



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101999909 A

(43) 申请公布日 2011.04.06

(21) 申请号 201010561891.X

(22) 申请日 2010.11.26

(71) 申请人 温州医学院眼视光研究院

地址 325000 浙江省温州市学院西路 270 号

申请人 温州医学院眼视光器械有限公司

(72) 发明人 瞿佳 陈浩 徐亮禹

(74) 专利代理机构 温州金瓯专利事务所(普通合伙) 33237

代理人 夏曙光

(51) Int. Cl.

A61B 8/10(2006.01)

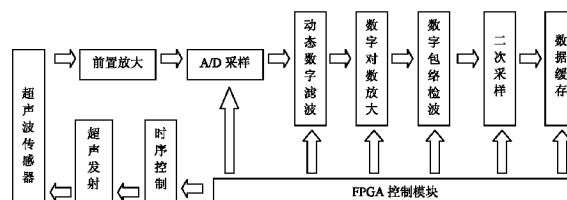
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

(54) 发明名称

全数字眼科超声生物显微镜

(57) 摘要

一种全数字眼科超声生物显微镜,包括超声波传感器、超声发射电路和 FPGA 控制模块,超声发射电路与所述超声波传感器通讯连接,超声发射电路采用长脉冲序列,FPGA 控制模块与时序控制电路连接,时序控制电路与超声发射电路连接,超声传感器与前置放大电路连接,前置放大电路、高速 A/D 采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路依次连接,所述 A/D 采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路均与 FPGA 控制模块连接。本发明有效避免电磁干扰、提升抗干扰能力、图像质量较好。



1. 一种全数字眼科超声生物显微镜,包括超声波传感器、超声发射电路和 FPGA 控制模块,所述超声发射电路与所述超声传感器通讯连接,其特征在于:所述超声发射电路采用长脉冲序列,所述全数字眼科超声生物显微镜还包括时序控制电路、前置放大电路、A/D 采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路,所述 FPGA 控制模块与所述时序控制电路连接,所述时序控制电路与所述超声发射电路连接,所述超声传感器与所述前置放大电路连接,所述前置放大电路、A/D 采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路依次连接,所述 A/D 采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路均与所述 FPGA 控制模块连接。

2. 如权利要求 1 所述的全数字眼科超声生物显微镜,其特征在于:所述全数字眼科超声生物显微镜还包括数据缓存模块,所述二次采样电路与所述数据缓存模块连接,所述数据缓存模块与所述 FPGA 控制模块连接。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的全数字眼科超声生物显微镜,其特征在于:所述动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路与单片 FPGA 连接。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的全数字眼科超声生物显微镜,其特征在于:

所述 FPGA 控制模块的 PLL 时钟输出端连接到 A/D 采集模块的时钟输入端, FPGA 控制模块的一个 I/O 输出端连接到 A/D 采集模块的使能控制端, FPGA 控制模块的 I/O 引脚和 A/D 采集模块的数据输出端相连接。

5. 如权利要求 1 或 2 所述的全数字眼科超声生物显微镜,其特征在于:

所述超声发射电路采用编码发射,以 Golay 互补序列对作为发射码型。

6. 如权利要求 1 或 2 所述的全数字眼科超声生物显微镜,其特征在于:

所述动态数字滤波电路采用无限冲激响应数字滤波器,所述无限冲激响应数字滤波器采用双线性变换法实现。

7. 如权利要求 1 或 2 所述的全数字眼科超声生物显微镜,其特征在于:所述数字对数放大电路采用基于二叉树比较法进行对数放大,所述数字包络检波电路采用 Hilbert 变换解调检波法。

8. 如权利要求 1 或 2 所述的全数字眼科超声生物显微镜,其特征在于:所述二次采样电路采用抽取方式,将 $A^2(n)$ 变为 $A^2(Mn)$, M 为 f_s/f_d , f_s 为数字回波的采样率, f_d 为超声生物显微镜成像时扫描线的采样率, f_s 是 f_d 的整数倍,即 M 为整数。

