



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105930850 B

(45)授权公告日 2019.05.21

(21)申请号 201610257803.4

(22)申请日 2016.04.22

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105930850 A

(43)申请公布日 2016.09.07

(73)专利权人 深圳市威尔德医疗电子有限公司

地址 518000 广东省深圳市坪山新区生物  
医药园区青兰三路威尔德工业园

(72)发明人 毛志林 白宁

(51)Int.Cl.

G06K 9/46(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

高鹏等.“非线性超声相控阵无损检测系统  
及实验研究”.《实验力学》.2014,第29卷(第1

期),第1-11页.

常青龙.“基于ARM平台的超声波自动探伤硬  
件系统的研制”.《中国优秀硕士学位论文全文数据  
库 工程科技II辑》.2011,第2011年卷(第S2  
期),C030-157.

胡杨.“谐波成像技术研究及系统软件设  
计”.《中国优秀硕士学位论文全文数据库 医药  
卫生科技辑》.2014,第2014年卷(第1期),E080-  
50.

李跃杰等.“基于脉冲反相技术的医用高频  
超声组织谐波信息提取技术的研究”.《中国医疗  
器械杂志》.2008,第32卷(第6期),第402-405页.

刘贵栋等.“医学超声谐波成像的计算模型  
研究”.《2003年全国医学影像技术学术会议论文  
汇编》.2003,第275-276页.

审查员 张媛媛

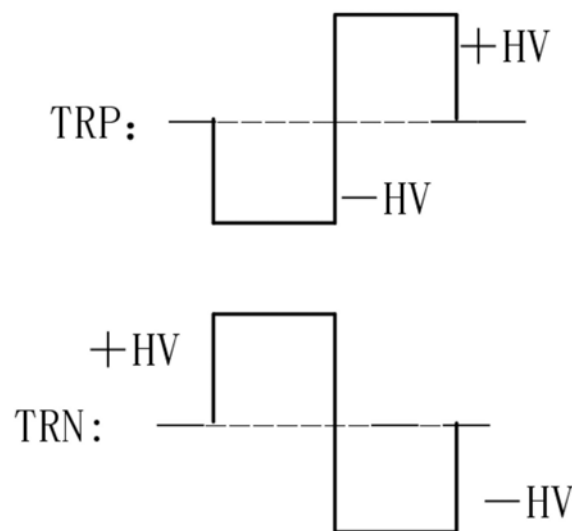
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

一种超声设备的脉冲反相谐波和相干内插  
实现方法

(57)摘要

本发明公开了一种超声设备的脉冲反相谐  
波和相干内插实现方法,其包括以下步骤:超声  
探头在某一位置用正相、反相激励脉冲发射超声  
波,并进行各通道信号处理后,抽取同向分量和  
正交分量;对两次的I、Q数据作代数相加,即得到  
只包含滤波成分的本位置超声回波数据:I1',  
Q1';在下一位置同样进行上述步骤,得到第二位  
置的超声回波数据:I2',Q2';对两个位置的超声  
回波数据做线性内插,提升接收信号线密度。本  
发明超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现  
方法由于采用了脉冲反相谐波和相干内插的处  
理算法,降低了对超声设备中FPGA的资源利用  
率,并且省却了复杂的滤波器设计实现,方便且  
更容易在便携黑白超声设备中实现。



1. 一种超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现方法,其包括以下步骤:

A、超声探头在某一位置用正相激励脉冲发射超声波,并进行各通道信号处理后,抽取第一同向分量I1和第一正交分量Q1;

B、在同一位置用与上述正相激励脉冲相反的反相激励脉冲发射超声波,并进行各通道信号处理后,抽取第二同向分量I2、第二正交分量Q2;

C、对两次的I、Q数据作代数相加,即得到只包含滤波成分的本位置超声回波数据:I1', Q1' ;

D、在下一位置同样进行上述步骤,得到第二位置的超声回波数据:I2', Q2' ;

E、对两个位置的超声回波数据做线性内插,提升接收信号线密度;所述各通道信号的处理过程包括:对各通道接收信号作波束合成、正交解调、低通滤波、抽取处理;所述超声设备设置采用便携黑白超声设备。

2. 根据权利要求1所述的实现方法,其特征在于,所述反相激励脉冲与所述正相激励脉冲的频率、幅度相同、相位差 $180^{\circ}$ 。

3. 根据权利要求2所述的实现方法,其特征在于,所述步骤E还包括:利用线性插值方法在这2条接收线之间得到N条新的回波数据,其中 $1 \leq N \leq 3$ 。

