



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103654853 B

(45) 授权公告日 2016.06.08

(21) 申请号 201310585670.X

(22) 申请日 2013.11.19

(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 邱维宝 牟培田 肖杨 张雪
郑海荣

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224

代理人 吴平

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56) 对比文件

CN 101357068 A, 2009.02.04,

CN 101357068 A, 2009.02.04,

CN 101474078 A, 2009.07.08,

JP 3329575 B2, 2002.09.30,

WO 2012032849 A1, 2012.03.15,

CN 1650528 A, 2005.08.03,

温世杰等. 基于 FPGA 的超声信号数字正交解

调器. 《光电子. 激光》. 2008, (第 10 期),

吴蔚英. 混频器最小相移考虑. 《无线电工
程》. 1989, (第 01 期), 19-24.

丁正元. 具有宽动态范围的双平衡混频
器. 《移动通信》. 1992, (第 02 期), 22-24.

审查员 桂叶晨

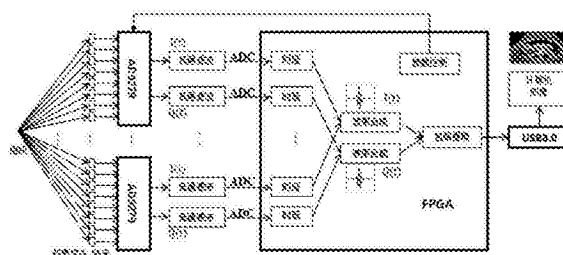
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

基带波束合成超声成像方法及其系统

(57) 摘要

本发明提供一种基带波束合成超声成像方法及其系统, 超声探头接收到超声信号在组织中的回波信号, 经过混频相移、I/Q 解调以及低通滤波等一系列技术手段得到基带信号。基带信号相比原始的射频信号, 频率要低得多, 那么要获得分辨率较高的图像, 在国内买到满足基带信号频率的 10 倍以上的模数转换芯片就非常容易。从而不再受制于高性能模数转换芯片, 同时还降低了成本。



1. 一种基带波束合成超声成像方法,其特征在于,包括如下步骤:

接收回波信号,所述回波信号为超声信号在人体内部组织中的回波信号;

对回波信号进行低噪声放大;

对低噪声放大后的回波信号进行混频相移;

对混频相移后的回波信号进行I/Q解调,输出I信号和Q信号,其中,采用I/Q解调器对混频相移后的回波信号进行I/Q解调,I/Q解调器分别将8路回波信号的I信号和Q信号输出,再将输出的8路I信号进行求和并输出1路I信号,将输出的8路Q信号进行求和并输出1路Q信号;

对I信号和Q信号进行低通滤波,提取得到基带信号;

对基带信号进行模数转换;

对模数转换后的基带信号进行时间延时,完成数字波束合成;

对合成信号进行包络提取得到包络信号;

将包络信号传输给计算机,由计算机进行超声成像。

2. 根据权利要求1所述的基带波束合成超声成像方法,其特征在于,所述对模数转换后的基带信号进行时间延时,完成数字波束合成的步骤中,所述时间延时通过FIFO实现。

3. 根据权利要求1所述的基带波束合成超声成像方法,其特征在于,所述将包络信号传输给计算机,由计算机进行超声成像的步骤中,包络信号通过USB3.0通信技术传输给计算机。

4. 一种基带波束合成超声成像系统,其特征在于,包括接收信号模块、提取基带信号模块、模数转换模块、波束合成模块和传输成像模块,所述接收信号模块与所述提取基带信号模块相连,所述提取基带信号模块与所述模数转换模块相连,所述模数转换模块与所述波束合成模块相连,所述波束合成模块与所述传输成像模块相连;

所述接收信号模块用于接收超声信号在组织中的回波信号;

所述提取基带信号模块包括低噪声放大单元、混频相移单元、I/Q解调单元和低通滤波单元,所述低噪声放大单元与所述混频相移单元相连,所述混频相移单元与所述I/Q解调单元相连,所述I/Q解调单元与所述低通滤波单元相连;

所述低噪声放大单元用于对回波信号进行低噪声放大;

所述混频相移单元用于对低噪声放大后的回波信号进行混频相移;

所述I/Q解调单元用于对混频相移后的回波信号进行I/Q解调,并输出I信号和Q信号,其中,所述I/Q解调单元采用I/Q解调器对混频相移后的回波信号进行I/Q解调,I/Q解调器分别将8路回波信号的I信号和Q信号输出,再将输出的8路I信号进行求和并输出1路I信号,将输出的8路Q信号进行求和并输出1路Q信号;

