



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104688271 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 10

(21) 申请号 201510142749. 4

(22) 申请日 2015. 03. 27

(71) 申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华大学

(72) 发明人 罗建文 刘敬 何琼

(74) 专利代理机构 北京睿邦知识产权代理事务
所(普通合伙) 11481

代理人 徐丁峰 张玮

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

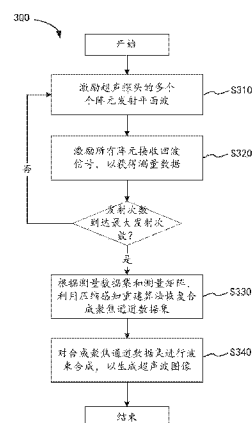
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

合成聚焦超声成像方法和装置

(57) 摘要

本发明提供一种合成聚焦超声成像方法和装置。该方法包括:激励超声探头的多个阵元多次发射平面波,其中所述多个阵元每次发射平面波时的发射变迹与其元素成随机分布的测量矩阵中的相应行相对应;每发射一次平面波后,激励所述超声探头的所有阵元接收回波信号,以获得通道数据;根据通道数据集和所述测量矩阵,利用压缩感知重建算法恢复合成聚焦通道数据集;以及对所述合成聚焦通道数据集进行波束合成,以生成超声波图像。利用上述方法和装置所获得的超声波图像不仅具有高分辨率;而且因为超声波的发射次数较少,每次发射能量高,因此图像还具有高帧频、高对比度的优点。



1. 一种合成聚焦超声成像方法,包括:

激励超声探头的多个阵元多次发射平面波,其中所述多个阵元每次发射平面波时的发射变迹与其元素成随机分布的测量矩阵中的相应行相对应;

每发射一次平面波后,激励所述超声探头的所有阵元接收回波信号,以获得通道数据;

根据通道数据集和所述测量矩阵,利用压缩感知重建算法恢复合成聚焦通道数据集;以及

对所述合成聚焦通道数据集进行波束合成,以生成超声波图像。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述随机分布是 0 至 1 的随机分布。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,所述恢复合成聚焦通道数据集的步骤进一步包括:

根据所述通道数据集、所述测量矩阵和稀疏基,利用所述压缩感知重建算法计算待恢复信号的稀疏表达;以及

利用所述稀疏基对所述待恢复信号的稀疏表达进行稀疏反变换,从而恢复出所述合成聚焦通道数据集。

4. 如权利要求 3 所述的方法,其特征在于,所述稀疏基是小波基。

5. 如权利要求 3 所述的方法,其特征在于,所述计算待恢复信号的稀疏表达是利用 1-范数最小求解方法。

6. 如权利要求 3 所述的方法,其特征在于,所述计算待恢复信号的稀疏表达之前,从所述通道数据集沿慢时间域提取的测量信号被归一化;并且,在所述稀疏反变换之后,对所述稀疏反变换的结果进行量值恢复。

7. 如权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,对于通道数据集中每个矩阵的第 m 行、第 n 列的元素全部为 0 的情况,将所述合成聚焦通道数据集的每个矩阵的第 m 行、第 n 列的元素全部直接置为 0。

8. 一种合成聚焦超声成像装置,包括:

激励发射模块,用于激励超声探头的多个阵元多次发射平面波,其中所述多个阵元每次发射平面波时的发射变迹与其元素成随机分布的测量矩阵中的相应行相对应;

激励采集模块,用于每发射一次平面波后,激励所述超声探头的所有阵元接收回波信号,以获得通道数据;

数据恢复模块,用于根据通道数据集和所述测量矩阵,利用压缩感知重建算法恢复合成聚焦通道数据集;以及

图像重建模块,用于对所述合成聚焦通道数据集进行波束合成,以生成超声波图像。

9. 如权利要求 8 所述的装置,其特征在于,所述随机分布是 0 至 1 的随机分布。

10. 如权利要求 8 所述的装置,其特征在于,所述数据恢复模块进一步包括:

第一计算模块,用于根据所述通道数据集、所述测量矩阵和稀疏基,利用所述压缩感知重建算法计算待恢复信号的稀疏表达;以及

第二计算模块,用于利用所述稀疏基对所述待恢复信号的稀疏表达进行稀疏反变换,从而恢复出所述合成聚焦通道数据集。

合成聚焦超声成像方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波图像成像领域,具体地,涉及一种合成聚焦超声成像方法和装置。

背景技术

[0002] 超声成像因为具有实时,廉价,非侵入性和非电离辐射等优点而广泛地用于临床诊断。空间分辨率,时间分辨率和对比度是三个评价超声图像的指标,高时空分辨率和高对比度的超声图像能更好的辅助临床诊断。但可惜的是这三者并不能同时达到最优。

[0003] 传统的超声成像中,通过发射聚焦波而得到一条图像扫描线。这种模式所得到的图像具有较高的空间分辨率和对比度,特别是在发射聚焦区域。但是因为一幅图像通常需要上百条扫描线从而需要上百次的发射次数,所以这种模式的帧频,即时间分辨率,不够高。虽然减小每次发射的聚焦区域的个数可以有效地提高帧频,但这样会降低图像的空间分辨率和对比度。

