



(21)申请号 201811345839.3

(22)申请日 2018.11.13

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 109350112 A

(43)申请公布日 2019.02.19

(73)专利权人 飞依诺科技(苏州)有限公司

地址 215000 江苏省苏州市苏州工业园区

新发路27号A栋5楼、C栋4楼

(72)发明人 陈惠人

(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 唐清凯

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

(56)对比文件

US 2009281775 A1,2009.11.12,全文.

CN 104688271 A,2015.06.10,全文.

CN 108778530 A,2018.11.09,全文.

US 5911692 A,1999.06.15,全文.

KR 20090116541 A,2009.11.11,全文.

US 2007173722 A1,2007.07.26,全文.

US 2005033165 A1,2005.02.10,全文.

EP 1194920 A1,2002.04.10,全文.

US 6014897 A,2000.01.18,全文.

CN 101094612 A,2007.12.26,全文.

CN 102920478 A,2013.02.13,全文.

郑晖.“基于一维稀疏阵列的超声相控阵列
优化设计研究”.《中国硕士学位论文全文数据库,
工程科技II辑》.2016,第C028-15页.

审查员 王婷婷

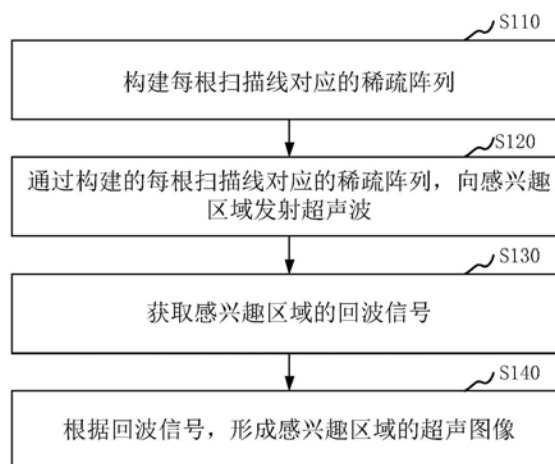
权利要求书3页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

超声图像的成像方法、装置及医疗设备

(57)摘要

本发明涉及一种超声图像的成像方法、装置及医疗设备,该超声图像包括若干根扫描线,该成像方法包括:构建每根扫描线对应的稀疏阵列,其中,至少存在一根扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的扫描线对应的稀疏阵列的孔径;接着,通过构建的每根扫描线对应的稀疏阵列,向感兴趣区域发射超声波;从而获取感兴趣区域的回波信号;进而根据回波信号,形成感兴趣区域的超声图像。实现了根据实际情况,合理的设置每根扫描线对应的稀疏阵列,以平衡空间分辨率和栅瓣伪像,从而提高超声图像的质量。



1. 一种超声图像的成像方法,所述超声图像包括若干根扫描线,其特征在于,所述超声图像具有第一边界和第二边界,所述第一边界及所述第二边界分别位于所述超声图像中线的两侧,所述方法包括:

构建每根所述扫描线对应的稀疏阵列,其中,至少存在一根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径;

通过所述构建的每根所述扫描线对应的稀疏阵列,向感兴趣区域发射超声波;

获取所述感兴趣区域的回波信号;

根据所述回波信号,形成所述感兴趣区域的超声图像;

所述超声图像包括M+1根扫描线,所述方法还包括:

从所述超声图像的第一边界至所述超声图像的第二边界,对每根所述扫描线进行编号,每根所述扫描线具有对应的第二参数表示为F, $F(i) = F(M-i)$;

其中,i为整数,F(i)为第i根所述扫描线对应的第二参数,F(M-i)为第M-i根所述扫描线对应的第二参数;所述第二参数为所述稀疏阵列的孔径、发射频率、接收频率、补偿增益中的任一个。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,每根所述扫描线在所述超声图像中具有对应的位置,所述超声图像对应有相控阵列;所述构建每根所述扫描线对应的稀疏阵列,包括:

根据每根所述扫描线的位置,确定每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径;

根据每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径,从所述相控阵列中,选择每根所述扫描线的所需阵元;

利用所述选择的每根所述扫描线的所需阵元,构建每根所述扫描线对应的稀疏阵列。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述根据每根所述扫描线的位置,确定每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径,包括:

沿着所述第一边界指向所述中线的方向,所述第一边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变小;沿着所述第二边界指向所述中线的方向,所述第二边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变小;或

沿着所述第一边界指向所述中线的方向,所述第一边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变大;沿着所述第二边界指向所述中线的方向,所述第二边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变大。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,在所述根据所述回波信号,形成所述感兴趣区域的超声图像之前,所述方法还包括:

根据每根所述扫描线的位置,确定每根所述扫描线对应的第一参数,所述第一参数为发射频率、接收频率、补偿增益中的任一个或多个。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述根据每根所述扫描线的位置,确定每根所述扫描线对应的第一参数,包括:

沿着所述第一边界指向所述中线的方向,所述第一边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的第一参数逐渐变大;沿着所述第二边界指向所述中线的方向,所述第二边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的第一参数逐渐变大;或

沿着所述第一边界指向所述中线的方向,所述第一边界与所述中线之间的每根所述扫

描线对应的第一参数逐渐变小;沿着所述第二边界指向所述中线的方向,所述第二边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的第一参数逐渐变小。

6.一种超声图像的成像装置,所述超声图像包括若干根扫描线,其特征在于,所述超声图像具有第一边界和第二边界,所述第一边界及所述第二边界分别位于所述超声图像中线的两侧,所述装置包括:

构建模块,用于构建每根所述扫描线对应的稀疏阵列,其中,至少存在一根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径;

发射模块,用于通过所述构建的每根所述扫描线对应的稀疏阵列,向感兴趣区域发射超声波;

获取模块,用于获取所述感兴趣区域的回波信号;

成像模块,用于根据所述回波信号,形成所述感兴趣区域的超声图像;

所述超声图像包括 $M+1$ 根扫描线,从所述超声图像的第一边界至所述超声图像的第二边界,对每根所述扫描线进行编号,每根所述扫描线具有对应的第二参数表示为 F , $F(i)=F(M-i)$;

其中, i 为整数, $F(i)$ 为第 i 根所述扫描线对应的第二参数, $F(M-i)$ 为第 $M-i$ 根所述扫描线对应的第二参数;所述第二参数为所述稀疏阵列的孔径、发射频率、接收频率、补偿增益中的任一个。

7.根据权利要求6所述的装置,其特征在于,每根所述扫描线在所述超声图像中具有对应的位置,所述超声图像对应有相控阵列;所述构建模块包括:

孔径确定模块,用于根据每根所述扫描线的位置,确定每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径;

