



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610097877.2

[43] 公开日 2007 年 5 月 23 日

[11] 公开号 CN 1965763A

[22] 申请日 2006.11.17

[21] 申请号 200610097877.2

[71] 申请人 徐州市凯信电子设备有限公司

地址 221000 江苏省徐州市徐州经济开发区
C 区

[72] 发明人 毛 伟 高冬生 冯仰峰 康 恺

[74] 专利代理机构 徐州市三联专利事务所
代理人 周爱芳

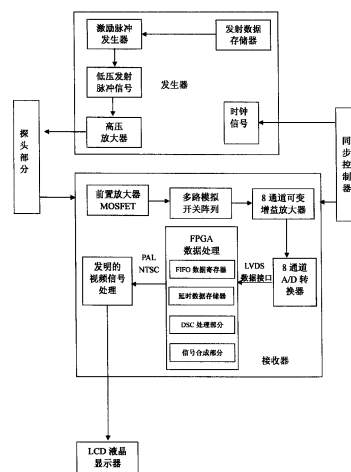
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 7 页

[54] 发明名称

手持式全数字超声诊断仪

[57] 摘要

本发明公开了一种手持式全数字超声诊断仪，属医疗器械。它由发射器、接收器、同步控制器、探头和液晶显示屏组成。所述的接收器由前置放大器、多路模拟开关、可变增益放大器、模数转换器及数据接口组成；其中，前置放大器接收探头的返回探测信号，并对其进行放大传送到多路模拟开关，多路模拟开关将信号输出到可变增益放大器进行进一步放大，并进行衰减补偿后，传送给模数转换器进行模数转换，此后的数字信号由数据接口接收并缓存。本发明的有益效果是：整机的体积小，重量轻；电路简单。



1、一种手持式全数字超声诊断仪，由发射器、接收器、同步控制器、探头和液晶显示屏组成，探头连接在发射器和接收器之间，接收发射器发射的脉冲探测信号及接收由被探测体的探测返回信号并将该返回信号传送给接收器；同步控制器产生同步控制信号，分别控制发射器和接收器的时钟和同步，其特征在于：所述的接收器由前置放大器、多路模拟开关、可变增益放大器、模数转换器以、数据接口、数据处理器和视频信号处理器组成；其中，前置放大器接收探头的返回探测信号，并对其进行放大传送到多路模拟开关，多路模拟开关将信号输出到可变增益放大器进行进一步放大，并进行衰减补偿后，传送给模数转换器进行模数转换，此后的数字信号由数据接口接收并缓存；再经过 FPGA 数据处理器处理后，输出合成信号去 LVDS 芯片，最后输出可显示的 PAL 制式和 NTSC 制式信号；

所述的前置放大器采用多路 MOSFET；

所述的转换器采用八通道 A/D 模数转换器，增益放大器采用八通道可变增益放大器；

采用 AD 输出 LVDS 信号，每路信号两根传输线；

采用 LVDS 芯片处理 B 超视频信号；

采用由 FPGA 同时产生两种模式的 TV 信号即 PAL 制式和 NTSC 制式。

2、如权利要求 1 所述的手持式全数字超声诊断仪，其特征是接收器还设有用于存储接收数据的时间延时参数接收数据存储器，接收器接收探头发来的信号时，从该数据存储器取得时间延时参数对相应的信号进行延时处理。

3、如权利要求 1 所述手持式全数字超声诊断仪，其特征是采用 FPGA 实现对 USB&PS2 鼠标的控制。

手持式全数字超声诊断仪

技术领域

本发明涉及一种医用超声诊断设备，特别是指一种具有液晶屏的手持式全数字超声诊断仪。

背景技术

超声诊断设备的成像是基于使用聚焦超声脉冲对人体中特定部位进行探测的。为了能发射和接收超声波，需要使用专用的超声波探头，它可以同时对发射和接收的超声信号进行聚焦。使用这种探头的聚焦区域内对被研究的人体区域进行扫描。在此情况下，超声波束位于同一平面内，要么形成一组平行的直线，要么形成扇面。

在探测过程中，在探测脉冲发射的间隙，由于被研究人体的内部结构并非均匀，其反射的超声回波信号被记录下来。这些沿着声波在人体软组织中传播的速度基本上可以假定为恒定，因此声波脉冲从探头到某个反射点往返的时间可以根据公式 $T=2 \times L \times C$ 来确定；这里 T 为传播时间， L 为探头到此反射点的距离， C 为声波在人体软组织中的传播速度（大约 1540m/s ）。因此可以确定： $L=T/(2 \times C)$ 。声学图像上相应点的亮度正比于回波信号的幅度值。通常，回波信号已近似于对数变换的规律对显示器的亮度进行调制。

