



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109157215 B

(45) 授权公告日 2021.09.28

(21) 申请号 201810995432.9
 (22) 申请日 2018.08.29
 (65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 109157215 A
 (43) 申请公布日 2019.01.08
 (73) 专利权人 中国医学科学院生物医学工程研究所
 地址 300192 天津市南开区白堤路236号
 (72) 发明人 马任 刘志朋 殷涛
 (74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理事务所 12201
 代理人 杜文茹
 (51) Int. Cl.
 A61B 5/0522 (2021.01)
 A61B 5/0536 (2021.01)
 A61B 8/08 (2006.01)
 G06T 11/00 (2006.01)

(56) 对比文件
 CN 104146708 B, 2016.07.06
 US 2012296202 A1, 2012.11.22
 CN 104146708 A, 2014.11.19
 CN 1491404 A, 2004.04.21
 US 2002154727 A1, 2002.10.24
 WO 2009121903 A1, 2009.10.08
 JP 2018086204 A, 2018.06.07
 Ma Ren等.《A 3D reconstruction algorithm for magneto-acoustic tomography with magnetic induction based on ultrasound transducer characteristics》.《PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY》.2016,第61卷
 Xia Hui等.《Research on imaging method of magneto-acoustic microscopy based on acousticlens》.《2017 13th IEEE International Conference on Electronic Measurement & Instruments (ICEMI)》.2017,

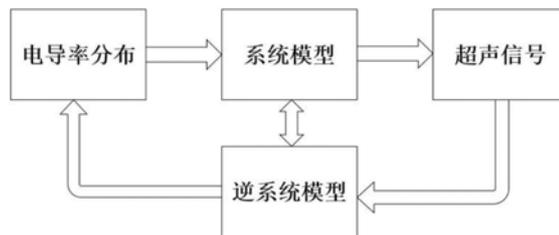
审查员 邱园

权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称
 一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法

(57) 摘要
 一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法:用改进的CT Shepp-Logan结构模型构建电导率仿真模型;根据实验条件设置和声换能器检测参数,构建磁感应磁声成像系统矩阵;基于电导率仿真模型和磁感应磁声成像系统矩阵,获取超声声压信号;求解磁感应磁声成像系统矩阵的特征值和特征向量;根据磁感应磁声成像系统矩阵的特征值和特征向量,计算逆系统矩阵,并获得重建电导率分布图像。本发明将受噪声影响较大的特征值与特征向量舍弃,充分利用具备良好抗噪声特性的特征值与特征向量,在系统矩阵模型的基础上完善了磁声成像正逆问题求解。本发明的方法也可以普遍适用于各种声学

逆问题的实验信号图像重建。



CN 109157215 B

1. 一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法,其特征在于,包括如下步骤:

1) 用改进的CT Shepp-Logan结构模型构建电导率仿真模型;包括:将由10个不同椭圆构成的改进的CT Shepp-Logan结构模型的将最外层椭圆去除,形成由9个大小和偏向角各不相同的椭圆的几何模型,将每一个椭圆的CT值修改为相应的电导率值,构成用于磁感应磁声成像研究的电导率仿真模型;

2) 根据实验条件设置和声换能器检测参数,构建磁感应磁声成像系统矩阵;

3) 基于步骤1)的电导率仿真模型和步骤2)的磁感应磁声成像系统矩阵,获取超声声压信号;

4) 求解步骤2)构建的磁感应磁声成像系统矩阵的特征值和特征向量;

5) 根据步骤4)获得的磁感应磁声成像系统矩阵的特征值和特征向量,计算逆系统矩阵,并获得重建电导率分布图像。

2. 根据权利要求1所述的一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法,其特征在于,步骤2)包括:将若干个用于接收脉冲超声源信号的声换能器均匀分布在一个圆环上,将实施区域的所有声源点都置于所述的圆环内,采用点源脉冲响应法,分别对每一个声源点施加脉冲超声源,每对一个声源点施加一次脉冲超声源,若干个声换能器就接收一次脉冲超声源信号,得到每一个声源点的超声声压信号,将每一个声源点的超声声压信号做为矩阵列,所有声源点的声压正弦图构成磁感应磁声成像系统矩阵。

3. 根据权利要求1所述的一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法,其特征在于,步骤3)是:通过矩阵乘法或自由空间格林函数方法,将步骤1)建立的电导率仿真模型,经过步骤2)构建的磁感应磁声成像系统矩阵,转化为与若干个声换能器个数相同的超声声压信号。

