



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103284753 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 11

(21) 申请号 201210044885. 6

(22) 申请日 2012. 02. 22

(71) 申请人 香港理工大学

地址 中国香港九龙红磡

(72) 发明人 邱维宝 于妍妍 孙雷

(74) 专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理有限公司 44217

代理人 郭伟刚

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

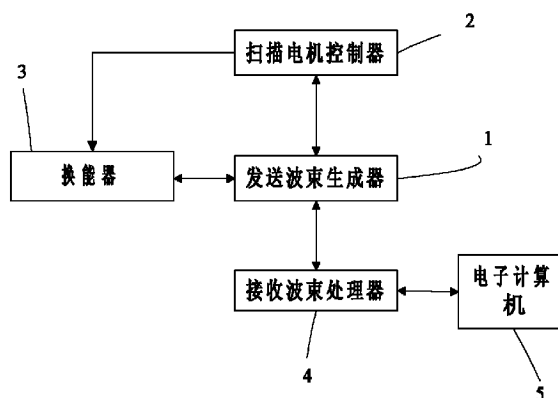
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54) 发明名称

超声波成像系统及成像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种超声波成像系统,它包括:用以产生延时不同的激励信号的发送波束生成器(1),与发送波束生成器(1)电连接的用于发射和接收超声波信号的环形阵列式换能器(3),与环形阵列式换能器(3)和发送波束生成器(1)电连接的用以控制环形阵列式换能器(3)工作方式的扫描电机控制器(2),与发送波束生成器(1)电连接的用以处理回波信号的接收波束处理器(4)和与接收波束处理器(4)电连接的用以显示和存储超声图像的电子计算机(5)。本发明的超声波成像系统具有成本低,但成像性能好的有益效果。



1. 一种超声波成像系统,包括发送波束生成器(1),与所述发送波束生成器(1)电连接的换能器(3),与所述发送波束生成器(1)和所述换能器(3)电连接的扫描电机控制器(2)以及与所述发送波束生成器(1)和计算机(5)电连接的接收波束生成器(4),其特征在于,所述发送波束生成器(1)包括控制信号发生时间以产生延时不同激励信号的第一FPGA(101),所述接收波束处理器(4)包括模数转换器(42)和处理数字回波信号的第二FPGA(41)。

2. 根据权利要求1所述的超声波成像系统,其特征在于,所述第二FPGA(41)包括数字滤波器(411),所述数字滤波器(411)的输出端连接波束合成器(412),所述波束合成器包括整数延时器(4122)、小数延时器(4123)和加法器(4121),回波信号依次经整数延时器(4122)和小数延时器(4123)的延时处理后由加法器(4121)进行信号合成。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波成像系统,其特征在于,所述第二FPGA(41)还包括多普勒成像模块(414)和B超成像模块(413),经波束合成器(412)处理后的回波信号送至所述多普勒成像模块(414)或B超成像模块(413)进行成像处理。

4. 根据权利要求3所述的超声波成像系统,其特征在于,所述B超成像模块(413)包括坐标转换模块,当换能器的运动模式为扇形扫描时,该坐标转换模块将已抽取的超声图像的坐标系从极坐标系转换为笛卡尔坐标系。

5. 根据权利要求1或4所述的超声波成像系统,其特征在于,所述第二FPGA(41)包括平滑滤波模块,该平滑滤波模块用于对已解码的回波信号进行处理。

6. 根据权利要求5所述的超声波成像系统,其特征在于,所述换能器(3)为单阵元换能器或高频阵列式换能器,所述高频阵列式换能器的阵元数目为5个、6个、7个或8个。

7. 根据权利要求5所述的超声波成像系统,其特征在于,所述接收波束处理器(4)和所述计算机(5)的数据接口(415)为USB接口、PCI接口或PCI-Express接口。

8. 一种超声波成像方法,其特征在于,发送波束生成器产生延时可控的激励信号激励换能器的各阵元工作,所述换能器生成焦距可控的超声波束进行动态聚焦,回波信号经所述发送波束生成器送至接收波束处理器,所述接收波束处理器对回波信号进行放大、模拟滤波、模数转换和数字滤波,经过上述处理的回波信号在波束合成器中进行整数延时和小数延时后送至加法器中进行信号合成,所述波束合成器输出的回波信号进入成像模块进行成像处理,该成像模块包括B超成像模块或多普勒成像模块,处理后的图像经数据接口送至计算机储存和显示。