所述低通滤波单元用于去除I信号和Q信号中的高频成分,得到基带信号;

所述模数转换模块用于对基带信号进行模数转换;

所述波束合成模块用于对模数转换后的基带信号进行时间延时,完成数字波束合成,并对合成信号进行包络提取得到包络信号;

所述传输成像模块用于将波束合成后得到的包络信号传输给计算机,由计算机进行超声成像。

5. 根据权利要求4所述的基带波束合成超声成像系统,其特征在于,所述混频相移单元

包括混频器和可编程移相器。

6. 根据权利要求4所述的基带波束合成超声成像系统, 其特征在于, 所述低噪声放大单元包括低噪声放大器。

基带波束合成超声成像方法及其系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学影像领域,特别是涉及基带波束合成超声成像方法及其系统。

背景技术

[0002] 医学超声成像、核磁共振成像、X线计算机断层扫描成像和核医学成像被称为现代四大医学影像技术。和其他成像相比,医学超声成像具有实时性好、无损伤、无痛苦以及低成本等独特的优点。

[0003] 波束合成是超声成像系统的重要组成部分,波束合成的质量直接影响超声成像的效果。回波信号从焦点到超声探头的距离,在不同的路径上是不同的,两侧路径距离最长,中间路径距离最短,这样回波信号到达超声探头的时间就有先有后,这就需要通过某种技术手段对不同路径上的信号做不同的时间延时,从而将所有路径上的信号对齐,以获得叠加性更好的合成信号,这个过程就是波束合成。

[0004] 根据奈奎斯特定理,采样频率必须是信号频率的2倍以上,如果想获得分辨率高的超声图像,通常认为需要相对于信号频率10倍以上的采样频率。目前最常见的波束合成是射频波束合成。射频波束合成有着公认的高质量成像效果,但其缺点也是比较突出的,就是对高性能模数转换芯片的依赖,因为射频信号本身频率就非常高,想在国内买到频率高2倍以上的模数转换芯片就更加困难,从而对国内自主超声成像设备的发展有很大的制约性,因为高性能模数转换芯片被欧美少数几家厂商所垄断,出于多方面原因,这几家厂商的高性能模数转换芯片对我们国家是禁运的,而我们就缺少了高性能模数转换芯片的支持,从而没有性能理想的超声成像设备。在超声信号数据采集环节的极大的劣势,造成了国内自主超声成像设备的性能不理想,进而是国内市场的巨大份额被国外医疗器械厂商所占据。

发明内容

[0005] 基于此,有必要针对射频波束合成依赖高性能模数转换芯片的问题,提供一种基带波束合成超声成像方法及其系统。

[0006] 一种基带波束合成超声成像方法,包括如下步骤:接收回波信号;从回波信号中提取出基带信号;对基带信号进行模数转换;对模数转换后的基带信号进行波束合成得到包络信号;将包络信号传输给计算机,由计算机进行超声成像。

[0007] 在其中一个实施例中,所述从回波信号中提取出基带信号的步骤包括:对回波信号进行低噪声放大;对低噪声放大后的回波信号进行混频相移;对混频相移后的回波信号进行I/Q解调,输出I信号和Q信号;对I信号和Q信号进行低通滤波,提取得到基带信号。

[0008] 在其中一个实施例中,所述对模数转换后的基带信号进行波束合成得到包络信号的步骤包括:对模数转换后的基带信号进行时间延时,完成数字波束合成;对合成信号进行包络提取得到包络信号。

[0009] 在其中一个实施例中,所述对模数转换后的基带信号进行时间延时,完成数字波束合成的步骤中,所述时间延时通过FIFO实现。

[0010] 在其中一个实施例中,所述将包络信号传输给计算机,由计算机进行超声成像的步骤中,包络信号通过USB3.0通信技术传输给计算机。

[0011] 一种基带波束合成超声成像系统,包括接收信号模块、提取基带信号模块、模数转换模块、波束合成模块和传输成像模块,所述接收信号模块与所述提取基带信号模块相连,所述提取基带信号模块与所述模数转换模块相连,所述模数转换模块与所述波束合成模块相连,所述波束合成模块与所述传输成像模块相连;所述接收信号模块用于接收超声信号在组织中的回波信号,所述提取基带信号模块用于从回波信号中提取出基带信号,所述模数转换模块用于对基带信号进行模数转换,所述波束合成模块用于将经过模数转换后的基带信号进行波束合成得到包络信号,所述传输成像模块用于将波束合成后得到的包络信号传输给计算机,由计算机进行超声成像。

