



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101972154 A

(43) 申请公布日 2011. 02. 16

(21) 申请号 201010553806. 5

(22) 申请日 2010. 11. 22

(71) 申请人 中国医学科学院生物医学工程研究所

地址 300192 天津市南开区白堤路 236 号

(72) 发明人 王延群 王晓春 计建军 周盛
杨军 宋学东 李穗

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代
理事务所 12201

代理人 温国林

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

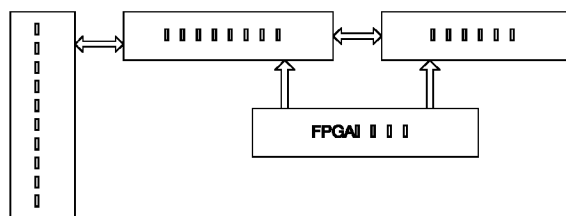
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 8 页

(54) 发明名称

一种用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统

(57) 摘要

本发明公开了一种用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,属于医学超声诊断技术领域,包括:高频阵列式超声换能器、高压矩阵开关电路、发射驱动电路和 FPGA 控制电路,所述高压矩阵开关电路将所述高频阵列式超声换能器的阵元与所述发射驱动电路中的各发射通道相连接,并依据超声成像时超声波声束的扫查顺序进行循环切换;所述发射驱动电路产生高压脉冲,作用于所述高频阵列式超声换能器,产生超声波;所述 FPGA 控制电路实现所述高频阵列式超声换能器与所述发射驱动电路中的各发射通道的切换控制,产生所述发射驱动电路的触发脉冲。本发明有效的降低了整个超声波发射系统的电路体积,元器件的使用数量大大减少,硬件成本得到了有效控制。



1. 一种用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,其特征在于,包括:高频阵列式超声换能器、高压矩阵开关电路、发射驱动电路和 FPGA 控制电路,

所述高压矩阵开关电路将所述高频阵列式超声换能器的阵元与所述发射驱动电路中的各发射通道相连接,并依据超声成像时超声波声束的扫查顺序进行循环切换;所述发射驱动电路产生高压脉冲,所述高压脉冲作用于所述高频阵列式超声换能器,产生超声波;所述 FPGA 控制电路实现所述高频阵列式超声换能器与所述发射驱动电路中的各发射通道的切换控制,产生所述发射驱动电路的触发脉冲。

2. 根据权利要求 1 所述的用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,其特征在于,所述高压矩阵开关电路由 16 通道高压矩阵开关芯片构成。

3. 根据权利要求 2 所述的用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,其特征在于,所述高压矩阵开关芯片具体为 HV2701。

4. 根据权利要求 1 所述的用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,其特征在于,所述发射驱动电路由 8 通道场效应管驱动芯片构成。

5. 根据权利要求 4 所述的用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,其特征在于,所述场效应管驱动芯片具体为 HDL6V5582。

6. 根据权利要求 1 所述的用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,其特征在于,所述 FPGA 控制电路包括:获取单个 EP 正脉冲模块、32 路发射聚焦控制模块和输出发射重复正脉冲模块,

所述获取单个 EP 正脉冲模块用于获取单个 EP 正脉冲;所述 32 路发射聚焦控制模块用于输出 16 路延时数据;所述输出发射重复正脉冲模块用于输出发射重复正脉冲。

7. 根据权利要求 6 所述的用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,其特征在于,所述获取单个 EP 正脉冲模块包括:第一延时模块、第一多路选择器、第一非门、第二非门和二输入或门,

单个负脉冲和 80M 时钟同时输入所述第一延时模块,输出至少一路延时负脉冲;上位机提供 EP 脉冲宽窄选择信号;所述延时负脉冲和所述 EP 脉冲宽窄选择信号同时输入所述第一多路选择器;所述第一多路选择器的输出与所述单个负脉冲经过所述第一非门的输出同时输入所述第二输入或门,所述第二输入或门的输出通过所述第二非门获取单个 EP 正脉冲,所述单个 EP 正脉冲分别用于所述 32 路发射聚焦控制模块和所述输出发射重复正脉冲模块。

8. 根据权利要求 7 所述的用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,其特征在于,所述 32 路发射聚焦控制模块包括:第二延时模块和第二多路选择器,

所述单个 EP 正脉冲和 80M 时钟同时输入所述第二延时模块,输出至少一路精度为 12.5ns 的延时数据;所述延时数据与发射聚焦控制信号同时输入所述第二多路选择器,所述第二多路选择器输出 16 路延时数据。

9. 根据权利要求 7 所述的用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,其特征在于,所述输出发射重复正脉冲模块包括:第三延时模块和多路或门,

所述单个 EP 正脉冲、80M 时钟、EP 脉冲宽窄选择信号和脉冲重复数 N 同时输入所述第三延时模块,输出 N 路单个 EP 正脉冲延时,所述 N 路单个 EP 正脉冲延时通过所述多路或门,输出发射重复正脉冲,其中, N 的取值为正整数。

10. 根据权利要求1或6所述的用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,其特征在于,所述FPGA控制电路具体为芯片EP1C6。

一种用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声诊断技术领域,特别涉及一种用于全数字便携式高频超声诊断设备中的超声波发射系统。

背景技术

[0002] 医学超声成像设备中,进入人体组织超声波波形的好坏,直接影响到信号链下游回波信息的质量以及最终图像的清晰度。在临床应用中,超声波发射系统需要根据被测组织的深度变化、扫查模式的切换以及彩色多普勒血流成像的需要,及时对超声波的频率、峰值、占空比和脉冲数等参数进行调整。

[0003] 现有技术中的超声成像系统,每个发射通道需要独立驱动一个场效应管对中的两个场效应管,且场效应管对的数量与发射通道的数量一致。因此采用传统方式构成的发射电路元件数量多,导致制造成本、体积和功耗过高,不利于超声诊断设备向便携式方向发展;同时,由于场效应管驱动器的两个输出并不完全同步,可能导致两个场效应管同时导通,使分别与场效应管驱动器连接的高压电源与地短路,这会引发电路损坏的危险,可靠性差。尤其是当检测频率达到 10-20MHz 高频范围时,窄触发脉冲会使得发射能量减少,回波信息容易被噪声淹没,信噪比下降,检测深度降低。

发明内容

[0004] 为了克服现有技术的不足,降低制造成本、减少发射电路元件的体积和功耗;

[0005] 当检测频率达到 10-20MHz 高频范围时,提高发射能量、提高信噪比和提高检测深度,本发明提供了一种用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,

[0006] 超声波发射系统包括:高频阵列式超声换能器、高压矩阵开关电路、发射驱动电路和 FPGA 控制电路,

[0007] 所述高压矩阵开关电路将所述高频阵列式超声换能器的阵元与所述发射驱动电路中的各发射通道相连接,并依据超声成像时超声波声束的扫查顺序进行循环切换;所述发射驱动电路产生高压脉冲,所述高压脉冲作用于所述高频阵列式超声换能器,产生超声波;所述 FPGA 控制电路实现所述高频阵列式超声换能器与所述发射驱动电路中的各发射通道的切换控制,产生所述发射驱动电路的触发脉冲。

