



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104586426 B

(45)授权公告日 2017.02.22

(21)申请号 201410844503.7

审查员 许流芳

(22)申请日 2014.12.30

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104586426 A

(43)申请公布日 2015.05.06

(73)专利权人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大
学城学苑大道1068号

(72)发明人 郑海荣 邱维宝 牟培田

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限
公司 11127

代理人 李秀芸

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

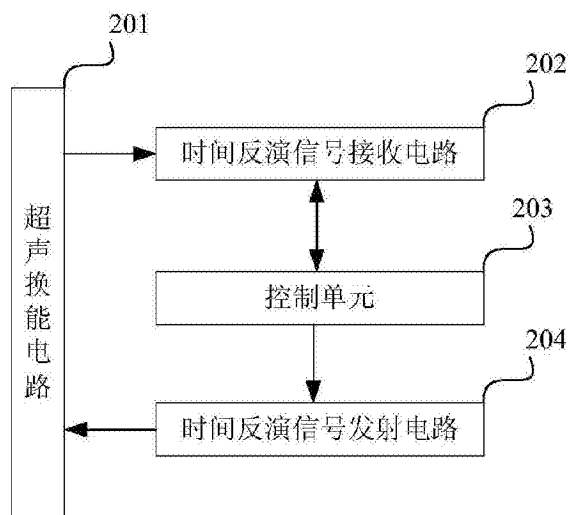
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种基于超声时间反演的医学影像系统

(57)摘要

本发明涉及一种基于超声时间反演的医学影像系统,包括:超声换能电路将接收到的超声信号转换成电信号,并输入至时间反演信号接收电路;同时,接收时间反演信号发射电路输出的信号;时间反演信号接收电路根据控制单元的控制信号,对电信号进行处理,获得超声数字信号,并将超声数字信号输入至控制单元;控制单元控制时间反演信号接收电路和时间反演信号发射电路;同时,对超声数字信号进行缓存,将缓存的超声数字信号的序列前后反向处理,使得先缓存的信号后发出去,并将反序后的超声数字信号进行数据类型转换,获得反演后的电信号;时间反演信号发射电路根据控制单元的控制信号,对反演后的电信号进行处理,并将处理后的信号输入至超声换能电路。



1. 一种基于超声时间反演的医学影像系统,其特征在于,所述医学影像系统包括:
超声换能电路、时间反演信号接收电路、控制单元和时间反演信号发射电路;其中,
所述超声换能电路,用于接收所述时间反演信号发射电路输出的电信号,并将电信号转换为超声信号;同时,将接收到的超声信号转换成电信号,并输入至所述时间反演信号接收电路;

所述时间反演信号接收电路,用于根据控制单元的控制信号,对所述电信号进行处理,获得超声数字信号,并将所述超声数字信号输入至所述控制单元;

所述控制单元,用于控制所述时间反演信号接收电路和所述时间反演信号发射电路;同时,对所述超声数字信号进行缓存,将缓存的超声数字信号的序列前后反向处理,使得先缓存的信号后发出去、后缓存的信号先发出去,并将反序后的超声数字信号进行数据类型转换,获得反演后的电信号;

所述时间反演信号发射电路,用于根据控制单元的控制信号,对所述反演后的电信号进行处理,并将处理后的信号输入至所述超声换能电路;

其中,所述时间反演信号接收电路包括切换开关、低噪声信号放大器、可编程增益放大器、可配置模拟滤波器、模数转换器;其中,

所述切换开关,用于在超声换能电路发射超声信号时处于关闭状态,在超声换能电路接收超声信号时处于开启状态;

所述低噪声信号放大器,用于对超声换能电路发射的超声信号进行第一级放大,使得在最大程度地放大超声信号的基础上,少引入其他噪声信号;并将处理后的信号输入至可编程增益放大器;

所述可编程增益放大器,用于对所述低噪声信号放大器输出的信号进一步地放大,并将放大后的信号输入至所述可配置模拟滤波器;其中,放大的增益在逻辑控制下进行调整;

所述可配置模拟滤波器,用于对所述可编程增益放大器输出的信号进行低通滤波,并将滤波后的信号输入至所述模数转换器;其中,在逻辑控制下,低通滤波的截止频率根据可编程增益放大器输出的信号的变化进行调整;