[0012] 在其中一个实施例中,所述提取基带信号模块包括低噪声放大单元、混频相移单元、I/Q解调单元和低通滤波单元,所述低噪声放大与所述混频相移单元相连,所述混频相移单元与所述I/Q解调单元相连,所述I/Q解调单元与所述低通滤波单元相连;所述低噪声放大单元用于对回波信号进行低噪声放大,所述混频相移单元用于对低噪声放大后的回波信号进行混频相移,所述I/Q解调单元用于对混频相移后的回波信号进行I/Q解调,并输出I信号和Q信号;所述低通滤波单元用于去除I信号和Q信号中的高频成分,得到基带信号。

[0013] 在其中一个实施例中,所述混频相移单元包括混频器和可编程移相器。

[0014] 在其中一个实施例中,所述I/Q解调单元包括I/Q解调器。

[0015] 在其中一个实施例中,所述低噪声放大单元包括低噪声放大器。

[0016] 上述基带波束合成超声成像方法及其系统,超声探头接收到超声信号在组织中的回波信号,从回波信号中提取得到基带信号,基带信号相比原始的射频信号频率要低得多,那么要获得分辨率较高的图像,在国内买到满足基带信号频率的相关倍数的模数转换芯片就非常容易,不再受制于高性能模数转换芯片,同时成本也会降低很多。

附图说明

[0017] 图1为本发明一个实施例的基带波束合成超声成像方法流程图;

[0018] 图2为从回波信号中提取基带信号的方法流程图;

[0019] 图3为AD9279芯片内部信号处理流程图;

[0020] 图4为AD9279芯片内部混频相移和I/Q解调原理图;

[0021] 图5为采用本发明的基带波束合成超声成像方法所得到的成像图;

[0022] 图6为本发明另一个实施例的基带波束合成超声成像系统的模块图;

[0023] 图7为图6所示基带波束合成超声成像系统的原理图。

具体实施方式

[0024] 下面结合附图对本发明的较佳实施例进行详细阐述,以使本发明的优点和特征能更易于被本领域技术人员理解,从而对本发明的保护范围做出更为清楚明确的界定。

[0025] 请参照图1,本发明的一个实施方式提供一种基带波束合成超声成像方法,其包括如下步骤:

[0026] 步骤S110:接收回波信号。请参照图3,在本步骤中,利用超声探头411接收超声信

号在人体内部组织中的回波信号,此时超声探头411接收的回波信号是声信号,超声探头411将该声信号转化为电信号。在超声探头411上,按照设计目的的不同,会有数量不同的阵元。本实施方式中,超声探头411上设有64个阵元,64阵元对应于64路回波信号。

[0027] 步骤S120:从回波信号中提取出基带信号。请参照图2,在本步骤中,从回波信号中提取出基带信号的步骤具体包括如下步骤:

[0028] 步骤S121:对回波信号进行低噪声放大。请参照图3,在本实施方式中,采用AD9279芯片200来完成步骤S121、步骤S122和步骤S123的功能。在本步骤S121中,对回波信号进行低噪声放大处理是通过LNA(Low Noise Amplifier,低噪声放大器)210来实现的。AD9279芯片200是8路引脚集成于一片芯片上,所以相对应于本实施方式的64路回波信号,本实施方式中需要使用8片AD9279芯片200。LNA210集成于AD9279芯片200内部,可以进行有源阻抗控制使得噪声性能非常优秀。AD9279芯片200设置有SPI(Serial Peripheral Interface,串行外设接口)引脚,该SPI引脚被用户灵活应用于调节各种功能参数,用户可以配置相应的寄存器参数,来实现所设定的功能。本步骤中的LNA210的增益是可调的,其实现方式就是配置SPI相应的寄存器参数,从而可以实现15.6dB、17.9dB和21.3dB三种增益中的一种来满足设计需求。

[0029] 步骤S122:对低噪声放大后的回波信号进行混频相移。回波信号经过低噪声放大后需要进行混频相移和I/Q解调,本步骤主要是对低噪声放大后的回波信号进行混频相移,这个功能由混频器和可编程移相器完成。混频器和可编程移相器集成于AD9279芯片200内部,其中混频是通过 $\sin(\omega t + \theta)$ 和 $\cos(\omega t + \theta)$ 数学表达式原理的正交混频来实现的,请参照图4,表达式中的 θ 表示相移的值, ω 表示角速度, t 表示时间。AD9279芯片200为用户提供 0° 至 360° 范围内的16种均分相移参数,和LNA210的增益一致的都是通过配置SPI的相应的寄存器参数来实现的。但是AD9279芯片200只提供 0° 至 360° 内的均分相移值,即 $360^\circ/16=22.5^\circ$,即每隔 22.5° 有一个相移值,实际过程中采用就近原则。例如需要 25° 的相移,我们就就近选择 22.5° 的相移值。当所需的相移值超出 360° 时,就需要进行量化,具体算法为以所需相移值除以360,取余数作为实际选择的相移值。例如所需相移值为 385° , 385° 除以360的余数是 25° ,根据就近原则,选择 22.5° 进行相移。