9. 根据权利要求8所述的超声波成像方法,其特征在于,当进行B超成像处理时,如果换能器的扫描方式为扇形扫描,坐标转换模块将超声回波图像的坐标系从极坐标转换为笛卡尔坐标。

10. 根据权利要求8所述的超声波成像系统,其特征在于,所述成像处理步骤包括对聚焦区域间图像进行平滑滤波处理。

超声波成像系统及成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗超声波成像技术领域,尤其涉及一种超声波成像系统及成像方法。

背景技术

[0002] 医疗超声波成像技术是一种基于超声波的医学影像技术。它具有很好的穿透深度和无创检测的成像性能,已经广泛的用于各种医学应用当中。传统医疗超声波成像设备中的超声波频率范围为 2MHz 至 15MHz。高频超声波成像技术是基于传统超声波成像技术衍生出来的高精度成像方式。它采用 15MHz 至 80MHz 的超声波进行成像,可以获得几十微米量级的成像精度。高频超声波成像技术已经逐步被用于眼科成像,皮肤科成像和血管内成像等的临床应用当中。在基于老鼠,兔子和斑马鱼等小动物的临床前实验研究当中,高频超声波成像技术也依靠高精度的成像质量为科研工作者提供了强有力的实验工具。

[0003] 虽然超声技术被用于医疗行业已经有很多年,但是用于高频超声应用的商用系统在近几年才有了一定的发展。目前线性阵列式高频超声波成像系统已经在海外问世,但是其昂贵的价格给了科研人员很大的限制。单阵元系统以其非常高的性价比被广泛的用于精密的高频超声波成像应用当中。但是该类型系统的缺点是可视区域过于狭小且横向分辨率不均衡。当前的医学应用需要一种能够克服单阵元系统的性能问题和线性阵列式系统的成本问题的系统。

发明内容

[0004] 本发明要解决的技术问题在于,针对现有技术的上述缺陷,提供一种超声波成像系统。

[0005] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:提供一种超声波成像系统,包括发送波束生成器,与发送波束生成器电连接的换能器,与发送波束生成器和换能器电连接的扫描电机控制器以及与发送波束生成器和计算机电连接的接收波束生成器,发送波束生成器包括控制信号发生时间以产生延时不同激励信号的第一 FPGA,所述接收波束处理器包括模数转换器和处理数字回波信号的第二 FPGA。

[0006] 在本发明所述的超声波成像系统中,第二 FPGA 包括数字滤波器,数字滤波器的输出端连接波束合成器,波束合成器包括整数延时器、小数延时器和加法器,回波信号依次经整数延时器和小数延时器的延时处理后由加法器进行信号合成。

[0007] 在本发明所述的超声波成像系统中,第二 FPGA 还包括多普勒成像模块和 B 超成像模块,经波束合成器处理后的回波信号送至所述多普勒成像模块或 B 超成像模块进行成像处理。

[0008] 在本发明所述的超声波成像系统中,B 超成像模块包括坐标转换模块,当换能器的运动模式为扇形扫描时,该坐标转换模块将已抽取的超声图像的坐标系从极坐标系转换为笛卡尔坐标系。

[0009] 在本发明所述的超声波成像系统中,第二 FPGA 包括平滑滤波模块,该平滑滤波模块用于对已解码的回波信号进行处理。

[0010] 在本发明所述的超声波成像系统中,换能器为单阵元换能器或高频阵列式换能器,所述高频阵列式换能器的阵元数目为 5 个、6 个、7 个或 8 个。

[0011] 在本发明所述的超声波成像系统中,接收波束处理器和所述计算机 (5) 的数据接口为 USB 接口、PCI 接口或 PCI-Express 接口。

[0012] 本发明进一步提供一种超声波成像方法,发送波束生成器产生延时可控的激励信号激励换能器的各阵元工作,所述换能器生成焦距可控的超声波束进行动态聚焦,回波信号经所述发送波束生成器送至接收波束处理器,所述接收波束处理器对回波信号进行放大、模拟滤波、模数转换和数字滤波,经过上述处理的回波信号在波束合成器中进行整数延时和小数延时后送至加法器中进行信号合成,所述波束合成器输出的回波信号进入成像模块进行成像处理,该成像模块包括 B 超成像模块或多普勒成像模块,处理后的图像经数据接口送至计算机储存和显示。

