



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104739449 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 01

(21) 申请号 201510178297. 5

(22) 申请日 2015. 04. 15

(71) 申请人 惠尔图像公司

地址 美国麻省沃尔瑟姆第二大街 300 号

(72) 发明人 李毅 丁勇 陈松 肖均文

贺兴柏

(74) 专利代理机构 北京东方汇众知识产权代理

事务所 (普通合伙) 11296

代理人 张淑贤 毛军

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

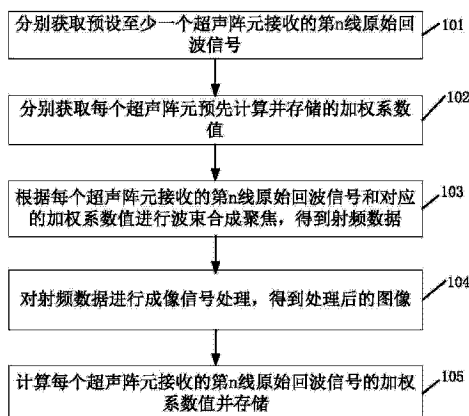
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

超声波束合成方法

(57) 摘要

本发明公开了一种超声波束合成方法,涉及信号处理领域。为解决现有波束合成的射频数据的信噪比较低的问题而发明。本发明实施例公开的技术方案包括:S10、分别获取预设至少一个超声阵元接收的第n线原始回波信号;S20、分别获取每个超声阵元预先计算并存储的加权系数值;S30、根据每个超声阵元接收的第n线原始回波信号和对应的加权系数值进行波束合成聚焦,得到射频数据;S40、对所述射频数据进行成像信号处理,得到处理后的图像;S50、计算每个超声阵元接收的第n线原始回波信号的加权系数值并存储;所述加权系数值与所述处理后的图像的位移有关。该方案可以应用在心脏超声诊断中。



1. 一种超声波束合成方法,其特征在于,包括:

S10、分别获取预设至少一个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号,所述 n 为正整数;

S20、分别获取每个超声阵元预先计算并存储的加权系数值;所述加权系数值与所述每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度有关;

S30、根据每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号和对应的加权系数值进行波束合成聚焦,得到射频数据;

S40、对所述射频数据进行成像信号处理,得到处理后的图像;

S50、计算每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号的加权系数值并存储;所述加权系数值与所述处理后的图像的位移有关。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波束合成方法,其特征在于,在所述 S10 之前,还包括:

S00、当所述 $n = 1$ 时,获取每个超声阵元预先存储的预设加权系数值;

当所述 $n > 1$ 时,执行以下操作:

S01、分别获取所述至少一个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号;

S02、对于每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号,通过预设分段规则对该第 $n-1$ 线原始回波信号进行特征提取,得到每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号对应的分段峰值;

S03、根据每个超声阵元对应的分段峰值计算每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号的加权系数值后存储,所述加权系数值与该第 $n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度有关。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波束合成方法,其特征在于,当所述处理后的图像的位移小于预设第一阈值时,所述 S50,包括:

S501、对于每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号,通过预设分段规则对该第 n 线原始回波信号进行特征提取,得到每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号对应的分段峰值;

S502、根据每个超声阵元对应的分段峰值计算每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号的加权系数值后存储,所述加权系数值与该第 n 线原始回波信号的被遮挡程度有关。

4. 根据权利要求 2 或 3 所述的超声波束合成方法,其特征在于,所述 S02 或 S501,包括:

S021、获取超声检查模式;

S022、根据所述超声检查模式从预设模式-规则对照表中获取所述超声检查模式对应的分段规则;

S023、根据所述分段规则将该第 $n/n-1$ 线原始回波信号分为近场回波区域段、肋骨所在区域段和组织区域段三段;

S024、获取所述肋骨所在的区域段内该第 $n/n-1$ 线原始回波信号的分段峰值 A_2 和所述组织区域内该第 $n/n-1$ 线原始回波信号的分段峰值 A_3 。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波束合成方法,其特征在于,所述 S03 或 S502,包括:

