



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410008660.0

[45] 授权公告日 2008 年 11 月 12 日

[11] 授权公告号 CN 100431497C

[22] 申请日 2004.3.16

[21] 申请号 200410008660.0

[73] 专利权人 北京天惠华数字技术有限公司

地址 100085 北京市海淀区上地七街 1 号
汇众大厦 9 层

[72] 发明人 鲁斯尼·迈克 巴平·伊格尔

张送根 叶冠中 周 强

[56] 参考文献

US2002/0007119A1 2002.1.17

CN2592125Y 2003.12.17

CN1185308A 1998.6.24

CN85102284A 1986.9.17

审查员 彭 燕

[74] 专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司

代理人 刘 芳 刘 薇

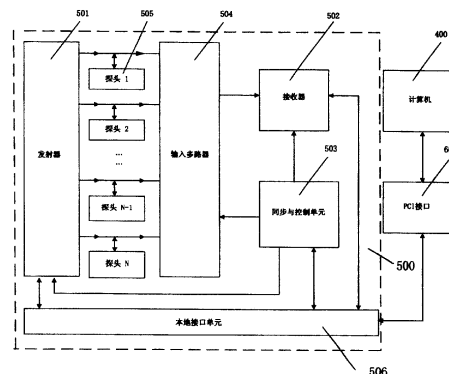
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 5 页

[54] 发明名称

医用超声诊断设备

[57] 摘要

一种医用超声诊断设备，它至少由计算机和超声探测装置连接组成；所述的超声探测装置上设有用于和计算机进行连接、交互的本地接口，计算机通过其标准接口向所述的超声探测装置传送控制信号并进行数据交换；本发明由计算机作为其主控制单元，通过计算机的标准接口和超声探测装置连接，实现了高性能计算和方便的参数配置；本发明的发射器、接收器等装置上分别设有相应的用于存储其设置参数的数据存储器，一旦参数需要改变，则可以通过计算机进行相应的设置，其参数灵活设置或更改，并且，适应了探头的任意改变；本发明的数据接口采用串行设计，探头数量的增加不会导致整个设备的改变，因此实现了探头的灵活配置。



1、一种医用超声诊断设备，其特征在于：它至少由计算机和超声探测装置连接组成；所述的超声探测装置上设有用于和计算机进行连接、交互的本地接口，计算机通过其标准接口向所述的超声探测装置传送控制信号并进行数据交换；

所述的超声探测装置还至少设有控制器、发射器、接收器及探头；超声探测装置的本地接口通过总线连接分别和发射器、接收器、控制器连接，用于将计算机的控制信号传送到所述的发射器、接收器和控制器，并使得计算机和所述的发射器、接收器、控制器进行数据交互；探头连接在发射器和接收器之间，其接收发射器发射的超声探测信号，并接收由被探测体的探测返回信号并将该探测返回信号传送给接收器；

所述的控制器为同步控制器，其通过总线和本地接口连接，用于接收计算机的控制信号，并在该控制信号的作用下产生同步控制信号，分别控制发射器和接收器的时钟和同步。

2、根据权利要求 1 所述的医用超声诊断设备，其特征在于：所述的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，其中，激励脉冲发生器通过总线和本地接口连接，接收来自计算机的控制信号，同时，从发射数据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。

3、根据权利要求 2 所述的医用超声诊断设备，其特征在于：发射器内的高压放大器是由 P 型高压 MOS 晶体管和 N 型高压 MOS 晶体管组成，它们的漏极相连作为输出端，P 型 MOS 晶体管的源极与正高压相连，N 型 MOS 晶体管的源极和负高压相连，它们的栅极分别通过电容耦合到控制它们开关的激励脉冲发生器上。

4、根据权利要求 1 所述的医用超声诊断设备，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；经过模数转换的数字信号由数据接口接收并保存；

所述的数据接口通过总线和本地接口连接，计算机通过本地接口访问并控制该数据接口。

5、根据权利要求 4 所述的医用超声诊断设备，其特征在于：所述的数据接口为一个以上时，其相互之间采用串行连接的方式进行连接，即：其前级数据接口的数字输出信号连接到本级的数字信号输入端，本级的数字输出连接到下级的数字信号输入端，以此类推直到最后一级。

6、根据权利要求 4 或 5 所述的医用超声诊断设备，其特征在于：所述的数据接口上设有接收数据存储器，用于存储接收数据的时间延迟参数。

7、根据权利要求 1 所述的医用超声诊断设备，其特征在于：所述同步控制器还连接有同步数据存储器，用于保存同步控制参数。

医用超声诊断设备

技术领域

本发明涉及一种诊断设备，特别是指一种具有标准总线接口，可以方便地和计算机连接，并且可以灵活设置参数和改变探头数量的医用超声诊断设备。

背景技术

在超声诊断设备的声学成像是基于使用聚焦超声波脉冲对人体中被研究区域进行探测的。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。这些沿着声波束直线上非均匀性的位置可根据回波信号到达的时间来确定。由于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，回波信号以近似于对数变换的规律对电子显像管的射线亮度进行调制。

