



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103169499 A

(43) 申请公布日 2013. 06. 26

(21) 申请号 201210559515. 6

(22) 申请日 2012. 12. 21

(30) 优先权数据

13/333, 755 2011. 12. 21 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 B. H. 海德 D. W. 费尔努伊

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 叶晓勇 李浩

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

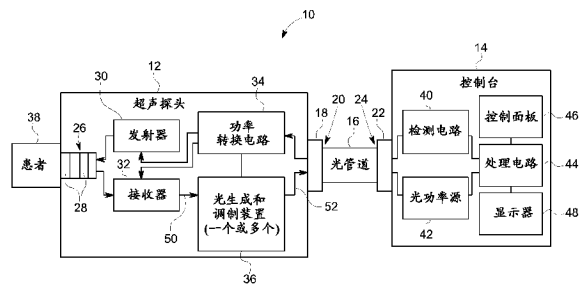
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

用于超声成像中的光功率和数据传输的系统及方法

(57) 摘要

本发明名称为：“用于超声成像中的光功率和数据传输的系统及方法”。超声系统包括适于在光管道的第一端与光管道的第二端之间传送光信号的光管道。超声系统还包括控制台，控制台耦合到光管道的第一端并且具有适于生成光信号的光功率源。此外，超声系统包括超声探头，超声探头耦合到光管道的第二端并且具有适于接收光信号以及将光信号转换为电功率的功率转换电路。



1. 一种超声系统,包括:  
光管道,配置成在所述光管道的第一端与所述光管道的第二端之间传送光信号;  
控制台,耦合到所述光管道的第一端,并且包括配置成生成所述光信号的光功率源;以及  
超声探头,耦合到所述光管道的第二端,并且包括配置成接收所述光信号以及将所述光信号转换为电功率的功率转换电路。
2. 如权利要求 1 所述的超声系统,其中,所述超声探头包括发射器,所述发射器耦合到配置成将超声信号传送到受检者体内的多个换能器。
3. 如权利要求 2 所述的超声系统,其中,所述发射器配置成从所述功率转换电路接收电功率,并且将所述电功率的至少一部分提供给所述多个换能器的至少一个。
4. 如权利要求 2 所述的超声系统,其中,所述多个换能器的至少一个配置成接收对应于与受检者进行相互作用之后的所述超声信号的信号,并且其中所述超声探头还包括配置成从所述多个换能器的至少一个接收所述信号的接收器。
5. 如权利要求 1 所述的超声系统,其中,所述超声探头包括光生成和调制装置,所述光生成和调制装置配置成接收对应于与受检者进行相互作用之后的由换能器阵列所产生的超声信号的电信号,并且产生调制光信号。
6. 如权利要求 5 所述的超声系统,其中,所述光管道配置成将所述调制光信号从所述探头传送给所述控制台。
7. 如权利要求 6 所述的超声系统,其中,所述控制台包括检测电路,所述检测电路配置成接收所述调制光信号,并且将所述调制光信号转换为对应于与受检者进行相互作用之后的由所述换能器阵列所产生的所述超声信号的电信号。
8. 如权利要求 5 所述的超声系统,其中,所述光生成和调制装置包括垂直腔面发射激光器。
9. 一种超声系统,包括:  
光管道,配置成在所述光管道的第一端与所述光管道的第二端之间传送调制光信号;  
超声探头,耦合到所述光管道的第一端,并且包括配置成感测超声信号以及将所述超声信号转换为第一电信号的多个换能器元件;  
接收电路,配置成接收第一电信号,并且处理所述第一电信号以产生经处理的电信号;  
光生成和调制装置,设置在所述超声探头中,配置成接收经处理的电信号并且产生所述调制光信号;以及  
控制台,耦合到所述光管道的第二端,包括检测电路,所述检测电路配置成接收所述调制光信号并且将所述调制光信号转换为与所述经处理的电信号对应的第二电信号。
10. 如权利要求 9 所述的超声系统,其中,所述控制台包括配置成生成光功率并且经由所述光管道将所述光功率传送给所述超声探头的光功率源,其中,所述超声探头包括配置成从所述光管道接收所述光功率并且将所述光功率转换成电功率的功率转换电路,以及其中所述超声探头配置成利用所述电功率将超声信号传送到受检者中。
11. 如权利要求 9 所述的超声系统,其中,所述经处理的电信号包括与来自所述多个换能器元件的多个所接收和处理的电信号对应的电信号。

12. 如权利要求 11 所述的超声系统,其中,所述超声探头配置成利用所述电功率来提供适合激励所述多个换能器元件的至少一个的电压。

13. 如权利要求 9 所述的超声系统,其中,所述超声信号对应于患者解剖的图像,并且所述控制台包括处理电路,所述处理电路配置成从所述检测电路接收所述第二电信号并且处理所述第二电信号以生成患者解剖的图像。

14. 如权利要求 13 所述的超声系统,包括配置成显示患者解剖的图像的显示器。

15. 如权利要求 9 所述的超声系统,其中,所述控制台包括配置成从操作员接收与所述超声探头的操作参数对应的一个或多个输入的控制面板。

16. 如权利要求 9 所述的超声系统,其中,所述光生成和调制装置包括垂直腔面发射激光器。

17. 一种超声系统,包括:

超声探头,包括:

换能器阵列,配置成感测超声信号,并且将所述超声信号转换为电信号;以及

光生成和调制装置,配置成接收所述电信号,并且产生与所述超声信号对应的调制光信号。

18. 如权利要求 17 所述的超声系统,其中,所述超声探头包括接收器,所述接收器配置成从所述换能器阵列接收所述电信号,处理所述电信号以产生经处理的电信号,并且将所述经处理的电信号传送给所述光生成和调制装置。

