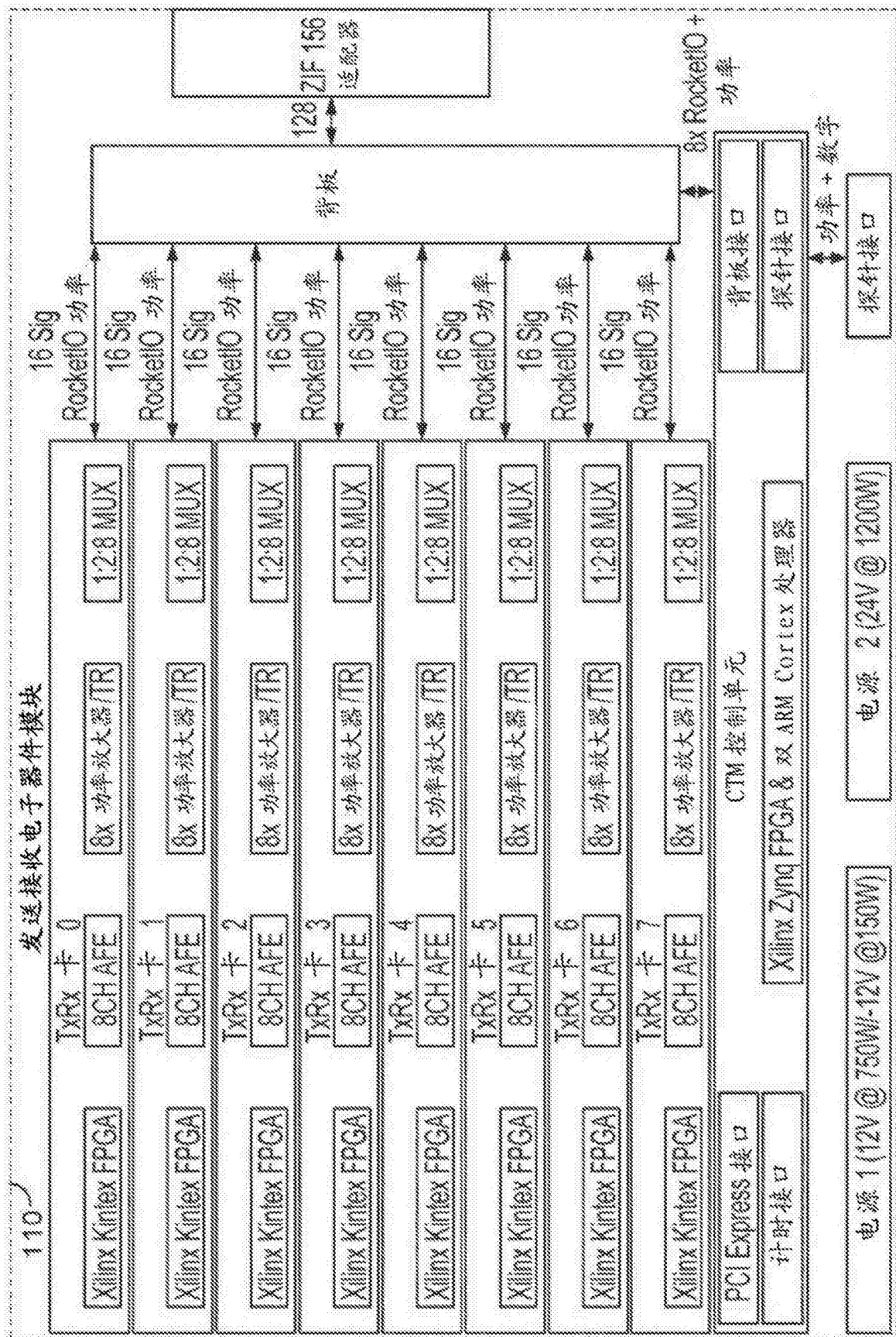


图2A

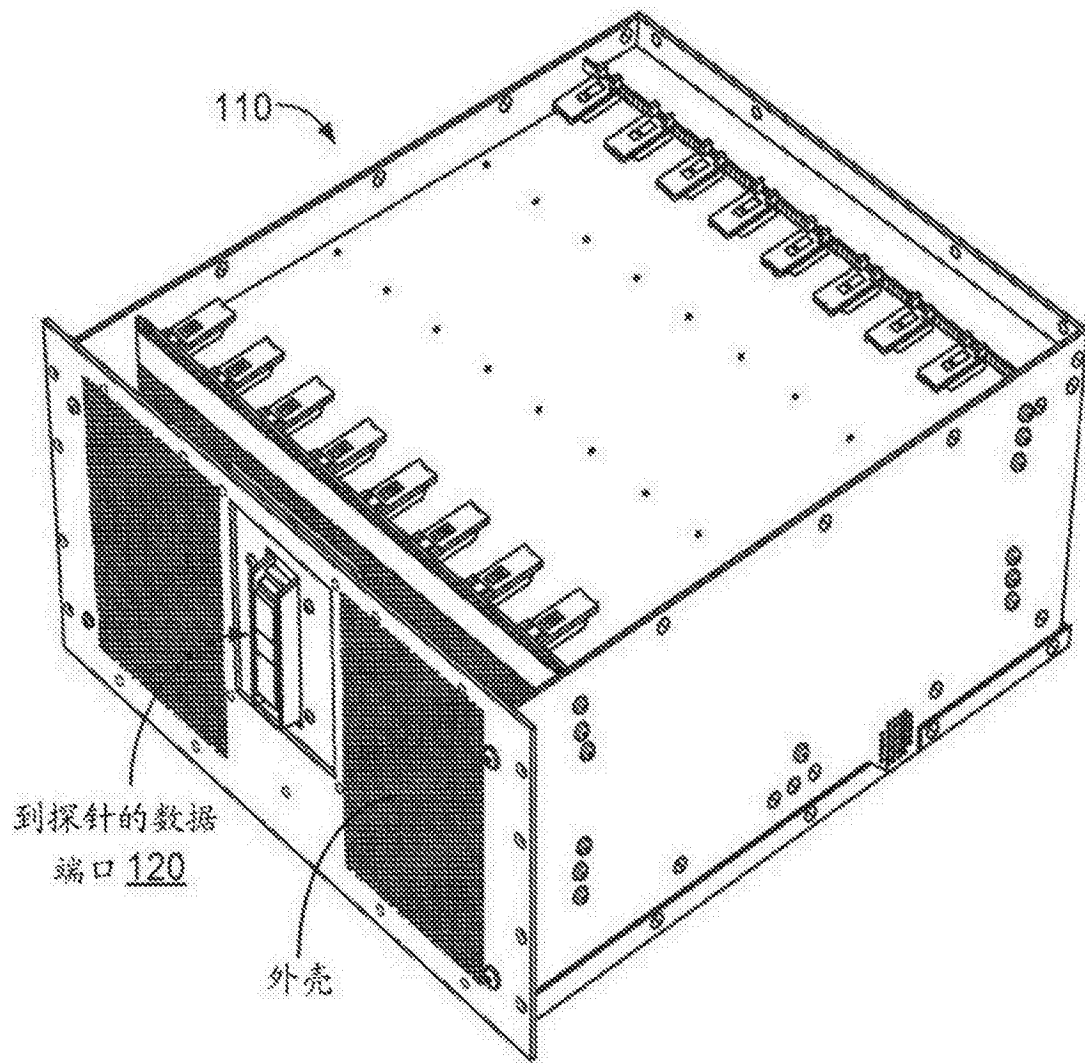


图2B

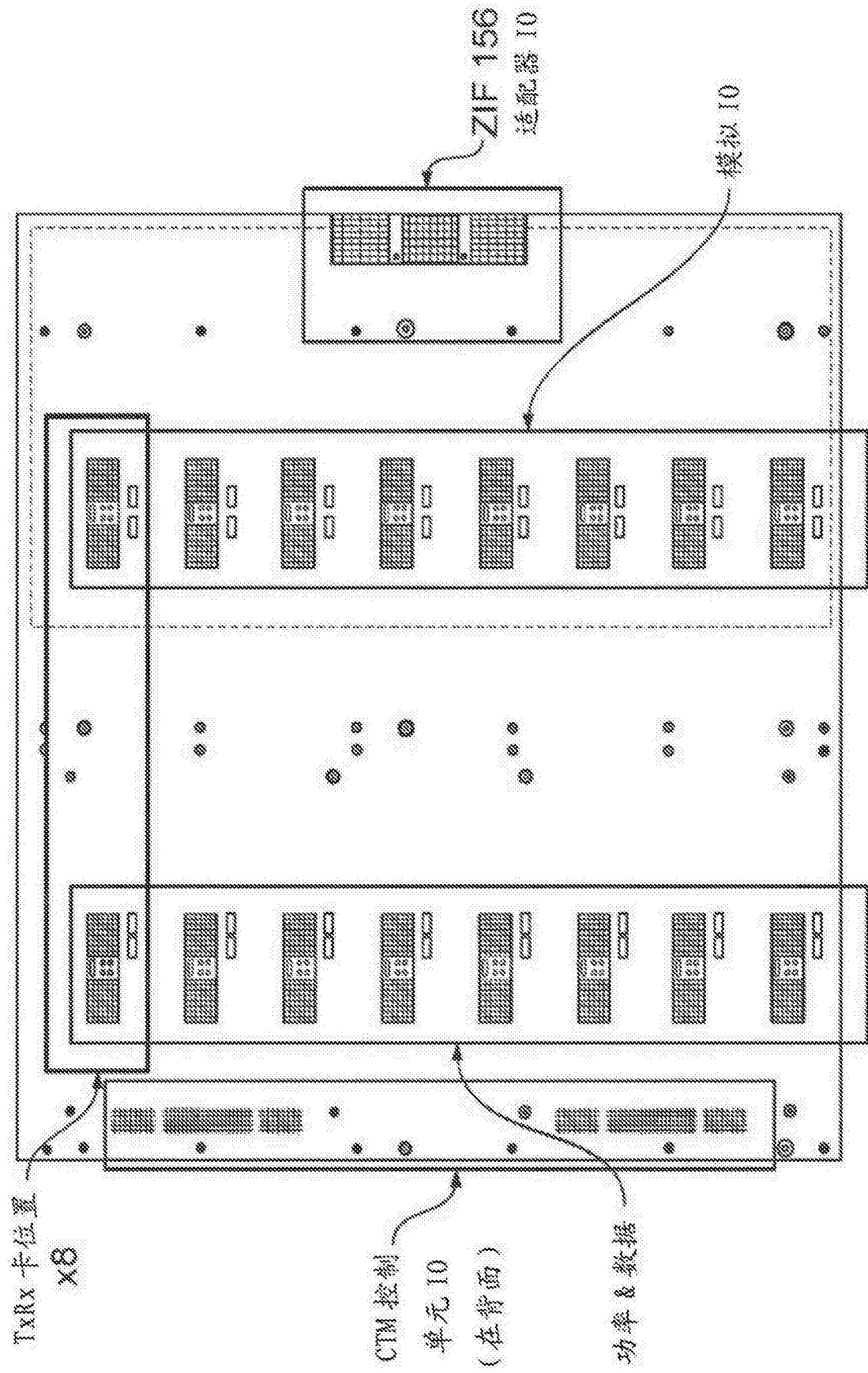