[0013] 在本发明所述的超声波成像方法中,当进行 B 超成像处理时,如果换能器的扫描方式为扇形扫描,坐标转换模块将超声回波图像的坐标系从极坐标转换为笛卡尔坐标。

[0014] 在本发明所述的超声波成像方法中,所述成像处理步骤包括对聚焦区域间图像进行平滑滤波处理。

[0015] 在本发明所述的超声波成像方法中,超声波信号的频率为 15MHz 至 80MHz。

[0016] 实施本发明的超声波成像系统具有以下有益效果:系统可以在较少阵元换能器的情况下,通过发送波束生成器和接收波束处理器可实现对不同阵元信号的时序控制,实现可控制的聚焦效果,不仅达到了线性阵列式超声波成像系统的性能,而且系统成本可以控制在与单阵元高频超声波成像系统相当。换能器的不同阵元具有独立的信号激励和采集通道,可使系统获得更佳的图像。

附图说明

[0017] 下面将结合附图及实施例对本发明超声波成像系统作进一步说明,附图中:

[0018] 图 1 是本发明超声波成像系统实施例的系统逻辑框图;

[0019] 图 2 是本发明超声波成像系统实施例的环形阵列式换能器的截面示意图;

[0020] 图 3 是本发明超声波成像系统实施例的发送波束生成器的原理示意图;

[0021] 图 4 是本发明超声波成像系统实施例的接收波束处理器的原理示意图;

[0022] 图 5 是本发明超声波成像系统实施例的发送波束生成器的硬件框图;

[0023] 图 6 是本发明超声波成像系统实施例的接收波束处理器的硬件框图;

[0024] 图 7 是本发明超声波成像系统实施例的第二 FPGA 的框图;

[0025] 图 8 是本发明超声波成像系统实施例的第二 FPGA 的波束合成器的框图;

[0026] 图 9 是本发明超声波成像系统实施例的实时动态聚焦技术和聚焦区域间的平滑滤波技术示意图。

具体实施方式

[0027] 结合图 1 至图 9 说明本发明超声波成像系统的原理。如图 1 所示的本发明超声波

成像系统具有五大主要部分：换能器 3、与之连接的发送波束生成器 1、与换能器 3 和发送波束生成器 1 连接的扫描电机控制器、与发送波束生成器 1 连接的接收波束处理器 4 和与接收波束处理器 4 连接的电子计算机 5。其中，换能器 3 为高频超声（超声波信号频率为 15MHZ-80MHZ）换能器，在发送波束生成器 1 产生的多路延时不同的高压脉冲信号（激励信号）激励下，换能器 3 产生超声波。在扫描电机控制器 2 的控制下，环形阵列式换能器 3 能够进行扇形扫描、水平扫描和固定扫描。环形阵列式换能器 3 将接收到的返回的超声波信号转换成模拟信号，即模拟回波信号，并通过发送波束生成器 1 送到接收波束处理器 4。接收波束处理器 4 对模拟回波信号处理，并产生超声图像。电子计算机 5 用于显示和存储接收波束处理器 4 送来的超声图像数据。

[0028] 图 2 中给出了具有 8 环阵元的环形阵列式换能器的截面示意图。在设计中，可以设计为 5 环、6 环、7 环或 8 环阵元。不同的阵元和不同的信号通道连接，所以发送波束生成器 1 的高压激励信号通道（前向信号通道）的数目和接收波束处理器 4 的回波信号采集通道（回波信号通道）的数目等于换能器的阵元数。环形阵列式换能器 3 的工作频率由其压电材料层的厚度决定。系统支持频率在 15MHZ-80MHZ 的超声波信号成像。需要说明的是，本系统还可以在不改变硬件的条件下支持单阵元换能器。

