

一种新型的微机线阵 B 超诊断系统

苏光大 刘敏 彭浩

(清华大学电子工程系,“智能技术与系统”国家重点实验室图形图象分室,北京 100084)

摘要 介绍了一种新型的基于微机 PCI 总线的线阵 B 超诊断系统,并论述了 D/4 方式、PCI 总线接口方式和系统各模块的功能.该系统利用微机丰富的软硬件资源,以较低的系统价格,获得了目前高档 B 超诊断仪的图象质量,并提供比一般低档 B 超诊断仪强大得多的功能,足以满足普通用户的需求.同时该系统可实现许多在传统 B 超诊断仪上难以实现的功能(如电影回放,超声图象的存储、处理、传输,字符叠加,远程诊断等).该系统最大的特点是采用 PCI 总线将 B 超图象实时送入 PC 微机并采用 PC 微机的终端作为图象显示器,同时采用了 D/4 方式以提高图象的分辨率.

关键词 PCI 总线 B 超诊断系统 D/4 方式

中图分类号: TP319:R445.1 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2000)03-0221-05

A New Type of Linear B-Ultrasonic System Controlled by Computer

SU Guang-da, LIU Min, Peng Hao

(Electronic Engineering Department, Tsinghua University. The State Key Laboratory of Intelligent Technology and System, Beijing 100084)

Abstract This paper introduces a new type of B-ultrasonic system based on PCI bus. Using the ample software and hardware resource of personal computer, this system achieves as good image quality as top grade B-ultrasonic diagnosis systems, and offers stronger functions than general low-end ones with comparatively cheap price. Its performance can sufficiently meet common needs of ordinary users. This system can accomplish functions that traditional B-ultrasonic diagnosis equipment can't do, such as multiframe image replaying, storage, processing and transmission of ultrasonic images, superposition of characters and remote diagnosis, etc. The unique feature of this system is that it uses PCI bus to import the B-ultrasonic image into the personal computer in real time and utilize the computer terminal to display the image. The scan mode used by this system is D/4. This paper discusses the D/4 scan mode, the PCI interface mode, and the functions of the system modules.

Keywords PCI bus, B-ultrasonic system, D/4 scan mode

0 前言

超声诊断技术是医学上四大影像技术之一,在实际医疗诊断中有广泛的用途.其中线阵 B 超由于价格便宜、携带和使用方便、成像较清楚等优点,而被大大小小的医院广泛使用.但目前国内市场上销售的线阵 B 超诊断仪大多是 80 年代研制的产品或略有改进,

技术相对老化,一些功能已不能满足用户要求.国外进口的一些高档 B 超诊断仪,功能虽然较强,但价格昂贵,普通用户难以问津.当前的线阵 B 超诊断仪^[1]主要存在 3 个问题: (1) 由于采用内嵌 CPU 方式,因而功能较弱,如难以进行远程诊断,也难以进行多帧采集和动态回放; (2) 大多数线阵 B 超诊断仪采用 D/2 方式,分辨率较低; (3) 大多数线阵 B 超诊断仪采用的器件集成度低,甚至有的器件面临着停产,

由此导致系统的稳定性降低和难以规模生产. 如何能在低价位的前提下, 解决上述问题, 正是广大医疗设备生产厂家所面临的一道难题.

90年代在电子技术方面最引人注目的变化就是大幅度提高的微机性能和日趋下降的微机价格, 由此带来了微机的广泛应用. 如果能将B超诊断仪的内嵌CPU方式改为将超声诊断仪作为微机的外设, 从而在成本增加不大的情况下, 利用微机丰富的软硬件资源, 就能大大地提高超声诊断仪的功能. 目前有一种做法, 即在现有B超诊断仪的基础上再添加一块视频图象卡和一台微机, 把已显示的B超图象通过图象卡送入微机, 但这种做法除增大成本外, 还大大降低了图象质量, 其原因在于超声信号经过两次A/D转换和一次D/A转换, 引入了更大的噪声.

要将超声诊断仪作为微机的外设, 就必须解决微机实时传输超声图象数据的问题. 一般计算机外设和主机的通信, 可以采用串口、并口或扩展总线的方式. 但微机的串口和并口不能满足实时传送超声数据的要求. 当前普通PC机上一一般有ISA总线接口和PCI总线, ISA总线也难以实时传送B超信号, 而新型高性能的PCI总线正是针对高速数据流传输的问题而设计的, 该总线具有时钟频率高、32位或64位数据带宽的特点, 完全可以满足实时地将超声数据传送进主机内存的要求. 由此可见, 研制一种基于PCI总线的微机B超诊断仪是可行的, 也是一种较佳的选择.

