

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
B06B 1/06 (2006.01)



[12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200720120231.1

[45] 授权公告日 2008 年 4 月 16 日

[11] 授权公告号 CN 201046126Y

[22] 申请日 2007.5.18

[21] 申请号 200720120231.1

[73] 专利权人 深圳市蓝韵实业有限公司

地址 518034 广东省深圳市福田区景田北路
81 号碧景园 E 栋 601

[72] 发明人 林阳辉

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责任
公司
代理人 樊卫民

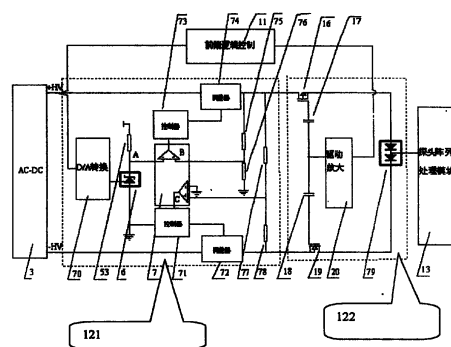
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 6 页

[54] 实用新型名称

一种超声诊断仪发射电路

[57] 摘要

一种超声诊断仪发射电路，包括高压调节电路和发射驱动电路，所述高压调节电路包括 D/A 转换模块、三端精密电压调节器、第一控制器、第二控制器、比较放大器、第一调整器、第二调整器、第一电阻、第二电阻、第三电阻、第四电阻、第五电阻；D/A 转换模块与三端精密电压调节器的控制极相连，三端精密电压调节器的阴极连接第一电阻，三端精密电压调节器的阳极连接第一控制器并接地，比较放大器连接三端精密电压调节器的阴极，并与第一控制器、第二控制器相连，第一控制器连接第一调整器，第二控制器连接第二调整器，第一调整器连接第五电阻，第二电阻的一端连接第二调整器，其另一端连接第三电阻和比较放大器，第四电阻的一端连接第二调整器，其另一端连接第五电阻和比较放大器。



1、一种超声诊断仪发射电路，包括高压调节电路和发射驱动电路，其特征在于：所述高压调节电路包括 D/A 转换模块、三端精密电压调节器、第一控制器、第二控制器、比较放大器、第一调整器、第二调整器、第一电阻、第二电阻、第三电阻、第四电阻、第五电阻；D/A 转换模块与三端精密电压调节器的控制极相连，三端精密电压调节器的阴极连接第一电阻，三端精密电压调节器的阳极连接第一控制器并接地，比较放大器连接三端精密电压调节器的阴极，并与第一控制器、第二控制器相连，第一控制器连接第一调整器，第二控制器连接第二调整器，第一调整器连接第五电阻，第二电阻的一端连接第二调整器，其另一端连接第三电阻和比较放大器，第四电阻的一端连接第二调整器，其另一端连接第五电阻和比较放大器。

2、根据权利要求 1 所述的超声诊断仪，其特征在于：所述发射驱动电路包括驱动放大模块、P 型场效应管、N 型场效应管、第一电容、第二电容、T/R 开关；P 型场效应管的漏极连接第二调整器，P 型场效应管的栅极连接第一电容的一端，第一电容的另一端连接驱动放大模块，N 型场效应管的源极连接第一调整器，N 型场效应管的栅极连接第二电容的一端，第二电容的另一端连接驱动放大模块，P 型场效应管的源极连接 T/R 开关，N 型场效应管的漏极连接 T/R 开关，T/R 开关连接所述探头阵列处理模块。

3、根据权利要求 1 或 2 所述的超声诊断仪，其特征在于：所述的第一控制器由晶体管具体实现。

4、根据权利要求 3 所述的超声诊断仪，其特征在于：所述的第二

控制器由晶体管具体实现。

5、根据权利要求 3 所述的超声诊断仪，其特征在于：所述的第一调整器由晶体管具体实现。

6、根据权利要求 3 所述的超声诊断仪，其特征在于：所述的第二调整器由晶体管具体实现。

一种超声诊断仪发射电路

技术领域

本实用新型涉及超声诊断仪，尤其涉及一种可灵活改变发射功率的超声诊断仪发射电路，以适应各类人体组织并避免对胎儿的伤害。

背景技术

在医学成像系统中超声诊断仪已成为人们最为常用的一种诊断设备。超声波可以在人体组织内传播，同时衰减不是很大，声波在人体组织中的传播速度约为每秒 1540 米，所以医学超声波成像使用的超声波波长为 0.15 毫米至 1.5 毫米之间，超声波扫描成像能提供实时影像，对人体软组织探测和心血管脏器的血流动力学观察有其独到之处，具有广阔的发展前景。特别是近年来，超声成像技术有了很大的发展，超声诊断仪从采用模拟技术发展到现在采用模拟/数字混合技术，20 世纪 90 年代末出现了全数字式声束技术，人们根据声束形成的特点，通过计算机来控制每个与图像质量密切相关的参量，如声学透镜、声束孔径、超声基阵旁瓣和发射波形的形状等，使图像质量有了极大的改善。