19. 如权利要求 17 所述的超声系统,包括光管道和控制台,其中所述光管道配置成将所述调制光信号传送给设置在所述控制台中的检测电路。

20. 如权利要求 17 所述的超声系统,其中,所述光生成和调制装置包括垂直腔面发射激光器。

## 用于超声成像中的光功率和数据传输的系统及方法

### 技术领域

[0001] 一般来说,本文所公开的主题涉及超声成像,以及更具体来说,涉及超声成像系统的组件之间的光数据和功率传输。

### 背景技术

[0002] 医疗诊断超声是采用超声波来探测患者身体的声学性质以及产生对应图像的成像形态。声波脉冲的生成和返回回波的检测通常经由位于探头中的多个换能器来实现。这类换能器通常包括机电元件,机电元件能够将电能转换为机械能供传输以及将机械能又转换为电能供接收。一些超声探头包括作为元件的线性阵列或 2D 矩阵而设置的多达数千个换能器。

[0003] 除了超声探头之外,超声成像系统通常还包括具有电路的控制台,该电路能够处理换能器所检测的电信号并且在需要时显示与患者的解剖对应的图像。在某些系统中,控制台还可向超声探头提供为探头中的电子器件供电所需的能量。相应地,超声成像系统通常包括线缆,线缆在通信上将探头耦合到控制台,因而实现系统组件之间的数据和功率的传输。然而,这个线缆常常是大体积的,并且增加超声系统的总尺寸和重量。

### 发明内容

[0004] 在一个实施例中,超声系统包括适于在光管道的第一端与光管道的第二端之间传送光信号的光管道。超声系统还包括控制台,控制台耦合到光管道的第一端并且具有适于生成光信号的光功率源。超声系统还包括超声探头,超声探头耦合到光管道的第二端并且具有适于接收光信号以及将光信号转换为电功率的功率转换电路。

[0005] 在另一个实施例中,超声系统包括适于在光管道的第一端与光管道的第二端之间传送调制光信号的光管道。超声系统还包括超声探头,超声探头耦合到光管道的第一端并且具有适于感测超声信号以及将超声信号转换为第一电信号的多个换能器元件。超声系统还包括接收电路,接收电路适于接收第一电信号并且处理第一电信号以产生经处理的电信号。超声系统还包括光生成和调制装置,光生成和调制装置设置在超声探头中并且适于接收经处理的电信号以及产生调制光信号。超声系统还包括控制台,控制台耦合到光管道的第二端并且具有适于接收调制光信号以及将调制光信号转换为与经处理的电信号对应的第二电信号的检测电路。

[0006] 在另一个实施例中,超声系统包括超声探头,超声探头包括适于感测超声信号以及将超声信号转换为电信号的换能器阵列。超声探头还包括光生成和调制装置,光生成和调制装置适于接收电信号并且产生调制光信号。

### 附图说明

[0007] 通过参照附图阅读以下详细描述,将会更好地理解本发明的这些及其它特征、方面和优点,附图中,相似标号在附图中通篇表示相似部件,附图包括:

图 1 是示出能够在超声探头与控制台之间在光学上传送功率和数据的超声系统的一个实施例的示意图；

图 2 是示出能够在将光管道耦合到控制台的连接器中将光功率转换为电功率的超声系统的一个实施例的示意图；

图 3 示出可由控制器实现以在光学上将功率从超声控制台传送给超声探头的方法的一个实施例；

图 4 示出可由控制器实现以在光学上将超声信号从超声探头传递给控制台的方法的一个实施例；

图 5 是示出按照当前公开技术的一个实施例的、多路复用电信号从超声探头到超声控制台的光数据传输的示意图；以及

图 6 是示出按照当前公开技术的一个实施例的、调制和多路复用电信号从超声探头到超声控制台的光数据传输的示意图。

### 具体实施方式

[0008] 如下面详细描述的那样,本文所提供的是包括能够经由光管道在光学上相互传递和交换功率的超声探头和控制台的超声系统的实施例。例如,在一些实施例中,用于为位于探头中的电子器件供电的能量可经由光管道从控制台中的光功率源传递给探头中的功率转换电路。在这类实施例中,光能可由探头中的功率转换电路转换为电能。又进一步,在某些实施例中,超声信号从探头到控制台的传递又可经由在探头中包含光生成和调制装置来实现。也就是说,在这些实施例中,超声信号可在由换能器接收时被转换成电信号,以及电信号可在由光生成和调制装置产生调制光信号并且经由光管道传递给控制台之前经过处理和/或与附加电信号相结合。因此,当前公开实施例可在超声系统的操作期间提供探头与控制台之间的数据和功率的光传输。通过降低或消除对于将探头耦合到控制台的过大线缆,由此使探头与控制台之间的连接能够以降低的线缆尺寸和重量来建立,上述特征可提供优于传统系统的优点。

[0009] 现在来看附图,图 1 和图 2 是包括通过光管道 16 耦合在一起的超声探头 12(以下称作“探头”)和控制台 14 的超声系统 10 和 11 的实施例的框图。具体来说,在所示实施例中,探头连接器 18 在光管道 16 的第一端 20 将探头 12 耦合到光管道 16。类似地,控制台连接器在光管道 16 的第二端 24 将控制台 14 耦合到光管道 16。应当注意,光管道 16 可以是适于传送光信号的任何管道或者能够传送光信号的管道的任何组合。例如,光管道 16 可包括一个或多个光纤。