所述模数转换器,用于对所述可配置模拟滤波器输出的信号进行采样,将模拟信号转换为数字信号;其中,在逻辑控制下,采样的频率及精度根据所述可配置模拟滤波器输出的信号的变化进行调整。

2. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述超声换能电路为超声换能器。

3. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述控制单元包括:数据缓存模块、时间反演数据序列变换模块、数据类型变换模块、逻辑控制模块和数据采集逻辑控制模块;其中,

所述逻辑控制模块,用于对可编程增益放大器、可配置模拟滤波器、模数转换器提供逻辑控制;

所述数据采集逻辑控制模块,用于对所述模数转换器提供ADC工作时序控制,对所述数据缓存模块提供RAM写时序控制,将模数转换器输出的信号读入所述数据缓存模块的写数据端口;

所述数据缓存模块,用于缓存所述模数转换器输出的信号数据;

所述时间反演数据序列变换模块,用于对所述数据缓存模块提供RAM读时序控制,将缓存的数据从所述数据缓存模块中读出;并通过数据缓存地址对读出的数据序列进行调整,

使得先输出的信号为所述数据缓存模块后缓存的信号,后输出的信号为所述数据缓存模块先缓存的信号;

所述数据类型变换模块,用于将所述时间反演数据序列变换模块输出的信号进行数据类型变换。

4.如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述时间反演信号发射电路包括幅度调制电平转换芯片、DAC控制字缓存器、数模转换器、波形合成芯片和高压激励芯片;其中,

所述DAC控制字缓存器,用于在逻辑控制芯片的控制下,将所述数据类型变换模块输出的数据进行缓存;同时,控制所述数模转换器;

所述数模转换器,用于根据所述DAC控制字缓存器的控制,从所述DAC控制字缓存器中获得数字信号,对数字信号进行转换,获得模拟信号,并传输至所述波形合成芯片;

所述幅度调制电平转换芯片,用于在逻辑控制芯片的控制下向所述波形合成芯片输出幅度调制的控制指令;

所述波形合成芯片,用于将所述数模转换器输出的模拟信号和所述幅度调制电平转换芯片输出的控制指令相合成,输出调制过幅度的时间反演电信号;

所述高压激励芯片,用于对所述超声换能电路进行高压激励,将所述波形合成芯片输出的时间反演电信号发射至所述超声换能电路。

5.如权利要求4所述的系统,其特征在于,所述高压激励芯片包括MOS管和变压器。

一种基于超声时间反演的医学影像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学影像技术领域,特别涉及一种基于超声时间反演的医学影像系统。

背景技术

[0002] 医学影像是为了医疗或医学研究,对人体或人体某部分,以非侵入方式取得内部组织影像的技术与处理过程,泛指通过X光成像(X-ray)、X线计算机断层扫描成像(CT)、磁共振成像(MRI)、超声成像(US)、光学相干层析扫描技术(OCT)等现代成像技术检查人体无法用非手术手段检查的部位的过程。医学影像是一种逆问题的推论演算诊断方式,即成因(活体组织的特性)是经由结果(观测影像信号)反推而来,在临床应用上非常广泛,对疾病的诊断提供了很大的科学和直观的依据,可以更好的配合临床的症状、化验等方面,为最终准确诊断病情起到不可替代的作用。

[0003] 和其他成像技术相比,医学超声成像具有实时性好、无损伤、无痛苦、成像精度高,以及系统低成本等独特的优点,目前已经被广泛的用于临床的医疗检测当中。

[0004] 超声是机械波,由物体机械振动产生。具有波长、频率和传播速度等物理量。用于医学上的超声频率为2.5MHz~10MHz,常用的是2.5MHz~5MHz。超声需要在介质中传播,其速度因介质不同而异,在固体中最高,液体中次之,气体中最慢。在人体软组织中约为150m/s。介质有一定的声阻抗,声阻抗等于该介质密度与超声速度的乘积。

[0005] 超声在均匀介质中以直线传播,有良好的指向性。但在非均匀介质中就会以不规则路径传播,方向是不确定的,因为在声阻抗不同的两种界面处会发生复杂的反射和散射。

[0006] 1992年,M.Fink提出了应用于超声领域的时间反演技术(Time Reversal),声源发射声波并向四周传播,外围的每个压电换能器探测到达它的声波,将声信号转换成电信号,再由电子系统进行存储和时间反转处理,然后重现相同的电信号通过压电换能器将声信号传送回去,声波沿着原先在介质中的路径传播,就能重新聚焦到声源点处。

