



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106063710 A

(43)申请公布日 2016. 11. 02

(21)申请号 201610353267.8

(22)申请日 2016.05.25

(71)申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518051 广东省深圳市南山区玉泉路
毅哲大厦4、5、8、9、10楼

(72)发明人 潘晓畅 唐果 石学工 冯乃章

(74)专利代理机构 深圳市深佳知识产权代理事
务所(普通合伙) 44285

代理人 王仲凯

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

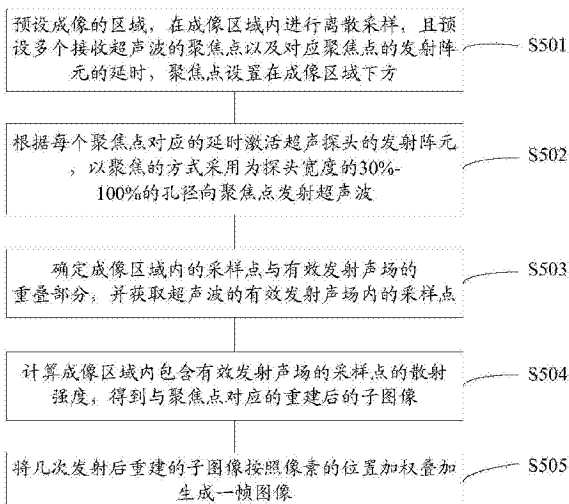
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

一种超声成像方法、系统及装置

(57)摘要

本发明提供了一种超声成像方法、系统及装置,该方法包括:预设成像的区域,且预设多个接收超声波的聚焦点以及对应聚焦点的发射阵元的延时,聚焦点设置在成像区域下方;根据每个聚焦点对应的延时激活超声探头的发射阵元,以聚焦的方式采用为探头宽度的30%-100%的孔径向聚焦点发射超声波;确定成像区域内的采样点与有效发射声场的重叠部分;计算成像区域内包含有效发射声场的采样点的散射强度,得到与聚焦点对应的重建后的子图像;将几次发射后重建的子图像按照像素的位置加权叠加生成一帧图像。本发明通过该方法提高了图像帧频,最少两次发射超声波就可以得到一幅超声图像,不同的聚焦点重建的子图像的叠加能显著减小散斑尺寸,提高了图像分辨率。



1. 一种超声成像方法,其特征在于,该方法包括:

预设成像的区域,在成像区域内进行离散采样,且预设多个接收超声波的聚焦点以及对应所述聚焦点的发射阵元的延时,所述聚焦点设置在成像区域下方;

根据每个所述聚焦点对应的所述延时激活超声探头的所述发射阵元,以聚焦的方式采用为探头宽度的30%-100%的孔径向所述聚焦点发射超声波;

确定所述成像区域内的采样点与有效发射声场的重叠部分,并获取所述超声波的所述有效发射声场内的采样点;

计算所述成像区域内包含所述有效发射声场的采样点的散射强度,得到与所述聚焦点对应的重建后的子图像;

将几次发射后重建的所述子图像按照像素的位置加权叠加生成一帧图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述计算所述成像区域内包含所述有效发射声场的采样点的散射强度,得到与所述聚焦点对应的重建后的子图像具体为:

采集各个所述发射阵元对应的各个通道数据;

分别对所述通道数据进行包络检测,得到通道数据的包络信号;

对所述包络信号进行降采样、聚焦延时、变迹以及求和,得到子图像区域内每个采样点的散射强度;

将所述不同聚焦点发射后重建的子图像按采样点的位置进行叠加,得到所述聚焦点对应的散射强度。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述计算所述成像区域内包含所述有效发射声场采样点的散射强度,得到所述聚焦点对应的重建后的子图像具体为:

采集各个所述发射阵元对应的各个通道数据;

分别对所述通道数据进行IQ解调,得到IQ解析信号,所述解析信号包括I信号和Q信号;

分别对所述I信号和所述Q信号进行降采样、聚焦延时、变迹以及求和,得到所述子图像内每个采样点的复数信号;

对所述子图像内每个采样点的复数信号进行IQ取模得到所述聚焦点对应的散射强度。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述IQ解调为希尔伯特变换或数字正交解调。

5. 根据权利要求2或3所述的方法,其特征在于,所述聚焦延时采用焦点延时,其计算公式为 $(\overline{OC} - \overline{CP} + \overline{PA}) / \text{Sound_speed}$,其中P代表子图像内的任意一个采样点, $\overline{OC}$ 为聚焦点C到探头的距离, $\overline{CP}$ 为点P到聚焦点C之间的距离, $\overline{PA}$ 为点P到通道A的距离,sound_speed为超声波在组织中的传播速度。

6. 一种超声成像系统,其特征在于,该系统包括:

预设单元,用于预设成像区域,对成像区域进行离散采样,且预设多个接收超声波的聚焦点以及对应所述聚焦点的发射阵元的延时,所述聚焦点设置在成像区域下方;

发射单元,用于根据每个所述聚焦点对应的所述延时激活超声探头的所述发射阵元,以聚焦的方式采用为探头宽度的30%-100%的孔径向所述聚焦点发射超声波;

确定单元,用于确定所述成像区域内的采样点与有效发射声场的重叠部分,并获取所述超声波的所述有效发射声场内的采样点;

计算单元,用于计算所述成像区域内包含所述有效发射声场的采样点的散射强度,得到与所述聚焦点对应的重建后的子图像;

叠加单元,用于将几次发射后重建的所述子图像按照像素的位置加权叠加生成一帧图像。

7.根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述计算单元具体为:

第一采集单元,用于采集各个所述发射阵元对应的各个通道数据;

第一检测单元,用于分别对所述通道数据进行包络检测,得到所述通道数据的包络信号;

第一计算单元,用于对所述包络信号进行降采样、聚焦延时、变迹以及求和,得到子图像区域内每个采样点的散射强度;

第一叠加单元,用于将所述不同聚焦点发射后重建的子图像按采样点的位置进行叠加,得到所述聚焦点对应的散射强度。

8.根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述计算单元具体为:

第二采集单元,用于采集各个所述发射阵元对应的各个通道数据;

解调解析单元,用于分别对所述通道数据进行IQ解调,得到IQ解析信号,所述解析信号包括I信号和Q信号;

第二计算单元,用于分别对所述I信号和所述Q信号进行降采样、聚焦延时、变迹以及求和,得到子图像内每个采样点的复数信号;

IQ取模单元,用于对所述子图像内每个采样点的复数信号进行IQ取模得到所述聚焦点对应的散射强度。

9.根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述IQ解调为希尔伯特变换或数字正交解调。

10.一种超声成像装置,其特征在于,包括:超声换能器,前端发射和接收模块,前端处理模块以及超声主机系统,其中,

所述超声换能器包括多个阵元,用于发射超声波;

所述的前端发射和接收模块用于控制超声波的发射及接收超声回波信号;

所述前端处理模块用于对接收到的所述超声回波信号的预处理;

所述超声主机系统用于超声图像的重建。

一种超声成像方法、系统及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗诊断超声成像技术领域,更具体的,本发明涉及一种超声成像方法、系统及装置。

背景技术

[0002] 现代超声医学诊断对图像的实时性,即图像帧频的要求越来越高。早期的单波束成像技术发射一次仅能合成一条波束,需要发射许多次才能生成一帧超声图像;而现有的多波束技术通过一次发射即可同时合成m条波束(m通常为2,3或4),如图1所示。对于包含相同声束线数的图像,多波束技术的发射次数仅为早期单波束技术的1/m,从而其成像的速度能提高m倍。目前,多波束技术是现有的提高超声图像帧频的主要手段。

