



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102665569 B

(45) 授权公告日 2015. 05. 13

(21) 申请号 201080046003. 9

代理人 夏东栋 陆锦华

(22) 申请日 2010. 10. 12

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/12(2006. 01)

61/250, 781 2009. 10. 12 US

61/256, 543 2009. 10. 30 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 04. 12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/052258 2010. 10. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/046903 EN 2011. 04. 21

(73) 专利权人 硅谷医疗器械有限公司

审查员 谢楠

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 托马斯·C·摩尔

肯德尔·R·沃特斯

J·史蒂夫·雷诺兹 迪尤·H·拉姆

唐纳德·马斯特斯

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限公司

责任公司 11219

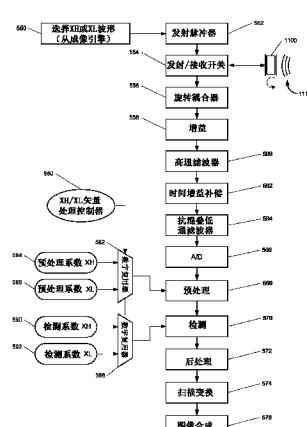
权利要求书2页 说明书12页 附图22页

## (54) 发明名称

用于共同配准成像的血管内超声系统

## (57) 摘要

一种血管内超声成像系统包括导管，该导管包括具有远端的细长主体和布置成插入细长主体内的成像芯。成像芯布置成发射超声能量脉冲并接收反射的超声能量脉冲。所述系统还包括成像引擎，该成像引擎偶联到成像芯并布置成为成像芯提供能量脉冲以引起成像芯发射超声能量脉冲。能量脉冲布置成重复的序列，并且每个序列的能量脉冲具有变化的特性。反射的脉冲可被处理以提供由各个不同的特性导致的图像的合成图像。



## 1. 一种血管内超声成像系统,包括:

导管,所述导管包括具有远端的细长主体和成像芯,所述成像芯布置成插入所述细长主体内,所述成像芯布置成发射超声能量脉冲和接收反射的超声能量脉冲;和

成像引擎,所述成像引擎偶联到所述成像芯并布置成为所述成像芯提供能量脉冲以引起所述成像芯发射所述超声能量脉冲,能量脉冲布置成重复的序列,并且其中每个序列的所述能量脉冲具有变化的特性,其中

所述成像引擎进一步布置为处理分离的图像帧中反射的超声能量脉冲,各个图像帧对应于相应各个不同的能量脉冲特性,以及其中,所述成像引擎提供显示信号用于同时地显示所述分离的图像帧作为合成图像,所述成像引擎布置为通过融合所述分离的图像帧来形成所述合成图像,从而在所述合成图像中包括各个分离的图像帧的特性的至少一部分。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述成像引擎进一步布置成为所述成像芯提供重复序列的能量脉冲,使得每个能量脉冲的序列包括至少两个脉冲。

3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述成像引擎进一步布置成为所述成像芯提供重复序列的能量脉冲,使得每个能量脉冲的序列包括三个脉冲。

4. 根据权利要求 3 所述的系统,其中,所述成像引擎进一步布置成为所述成像芯提供重复序列的能量脉冲,使得所述三个脉冲中的第一个具有第一能量,所述三个脉冲中的第二个具有第二能量,并且所述三个脉冲中的第三个具有第三能量,其中,所述第一能量大于所述第二能量,所述第二能量大于所述第三能量。

5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述成像引擎进一步布置成为所述成像芯提供重复序列的能量脉冲,使得各个序列中的能量脉冲具有不同的脉冲能量。

6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述成像引擎进一步布置成为所述成像芯提供重复序列的能量脉冲,使得各个序列中的能量脉冲具有不同的频率。

7. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述成像引擎进一步布置成为所述成像芯提供重复序列的能量脉冲,使得各个序列中的能量脉冲具有不同的带宽。

8. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述成像引擎包括布置成处理图像帧中反射的超声能量脉冲的处理器和检测所反射的超声能量脉冲中的所述变化的特性的检测器,并且其中所述成像引擎根据检测的所述变化的特性处理帧。

9. 根据权利要求 8 所述的系统,其中所述成像引擎进一步布置成仅处理具有共有的检测的特性的、反射的超声能量脉冲。

10. 根据权利要求 8 所述的系统,其中所述成像引擎进一步布置成基于反射的超声能量脉冲的所述序列的所述变化的特性提供合成图像。

## 11. 一种提供血管内超声成像系统的方法,所述方法包括:

提供导管,所述导管包括具有远端的细长主体和成像芯,所述成像芯布置成插入所述细长主体内,所述成像芯布置成发射超声能量脉冲和接收反射的超声能量脉冲;以及

提供成像引擎,所述成像引擎偶联到所述成像芯并布置成为所述成像芯提供能量脉冲以引起所述成像芯发射所述超声能量脉冲,其中能量脉冲布置成重复的序列,并且其中每个序列的所述能量脉冲具有变化的特性,其中

所述成像引擎处理分离的图像帧中反射的超声能量脉冲,各个图像帧对应于相应各个不同的能量脉冲特性,以及其中,所述成像引擎提供显示信号用于同时地显示所述分离的

图像帧作为合成图像,所述成像引擎布置为通过融合所述分离的图像帧来形成所述合成图像,从而在所述合成图像中包括各个分离的图像帧的特性的至少一部分。

## 用于共同配准成像的血管内超声系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2009 年 10 月 12 日提交的共同未决的美国临时专利申请 No. 61/250,781 的优先权,本申请也要求 2009 年 10 月 30 日提交的共同未决的美国临时专利申请 No. 61/256,543 的优先权,所有前述申请均全文以引用方式并入本文中。

### 技术领域

[0003] 本发明整体涉及血管内超声 (IVUS) 成像。本发明更具体地涉及用于共同配准成像的 IVUS 系统。

### 背景技术

[0004] 血管内超声成像通常用于导引和评估经皮冠状动脉介入,典型地裸金属支架或药物洗脱支架的放置。IVUS 成像的其它应用包括进一步评估冠状动脉疾病。

[0005] 冠状动脉支架通常具有由诸如不锈钢或钴铬合金的金属制成的筋。金属支架筋提供比血液和软组织,例如生长在支架筋上的新组织大得多的反射超声信号。检测和测量新组织生长的能力对于评估支架愈合过程尤其重要。目前市售的 IVUS 系统检测早期新组织生长的能力有限,因为反射的超声信号的可检测范围有限。

[0006] 易于破裂的动脉粥样硬化病变,即所谓的易损斑块,越来越多地受到介入心脏病学家的关注。一种被认为是造成很大一部分斑块破裂的原因的易损斑块是薄帽纤维粥样斑块,其中薄的 ( $< 65 \mu\text{m}$ ) 纤维帽覆盖机械上不稳定的富脂质或坏死的核。目前市售的 IVUS 系统在最多仅 40MHz 下工作,并且具有限于大约  $100 \mu\text{m}$  的轴向分辨率。因此,目前市售的 IVUS 系统不能可靠地检测易损斑块。

[0007] 通常需要增加成像频率以便提高空间分辨率。然而,增加的成像频率也导致血液和非血液组织之间的对比降低,这又使充盈有血的腔与内膜斑块之间的分割变得困难。一些自动分割算法利用血液和非血液组织的频率依赖性超声性质,如例如在授予 Teo 的美国专利 No. 5,876,343 中所描述的。实时自动分割工具常常易于出错,这降低了其在临床实践中的实用性。

[0008] 已经开发了用于经胸超声心动图应用的多频成像。授予 Roundhill 等人的美国专利 No. 6,139,501 描述了一种系统,该系统同时显示两个具有不同成像频率和带宽的 B 模式图像。然而,该技术使用基波成像技术和谐波成像技术两者,并且依赖于组织的非线性传播性质。虽然谐波成像有可能提供更好的空间分辨率,但谐波成像性能在近场中是有限的。此外,尚未发现谐波 IVUS 成像在实践中的可用性。

[0009] 多频率 IVUS 成像也可通过使用多换能器成像导管来实现。然而,多个换能器增加了一次性成像导管和成像系统的复杂性和成本。需要共同配准来自分离换能器的图像的可能性进一步使其实际应用变得复杂。

[0010] 需要一种技术,该技术提供足够的对比度分辨率以导引经皮冠状动脉介入,并提供足够的对比度和空间分辨率以检测支架愈合和易损斑块。此外,希望这样的技术不需要

在多个图像之间的任何共同配准步骤。更进一步地,希望这样的技术相比现有市售系统和导管不显著增加系统和导管的复杂性和成本。

## 发明内容

[0011] 本发明提供了一种包括导管的血管内超声成像系统,该导管包括具有远端的细长主体和成像芯,成像芯布置成插入细长主体内。成像芯布置成发射超声能量脉冲并接收反射的超声能量脉冲。该系统还包括成像引擎,该成像引擎偶联到成像芯并布置成为成像芯提供能量脉冲以引起成像芯发射超声能量脉冲。能量脉冲布置成重复的序列,并且每个序列的能量脉冲具有变化的特性。

[0012] 每个能量脉冲序列可包括至少两个脉冲,例如三个脉冲。变化的特性可以是脉冲能量、频率或带宽。

[0013] 成像引擎可包括处理图像帧中反射的超声能量脉冲的处理器和检测反射的超声能量脉冲中变化的特性的检测器。成像引擎根据检测到的变化的特性处理帧。

[0014] 成像引擎可布置成仅处理具有共有检测特性的、反射的超声能量脉冲。成像引擎可进一步布置成基于反射的超声能量脉冲的序列的变化的特性提供合成图像。

[0015] 成像引擎可包括处理在分离的图像帧中的反射的超声能量脉冲的处理器,各个图像帧对应于各个不同的能量脉冲特性,并且成像引擎可提供用于同时显示分离的图像帧的显示信号。

[0016] 本发明还提供了一种方法,该方法包括提供导管,该导管包括具有远端的细长主体和成像芯,成像芯布置成插入细长主体内,成像芯布置成发射超声能量脉冲并接收反射的超声能量脉冲。该方法还包括为成像芯提供能量脉冲以引起成像芯发射超声能量脉冲的步骤,其中能量脉冲布置成重复的序列,并且其中每个序列的能量脉冲具有变化的特性。

## 附图说明

[0017] 通过参照结合附图的以下描述,可以最好地理解本发明及其另外的特征和优点,在附图的若干图中,类似的附图标记表示类似的元件,并且其中:

[0018] 图 1 是 IVUS 系统的高层图示;

[0019] 图 2a 是用于共同配准成像的 IVUS 系统的信号处理路径的框图;

[0020] 图 2b 是用于共同配准成像的 IVUS 系统的信号处理路径的另一个框图;

[0021] 图 3a 和 3b 分别示出了短时脉冲的时域信号和功率谱;

[0022] 图 4a 示出了宽带功率谱的通带;

[0023] 图 4b 示出了宽带功率谱的另一个通带;

[0024] 图 5a 是成像引擎的框图;

[0025] 图 5b 是成像引擎的另一个框图;

[0026] 图 5c 是成像引擎的又一个框图;

[0027] 图 6a-6d 分别示出了第一、第二、第三和第四代表性发送脉冲序列;

[0028] 图 7 是用于共同配准成像的 IVUS 系统的信号处理路径的框图;

[0029] 图 8 是用于计算背向散射积分的参数的信号处理步骤的框图;

[0030] 图 9 示出了包括多个共同配准的图像的显示;

- [0031] 图 10a 和 10b 示出了在共同配准的图像之间映射的特征；
- [0032] 图 11 是 IVUS 系统的高层图示；
- [0033] 图 12 是另一个成像引擎的框图；
- [0034] 图 13-17 是数字信号处理引擎的框图；
- [0035] 图 18 是用于共同配准成像的 IVUS 系统的信号处理路径的框图；
- [0036] 图 19 是变窄的冠状动脉的剖视图；
- [0037] 图 20 是具有植入支架的冠状动脉的剖视图；
- [0038] 图 21 示出了使用高发射能量脉冲获取的带支架的冠状动脉的横向 IVUS 图像；
- [0039] 图 22 示出了重复的高能量、中能量和低能量发送脉冲序列；
- [0040] 图 23 示出了使用中发射能量脉冲获取的带支架的冠状动脉的横向 IVUS 图像；
- [0041] 图 24 示出了使用低发射能量脉冲获取的带支架的冠状动脉的横向 IVUS 图像；
- [0042] 图 25 示出了使用高发射能量脉冲获取的具有所选动态范围的带支架冠状动脉的横向 IVUS 图像；
- [0043] 图 26 示出了使用中发射能量脉冲获取的具有所选动态范围的带支架冠状动脉的横向 IVUS 图像；
- [0044] 图 27 示出了使用低发射能量脉冲获取的具有所选动态范围的带支架冠状动脉的横向 IVUS 图像的支架区域；
- [0045] 图 28 示出了带支架冠状动脉的高发射能量横向 IVUS 图像、带支架冠状动脉的中发射能量横向 IVUS 图像、以及带支架冠状动脉的低发射能量横向 IVUS 图像的合成图像；以及
- [0046] 图 29 是用于用高发射、中发射和低发射能量脉冲序列成像的 IVUS 系统的信号处理路径的流程图。

## 具体实施方式

[0047] 图 1 是 IVUS 系统的高层框图, 其由 IVUS 成像导管 1000、患者界面模块 2000 和成像引擎 3100 构成。导管典型地经由经股动脉或经桡动脉逆行途径递送到冠状动脉。成像导管 1000 被机械且电偶联到患者界面模块 2000。成像引擎 3100 用来控制患者界面模块 2000 和导管 1000 的操作以用于冠状动脉成像目的。IVUS 成像导管的以下描述针对机械旋转成像芯的情况。每个 IVUS 图像包括预定数量的矢量 (或扫描线) 和每矢量样本数。最新的市售 IVUS 系统每幅图像采用 256 个矢量。对于市售的 IVUS 系统, 每矢量的样本数大体上在约 256 和 2048 个样本之间变化, 并部分地取决于成像频率和数据类型 (例如, RF 或基带)。

[0048] 图 2a 是用于共同配准成像的 IVUS 系统的信号处理路径的一个实施例的框图。在步骤 102 中, 大致在成像引擎中选择波形。然后, 在步骤 104 中, 由大致位于患者界面模块中的发射脉冲器产生发射波形。在步骤 106 中, 将发射波形经发射 / 接收 (T/R) 开关发送到超声换能器 1100。换能器可在 10MHz 至 80MHz 的频率范围内工作, 对于冠状动脉内成像通常在 20MHz 和 60MHz 之间。

[0049] 换能器发出超声压力场 1110 以对冠状动脉进行声穿透。一些超声能量被背向散射并由换能器接收。接收的超声在步骤 106 中传播通过 T/R 开关并在步骤 108 中通过旋转

耦合器。旋转耦合器可以是电感式旋转耦合器或液体金属旋转耦合器。替代地，旋转耦合器可以是旋转电容式耦合器，如例如以 Silicon Valley Medical Instruments, Inc. 的名义在 2009 年 5 月 14 日提交的共同未决的美国专利申请 No. 12/465,853 中描述的旋转电容式耦合器，该专利申请的名称为“IVUS System with Rotary Capacitive Coupling”(具有旋转电容式耦合的 IVUS 系统)，其全文以引用方式并入本文中。旋转耦合器将导管的机械旋转成像芯与患者界面模块的非旋转电子器件接合。

[0050] 接收的信号接着在步骤 109 中通过增益放大器，在步骤 110 中通过高通滤波器，并且在步骤 112 中通过时间增益补偿放大器。由于当信号进一步传播到冠状动脉内时超声信号的衰减增加，因此提供了时间增益补偿。接着在步骤 114 中将信号发送通过抗混叠低通滤波器，然后在步骤 116 中数字化。

[0051] 数字化信号接着根据多频率技术进行处理，该多频率技术包括低频路径 120 和高频路径 130。低频和高频处理路径包括类似的处理阶段，这些阶段可由于诸如通带、视场和信噪比的成像参数而不同。