4. 根据权利要求1所述的一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法,其特征在于,步骤4)是:采用奇异值分解方法对磁感应磁声成像系统矩阵进行分解,得到两个酉矩阵和一个对角矩阵,对角矩阵的对角线元素为磁感应磁声成像系统矩阵的特征值,两个酉矩阵则为磁感应磁声成像系统矩阵的特征向量。

5. 根据权利要求1所述的一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法,其特征在于,步骤5)包括:选取磁感应磁声成像系统矩阵特征值中大于等于超声声压信号噪声级别的特征值,采用截断的奇异值方法,利用逆矩阵中特征值与特征向量之间的关系,构建磁感应磁声成像系统矩阵的逆矩阵,将所述的逆矩阵与步骤2)中获得超声声压信号相乘,获得重建电导率分布图像。

一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种电导率图像重建方法。特别是涉及一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法。

背景技术

[0002] 磁感应磁声成像的基本原理是将待检测组织置于一稳恒磁场中,同时外加相同方向的频率为超声波段的脉冲变化磁场,根据麦克斯韦方程电磁理论,变化的磁场(可以为阶跃磁场或脉冲磁场)在存在电导率的组织内部产生感应电流,在静磁场的作用下,感应电流在垂直方向受到洛仑兹力的作用从而激发组织局部粒子发生振动,振动的频率与时变磁场的频率相同。该振动由成像物体内部向外传播,产生包含成像物体电磁特性的超声信号。在组织周围用声换能器检测接收超声信号,该超声信号携带了组织的电特性信息,可以通过重建算法重建出反映组织病理生理功能变化的电导率分布图像。其目的是,在组织密度发生改变之前的电特性(电导率)变化进行检测,从而为疾病尤其是肿瘤的早期诊断提供依据。磁声耦合成像技术将阻抗成像技术与超声成像技术结合起来,发挥两种成像技术的长处,主要体现在磁场激励不会受到体表的低电导率组织影响,屏蔽效应小,重建图像具有较高的对比度和分辨率。目前该技术已经成为功能成像领域一个新的研究热点。

[0003] 在磁声成像中,磁场、感应涡电流及声压是时间和空间的函数,根据生物组织中电场磁场声场的机电耦合机制,声压分布由如下波动方程表示:

$$[0004] \quad \nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = \nabla \cdot [\mathbf{J}(\mathbf{r}, t) \times \mathbf{B}_0]$$

[0005] 其中 c_s 是声在组织中传播的速度, $p(\mathbf{r}, t)$ 是声压场的时空分布, $\mathbf{J}(\mathbf{r}, t)$ 是感应涡流密度, \mathbf{r} 为无界空间中的任意一点, $\nabla \cdot [\mathbf{J}(\mathbf{r}, t) \times \mathbf{B}_0]$ 是声振源。

[0006] 可以从上述波动方程式得出,在已知稳恒磁场和激励电压的情况下,对于一定电导率分布的成像体,声源分布与组织的电导率分布有关,而声源又经过传播得到声压分布场,该场与检测到的声压有关。由此可见,磁感应磁声成像的是通过采集边界超声信号重建组织内部的电导率分布。

[0007] 经过对现有方法的检索,磁感应磁声成像实验的信噪比极低,成像精度较差。目前基于时间反转法的图像重建算法势必会造成重建图像分辨率较低。由于检测声信号含有成像体的电导率信息,实验系统中的特征值和特征向量则包含了磁声信号从产生,传播到接收的全过程,因此其具备了良好的抗噪声性能。

发明内容

[0008] 本发明所要解决的技术问题是,提供一种充分利用具备良好抗噪声特性的特征值与特征向量,在系统矩阵模型的基础上完善了磁声成像正逆问题求解的基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法。

[0009] 本发明所采用的技术方案是:一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方

法,包括如下步骤:

[0010] 1) 用改进的CT Shepp-Logan结构模型构建电导率仿真模型;

[0011] 2) 根据实验条件设置和声换能器检测参数,构建磁感应磁声成像系统矩阵;

[0012] 3) 基于步骤1)的电导率仿真模型和步骤2)的磁感应磁声成像系统矩阵,获取超声声压信号;

[0013] 4) 求解步骤2)构建的磁感应磁声成像系统矩阵的特征值和特征向量;