[0003] 现代超声成像系统的多波束成像的流程图如图2所示。m波束技术的波束合成在每次超声发射后,能同时合成m条波束。对于每一次超声发射,采集所有阵元上的通道数据,按要合成的m条波束上的每个点进行延时和变迹,然后通过求和运算得到m条波束的射频信号;接着对射频信号进行包络检测,提取出基带信号,即包络信号;最后按照B超图像上所需的轴向分辨率所确定的成像区域所需的轴向采样点的个数,对包络信号进行下采样,即可得B超图像上的m条线;改变发射焦点的位置,再经过发射和波束合成后又能得到B超图像上的m条线,经过k次发射后一共能得到 $k \times m$ 条线,将所有的线拼接在一起,就得到了一帧B超图像。对于波束合成中的延时计算,多波束上的每个点的延时计算如图3所示,波束上的任意一点P相对于通道A的延时为 $(\overline{OC} - \overline{CP} + \overline{PA}) / \text{Sound_speed}$,其中 $\overline{OP}$ 为点P到探头的距离, $\overline{PA}$ 为点P到通道A的距离,sound_speed为超声波在组织中的传播速度。

[0004] 尽管多波束技术能显著提高图像的帧频,但其图像的分辨率却比单波束的图像要差,目前为了提高图像的分辨率,需要进行多次的聚焦发射,从而在一定程度上提高图像的分辨率,但是又会降低图像的帧频。

发明内容

[0005] 本发明提供了一种超声成像方法、系统及装置,以解决现有技术中为了提高图像的分辨率,需要进行多次的聚焦发射,从而在一定程度上提高图像的分辨率,但是又会降低图像的帧频的问题。

[0006] 为达到上述目的,本发明提供了以下技术方案:

[0007] 本发明公开了一种超声成像方法,该方法包括:

[0008] 预设成像的区域,在成像区域内进行离散采样,且预设多个接收超声波的聚焦点以及对应所述聚焦点的发射阵元的延时,所述聚焦点设置在成像区域下方;

[0009] 根据每个所述聚焦点对应的所述延时激活超声探头的所述发射阵元,以聚焦的方式采用为探头宽度的30%-100%的孔径向所述聚焦点发射超声波;

[0010] 确定所述成像区域内的采样点与有效发射声场采样点的重叠部分,获取所述超声波的所述有效发射声场内的采样点;

[0011] 计算所述成像区域内包含所述有效发射声场的采样点的散射强度,得到与所述聚焦点对应的重建后的子图像;

[0012] 将几次发射后重建的所述子图像按照像素的位置加权叠加生成一帧图像。

[0013] 优选的,所述计算所述成像区域内包含所述有效发射声场的采样点的散射强度,得到与所述聚焦点对应的重建后的子图像具体为:

[0014] 采集各个所述发射阵元对应的各个通道数据;

[0015] 分别对所述通道数据进行包络检测,得到包络信号,并对所述包络信号进行降采样、聚焦延时、变迹以及求和,得到子图像内每个采样点的散射强度;

[0016] 将所述不同聚焦点发射后重建的子图像按采样点的位置进行叠加,得到所述聚焦点对应的散射强度。

[0017] 优选的,所述计算所述成像区域内包含所述有效发射声场的采样点的散射强度,得到与所述聚焦点对应的重建后的子图像具体为:

[0018] 采集各个所述发射阵元对应的各个通道数据;

[0019] 分别对所述通道数据进行IQ解调,得到IQ解析信号,所述解析信号包括I信号和Q信号,分别对所述I信号和所述Q信号进行降采样、聚焦延时、变迹、求和以及,得到子图像内每个采样点的复数信号;

[0020] 对所述子图像内每个采样点的复数信号进行IQ取模得到所述聚焦点对应的散射强度。

[0021] 其中,所述IQ解调为希尔伯特变换或数字正交解调。

[0022] 在上述公开的方法基础上,本发明还公开了一种超声成像系统,该系统包括:

[0023] 预设单元,用于预设成像的区域,在成像区域内进行离散采样,且预设多个接收超声波的聚焦点以及对应所述聚焦点的发射阵元的延时,所述聚焦点设置在成像区域下方;

[0024] 发射单元,用于根据每个所述聚焦点对应的所述延时激活超声探头的所述发射阵元,以聚焦的方式采用为探头宽度的30%-100%的孔径向所述聚焦点发射超声波;

[0025] 确定单元,用于确定所述成像区域内的采样点与有效发射声场的重叠部分,并获取所述超声波的所述有效发射声场内的采样点;

[0026] 计算单元,用于计算所述成像区域内包含所述有效发射声场的采样点的散射强度,得到与所述聚焦点对应的重建后的子图像;

[0027] 叠加单元,用于将几次发射后重建的所述子图像按照像素的位置加权叠加生成一帧图像。

[0028] 优选的,所述计算单元具体为:

[0029] 第一采集单元,用于采集各个所述发射阵元对应的各个通道数据;

[0030] 第一计算单元,用于分别对所述通道数据进行包络检测,得到包络信号,并对所述包络信号进行降采样、聚焦延时、变迹和求和,得到子图像内每个采样点的散射强度;

[0031] 第一叠加单元,用于将所述不同聚焦点发射后重建的子图像按采样点的位置进行叠加,得到所述聚焦点对应的散射强度。

[0032] 优选的,所述计算单元具体为:

[0033] 第二采集单元,用于采集各个所述发射阵元对应的各个通道数据;

[0034] 第二计算单元,用于分别对所述通道数据进行IQ解调,得到IQ解析信号,所述解析

信号包括I信号和Q信号,分别对所述I信号和所述Q信号进行降采样、聚焦延时、变迹以及求和,得到子图像内每个采样点的复数信号;

[0035] IQ取模单元,用于对所述子图像内每个采样点的复数信号进行IQ取模得到所述聚焦点对应的的散射强度。

[0036] 其中,所述IQ解调为希尔伯特变换或数字正交解调。

[0037] 本发明在上述公开的方法及系统的基础上,本发明还公开了一种超声成像装置,包括:超声换能器,前端发射和接收模块,前端处理模块以及超声主机系统,其中,

[0038] 所述超声换能器包括多个阵元,用于发射超声波;

[0039] 所述的前端发射和接收模块用于控制超声波的发射及接收超声回波信号;

[0040] 所述前端处理模块用于对接收到的所述超声回波信号的预处理;

[0041] 所述超声主机系统用于超声图像的重建。

[0042] 经由上述的技术方案可知,与现有技术相比,本发明公开了一种超声成像方法、系统及装置,该方法包括:预设成像的区域,在成像区域内进行离散采样,且预设多个接收超声波的聚焦点以及对应聚焦点的发射阵元的延时,聚焦点设置在成像区域下方;根据每个聚焦点对应的延时激活超声探头的发射阵元,以聚焦的方式采用为探头宽度的30%-100%的孔径向聚焦点发射超声波;确定成像区域内的采样点与有效发射声场的重叠部分;计算成像区域内包含有效发射声场的采样点的散射强度,得到与聚焦点对应的重建后的子图像;将几次发射后重建的子图像按照像素的位置加权叠加生成一帧图像。本发明通过该方法提高了图像帧频,最少两次发射超声波就可以得到一幅超声图像,不同的聚焦点重建的子图像的叠加能显著减小散斑尺寸,提高了图像分辨率。

附图说明

[0043] 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,还可以根据提供的附图获得其他的附图。

[0044] 图1为现有技术中三波束技术原理示意图;

[0045] 图2A-2B为现有技术中多波束合成方法的流程图;

[0046] 图3为现有技术中波束合成的延时计算方式的示意图;

[0047] 图4为本发明中单次发射生成一幅子图像的示意图;

[0048] 图5为本发明实施例公开的一种超声成像方法的流程图;

[0049] 图6为本发明实施例中超分辨率B超图像重建的流程图;

[0050] 图7为图5中的步骤S504的一种具体实施方法流程图;

[0051] 图8为本发明实施例中高分辨率B超图像重建的流程图;

[0052] 图9为图5中的步骤S504的另一种具体实施方法流程图;

[0053] 图10为本发明实施例中高分辨率B超图像重建的流程图;

[0054] 图11为多幅子图像重建出B超图像的原理示意图;

[0055] 图12A、12B展示了本发明中子图像叠加改善图像分辨率的示意图;

[0056] 图13为本发明实施例公开的一种超声成像系统的结构示意图;

- [0057] 图14为图13中的U4的一种具体实施结构的示意图；
- [0058] 图15为图13中的U4的另一种具体实施结构的示意图；
- [0059] 图16为本发明实施例公开的一种超声成像装置的结构示意图。

