

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910127745.3

[43] 公开日 2010年2月3日

[11] 公开号 CN 101637395A

[22] 申请日 2009.3.13

[21] 申请号 200910127745.3

[30] 优先权

[32] 2008.3.13 [33] US [31] 12/047645

[71] 申请人 超声成像

地址 法国爱昂普罗旺斯

[72] 发明人 杰拉米·勃可夫

克劳德·克恩·巴克利

迈克尔·坦特 玛蒂阿斯·芬克

卡布里尔·蒙达杜

[74] 专利代理机构 上海天协和诚知识产权代理事务
所

代理人 张恒康

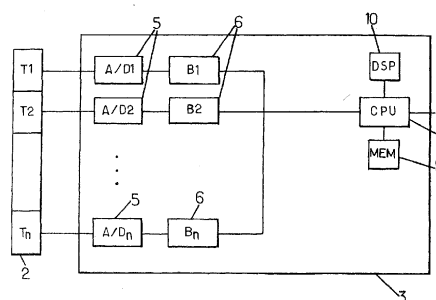
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 2 页

[54] 发明名称

一种用于超声波合成成像的方法和装置

[57] 摘要

本发明涉及用于超声波成像的方法及其装置。该用于超声波成像的方法，至少包括以下步骤：一传输步骤，传送多个超声波至一成像区域，通过一分别响应于每个所述超声波的传感器阵列，分别获得一原始数据集，对于所述成像区域中多个成像位置中的每一个，所述超声波具有不同的空间频谱，代表时域信号的每个所述原始数据集通过对应超声波的所述传感器获得；一相干增强步骤，对于所述成像区域中的多个虚拟传送聚焦区域的每一个，从所述原始数据集，合成至少一个相干数据集；一波束成型步骤，对于包含在所述每个虚拟传送聚焦区域中的多个位置中的每一个，使用所述相干数据集，通过波束成型计算得到一个成像像素。



1. 一种用于超声波成像的方法，其特征在于，至少包括以下步骤：

a) 一传输步骤，传送多个超声波至一成像区域，通过一分别响应于每个所述超声波的传感器阵列，分别获得一原始数据集，对于所述成像区域中多个成像位置中的每一个，所述超声波具有不同的空间频谱，代表时域信号的每个所述原始数据集通过对应超声波的所述传感器获得；

b) 一相干增强步骤，对于所述成像区域中的多个虚拟传送聚焦区域的每一个，从所述原始数据集，合成至少一个相干数据集；

c) 一波束成型步骤，对于包含在所述每个虚拟传送聚焦区域中的多个位置中的每一个，使用所述相干数据集，通过波束成型计算得到一个成像像素。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述超声波是具有不同传播方向的平面波。

3. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述超声波是具有不同传播方向的扩散波。

4. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述超声波是空间-时间编码激励。

5. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述相干增强步骤使用一固定声速值进行操作。

6. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述相干增强步骤包括针对所述成像区域的一整体声速值估计。

7. 根据权利要求 1 所述的用于超声波成像的方法，其特征在于，所述相干增强步骤包括针对所述成像区域的每个成像位置的整体声速值估计。

8. 根据权利要求 1 所述的用于超声波成像的方法，其特征在于，所述相干增强步骤包括相差校正。

9. 根据权利要求 1 所述的用于超声波成像的方法，其特征在于，在所述相干增强步骤中，每个所述虚拟传输聚焦区域是一垂直于所述传

传感器阵列的直线。

10. 根据权利要求 1 所述的用于超声波成像的方法，其特征在于，所述相干增强步骤包括：

- 第一子步骤，假设在所述成像区域中声速值相同，通过延迟对应于在所述虚拟传输聚焦区域上执行的所述虚拟动态传输聚焦的所述原始数据，计算对于每个所述虚拟传输聚焦区域的相干数据集；
- 第二子步骤，基于在第一子步骤计算获得的所述相干数据集，根据所述成像区域的相差估计，校正所述延迟；并且通过在所述虚拟聚焦区域上执行所述虚拟动态传输聚焦，所述校正延迟被用来计算一新的相干数据集。

11. 根据权利要求 10 所述的用于超声波成像的方法，其特征在于，至少所述第二子步骤被执行数次。

12. 根据权利要求 10 所述的用于超声波成像的方法，其特征在于，在所述第二子步骤中，通过在每个所述相干数据集中对应于不同所述传感器的所述相干数据进行交叉相关，获得所述相差估计。