S031、获取所述分段峰值 A_3 和所述分段峰值 A_2 的比值;

S032、分别判断所述比值是否大于预设第二阈值和第三阈值,得到判断结果;所述第二阈值和第三阈值与相应通道模拟和数字增益相关,所述第三阈值小于所述第二阈值;

S033、根据所述判断结果获取表示所述第 $n/n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度的遮挡系数；

S034、根据所述遮挡系数获取该第 $n/n-1$ 线原始回波信号的加权系数值。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波束合成方法,其特征在于,所述 S033 包括：

S0331,当所述判断结果为所述比值不小于所述第二阈值时,获取值为 0 的遮挡系数；

S0332,当所述判断结果为所述比值不大于所述第三阈值时,获取值为 1 的遮挡系数；

S0333,当所述判断结果为所述比值在所述第二阈值和所述第三阈值之间时,获取值为比值和预设校正系数之积的遮挡系数。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波束合成方法,其特征在于,所述 S034,包括：

S0341、对所述遮挡系数进行归一化处理,得到中间加权系数；

S0342、根据所述中间加权系数和预设变迹系数获取该第 $n/n-1$ 线原始回波信号的加权系数值。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波束合成方法,其特征在于,所述 S30,包括：

S301、将每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号,乘以该超声阵元对应的加权系数值,得到每个超声阵元加权后的回波信号；

S302、对所述加权后的回波信号进行波束合成聚焦,得到所述射频数据。

9. 根据权利要求 1 至 3 中任意一项所述的超声波束合成方法,其特征在于,当所述处理后的图像的位移不小于预设第一阈值时,所述 S50 包括：

将所述加权系数值置为 1 后存储。

超声波束合成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理领域,尤其涉及一种超声波束合成方法。

背景技术

[0002] 在心脏超声诊断过程中,通常使用探头上的阵元发射超声信号、接收回波信号,并根据接收到的回波信号实现波束合成。

[0003] 为获得真实的超声图像,需要避开胸骨、肋骨、肺组织等人体组织结构的干扰。然而,在实际心脏超声诊断过程中,经常会接收到上述人体组织结构返回的回波信号,该回波信号参与波束合成时,会导致波束合成的射频数据的信噪比较低。

发明内容

[0004] 本发明一种超声波束合成方法,能够提高波束合成的射频数据的信噪比。

[0005] 本发明解决技术问题采用如下技术方案:一种超声波束合成方法,包括:S10、分别获取预设至少一个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号,所述 n 为正整数;S20、分别获取每个超声阵元预先计算并存储的加权系数值,所述加权系数值与所述每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度有关;S30、根据每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号和对应的加权系数值进行波束合成聚焦,得到射频数据;S40、对所述射频数据进行成像信号处理,得到处理后的图像;S50、计算每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号的加权系数值并存储;所述加权系数值与所述处理后的图像的位移有关。

[0006] 可选的,本发明实施例提供的超声波束合成方法,在所述S10之前,还包括:S00、当所述 $n=1$ 时,获取每个超声阵元预先存储的预设加权系数值;当所述 $n>1$ 时,执行以下操作:

[0007] S01、分别获取所述至少一个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号;

[0008] S02、对于每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号,通过预设分段规则对该第 $n-1$ 线原始回波信号进行特征提取,得到每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号对应的分段峰值;S03、根据每个超声阵元对应的分段峰值计算每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号的加权系数值后存储,所述加权系数值与该第 $n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度有关。

[0009] 可选的,本发明实施例提供的超声波束合成方法中,当所述处理后的图像的位移小于预设第一阈值时,所述S50包括:S501、对于每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号,通过预设分段规则对该第 n 线原始回波信号进行特征提取,得到每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号对应的分段峰值;S502、根据每个超声阵元对应的分段峰值计算每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号的加权系数值后存储,所述加权系数值与该第 n 线原始回波信号的被遮挡程度有关。