[0010] 在所示实施例中,探头 12 包括具有多个换能器元件 28 的换能器阵列 26、发射器 30、接收器 32、功率转换电路 34 以及光生成和调制装置 36。探头 12 的换能器阵列 26 定位在于患者 38 上以采用超声信号来探测患者的解剖。在一些实施例中,探头 12 可包括便于由诸如医疗技师之类的操作员使用的手柄部分(例如设计用于抓握的带槽区段)。另外,应当注意,探头 12 可制造成具有多种几何结构的任一种,例如 t 型、矩形、圆柱等。此外,探头 12 耦合到控制台 14,控制台 14 包括检测电路 40、光功率源 42(例如激光器)、处理电路 44、控制面板 46 和显示器 48。在某些实施例中,控制台 14 可包括图 1 未示出的附加元件,例如键盘、附加数据获取和处理控制、附加图像显示面板、多个用户界面等。

[0011] 在操作期间,光管道 16 可便于探头 12 与控制台 14 之间的功率和 / 或数据的双向交换。例如,在一些实施例中,控制台 14 将控制信号传送给探头 12。在这类实施例中,检测电路 40 在经由光管道 16 将光信号传送给探头 12 之前将处理电路 44 所生成的电控制信号转换为光信号。对于另一个示例,在某些实施例中,控制台 14 中的处理电路 44 接收表示在脉冲 - 回波数据获取方法期间从患者 38 内的组织界面所返回的反射信号的数字数据矩阵。这些数字数据矩阵或者这些矩阵的经处理形式经由光管道 16 从探头 12 传送给处理电路 44。因此,对数字数据矩阵或者经处理的数字数据矩阵进行编码的电信号用于在通过光管道 16 传送之前产生由光生成和调制装置 36 所生成的光调制信号。一旦由控制台 14 接收,光信号被转换为与数字数据矩阵或者经处理的数字数据矩阵对应的电信号,并且传递给处理电路 44。

[0012] 在超声获取过程期间,探头 12 的换能器阵列 26 定位在患者 38 上。发射器 30 经由换能器阵列 26 的换能器元件 28 将超声能量传送到患者 38 内,并且接收器 32 从换能器 26 的阵列接收与表示在数据获取期间从患者 38 内的组织界面所返回的反射信号的数据矩阵对应的数据。所示探头 12 包括配置成产生和检测超声波的换能器 28 的换能器阵列 26。每个单独的换能器 28 一般能够将电能转换为机械能供传输以及将机械能转换为电能供接收。在某些实施例中,换能器 28 可以在接收从患者 38 回送的回波时电压偏置。也就是说,换能器 28 可在接收从患者 38 回送的信号之前预充电到某个电压(例如 1 v、2 v),使得所有所接收信号都具有正值。上述特征在某些实施例中可具有简化与接收周期关联的电路的效果。在一些实施例中,各换能器 28 可包括压电陶瓷、匹配层、吸声器等。另外,换能器 28 可属于适合与诊断超声配合使用的任何类型,例如宽频带换能器、谐振换能器等。在所示实施例中,换能器阵列 26 示为换能器 28 的 4×1 矩阵。但是,应当注意,在其它实施例中,更多或更少的换能器 28 可包含在各阵列 26 中,并且换能器阵列 26 可在对给定应用需要时包括换能器 28 的多个子阵列。

[0013] 一旦接收器 32 从换能器 26 的阵列接收与表示在数据获取期间从患者 38 内的组织界面所返回的反射信号的数据矩阵对应的数据,这些数据矩阵可经过处理并且经由箭头 50 所表示的经处理的电信号传递给光生成和调制装置 36。在一些实施例中,经处理的电信号 50 可直接对应于数据矩阵。但是,在其它实施例中,经处理的电信号 50 可对应于从一个以上换能器元件所接收的编辑数据和 / 或例如经过处理以降低或消除信号噪声的数据。光生成和调制装置 36 接收经处理的电信号 50,并且产生调制光信号,如箭头 52 所表示的那样。也就是说,位于探头 12 中的单个装置可用于产生与传递给控制台 14 的数据对应的光调制信号。通过降低或消除对于产生这种数据传输所需的光信号的光功率源 42 的需要,因而降低将所获取数据传递给处理电路 44 所需的光路的复杂度,上述特征可提供优于现有系统的优点。在探头 12 中产生的调制光信号 52 经由光管道 16 传递给控制台 14。在某些实施例中,光生成和调制装置 36 例如可以是能够产生调制光信号 52 的垂直腔面发射激光器(VCSEL)。

[0014] 一旦由控制台 14 接收,调制光信号 52 由检测电路 40 转换为电信号并且传递给处理电路 44 供处理。相应地,处理电路 44 可包括可以是易失性或非易失性存储器的存储器,例如只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、磁存储存储器、光存储存储器等,以用于存储和 / 或处理信号。一旦经过处理,数据矩阵可用于产生患者解剖的图像,图像可按照经由

控制面板 46 的操作员选择输入来显示在显示器 48 上。

[0015] 在一些实施例中,探头 12 的电子组件由位于控制台 14 中的光功率源 42 来供电。在这些实施例中,光功率源 42 生成光功率信号,并且经由光管道 16 将光功率信号传送给探头 12。可包括光检测器的功率转换电路 34 将光功率信号转换为电功率,电功率例如为发射器 30、接收器 32 和 / 或光生成和调制装置 36 供电。电功率例如可用于提供适合激励换能器元件 28 的电压。