参见图 1~图 3，这是最简单的线阵探头立体外观的三个方向示意图，包括 XY、YZ 和 ZX 三个平面。可以实现电子扫描的超声波探头，包含具有栅格结构的多阵元电声换能器 EAT。探头 100 的每个阵元 101 都由带有两个电极 102、103 的窄条状压电材料构成。通常这些电极中的一个共用的，如

103。这些阵元 101 位于相对超声波透明的薄膜材料表面，超声波在此材料中的传播速度小于在人体中的传播速度(大约 1540m/s)。在 EAT 薄膜材料的另一面是凸起的圆柱形 104。该部分与人体软组织相接触，此薄膜起到小孔径圆柱形声学凸镜的作用，使声波发射聚焦到 XY 平面。如果电子脉冲同时到达电声换能器的所有阵元，探头 100 将激发圆柱形聚焦脉冲。由于在探头 100 中使用了小孔径透镜，圆柱形聚焦区域的长度可以同透镜聚焦长度相比拟。

参见图 4，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 F 点成为探头 100 的焦点，必须使得从压电换能器 EAT、EAT' 所有阵元所激发的脉冲能够同时到达这一点。因此，探头 100 或 100' 距离焦点更远的阵元(例如： T_1/T_N 或 T_1'/T_N') 应比近一些的阵元(例如： T_2/T_{N-1} 或 T_2'/T_{N-1}') 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 处反射的信号能够同时到达加法器 202 的入口处。

本发明聚焦方法的工作原理实际上同通常的声学凸镜一样，因此也称为电子凸镜。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，随着焦点的远离，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)而在两旁具有系列副最大值(旁瓣)，这些旁瓣严重地影响着声学图像的质量。与在普通凸镜的情况相类似，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基本参数，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。

参见图 5，现有的超声扫描仪通常包括五个基本模块：发射器 301、接收器 302、控制单元 303、用户界面单元 304 和探头电子多路器 305。除了电子硬件之外，扫描仪还包含探头 100(通常有 1-6 个探头)。

探头电子多路器 305 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 301 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 302 确保从探头 100 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波束所需的其他一些处理。控制单元 303 形成一组信号，用于控制所有其他模块按照规定的流程工作。用户界面单元 304 用于将声学图像在监视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 303 对这些指令进行解释，并将它们转化为控制信号。

探头电子多路器 305 包含一组带有控制电路的电子开关。通过控制单元 303 发出的控制信号将当前使用探头的阵元同发射器 301 输出端与接收器 302 输入端相连。发射器 301 包含多通道可编程数字脉冲合成器，其输出端同输出高压放大器的控制端相连(探头每个阵元一个放大器)，其输出端构成发射器 301 的输出端。脉冲合成器包含一组相同的探测脉冲形成单元，每个阵元对应一个。与通道相同数量的数模转换器，其输入端同探测脉冲形成单元的输出端相连，而数模转换器的输出端构成了合成器的输出端。探测脉冲形成单元的启动输入端与脉冲合成器的通用输入端相连，并形成了发射器 301 的输入端。发射器 301 按如下方式工作：在脉冲波到达探测脉冲形成单元的启动输入端时，形成的数字信号被高压放大器放大，最后到达发射器 301 的输出端。

接收器 302 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 302 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 302 按以下方式工作：从接收器 302 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 302 的输出端。

控制单元 303 是产生时钟同步信号的数字电路，用来控制设备的其它单元。它周期地发射启动发射器 301 的信号、允许记录接收器 302 回波的信号以及对于用户界面单元 304 数据准备完毕的信号。

用户界面单元 304 包含依次相连的数据后处理节点、信息显示设备；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 303 的输入/输出端形成了数据控制单元 304 的输入/输出端。用户界面单元 304 按以下形式工作：数据后处理节点将接收器 302 的输出数字信号转化为两维灰阶图像，显示于直角光栅平面上。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）。这种转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。除此之外，用户操作界面单元 304 将控制面板的状态信息转移到控制单元 303，并且根据从控制面板到达的命令打开或关闭指示灯。美国专利 5685308 中描述的最接近于本发明的设备。

综上所述：现有的医用超声诊断设备具有如下的缺点：

- 1、都具有和探测设备一体化设置的控制单元，由于控制单元仅为所述

的医用超声诊断设备设计，通常是专用的、固定的；因此，可连接的探头数量也是固定的。

2、当连接的探头发生变化时，发射器、接收器的延时参数也应相应地改变；而现有探测设备的发射器、接收器等参数设置是固定的，不可更改；并且，现有的发射器、接收器一一对应固定的多路电路，探头一旦改变则无法适应。

3、现有的超声探测设备的数据接口通常是并行设计，因此，增加探头时，会使得相应的电路改动极大，无法实现探头的灵活配置。

发明内容

本发明的主要目的在于提供一种医用超声诊断设备，它由计算机作为其主控制单元，通过计算机的标准接口和超声探测装置连接，实现高性能计算和方便的参数配置。

本发明的另一目的在于提供一种医用超声诊断设备，其发射器、接收器等装置的参数可以灵活设置或更改，并且，适应探头更换任意改变。

本发明的再一个目的在于提供一种医用超声诊断设备，其数据接口采用串行设计，实现探头的灵活配置。

本发明的目的是这样实现的：

为了实现本发明的第一个目的，本发明的医用超声诊断设备，至少由作为主控制单元的计算机和超声探测装置连接组成；计算机通过其标准接口与超声探测装置进行连接、交互，计算机通过其标准接口向所述的超声探测装置传送控制信号并进行数据交换，实现高性能计算和方便的参数配置；

