(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101896832 B
(45)授权公告日 2013.04.03

(21)申请号 200880120129.9

(22)申请日 2008.12.04

(30)优先权数据
07122849.8 2007.12.11 EP

(85)PCT申请进入国家阶段日
2010.06.10

(86)PCT申请的申请数据
PCT/IB2008/055085 2008.12.04

(87)PCT申请的公布数据
WO2009/074924 EN 2009.06.18

(73)专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 H·G·罗弗

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.
G01R 33/36(2006.01)
H03M 1/12(2006.01)

(56)对比文件
US 2007176601 A1,2007.08.02,
US 2007224698 A1,2007.09.27,
WO 2005024448 A1,2005.03.17,
WO 2006048816 A1,2006.05.11,
GB 2290875 A,1996.01.10,
VISCOR I ET AL.TWO-CHANNEL DIGITAL RECEIVER AS A MEASUREMENT UNIT.《INTERNATIONAL CZECH - SLOVAK SCIENTIFIC CONFERENCE.RADIOELEKTRONIKA,CONFERENCE PROCEEDINGS》.2000,32-35.

审查员 徐红

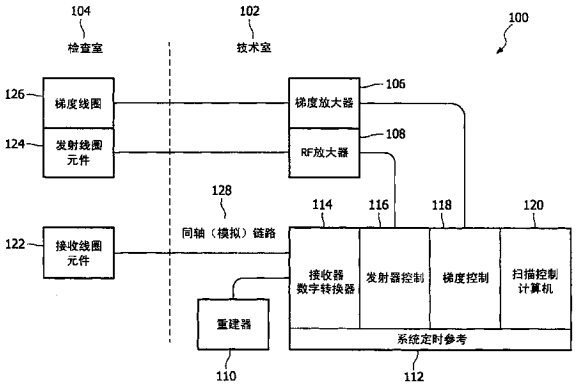
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 7 页

(54)发明名称

MRI 接收器中改进的时钟发生器

(57)摘要

本发明涉及一种核磁共振成像射频接收器，该接收器适于从至少一个射频接收线圈(122；204；306)接收模拟信号，射频接收器包括：模数转换器(408)，其将模拟磁共振信号转换为第一数字信号；重采样和解调单元(414)，其将第一数字信号转换为第二数字信号；通信接(400；600；602)，其适于经由通信链路(202)传输第二数字信号；以及第一时钟发生器(406)，其生成采样时钟，该采样时钟作为模数转换器(408)的直接时钟源，第一时钟发生器(406)适于使用数字定时参考生成采样时钟，数字定时参考由通信接(400；600；602)经由通信链路(202)数字化接收，其中，接收器还包括用于生成系统时钟的第二时钟发生器(410)，系统时钟是重采样和解调单元(414)的直接时钟源，第二时钟发生器(410)适于使用采样时钟生成系统时钟。



CN 101896832 B

1. 一种核磁共振成像射频接收器，所述接收器适于从至少一个射频接收器线圈单元(122 ;204 ;306) 接收模拟信号，所述射频接收器包括 :模数转换器 (408)，其将所述模拟磁共振信号转换为第一数字信号 ;重采样和数字解调单元 (414)，其将所述第一数字信号转换为第二数字信号 ;通信接口 (400 ;600 ;602)，其适于经由通信链路 (202) 传输所述第二数字信号 ;以及第一时钟发生器 (406)，其用于生成采样时钟，所述采样时钟为所述模数转换器 (408) 的直接时钟源，所述第一时钟发生器 (406) 适于使用数字定时参考生成所述采样时钟，所述数字定时参考是由所述通信接口 (400 ;600 ;602) 经由所述通信链路 (202) 而数字接收的，其中，所述接收器还包括第二时钟发生器 (410)，其用于生成系统时钟，所述系统时钟是所述重采样和解调单元 (414) 的直接时钟源，所述第二时钟发生器 (410) 适于使用所述采样时钟生成所述系统时钟。

2. 如权利要求 1 所述的接收器，还包括第三时钟发生器 (412)，其用于生成数据时钟，所述数据时钟为所述通信接口 (400 ;600 ;602) 的直接时钟源，所述第三时钟发生器 (412) 适于使用所述采样时钟或所述系统时钟生成所述数据时钟。

3. 如权利要求 2 所述的接收器，其中，所述第一时钟发生器 (406) 和所述第三时钟发生器 (412) 形成反馈回路，其中，所述第一时钟发生器 (406) 由所述反馈回路控制。

4. 如权利要求 3 所述的接收器，其中，所述第二时钟发生器 (410) 包含于所述反馈回路中。

5. 如权利要求 3 所述的接收器，其中，所述反馈回路为相位锁定回路。

6. 如权利要求 2 所述的接收器，其中，经由所述通信链路 (202) 而数字接收的所述数字定时参考作为串行数据位流而被接收。

7. 如权利要求 6 所述的接收器，其中，所述数据时钟为多相位时钟，其中，所述通信接口 (400 ;600 ;602) 适于从所述多相位时钟恢复所述数据时钟，其中，所恢复的数据时钟可用于恢复包含于所述串行数据位流中的数据。

8. 如权利要求 1-7 中的任一项所述的接收器，其中，所述接收器包括多个通信接口 (400 ;600 ;602)，所述多个通信接口 (400 ;600 ;602) 适于菊链合另外的接收器。

9. 如权利要求 8 所述的接收器，其中，每个通信接口 (400 ;600 ;602) 适于单独地并动态地从中央生成的多相位时钟恢复所述数据时钟。

10. 如权利要求 1-7 中的任一项所述的接收器，其中，多个接收器通道包括在接收器中，每个接收器通道包括模数转换器 (408) 以及重采样和数字解调单元 (414)，所有接收器通道共享公共的采样时钟、公共的系统时钟和所述通信接口 (400 ;600 ;602)。

11. 如权利要求 1-7 中的任一项所述的接收器，其中，所述系统时钟和所述采样时钟在同一频率运行。

12. 一种核磁共振成像系统 (100)，包括如先前权利要求中的任一项所述的接收器以及控制和数据采集系统，其中，所述控制和数据采集系统包括主时钟 (112)，所述主时钟经由所述通信链路 (202) 为所述接收器提供定时参考。

13. 一种从磁共振成像接收器线圈单元 (122 ;204 ;306) 接收射频信号的方法，所述方法由核磁共振成像射频接收器执行，所述方法包括 :从所述射频接收器线圈单元 (122 ;204 ;306) 接收模拟核磁共振信号，将所述模拟磁共振信号转换为第一数字信号，其中，所述转换由模数转换器 (408) 执行，将所述第一数字信号重采样为第二数字信号，并且将所

述第二数字信号经由通信链路 (202) 进行传输，其中，第一时钟发生器 (406) 生成采样时钟，所述采样时钟为所述模数转换器 (408) 的直接时钟源，所述第一时钟发生器 (406) 使用数字定时参考生成所述采样时钟，所述数字定时参考是由所述通信接口 (400 ;600 ;602) 经由所述通信链路 (202) 而数字接收的，其中，系统时钟由第二时钟发生器 (410) 生成，所述系统时钟是重采样和解调单元 (414) 的直接时钟源，所述第二时钟发生器 (410) 使用所述采样时钟生成所述系统时钟。

14. 如权利要求 13 所述的方法，还包括由第三时钟发生器 (412) 生成数据时钟，所述数据时钟为所述通信接口 (400 ;600 ;602) 的直接时钟源，所述第三时钟发生器 (412) 使用所述采样时钟或所述系统时钟生成所述数据时钟。