如图 1 所示，现有的超声诊断仪由计算机作为其主要控制器，通过标准的 PCI（即 Peripheral Component Interconnection）总线接口与超声探测装置相连接，实现数据的上传与下载。如图 2 所示，现有的超声诊断设备主要由五部分组成：探头接口电路，接收模块，发射模块，波束合成器，数字信号处理模块。具体的实现原理是这样的：发射模块发送出的脉冲加到探头阵元的晶片上，晶片发出的超声波脉冲在人体的软组织中传播，当超声波碰到人体组织后发生反射，反射回来的回波通过接

收模块进行放大和处理，处理后的信号通过 PCI 卡上传到计算机，然后通过显示器显示出图象。如果超声诊断设备支持通过界面改变参数，则计算机将相应的数据进行处理后通过 PCI 卡下载到超声探测装置。

探头接口电路包括探头识别电路和探头切换电路，探头识别电路用于识别不同的探头，同时将识别到的信号传送给数字信号处理模块，以确保此时使用的探头是正确的，当错误连接探头或探头型号错误时，能及时切断相关的电路，从而起到保护的作用。探头切换电路是指一组带有控制电路的电子开关，当控制面板发出控制信号指令时，通过计算机传到 PCI 卡再传到数字信号处理模块，数字信号处理模块发出控制信号，使激活的探头的阵元同发射电路高压脉冲信号的输出端相连接。实际上探头的每个阵元和发射模块的放大器连接。假设探头的阵元数为 n 个，则对应的发射电路也为 n 个。当探头的阵元发出超声探测信号后，在人体的组织上产生回波，返回的微弱信号加到接收模块的限幅器上。而事实上，发射模块的输出端同接收模块的限幅器输入端是相连接的；发射模块包含脉冲驱动电路和脉冲放大电路，通常由数字信号处理模块发出的脉冲信号只有几伏，需经过驱动电路放大到十几伏的脉冲信号才能驱动脉冲功率放大电路，脉冲功率放大电路将脉冲信号放大到一百多伏，然后加到探头的阵元上，发出超声探测信号。

接收模块包括：限幅器，模拟电子开关，前置预放和可变增益放大器，A/D 模数转换电路，D/A 数模转换电路，低通滤波器。从探头返回的信号有的很强，甚至高达几十伏，有的则在几个微伏，这样就强的很强而弱的很弱，所以限幅器的任务就是要将过强的信号衰减，限定在一定幅度内。发射模块的输出端与限幅器的输入端是连在一起的，所以它们是一一对应的。经过限幅器出来的回波信号传送到前置放大器，并进行放大后传送到矩阵模拟开关。矩阵模拟开关将信号传送到可变增益的放大器进行进一步的放大，并进行滤波处理后，传送给模数转换器进行

模数转换，模数转换后的数字信号加到波束合成器进行处理。波束合成器完成对超声波束的延时和聚焦，完成聚焦后的信号传送到数字信号处理模块。经数字信号处理模块处理后的信号再传送到 PCI 卡。而另一部分传送到 D/A 数模转换电路。数模转换后的信号经低通滤波器滤波后，再去控制可变增益放大器的放大倍数。

现有的超声诊断仪有如下缺点：具有和探头阵元数相应的多个发射电路，并且每个发射电路的功率都不可调，无法对胎儿起到保护作用。

实用新型内容

本实用新型要解决的技术问题是提供一种超声诊断仪发射电路，克服现有技术的超声诊断仪发射电路的功率都不可调的缺陷。

本实用新型为解决上述技术问题所采用的技术方案为：

一种超声诊断仪发射电路，包括高压调节电路和发射驱动电路，其特征在于：所述高压调节子模块包括 D/A 转换模块、三端精密电压调节器、第一控制器、第二控制器、比较放大器、第一调整器、第二调整器、第一电阻、第二电阻、第三电阻、第四电阻、第五电阻；D/A 转换模块与三端精密电压调节器的控制极相连，三端精密电压调节器的阴极连接第一电阻，三端精密电压调节器的阳极连接第一控制器并接地，比较放大器连接三端精密电压调节器的阴极，并与第一控制器、第二控制器相连，第一控制器连接第一调整器，第二控制器连接第二调整器，第一调整器连接第五电阻，第二电阻的一端连接第二调整器，其另一端连接第三电阻和比较放大器，第四电阻的一端连接第二调整器，其另一端连接第五电阻和比较放大器。