图2C

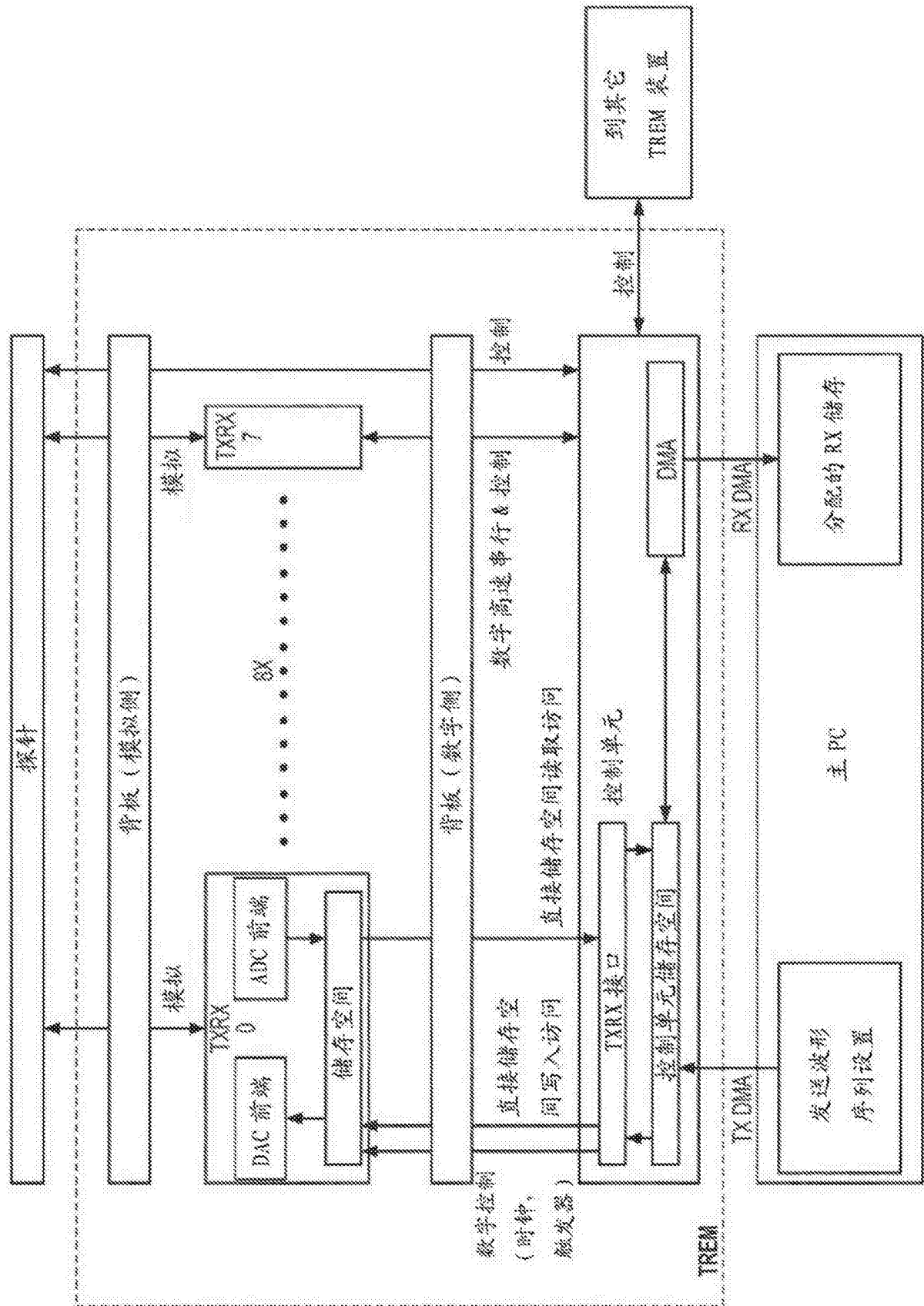


图2D

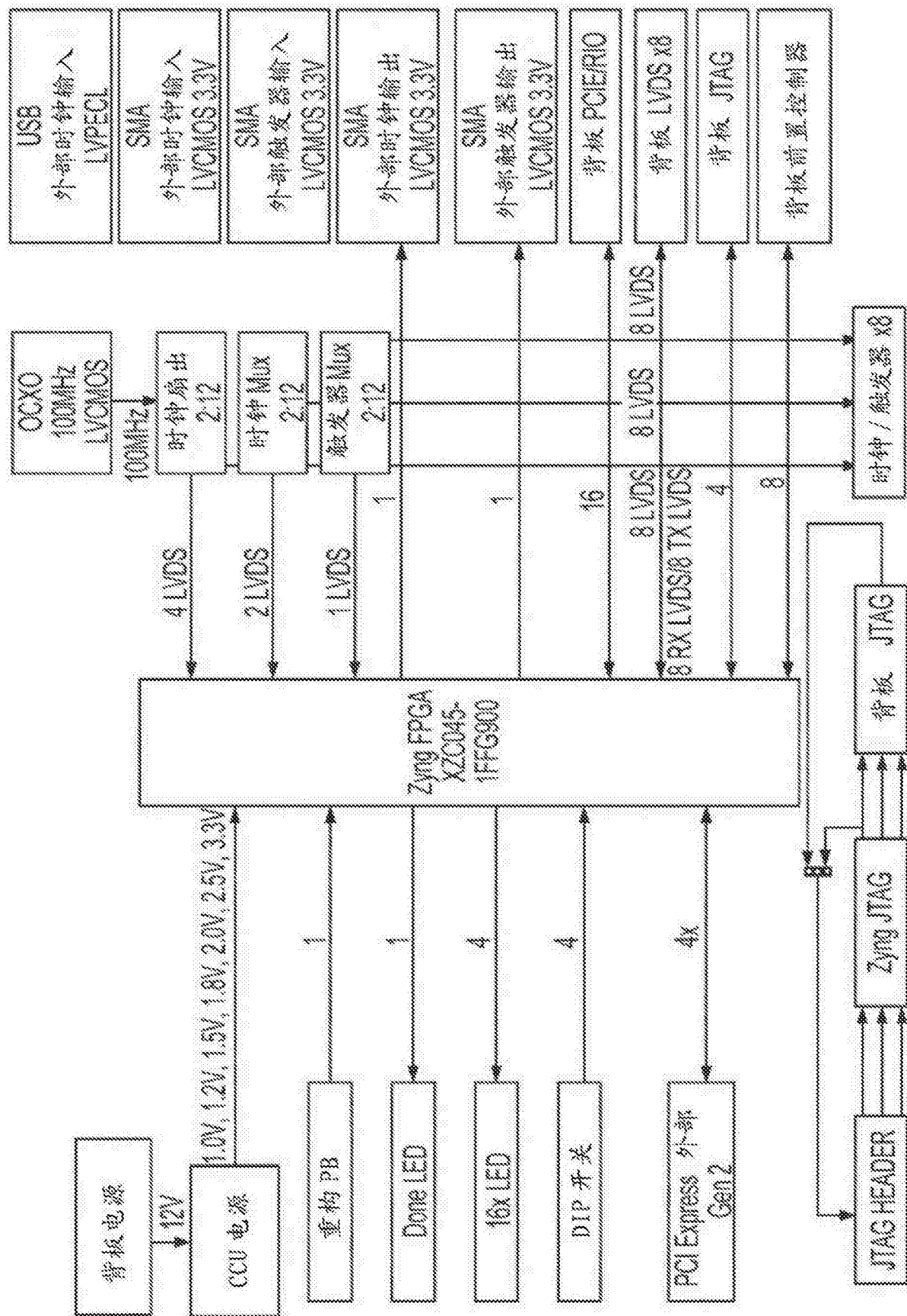