[0030] 步骤S123:对混频相移后的回波信号进行I/Q解调,输出I信号和Q信号。本步骤由I/Q解调器220来完成,I/Q解调器220集成于AD9279芯片200内部。在混频和相移完成后,I/Q解调器220会分别将8路回波信号的I信号和Q信号输出,再将输出的8路I信号进行求和并输出1路I信号,将输出的8路Q信号进行求和并输出1路Q信号。所以每片AD9279芯片200接收8路回波信号,仅输出1路I信号和1路Q信号。

[0031] 步骤S124:对I信号和Q信号进行低通滤波,提取得到基带信号。在本步骤中,每片AD9279芯片200输出I信号和Q信号后需要进入低通滤波芯片300,目的是滤除高频成分,获得基带信号。在本实施方式中,对I信号和Q信号进行低通滤波是通过低通滤波芯片300来完成的,在其他实施方式中,还可以搭建低通滤波电路,按照具体需求来设定滤波截止频率,此处不做具体限定。

[0032] 步骤S130:对基带信号进行模数转换。对回波信号进行低通滤波后得到的基带信号还是模拟信号,需要通过模数转换芯片将其转换为数字信号。根据奈奎斯特定理,采样频率必须是信号频率的2倍以上。因为射频信号本身频率就非常高,想在国内买到频率比信号

频率高2倍的模数转换芯片就更加困难,而且2倍还仅仅是底线,如果想获得分辨率较高的图像,通常认为需要相对于信号频率10倍以上的采用频率。在本实施方式中,回波信号通过混频相移、I/Q解调以及低通滤波后提取出了基带信号。基带信号的频率比射频信号的频率低得多,买到满足这个频率的模数转换芯片就非常容易,而且成本也要低得多。

[0033] 步骤S140:对模数转换后的基带信号进行波束合成得到包络信号。模数转换芯片将基带信号转换成数字信号后传输给FPGA(Field Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)芯片500。FPGA芯片500逻辑资源丰富,用户I/Q数量众多,实时性非常好,其内部可集成嵌入式处理器和数字信号处理模块,且并行处理的工作方式使得其数字信号处理的效率非常高,良好的集成性减少了外围器件的数量,从而也降低了设计成本。

[0034] 数字波束合成是通过FPGA芯片500内部的时延控制来实现的。时延控制是通过FIFO(First-In First-Out,先入先出缓存器)实现的。FIFO是由FPGA芯片500内部逻辑产生,不需要在电路板上额外增加器件。当信号采集开始后,对FIFO的写使能端WR_EN操作,FIFO开始写入数据,等待一段时间后对读使能端RD_EN操作,读出FIFO内的数据,这样就达到了数据延时的目的。该等待的时间为第二延时时间 t_2 ,第二次延时时间 t_2 的计算公式如下:

$$t_2 = \text{round}\left(\frac{\sum_{i=1}^N \tau_i}{N}\right) \cdot t$$
。其中 τ_i 为AD9279芯片200第i个管脚回波信号延时时间,t为回波信号的

周期。总时间延时是根据超声成像中最普遍的时间延时计算方法计算得来的,总时间延时为相位延时时间与第二次延时时间 t_2 的和。

[0035] FPGA芯片500根据AD9279芯片200手册的要求,与AD9279芯片200建立了通信关系,实现了SPI通信功能,这样就可以对AD9279芯片200内部的参数寄存器进行配置。然后在FPGA芯片500内部生成了多个ROM(Read-Only Memory,只读存储器),每个ROM对应于一块AD9279芯片200,而对相应AD9279芯片200所需配置的参数,就存放在这些ROM中。这些参数是预先按照各种工作方式仿真计算好的。

[0036] FPGA芯片500的另外一个功能就是包络提取。包络提取是通过希尔伯特变换后求出正交序列,得出包络信号的模实现。由于FPGA芯片500是并行计算的器件,所以运行效率非常高,可以有效地缓解计算机CPU的计算压力。