15. 如权利要求 14 所述的方法，其中，经由所述通信链路 (202) 而数字接收的所述数字定时参考作为串行数据位流而被接收，其中，所述数据时钟为多相位时钟，所述方法还包括由所述通信接口 (400 ;600 ;602) 从所述多相位时钟恢复所述数据时钟，以及使用所恢复的数据时钟恢复包含在所述串行数据位流中的数据。

MRI 接收器中改进的时钟发生器

技术领域

[0001] 本发明涉及核磁共振成像射频接收器，从磁共振成像接收器线圈接收射频信号的方法以及计算机程序产品。

背景技术

[0002] 磁共振成像 (MRI) 是一种先进的成像技术，它可以通过前所未有的组织对比，对诸如人体的对象进行横截面观察。MRI 是基于核磁共振 (NMR) 原理的，核磁共振为科学家用来获得关于分子的微观化学和物理信息的光谱技术。NMR 和 MRI 的基础是具有非零自旋的原子核存在磁矩这一事实。在医学成像中，通常研究的是氢原子的原子核 (即，质子 ^{1}H)，因为其以高浓度存在于人体内，如水。将射频波引导至强大的外部磁场中的原子核，这导致质子的激发和弛豫 (relax)。由于质子的弛豫，发射被探测并且被计算机处理以形成图像的射频信号。磁共振 (MR) 射频 (RF) 接收线圈是接收特定 MR 实验中传输的所述 RF 信号的必要部分。最好的天线单元位置是靠近被扫描的人体，因此大多数 MR 接收线圈由扫描器操作员放置在患者上。

[0003] 由于 MR 接收线圈或包括线圈和多种电子部件，如放大器、开关等的一般 MR 接收链对外部射频波的干扰高度敏感，因此必须对所述 MR 接收链进行电磁屏蔽，这要求检查室中的 MR 接收链与在分开的技术室中的控制系统之间的空间分离。

[0004] 如今，先进的 MR 接收链的特征在于，使用许多昂贵的模拟设计元件的大规模并行模拟解决方案，如 RF 开关、RF 放大器、RF 电源、RF 线缆和 RF 连接器等。所有这些部件通常分布在检查室的接收链和技术室的模数转换器之间 10-20 米的距离里，这使得由于部件散布和许多电偶 (galvanic) 部分之间的不期望的相互作用而导致成本效益的设计以及生产 MR 扫描器成为最复杂且最具挑战的部分之一。

[0005] 在线圈中的元件数量更大，即线圈系统包含多个独立线圈而需要使用先进的绕线技术合理地结合的情况下，这些问题变得更为严重。此外，在 MRI 系统中，每一段电偶线都需要考虑悬垂和精密的设计以避免由于电偶线耦合效应而给图像质量带来的不良影响。

[0006] 另外，特定线圈实施的实际工作流程效率对 MR 扫描操作也十分重要，因为它很大程度上决定了 MR 扫描器的患者周转量。另外，患者得益于具有改进的患者舒适度的接收线圈，所述舒适度主要取决于高效的工作流程，如减少或减轻潜在的幽闭感，以及减少线缆杂乱的人体工程学设计，其对于不同的体型使用更灵活，更轻量。

[0007] 这些问题可以使用接收线圈的数字接口解决。在这种情况下，模数转换已经在线圈内执行。通过有效地将多元件信息结合到仅一些的光纤或电偶线可以克服即便是线圈中高元件数量而言的连接器、线缆尺寸和处理的问题。

[0008] US 6,339,717 B1 公开一种医学检查系统，特别是包括主机单元、控制计算机单元和图像计算机单元的磁共振系统。将模数转换器布置为靠近图像信号接收系统的射频线圈，其中，此检查系统形式上为磁共振系统。

[0009] US 4,879.514 公开一种包括除个别部件外均为数字式的发射器 / 接收器的 MRI 设

备。

[0010] 远离技术室的数字化要求本地（远程）模数转换器处的系统（主）时钟，以进行合适的数字采样，如在接收器线圈的板子上。这意味着，主系统时钟信息需要由技术室提供给检查室中的接收元件。

[0011] US2007/0224698A1 公开一种适于对 NMR 信号进行直接数字化的磁共振成像系统。

[0012] WO2007/043009A2 公开一种射频天线，其包括布置为获取磁共振信号的共振获取电路、布置为将磁共振信号转换为数字数据的模数转换器和布置为转换数字数据的主要频率波段的频率转换器。

发明内容

[0013] 本发明提供一种核磁共振成像射频接收器，该接收器适于从至少一个射频接收线圈接收模拟信号，射频接收器包括：模数转换器，其将模拟磁共振信号转换为第一数字信号；重采样和数字解调单元，其将第一数字信号转换为第二数字信号；通信接口，其适于经由通信链路传输第二数字信号；以及第一时钟发生器，其生成采样时钟。该采样时钟是模数转换器的直接时钟源，第一时钟发生器适于使用数字定时参考生成采样时钟，并且数字定时参考由通信接口经由通信链路数字化接收。接收器还包括用于生成系统时钟的第二时钟发生器，系统时钟是重采样和数字解调单元的直接时钟源，并且第二时钟发生器适于使用采样时钟生成系统时钟。

[0014] 例如通过压控晶体振荡器 (VCXO) 生成的采样时钟为模数转换器的直接时钟源，并且采样时钟由经由通信链路而被数字地接收的数字定时参考直接生成，因此，用于模数转换器的时钟具有最高的准确性并在接收器的时钟系统中实现最小的起伏 (jitter)。这十分重要，因为数字化的信号质量很大程度上取决于 ADC 采样时钟的质量。利用根据本发明的接收器，可提供高质量的数字转换。

[0015] 根据本发明的实施例，接收器还包括用于生成数据时钟的第三时钟发生器，该数据时钟为通信接口的直接时钟源，第三时钟发生器适于使用采样时钟或系统时钟生成数据时钟。这意味着，系统时钟和数据时钟是基于采样时钟而生成的。如上述，高质量的 ADC 采样时钟显著提高 MR 接收器中所采集的 RF 的质量。因此，第一个选择是直接从经由通信链路而被数字地接收的数字定时参考来生成采集时钟，并基于所述采集时钟生成系统时钟和数据时钟。系统时钟的起伏的增加远没有采样时钟起伏要紧，因为它只关系到数字处理过程。相较之下，通常针对时钟的起伏和相位噪声，就准确度而言，对 ADC 时钟的要求是 1-10ps，对系统时钟的要求是 100-500ps。

[0016] 根据本发明的实施例，第一时钟发生器和第三时钟发生器形成反馈回路，其中，第一时钟发生器是由反馈回路控制的。可选地，第二时钟发生器也包含于反馈回路。使用反馈回路具有的优势为，采样时钟和系统时钟相对于中央定时参考处于恒定频率锁定中，因此系统中所有（远程）MRI 接收器在同步状态下运行，允许对所有接收器进行中央实时（软件）控制。

[0017] 根据本发明的实施例，反馈回路是相位锁定回路。在所有在实施例，通过将基于 VCXO 的采样时钟作为 ADC 采样过程的直接时钟源，去除了可能在采样时钟中增加相位噪声的任何电路。

[0018] 根据本发明的实施例，经由通信链路而被数字地接收的数字定时参考是作为串行位流而接收的。

[0019] 根据本发明的实施例，数据时钟是多相位时钟，其中通信接口适于使数据时钟从多相位时钟恢复，其中恢复后的数据时钟用于恢复包含于串行数据比特流中的数据。

[0020] 例如，通信链路的数据时钟恢复的基础是在串行数据率频率上的八相位时钟。数据接收器以八个时钟相位中的一个对数据进行采样，并对所选的相位进行动态调整。使用此方法，即便本地参考时钟不是与数据率锁定的频率，数据恢复依然能够进行。之后，数据“并行化”，时钟被相应分开。这就是“恢复的数据时钟”。