[0016] 在图 1 所示的实施例中,检测电路 40 位于控制台 14 中。但是,在图 2 的实施例中,检测电路 40 位于将光管道 16 的端部 24 耦合到控制台 14 的连接器 22 中。也就是说,虽然在一些实施例中,检测电路 40 及其关联光检测器(一个或多个)可以与控制台 14 集成,但是在其它实施例中,这种电路可与其它系统组件集成,并且随后在通信上耦合到位于控制台 14 中的适当电路(例如处理电路 44)。此外,应当注意,在一些实施例中,功率转换电路 34 可类似地位于连接器 18 中而不是集成在探头 12 中。实际上,功率转换电路 34 和 / 或检测电路 40 可位于超声系统 10 和 11 的任何适当位置中。

[0017] 图 3 示出按照当前公开技术的一个实施例的、可由控制器来实现以在光学上将功率从超声控制台 14 传送给超声探头 12 的方法 54。如图所示,方法 54 在检测到源自超声探头 12 的功率需求时开始(框 56)。例如,在一种情况下,功率需求可以是来自换能器元件 28 的电压需求。一旦检测到功率需求,则激活位于控制台 14 中的光功率源 42 以产生光功率(框 58),并且光功率例如经由光管道 16 传送给超声探头 12(框 60)。然后激活位于探头 12 中的功率转换电路 34,以便将所接收的光功率转换为电功率(框 62)。应当注意,在一些实施例中,功率转换电路 34 还可包括能够检测来自光管道 16 的输入光信号的光检测器。来自功率转换电路 34 的电功率输出则用于为探头 12 的电子组件供电(框 64)。例如,电功率可用于提供适合激励换能器 26 中的换能器元件 28 的电压。

[0018] 图 4 示出按照当前公开技术的一个实施例的、可由控制器来实现以在光学上将超声信号从超声探头 12 传递给超声控制台 14 的方法 66。当检测到将要从探头 12 传递给控制台 14 的电信号的存在时启动方法 66(框 68)。方法 66 继续激活光生成和调制装置 36 以用于接收电信号(框 70)。一旦接收到电信号,光生成和调制装置 36 控制成产生适当的光调制信号(框 72)。光调制信号例如可在采用超声能量进行探测并且由接收电路来处理之后对于表示从患者 38 内的组织界面所返回的反射信号的数据矩阵进行编码。光生成和调制装置 36 则控制成将光调制信号输出到光管道 16 以传送给控制台 14 (框 76)。

[0019] 当前公开实施例的上述特征可提供优于利用控制台中的光功率发生源和探头中的调制器的方式的优点。例如,其中分离功率生成和信号调制的这种方式可利用激光输出从控制台到探头的传输、探头中的激光信号的调制以及调制信号回到控制台的后续传输,以便在光学上将数据从探头传递给控制台。但是,在当前公开实施例中,可简化数据的光传输,因为光生成和调制装置 36 能够产生光输出以及在跨光管道 16 进行传输之前调制信号。

[0020] 在某些实施例中,可期望通过同一光纤来传递多个信号,并且这种特征可通过将一个或多个多路复用器包含到超声系统 10 和 11 中来实现。例如,图 5 是示出按照当前公开技术的一个实施例的、多路复用信号从超声探头 12 到超声控制台 14 的光数据传输的示意图 78。如图所示,将电信号 80、82 和 84 导入多路复用器 86 中,多路复用器 86 产生由箭头 88 所表示的单个输出。将多路复用输出 88 导向在所示实施例中是 VCSEL 90 的光生成

和调制装置 36。如前面所述, VCSEL 生成与多路复用输出 88 对应的光调制信号, 以便产生由箭头 92 所表示的调制光输出。然后这个输出 92 传递给光纤 94 供传送到控制台 14。这样, 多个信号可经由单个光纤 94 从探头 12 传递给控制台 14。

[0021] 对于另一个示例, 在图 6 的示意图 96 所示的备选实施例中, 提供在所示实施例中是 VCSEL 的多个光生成和调制装置 98。在这个实施例中, 第一电信号 80 由工作在第一光波长的第一 VCSEL 100 接收, 第二电信号 82 由工作在第二光波长的第二 VCSEL 102 接收, 以及第 n 电信号 84 由工作在第 n 光波长的第 n VCSEL 104 接收。VCSEL 100、102 和 104 的光调制输出 106、108 和 110 分别传递给多路复用器 86。多路复用器 86 生成单个输出 112, 单个输出 112 经由光纤 94 传递给控制台 14。在这里, 多个电信号再次可经由一个光纤 94 从探头 12 传递给控制台 14, 因而降低将探头 12 耦合到控制台 14 的线缆或管道 16 中所需的体积。

[0022] 本书面描述使用包括最佳模式的示例来公开相关主题, 并且还使本领域的任何技术人员能够实施本方式, 包括制作和使用任何装置或系统, 以及执行任何结合方法。专利范围由权利要求书来限定, 并且可包括本领域的技术人员想到的其它示例。如果这类其它示例具有与权利要求书的文字语言完全相同的结构元件, 或者如果它们包括具有与权利要求书的文字语言的非实质差异的等效结构元件, 则它们意在落入权利要求书的范围之内。

[0023] 部件列表

- 10 超声系统
- 11 超声系统
- 12 超声探头
- 14 超声控制台
- 16 光管道
- 18 探头连接器
- 20 第一端
- 22 控制台连接器
- 24 第二端
- 26 换能器阵列
- 28 换能器元件
- 30 发射器
- 32 接收器
- 34 功率转换电路
- 36 光生成和调制装置
- 38 患者
- 40 检测电路
- 42 光功率源
- 44 处理电路
- 46 控制面板
- 48 显示器
- 50 箭头

