



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102670258 B

(45) 授权公告日 2013.08.07

(21) 申请号 201210107879.0

(22) 申请日 2012.04.13

(73) 专利权人 中国医学科学院生物医学工程研究所

地址 300192 天津市南开区白堤路 236 号

(72) 发明人 周盛 王晓春 王延群 计建军 杨军

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理事务所 12201

代理人 温国林

(51) Int. Cl.

A61B 8/10 (2006.01)

(56) 对比文件

US 5989189 A, 1999.11.23, 全文。

CN 101785683 A, 2010.07.28, 全文。

CN 101999909 A, 2011.04.06, 说明书第 2 页第 2-13 行, 说明书附图 2。

刘凯. 高频超声成像中的编码激励研究. 《北京生物医学工程》. 2007, 第 26 卷 (第 1 期), 第 32~33 页。

郑政. 一种新型眼科超声生物显微镜. 《上海理工大学学报》. 2006, 第 27 卷 (第 6 期), 第 512~516 页。

周盛. 基于 FPGA 的全数字眼科超声诊断仪信号处理设计与实现. 《北京生物医学工程》. 2008, 第 27 卷 (第 1 期), 第 67~71 页。

审查员 薛艳华

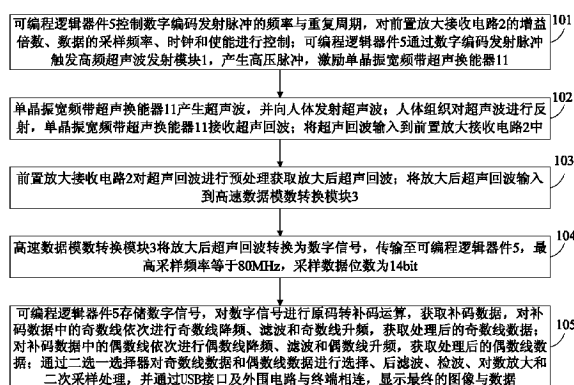
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 8 页

(54) 发明名称

一种眼科超声生物测量方法

(57) 摘要

本发明公开了一种眼科超声生物测量方法, 涉及医学超声测量技术领域, 可编程逻辑器件存储数字信号, 对数字信号进行原码转补码运算, 获取补码数据, 对补码数据中的奇数线依次进行奇数线降频、滤波和奇数线升频, 获取处理后的奇数线数据; 对补码数据中的偶数线依次进行偶数线降频、滤波和偶数线升频, 获取处理后的偶数线数据; 通过二选一选择器对所述奇数线数据和偶数线数据进行选择、后滤波、检波、对数放大和二次采样处理, 并通过 USB 接口及外围电路与终端相连, 显示最终的图像与数据。本发明降低超声脉冲发射电压至正负 12V, 从而降低瞬时能量输出, 实现以更低的超声脉冲发射电压来获得人体眼部组织的全景成像, 并能得到生物组织的精确测量。



1. 一种眼科超声生物测量方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

(1) 可编程逻辑器件控制数字编码发射脉冲的频率与重复周期,对前置放大接收电路的增益倍数、数据的采样频率、时钟和使能进行控制;所述可编程逻辑器件通过所述数字编码发射脉冲触发高频超声波发射模块,产生高压脉冲,激励单晶振宽频带超声换能器,所述单晶振宽频带超声换能器的中心频率为 10MHz;

(2) 所述单晶振宽频带超声换能器产生超声波,并向人体发射超声波;人体组织对所述超声波进行反射,所述单晶振宽频带超声换能器接收超声回波;将所述超声回波输入到所述前置放大接收电路中;

(3) 所述前置放大接收电路对所述超声回波进行预处理获取放大后超声回波;将所述放大后超声回波输入到高速数据模数转换模块;

(4) 所述高速数据模数转换模块将所述放大后超声回波转换为数字信号,传输至所述可编程逻辑器件,最高采样频率等于 80MHz,采样数据位数为 14bit;

(5) 所述可编程逻辑器件存储所述数字信号,对所述数字信号进行原码转补码运算,获取补码数据,对所述补码数据中的奇数线依次进行奇数线降频、滤波和奇数线升频,获取处理后的奇数线数据;对所述补码数据中的偶数线依次进行偶数线降频、滤波和偶数线升频,获取处理后的偶数线数据;通过二选一选择器对所述奇数线数据和所述偶数线数据进行选择、后滤波、检波、对数放大和二次采样处理,并通过 USB 接口及外围电路与终端相连,显示最终的图像与数据;

其中,所述高速数据模数转换模块在采样时钟 CLK 的上升沿到达之后的 6.25ns 内进行采样;所述可编程逻辑器件产生模数转换所需要的采样时钟的占空比为 1:1;采样数据读取至内部寄存器的输入时钟,占空比为 1:3,则所述内部寄存器输入时钟的上升沿在采样时钟到来后的 3/4 周期来临。

2. 根据权利要求 1 所述的一种眼科超声生物测量方法,其特征在于,所述数字编码发射脉冲具体为:16 位 Golay 码互补序列或 13 位 Barker 码。

3. 根据权利要求 2 所述的一种眼科超声生物测量方法,其特征在于,所述前置放大接收电路中总增益大于等于 60dB,可变增益范围达到 40dB。

4. 根据权利要求 3 所述的一种眼科超声生物测量方法,其特征在于,步骤 (5) 具体为:

所述可编程逻辑器件存储所述数字信号,对所述数字信号进行所述原码转补码运算,获取所述补码数据,对所述补码数据中的奇数线依次进行奇数线降频、前滤波、所述 Golay 码中的 A 码匹配滤波和奇数线升频,获取处理后的奇数线数据;对所述补码数据中的偶数线依次进行偶数线降频、前滤波、所述 Golay 码中的 B 码匹配滤波和偶数线升频,获取处理后的偶数线数据;通过所述二选一选择器对所述奇数线数据和所述偶数线数据进行选择,并进行延时叠加,获取叠加后数据,对所述叠加后数据依次进行所述后滤波、所述检波、所述对数放大和所述二次采样处理,并通过所述 USB 接口及外围电路与所述终端相连,显示最终的图像与数据,或,

所述可编程逻辑器件存储所述数字信号,对所述数字信号进行所述原码转补码运算,获取所述补码数据,对所述补码数据中的奇数线依次进行奇数线降频、前滤波、Barker 码匹配滤波和奇数线升频,获取处理后的奇数线数据;对所述补码数据中的偶数线依次进行偶数线降频、前滤波、Barker 码匹配滤波和偶数线升频,获取处理后的偶数线数据;通过所述

二选一选择器对所述奇数线数据和所述偶数线数据进行选择、所述后滤波、所述检波、所述对数放大和所述二次采样处理,并通过所述 USB 接口及外围电路与所述终端相连,显示最终的图像与数据。

5. 根据权利要求 4 所述的一种眼科超声生物测量方法,其特征在于,所述前滤波的采样频率为 80MHz,通带频率为 2 ~ 15MHz,Hamming 窗设计,输入输出数据都为 14bit 补码数据。

6. 根据权利要求 1 或 4 所述的一种眼科超声生物测量方法,其特征在于,所述后滤波的采样频率为 80MHz,通带频率分别为 5 ~ 15MHz, Hamming 窗设计,输入输出数据都为 19bit 补码数据。

7. 根据权利要求 4 所述的一种眼科超声生物测量方法,其特征在于,所述 Barker 码失配滤波具体为:

首先将失配滤波器系数进行量化,乘以量化倍数,并取整存入所述可编程逻辑器件的 RAM 中,然后构建实时延时回波矩阵,将量化后的系数通过乘法器分别与所述实时延时回波矩阵各行相乘,随后将所述实时延时矩阵各行相乘结果累加,并除以所述量化倍数,获取 Barker 码失配滤波结果,其中,所述量化后的系数的个数和所述实时延时回波矩阵的行数相等。