阵元选择模块,用于根据每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径,从所述相控阵列中,选择每根所述扫描线的所需阵元;

稀疏阵列构建模块,用于利用所述选择的每根所述扫描线的所需阵元,构建每根所述扫描线对应的稀疏阵列。

8.根据权利要求7所述的装置,其特征在于,所述孔径确定模块用于:

沿着所述第一边界指向所述中线的方向,所述第一边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变小;沿着所述第二边界指向所述中线的方向,所述第二边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变小;或

沿着所述第一边界指向所述中线的方向,所述第一边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变大;沿着所述第二边界指向所述中线的方向,所述第二边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变大。

9.一种超声成像的医疗设备,其特征在于,包括:

控制器,用于构建每根扫描线对应的稀疏阵列,其中,至少存在一根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径;

超声探头,与所述控制器电连接,用于通过所述构建的每根所述扫描线对应的稀疏阵列,向感兴趣区域发射超声波;并获取所述感兴趣区域的回波信号;

图像处理单元,与所述超声探头连接,用于根据所述回波信号,形成所述感兴趣区域的超声图像;

所述超声图像包括 $M+1$ 根扫描线,通过所述控制器从所述超声图像的第一边界至所述超声图像的第二边界,对每根所述扫描线进行编号,每根所述扫描线具有对应的第二参数表示为 F , $F(i)=F(M-i)$;

其中, i 为整数, $F(i)$ 为第 i 根所述扫描线对应的第二参数, $F(M-i)$ 为第 $M-i$ 根所述扫描线对应的第二参数;所述第二参数为所述稀疏阵列的孔径、发射频率、接收频率、补偿增益中的任一个。

10.一种超声成像的医疗设备,其特征在于,包括超声探头和控制器;所述控制器包括存储器、处理器以及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现权利要求1至5中任一项所述方法中的步骤。

超声图像的成像方法、装置及医疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像技术领域，特别是涉及一种超声图像的成像方法、装置及医疗设备。

背景技术

[0002] 医学超声成像技术经过半个多世纪的发展，由于其实时性强、对软组织鉴别力高、易于使用和经济性好等优点，已经成为医学临床中应用最广泛的影像技术和临床多种疾病诊断的首选方法。

[0003] 为了降低产品的制造成本及系统复杂度，超声成像系统通过稀疏阵列利用较少阵元数目以获得大阵列孔径，当阵元数目相同时，稀疏阵列比具有相同阵元数目的均匀阵列拥有更大的孔径，从而得到更窄的扫描波束，提高了超声成像系统的空间分辨率。此外，稀疏阵列的阵元间距增大，可以降低阵元之间的互耦效应。

[0004] 但是，在传统技术中，稀疏阵列相比于均匀阵列，其栅瓣伪像较大。

发明内容

[0005] 基于此，有必要针对传统技术中利用稀疏阵列成像存在栅瓣伪像较大的技术问题，提供一种超声图像的成像方法、装置及医疗设备。

[0006] 一种超声图像的成像方法，所述超声图像包括若干根扫描线，所述方法包括：

[0007] 构建每根所述扫描线对应的稀疏阵列，其中，至少存在一根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径；

[0008] 通过所述构建的每根所述扫描线对应的稀疏阵列，向感兴趣区域发射超声波；

[0009] 获取所述感兴趣区域的回波信号；

[0010] 根据所述回波信号，形成所述感兴趣区域的超声图像。。

[0011] 在其中一个实施例中，每根所述扫描线在所述超声图像中具有对应的位置，所述超声图像对应有关控阵列；所述构建每根所述扫描线对应的稀疏阵列，包括：

[0012] 根据每根所述扫描线的位置，确定每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径；

[0013] 根据每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径，从所述相控阵列中，选择每根所述扫描线的所需阵元；

[0014] 利用所述选择的每根所述扫描线的所需阵元，构建每根所述扫描线对应的稀疏阵列。

[0015] 在其中一个实施例中，所述超声图像具有第一边界和第二边界，所述第一边界及所述第二边界分别位于所述超声图像中线的两侧；所述根据每根所述扫描线的位置，确定每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径，包括：

[0016] 沿着所述第一边界指向所述中线的方向，所述第一边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变小；沿着所述第二边界指向所述中线的方向，所述第二边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变小；或

[0017] 沿着所述第一边界指向所述中线的方向,所述第一边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变大;沿着所述第二边界指向所述中线的方向,所述第二边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变大。

[0018] 在其中一个实施例中,在所述根据所述回波信号,形成所述感兴趣区域的超声图像之前,所述方法还包括:根据每根所述扫描线的位置,确定每根所述扫描线对应的第一参数,所述第一参数为发射频率、接收频率、补偿增益中的任一个或多个。

[0019] 在其中一个实施例中,所述根据每根所述扫描线的位置,确定每根所述扫描线对应的第一参数,包括:

[0020] 沿着所述第一边界指向所述中线的方向,所述第一边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的第一参数逐渐变大;沿着所述第二边界指向所述中线的方向,所述第二边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的第一参数逐渐变大;或

[0021] 沿着所述第一边界指向所述中线的方向,所述第一边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的第一参数逐渐变小;沿着所述第二边界指向所述中线的方向,所述第二边界与所述中线之间的每根所述扫描线对应的第一参数逐渐变小。

[0022] 在其中一个实施例中,所述超声图像包括M+1根扫描线,所述方法还包括:

[0023] 从所述超声图像的第一边界至所述超声图像的第二边界,对每根所述扫描线进行编号,每根所述扫描线具有对应的第二参数表示为F, $F(i) = F(M-i)$;

[0024] 其中,i为整数,F(i)为第i根所述扫描线对应的第二参数,F(M-i)为第M-i根所述扫描线对应的第二参数;所述第二参数为所述稀疏阵列的孔径、发射频率、接收频率、补偿增益中的任一个。

[0025] 一种超声图像的成像装置,所述超声图像包括若干根扫描线,所述装置包括:

[0026] 构建模块,用于构建每根所述扫描线对应的稀疏阵列,其中,至少存在一根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径;

[0027] 发射模块,用于通过所述构建的每根所述扫描线对应的稀疏阵列,向感兴趣区域发射超声波;

[0028] 获取模块,用于获取所述感兴趣区域的回波信号;

[0029] 成像模块,用于根据所述回波信号,形成所述感兴趣区域的超声图像。

[0030] 在其中一个实施例中,每根所述扫描线在所述超声图像中具有对应的位置,所述超声图像对应相控阵列;所述构建模块包括:

[0031] 孔径确定模块,用于根据每根所述扫描线的位置,确定每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径;

[0032] 阵元选择模块,用于根据每根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径,从所述相控阵列中,选择每根所述扫描线的所需阵元;