所述的超声探测装置还至少设有控制器、发射器、接收器及探头；超声探测装置的本地接口通过总线连接分别和发射器、接收器、控制器连接，用于将计算机的控制信号传送到所述的发射器、接收器和控制器，并使得计算机和所述的发射器、接收器、控制器进行数据交互；探头连接在发射

器和接收器之间，其接收发射器发射的超声探测信号，并接收由被探测体的探测返回信号并将该探测返回信号传送给接收器；

所述的控制器为同步控制器，其通过总线和本地接口连接，用于接收计算机的控制信号，并在该控制信号的作用下产生同步控制信号，分别控制发射器和接收器的时钟和同步。

上述的发射器由激励脉冲发生器、发射数据存储器 and 高压放大器组成，其中，激励脉冲发生器通过总线和本地接口连接，接收来自计算机的控制信号，同时，从发射数据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。

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；经过模数转换的数字信号由数据接口接收并保存；

所述的数据接口通过总线和本地接口连接，计算机通过本地接口访问并控制该数据接口。

当数据接口为一个以上时，其相互之间采用串行连接的方式进行连接，即：其前级数据接口的数字输出信号连接到本级的数字信号输入端，本级的数字输出连接到下级的数字信号输入端，以此类推直到最后一级。这样连接的结果使得本发明的探头、接收器的数量可以任意扩展，而不必担心受到限制。

在数据接口上设有接收数据存储器，用于存储接收数据的时间延迟参数。接收器在接收探头发来的信号时，从该数据存储器中取得时间延时参数对相应的信号进行延时处理。同时，上述的计算机也可以通过数据接口对所述的数据存储器中的数据进行设置和/或修改。

上述同步控制器还连接有同步数据存储器，用于保存同步控制参数。同时，上述的计算机也可以通过控制器对所述的同步数据存储器中的数据进行设置和/或修改。

本发明由计算机作为其主控制单元，通过计算机的标准接口和超声探测装置连接，实现了高性能计算和方便的参数配置。本发明的发射器、接收器等装置上分别设有相应的用于存储其设置参数的数据存储器，一旦参数需要改变，则可以通过计算机进行相应的设置，其参数的设置或更改更加灵活，并且，适应了探头的任意改变。本发明的数据接口采用串行设计，探头数量的增加不会导致整个设备的改变，因此实现了探头的灵活配置。

附图说明

- 图 1 为 ZX 平面上电声换能器阵列的线性探头简图；
- 图 2 为 YX 平面上电声换能器阵列的线性探头简图；
- 图 3 为 YZ 平面上电声换能器阵列的线性探头简图；
- 图 4 为测试脉冲发射与接收超声波束电子聚焦的最简功能图；
- 图 5 为现有产品的原理方框图；
- 图 6 为本发明的医用超声诊断设备的原理方框图；
- 图 7 为本发明一具体实施例探测装置的电路原理示意图；
- 图 8 为本发明一具体实施例中高压脉冲放大器的电路原理图。

具体实施方式

以下结合附图和具体的实施例对本发明作进一步的详细说明：

参见图 6、7，本发明由计算机 400 和超声检测装置 500 组成，计算机 400 和超声检测装置通过 PCI 接口（Peripheral Component Interconnection，周边元件扩展接口）600 连接通信，其中，超声检测装

置 500 包括发射器 501、接收器 502、同步与控制单元 503、输入多路器 504 和一个以上的探头 505、本地接口单元 506, 所述的探头 505 设置在发射器 501 与输入多路器 504 之间, 接收发射器 501 发射的超声探测信号, 并接收由被探测体的探测返回信号并将该探测返回信号通过输入多路器 504 传送给接收器 502, 同步与控制单元 503 接收计算机 400 的控制信号, 并在该控制信号的作用下产生同步控制信号, 分别控制发射器 501 和接收器 502 的时钟和同步, 本地接口单元 506 分别与发射器 501、接收器 502、同步与控制单元 503、PCI 接口 600 连接, 通过 PCI 接口 600 实现计算机 400 对激励脉冲发生器 PCTRL、数据存储器 RM1...RM(K)、数据处理器 RS 等现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array, 简称 FPGA)器件的配置, 并对各有关存储的数据进行加载。

参见图 7, 数据处理器 RS 通过 PCI 接口 600 接收到计算机 400 发出的工作指令后, 自动完成对激励脉冲发生器 PCTRL、数据接口单元 RBI...RB(K), 以及多路模拟开关阵元 IPS 电路的工作状态的控制。其中, 数据接口单元 RBI...RB(K) 由 FPGA 构成, 接收数据所有的时间延迟控制数据分别存储在数据存储器 RM1...RM(K) 中。激励脉冲发生器 PCTRL 产生激励探头的前端低压脉冲, 由高压放大 HA1-HA(N)放大, 激励探头各阵元 E1-E(N) (设阵元数为 N)。