全数字眼科超声生物显微镜

技术领域

[0001] 本发明涉及一种眼科超声生物显微镜,尤其是一种超声频率在 35Mhz 以上的用于眼科疾病诊断、预防的超声生物显微镜。

背景技术

[0002] 超声生物显微镜 (Ultrasound Biomicroscope ,UBM) 是 20 世纪 90 年代初发展起来的新型眼科 B 超影像学检测设备。UBM 利用可编程逻辑器件控制电子电路激励高频超声传感器发射高频超声作为信号源、接收超声回波信号并进行电子信号处理,得到与检查组织相关的数字图像,结合计算机图像处理技术为人们提供类似低倍光学显微镜效果和不同断面的眼前段二维图像。UBM 具有分辨率高、实时、定量和不受混浊角膜、晶状体影响等特点,在眼科临床上得到广泛的应用。

[0003] 参照图 1,眼科超声生物显微镜包括超声传感器、前置放大电路、可控增益放大电路、滤波器、对数放大电路、视频放大电路和 A/D 采集模块以及信号处理系统,所述信号处理系统得到与检查眼睛相关的数字图像,所述信号处理系统与 FPGA (Field Programmable Gate Array,即现场可编程门阵列) 控制模块连接,所述 FPGA 模块与超声发射模块连接,所述超声发射模块连接所述超声传感器。

[0004] 在临床运用过程中,经常会因为环境原因受到不同程度的电磁干扰,导致图像质量变差,严重时会影响临床医师的诊断。因此在临床上运用的 UBM 在模拟电路模块,尤其是前端的各个放大电路需要实行电磁屏蔽技术。这种屏蔽技术是利用高磁导材料隔断电磁耦合途径,不仅影响到整体电路的体积,而且效果不是太理想。

发明内容

[0005] 为了克服已有的眼科超声生物显微镜的容易受到电磁干扰、抗干扰能力较差、图像质量较差的不足,本发明提供了一种有效避免电磁干扰、提升抗干扰能力、图像质量较好的全数字眼科超声生物显微镜。

[0006] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:

一种全数字眼科超声生物显微镜,包括超声波传感器、超声发射电路和 FPGA 控制模块,所述超声发射电路与所述超声传感器通讯连接,所述超声发射电路采用长脉冲序列,所述全数字眼科超声生物显微镜还包括时序控制电路、前置放大电路、A/D 采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路,所述 FPGA 控制模块与所述时序控制电路连接,所述时序控制电路与所述超声发射电路连接,所述超声传感器与所述前置放大电路连接,所述前置放大电路、A/D 采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路依次连接,所述 A/D 采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路均与所述 FPGA 控制模块连接。

[0007] 进一步,所述全数字眼科超声生物显微镜还包括数据缓存模块,所述二次采样电

路与所述数据缓存模块连接,所述数据缓存模块与所述 FPGA 控制模块连接。

[0008] 再进一步,所述动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路与单片 FPGA 连接,即各个电路可以通过单片 FPGA 实现。

[0009] 更进一步,所述 FPGA 控制模块的 PLL 时钟输出端连接到 A/D 采集模块的时钟输入端, FPGA 控制模块的一个 I/O 输出端连接到 A/D 采集模块的使能控制端, FPGA 控制模块的 I/O 引脚和 A/D 采集模块的数据输出端相连接。

[0010] 所述超声发射电路采用编码发射,以 Golay 互补序列对作为发射码型。

[0011] 所述动态数字滤波电路采用无限冲激响应数字滤波器,所述无限冲激响应数字滤波器采用双线性变换法实现。

[0012] 所述数字对数放大电路采用基于二叉树比较法进行对数放大,所述数字包络检波电路采用 Hilbert 变换解调检波法。

[0013] 所述二次采样电路采用抽取方式,将 $A^2(n)$ 变为 $A^2(Mn)$, M 为 f_s/f_d , f_s 为数字回波的采样率, f_d 为超声生物显微镜成像时扫描线的采样率, f_s 是 f_d 的整数倍,即 M 为整数。

[0014] 本发明的技术构思为:传统模拟 UBM 发射电路一般是通过单一的高压脉冲来实现的,而数字化的 UBM 采用编码发射。在相同的信噪比条件下,编码发射具有低发射电压峰值;在相同电压峰值条件下,编码发射能提高信噪比。

[0015] 传统模拟 UBM 接收电路需要经过对超声回波小信号的去噪、放大、时间增益补偿、滤波、检波及 A/D 转换等处理,目的是将超声回波所携带的人体组织信息解调出来形成视频信号,视频信号经过采集、数字信号处理,最后送到计算机进行成像处理。传统模拟 UBM 性能不稳定,精度较低,难以实现现代信号处理算法,无法高保真地传递、转换图像信息等缺点。