4. 根据权利要求3所述的实现方法,其特征在于,所述代数相加过程设置在抽取和包络计算之间。

5. 根据权利要求4所述的实现方法,其特征在于,所述位置数据点设置为512个。

6. 根据权利要求5所述的实现方法,其特征在于,所述超声设备设置采用16通道。

## 一种超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声设备的处理方法,尤其涉及的是一种在便携黑白超声成像设备中的脉冲技术实现方法的改进。

### 背景技术

[0002] 现有技术的超声波在医疗设备中已经普及使用,尤其在空腔诊断方面,具有不可替代的作用。目前超声波设备也在进行技术改进,从之前的黑白超声向彩超方向改进。但现有技术中还有大量的便携式黑白超声成像设备在使用中,这些设备的特点是其处理单元尤其是FPGA单元的资源较小,容易出现滞机或死机状态。

[0003] 现有技术的便携式黑白超声成像设备中,超声波在人体组织传播过程中的非线性失真将造成波形畸变从而滋生谐波成分。由于谐波(主要是二次谐波)频率较高且与发射的基波不相干,因而可有效避免各种伪像、提高组织对比分辨率。因此在现代超声成像设备中,谐波成像已成为结构成像的一种标准模式。

[0004] 传统的便携式黑白B超的谐波成像通常采用“频段滤波”的方法,即以窄带发射,强制谐波和发射基波处于不同频段内,如图1所示,然后利用高通滤波器(HPF)取出二次谐波分量。但该滤波器的设计复杂,性能差异对图像的影响非常大,而且耗用大量FPGA逻辑资源。

[0005] 由于窄带发射会影响设备的轴向分辨率,若用宽带发射将导致基波和二次谐波频段产生部分混叠,如图2所示,使得HPF更难准确提取二次谐波,严重影响成像效果。

[0006] 现有彩超等高端超声成像设备中已大量采用脉冲反相谐波成像技术(PHI-Phase Inversion Imaging),但都是在波束合成之前分别对各通道回波数据作矢量加法,以32通道为例,需要32路并引处理模块,这将会进一步占用大量FPGA资源,特别是内部存储器(MEM)资源;在便携式黑白超声设备中显然不适用,原因在于便携式黑白超声设备的硬件资源较小。同时,由于PHI模式需要在同一位置连续发射2次,从而使成像帧率降低一半。现有方法都是采用多波束并引合成技术来弥补成像帧率,但这更进一步增加FPGA资源占用,还引入了波束合成位置误差的校正,更不合适在便携式黑白超声中使用。现有技术也有使用编码脉冲激励方式及其反向激励方式的方式,其目的是提高谐波成像的距离穿透力,但这在便携黑白超中更难实用,因为这需要更加复杂的超声发射电路和发射电源等。

[0007] “内插技术”在超声成像设备中也已被大量采用,但都限于以下2种情况:

[0008] A、对接收回波信号(RF)使用“内插滤波器”(interpolation Filter),目的是间接提高ADC的采样速度,从而提高RF信号的聚焦延迟精度(即波束合成精度)。这是一种沿超声传播方向(而非超声扫描方向)的内插方法,与成像帧率或超声扫描间隔或密度无关。

[0009] B、在数字扫描变换(DSC-Digital Scan Conversion)环节采用“内插技术”,目的是提高“坐标变换”的精度。这一环节的数据已经过包络解调,是一种非相干数据。

[0010] 但是,针对便携式黑白超声设备中的FPGA资源占用问题,尚未有相应解决方案实现,因此,现有技术还有待于改进和发展。

## 发明内容

[0011] 本发明的目的在于提供一种超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现方法,针对现有技术的FPGA资源占用问题,提供一种降低便携式黑白超声设备的资源占用处理实现方法。

[0012] 本发明的技术方案如下:

[0013] 一种超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现方法,其包括以下步骤:

[0014] A、超声探头在某一位置用正相激励脉冲发射超声波,并进行各通道信号处理后,抽取第一同向分量I1和第一正交分量Q1;

[0015] B、在同一位置用与上述正相激励脉冲相反的反相激励脉冲发射超声波,并进行各通道信号处理后,抽取第二同向分量I2、第二正交分量Q2;