[0052] 现在参见图 3 和 4，图 3a 和 3b 分别示出了对于具有  $> 60\%$  的分数带宽的 60MHz IVUS 成像换能器的短时脉冲的时域响应 202 和功率谱 204。本发明的重要方面是使用具有大分数带宽（通常  $> 50\%$  的分数带宽）的换能器。也可使用具有  $< 50\%$  的分数带宽的换能器，但预计使用这样的换能器的效率较低，并且实用性较低。本发明的另一个重要方面是使用具有在可用带宽上均匀的高灵敏度的换能器。所选低频率和高频率可包括重叠的带宽 222、224 或不重叠的带宽 226、228，对应的通带中心频率分别为 F1、F2，分别如图 4a 和图 4b 所示。使用重叠的带宽的潜在好处是，较宽的带宽产生具有更好空间分辨率的图像。在本发明的一个实施例中，低通带中心频率 F1 为 40MHz，高通带中心频率 F2 为 60MHz，低通带 222 为 30MHz 至 50MHz，并且高通带 224 为 45MHz 至 75MHz。在本发明的另一个实施例中，导管包括宽带 40MHz 换能器，低通带中心频率为 30MHz，并且高通带中心频率为 50MHz。在本发明的又一个实施例中，导管包括宽带 35MHz 换能器，低通带中心频率为 25MHz，并且高通带中心频率为 40MHz。

[0053] 再次参见图 2a，低频路径数字化数据首先在步骤 122 中进行预处理。如本领域所已知的，预处理可通常包括带通滤波和矢量处理技术。预处理后的数据的包络在步骤 124 被检测，然后在步骤 126 中进行后处理。后处理通常包括对数压缩和伽玛校正以生成视觉上吸引人和有用的图像。然后在步骤 128 中将后处理后的数据从极坐标扫描变换为笛卡尔坐标。预处理、检测、后处理和扫描变换是医学超声成像领域的技术人员已知的信号和图像处理技术。

[0054] 高频路径数字化数据以类似的方式被处理。高频路径数字化数据首先在步骤 132 中进行预处理。预处理同样地通常包括带通滤波和矢量处理。预处理后的数据的包络在步骤 134 被检测，然后在步骤 136 中进行后处理。后处理通常包括对数压缩和伽玛校正以生成视觉上吸引人和有用的图像。然后在步骤 138 中将后处理后的数据从极坐标扫描变换为笛卡尔坐标。

[0055] 然后，在步骤 150 中同时显示低频扫描变换图像 152 和高频扫描变换图像 154。低频图像包括在血液组织和非血液组织之间较好的对比以有利于腔边界检测。高频图像包括诸如薄纤维帽的病变特征的较好空间分辨率。低频扫描变换图像 152 和高频扫描变换图像

154 为共同配准的,因为使用相同的超声数据来生成这两幅图像。

[0056] 图 2a 所示信号处理路径可以多种物理配置实现。本发明的重要方面是图像引擎的物理配置。图 5a 是用于成像引擎 3100 的一个实施例的框图,其包括单板计算机 3102、专用数字信号处理 (DSP) 模块 3120 和接口板 3180。DSP 模块 3120 用来选择将发送到患者界面模块的发射波形 3182。时间增益补偿放大器 3184 和抗混叠低通滤波器 3186 位于接口板 3180 上。模数转换器 (或数字化仪)3128 位于 DSP 模块 3120 中。DSP 模块 3120 还可包括现场可编程门阵列 (FPGA) 3122。图 2a 所示低频信号处理路径 120 和高频信号处理路径 130 大体上在 FPGA 中实现。该实施例的重要方面是共同配准成像由包括单个模数转换器和单个 FPGA 的成像引擎进行。

[0057] 图 5b 是本发明的成像引擎的另一个实施例的框图,其包括第一 DSP 模块 3120 和第二 DSP 模块 3140,其中提供了单个模数转换器 (或数字化仪)3128 和两个 FPGA 3122、3142。包括 FPGA 的第二 DSP 模块的添加以增加的装置复杂性和成本为代价提供了增加的计算处理能力。两个 FPGA 处理相同的数字化数据。

[0058] 图 5c 是本发明的成像引擎的又一个实施例的框图,其包括第一 DSP 模块 3120 和第二 DSP 模块 3140,其中提供了两个模数转换器 (或数字化仪)3128、3148 和两个 FPGA 3122、3142。采样时钟 3126 使两个数字化仪 3128、3148 同步。2 数字化仪 /2 FPGA 成像引擎的实施例还包括第二时间增益补偿放大器 3188 和第二抗混叠低通滤波器 3190。第二数字化仪 3148、时间增益补偿放大器 3188、低通滤波器 3190 的添加以增加的装置复杂性为代价提供了增加的计算处理能力和灵活性。增加的灵活性使得能够对由不同频带导致的穿过组织的超声压力波的不同的衰减进行补偿。

[0059] 图 2b 是用于共同配准成像的 IVUS 系统的信号处理路径的另一个实施例的框图,该系统包括图 5c 所示成像引擎的实施例。从组织背向散射的信号被换能器 1100 接收,然后在步骤 106 中通过发射 / 接收开关,在步骤 108 中通过旋转耦合器,在步骤 109 中通过增益放大器,并且在步骤 110 中通过高通滤波器。高通滤波后的信号接着根据多频率技术进行处理,该多频率技术包括低频路径 120A 和高频路径 130A。低频处理路径 120A 和高频处理路径 130A 包括类似的处理阶段,这些阶段可由于诸如通带、视场和信噪比的成像参数而不同。在步骤 112 中首先将时间增益补偿施加到低频路径信号。由于当信号进一步传播到冠状动脉内时超声信号的衰减增加,因此提供了时间增益补偿。接下来,在步骤 114 中将 TGC 放大后的低频路径信号发送通过抗混叠低通滤波器,然后在步骤 116 中进行模数 (A/D) 变换 (或数字化)。低频路径数字化数据首先在步骤 122 中进行预处理。预处理通常包括带通滤波和矢量处理技术。预处理后的数据的包络在步骤 124 被检测,然后在步骤 126 中进行后处理。后处理通常包括对数压缩和伽玛校正以生成视觉上吸引人和有用的图像。然后在步骤 128 中将后处理后的数据从极坐标扫描变换为笛卡尔坐标。

[0060] 高频路径 130A 信号以类似的方式被处理。在步骤 110 中的高通滤波之后,首先进行步骤 112A 中的时间增益补偿、步骤 114A 中的抗混叠低通滤波器、以及步骤 116A 中的 A/D 变换。然后,在步骤 132 中预处理高频数字化数据。预处理通常包括带通滤波和矢量处理。预处理后的数据的包络在步骤 134 被检测,然后在步骤 136 中进行后处理。后处理通常包括对数压缩和伽玛校正以生成视觉上吸引人和有用的图像。然后在步骤 138 中将后处理后的数据从极坐标扫描变换为笛卡尔坐标。然后,在步骤 150 中同时显示低频扫描变换

图像 152 和高频扫描变换图像 154。在图 2b 所示信号处理路径的实施例中,多频率信号处理路径在步骤 110 中的高通滤波之后分叉,而在图 2a 所示信号处理路径的实施例中,多频率信号处理路径在步骤 116 中的 A/D 变换之后分叉。多频率信号处理路径在高通滤波之后的分叉提供了适合不同成像频率的时间增益补偿。

[0061] 现在参见图 6a-6d,示出了一系列成像波形序列。图 6a 示出了一个实施例,其中单脉冲序列 10 包括为 IVUS 图像的每个矢量发射相同的波形  $X_c$ 。图 6b 示出了另一个实施例,其包括具有交替的低频波形  $X_1$  和高频波形  $X_2$  的脉冲序列 20。交替的脉冲序列相比单脉冲序列的潜在优点是,可以针对多频处理的所选通带增加或减少发射的能量。调节发射能量的能力可能有益于同时显示的共同配准的图像的图像质量。图 6c 示出了又一个实施例,其包括具有交替的成像波形  $X_i$  和参数成像波形  $X_p$  的脉冲序列 30。成像波形  $X_i$  可包括  $X_c$ 、 $X_1$  或  $X_2$  波形。参数成像波形  $X_p$  选择为优化至少一个超声组织分类参数的分析,该参数包括背向散射积分、衰减、应变和运动。使用更窄频带的波形可为基于相关性或基于多普勒的运动分析提供有益效果。图 6d 示出了又一个实施例,其包括具有交替的成像波形  $X_i$  和参数成像波形  $X_p$  的脉冲序列 40,其中在成像波形  $X_i$  之间发射多个参数成像波形  $X_p$ 。使用重复的脉冲可提供针对信噪条件的额外的有益效果。

[0062] 因此,如从上文可见,并且根据本发明的方面,偶联到成像芯的成像引擎可布置成为成像芯提供能量脉冲,以引起成像芯发射超声能量脉冲。能量脉冲可布置成重复的序列,并且每个序列的能量脉冲可具有变化的特性。例如,每个能量脉冲序列可包括至少两个脉冲。另外,变化的特性可以是脉冲能量。

[0063] 图 7 示出了用于共同配准成像的 IVUS 系统的信号处理路径的一个实施例的框图,其中共同配准的图像包括灰度图像 182 和参数图像 184。参数图像 184 可包括多参数图像。在步骤 102 中选择并从成像引擎发出的发射波形可包括如图 6a 和 6c 所示的单脉冲序列 10 或成像和参数成像脉冲序列 30。到数字化步骤 116 的信号处理路径类似于用于图 2a 所示多频成像的信号处理路径。

[0064] 然后,根据灰度成像路径 160 和参数成像路径 170 处理数字化信号。灰度成像路径数字化数据首先在步骤 162 中进行预处理。预处理通常包括带通滤波和矢量处理技术。预处理数据的包络在步骤 164 被检测,然后在步骤 166 中进行后处理。后处理通常包括对数压缩和伽玛校正以生成视觉上吸引人和有用的图像。然后在步骤 168 中将后处理后的数据从极坐标扫描变换为笛卡尔坐标。

[0065] 参数成像路径 170 的处理阶段包括预处理步骤 172、参数分析步骤 174、后处理步骤 176 和扫描变换步骤 178。每个参数成像处理步骤的具体细节取决于至少一个待计算参数。

[0066] 在本发明的一个实施例中,生成背向散射积分的参数图像。背向散射积分预处理步骤 172 包括带通滤波和矢量处理技术。滤波器通带可以从换能器的 -3dB 带宽确定。步骤 174 中的背向散射积分参数分析可包括滑动窗口技术。滑动窗口技术是超声组织表征领域的技术人员已知的。

[0067] 现在参见图 8,框图示出了用于使用滑动窗口技术计算背向散射积分参数的信号处理阶段的一个实施例。首先在步骤 502 中选择预处理后数据 500 的感兴趣区域 (ROI)。可以将诸如汉明窗或汉宁窗的时域窗施加到 ROI 的每个矢量,以便以降低的频率分辨率为

代价最小化快速傅立叶变换 (FFT) 频谱分析中的边缘不连续性。ROI 包括预定数量的矢量和矢量样本。矢量和矢量样本的数量取决于包括矢量密度、采样率、最优 ROI 大小和信噪比度量的细节。

[0068] 在本发明的一个实施例中，系统提供了每幅 IVUS 图像 1024 个矢量的矢量密度和  $400 \times 10^6$  个样本 / 秒的采样率。最优 ROI 大小平衡了 ROI 的最小径向延伸与最大信噪比。与径向延伸相当的 ROI 的横向延伸可有利于后续的参数图像分析。多个矢量也允许信号平均化。此外，所选 ROI 大小可以是范围 (range) 依赖性的，因为物理矢量间距随范围而增加。范围为 1.5mm 的 7 个矢量和 32 个样本的 ROI 大小提供了大约  $60 \mu\text{m} \times 60 \mu\text{m}$  的 ROI。该大小可以适合小尺度动脉粥样硬化病变特征，例如薄纤维帽。

[0069] 在步骤 504 中，通过计算每个矢量的功率谱然后平均化来计算 ROI 的平均功率谱。功率谱通常使用 FFT 技术计算。平均化通常在对数 (dB) 域中进行，但可以在线性域中进行。然后，可以在步骤 506 中针对系统和换能器影响对平均功率谱进行补偿，该影响包括范围依赖性的灵敏度和频率依赖性的换能器灵敏度。在步骤 508 中，将所选带宽的补偿后的平均功率谱值求和，并除以所述所选带宽，以计算背向散射积分参数。通过在预处理后的数据 500 或预处理后的数据的预定义子集上滑动窗口 (或 ROI) 来选择额外的 ROI。选择 ROI 的重叠程度以在通过最大化重叠来平滑化参数图像与由最小化重叠导致的计算成本之间寻求平衡。对于 7 个矢量  $\times$  32 个样本的 ROI 大小，滑动窗口重叠通常包括沿着矢量在 16 个样本 (或 50%) 和 24 个样本 (或 75%) 之间以及跨矢量在 4 个矢量 (或大约 50%) 和 6 个矢量 (或大约 85%) 之间。当没有剩余要分析的 ROI 时，将背向散射积分参数数据发送到后处理步骤 176 (图 7)。

[0070] 步骤 176 中对于背向散射积分图像的后处理包括阈值化和伽玛校正。在本发明的一个实施例中，将背向散射积分图像阈值化，以显示已知具有相对较低背向散射积分值的富脂质 ROI。在可选实施例中，将背向散射积分图像在多个水平下阈值化，以区分多种组织类型。然后，在步骤 178 中扫描变换后处理后的背向散射积分图像。

[0071] 然后，在步骤 180 中同时显示扫描变换后的灰度图像和扫描变换后的背向散射积分参数图像。灰度图像可提供较好的结构细节。背向散射积分参数图像可提供较好的斑块复合物细节。此外，将灰度图像 182 和背向散射积分参数图像 184 共同配准，因为使用相同超声数据来生成这两幅图像。

[0072] 图 9 示出了包括四个共同配准的图像 192、194、196、198 的显示 190。四个共同配准的图像可包括至少一个灰度图像和至少一个参数图像。在本发明的一个实施例中，显示包括 40MHz 灰度图像、60MHz 灰度图像和背向散射积分参数图像。

[0073] 本发明有利于在共同配准的图像之间映射图像特征。具有较低超声频率的 IVUS 图像通常提供在血液组织和非血液组织之间较好的对比，而具有较高超声频率的 IVUS 图像则通常提供较好的动脉粥样硬化病变的空间分辨率。图 10a 示出了具有较低频率的第一 IVUS 图像 300 和具有较高频率的第二 IVUS 图像 320。导管掩模 (mask) 302、322 表示相对于冠状动脉截面的导管位置。在第一图像 300 中标记的腔轮廓 308 可映射 312 到第二图像 320 中的腔轮廓 328。腔轮廓将血液 304 与非血液组织分割开。在第一图像 300 中标记的脉管轮廓 310 可映射 314 到第二图像 320 中的脉管轮廓 330。腔轮廓 308 和脉管轮廓 310 将动脉粥样硬化斑块 306 与其它组织分割开。较高频率 IVUS 图像的映射的轮廓 328、330

使得能够进一步处理动脉粥样硬化斑块。

[0074] 图 10b 示出了将在第一图像 340 更明显的特征映射到第二图像 360 以及将在所述第二图像 360 中更明显的特征映射到所述第一图像 340。第一图像可包括灰度图像，而第二图像可包括参数图像。第一图像 340 中的腔轮廓 348 被映射 352 到第二图像 360 中的腔轮廓 368。第二图像 360 中的脉管轮廓 370 和 ROI 372 被分别映射 374、376 到第一图像 340 中的第二脉管轮廓 350 和第二 ROI 352。

[0075] 希望本发明以最小装置复杂性提供最佳成像性能和计算效率。图 11 示出了用于共同配准成像的 IVUS 系统的一个实施例的高层图示。用于共同配准成像的 IVUS 系统的以下描述针对用于显示两个共同配准的灰度图像的 IVUS 系统的情况。该 IVUS 系统包括两个图像 3802 和 3803、成像引擎 3804、患者界面模块 (PIM) 2000、以及 IVUS 成像导管 1000。IVUS 成像导管 1000 的以下描述针对机械旋转成像芯的情况。成像引擎 3804 包括显示引擎 3806、DSP 引擎 3808、发射 (Tx) 逻辑 3810、发射缓冲器 3812、接收 (Rx) 信号调理级 3814、以及模数转换器 (ADC) 3816。

[0076] DSP 引擎 3808 提供用于实时的、同时的共同配准成像的计算能力。DSP 引擎 3808 将控制信号发送到发射逻辑 3810，发射逻辑 3810 生成模拟发送脉冲序列。发送脉冲通过发射缓冲器 3812，然后到达 PIM 2000。PIM 2000 是导管 1000 和成像引擎 3804 之间的界面。PIM 2000 提供用于发射换能器激励能量、接收换能器返回信号并将返回信号发送到成像引擎 3804。返回信号通过接收信号调理级 3814 和模数转换器 3816。然后，在 DSP 引擎 3808 中处理数字化的返回信号。图像数据被发送到显示引擎 3806 并流化，以用于实时同时显示共同配准的图像 3802、3803。