[0016] 全数字 UBM 利用高速 A/D 直接对前置放大后的回波信号进行采样,使得模拟信号提高转换成数字,模拟信号早期数字化,再利用可编程逻辑器件对采样所得到的数据进行滤波、对数放大及检波等各种处理,有效维护了信号的完整性,降低失真。由于全数字 UBM 前端没有对数压缩,回波的动态范围势必较大,所以就要求增加 A/D 的位数,提高分辨率。前端也没有解调,所以对 A/D 采样速度也有很高的要求,采样速度至少要大于两倍的载波频率。

[0017] 本发明的有益效果主要表现在:UBM 的前端电路全数字技术化可解决现有技术中存在的技术难题,具有抗干扰能力强,信噪比高,数字信号处理能力强,图像质量高,图像更清晰,更准确,提高分辨率,增大动态范围;图像质量较好。

附图说明

[0018] 图 1 是现有的眼科超声生物显微镜的原理框图。

[0019] 图 2 是本发明的全数字眼科超声生物显微镜的原理框图。

[0020] 图 3 是本发明的数字检波、数字对数放大及二次采样电路原理图。

[0021] 图 4 是本发明的平方根和对数压缩电路的原理框图。

具体实施方式

[0022] 下面结合附图对本发明作进一步描述。

[0023] 参照图 2~图 4, 一种全数字眼科超声生物显微镜, 包括超声波传感器、超声发射电路和 FPGA 控制模块, 所述超声发射电路与所述超声传感器通讯连接, 所述超声发射电路采用长脉冲序列, 所述全数字眼科超声生物显微镜还包括时序控制电路、前置放大电路、A/D 采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路, 所述 FPGA 控制模块与所述时序控制电路连接, 所述时序控制电路与所述超声发射电路连接, 所述超声传感器与所述前置放大电路连接, 所述前置放大电路、A/D 采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路依次连接, 所述 A/D 采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路均与所述 FPGA 控制模块连接。

[0024] 所述全数字眼科超声生物显微镜还包括数据缓存模块, 所述二次采样电路与所述数据缓存模块连接, 所述数据缓存模块与所述 FPGA 控制模块连接。

[0025] 所述动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路可以基于单片 FPGA 实现。

[0026] 本实施例中, 采用 FPGA 控制 A/D 采集时钟。FPGA 的 PLL 时钟输出连接到 A/D 采集芯片的时钟输入, 即 A/D 采样率。FPGA 的一个 I/O 输出连接到 A/D 采集芯片的使能控制端。FPGA 的 I/O 引脚和 A/D 采集芯片的数据输出端相连接。

[0027] 本实施例中, 采用编码发射。与传统单脉冲激励相比, 编码激励技术是发射经过编码的长脉冲序列, 接收回波也为长脉冲序列, 通过匹配滤波或者非匹配滤波方式进行脉冲压缩, 获得与单脉冲激励相近的空间分辨率。本发明采用 Golay 互补序列对作为发射码型。

[0028] 设有一对长度相同的有限二相序列 $A=\{a_n\}$, $a_n \in (+1, -1)$, $n \in 0, 1, 2, \dots, N-1$; $B=\{b_n\}$, $b_n \in (+1, -1)$, $n \in 0, 1, 2, \dots, N-1$ 其非周期自相关函数分别为: $X_A(m, 0) = X_B(m, 0) =$

$$2N, m=0$$

$$X_A(m, 0) + X_B(m, 0) =$$

$$0, m \neq 0$$

则称 A、B 为互补序列对, A、B 互补序列对可取不同长度, 本实例取值为 16, A、B 序列编码经过压缩叠加后形成超声发射脉冲施加在超声传感器上, 实现超声的编码发射。