[0021] 根据本发明的实施例，接收器包括多个通信接口，该多个重通信接口适于菊链合(daisy chaining)另外的接收器。能够执行的菊链合的限度取决于所使用的通信链路的带宽，并且几乎任意数量的接收器和线圈能够与信号输出光纤链相连接。菊链合减少内部绕线的长度，甚至在一些情况下可完全摆脱电线。使用配备了无线数据传输技术的MR接收器可进一步减少绕线。

[0022] 根据本发明的实施例，每个通信接口包含一个独立分配的多相位时钟。

[0023] 根据本发明的实施例，系统时钟和采样时钟遵循同一频率。其优势是可不需要重采样功能。例如，在1.5T质子MRI系统中，采样时钟和系统时钟都是50MHz，并且可绕过用于从采样时钟生成系统时钟的PLL。

[0024] 在另一方面中，本发明涉及包括根据本发明的接收器以及控制和数据采集系统的核磁共振成像系统，其中控制和数据采集系统包括主时钟，该主时钟经由通信链路为接收器提供定时参考。这允许将核磁共振成像系统分为位于检查室中的接收部分和技术室中的控制和数据采集系统，其中，通过光纤数据链路连接接收器以及控制和数据采集系统。通过控制和数据采集系统使系统的中央控制成为可能，并且以一种高效的屏蔽方式将RF敏感电子部件定位于检查室。

[0025] 在另一方面中，本发明涉及从磁共振成像接收器线圈单元接收射频信号的方法，该方法由核磁共振成像射频接收器执行，该方法包括：从射频接收器线圈单元接收模拟核磁共振信号，将模拟磁共振信号转换为第一数字信号，其中，转换由模数转换器执行，对第一数字信号重采样并将其解调为第二数字信号并经由通信链路发送第二数字信号，其中，第一时钟发生器生成采样时钟，该采样时钟作为模数转换器的直接时钟源，第一时钟发生器使用数字定时参考生成采样时钟，数字定时参考是由通信接口经由通信链路而被数字地接收的。系统时钟由第二时钟发生器生成，系统时钟是重采样和解调单元的直接时钟源，而第二时钟发生器使用采样时钟生成系统时钟。

[0026] 根据本发明的实施例，该方法还包括由第三时钟发生器生成数据时钟，数据时钟为通信接口的直接时钟源，第三时钟发生器使用采样时钟或系统时钟生成数据时钟。

[0027] 根据本发明的实施例，经由通信链接而被数字地接收的数字定时参考是作为串行数据位流而被接收，其中，数据时钟是多相位时钟，该方法还包括通过通信接口使数据时钟从多相位时钟恢复，并且使用恢复的数据时钟恢复包含于串行数据位流中的数据。

[0028] 在另一方面中，本发明涉及计算机编程产品，包括执行根据发明的方法的计算机可执行指令。

附图说明

[0029] 如下以示例方式对本发明的优选实施例进行更详细的描述，参考附图如下：

[0030] 图 1 说明了先进的 MRI 成像系统；

[0031] 图 2 说明了具有数字接收器的 MRI 系统，所述数字接收器靠近于接收线圈组件或者在接收线圈组件内部而集成；

[0032] 图 3 说明了 MRI 系统中具有集成的数字转换器的多个线圈元件；

[0033] 图 4 示出了根据本发明的 MRI 接收器；

[0034] 图 5 示出了根据本发明的 MRI 接收器的其它实施例；

[0035] 图 6 说明了时钟恢复系统的其它细节；

[0036] 图 7 说明了从 ADC 到通信接口的数据流的方框图。

[0037] 附图标记列表

[0038] 100 MRI 系统

[0039] 102 技术室

[0040] 104 检查室

[0041] 106 梯度放大器

[0042] 108 RF 放大器

[0043] 110 重建器

[0044] 112 主时钟

[0045] 114 数字转换器

[0046] 116 发射器控制

[0047] 118 梯度控制

[0048] 120 扫描控制

[0049] 122 模拟接收线圈

[0050] 124 发射线圈

[0051] 126 梯度线圈

[0052] 128 模拟链路

[0053] 200 网络集线器

[0054] 202 数字链路

[0055] 204 数字接收线圈

[0056] 300 网络集线器

[0057] 302 链路

[0058] 304 数字转换器

[0059] 306 天线元件

[0060] 400 通信接口

[0061] 402 相位检测器

[0062] 404 环路滤波器

[0063] 406 VCXO

[0064] 408 ADC

[0065] 410 PLL

[0066] 412 PLL

[0067] 414 重采样和数字解调单元

[0068] 500 PLL

[0069] 502 分频器

[0070] 600 通信接口

[0071] 602 通信接口

具体实施方式

[0072] 图 1 说明了先进的 MRI 系统 100。该先进的系统分为两部分，位于检查室 104 中的电子部件和位于技术室 102 中的电子部件。做这种隔离的原因是，在检查室中，MRI 磁体与其梯度线圈 126、发射线圈元件 124 和接收线圈元件 122 定位在一起。为了激励原子核而达到 MR 成像目的，必须经由发射线圈元件 124 施加高频 RF 脉冲并且由接收线圈元件 122 进行探测。检查室的屏蔽确保高质量地接收 RF 信号而无强大干扰。这也要求对位于检查室中的电子部件与位于技术室 102 中的电子部件进行电偶分离。

[0073] 梯度放大器 106 和 RF 放大器 108 位于技术室中。这两个放大器十分必要，以便为通过梯度线圈 126 和发射线圈元件 124 执行的 MRI 扫描提供足够的能量。梯度放大器 106 和 RF 放大器 108 由控制和数据采集系统控制，控制和数据采集系统包括具有数字转换器 114 的接收器、发射控制 116、梯度控制单元 118 和扫描控制计算机 120。另外，接收线圈元件 122 通过同轴模拟链路 128 与控制和数据采集系统连接。与控制和数据采集系统连接的还有重建器 110，其用于重建通过接收线圈元件 122 而采集的 MRI 图像。

[0074] 组成 MRI 系统的各个不同部分（梯度波形发生器、发射 RF 脉冲发生器和 RF 接收器的电子转换部分）都与中央稳定的定时参考，即系统定时参考 112 同步。在图 1 所示的先进的 MRI 系统中，生成这一参考，并将其作为主时钟分配到容纳所有数字电子设备的支架的内部的各个子系统中。

[0075] 图 1 所示系统的缺点是，例如在检查室 104 和技术室 102 之间通常需要具有 10-20 米长度的电子连接。由于外部 RF 场耦合到检查室与技术室之间的电线的可能性很大而导致了高出错可能。另外，由接收线圈元件 122 探测到的微弱 MR 信号通过长线缆而被进一步减弱，这使 MRI 系统 100 的敏感度减小。另外，当使用到技术室的中央接收器的模拟连接实施时，与接收器的通道数量的增加相关联的成本和复杂程度都会迅速上升。