[0014] 5) 根据步骤4)获得的磁感应磁声成像系统矩阵的特征值和特征向量,计算逆系统矩阵,并获得重建电导率分布图像。

[0015] 步骤1)包括:将由10个不同椭圆构成的改进的CT Shepp-Logan结构模型的将最外层椭圆去除,形成由9个大小和偏向角各不相同的椭圆的几何模型,将每一个椭圆的CT值修改为相应的电导率值,构成用于磁感应磁声成像研究的电导率仿真模型。

[0016] 步骤2)包括:将若干个用于接收脉冲超声源信号的声换能器均匀分布在一个圆环上,将实施区域的所有声源点都置于所述的圆环内,采用点源脉冲响应法,分别对每一个声源点施加脉冲超声源,每对一个声源点施加一次脉冲超声源,若干个声换能器就接收一次脉冲超声源信号,得到每一个声源点的超声声压信号,将每一个声源点的超声声压信号做为矩阵列,所有声源点的声压正弦图构成磁感应磁声成像系统矩阵。

[0017] 步骤3)是:通过矩阵乘法或自由空间格林函数方法,将步骤1)建立的电导率仿真模型,经过步骤2)构建的磁感应磁声成像系统矩阵,转化为与若干个声换能器个数相同的超声声压信号。

[0018] 步骤4)是:采用奇异值分解方法对磁感应磁声成像系统矩阵进行分解,得到两个酉矩阵和一个对角矩阵,对角矩阵的对角线元素为磁感应磁声成像系统矩阵的特征值,两个酉矩阵则为磁感应磁声成像系统矩阵的特征向量。

[0019] 步骤5)包括:选取磁感应磁声成像系统矩阵特征值中大于等于超声声压信号噪声级别的特征值,采用截断的奇异值方法,利用逆矩阵中特征值与特征向量之间的关系,构建磁感应磁声成像系统矩阵的逆矩阵,将所述的逆矩阵与步骤2)中获得超声声压信号相乘,获得重建电导率分布图像。

[0020] 本发明的一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法,采用截断奇异值方法,可将一个固定系统抽象成一个系统矩阵,通过分析其特征值机特征向量精确重建电导率分布,无噪声情况下重建电导率分布与原始电导率分布的差异度很小,在噪声很强的情况下,具有良好的抗噪性能。将受噪声影响较大的特征值与特征向量舍弃,充分利用具备良好抗噪声特性的特征值与特征向量,在系统矩阵模型的基础上完善了磁声成像正逆问题求解。本发明的方法也可以普遍适用于各种声学逆问题的实验信号图像重建。

附图说明

[0021] 图1是本发明基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法示意图;

[0022] 图2是磁感应磁声成像系统矩阵特征值曲线;

[0023] 图3是基于磁感应磁声成像系统矩阵重建方法数值仿真示意图;

[0024] 图4a为信噪比为80dB图像重建结果示意图;

[0025] 图4b为当信噪比为10dB时,使用特征值为2500的电导率重建结果示意图;

[0026] 图4c为当信噪比为10dB时,使用特征值为5000的电导率重建结果示意图。

具体实施方式

[0027] 下面结合实施例和附图对本发明的一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法做出详细说明。

[0028] 本发明的一种基于系统矩阵的磁感应磁声电导率图像重建方法,如图1所示,包括如下步骤:

[0029] 1) 用改进的CT Shepp-Logan结构模型构建电导率仿真模型;

[0030] 是将由10个不同椭圆构成的改进的CT Shepp-Logan结构模型的将最外层椭圆去除,形成由9个大小和偏向角各不相同的椭圆的几何模型,将每一个椭圆的CT值修改为相应的电导率值,构成用于磁感应磁声成像研究的电导率仿真模型。

[0031] 2) 根据实验条件设置和声换能器检测参数,构建磁感应磁声成像系统矩阵;包括:

[0032] 将若干个用于接收脉冲超声源信号的声换能器均匀分布在一个圆环上,将实施区域的所有声源点都置于所述的圆环内,采用点源脉冲响应法,分别对每一个声源点施加脉冲超声源,每对一个声源点施加一次脉冲超声源,若干个声换能器就接收一次脉冲超声源信号,得到每一个声源点的超声声压信号,将每一个声源点的超声声压信号做为矩阵列,所有声源点的声压正弦图构成磁感应磁声成像系统矩阵。