13. 一个用于超声波成像的装置，其特征在于，包括：

- 超声波传送装置，用于传送多个超声波至一成像区域，对所述成像区域中的多个成像位置的每一个，所述超声波具有不同的空间频率谱；
- 原始数据获得装置，用于响应于每个所述超声波，分别获得一对应的原始数据集；
- 合成装置，用于通过在所述成像区域中的多个虚拟传输聚焦区域的每一个的每个原始数据集，合成至少一个相干 RF 数据集；
- 波束成型装置，用于通过每个所述虚拟传播聚焦区域中的多个位置的每一个的相干数据集，计算沿着至少一个方向的一束型信号。

一种用于超声波合成成像的方法和装置

技术领域

本发明涉及超声波合成成像,特别是医用成像的方法以及装置。

背景技术

标准超声波成像

标准超声波成像包括一用于柱面波的发声介质,该柱面波聚焦于一给定点上。利用所述单个声源的离散回波(backscattered wave),通过动态接收波束成型(beamforming)技术,可以计算出一幅图像的一条完整的线。为了获得一个完整的图像,通过发送一个聚焦波的集合集以重复上述过程,该聚焦波的集合在给定深度上沿着侧线(lateral line)进行扫描(称为聚焦面, focal plane)。针对每个聚焦波,执行动态波束成型,这样就可以逐线(line by line)地获得一幅完整的图像。在接收模式中,动态的波束成型可以保证有一个统一的一致焦距。然而,在传送模式下,所述聚焦被固定在为一给定的深度。最终成像在聚焦面上、以及在对应的聚焦轴长度的一个介质限定区域上,是最优的。然而,根据衍射定律,在超出该限定区域的范围,在其它深度上(聚焦束的近场和远场),成像质量急剧下降。

为了克服上述限制,典型的解决方案是执行多聚焦成像:通过不同的传输聚焦深度,在整个图像范围内,获得同样的图像质量。通过每个在一给定聚焦深度上的传输,可以获得成像区域中由该轴聚焦长

度所限定的一部分成像。通过对对应于不同深度的多个部分成像的再合并(recombination), 可以获得一个最终的影像。一个优选的多聚焦成像, 典型地, 需要几十个聚焦面。这导致了帧速(frame rate)的限制, 典型地, 小于 10 帧/秒, 而这对于超声波成像是不可接受的。在成像质量和帧速之间的一较好折中, 是选择大约 4 个聚焦深度成像。

超声波合成成像

通过合成动态传输聚焦, 可以预期改善成像的质量。该方法包括, 通过波束成型再合成(re-synthesizing)动态传输聚焦(即与聚焦深度相同数量的成像像素), 然后合并不同的发声源集。

两个主要实施例可供参考: 合成孔径(Synthetic aperture)以及相干平面波合成。

i) 合成孔径

在合成孔径方法中, 超声波阵列是逐个元件(element by element)进行发送, 并且每个发射元件与每个接收元件之间的脉冲响应的完整集合被波速成形以及被记录, 例如, 如专利文献 US-668906 所披露的一样。因此, 对于依赖于发射和接收聚焦在图像中的每个像素的合成图像, 有可能通过后处理上述数据, 以获得。该文献对合成是否能获得比通常 B 型成像更佳的成像、以及组织运动和限定信噪比对上述方法的影响进行了讨论。在合成孔径成像中的一个基本问题是所成图像中的低信噪比, 原因是因为使用单个元件进行发射。相对在通常成像中的全孔径, 该方法的发射能量很低, 并因此限制了穿透深度。

ii) 合成平面波技术

合成平面波成像方法至少部分解决了合成孔径成像的限制。该方法包括，在介质中发射具有不同角度的平面波，对接收到的回波信号的波成型束，然后合并不同的图像以再合成一个最终的图像，例如，如专利文献 US-6551246 所披露的。和合成孔径法相比，在完整阵列上传输平面波可以产生一更大的压场（**preassure field**）。而且，相对单个元件传输，在软组织中传播的过程中，超声平面波的衍射与衰减影响要小得多。

合成动态传输聚焦方法接近了传统图像质量/帧速的折中边界。在较高帧速（大于 10 赫兹）时，可获得最优的图像质量。

然而，目前已知的使用平面波方法的合成超声成像方法，在成像的精确度方面仍可以进行改进。

发明内容

本发明的一个目的是提供了一种用于超声波成像的新的方法，该方法对目前的平面波合成超声波成像方法进行了改进。

为该目的，根据本发明的一个实施例，该超声波成像方法至少包括以下步骤：

a) 一传输步骤，传送多个超声波至一成像区域，通过一分别响应于每个所述超声波的传感器阵列，分别获得一原始数据集，对于所述成像区域中多个成像位置中的每一个，所述超声波具有不同的空间频谱，代表时域信号的每个所述原始数据集通过对应超声波的所述传感器获得；