[0033] 稀疏阵列构建模块,用于利用所述选择的每根所述扫描线的所需阵元,构建每根所述扫描线对应的稀疏阵列。

[0034] 一种超声成像的医疗设备,包括:

[0035] 控制器,用于构建每根所述扫描线对应的稀疏阵列,其中,至少存在一根所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的所述扫描线对应的稀疏阵列的孔径;

[0036] 超声探头,与所述控制器电连接,用于通过所述构建的每根所述扫描线对应的稀

疏阵列,向感兴趣区域发射超声波;并获取所述感兴趣区域的回波信号;

[0037] 图像处理单元,与所述超声探头连接,用于根据所述回波信号,形成所述感兴趣区域的超声图像。

[0038] 一种超声成像的医疗设备,其特征在于,包括超声探头和控制器;所述控制器包括存储器、处理器以及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现上述任一实施例中的方法的步骤。

[0039] 上述超声图像的成像方法、装置及医疗设备,该超声图像包括若干根扫描线,通过构建每根扫描线对应的稀疏阵列,其中,至少存在一根扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的扫描线对应的稀疏阵列的孔径;接着,通过构建的每根扫描线对应的稀疏阵列,向感兴趣区域发射超声波;从而获取感兴趣区域的回波信号;进而根据回波信号,形成感兴趣区域的超声图像。通过合理的构建每根扫描线对应的稀疏阵列,以平衡空间分辨率和栅瓣伪像,从而提高超声图像的质量和对比分辨率。

附图说明

[0040] 图1a为一个实施例中超声图像的示意图;

[0041] 图1b为一个实施例中超声图像的成像方法的流程示意图;

[0042] 图2为一个实施例中S110步骤的流程示意图;

[0043] 图3为一个实施例中构建稀疏阵列的示意图;

[0044] 图4为一个实施例中超声图像的成像装置的结构框图;

[0045] 图5为一个实施例中超声图像的成像装置的结构框图;

[0046] 图6为一个实施例中超声成像的医疗设备的结构框图;

[0047] 图7为一个实施例中超声成像的医疗设备的结构框图;

[0048] 图8为一个实施例中计算机设备的内部结构图。

具体实施方式

[0049] 正如背景技术所述,在超声检测(通常是相控阵超声检测)中,稀疏阵列是利用较少数量的阵元以获得大阵元孔径的有效办法。当阵元数目相同时,稀疏阵列比均匀阵列拥有更大的孔径,从而得到更窄的扫描波束,进而提高超声成像系统的空间分辨率。另外,稀疏阵列的阵元间距增大,可以降低阵元之间的互耦效应。但是,稀疏阵列相比于均匀阵列,其栅瓣伪像较大,严重影响了成像效果和对比分辨率。因此,需要合理地应用稀疏阵列以平衡空间分辨率和栅瓣伪像。

[0050] 基于此,本发明提供了一种超声图像的成像方法,该超声图像包括若干根扫描线,该成像方法包括:构建每根扫描线对应的稀疏阵列,其中,至少存在一根扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的扫描线对应的稀疏阵列的孔径;接着,通过构建的每根扫描线对应的稀疏阵列,向感兴趣区域发射超声波;从而获取感兴趣区域的回波信号;进而根据回波信号,形成感兴趣区域的超声图像。

[0051] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本发明。但是本发明能够以很多不同于在此描述的其它方式来实施,本领域技术人员可以在不

违背本发明内涵的情况下做类似改进,因此本发明不受下面公开的具体实施例的限制。

[0052] 在一个实施例中,请参见图1a,超声图像110包括若干根扫描线120。请参见图1b,本申请提供了一种超声图像的成像方法。该成像方法包括以下步骤:

[0053] S110、构建每根扫描线对应的稀疏阵列。

[0054] 其中,以人类为例进行说明,超声成像系统利用超声波在人体中的传播,来取得人体组织和器官结构的超声波特征信息。高压脉冲波加载在探头的各阵元上,激励阵元产生高频超声波进而形成发射波束进入人体。探头的各阵元接收来自人体组织结构散射或反射的回波,形成接收波束。超声成像系统的信号处理通道提取超声回波中的信息,形成各种成像的扫描线数据,以生成扫描线,则每根扫描线对应应有发射阵列和接收阵列。阵列的孔径越大,相应成像的空间分辨率也随之提高。阵列的孔径可以通过增多阵元个数和加大阵元间距来实现,但增加阵元个数会增加超声探头的成本,同时也会受到工艺上的限制,通过采用稀疏阵列能够减少超声探头的发射阵元或者接收阵元。

[0055] 稀疏阵列技术的设计初衷就是在不降低甚至提高成像质量的前提下,利用稀疏阵列增大阵列的孔径,提高成像分辨率。由于过度增大稀疏阵列的孔径,会产生较大的栅瓣,进而影响成像质量。所以,可以根据实际情况,比如超声图像的空间分辨率或者对比度的需求,构建超声图像中的每根扫描线对应的稀疏阵列。在每根扫描线对应的稀疏阵列中,阵元布置的位置决定该稀疏阵列的孔径。本实施例中,每根扫描线对应的稀疏阵列并不是完全相同的,至少存在一根扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的扫描线对应的稀疏阵列的孔径。

[0056] S120、通过构建的每根扫描线对应的稀疏阵列,向感兴趣区域发射超声波。

[0057] 其中,感兴趣区域指的是对患者的某个部位,并对该感兴趣区域发射超声波,以实现超声成像的目的。其中,患者指的是动物,包括哺乳动物特别是人类。具体地,可以根据实际情况,构建超声图像中的每根扫描线对应的稀疏阵列,然后通过构建的每根扫描线对应的稀疏阵列,向感兴趣区域发射超声波。

[0058] S130、获取感兴趣区域的回波信号。

[0059] 向患者的某个部位发射超声波,以人类为例进行说明,超声波在人体内传播,在传播过程中,超声波经过反射、折射和散射,主要是反射。携带有人体组织解剖特征的反射波即回波又传播回超声探头,超声探头把接收到的超声波的回波转换为电信号,即回波信号。

[0060] S140、根据回波信号,形成感兴趣区域的超声图像。

[0061] 通过超声探头可以接收到超声波的回波,对超声波的回波进行处理,获取感兴趣区域的组织信号和造影信号。根据实际的成像需求,对组织信号和造影信号进行不同的处理,获得不同需求对应的图像数据,然后经过数据压缩、动态范围调整、数字扫描变换等处理方式以对感兴趣区域进行超声成像,从而得到当前时刻的超声图像。