[0029] 动态数字滤波电路, 人体组织的声衰减不仅与被探测介质的深度有关, 还有超声波的频率有关, 随着频率的升高, 介质对超声能量的衰减系数增大。UBM 是 35Mhz 以上的高频超声, 可想而知, 衰减会非常大, 故需要采用动态数字滤波。在滤波器设计上需要滤除近场的低频和远场的高频干扰。提高近场分辨力和远场信噪比, 使图像质量得到改善。本发明采用匹配滤波算法来实现的动态滤波, 在信号处理进程中, 匹配滤波器系数随接收深度的变化动态地改变。本发明采用无限冲激响应(Infinite Impulse Response, IIR)数字滤波器, IIR 数字滤波器具有幅频特性精度高、阶数少等优点, 占用非常少的资源, 适用于对相位不要求的 UBM, 因此优于(Finite Impulse Response, FIR)数字滤波器。IIR 的传递函数如下所示

$$H(Z) = \frac{\sum_{i=0}^M a_i Z^{-i}}{1 - \sum_{i=1}^N b_i Z^{-i}}$$

本发明采用双线性变换法来实现 IIR 滤波器,该变换法具有抗频谱混叠功能,弥补了脉冲响应不变法的缺点。在接收采样后会因接收深度的不同而适当地改变 a_i, b_i 参数,达到动态滤波效果。

[0030] 数字检波和数字对数放大及二次采样

本发明采用 Hilbert 变换解调检波法和采用基于二叉树比较法进行对数放大,解调和数字对数放大及二次采样放在一个硬件上一起处理。其过程是将数字回波信号经过 Hilbert 变换电路,输出两路正交信号 $r(n)$ 和 $\hat{r}(n)$,两路正交信号分别经过乘法器后输出两路 $r^2(n)$ 和 $\hat{r}^2(n)$ 再经过加法器后进行抽样求平方根和对数运算得到解调信号,最后送至 DSC (DSC 是数字扫描转换器)。该电路的优点是简化了硬件电路结构和节省系统资源。数字对数放大如果采用一般的查表法,当回波信号采样精度为 8 位时, $A^2(n)$ 为 16 位数据。因此一般查找表的容量大小为 $2^{16} \times 8 = 512\text{Kbits}$,而采用基于二叉树比较法的查表所需的容量大小为 $2^8 \times 16 = 4\text{Kbits}$,而且两者精度完全一样。

[0031] 对数输出 $y = k \log_2(x)$, x 为输入, k 为比例系数,作用是使 $x=2^{16}$ 时, $y=2^8$ 。基于二叉树比较法具体实现如下:

当 $x=x_{10000000}$ 时, $y=2^7$,即 $x \geq x_{10000000}$ 时, y 的最高位二进制数位 1, $x < x_{10000000}$ 时, y 的最高位二进制数位 0;

当 $x=x_{01000000}$ 时, $y=2^6$,即 $x_{10000000} > x \geq x_{01000000}$ 时, y 的最高位二进制数位 1,而 $x < x_{01000000}$ 时, y 的最高位二进制数位 0;

当 $x=x_{11000000}$ 时, $y=2^7+2^6$,即 $x \geq x_{11000000}$ 时, y 的最高位二进制数位 1,而 $x_{11000000} > x \geq x_{01000000}$ 时, y 的最高位二进制数位 0;

可以依此类推,一直到 y 的二进制表示的最低位。

[0032] 本发明采用基于一个比较器,一个 8 位移位寄存器和一个 $2^8 \times 16\text{bits}$ 的 RAM 即可实现上面所述的方法,如图 4 所示。

[0033] 电路工作过程描述如下:设原始数据 x 在第一个时钟上升沿锁存在数据输入线上。

[0034] 第一个时钟的上升沿使移位寄存器复位为“00000001”;下降沿使 RAM 输出地址为“00000001”的 $x_{10000000}$ 。

[0035] 第二个时钟的上升沿使移位寄存器左移一位,比较器的输出为“X”(X 为 0 或 1,根据实际的比较结果而定),被锁存在移位寄存器的最低位,此时移位寄存器存储的值为“0000001X”,下降沿使 RAM 输出地址为“0000001X”的 $x_{01000000}$ 或 $x_{11000000}$ 。

[0036] 第三个时钟的上升沿使移位寄存器再左移一位,比较器的输出为“X”被锁存在移位寄存器的最低位,此时移位寄存器存储的值为“000001XX”,下降沿使 RAM 输出地址为“000001XX”的数据。

[0037] 如此知道第九个时钟的上升沿,寄存器左移一位后存储的值变为“XXXXXXXX”,在下降沿时,将此结果即对数运输的结果锁存并输出。如此重复,每九个时钟计算出一个采样