一种眼科超声生物测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声测量技术领域,特别涉及一种眼科超声生物测量方法。

背景技术

[0002] 临床上为了防止超声波的空化效应和热效应对人体可能造成的损害,对医学超声成像系统的声输出功率进行了严格的限定,下表摘自 FDA 标准中关于对人体不同组织进行超声诊断时声输出参数的要求。

[0003]

USE	$I_{SPTA.3}$ (mW/cm^2)	$I_{SPPA.3}$ (W/cm^2) or	MI
Peripheral Vessel	720	190	1.9
Cardiac	430	190	1.9
Fetal Imaging &	94	190	1.9
Other*	17	2	0.23
Ophthalmic			

[0004] *Abdominal, Intraoperative, Pediatric, Small Organ (breast, thyroid, testes, etc.), Neonatal Cephalic, Adult Cephalic

[0005] 从上述表中可以看出,相对于人体其它组织器官,专用眼科超声影像设备对于时间平均声强 ($I_{SPTA.3}$)、脉冲平均声强 ($I_{SPPA.3}$) 和机械指数 (MI) 等声输出参数的要求更为严格。由于超声生物测量系统的探头直接接触人体角膜组织,所以为了实现人体眼球、眼眶组织的全景成像,在声输出的要求下,目前应用的眼科 A 型超声诊断设备所使用的超声脉冲发射电压一般不超过正负 60V。

[0006] 发明人在实现本发明的过程中,发现现有技术中至少存在以下缺点和不足:

[0007] 为了达到更低的声输出参数,如果单纯降低超声脉冲发射电压,将会丢失深部眼眶组织的回波信息,失去了全景成像的作用,在很大程度上影响了其在眼科临床诊断中的应用价值,无法满足实际应用中的需要。

发明内容

[0008] 本发明提供了一种眼科超声生物测量方法,该方法实现了在满足检测标准的前提下降低了超声脉冲的发射电压,避免了丢失深部眼眶组织的回波信息,达到了全景成像的作用,详见下文描述:

[0009] 一种眼科超声生物测量方法,所述方法包括以下步骤:

[0010] (1) 可编程逻辑器件控制数字编码发射脉冲的频率与重复周期,对前置放大接收电路的增益倍数、数据的采样频率、时钟和使能进行控制;所述可编程逻辑器件通过所述数

字编码发射脉冲触发高频超声波发射模块,产生高压脉冲,激励单晶振宽频带超声换能器,所述单晶振宽频带超声换能器的中心频率为 10MHz;

[0011] (2) 所述单晶振宽频带超声换能器产生超声波,并向人体发射超声波;人体组织对所述超声波进行反射,所述单晶振宽频带超声换能器接收超声回波;将所述超声回波输入到所述前置放大接收电路中;

[0012] (3) 所述前置放大接收电路对所述超声回波进行预处理获取放大后超声回波;将所述放大后超声回波输入到高速数据模数转换模块;

[0013] (4) 所述高速数据模数转换模块将所述放大后超声回波转换为数字信号,传输至所述可编程逻辑器件,最高采样频率等于 80MHz,采样数据位数为 14bit;

[0014] (5) 所述可编程逻辑器件存储所述数字信号,对所述数字信号进行原码转补码运算,获取补码数据,对所述补码数据中的奇数线依次进行奇数线降频、滤波和奇数线升频,获取处理后的奇数线数据;对所述补码数据中的偶数线依次进行偶数线降频、滤波和偶数线升频,获取处理后的偶数线数据;通过二选一选择器对所述奇数线数据和所述偶数线数据进行选择、后滤波、检波、对数放大和二次采样处理,并通过 USB 接口及外围电路与终端相连,显示最终的图像与数据。

[0015] 所述数字编码发射脉冲具体为:16 位 Golay 码互补序列或 13 位 Barker 码。

[0016] 所述前置放大接收电路中总增益大于等于 60dB,可变增益范围达到 40dB。

[0017] 所述高速数据模数转换模块在采样时钟 CLK 的上升沿到达之后的 6.25ns 内进行采样;所述可编程逻辑器件产生模数转换所需要的采样时钟的占空比为 1:1;采样数据读取至内部寄存器的输入时钟,占空比为 1:3,则所述内部寄存器输入时钟的上升沿在采样时钟到来后的 3/4 周期来临。

[0018] 步骤(5) 具体为:

[0019] 所述可编程逻辑器件存储所述数字信号,对所述数字信号进行所述原码转补码运算,获取所述补码数据,对所述补码数据中的奇数线依次进行奇数线降频、前滤波、所述 Golay 码中的 A 码匹配滤波和奇数线升频,获取处理后的奇数线数据;对所述补码数据中的偶数线依次进行偶数线降频、前滤波、所述 Golay 码中的 B 码匹配滤波和偶数线升频,获取处理后的偶数线数据;通过所述二选一选择器对所述奇数线数据和所述偶数线数据进行选择,并进行延时叠加,获取叠加后数据,对所述叠加后数据依次进行所述后滤波、所述检波、所述对数放大和所述二次采样处理,并通过所述 USB 接口及外围电路与所述终端相连,显示最终的图像与数据,或,

[0020] 所述可编程逻辑器件存储所述数字信号,对所述数字信号进行所述原码转补码运算,获取所述补码数据,对所述补码数据中的奇数线依次进行奇数线降频、前滤波、Barker 码失配滤波和奇数线升频,获取处理后的奇数线数据;对所述补码数据中的偶数线依次进行偶数线降频、前滤波、Barker 码失配滤波和偶数线升频,获取处理后的偶数线数据;通过所述二选一选择器对所述奇数线数据和所述偶数线数据进行选择、所述后滤波、所述检波、所述对数放大和所述二次采样处理,并通过所述 USB 接口及外围电路与所述终端相连,显示最终的图像与数据。

[0021] 所述前滤波的采样频率为 80MHz,通带频率为 2~15MHz,Hamming 窗设计,输入输出数据都为 14bit 补码数据。

[0022] 所述后滤波的采样频率为 80MHz,通带频率分别为 5 ~ 15MHz,Hamming 窗设计,输入输出数据都为 19bit 补码数据。

[0023] 所述 Barker 码失配滤波具体为:

[0024] 首先将失配滤波器系数进行量化,乘以量化倍数,并取整存入所述可编程逻辑器件的 RAM 中,然后构建实时延时回波矩阵,将量化后的系数通过乘法器分别与所述实时延时回波矩阵各行相乘,随后将所述实时延时矩阵各行相乘结果累加,并除以所述量化倍数,获取 Barker 码失配滤波结果,其中,所述量化后的系数的个数和所述实时延时回波矩阵的行数相等。

[0025] 本发明提供的技术方案的有益效果是:

[0026] 本发明提供了一种眼科超声生物测量方法,本发明通过采用数字编码发射脉冲激励的方法替代传统的单脉冲激励,使声输出参数在满足相关检测标准的前提下,降低超声脉冲发射电压至正负 12V,从而降低了瞬时能量输出,实现以更低的超声脉冲发射电压来获得人体眼部组织的全景成像,并能得到生物组织的精确测量,所获得图像的探测深度与扫查范围同超声脉冲发射电压为正负 60V 时相近,对于降低声输出参数,提高设备安全性等方面具有重要的研究价值,满足了实际应用中的多种需要。

附图说明

[0027] 图 1 为本发明提供的眼科超声生物测量的结构示意图;

[0028] 图 2 为本发明提供的一种眼科超声生物测量方法的流程图;

[0029] 图 3a、图 3b 和图 3c 为本发明提供的 16 位 Golay 码和 13 位 Barker 码的示意图;

[0030] 图 4 为本发明提供的高速异步 FIFO 及乒乓操作的示意图;

[0031] 图 5 为本发明提供的 Golay 码匹配滤波的示意图;

[0032] 图 6 为本发明提供的 Barker 码匹配滤波的示意图;

[0033] 图 7 为本发明提供的 A 码和 B 码回波分别解码的示意图;