[0010] 本发明实施例提供的超声波束合成方法中,所述S02或S501,包括:S021、获取超声检查模式;S022、根据所述超声检查模式从预设模式-规则对照表中获取所述超声检查

模式对应的分段规则 ;S023、根据所述分段规则将该第 $n/n-1$ 线原始回波信号分为近场回波区域段、肋骨所在区域段和组织区域段三段 ;S024、获取所述肋骨所在的区域段内该第 $n/n-1$ 线原始回波信号的分段峰值 A2 和所述组织区域内该第 $n/n-1$ 线原始回波信号的分段峰值 A3。

[0011] 可选的,本发明实施例提供的超声波束合成方法中,所述 S03 或 S502,包括 :S031、获取所述分段峰值 A3 和所述分段峰值 A2 的比值 ;S032、分别判断所述比值是否大于预设第二阈值和第三阈值,得到判断结果 ;所述第二阈值和第三阈值与相应通道模拟和数字增益相关,所述第三阈值小于所述第二阈值 ;S033、根据所述判断结果获取表示所述第 $n/n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度的遮挡系数 ;S034、根据所述遮挡系数获取该第 $n/n-1$ 线原始回波信号的加权系数值。

[0012] 可选的,本发明实施例提供的超声波束合成方法中,所述 S033 包括 :S0331,当所述判断结果为所述比值不小于所述第二阈值时,获取值为 0 的遮挡系数 ;S0332,当所述判断结果为所述比值不大于所述第三阈值时,获取值为 1 的遮挡系数 ;S0333,当所述判断结果为所述比值在所述第二阈值和所述第三阈值之间时,获取值为比值和预设校正系数之积的遮挡系数。

[0013] 可选的,本发明实施例提供的超声波束合成方法中,所述 S034,包括 :S0341、对所述遮挡系数进行归一化处理,得到中间加权系数 ;S0342、根据所述中间加权系数和预设变迹系数获取该第 $n/n-1$ 线原始回波信号的加权系数值。

[0014] 可选的,本发明实施例提供的超声波束合成方法中,所述 S30,包括 :S301、将每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号,乘以该超声阵元对应的加权系数值,得到每个超声阵元加权后的回波信号 ;S302、对所述加权后的回波信号进行波束合成聚焦,得到所述射频数据。

[0015] 可选的,本发明实施例提供的超声波束合成方法,当所述处理后的图像的位移不小于预设第一阈值时,所述 S50 包括 :将所述加权系数值置为 1 后存储。

[0016] 本发明具有如下有益效果 :由于波束合成聚焦是根据每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号和对应的加权系数值进行的,而加权系数值与每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度有关,因此在进行波束合成聚焦时可以去除被全部和部分遮挡的阵元,从而提高波束合成的射频数据的信噪比,优化图像质量 ;解决了现有技术中在实际心脏超声诊断过程中,经常会接收到上述人体组织结构返回的回波信号,该回波信号参与波束合成时,会导致波束合成的射频数据的信噪比较低的问题。

附图说明

[0017] 图 1 为本发明实施例 1 提供的超声波束合成方法的流程图 ;

[0018] 图 2 为本发明实施例 2 提供的超声波束合成方法的流程图。

具体实施方式

[0019] 下面结合实施例及附图对本发明的技术方案作进一步阐述。

[0020] 实施例 1

[0021] 如图 1 所示,本实施例提供了一种超声波束合成方法,包括 :