b) 一相干增强步骤，对于所述成像区域中的多个虚拟传送聚焦区域的每一个，从所述原始数据集，合成至少一个相干数据集；

c)一波束成型步骤，对于包含在所述每个虚拟传送聚焦区域中的多个位置中的每一个，使用所述相干数据集，通过波束成型计算得到一个成像像素。

根据上述步骤，在步骤 b)中先于波束成型，所述原始数据的空间相干性被恢复，这样就能精确合成接收自不同超声波的传播的数据。恢复空间相关性的必要性是因为，当用空间宽散布波场照射成像区域时，从介质中的回波可以被视为从非相干源（散射体）产生的波场，所述非相干源随机分布在该成像区域：这样，在原始数据中，波场的空间相干性被丢失（或很差）。

然后，对在相干恢复步骤中得到的所述相干数据进行波束成型，就可以获得一更精确的图像。

与其相反，在现有的合成超声波成像方法中，先对原始数据进行波束成型，然后合并对应于不同平面波的成像，但是在波束成型过程中，一些信息被丢失，并且现有技术中执行的图像合并不能恢复空间相干性。

在根据本发明的上述实施例的超声波成像方法的变型实施例中，还可包括下述一个和/或其它步骤：

- 所述超声波是具有不同传播方向的平面波；
- 所述超声波是具有不同传播方向的扩散波；
- 所述超声波是空间-时间编码激励；
- 所述相干增强步骤使用一固定声速值进行操作；
- 所述相干增强步骤包括针对所述成像区域的一整体声速值估计；

- 所述相干增强步骤包括针对所述成像区域的每个成像位置的整个声速值估计；
- 所述相干增强步骤包括相差校正；
- 在所述相干增强步骤中，每个虚拟传输聚焦区域是一垂直于所述传感器阵的直线；
- 所述相干增强步骤包括：
 - 第一子步骤，假设在所述成像区域中声速值相同，通过延迟对应于在所述虚拟传输聚焦区域上执行的虚拟动态传输聚焦的所述原始数据，计算对于每个所述虚拟传输聚焦区域的相干数据集；
 - 第二子步骤，基于在第一子步骤计算获得的所述相干数据集，根据所述成像区域的相差估计，校正所述延迟；并且通过在所述虚拟聚焦区域上执行虚拟动态传输聚焦，所述校正延迟被用来计算一新的相干数据集；
- 至少所述第二子步骤（即：所述第二子步骤或所述第一和第二子步骤）被执行数次；
- 在所述第二子步骤中，通过在每个相干数据集中对应于不同传感器的相干数据进行交叉相关（cross correlating），获得所述相差估计。

本发明另一目的是提供一个用于超声波成像的装置，包括：

- 超声波传送装置，用于传送多个超声波至一成像区域，对所述成像区域中的多个成像位置的每一个，所述超声波具有不同的空间频率谱；
- 原始数据获得装置，用于响应于每个所述超声波，分别获得一对

应的原始数据集；

- 合成装置，用于通过在所述成像区域中的多个虚拟传输聚焦区域的每一个的每个原始数据集，合成至少一个相干 RF 数据集；

- 波束成型装置，用于通过每个所述虚拟传播聚焦区域中的多个位置的每一个的相干数据集，计算沿着至少一个方向的一束型信号。

附图说明

通过阅读参照以下附图，以及对非限制性实施例所作的详细描述，本发明的其它特征和优点会体现得更明显。

在附图中：

图 1 示出了根据本发明的一个实施例的合成超声波成像装置的示意图；

图 2 示出了图 1 所示装置的一部分的框图；以及

图 3 示出了可以通过图 1 和图 2 所示装置实施的合成超声波成像方法的示意图。

具体实施方式

在附图中，相同的标号表示相同或相似的组件。

图 1 所示装置是用于区域 1 的合成超声波成像，例如，用于活体组织，特别地，用于病人人体组织。例如，所述装置包括：

- 一超声波传感器阵列 2，如线性阵列，典型地，包括几十个传感器(如 100—300)沿 X 轴并排放置，如在通常声波回波成像探针中已知的一样(阵列 2 适用于所述区域 1 的二维(2D)成像，然而阵列 2 也可以

是二维阵列以适用于区域 1 的 3D 成像);

- 一电子湾 (electronic bay) 3 控制所述传感器阵列并且从那里获得信号;

- 一微型计算机 4, 用于控制电子湾 3, 并且显示从电子湾得到的超声波图像(在一变化实施例中, 可使用单个电子装置来执行电子湾 3 与微型计算机 4 的所有功能)。