具体实施方式

[0060] 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。

[0061] 影响B超图像分辨率的主要的因素是成像系统的PSF(Point spread function,点扩散函数)的主瓣宽度,超声成像系统的点扩散函数对B超图像分辨率的影响与光学系统的点扩散函数对光学图像分辨率的影响相同,点扩散函数的主瓣越窄,相邻的两点在图像中就越容易分开(无论是对于光学图像还是超声散斑图像),从而图像的分辨率会更高。因此,提高成像系统所成的图像的分辨率的本质是减小成像系统点扩散函数的主瓣宽度。

[0062] 请参阅附图5,为本发明实施例公开的一种超声成像方法的流程图。本发明公开了一种超声成像方法,如图5所示,该方法具体步骤包括:

[0063] S501、预设成像的区域,在成像区域内进行离散采样,且预设多个接收超声波的聚焦点以及对应聚焦点的发射阵元的延时,聚焦点设置在成像区域下方。

[0064] 如图4所示,本发明的成像系统的超声发射方式,用不同的延时激励探头的发射阵元E1,各个阵元所发射超声波聚焦在焦点C处。

[0065] S502、根据每个聚焦点对应的延时激活超声探头的发射阵元,以聚焦的方式采用为探头宽度的30%-100%的孔径向聚焦点发射超声波。

[0066] 本发明的发射方式采用大孔径发射,超声发射时的发射孔径占探头宽度的30%-100%。现有超声技术发射时的孔径通常较小,对于线阵探头,发射孔径通常小于探头宽度的30%。还有,本发明的成像系统在超声发射时将发射焦点C设置在成像区域R1的下方,如图4所示。本发明的大孔径发射和发射焦点设置在成像区域下方的目的是为了扩大有效声场的覆盖区域。

[0067] S503、确定成像区域内的采样点与有效发射声场的重叠部分,并获取超声波的有效发射声场内的采样点。

[0068] S504、计算成像区域内包含有效发射声场的采样点的散射强度,得到与聚焦点对应的重建后的子图像。

[0069] S505、将几次发射后重建的子图像按照像素的位置加权叠加生成一帧图像。

[0070] 具体的,请参阅附图6,如图6所示,每次发射后进行子图像重建111a-111n,可得到不同的子图像113a-113n。最终图像重建过程115是将所有的子图像113a-113n按像素的位置加权叠加在一起,最后就能重建出一帧高分辨率的B超图像。

[0071] 本发明提供了一种超声成像方法,该方法包括:预设成像的区域,在成像区域内进行离散采样,且预设多个接收超声波的聚焦点以及对应聚焦点的发射阵元的延时,聚焦点设置在成像区域下方;根据每个聚焦点对应的延时激活超声探头的发射阵元,以聚焦的方式采用为探头宽度的30%-100%的孔径向聚焦点发射超声波;确定成像区域内的采样点与

有效发射声场采样点的重叠部分,获取超声波的有效发射声场采样点;计算成像区域内包含有效发射声场的采样点的散射强度,得到与聚焦点对应的重建后的子图像;将几次发射后重建的子图像按照像素的位置加权叠加生成一帧图像。本发明通过该方法提高了图像帧频,最少两次发射超声波就可以得到一幅超声图像,不同的聚焦点重建的子图像的叠加能显著减小散斑尺寸,提高了图像分辨率。

[0072] 下面以一个实例说明本发明的超声发射方式和现有超声技术的超声发射方式之间的区别。对于一个宽度为38mm的线阵探头,假设成像区域的尺寸为 $38 \times 38\text{mm}$ (高度 $\times$ 宽度)。成像区域内的横向采样点数设为320,即波束合成后的超声图像的线数为320。对于本发明的超声成像技术,超声发射采用发射孔径为38mm,即所激活发射的阵元宽度为38mm。发射两次,发射焦点分别设置在 $(-19,76)$ 和 $(19,76)$ 处。则每次发射有效声场在所成像的区域内占的面积为 $3/4$,仅通过两次发射就全部覆盖了所成像的区域,且还有 $1/2$ 的成像区域的重合。对于现有的多波束技术,假设为四波束,发射的孔径为5mm,发射焦点的深度设置在图像中间,即19mm处。对于现有的多波束成像技术,一共需要发射80次,才能覆盖线数为320的成像区域。这样对比本发明的技术和现有多波束成像技术,本发明的超声发射次数仅为现有的多波束成像技术的 $1/40$,理论上能将成像的速度提高40倍。

[0073] 具体的,请参阅附图7,图7为图5中步骤S504的一种具体实施方法流程图。具体的步骤S504包括:

[0074] 步骤S701、采集各个发射阵元对应的各个通道数据。

[0075] 步骤S702、分别对通道数据进行包络检测,得到通道数据的包络信号。

[0076] 步骤S703、对包络信号进行降采样、聚焦延时、变迹以及求和,得到子图像区域内每个采样点的散射强度。

[0077] 步骤S704、将不同聚焦点发射后重建的子图像按采样点的位置进行求和叠加,得到聚焦点对应的散射强度。

[0078] 上述步骤S504的具体步骤方法可以参阅附图8,如图8所示,本发明的图像重建技术发射超声波后,采集各个阵元所接收到的通道数据101a-101n。接着同时对这些通道信号进行包络检测103a-103n操作,得到每个通道信号的幅度信息。对于每次发射所要重建的子图像区域,是由有效的发射声场在成像区域内所覆盖的位置(图3)所决定的。对成像区域内包含有效发射声场的区域进行离散/采样,得到所要重建子图像内每个像素点/采样点的坐标位置。本发明流程图中的降采样,延时和变迹操作105a-105n的实现过程为:计算子图像区域内的所有采样点在通道数据中的延时,并根据这些采样点相对每个探头阵元的相对位置进行变迹。接着对每个采样点对应的延时和变迹后的所有通道数据求和操作107,这样就得到了每个采样点的散射系数。计算出所有采样点的散射系数后即重建出了一幅子图像109。

[0079] 具体的,请参阅附图9,图9为图5中步骤S504的一种具体实施方法流程图。具体的步骤S504包括:

[0080] S901、采集各个发射阵元对应的各个通道数据。

[0081] S902、分别对通道数据进行IQ解调,得到IQ解析信号,解析信号包括I信号和Q信号;

[0082] S903、分别对I信号和Q信号进行降采样、聚焦延时、变迹以及求和,得到子图像内

每个采样点的复数信号；

[0083] S904、对子图像内各个采样点的复数信号进行IQ取模得到聚焦点对应的散射强度。

[0084] 上述步骤S504的具体步骤方法可以参阅附图10,如图10所示,图10是将包络检测操作103a-103n直接放在通道数据101a-101n后,且将降采样,延时和变迹等步骤105a-105n合并在一起操作,这样做的好处之一是成像过程中需要生成射频信号。对于早期的单波束成像和现代的多波束成像技术,合成射频信号是成像过程中必不可少的环节。如图2A所示,现有多波束成像技术是先对所合成的每条线上的每个点在进行延时和变迹22a-22n计算,然后经过求和24步骤,即可得到这条声束线所对应的射频信号26。现有多波束技术生成的射频信号的采样率必须满足乃奎斯特采样定律,否则会丢失信息,包络检测后得到的信号就会出错。然而最后得到的B超图像的轴向方向并不需要和射频信号一样高的采样率,所以现有技术中对射频信号26进行包络检测28后,得到的包络信号30需要再经过一次降采样32。本发明的成像技术将降采样环节放在前面,免掉了生成射频信号的环节,从而减少了许多不需要的采样点的散射强度的计算。另外,本发明的成像技术在重建一帧图像时,仅仅需要保存一系列采样率较低的子图像,而不需要保存采样率较高的原始数据(如通道数据)。

[0085] 具体的,所述IQ解调为希尔伯特变换或数字正交解调;所述聚焦延时采用焦点延时,其计算公式为 $(\overline{OC} - \overline{CP} + \overline{PA}) / \text{Sound_speed}$,其中P代表子图像内的任意一个采样点, $\overline{OC}$ 为聚焦点C到探头的距离, $\overline{CP}$ 为点P到聚焦点C之间的距离, $\overline{PA}$ 为点P到通道A的距离,sound_speed为超声波在组织中的传播速度。