[0077] 图 12 示出了成像引擎 3100 的物理配置的一个实施例。成像引擎 3100 进行所有图像生成、显示和整个系统的控制。成像引擎 3100 可包括通用处理单元 3500、DSP 模块 3600 和接口板 3700。

[0078] 通用处理单元 3500 可包括中央处理单元 (CPU) 3502、存储控制器 3504、动态随机存取存储器 (DRAM) 3506、数字总线接口 3508 和外围设备控制器 3510。DSP 模块 3600 可包括 DSP 引擎 3610、发射逻辑电路 3612、数模转换器 (DAC) 3620、模数转换器 (ADC) 3630 和采样时钟 3640。高速数字总线 3512 将数字总线接口 3508 连接到 DSP 引擎 3610。接口板 3700 可包括发射缓冲器 3702、时间增益补偿 (TGC) 放大器 3704 和抗混叠低通滤波器 (LPF) 3706。

[0079] DSP 引擎 3610 控制发射逻辑电路 3612，以将模拟发射信号发送到发射缓冲器 3702。模拟发射信号可包括脉冲，其中脉冲可包括至少一个矩形脉冲。模拟发射信号从接口板 3700 发送到 PIM。DSP 引擎 3610 还生成数字 TGC 信号，该信号被 DAC 3620 转换为模拟 TGC 信号。模拟 TGC 信号提供施加到从 PIM 接收的信号的、TGC 放大 3704 的电平。低通滤波器 3706 使 TGC 放大后的信号中的混叠最小化。

[0080] 抗混叠的 TGC 放大后的返回信号被数字化，然后由 DSP 引擎 3610 处理以用于共同配准成像。采样时钟 3640 使 ADC (或数字化仪) 3630 和 DSP 引擎 3610 同步。共同配准的图像从 DSP 引擎 3610 流送到通用处理单元 3500 以用于显示图像。

[0081] 现在参见图 13-17，DSP 引擎 3610 可以包括不同形式的信号处理器。图 13-15 示出了 DSP 引擎 3610 的图，其包括现场可编程门阵列 (FPGA) 3902、DSP 芯片 3904 和随机存取存储器 (RAM) 3906、或特定用途集成电路 (ASIC) 3908。DSP 引擎还可包括多个信号处理器。图

16 示出了 DSP 引擎 3610 的图示, 其包括第一 FPGA 3910 和第二 FPGA 3912。图 17 示出了 DSP 引擎 3610 的图示, 其包括 CPU 和 RAM 模块的大规模并行处理器阵列 (MPPA) 3914。最高性价比和计算效率高的信号处理器将取决于具体应用。现场可编程门阵列常常用于 IVUS 成像系统。

[0082] 图 18 示出了用于共同配准的多频成像的信号处理路径, 该信号处理路径提供用于优化共同配准的灰度成像性能, 同时使装置成本和复杂性最小化。以下描述针对如图 6b 所示的交替的发送脉冲序列 20 的情况, 其中第一脉冲序列 X1 具有较低的成像频率, 以及第二脉冲序列 X2 具有较高的成像频率。交替的脉冲序列 20 相比图 6a 所示单脉冲序列 10 的潜在优点是, 可以针对多频处理的所选通带增加或减少发射的能量。调节发射能量的能力可能有益于同时显示的共同配准的图像的图像质量。

[0083] 接收的信号在步骤 300 中从模拟转换为数字 (A/D)。数字化信号在步骤 302 中预处理, 其中预处理通常包括带通滤波和矢量处理技术。预处理的具体形式取决于发射信号为 X1 脉冲还是 X2 脉冲。数字复用器 330 接收第一组预处理系数 332 和第二组预处理系数 334。预处理系数包括用于带通滤波的滤波器系数。矢量处理控制器 320 确定哪一组预处理系数将用于预处理。在步骤 304 中, 检测预处理后的信号的包络。矢量处理控制器 320 确定数字复用器 340 选择第一组检测系数 342 还是第二组检测系数 344 来检测处理。然后, 在步骤 306 中后处理检测到的信号, 其中后处理通常包括对数压缩和伽玛校正以生成视觉上吸引人和有用的图像。然后在步骤 308 中将后处理后的信号从极坐标扫描变换为笛卡尔坐标。

[0084] 然后, 在步骤 310 中同时显示低频扫描变换图像 312 和高频扫描变换图像 314。低频图像可提供在血液组织和非血液组织之间较好的对比以有利于腔边界检测。高频图像可提供较好的病变特征的空间分辨率。低频扫描变换图像 312 和高频扫描变换图像 314 被共同配准, 因为当使用交替的发送脉冲序列时基本上同时获取这两组图像数据。

[0085] 在另一个实施例中, 交替的发送脉冲序列可包括交替的几组脉冲。脉冲序列可包括交替的几组 X1 和 X2 脉冲序列, 其中每组 X1 和 X2 脉冲包括至少两 (2) 个脉冲。在 X1 图像和 X2 图像的获取之间的时间延迟将比较大, 但可能存在 X1 和 X2 脉冲序列之间的交替更少的优点。

[0086] 图 18 所示信号处理路径的关键优点是只需要一个数字化仪。此外, 数字信号处理可以在单个 FPGA 中进行。更进一步地, 多频处理可在不复制信号处理级的情况下进行。

[0087] 本发明的重要方面是使用用于共同配准成像的 IVUS 系统, 其包括成像引擎、患者界面模块和 IVUS 导管。成像引擎可包括通用处理单元、DSP 模块和接口板。DSP 模块包括模数转换器和 DSP 引擎。DSP 引擎可包括 FPGA、DSP 芯片或 ASIC。DSP 引擎可替代地包括多个 FPGA 或 CPU 和 RAM 模块的大规模并行处理阵列。本发明的另一个重要方面是使用 IVUS 导管, 该导管包括具有高灵敏度的宽带 ( $> 50\%$  的分数带宽) 超声换能器, 其中可使用高通带和低通带两者来生成灰度图像。低通带和高通带中心频率可分别包括 40MHz 和 60MHz、30MHz 和 50MHz、25MHz 和 40MHz、以及具有不同频率间距的其它组合。本发明的又一个重要方面是使用可编程发送脉冲序列。发送脉冲序列可包括单脉冲成像序列、交替的低频成像序列和高频成像序列、或交替的成像序列和参数成像序列。本发明的再一个重要方面是显示包括至少一个灰度图像的至少两 (2) 个共同配准的图像。共同配准的图像还可包括至少

一个参数图像。本发明的又一个重要方面是在共同配准的图像之间图像特征的映射，其中图像特征包括轮廓和感兴趣区域。

[0088] 还希望为具有植入支架的冠状动脉的成像提供改善的对比分辨率。检测和测量支架愈合或冠状动脉支架筋上早期新组织生长的能力尤其相关。图 19 示出了发生狭窄的冠状动脉 400 的横截面的图示。冠状动脉包括充盈血的腔 402、内膜斑块层 404、中层 406 和外膜层 408。腔通常具有小于  $4\text{mm}^2$  的横截面积。图 20 示出了与图 19 中相同的冠状动脉 400 在植入支架之后的图示。支架筋 410 定位在腔 - 斑块边界附近。支架提供用于增加的腔横截面积，以使得能够改善通过动脉的血流。

[0089] 图 21 示出了带支架的冠状动脉的横向 IVUS 图像 420，该图像用具有大致大于 50V 的振幅的高发射能量脉冲获取。横向 IVUS 图像 420 包括导管掩模 (mask) 422，以指示 IVUS 导管相对于冠状动脉的位置。IVUS 图像 420 进一步显示来自充盈血的腔 424、新组织生长 426、内膜斑块层 428、中层 430 和外膜层 432 的超声反射。新组织生长 426 是支架愈合过程的结果。药物洗脱支架的未覆盖的筋被视为后期支架血栓形成的不利事件的因素。横向 IVUS 图像 420 进一步包括来自支架筋 434 的明显较强的超声反射以及所谓的支架开花状伪影 436。支架开花状伪影可由作为 IVUS 系统一部分的接收侧电子器件的饱和导致，并且特征性地出现在远离导管掩模 422 的支架筋 434 一侧上。支架反射 434 和支架开花状伪影 436 的组合厚度通常显著大于支架筋的物理厚度，该物理厚度为大约 100 微米或更小。支架开花状伪影 436 降低图像质量。

[0090] 通过充分减少发送脉冲的能量以避免 IVUS 系统的接收侧电子器件的饱和，可防止支架开花状伪影。在本发明的一个实施例中，可使用包括高发射能量脉冲、中发射能量脉冲和低发射能量脉冲的三脉冲序列来可视化新组织生长，提供超声能量向冠状动脉内的充分穿透，并且防止支架开花状伪影。图 22 示出了高能量发射脉冲 XH、中能量发射脉冲 XM 和低能量发射脉冲 XL 的重复脉冲序列 22。

[0091] 图 21 所示横向 IVUS 图像 420 用高发射能量脉冲来获取，并且使得能够可视化新组织生长和超出中层 430 的穿透。图 23 示出了与图 21 所示相同的带支架冠状动脉的横向 IVUS 图像 440，但该图像用具有比高发射能量脉冲的振幅小的振幅的中发射能量脉冲来获取。横向 IVUS 图像 440 包括导管掩模 422，以指示 IVUS 导管相对于冠状动脉的位置。IVUS 图像 440 进一步显示来自充盈血的腔 424、新组织生长 426 和内膜斑块层 428 的超声反射。横向 IVUS 图像 440 进一步包括来自支架筋 442 的超声反射和支架开花状伪影 444。

[0092] 图 24 示出了与图 21 所示相同的带支架冠状动脉的横向 IVUS 图像 450，但该图像用具有比高发射能量脉冲的振幅小的振幅的低发射能量脉冲来获取。横向 IVUS 图像 450 包括导管掩模 422，以指示 IVUS 导管相对于冠状动脉的位置。IVUS 图像 440 进一步显示来自新组织生长 426 和内膜斑块层 428 的部分的超声反射。横向 IVUS 图像 440 进一步包括来自支架筋 454 的超声反射。由于脉冲的低发射能量水平，将不存在支架开花状伪影，并且可能无法可视化诸如中层和外膜层的冠状动脉的更远部分。脉冲的低发射能量水平可降低检测和可视化来自充盈血的腔的小超声反射的能力。

[0093] 高发射能量 IVUS 图像、中发射能量 IVUS 图像和低发射能量 IVUS 图像可通过使用重复的高发射能量脉冲、中发射能量脉冲和低发射能量脉冲的序列来共同配准。现在参见图 25，可进一步处理高发射能量 IVUS 图像 460，以包括用高发射能量脉冲来可视化的更深

组织,例如中层 430 和外膜 432。现在参见图 26,可进一步处理中发射能量 IVUS 图像 470,以从图像中移除包括支架和支架开花状伪影的图像的部分 472。现在参见图 27,可进一步处理低发射能量 IVUS 图像 480,以包括新组织生长 426 和仅仅映射到包括支架和支架开花状伪影 472 的、中发射能量 IVUS 图像 470 的部分的那些部分 454、472。现在参见图 28,可以将进一步处理后的高发射能量 IVUS 图像 460、进一步处理后的中发射能量 IVUS 图像 470 和进一步处理后的低发射能量 IVUS 图像 480 组合成合成图像 490,该合成图像 490 可可视化支架筋 454 上的新组织生长 426,可视化超出且包括中层 430 的组织,并且避免支架开花状伪影。

[0094] 图 29 示出了从使用高发射、中发射和低发射能量脉冲获取的图像生成合成图像的信号处理路径的一个实施例。以下描述针对如图 22 所示的发射脉冲序列 22 的情况,其中第一脉冲 XH 具有高发射能量,第二脉冲 XM 具有中发射能量,并且第三脉冲 XL 具有低发射能量。

[0095] 在步骤 550 中选择通常存储在成像引擎内的高发射能量、中发射能量或低发射能量波形。然后,在步骤 552 中由发射脉冲器生成发射波形。在步骤 554 中,将发射波形经发射 / 接收 (T/R) 开关发送到超声换能器 1100。换能器可在 10MHz 至 80MHz 的频率范围内工作,对于冠状动脉内成像通常在 20MHz 和 60MHz 之间。

[0096] 换能器发出超声压力场 1110 以对冠状动脉进行声穿透。一些超声能量被背向散射并由换能器接收。接收的超声在步骤 554 中通过 T/R 开关并在步骤 556 中通过旋转耦合器。旋转耦合器可以是电感式旋转耦合器或液体金属旋转耦合器。旋转耦合器将导管的机械旋转的成像芯与患者界面模块的非旋转电子器件接合。

[0097] 然后,在步骤 558 中将增益施加到接收的信号。接下来,在步骤 560 中将高通滤波器施加到放大后的信号。在步骤 562 中将时变增益施加到高通滤波后的信号。由于当信号进一步传播到冠状动脉内时超声信号的衰减增加,因此提供了时间增益补偿。接下来,在步骤 564 中将抗混叠低通滤波器施加到信号,然后在步骤 566 中将信号数字化。

[0098] 数字化信号在步骤 568 中预处理,其中预处理通常包括带通滤波和矢量处理技术。预处理的具体形式取决于发射信号为高发射能量脉冲 XH 还是低发射能量脉冲 XL。数字复用器 584 接收第一组预处理系数 PH 584、第二组预处理系数 PM 585 和第三组预处理系数 PL 586。预处理系数包括用于带通滤波的滤波系数。矢量处理控制器 580 确定哪一组预处理系数将用于预处理。在步骤 570 中,检测预处理后的信号的包络。矢量处理控制器 580 确定数字复用器 588 是选择第一组检测系数 DH 590、第二组检测系数 DM 585 还是第三组检测系数 DL 592 以用于检测处理。然后,在步骤 572 中后处理检测到的信号,其中后处理通常包括对数压缩和伽玛校正以生成视觉上吸引人和有用的图像。

[0099] 然后,可以在步骤 574 中将后处理后的信号从极坐标扫描变换为笛卡尔坐标。然后,在步骤 576 中将高发射能量、中发射能量和低发射能量扫描变换后的图像组合成合成图像。三个图像组合或融合成单个合成图像通过选择每个独立图像的动态范围的一部分来实现。这样,合成图像可具有比任何单个图像更宽的动态范围。合成图像可接着被压缩以满足显示装置的参数。合成图像包括在支架筋上的新组织生长和超出且包括中层的组织。合成图像进一步避免支架开花状伪影。独立的高发射能量、中发射能量和低发射能量图像可首先在后处理期间对准以最小化运动伪影。此外,可以在运动相对很少的一段时间内例