[0037] 步骤S150:将包络信号传输给计算机,由计算机进行超声成像。当之前所有的操作都做完了之后,就是将数据通过USB3.0通信技术传输给计算机。在本步骤中,使用了一款专用于USB3.0数据传输的桥接芯片,该桥接芯片内部有一个缓存空间,这个缓存空间就可以视为是一个FIFO,此时桥接芯片接口就像是标准FIFO的功能端口。FPGA芯片500向计算机发送数据时,像写入FIFO一样将数据写入桥接芯片,桥接芯片再按照USB3.0总线协议通过USB3.0线缆传输给计算机。而FPGA芯片500接收计算机的数据时,也只需要像读取FIFO一样从桥接芯片的接口把数据读取到FPGA芯片500即可,此时的数据已经由桥接芯片解码完成。这种传输效率非常高,实测速度300Mbyte/s以上,可实现更多探头阵元数及更清晰图像数据的传输。

[0038] 当计算机接收到前端采集及处理后的数据时,就可以进行成像了。请参照图5,证明本实施方式是可行的。

[0039] 请参照图6和图7,本发明的另一个实施例提供了一种基带信号波束合成超声成像系统400。该基带信号波束合成超声成像系统400包括接收信号模块410、提取基带信号模块

420、模数转换模块430、波束合成模块440和传输成像模块450。接收信号模块410与提取基带信号420模块相连,提取基带信号模块420与模数转换模块430相连,模数转换模块430与波束合成模块440相连,波束合成模块440与传输成像模块450相连。

[0040] 接收信号模块410用于接收超声信号在组织中的回波信号,与基带波束合成超声成像方法100中的步骤S110相对应。接收信号模块主要包括超声探头411,超声探头411先从内部组织中接收回波信号,但是此时的回波信号还是声信号,超声探头411将声信号转化为电信号。

[0041] 提取基带信号模块420用于从回波信号中提取出基带信号,与基带波束合成超声成像方法100中的步骤S120相对应,请参照图3。该提取基带信号模块包括低噪声放大单元421、混频相移单元422、I/Q解调单元423和低通滤波单元424。低噪声放大单元421与混频相移单元422相连,混频相移单元422与I/Q解调单元423相连,I/Q解调单元423与低通滤波单元424相连。低噪声放大单元421主要用于对回波信号进行低噪声放大;混频相移单元422用于对低噪声放大后的回波信号进行混频相移;I/Q解调单元423用于对混频相移后的回波信号进行I/Q解调,并输出I信号和Q信号;低通滤波单元424用于去除I信号和Q信号中的高频成分,得到基带信号。在本实施方式中,提取基带信号模块420包括AD9279芯片200和低通滤波芯片300。AD9279芯片200内部集成有LNA210、混频器、可编程移相器和I/Q解调器220。

[0042] 模数转换模块430用于对基带信号进行模数转换,与基带波束合成超声成像方法100中的步骤S130相对应。在模数转换模块中使用模数转换芯片来完成对基带信号进行模数转换的功能。

[0043] 波束合成模块440用于将经过模数转换后的基带信号进行波束合成得到包络信号,与基带波束合成超声成像方法100中的步骤S140相对应。该模块使用FPGA芯片500完成对应的功能。

[0044] 传输成像模块450用于将波束合成后得到的包络信号传输给计算机,由计算机进行超声成像,与基带波束合成超声成像方法100中的步骤S150相对应。该模块使用USB3.0通信技术将包络信号传输给计算机,计算机接收后即进行成像。请参照图5,证明本实施方式是可行的。

[0045] 需要指出的是,本实施方式使用AD9279芯片200、FPGA芯片500、USB3.0来完成相应的功能,在其他实施方式中,还可以使用其他可以完成相应功能的芯片或技术,只要可以完成相对应的功能的,不局限于上述芯片或技术。

[0046] 各个功能模块对应的工作流程和处理方式均与基带波束合成超声成像方法中所述的工作流程和处理方式一致,此处不再赘述。

[0047] 上述基带波束合成超声成像方法及其系统,超声探头411接收到超声信号在组织中的回波信号,经过混频相移、I/Q解调以及低通滤波等一系列技术手段得到基带信号。基带信号相比原始的射频信号,频率要低得多,那么要获得分辨率较高的图像,在国内买到满足基带信号频率的10倍以上的模数转换芯片就非常容易。从而不再受制于高性能模数转换芯片,同时还降低了成本。