[0029] 超声波发送原理在图 3 中示出。发送波束生成器 1 产生延时不同的高压脉冲信号激励不同的阵元产生超声波信号，延时时间的计算可以通过不同阵元超声波发射点到目标聚焦点的路程差与超声波在该介质中的速率之比得到。通过可控制不同阵元间的激励信号时间的延时时间，系统可以精确控制不同阵元的超声波信号同时到达目标聚焦点。因而可以获得最大的信号激励，从而获得更强的回波信号。

[0030] 结合图 4 说明本发明接收超声波的过程。首先设定好目标聚焦点，接收目标处理器 4 将根据目标聚焦点到达不同阵元的时间差对不同阵元的回波信号进行精确的延时，使不同阵元的回波信号可以同时到达加法器 4121 加法器将多个阵元的回波信号相加，因此可以将多路回波信号的能量集中获得更大的回波信号幅度。在环形阵列式换能器 3 与加法器 4121 之间的矩形框表示延时长度，不同回波通道的回波信号延时不同。图 3 中图 3 所示的信号发送聚焦点和图 4 所示的信号聚焦点相同，且聚焦点可根据实际情况进行调整。

[0031] 发送波束生成器 1 的硬件框图在图 5 中示出。它包括第一 FPGA101 和与之连接的多个前向信号通道，每一前向信号通道包括脉冲驱动器 102、脉冲发生器 103 和收发开关 104。第一 FPGA101 用于控制不同信号通道之间的高压脉冲信号的延时和脉宽，也就是说本系统不需要其他额外的延时电路的辅助亦可支持实时的动态聚焦成像。脉冲驱动器 102 提供大的脉冲驱动电流给脉冲发生器 103。脉冲发生器 103 产生的高压脉冲信号经收发开关 104 激励环形阵列换能器 3。收发开关 104 协调换能器信号的前向信号通道和回波信号通道的控制，环形阵列换能器 3 的回波信号将通过收发开关 104 进入接收波束处理器 4，并在接收波束处理器 4 中进行处理。本发明中脉冲发生器 103 为 MOSFET（金属-氧化层-半导体-场效晶体）。发送波束生成器 1 的前向信号通道和环形阵列式换能器 3 的阵元数相同，最大支持 8 通道，也支持单阵元系统。发送波束生成器 1 直接和接收波束处理器 4 进行通讯和信息交流。

[0032] 接收波束处理器 4 的硬件设计如图 6 所示。环形阵列式换能器 3 将转换的模拟信号形式的回波信号经由发送波束生成器 1 的收发开关 104 送至接收波束处理器 4 的放大器

44。放大器 44 对回波信号进行幅度放大。滤波器 43 为抗混叠滤波器,主要滤除超过乃奎斯特频率的信号。模数转换器 42 将放大滤波之后的模拟回波信号转换为数字回波信号,通过数据接口 415 传送给第二 FPGA41。第二 FPGA41 完成多路超声回波信号的实时处理。接收波束处理器 4 支持的信号通道数与环形阵列式换能器 3 的阵元数进行匹配,最大支持 8 通道,但也支持单阵元系统。

[0033] 在接收波束处理器 4 当中,第二 FPGA41 为可编程信号处理器。其内部运行的算法程序可根据不同应用进行定制。本发明中,接收波束处理器 4 的第二 FPGA41 逻辑结构如图 7 所示。数字滤波器 411 滤除噪声信号。波束合成器 412 完成信号的精确延时和合成。波束合成之后超声回波信号转为单通路的回波信号。单通路的回波信号送至 B 超成像模块 413 或多普勒成像模块 414 进行成像处理。

[0034] 经过波束合成器处理的回波信号可被用于 B 超成像或者多普勒成像。当系统应用于 B 超成像时,包络抽取模块将回波信号的包络信息提取出来用于灰度成像。坐标转换模块为用户可选模块,如果环形阵列式换能器 3 的运动模式为水平线性扫描,则可去除坐标转换模块;如果环形阵列式换能器 3 的运动模式为扇形扫描则需要坐标转换模块来完成超声图像的坐标转换(极坐标转换到笛卡尔坐标)。数据压缩模块会根据超声数据量大小对超声回波信号进行压缩。处理完的图像数据将通过数据接口 415 传送给电子计算机 5 进行后续成像处理。当系统应用于多普勒成像时,积分解调模块用于将单端回波信号转换为差分回波信号。频谱抽取模块将回波信号的频率信息提取出来用于多普勒成像显示。通过数据压缩之后可传送给电子计算机 5 进行显示处理。