[0076] 图 2 示出了这些问题的解决方案，它说明了具有集成的数字接收器的 MRI 系统。图 1 和图 2 的区别是：在图 1 的 MRI 系统 100 中，采集的 MR 信号的数字化是在技术室 102 中通过接收器和数字转换器 114 执行的，而图 2 中的数字化已经在具有集成的数字转换器 204 的接收线圈元件中执行。这意味着，接收线圈组件和技术室 102 中的固定系统（电子设备）之间的先进的 MR 系统的模拟连接 128 被数字光纤连接 202 所取代。这要求技术室 102 中额外的网络集线器 200，它能够经由光纤链路 202 接收光电信号。但是，这意味着，需要将在所述先进的系统和图 2 所示的数字系统中由系统定时参考 112 生成的定时信息从技术室 102 传送到检查室中具有集成的数字转换器 204 的接收线圈元件。如何将定时参考提供给具有集成的数字转换器 204 的接收线圈元件的问题是，根据光纤链路 202 上的传入数字数据流，具有集成的数据转换器 204 的接收线圈元件重建时钟。光纤链路 202 上的传入

数字数据流被频率锁定到系统定时参考 112，即主时钟。

[0077] 图 3 说明了 MRI 系统中的具有集成的数字转换器的多个线圈元件。图 3 所示的线圈元件是菊链合的，其中使用数字接收器的其它优点变得非常明显：由于每个接收器都有自己的数字转换器，因此可以使用简单的数字光纤链路以与线圈元件互连，这一方面确保线圈元件的有效电偶去耦，另一方面还为元件互连提供无线缆杂乱等的简单方式。

[0078] 图 3 所示的网络集线器 200 位于技术室 102 的控制和数据采集系统处。另一个网络集线器 300 位于检查室 104 中，其中技术室 102 中的网络集线器 200 和检查室 104 中的网络集线器 300 通过高速光纤链路 202 连接。对于检查室 104 中的网络集线器 300，通过中速光纤链路 302 与具有集成的数字转换器的多个线圈元件连接。每一线圈元件包括例如多个天线元件 306 和数字转换器 304。通过天线元件 306，在涉及梯度线圈和发射线圈元件的各自激励脉冲序列之后获得 RF 信号，并且随即通过数字转换器 304 对所获得的 RF 信号进行数字化。

[0079] 如图 3 所示，将多个数字转换器 304 直接连接到网络集线器 300 是可能的，在这种情况下，网络集线器 300 也作为集中器使用。可选地，菊链合多个数字转换器 304 是可能的，从而使得每个数字转换器拥有至少一个输入和一个输出，用于连接到更多的数字转换器和网络集线器。

[0080] 将来自控制和数据采集系统的主时钟的定时参考通过高速光纤链路 202 和网络集线器 300 提供给具有集成的数字转换器 304 的独立线圈元件。优选地，每个数字转换器 304 独立地根据各自的中速光纤链路 302 上的数据流重建其系统或采样时钟。

[0081] 图 4 示出了根据本发明的 MRI 接收器。图 4 的接收器为电子接收器，并且包括光纤串行通信接口 400，所述光纤串行通信接口 400 通过光纤链路 202 与技术室中（图中未标明）的控制和数据采集系统连接。光纤串行通信接口 400 用于与相位检测器 402 和环路滤波器 404，以及压控振荡器 406 结合使用，以从通过光纤链路 202 接收的数据通信上的串行数据率中提取采样时钟。从接收器串行数据率提取的采样时钟用于对通过 RF 输入而传入至模数转换器 408 的 RF 信号进行采样。

[0082] 为了生成用于由重采样和数字解调单元 414 达到的重采样和数字解调的目的的系统时钟，使用另外的 PLL（锁相环）410 来根据采样时钟生成系统时钟。然后如此生成的系统时钟可还由 PLL412 使用以生成串行数据时钟，该串行数据时钟用于经由通信接口 400 和光纤链路 202 进行通信。因此，相位检测器 402、环路滤波器 404、VCXO406、PLL410 和 PLL412 形成环路，它确保生成的采样时钟的高稳定性。就起伏和相位噪声规格而言，ADC 采样时钟的质量只取决于 VCXO、环路滤波器和相位检测器。环路滤波器和相位检测器的合理设计确保 VCXO 部件的质量是决定采样时钟的相位噪声和起伏的唯一因素。

[0083] 图 4 所示的方法直接使用 VCXO 频率作为 ADC 采样，并使用 PLL 从 ADC 采样时钟中导出系统时钟。采样时钟的质量只取决于 VCXO。这一点是非常重要的，因为 ADC 采样时钟质量对于采集的 RF 信号质量至关重要。系统时钟的增加的起伏远没有采样时钟的起伏要紧，因为系统起伏只涉及数字处理。

[0084] 为了上述的完整性，对于重采样和数字解调单元 414，必须提到的是接收器利用以下事实：通过 RF 输入采集的 MR 信号通常具有远远小于 MR 信号载波频率的带宽。例如，在 1.5T 系统中，对于质子使用 64MHz 载波频率，其包含大约 2MHz 的 MR 信号带宽。由于若将数

字化的64MHz信号经由光纤链路202传输至技术室中的控制和数据采集系统则是一种资源浪费，因此，执行重采样和数字解调。实际上，必须仔细选择采样时钟的频率，以避免信号混叠并且促使反混叠的带通滤波器的实施。

[0085] 另外，通过在模数转换器408和数字解调器之间引入重采样的功能允许与解调器和通信接口400所工作的频率无关地选择ADC408的采样频率。这种独立性为模拟和数字功能区提供了更多的设计自由。

[0086] 图5示出了根据本发明的数字MR接收器的另一实施例。图4的MR接收器和图5的MR接收器之间的区别是，在图4中，采样时钟是PLL410的第一输入以生成系统时钟，之后，将所得到的系统时钟输入到另一PLL412以生成串行数据时钟。在图5所示的数字MR接收器中，采样频率仅输入到一个PLL500。PLL500从采样时钟生成串行数据时钟，串行数据时钟输入到相位检测器402以提供反馈环路。串行数据时钟还由通信接口400使用以将数字MR信号通过光纤链路202传输到控制和数据采集系统。为了生成重采样和数字解调单元414所需的系统时钟，将串行数据时钟输入分频器502。这提供了进一步优化的MR接收器，因为只需要一个PLL来生成串行数据时钟和系统时钟。系统时钟仅通过简单的划分而从串行数据时钟中导出。根据诸如ASIC的实施技术和使用的时钟比，图5所示的方法可以更具效率。

[0087] 图4和图5中未示出的是独立的数据恢复电路，此电路负责对通过光纤链路202接收的数据位进行适当采样。这意味着，图4和图5所示的电路用于获得与通过光纤202接收的数据流频率锁定的时钟，此频率也与生成数据流所利用的参考主时钟锁定。

[0088] 没有将数据时钟恢复电路与采样和系统时钟恢复电路进行组合的原因是，串行数据恢复电路也可能传送“已恢复的时钟”，然而该时钟可能包含给ADC采样时钟质量带来不利影响的相位跃变。另外，非常理想的情况是，菊链合接收器模块呈现一对一或星形拓扑，这意味着在每个模块中需要有多个用于通信的串行数据恢复单元，其每一个具有不同数据相位。使用VCXO以恢复这些数据流中的每个将抑制成本过高，尺寸、功率消耗过大。

[0089] 图6说明了的细节涉及系统的独立和数据时钟恢复。图6中重要的是通信链路的数据时钟恢复。与图4相比，PLL412适于生成处于通过通信链路接口600接收的串行数据率的频率上或其附近的八相位时钟。这些相位中的一个用作系统时钟恢复的参考，并再次输入至相位检测器402，这意味着，通过使用这一相位而提供包括相位检测器、环路滤波器、VCXO和PLL410及412的反馈回路。