为了将超声波脉冲在 XY 平面上的某点进行聚焦，可以使用对发射和接收信号进行延时的方法。为了在发射声学脉冲时图 5 中 F 点成为探头的焦点，必须使得从压电换能器所有阵元所激发的脉冲能够同时到达这一点。因此，探头距离焦点较远的阵元较早发射脉冲。为了达到这个目的，可以使用电子延迟线，将激发的电子脉冲到达阵元的时间延迟一定的时间间隔。在回波信号接收期间，压电换能器各个阵元的电子信号首先被延迟，然后相加。在此情况下，延迟量的选择原则是：使位于焦点 F 除反射的信号能够同时到达加法器的入口处。

由于超声波辐射的波动特性，电子凸镜的焦点并非一点，而像是聚光灯束，随着焦点的原理，其直径不断增加。超声波束的横向结构同普通凸镜的波束结构相类似，也就是说：波束在中心具有最大值（主瓣）而在两旁具有系列次最大值（旁瓣），这些旁瓣严重地影响着图像的质量。旁瓣的数值可以通过变迹的办法来减弱。具体是使用对各个阵元的信号乘以相应的系数的方法来实现。电子凸镜重要的优势就在于可以很轻松和快速地改变参数，而不用对探头阵元进行任何机械移动。电子凸镜在仪器实时工作过程中，可以改变探测脉冲的发射方

向和探头的焦点区域。除此之外，随着探测信号脉冲向人体探测区域深处传播，相应地回波信号源区域远离探头，凸镜的参数（焦点位置、孔径和变迹）可以在回波信号接收过程中实时改变。在接收过程中实时调整参数的方法相应叫做动态聚焦、动态孔径和动态变迹。

现有的超声诊断仪通常包括如图 1 所示的五个基本模块：发射器、接收器、控制单元、用户界面单元和探头电子多路器。除了电子硬件之外，扫描仪还包含探头。

探头电子多路器可以确保不同的探头在发射电路输出端和接收电路输入端之间的切换。发射器是激发电子探测脉冲的单元，这些脉冲通过到达相应的探头阵元，并形成超声探测脉冲。接收器确保从探头到达的弱回波信号的放大、离散化、数字滤波以及在接收系统中为形成聚焦模块按照规定的流程工作。用户界面单元用于将声学图像在液晶显示器的屏幕上进行显示，同时可通过接收控制面板上的按键输入，控制单元对这些指令进行解释，并将他们转化为控制信号。

探头电子多路器包含一组带有控制电路的电子开关。通过控制单元发出的控制信号将当前使用探头的阵元同发射器输出端与接收器输入端相连。发射器输出端同输出高压放大器的控制端相连。发射器按如下方式工作：在脉冲波到达探测脉冲形成单元的输入端时，形成的数字信号被高压放大器放大，最后到达发射器的输出端。

接收器包含一组低噪声可变增益放大器、同样数量的模数转换器以及专用的处理器。低噪声放大器的输入端形成了接收器的输入端，其输出端同模数转换器的输入端相连。模数转换器的输出端连接专用处理器的数据输入端，而处理器的数据输出端形成了接收器的输出端。接收器按以下方式工作：从接收器输入端进入的模拟信号被低噪声放大器放大、被模数转换器离散化后被置于专用处理器的内存中。专用处理器以一定的时间延迟从所述的内存中提取数据，乘以变迹函数后相加，以此形式来获得电子透镜的聚焦信号。进一步，专用处理器对此信号进行数字滤波、数字检波，然后将数据发送到接收器的输出端。

控制单元是产生时钟同步信号的数字电路，用来控制设备的其他单元。它周期性地启动发射器的信号、允许记录接收器回波的信号以及对于用户界面单元数据准备完毕的信号。

用户界面单元包含依次相连的数据后处理节点、液晶显示设备；同样还包括具有按键和指示灯的控制面板。数据后处理节点的输入端形成了数据单元的输入端，而控制面板的输入/输出形成了数据控制单元的输入/输出端。用户界面单元按以下形式工作：数据后处理节点间接收器的输出数字信号转化为二维灰阶或伪彩图像，显示与直角平面上。这种转换的过程至少由两个部分组成：首先，输入信号根据对数或近似于对数的规律逐点进行非线性转换（通常称为 Y 变换）。这种变换的目的是将很宽的回波信号动态范围转到监视器可显示的动态范

围。在此之后，相应于扇形超声扫描而形成的数字信号将转化为直角平面光栅显示（也就是数字扫描变换）。在进行后处理后，图像被显示在显示屏上。

现有的医用超声诊断设备具有如下的缺点：

- 1、对数压缩采用查表法实现，对数表所用的存储器占用较多的 FPGA I/O 资源，且不能根据实际情况灵活的改变；
- 2、由 FPGA 可编程芯片产生的 TV 信号，只有一种制式即 PAL 制式或 NTSC 制式；
- 3、采用单片机控制器来控制 USB&PS2 鼠标；
- 4、采用 CRT 显示器多为显示设备，体积较大；
- 5、前置放大器通常采用三极管或运算放大器，成本高、布线复杂；
- 6、数据传输通常采用并口，数据接口线很多，实现数据传输复杂。