所述的超声诊断仪发射电路，其中：所述发射驱动子模块包括驱动放大模块、P 型场效应管、N 型场效应管、第一电容、第二电容、T/R 开

关；P 型场效应管的漏极连接第二调整器，P 型场效应管的栅极连接第一电容的一端，第一电容的另一端连接驱动放大模块，N 型场效应管的源极连接第一调整器，N 型场效应管的栅极连接第二电容的一端，第二电容的另一端连接驱动放大模块，P 型场效应管的源极连接 T/R 开关，N 型场效应管的漏极连接 T/R 开关，T/R 开关连接所述探头阵列处理模块。

所述的超声诊断仪发射电路，其中：所述的第一控制器由晶体管具体实现。

所述的超声诊断仪发射电路，其中：所述的第二控制器由晶体管具体实现。

所述的超声诊断仪发射电路，其中：所述的第一调整器由晶体管具体实现。

所述的超声诊断仪发射电路，其中：所述的第二调整器由晶体管具体实现。

本实用新型的有益效果为：由于本实用新型设置了可调功率的发射电路，因此可适应各类人体组织，并避免了对胎儿的伤害。

附图说明

图 1 为现有技术超声诊断仪组成示意图；

图 2 为现有技术超声诊断仪模块示意图；

图 3 为本实用新型超声诊断仪模块示意图；

图 4 为本实用新型超声诊断仪细分模块示意图；

图 5 为本实用新型超声诊断仪发射模块电路图之一；

图 6 为本实用新型超声诊断仪发射模块电路图之二。

具体实施方式

下面根据附图和实施例对本实用新型作进一步详细说明:

如图3所示,本实用新型超声诊断仪包括前端装置1和数字信号处理装置2,数字信号处理装置2用于完成数字信号的相位合成、移位控制和显示叠加;前端装置1包括前端逻辑控制模块11、发射模块12、探头阵列处理模块13和接收模块14,其中,前端逻辑控制模块11为前端装置1主控模块,接收数字信号处理装置2的扫描参数,完成对发射模块12和探头阵列处理模块13的控制;发射模块12根据前端逻辑控制模块11的控制信号,向探头阵列处理模块13发送脉冲信号;探头阵列处理模块13发送或接收多组超声波信号,接收发射模块12的脉冲信号,或向接收模块14传送多路回波电信号;接收模块14接收多路回波电信号,完成信号放大、合成、及模/数转换,并将经转换后的数字信号传递至数字信号处理装置2。

如图4所示,发射模块12包括高压调节子模块121和发射驱动子模块122,其中,高压调节子模块121接收前端逻辑控制模块11的控制信号,对输出电压作相应调节,并将输出电压加至发射驱动子模块122;所述的发射驱动子模块122产生脉冲信号,根据前端逻辑控制模块11的控制信号和高压调节子模块121的输出电压,向探头阵列处理模块13发送相应脉宽、周期和幅度的脉冲信号。探头阵列处理模块13包括电子开关阵列子模块131、探头阵列子模块132和探头识别子模块133,其中,电子开关阵列子模块131包括多路发送/接收通道,接收发射模块12传送的脉冲信号,根据前端逻辑控制模块11传递的探头编码信号,将电脉冲信号通过相应的发送/接收通道传递至探头阵列子模块132中对应的阵元;电子开关阵列子模块131根据探头编码信号切换至对应的发送/接收通道,将回波电信号传送至接收模块14;探头阵列子模块132为具有换能器的多阵元探头,其中各个阵元与电子开关阵列子模块131

中的各路发送/接收通道相对应,各个阵元向外发送超声波信号、或接收超声回波信号;探头识别子模块 133 由探头阵列子模块 132 获取探头编码信号,并将其发送至前端逻辑控制模块 11。接收模块 14 包括放大子模块 141 和模/数转换子模块 142,放大子模块 141 对探头阵列处理模块 13 传送的回波电信号进行放大,并将其发送至模/数转换子模块 142 转换为数字信号。

