



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109009107 A

(43)申请公布日 2018.12.18

(21)申请号 201810990067.2

(22)申请日 2018.08.28

(71)申请人 深圳市一体医疗科技有限公司
地址 518000 广东省深圳市南山区南山街
道白石路南沙河西路西深圳湾科技生
态园一区2栋B(座)11B01、11B02、
11B03、11B04

(72)发明人 杨帆 张晓峰 孙林

(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
限公司 44205
代理人 唐致明 洪铭福

(51)Int.Cl.
A61B 5/05(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)

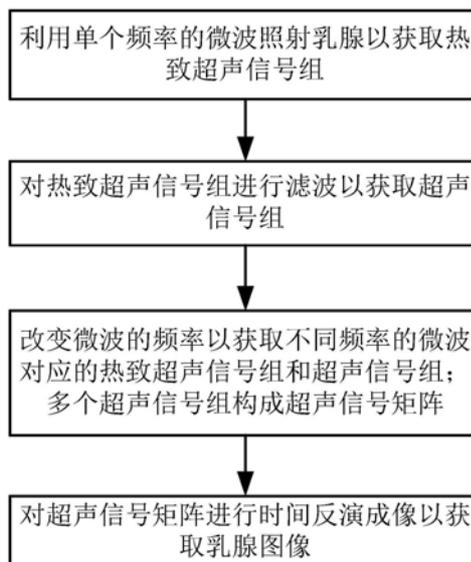
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种乳腺成像方法及其系统、计算机可读存储介质

(57)摘要

本发明公开了一种乳腺成像方法及其系统、计算机可读存储介质,其中,利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组,对热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组,通过改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组;多个超声信号组构成超声信号矩阵;对超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像;消除了乳腺中因腺体的非均匀致密性对图像造成的干扰,提高了乳腺成像的分辨率和对比度。



1. 一种乳腺成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组,所述热致超声信号组包括多个热致超声信号;

对所述热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组,所述超声信号组包括多个超声信号;

改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组;多个所述超声信号组构成超声信号矩阵;

对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

2. 根据权利要求1所述的乳腺成像方法,其特征在于,所述对所述热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组包括:

构造有限长单位冲激响应滤波器;

利用所述有限长单位冲激响应滤波器对所述热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组。

3. 根据权利要求1或2所述的乳腺成像方法,其特征在于,所述对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像包括:

通过自适应波束成形法估计所述超声信号矩阵的导向矢量;

根据所述导向矢量构造时间反演算子,利用所述时间反演算子对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

4. 一种乳腺成像系统,其特征在于,包括:

第一模块,用于利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组,所述热致超声信号组包括多个热致超声信号;

第二模块,用于对所述热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组,所述超声信号组包括多个超声信号;

第三模块,用于改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组;多个所述超声信号组构成超声信号矩阵;

第四模块,用于对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

5. 根据权利要求4所述的乳腺成像系统,其特征在于,所述第二模块用于构造有限长单位冲激响应滤波器;利用所述有限长单位冲激响应滤波器对所述热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组。

6. 根据权利要求4或5所述的乳腺成像系统,其特征在于,所述第四模块用于通过自适应波束成形法估计所述超声信号矩阵的导向矢量;根据所述导向矢量构造时间反演算子,利用所述时间反演算子对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

7. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,其上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现以下步骤:

利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组,所述热致超声信号组包括多个热致超声信号;

对所述热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组,所述超声信号组包括多个超声信号;

改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组;多个所

述超声信号组构成超声信号矩阵；

对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

一种乳腺成像方法及其系统、计算机可读存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及乳腺成像领域,尤其是一种乳腺成像方法及其系统、计算机可读存储介质。

背景技术

[0002] 在影像学中,通常采用X光摄片作为乳腺研究图像,然而X光由于是电离辐射,会给被检查者的身体带来较大的健康风险,而核磁共振成像由于自身的价格局限并不适合大范围使用。超声检测可以提供较好的分辨率,但非常依赖操作医师的经验并且耗时较长。为了克服上述成像技术的不足,近年来已经出现了多种新型的医学成像技术,包括在频谱中探索相对较少的又能够应用于医学影像的则是微波成像技术Microwave Imaging (MWI),基于微波技术的医学成像能够提供一种经济、安全和舒适的解决方案。微波包含频率从数百兆赫兹到数千兆赫兹的电磁波,在这个频段内电磁波与生物组织的相互作用取决于物质的介电常数。因此,不同生物组织,例如脂肪、肌肉、骨头等细胞在微波的作用下能够呈现出不同的电磁特性,可以满足微波成像技术对分辨率的要求。另外,微波热致超声成像技术也是微波成像技术的一种,它是基于人体组织对微波能量吸收会产生热弹性膨胀进而发出声波的原理,通过“微波引导-热声信号-超声成像”实现乳腺成像;为了得到热致超声信号,算法处理一般采用delay-and-sum (DAS) 的经典方式,它的优点是鲁棒性高,不需额外的信号处理,但是DAS的分辨率不足。而且乳腺所处的背景是各向异性并且非均匀电参数的复杂环境,上述方法经常遇到影像聚焦不准确的情形出现;即对于非均匀乳腺组织,热声成像面临特异性下降的挑战,乳腺图像的分辨率和对比度下降。