[0004] 合成聚焦法作为一种合成孔径方法,早在 1992 年就被提出用于提高超声图像的空间分辨率。在合成聚焦法中,对于具有 128 个阵元的超声探头,依次激励每个阵元发射超声波,每个阵元发射超声波后,所有阵元一起接收回波信号。图 1 示出了现有的合成聚焦超声成像以及其中原始信号 x_s 的提取的示意图。斜直线表示超声探头。斜直线上的黑色矩形框表示合成聚焦模式下每次发射时的激活阵元,而探头上的其他阵元未被激活。向上实线箭头表示回波信号的接收过程,图 1 示出共进行了 n 次发射和接收,向右虚线箭头表示原始信号 x 的提取过程。对于 128 个阵元的超声探头, n 取 128。每一次发射和接收形成一幅低质量的超声图像。根据 n 幅低质量的图像即可得到一幅高质量的图像。具体地,用矩阵 X_i 表示所有阵元第 i 次接收到的合成聚焦通道数据。该矩阵 X_i 有 $2*d*f_s/c$ 行,128 列,其中, d 为采样深度, f_s 为采样频率, c 为声速。矩阵 X_i 中的每列对应相应阵元接收到的回波信号。经 n 次发射、接收后,数据集 $X: \{X_1, X_2, \dots, X_n\}$ 即为合成聚焦通道数据集,其为合成聚焦通道数据 X_i 的集合。

[0005] 因为合成聚焦法能够实现发射和接收的双向动态聚焦,所以该方法获得的超声图像具有很高的空间分辨率。其分辨率等价于传统模式下有无限个发射聚焦区域的情况。但因为合成聚焦法中每次只有一个阵元被激活,能量非常低,所以获得的超声图像的对比度不高。基于这种情况,合成发射孔径 (synthetic transmit aperture) 法被提出用于提高超声图像的对比度。基于合成发射孔径法的超声成像中,将阵列划分为多个子孔径,每个子孔径由多个连续的阵元构成。通过依次激活每一个子孔径发射超声波,所有阵元接收回波信号来得到超声图像。这种方法和合成聚焦法相比,因为每次激活的阵元数多而提高了图像对比度,而且其发射次数也比合成聚焦少,所以能得到更高的帧率。但是这种模式却牺牲了空间分辨率。

发明内容

[0006] 为了至少部分地解决上述技术问题,根据本发明的一个方面,提供一种合成聚焦超声成像方法,包括:

[0007] 激励超声探头的多个阵元多次发射平面波,其中所述多个阵元每次发射平面波时的发射变迹(transmit apodization)与其元素成随机分布的测量矩阵中的相应行相对应;

[0008] 每发射一次平面波后,激励所述超声探头的所有阵元接收回波信号,以获得通道数据;

[0009] 根据通道数据集和所述测量矩阵,利用压缩感知重建算法恢复合成聚焦通道数据集;以及

[0010] 对所述合成聚焦通道数据集进行波束合成,以生成超声波图像。

[0011] 可选地,所述随机分布是 0 至 1 的随机分布。

[0012] 可选地,所述恢复合成聚焦通道数据集的步骤进一步包括:

[0013] 根据所述通道数据集、所述测量矩阵和稀疏基,利用所述压缩感知重建算法计算待恢复信号的稀疏表达;以及

[0014] 利用所述稀疏基对所述待恢复信号的稀疏表达进行稀疏反变换,从而恢复出所述合成聚焦通道数据集。

[0015] 可选地,所述稀疏基是小波基。

[0016] 可选地,所述计算待恢复信号的稀疏表达是利用 1-范数最小求解方法。

[0017] 可选地,所述计算待恢复信号的稀疏表达之前,所述通道数据被归一化。

[0018] 可选地,对于通道数据集中每个矩阵的第 m 行、第 n 列的元素全部为 0 的情况,将所述合成聚焦通道数据集的每个矩阵的第 m 行、第 n 列的元素全部直接置为 0。

[0019] 根据本发明另一方面,还提供了一种合成聚焦超声成像装置,包括:

[0020] 激励发射模块,用于激励超声探头的多个阵元多次发射平面波,其中所述多个阵元每次发射平面波时的发射变迹与其元素成随机分布的测量矩阵中的相应行相对应;

[0021] 激励采集模块,每发射一次平面波后,激励所述超声探头的所有阵元接收回波信号,以获得通道数据;

[0022] 数据恢复模块,用于根据通道数据集和所述测量矩阵,利用压缩感知重建算法恢复合成聚焦通道数据集;以及

[0023] 图像重建模块,用于对所述合成聚焦通道数据集进行波束合成,以生成超声波图像。

[0024] 可选地,所述随机分布是 0 至 1 的随机分布。

[0025] 可选地,所述数据恢复模块进一步包括:

[0026] 第一计算模块,用于根据所述通道数据集、所述测量矩阵和稀疏基,利用所述压缩感知重建算法计算待恢复信号的稀疏表达;以及

[0027] 第二计算模块,用于利用所述稀疏基对所述待恢复信号的稀疏表达进行稀疏反变换,从而恢复出所述合成聚焦通道数据集。

[0028] 利用上述方法和装置所获得的超声波图像不仅具有高分辨率;而且因为超声波的发射次数较少,每次发射能量高,因此图像还具有高帧频、高对比度的优点。

[0029] 在发明内容中引入了一系列简化形式的概念,这将在具体实施方式部分中进一步

详细说明。本发明内容部分并不意味着要试图限定出所要求保护的技术方案的关键特征和必要技术特征,更不意味着试图确定所要求保护的技术方案的保护范围。

[0030] 以下结合附图,详细说明本发明的优点和特征。

附图说明

[0031] 本发明的下列附图在此作为本发明的一部分用于理解本发明。附图中示出了本发明的实施方式及其描述,用来解释本发明的原理。在附图中,

[0032] 图 1 示出了现有的合成聚焦超声成像以及其中原始信号的提取的示意图;

[0033] 图 2 示出了根据本发明一个具体实施例的合成聚焦超声成像以及其中测量信号的提取的示意图;

[0034] 图 3 是根据本发明一个具体实施例的合成聚焦超声成像方法的流程图;

[0035] 图 4 示出了根据本发明一个具体实施例的测量信号的示意图;

[0036] 图 5 示出了根据本发明一个具体实施例的所恢复信号的示意图;

[0037] 图 6 示出了根据本发明一个具体实施例的待恢复信号的稀疏表达的示意图;以及

[0038] 图 7 示出了根据本发明一个具体实施例的合成聚焦超声成像装置的示意性框图。

具体实施方式

[0039] 在下文的描述中,提供了大量的细节以便能够彻底地理解本发明。然而,本领域技术人员可以了解,如下描述仅涉及本发明的较佳实施例,本发明可以无需一个或多个这样的细节而得以实施。此外,为了避免与本发明发生混淆,对于本领域公知的一些技术特征未进行描述。

[0040] 压缩感知理论表明,如果信号 $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^n$ 是稀疏的或者在某个变换域是可压缩的,那么其可以从远低于奈奎斯特采样频率的信号中被高概率的恢复。因为这个性质,压缩感知可以应用于数据压缩,通道编码,逆问题求解和数据采集。目前压缩感知理论在超声领域的应用主要集中在减少数据量的问题上。Liebgott 和 Eldar 小组在这方面做了很多的研究,通过将压缩采样应用在快速时间域 (fast time domain),通道数据量能大大减少。其中,快速时间域是沿着超声回波信号采集的方向。数据量的减少对便携式超声系统非常有帮助,但并不能提高帧频。帧频可以按 $c/2dn$ 计算,其中 c 是声速, d 是成像深度, n 是发射次数。一旦成像目标和成像深度确定,而在快速时间域进行的压缩采样也不能改变发射次数 n ,即帧频不会发生变化。所以期望提高帧频,可以通过降低发射次数的方式,即将压缩采样应用在慢速时间域 (slow time domain)。慢速时间域是沿着发射-接收重复方向。

[0041] 本发明将压缩感知这种新理论应用到超声成像领域,以同时得到高帧频,高分辨率和高对比度的超声图像。图 2 示出了根据本发明一个具体实施例的合成聚焦超声成像以及其中测量信号 y 的提取的示意图。本发明提供的合成聚焦超声成像方法将压缩采样应用到了图 2 所示的慢速时间域。图 3 是根据本发明一个具体实施例的合成聚焦超声成像方法 300 的流程图。

[0042] 如图 3 所示,合成聚焦超声成像方法 300 包括以下步骤。

[0043] S310,激励超声探头的多个阵元发射平面波。其中该多个阵元发射平面波时的发射变迹与其元素成随机分布的测量矩阵 Φ 中的相应行相对应。

[0044] 测量矩阵 Φ 的列数等于探头阵元个数。在本发明的示例中,以一个具有 128 个阵元的探头为例,假设其全部阵元都参与发射平面波,则测量矩阵 Φ 的列数为 128。测量矩阵 Φ 中的元素服从随机分布。优选地,测量矩阵 Φ 中的元素服从 0 至 1 的随机分布。通过 0 至 1 的随机分布可以显著减少最终获得的超声波图像的伪影,使图像更准确。更优选地,测量矩阵 Φ 中的元素服从 0 至 1 的均匀随机分布。0 至 1 的均匀随机分布可以保证成像过程中超声波的能量较高,最终获得的超声波图像对比度高,便于医生等用户观察。可选地,测量矩阵 Φ 可以是随机高斯矩阵。