如图 2 所示, 电子湾 3 可以包括, 如:

- n 个模/数转换器 $5(A/D_1-A/D_n)$, 分别与所述传感器阵列 2 的 n 个传感器(T_1-T_n)相连接;

- n 个缓冲存储器 $6(B_1-B_n)$, 分别与所述 n 个模/数转换器 5 相连接;

- 中央处理器 8 (CPU), 与缓冲存储器 6 和微型计算机 4 进行通讯;

- 存储器 9(MEM), 与中央处理器 8 相连接;

- 数字信号处理器 10 (DSP), 与中央处理器 8 相连接;

图 3 示出了使用图 1 和图 2 所示的装置执行的根据本发明的方法的一个实施例, 包括三个主要步骤:

- a) 传输与数据记录;

- b) 相干 RF 数据的合成;

- c) 接收波束成型。

上述方法步骤主要通过中央处理器 8 进行控制, 并通过数字信号处理器 9 进行协助控制。

步骤 a: 传输与数据记录

传感器阵列与即将成像的成像介质（即，病人的身体）相接触，并且数量为 N 的倾斜平面超声波通过传感器阵列 2 被连续发射至区域 1。所述倾斜平面超声波的数量 N 可以为，例如，2—100。所述超声波频率可以为，例如，0.5 至 100 MHz，更具体地，可以为 1 至 10 MHz。

每个倾斜平面波用角 α 进行限定，该角 α 是所述超声波的传播方向相对于 Z 轴的倾角（ Z 轴垂直于线性传输阵列 2 的 X 轴，并且与 X 轴定义了成像平面）。

每个倾斜平面波会遇到一些散射体（散斑，speckle），并回波散射至传感器阵列 2，这样所述阵列中的每个传感器 T_1 - T_n 都会接收到一个回波散射信号。然后，所述 n 个传感器所接收到的回波散射信号，分别通过模/数转换器 5 进行数字化，并且存储于 n 个缓冲存储器 6 中。在发送一个平面波后，所述存储在 n 个缓冲存储器的数据被称为原始 RF 数据。因此，所述原始 RF 数据可以被视为一矩阵，它表示在发送一个平面波后，阵列 2 中所有传感器所接收到的时间信号。“RF”是本技术领域中的通用术语，指超声波的频率（通常范围为 0.5 至 100 MHz），然而它并不构成任何形式的限定。

值得注意的是，所述超声平面波也可以用具有不同传输方向的发散超声波来替代。

在所有实施例中，所述超声波可以进行空间-时间编码（spatio-temporally coded），例如，可以同时传播并处理多个不同方向的超声波。

步骤 b: 相干 RF 数据的合成

通过 N 个已获得原始 RF 数据矩阵, 利用延长时间延迟与求和运算, 可计算出 M 个相干合成 RF 数据矩阵。计算得到的 M 个矩阵, 对应于从一个给定的虚拟动态传输聚焦线上得到的离散回波。其可以通过下述过程得到。

1) 子步骤 b.1: 假设声波在整个介质中的传输速度为一常数, 合成第一相干 RF 数据集。

为了简便起见, 这里我们约定, 波场从时间 $t=0$, 位置为 $(x=0, z=0)$ 的传感器发送。考虑一个虚拟传播聚焦位置 $F(x_1, z)$ 。如果所述介质用倾角 α 的平面波声穿透, 则所述波到达介质中的位置 $F(x_1, z)$ 所需时间为:

$$\tau_{ec}(\alpha, x_1, z) = (z \cos \alpha + x_1 \sin \alpha) / c \quad (1)$$

其中 x_1 和 z 为距 X 轴和 Z 轴的距离, 并且 c 为在区域 1 中的声速。声速 c 可以为一预定值, 或是一整体估计值。

返回到放置在 X 轴上给定的传感器所需时间为:

$$\tau_{rec}(x_1, x, z) = \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2} / c \quad (2)$$

因此, 对一给定的平面波透射其总行程时间 τ 为:

$$\tau(\alpha, x_1, x, z) = \tau_{ec} + \tau_{rec} = \frac{1}{c} \left[(z \cos \alpha + x_1 \sin \alpha) + \sqrt{z^2 + (x - x_1)^2} \right] \quad (3)$$

对于被考虑的虚拟传输聚焦位置 $F(x_1, z)$, 该总行程时间给出了原始 RF 数据($RF_{raw}(x, z, \alpha)$)与空间相干 RF 数据之间的联系:

$$RF_{coherent}(x_1, x, z) = \sum_{\alpha} B(\alpha) RF_{raw}(x, \tau(\alpha, x_1, x, z), \alpha) \quad (4)$$