[0062] 本实施例中,通过构建超声图像中的每根扫描线对应的稀疏阵列,且每根扫描线对应的稀疏阵列并不是相同的,至少存在一根扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的扫描线对应的稀疏阵列的孔径,实现了根据实际情况,合理的设置每根扫描线对应的稀疏阵列,以平衡空间分辨率和栅瓣伪像,在保证超声图像分辨率的前提下,同样地提高了超声图像的质量和对比分辨率。

[0063] 在一个实施例中,请继续参见图1a,每根扫描线120在超声图像中具有对应的位

置。超声图像对应有相控阵列。请参见图2,构建每根扫描线对应的稀疏阵列,包括以下步骤:

[0064] S210、根据每根扫描线的位置,确定每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径。

[0065] S220、根据每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径,从相控阵列中,选择每根扫描线的所需阵元。

[0066] S230、利用选择的每根扫描线的所需阵元,构建每根扫描线对应的稀疏阵列。

[0067] 其中,超声相控阵技术的基本思想来自于雷达电磁波相控阵技术。超声图像对应的相控阵列是由多个独立的阵元组成的阵列,按一定的规则和时序激发各个阵元以控制焦点的位置和聚焦的方向。具体地,每根扫描线在超声图像中具有对应的位置,超声图像中不同位置对于超声图像的质量比如空间分辨率、对比分辨率等具有不同要求,可以根据每根扫描线在超声图像中的位置,确定每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径。稀疏阵列的孔径与阵元数目、阵元间距有关,且不同的超声图像需要不同预设数量的有效阵元。超声图像对应有相控阵列,可以根据每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径,在超声图像对应的相控阵列中,选择每根扫描线的有效阵元,即选择每根扫描线所需的阵元。然后,利用选择的每根扫描线的所需阵元,构建每根扫描线对应的稀疏阵列。

[0068] 在本实施例中,根据每根扫描线的位置,确定每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径,从而根据每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径,从相控阵列中,选择每根扫描线的所需阵元,进而利用选择的每根扫描线的所需阵元,构建每根扫描线对应的稀疏阵列,实现了根据实际情况构建符合需求的稀疏阵列,从而平衡了空间分辨率和栅瓣伪像,在保证超声图像分辨率的前提下,同样地提高了超声图像的质量和对比分辨率。

[0069] 在一个实施例中,请继续参见图1a,超声图像具有第一边界130和第二边界140,第一边界130及第二边界140分别位于超声图像中线150的两侧。根据每根扫描线的位置,确定每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径,包括:

[0070] 沿着第一边界指向中线的方向,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变小,比如,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径可以单调递减;沿着第二边界指向中线的方向,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变小,比如,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径可以单调递减。

[0071] 或者,沿着第一边界指向中线的方向,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变大,比如,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径可以单调递增;沿着第二边界指向中线的方向,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变大,比如,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径可以单调递增。

[0072] 本实施中,沿着第一边界指向中线的方向,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变小或变大,沿着第二边界指向中线的方向,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径逐渐变小或变大,灵活设置每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径,可以满足超声图像对空间分辨率的要求,并且栅瓣伪像不影响图像质量。

[0073] 在一个实施例中,在根据回波信号,形成感兴趣区域的超声图像之前,该方法还包括:根据每根扫描线的位置,确定每根扫描线对应的第一参数,第一参数为每根扫描线对应

的稀疏阵列的发射频率、每根扫描线对应的稀疏阵列的接收频率、每根扫描线对应的补偿增益中的任一个或多个。

[0074] 在一个实施例中,根据每根所述扫描线的位置,确定每根所述扫描线对应的第一参数,包括:

[0075] 沿着第一边界指向中线的方向,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的第一参数逐渐变大;沿着第二边界指向中线的方向,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的第一参数逐渐变大。或

[0076] 沿着第一边界指向中线的方向,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的第一参数逐渐变小;沿着第二边界指向中线的方向,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的第一参数逐渐变小。

[0077] 示例性地,为了抑制栅瓣对超声图像的影响,在向感兴趣区域发射超声波之前,根据每根扫描线的位置,确定每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率。

[0078] 其中,沿着第一边界指向中线的方向,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率逐渐变大,比如,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率可以单调递增;沿着第二边界指向中线的方向,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率逐渐变大,比如,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率可以单调递增。

[0079] 或者,沿着第一边界指向中线的方向,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率逐渐变小,比如,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率可以单调递减;沿着第二边界指向中线的方向,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率逐渐变小,比如,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率可以单调递减;

[0080] 示例性地,为了抑制栅瓣对超声图像的影响,在获取感兴趣区域的回波信号之前,根据每根扫描线的位置,确定每根扫描线对应的稀疏阵列的接收频率。

[0081] 其中,沿着第一边界指向中线的方向,第一边界与中线之间的每根扫描线对应稀疏阵列的接收频率逐渐变大,比如,第一边界与中线之间的每根扫描线对应稀疏阵列的接收频率单调递增;沿着第二边界指向中线的方向,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的接收频率逐渐变大,比如,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的接收频率单调递增。

[0082] 或者,沿着第一边界指向中线的方向,第一边界与中线之间的每根扫描线对应稀疏阵列的接收频率逐渐变小,比如,第一边界与中线之间的每根扫描线对应稀疏阵列的接收频率单调递减;沿着第二边界指向中线的方向,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的接收频率逐渐变小,比如,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的稀疏阵列的接收频率单调递减。

[0083] 示例性地,为了提高超声图像的亮度均一性,在根据回波信号,形成感兴趣区域的超声图像之前,可以根据每根扫描线的位置,确定每根扫描线对应的补偿增益。

[0084] 其中,沿着第一边界指向中线的方向,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的补偿增益逐渐变大,比如,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的补偿增益单调递增;沿着第二边界指向中线的方向,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的补偿增益逐渐变

大,比如,第二边界与中线之间的每根扫描线对应的补偿增益单调递增。

[0085] 或者,沿着第一边界指向中线的方向,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的补偿增益逐渐变小,比如,第一边界与中线之间的每根扫描线对应的补偿增益单调递减;沿着第二边界指向中线的方向,第二边界与中线之间的每根扫描线的补偿增益逐渐变小,比如,第二边界与中线之间的每根扫描线的补偿增益单调递减。

[0086] 可以理解的是,为了提高超声图像的质量,也可以根据每根扫描线的位置,同时调节每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率及接收频率;或者同时调节每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率及接收频率和每根扫描线对应的补偿增益。还可以根据每根扫描线的位置,同时调节每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率和每根扫描线对应的补偿增益;或者根据每根扫描线的位置,同时调节每根扫描线对应的稀疏阵列的接收频率和每根扫描线对应的补偿增益,在此不再赘述。