[0008] 所述高压矩阵开关电路由 16 通道高压矩阵开关芯片构成。

[0009] 所述高压矩阵开关芯片具体为 HV2701。

[0010] 所述发射驱动电路由 8 通道场效应管驱动芯片构成。

[0011] 所述场效应管驱动芯片具体为 HDL6V5582。

[0012] 所述 FPGA 控制电路包括:获取单个 EP 正脉冲模块、32 路发射聚焦控制模块和输出发射重复正脉冲模块,

[0013] 所述获取单个 EP 正脉冲模块用于获取单个 EP 正脉冲;所述 32 路发射聚焦控制模块用于输出 16 路延时数据;所述输出发射重复正脉冲模块用于输出发射重复正脉冲。

[0014] 所述获取单个 EP 正脉冲模块包括：第一延时模块、第一多路选择器、第一非门、第二非门和二输入或门，

[0015] 单个负脉冲和 80M 时钟同时输入所述第一延时模块，输出至少一路延时负脉冲；上位机提供 EP 脉冲宽窄选择信号；所述延时负脉冲和所述 EP 脉冲宽窄选择信号同时输入所述第一多路选择器；所述第一多路选择器的输出与所述单个负脉冲经过所述第一非门的输出同时输入所述第二输入或门，所述第二输入或门的输出通过所述第二非门获取单个 EP 正脉冲，所述单个 EP 正脉冲分别用于所述 32 路发射聚焦控制模块和所述输出发射重复正脉冲模块。

[0016] 所述 32 路发射聚焦控制模块包括：第二延时模块和第二多路选择器，

[0017] 所述单个 EP 正脉冲和 80M 时钟同时输入所述第二延时模块，输出至少一路精度为 12.5ns 的延时数据；所述延时数据与发射聚焦控制信号同时输入所述第二多路选择器，所述第二多路选择器输出 16 路延时数据。

[0018] 所述输出发射重复正脉冲模块包括：第三延时模块和多路或门，

[0019] 所述单个 EP 正脉冲、80M 时钟、EP 脉冲宽窄选择信号和脉冲重复数 N 同时输入所述第三延时模块，输出 N 路单个 EP 正脉冲延时，所述 N 路单个 EP 正脉冲延时通过所述多路或门，输出发射重复正脉冲，其中，N 的取值为正整数。

[0020] 所述 FPGA 控制电路具体为芯片 EP1C6。

[0021] 本发明提供的技术方案的有益效果是：

[0022] 本发明提供了一种用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统，本发明采用了 16 通道高压矩阵开关芯片构成的高压矩阵开关电路和 8 通道场效应管驱动芯片构成的发射驱动电路，有效的减少了整个超声波发射系统的电路体积，元器件的使用数量大大减少，硬件成本得到了有效控制；当检测频率达到 10-20MHz 高频范围时，提高了发射能量、提高了信噪比和提高检测深度；超声波最高发射频率可达 10MHz 以上，适用于全数字便携式高频超声诊断设备的使用；并且通过对 FPGA 控制电路的设计，实现了对触发脉冲频率、脉冲数和各发射通道触发延时时间的控制。

附图说明

[0023] 图 1 为本发明提供的用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统的结构框图；

[0024] 图 2 为本发明提供的 8 通道场效应管驱动芯片的连接示意图；

[0025] 图 3 为本发明提供的 FPGA 控制电路的结构框图；

[0026] 图 4 为本发明提供的获取单个 EP 正脉冲模块的示意图；

[0027] 图 5 为本发明提供的 32 路发射聚焦控制模块的示意图；

[0028] 图 6 为本发明提供的输出发射重复正脉冲模块的示意图；

[0029] 图 7 为本发明提供的触发脉冲和高压发射波形的示意图；

[0030] 图 8-1 为本发明提供的高压矩阵开关电路的第一示意图；

[0031] 图 8-2 为本发明提供的高压矩阵开关电路的第二示意图；

[0032] 图 8-3 为本发明提供的高压矩阵开关电路的第三示意图；

[0033] 图 8-4 为本发明提供的高压矩阵开关电路的第四示意图；

[0034] 图 8-5 为本发明提供的高压矩阵开关电路的第五示意图；

- [0035] 图 8-6 为本发明提供的高压矩阵开关电路的第六示意图；
[0036] 图 8-7 为本发明提供的高压矩阵开关电路的第七示意图；
[0037] 图 8-8 为本发明提供的高压矩阵开关电路的第八示意图；
[0038] 图 9 为本发明提供的高压矩阵开关电路控制信号的示意图。

具体实施方式

[0039] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合附图对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0040] 为了克服现有技术的不足，降低制造成本、减少发射电路元件的体积和功耗；当检测频率达到 10-20MHz 高频范围时，提高发射能量、信噪比和检测深度，本发明实施例提供了一种用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统，参见图 1，详见下文描述：

[0041] 该超声波发射系统包括：高频阵列式超声换能器、高压矩阵开关电路、发射驱动电路和 FPGA 控制电路，

[0042] 高压矩阵开关电路将高频阵列式超声换能器的阵元与发射驱动电路中的各发射通道相连接，并依据超声成像时超声波声束的扫查顺序进行循环切换；发射驱动电路产生高压脉冲，高压脉冲作用于高频阵列式超声换能器，产生超声波；FPGA 控制电路实现高频阵列式超声换能器与发射驱动电路中的各发射通道的切换控制，产生发射驱动电路的触发脉冲。

[0043] 本发明实施例中的发射驱动电路由 8 通道场效应管驱动芯片构成。

[0044] 参见图 2，进一步地，为了提高元件的集成度，减少元器件的体积，场效应管驱动芯片优选为 HDL6V5582。

[0045] HDL6V5582 的信号输入端为 DP1 ~ DP8 和 DN1 ~ DN8，DP1 ~ DP8 和 DN1 ~ DN8 为脉冲激励信号；输入端 CC0、CC1 和 ATHP 为控制信号；信号输出端 HVout1 ~ HVout8 输出的高压脉冲作用于高频阵列式超声换能器，产生超声波；HVpp 和 HVnn 为正负高压电源，最高可达到 $\pm 100V$ ；Vd 为 +5V、V1 为 +3.3V；电阻 R1 ~ R18、R35 ~ R36 连接输入端和场效应管驱动芯片 HDL6V5582，R19 ~ R26 连接场效应管驱动芯片 HDL6V5582 和输出端，用于在超声波发射系统运行过程中，便于超声波发射系统的调试与检测。R27 ~ R35 为 1 千欧姆，1W 的电阻，用于匹配高频阵列式超声换能器的输出阻抗；C1 ~ C12 为耐压 200V、0.1 μ F ~ 1 μ F 的旁路电容，C13 ~ C15 为耐压 15V、0.1 μ F ~ 1 μ F 的旁路电容。在实际应用过程中，可以根据实际需要确定超声成像设备总的发射接收通道数，决定场效应管驱动芯片的使用个数，例如：在 32 通道发射系统中，需同时使用 4 片 8 通道场效应管驱动芯片。