发明内容

本发明的目的提供一种手持式全数字超声诊断仪，克服已有技术的上述缺点。

本发明的目的是由如下技术方案实现的：一手持式全数字超声诊断仪，由发射器、接收器、同步控制器、探头和液晶显示屏组成。探头连接在发射器和接收器之间，用于接收发射器发射的脉冲探测信号及接收由被探测体的探测返回信号并将该返回信号传送给接收器；同步控制器产生同步控制信号，分别控制发射器和接收器的时钟和同步，其特征在于：所述的接收器由前置放大器、多路模拟开关、可变增益放大器、模数转换器、数据接口、数据处理器和视频信号处理器组成；其中，前置放大器接收探头的返回探测信号，并对其进行放大传送到多路模拟开关，多路模拟开关将信号输出到可变增益放大器进行进一步放大，并进行衰减补偿后，传送给模数转换器进行模数转换，此后的数字信号由数据接口接收并缓存。再经过 FPGA 数据处理器处理后，输出合成信号去 LVDS 芯片，最后输出可显示的 PAL 制式和 NTSC 制式信号；接收器还设有接收数据存储器，用于存储接收数据的时间延时参数，接收器接收探头发来的信号时，从该数据存储器取得时间延时参数对相应的信号进行延时处理。

所述的手持式全数字超声诊断仪，采用由 FPGA 同时产生两种模式的 TV 信号即 PAL 制式和 NTSC 制式。

所述手持式全数字超声诊断仪，采用 FPGA 实现对 USB&PS2 鼠标的控制。

显示器采用液晶屏显示。

所述的前置放大器采用多路 MOSFET；

所述的转换器采用八通道 A/D 模数转换器，增益放大器采用八通道可变增益放大器；

采用 AD 输出 LVDS 信号，每路信号两根传输线；

采用 LVDS 芯片处理 B 超视频信号。

其工作原理是：探头部分在 MCU 系统的控制下，分时发射、接收超声回波信号，即接收发射器发射的脉冲探测信号，并接收由被探测体的探测返回信号并将该返回信号传送给接收器。接收器把接收到的超声回波信号传送到 A/D 转换器进行模拟和数字的转换。A/D 转换器输出的信号为回波数字信号，此信号在波束合成单元进行波束合成。波束合成后的信号，传送到其它处理单元，进行数字扫描转换 DSC 处理其中包括图像后处理等。经过 DSC 处理后的信号被送往信号合成单元，信号合成电路将图象信号、灰阶信号、字符及标记信号，TV 复合同步信号和复合消隐信号一起合成为全电视信号（数字式），再由 LVDS 芯片处理后送到液晶屏显示。

本发明的有益效果是：整机的体积小，重量轻；电路简单、成本低。

附图说明

下面结合附图及实施例对本发明进一步 详细说明。

图 1 为现有的超声诊断仪原理框图；

图 2 为公知的处理 B 超视频信号框图；

图 3 为本发明的液晶手持式全数字超声诊断仪框图

图 4 为手持式全数字超生诊断仪系统结构图；

图 5 为脉冲发射、接收超声波束电子聚焦简图；

图 6 为采用多路 MOSFET 的前置放大器图；

图 7 为本发明的处理 B 超视频信号框图。

具体实施方式

如图 3、图 4 所示，手持式全数字超声诊断仪，由发射器、接收器、同步控制器、探头和液晶显示器组成，探头连接在发射器和接收器之间，接收发射器发射的脉冲探测信号及接收由被探测体的探测返回信号并将该返回信号传送给接收器；同步控制器产生同步控制信号，分别控制发射器和接收器的时钟和同步。

发射器由激励脉冲发生器、发射数据存储器和高压放大器组成。激励脉冲发生器从存储器中取出存储的延时参数控制低压发射脉冲信号，高压放大器接收由激励脉冲发生器产生的低压发射脉冲信号，并将其进行放大，然后传送给探头。

接收器由前置放大器、多路模拟开关、可变增益放大器、模数转换器以及数据接口组成；其中，前置放大器接收探头的返回探测信号即由人体内反射的超声回波信号，经过如图 6 所示的 MOSFET 的前置放大器放大后送往多路模拟开关，并对其进行放大传送到多路模拟开

关，多路模拟开关将信号输出到可变增益放大器进行进一步放大，并进行衰减补偿后，传送给模数转换器进行模数转换，此后的数字信号由数据接口接收并缓存。

接收器还设有接收数据存储器，用于存储接收数据的时间延时参数，接收器接收探头发来的信号时，从该数据存储器取得时间延时参数对相应的信号进行延时处理。

在本实施例中：

1、显示器采用液晶显示器，结构选用手持式，以缩小整机的体积和重量；

2、采用 MOSFET 作为前置放大器，相对于传统的运算放大器，降低布线复杂度，且易于实现电流相加；

3、采用高集成的器件，如转换器采用八通道 A/D 模数转换器，八通道的可变增益放大器来缩小单板面积。

4、采用 AD 输出 LVDS 信号，每路信号只需两根传输线，使数据接口线减少到传统接口的六分之一，且 AD 位数增大无需增加连线，不同位数的 AD 可以互换使用。