[0035] 在接收波束处理器 41 的第二 FPGA412 中,波束合成器 412 的具体实现如图 8 所示。为了保证精确延时,各个通道的延时器分为整数延时器 4122 和小数延时器 4123 两个部分。整数延时器 4122 将粗略的延时回波信号。小数延时器 4123 将完成精密的延时回波信号。然后通过多路加法器 4121 进行信号的合成,最后送到下一级图像处理器 413、414 进行处理。通过整数延时和小数延时,回波信号更加精确地同时到达加法器,从而获得更为精细的图像。本系统中接收波束处理器 41 与电子计算机 5 之间的数据接口 415 类型为 USB、PCI 或者 PCI-Express。

[0036] 如图 9 所示,本超声成像系统同时支持多个动态聚焦区域成像,同时聚焦区域间采用了平滑滤波处理,上述处理均由 FPGA 实现。

[0037] 总之,本发明的环形阵列式换能器克服了单阵元系统可视区域过于狭小且横向分辨率不均衡的问题,同时与线性阵列式高频超声波成像系统相比,成本低,性价比更高。本发明采用环形阵列式换能器进行高频超声信号激励和采集,阵元数远小于线性阵列式换能器,但性能与其相当。而发送波束生成器产生多路时序可调的高压脉冲信号激励换能器进行动态聚焦,实现超声波信号同时到达目标聚焦点,获得更强的回波信号。每一阵元具有相应的前向信号和回波信号通道,降低了信号干扰,可以获得更精确的图像。

[0038] 以上所述仅是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以作出若干改进和替换,这些改进和替换也应视为本发明的保护范围。