如心动周期的舒张末期获取图像,以使运动伪影进一步最小化。通过最小化所获取数据的深度或范围以最小化脉冲发送之间的时间,可以使运动伪影进一步最小化。

[0100] 虽然已经示出和描述了本发明的具体实施例,但可以进行修改,并且因此而意图在所附权利要求中涵盖落在本发明的真实精神和范围内的所有这样的更改和修改。

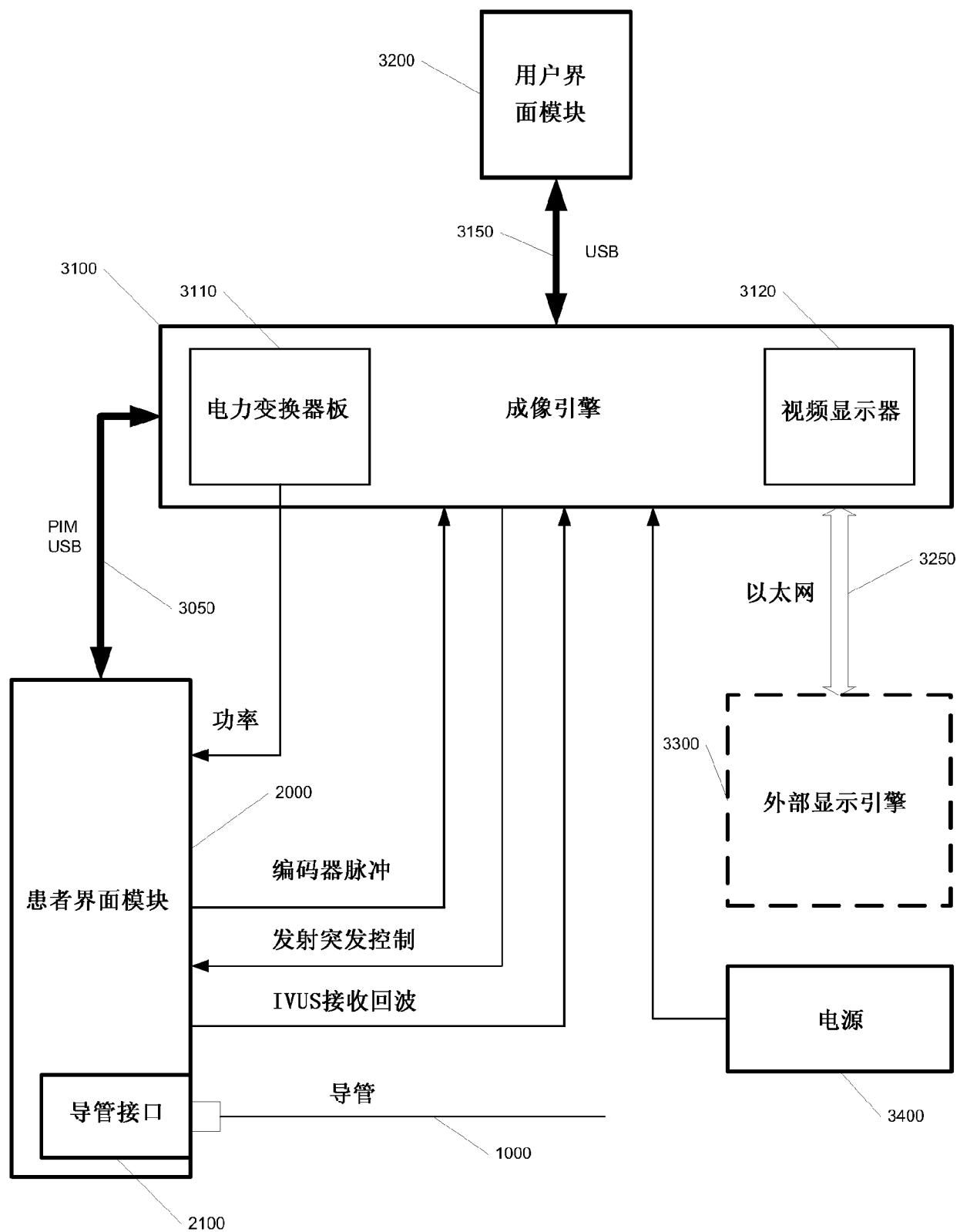


图 1

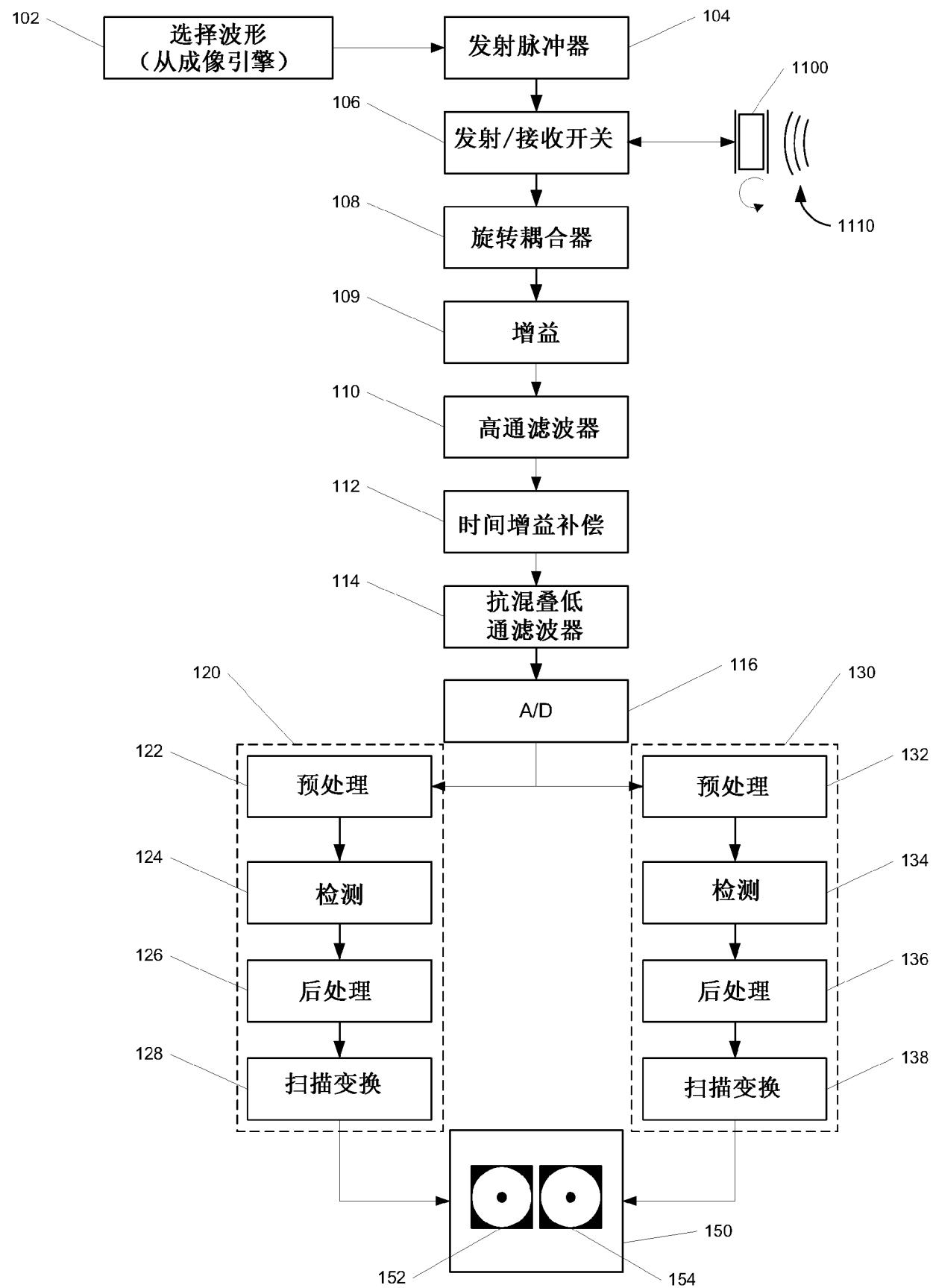


图 2a

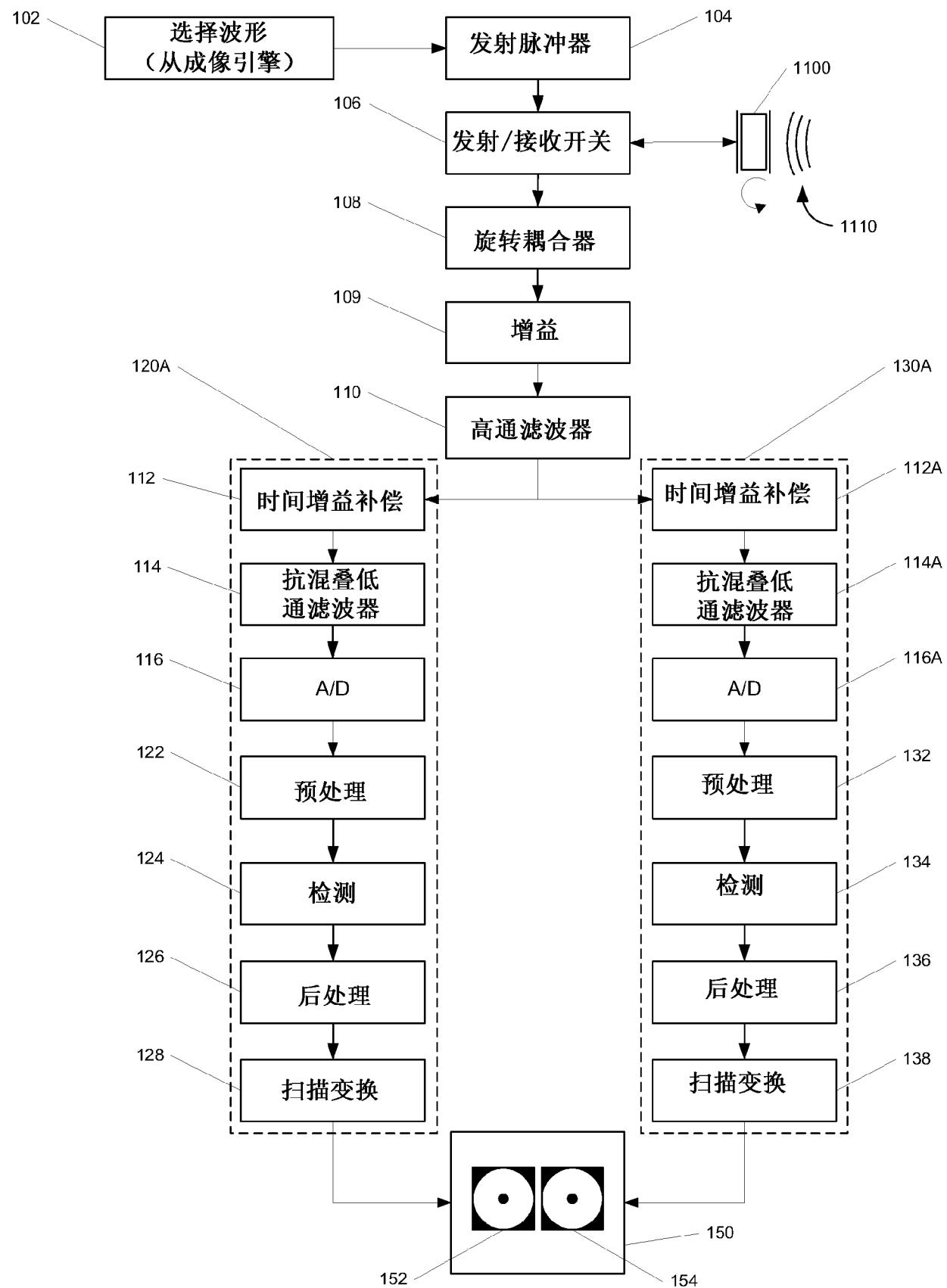


图 2b

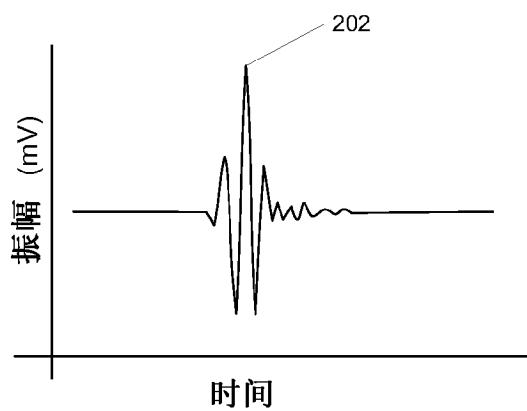


图 3a

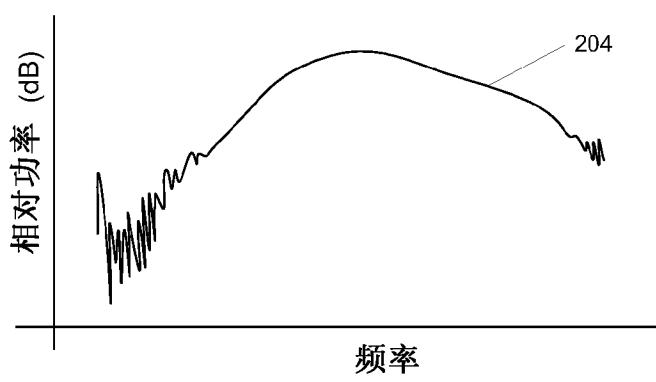


图 3b

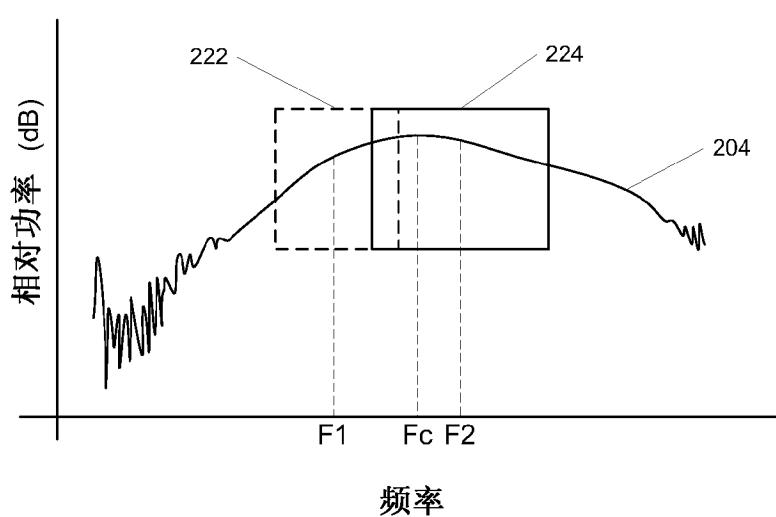


图 4a