[0007] 申请号为201310624497.X的技术方案在整体框架与上述原理较为相似,该技术方案属于通信无线电领域,并且该专利申请文件并没有公开实质性的电路设计,只是用信号发生器及示波器做了验证,另外,因为声波传播路径在不规则介质中也是不规则的,这些非均匀的介质会无规则的改变声波的传播路径,在医学影像中很难做到复杂声场环境下的声波聚焦。申请号为201310624497.X的技术方案无法简单移用到医学影像领域。

[0008] 申请号为2009202053648技术方案就是一种常规的超声设备发射方式,这类发射电路只能分为导通和不导通两种状态,MOS管导通时输出高压,MOS不导通时不输出高压,如图1所示,发射电压是固定的,比如:固定为+100V和-100V,且相位形态只能是脉冲式的。常规医学影像设备中发射电路就是只能实现固定电压的发射,只有任意波形的发射电路,才能实现时间反演。

[0009] 基于此,急需解决常规医学影像方式不能在特殊环境下使声波聚焦的问题。

发明内容

[0010] 为解决现有技术的问题,本发明提出一种基于超声时间反演的医学影像系统,让超声在复杂的不均匀人体介质内形成聚焦,在聚焦区域得到清晰的医学影像或进行某种医学刺激。

[0011] 为实现上述目的,本发明提供了一种基于超声时间反演的医学影像系统,所述医学影像系统包括:

[0012] 超声换能电路、时间反演信号接收电路、控制单元和时间反演信号发射电路;其中,

[0013] 所述超声换能电路,用于接收所述时间反演信号发射电路输出的电信号,并将电信号转换为超声信号;同时,将接收到的超声信号转换成电信号,并输入至所述时间反演信号接收电路;

[0014] 所述时间反演信号接收电路,用于根据控制单元的控制信号,对所述电信号进行处理,获得超声数字信号,并将所述超声数字信号输入至所述控制单元;

[0015] 所述控制单元,用于控制所述时间反演信号接收电路和所述时间反演信号发射电路;同时,对所述超声数字信号进行缓存,将缓存的超声数字信号的序列前后反向处理,使得先缓存的信号后发出去、后缓存的信号先发出去,并将反序后的超声数字信号进行数据类型转换,获得反演后的电信号;

[0016] 所述时间反演信号发射电路,用于根据控制单元的控制信号,对所述反演后的电信号进行处理,并将处理后的信号输入至所述超声换能电路。

[0017] 优选地,所述超声换能电路为超声换能器或者超声换能器阵列。

[0018] 优选地,所述时间反演信号接收电路包括切换开关、低噪声信号放大器、可编程增益放大器、可配置模拟滤波器、模数转换器;其中,

[0019] 所述切换开关,用于在超声换能电路发射超声信号时处于关闭状态,在超声换能电路接收超声信号时处于开启状态;

[0020] 所述低噪声信号放大器,用于对超声换能电路发射的超声信号进行第一级放大,使得在最大程度地放大超声信号的基础上,少引入其他噪声信号;并将处理后的信号输入至可编程增益放大器;

[0021] 所述可编程增益放大器,用于对所述低噪声信号放大器输出的信号进一步地放大,并将放大后的信号输入至所述可配置模拟滤波器;其中,放大的增益在逻辑控制下进行调整;

[0022] 所述可配置模拟滤波器,用于对所述可编程增益放大器输出的信号进行低通滤波,并将滤波后的信号输入至所述模数转换器;其中,在逻辑控制下,低通滤波的截止频率根据可编程增益放大器输出的信号的变化进行调整;

[0023] 所述模数转换器,用于对所述可配置模拟滤波器输出的信号进行采样,将模拟信号转换为数字信号;其中,在逻辑控制下,采样的频率及精度根据所述可配置模拟滤波器输出的信号的变化进行调整。

[0024] 优选地,所述控制单元包括:数据缓存模块、时间反演数据序列变换模块、数据类型变换模块、逻辑控制芯片和数据采集逻辑控制模块;其中,

[0025] 所述逻辑控制模块,用于对可编程增益放大器、可配置模拟滤波器、模数转换器提供逻辑控制;