图3A

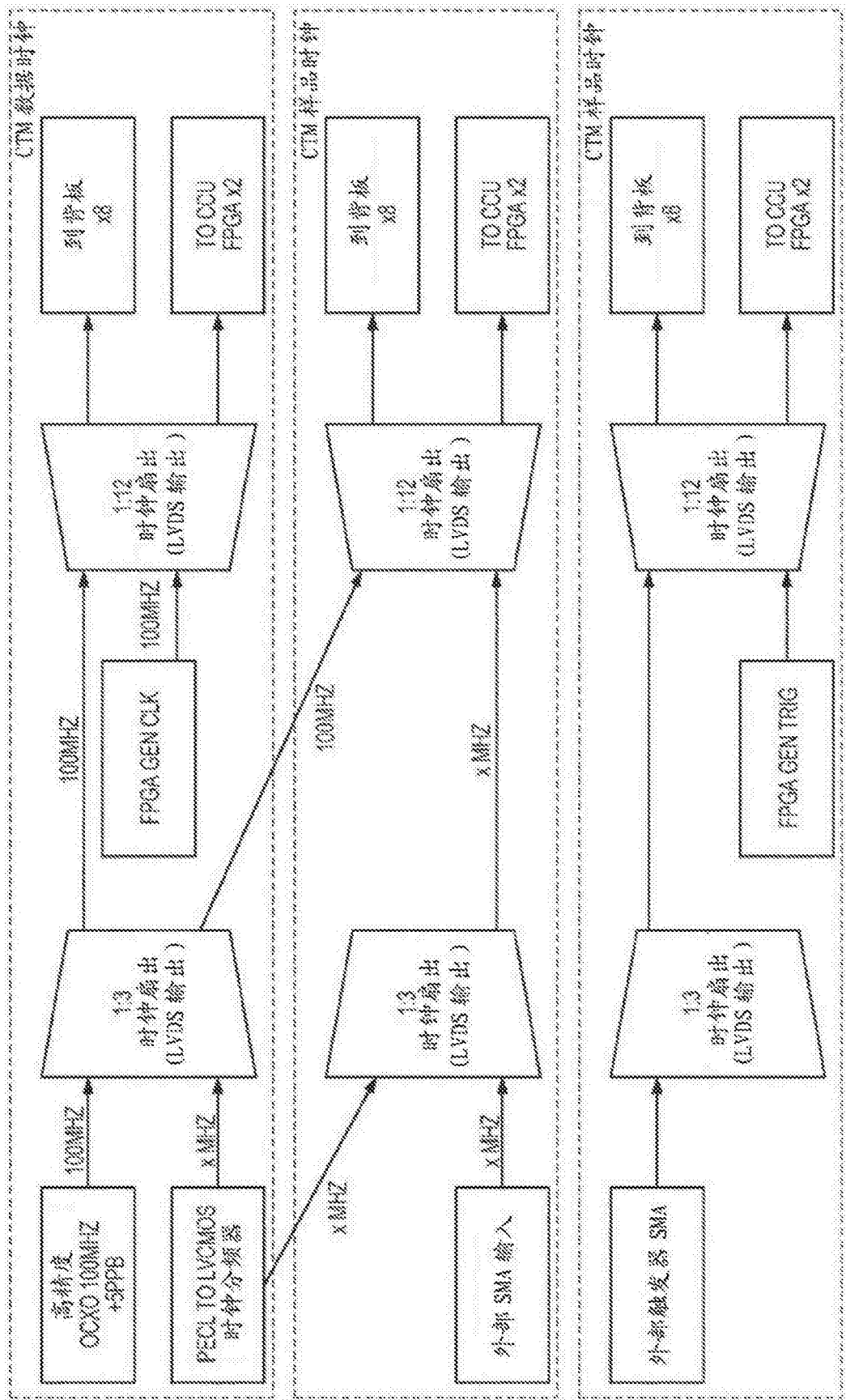


图3B

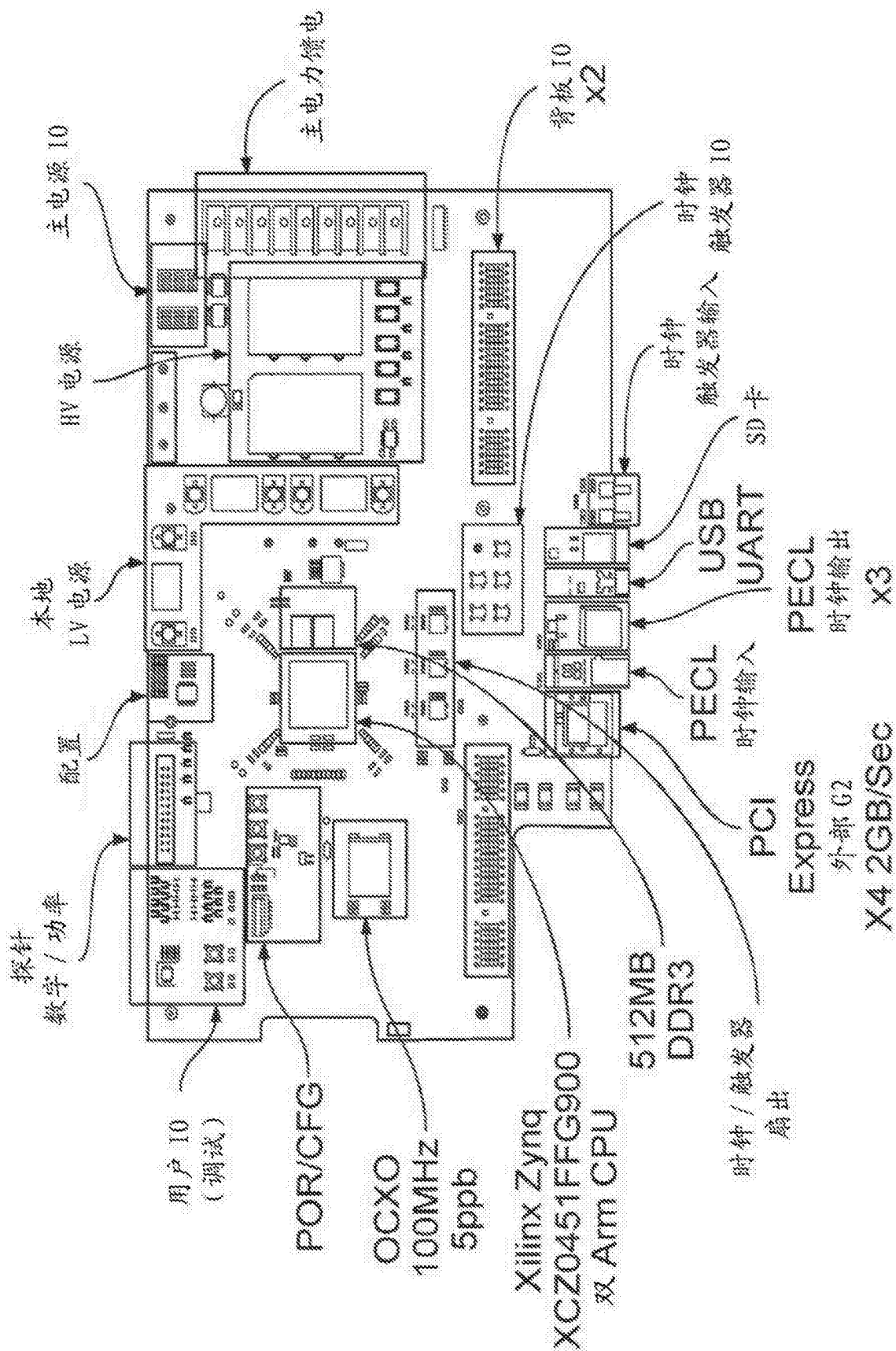


图3C