- [0022] 步骤 101, 分别获取预设至少一个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号。
- [0023] 在本实施例中, 步骤 101 中 n 为正整数。
- [0024] 步骤 102, 分别获取每个超声阵元预先计算并存储的加权系数值。
- [0025] 在本实施例中, 步骤 102 中加权系数值与每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度有关。其中, 被遮挡程度可以划分为全部被遮挡、部分被遮挡和未被遮挡。
- [0026] 步骤 103, 根据每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号和对应的加权系数值进行波束合成聚焦, 得到射频数据。
- [0027] 在本实施例中, 通过步骤 103 进行波束合成聚焦的过程可以包括: 将每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号, 乘以该超声阵元对应的加权系数值, 得到每个超声阵元加权后的回波信号; 对加权后的回波信号进行波束合成聚焦, 得到射频数据。
- [0028] 步骤 104, 对射频数据进行成像信号处理, 得到处理后的图像。
- [0029] 步骤 105, 计算每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号的加权系数值并存储。
- [0030] 在本实施例中, 步骤 105 中加权系数值与处理后的图像的位移有关; 处理后的图像的位移可以通过以下过程计算: 对于处理后的图像中任意两帧相邻图像, 依次获取该相邻图像中任一相同区域的像素值的均值, 得到第一均值和第二均值; 根据第一均值和第二均值确定该相邻图像中相同区域的位移方差; 根据该位移方差确定处理后的图像的位移。
- [0031] 在本实施例中, 当处理后的图像的位移不小于预设第一阈值时, 通过步骤 105 计算每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号的加权系数值的过程为将所述加权系数值置为 1 后存储。当所述处理后的图像的位移小于预设第一阈值时, 通过步骤 105 计算每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号的加权系数值的过程包括: 对于每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号, 通过预设分段规则对该第 n 线原始回波信号进行特征提取, 得到每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号对应的分段峰值; 根据每个超声阵元对应的分段峰值计算每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号的加权系数值后存储, 加权系数值与该第 n 线原始回波信号的被遮挡程度有关。
- [0032] 其中, 对原始回波信号进行特征提取, 得到分段峰值的过程包括: 获取超声检查模式; 根据超声检查模式从预设模式-规则对照表中获取超声检查模式对应的分段规则; 根据分段规则将该第 n 线原始回波信号分为近场回波区域段、肋骨所在区域段和组织区域段三段; 获取肋骨所在的区域段内该第 n 线原始回波信号的分段峰值 A_2 和组织区域内该第 n 线原始回波信号的分段峰值 A_3 。
- [0033] 根据分段峰值计算加权系数值的过程包括: 获取分段峰值 A_3 和分段峰值 A_2 的比值; 分别判断比值是否大于预设第二阈值和第三阈值, 得到判断结果; 第二阈值和第三阈值与相应通道模拟和数字增益相关, 第三阈值小于第二阈值; 根据判断结果获取表示第 n 线原始回波信号的被遮挡程度的遮挡系数; 根据遮挡系数获取该第 n 线原始回波信号的加权系数值。该根据判断结果获取遮挡系数的过程包括: 当判断结果为比值不小于第二阈值时, 获取值为 0 的遮挡系数; 当判断结果为比值不大于第三阈值时, 获取值为 1 的遮挡系数; 当判断结果为比值在第二阈值和第三阈值之间时, 获取值为比值和预设校正系数之积的遮挡系数。该根据遮挡系数获取加权系数值的过程包括: 对遮挡系数进行归一化处理, 得到中间加权系数; 根据中间加权系数和预设变迹系数获取该第 n 线原始回波信号的加权系数

值。

[0034] 在本实施例中,可以持续根据上述过程进行超声波束合成;为方便用户使用,还可以包括:接收用户输入的合成终止指示;根据该合成终止指示,终止超声波束合成。

[0035] 本发明具有如下有益效果:由于波束合成聚焦是根据每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号和对应的加权系数值进行的,而加权系数值与每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度有关,因此在进行波束合成聚焦时可以去除被全部和部分遮挡的阵元,从而提高波束合成的射频数据的信噪比,优化图像质量;解决了现有技术中在实际心脏超声诊断过程中,经常会接收到上述人体组织结构返回的回波信号,该回波信号参与波束合成时,会导致波束合成的射频数据的信噪比较低的问题。

[0036] 实施例 2

[0037] 如图 2 所示,本实施例提供了一种超声波束合成方法,该方法与图 1 所示的相似,区别在于,还包括:

[0038] 步骤 106,当 $n = 1$ 时,获取每个超声阵元预先存储的预设加权系数值。

[0039] 当 $n > 1$ 时,执行步骤 107 至步骤 109;

[0040] 步骤 107,分别获取至少一个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号。

[0041] 步骤 108,对于每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号,通过预设分段规则对该第 $n-1$ 线原始回波信号进行特征提取,得到每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号对应的分段峰值。

[0042] 在本实施例中,通过步骤 108 获取分段峰值的过程包括:获取超声检查模式;根据超声检查模式从预设模式-规则对照表中获取超声检查模式对应的分段规则;根据分段规则将该第 $n-1$ 线原始回波信号分为近场回波区域段、肋骨所在区域段和组织区域段三段;获取肋骨所在的区域段内该第 $n-1$ 线原始回波信号的分段峰值 $A2$ 和组织区域内该第 $n-1$ 线原始回波信号的分段峰值 $A3$ 。

[0043] 具体的,可以通过用户输入的信息获取超声检查模式;该超声检查模式可以划分为成人模式、少年模式和儿童模式,也可以划分为其他模式,在此不作限制。可以在预设模式-规则对照表中存储所有超声检查模式对应的各个区域的区间。

[0044] 步骤 109,根据每个超声阵元对应的分段峰值计算每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号的加权系数值后存储。

[0045] 在本实施例中,步骤 109 中加权系数值与该第 $n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度有关。通过步骤 109 计算的加权系数值的具体过程包括:获取分段峰值 $A3$ 和分段峰值 $A2$ 的比值;分别判断比值是否大于预设第二阈值和第三阈值,得到判断结果;第二阈值和第三阈值与相应通道模拟和数字增益相关,第三阈值小于第二阈值;根据判断结果获取表示第 $n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度的遮挡系数;根据遮挡系数获取该第 $n-1$ 线原始回波信号的加权系数值。

[0046] 其中,根据判断结果获取遮挡系数的过程包括:当判断结果为比值不小于第二阈值时,获取值为 0 的遮挡系数;当判断结果为比值不小于第二阈值时,获取值为 0 的遮挡系数;当判断结果为比值在第二阈值和第三阈值之间时,获取值为比值和预设校正系数之积的遮挡系数。由于判断结果为比值不小于第二阈值时,可以认为该超声阵元全部被遮挡,因此遮挡系数为 0;判断结果为比值不大于第三阈值时,可以认为超声阵元未被遮挡,因此遮

挡系数为 1 ;判断结果为比值在第二阈值和第三阈值之间时,可以认为该阵元部分被遮挡,得到遮挡系数比值和预设校正系数之积。

[0047] 其中,根据遮挡系数获取加权系数值的过程包括:对遮挡系数进行归一化处理,得到中间加权系数;根据中间加权系数和预设变迹系数获取该第 $n-1$ 线原始回波信号的加权系数值。

[0048] 本发明具有如下有益效果:由于波束合成聚焦是根据每个超声阵元接收的第 n 线原始回波信号和对应的加权系数值进行的,而加权系数值与每个超声阵元接收的第 $n-1$ 线原始回波信号的被遮挡程度有关,因此在进行波束合成聚焦时可以去除被全部和部分遮挡的阵元,从而提高波束合成的射频数据的信噪比,优化图像质量;解决了现有技术中在实际心脏超声诊断过程中,经常会接收到上述人体组织结构返回的回波信号,该回波信号参与波束合成时,会导致波束合成的射频数据的信噪比较低的问题。