图 8 为高压脉冲放大器的电路原理图, 高压放大器由 P 型 MOS 晶体管 VT1 和 N 型 MOS 晶体管 VT2 组成, 它们的漏极相连接作为高压的输出端, P 型 MOS 晶体管 VT1 和 N 型 MOS 晶体管 VT2 的源极分别接正负高压电源, 它们的栅极分别通过电容 C1、C2 连接到脉冲激励发生器 PCTRL。高压发生器电路和探头的阵元是一一对应的, 但在形成图像的某一条扫查线时, 只有部分相关的激励电路参与工作, 其余的电路处于闲置状态, 很容易通过编程的方法改变参与工作的激励电路的数量。

由人体内反射的超声回波信号, 在阵元 E1-E(N) 上感应弱电信号, 该信

号传送到由前置放大器 $PA1 \dots PA(N)$ 进行前置放大。前置放大器的数量和探头阵元数量也是一一对应的，同样地，在形成图像的某一条扫查线时，也不是所有的回波信号都是必需的，一般经常选取离扫查线最近的回波信号来合成某一条扫查线的信号，我们可以简单地来理解，形成一条扫查线所要用的回波信号的路数就是接收通道数，（设通道数为 M ）很显然，接受通道数小于探头阵元数，把经过前置放大的信号通过多路模拟开关 IPS，使得需要的信号连接到后端电路继续处理，把其余暂时不用阵元的前置放大器断开，完成所有信号的接收通道的变换。当改变扫查线位置时，多路模拟开关作相应的切换，改变前置放大器的接入分配。

可变增益放大器 $VA1 \dots VA(M)$ 的输入端就是多路模拟开关的输出端，进一步对信号进行放大，并补偿超声波随深度变化引起的衰减。然后，经放大的模拟信号经模数转换器 $ADC1 \dots ADC(M)$ 进行数字化转换。转换后的数字信号进入到数据接口单元 $RB1 \dots RB(K)$ 进行一定延迟规律的串行相加，被加的数据的延迟量由数据存储器 $RM1 \dots RM(K)$ 所存储的数据控制，数据存储器 $RM1 \dots RM(K)$ 中的控制数据可由计算机 400 加载，数据接口单元 $RB1 \dots RB(K)$ 之间为串行联接，数据相加。最后相加的数据进入数据处理器 RS，完成对接收数据的后处理，并存在数据存储器 RMS 中。当完成一帧图像的扫描以后，由数据处理器 RS 向 PCI 接口 600 发生就绪应答，由计算机通过 PCI 接口 600 完成图像数据接收，并进一步处理获得数据，然后显示。

计算机 400 通过接口电路对激励脉冲发生器 PCTRL，数据存储器 $RB1 \dots RB(K)$ ，数据处理器 RS 电路进行数据加载，在形成图像的发射和数据接收过程中，计算机 400 并不参与，而由数据处理器 RS 完成对激励脉冲发生器 PCTRL，数据存储器 $RB1 \dots RB(K)$ 的控制，数据处理器 RS 首先给激励脉冲发生器 PCTRL 电路发出开始脉冲，激励脉冲发生器 PCTRL 就自动产生激励脉冲，相关阵元针对一条扫查线只发射单个或若干个激励脉冲，而不是持续工作的。等所有相关阵元发射结束后，数据处理器 RS 给数据存储器 $RB1 \dots RB$

(K) 发出开始脉冲, 接收电路就开始接收回波信号。等接收完一条扫查线后, 数据处理器 RS 重复上面的控制, 发射和接收电路则会根据配置自动改变下一扫查线所用的参数。等到所有扫查线接收完后, 得到一帧图像数据, 数据处理器 RS 通过接口向计算机 400 发出工作结束信号, 请求计算机 400 读取数据。当计算机 400 读取完数据后, 就向数据处理器 RS 写入继续工作的指令, 数据处理器 RS 向激励脉冲发生器 PCTRL, 数据存储器 RB1...RB(K) 发出复位信号, 使它们回到初始状态, 然后再向激励脉冲发生器 PCTRL, 数据存储器 RB1...RB(K) 发出工作信号, 重新形成新的图像数据, 此时, 计算机 400 对读取数据进一步加工处理, 形成可视的图像, 并等待数据处理器 RS 发出的工作结束的信号。

最后应说明的是: 以上实施例仅用以说明本发明而并非限制本发明所描述的技术方案; 因此, 尽管本说明书参照上述的各个实施例对本发明已进行了详细的说明, 但是, 本领域的普通技术人员应当理解, 仍然可以对本发明进行修改或者等同替换; 而一切不脱离本发明的精神和范围的技术方案及其改进, 其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