[0016] C、对两次的I、Q数据作代数相加,即得到只包含滤波成分的本位置超声回波数据: I1', Q1' ;

[0017] D、在下一位置同样进行上述步骤,得到第二位置的超声回波数据: I2', Q2' ;

[0018] E、对两个位置的超声回波数据做线性内插,提升接收信号线密度。

[0019] 所述的实现方法,其中,所述各通道信号的处理过程包括:对各通道接收信号作波束合成、正交解调、低通滤波、抽取处理。

[0020] 所述的实现方法,其中,所述反相激励脉冲与所述正相激励脉冲的频率、幅度相同、相位差 $180^{\circ}$ 。

[0021] 所述的实现方法,其中,所述步骤E还包括:利用线性插值方法在这2条接收线之间得到N条新的回波数据,其中 $1 \leq N \leq 3$ 。

[0022] 所述的实现方法,其中,所述代数相加过程设置在抽取和包络计算之间。

[0023] 所述的实现方法,其中,所述位置数据点设置为512个。

[0024] 所述的实现方法,其中,所述超声设备设置采用16通道。

[0025] 所述的实现方法,其中,所述超声设备设置采用便携黑白超声设备。

[0026] 本发明所提供的一种超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现方法,由于采用了脉冲反相谐波和相干内插的处理算法,降低了对超声设备中FPGA的资源利用率,提升了黑白超声设备的处理能力,并且省却了复杂的滤波器设计实现,方便且更容易在便携黑白超声设备中实现。

## 附图说明

[0027] 图1为现有技术频段滤波的波形示意图。

[0028] 图2为现有技术基波和二次谐波频段产生部分混叠的示意图。

[0029] 图3是本发明所述实现方法处理过程的示意图。

[0030] 图4为本发明实现方法中的正相激励脉冲和反相激励脉冲的示例。

## 具体实施方式

[0031] 以下对本发明的较佳实施例加以详细说明。

[0032] 本发明所述超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现方法,主要针对便携式黑白超声设备而实现,超声探头在某一位置先用正相激励脉冲(基波频率)发射超声波,然后对

各通道接收信号作波束合成、正交解调、低通滤波、抽取,并保留(暂存)抽取后的第一同向分量I1、第一正交分量Q1分量,最多512个点,这样就无须全部留待处理器的处理才能实现,可以比传统方法节省大量的FPGA存储器资源。

[0033] 在上述同一位置,本发明所述超声设备再用反相激励脉冲(与正相激励脉冲的频率、幅度相同、相位差180°的激励脉冲)发射超声波,并重复上述对正相激励脉冲的处理流程,得到抽取的第二同向分量I2、第二正交分量Q2。

[0034] 2次I、Q数据作“代数相加”,即得到只包含滤波成分的本位置超声回波数据:I1', Q1'。其中,简单的“代数相加”取代了复杂的滤波器设计,不用担心“频带混淆”,谐波检测与发射宽带也没有关系,因此就不会影响设备的“轴向分辨率”。

[0035] 然后,超声扫描再跳到下一个位置,比传统的黑白超声设备扫描多一个间隔,重复上述步骤得到I2', Q2'。由于跳的间隔多1个距离单位,正好可以补偿正、反相激励脉冲发射多余的扫描时间。

[0036] 本发明所述超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现方法,由于在超声传播和散射的固有特性中,这2次回波数据I1', Q1' / I2', Q2'。具有很强的相干性。利用简单的线性插值方法即可在这2条接收线之间得到N条(1≤N≤3)新的回波数据,如此,省掉了复杂的多波束并引处理模块,间接提高了超声扫描线密度,从而在便携黑白超声设备中更容易实现。

[0037] 以下将详细描述本发明的具体实施例,依照本发明的便携黑白超声设备中,数字波束合成器(digital-beamformer)是现代超声成像设备的关键部件,以16通道为例,波束

合成后的信号输出为 
$$y_n = \sum_{i=1}^{16} A_{in} \cdot X_{in},$$
 其中Xin表示第i通道n时刻的接收回波,Ain表示

该通道第n时刻的变迹函数(variable-aperture),n则由探测深度和ADC-clk决定。当探测深度为20cm时,ADC-clk=40Mhz时,则n=20\*13\*40=10K。当采用脉冲反相谐波成像(phase-inversion Imaging)时,需要将第1次发射获取的回波信号保存下来再和第2次反相发射获取的回波信号作“代数相加”。