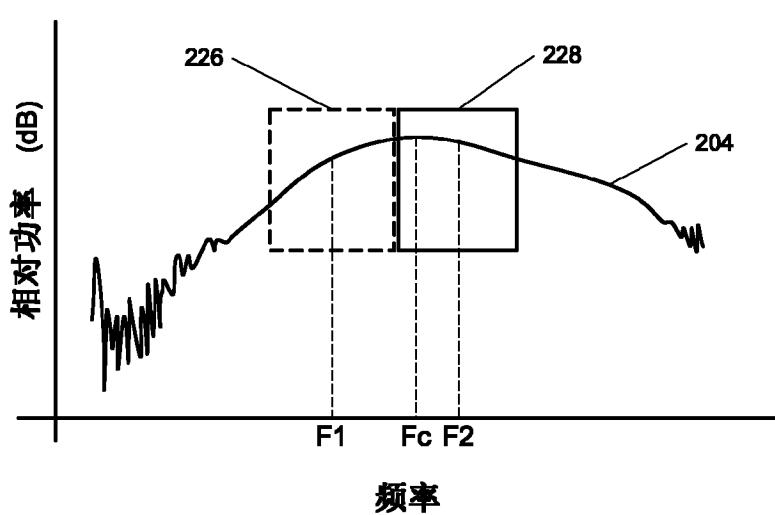


图 4b

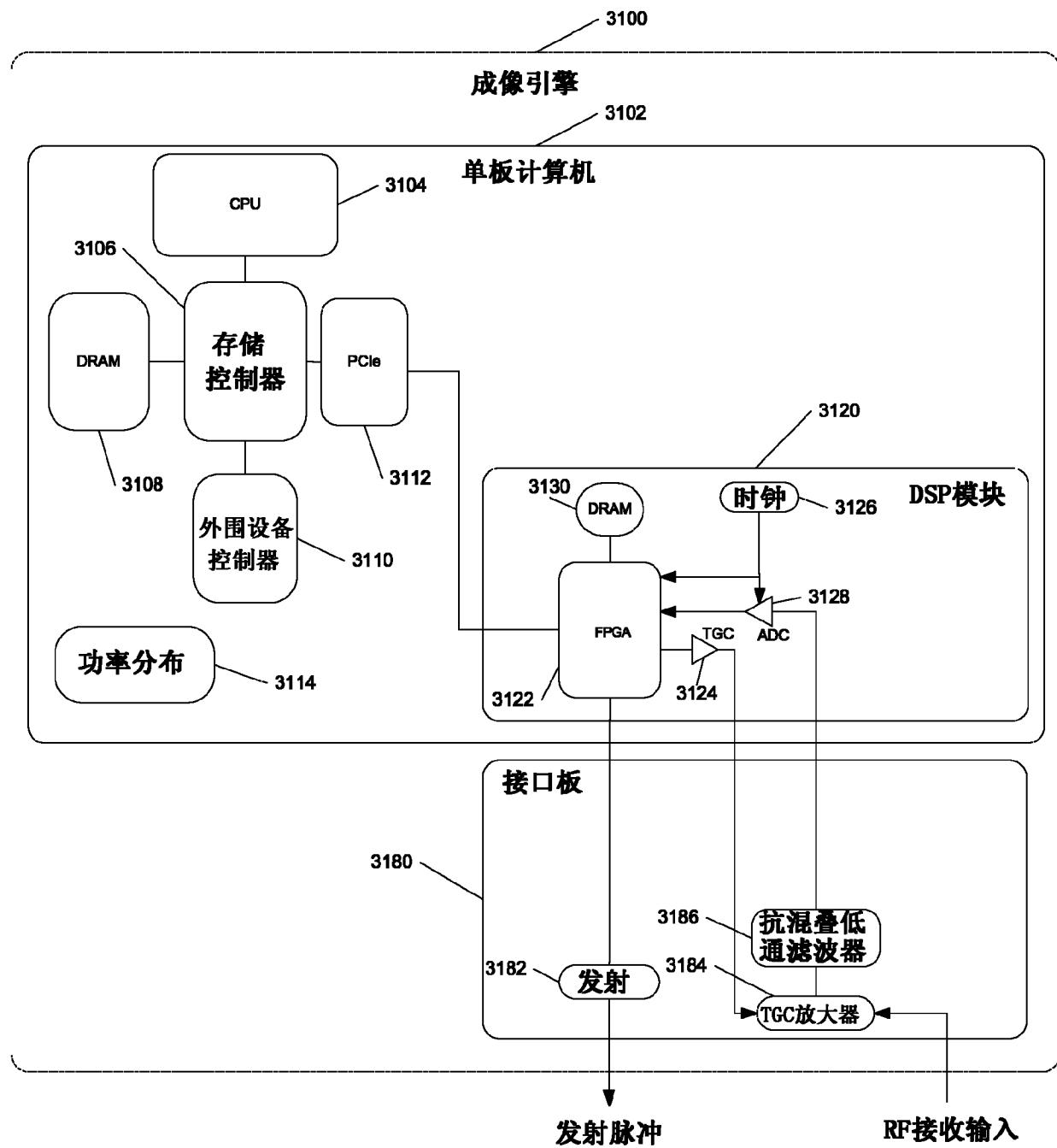


图 5a

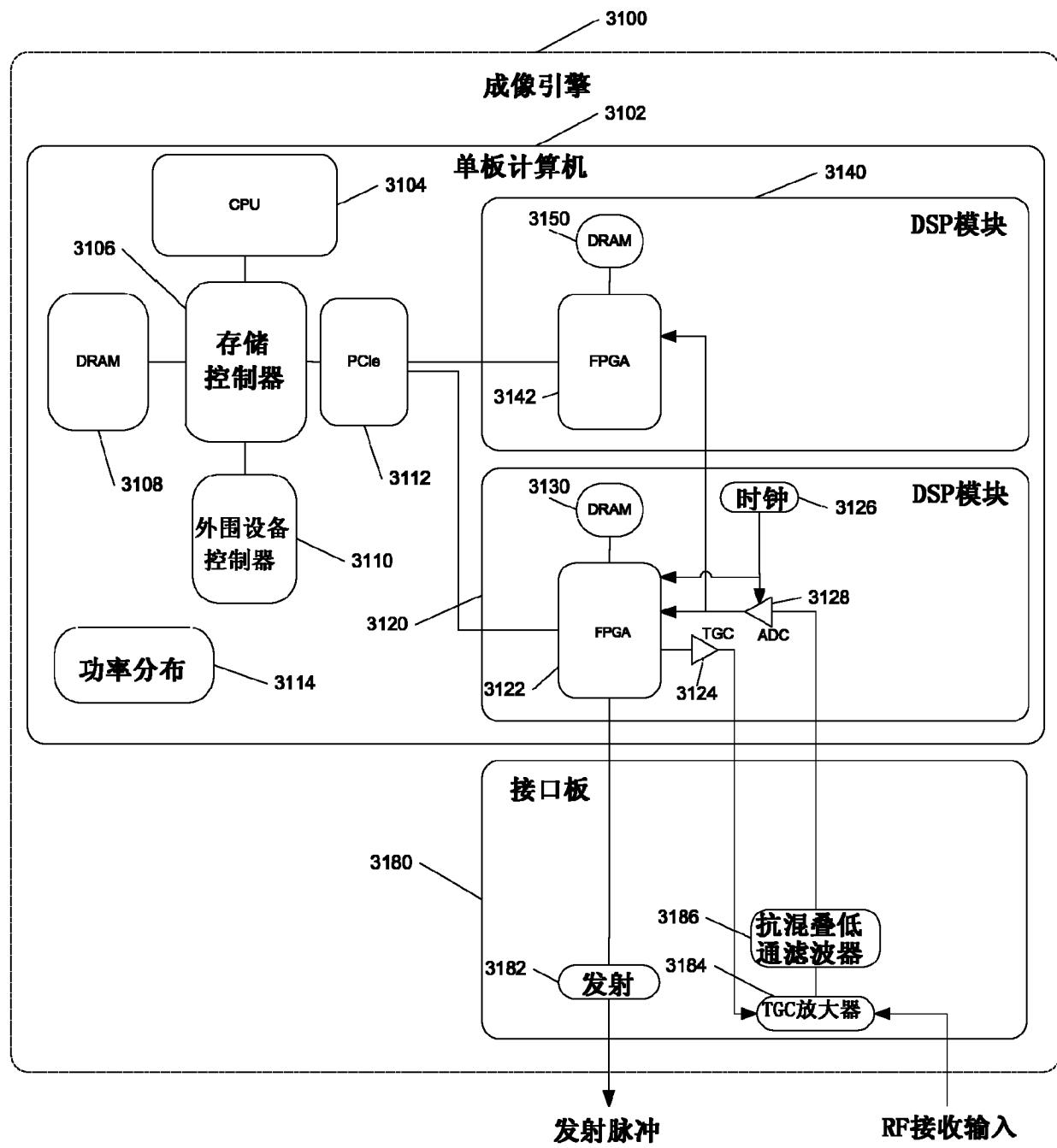


图 5b

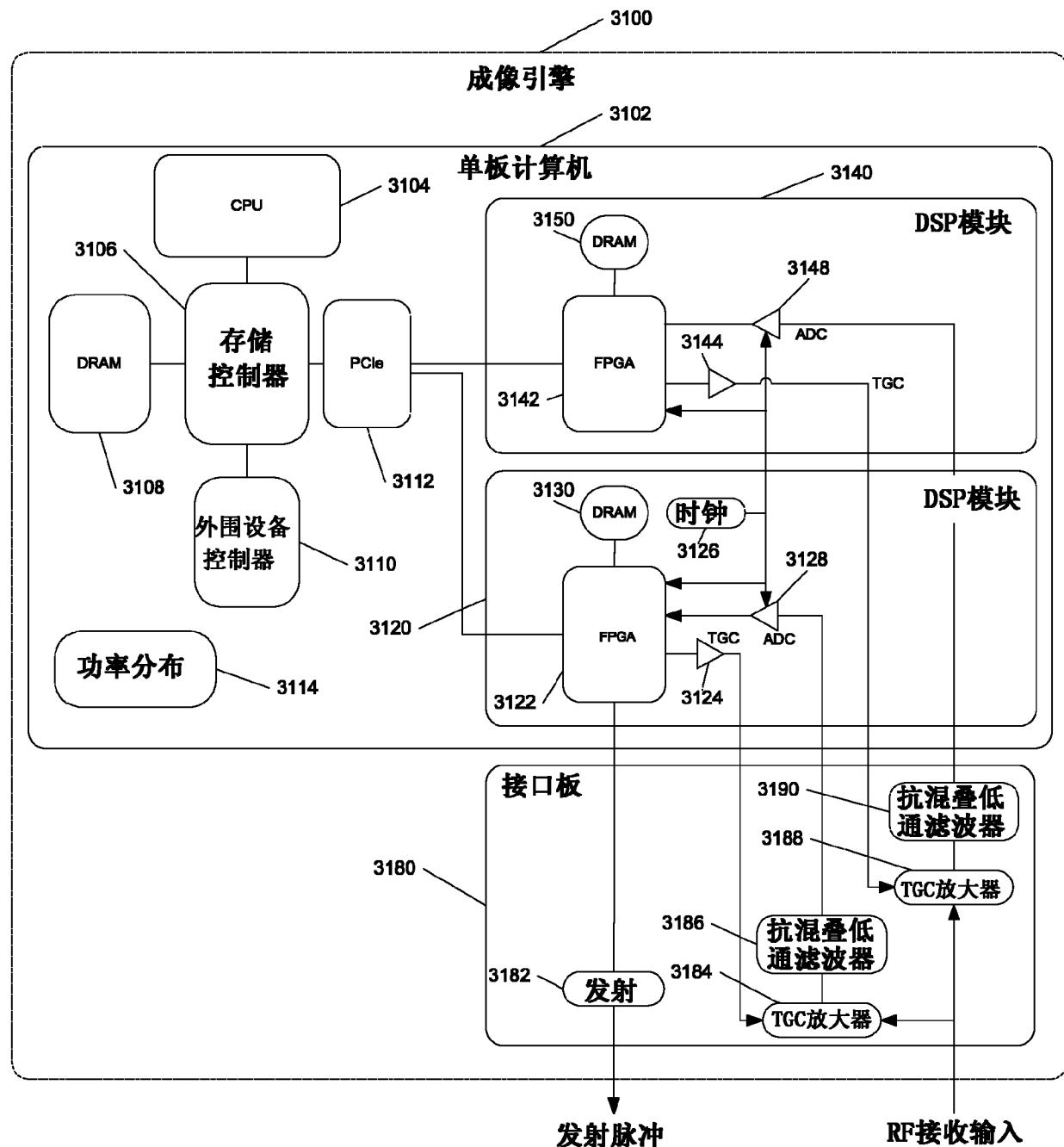


图 5c

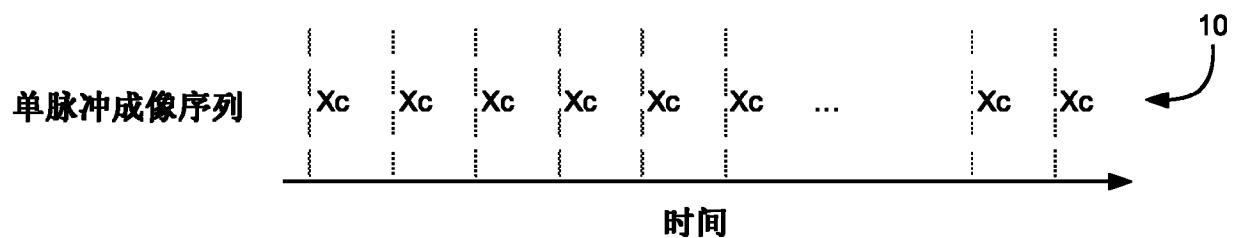


图 6a

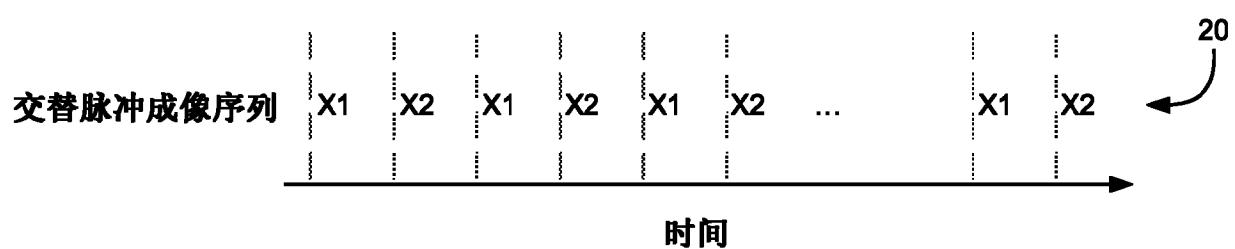


图 6b

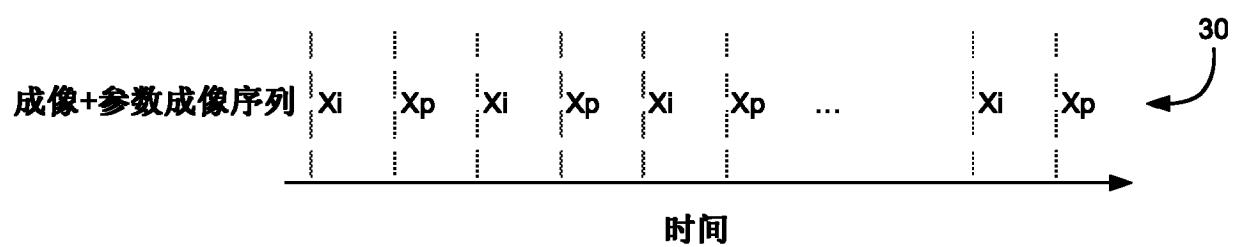


图 6c



图 6d

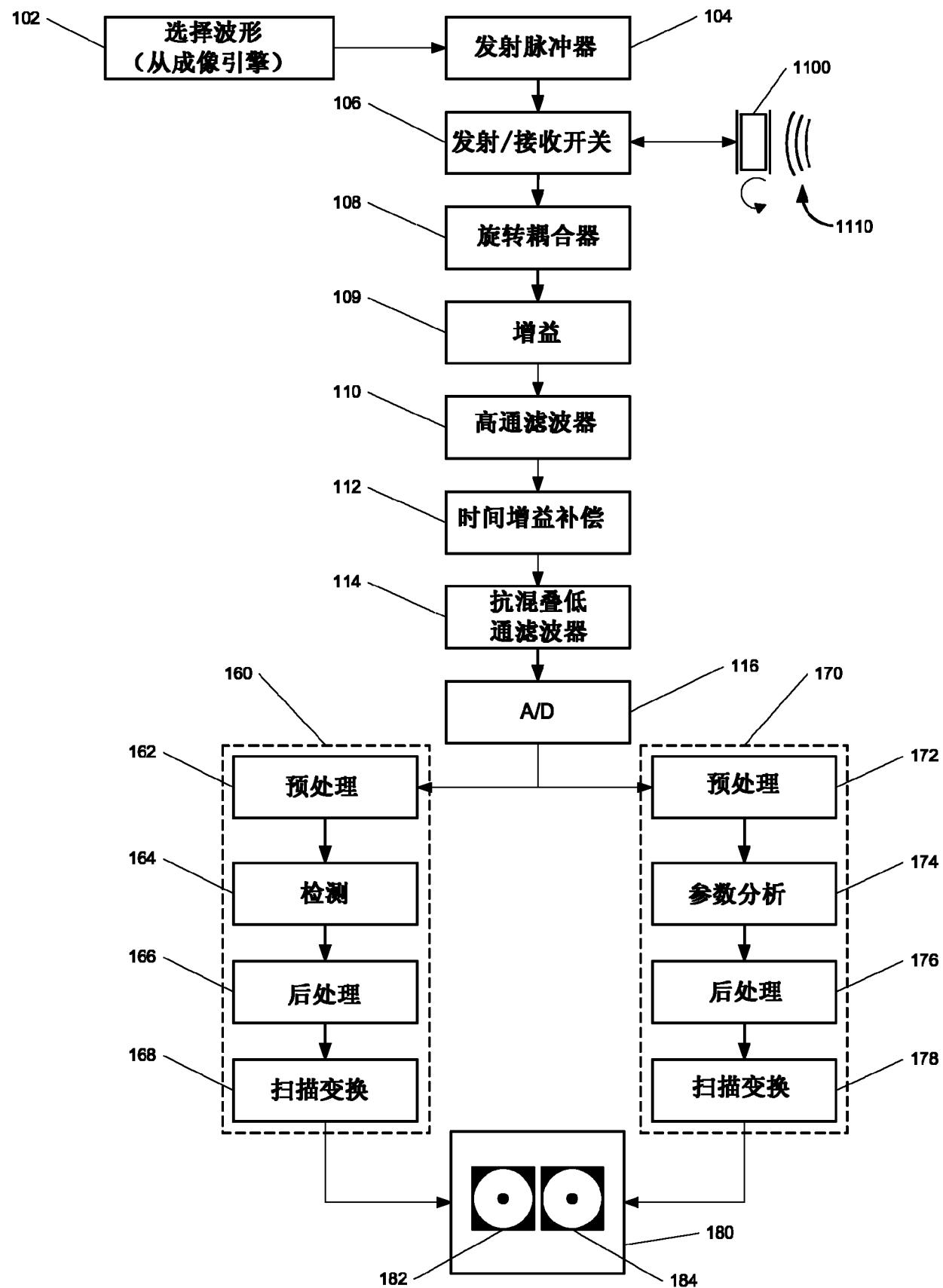


图 7

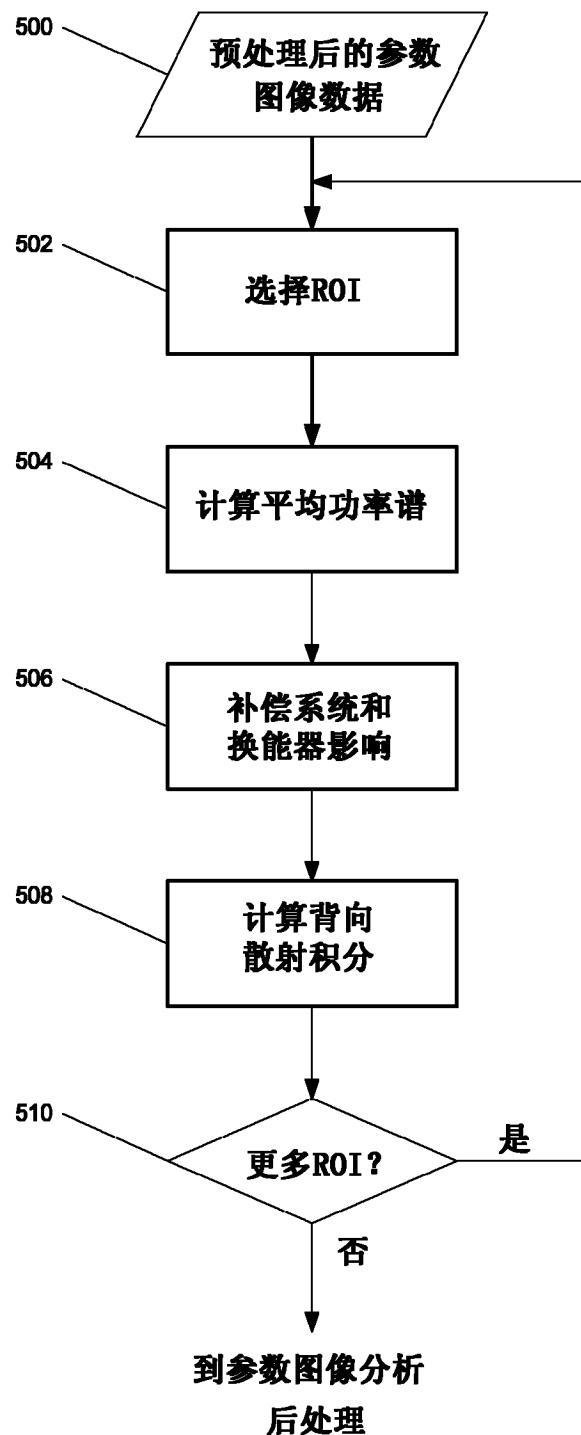


图 8