[0045] 如图 2 所示,矩形框表示阵元,矩形框的不同灰度表示发射变迹大小。对比上面描述的合成聚焦模式,其需要进行例如 128 次发射,每次发射只有一个阵元被完全激活。根据线性声场理论,一次平面波发射得到的通道数据是 128 个单阵元中的每个发射一次超声波得到的通道数据集的线性组合,其中的线性系数即为探头发射平面波时的发射变迹。每次发射平面波时的发射变迹对应于测量矩阵 Φ 的相应行。即,测量矩阵 Φ 中的第 1 行是第一次发射平面波时的发射变迹,第 2 行是第二次发射平面波时的发射变迹,依次类推。因此,根据本发明的实施例发射一次有发射变迹的平面波就得到了所有 128 次单阵元发射的信息,也即在慢时间域完成了压缩采样。

[0046] S320,每发射一次平面波后,激励超声探头的所有阵元接收回波信号,以获得通道数据 Y_i 。

[0047] 重复上述步骤 S310 和步骤 S320,直至完成总发射次数,例如 64。由此,获得通道数据的集合:通道数据集 $Y: \{Y_1, Y_2, \dots, Y_{64}\}$,也就是结合压缩感知重建算法的合成聚焦通道数据集。其中 Y_i 为矩阵。通道数据 Y_i 和合成聚焦通道数据 X_i 的维度一样,行数等于 $2*d*fs/c$ 。其中, d 为采样深度, fs 为采样频率, c 为声速。列数和探头阵元数目相等,在此实施例中为 128。每列表示平面波发射后,每个阵元接收到的回波信号。

[0048] 根据步骤 S310 的描述,本领域普通技术人员可以理解,测量矩阵 Φ 的行数等于总发射次数。

[0049] 本领域普通技术人员可以理解,总发射次数可以是小于阵元个数的任意数。优选地,总发射次数取 32 至 112 次。成像目标为简单的点目标或重建算法是基追踪算法 (Basis Pursuit, BP) 时,总发射次数优选为 32 至 64 次。成像目标为复杂的生物组织或重建算法是正交匹配追踪算法 (Orthogonal Matching Pursuit, OMP) 时,总发射次数优选为 64 至 112 次。

[0050] 本领域普通技术人员可以理解,如果在上述步骤 S310 中,不是所有阵元都参加平面波的发射,那么其余未参加平面波发射的阵元仍可以依次各自发射超声波,并且在其中任何一个阵元发射了超声波之后,超声探头的所有阵元都接收回波信号,以获得对应的通道数据供成像计算,如现有的合成聚焦超声成像方法中一样。

[0051] S330,根据通道数据集和所述测量矩阵,利用压缩感知重建算法恢复合成聚焦通道数据集。

[0052] 合成聚焦通道数据集 $X: \{X_1, X_2, \dots, X_{128}\}$ 是利用现有的合成聚焦超声成像方法经 128 次超声波发射和接收得到的通道数据集。利用测量矩阵 Φ ,应用压缩感知重建算法即可从本实施例的通道数据集 $Y: \{Y_1, Y_2, \dots, Y_{64}\}$ 中恢复出合成聚焦通道数据集。具体地,遍历所有接收通道,所有采样深度,对通道数据集 Y 沿慢时间域提取测量信号 y 。根据测量信号

y 和测量矩阵 Φ , 利用压缩感知重建算法即可恢复待恢复信号 x。将这个恢复过程遍历所有接收通道, 所有采样深度即可得到完整的合成聚焦通道数据集。

[0053] 采用上面提到的数学符号, 步骤 S330 即从通道数据集 $Y: \{Y_1, Y_2, \dots, Y_{64}\}$ 恢复合成聚焦通道数据集 $X: \{X_1, X_2, \dots, X_n\}$ 的过程, 其中 n 等于探头阵元数, 例如是 128。

[0054] 对 $Y_1, Y_2, \dots, Y_{64}$ 每个矩阵的第一行, 第一列, 沿慢时间域提取测量信号, 得第一行、第一列的测量信号 $y = [y_1, y_2, \dots, y_{64}]$ (即第一个采样深度, 第一个接收通道的测量信号), $y_1, y_2, \dots, y_{64}$ 的提取如图 2 所示。利用压缩感知重建算法从测量信号 $y = [y_1, y_2, \dots, y_{64}]$ 恢复出其对应的待恢复信号 $x = [x_1, x_2, \dots, x_{128}]$, 并将 x_1 写入 X 中每个矩阵 X_i 的第一行和第一列; 对所有行和所有列重复上述过程, 则合成聚焦通道数据集 X 被恢复出来。如此, 则利用压缩感知实现了从 64 次平面波发射得到的通道数据集 $Y: \{Y_1, Y_2, \dots, Y_{64}\}$ 恢复出 128 次传统合成聚焦发射得到的合成聚焦通道数据集 $X: \{X_1, X_2, \dots, X_n\}$ 。图 4 和图 5 分别示出了根据本发明一个具体实施例的测量信号和所恢复信号的示意图。图 4 和图 5 中的纵坐标均为信号的幅度。图 4 的横坐标为平面波发射索引。图 5 的横坐标表示合成聚焦发射通道。

