



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104306024 A

(43) 申请公布日 2015. 01. 28

(21) 申请号 201410588837. 2

(22) 申请日 2014. 10. 28

(71) 申请人 青岛海信医疗设备股份有限公司

地址 266100 山东省青岛市崂山区松岭路
169 号软件园外包中心三层北侧

(72) 发明人 金阳 韩立东 乔彬 唐建

(74) 专利代理机构 北京中博世达专利商标代理
有限公司 11274

代理人 申健

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

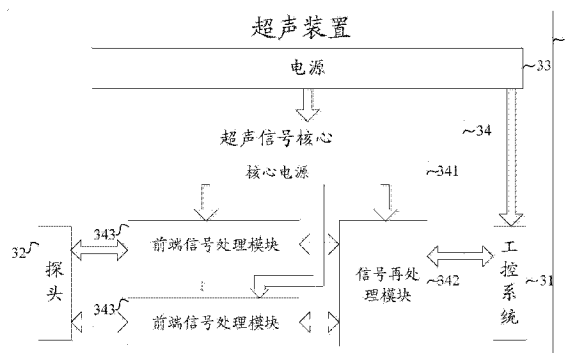
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

一种超声装置

(57) 摘要

本发明实施例提供一种超声装置,以至少解决现有的超声装置的设计方案可扩展性较差、开发周期长的问题。该超声装置包括:工控系统、探头、电源以及超声信号核心,其中,超声信号核心包括:核心电源模块、与工控系统相连的信号再处理模块、以及与探头相连的至少一个前端信号处理模块;前端信号处理模块,用于M通道的阵元发射超声脉冲与接收超声回波信号,并将超声回波信号发送给信号再处理模块, $M \leq 32$;信号再处理模块,用于为至少一个前端信号处理模块提供时钟信号,并且对至少一个前端信号处理模块发送的超声回波信号进行信号的再处理。本发明涉及医疗超声检测仪器技术领域。



1. 一种超声装置,所述超声装置包括:工控系统、探头、电源以及超声信号核心,其特征在于,所述超声信号核心包括:核心电源模块、与所述工控系统相连的信号再处理模块、以及与所述探头相连的至少一个前端信号处理模块;

其中,所述核心电源模块,用于为所述至少一个前端信号处理模块和所述信号再处理模块提供供电电压;

所述前端信号处理模块,用于M通道的阵元发射超声脉冲与接收超声回波信号,并将所述超声回波信号发送给所述信号再处理模块, $M \leq 32$,M为正整数;

所述信号再处理模块,用于为所述至少一个前端信号处理模块提供时钟信号,并且对所述至少一个前端信号处理模块发送的所述超声回波信号进行信号的再处理。

2. 根据权利要求1所述的超声装置,其特征在于,所述前端信号处理模块包括:

超声发射子模块,所述超声发射子模块包括M通道高压脉冲发射单元和M通道高压开关单元,用于M通道的阵元发射超声脉冲;

超声回波接收子模块,所述超声回波接收子模块包括M通道放大滤波单元和M通道模数转换单元,用于M通道的阵元接收超声回波信号;

第一控制子模块,用于根据所述信号再处理模块提供的时钟信号控制所述超声发射子模块以及所述超声回波接收子模块的发射与接收,并将接收到的所述超声回波信号发送给信号再处理模块。

3. 根据权利要求2所述的超声装置,其特征在于,所述信号再处理模块包括:

第二控制子模块,用于为所述至少一个前端信号处理模块提供时钟信号,并且对所述至少一个前端信号处理模块发送的所述超声回波信号进行信号的再处理。

4. 根据权利要求3所述的超声装置,其特征在于,所述核心电源模块,用于为所述至少一个前端信号处理模块和所述信号再处理模块提供供电电压,包括:

所述核心电源模块,用于为所述至少一个前端信号处理模块提供正负低压电源和正负高压可调电源,并且为所述信号再处理模块提供正负低压电源。

5. 根据权利要求3所述的超声装置,其特征在于,所述信号再处理模块,还包括:

低电压电源子模块,用于为所述第二控制子模块供电,并且为所述至少一个前端信号处理模块提供稳压电源;

所述前端信号处理模块还包括:

电源稳压子模块,用于将所述信号再处理模块提供的电压进行分压后提供给所述第一控制子模块、所述超声发射子模块以及所述超声回波接收子模块;

所述核心电源模块,用于为所述至少一个前端信号处理模块和所述信号再处理模块提供供电电压,包括:

所述核心电源模块,用于为所述至少一个前端信号处理模块提供正负高压可调电源,并且为所述信号再处理模块提供正负低压电源。

6. 根据权利要求5所述的超声装置,其特征在于,所述低电压电源子模块,还用于控制所述核心电源模块,通过所述核心电源模块控制所述正负高压可调电源的幅值。

7. 根据权利要求2-6任一项所述的超声装置,其特征在于,所述探头与所述至少一个前端信号处理模块通过探头转换板相连;

其中,所述探头转换板的一端具有可扩展的阵元通道接口,用于连接所述至少一个前

端信号处理模块的 M 通道高压开关单元和 M 通道放大滤波单元的阵元通道；

所述探头转换板的另一端连接所述探头。

8. 根据权利要求 3-7 任一项所述的超声装置,其特征在于,所述工控系统通过高速外设组件互联接口 PCIE 或串行总线 USB 接口与所述信号再处理模块的第二控制子模块相连。

9. 根据权利要求 3-8 任一项所述的超声装置,其特征在于,所述第二控制子模块与所述第一控制子模块通过外部存储器接口 EMIF 或 PCIE 相连。

10. 根据权利要求 3-8 任一项所述的超声装置,其特征在于,所述第一控制子模块与所述第二控制子模块具体为现场可编程门阵列 FPGA。

一种超声装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗超声检测仪器技术领域,尤其涉及一种超声装置。