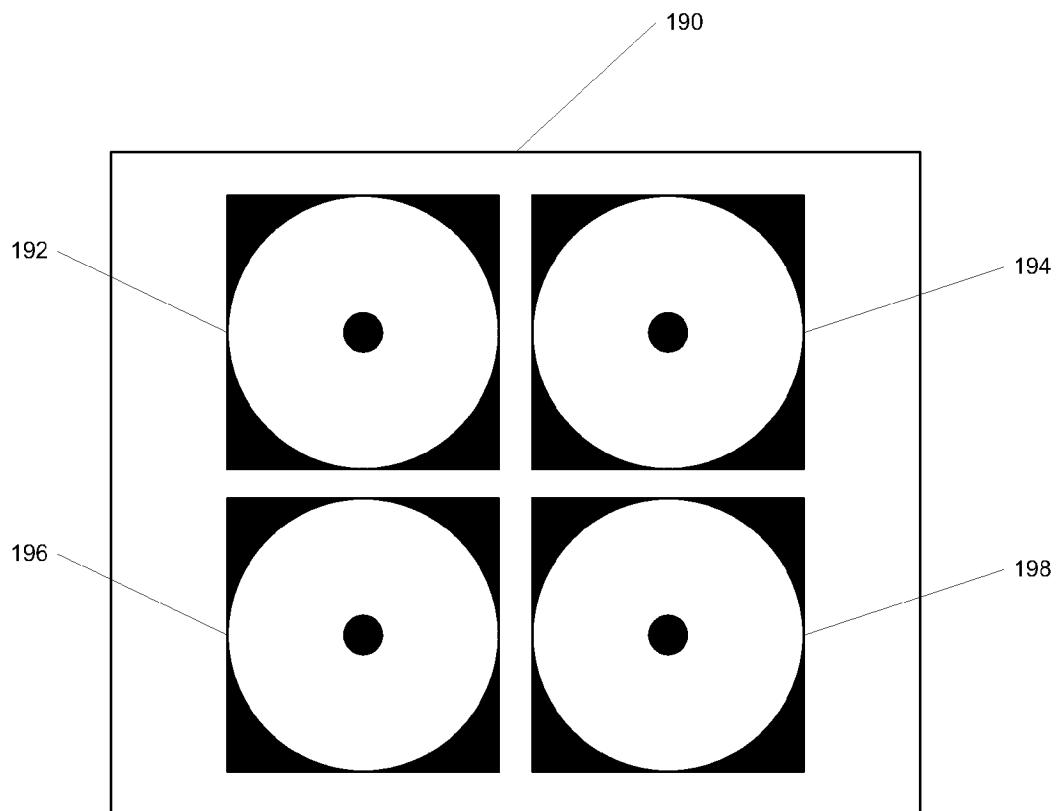


图 9

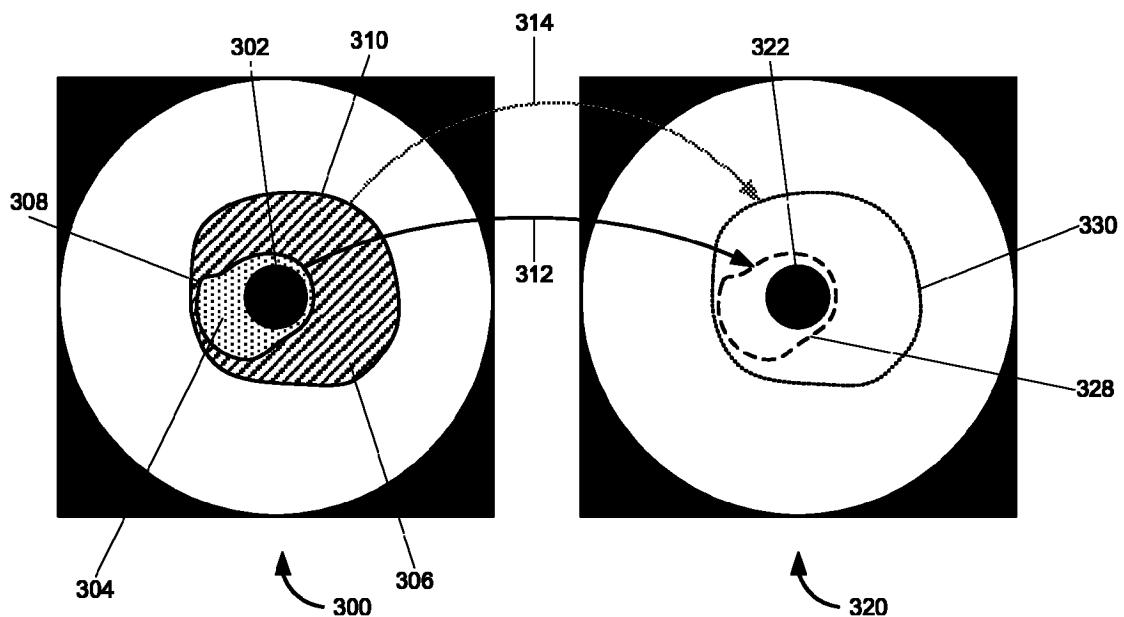


图 10a

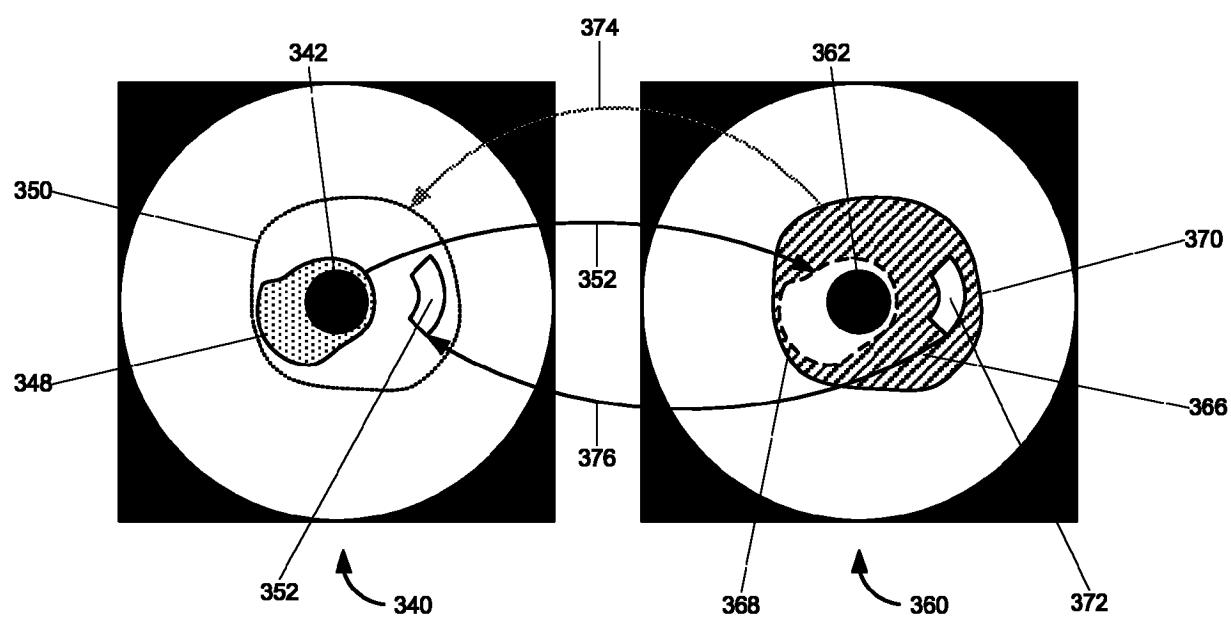


图 10b

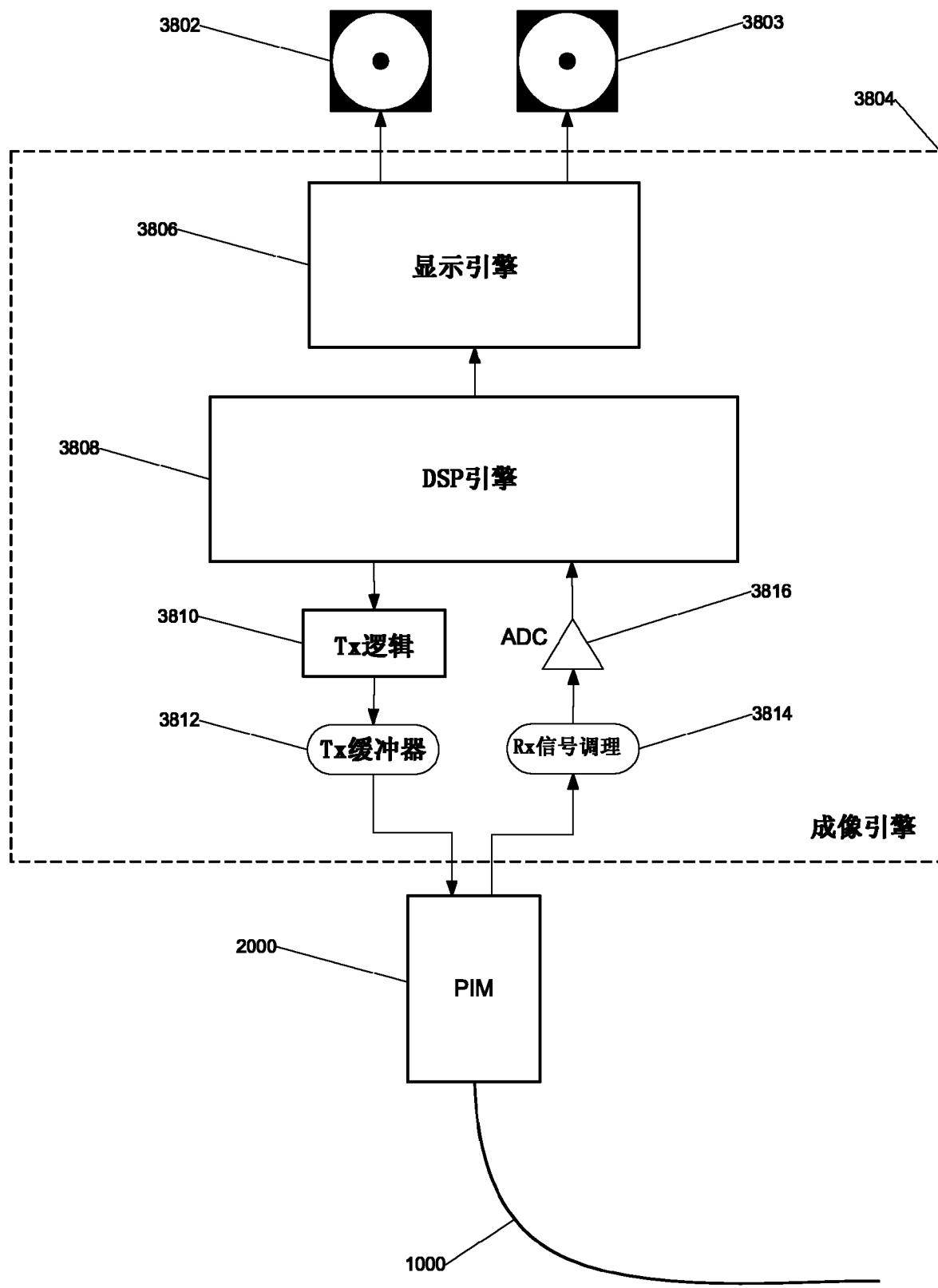


图 11

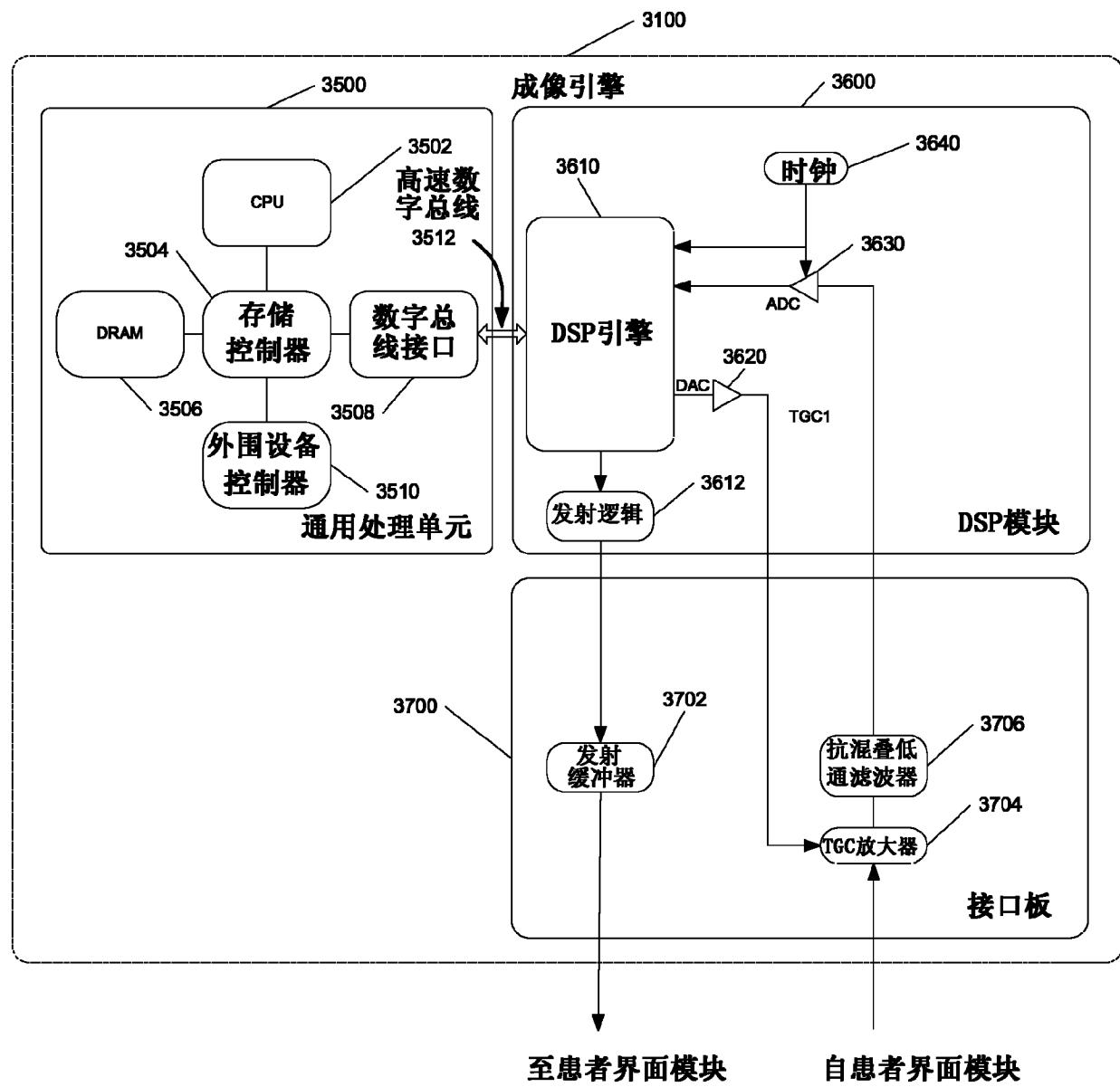


图 12

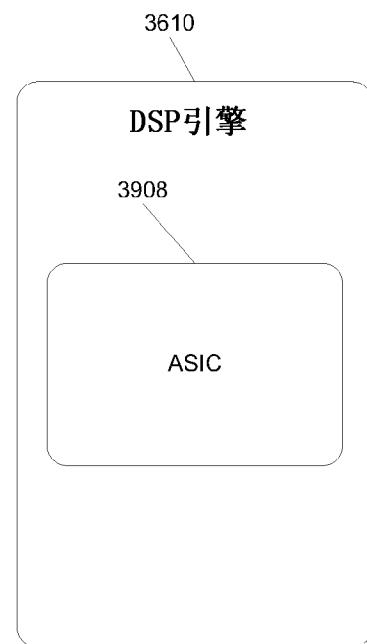
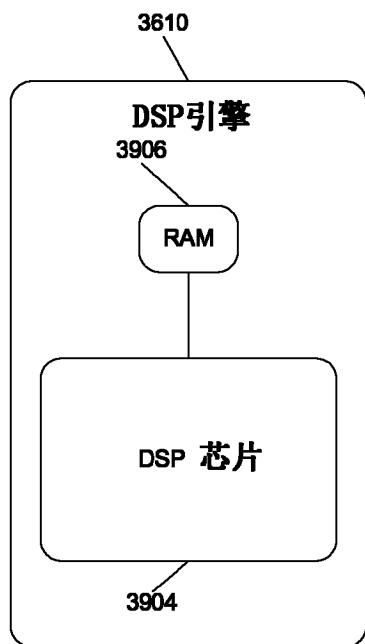
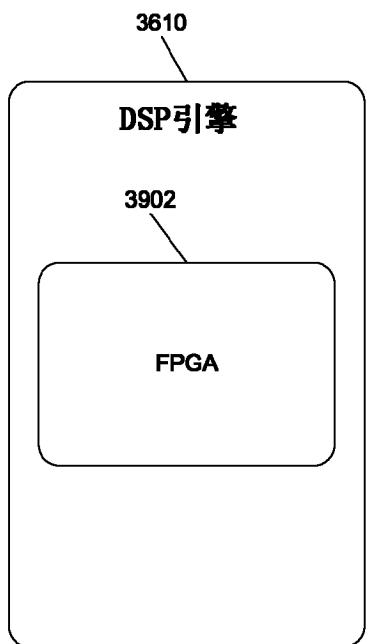


图 13

图 14

图 15

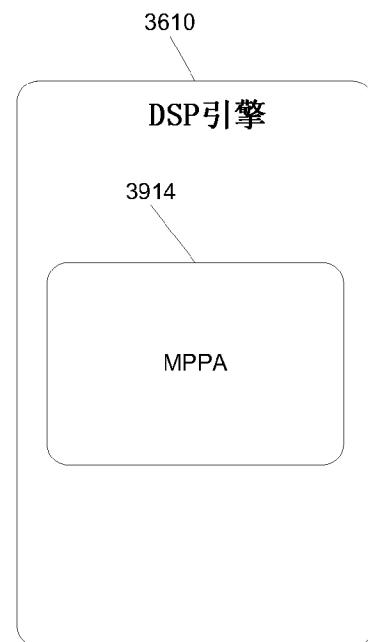
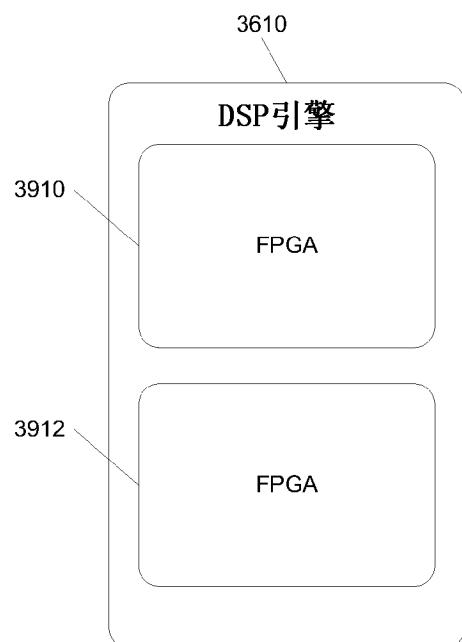