[0086] 本发明的成像技术所采用的延时为焦点延时,这种延时与传统延时的不同是还需要考虑发射焦点的位置。焦点延时的计算示意图如图11所示,图像内任意一点P相对于通道A的延时为 $(\overline{OC} - \overline{CP} + \overline{PA}) / \text{Sound_speed}$ 。其中 $\overline{OC}$ 为发射焦点C到探头的距离, $\overline{CP}$ 为点P到发射焦点C之间的距离, $\overline{PA}$ 为点P到通道A的距离,sound_speed为超声波在组织中的传播速度。不同组织中超声波传播速度是有一定的差异的,本发明中延时计算所采用的超声波在组织中的传播速度不是某一固定的值,而是可变的,该速度值会根据所成像组织中的实际超声传播速度而进行调整。

[0087] 本发明在数字超声中包络解调的实现方式有两大类,一类是绝对值低通滤波法,另一类是IQ解调法。绝对值低通滤波法计算信号的包络的过程为,先对信号取绝对值,然后再通过低通滤波去掉高频成分。现代数字超声系统中有两种方式实现IQ解调法,一种是数字正交解调,另一种是希尔伯特变换。数字正交解调的原理是先对信号进行移频,然后将移频后的信号进行低通滤波,最后将滤波后的信号按反方向移频回去。IQ解调后的信号的实数部分为同相位(In-phase)信号,通常称为I信号;信号的虚数部分为正交相位(Quadrature-phase)信号,通常称为Q信号。除了数字正交解调法之外,希尔伯特变换也能计算出IQ信号。原信号是I信号,对原信号进行希尔伯特变换即可直接得到正交相位的信号,即Q信号。通过对I信号和Q信号进行取模运算 $\sqrt{I^2 + Q^2}$ 即可得到原信号的幅度信息,即包络信号。

[0088] 对于图10所展示的是实现本发明成像的另一种方案,与图8不同的是,先对通道数据进行IQ解调104a-104n,然后对IQ信号都进行降采样,延时,变迹和求和,最后进行IQ取模

108得到子图像。图10的方案与图8的方案相比计算量更大,在降采样,延时,变迹105a-105n和求和107处理这几个操作的计算量增加了一倍。图10的方案的优势在于求和107后得到的IQ数据还能用于血流计算和弹性成像等其他高级成像功能。

[0089] 图12示出的是多幅子图像重建出高分辨率图像的原理示意图。下面用一个实例说明本发明所提出的超分辨率成像系统是如何提高图像的分辨率的。图12A所示的是一次超声发射后成像区域内某一处的点扩散函数1110的形状示意图。点扩散函数的主瓣形状是各向异性的,其中对应发射焦点1112方向的点扩散函数的主瓣的轴向宽度窄,而点扩散函数的主瓣的横向宽度宽。点扩散函数的主瓣的轴向宽度要小于主瓣的横向宽度,这是B超图像中散斑为横向拉伸的形态,也是B超图像的轴向分辨率要高于横向分辨率的主要原因。

[0090] 图12A的示意图表示,对于本发明的成像方法,每一次超声发射后所重建得到的子图像与发射方向一致的方向的分辨率高,而与发射方向垂直的方向的分辨率低。图12B的示意图反映的是,在所有不同的发射焦点117a-117e上进行超声发射后,重建的子图像上同一区域上不同的点扩散函数叠加1115的结果。不同子图像的点扩散函数在中心的叠加是相干(Coherent)叠加,所以点扩散函数的主瓣的中心会增强。点扩散函数中心之外的叠加是非相干(Incoherent)的叠加,点扩散函数的主瓣宽度会因为这种非相干的叠加而减弱变小。最后的结果是叠加后成像系统的点扩散函数的中心更突出,离中心越远的主瓣强度越低,效果就是主瓣宽度变窄。本发明的超分辨率成像系统通过子图像重建的方式,有效地减小了点扩散函数的主瓣宽度,从而提高了B超图像的横向分辨率。

[0091] 不仅如此,子图像的叠加还能降低图像中出现的随机噪声的幅度,从而提高图像的信噪比。子图像的叠加相干地提高了散斑信号的质量,同时减少了噪声的幅度,最后叠加的图像的信噪比能得到提高,图像中更深区域的信噪比的提高意味着成像深度的提高。此外,现有超声技术成像生成的图像中,焦点区域的声场强度要显著高于其他区域,从而图像焦点区域的亮度要比其他区域更高。本发明得到的图像在声场强度高的区域叠加的少,在声场强度低的区域叠加得多,从而图像内的最终声场强度分布更加均匀,所呈现的图像的一致性要更好。

[0092] 请参阅附图13,图13为本发明实施例公开的一种超声成像系统的结构示意图。如图13所示,本发明公开了一种超声成像系统,该系统基于快速成像技术和图像重建技术,该系统具体包括:预设单元U1、发射单元U2、确定单元U3、计算单元U4和叠加单元U5,其中:

[0093] 预设单元U1,用于预设成像的区域,在成像区域内进行离散采样,且预设多个接收超声波的聚焦点以及对应聚焦点的发射阵元的延时,聚焦点设置在成像区域下方;发射单元U2,用于根据每个聚焦点对应的延时激活超声探头的发射阵元,以聚焦的方式采用为探头宽度的30%-100%的孔径向聚焦点发射超声波;确定单元U3,用于确定成像区域内的采样点与有效发射声场的重叠部分,并获取超声波的有效发射声场内的采样点;计算单元U4,用于计算成像区域内包含有效发射声场的采样点的散射强度,得到与聚焦点对应的重建后的子图像;叠加单元U5,用于将几次发射后重建的子图像按照像素的位置加权叠加生成一帧图像。

[0094] 由于本实施例中的各单元能够执行图5所示的方法,本实施例未详细描述的部分,可参考对图5的相关说明。

[0095] 本发明提供了一种超声成像系统,本发明通过该方法提高了图像帧频,最少两次

发射超声波就可以得到一幅超声图像,不同的聚焦点重建的子图像的叠加能显著减小散斑尺寸,提高了图像分辨率。

[0096] 具体的,请参阅附图14,图14为图13中计算单元的一种具体结构示意图。如图14所示,所述计算单元U4具体为:

[0097] 第一采集单元U6,用于采集各个发射阵元对应的各个通道数据;

[0098] 第一检测单元U7,用于分别对通道数据进行包络检测,得到通道数据的包络信号;

[0099] 第一计算单元U8,用于对包络信号进行降采样、聚焦延时、变迹以及求和,得到子图像内每个采样点的散射强度;

[0100] 第一叠加单元U9,用于将不同聚焦点发射后重建的子图像按采样点的位置进行叠加,得到聚焦点对应的散射强度。

[0101] 由于本实施例中的各单元能够执行图7所示的方法,本实施例未详细描述的部分,可参考对图7的相关说明。

[0102] 具体的,请参阅附图15,图15为图12中计算单元的另一种具体结构示意图。如图15所示,所述计算单元U4具体为:

[0103] 第二采集单元U10,用于采集各个发射阵元对应的各个通道数据;

[0104] 解调解析单元U11,用于分别对通道数据进行IQ解调,得到IQ解析信号,解析信号包括I信号和Q信号;

[0105] 第二计算单元U12,用于分别对I信号和所述Q信号进行降采样、聚焦延时、变迹和求和,得到子图像内的每个采样点的复数信号;

[0106] IQ取模单元U13,用于对各个子图像内的每个采样点的复数信号进行IQ取模得到聚焦点对应子图像内每个采样点的散射强度。

[0107] 由于本实施例中的各单元能够执行图9所示的方法,本实施例未详细描述的部分,可参考对图9的相关说明。

[0108] 本发明在上述公开的方法及系统的基础上,本发明还公开了一种超声成像装置,具体的,请参阅附图16,图16为本发明实施例公开的一种超声成像装置的结构示意图。如图16所示,该超声成像装置具体包括:超声换能器P1,前端发射和接收模块P2,前端处理模块P3以及超声主机系统P4,其中,超声换能器P1包括多个阵元,用于发射超声波;前端发射和接收模块P2用于控制超声波的发射及接收超声回波信号;前端处理模块P3用于对接收到的超声回波信号的预处理;超声主机系统P4用于超声图像的重建。