[0087] 本实施例中,考虑到影响超声图像质量的因素,结合每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率、每根扫描线对应的稀疏阵列的接收频率,全面地平衡超声图像的空间分辨率和栅瓣伪像,改善超声图像的质量,还结合每根扫描线对应的补偿增益,提高超声图像的亮度均匀性。

[0088] 在一个实施例中,请继续参见图1a,超声图像包括 $M+1$ 根扫描线120,该成像方法还包括:从超声图像的第一边界至超声图像的第二边界,对每根扫描线进行编号。每根扫描线具有对应的第二参数表示为 F , $F(i)=F(M-i)$;其中, i 为整数, $F(i)$ 为第 i 根扫描线对应的第二参数, $F(M-i)$ 为第 $M-i$ 根扫描线对应的第二参数;第二参数为稀疏阵列的孔径、发射频率、接收频率、补偿增益中的任一个。

[0089] 假设 M 为偶数,则位于超声图像中线位置的扫描线的编号为 $M/2$,每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径关于编号为 $M/2$ 的扫描线对称。每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率关于编号为 $M/2$ 的扫描线对称。每根扫描线对应的稀疏阵列的接收频率关于编号为 $M/2$ 的扫描线对称。每根扫描线对应的补偿增益关于编号为 $M/2$ 的扫描线对称。

[0090] 假设 M 为奇数,则位于超声图像中线两侧的两根扫描线的编号分别为 $(M-1)/2$ 和 $(M+1)/2$,每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径关于编号为 $(M-1)/2$ 和 $(M+1)/2$ 的两根扫描线对称。每根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率关于编号为 $(M-1)/2$ 和 $(M+1)/2$ 的两根扫描线对称。每根扫描线对应的稀疏阵列的接收频率关于编号为 $(M-1)/2$ 和 $(M+1)/2$ 的两根扫描线对称。每根扫描线对应的补偿增益关于编号为 $(M-1)/2$ 和 $(M+1)/2$ 的两根扫描线对称。

[0091] 示例性地,以64选32典型的稀疏阵列为例说明如何构建每根扫描线对应稀疏阵列。相控阵列具有64个阵元,有效阵元数为32。超声图像具有 $N+1$ 根扫描线,分别记为 $S_{1n0}, S_{1n1}, \dots, S_{1n(N/2)}, \dots, S_{1n(N-1)}, S_{1nN}$ 。其中,第 i 根扫描线对应的稀疏阵列记为 $SA(i)$, $i=0,1,2,\dots,N-1,N$ 。为了平衡超声图像的空间分辨率和栅瓣伪像, $SA(i)$ 的孔径大小相对于扫描线 $S_{1n(N/2)}$ 对称。

[0092] 请参见图3,扫描线 S_{1n0} 从第1个阵元至第64个阵元中选择32个有效阵元构建稀疏阵列,且扫描线 S_{1n0} 对应的稀疏阵列 $SA(0)$ 的孔径为64个阵元。

[0093] 扫描线 S_{1n1} 从第2个阵元至第63个阵元中选择32个有效阵元构建稀疏阵列,且扫描线 S_{1n1} 对应的稀疏阵列 $SA(1)$ 的孔径为62个阵元。

[0094] 依次类推,扫描线 $S_{1n(N/2-1)}$ 从第16个阵元至第49个阵元中选择32个有效阵元构

建稀疏阵列,且扫描线 $S_{1n}(N/2-1)$ 对应的稀疏阵列 $SA(N/2-1)$ 的孔径34个阵元。

[0095] 依次类推,扫描线 $S_{1n}(N/2)$ 从第17个阵元至第48个阵元中选择32个有效阵元构建稀疏阵列,且扫描线 $S_{1n}(N/2)$ 对应的稀疏阵列 $SA(N/2)$ 的孔径32个阵元。

[0096] 依次类推,扫描线 $S_{1n}(N/2+1)$ 从第16个阵元至第49个阵元中选择32个有效阵元构建稀疏阵列,且扫描线 $S_{1n}(N/2+1)$ 对应的稀疏阵列 $SA(N/2-1)$ 的孔径34个阵元。

[0097] 依次类推,扫描线 S_{1n1} 和扫描线 $S_{1n}(N-1)$ 从第2个阵元至第63个阵元中选择32个有效阵元构建稀疏阵列,且扫描线 S_{1n1} 对应的稀疏阵列 $SA(1)$ 的孔径和扫描线 $S_{1n}(N-1)$ 对应的稀疏阵列 $SA(N-1)$ 的孔径为62个阵元。

[0098] 依次类推,扫描线 S_{1n0} 和扫描线 S_{1nN} 从第1个阵元至第64个阵元中选择32个有效阵元构建稀疏阵列,且扫描线 S_{1n0} 对应的稀疏阵列 $SA(0)$ 的孔径和扫描线 S_{1nN} 对应的稀疏阵列 $SA(N)$ 的孔径为64个阵元。

[0099] 由上可知,稀疏阵列 $SA(0)$ 的孔径等于稀疏阵列 $SA(N)$ 的孔径,稀疏阵列 $SA(1)$ 的孔径等于稀疏阵列 $SA(N-1)$ 的孔径,稀疏阵列 $SA(2)$ 的孔径等于稀疏阵列 $SA(N-2)$ 的孔径,即 $SA(i)$ 的孔径大小相对于扫描线 $S_{1n}(N/2)$ 对称。

[0100] 另外,稀疏阵列 $SA(0)$ 的孔径为64个阵元,稀疏阵列 $SA(1)$ 的孔径为62个阵元,……,稀疏阵列 $SA(N/2-1)$ 的孔径34个阵元,稀疏阵列 $SA(N/2)$ 的孔径32个阵元,稀疏阵列 $SA(N/2-1)$ 的孔径34个阵元,……,稀疏阵列 $SA(N-1)$ 的孔径为62个阵元,稀疏阵列 $SA(N)$ 的孔径为64个阵元,即从两个边界向中间扫描线对应的孔径均越来越小,也可以说是扫面线对应的稀疏阵列也是从间距大的稀疏阵列向均匀阵列逐步转变。

[0101] 进一步地,可以理解的是,第 i 根扫描线对应的稀疏阵列的发射频率记为 $TF(i)$,发射频率 $TF(i)$ 也可以相对于扫描线 $S_{1n}(N/2)$ 对称。第 i 根扫描线对应的稀疏阵列的接收频率记为 $RF(i)$,接收频率 $RF(i)$ 也可以相对于扫描线 $S_{1n}(N/2)$ 对称。第 i 根扫描线对应补偿增益记为 $SG(i)$,补偿增益 $SG(i)$ 也可以相对于扫描线 $S_{1n}(N/2)$ 对称。在此不再赘述。