1 D/4 扫描方式^[2]

D/2扫描方式下的第一条回波信息线形成示意图见图1.

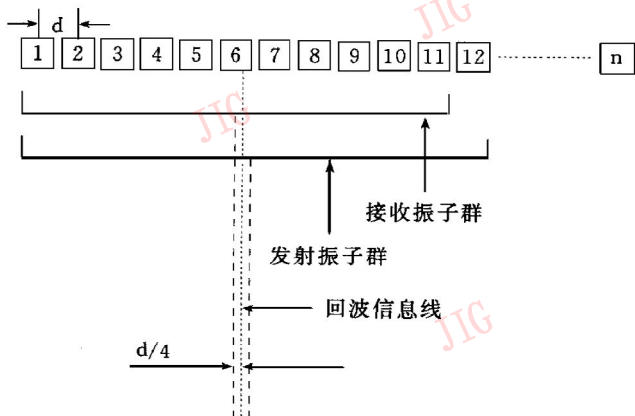


图1 d/2方式下的第一条回波信息线形成示意图

第一次发射波束是由振子1~12受激励产生的, 而接收时投入工作的振子是1~11, 回波信息线本应处于6号振子中心, 但由于发射波束中心在6和7振子中间, 故合成波束的中心线第一条回波信息线并不处于6号振子的中心, 而是向右偏移了.

同样分析第二次发射可知, 第二条回波信息线应处于7号振子中心向左偏移d/4处, 它与第一条信息线的间隔为d/2. d/2扫描方式得名于此.

可以设想, 在进一步减少两次扫描波束的位移时, 图象质量会得到进一步提高, 由此引出了d/4的扫描方式. 当采用d/4间隔扫描方式工作时, 两次扫描波束位移仅为d/4. 其扫描工作原理如图2所示.

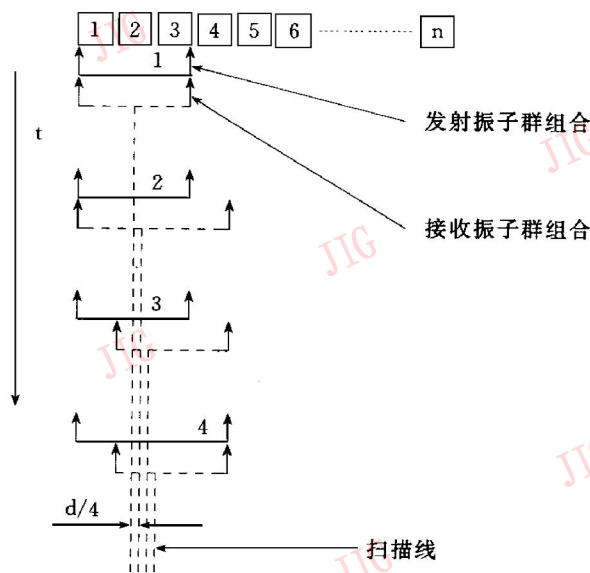


图2 d/4间隔扫描工作原理示意图

第一次 振子1~3发射、接收, 回波信息线位于振子2中心;

第二次 振子1~3发射, 1~4接收, 回波信息线位于振子2~3间的d/4处;

第三次 振子1~3发射, 2~4接收, 回波信息线位于振子2~3间的(2d)/4处;

第四次 振子1~4发射, 2~4接收, 回波信息线位于振子2~3间的(3d)/4处;

.....

可以看出, D/4方式与D/2方式不同的是, 其每次参加发射和接收的振子数目并不是一个固定数, 而是在不断变化. 由此也引起了发射、接收电路结构上以及控制方式上的复杂性. 我们在实现d/4的电路设计中, 使用了集成度高的EPLD芯片, 从而大大地减少了器件数目.

2 微机B超诊断仪系统结构

线阵B超的基本原理,可简要概括为相邻多路振元的超声波发射、接收以及对接收到的多路回波信号的后处理过程.传统的线阵B超系统电路可以从功能上划分为发射电路模块、接收电路模块、超声基本时序模块、主按模块、图象存储及显示模块、人机交互模块等六部分.目前市场上销售的线阵B超诊断仪,其主按一般采用单片机.由于单片机自身的限制(如其地址空间,存储体及程序等方面的限制),使得由单片机构成的系统无法满足用户对超声图象存储、处理、传输等方面的要求.如果将超声诊断仪作为普通微机的外设,通过PCI总线传递命令和图象数据,上述6个模块中的主控模块、图象存储及显示模块、人机交互模块在功能上就可以用一个PCI接口模块和相应的软件来代替.这样就可以实现在大大增强B超诊断仪功能的同时保持其低价位的目标.这也是我们研制这一系统的初衷.