[0026] 所述数据采集逻辑控制模块,用于对所述模数转换器提供ADC工作时序控制,对所述数据缓存模块提供RAM写时序控制,将模数转换器输出的信号读入所述数据缓存模块的写数据端口;

[0027] 所述数据缓存模块,用于缓存所述模数转换器输出的信号数据;

[0028] 所述时间反演数据序列变换模块,用于对所述数据缓存模块提供RAM读时序控制,将缓存的数据从所述数据缓存模块中读出;并通过数据缓存地址对读出的数据序列进行调整,使得先输出的信号为所述数据缓存模块后缓存的信号,后输出的信号为所述数据缓存模块先缓存的信号;

[0029] 所述数据类型变换模块,用于将所述时间反演数据序列变换模块输出的信号进行数据类型变换。

[0030] 优选地,所述时间反演信号发射电路包括幅度调制电平转换芯片、DAC控制字缓存器、数模转换器、波形合成芯片和高压激励芯片;其中,

[0031] 所述DAC控制字缓存器,用于在逻辑控制芯片的控制下,将所述数据类型变换模块输出的数据进行缓存;同时,控制所述数模转换器;

[0032] 所述数模转换器,用于根据所述DAC控制字缓存器的控制,从所述DAC控制字缓存器中获得数字信号,对数字信号进行转换,获得模拟信号,并传输至所述波形合成芯片;

[0033] 所述幅度调制电平转换芯片,用于在逻辑控制芯片的控制下向所述波形合成芯片输出幅度调制的控制指令;

[0034] 所述波形合成芯片,用于将所述数模转换器输出的模拟信号和所述幅度调制电平转换芯片输出的控制指令相合成,输出调制过幅度的时间反演电信号;

[0035] 所述高压激励芯片,用于对所述超声换能电路进行高压激励,将所述波形合成芯片输出的时间反演电信号发射至所述超声换能电路。

[0036] 优选地,所述高压激励芯片包括MOS管和变压器。

[0037] 上述技术方案具有如下有益效果:本技术方案发射的波形是任意形态的,从而能够在复杂的不均匀人体介质内实现时间反演,能在聚焦区域得到清晰的医学影像或进行某种医学刺激。

附图说明

[0038] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0039] 图1为常规的超声设备发射的波形示意图;

[0040] 图2为本发明的系统框图;

[0041] 图3为本实施例的系统框图;

[0042] 图4为本实施例的系统中RAM多通道数据缓存原理框图;

[0043] 图5为本实施例的系统发射的波形示意图。

具体实施方式

[0044] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0045] 本技术方案的工作原理为:将检测对象“人体”视为一个球体,这个球体内部分布着不规则的不可预测的非均匀介质,如果我们直接从球体外面发射超声声波,想让声波聚焦在球体内部某一点,是很难的,因为这些非均匀的介质会无规则的改变声波的传播路径,使得不能在所需区域聚焦成像。但基于时间反演的工作原理,我们可以通过施加磁场等技术手段在人体内某一点的人体组织处受到激励震动而自发的产生声波向四周扩散,经采集声波、原路径原波形形态发射回去,由于来回的路径是相同的,就可以准确的实现聚焦。即:从哪里来、就回哪里去,这样就能通过更强的回波在该区域成像。

[0046] 基于上述工作原理,本发明提供了一种基于超声时间反演的医学影像系统。如图2所示,所述医学影像系统包括:

[0047] 超声换能电路201、时间反演信号接收电路202、控制单元203和时间反演信号发射电路204;其中,

[0048] 所述超声换能电路201,用于接收所述时间反演信号发射电路输出的电信号,并将电信号转换为超声信号;同时,将接收到的超声信号转换成电信号,并输入至所述时间反演信号接收电路;

[0049] 所述时间反演信号接收电路202,用于根据控制单元的控制信号,对所述电信号进行处理,获得超声数字信号,并将所述超声数字信号输入至所述控制单元;

[0050] 所述控制单元203,用于控制所述时间反演信号接收电路和所述时间反演信号发射电路;同时,对所述超声数字信号进行缓存,将缓存的超声数字信号的序列前后反向处理,使得先缓存的信号后发出去、后缓存的信号先发出去,并将反序后的超声数字信号进行数据类型转换,获得反演后的电信号;