[0102] 应该理解的是,虽然图1b和图2的流程图中的各个步骤按照箭头的指示依次显示,但是这些步骤并不是必然按照箭头指示的顺序依次执行。除非本文中有明确的说明,这些步骤的执行并没有严格的顺序限制,这些步骤可以以其它的顺序执行。而且,图1b和图2中的至少一部分步骤可以包括多个子步骤或者多个阶段,这些子步骤或者阶段并不必然是在同一时刻执行完成,而是可以在不同的时刻执行,这些子步骤或者阶段的执行顺序也不必然是依次进行,而是可以与其它步骤或者其它步骤的子步骤或者阶段的至少一部分轮流或者交替地执行。

[0103] 在一个实施例中,如图4所示,提供了一种超声图像的成像装置400,超声图像包括若干根扫描线。该成像装置400包括:构建模块410、发射模块420、获取模块430和成像模块440,其中:

[0104] 构建模块410,用于构建每根扫描线对应的稀疏阵列,其中,至少存在一根扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的扫描线对应的稀疏阵列的孔径。

[0105] 发射模块420,用于通过构建的每根扫描线对应的稀疏阵列,向感兴趣区域发射超声波。

[0106] 获取模块430,用于获取感兴趣区域的回波信号。

[0107] 成像模块440,用于根据回波信号,形成感兴趣区域的超声图像。

[0108] 在一个实施例中,每根扫描线在超声图像中具有对应的位置,超声图像对应有关控阵列。如图5所示,该构建模块包括:

[0109] 孔径确定模块510,用于根据每根扫描线的位置,确定每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径;

[0110] 阵元选择模块520,用于根据每根扫描线对应的稀疏阵列的孔径,从相控阵列中,选择每根扫描线的所需阵元;

[0111] 稀疏阵列构建模块530,用于利用选择的每根扫描线的所需阵元,构建每根扫描线对应的稀疏阵列。

[0112] 关于超声图像的成像装置的具体限定可以参见上文中对超声图像的成像方法的限定,在此不再赘述。上述超声图像的成像装置中的各个模块可全部或部分通过软件、硬件及其组合来实现。上述各模块可以硬件形式内嵌于或独立于计算机设备中的处理器中,也可以以软件形式存储于计算机设备中的存储器中,以便于处理器调用执行以上各个模块对应的操作。

[0113] 在一个实施例中,本申请提供一种超声成像的医疗设备,该医疗设备包括控制器610、超声探头620和图像处理单元630,其中:

[0114] 控制器610,用于构建每根扫描线对应的稀疏阵列,其中,至少存在一根扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的扫描线对应的稀疏阵列的孔径。

[0115] 超声探头620,与控制器610连接,用于通过构建的每根扫描线对应的稀疏阵列,向感兴趣区域发射超声波;并获取感兴趣区域的回波信号。

[0116] 图像处理单元630,与超声探头620连接,用于根据回波信号,形成感兴趣区域的超声图像。

[0117] 在一个实施例中,本申请提供一种超声成像的医疗设备,该医疗设备包括超声探头710和控制器720;控制器720包括存储器、处理器以及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,计算机程序被处理器执行时实现上述任一实施例中的方法的步骤。

[0118] 在一个实施例中,提供了一种计算机设备,该计算机设备可以是终端,其内部结构图可以如图8所示。该计算机设备包括通过系统总线连接的处理器、存储器、网络接口、显示屏和输入装置。其中,该计算机设备的处理器用于提供计算和控制能力。该计算机设备的存储器包括非易失性存储介质、内存储器。该非易失性存储介质存储有操作系统和计算机程序。该内存储器为易失性存储介质中的操作系统和计算机程序的运行提供环境。该计算机设备的网络接口用于与外部的终端通过网络连接通信。该计算机程序被处理器执行时以实现一种获取Mura补偿数据的方法。该计算机设备的显示屏可以是液晶显示屏或者电子墨水显示屏,该计算机设备的输入装置可以是显示屏上覆盖的触摸层,也可以是计算机设备外壳上设置的按键、轨迹球或触控板,还可以是外接的键盘、触控板或鼠标等。

[0119] 本领域技术人员可以理解,图8中示出的结构,仅仅是与本申请方案相关的部分结构的框图,并不构成对本申请方案所应用于其上的计算机设备的限定,具体的计算机设备可以包括比图中所示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者具有不同的部件布置。

[0120] 在一个实施例中,提供了一种计算机设备,包括存储器和处理器,存储器中存储有计算机程序,该处理器执行计算机程序时实现上述实施例中的方法步骤。

[0121] 在一个实施例中,提供了一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,计算

机程序被处理器执行时实现上述实施例中的方法步骤。

[0122] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以
通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一非易失性计算机
可读取存储介质中,该计算机程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,
本申请所提供的各实施例中所使用的对存储器、存储、数据库或其它介质的任何引用,均可
包括非易失性和/或易失性存储器。非易失性存储器可包括只读存储器(ROM)、可编程ROM
(PROM)、电可编程ROM(EPROM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)或闪存。易失性存储器可包括
随机存取存储器(RAM)或者外部高速缓冲存储器。作为说明而非局限,RAM以多种形式可得,
诸如静态RAM(SRAM)、动态RAM(DRAM)、同步DRAM(SDRAM)、双数据率SDRAM(DDRSDRAM)、增强
型SDRAM(ESDRAM)、同步链路(Synchlink) DRAM(SLDRAM)、存储器总线(Rambus) 直接RAM
(RDRAM)、直接存储器总线动态RAM(DRDRAM)、以及存储器总线动态RAM(RDRAM)等。

[0123] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实
施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存
在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0124] 以上所述实施例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,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