其中, $B(\alpha)$ 是针对每个角度分布的加权函数。虚拟聚焦线(virtual transmit focalisation line)被定义为在同侧位 x_1 (same lateral position) 的

所有虚拟聚焦点(virtual focus point) $F(x_1, z)$ 。沿着给定线 x_1 的每个虚拟聚焦线用一个 2D 的相干 RF 数据矩阵来表示：矩阵 $RF_{coherent}(x_1, x, z)$ 。

计算 M 个所述相干 RF 数据矩阵， M 为需要计算的虚拟传输聚焦线的数量（即： x_1 的 M 个值）。

例如， M 可与所述阵列 2 中的传感器的数量相一致，或可为一个更大的数值。

2)子步骤 b.2：通过相差校正，确定介质的校正聚焦规则。

在前述计算中，并没有把可能导致所述超声波传播扭曲的介质的潜在像差考虑在内。那些局部像差可能由声波属性的局部变化形构成，如，声速，密度或吸声（density or sound absorption）（在医用超声波中，这样的异质性存在声速中，大致范围是从针对脂肪的 $1460m.s^{-1}$ 至针对肌肉的 $1560m.s^{-1}$ ）。所述这样的相差会引起误差，该误差使得合成信号的空间相干性以及最终超声波成像的质量降低。

为了校正上述误差，可以使用已知的偏差校正方法。通过对线 x_1 上得到的相干合成 RF 数据应用这些方法，用一时间延迟集 $\delta(x_1, x, z)$ 表示的已校正聚焦规则可以被估计以及加至不同的行程时间：

$$\tau_{rew}(\alpha, x_1, x, z) = \tau(\alpha, x_1, x, z) + \delta(x_1, x, z) \quad (5)$$

式中 δ 是对因为假设圆柱聚焦法则而引入的误差进行的延迟校正。

用 $\tau_{new}(\alpha, x_1, x, z)$ 作为式(4)中 $\tau(\alpha, x_1, x, z)$ 的新代入量，对步骤 b.1 中的 M 个相干合成数据矩阵重新进行计算。

这些相位偏差校正，与在区域 1 中各个成像位置的声速的局部估计相同。

相差校正方法依赖于已记录的波场的空间相干性。

一个所述波场的空间相干性通过其空间协方差 (space covariance) 进行测定。其测定了该场中的两个点上的值之间的相关性互关联, 作为一个有关这两个点其的间隔的函数。该相关函数对应于由一不相干源所产生的波场的空间扰动 (space fluctuation) 的二阶统计(second order statistics)。

光学的重要定理之一, 所谓的范西特-泽尼克(Van Cittert-Zernike)定理, 描述了这样的场所对应的二阶统计。范西特-泽尼克定理描述了在观察面上的两点 X_1 和 X_2 的场空间协方差, 与在空间频率 $(X_2-X_1)/\lambda z$ 的源孔径函数的傅里叶变换相等, 式中 λ 为波长, z 为从源到观察面之间的距离。

作为直接结果, 非相干源点越锐利 (sharper), 在观察面上不同的两点上感应到的场具有高相似度的区域越大。

在医用超声波成像中使用的相差校正技术主要基于此结论。当然, 如果通过传感器阵列记录的场, 对应于来自一非相干源集的离散回波, 该非相干源集位于一微小空间点 (聚焦点, focal spot), 那么通过在该阵列中的一个元件上所接收到的场, 和与该元件的相邻元件上所接收到的场之间, 有很高的相似性。因此, 在相邻元件上接收到的信号之间的简单相互关联性, 就能恢复这些信号之间的时间延迟。对所有阵列中的元件应用此方法, 可以得到在所有元件之间的时间延迟集, 这样就可以完整地描述该相差介质 (相差校正技术做如下假设: 一像相差层很薄且靠近阵列, 在阵列元件中只引入时间位移 (time shift): 熟知的“相屏近

似”(phase screen approximation))。

3) 最后, 重复执行子步骤 b.2

最后, 子步骤 b.2 可以被重复执行。重复的次数可预先确定, 或者当误差值低于一预先限定值时, 停止重复执行。例如, 所述误差值为:

$$E = \sum \delta(x_1, x, z)^2, \text{ 或其它。}$$

不只是仅重复子步骤 b.2, 也可能同时重复执行子步骤 b.1 和 b.2, 以用来优化延迟规则估计。

步骤 c: 接收波束成型

完成步骤 b)后, 对于 M 个相干 RF 数据矩阵中的每一个, 执行一接收波束成型, 以计算最终的超声波成像。所使用的延迟规则, 是通过相差校正方法计算得到的:

通过相干地相加每个散射体的贡献, 可获得图像中的一个点 (x_1, z) , 即用 $\tau_{\text{new}}(x_1, x, z)$ 延迟信号 $RF_{x_1}(x, t)$, 并在阵列方向 X 上对它们进行相加:

$$s(x_1, z) = \int A(x_1, x) \times RF_{x_1}(x, \tau_{\text{new}}(x_1, x, z)) dx \quad (6)$$

式中 A 为接收切趾函数 (receive apodization function), 作为在最终成像中的形成线 x_1 的 x 的函数。

因此, 成像包括 M 条线。

变化实施例

通过轻微优化前述实施例, 可改进相差失真估计的差异性。

在步骤 b 中, 被计算的 M 个矩阵中的每一个, 对应于从一给定虚拟动态传播聚焦线得到的离散回波, 所述虚拟动态传播聚焦线, 通过对

不同角度 α 的原始每通道数据进行相加求和得到。

然而，在一些实施例中，执行步骤 b 以合成对应于一给定线 x_1 的相同矩阵的 K 个独立版本。

例如，针对每一个版本，这样的独立版本可以利用不同的和减少的角度 α 的集合而非常简单地得到。

另一个获得对应于一给定线 x_1 的相同矩阵的 K 个独立版本的方法，包括修改步骤 a：对阵列传感器的连续子集(即：连续子孔径)，发送 N 个倾斜平面波。并且，在步骤 2 中，通过使用被该阵列的不同子孔径所获得的 N 个原始 R F 数据的集合，获得对应于线 x_1 的虚拟矩阵的 K 个版本。

这样，在步骤 b.2 中，可以对相差失真估计 $\delta(x_1, x, z)$ 进行改进，因为对应于虚拟线 x_1 的相同矩阵的 K 个不同版本，这些相差必须相同。因此，通过针对相同矩阵的 K 个不同版本的 $\delta(x_1, x, z)$ 简单平均值，就能减小估计的差异性。

也可以使用更复杂再合并技术，如 DORT 技术(参见如： Prada C, Thomas JL. Experimental subwavelength localization of scatterers by decomposition of the time reversal operator interpreted as a covariance matrix. JOURNAL OF THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA 114 (1): 235-243 JUL 2003,

and Prada C, Manneville S, Spoliansky D, et al. Decomposition of the time reversal operator: Detection and selective focusing on two scatterers. JOURNAL OF THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA 99 (4): 2067-2076 Part 1 APR 1996) (Prada C, Thomas JL, 用协方差矩阵表示时反算子分解的散射物试验型子波长, 美国声学学会学报 114 (1): 235-243 2003 年 7 月;

以及 Prada C, Manneville S, Spoliansky D 等人, 时反算子分解: 聚

焦在双散射体的检测与选择，美国声学学会学报 99（4）：2067-2076
1996年4月）。

根据本发明的方法还可以用于，如：

- 用于至少一个在发射和接收上动态聚焦的 2D 或 3D 超声波成像；
- 用于在发射和接收上动态聚焦的超声波成像的集合，该集合可以被不相干地相加以产生一合成图像；
- 用于在发射和接收上动态聚焦的至少一个 2D 或 3D 超声波成像，以及一个 2D 或 3D 彩色血流成像（color flow image）；
- 用于至少一个 2D 或 3D 高质量超声波组织谐波成像；
- 用于至少一个 2D 或 3D 使用了注入对比剂的高质量超声波对比成像；
- 用于在发射和接收上动态聚焦的至少一个 2D 或 3D 超声波成像，并结合了其他典型模式，如聚焦彩色血流成像，或谐波成像。