[0046] 本发明实施例中的高压矩阵开关电路由 16 通道高压矩阵开关芯片构成。

[0047] 进一步地，为了提高元件的集成度，减少元器件的体积，高压矩阵开关芯片优选为 HV2701。

[0048] 参见图 3，通过对 FPGA 控制电路的设计，该 FPGA 控制电路包括：获取单个 EP 正脉冲模块、32 路发射聚焦控制模块和输出发射重复正脉冲模块，获取单个 EP 正脉冲模块用于获取单个 EP 正脉冲；32 路发射聚焦控制模块用于输出 16 路延时数据；输出发射重复正脉冲模块用于输出发射重复正脉冲。

[0049] 参见图 4，获取单个 EP 正脉冲模块包括：第一延时模块、第一多路选择器、第一非

门、第二非门和二输入或门,单个负脉冲和 80M 时钟同时输入第一延时模块,输出至少一路延时负脉冲;上位机提供 EP 脉冲宽窄选择信号;延时负脉冲和 EP 脉冲宽窄选择信号同时输入第一多路选择器;第一多路选择器的输出与单个负脉冲经过第一非门的输出同时输入二输入或门,二输入或门的输出通过第二非门获取单个 EP 正脉冲,单个 EP 正脉冲分别用于 32 路发射聚焦控制模块和输出发射重复正脉冲模块。

[0050] 参见图 5,32 路发射聚焦控制模块包括:第二延时模块和第二多路选择器,单个 EP 正脉冲和 80M 时钟同时输入第二延时模块,输出至少一路精度为 12.5ns 的延时数据;延时数据与发射聚焦控制信号同时输入第二多路选择器,第二多路选择器输出 16 路延时数据。

[0051] 参见图 6,输出发射重复正脉冲模块包括:第三延时模块和多路或门,单个 EP 正脉冲、80M 时钟、EP 脉冲宽窄选择信号和脉冲重复数 N 同时输入第三延时模块,输出 N 路单个 EP 正脉冲延时,N 路单个 EP 正脉冲延时通过多路或门,输出发射重复正脉冲。

[0052] 其中,N 的取值为正整数,可以根据实际应用情况来确定 N 的取值,通常 N 的取值为 10-32,具体实现时,本发明实施例对此不做限制。

[0053] 进一步地,为了提高元件的集成度,减少元器件的体积,本发明实施例中的 FPGA 控制电路具体为芯片 EP1C6。

[0054] 参见图 7,DP1 ~ DP8、DN1 ~ DN8 为脉冲激励信号;HVout1 ~ HVout8 为高压脉冲激励端;脉冲宽度(频率)、脉冲数均由 FPGA 控制电路控制实现,输入电压 V1 范围为 0 ~ +3.3V,输出的发射波形最高频率可达 10MHz 以上,输出电压 Vpp 和 Vnn 范围为 $\pm 100V$ 。

[0055] 在实际应用中,需要根据高频阵列式超声换能器的阵元数和超声成像设备总的发射通道数来决定高压矩阵开关电路的连接方式和控制方式。

[0056] 参见图 8-1、图 8-2、图 8-3、图 8-4、图 8-5、图 8-6、图 8-7 和图 8-8,本发明实施例以高频阵列式超声换能器的阵元数为 128、超声成像设备总的发射通道数为 32 为例,说明高压矩阵开关电路的结构,采用 8 片 16 通道高压矩阵开关芯片 HV2701,Probe1 ~ Probe128 连接高频阵列式超声换能器依次排列的 128 个阵元端口,HVout1 ~ HVout32 是高压脉冲激励端,连接超声波发射系统中与 32 个信号通道相应的场效应管驱动芯片,Vpp 和 Vnn 为正负高压电源,最高可达到 $\pm 100V$,Vd 为 +5V,Din 为数据输入端口,Dout1 ~ Dout4 为数据输出端口,Clk1 ~ Clk4 为时钟控制输入端口,LE 为使能控制端口,Clr 为清零控制端口,各信号均由 FPGA 控制电路控制,实现超声声束的扫查。

[0057] 参见图 9,由 FPGA 控制电路产生的高压矩阵开关电路控制信号的示意图,高频阵列式超声换能器开始工作前,需进行初始状态设置,清零端 Clr 和使能端 LE 置低电平,数据信号 Din 置“1”期间,Clk1 ~ Clk4 连续输入 8 个时钟信号,将数据写入高压矩阵开关芯片 HV2701 的内部寄存器中,使得高压脉冲激励端 HVout1 ~ HVout32 与高频阵列式超声换能器前 32 个阵元端口 Probe1 ~ Probe32 相连接。当高频阵列式超声换能器开始扫描时,Din 置“0”,Clk1 ~ Clk4 按照超声发射的重复周期依次输入时钟信号,调整高压脉冲激励端 HVout1 ~ HVout32 与高频阵列式超声换能器的连接次序,实现超声声束的扫查。当一幅图像扫描完成后,清零端 Clr 和使能端 LE 恢复高电平,重复上述过程,即可实现图像的实时连续扫描。

[0058] 综上所述,本发明实施例提供了一种用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统,通过采用了 16 通道高压矩阵芯片构成的高压矩阵开关电路和 8 通道场效应管驱动芯片

构成的发射驱动电路,有效的减少了整个超声波发射系统的电路体积,元器件的使用数量大大减少,硬件成本得到了有效控制;超声波最高发射频率可达 10MHz 以上,适用于全数字便携式高频超声诊断设备的使用;并且通过对 FPGA 控制电路的设计,实现了对触发脉冲频率、脉冲数和各发射通道触发延时时间的控制。

[0059] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施例的示意图,上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0060] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