[0038] 假设第1次接收信号为Xinp,第2次为Xinn,则第1次波束合成后

$$y_{np} = \sum_{i=1}^{16} A_{in} \cdot X_{inp};$$
 第2波束合成后 
$$y_{nn} = \sum_{i=1}^{16} A_{in} \cdot X_{inn};$$
 2次代数相加后

$$y_n = y_{np} + y_{nn} = \sum_{i=1}^{16} A_{in} \cdot (X_{inp} + X_{inn}).$$

[0039] 从上式可以看出,波束合成后作“代数相加”,完全等同于每个通道“代数相加”后再合成。这样就可将存储器用量减少为 $\frac{1}{16}$ 。按前面假设,ADC-clk=40Mhz,分辨率12bit时,

16通道波束合成后位宽度为14bit,则深度20cm时存贮波束合成后的数据存储器容量为10K\*14bit,这对于便携黑白超声设备的FPGA而言仍然是很大的MEM开销,所以本发明的重点是将“代数相加”环节继续往信号处理流程的后部下移。

[0040] 通常,波束合成后的RF数据将进入“数字解调器”,即如图3所示的流程,并反复多次进行处理。

[0041] 从以上流程可知,信号在抽取(decimate)后进入包络计算之前的所有运算都只包

含乘、加运算,而且都是“线性运算”,所以可将“代数相加”移至这一环节。由于抽取之后的回波数据一般只有512点,而且与探测深度无关,这样可大大减少FPGA里的MEM用量,使“脉冲反相谐波成像”模式在低端超声设备中即便携黑白超声设备中也极易实现,并大幅提升图像质量。

[0042] 为了弥补2次发射损失的成像帧率,本发明引入“相干内插技术”(Coherent Lateral interpolation)来提高成像线密度或提高成像帧率。上述“代数相加”后的I/Q数据完整保留了信号的包络和相位。因此分别对I、Q作线性内插将在不改变发射扫描密度的前提下(即在不损失成像帧率的前提下)有效提升接收信号线密度,改善图像质量。反过来说,在保证接收线密度一定时,则可成倍减发射扫描时间,由此,弥补了反相谐波2次发射耽误的时间,并不太影响图像的质量表现。

[0043] 设相邻2次波束分别为A、B,则内插1条线的结果= $\frac{A+B}{2}$ 。

[0044] 为了获得良好的二次谐波成份,2次发射脉冲(波形)必须保证严格反相,同时±高压也应严格对称,如图4所示的波形示例,TRP和TRN是前后两次反相的激励脉冲信号。

[0045] 本发明所述超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现方法,由于考虑了便携黑白超声设备的低配处理能力,通过充分考虑线性处理的优点,实现了减少FPGA资源占用和内插实现图像清晰度保证的效果,具有非常大的实用意义。