[0034] 图 8 为本发明提供的回波延迟叠加输出的示意图;

[0035] 图 9 为本发明提供的控制时序仿真波形的示意图;

[0036] 图 10 为本发明提供的 Barker 码失配滤波的框图;

[0037] 图 11 为本发明提供的 13 位 Barker 码仿真波形的示意图;

[0038] 图 12 为本发明提供的 13 位 Barker 码失配滤波结果的示意图;

[0039] 图 13 为本发明提供的 13 位 Barker 码失配滤波峰值包络波形的示意图;

[0040] 图 14 为本发明提供的 13 位 Barker 码失配滤波 Modelsim 仿真结果的示意图。

[0041] 附图中,各标号所代表的部件列表如下:

- | | |
|----------------------|-----------------|
| [0042] 1:高频超声波发射模块; | 2:前置放大接收电路; |
| [0043] 3:高速数据模数转换模块; | 4:USB 接口及外围电路; |
| [0044] 5:可编程逻辑器件; | 11:单晶振宽频带超声换能器。 |

具体实施方式

[0045] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0046] 为了实现在满足检测标准的前提下降低超声脉冲的发射电压,避免丢失深部眼眶组织的回波信息,达到全景成像的作用,参见图 1 和图 2,本发明实施例提供了一种眼科超声生物测量方法,该方法包括以下步骤:

[0047] 101:可编程逻辑器件 5 控制数字编码发射脉冲的频率与重复周期,对前置放大接收电路 2 的增益倍数、数据的采样频率、时钟和使能进行控制;可编程逻辑器件 5 通过数字编码发射脉冲触发高频超声波发射模块 1,产生高压脉冲,激励单晶振宽频带超声换能器 11;

[0048] 其中,参见图 3a、图 3b 和图 3c,可编程逻辑器件 5 的设计基于 ALTERA 公司的 QUARTUS II 9.0 环境下进行的,分别产生数字编码发射脉冲,该数字编码发射脉冲为 16 位 Golay 码互补序列或 13 位 Barker 码。Golay 码包括 A 码和 B 码,其中 A 码表示为: -1, -1, +1, -1, -1, -1, -1, +1, -1, -1, +1, -1, +1, +1, +1, -1; B 码表示为: -1, -1, +1, -1, -1, -1, -1, +1, +1, +1, -1, +1, -1, -1, -1, +1; 13 位 Barker 码表示为: [+1, +1, +1, +1, +1, -1, -1, +1, +1, -1, +1, -1, +1], 实际输出信号驱动 MOSEFT 触发芯片。

[0049] 进一步地,为了增加测量的深度,前置放大接收电路 2 中总增益大于等于 60dB,可变增益范围达到 40dB。

[0050] 其中,单晶振宽频带超声换能器的中心频率为 10MHz。

[0051] 102:单晶振宽频带超声换能器 11 产生超声波,并向人体发射超声波;人体组织对超声波进行反射,单晶振宽频带超声换能器 11 接收超声回波;将超声回波输入到前置放大接收电路 2 中;

[0052] 103:前置放大接收电路 2 对超声回波进行预处理获取放大后超声回波;将放大后超声回波输入到高速数据模数转换模块 3;

[0053] 104:高速数据模数转换模块 3 将放大后超声回波转换为数字信号,传输至可编程逻辑器件 5,最高采样频率等于 80MHz,采样数据位数为 14bit;

[0054] 其中,为了实现高速数据模数转换模块 3 对采样数据的有效读取,应该在采样时钟的负半周的后半部分进行采样,也就是说在采样时钟 CLK 的上升沿到达之后的 6.25ns 内进行采样。由可编程逻辑器件 5 产生模数转换所需要的采样时钟 ad_clk,采样时钟的占空比为 1:1;采样数据读取至内部寄存器的输入时钟 sample_clk,占空比为 1:3,则内部寄存器输入时钟的上升沿在采样时钟到来后的 3/4 周期来临。通过最高采样频率等于 80MHz,采样数据位数为 14bit 可以获取到较好的小信号。

[0055] 由于模数转换输出的数值范围为 0000000000 至 1111111111,而在本方法中所有接下来的数据处理都是用补码来表示和处理的,这样数的符号位可以同数值部分作为一个整体参与运算,因此对模数转换输入至可编程逻辑器件 5 的数据,先要进行一个原码转补码的运算。由于回波经模数转换采样后的数据为 80MHz, 14bit,要对此数据进行高速处理对硬件的要求非常高。

[0056] 为了避免数据处理不及时,发生数据丢失,影响可靠性,并进一步提高实时性,可编程逻辑器件 5 采用基于 Cyclone III FPGA 实现的异步 FIFO 结构来实现高速缓存,参见图 4,输入时钟为 sample_clk,输出时钟为 wclk_40m, FIFO 的深度为所需要探测深度的采样点数。通过这种变频方法可以保证接下来对回波数据进行实时解码压缩的准确性。与此同时,由于数字编码发射脉冲的发射周期是一定的,采用了上述降频方法,会延长一个周

期数据的处理时间,所以下一步需要将实时回波数据做一个乒乓操作,即选用两个 FIFO 模块,把奇数线和偶数线分别加以处理,这样既保证了每条线数据处理的可靠性,也保证了在高速数据处理中不会出现竞争和冒险。

[0057] 其中,当数字编码发射脉冲为 13 位 Barker 码时,同样采用 8 倍采样频率, $[0, -7, -10, -7, 0, 7, 10, 7]$ 表示 -1,用 $[0, 7, 10, 7, 0, -7, -10, -7]$ 表示 +1。

[0058] 105:可编程逻辑器件 5 存储数字信号,对数字信号进行原码转补码运算,获取补码数据,对补码数据中的奇数线依次进行奇数线降频、滤波和奇数线升频,获取处理后的奇数线数据;对补码数据中的偶数线依次进行偶数线降频、滤波和偶数线升频,获取处理后的偶数线数据;通过二选一选择器对奇数线数据和偶数线数据进行选择、后滤波、检波、对数放大和二次采样处理,并通过 USB 接口及外围电路与终端相连,显示最终的图像与数据。

[0059] 其中,参见图 5,该步骤具体包括:可编程逻辑器件 5 存储数字信号,对数字信号进行原码转补码运算,获取补码数据,对补码数据中的奇数线依次进行奇数线降频、前滤波、Golay 码中的 A 码匹配滤波和奇数线升频,获取处理后的奇数线数据;对补码数据中的偶数线依次进行偶数线降频、前滤波、Golay 码中的 B 码匹配滤波和偶数线升频,获取处理后的偶数线数据;通过二选一选择器对奇数线数据和偶数线数据进行选择,并进行延时叠加,获取叠加后数据,对叠加后数据依次进行后滤波、检波、对数放大和二次采样处理,并通过 USB 接口及外围电路与终端相连,显示最终的图像与数据,或,

[0060] 参见图 6,可编程逻辑器件 5 存储数字信号,对数字信号进行原码转补码运算,获取补码数据,对补码数据中的奇数线依次进行奇数线降频、前滤波、Barker 码失配滤波和奇数线升频,获取处理后的奇数线数据;对补码数据中的偶数线依次进行偶数线降频、前滤波、Barker 码失配滤波和偶数线升频,获取处理后的偶数线数据;通过二选一选择器对奇数线数据和偶数线数据进行选择、后滤波、检波、对数放大和二次采样处理,并通过 USB 接口及外围电路与终端相连,显示最终的图像与数据。