5、采用 LVDS 芯片处理 B 超视频信号，使电路简单、节省了很多资源和成本。

6、PAL 和 NTSC 制式的 TV 信号都由 FPGA 产生。由 FPGA 同时产生两种模式的 TV 信号即 PAL 制式和 NTSC 制式。只要在 SETUP 中改变设置 即可实现 PAL 制式和 NTSC 制式的自由转换。

7、用 FPGA 实现对 USB&PS2 鼠标的控制。在 FPGA 中，用硬件搭建了 USB&PS2 鼠标控制模块，实现了对 USB&PS2 鼠标的控制。

采用大规模可编程逻辑器件（FPGA&CPLD），可编程逻辑器件资源丰富，功能强大。基于可编程逻辑器件功能强大，资源丰富的原因，采用 FPGA 实现对 USB&PS2 鼠标的控制，节省了一个单片机芯片。

多路模拟开关阵列将信号输出到 8 通道可变增益放大器进行进一步放大，并补偿超声波随深度变化引起的衰减。

放大后的超声回波信号被送往 8 通道的模数转换器进行模数转换。

如图 7 所示，此后的数字信号，由图 7 中的 LVDS 数据接口接收并转换为并口后，再传送到 FPGA 数据处理器中的 FIFO 数据寄存器，同时接收器接收探头发来的信号时，从 FPGA 数据处理器中的延时数据存储器中，取得对应时间延时参数对相应的信号进行延时处理。

如图 5 所示，为了实现聚焦，波束合成器将 FIFO 寄存器送来的数字信号进行时间移序，并进行插值、相移、变迹、对数预压缩等运算，并将处理过的数据存入存储器，然后将所有的阵元数据求和运算实现波束合成。

波束合成后的信号，传送到其它处理单元，进行数字扫描转换 DSC 处理其中包括图像后处理等。

如图 7 所示，经过 DSC 处理后的信号，被送往 FPGA 数据处理器中的信号合成单元，信号合成电路将图象信号、灰阶信号、字符及标记信号，TV 复合同步信号和复合消隐信号，一起合成为两种制式即 PAL 和 NTSC 制式的数字式全电视信号，再由 LVDS 芯片处理后送到液晶屏显示。

同步控制器产生同步控制信号，分别控制发射器和接收器的时钟和同步。另外，处理 USB&PS2 鼠标的接口时，采用在 FPGA 中，用硬件搭建 USB&PS2 鼠标控制模块，实现了对 USB&PS2 鼠标的控制。