[0051] 所述时间反演信号发射电路204,用于根据控制单元的控制信号,对所述反演后的电信号进行处理,并将处理后的信号输入至所述超声换能电路。

[0052] 基于上述图2的医学影像系统的技术方案,本实施例的医学影像系统实现方式如图3所示。

[0053] 超声换能电路为超声换能器或者超声换能器阵列。在本技术方案中,可以应用于单个超声换能器,也可以应用于由多个超声换能器组成的换能器阵列,超声换能器的作用是接收或发射超声信号。

[0054] 对于时间反演信号接收电路来说,包括切换开关、低噪声信号放大器、可编程增益放大器、可配置模拟滤波器、模数转换器。其中,

[0055] 切换开关用于在超声换能电路发射超声信号时处于关闭状态,在超声换能电路接收超声信号时处于断开状态。换句话说,切换开关对时间反演信号接收电路起到保护的作用,可以阻止时间反演信号发射电路的高压激励时串流到接收电路上,损坏电子器件。在发射超声信号时,切换开关处于关闭状态;在接收超声信号时,切换开关处于打开状态。

[0056] 低噪声信号放大器用于对超声换能电路发射的超声信号进行第一级放大,使得在最大程度地放大超声信号的基础上,少引入其他噪声信号;并将处理后的信号输入至可编程增益放大器。

[0057] 可编程增益放大器对所述低噪声信号放大器输出的信号进一步地放大,并将放大后的信号输入至所述可配置模拟滤波器;其中,放大的增益在逻辑控制下进行调整。对于本实施例来说,由上一级的低噪声信号放大器的放大增益(放大值)往往不够,还需要再次放大,才能得到满意的放大效果,本实施例做了一个灵活的设计,就是可编程增益放大器是一种受控于通信总线的现场可编程门阵列,实现增益可调,也就是放大的倍数可以通过编程的方式调整。

[0058] 可配置模拟滤波器用于对所述可编程增益放大器输出的信号进行低通滤波,并将滤波后的信号输入至所述模数转换器;其中,在逻辑控制下,低通滤波的截止频率根据可编程增益放大器输出的信号的变化进行调整。对于本实施例来说,可配置模拟滤波器是一个可配置的模拟低通滤波器,同样是受控于通信总线。可以根据信号的变化,调整低通滤波的截止频率,滤除大于截止频率的高频噪声。

[0059] 模数转换器用于对所述可配置模拟滤波器输出的信号进行采样,将模拟信号转换为数字信号;其中,在逻辑控制下,采样的频率及精度根据所述可配置模拟滤波器输出的信号的变化进行调整。对于本实施例来说,经过前级放大和低通滤波之后的模拟信号进入ADC模数转换芯片进行数据采集,通过受控于通信总线,模数转换器的工作参数进行设置。可以根据信号的变化,调整采样频率及采样精度。

[0060] 对于控制单元来说,包括:数据缓存模块、时间反演数据序列变换模块、数据类型变换模块、逻辑控制模块和数据采集逻辑控制模块。控制单元可以在FPGA内通过硬件描述语言编程实现的。其中,

[0061] 所述逻辑控制模块,用于对可编程增益放大器、可配置模拟滤波器、模数转换器提供逻辑控制、DAC控制字缓存芯片、幅度调制电平转换芯片。

[0062] 数据采集逻辑控制模块对所述模数转换器提供ADC工作时序控制,对所述数据缓存模块提供RAM写时序控制,将模数转换器输出的信号读入所述数据缓存模块的写数据端口;数据缓存模块缓存所述模数转换器输出的信号数据。

[0063] 对于本实施例来讲,数据采集逻辑控制模块可以选用现场可编程门阵列FPGA,通过硬件描述语言对FPGA进行编程,它协调整个数据采集过程的时序问题,驱动模数转换器工作,缓存模数转换器输出的数据等等。

[0064] 如图4所示,为本实施例的系统中RAM多通道数据缓存原理框图。表示了数据缓存模块和数据采集逻辑控制模块、数据类型转换模块、时间反演数据序列变换模块之间的关系。数据采集逻辑控制模块负责模数转换器的工作时序控制,同时负责ADC写时序控制,这样就可以把模数转换器输出的数据读入数据缓存模块的写数据端口。