- 52 箭头
- 54 方法
- 56 指示方法步骤的框
- 58 指示方法步骤的框
- 60 指示方法步骤的框
- 62 指示方法步骤的框
- 64 指示方法步骤的框
- 66 方法
- 68 指示方法步骤的框
- 70 指示方法步骤的框
- 72 指示方法步骤的框
- 74 指示方法步骤的框
- 76 指示方法步骤的框
- 78 示意图
- 80 电信号
- 82 电信号
- 84 电信号
- 86 多路复用器
- 88 箭头
- 90 VCSEL
- 92 箭头
- 94 光纤
- 96 示意图
- 98 多个光生成和调制装置
- 100 第一 VCSEL
- 102 第二 VCSEL
- 104 第 n VCSEL
- 106 光调制输出
- 108 光调制输出
- 110 光调制输出
- 112 单个输出。

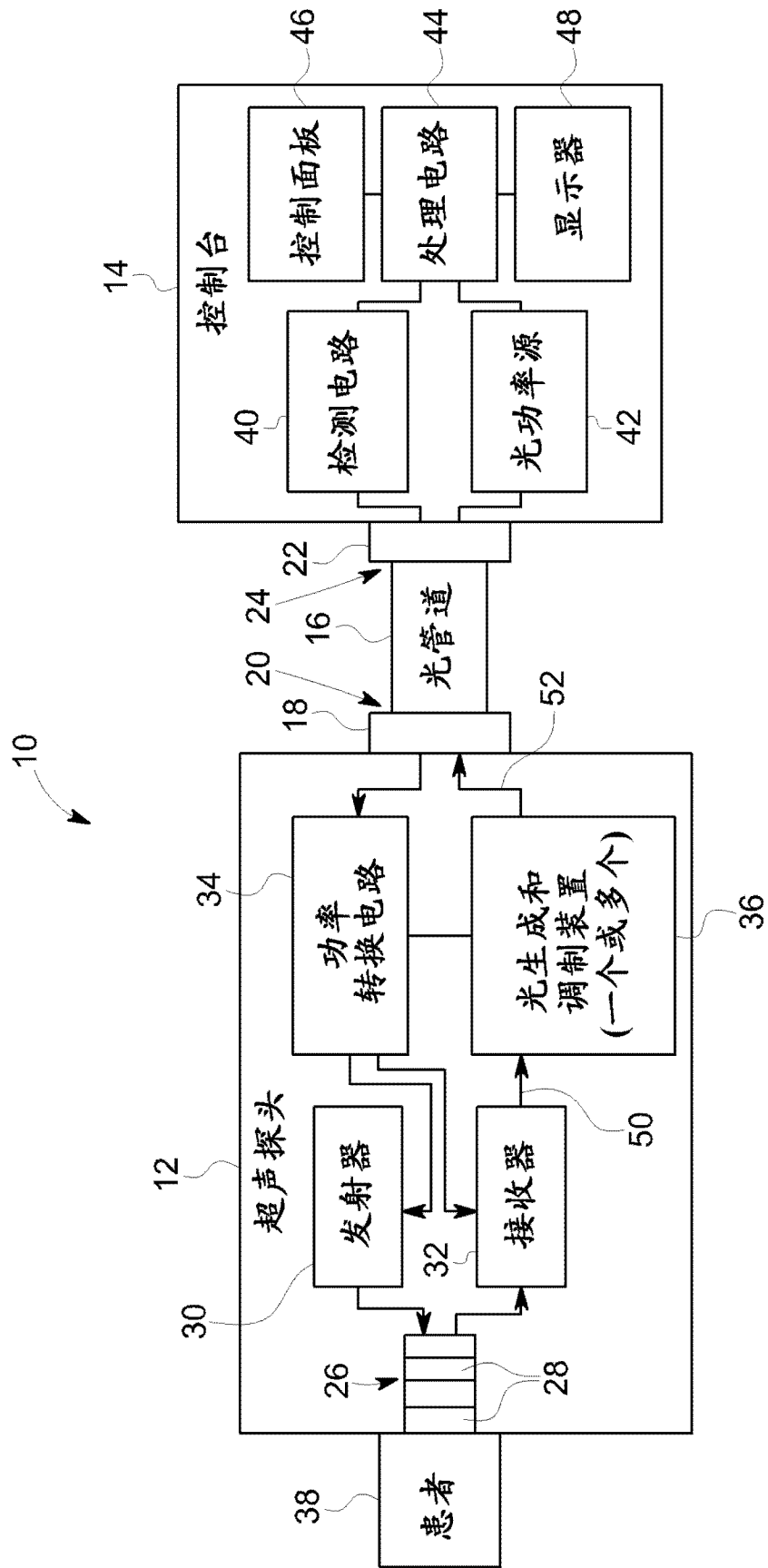


图 1

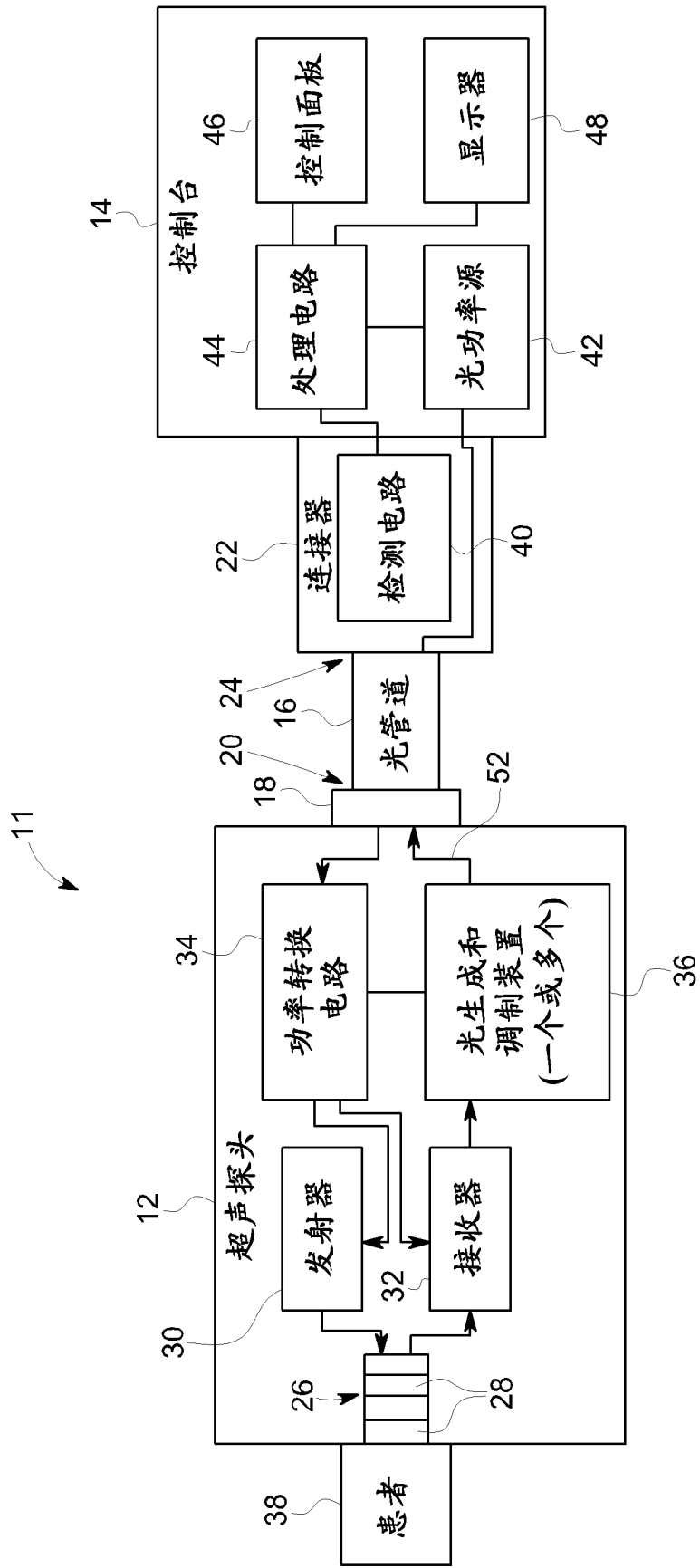


图 2

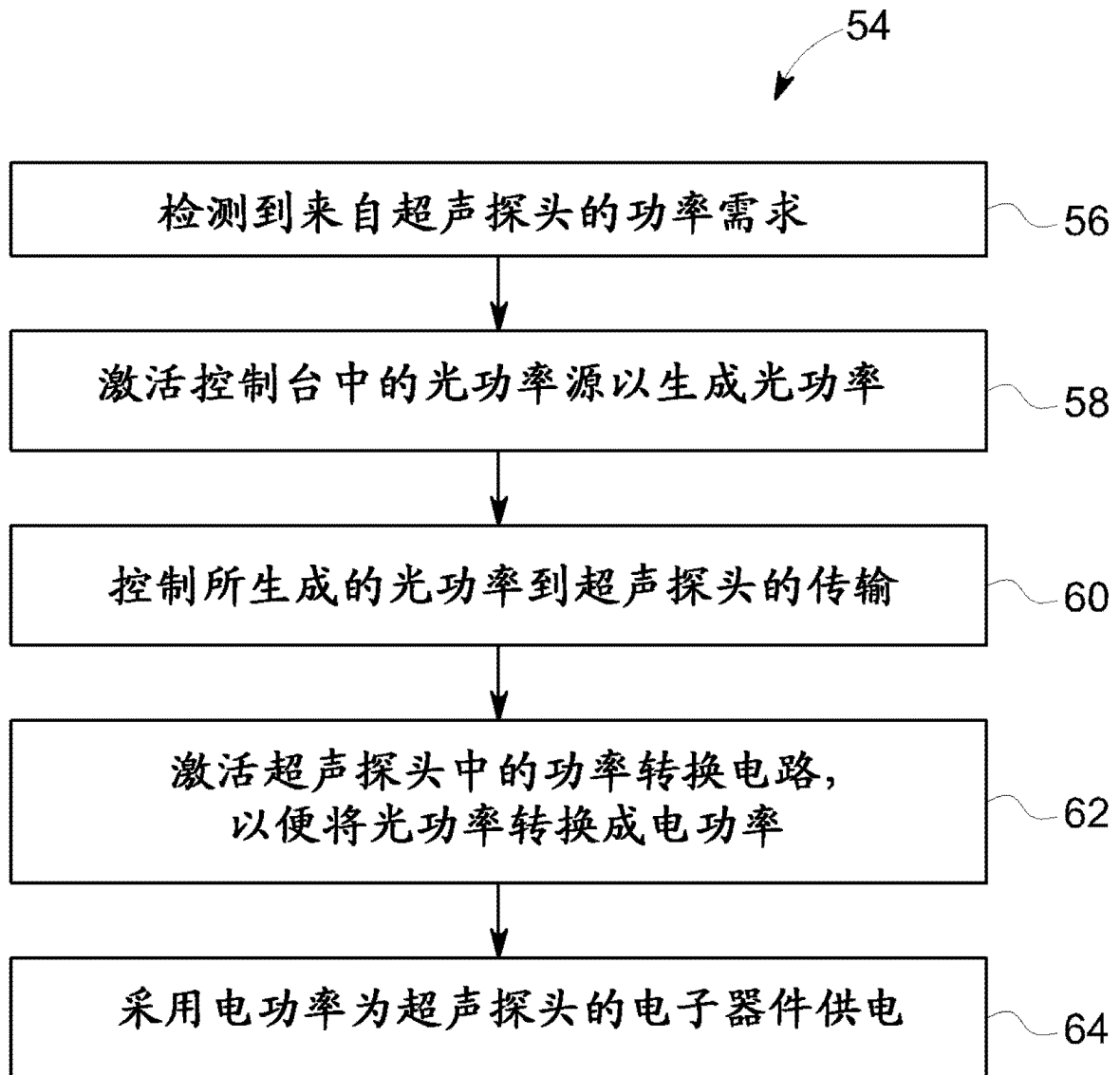


图 3

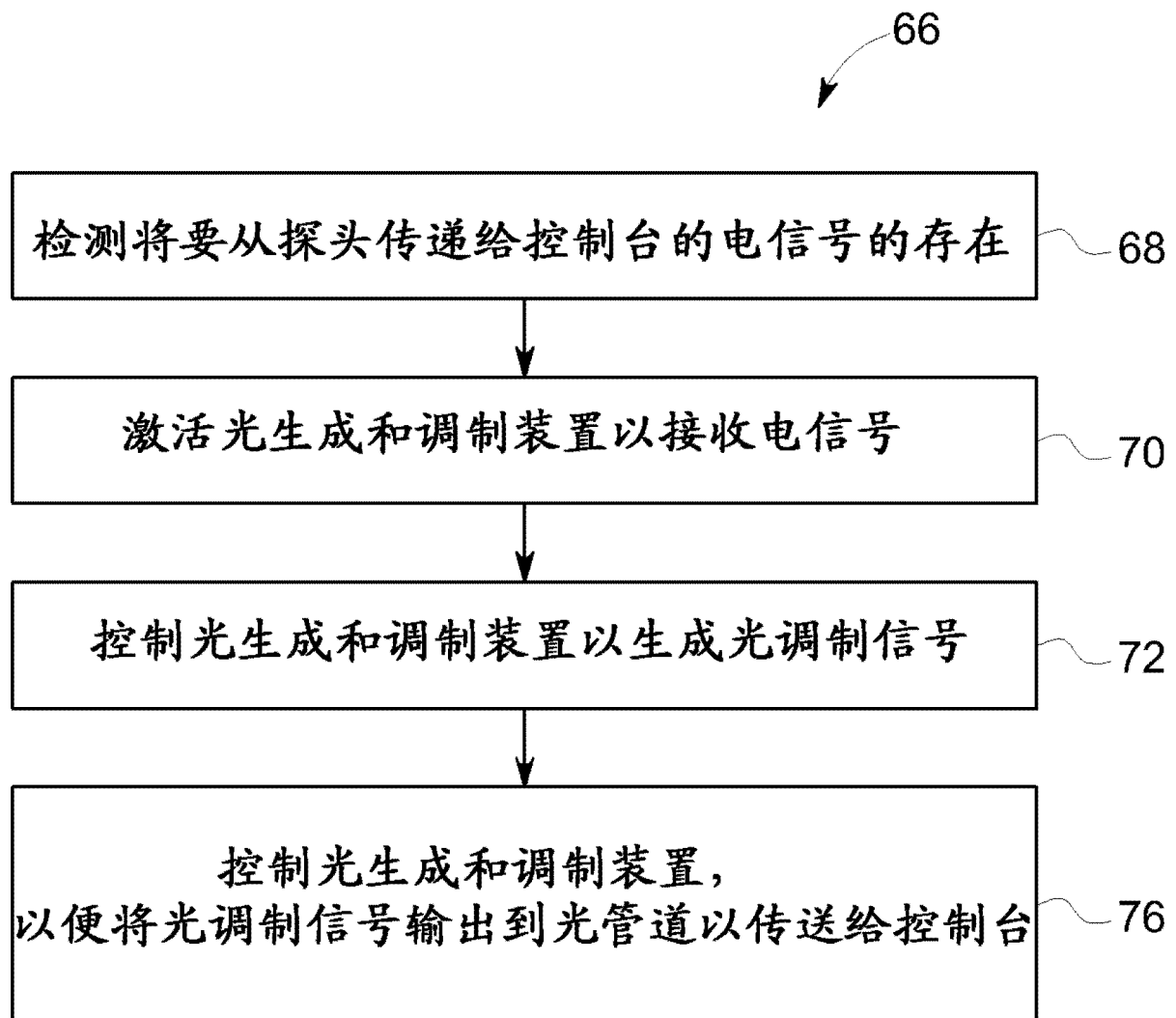


图 4

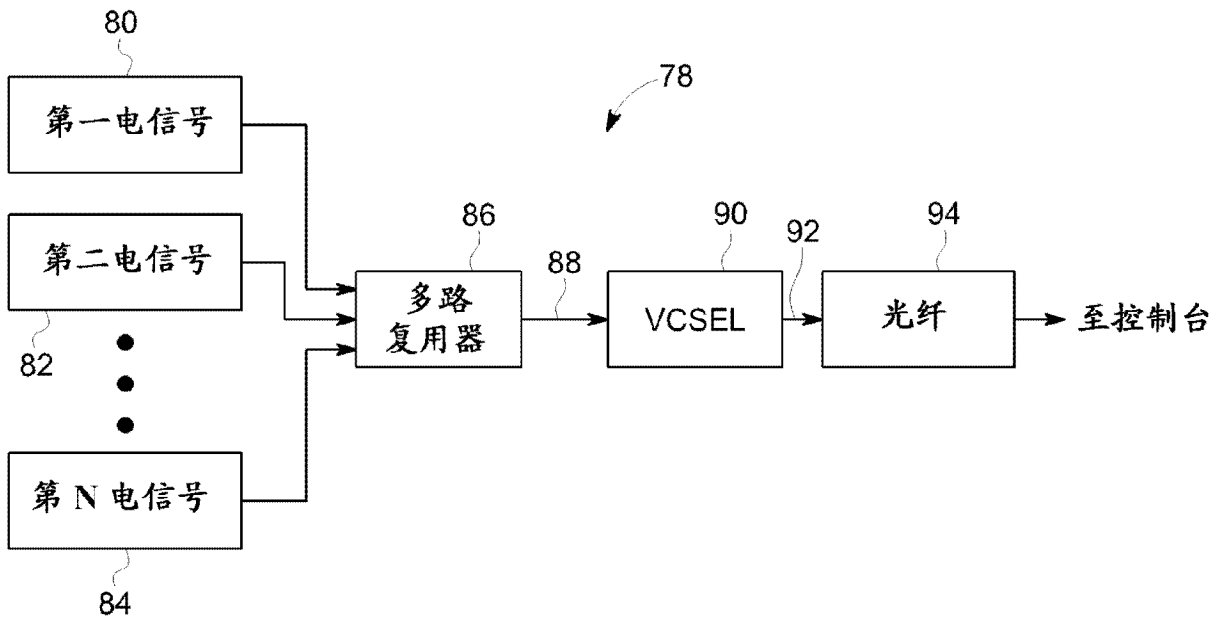


图 5