系统中超声基本时序模块比较简单,其主要功能是:

- (1) 生成超声图象的同步信号.
- (2) 生成基本发射激励脉冲信号(DP).
- (3) 生成全局统一行动信号(LCK),用于使本次发射/接收的命令字有效.
- (4) 生成申请信号(REQ),向主控提出申请,要求写入本次发射/接收所需的命令字.

发射电路模块要稍复杂一些.这里牵涉到线阵B超探头的控制方式及多振元组合发射聚焦的问题.线阵B超探头,顾名思义,是将多个相互独立的振元排列成一排的探头,而与线阵探头相对应的有凸探头等,其振元不是排列在同一平面上.由于现代B超线阵探头通常由若干个振元组成(常见的有80振元和64振元等),对这样的探头,若采用对各振元分别激励和接收的方法,则需要若干条信号线去连接主机和各振子群.考虑到这一点,探头在制作上已采用了二极管开关控制的方法,使每一条信号线连接到多个振元,而这多个振元之间又可以通过控制线加以区别.以80振元为例,假设每一条信号线与5个振元相连,即信号线1与第1,17,33,49,65号振元相连,信号线2与第2,18,34,50,66相连,……,总共需要16条信号线.同时再使用16条二极管开关控制线使开关K1控制振元1到5的导通,

开关K2控制元6到10的导通,…….我们可以证明,在上述连接方式下,如果采用相邻12个振元发射,相邻12或11个振元接收的方式,一次超声发射和接收中不会出现两个振元共用一条信号线的情况.采用上述方法后,主机与探头之间连线由80条减少到32条.现代线阵B超一般采用多振元组合发射/接收的方式.这是因为,如果采用单一振元发射和接收的话,发射和接收的超声波幅度太小,整个系统的灵敏度会降低.但多振元组合发射时存在一个各振元之间延时的问题.其原因在于,对某一固定信息点来说,如果希望各振元所发射的超声波脉冲在此点同相加强,由于该点距各振元的距离不同,超声波脉冲从振元发出到达该点的所需时间长度就有差别,如果采用同样的激励脉冲的话,各振元之间所发射的激励脉冲就必须遵循一定的时序关系.

综上所述,发射电路模块功能有:

- (1) 在聚焦码的作用下,将基本发射激励脉冲(DP)变换成具有一定时序关系的6路发射激励脉冲F0~F5.(本系统采用相邻12路振元组合发射,相邻12/11路振元接收.)
- (2) 在转换控制码的作用下,将6路发射激励脉冲分配到16个信号通道(HP1~HP16)中的12路.
- (3) 将HP1~HP16中的信号转换到探头超声发射所需的工作电压范围.
- (4) 将波束地址翻译为探头的二极管开关信号(K1~K16).
- (5) 将K1~K16中的信号转换到探头二极管开关所需的工作电压范围.

发射电路模块电路框图如图3所示.

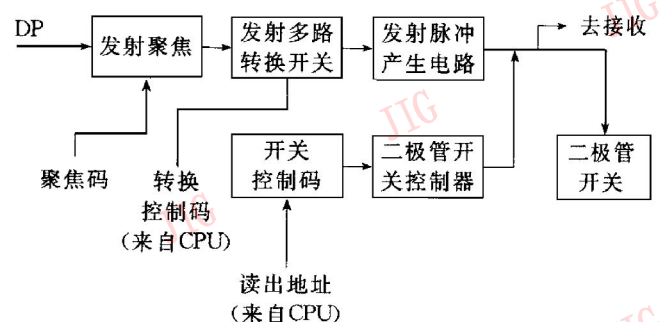


图3 线阵B超发射模块电路框图

接收电路模块,需解决以下几方面的问题:其一,由于多振元接收,对于被测介质中的同一界面回声,各振元接收到的回波之间存在相位差,必须对它们进行相位合成;其次,由于发射时,振元的组合是随着扫描位置的变化而变化的,接收振元实际也是

在不断变化,接收放大电路与振元的连接就需要进行相应的转换;其三,由于采用多振元组合发射,且近场有效孔径加大,使得近场分辨率变小,因此,必须在接收时采用变孔径接收.设在远场时采用11振元接收,在中场时就可以采用9振元接收(去掉最旁边的两个振元),在近场时则采用7振元接收(去掉次旁边的两个振元).这样可以有效减少近场时的噪声干扰.其四,由于回波信号幅度微弱,为使回波中的信息不致损失,并能在A/D转换后被人眼分辨出,需要认真考虑电路的信噪比等诸多问题.另外,由于超声回波有效信号幅度和频率范围都随着探测深度的增加而发生变化,在电路中必须加以相应的幅度增益补偿和动态滤波,使得在整个深度范围内超声图象比较均匀.