[0061] 由于回波信号中心频率为 10MHz,采样频率为 80MHz,16bit Golay 码解码,所以需要开辟一个 $16 \times (120/15) = 128$ 深度,14bit 的存储空间进行卷积解码。考虑到 Golay 码解码滤波器的系数仅由 (+1, -1) 组成,可以使用更改回波数据(二进制补码)符号位的方法来取代全部乘法器;将解码滤波系数序列中为 +1 的系数对应的回波数据保持原数,将解码滤波系数序列中为 -1 的系数对应的回波数据进行补码取反,然后进行对应数据并行累加,这样就省去了大量的乘法器,降低了资源消耗。参见图 7,解码输入数据为 14bit,输出数据为 $14 + \log_2^{16} = 18\text{bit}$ 。galay_encode16_p 为 A 码的解码程序,galay_encode16_n 为 B 码的解码程序,由 ep_alt 信号切换输出,即为对应发射编码激励的回波解码数据。

[0062] 由于 Golay 码需要进行两次发射后,对两次激励回波进行解码并相加才能得到一次最终解码结果,因此会降低 B 超图像的帧频。参见图 8,本方法只用于对 A 超图像进行观测,对比输出解码回波的分辨率及幅值,所以对解码回波通过两个同步 FIFO 进行存储,galay_fifo1 的写使能信号为 FIF0OUT1,读使能信号为 FIF0OUT3,galay_fifo2 的写使能信号为 FIF0OUT1,读使能信号为 FIF0OUT2,而且 galay_fifo1 的存储深度为 galay_fifo2 的两倍,对两个 FIFO 输出相加即得到了 A 码和 B 码解码相加的结果。参见图 9,从第三个 ep 发射周期后,每个发射周期都能得到一个解码结果。

[0063] 进一步地,为了保证解码的正确性,先将接收的回波数据进行前滤波处理,滤波

器由 vhd1 语言编程实现,基于并行分布式算法,可确保运算的高速性,前滤波器的系数由 MATLAB 生成,采样频率为 80MHz,通带频率为 2 ~ 15MHz,Hamming 窗设计,输入输出数据都为 14bit 补码数据。

[0064] 其中,具体实现时,终端可以为计算机、手机等设备,本发明实施例对此不做限制。

[0065] 其中,奇数线升频和偶数线升频处理为前端降频处理的反处理,此时要将 40MHz 的数据流变成 80MHz 的数据流,设计中仍然采用异步 FIFO 来实现,输入时钟为 wclk_40m,输出时钟为 sample_clk,并延迟一个周期输出。

[0066] 解码压缩之后,对输出的回波数据还需经过后滤波,检波,对数放大和二次采样。后滤波器和前滤波器的设计相同,只是参数做了相应的改变,采样频率为 80MHz,通带频率分别为 5 ~ 15MHz,Hamming 窗设计,输入输出数据都为 19bit 补码数据。检波采用回波数据取绝对值后再 16 个数据取平均值的方法。对数放大采取 RAM 查找表的方法实现,输入为 19bit,输出为 8bit。二次采样是为了减少从可编程逻辑器件 5 传输至终端的数据量,使 USB 传输协议得以顺利实现,减少数据冗余,也使得图像得以实时处理及显示。

[0067] 其中,参见图 10, Barker 码失配滤波具体为:首先将失配滤波器系数进行量化,乘以量化倍数,并取整存入可编程逻辑器件 5 的 RAM 中,然后构建实时延时回波矩阵,将量化后的系数通过乘法器分别与实时延时回波矩阵各行相乘,随后将实时延时矩阵各行相乘结果累加,并除以量化倍数,获取 Barker 码失配滤波结果,其中,量化后系数的个数和实时延时回波矩阵的行数相等,本发明实施例中的量化倍数以 $2^7 = 128$ 为例进行说明,具体实现时,根据实际应用中的需要进行设定,本发明实施例对此不做限制。

[0068] 其中,构建实时延时回波矩阵的方法可以采用现有技术中的通用方法,例如:通过失配滤波器阶数、设定的加权系数等,通过不断调整加权系数矩阵,采用迭代方法就可以得到较满意的失配滤波器系数,将失配滤波器系数进行量化归一化来得到实时延时回波矩阵等,本发明实施例在此不再赘述。

[0069] 下面以一个具体的试验来验证本发明实施例提供的一种眼科超声生物测量方法的可行性,详见下文描述:

[0070] 数字编码发射脉冲以 13 位 Barker 码,失配滤波器的阶数为 $P = 3 \times 13 = 39$,可编程逻辑器件 5 以 FPGA 为例进行说明,参见图 11、图 12、图 13 和图 14, sample 信号为 13 位 Barker 码编码激励信号, result 为经过失配滤波解码压缩后的信号。可见,13 位 Barker 码失配滤波解码压缩后有效地压缩了旁瓣,在保证分辨率的前提下有效地提升了信噪比。从仿真结果中可以看出主瓣峰峰值达到了正负 127,而旁瓣峰峰值为正负 1,由此说明失配滤波虽然降低了主瓣峰值,但有效地降低了旁瓣水平,旁瓣衰减达到了 -60dB,提高了信噪比。在通过后续的二选一选择器进行选择、后滤波、检波、对数放大和二次采样处理,并通过 USB 接口及外围电路与终端相连,显示最终的图像与数据。通过上述处理使得在相同分辨率下,平均功率提高并且得到和现有技术中相同幅值和相同分辨率的输出图像,此时的输入电压为正负 12V,从而降低了瞬时能量。

[0071] 综上所述,本发明实施例提供了一种眼科超声生物测量方法,本发明实施例通过采用数字编码激励的方法替代传统的单脉冲激励,使声输出参数在满足相关检测标准的前提下,降低超声脉冲发射电压至正负 12V,从而降低了瞬时能量输出,实现以更低的超声脉冲发射电压来获得人体眼部组织的全景成像,并能得到生物组织的精确测量,所获得图像

的探测深度与扫查范围同超声脉冲发射电压为正负 60V 时相近,对于降低声输出参数,提高设备安全性等方面具有重要的研究价值,满足了实际应用中的多种需要。

[0072] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施例的示意图,上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0073] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