[0055] 压缩感知理论表示, 若信号 x 是稀疏的或在某一个变换域是可压缩的, 即 $x = \Psi v$ (公式 1), $\Psi \in \mathbb{C}^{128 \times 128}$ 是稀疏基, v 只有少数几个是非零的或其元素的顺序排列服从一个指数衰减, 那么该信号 x 可以从其少数几个线性测量信号 $y = \Phi x$ (公式 2) 中恢复出来, Φ 是测量矩阵。在本实施例中, 根据线性声场理论, 测量矩阵 Φ 的每行对应发射变迹。上述稀疏基 Ψ 可以为小波基。例如 sys8 小波基。小波基对在慢时间域提取的超声信号有较好的稀疏表达, 信号恢复效果更好, 而且成像的帧率更高。图 6 示出了根据本发明一个具体实施例的待恢复信号的稀疏表达 v 的示意图, 其中纵坐标表示信号的幅度, 横坐标表示排序后变换域的索引。

[0056] S340, 对合成聚焦通道数据集进行波束合成, 以生成超声波图像。

[0057] 该步骤 S340 采用现有的波束合成方法即可, 本领域普通技术人员可以理解该步骤的实现过程, 为了简洁, 在此不再赘述。

[0058] 本发明的实施例中, 利用一次平面波发射是完整合成聚焦的一次压缩采样的原理, 相比现有的合成聚焦超声成像方法, 可以发射较少次数的超声波, 成功地在慢时间域实现了压缩采样, 提高了图像帧频。同时因为一次平面波发射所有阵元都被激活, 能量较高, 所以也提高了图像对比度。因为上述方法得到是合成聚焦图像, 所以保留了其高分辨率的特点。总之, 利用压缩感知的技术, 得到了高帧频, 高分辨率和高对比度的超声图像。

[0059] 此外, 上述方法对超声成像领域具有普适性, 特别是一些对成像帧频和成像质量同时有较高要求的应用, 如实时三维超声成像, 心血管成像等。除了传统的结构成像, 该方法还能帮助提供高质量的超声功能成像, 如心血管弹性成像等。

[0060] 根据本发明一个具体实施例, 上述步骤 S330 恢复合成聚焦通道数据集的操作可以进一步包括以下子步骤。

[0061] S331, 根据通道数据集 Y、测量矩阵 Φ 和稀疏基 Ψ , 计算待恢复信号 x 的稀疏表达 v。

[0062] 从通道数据集 Y 中沿慢时间域提取测量信号 y。将上述公式 1 代入公式 2, 得测量信号 $y = \Phi \Psi v = \Theta v$ (公式 3)。根据公式 3 即可计算获得待恢复信号 x 的稀疏表达 v。

[0063] 求解 v 的过程可以利用 1-范数最小求解方法。

[0064] $\mathbf{v} = \arg \min_{\mathbf{v} \in \mathbb{R}^n} \|\mathbf{v}\|_1$ 其中 $\|\mathbf{y} - \Theta \mathbf{v}\|_2 \leq \varepsilon$

[0065] 其中 ε 为容许误差。1-范数最小的求解方法有很多。优选地,采用基追踪算法求解。该方法可以使得测量信号 y 的计算结果更准确,从而获得更准确的重建图像。可选地,采用正交匹配追踪求解。1-范数最小的优化是对 0-范数最小问题(稀疏问题)的良好近似,利用 1-范数最小的优化方法可以高概率的解出高难度的 0-范数最小问题。由此,可以确保所生成的超声图像的分辨率更高。

[0066] S332,利用稀疏基 Ψ 对待恢复信号 x 的稀疏表达 v 进行稀疏反变换,从而恢复出合成聚焦通道数据集 X 。

[0067] 根据待恢复信号 x 的稀疏表达 v 和稀疏基 Ψ ,代入公式(1) $x = \Psi v$ 即得所恢复信号 x 。所有所恢复信号 x 即组成了合成聚焦通道数据集 X 。

[0068] 可选地,在计算待恢复信号的稀疏表达之前,从通道数据集 Y 沿慢时间域提取的测量信号 y 被归一化,并且,在稀疏反变换之后,对稀疏反变换的结果进行量值恢复。可选地,先将测量信号 y 归一化,并保存最大值 $y_{\max}$,设稀疏基为 sys8 小波基, ε 为 $1e-3$,将上述稀疏反变换获得的结果乘上 $y_{\max}$ 的实部即为所恢复信号 x 。如此操作,即使信号强度非常小,也能够保证正确求解。对于信号强度非常大的情况,能够将容许误差 ε 合理化。归一化的操作更好的保证了信号的准确重建,使成像效果更稳定。

[0069] 可选地,对于通道数据集 Y 中每个矩阵的第 m 行、第 n 列的元素全部为 0 的情况,将合成聚焦通道数据集 X 的每个矩阵的第 m 行、第 n 列的元素全部直接置为 0。这样可以简化计算,提高效率。