线阵B超接收电路模块功能如下:

(1) 对16路信号线(HP1~HP16)中的回波信

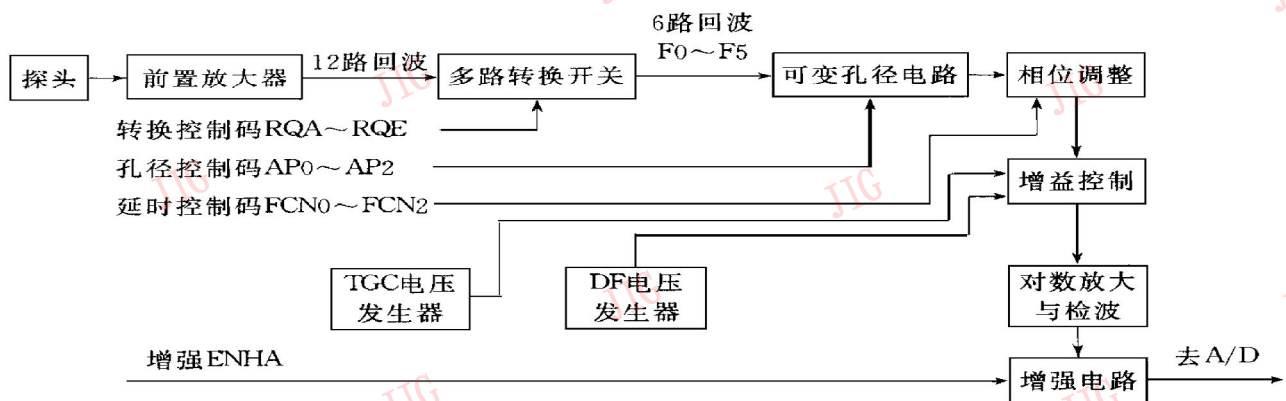


图4 线阵B超接收模块电路框图

PCI接口模块主要解决如下两方面的问题,即首先,在申请信号REQ的作用下,向发射和接收模块写入本次发射和接收的命令字;其次,在超声图象的行场同步作用下将超声图象数据实时地传送到系统内存中相应的位置.

本系统所采用的是Philips公司开发的芯片SAA7146^[3].该芯片具有以下外部接口:

(1) PCI接口 该PCI接口有响应配置操作的能力.在系统初始化时,芯片会要求系统分配一段内存空间给它,这样就可以通过内存读写操作,对该芯片的内部寄存器进行访问.同时,该接口还有主控读写能力,用于读写系统内存.在进行主控读写操作前,先要设置相应寄存器.

(2) 视频接口 该芯片具有两个DD1接口或一个DSMD2接口.DD1接口输入/出8bit数字视频信号,其格式与CCIR601或SMPTE125M兼容.

号进行前置放大.

(2) 在转换控制码(RQA~RQE)的作用下,将回波中有信号的11或12路同相叠加合成为不同相位的6路信号(F0~F5).

(3) 在孔径控制码(AP0~AP2)的作用下,屏蔽掉F0~F5中的0~3路.

(4) 在延时控制码(FCN0~FCN2)的作用下,对F0~F5进行相位补偿,并将其合成为一路回波信号.

(5) 在TGC电压和DF电压作用下,对合成的一路回波信号进行增益调整.

(6) 将最后得到的模拟回波信号变换为数字信号.

以上所述发射和接收模块所需控制字均由主控模块(在本系统中则为PCI接口模块)直接或间接给出.

线阵B超接收电路模块框图如图4所示.

DSMD2接口输入/出16bit数字视频信号.格式与DD1类似,但UV信号与Y信号不再复用在同样的数据线上.

(3) 音频接口 串行数据接口,符合Inter IC规范.有12C主控能力.

(4) 并行数据接口(DEBI) 用于输入/出16bit数据,该接口时序与Intel ISA总线或Motorola 6800相同,并有DMA传送的能力.