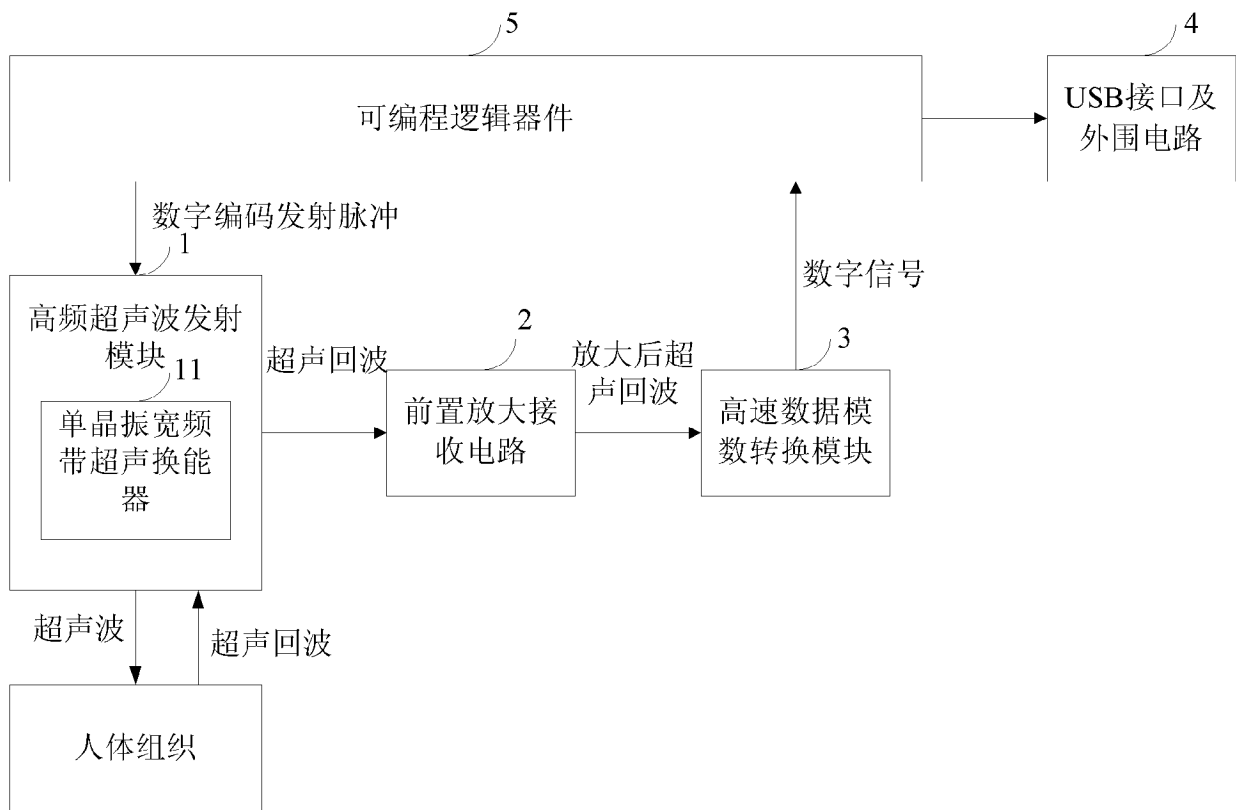


图 1

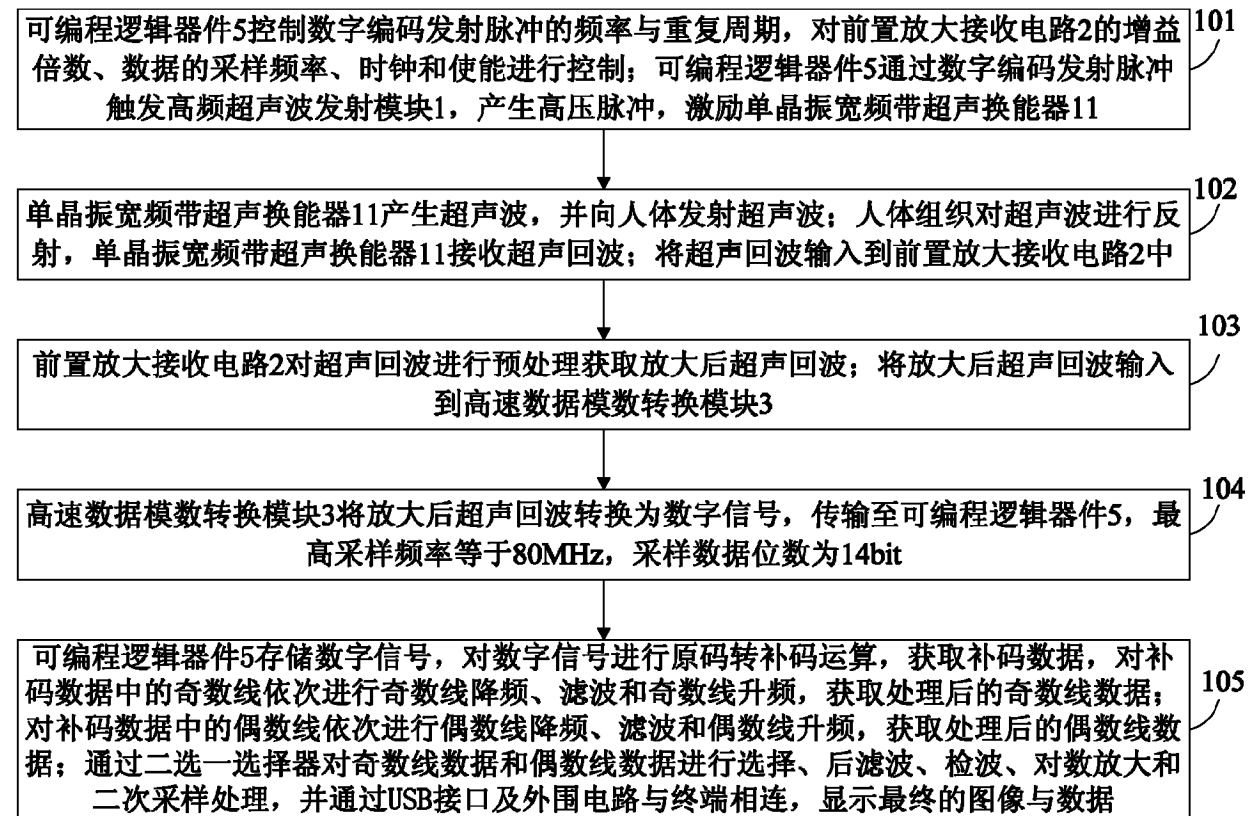


图 2

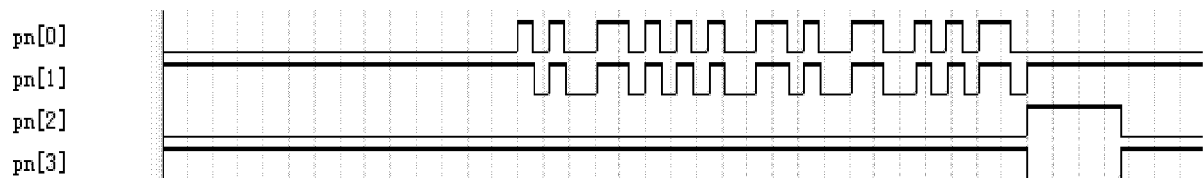


图 3a

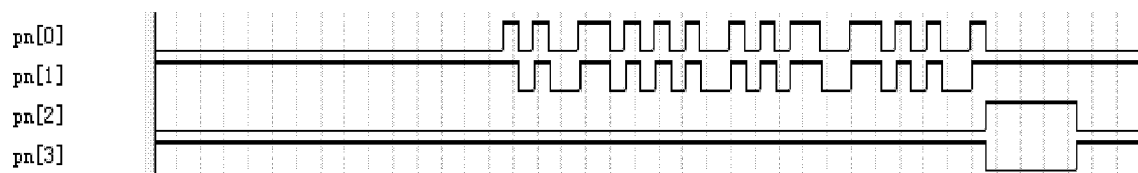


图 3b

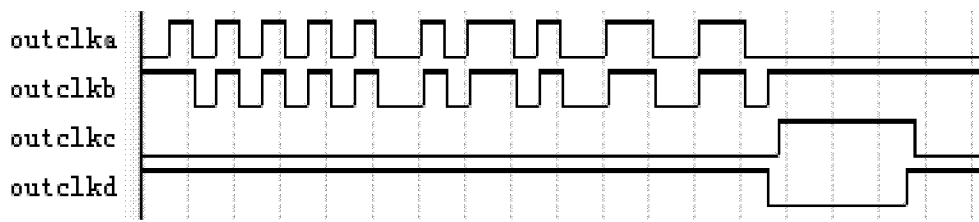


图 3c

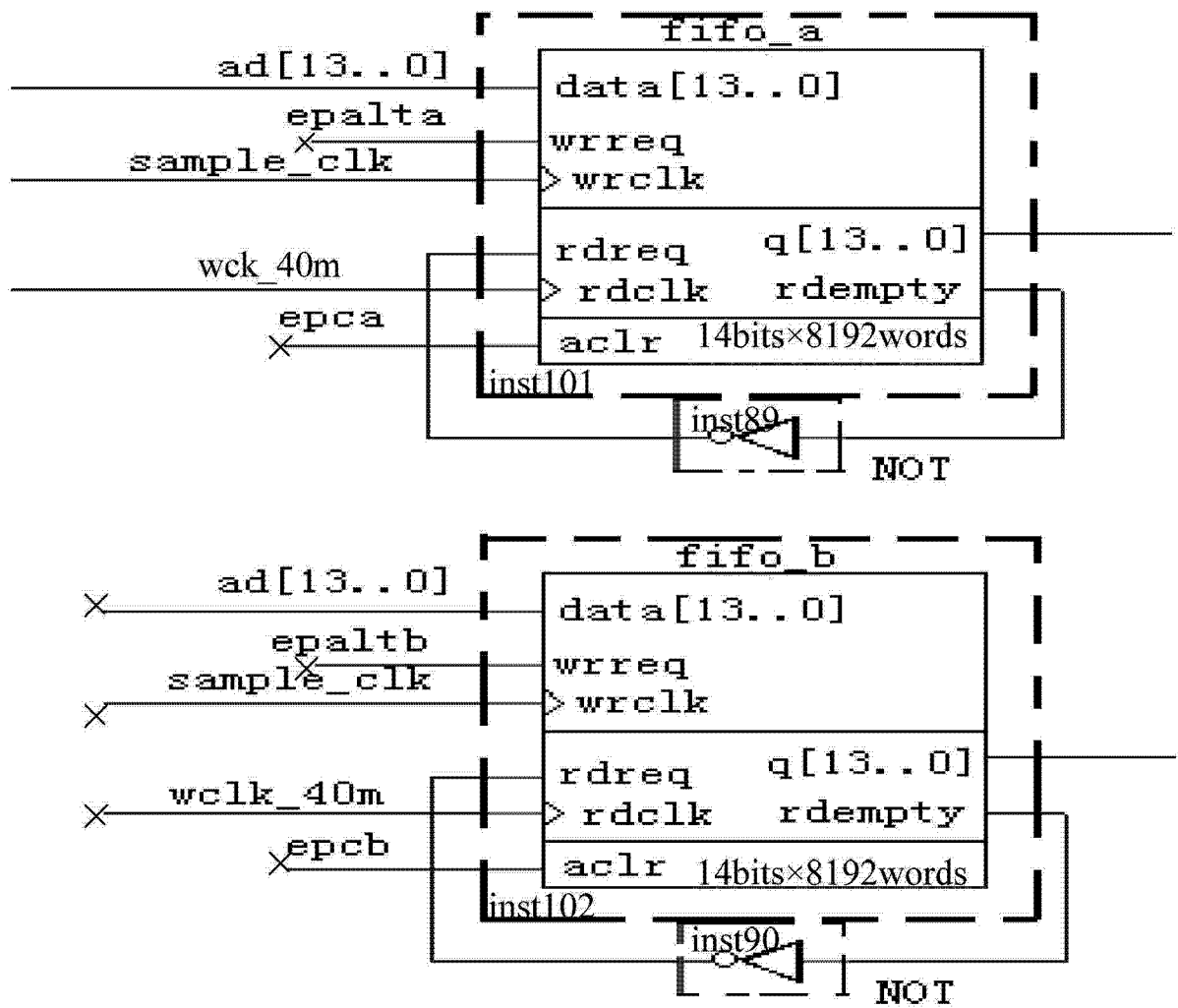


图 4

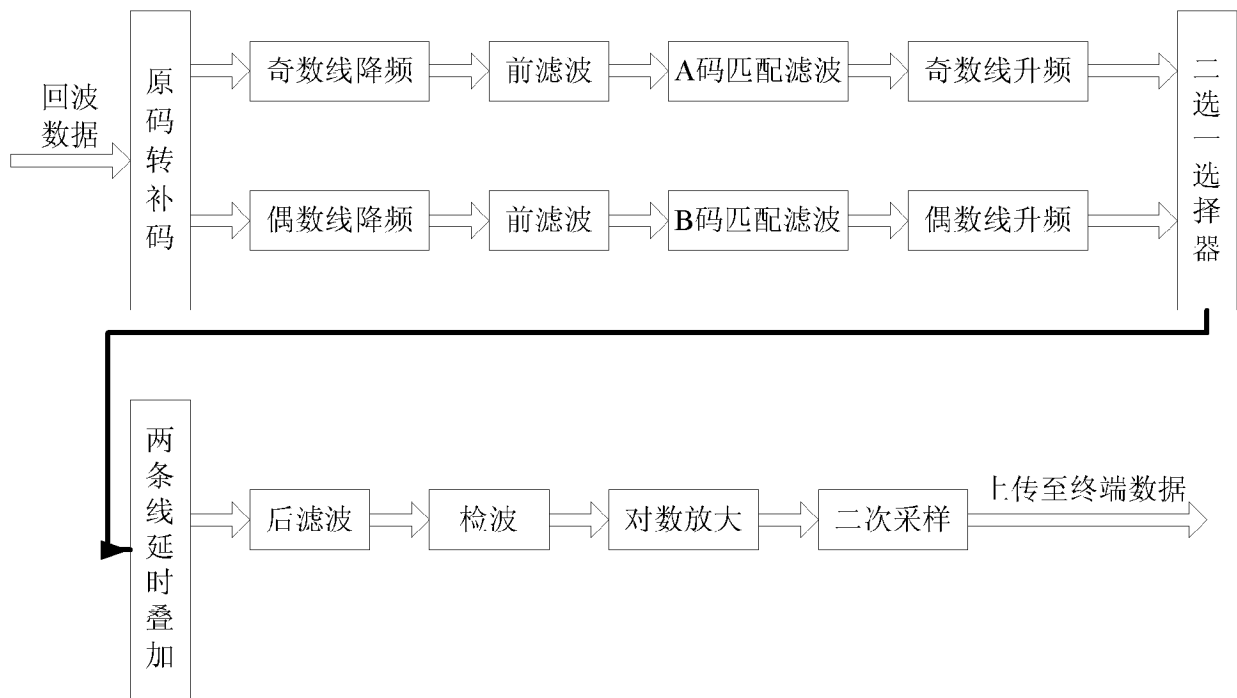


图 5