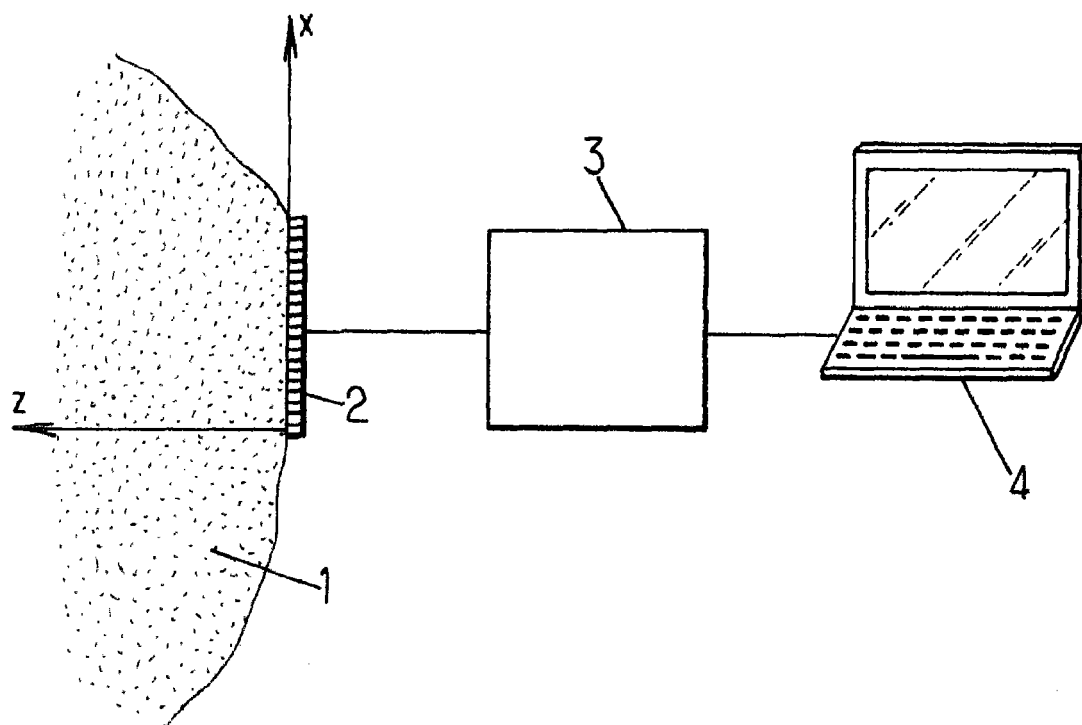


图 1

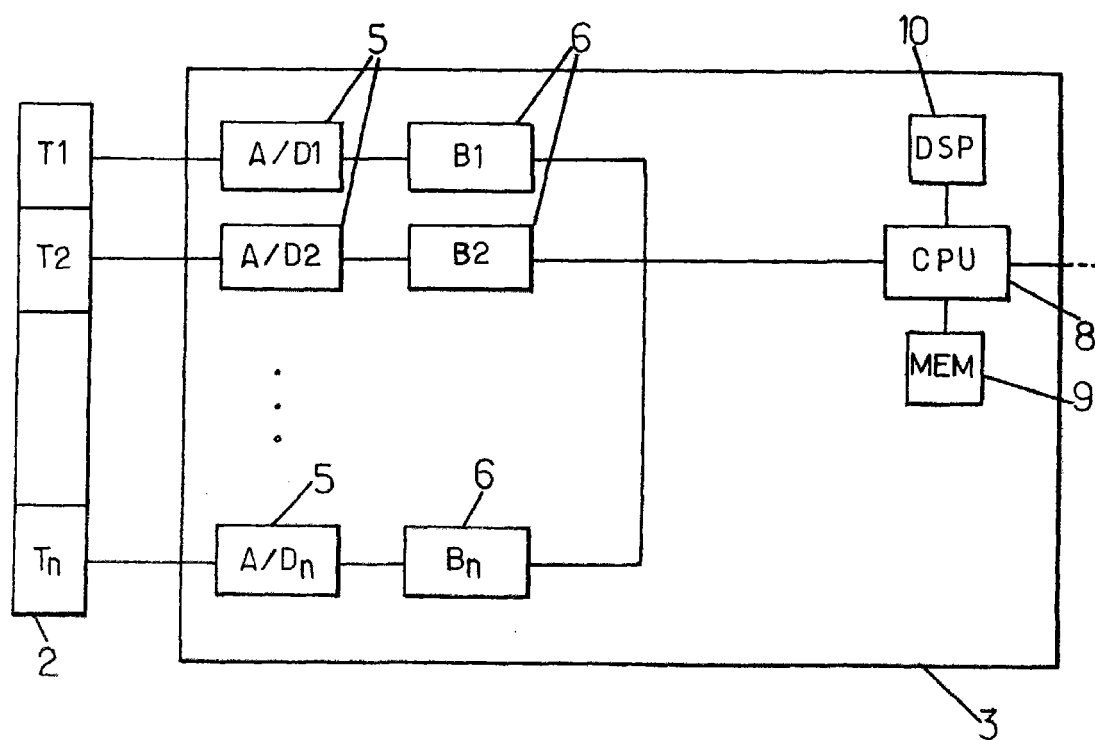


图 2

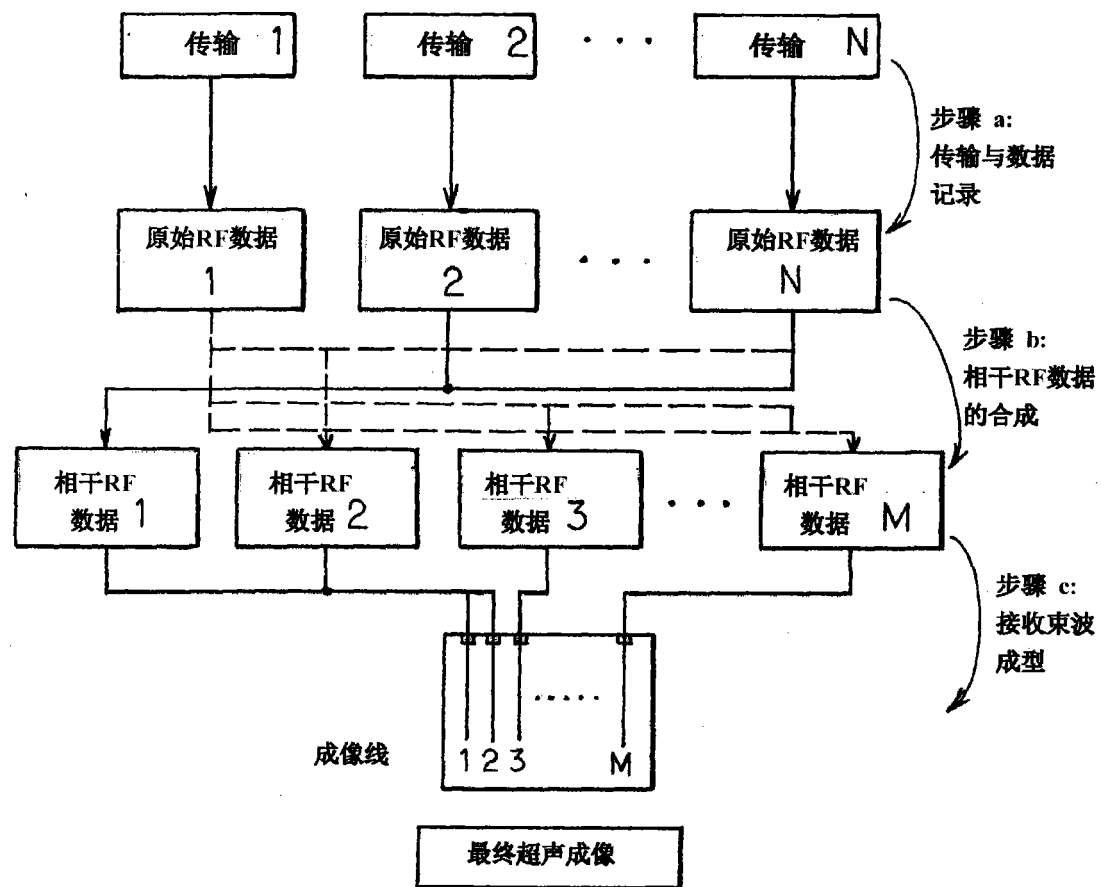


图 3

专利名称(译)	一种用于超声波合成成像的方法和装置		
公开(公告)号	CN101637395A	公开(公告)日	2010-02-03
申请号	CN200910127745.3	申请日	2009-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	超声成像公司		
申请(专利权)人(译)	超声成像		
当前申请(专利权)人(译)	超声成像		
[标]发明人	杰拉米勃可夫 克劳德克恩巴克利 米克尔坦特 玛蒂阿斯芬克 卡布里尔蒙达杜		
发明人	杰拉米·勃可夫 克劳德·克恩·巴克利 米克尔·坦特 玛蒂阿斯·芬克 卡布里尔·蒙达杜		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8977 G01S7/52049 G01S15/8997 G10K11/346 G01S15/8927		
代理人(译)	张恒康		
优先权	12/047645 2008-03-13 US		
其他公开文献	CN101637395B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于超声波成像的方法及其装置。该用于超声波成像的方法，至少包括以下步骤：一传输步骤，传送多个超声波至一成像区域，通过一分别响应于每个所述超声波的传感器阵列，分别获得一原始数据集，对于所述成像区域中多个成像位置中的每一个，所述超声波具有不同的空间频谱，代表时域信号的每个所述原始数据集通过对应超声波的所述传感器获得；一相干增强步骤，对于所述成像区域中的多个虚拟传送聚焦区域的每一个，从所述原始数据集，合成至少一个相干数据集；一波束成型步骤，对于包含在所述每个虚拟传送聚焦区域中的多个位置中的每一个，使用所述相干数据集，通过波束成型计算得到一个成像像素。