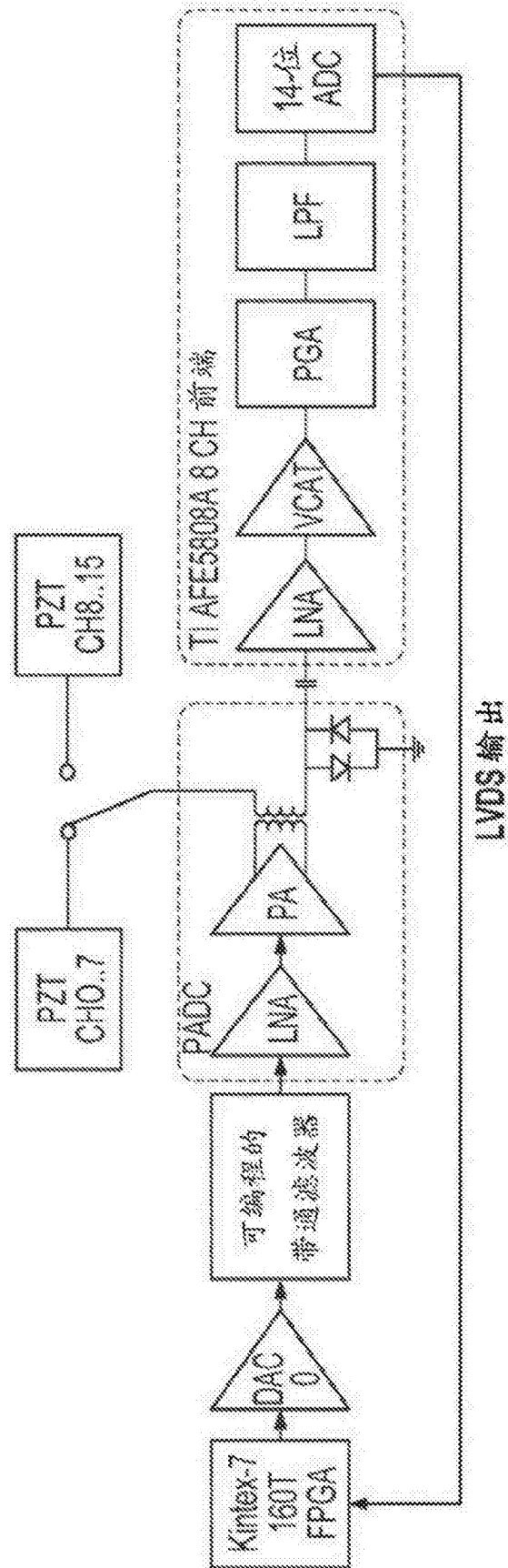


图4A

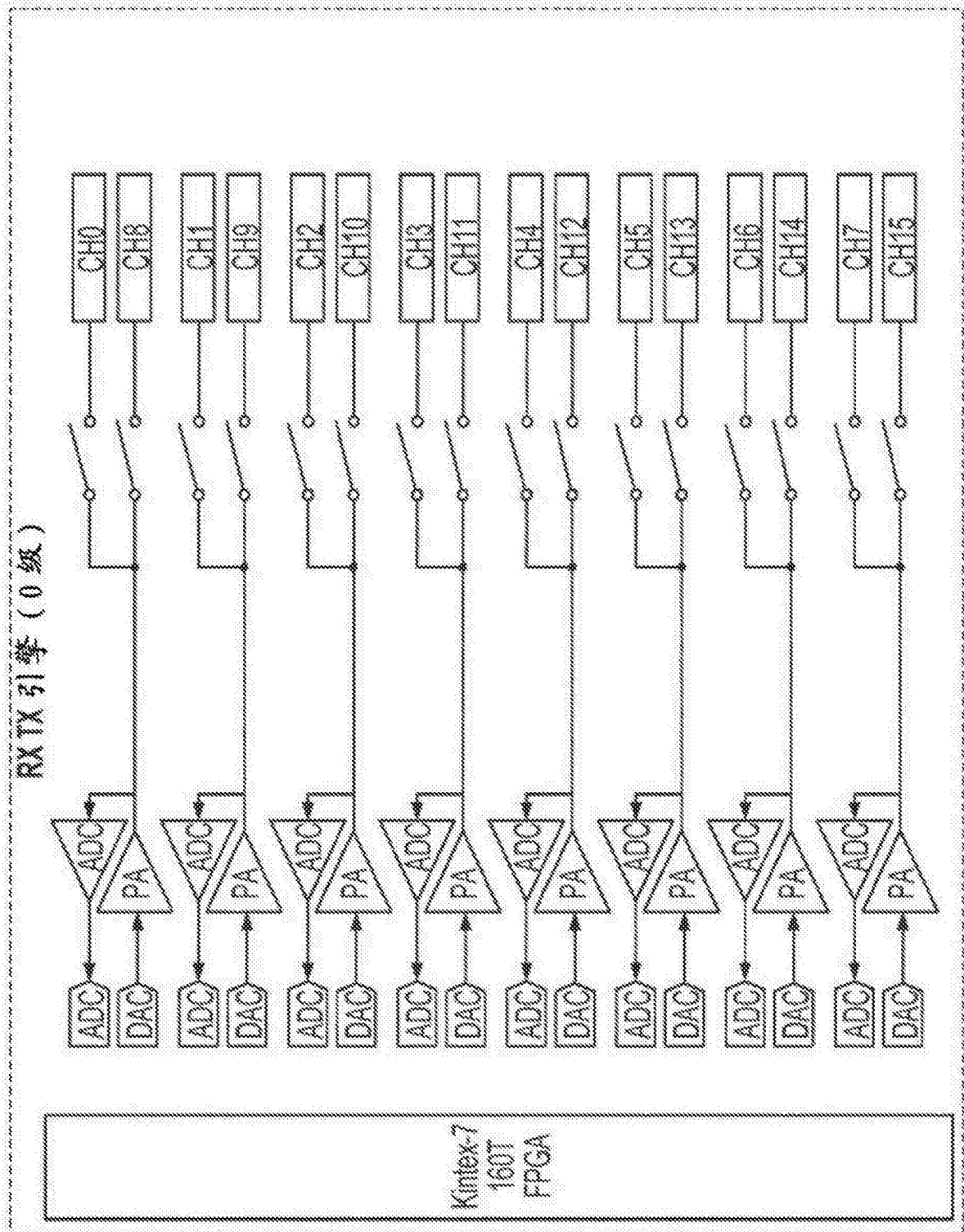


图4B

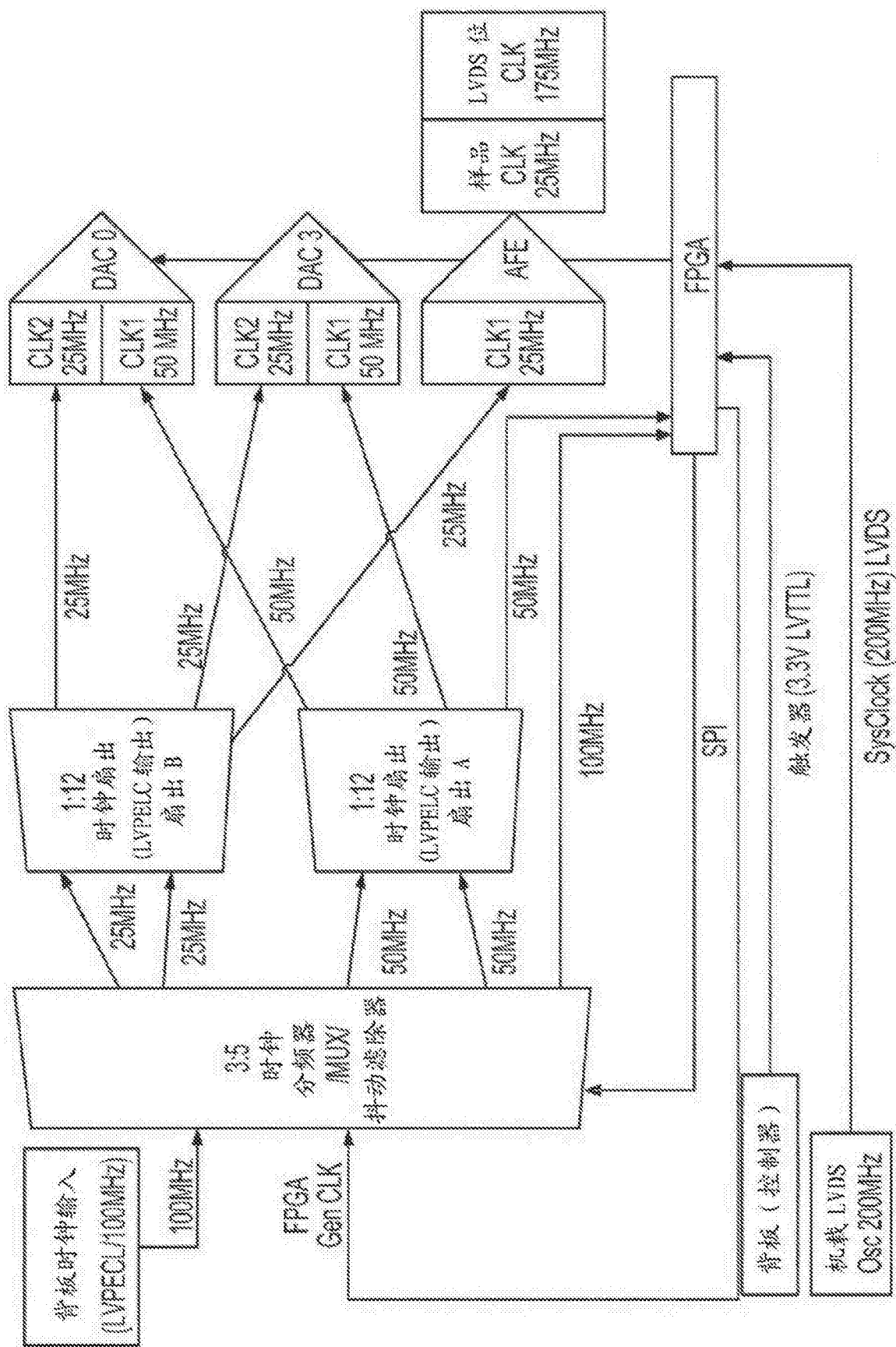