如图 5 所示,本实用新型的发射模块 12 包括高压调节子模块 121 和发射驱动子模块 122,高压调节子模块 121 接收前端逻辑控制模块 (FPGA) 11 的控制信号,对输出电压作相应调节,并将输出电压加至发射驱动子模块 122。发射驱动子模块 122 产生脉冲信号,根据前端逻辑控制模块 4 的控制信号和高压调节子模块 121 的输出电压,向探头阵列子模块 132 发送相应脉宽、周期和幅度的脉冲信号。

如图 5 所示,高压调节子模块 121 包括 D/A 转换模块 70、三端精密电压调节器 6、控制器 71、控制器 73、比较放大器 7、调整器 72、调整器 74、电阻 53、电阻 75、电阻 76、电阻 77、电阻 78; D/A 转换模块 70 与三端精密电压调节器 6 的控制极相连,三端精密电压调节器 6 的阴极连接电阻 53,三端精密电压调节器 6 的阳极连接控制器 71 并接地,比较放大器 7 连接三端精密电压调节器 6 的阴极,并与控制器 71、控制器 73 相连,控制器 71 连接调整器 72,控制器 73 连接调整器 74,调整器 72 连接电阻 78,电阻 75 的一端连接调整器 74,其另一端连接电阻 76 和比较放大器 7,电阻 77 的一端连接调整器 74,其另一端连接电阻 78 和比较放大器 7。发射驱动子模块 122 包括驱动放大模块 20、P 型场效应管 16、N 型场效应管 19、电容 17、电容 18、T/R 开关 79; P 型场效应管 16 的漏极连接调整器 74, P 型场效应管 16 的栅极连接电容 17 的一端,电容 17 的另一端连接驱动放大模块 20, N 型场效应管 19 的源极连接调整器 72, N 型场效应管 19 的栅极连接电容 18 的一端,电容 18

的另一端连接驱动放大模块 20, P 型场效应管 16 的源极连接 T/R 开关 79, N 型场效应管 19 的漏极连接 T/R 开关 79, T/R 开关 79 连接探头阵列处理模块 13。

如图 5 所示, 前端逻辑控制模块 11 发出的一数位信号经 D/A 转换模块 70, 完成对数位信号的解码和模数转换, 转换后的电压来提供三端精密电压调节器 6 的控制极的电压, 使其在 A 点形成一稳定电压, 此电压在不同的前端逻辑控制模块 11 输出数位信号下有不同的值, 此电压值与电阻 75、电阻 76 电阻对调整器 74 的分压值通过比较放大器 7 的 B 模块比较放大输出来驱动控制器 73, 控制器 73 控制调整器 74, 形成正端电压线性可调输出。电阻 77, 电阻 78 对正负电压线性可调输出的绝对差值与 GND 的电压通过比较放大器 7 的模块 C 比较放大, 其输出电压驱动控制器 71 的导通来控制调整器 72, 形成负端电压线性可调输出, 此输出值的绝对值与正电压可调输出的绝对值相互调整以达到一致。以此实现电压可调以完成高压调节子模块 121 输出部分的调节。

图 6 是图 5 电路的细化示意图, 其中控制器 71、控制器 73、调整器 72、调整器 74、都可以由晶体管来具体实现。

本领域技术人员不脱离本实用新型的实质和精神, 可以有多种变形方案实现本实用新型, 以上所述仅为本实用新型较佳可行的实施例而已, 并非因此局限本实用新型的权利范围, 凡运用本实用新型说明书及附图内容所作的等效结构变化, 均包含于本实用新型的权利范围之内。