发明内容

[0003] 本发明旨在至少在一定程度上解决相关技术中的技术问题之一。为此,本发明的一个目的是提供一种乳腺成像方法及其系统、计算机可读存储介质,用于消除乳腺中因腺体的非均匀致密性对图像造成的干扰,提高乳腺成像的分辨率和对比度。

[0004] 本发明所采用的技术方案是:一种乳腺成像方法,包括以下步骤:

[0005] 利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组,所述热致超声信号组包括多个热致超声信号;

[0006] 对所述热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组,所述超声信号组包括多个超声信号;

[0007] 改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组;多个所述超声信号组构成超声信号矩阵;

[0008] 对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

[0009] 进一步地,所述对所述热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组包括:

[0010] 构造有限长单位冲激响应滤波器;

[0011] 利用所述有限长单位冲激响应滤波器对所述热致超声信号组进行滤波以获取超

声信号组。

[0012] 进一步地,所述对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像包括:

[0013] 通过自适应波束成形法估计所述超声信号矩阵的导向矢量;

[0014] 根据所述导向矢量构造时间反演算子,利用所述时间反演算子对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

[0015] 本发明所采用的另一技术方案是:一种乳腺成像系统,包括:

[0016] 第一模块,用于利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组,所述热致超声信号组包括多个热致超声信号;

[0017] 第二模块,用于对所述热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组,所述超声信号组包括多个超声信号;

[0018] 第三模块,用于改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组;多个所述超声信号组构成超声信号矩阵;

[0019] 第四模块,用于对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

[0020] 进一步地,所述第二模块用于构造有限长单位冲激响应滤波器;利用所述有限长单位冲激响应滤波器对所述热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组。

[0021] 进一步地,所述第四模块用于通过自适应波束成形法估计所述超声信号矩阵的导向矢量;根据所述导向矢量构造时间反演算子,利用所述时间反演算子对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

[0022] 本发明所采用的另一技术方案是:一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现以下步骤:

[0023] 利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组,所述热致超声信号组包括多个热致超声信号;

[0024] 对所述热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组,所述超声信号组包括多个超声信号;

[0025] 改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组;多个所述超声信号组构成超声信号矩阵;

[0026] 对所述超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

[0027] 本发明的有益效果是:

[0028] 本发明一种乳腺成像方法及其系统、计算机可读存储介质,其中,利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组,对热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组,通过改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组;多个超声信号组构成超声信号矩阵;对超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像;消除了乳腺中因腺体的非均匀致密性对图像造成的干扰,提高了乳腺成像的分辨率和对比度。

附图说明

[0029] 下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步说明:

[0030] 图1是本发明中一种乳腺成像方法的一具体实施例方法流程图;

[0031] 图2是本发明中一种乳腺成像方法的一具体实施例热致超声示意图;

[0032] 图3是本发明中一种乳腺成像方法中时间反演成像的一具体实施例方法流程图。

具体实施方式

[0033] 需要说明的是,在不冲突的情况下,本申请中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0034] 一种乳腺成像方法,参考图1,图1是本发明中一种乳腺成像方法的一具体实施例方法流程图;包括以下步骤:

[0035] 利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组,热致超声信号组包括多个热致超声信号。

[0036] 对热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组,超声信号组包括多个超声信号;具体地,构造有限长单位冲激响应滤波器;再利用有限长单位冲激响应滤波器对热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组。

[0037] 改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组;多个超声信号组构成超声信号矩阵。

[0038] 对超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。具体地,通过自适应波束成形法估计超声信号矩阵的导向矢量;根据导向矢量构造时间反演算子,利用时间反演算子对超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

[0039] 本发明的乳腺成像方法,消除了乳腺中因腺体的非均匀致密性对图像造成的干扰,提高了乳腺成像的分辨率和对比度。

[0040] 下面对乳腺成像方法进行具体说明:

[0041] 首先,利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组,热致超声信号组包括多个热致超声信号,改变微波的频率可以获得多个热致超声信号组,本实施例中,微波频率的范围为200MHz-800MHz。如图2所示,图2是本发明中一种乳腺成像方法的一具体实施例热致超声示意图;采用喇叭天线A对乳腺B发射一束短时微波脉冲,其3dB带宽为200MHz-800MHz。采用200MHz-800MHz的微波照射乳房,微波的能量被乳房组织吸收并转化为热能然后以超声的形式向外散射并被乳房周围的超声探头接收,即本实施例中,热致超声信号被围绕乳腺B布置的超声探头阵列所接收,超声探头阵列包括多个超声探头C。

[0042] 接着,本发明中,为了克服非均匀各项异性的乳房背景带来的影响,对经典的TR-MUSIC算法进行改进。通过构造有限长单位冲激响应滤波器;再利用有限长单位冲激响应滤波器对热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组。多个超声信号组构成超声信号矩阵,最后对超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。其中,经典的TR-MUSIC算法具体说明如下:定义 e_j 为发射的微波脉冲信号在第j个超声探头接收的超声信号, $G(r, r')$ 为乳房背景从位置 r' 到位置 r 的格林函数。因此超声探头接收到的热致超声信号可表示为乳房背景的格林函数与激励信号的乘积:

$$[0043] \quad \mathbf{y}_j(\omega) = \left\{ \begin{array}{l} [\sum_{m=1}^M \mathbf{G}(x_m, r_j, \omega, 1) \mathbf{f}_j(\omega, 1)], [\sum_{m=1}^M \mathbf{G}(x_m, r_j, \omega, 2) \mathbf{f}_j(\omega, 2)], \dots, \\ [\sum_{m=1}^M \mathbf{G}(x_m, r_j, \omega, p) \mathbf{f}_j(\omega, p)] \end{array} \right\}^T \quad (1)$$

[0044] 其中定义 $\mathbf{f}_j(\omega, p)$ 为微波加热后超声的激励信号; $p=1, 2, \dots, L$; p 为离散化超声信号的长度,即离散化每一个超声信号的接收时间,其范围不应小于热致超声信号在乳房中的往返时间。为了方程简洁并不失一般性,后续的函数省略了 p ; $m=1, 2, \dots, M$; x_m 为乳房

中的M个强散射点位置； ω 为激励乳房的微波频率。

[0045] 定义时间反演算子 Γ 为：

$$[0046] \quad \Gamma = K^H K \quad (2)$$

[0047] 其中K为时间反演的转移函数，H为复共轭转置。

$$[0048] \quad K = \sum_{m=1}^M \mathbf{g}_m \mathbf{g}_m^T \quad (3)$$

[0049] 其中 $\mathbf{g}_m(\mathbf{r}, \omega) = [G(\mathbf{r}_1, \mathbf{x}_m, \omega), G(\mathbf{r}_2, \mathbf{x}_m, \omega), \dots, G(\mathbf{r}_N, \mathbf{x}_m, \omega)]^T$ 为成像区域内位置 \mathbf{r} 处的格林函数向量， $\mathbf{r}_n, n=1, 2, \dots, N$ ； \mathbf{r}_n 为乳房周围的N个超声探头的位置。格林函数表示为：

$$[0050] \quad \mathbf{G}(\mathbf{r}, \mathbf{x}) = \left(\bar{\mathbf{I}} + \frac{\nabla \nabla}{\gamma^2} e^{j\gamma|\mathbf{r}-\mathbf{x}|/4\pi} |\mathbf{r}-\mathbf{x}| \right) \quad (4)$$

[0051] 其中 γ 为波数。对方程(2)进行奇异值分解singular value decomposition (SVD)，可以得到：

$$[0052] \quad \Gamma = U(\omega) \Phi V(\omega) \quad (5)$$

[0053] 其中U和V为左、右奇异值向量， Φ 为包含奇异值的对角矩阵，奇异值对应为乳房中的强散射点及噪声信号，他们的差别在于奇异值的大小。TR-MUSIC随频率变化的经典谱函数表示为：

$$[0054] \quad \mathbf{I}(\mathbf{r})_{TR-MUSIC} = \frac{1}{\sum_{m=1}^N \|\mathbf{v}_m^H \mathbf{g}_m(\mathbf{r})\|^2} \quad (6)$$