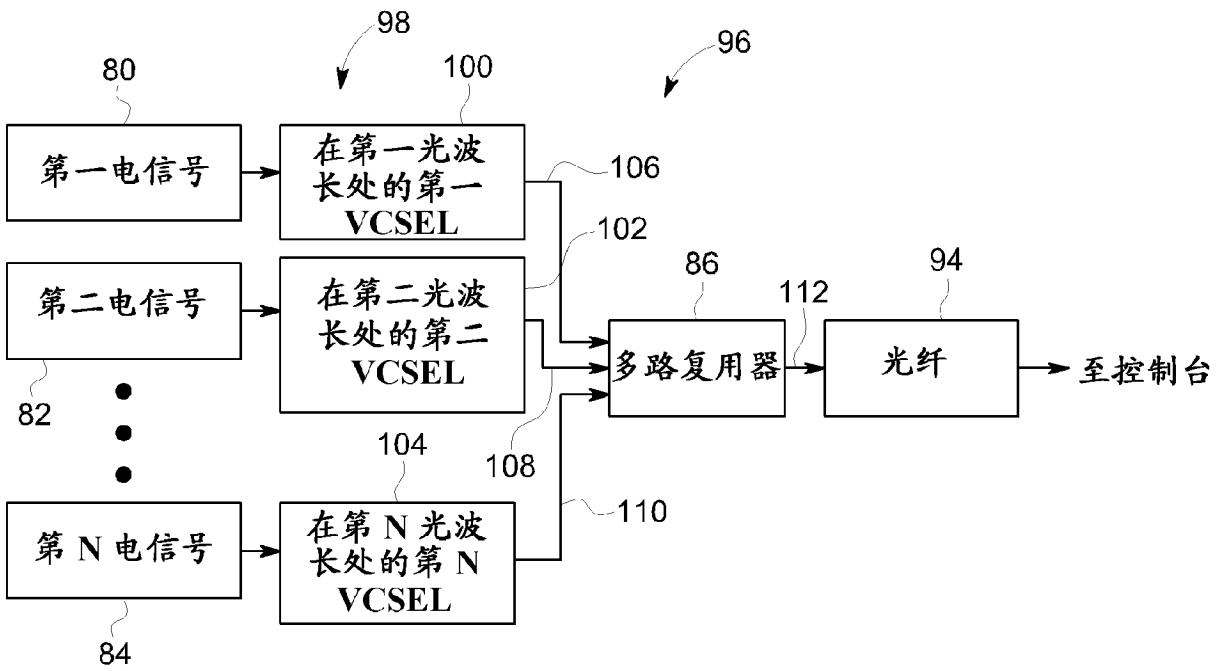


图 6

专利名称(译)	用于超声成像中的光功率和数据传输的系统及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103169499A</a>	公开(公告)日	2013-06-26
申请号	CN201210559515.6	申请日	2012-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	B H 海德 D W 费尔努伊		
发明人	B.H.海德 D.W.费尔努伊		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/56		
代理人(译)	李浩		
优先权	13/333755 2011-12-21 US		
其他公开文献	CN103169499B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明名称为：“用于超声成像中的光功率和数据传输的系统及方法”。超声系统包括适于在光管道的第一端与光管道的第二端之间传送光信号的光管道。超声系统还包括控制台，控制台耦合到光管道的第一端并且具有适于生成光信号的光功率源。此外，超声系统包括超声探头，超声探头耦合到光管道的第二端并且具有适于接收光信号以及将光信号转换为电功率的功率转换电路。