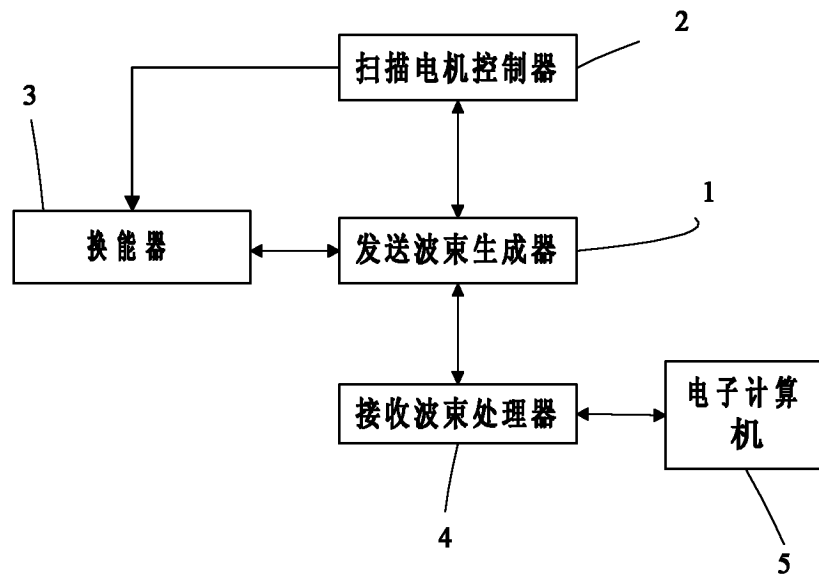


图 1

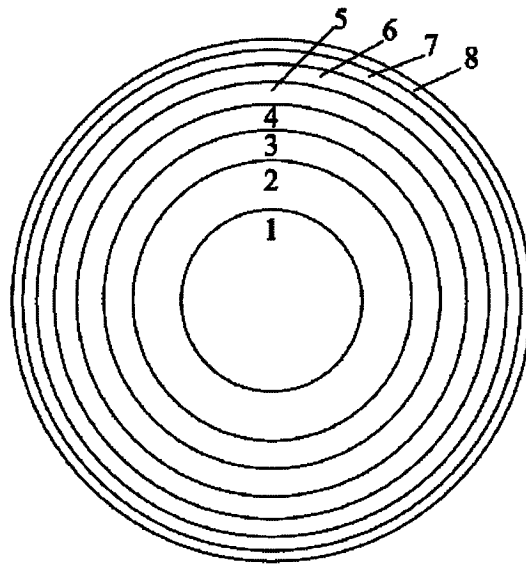


图 2

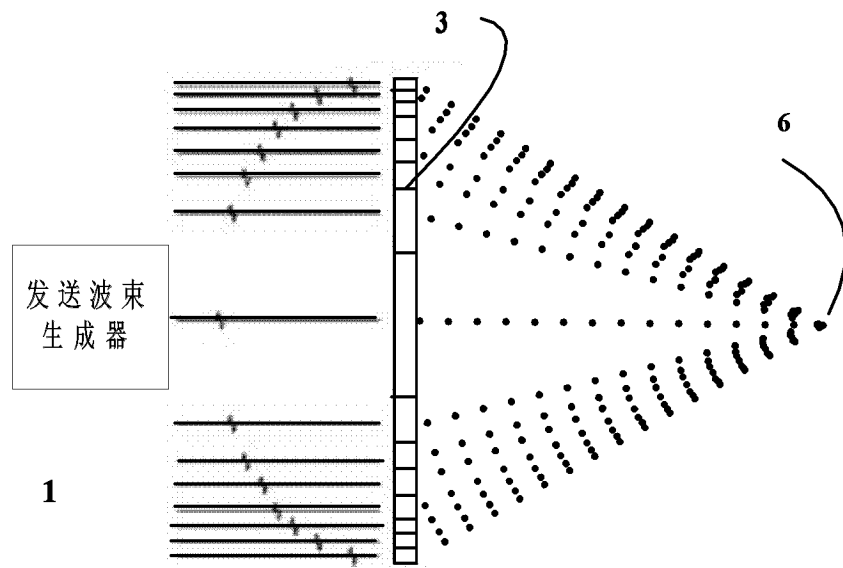


图 3

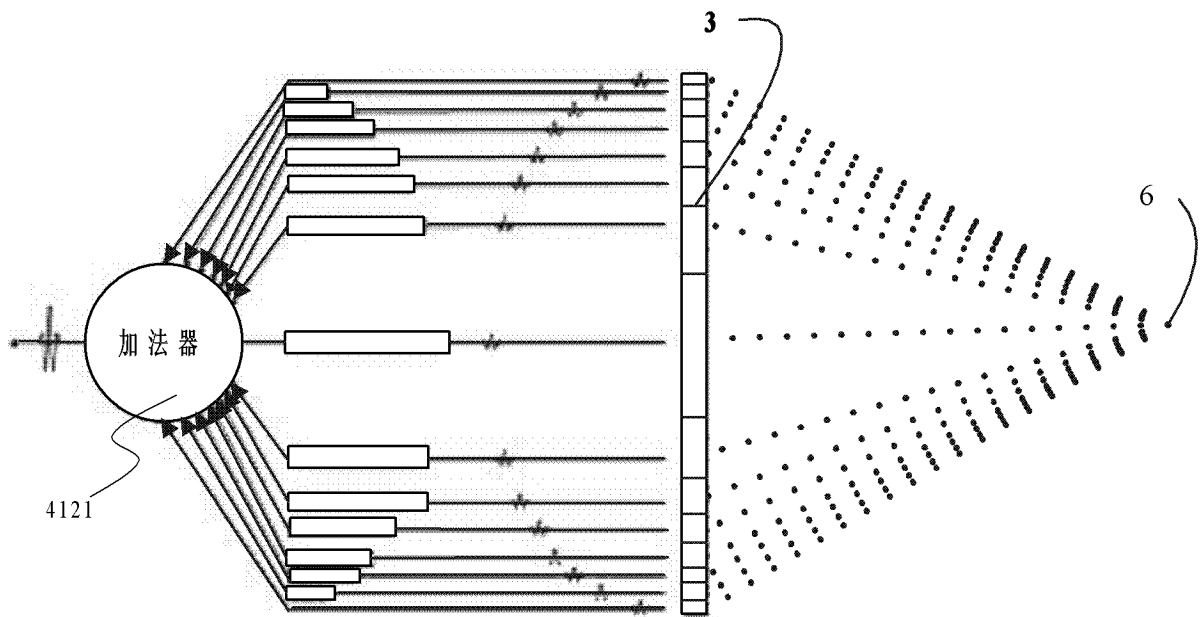


图 4

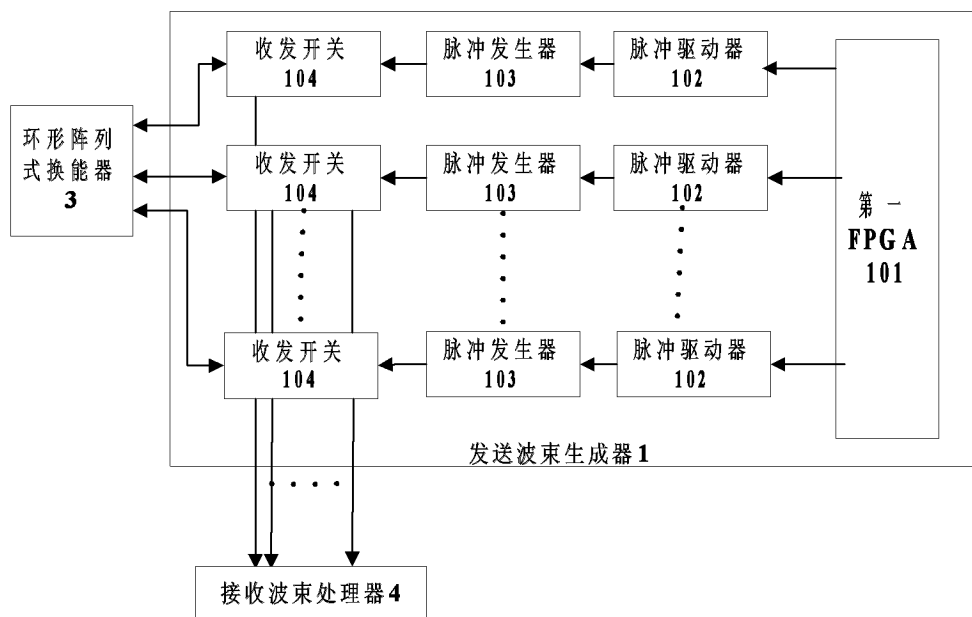


图 5

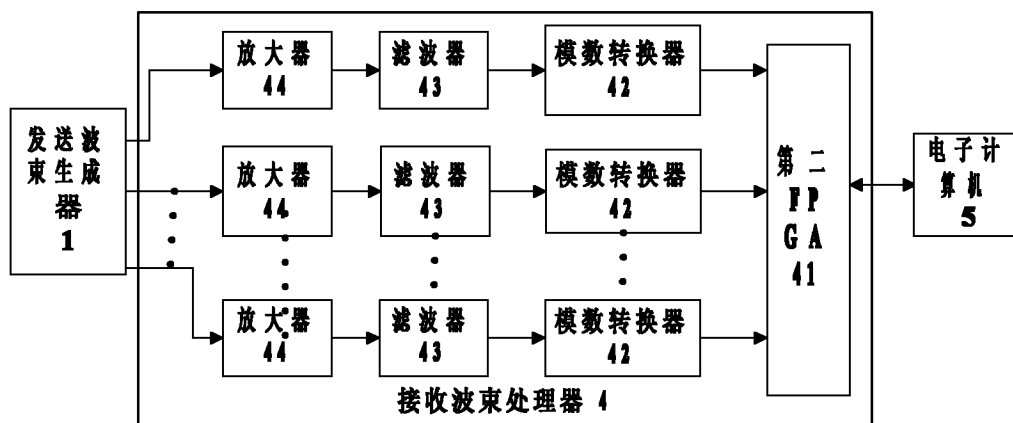


图 6

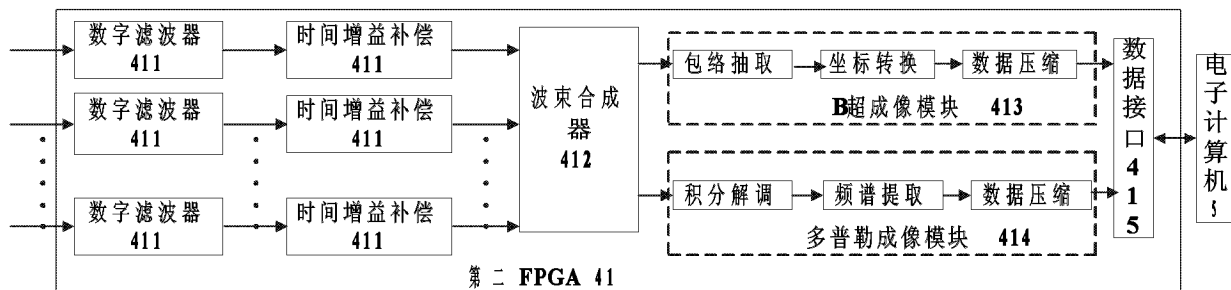