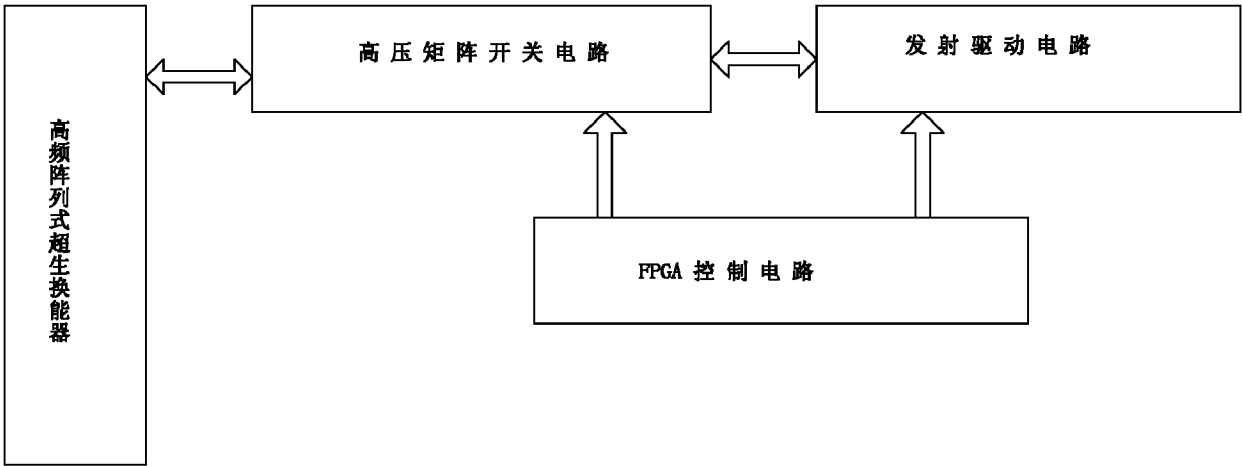


图 1

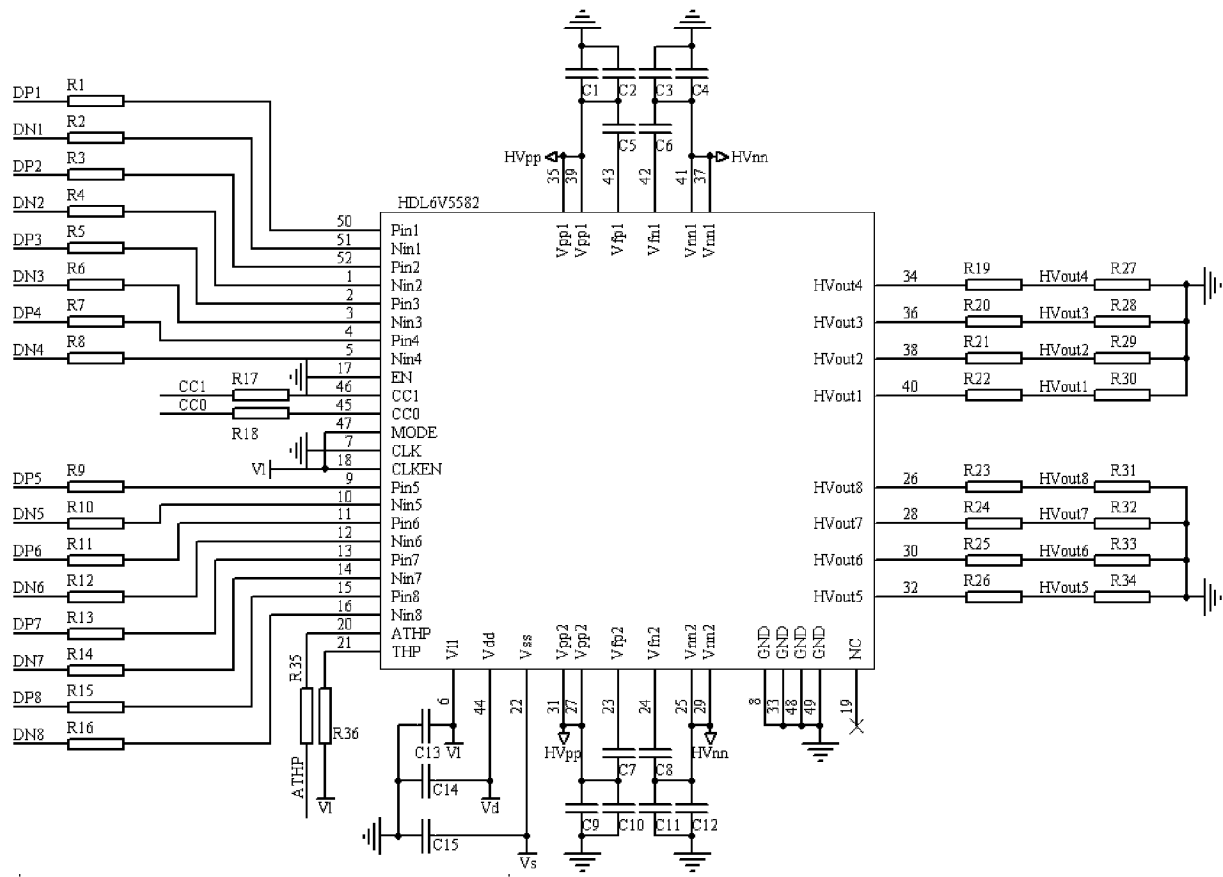


图 2

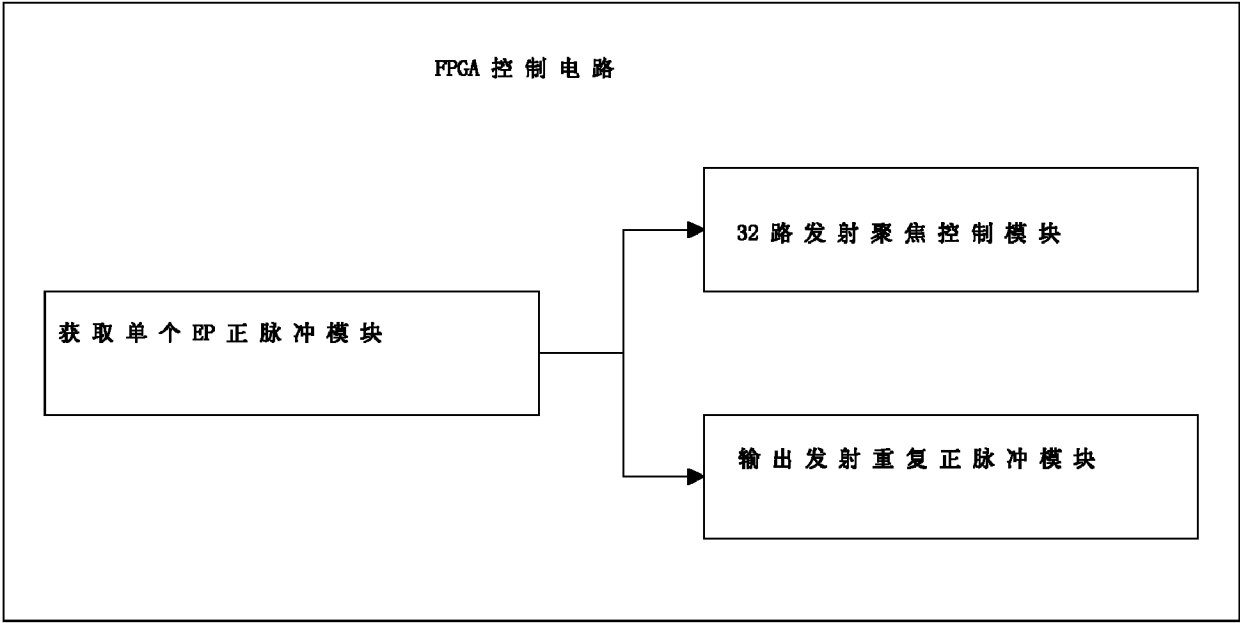


图 3

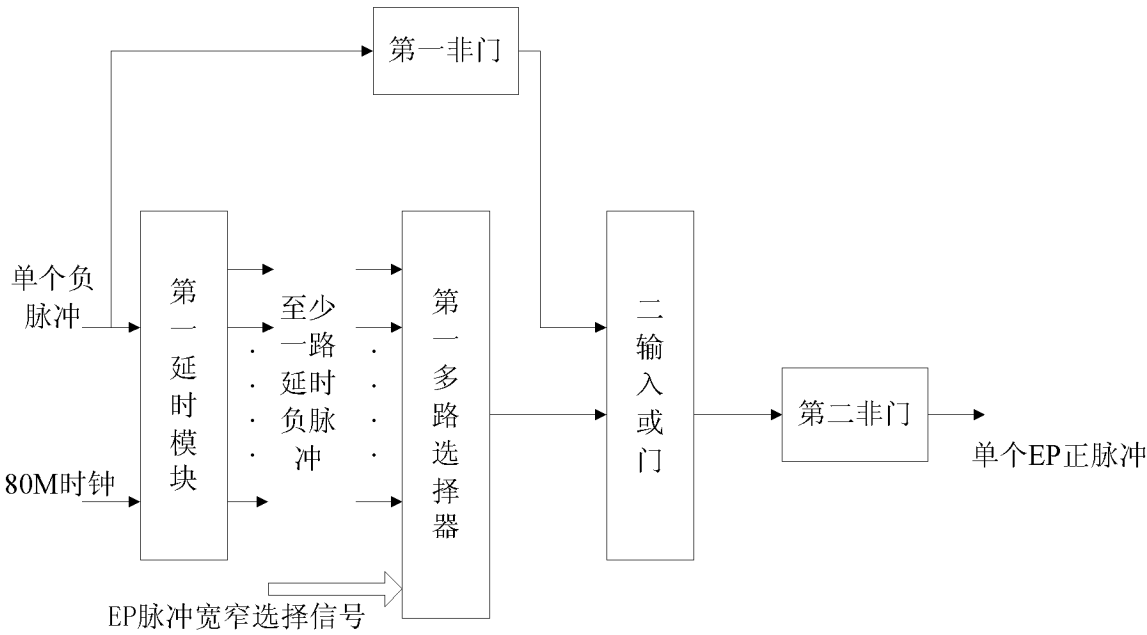


图 4

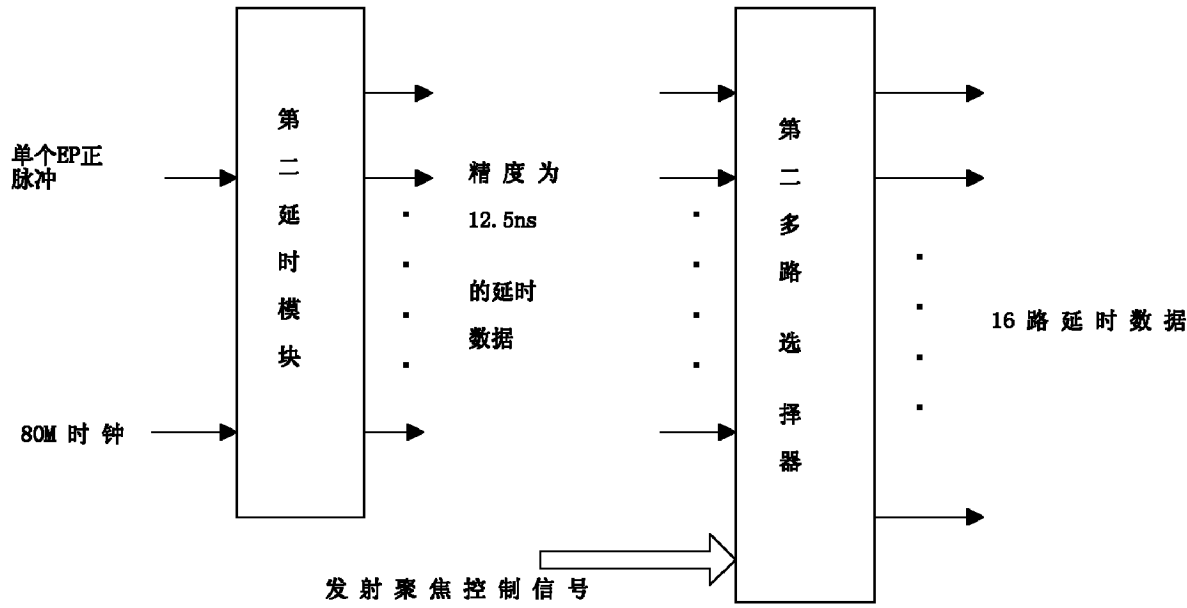


图 5

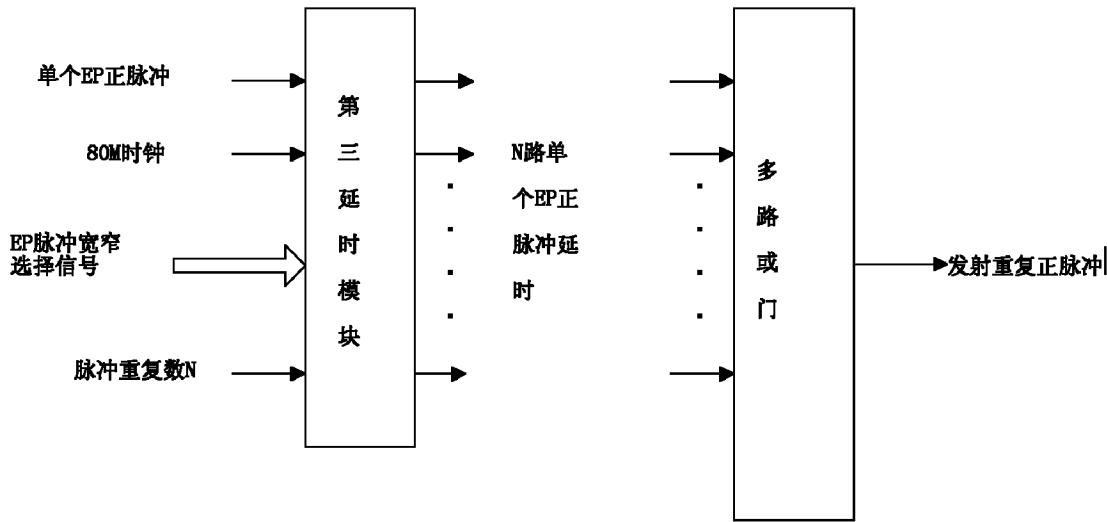