[0109] 本发明提供了一种超声成像装置,通过该装置提高了图像帧频,最少两次发射超声波就可以得到一幅超声图像,不同的聚焦点重建的子图像的叠加能显著减小散斑尺寸,提高了图像分辨率。

[0110] 综上所述,本发明提供了一种超声成像方法、系统及装置,该方法包括:预设多个接收超声波的聚焦点以及对应聚焦点的发射阵元的延时发射信号,聚焦点设置在成像区域下方;根据每个聚焦点对应的延时发射信号激活超声探头的发射阵元,以聚焦的方式采用为探头宽度的30%-100%的孔径向聚焦点发射超声波;获取超声波的有效发射声场采样点,确定成像区域与有效发射声场采样点的重叠部分;计算成像区域内包含有效发射声场采样点的散射强度,得到聚焦点对应的重建后的子图像;将子图像按照像素的位置加权叠加生成一帧图像。本发明通过该方法提高了图像帧频,最少两次发射超声波就可以得到一

幅超声图像,不同的聚焦点重建的子图像的叠加能显著减小散斑尺寸,提高了图像分辨率。

[0111] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的系统,装置和单元的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0112] 在本发明所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的系统,装置和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如,多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0113] 需要说明的是,本说明书中的各个实施例均采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可。

[0114] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

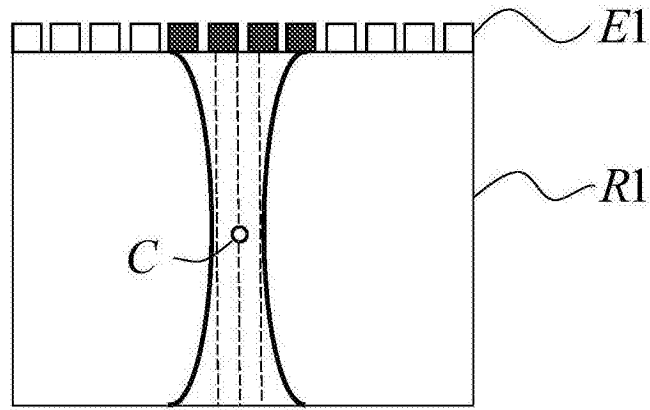


图1

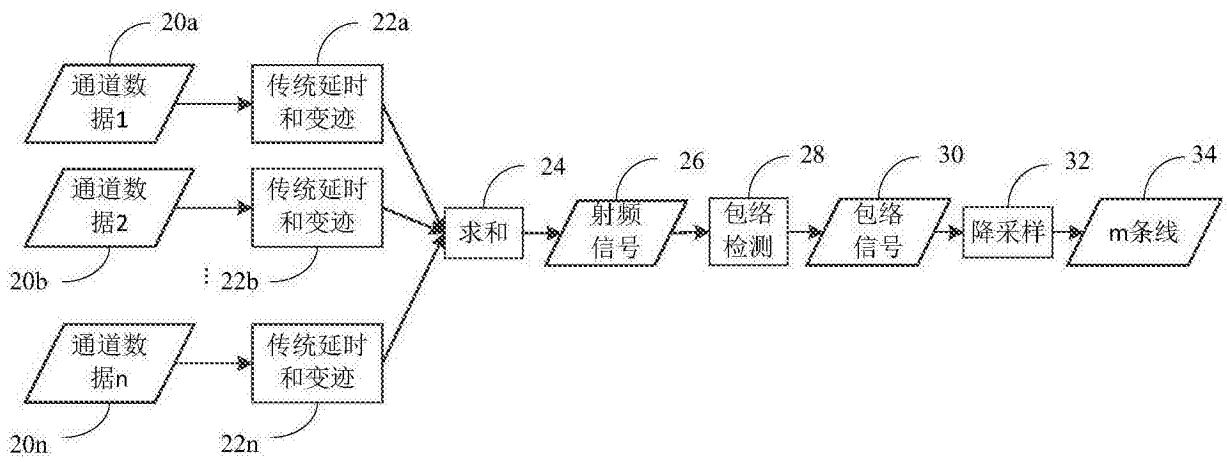


图2A

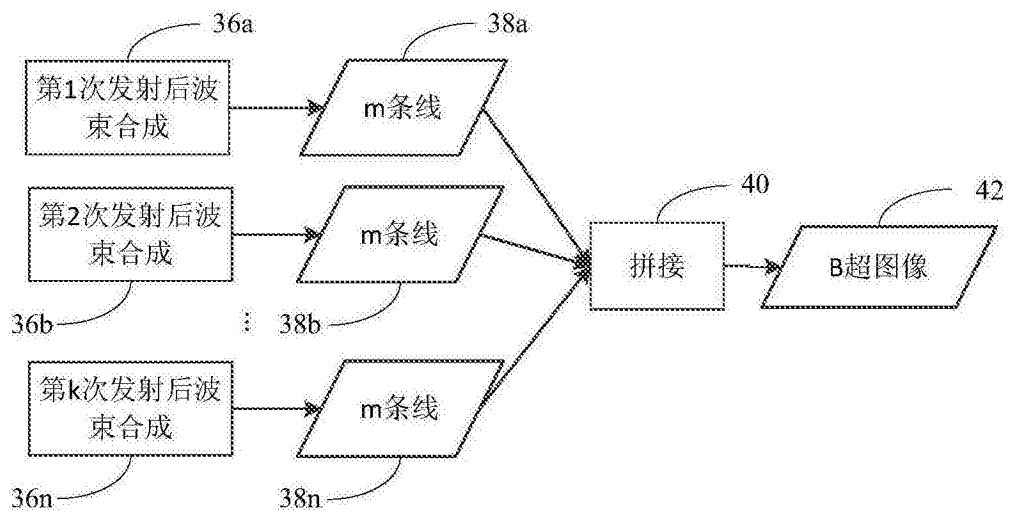


图2B

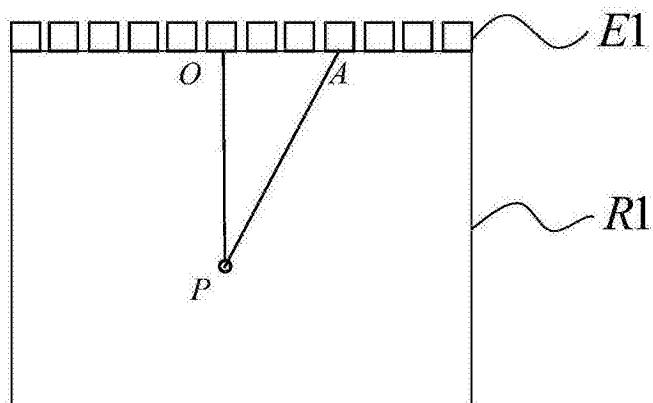


图3

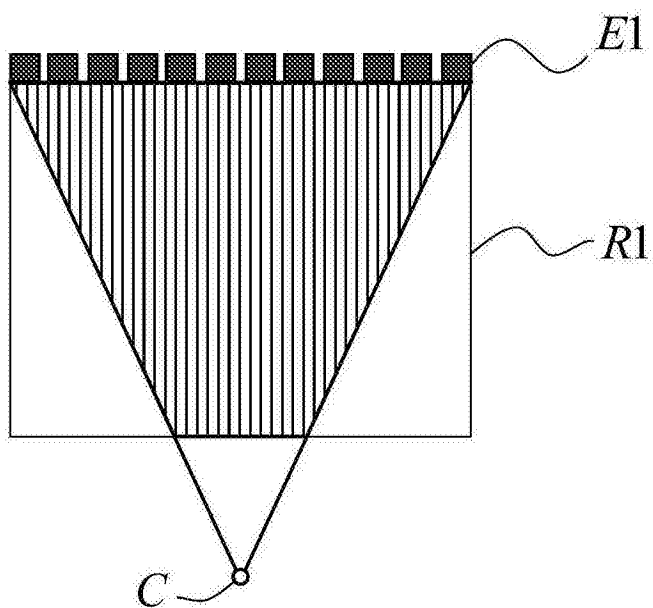


图4

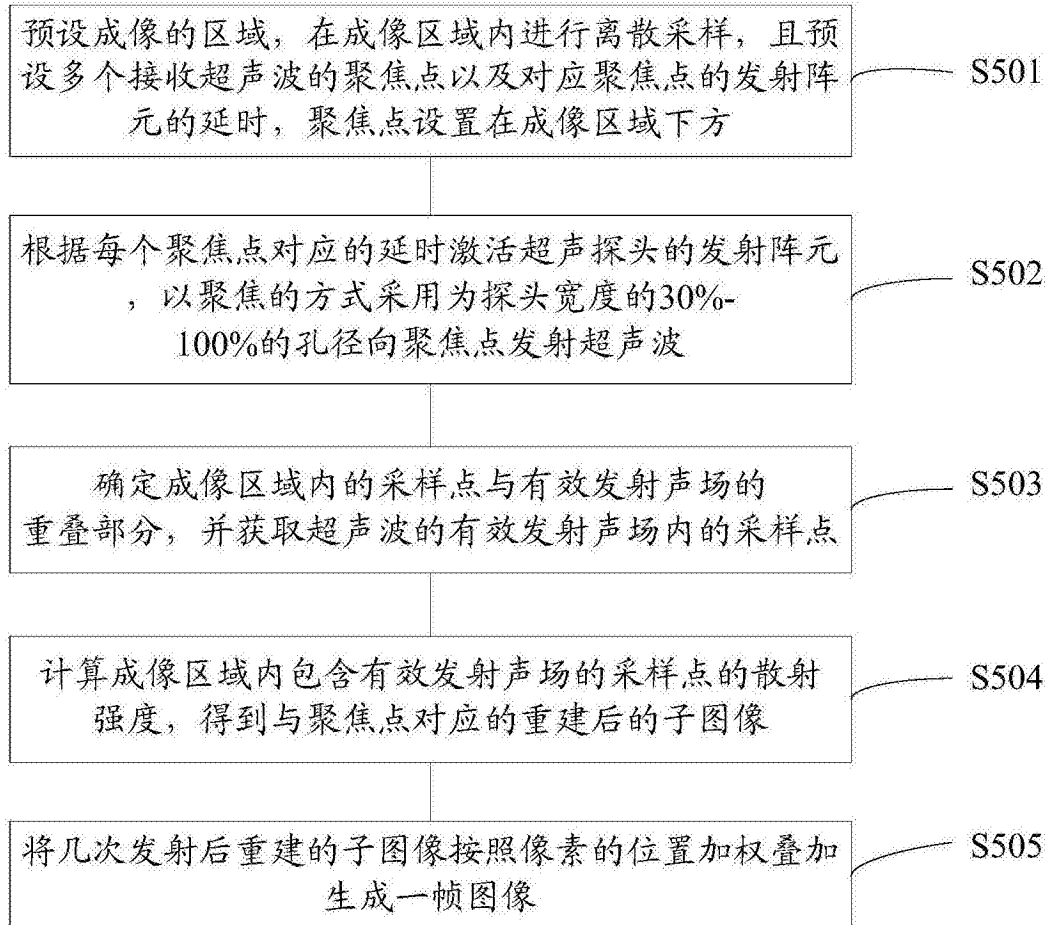