背景技术

[0002] 超声检测技术作为现有四大医学诊断技术中最安全的一种技术,可应用于人体全身各部位的检查,如腹部脏器的检查、乳腺检查和妇产科检查等。

[0003] 如图 1 所示,一般超声装置包括超声信号核心、工控系统、键盘、显示屏、电源、探头、扬声器、轨迹球等其它外围设备。其中,如图 2 所示,超声信号核心包括主控模块、超声发射模块、超声回波接收模块以及核心电源模块。主控模块用于信号处理、信号临时存储、信号传输以及发射接收的控制,包括:现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,简称:FPGA)、只读存储器(Read-Only Memory,简称:ROM)、随机存取存储器(Random-Access Memory,简称:RAM)、以及时钟等。超声发射模块用于发射超声脉冲,由对应阵元数量的多通道高压脉冲发射单元和多通道高压开关单元实现。超声回波接收模块用于接收超声回波信号,由对应阵元数量的多通道放大滤波单元和多通道模数转换单元实现。核心电源模块用于为主控模块、超声发射模块以及超声回波接收模块提供不同的电压,并为超声发射模块提供可调高压,确保发射的高压脉冲的高压可调,从而实现发射功率的可调。

[0004] 现有技术中,通常将主控模块、超声发射模块、超声回波接收模块这三部分设计成一个整体,称之为信号处理模块。这种设计由于属于整体设计,方案确定后无法再扩展,并且与其他产品功能需求无法兼容,因此方案利用率低,例如为台式超声装置设计的方案,一般情况下阵元数量在 128-256 个,则信号处理模块上的多通道单元需要的发射和接收的芯片会很多,这就导致该模块体积会比较庞大,相应的电源需求也庞大,进而不适合病房查房便携等用途;而便携式超声装置为了减小体积,使用的阵元数量通常比台式超声装置少,一般在 64-128 个,但由于阵元数量减少会牺牲部分图像质量,因此该便携式超声装置的设计方案也不适合应用到台式超声装置中。同时,由于整体化的设计,多种功能集成到一块大的 FPGA 板上,调试复杂度高,开发周期长,相应地,成本造价高昂。

发明内容

[0005] 本发明的实施例提供一种超声装置,以至少解决现有的超声装置的设计方案可扩展性较差、开发周期长的问题。

[0006] 为达到上述目的,本发明的实施例采用如下技术方案:

[0007] 一种超声装置,所述超声装置包括:工控系统、探头、电源以及超声信号核心,所述超声信号核心包括:核心电源模块、与所述工控系统相连的信号再处理模块、以及与所述探头相连的至少一个前端信号处理模块;

[0008] 其中,所述核心电源模块,用于为所述至少一个前端信号处理模块和所述信号再处理模块提供供电电压;

[0009] 所述前端信号处理模块,用于M通道的阵元发射超声脉冲与接收超声回波信号,并将所述超声回波信号发送给所述信号再处理模块, $M \leq 32$,M为正整数;

[0010] 所述信号再处理模块,用于为所述至少一个前端信号处理模块提供时钟信号,并且对所述至少一个前端信号处理模块发送的所述超声回波信号进行信号的再处理。

[0011] 基于本发明实施例提供的上述超声装置,由于该超声装置的超声信号核心采用了模块式分离设计,即超声信号核心包括核心电源模块、信号再处理模块以及至少一个M通道的前端信号处理模块。通过设计一个或多个M通道的前端信号处理模块,使得前端信号处理模块的数量可以增减,从而实现前端通道数的可变,进而实现了不同应用的可选择性与模块的通用性。不需要像现有技术中的超声装置一样,将主控模块、超声发射模块和超声回波接收模块这三部分设计成一个整体,因此方案确定后无法再扩展,与其他产品功能需求无法兼容,方案利用率低;同时,由于整体化的设计,多种功能集成到一块大的FPGA板上,调试复杂度高,开发周期长,相应地,成本造价高昂。本发明实施例提供的超声装置的设计方案,在厂商根据需要、应用场景、成本、结构等因素选择所需阵元数的探头之后,仅需根据阵元数选择前端信号处理模块的数量,即可实现对应探头阵元数的多通道阵元控制,可扩展性较好,利用率较高,既能减少超声装置的研发周期,也能大大降低研发成本,且能确保后期方便维护,能有效推广超声装置的应用,使更多医疗结构使用到符合自身需求的超声装置。

附图说明

[0012] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0013] 图1为现有技术中的超声装置的结构示意图;

[0014] 图2为图1所示的超声装置中超声信号核心的结构示意图;

[0015] 图3为本发明实施例提供的一种超声装置的结构示意图;

[0016] 图4为本发明实施例提供的一种前端信号处理模块的结构示意图;

[0017] 图5为本发明实施例提供的一种信号再处理模块的结构示意图;

[0018] 图6为本发明实施例提供的一种前端信号处理模块和信号再处理模块的结构示意图;

[0019] 图7为本发明实施例提供的一种探头转换板与探头、前端信号处理模块的连接示意图。

具体实施方式

[0020] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0021] 为了便于清楚描述本发明实施例的技术方案,在本发明的实施例中,采用了“第

一”、“第二”等字样对功能和作用基本相同的相同项或相似项进行区分,本领域技术人员可以理解“第一”、“第二”等字样并对不对数量和执行次序进行限定。

[0022] 实施例一、

[0023] 本发明实施例提供一种超声装置 3,具体如图 3 所示,包括:工控系统 31、探头 32、电源 33、超声信号核心 34。其中,超声信号核心 34 包括:核心电源模块 341、与工控系统 31 相连的信号再处理模块 342、以及与探头 32 相连的至少一个前端信号处理模块 343。

[0024] 核心电源模块 341,用于为至少一个前端信号处理模块 343 和信号再处理模块 342 提供供电电压。

[0025] 前端信号处理模块 343,用于 M 通道的阵元发射超声脉冲与接收超声回波信号,并将超声回波信号发送给信号再处理模块 342, $M \leq 32$, M 为正整数。

[0026] 信号再处理模块 342,用于为至少一个前端信号处理模块 343 提供时钟信号,并且对至少一个前端信号处理模块 343 发送的超声回波信号进行信号的再处理。