[0055] 基于上述经典的TR-MUSIC算法，本发明构造新的时间反演矩阵 Γ 。首先，构造一个有限长单位冲激响应滤波器，其权重向量为 $\mathbf{W}_j = [w_{j-\Theta/2}^T, \dots, w_{j-1}^T, w_{j+1}^T, \dots, w_{j+\Theta/2}^T]^T$ 。滤波器的长度为 Θ ， Θ 的选择根据超声探头的分布和数量决定，但滤波器的长度应小于超声探头的总数。最优的滤波器的权重可表示为：

$$[0056] \quad \mathbf{W}_j = \arg \min_{\mathbf{w}} \sum_{i=1, i \neq j}^{\Theta} \|y_j(\omega) - \mathbf{w}_j^T \mathbf{y}_i(\omega)\|^2 \quad (7)$$

[0057] 对方程(7)的优化解表示为：

$$[0058] \quad \mathbf{W}_j = \mathbf{R}^{-1} \mathbf{S}_j \quad (8)$$

[0059] R为接收超声信号的协方差矩阵， $\mathbf{S}_j = \frac{1}{\Theta} \sum_{i=1, i \neq j}^{\Theta} y_i(\omega) y_j(\omega)$ ；

[0060] 协方差矩阵可由离散点的抽样估计：

$$[0061] \quad \tilde{\mathbf{R}} = \frac{1}{\Theta} \sum_{i=1, i \neq \Theta}^{\Theta} y_i(\omega) y_i(\omega)^T \quad (9)$$

[0062] 由于协方差矩阵经常存在噪声，因此，采用低秩的协方差估计矩阵：

$$[0063] \quad \tilde{\mathbf{R}}_t^{-1} = \sum_{i=1}^q \frac{1}{\mu_i} \mathbf{F}_i \mathbf{F}_i^T \quad (10)$$

[0064] 其中 $\mathbf{F}_i, 1 \leq i \leq q$ 为协方差抽样矩阵的奇异值向量，对应的奇异值为 $\mu_i, 1 \leq i \leq q$ 。则方程(8)中的 \mathbf{R}^{-1} 可由方程(10)代替。

$$[0065] \quad x_j(\omega, p) = y_j(\omega, p) - \mathbf{W}_j^T \mathbf{y}(\omega), p = 1, 2, \dots, L \quad (11)$$

[0066] 则，

$$[0067] \quad \mathbf{x}_j(\omega) = [x_j(\omega, 1), x_j(\omega, 2), \dots, x_j(\omega, L)]^T \quad (12)$$

[0068] 至此，可以得到由单一微波频率激励产生的N个经过滤波的超声信号：

[0069] $X(\omega) = [x_1(\omega), x_2(\omega), \dots, x_N(\omega)]^T$ (13)

[0070] 接着,为了准确估计超声矩阵信号中的导向矢量,本发明提出使用多个微波频率激励产生超声信号,并对F个微波激励频率构造一个F×N的超声信号矩阵:

[0071] $\bar{X} = [X(1), X(2), \dots, X(F)]^T$ (14)

[0072] 可将式(14)表示为 $\bar{X} = \mathbf{a}(p)\xi(p) + \mathbf{e}(p)$,其中 $\mathbf{a}(p)$ 为矩阵信号的导向矢量, $\xi(p)$ 为拟恢复信号即由乳腺产生的热致超声信号, $\mathbf{e}(p)$ 代表体内其它噪声和干扰信号。参考图3,图3是本发明中一种乳腺成像方法中时间反演成像的一具体实施例方法流程图;由于乳房的复杂环境导致导向矢量失真,对导向矢量的正确估计可以增强成像质量。因此采取自适应波束成形方法估计导向矢量。首先,定义经过预处理的理想导向矢量为 $\tilde{\mathbf{a}} = [1, \dots, 1]^T$,则 $\|\mathbf{a}(p) - \tilde{\mathbf{a}}\|^2 \leq \varsigma$ 为导向矢量的约束条件, ς 为一个经验值常数。对使得信号能量 ρ^2 最大的导向矢量优化可表示为:

[0073] $\max_{\rho^2, \mathbf{a}} \rho^2$ (15)

[0074] s.t. $\mathbf{R}_{\bar{X}} - \rho^2 \mathbf{a} \mathbf{a}^T \geq 0, \|\mathbf{a} - \tilde{\mathbf{a}}\|^2 \leq \varsigma$

[0075] 其中协方差矩阵表示为,

[0076] $\mathbf{R}_{\bar{X}} = \frac{1}{F} \sum_{f=1}^F \bar{X} \bar{X}^T$ (16)

[0077] 方程(15)的解为:

[0078] $\hat{\rho}^2 = \frac{1}{\mathbf{a}^T \mathbf{R}_{\bar{X}}^{-1} \mathbf{a}}$ (17)

[0079] 为了最大化能量 $\hat{\rho}^2$,可以最小化方程(17)的分母,得到:

[0080] $\max_{\mathbf{a}} \mathbf{a}^T \mathbf{R}_{\bar{X}}^{-1} \mathbf{a}$ s.t. $\|\mathbf{a} - \tilde{\mathbf{a}}\|^2 \leq \varsigma$ (18)

[0081] 采用拉格朗日乘子求解方程(18)得到导向矢量的估计为:

[0082] $\hat{\mathbf{a}} = \tilde{\mathbf{a}} - [\mathbf{I} + \varphi \mathbf{R}_{\bar{X}}^{-1}]^{-1} \tilde{\mathbf{a}}$ (19)

[0083] 其中 φ 为实数拉格朗日乘子。拉格朗日乘子的解可表示为求一个线性函数的零点,即:

[0084] $\sum_{f=1}^F \frac{\alpha_n^2}{(1 + \varphi \beta_n)^2} = \varsigma$ (20)

[0085] 其中 $\alpha_n = \Psi \tilde{\mathbf{a}}$, Ψ 为对协方差矩阵 $\mathbf{R}_{\bar{X}}$ 经过特征值分解 $\mathbf{R}_{\bar{X}} = \Psi \Omega \Psi^T$ 得到的特征向量。 Ω 是 Ψ 对应的特征值对角矩阵。求解方程(20)的零点通常采用经典的牛顿方法。但是由于给定常数 ς 下经常会导致牛顿方法不收敛,因此本发明将 ς 作为一个实数变量,在给定一个不十分大的范围内可变,例如 $0.1 < \varsigma < 10^5$ 。引入粒子群优化算法求解式(20)中的 φ 。

[0086] 定义粒子群算法中的当前时刻的位置 $z_{i,n}(t)$ 和速度 $v_{i,n}(t)$ 表示为:

[0087] $\mathbf{Z}_i(t) = (z_{i,1}(t), z_{i,2}(t), \dots, z_{i,N_{\text{PSO}}}(t))$
 $\mathbf{V}_i(t) = (v_{i,1}(t), v_{i,2}(t), \dots, v_{i,N_{\text{PSO}}}(t))$ (21)

$z_{i,n}(t), v_{i,n}(t) \in R^N, i = 1, 2, \dots, P$

[0088] 其中P是粒子的数目, N_{PSO} 是粒子群的维度。经过迭代粒子群的下一时刻的位置和速度更新为:

[0089] $v_{i,n}(t+1) = W_{\text{pso}} \cdot v_{i,n}(t) + c_1 \cdot d_1 \cdot [p_{\text{best}} - x_{i,n}(t)] + c_2 \cdot d_2 \cdot [g_{\text{best}} - z_{i,n}(t)]$
(22)

[0090] $z_{i,n}(t+1) = z_{i,n}(t) + v_{i,n}(t+1)$

[0091] 其中 c_1, c_2 为加速常数, d_1, d_2 是 $[0, 1]$ 之间的随机数。 $p_{\text{best}}, g_{\text{best}}$ 分别为粒子群优化过程中的局部最优和全局最优的位置。

[0092] 将经过粒子群优化得到的 φ 代入式(19)得到拟估计的导向矢量 $\hat{\mathbf{a}}$,再将导向矢量代入加权因子:

$$[0093] \quad \bar{\mathbf{W}} = \frac{\mathbf{R}_{\bar{\mathbf{X}}}^{-1} \hat{\mathbf{a}}}{\hat{\mathbf{a}}^T \mathbf{R}_{\bar{\mathbf{X}}}^{-1} \hat{\mathbf{a}}} \quad (23)$$

[0094] 这时可以得到较准确的散射信号 ξ :

$$[0095] \quad \xi = |\bar{\mathbf{W}}^T \bar{\mathbf{X}}|^T \quad (24)$$

[0096] 用方程(24)代替方程(1)重新构造反演算子:

$$[0097] \quad \bar{\mathbf{\Gamma}} = \bar{\mathbf{K}}^H \bar{\mathbf{K}} \quad (25)$$

[0098] 最后,得到的新反演算子 $\bar{\mathbf{\Gamma}}$ 用于更新谱方程得到热致超声的空间分布图像,得到

$$[0099] \quad \bar{\mathbf{I}}(\mathbf{r}) = \frac{1}{\sum_{m=1}^M \|\bar{\mathbf{v}}_m^H \bar{\mathbf{g}}_m(\mathbf{r})\|^2} \quad (26)$$