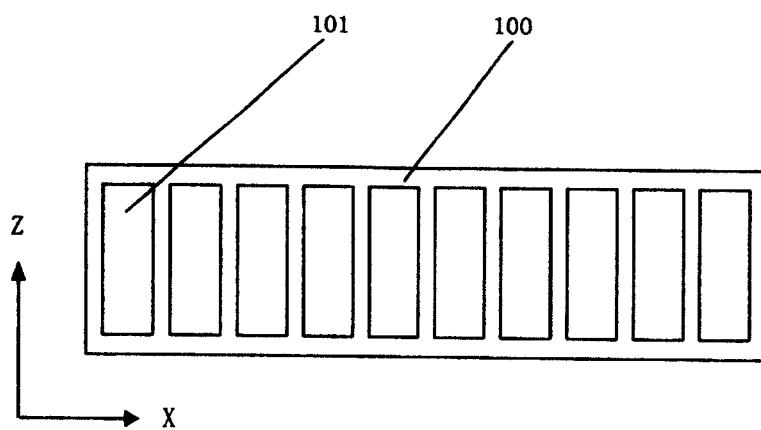


图 1

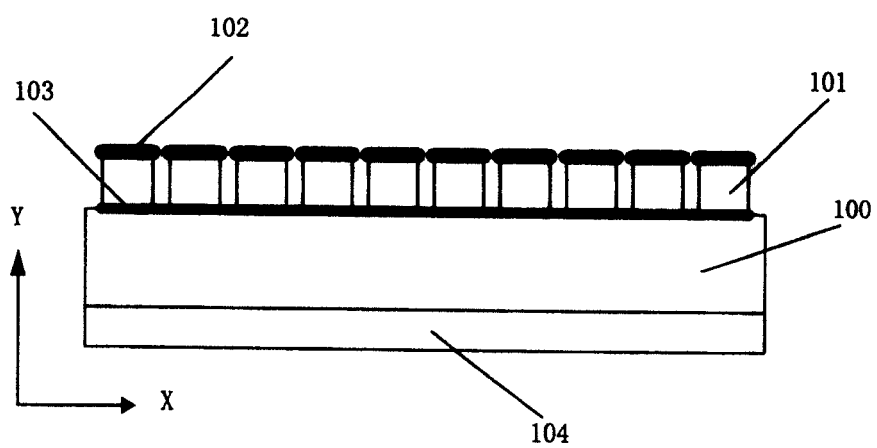


图 2

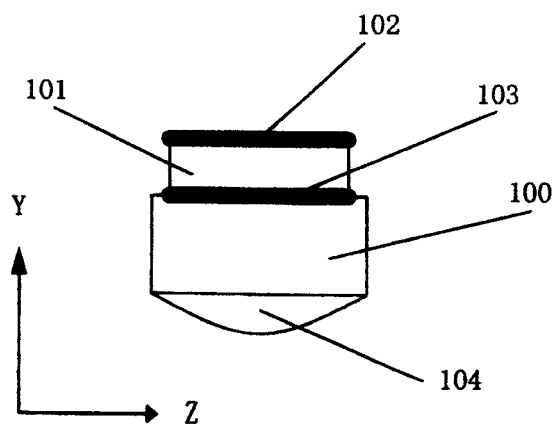


图 3

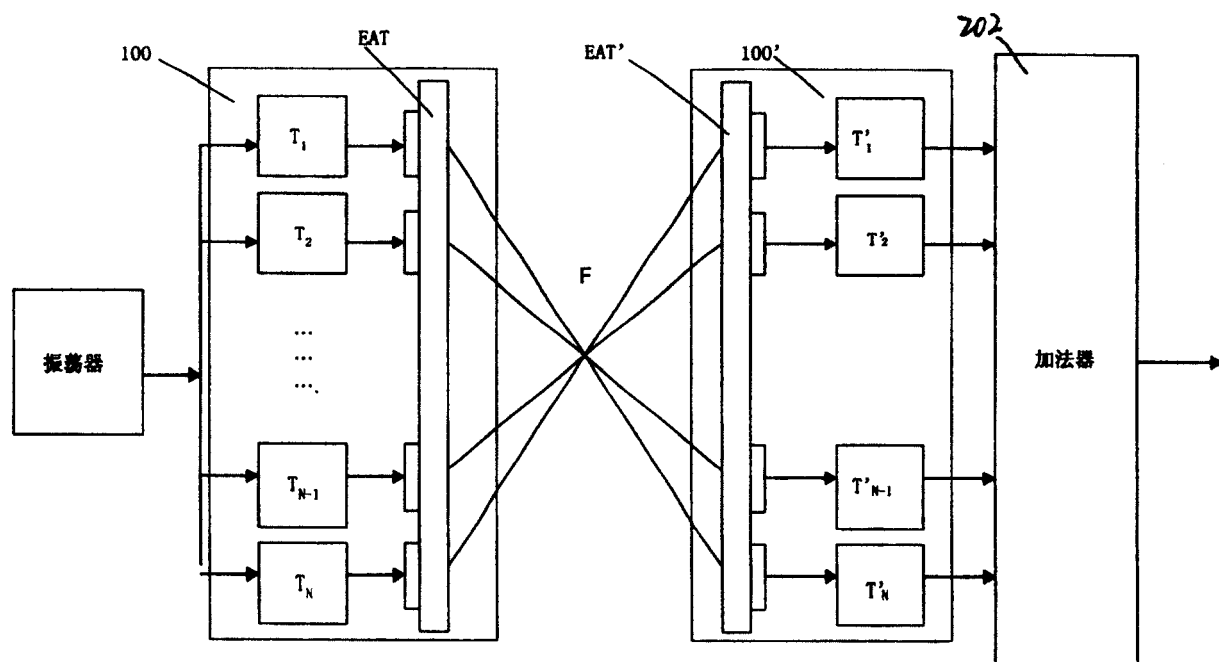


图 4

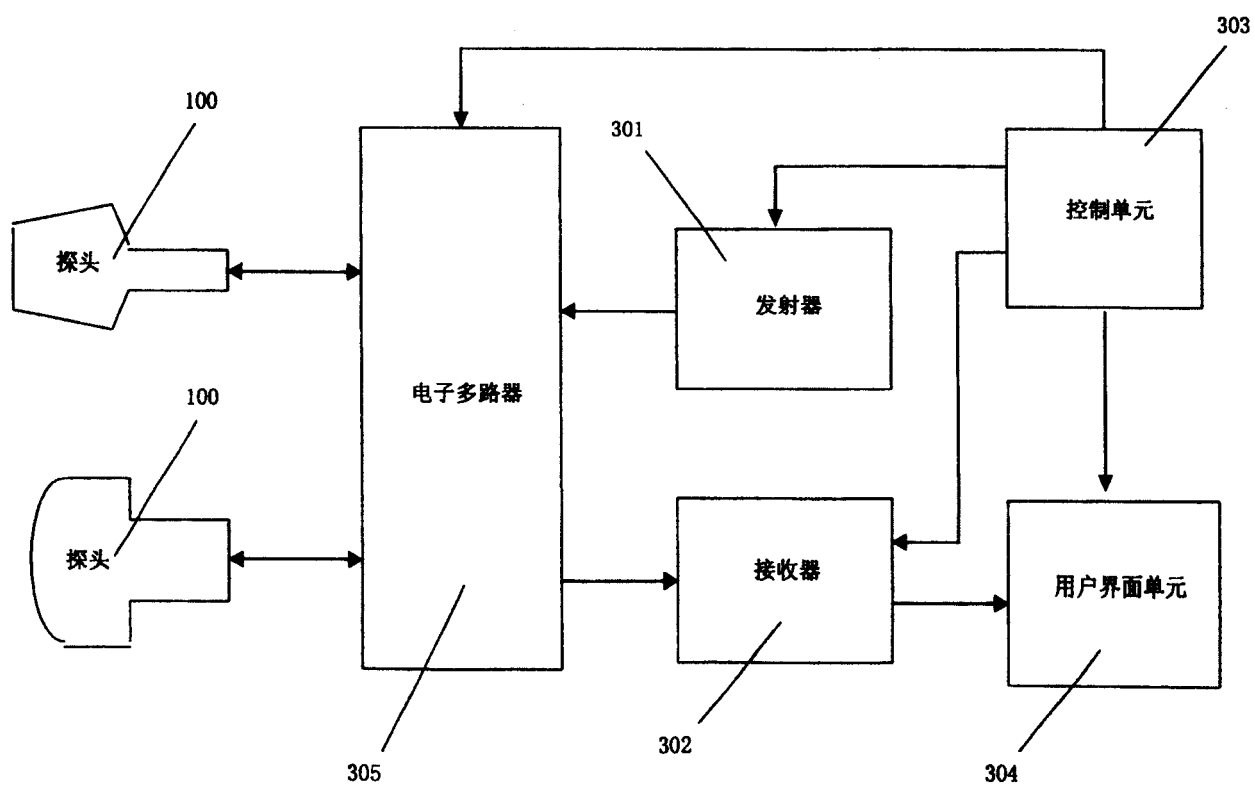


图 5

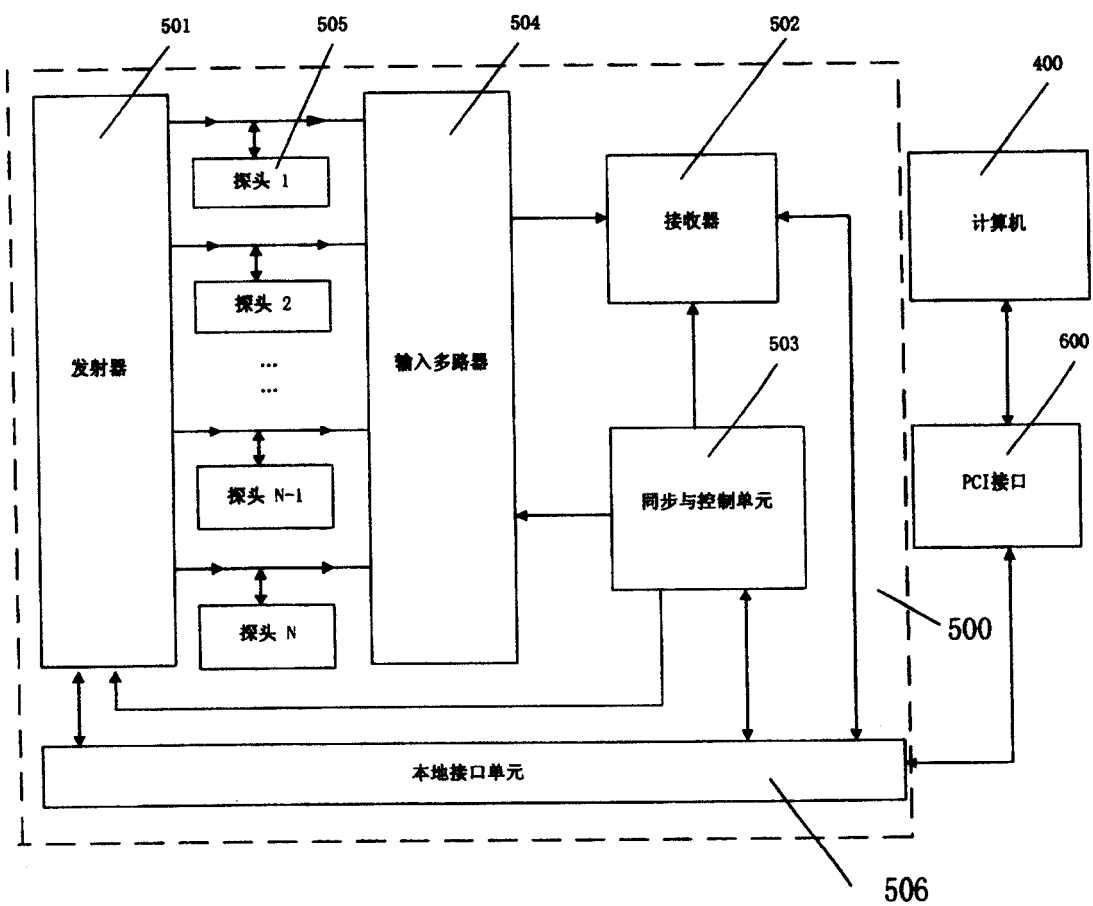


图 6