图5

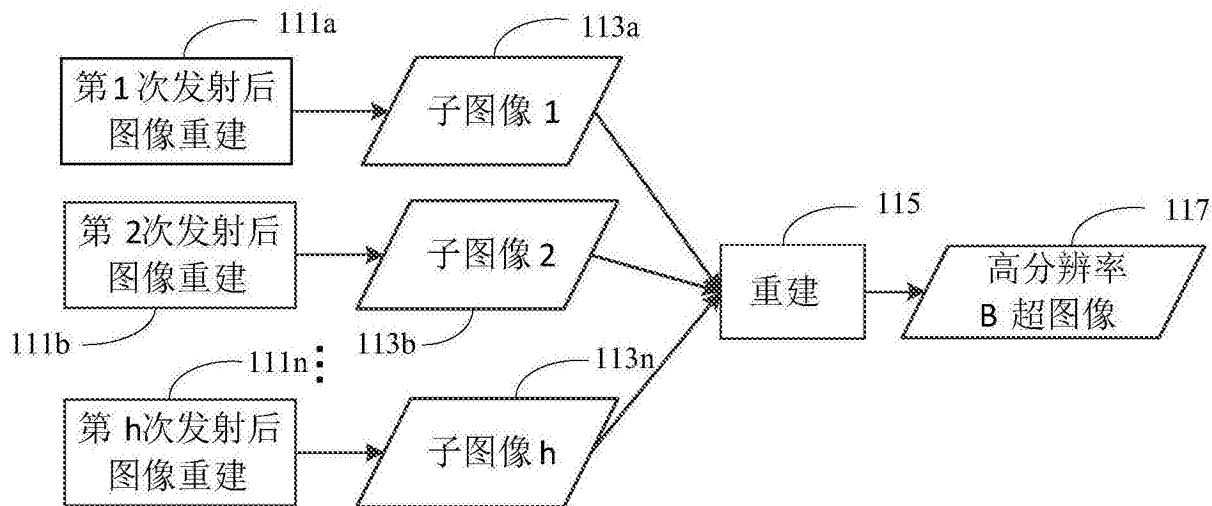


图6

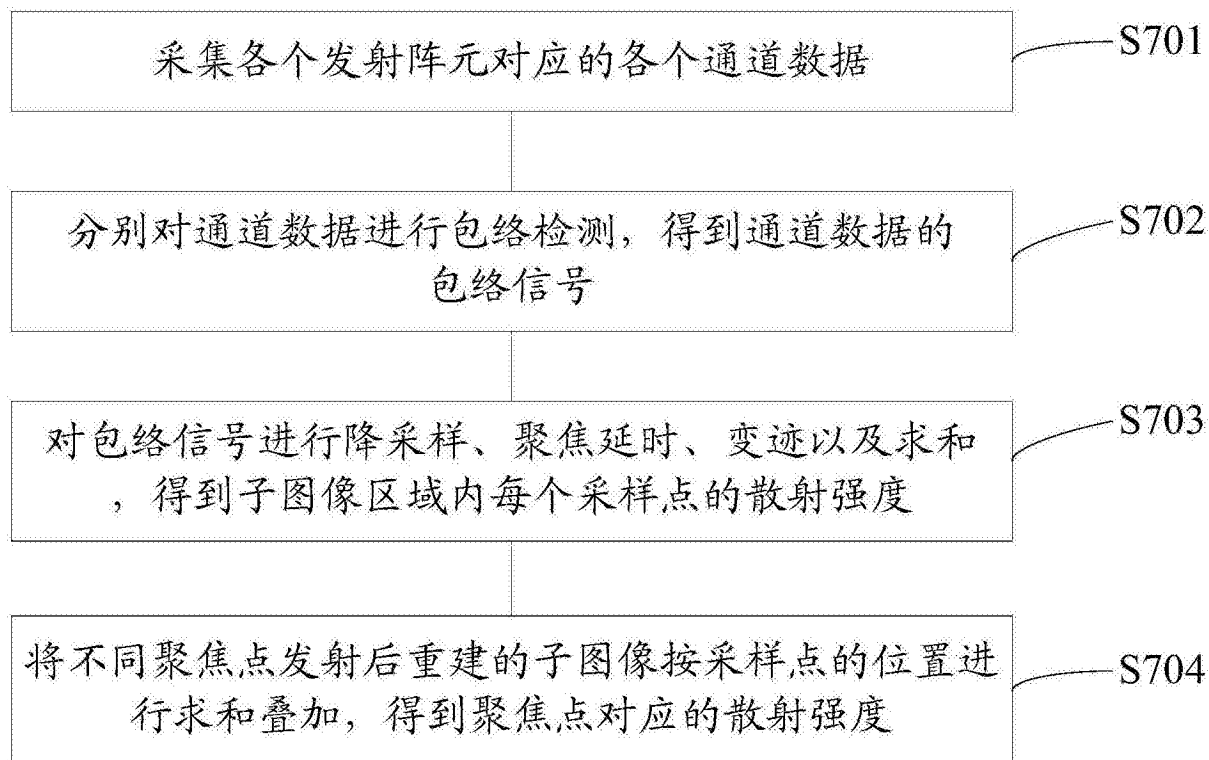


图7

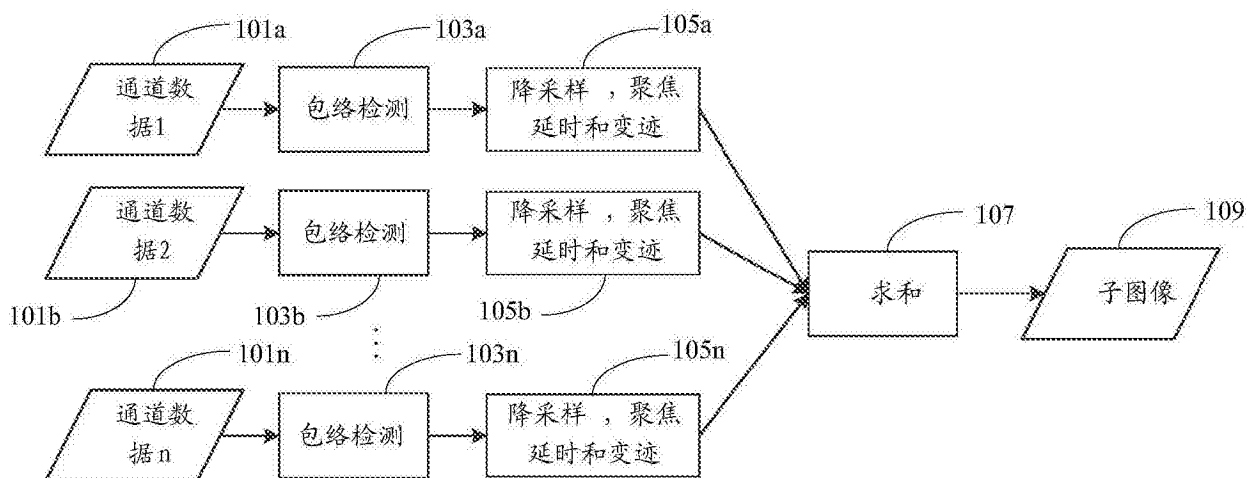


图8

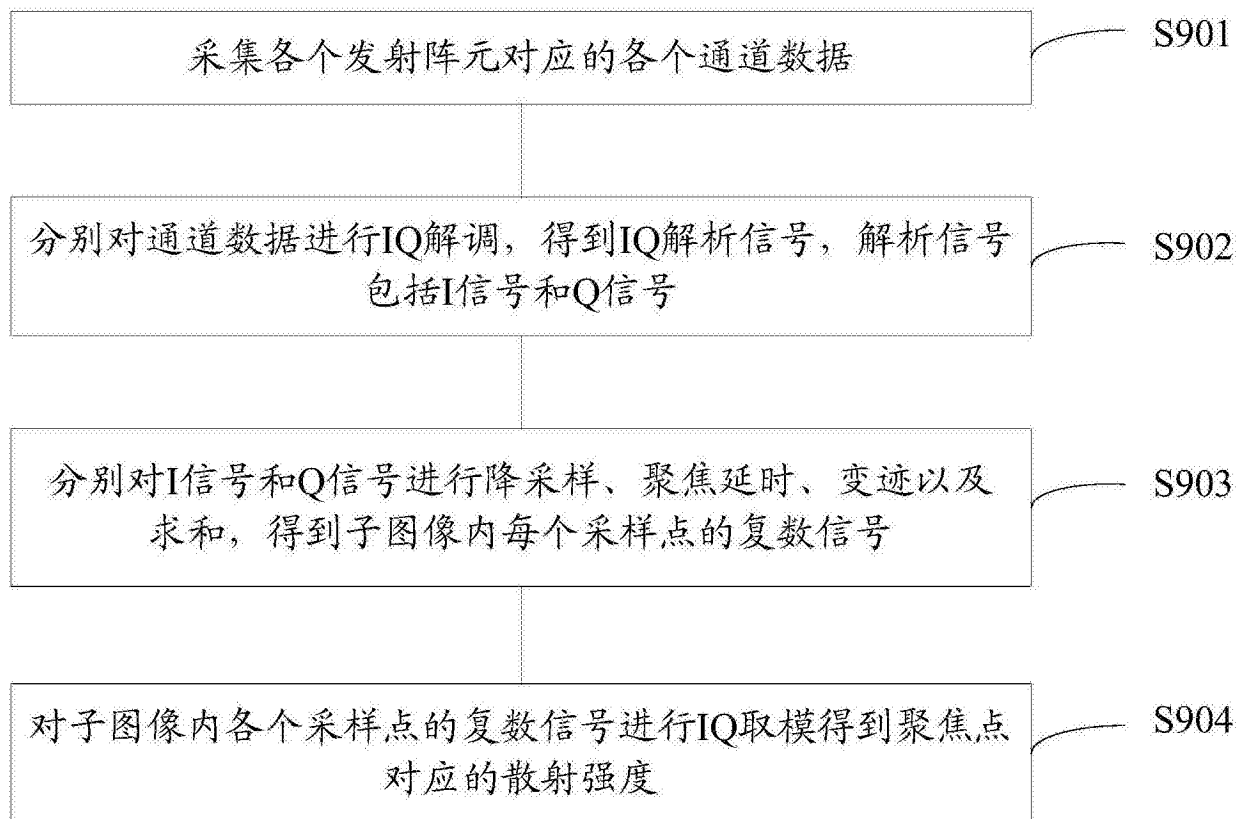


图9

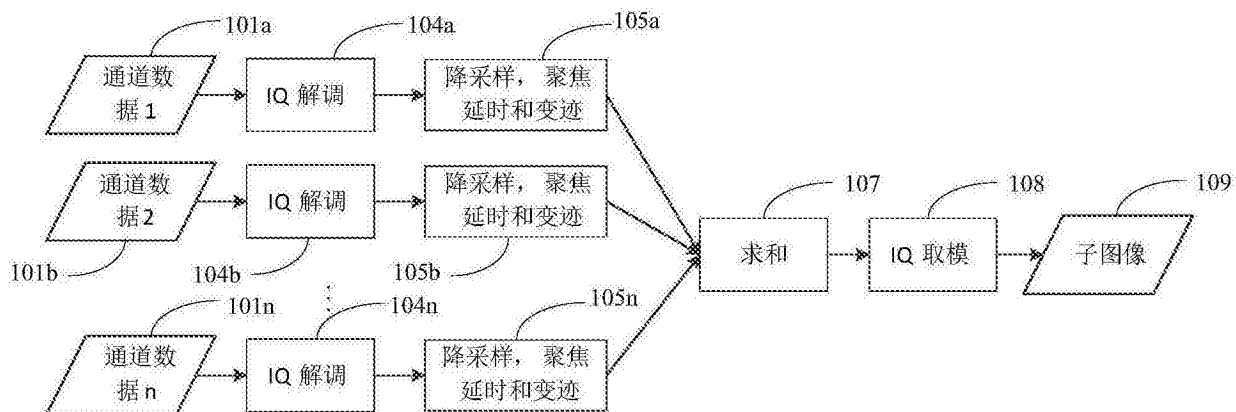


图10

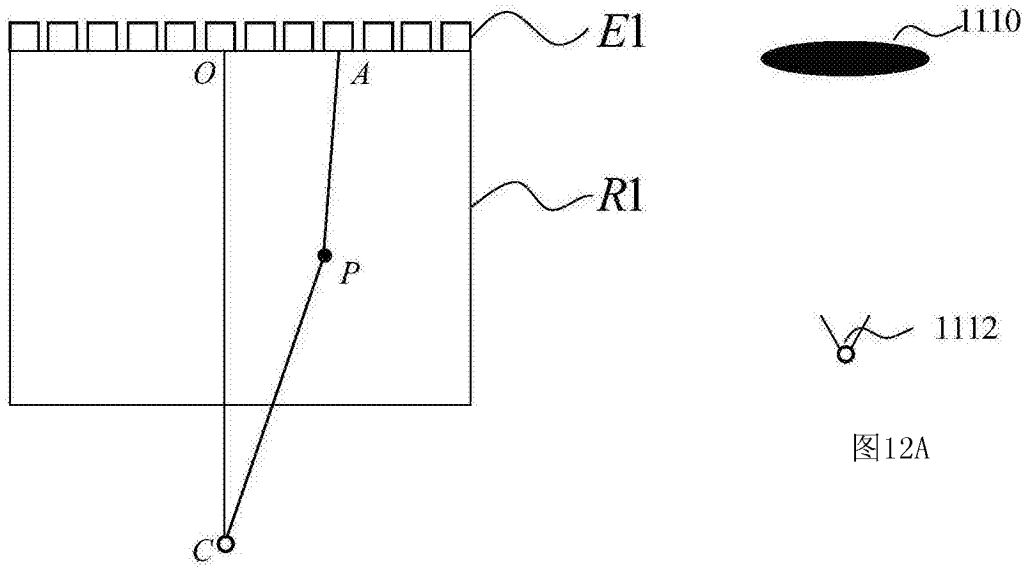


图12A

图11

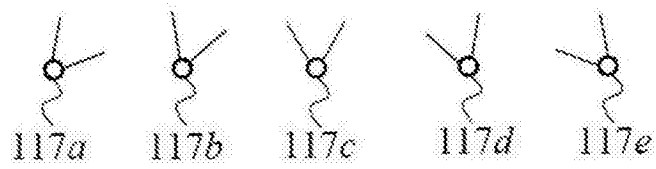


图12B

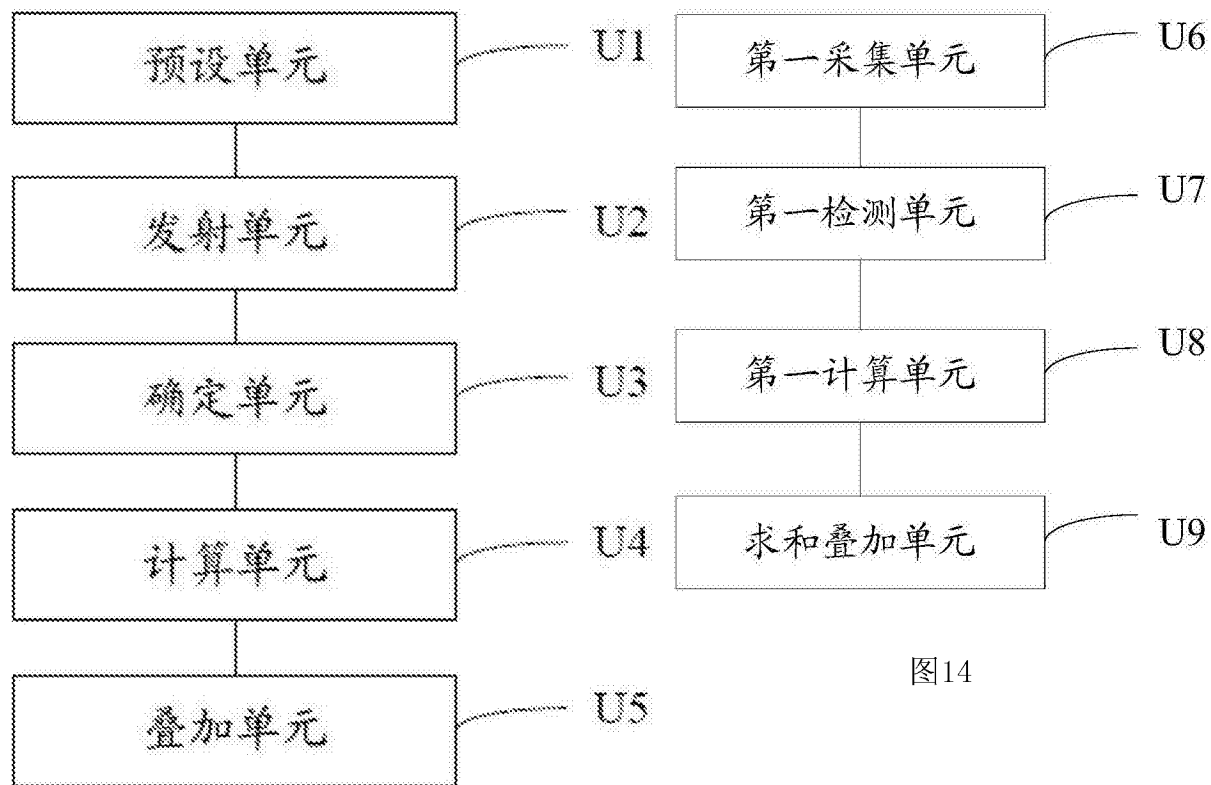


图14

图13

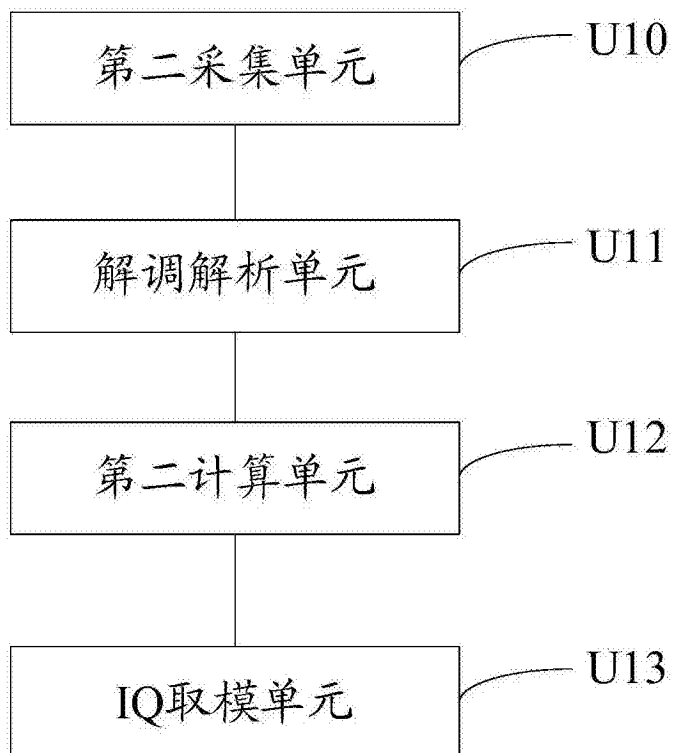


图15

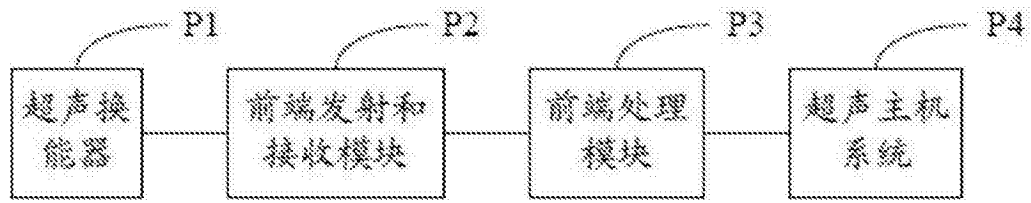


图16

专利名称(译)	一种超声成像方法、系统及装置		
公开(公告)号	CN106063710A	公开(公告)日	2016-11-02
申请号	CN201610353267.8	申请日	2016-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	潘晓畅 唐果 石学工 冯乃章		
发明人	潘晓畅 唐果 石学工 冯乃章		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/5253 A61B8/00		
代理人(译)	王仲凯		
其他公开文献	CN106063710B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声成像方法、系统及装置，该方法包括：预设成像的区域，且预设多个接收超声波的聚焦点以及对应聚焦点的发射阵元的延时，聚焦点设置在成像区域下方；根据每个聚焦点对应的延时激活超声探头的发射阵元，以聚焦的方式采用为探头宽度的30%-100%的孔径向聚焦点发射超声波；确定成像区域内的采样点与有效发射声场的重叠部分；计算成像区域内包含有效发射声场的采样点的散射强度，得到与聚焦点对应的重建后的子图像；将几次发射后重建的子图像按照像素的位置加权叠加生成一帧图像。本发明通过该方法提高了图像帧频，最少两次发射超声波就可以得到一幅超声图像，不同的聚焦点重建的子图像的叠加能显著减小散斑尺寸，提高了图像分辨率。