[0100] 式(26)中 $\bar{\mathbf{I}}(\mathbf{r})$ 为对乳房区域内任意位置 \mathbf{r} 计算得到的热致超声能量强度。根据谱函数 $\bar{\mathbf{I}}(\mathbf{r})$ 得到乳腺的微波热致超声图像。

[0101] 本发明的乳腺成像方法,分为两步,第一步对于单个微波频率激励产生的超声信号矩阵即热致超声信号组,构造一种有限长单位冲激响应滤波器,对其进行滤波后得到新的 $N \times 1$ 超声信号向量即超声信号组, N 为超声探头的个数。第二步中,改变微波频率,得到 F 个不同微波频率激励产生的 $N \times 1$ 超声信号向量, F 为微波频率的个数, F 个 $N \times 1$ 超声信号向量构建成新的 $F \times N$ 超声信号矩阵,然后对 $F \times N$ 超声信号矩阵进行时间反演成像,消除乳腺中因腺体的非均匀致密对图像造成的影响。

[0102] 基于上述乳腺成像方法,本发明还提出一种乳腺成像系统,包括:

[0103] 第一模块,用于利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组,热致超声信号组包括多个热致超声信号。本实施例中,参考图2,第一模块为天线和超声探头,天线用于发射微波信号,具体地,可以采用喇叭天线来实现;而超声探头用于接收热致超声信号。

[0104] 第二模块,用于对热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组,超声信号组包括多个超声信号;具体地,第二模块用于构造有限长单位冲激响应滤波器;利用有限长单位冲激响应滤波器对热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组。

[0105] 第三模块,用于改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组;多个超声信号组构成超声信号矩阵。

[0106] 第四模块,用于对超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。具体地,第四模块用于通过自适应波束成形法估计超声信号矩阵的导向矢量;根据导向矢量构造时间反演算子,利用时间反演算子对超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

[0107] 一种乳腺成像系统的具体工作过程参照上述乳腺成像方法的描述,不再赘述。

[0108] 本发明还提供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

处理器执行时实现以下步骤：

[0109] 利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组，热致超声信号组包括多个热致超声信号；

[0110] 对热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组，超声信号组包括多个超声信号；

[0111] 改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组；多个超声信号组构成超声信号矩阵；

[0112] 对超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像。

[0113] 一种计算机可读存储介质所存储的计算机程序的执行过程参照上述乳腺成像方法的描述，不再赘述。

[0114] 以上是对本发明的较佳实施进行了具体说明，但本发明创造并不限于所述实施例，熟悉本领域的技术人员在不违背本发明精神的前提下还可做出种种的等同变形或替换，这些等同的变形或替换均包含在本申请权利要求所限定的范围内。