[0090] 在每个通信链路接口，从由PLL412输出的八相位本地参考时钟导出恢复的数据。之后，恢复的数据时钟用于恢复包括在输入至通信链路接口600的数据流中的数据。即使本地参考时钟没有频率锁定到数据率，数据恢复也将工作。在这种情况下，确定数据接收的正确相位是一个动态的过程，因此，恢复的时钟包括1/8x串行数据时段的相位跳变。之后数据被“反序列化”，并且相应地划分时钟。这得到如图6所示的恢复的数据时钟。

[0091] 不将恢复的数据时钟用作系统相位检测器的参考的主要原因是，如上所述，时钟可能包含动态相位选择造成的跳变。这些跳变可为很低的频率，因此不会被环路滤波器滤除。由于这导致ADC采样时钟的不可接收的相位跳变，因此确定用作恢复编码到数据流中的数据的恢复的数据时钟以及确定ADC采样时钟是彼此分开的。ADC采样时钟不取决于恢复的数据时钟。

[0092] 图 6 中还示出另外的通信链路接口 602，其用于菊链合另外的数字接收器。每个通信链路 602 独立地执行数据恢复。这意味着，每个接收器的每个数据恢复电路能够独立与随后的数字接收器进行通信。

[0093] 图 7 说明了从 ADC 到通信接口的数据流的方框图。该流程通常在重采样和数字解调单元内进行，并且包括三个主要步骤：首先将从 ADC 接收的数据输入到重采样器进行重采样，继而输入到数字解调器。最后，对由解调器处理的信号进行进一步处理和编码，并且提供给通信接口。如上所述，重采样是任选的。对于另外的编码过程也如此。但是，需要解调器以便显著减少数据带宽，从而允许数据在光学数字网络中进行有效地传输。解调器的另一目的是传送用于图像重建目的的基带数据。

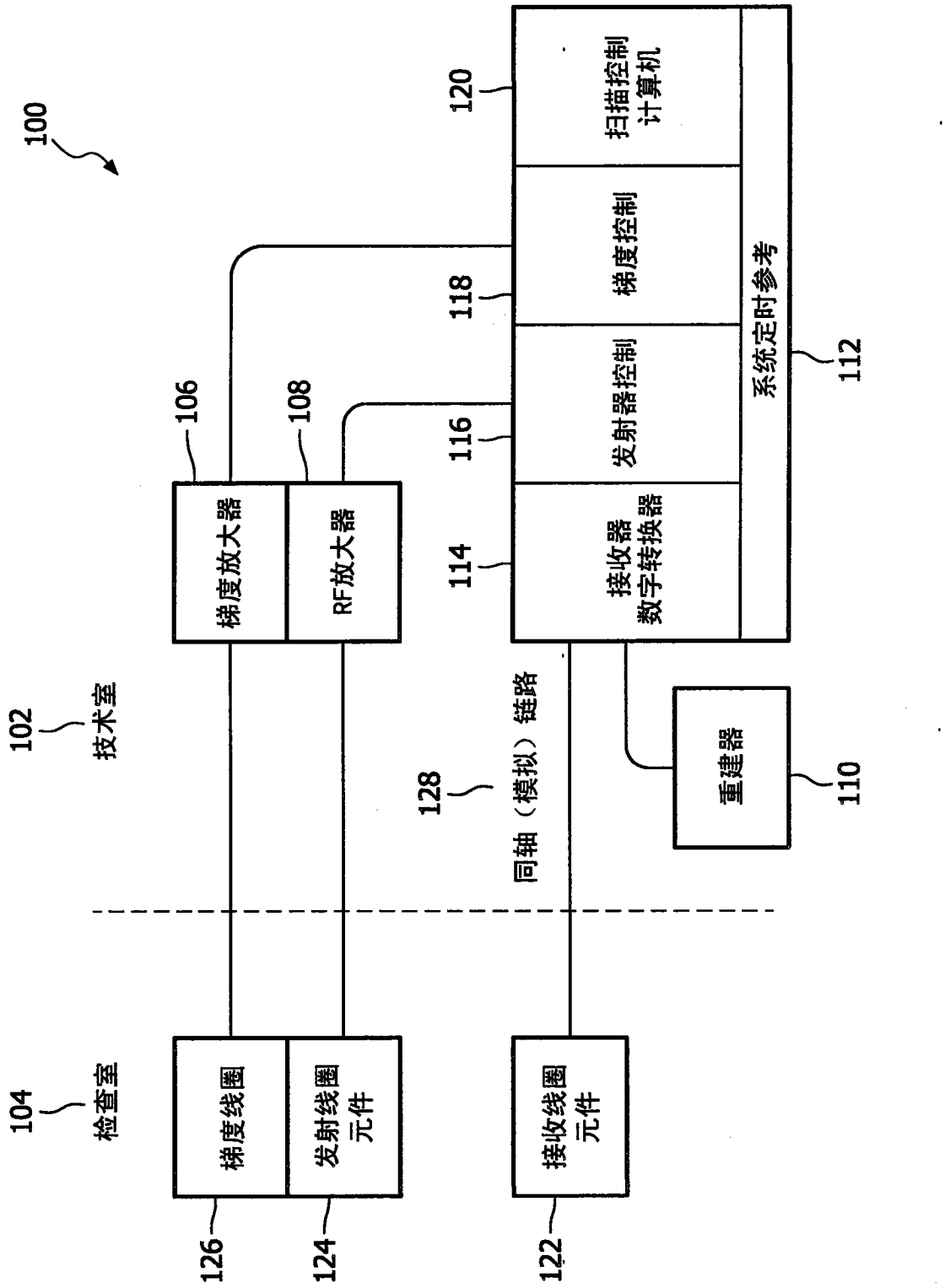

100
102
技术室
104
检查室
106
108
梯度放大器
RF放大器
梯度线圈
发射线圈元件
126
124
116
118
120
114
发射器控制
梯度控制
扫描控制计算机
接收器数字转换器
系统定时参考
112
128
同轴（模拟）链路
重建器
110
接收线圈元件
122