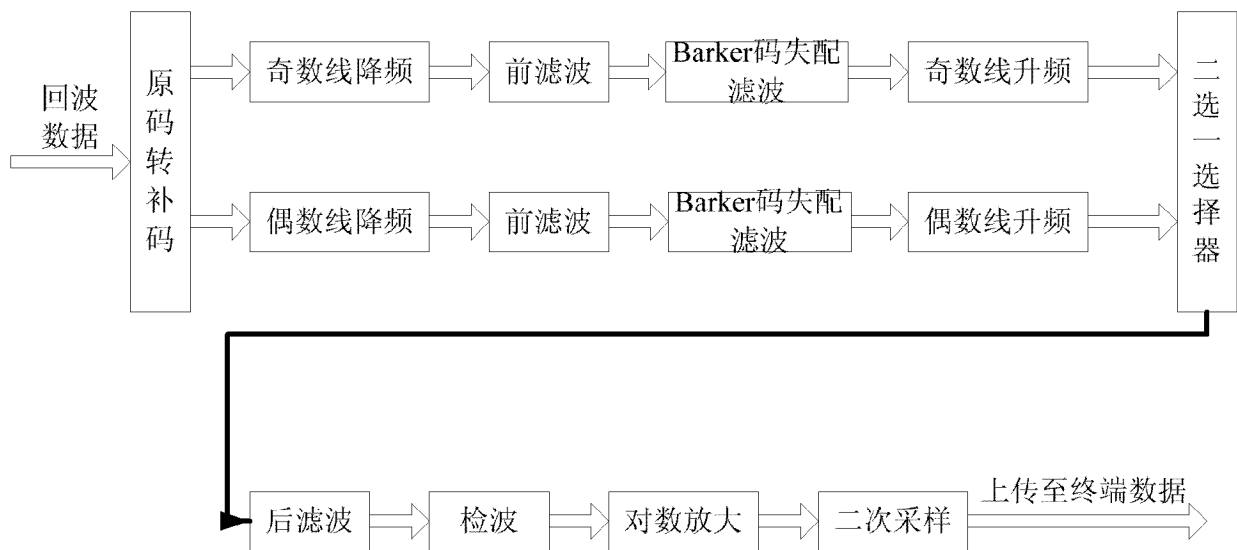


图 6

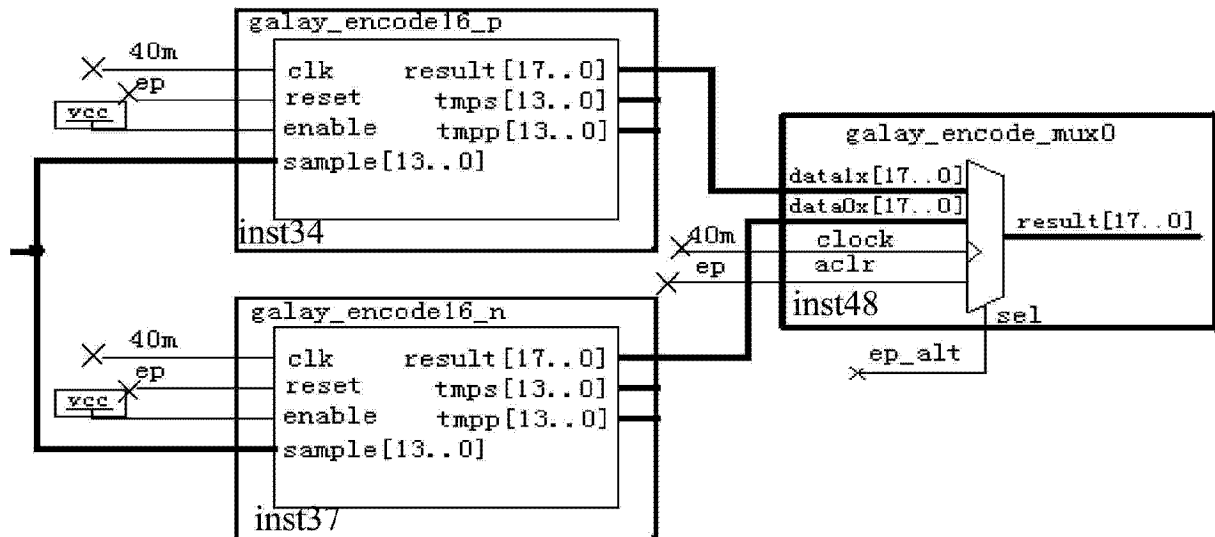


图 7

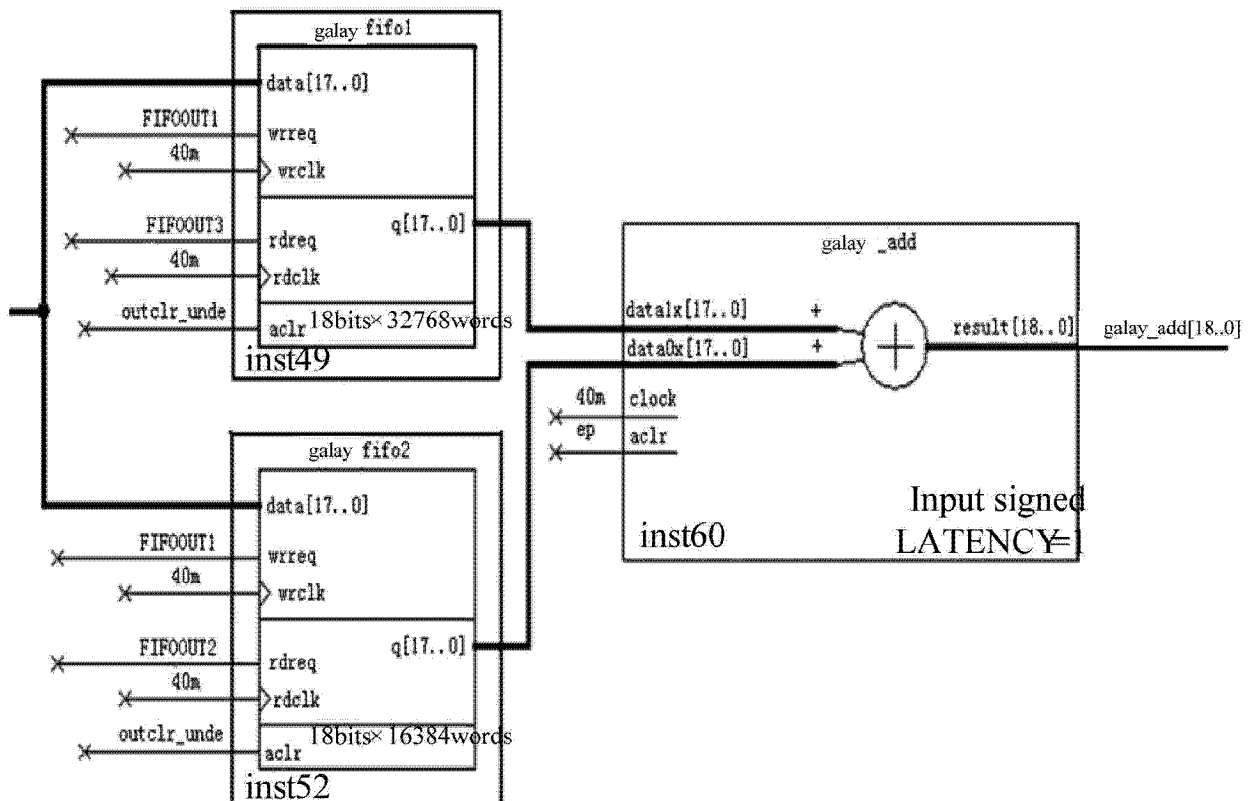


图 8

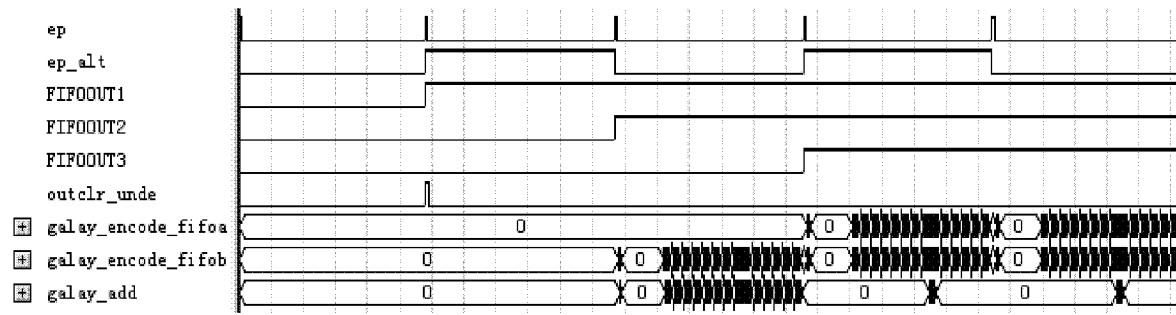


图 9

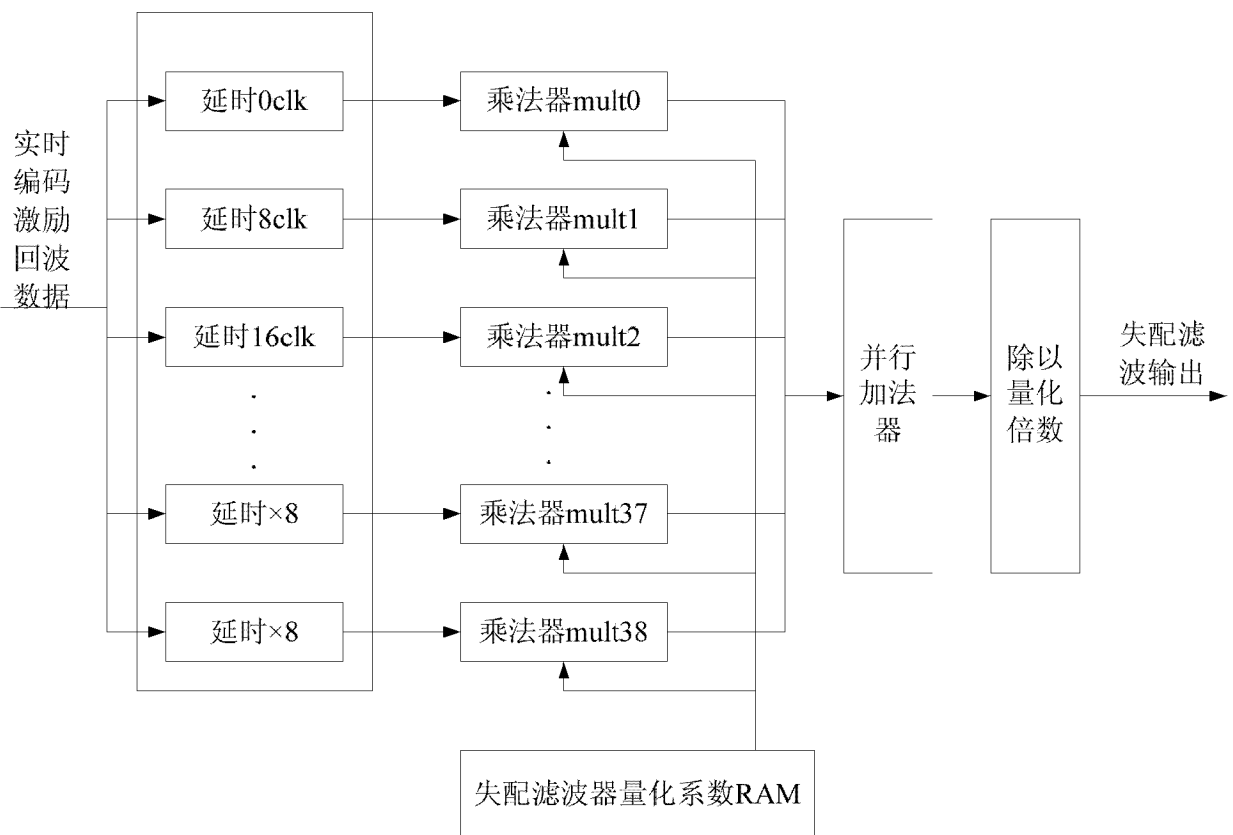


图 10

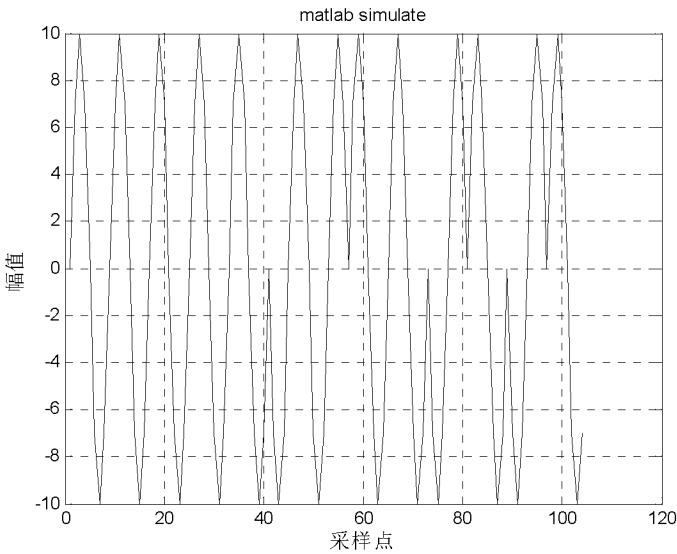


图 11

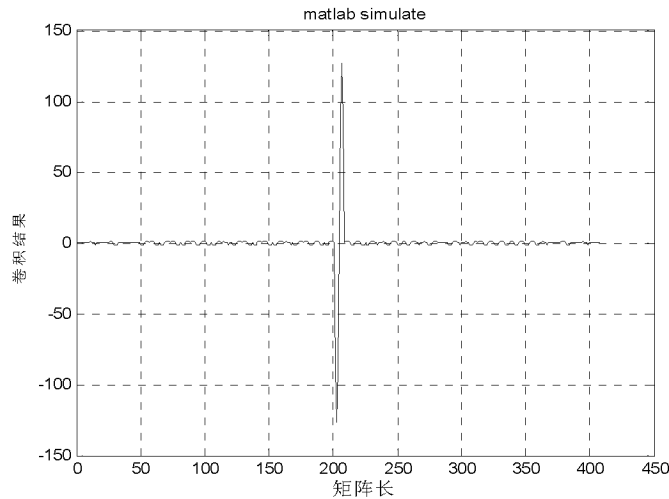


图 12