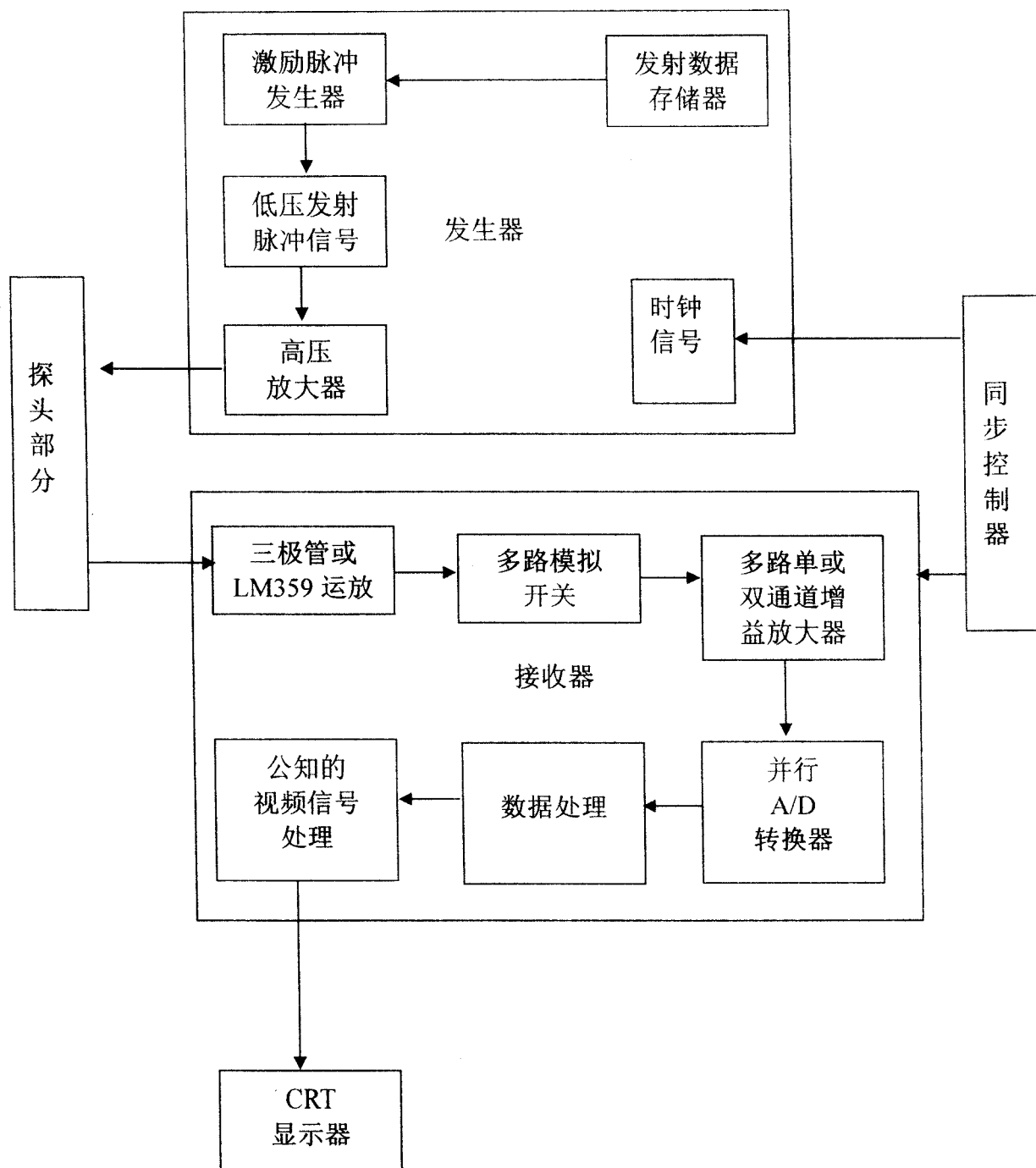


图 1

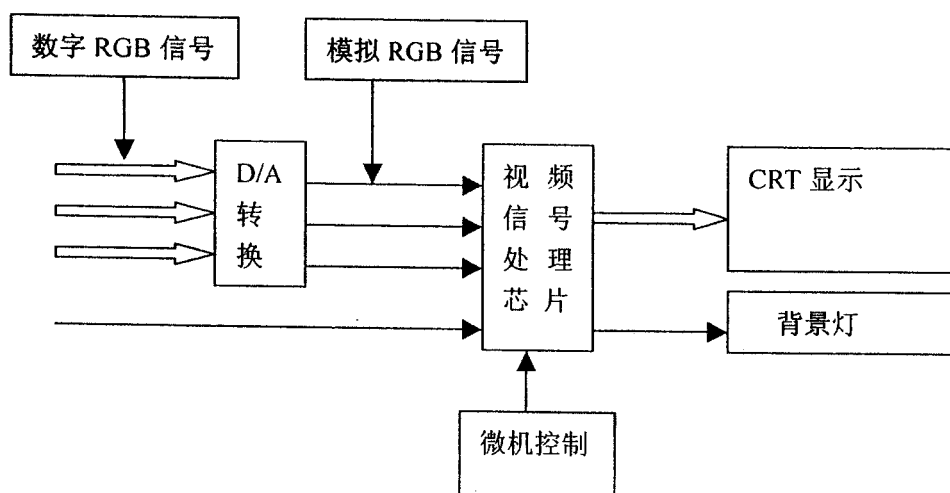


图 2

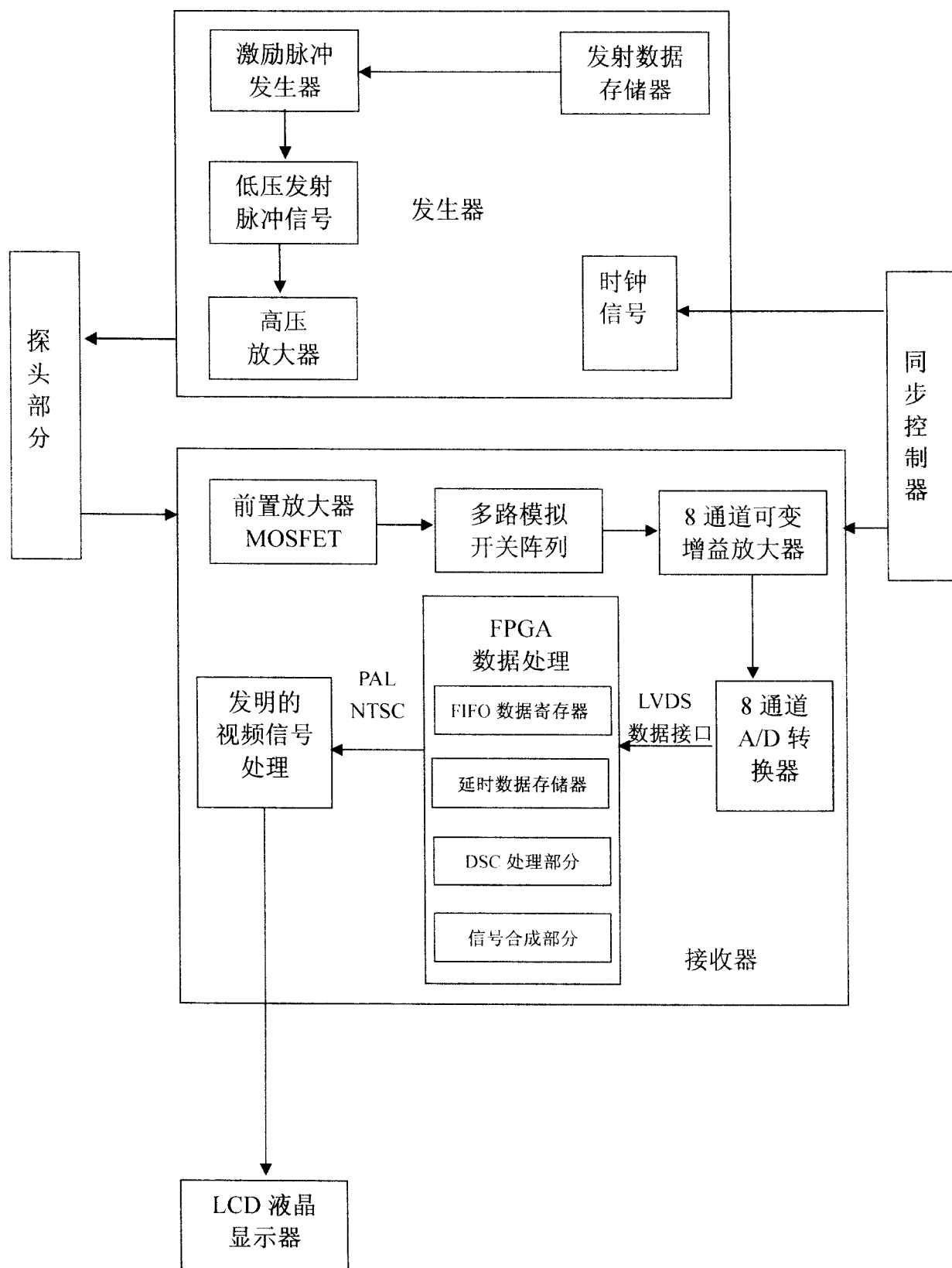