[0065] 时间反演数据序列变换模块负责数据缓存模块的读时序控制,这样就可以把缓存数据从数据缓存模块的读数据端口读出。

[0066] 时间反演数据序列变换模块,用于对所述数据缓存模块提高RAM读时序控制,将缓存的数据从所述数据缓存模块中读出;并通过数据缓存地址对读出的数据序列进行调整,使得先输出的信号为所述数据缓存模块后缓存的信号,后输出的信号为所述数据缓存模块

先缓存的信号。对于本实施例来讲,按照时间反演的设计原理,第一个接收到的数据要最后一个发出去,最后一个接收到的数据要第一个发出去。类似于字母的A-Z变成Z-A,这部分工作可以通过调整RAM地址实现的。工作原理也可以参考图4来说明,数据采集逻辑控制模块控制写数据的时候,写地址是从0开始,每次递加1,一直到存储够所需数据,我们可以设定存储的数据量为4096个(实际工作时可按需调整,动态设置),此时的写地址递加为4096,那么当时间反演数据序列变换模块控制读数据的时,读地址将从4096开始,每次递减1,一直到读地址为0,读出所有缓存数据,这样就可以把一个波形的数据,从尾到头反向读出,进行时间反演。

[0067] 数据类型变换模块将所述时间反演数据序列变换模块输出的信号进行数据类型变换。因为前端的模数转换器输出的数据类型往往和数据类型变换模块的数据类型不一致,这就要按需进行调整,比如将有符号数转换成无符号数,本实施例通过硬件描述语言编程实现。

[0068] 对于时间反演信号发射电路来说,包括幅度调制电平转换芯片、DAC控制字缓存器、数模转换器、波形合成芯片和高压激励芯片。其中,

[0069] DAC控制字缓存器在逻辑控制模块的控制下,将所述数据类型变换模块输出的数据进行缓存;同时,控制所述数模转换器。换言之,DAC控制字缓存器受控于逻辑控制模块和数据类型变换模块,逻辑控制模块负责将数据类型变换模块的数据传送给DAC控制字缓存器,DAC控制字缓存器接收到这个控制命令后,再控制数模转换器对数字信号进行转换,输出模拟信号,最终起到时序调整的作用。

[0070] 数模转换器根据所述DAC控制字缓存器的控制,从所述DAC控制字缓存器中获得数字信号,对数字信号进行转换,获得模拟信号,并传输至所述波形合成芯片。本案中采用数模转换器,因为数模转换器就是可以通过高精度的数字控制,输出任意幅度任意相位的波形,而传统的发射电路中,不采用DAC数模转换器,就不能任意波形发射。数据类型的变换是因为接收环节的ADC和发射环节的DAC在数据格式及数据类型上是不同的,为了发射时一模一样的反演接收到的信号,就要在这两种芯片之间做一个变换。

[0071] 幅度调制电平转换芯片在逻辑控制芯片的控制下向所述波形合成芯片输出幅度调制的控制指令,起到调整波形幅度档位的功能,使得我们的任意波形发生电路更为灵活,不用受限于某个发射电压范围。

[0072] 波形合成芯片将数模转换器输出的模拟信号和所述幅度调制电平转换芯片输出的控制指令相合成,输出调制过幅度的时间反演电信号。

[0073] 高压激励芯片对所述超声换能电路进行高压激励,将所述波形合成芯片输出的时间反演电信号发射至所述超声换能电路。在本实施例中,高压激励芯片包括MOS管和变压器。

[0074] 在上述技术方案中,时间反演信号接收电路、时间反演信号发射电路可以采用集成的专用芯片实现,也可以搭建分立的模拟电路进行替换。同样地,控制单元也可以采用集成的专用芯片实现,也可以搭建分立的数字电路或CPLD进行替换。进一步地,图3中每个模块/单元可以用一个功能电路独立实现,也可以用一个集成芯片集成实现。

[0075] 如图5所示的波形,本技术方案可以实现任意波形发射(任意形态),能够做到接收到什么形态的波形,就反演出同样形态的发射波形,这在常规的方案中是做不到的。

[0076] 以上所述的具体实施方式,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施方式而已,并不用于限定本发明的保护范围,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