图 6

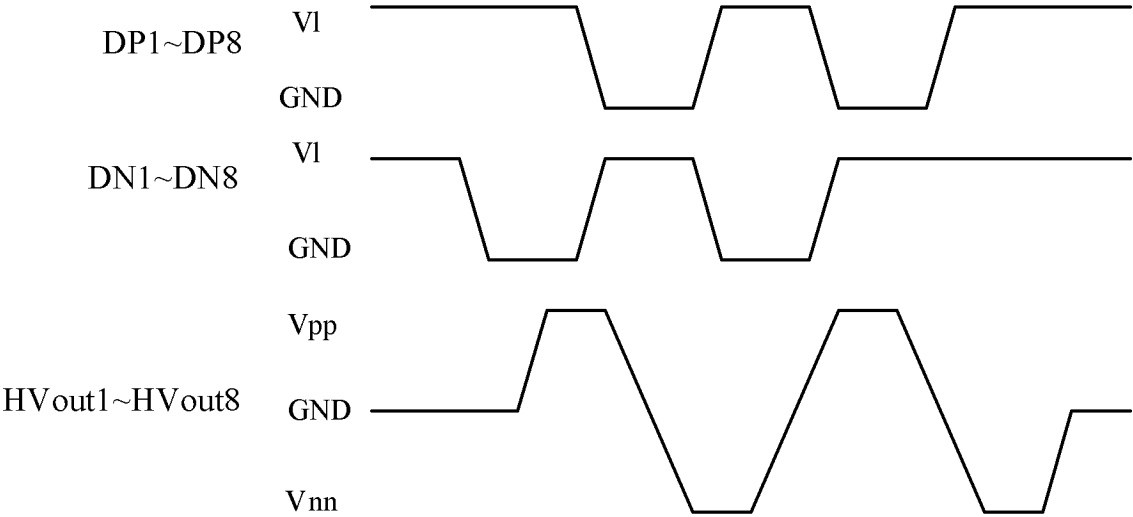


图 7

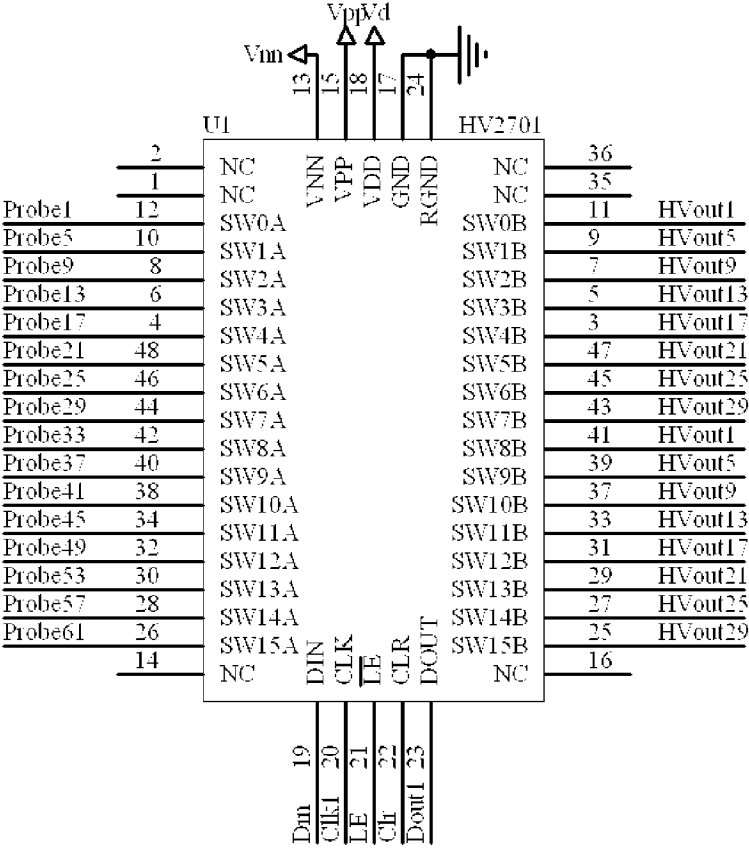


图 8-1

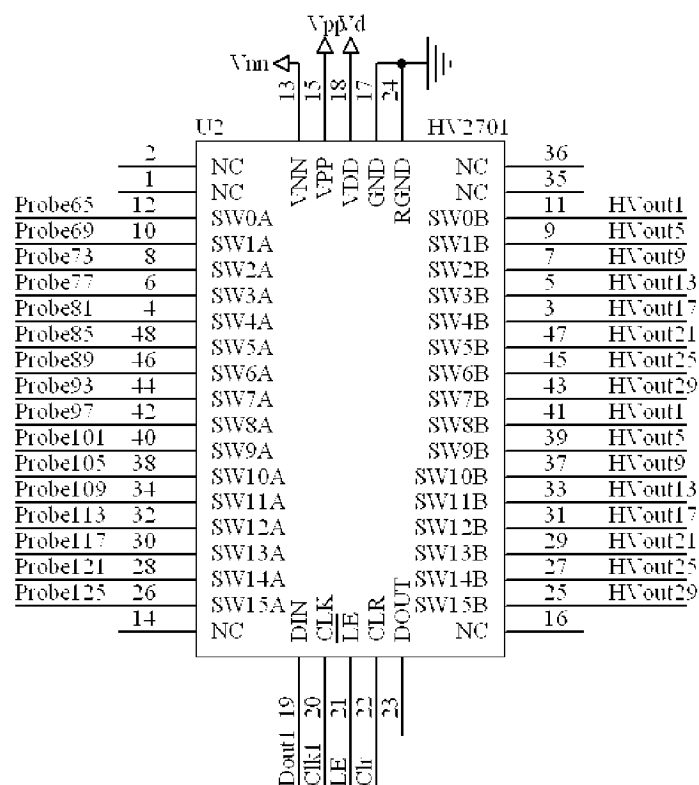


图 8-2

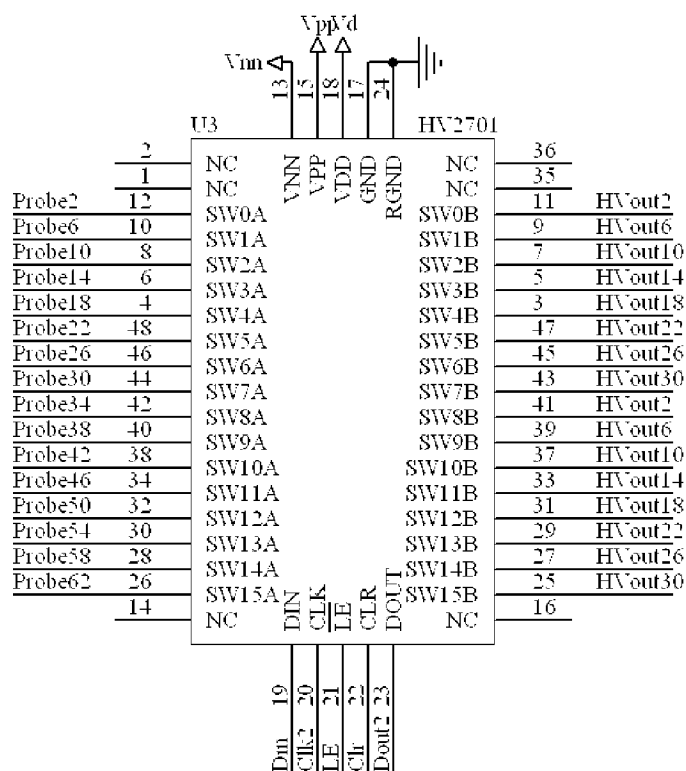


图 8-3

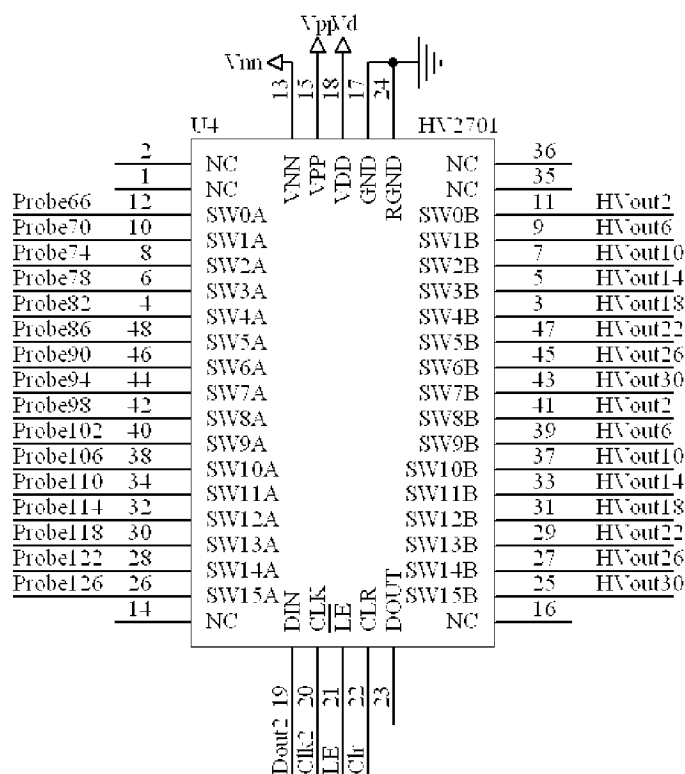


图 8-4