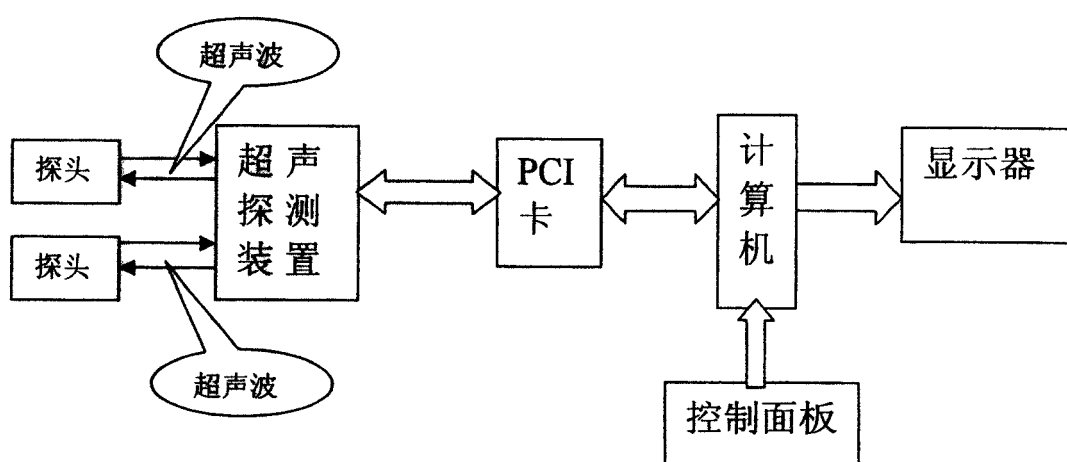


图1

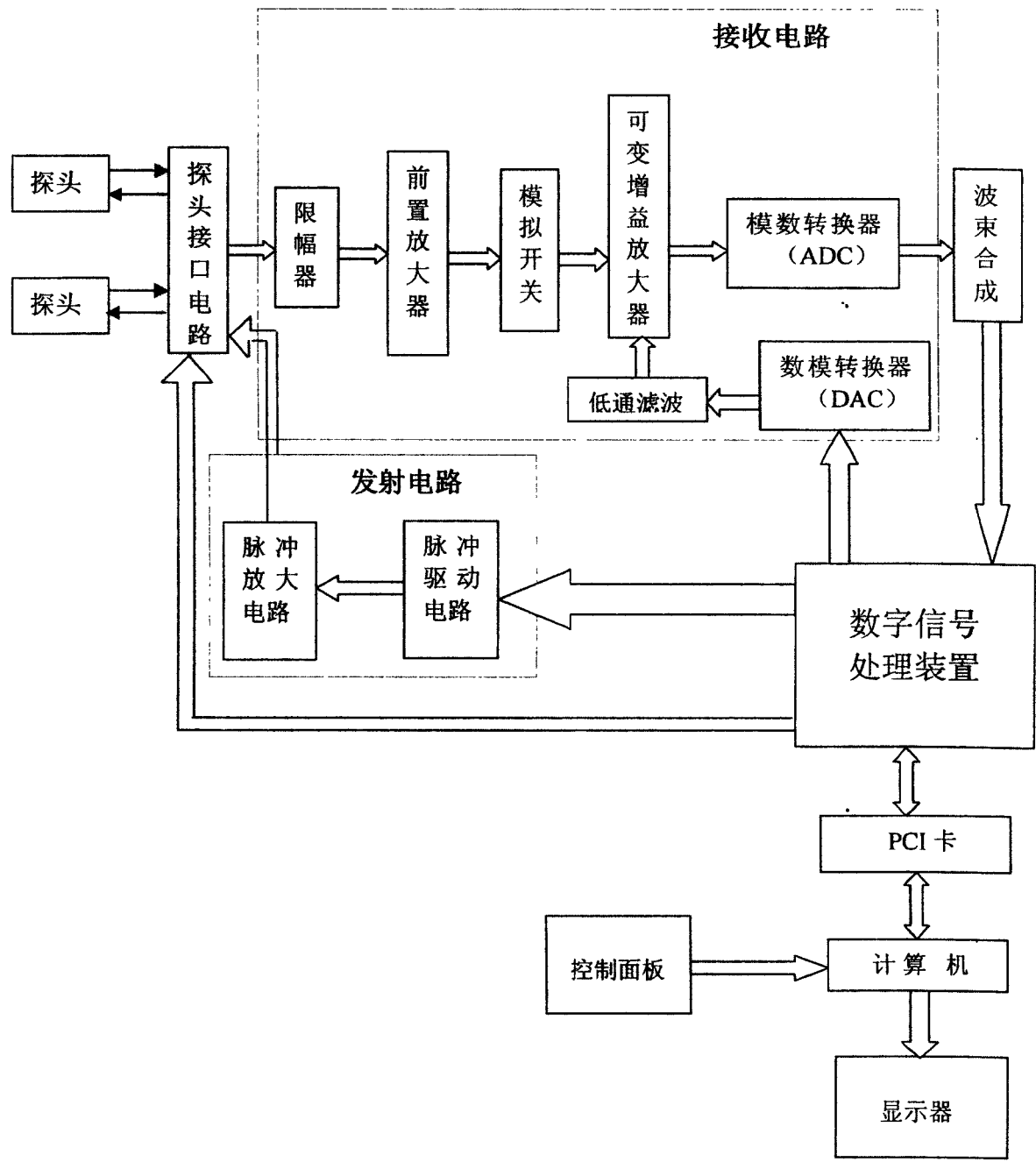


图2

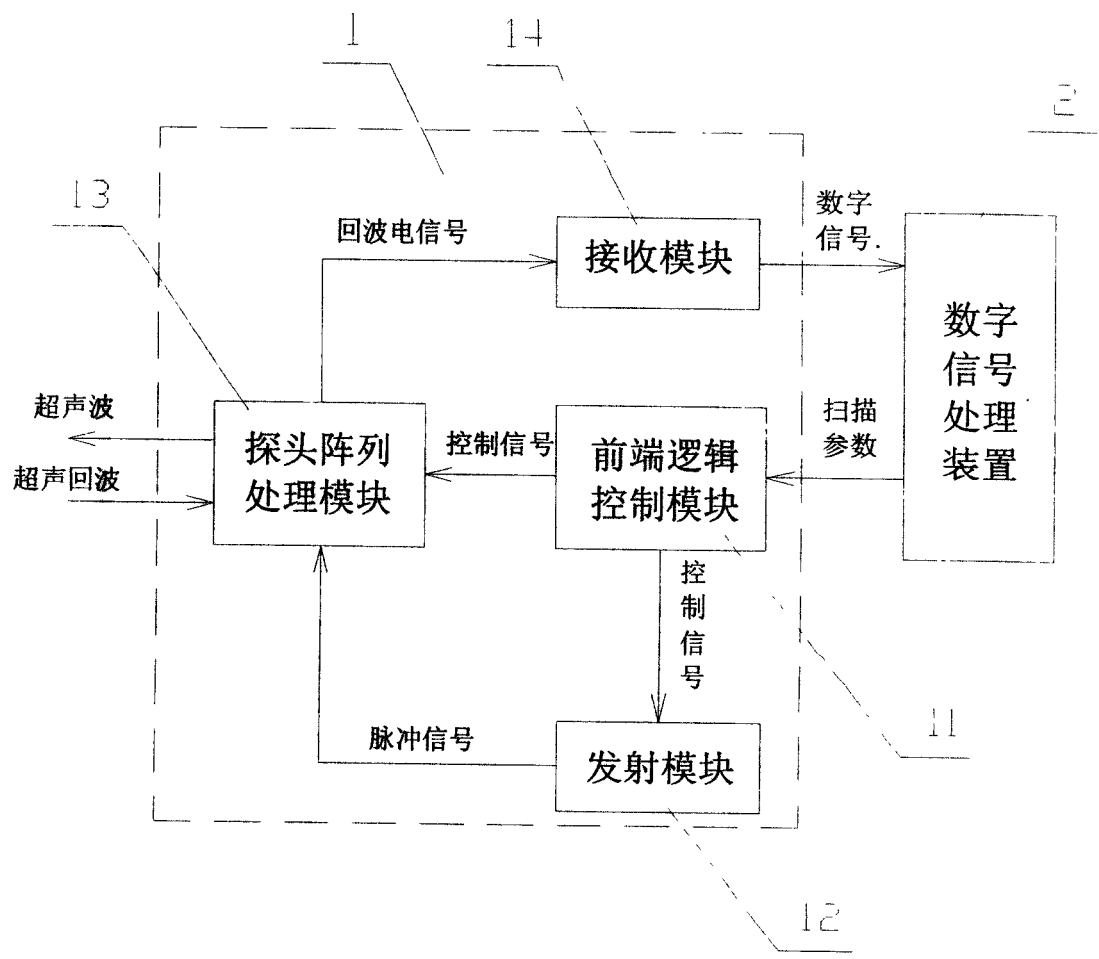


图3