图 16

图 17

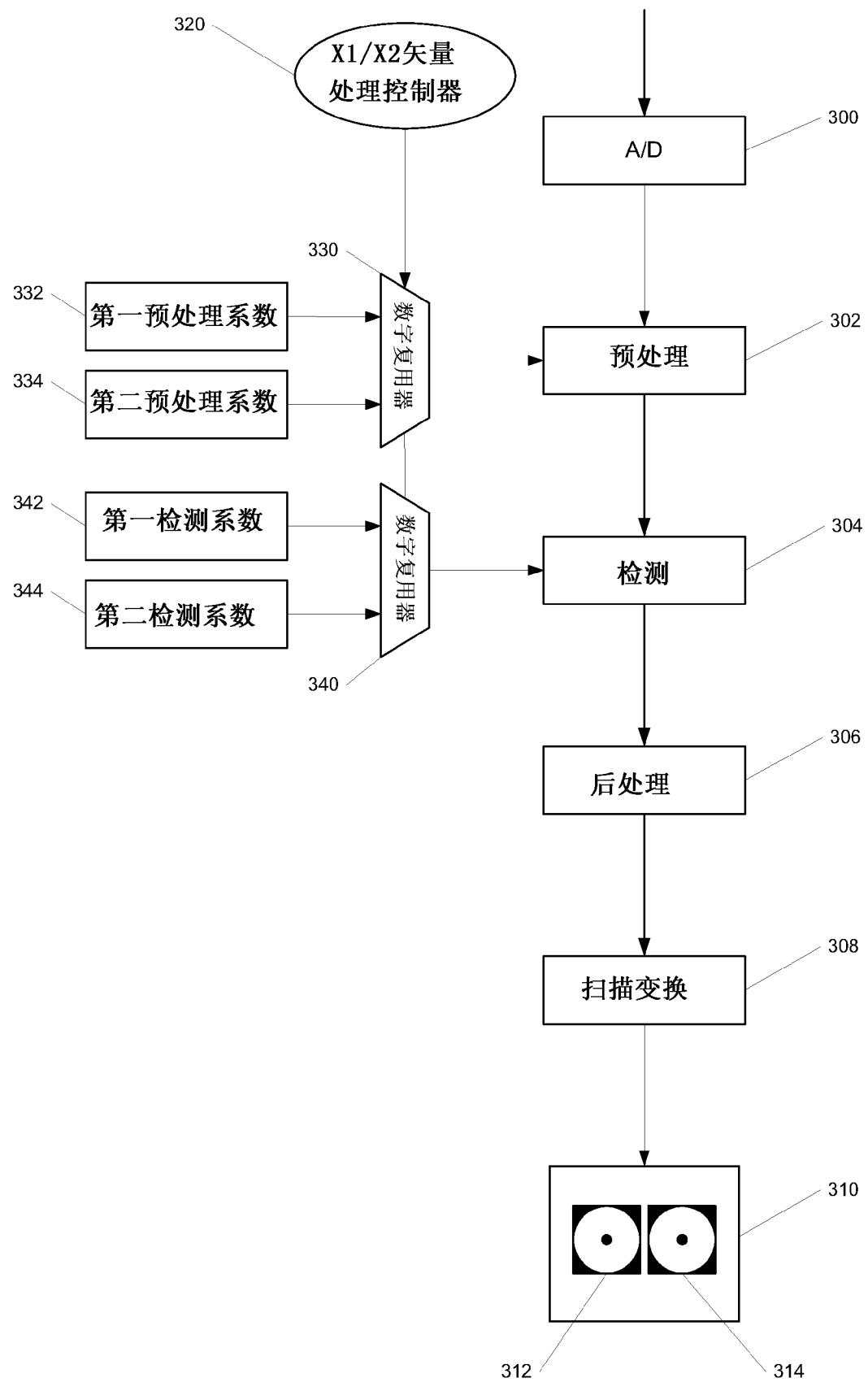


图 18

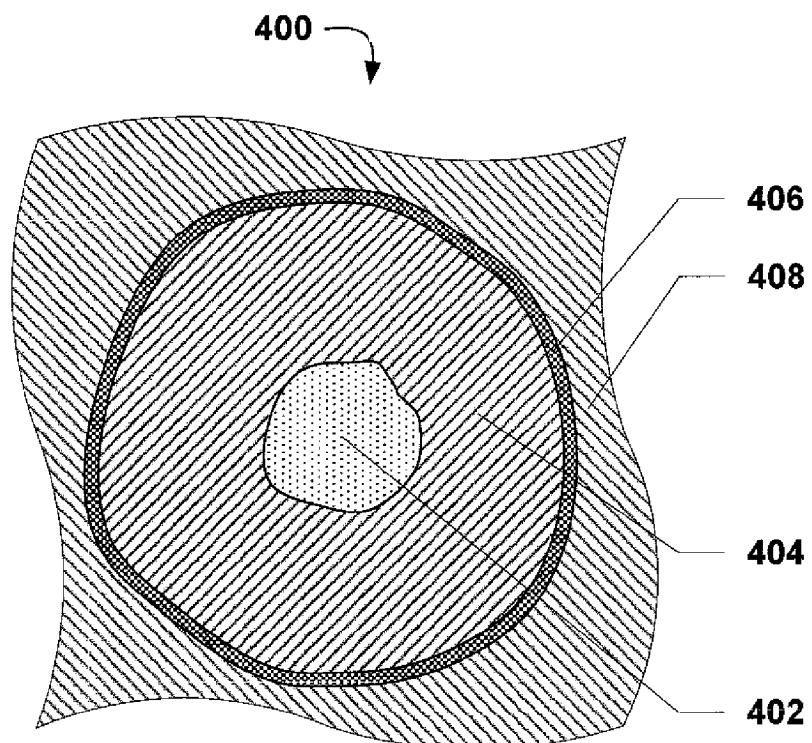


图 19

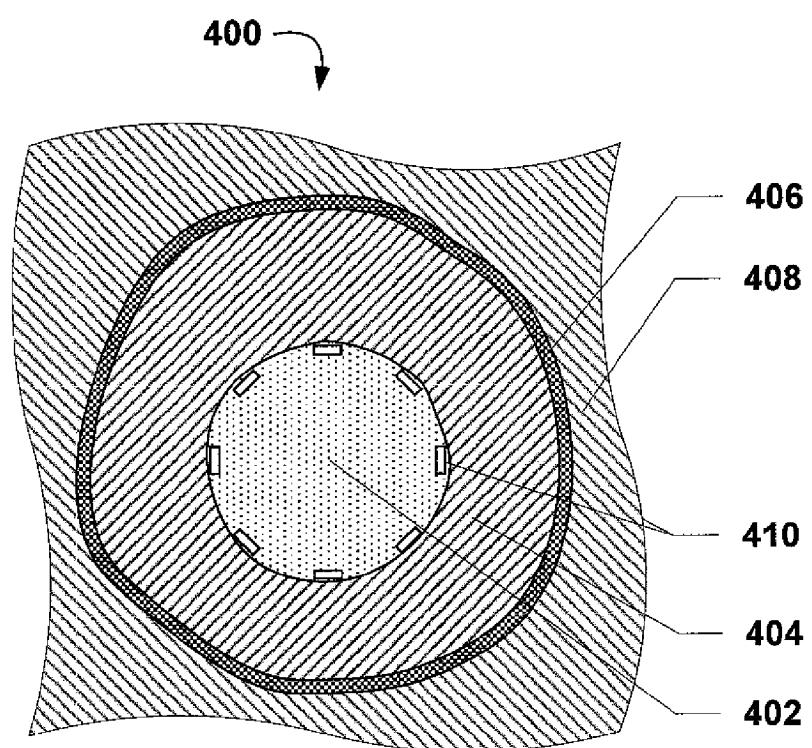


图 20

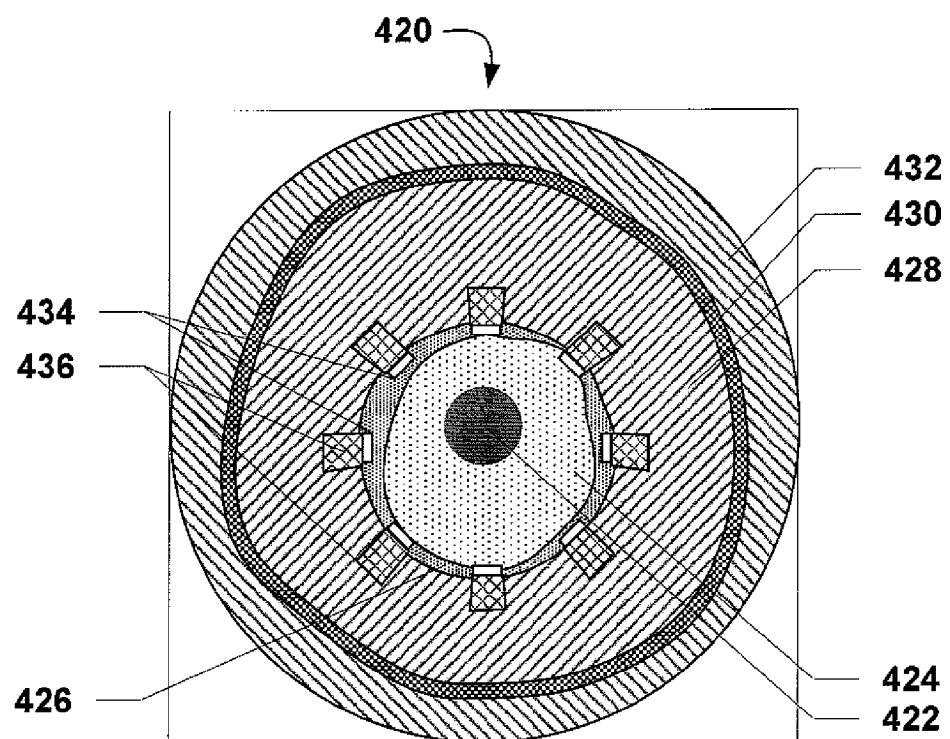


图 21

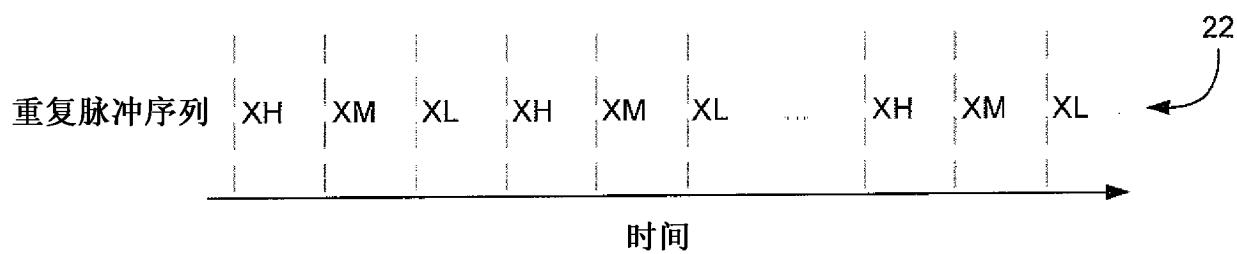


图 22

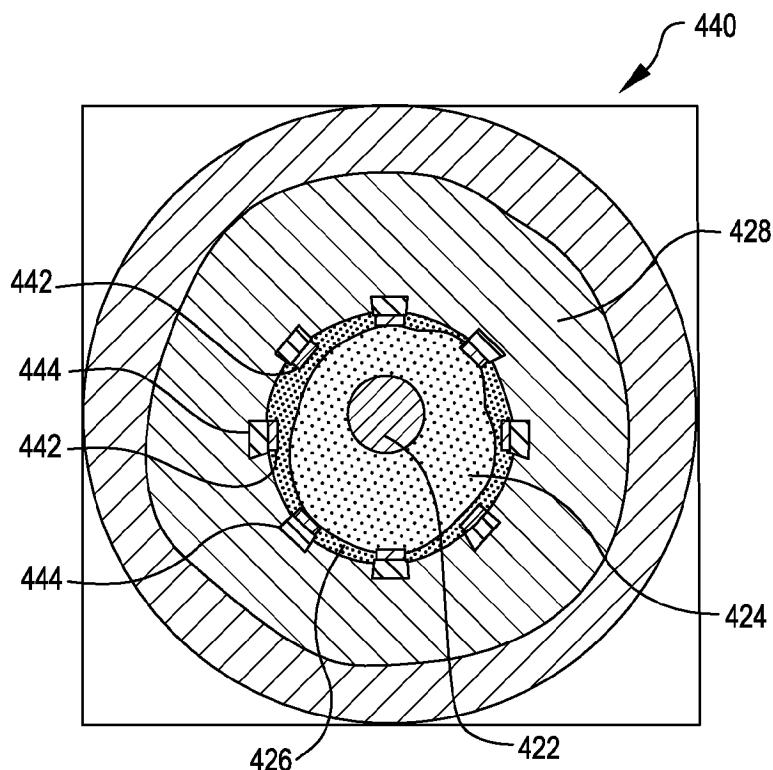


图 23

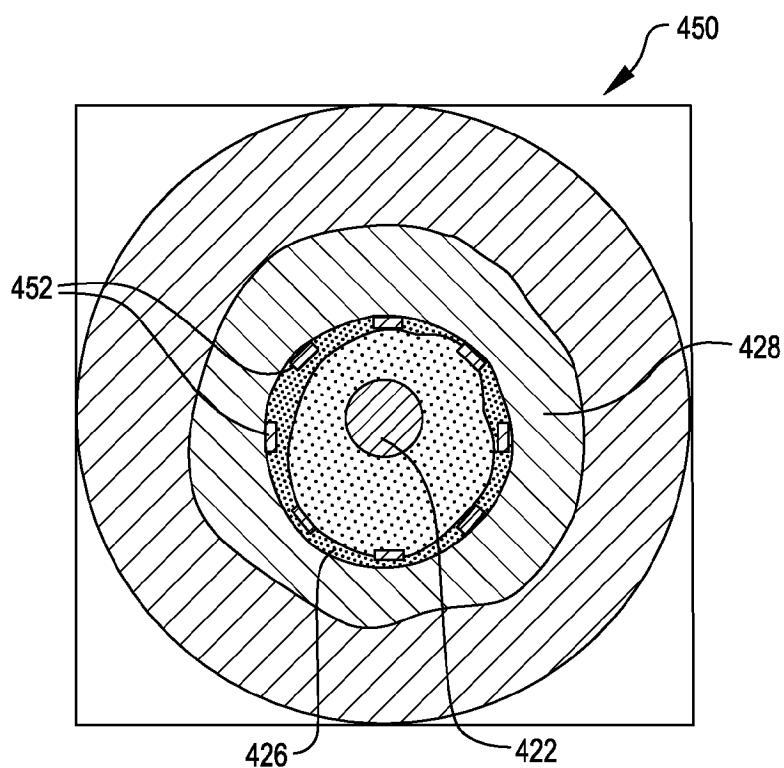


图 24

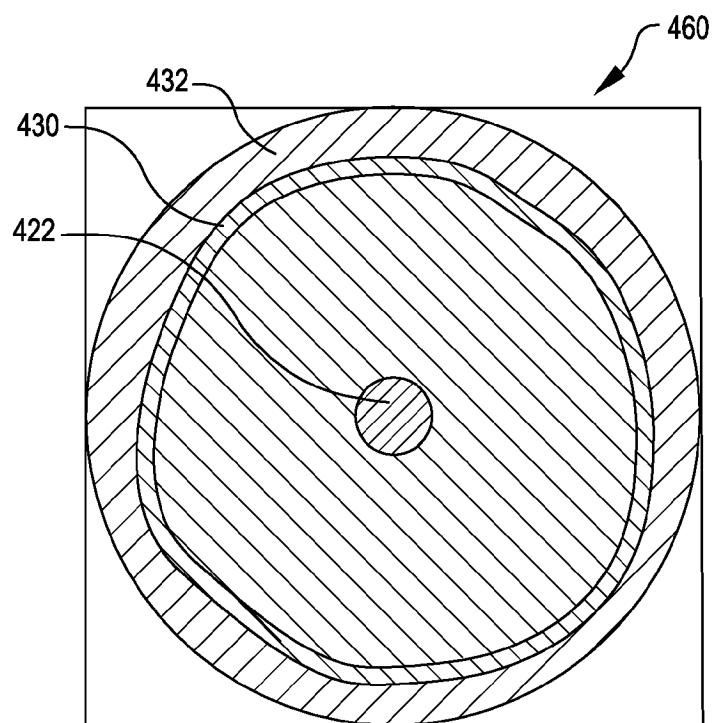


图 25

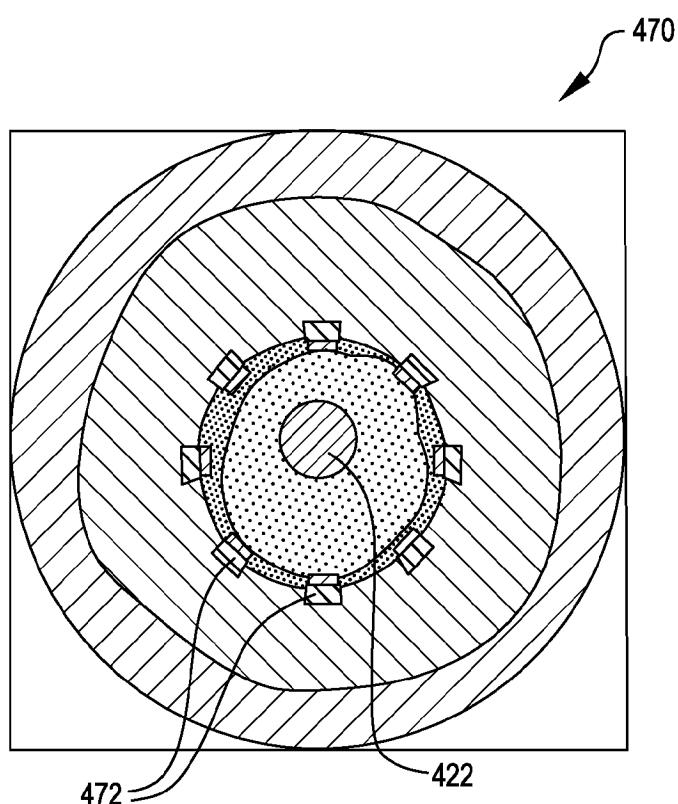


图 26

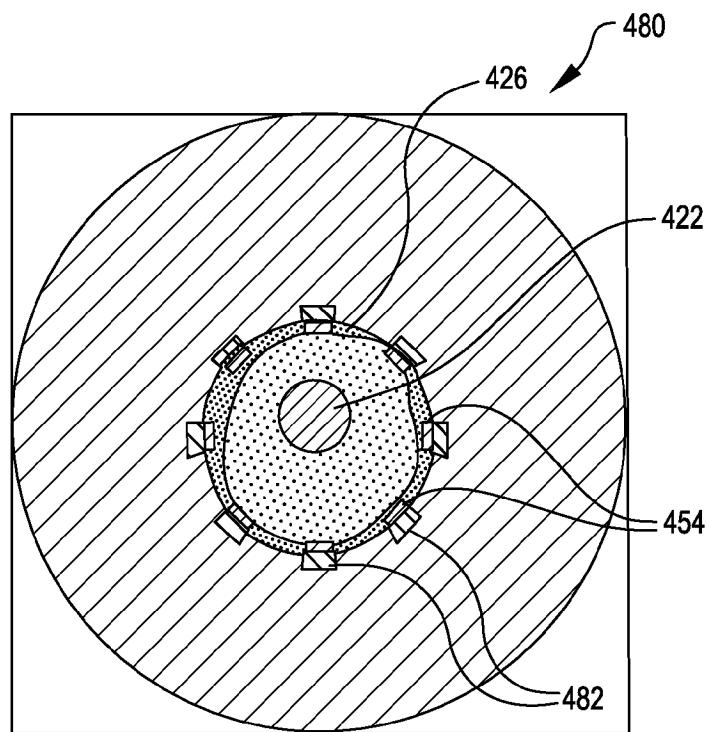


图 27

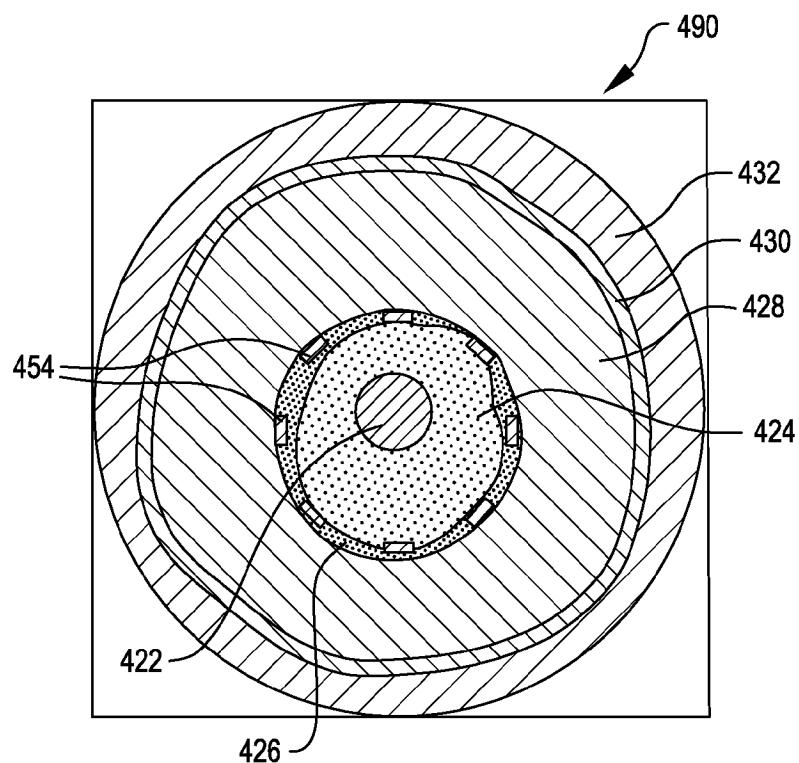


图 28

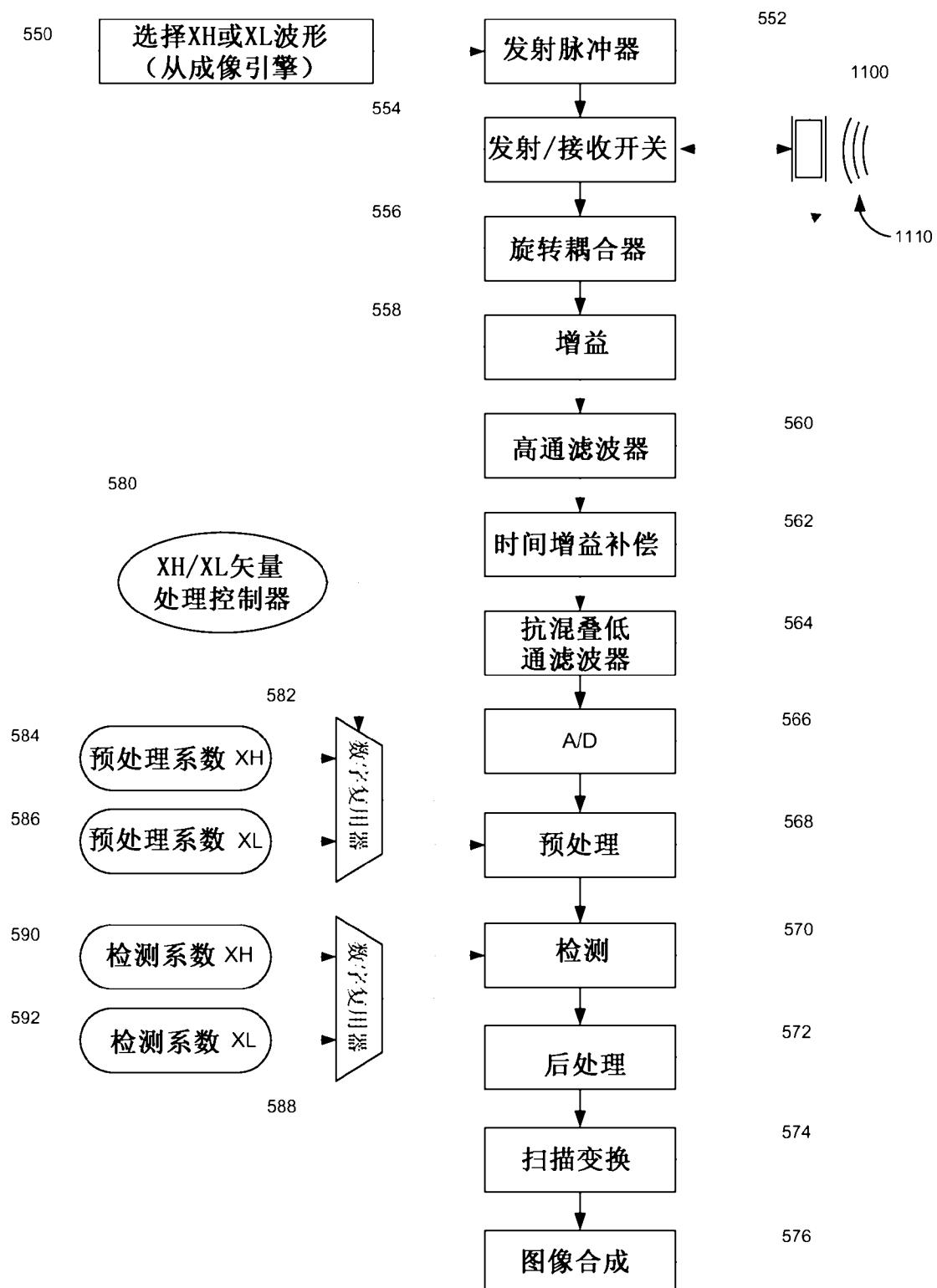


图 29

专利名称(译)	用于共同配准成像的血管内超声系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN102665569B</a>	公开(公告)日	2015-05-13
申请号	CN201080046003.9	申请日	2010-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	硅谷医疗器械有限公司		