图 7

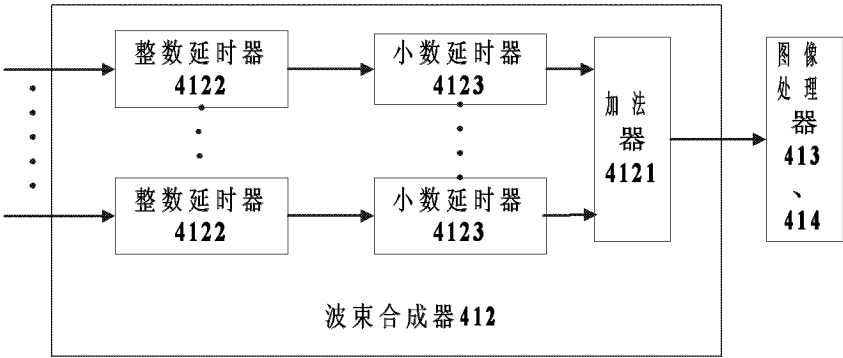


图 8

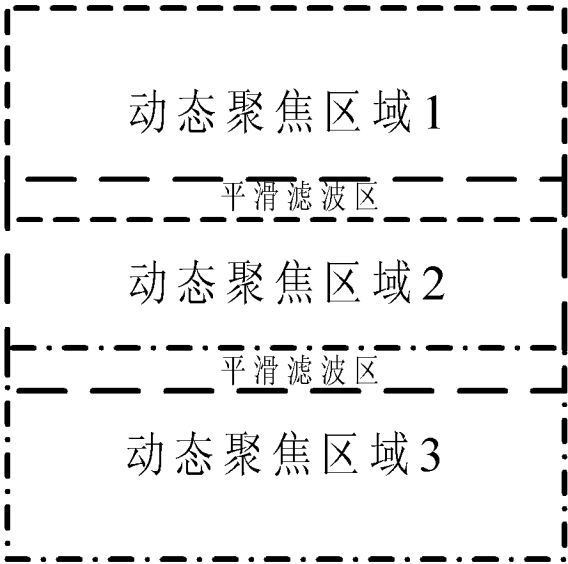


图 9

专利名称(译)	超声波成像系统及成像方法		
公开(公告)号	CN103284753A	公开(公告)日	2013-09-11
申请号	CN201210044885.6	申请日	2012-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	香港理工大学		
[标]发明人	邱维宝 于妍妍 孙雷		
发明人	邱维宝 于妍妍 孙雷		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	郭伟刚		
其他公开文献	CN103284753B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波成像系统，它包括：用以产生延时不同的激励信号的发送波束生成器(1)，与发送波束生成器(1)电连接的用于发射和接收超声波信号的环形阵列式换能器(3)，与环形阵列式换能器(3)和发送波束生成器(1)电连接的用以控制环形阵列式换能器(3)工作方式的扫描电机控制器(2)，与发送波束生成器(1)电连接的用以处理回波信号的接收波束处理器(4)和与接收波束处理器(4)电连接的用以显示和存储超声图像的电子计算机(5)。本发明的超声波成像系统具有成本低，但成像性能好的有益效果。