图 3

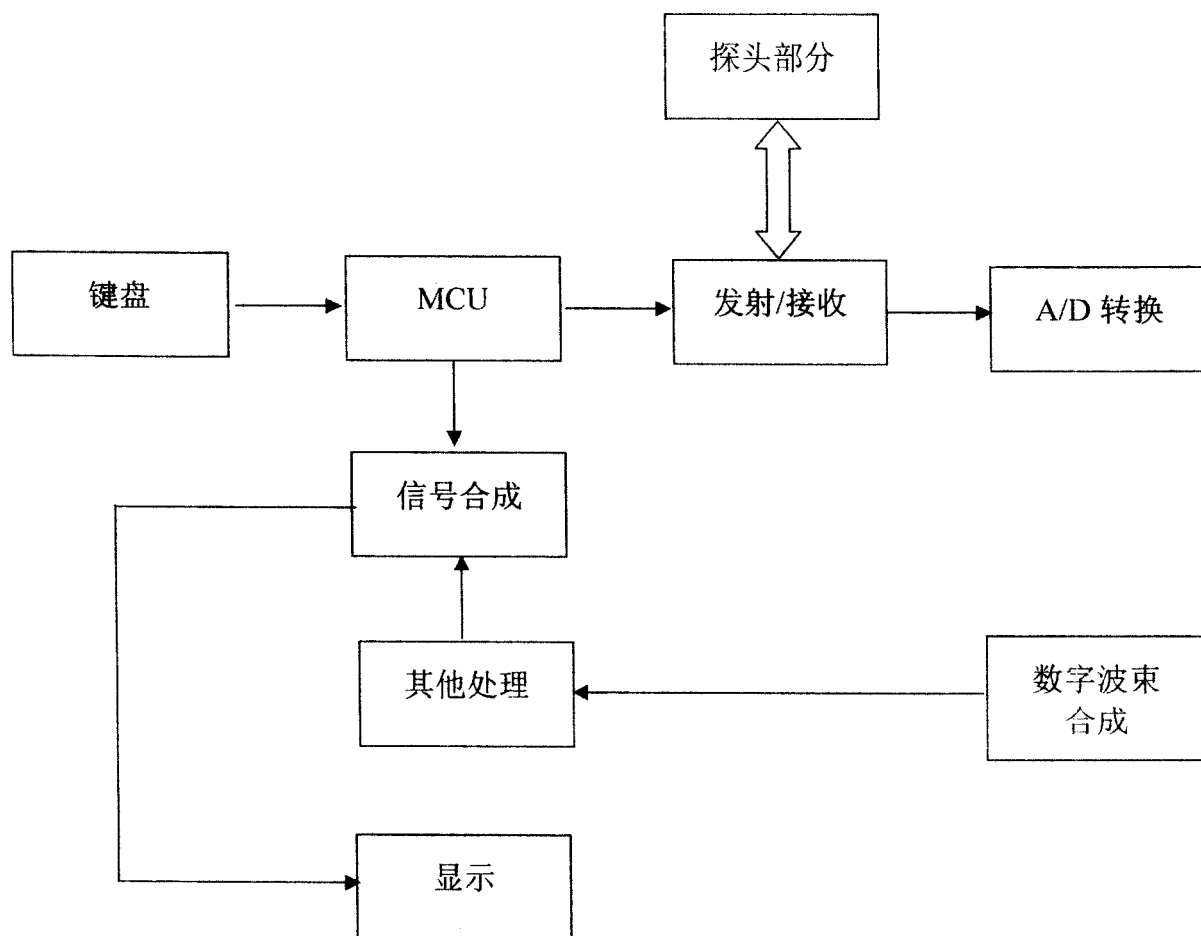


图 4

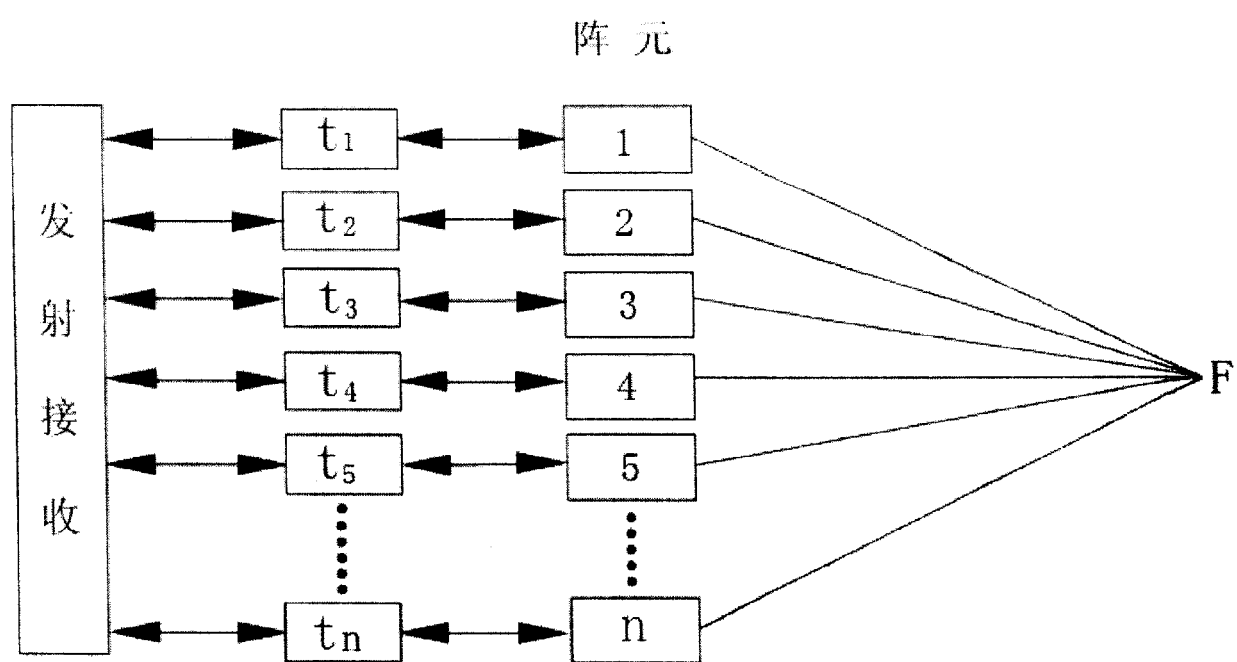


图 5

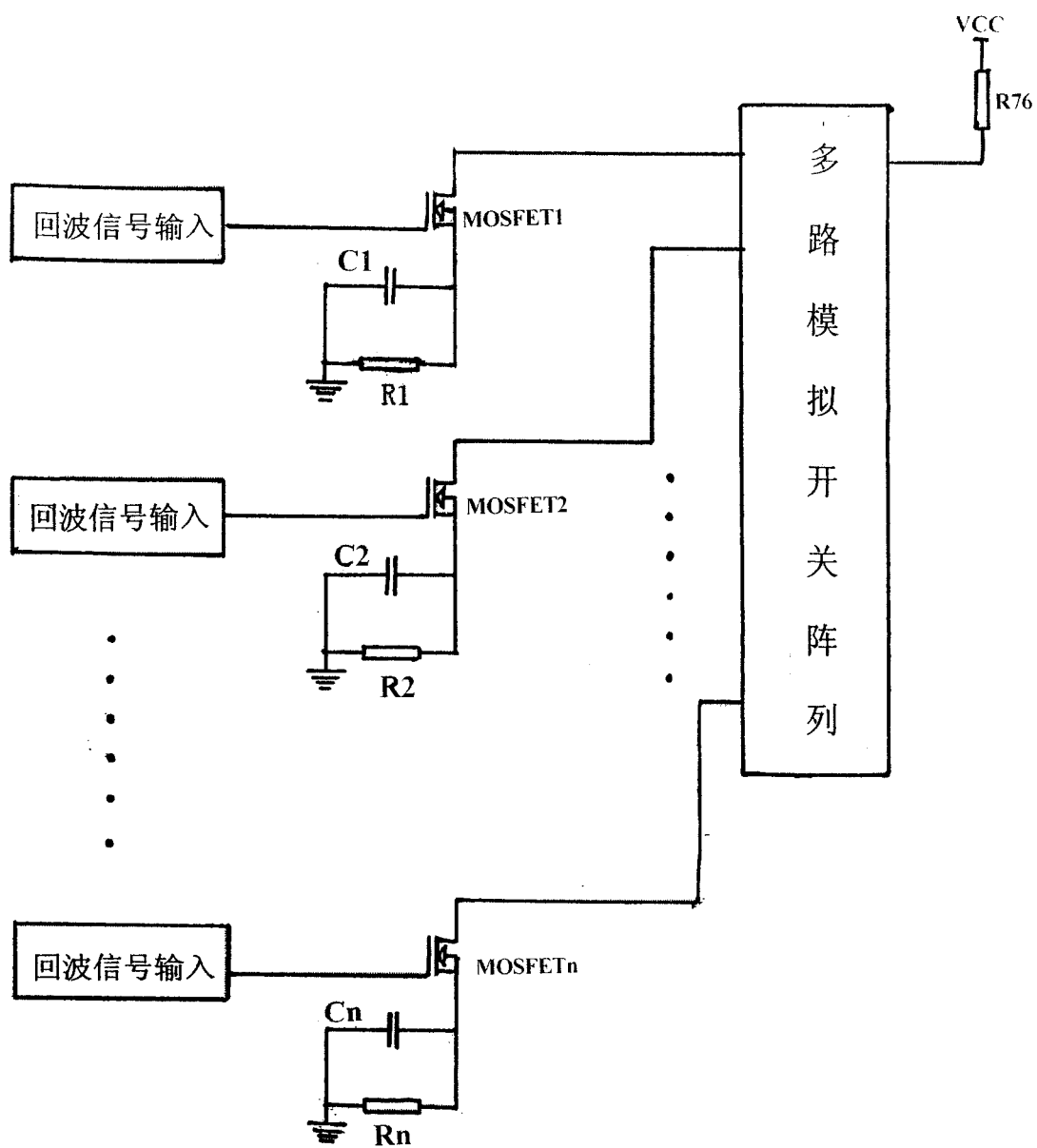