[0046] 应当理解的是,对本领域普通技术人员来说,可以根据上述说明加以改进或变换,而所有这些改进和变换都应属于本发明所附权利要求的保护范围。

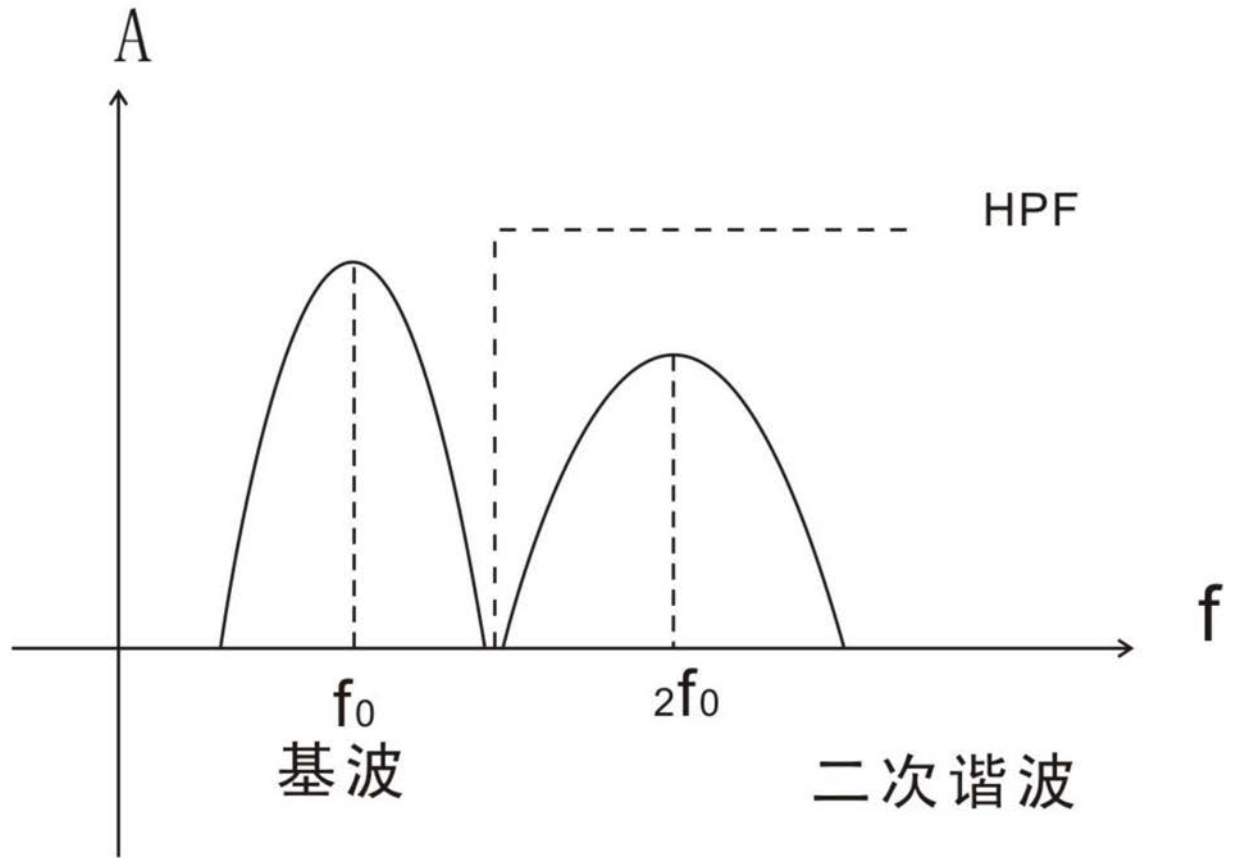


图1

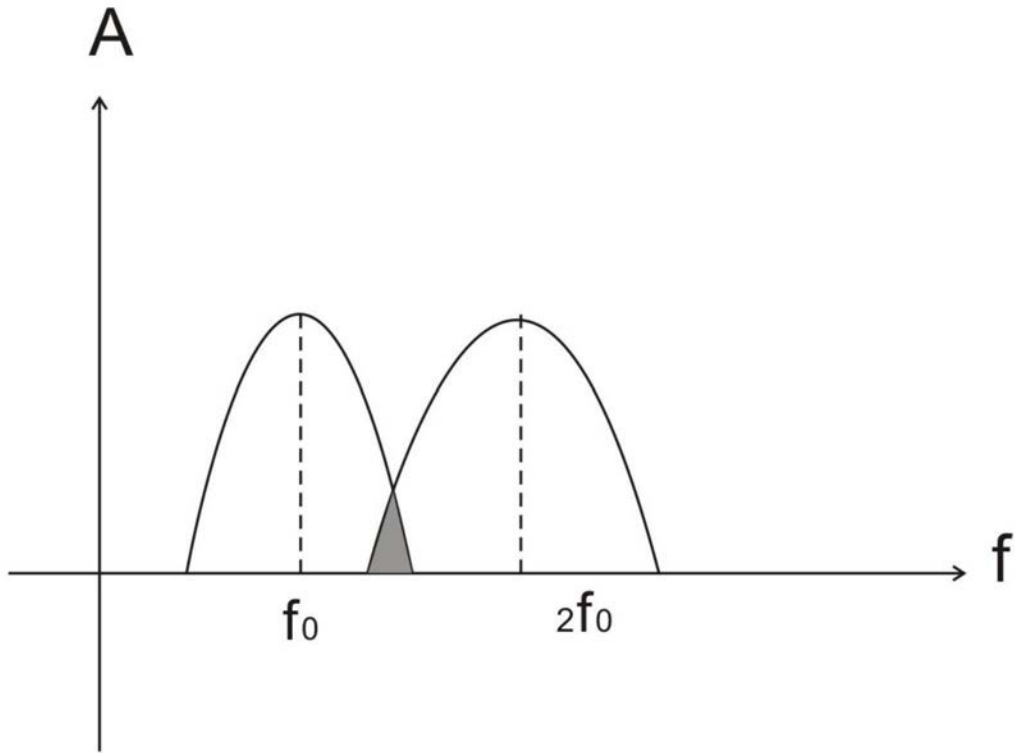


图2

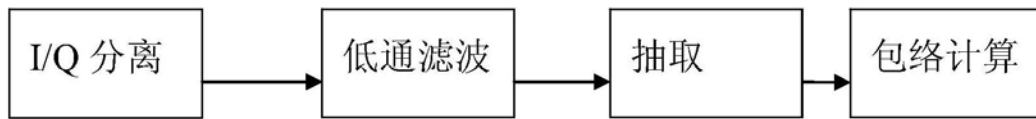


图3

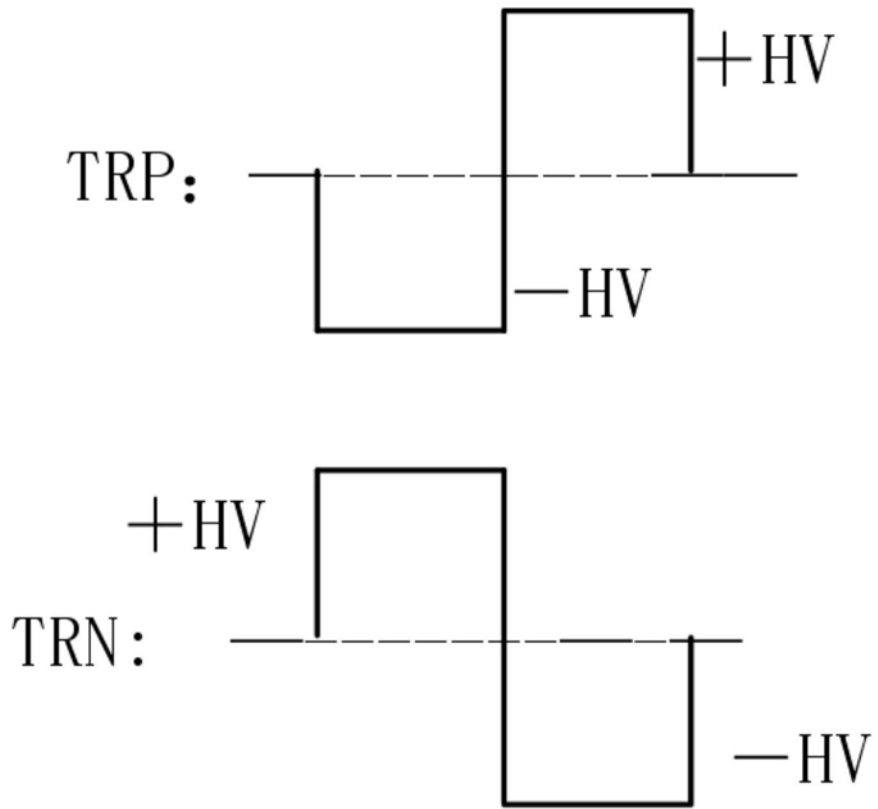


图4

专利名称(译)	一种超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN105930850B</a>	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201610257803.4	申请日	2016-04-22
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市威尔德医疗电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市威尔德医疗电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市威尔德医疗电子有限公司		
[标]发明人	毛志林 白宁		
发明人	毛志林 白宁		
IPC分类号	G06K9/46 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/52 G06K9/4609		
审查员(译)	张媛媛		
其他公开文献	CN105930850A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现方法，其包括以下步骤：超声探头在某一位置用正相、反相激励脉冲发射超声波，并进行各通道信号处理后，抽取同向分量和正交分量；对两次的I、Q数据作代数相加，即得到只包含滤波成分的本位置超声回波数据：I1'，Q1'；在下一位置同样进行上述步骤，得到第二位置的超声回波数据：I2'，Q2'；对两个位置的超声回波数据做线性内插，提升接收信号线密度。本发明超声设备的脉冲反相谐波和相干内插实现方法由于采用了脉冲反相谐波和相干内插的处理算法，降低了对超声设备中FPGA的资源利用率，并且省却了复杂的滤波器设计实现，方便且更容易在便携黑白超声设备中实现。