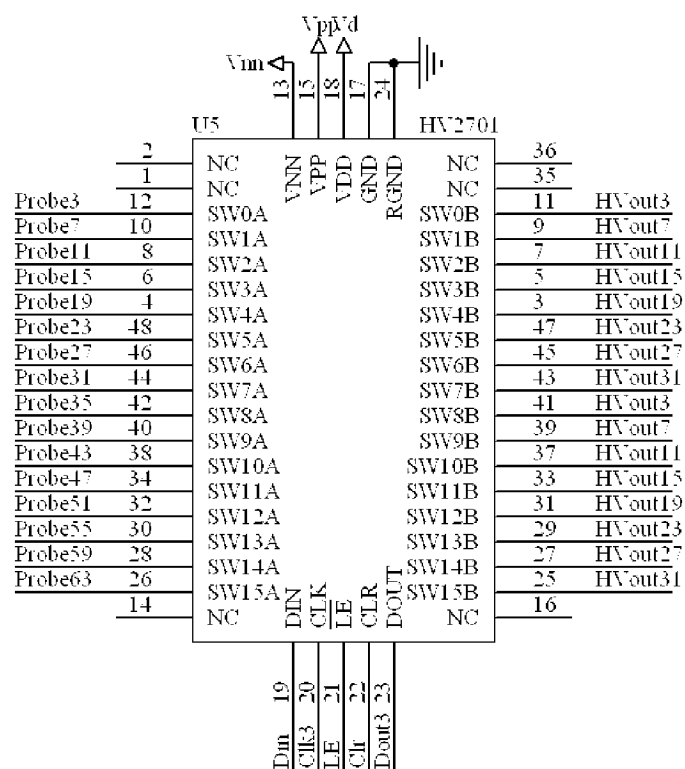


图 8-5

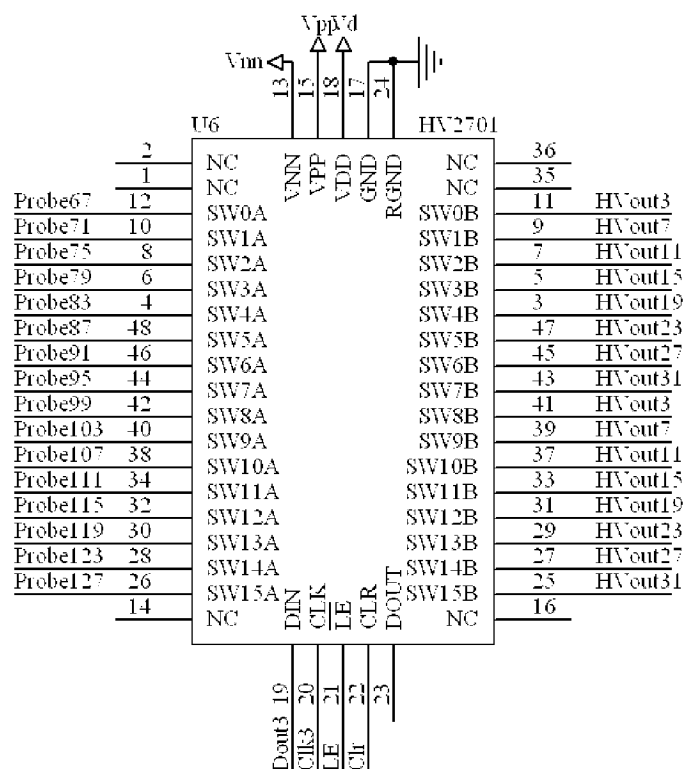


图 8-6

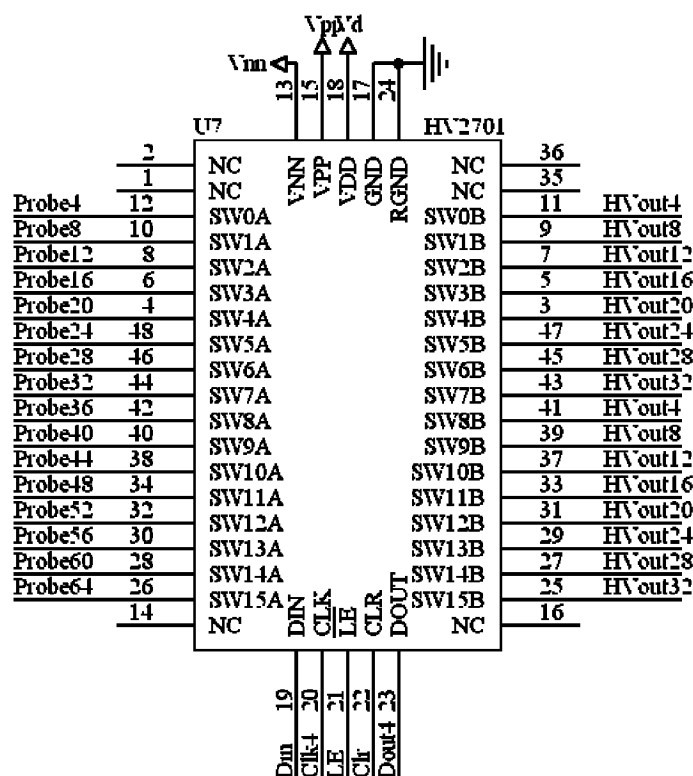


图 8-7

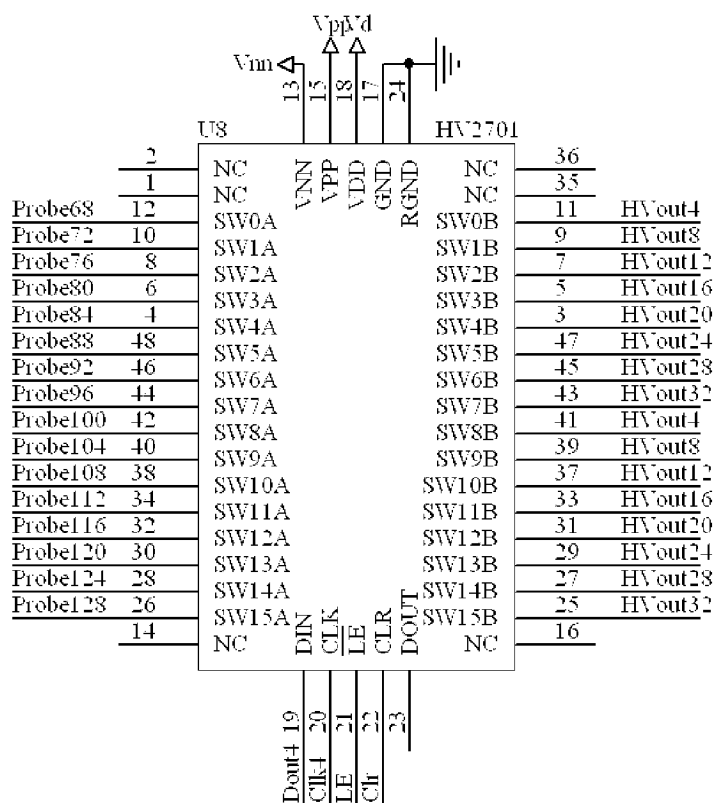


图 8-8

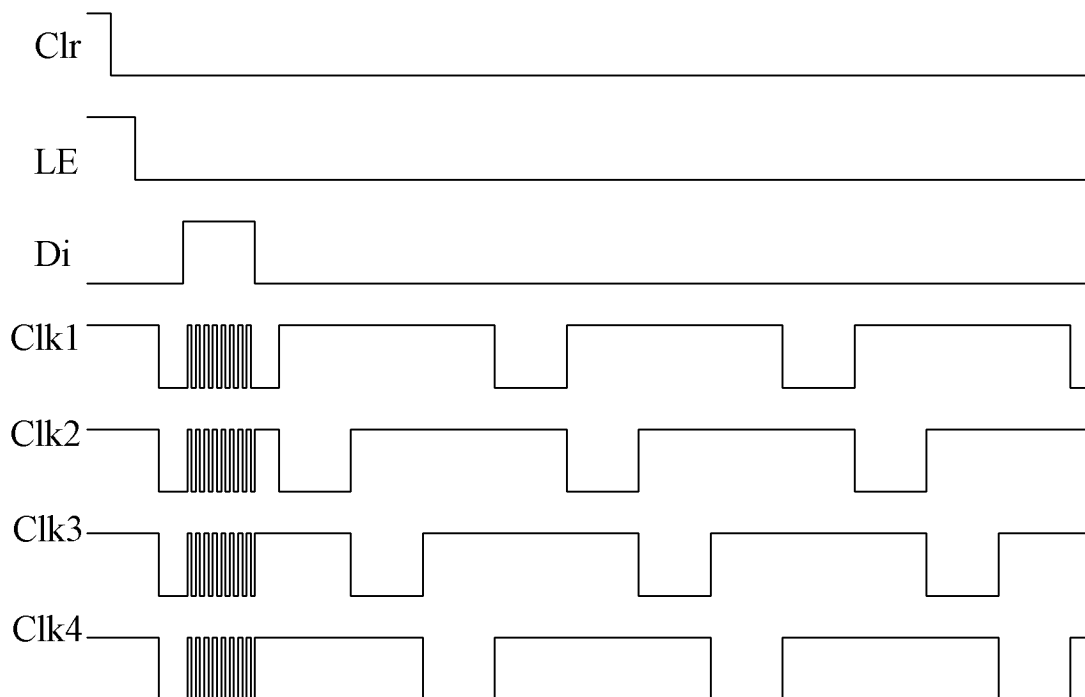


图 9

专利名称(译)	一种用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统		
公开(公告)号	CN101972154A	公开(公告)日	2011-02-16
申请号	CN201010553806.5	申请日	2010-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
[标]发明人	王延群 王晓春 计建军 周盛 杨军 宋学东 李穗		
发明人	王延群 王晓春 计建军 周盛 杨军 宋学东 李穗		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于高频超声诊断设备中的超声波发射系统，属于医学超声诊断技术领域，包括：高频阵列式超声换能器、高压矩阵开关电路、发射驱动电路和FPGA控制电路，所述高压矩阵开关电路将所述高频阵列式超声换能器的阵元与所述发射驱动电路中的各发射通道相连接，并依据超声成像时超声波束的扫描顺序进行循环切换；所述发射驱动电路产生高压脉冲，作用于所述高频阵列式超声换能器，产生超声波；所述FPGA控制电路实现所述高频阵列式超声换能器与所述发射驱动电路中的各发射通道的切换控制，产生所述发射驱动电路的触发脉冲。本发明有效的降低了整个超声波发射系统的电路体积，元器件的使用数量大大减少，硬件成本得到了有效控制。