[0027] 需要说明的是,本发明实施例中的核心电源模块 341 与电源 33 并不相同,电源 33 用于为整个超声装置 3 进行供电分配,而核心电源模块 341 用于为至少一个前端信号处理模块 343 和信号再处理模块 342 提供供电电压,比如正负压、高压等。

[0028] 需要说明的是,本发明实施例提供的超声装置 3 中,超声信号核心 34 包括至少一个前端信号处理模块 343,其中,前端信号处理模块 343 由 M 个阵元通道组成。即,该超声装置 3 可以 M 个阵元通道的前端信号处理模块 34 为基本单元进行扩展,通过 N 个前端信号处理模块 34 实现 $N \times M$ 个阵元通道的控制, N 为至少一个前端信号处理模块的数量。

[0029] 优选的,考虑到目前探头 32 最小的阵元数和图像成像质量要求,本发明实施例中的 M 具体可以为 32,从而本发明实施例提供的超声装置可形成 $32 \times N$ 个阵元通道。

[0030] 考虑到在超声装置 3 的设计方案中,可根据需要、应用场景、成本、结构等因素选择所需阵元数的探头 32,例如 32 阵元、64 阵元或 128 阵元等。而本发明实施例中,可通过 N 个前端信号处理模块 343 实现 $N \times M$ 个阵元通道的控制。因此,本发明实施例中,在确定探头数之后,仅需根据阵元数选择前端信号处理模块 343 的数量,即可实现对应探头 32 阵元数的多通道阵元控制,从而实现了模块的通用性和不同应用的可选择性。不需要像现有技术中一样,将主控模块、超声发射模块和超声回波接收模块这三部分设计成一个整体,因此方案确定后无法再扩展,与其他产品功能需求无法兼容,方案利用率低;同时,由于整体化的设计,多种功能集成到一块大的 FPGA 板上,调试复杂度高,开发周期长,相应地,成本造价高昂。

[0031] 示例性的,若本发明实施例中的前端信号处理模块 343 采用 32 通道设计,即 $M = 32$,在某些便携式超声装置 3 设计时,若要求方便医生携带,用于出诊或普通病房的检查,这种情况下对图像要求不高,只需针对病灶进行大体诊断,可能 32 或 64 阵元探头扫描的图像就能满足,因此只需要 1-2 个前端信号处理模块 343 即可。而在某些便携式超声应用中,若用于一些重症病房的巡诊,需要对病灶的发展情况进行具体的判断和比对,这种情况下需要比较清晰的图像,需要 64-128 阵元才能满足,因此需要 2-4 个前端信号处理模块 343。而对于医院 B 超室使用的台式超声,用于寻找病灶等,则需要精细的图像,这种情况下会需要 4-8 个前端信号处理模块 343。

[0032] 进一步的,如图 4 所示,前端信号处理模块 343,可以包括:

[0033] 超声发射子模块 343a, 该超声发射子模块 343a 包括 M 通道高压脉冲发射单元 343a1 和 M 通道高压开关单元 343a2, 用于 M 通道的阵元发射超声脉冲。

[0034] 超声回波接收子模块 343b, 该超声回波接收子模块 343b 包括 M 通道放大滤波单元 343b1 和 M 通道模数转换单元 343b2, 用于 M 通道的阵元接收超声回波信号。

[0035] 第一控制子模块 343c, 用于根据信号再处理模块 342 提供的时钟信号控制超声发射子模块 343a 以及超声回波接收子模块 343b 的发射与接收, 并将接收到的超声回波信号发送给信号再处理模块 342。

[0036] 优选的, 本发明实施例中, 超声发射子模块 343a 可以采用集成了高压脉冲和高压开关部分, 单颗 8 通道的脉冲发射芯片, 该芯片可同时控制 8 个阵元, 体积小, 控制方便简单。

[0037] 优选的, 本发明实施例中, 超声回波接收子模块 343b 可以采用集成了超声信号前端所有模拟信号处理和模数转换部分, 单颗 8 通道的超声前端信号处理芯片, 该芯片可同时控制 8 个阵元, 体积小, 控制方便简单。超声前端信号处理芯片中间通过发射 / 接收 (transmit/receive, 简称 :T/R) 开关保护接收芯片, T/R 开关用于控制发射接收电流方向。

[0038] 优选的, 本发明实施例中, 第一控制子模块 343c 具体可以为 FPGA。

[0039] 需要说明的是, 由于本发明实施例中的超声发射子模块 343a 和超声回波接收子模块 343b 仅采用 M 个通道, $M \leq 32$, 因此第一控制子模块 343c 对应的 FPGA 不需要采用特别庞大的门数的芯片即可实现对超声发射子模块 343a 以及超声回波接收子模块 343b 的发射与接收的控制, 同时 FPGA 的设计要求也相应降低, 调试也更加方便高效。

[0040] 示例性的, 若本发明实施例中的前端信号处理模块 343 采用 32 通道设计, 即 $M = 32$, 其中采用 4 颗脉冲发射芯片、4 颗超声前端信号处理芯片, 则根据芯片的特性 (比如输入 / 输出 (Input/Output, 简称 :I/O) 接口数的要求), 一个具有 200 个 I/O 的 FPGA 即可控制超声发射子模块 343a 以及超声回波接收子模块 343b 的发射与接收。而前期的信号处理集中在发射聚焦的延时 (多个阵元要将能量同时打到一个点上, 以便打到更深的点, 以及使该位置点获得最大的能量反馈, 但因阵元排列的缘故, 各阵元距离目标点的距离不同, 因此要针对每个阵元进行适当的延时, 保证均同时打到该点) 上, 因此该 FPGA 只需少量的可编程门数即可。

[0041] 进一步的, 如图 5 所示, 本发明实施例中, 信号再处理模块 342, 可以包括:

[0042] 第二控制子模块 342a, 用于为至少一个前端信号处理模块 343 提供时钟信号, 并且对至少一个前端信号处理模块 343 发送的超声回波信号进行信号的再处理。