申请(专利权)人(译)	硅谷医疗器械有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	硅谷医疗器械有限公司		
[标]发明人	托马斯C摩尔 肯德尔R沃特斯 J史蒂夫雷诺兹 迪尤H拉姆 唐纳德马斯特斯		
发明人	托马斯·C·摩尔 肯德尔·R·沃特斯 J·史蒂夫·雷诺兹 迪尤·H·拉姆 唐纳德·马斯特斯		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B5/06 A61B8/0833 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/463 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S15/102 G01S15/8952 G06T7/0012 G06T7/30		
代理人(译)	夏东栋 陆锦华		
审查员(译)	谢楠		
优先权	61/250781 2009-10-12 US 61/256543 2009-10-30 US		
其他公开文献	CN102665569A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

## 摘要(译)

一种血管内超声成像系统包括导管，该导管包括具有远端的细长主体和布置成插入细长主体内的成像芯。成像芯布置成发射超声能量脉冲并接收反射的超声能量脉冲。所述系统还包括成像引擎，该成像引擎偶联到成像芯并布置成为成像芯提供能量脉冲以引起成像芯发射超声能量脉冲。能量脉冲布置成重复的序列，并且每个序列的能量脉冲具有变化的特性。反射的脉冲可被处理以提供由各个不同的特性导致的图像的合成图像。