图4C

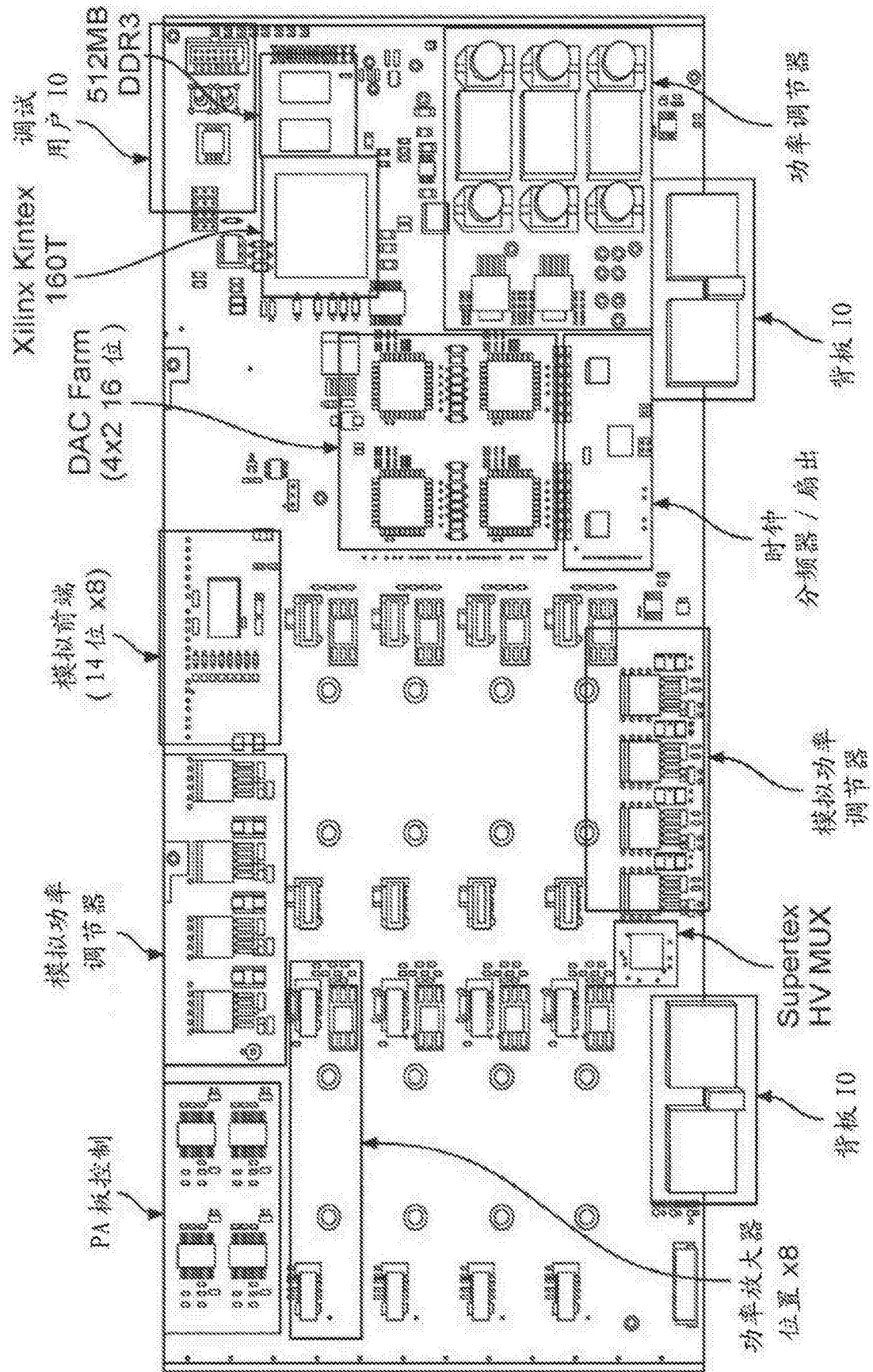


图4D

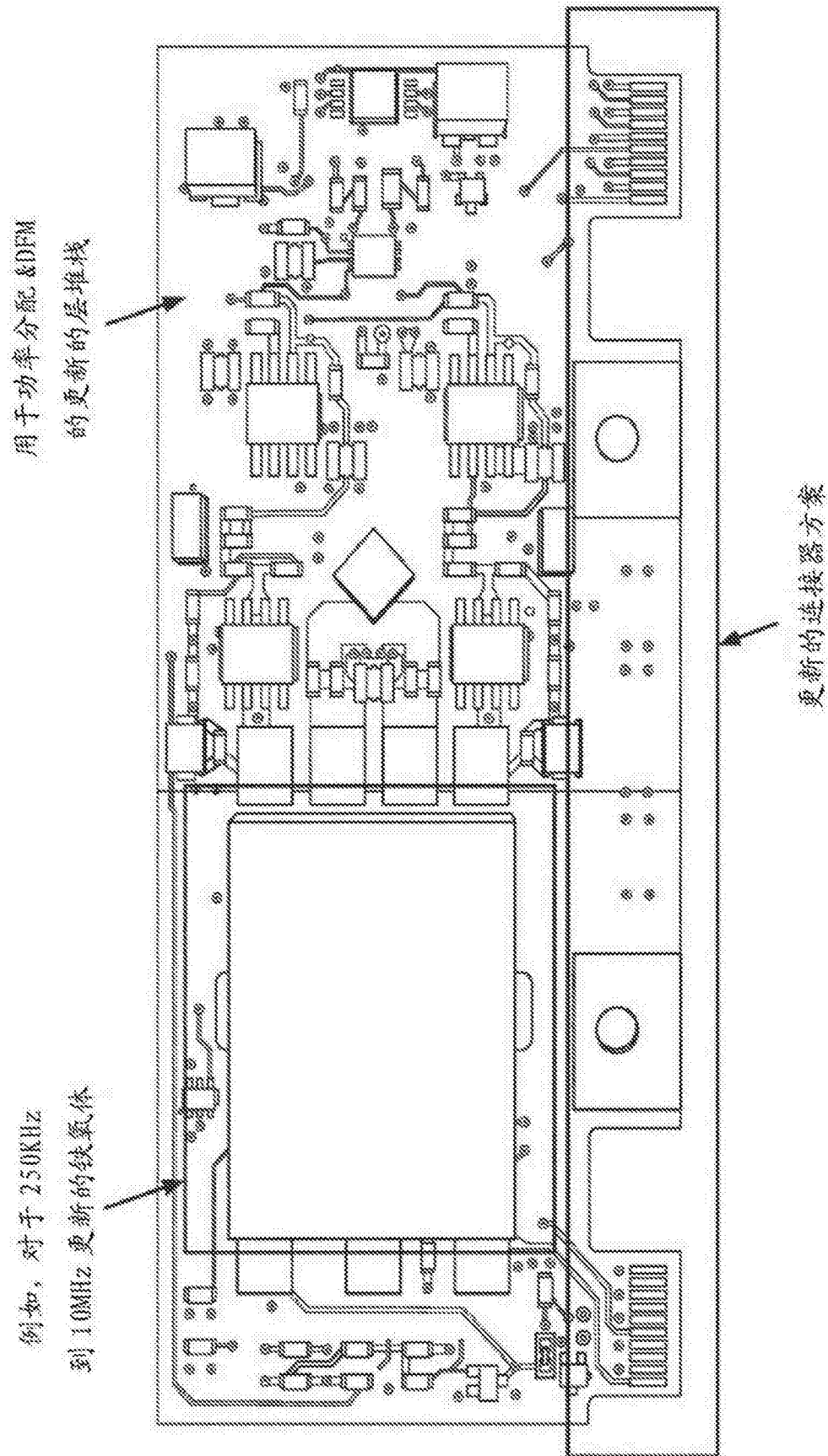


图5