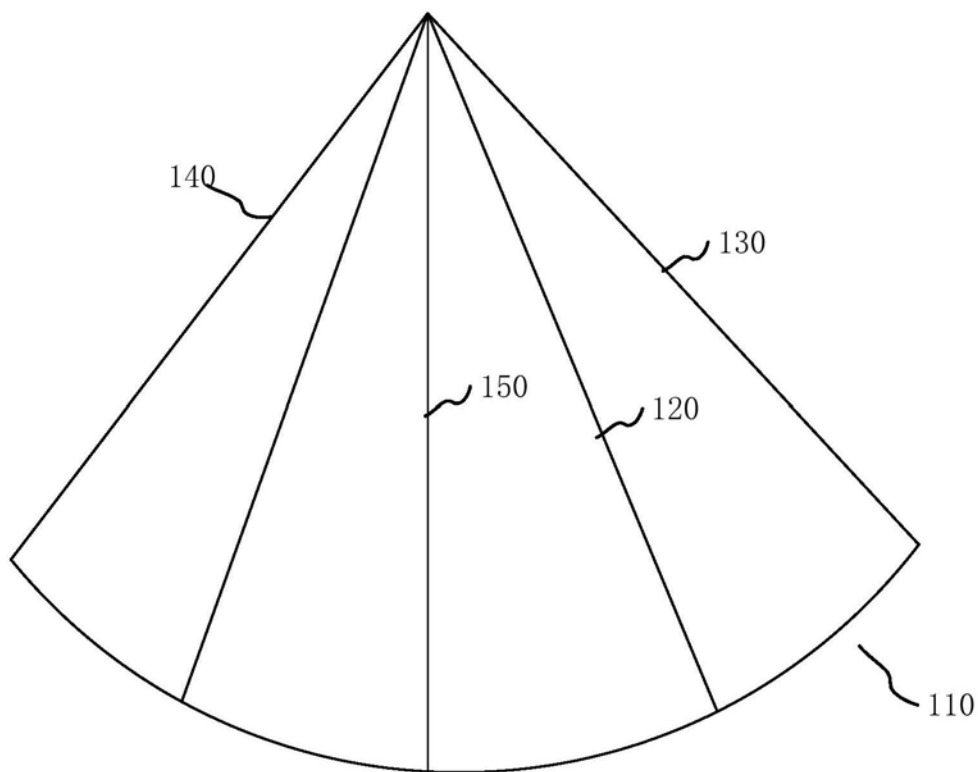


图1a

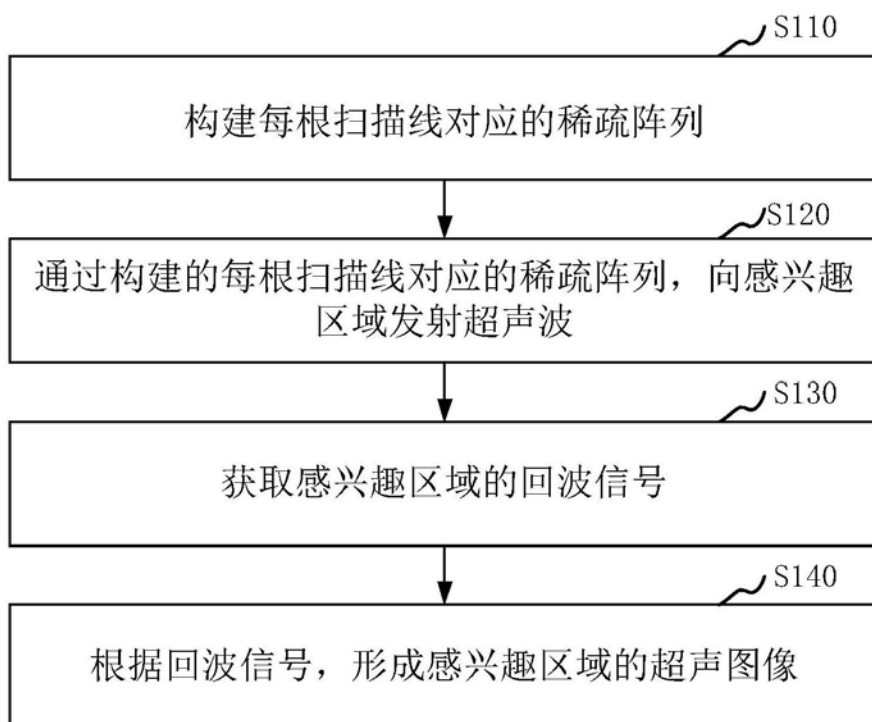


图1b

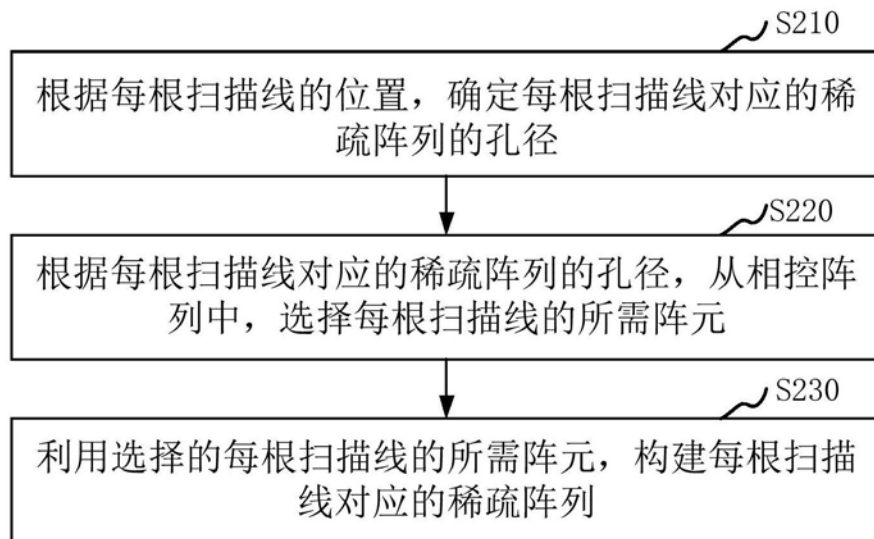


图2

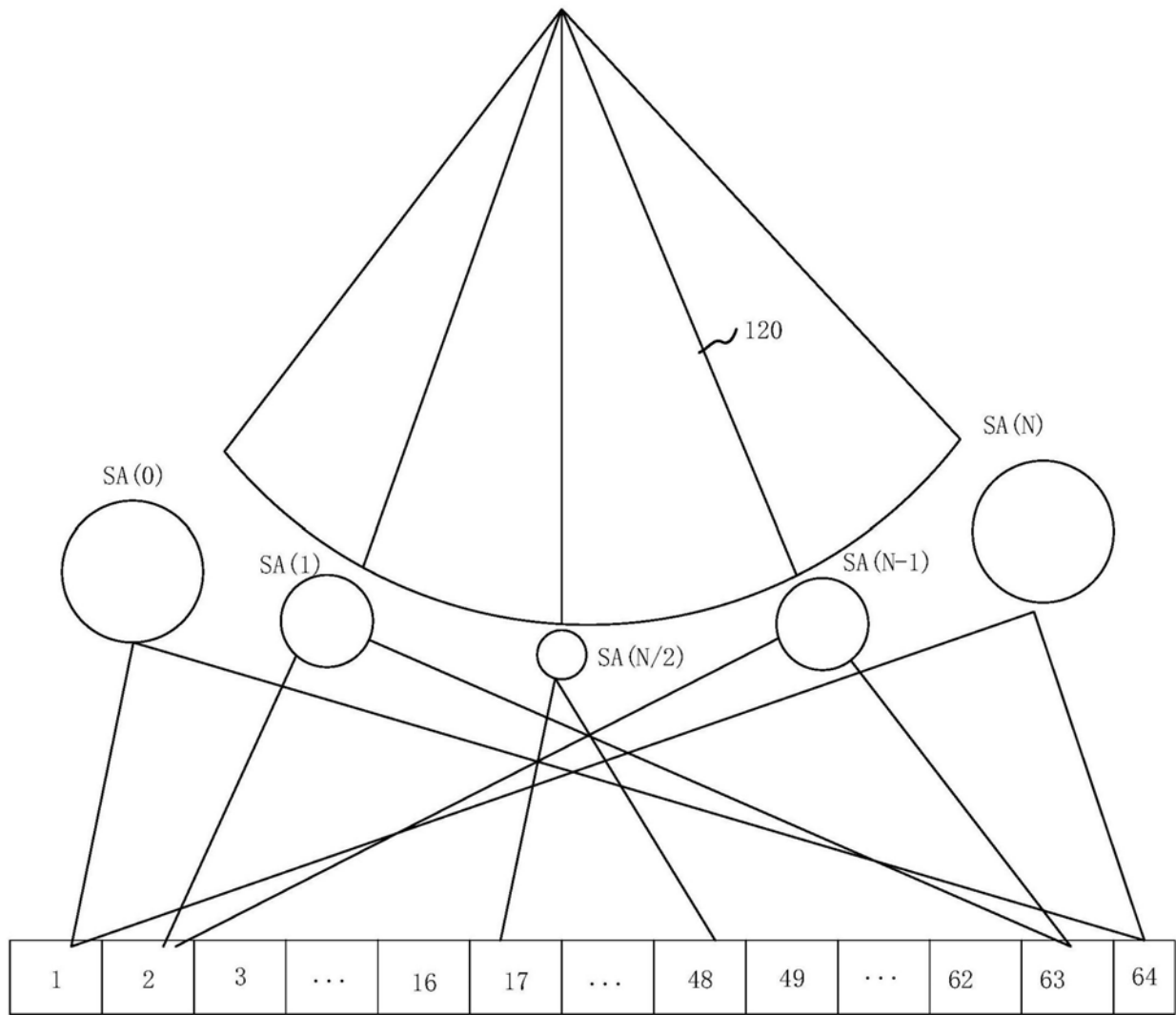


图3

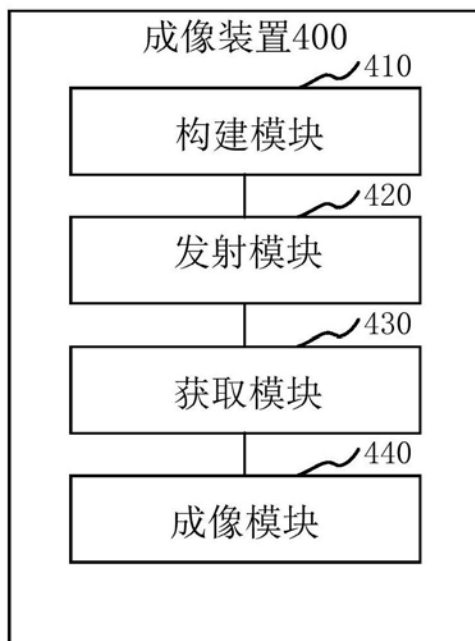


图4



图5

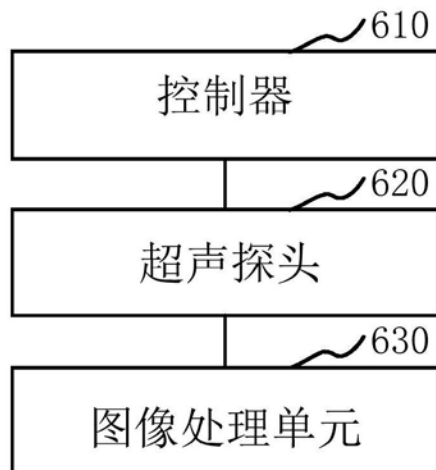


图6

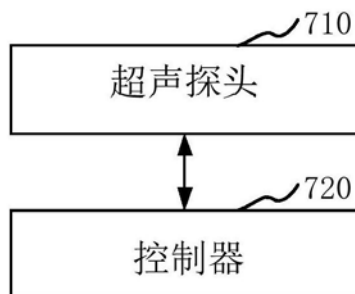


图7

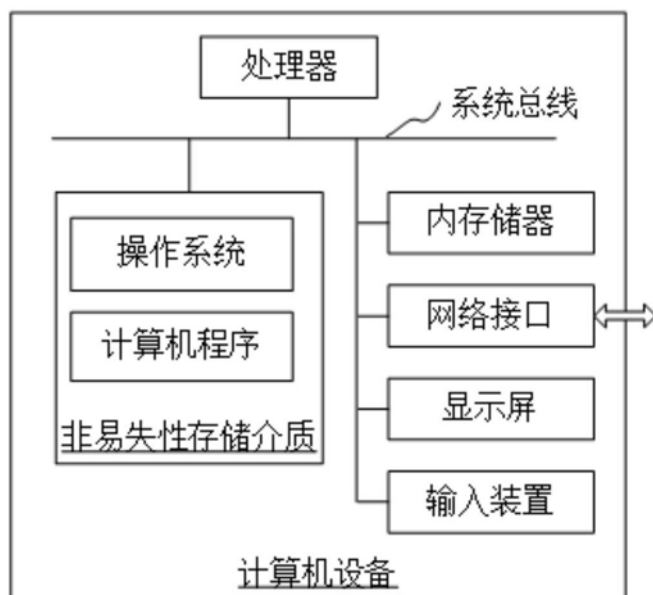


图8

专利名称(译)	超声图像的成像方法、装置及医疗设备		
公开(公告)号	CN109350112B	公开(公告)日	2020-06-12
申请号	CN201811345839.3	申请日	2018-11-13
[标]申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	陈惠人		
发明人	陈惠人		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/461		
审查员(译)	王婷婷		
其他公开文献	CN109350112A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声图像的成像方法、装置及医疗设备，该超声图像包括若干根扫描线，该成像方法包括：构建每根扫描线对应的稀疏阵列，其中，至少存在一根扫描线对应的稀疏阵列的孔径不等于其余的扫描线对应的稀疏阵列的孔径；接着，通过构建的每根扫描线对应的稀疏阵列，向感兴趣区域发射超声波；从而获取感兴趣区域的回波信号；进而根据回波信号，形成感兴趣区域的超声图像。实现了根据实际情况，合理的设置每根扫描线对应的稀疏阵列，以平衡空间分辨率和栅瓣伪像，从而提高超声图像的质量。