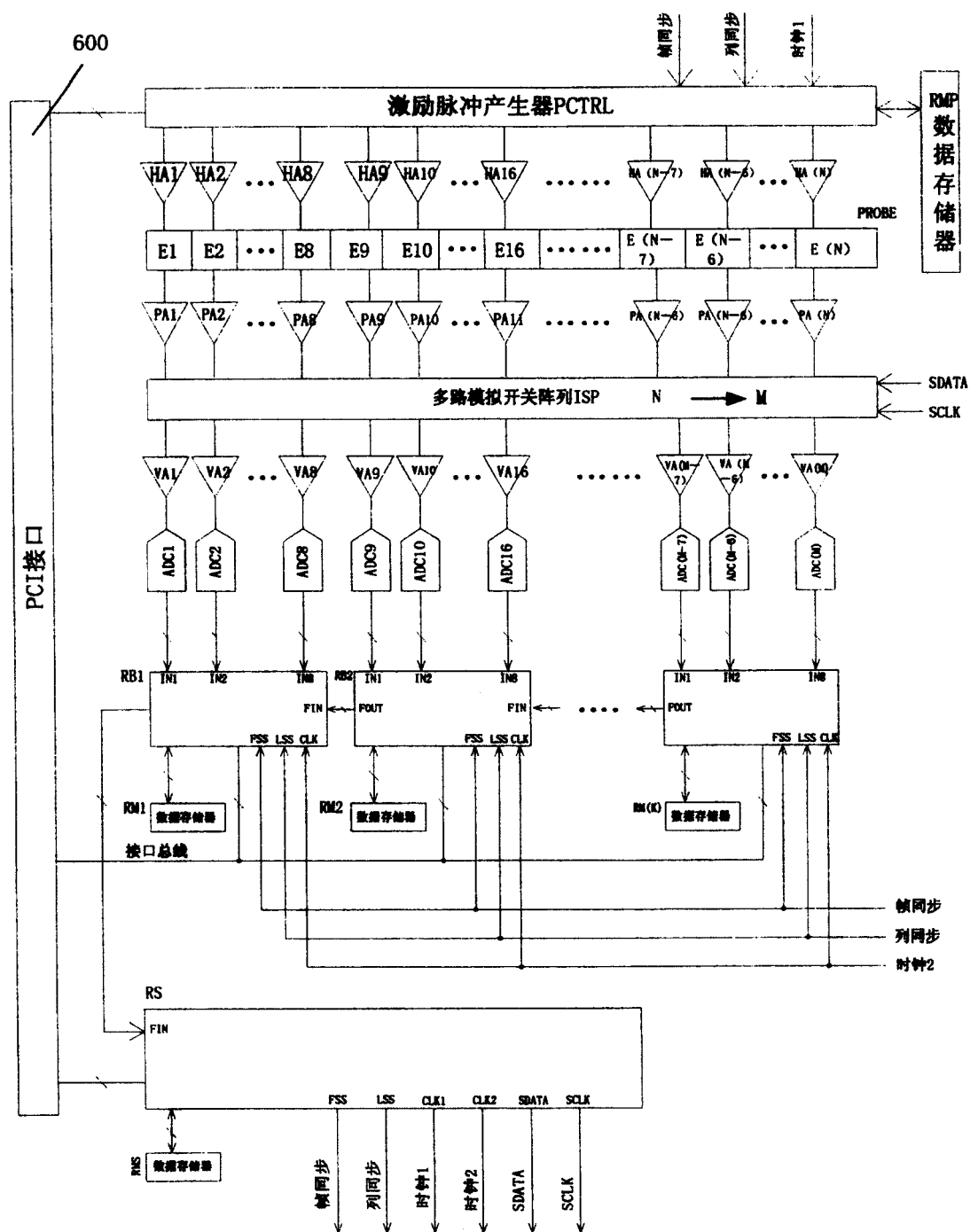


图 7

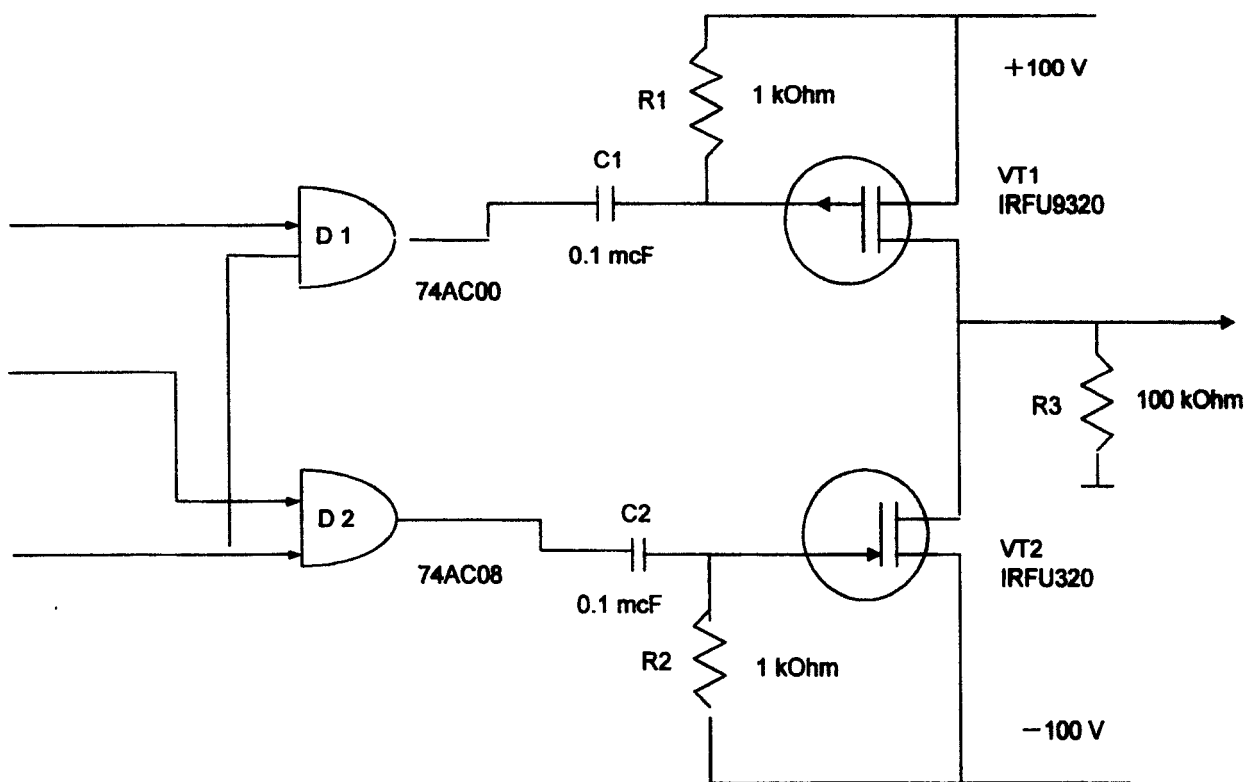


图 8

专利名称(译)	医用超声诊断设备		
公开(公告)号	CN100431497C	公开(公告)日	2008-11-12
申请号	CN200410008660.0	申请日	2004-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	北京天惠华数字技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京天惠华数字技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京天惠华数字技术有限公司		
[标]发明人	鲁斯尼迈克 巴平伊格尔 张送根 叶冠中 周强		
发明人	鲁斯尼·迈克 巴平·伊格尔 张送根 叶冠中 周强		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	刘芳 刘薇		
审查员(译)	彭燕		
其他公开文献	CN1669530A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种医用超声诊断设备，它至少由计算机和超声探测装置连接组成；所述的超声探测装置上设有用于和计算机进行连接、交互的本地接口，计算机通过其标准接口向所述的超声探测装置传送控制信号并进行数据交换；本发明由计算机作为其主控制单元，通过计算机的标准接口和超声探测装置连接，实现了高性能计算和方便的参数配置；本发明的发射器、接收器等装置上分别设有相应的用于存储其设置参数的数据存储器，一旦参数需要改变，则可以通过计算机进行相应的设置，其参数灵活设置或更改，并且，适应了探头的任意改变；本发明的数据接口采用串行设计，探头数量的增加不会导致整个设备的改变，因此实现了探头的灵活配置。