[0043] 优选的, 本发明实施例中, 第二控制子模块 342a 与第一控制子模块 343c 可以通过外部存储器接口 (External Memory Interface, 简称 :EMIF) 或高速外设组件互联接口 (Peripheral Component Interconnect Express, 简称 :PCIE) 相连。通过该接口, 第二控制子模块 342a 给前端信号处理模块 343 发送聚焦的指令, 同时接收前端信号处理模块 343 发送的经过滤波放大和模数转换的超声回波信号。

[0044] 其中, EMIF 为一种外部存储器接口, 一般与 FPGA 相连使 FPGA 平台充当一个协同处理器、高速数据处理器或高速数据传输接口; PCIE 为一种串行总线标准, 传输效率非常高。

[0045] 需要说明的是, 本发明实施例中, 第二控制子模块 342a 与第一控制子模块 343c 还可以通过其它接口方式相连, 本发明实施例对此不作具体限定。

[0046] 优选的,本发明实施例中,工控系统 31 可以通过 PCIE 或串行总线 (Universal Serial Bus,简称 :USB) 接口与信号再处理模块 342 的第二控制子模块 342a 相连。

[0047] 需要说明的是,本发明实施例中,工控系统 31 与信号再处理模块 342 的第二控制子模块 342a 还可以通过其它接口方式相连,本发明实施例对此不作具体限定。

[0048] 具体的,为了保证至少一个前端信号处理模块 343 工作在同一时钟下,本发明实施例中的第二控制子模块 342a,用于为至少一个前端信号处理模块 343 提供时钟信号。同时,本发明实施例中的第二控制子模块 342a,还用于对至少一个前端信号处理模块 343 发送的超声回波信号进行信号的再处理,比如进行聚焦和构建原始图像。

[0049] 优选的,本发明实施例中,第二控制子模块 342a 具体可以为 FPGA。

[0050] 示例性的,若本发明实施例中的前端信号处理模块 343 采用 32 通道设计,即 $M = 32$,则支持最大的 256 通道需要 8 个前端信号处理模块 343,一个前端信号处理模块 343 的 EMIF 连接需要 25 个 I/O,时钟需要 2 个 I/O (LVDS 差分线,确保信号抗干扰性),则 8 个前端信号处理模块 343 一共需要 216 个 I/O。同时,PCIE 大约需要 15 个以内的 I/O,加上为信号处理连接 RAM 用的 EMIF 接口所需的 25 个 I/O,信号再处理模块 342 中的第二控制子模块 342a 对应的 FPGA 应该需要 300 个以上的 I/O (多余的 I/O 可用于其他控制,例如一些时序的控制等) 即可。

[0051] 具体的,本发明实施例中,核心电源模块 341,用于为至少一个前端信号处理模块 343 和信号再处理模块 342 提供供电电压,包括:

[0052] 核心电源模块 341,用于为至少一个前端信号处理模块 343 提供正负低压电源和正负高压可调电源,并且为信号再处理模块 342 提供正负低压电源。

[0053] 可选的,如图 6 所示,信号再处理模块 342,还包括:

[0054] 低电压电源子模块 342b,用于为第二控制子模块 342a 供电,并且为至少一个前端信号处理模块 343 提供稳压电源。

[0055] 前端信号处理模块 343,还包括:

[0056] 电源稳压子模块 343d,用于将信号再处理模块提供的电压进行分压后提供给第一控制子模块 343c、超声发射子模块 343a、超声回波接收子模块 343b。

[0057] 核心电源模块 341,用于为至少一个前端信号处理模块 343 和信号再处理模块 342 提供供电电压,包括:

[0058] 核心电源模块 341,用于为至少一个前端信号处理模块 343 提供正负高压可调电源,并且为信号再处理模块 342 提供正负低压电源。

[0059] 具体的,本发明实施例中将电源稳压子模块 343d 集成在前端信号处理模块 343 中,将低电压电源子模块 342b 集成在信号再处理模块 342 中,由低电压电源子模块 342b 为前端信号处理模块 343 中的各子模块提供电压电源,而核心电源模块 341 为前端信号处理模块 343 仅提供正负高压可调电源,因此减少了核心电源模块 341 与前端信号处理模块 343 的连线,保证了前端信号处理模块 343 需要的电源线只有一条,从而简化了超声装置 3 的设计方案,相应的,由于连线数量减少,因此该方案也减少了连线之间的干扰,提高了超声装置的可靠性。

[0060] 具体的,本发明实施例中,低电压电源子模块 342b 可由外部输入一个稳压电源 (例如 24V),为第二控制子模块 342a 提供不同的电压。例如为 FPGA 提供 1V 的核心电压,

3V 的元器件工作电压等 ;同时,该低电压电源子模块 342b 可为至少一个前端信号处理模块 343 提供一个合适的稳压电源 (例如 12V 或 24V)。

[0061] 优选的,低电压电源子模块 342b,还用于控制核心电源模块 341,通过核心电源模块控制正负高压可调电源的幅值。

[0062] 进一步的,考虑到目前产品中的探头 32 一般仅提供一个接口,针对不同应用的超声装置,阵元通道数不同,因此需要的前端信号处理模块 343 的数量也不相同,因此,需要将至少一个前端信号处理模块 343 的阵元通道组合起来后连接探头 32。

[0063] 即,本发明实施例中,探头 32 与前端信号处理模块 343 可以通过探头转换板相连。

[0064] 其中,探头转换板的一端具有可扩展的阵元通道接口,用于连接至少一个前端信号处理模块 343 的 M 通道高压开关单元 343a1 和 M 通道放大滤波单元 343 的阵元通道 ;

[0065] 探头转换板的另一端连接探头 32。

[0066] 示例性的,以探头 32 与 2 个前端信号处理模块 343 通过探头转换 35 板相连为例,如图 7 所示,探头转换 35 包括多个 M 阵元通道接口 351 以及一个探头接口 352,其中, M 阵元通道接口 351 与前端信号处理模块 343 的 M 通道高压开关单元 343a1 和 M 通道放大滤波单元 343 的阵元通道相连,探头接口 352 与探头 32 相连,从而达到将 2 个前端信号处理模块 343 的阵元通道组合起来后连接探头 32 的目的。