图 1

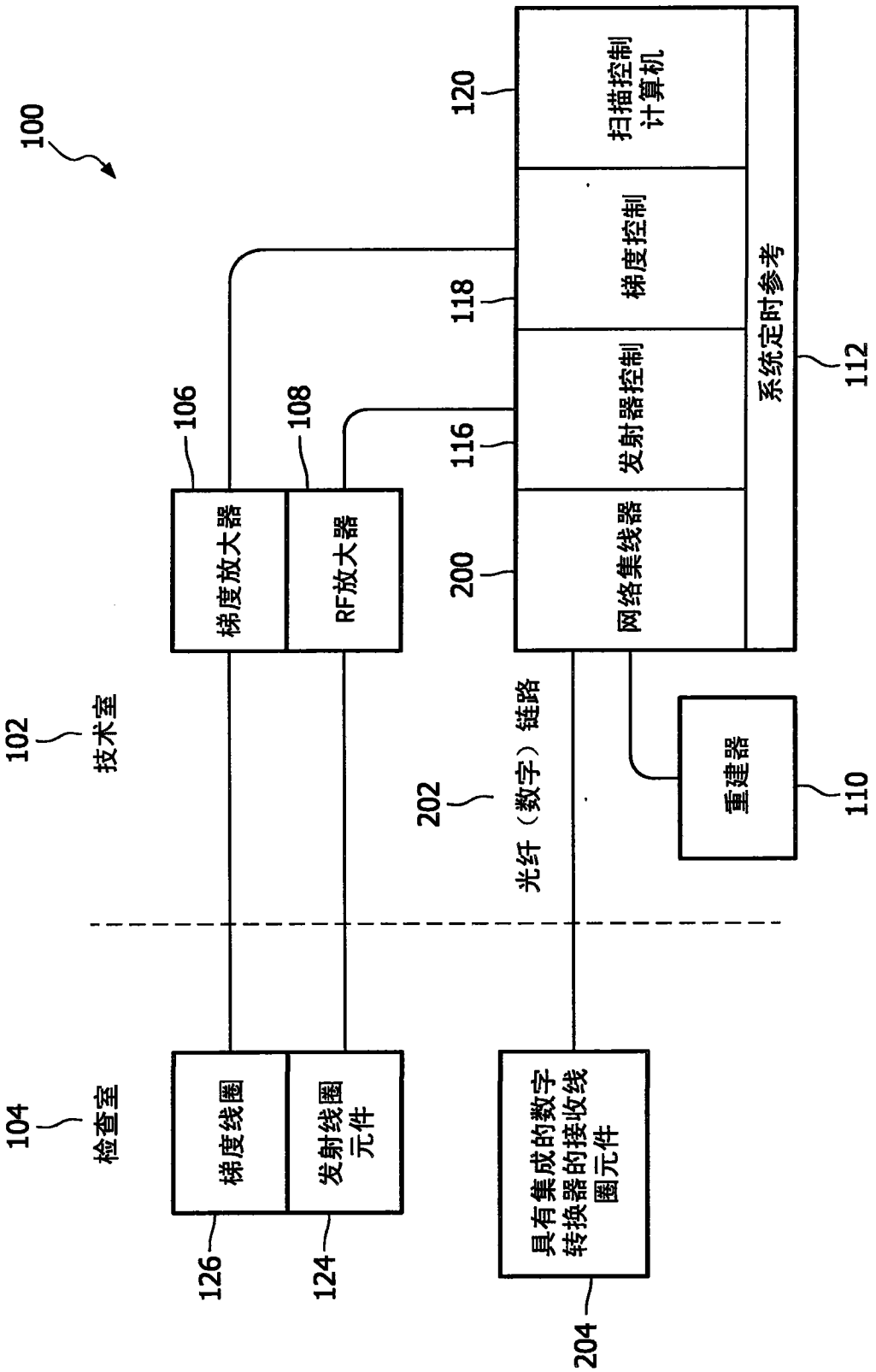

100
102
技术室
104
检查室
106
108
110
112
116
118
120
126
124
200
202
204
梯度放大器
RF放大器
梯度线圈
发射线圈元件
网络集线器
发射器控制
梯度控制
扫描控制计算机
系统定时参考
光纤（数字）链路
重建器
具有集成的数字转换器的接收线圈元件

图 2

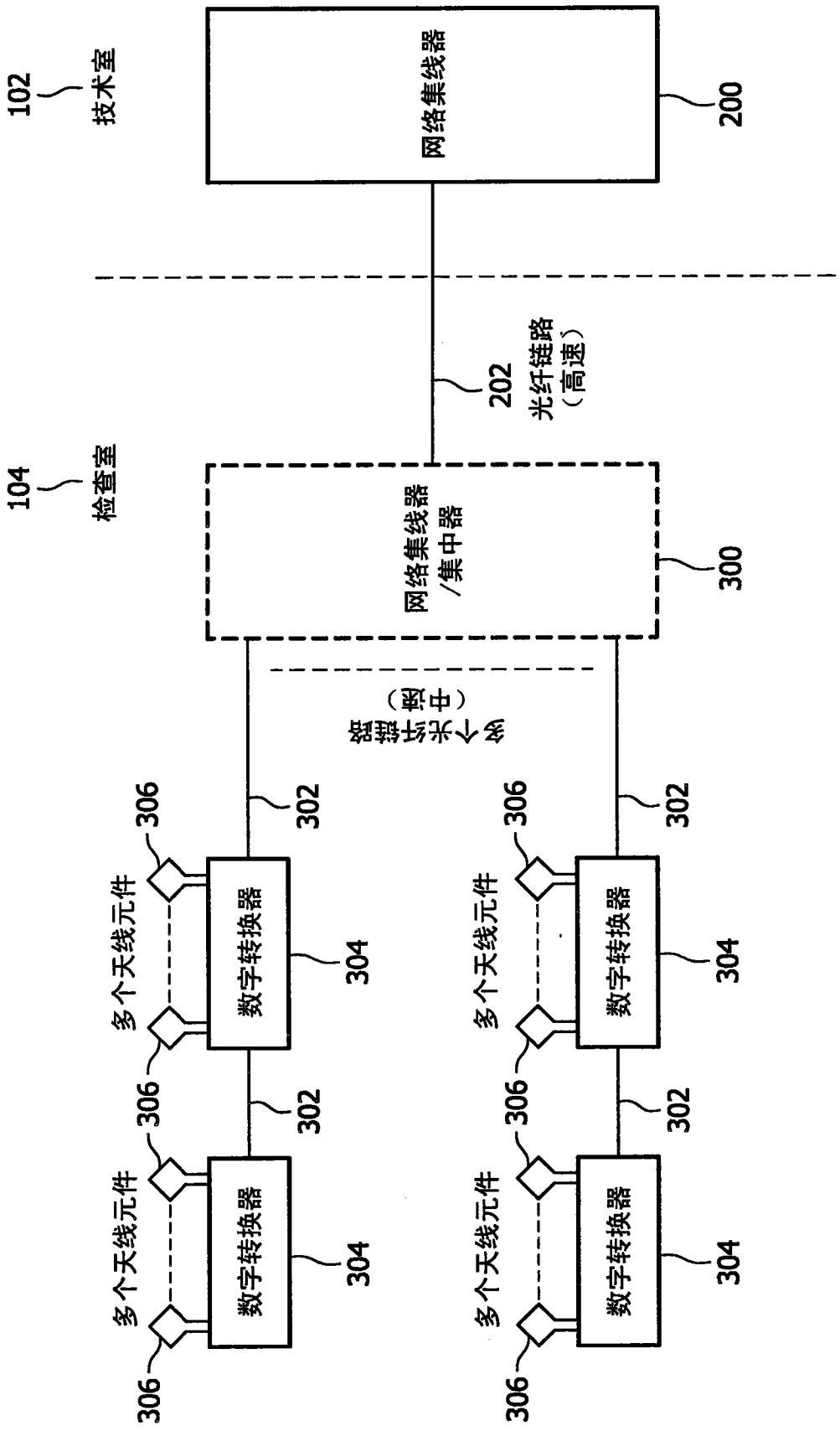

102
技术室
网络集线器
200
202
光纤链路
（高速）
104
检查室
网络集线器
/集中器
300
（附加）
306
302
多个天线元件
数字转换器
304