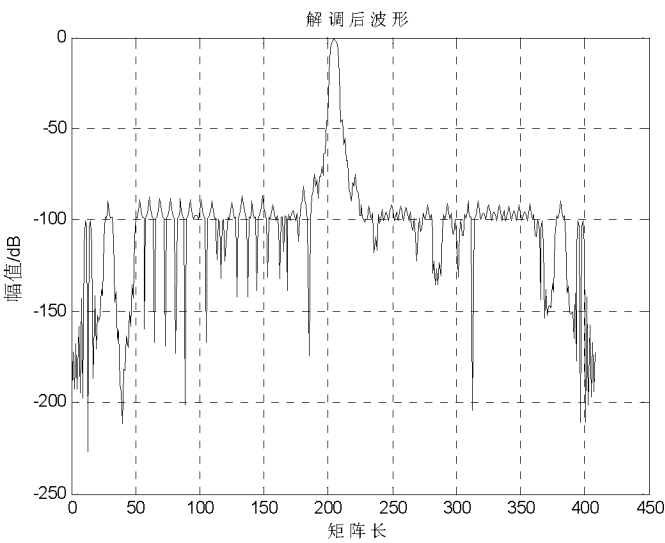


图 13

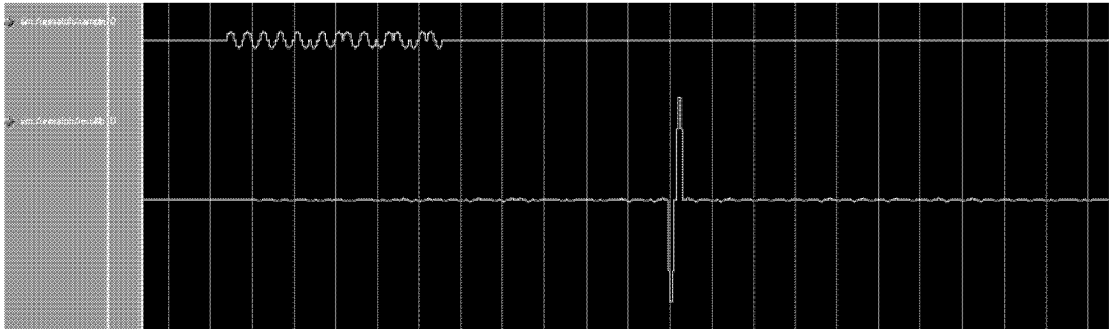


图 14

专利名称(译)	一种眼科超声生物测量方法		
公开(公告)号	CN102670258B	公开(公告)日	2013-08-07
申请号	CN201210107879.0	申请日	2012-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
[标]发明人	周盛 王晓春 王延群 计建军 杨军		
发明人	周盛 王晓春 王延群 计建军 杨军		
IPC分类号	A61B8/10		
其他公开文献	CN102670258A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种眼科超声生物测量方法，涉及医学超声测量技术领域，可编程逻辑器件存储数字信号，对数字信号进行原码转补码运算，获取补码数据，对补码数据中的奇数线依次进行奇数线降频、滤波和奇数线升频，获取处理后的奇数线数据；对补码数据中的偶数线依次进行偶数线降频、滤波和偶数线升频，获取处理后的偶数线数据；通过二选一选择器对所述奇数线数据和偶数线数据进行选择、后滤波、检波、对数放大和二次采样处理，并通过USB接口及外围电路与终端相连，显示最终的图像与数据。本发明降低超声脉冲发射电压至正负12V，从而降低瞬时能量输出，实现以更低的超声脉冲发射电压来获得人体眼部组织的全景成像，并能得到生物组织的精确测量。