[0070] 根据本发明另一方面,还提供了一种合成聚焦超声成像装置。图 7 示出了根据本发明一个具体实施例的合成聚焦超声成像装置 700 的框图。如图 7 所示,该装置 700 包括激励发射模块 710、激励采集模块 720、数据恢复模块 730 和图像重建模块 740。

[0071] 其中,激励发射模块 710 用于激励超声探头的多个阵元多次发射平面波,其中该多个阵元每次发射平面波时的发射变迹与其元素成随机分布的测量矩阵中的相应行相对应。激励采集模块 720 用于每发射一次平面波后,激励超声探头的所有阵元接收回波信号,以获得通道数据。数据恢复模块 730 用于根据通道数据集和测量矩阵,利用压缩感知重建算法恢复合成聚焦通道数据集。图像重建模块 740 用于对合成聚焦通道数据集进行波束合成,以生成超声波图像。

[0072] 可选地,上述随机分布是 0 至 1 的随机分布。

[0073] 可选地,上述数据恢复模块 730 进一步包括第一计算模块和第二计算模块。第一计算模块用于根据通道数据集、测量矩阵和稀疏基,利用压缩感知重建算法计算待恢复信号的稀疏表达。第二计算模块用于利用稀疏基对待恢复信号的稀疏表达进行稀疏反变换,从而恢复出合成聚焦通道数据集。

[0074] 本领域普通技术人员通过阅读上文关于合成聚焦超声成像方法的描述能够理解该合成聚焦超声成像装置的构成、实现及其技术效果,因此为了简洁,这里不再赘述。

[0075] 本发明已经通过上述实施例进行了说明,但应当理解的是,上述实施例只是用于举例和说明的目的,而非意在将本发明限制于所描述的实施例范围内。此外本领域技术人员可以理解的是,本发明并不局限于上述实施例,根据本发明的教导还可以做出更多种的