图 3

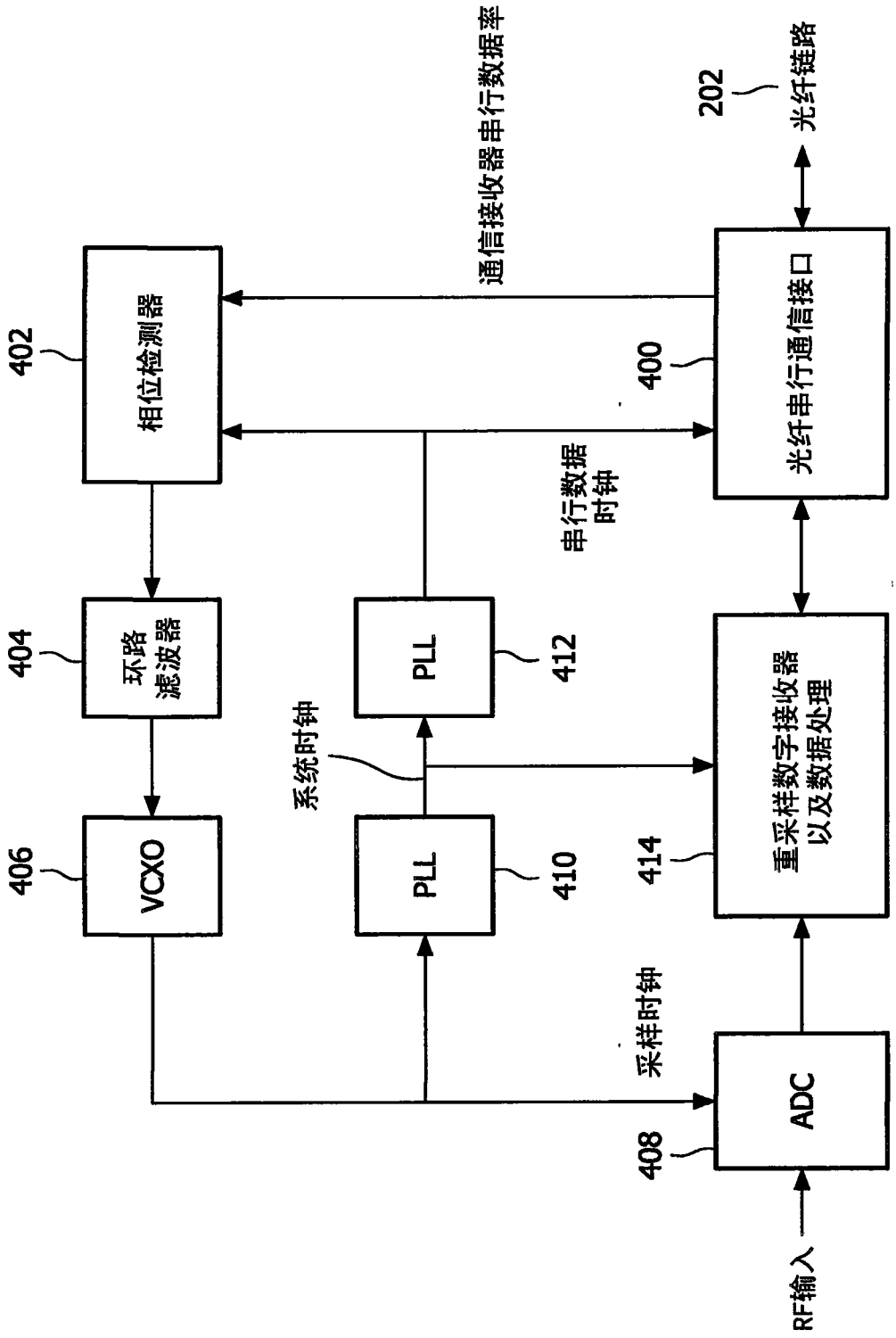

202
光纤链路
通信接收器串行数据率
402
相位检测器
400
光纤串行通信接口
串行数据
时钟
404
环路
滤波器
PLL
412
系统时钟
406
VCXO
PLL
410
414
重采样数字接收器
以及数据处理
采样时钟
408
ADC
RF输入

图 4

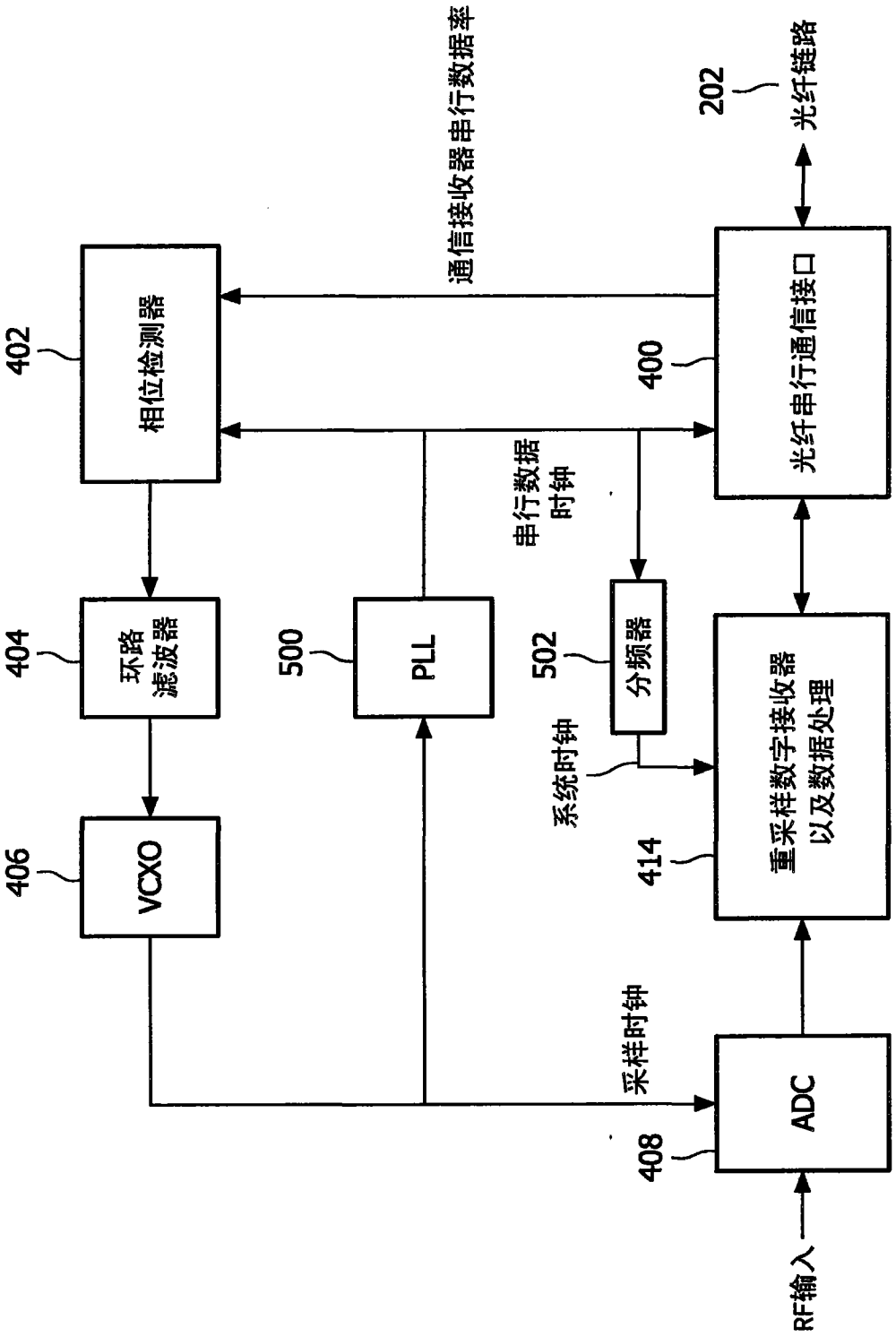

通信接收器串行数据率
202
光纤链路
402
相位检测器
400
光纤串行通信接口
串行数据
时钟
404
环路
滤波器
500
PLL
502
分频器
系统时钟
406
VCXO
414
重采样数字接收器
以及数据处理
采样时钟
408
ADC
RF输入