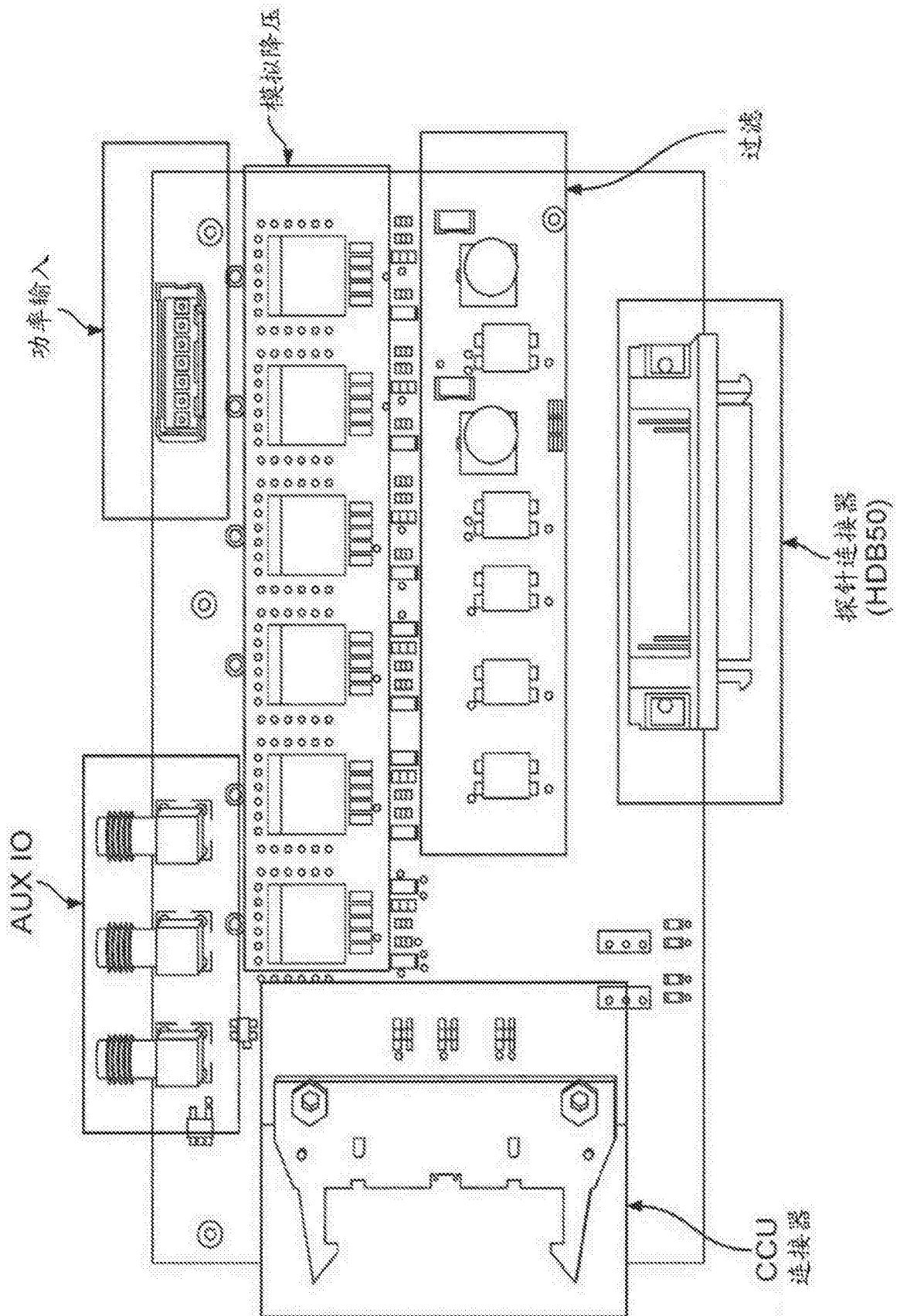


图6

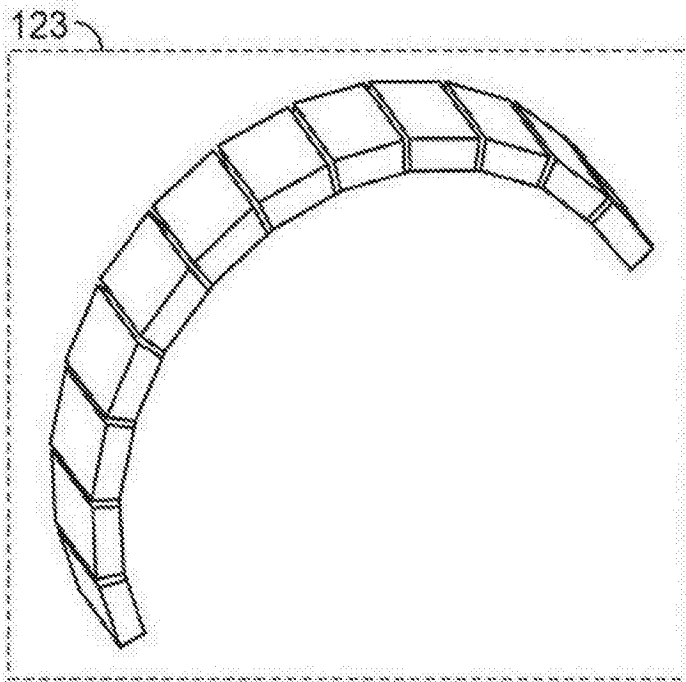
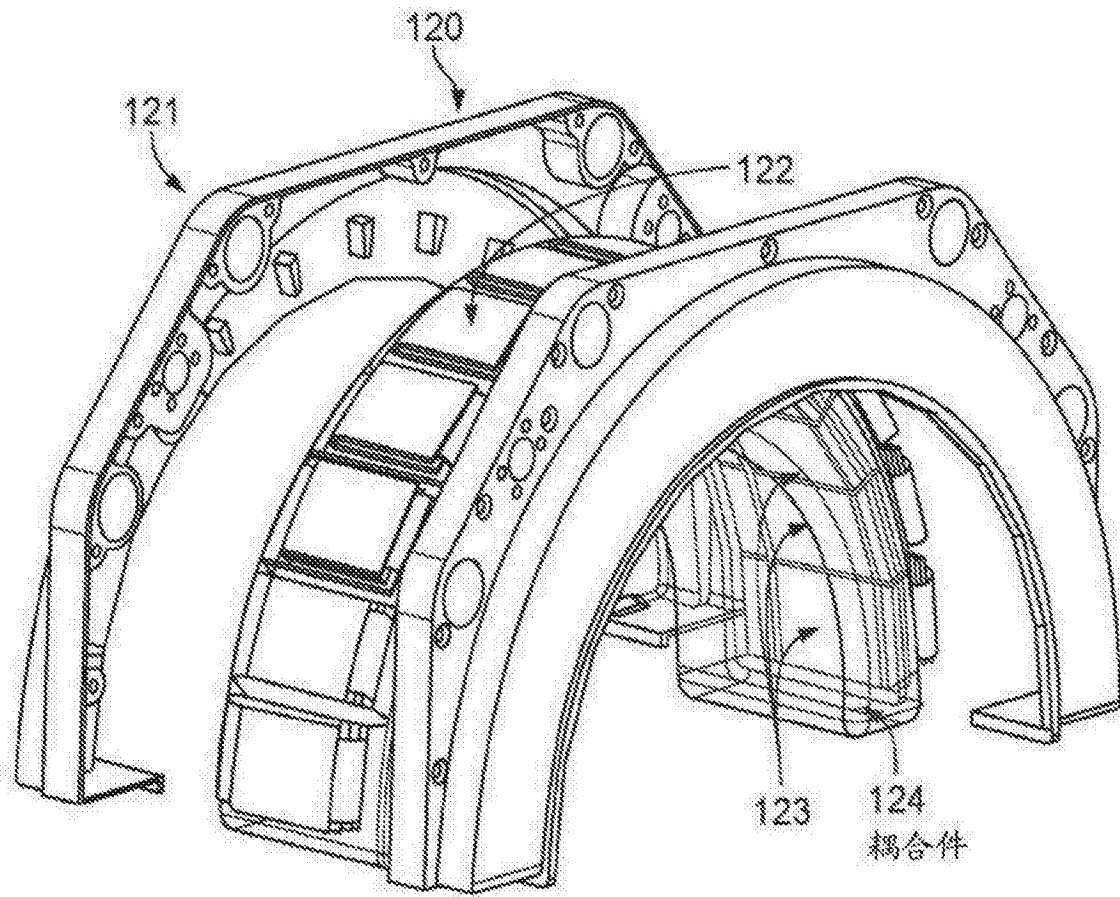