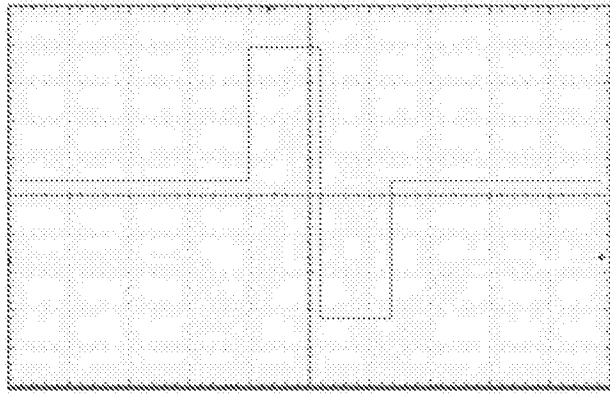


图1

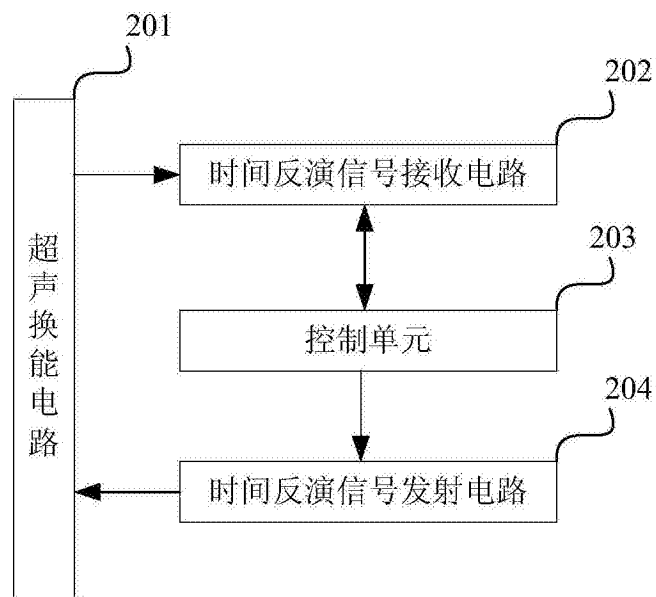


图2

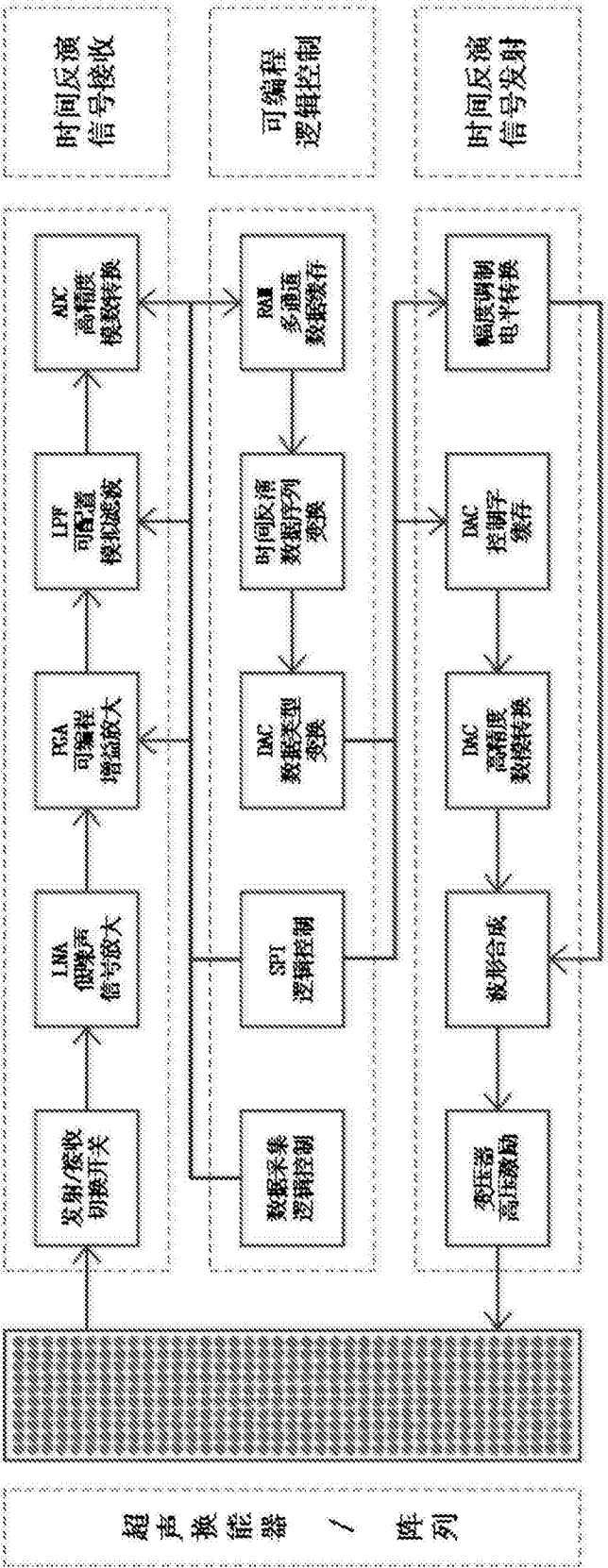


图3

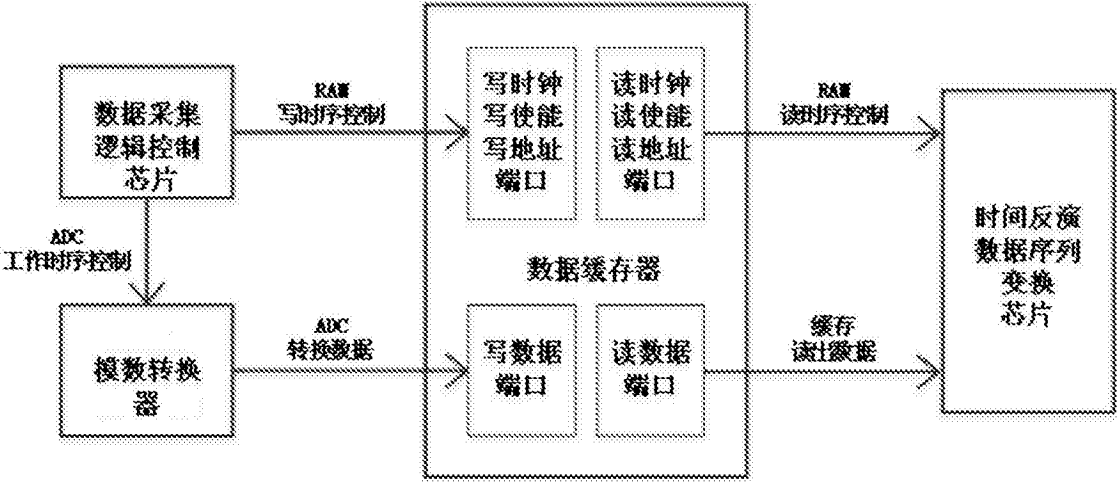


图4

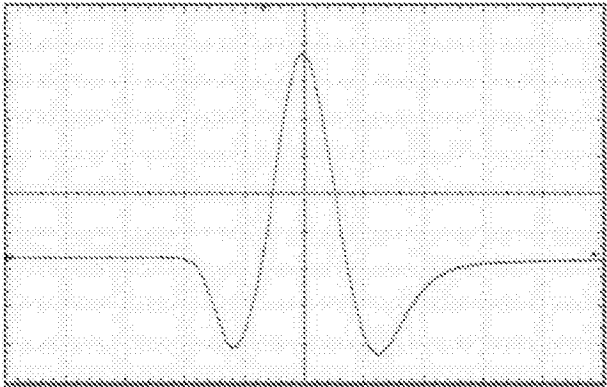


图5

专利名称(译)	一种基于超声时间反演的医学影像系统		
公开(公告)号	CN104586426B	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201410844503.7	申请日	2014-12-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	郑海荣 邱维宝 牟培田		
发明人	郑海荣 邱维宝 牟培田		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/5215		
代理人(译)	李秀芸		
其他公开文献	CN104586426A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于超声时间反演的医学影像系统，包括：超声换能电路将接收到的超声信号转换成电信号，并输入至时间反演信号接收电路；同时，接收时间反演信号发射电路输出的信号；时间反演信号接收电路根据控制单元的控制信号，对电信号进行处理，获得超声数字信号，并将超声数字信号输入至控制单元；控制单元控制时间反演信号接收电路和时间反演信号发射电路；同时，对超声数字信号进行缓存，将缓存的超声数字信号的序列前后反向处理，使得先缓存的信号后发出去，并将反序后的超声数字信号进行数据类型转换，获得反演后的电信号；时间反演信号发射电路根据控制单元的控制信号，对反演后的电信号进行处理，并将处理后的信号输入至超声换能电路。