图 5

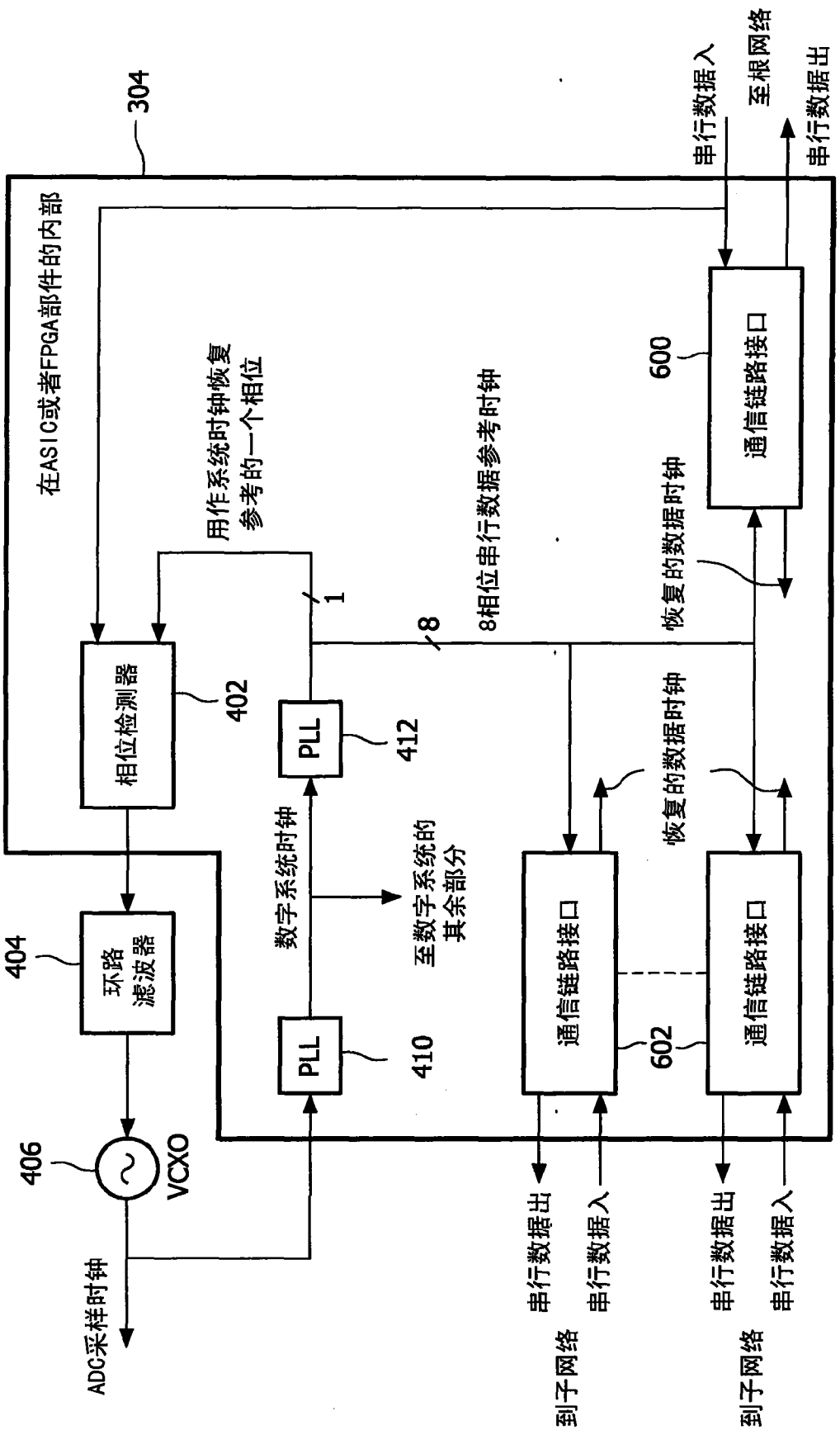

304
在ASIC或者FPGA部件的内部
串行数据入
至根网络
串行数据出
600
通信链路接口
恢复的数据时钟
用作系统时钟恢复
参考的一个相位
1
8
8相位串行数据参考时钟
相位检测器
402
PLL
412
数字系统时钟
至数字系统的
其余部分
恢复的数据时钟
404
环路
滤波器
PLL
410
通信链路接口
602
通信链路接口
406
VCXO
ADC采样时钟
串行数据出
串行数据入
到子网络
串行数据出
串行数据入
到子网络

图 6

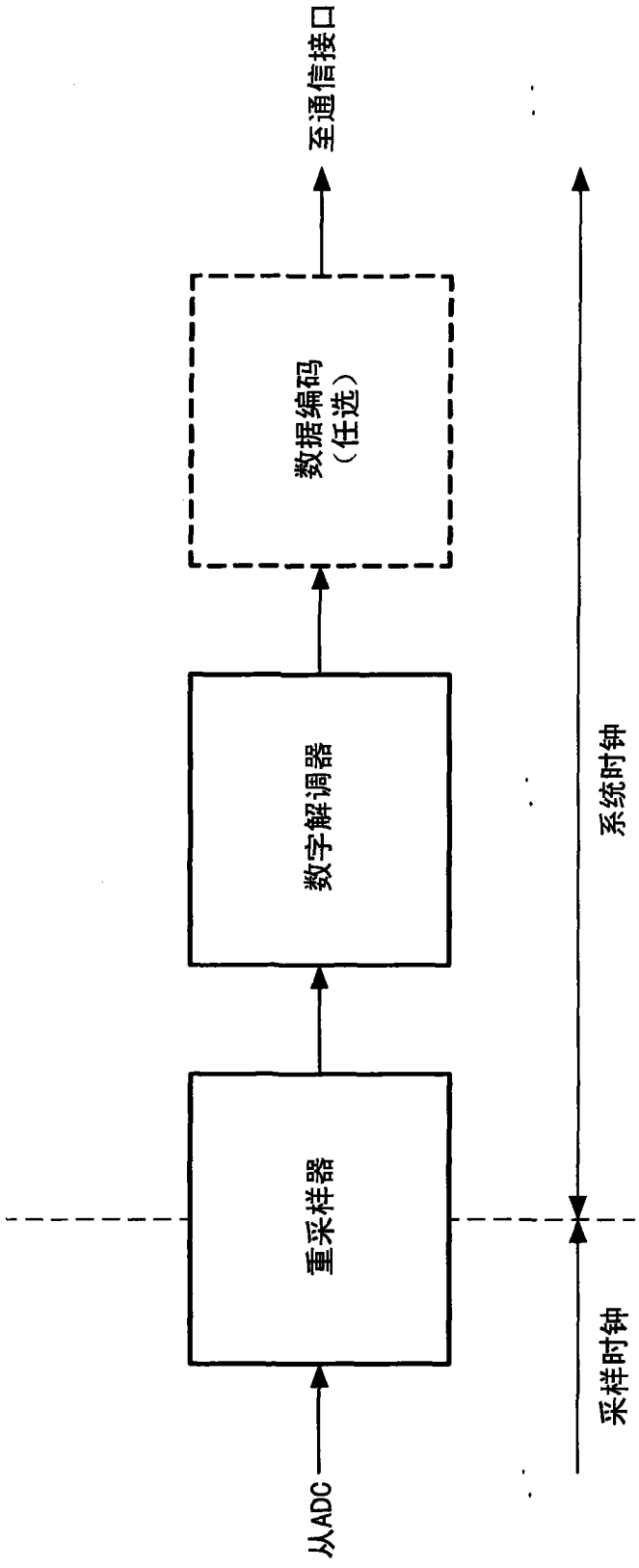


图 7