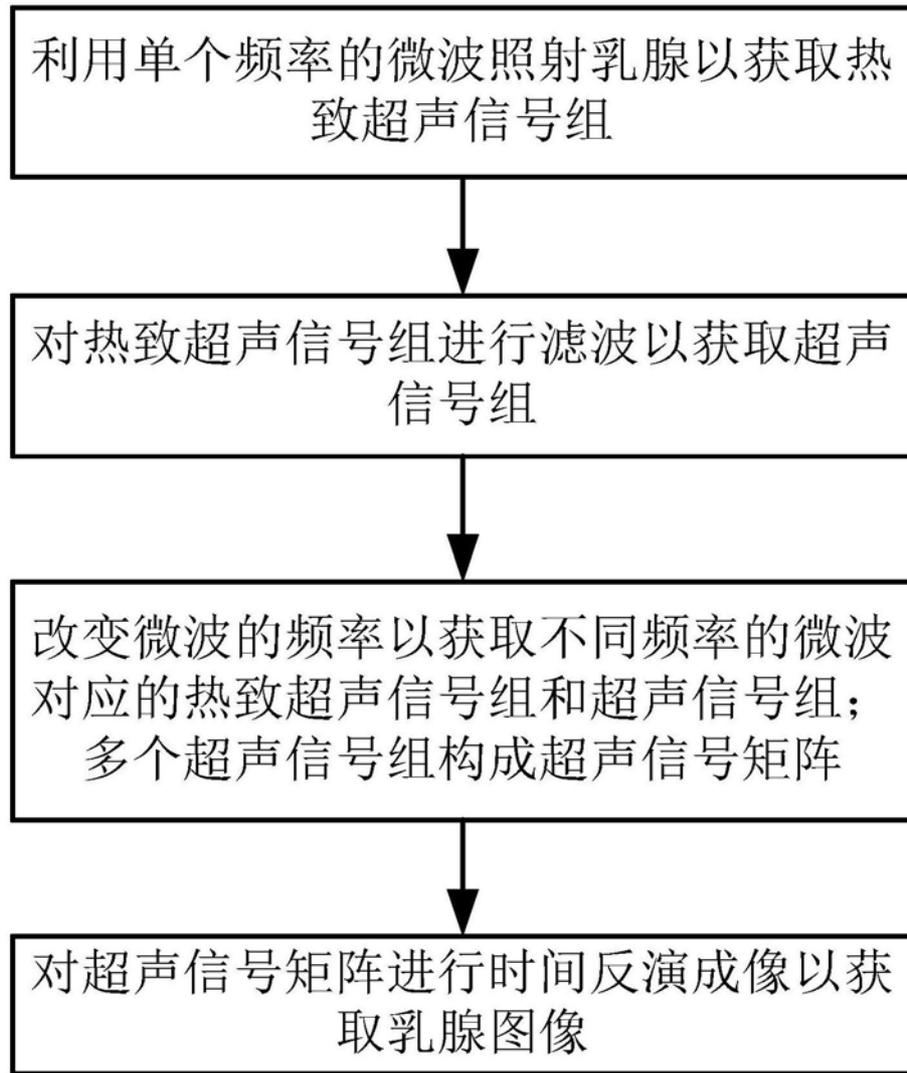


图1

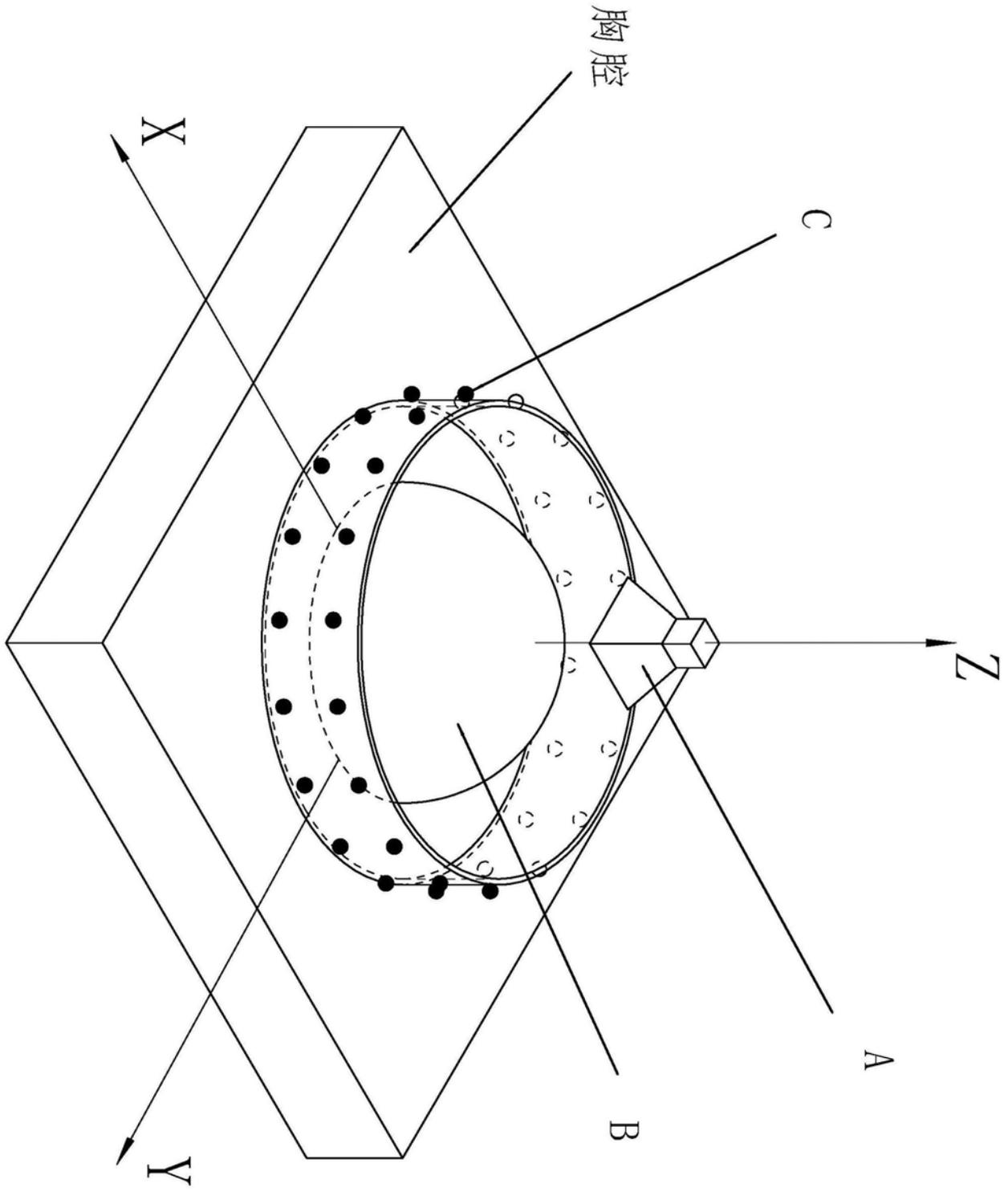


图2

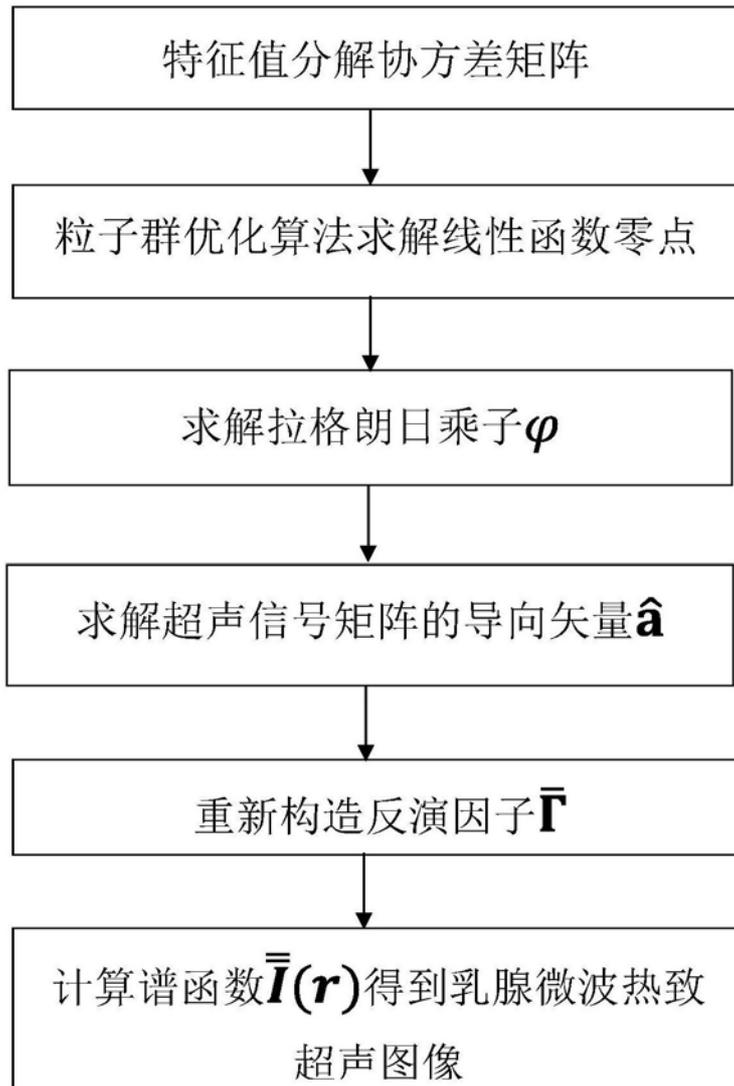


图3

专利名称(译)	一种乳腺成像方法及其系统、计算机可读存储介质		
公开(公告)号	CN109009107A	公开(公告)日	2018-12-18
申请号	CN201810990067.2	申请日	2018-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市一体医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市一体医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市一体医疗科技有限公司		
[标]发明人	杨帆 张晓峰 孙林		
发明人	杨帆 张晓峰 孙林		
IPC分类号	A61B5/05 A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0507 A61B5/4312 A61B5/72 A61B8/00 A61B8/0825 A61B8/5238		
代理人(译)	洪铭福		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种乳腺成像方法及其系统、计算机可读存储介质，其中，利用单个频率的微波照射乳腺以获取热致超声信号组，对热致超声信号组进行滤波以获取超声信号组，通过改变微波的频率以获取不同频率的微波对应的热致超声信号组和超声信号组；多个超声信号组构成超声信号矩阵；对超声信号矩阵进行时间反演成像以获取乳腺图像；消除了乳腺中因腺体的非均匀致密性对图像造成的干扰，提高了乳腺成像的分辨率和对比度。