图 6

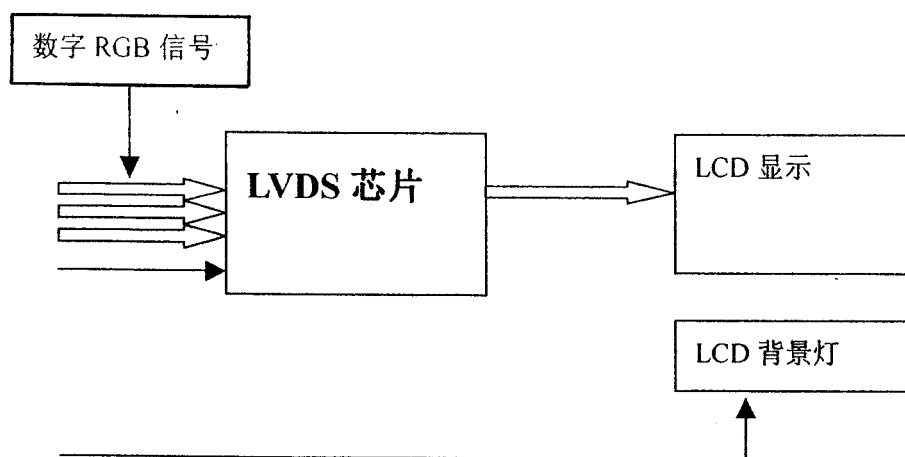


图 7

本发明公开了一种手持式全数字超声诊断仪，属医疗器械。它由发射器、接收器、同步控制器、探头和液晶显示屏组成。所述的接收器由前置放大器、多路模拟开关、可变增益放大器、模数转换器及数据接口组成；其中，前置放大器接收探头的返回探测信号，并对其进行放大传送到多路模拟开关，多路模拟开关将信号输出到可变增益放大器进行进一步放大，并进行衰减补偿后，发送给模数转换器进行模数转换，此后的数字信号由数据接口接收并缓存。本发明的有益效果是：整机的体积小，重量轻；电路简单。