[0048] 以上所述实施方式仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的

保护范围。因此,本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

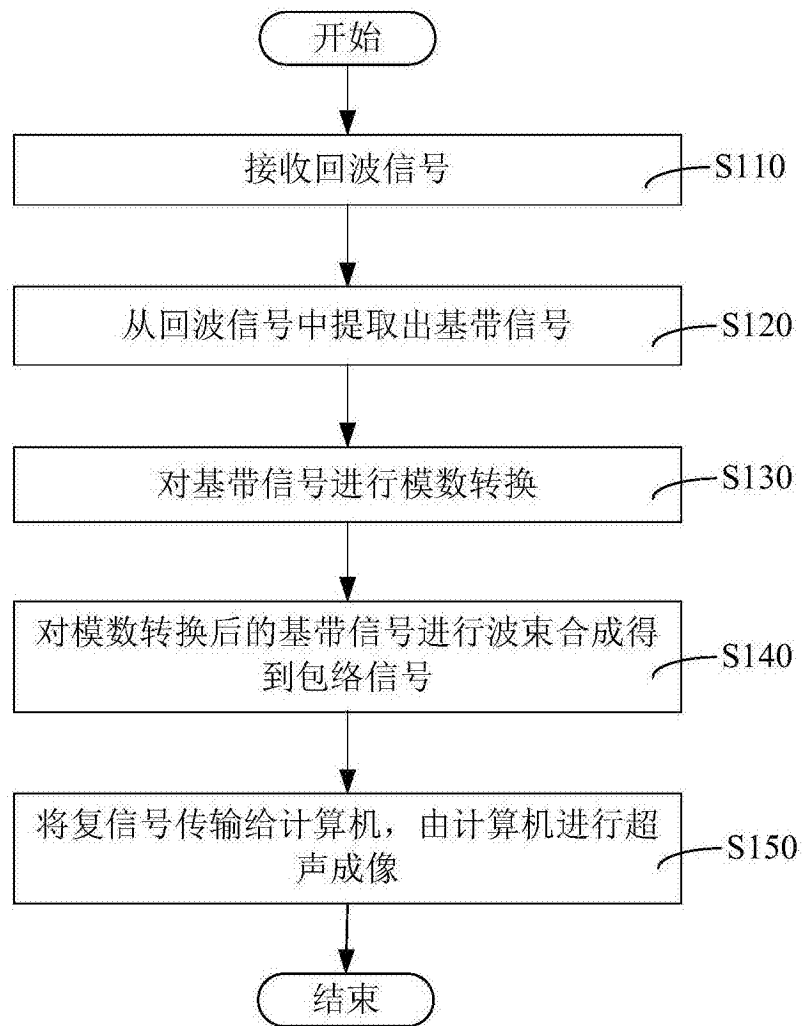


图1

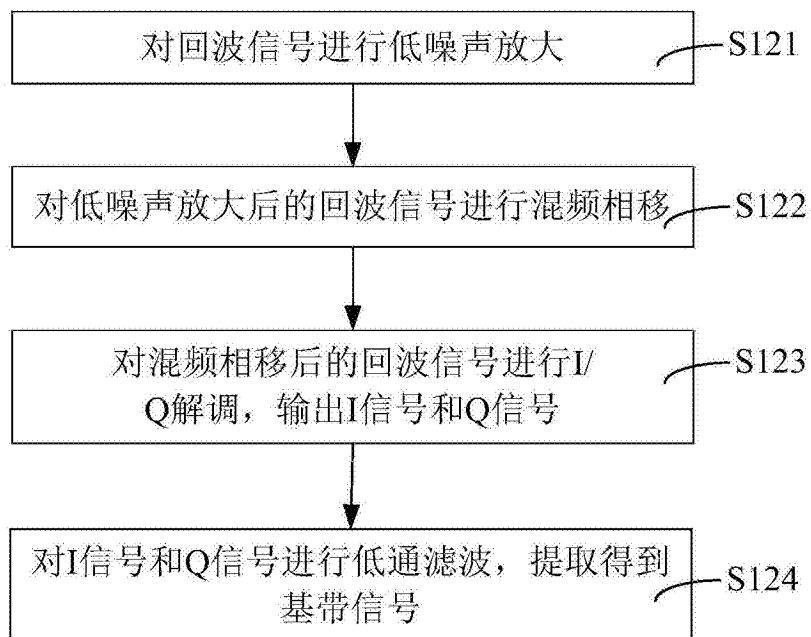


图2

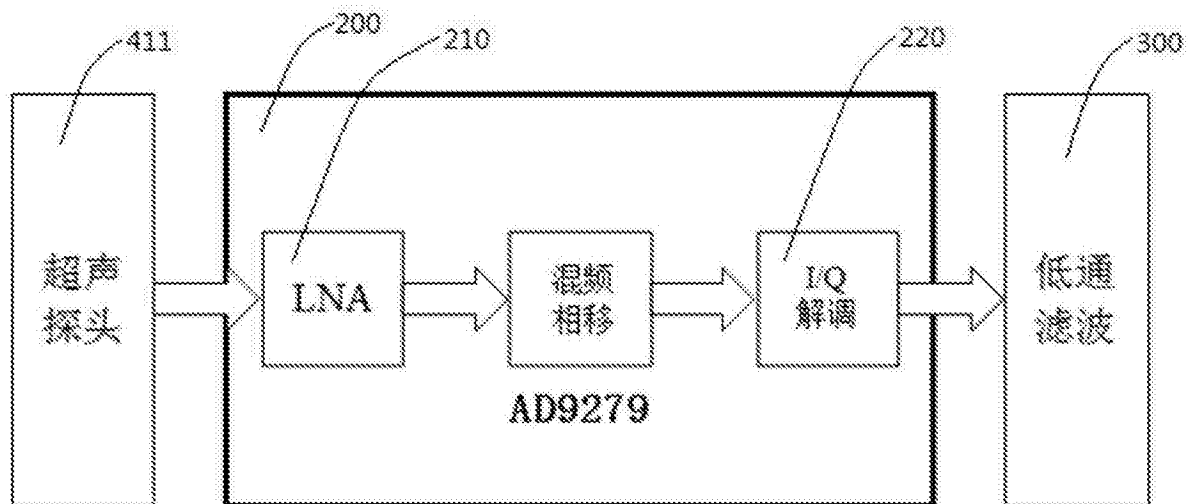


图3

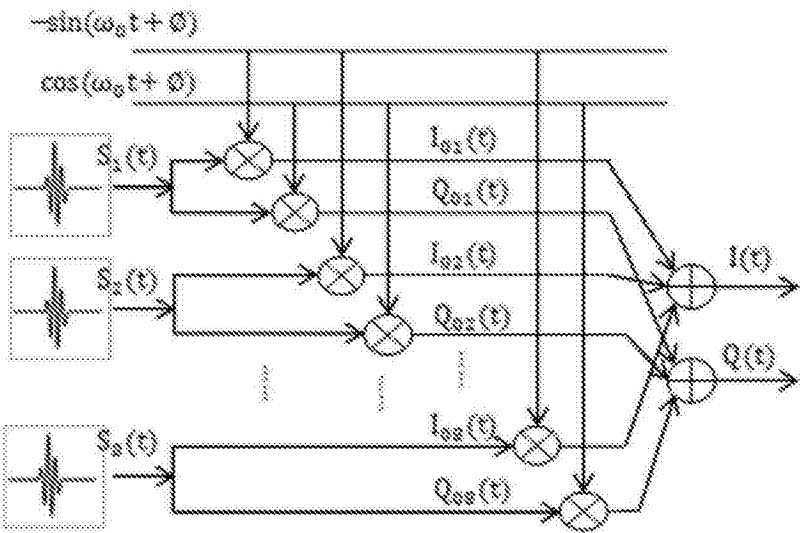