点数据的对数压缩结果。

[0038] RAM 数据须按一定的格式存储,需要将 $x10000000 \sim x11111111$ 这 2^8-1 个数的下标前后翻转后,作为地址存入 RAM 即可。RAM 方法如下:

- 1、 将“XXXXXXXX”前后翻转,得到 y ;
- 2、 依据公式 $x=2^{y/k}$;
- 3、 将 x 存入地址“XXXXXXXX”中。

[0039] 由于在超声信号处理完后根据有用信号调整采样率而进行抽取、插值处理,称为二次采样。本发明采用抽取方式,图 3 中的寄存器的作用是抽取相应的数据使 $A^2(n)$ 变为 $A^2(Mn)$, M 为 f_s/f_d (f_s 为数字回波的采样率, f_d 为超声生物显微镜成像时扫描线的采样率, f_s 是 f_d 的整数倍,因此 M 为整数。)

[0040] 将二次采样后的数据输出到 DSC 缓存、转换,即可完成超声成像。

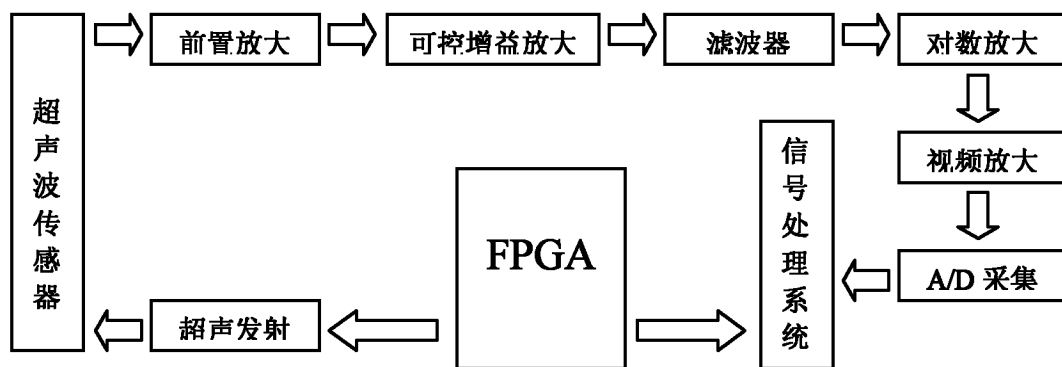


图 1

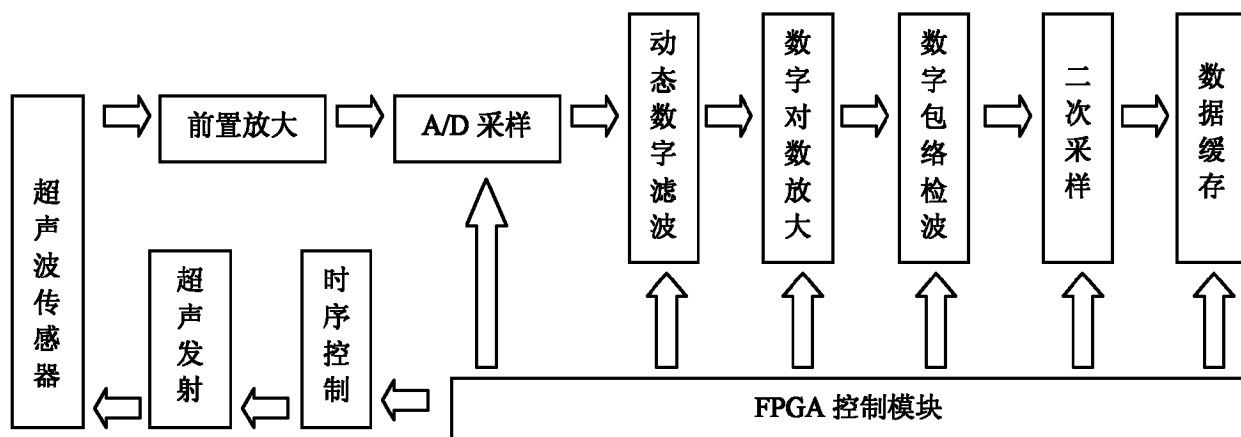


图 2

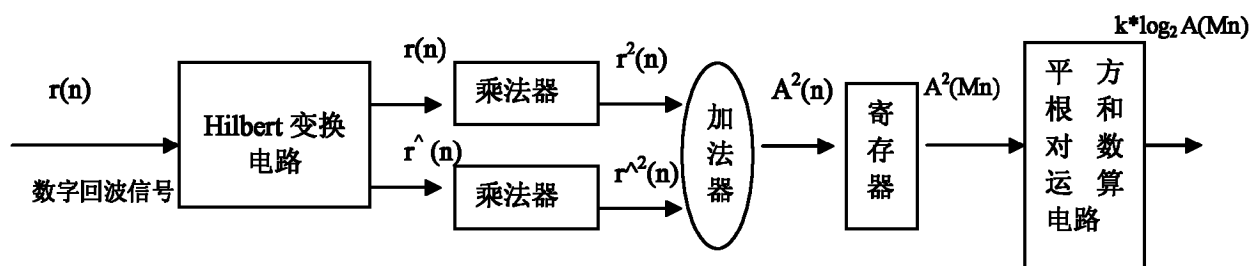


图 3

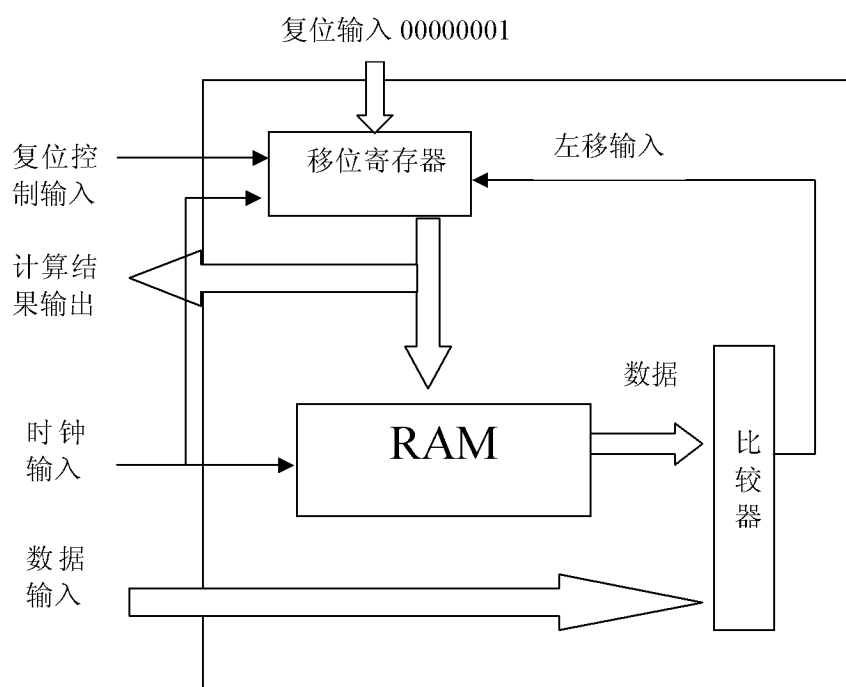


图 4

专利名称(译)	全数字眼科超声生物显微镜		
公开(公告)号	CN101999909A	公开(公告)日	2011-04-06
申请号	CN201010561891.X	申请日	2010-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	温州医学院眼视光研究院		
申请(专利权)人(译)	温州医学院眼视光研究院		
当前申请(专利权)人(译)	温州医学院眼视光研究院		
[标]发明人	瞿佳 陈浩 徐亮禹		
发明人	瞿佳 陈浩 徐亮禹		
IPC分类号	A61B8/10		
代理人(译)	夏曙光		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种全数字眼科超声生物显微镜，包括超声波传感器、超声发射电路和FPGA控制模块，超声发射电路与所述超声传感器通讯连接，超声发射电路采用长脉冲序列，FPGA控制模块与时序控制电路连接，时序控制电路与超声发射电路连接，超声传感器与前置放大电路连接，前置放大电路、高速A/D采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路依次连接，所述A/D采样模块、动态数字滤波电路、数字对数放大电路、数字包络检波电路和二次采样电路均与FPGA控制模块连接。本发明有效避免电磁干扰、提升抗干扰能力、图像质量较好。