变型和修改,这些变型和修改均落在本发明所要求保护的范围内。本发明的保护范围由附属的权利要求书及其等效范围所界定。

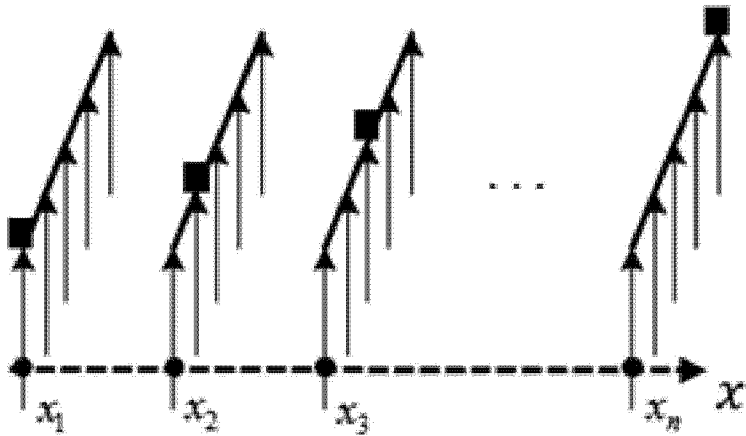


图 1

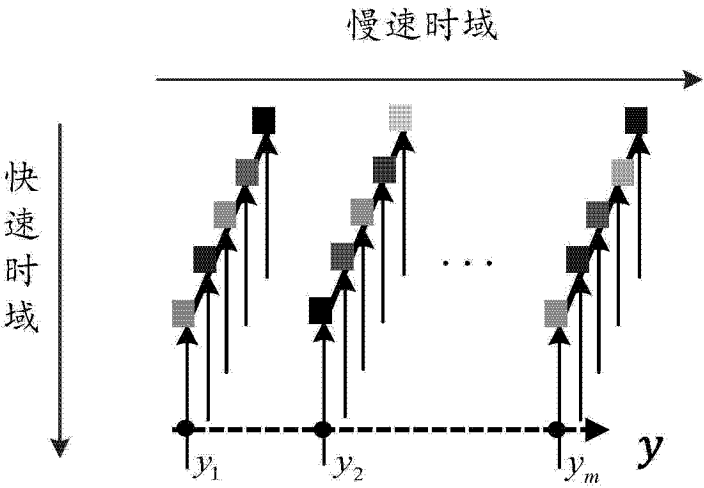


图 2

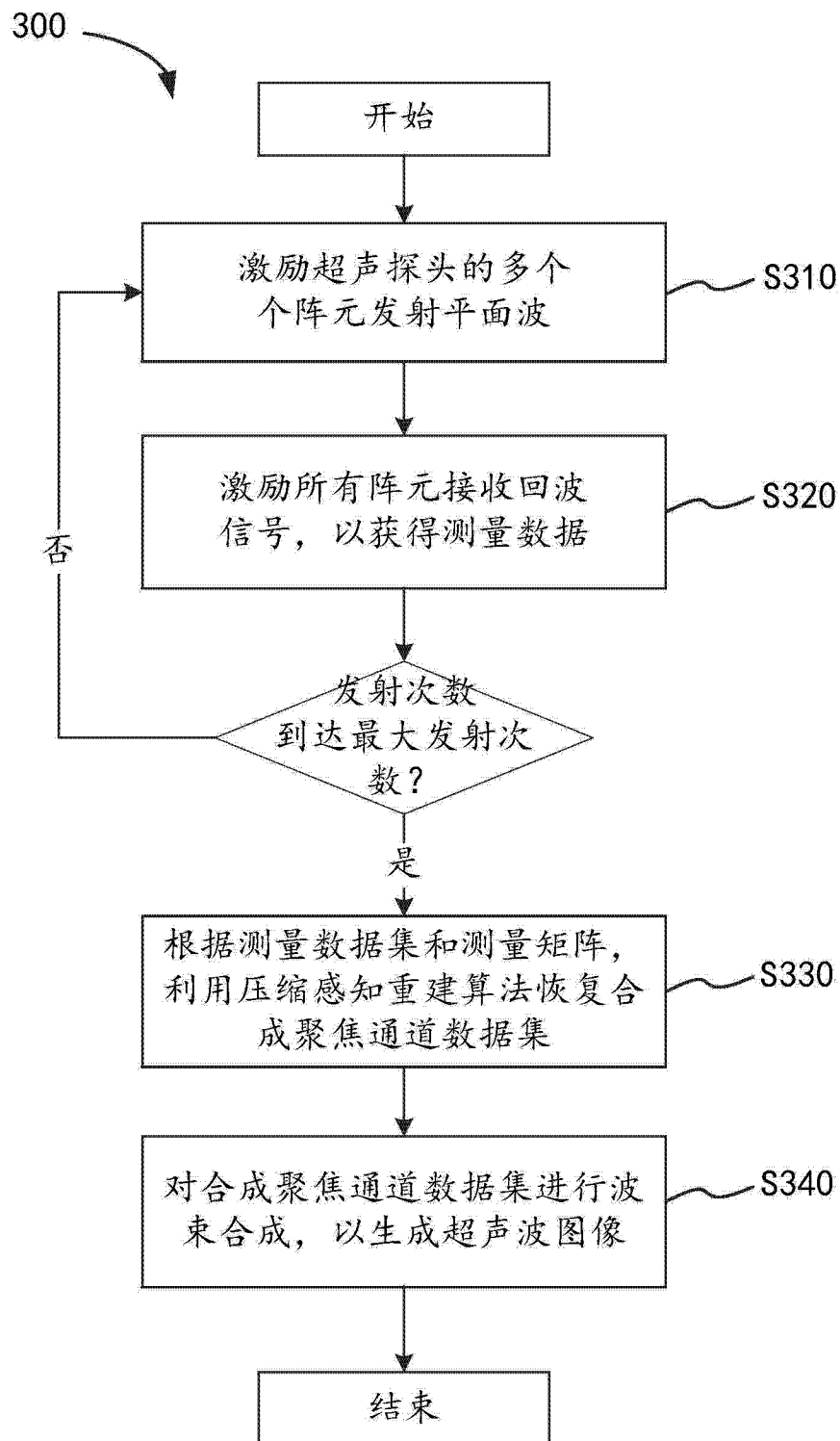


图 3

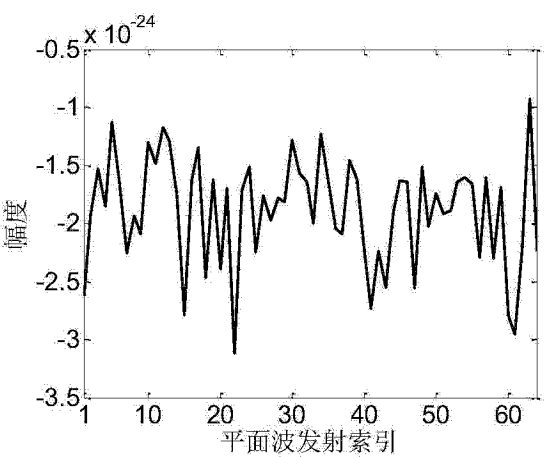


图 4

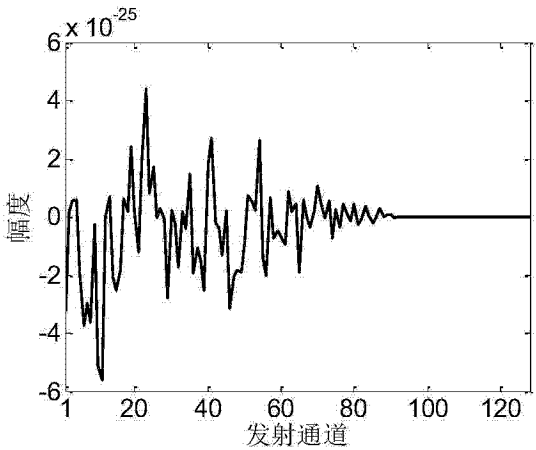


图 5

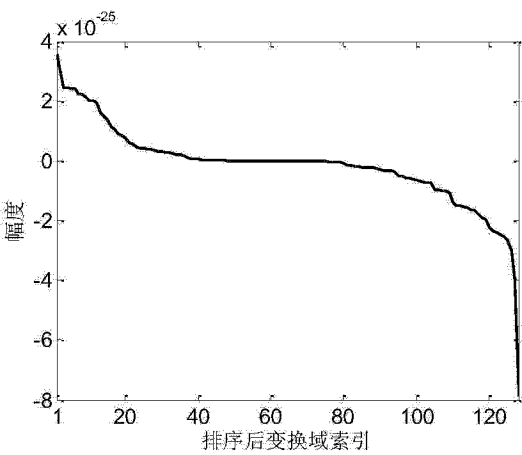


图 6

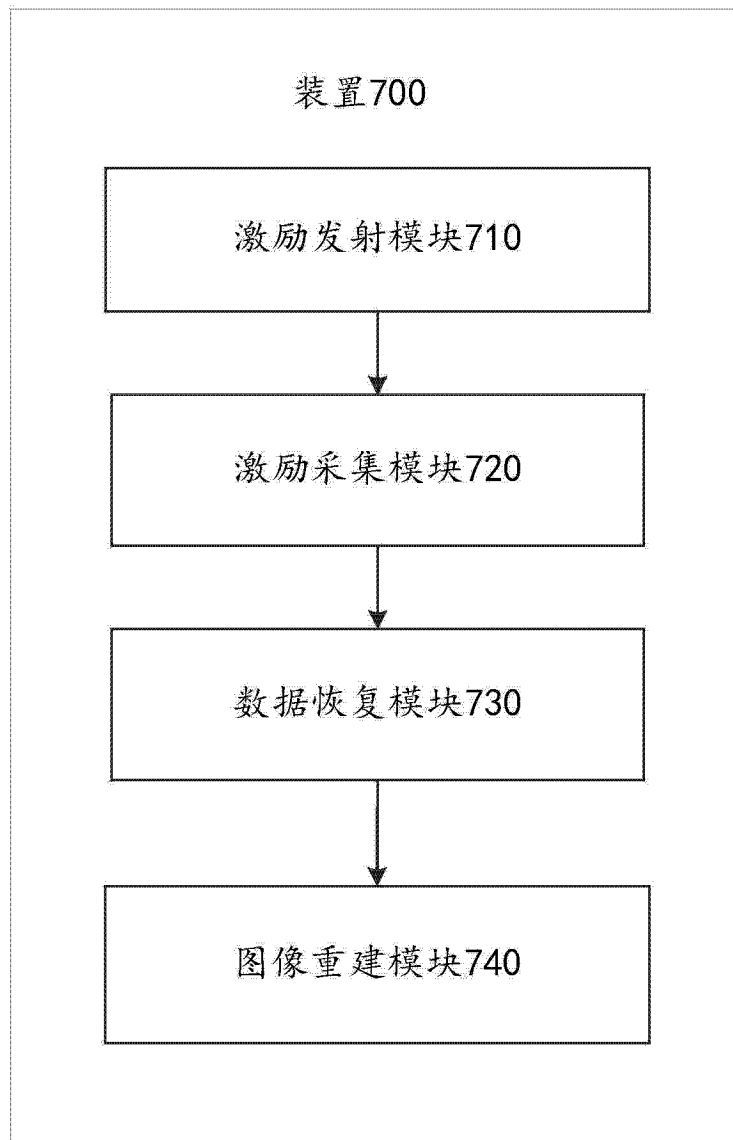


图 7

专利名称(译)	合成聚焦超声成像方法和装置		
公开(公告)号	CN104688271A	公开(公告)日	2015-06-10
申请号	CN201510142749.4	申请日	2015-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	罗建文 刘敬 何琼		
发明人	罗建文 刘敬 何琼		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52023 A61B8/145 A61B8/5207 G01S7/52025 G01S7/52085 G01S15/8997 G06T11/003 A61B8/5246		
代理人(译)	张玮		
其他公开文献	CN104688271B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种合成聚焦超声成像方法和装置。该方法包括：激励超声探头的多个阵元多次发射平面波，其中所述多个阵元每次发射平面波时的发射变迹与其元素成随机分布的测量矩阵中的相应行相对应；每发射一次平面波后，激励所述超声探头的所有阵元接收回波信号，以获得通道数据；根据通道数据集和所述测量矩阵，利用压缩感知重建算法恢复合成聚焦通道数据集；以及对所述合成聚焦通道数据集进行波束合成，以生成超声波图像。利用上述方法和装置所获得的超声波图像不仅具有高分辨率；而且因为超声波的发射次数较少，每次发射能量高，因此图像还具有高帧频、高对比度的优点。