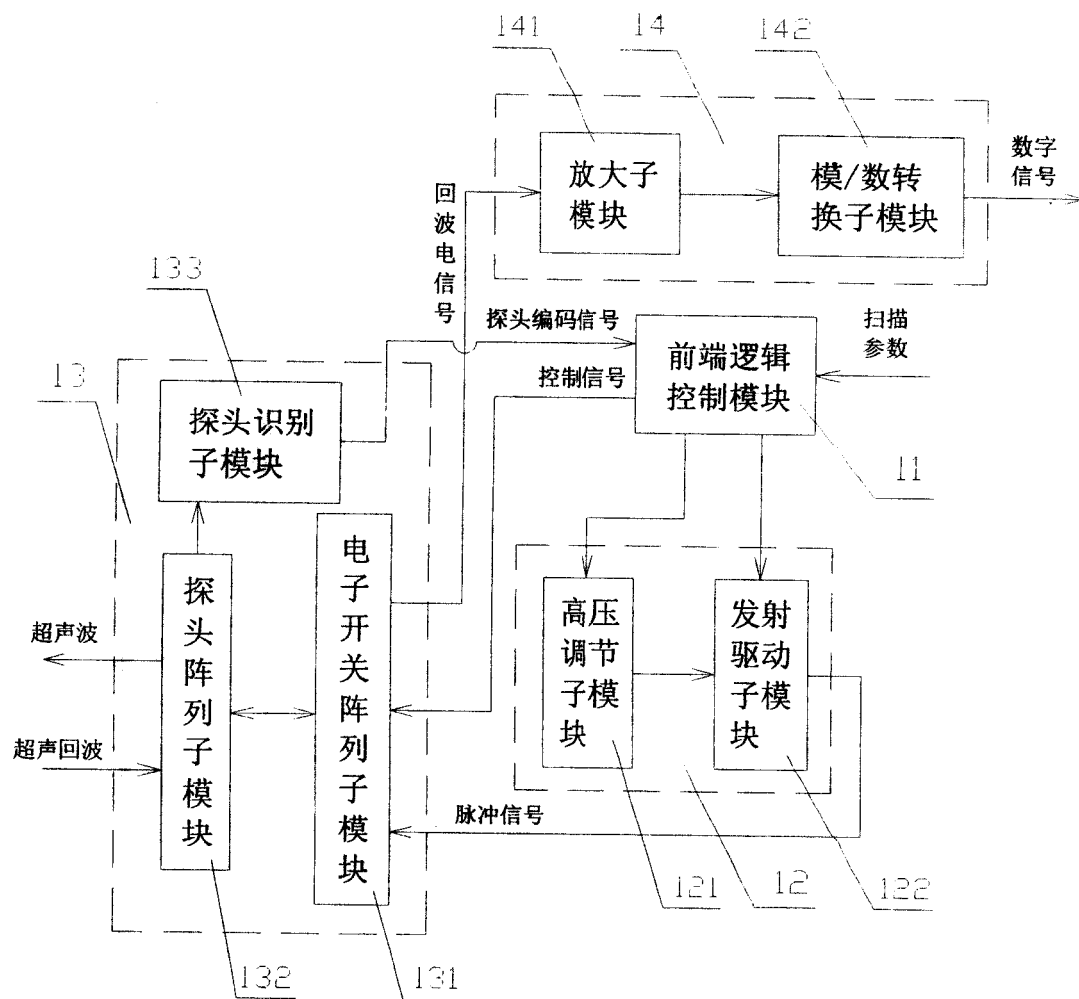


图4

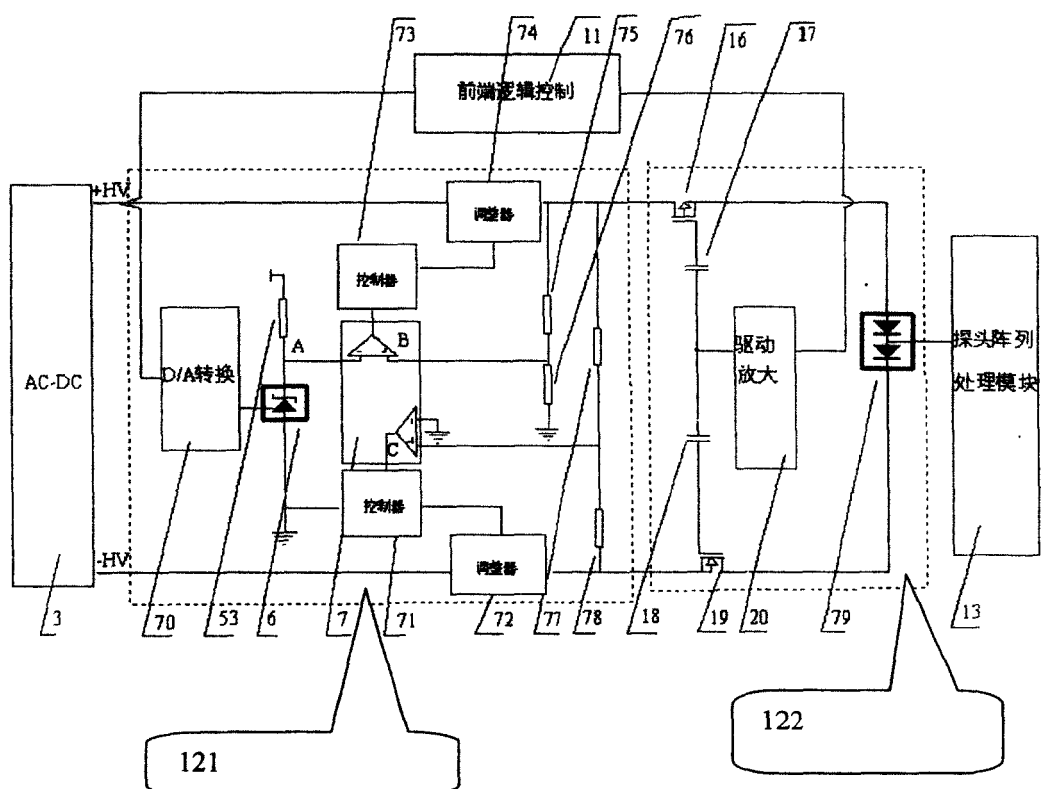


图5

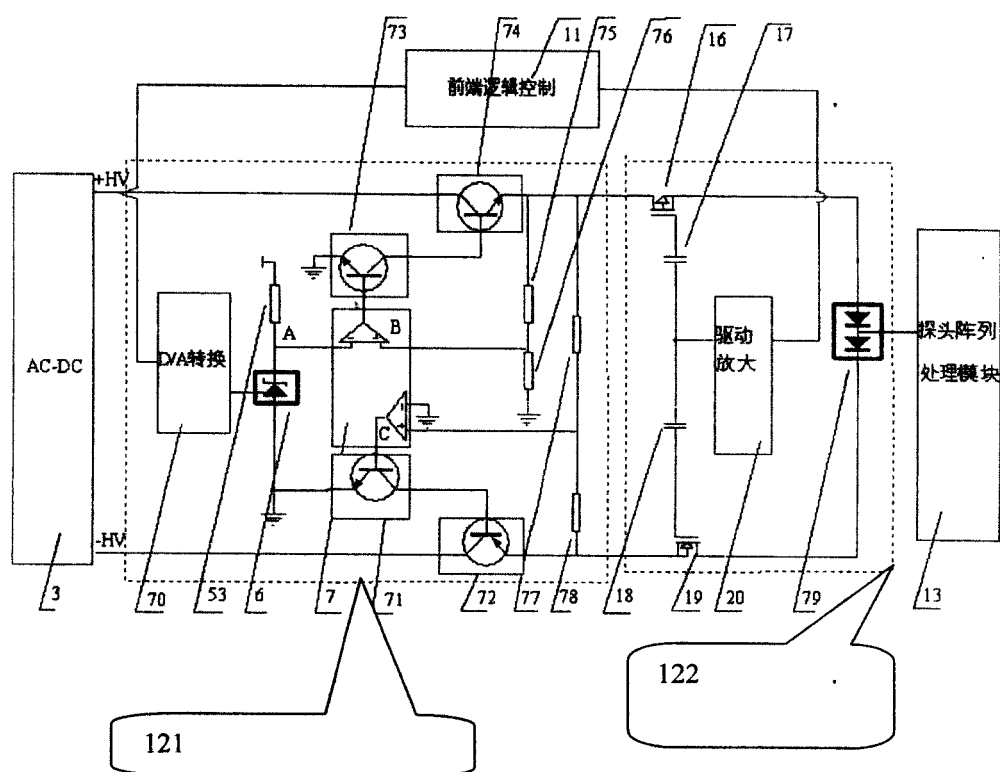


图6

一种超声诊断仪发射电路，包括高压调节电路和发射驱动电路，所述高压调节电路包括D/A转换模块、三端精密电压调节器、第一控制器、第二控制器、比较放大器、第一调整器、第二调整器、第一电阻、第二电阻、第三电阻、第四电阻、第五电阻；D/A转换模块与三端精密电压调节器的控制极相连，三端精密电压调节器的阴极连接第一电阻，三端精密电压调节器的阳极连接第一控制器并接地，比较放大器连接三端精密电压调节器的阴极，并与第一控制器、第二控制器相连，第一控制器连接第一调整器，第二控制器连接第二调整器，第一调整器连接第五电阻，第二电阻的一端连接第二调整器，其另一端连接第三电阻和比较放大器，第四电阻的一端连接第二调整器，其另一端连接第五电阻和比较放大器。