这样,我们可以概括出一种用SAA7146及其配合的一些外围芯片作为PCI接口模块的方式.在REQ信号作用下写寄存器问题,可通过通用I/O口,RPS(Register Programming Sequencer)及并行数据接口(DEBI)来解决.具体措施是,将REQ信号连接到GPIO口,当RPS中所运行的主机内存程序检测到REQ信号有效后,就可进行内部寄存器操作(在主机内存程序控制下),以触发并行数据接口

(DEBI)向外写数据,同时外部电路可以将DEBI操作翻译为对相应控制寄存器的操作.相对于申请主机中断,并通过中断处理程序来触发DEBI操作这种方式(这也是一条可行之路)而言,这样作的好处是软件简单,对REQ的反应快,不受主机工作状态的影响.视频输入,可通过视频接口输入超声图象,再通过芯片内部DMA通道传送到系统内存中去.这里要解决的一个主要问题是SAA7146只支持标准数字视频信号(PAL制和NTSC制),且其视频接口的行频、场频及采样率在其手册中均有规定,与超声图象的行频、场频和采样率并不一致.但笔者经过研究和实验验证,找到了一种手册外的非标准应用.在这种应用条件下,SAA7146确实能在超声图象的非标准行频、场频和采样率下正常工作.

PCI接口模块电路如图5所示.

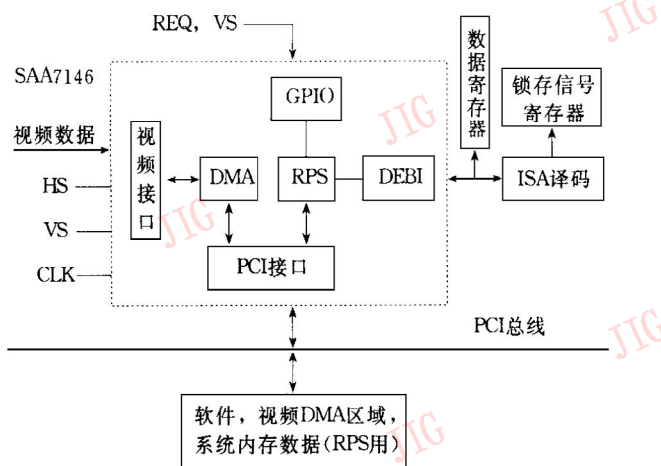


图5 PCI接口模块电路示意图

3 结束语

我们研制成功了一个完整的以微机为主机的线阵B超诊断仪,包括超声发射、接收、PCI接口以及软件.本系统的硬件由线阵探头、电源、插入PC微机的一块接口卡和机外的两块电路板以及微机组成,结构简单.一帧图象大小为 $256 \times 384 \times 8\text{bit}$,帧频为 12.1Hz .软件采用Microsoft Visual C++ 5.0编制,PCI接口的驱动通过PCI BIOS调用

Windows 95 DDK和Microsoft DirectDraw等软件工具来实现.系统用户界面为中文菜单,操作方便.由于B超图象通过PCI总线实时传送到微机,使得许多在传统B超诊断仪上难以实现的功能(如多帧图象冻结、电影回放,超声图象的存储、处理、传输,字符叠加,图象运算、远程诊断等),在本系统中都可以轻而易举地实现.本系统图象处理软件丰富,拥有能与高档B超系统相媲美的数字处理能力.另外,由于本系统在实现时,大量采用了大规模的可编程逻辑阵列EPLD芯片,使得整个系统的电路简单、工作稳定且成本低廉.目前本系统已由有关单位接产,可以预料,本系统及本系统所采用的方式,将在医学领域里得到广泛的推广应用.

参考文献

- 1 陈智文等编. B型超声诊断仪原理、调试与维修. 湖北:湖北科学技术出版社,1992.
- 2 左永荣、苏光大等. 一种关于B型超声诊断仪的D/4方式的实现. 见:第八届全国图象图形学术会议论文集,1996年10月.
- 3 SAA7146 Hand Book, Philips Corp., Nov. 07, 1996.



苏光大 毕业于清华大学电子系,副教授.长期从事图象处理系统的教学与研究工作,先后五次获部委级科技成果奖,公开发表30余篇学术论文.目前主要研究方向为人像识别和高速图象处理.



刘敏 清华大学电子工程系硕士生.主要研究方向为图象处理与模式识别.

彭浩 清华大学电子工程系硕士生.主要研究方向为图象处理与模式识别.