图4



图5

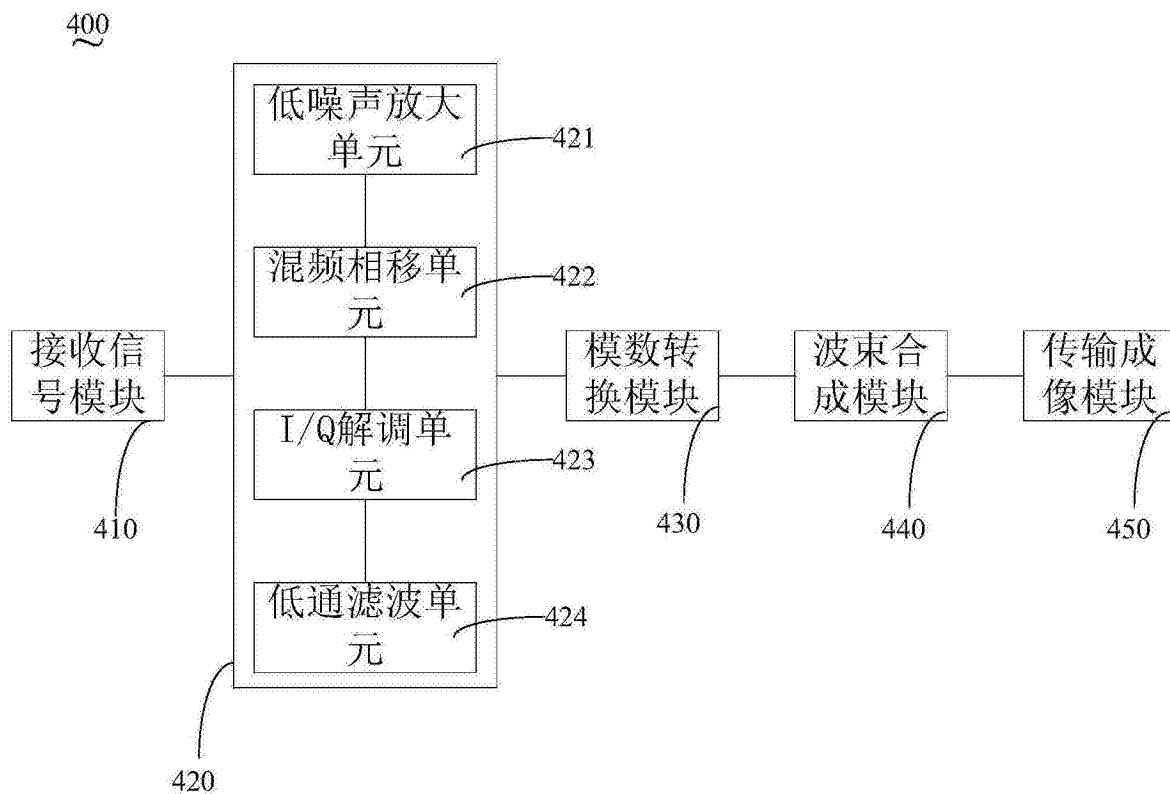


图6

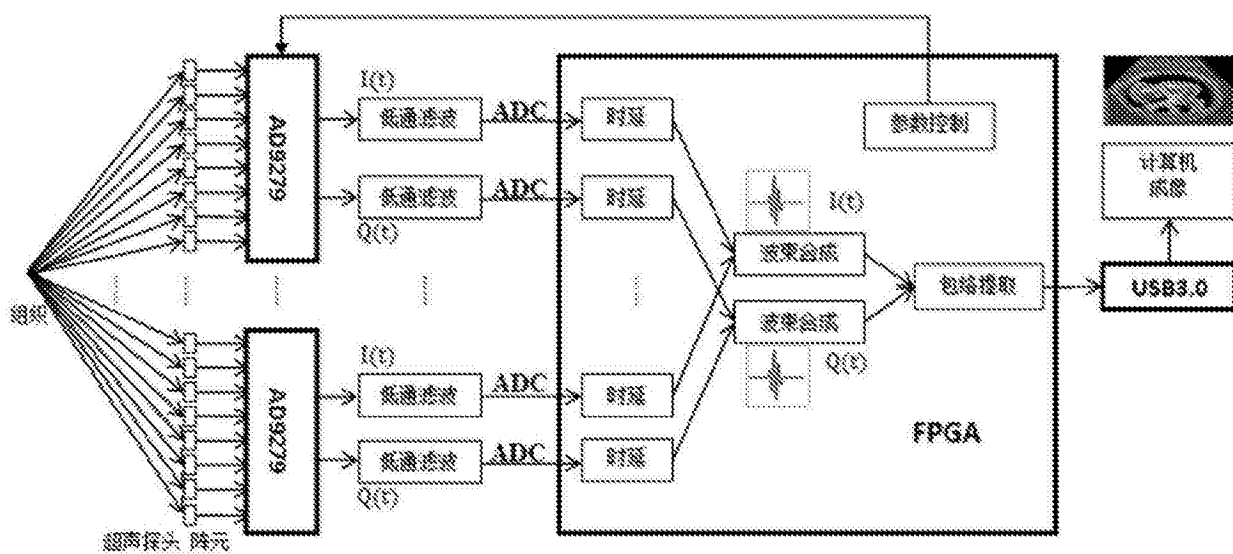


图7

专利名称(译)	基带波束合成超声成像方法及其系统		
公开(公告)号	CN103654853B	公开(公告)日	2016-06-08
申请号	CN201310585670.X	申请日	2013-11-19
[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	邱维宝 牟培田 肖杨 张雪 郑海荣		
发明人	邱维宝 牟培田 肖杨 张雪 郑海荣		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	吴平		
其他公开文献	CN103654853A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基带波束合成超声成像方法及其系统，超声探头接收到超声信号在组织中的回波信号，经过混频相移、I/Q解调以及低通滤波等一系列技术手段得到基带信号。基带信号相比原始的射频信号，频率要低得多，那么要获得分辨率较高的图像，在国内买到满足基带信号频率的10倍以上的模数转换芯片就非常容易。从而不再受制于高性能模数转换芯片，同时还降低了成本。