[0067] 上述探头转换板实现了根据不同应用的超声装置 3 的阵元数需求对阵元通道进行扩展或硬件升级的作用。

[0068] 需要说明的是,本发明实施例中,各模块需要用数据线和电源线连接,也可以采用板对板连接器连接,本发明实施例对此不作具体限定。其中,如图 6 所示,至少一个前端信号处理模块 343 中的每一个前端信号处理模块 343 与信号再处理模块 342 都需要一组数据线和一组电源线连接,因为电源线是低电压,因此两组线可以做到一个线束中。至少一个前端信号处理模块 343 中的每一个前端信号处理模块 343 还需和核心电源模块 341 连接以获得高压电源。信号再处理模块 342 需和核心电源模块 341 进行数据连接,以方便控制高压电源的幅值,从而实现超声发射功率的控制。

[0069] 本发明实施例提供一种超声装置,包括 :工控系统、探头、电源以及超声信号核心,超声信号核心包括 :核心电源模块、与工控系统相连的信号再处理模块、以及与探头相连的至少一个前端信号处理模块 ;其中,核心电源模块,用于为至少一个前端信号处理模块和信号再处理模块提供供电电压 ;前端信号处理模块,用于 M 通道的阵元发射超声脉冲与接收超声回波信号,并将超声回波信号发送给信号再处理模块, $M \leq 32$, M 为正整数 ;信号再处理模块,用于为至少一个前端信号处理模块提供时钟信号,并且对至少一个前端信号处理模块发送的超声回波信号进行信号的再处理。

[0070] 基于本发明实施例提供的上述超声装置,由于该超声装置的超声信号核心采用了模块式分离设计,即超声信号核心包括核心电源模块、信号再处理模块以及至少一个 M 通道的前端信号处理模块。通过设计一个或多个 M 通道的前端信号处理模块,使得前端信号处理模块的数量可以增减,从而实现前端通道数的可变,进而实现了不同应用的可选择性与模块的通用性。不需要像现有技术中的超声装置一样,将主控模块、超声发射模块和超声回波接收模块这三部分设计成一个整体,因此方案确定后无法再扩展,与其他产品功能需求无法兼容,方案利用率低 ;同时,由于整体化的设计,多种功能集成到一块大的 FPGA 板

上,调试复杂度高,开发周期长,相应地,成本造价高昂。本发明实施例提供的超声装置的设计方案,在厂商根据需要、应用场景、成本、结构等因素选择所需阵元数的探头之后,仅需根据阵元数选择前端信号处理模块的数量,即可实现对应探头阵元数的多通道阵元控制,可扩展性较好,利用率较高,既能减少超声装置的研发周期,也能大大降低研发成本,且能确保后期方便维护,能有效推广超声装置的应用,使更多医疗结构使用到符合自身需求的超声装置。

[0071] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的装置,仅以上述各功能模块的划分进行举例说明,实际应用中,可以根据需要而将上述功能分配由不同的功能模块完成,即将装置的内部结构划分成不同的功能模块,以完成以上描述的全部或者部分功能。上述描述的系统、装置和单元的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0072] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的系统,装置和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述模块或单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0073] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0074] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0075] 所述集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用时,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)或处理器(processor)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、ROM、RAM)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0076] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应以所述权利要求的保护范围为准。