图7A

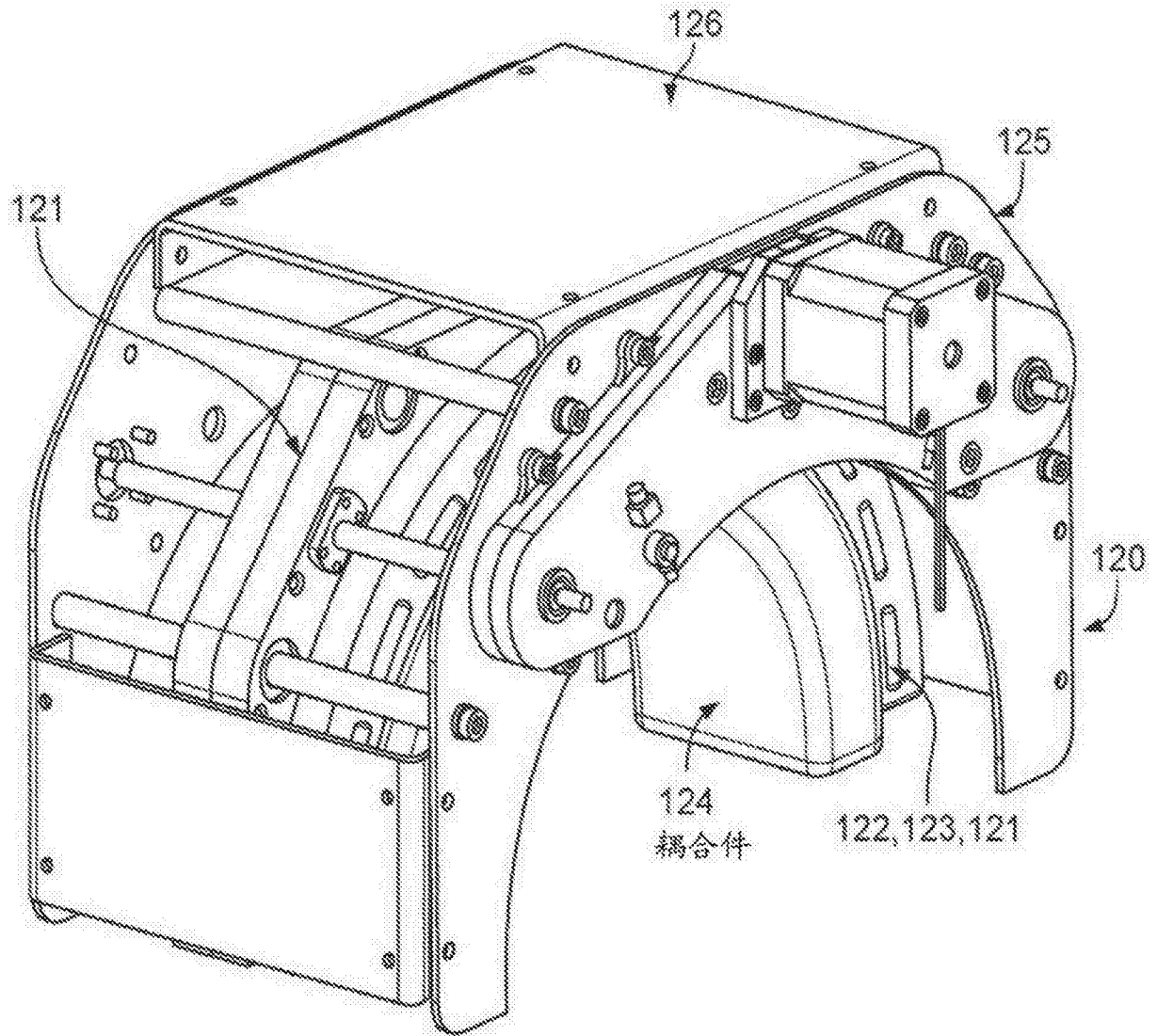


图7B

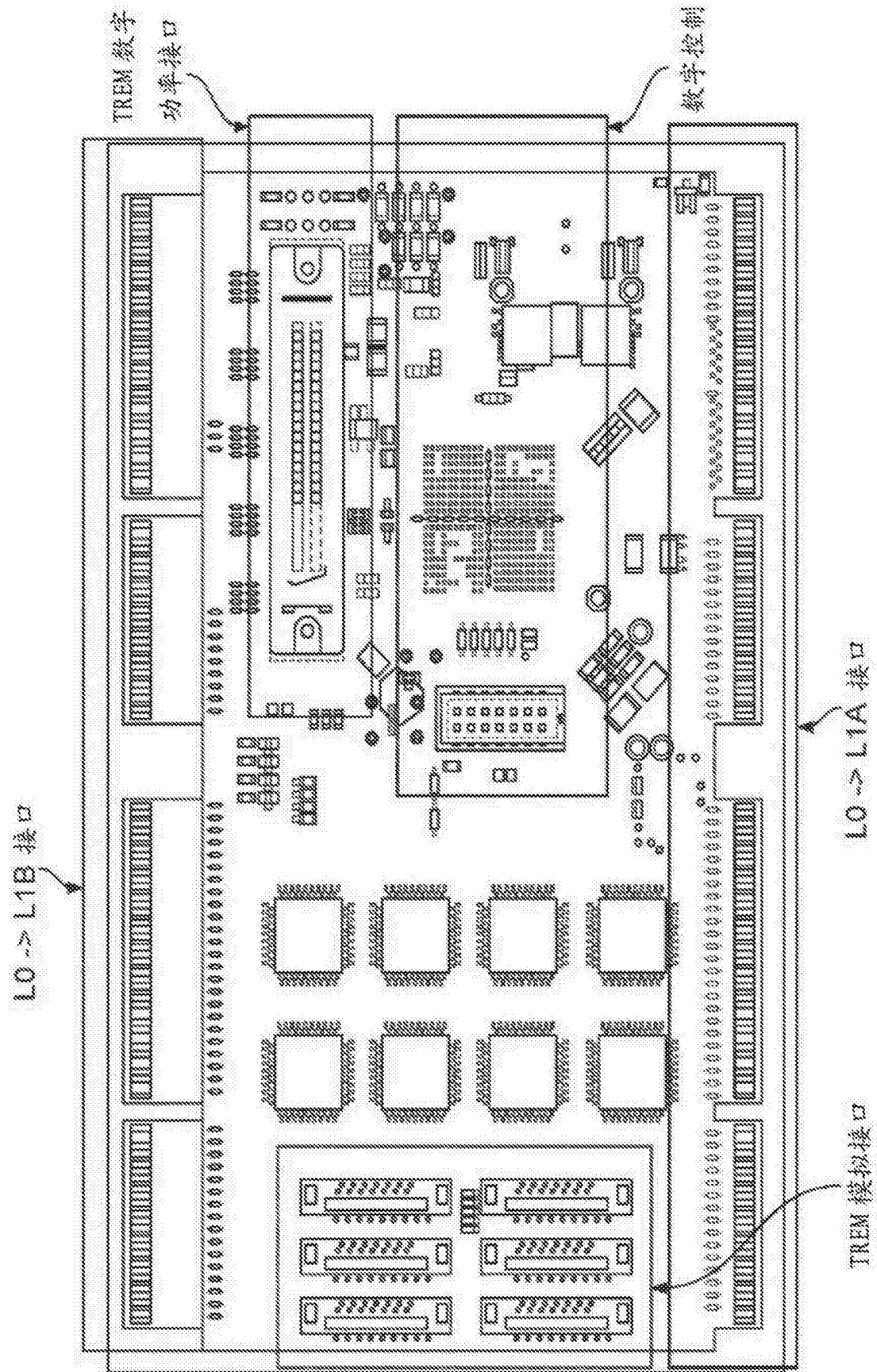


图8

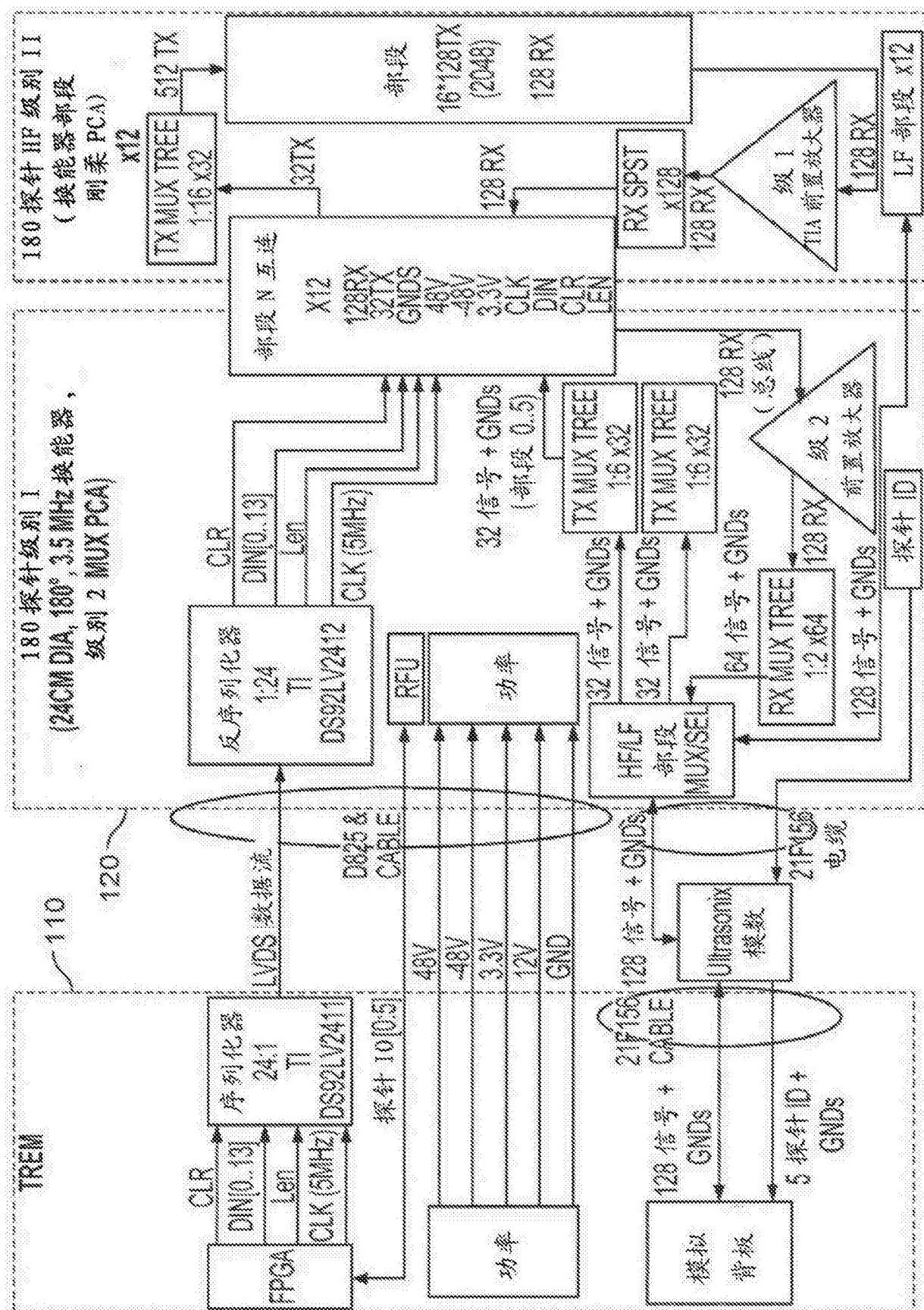


图9

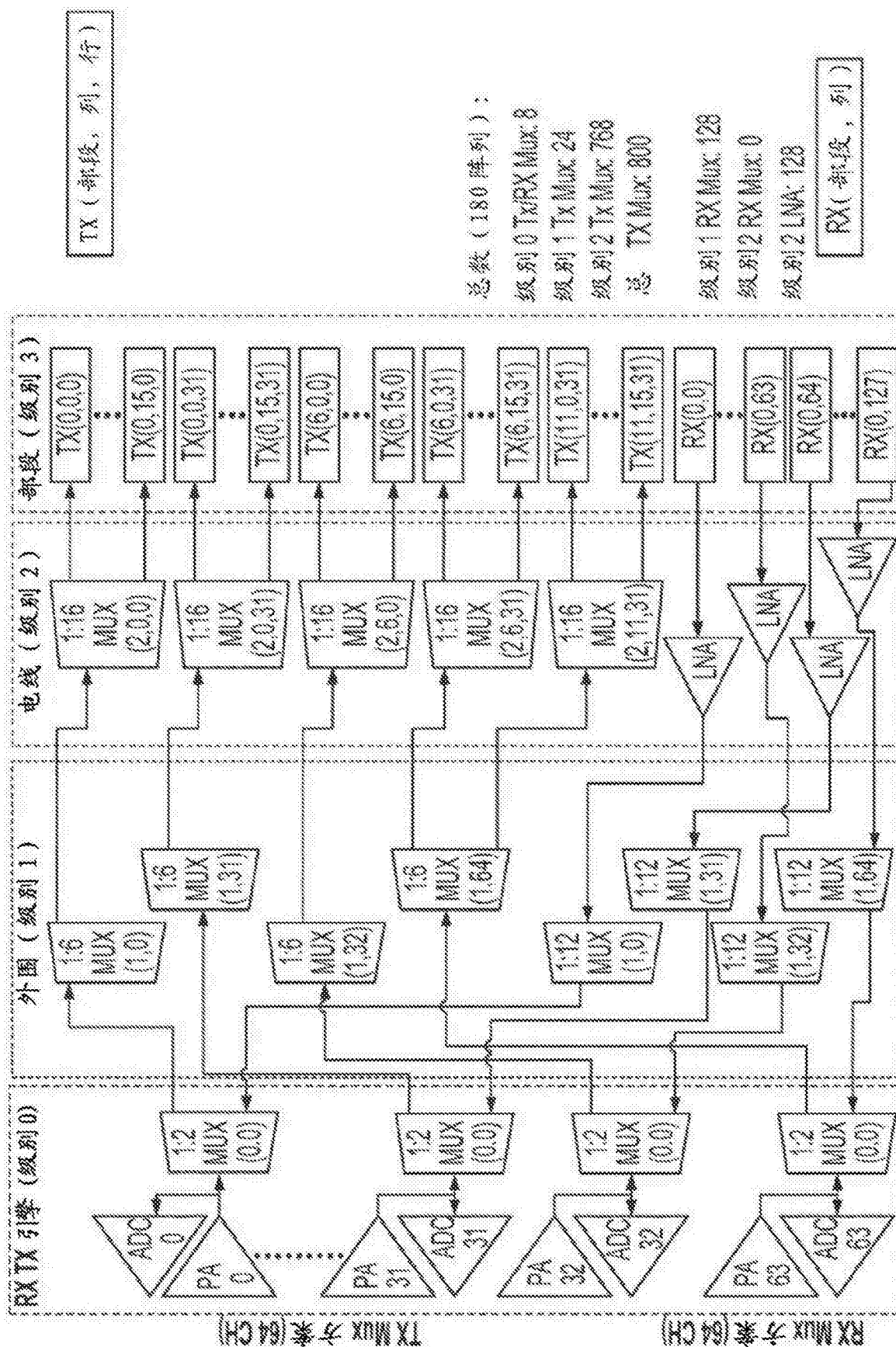


图 10

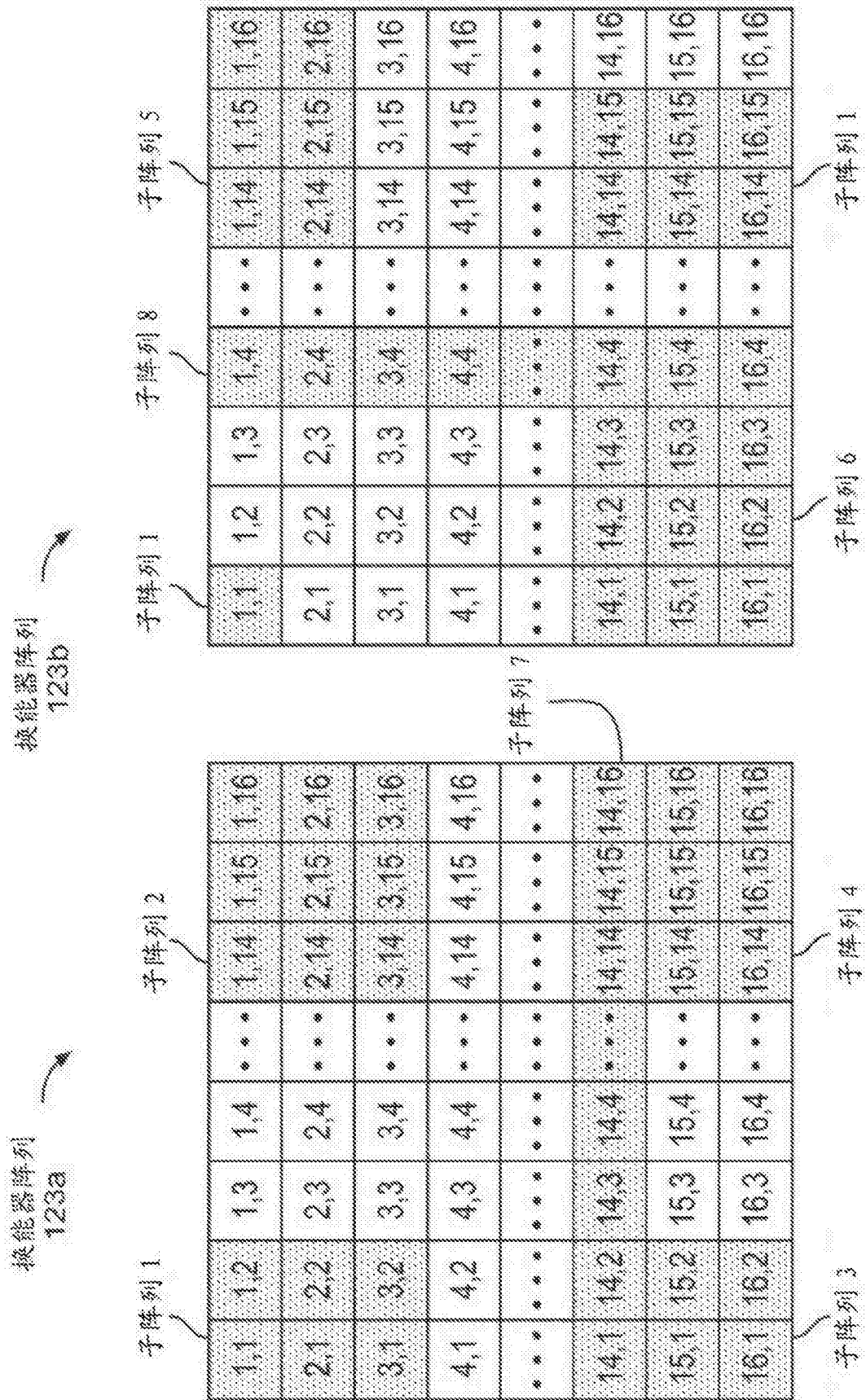


图11

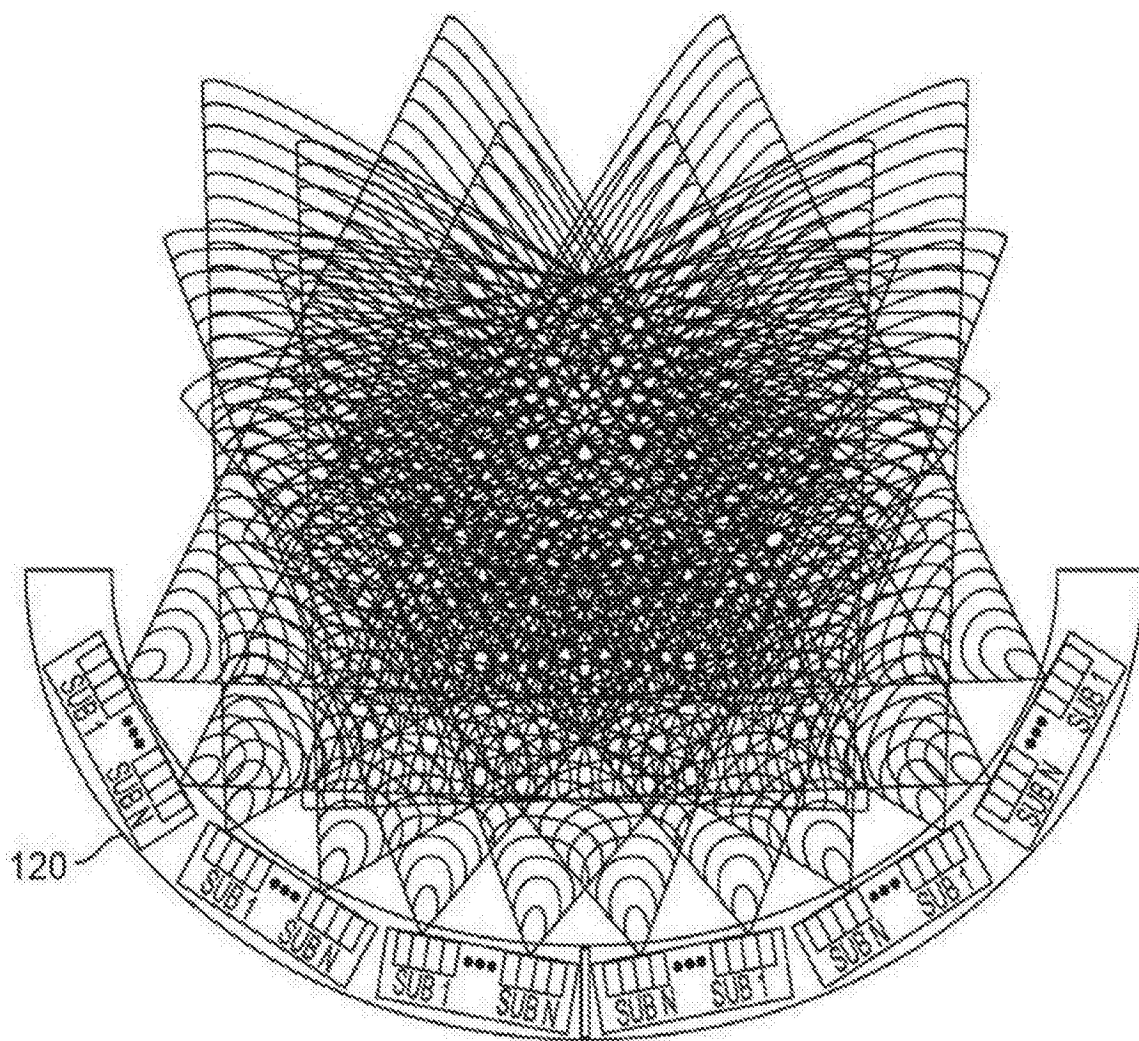


图12

专利名称(译)	合成孔径超声波系统		
公开(公告)号	CN107530061A	公开(公告)日	2018-01-02
申请号	CN201680028663.1	申请日	2016-03-16
[标]发明人	J J 海斯 E 弗莱堡 D 克鲁泽		
发明人	J.J.海斯 E.弗莱堡 D.克鲁泽		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/54 G01S7/52079 G01S7/52082 G01S15/8927 G01S15/8934 G01S15/8959 G01S15/8997		
代理人(译)	葛青		
优先权	62/135066 2015-03-18 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了用于合成孔径声学成像、距离-多普勒测量、和治疗的系统、装置和方法。一个合成孔径声学系统包括波形生成和处理装置及声学探针装置，它们被设计为能够在合成孔径超声(SAU)应用中生成、发送、接收和处理相干、扩频、瞬时宽带、编码波形。