[0049] 以上实施例的先后顺序仅为便于描述,不代表实施例的优劣。

[0050] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

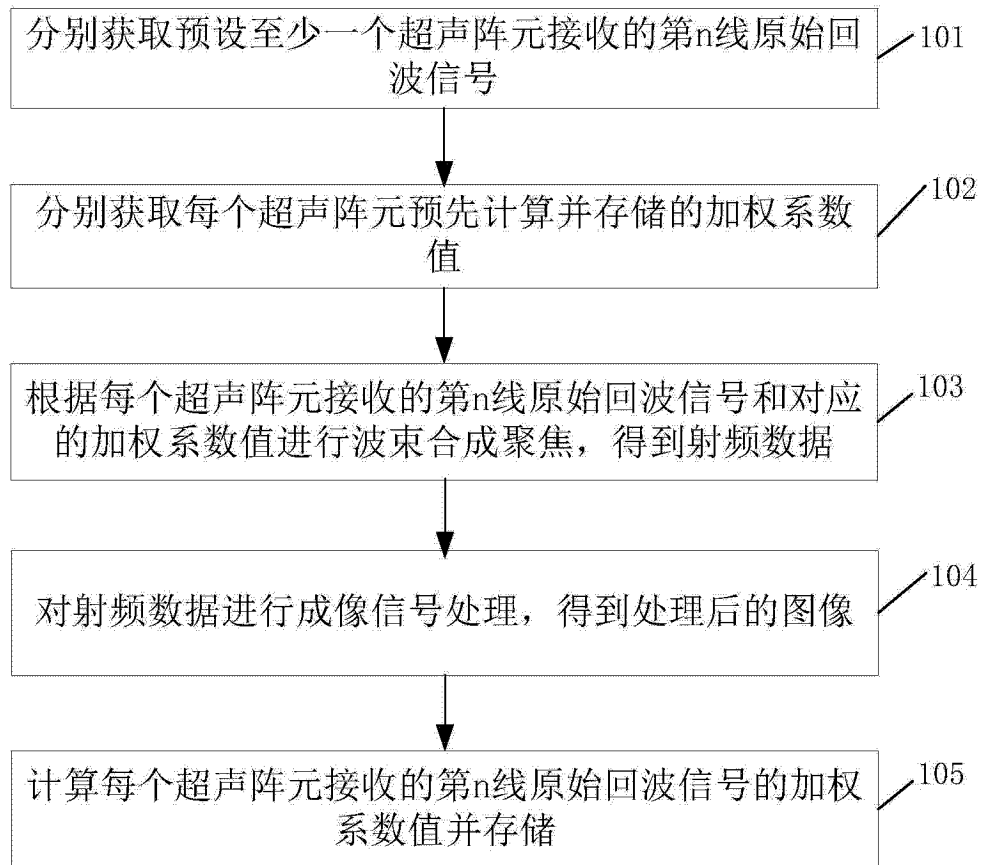


图 1

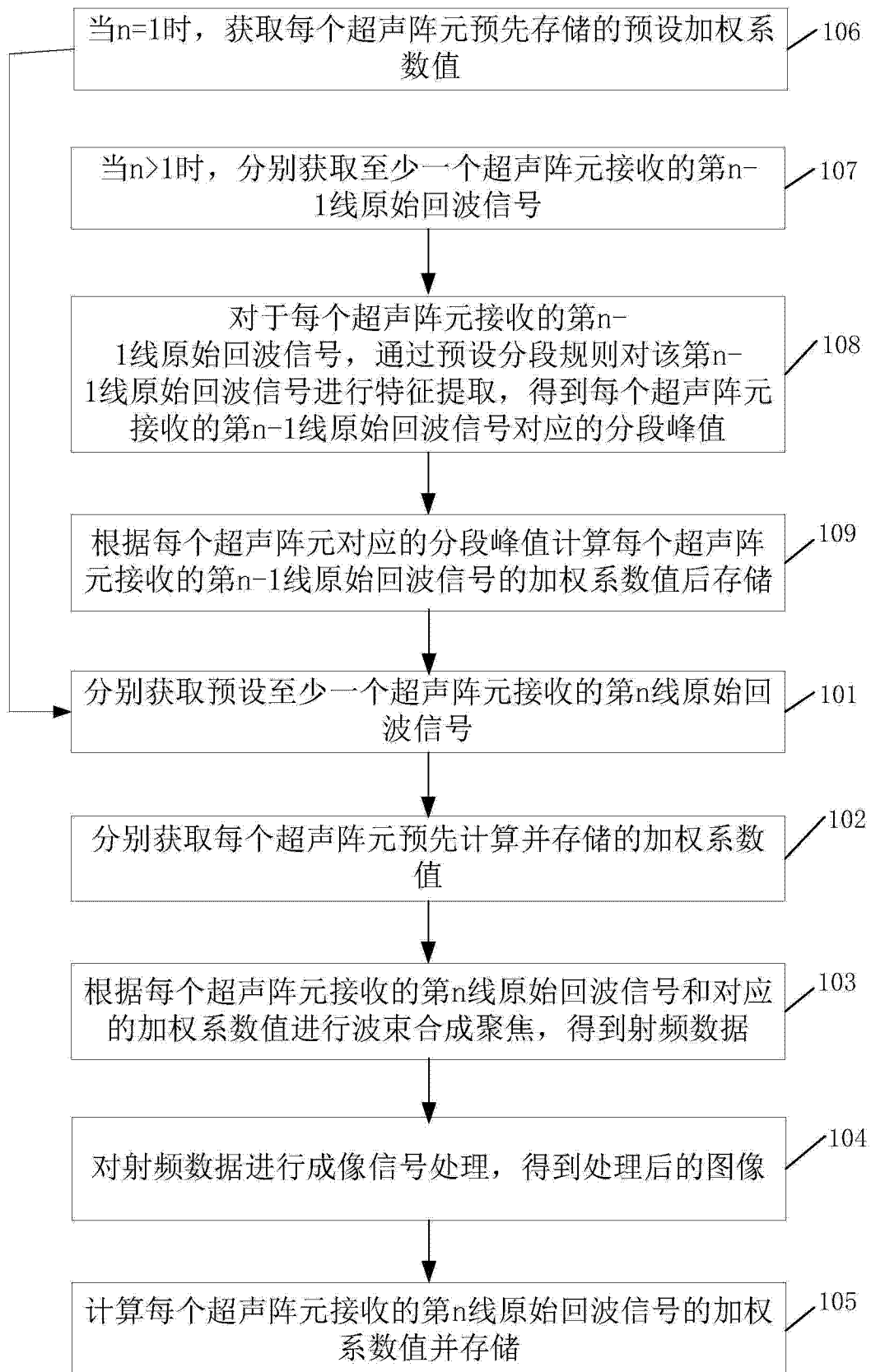


图 2

专利名称(译)	超声波束合成方法		
公开(公告)号	CN104739449A	公开(公告)日	2015-07-01
申请号	CN201510178297.5	申请日	2015-04-15
[标]申请(专利权)人(译)	惠尔图像公司		
申请(专利权)人(译)	惠尔图像公司		
当前申请(专利权)人(译)	惠尔图像公司		
[标]发明人	李毅 丁勇 陈松 肖均文 贺兴柏		
发明人	李毅 丁勇 陈松 肖均文 贺兴柏		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/4272 A61B8/52		
代理人(译)	张淑贤 毛军		
其他公开文献	CN104739449B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波束合成方法，涉及信号处理领域。为解决现有波束合成的射频数据的信噪比较低的问题而发明。本发明实施例公开的技术方案包括：S10、分别获取预设至少一个超声阵元接收的第n线原始回波信号；S20、分别获取每个超声阵元预先计算并存储的加权系数值；S30、根据每个超声阵元接收的第n线原始回波信号和对应的加权系数值进行波束合成聚焦，得到射频数据；S40、对所述射频数据进行成像信号处理，得到处理后的图像；S50、计算每个超声阵元接收的第n线原始回波信号的加权系数值并存储；所述加权系数值与所述处理后的图像的位

移有关。该方案可以应用在心脏超声诊断中。