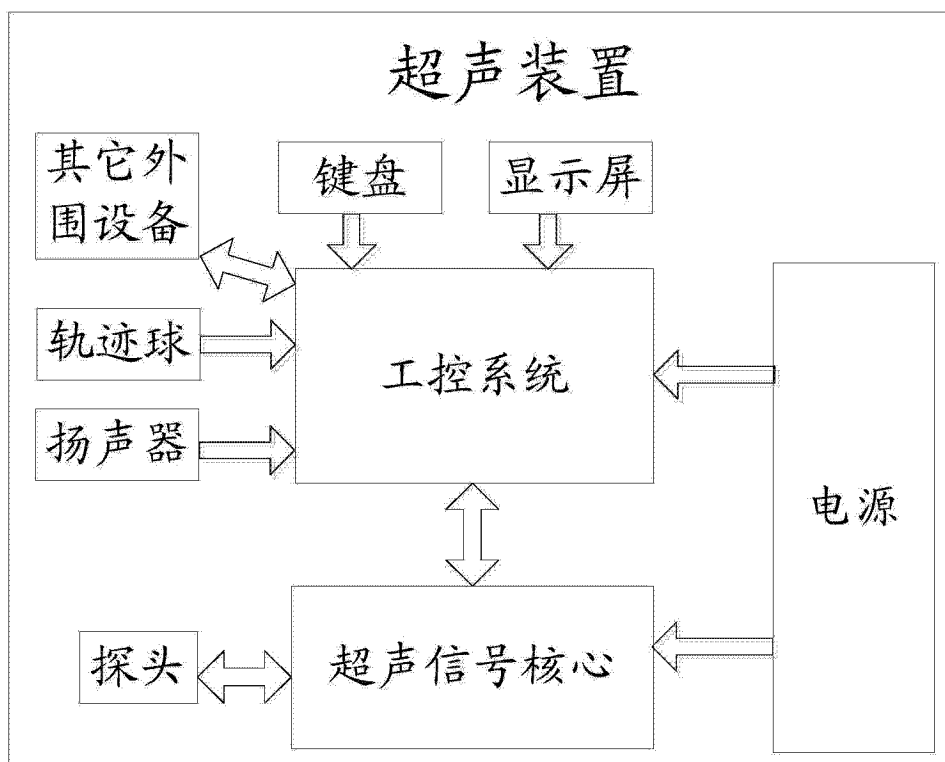


图 1

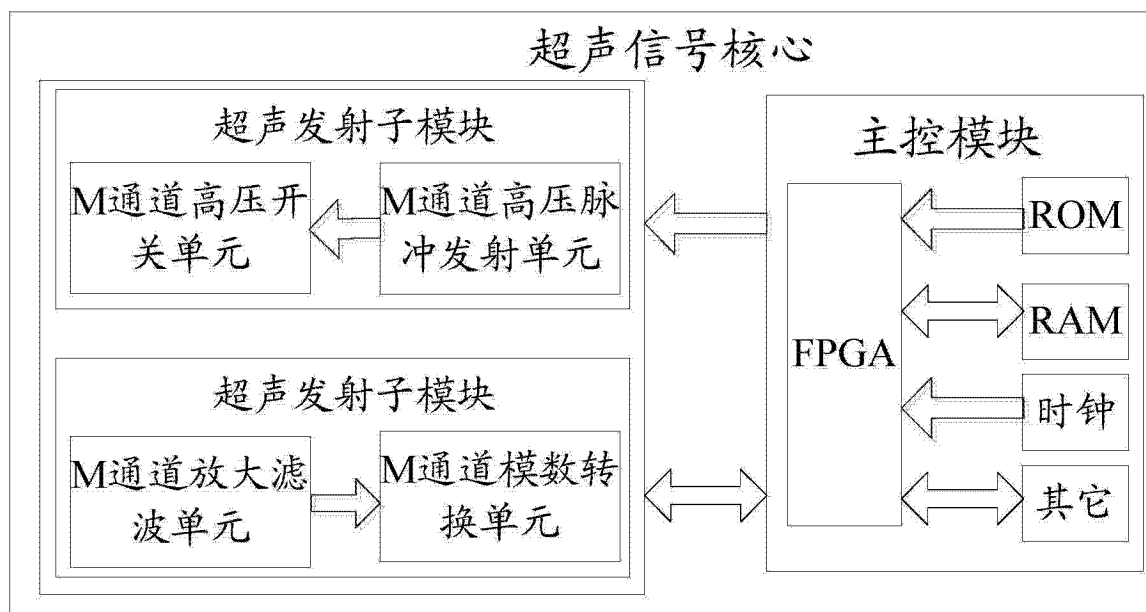


图 2

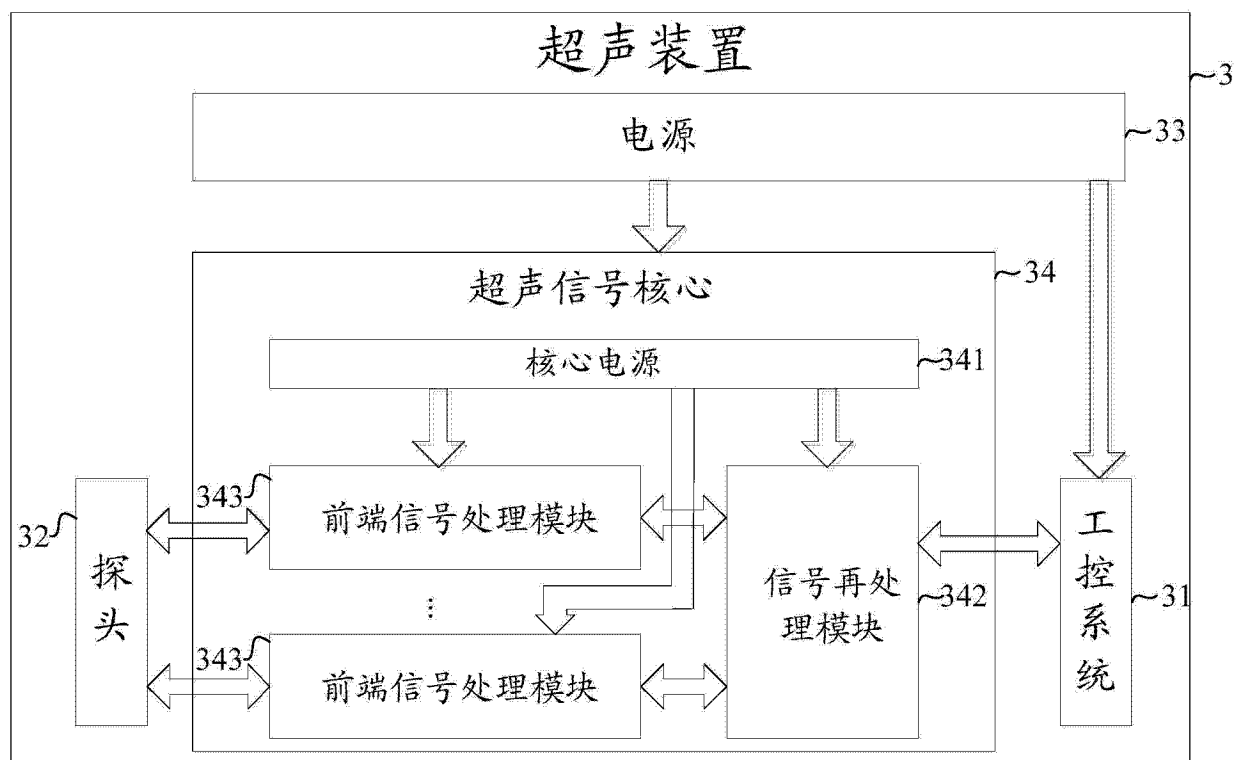


图 3

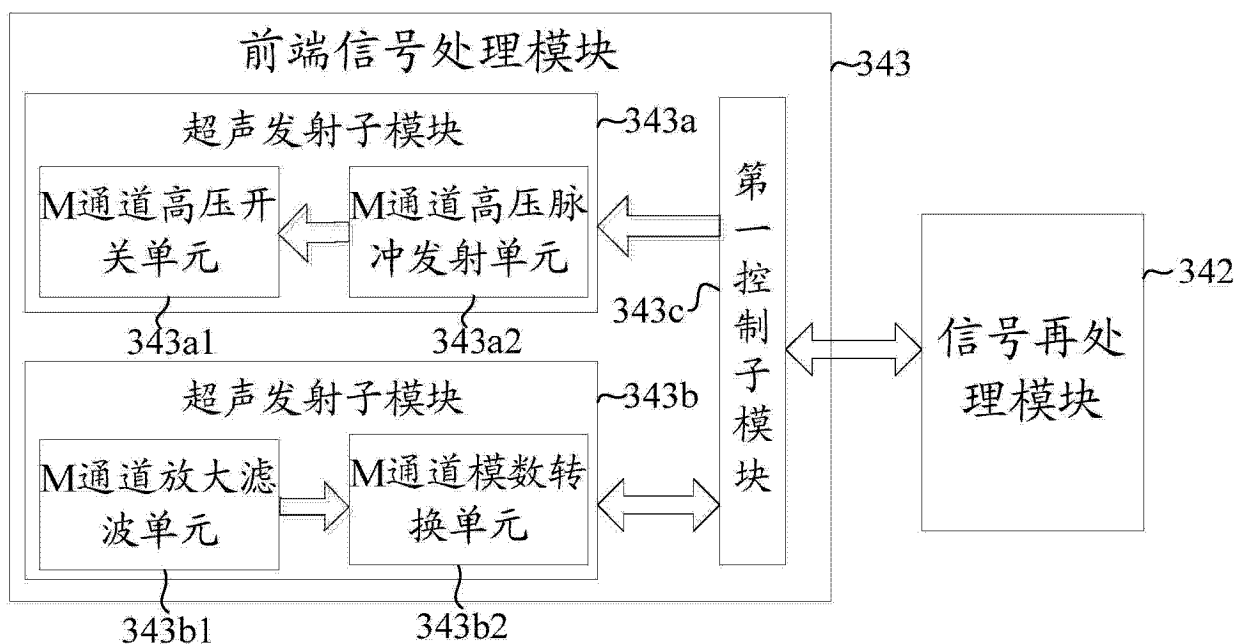


图 4

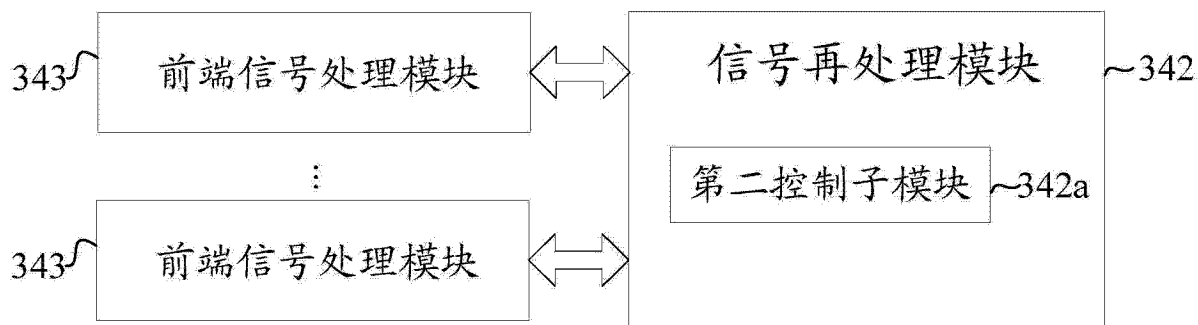


图 5

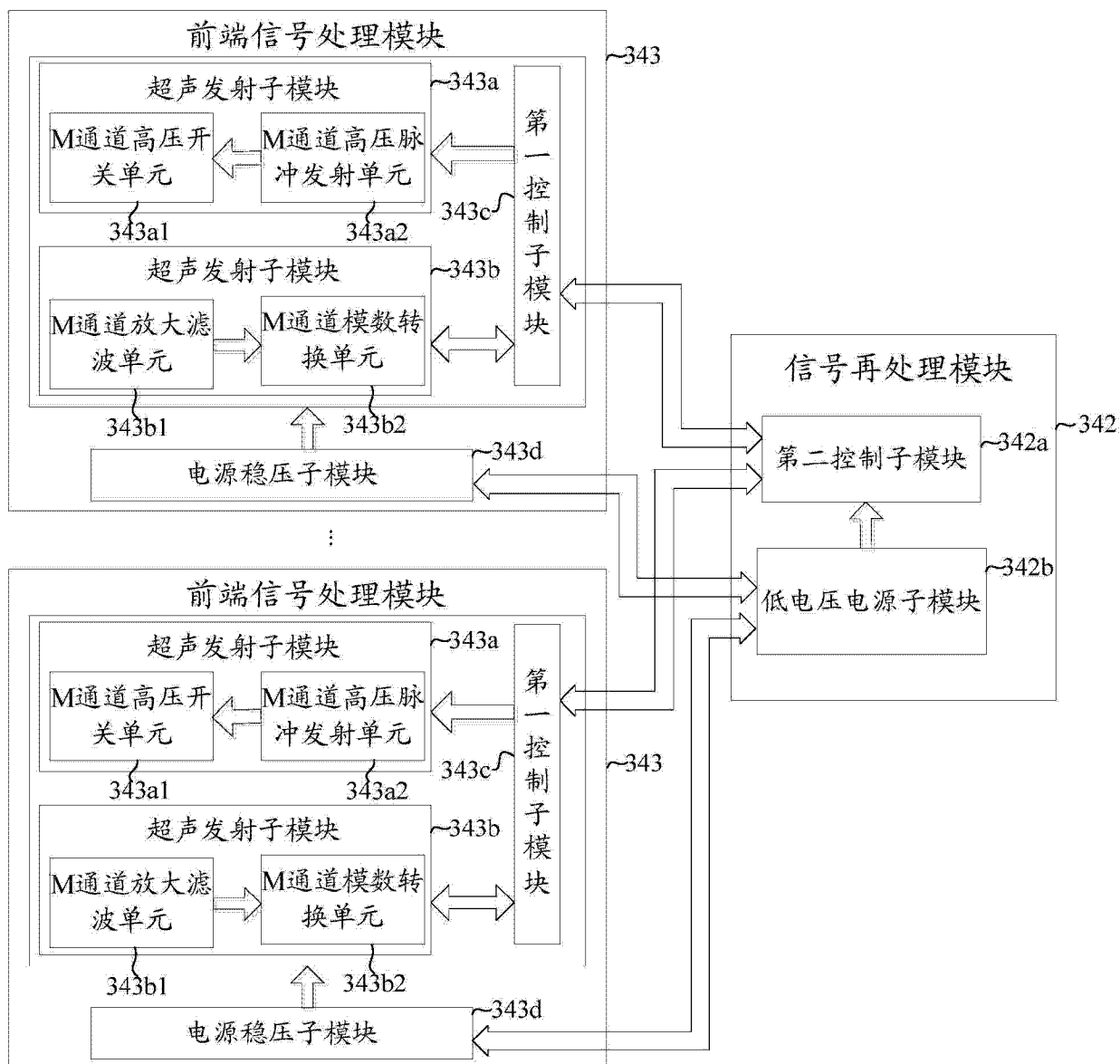


图 6

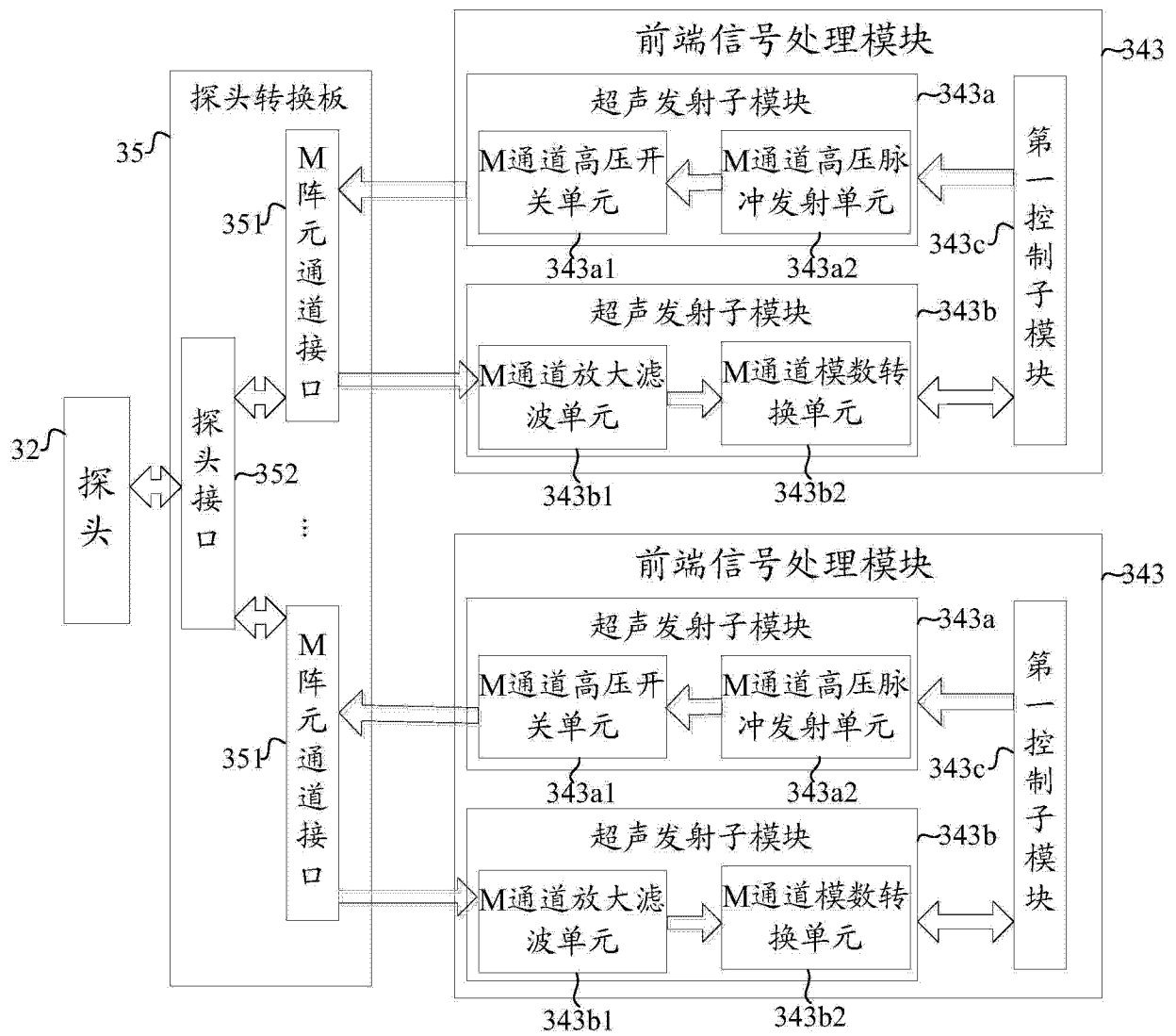


图 7

专利名称(译)	一种超声装置		
公开(公告)号	CN104306024A	公开(公告)日	2015-01-28
申请号	CN201410588837.2	申请日	2014-10-28
[标]申请(专利权)人(译)	青岛海信医疗设备股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	青岛海信医疗设备股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	青岛海信医疗设备股份有限公司		
[标]发明人	金阳 韩立东 乔彬 唐建		
发明人	金阳 韩立东 乔彬 唐建		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4411 A61B8/4477 A61B8/56		
代理人(译)	申健		
其他公开文献	CN104306024B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提供一种超声装置，以至少解决现有的超声装置的设计方案可扩展性较差、开发周期长的问题。该超声装置包括：工控系统、探头、电源以及超声信号核心，其中，超声信号核心包括：核心电源模块、与工控系统相连的信号再处理模块、以及与探头相连的至少一个前端信号处理模块；前端信号处理模块，用于M通道的阵元发射超声脉冲与接收超声回波信号，并将超声回波信号发送给信号再处理模块， $M \leq 32$ ；信号再处理模块，用于为至少一个前端信号处理模块提供时钟信号，并且对至少一个前端信号处理模块发送的超声回波信号进行信号的再处理。本发明涉及医疗超声检测仪器技术领域。