[0033] 假设对于一个 $n \times n$ 的电导率成像区域,检测换能器个数为 m ,每个换能器的采样点数为 k ,即可得到磁感应磁声成像的系统矩阵如下式所示:

$$[0034] \quad \begin{matrix} m \\ \left. \begin{matrix} 1st\ k \\ 2nd\ k \\ \vdots \\ mth\ k \end{matrix} \right\} \end{matrix} \left[\begin{matrix} & & & \\ & & & \\ & & A & \\ & & \vdots & \\ & & & \end{matrix} \right] \begin{matrix} n^2 \\ \left. \begin{matrix} \\ \\ \\ \end{matrix} \right\} \end{matrix} x = \begin{matrix} \\ \\ \\ \end{matrix} b \left. \begin{matrix} \\ \\ \\ \end{matrix} \right\} mk$$

[0035] 3) 基于步骤1)的电导率仿真模型和步骤2)的磁感应磁声成像系统矩阵,获取超声声压信号;

[0036] 是通过矩阵乘法或自由空间格林函数方法,将步骤1)建立的电导率仿真模型,经过步骤2)构建的磁感应磁声成像系统矩阵,转化为与若干个声换能器个数相同的超声声压信号。其中,

[0037] 所述矩阵乘法公式如下:

$$[0038] \quad Ax = b$$

[0039] 式中, A 为磁感应磁声成像系统矩阵, x 为电导率仿真模型, b 为超声声压信号;

[0040] 所述自由空间格林函数方法公式如下:

$$[0041] \quad p(r, t) = -\frac{1}{4\pi} \iiint_{\Omega} dr' [\nabla \sigma \times E(r', t) + \sigma \nabla \times E(r', t)] \frac{\delta(t - |r - r'|/c_s)}{|r - r'|}$$

[0042] 式中, $p(r, t)$ 表示在矢量点 r 处,时刻 t 的超声声压大小, σ 为电导率分布, $E(r', t)$ 表示在矢量点 r' 处,时刻 t 的感应电场强度大小, $\delta(t)$ 为脉冲函数, c_s 为超声在介质中的传播速度;

[0043] 4) 求解步骤2) 构建的磁感应磁声成像系统矩阵的特征值和特征向量;

[0044] 是采用奇异值分解方法对磁感应磁声成像系统矩阵进行分解,得到两个酉矩阵和一个对角矩阵,对角矩阵的对角线元素为磁感应磁声成像系统矩阵的特征值,两个酉矩阵则为磁感应磁声成像系统矩阵的特征向量。具体如下式所示:

$$[0045] \quad A=U\Sigma V^T$$

[0046] 其中,A为磁感应磁声成像系统矩阵,U与V为磁感应磁声成像系统矩阵的特征向量,上标T表示为磁感应磁声成像系统矩阵的转置, Σ 为磁感应磁声成像系统矩阵的特征值对角矩阵,其特征值曲线如附图2所示。

[0047] 5) 根据步骤4) 获得的磁感应磁声成像系统矩阵的特征值和特征向量,计算逆系统矩阵,并获得重建电导率分布图像;包括:

[0048] 选取磁感应磁声成像系统矩阵特征值中大于等于超声声压信号噪声级别的特征值,采用截断的奇异值方法,利用逆矩阵中特征值与特征向量之间的关系,构建磁感应磁声成像系统矩阵的逆矩阵,将所述的逆矩阵与步骤2) 中获得超声声压信号相乘,获得重建电导率分布图像。

[0049] 磁感应磁声成像系统矩阵A的逆矩阵可以通过下式计算为:

$$[0050] \quad A^{-1}=V\Sigma^{-1}U^T$$

[0051] 基于系统矩阵重建电导率分布图像的仿真流程如附图3所示,构建的磁感应磁声成像系统矩阵的逆矩阵,该逆矩阵与获得超声声压信号 $p(r, t)$ 或 b 相乘即可获得重建电导率分布图像。通过该方法重建得到的电导率分布图像如图4a、图4b、图4c所示,图4a为信噪比为80dB重建结果,当信噪比为10dB时,图4b为使用特征值为2500的电导率重建结果,图4c为使用特征值为5000的电导率重建结果。由图4a、图4b、图4c的重建结果可见,当信噪比很高时,使用本发明的方法可以得到与原始电导率分布几乎一致的重建结果。当信噪比极低时,由于噪声的影响,采用截断的奇异值方法(TSVD)选取在噪声级别之上的特征值,当选取特征值数量少时,结果只显示重建的大概轮廓,而内部信息则无法重建,当选取特征值数量多时,结果显示出更多的电导率分布内部信息,证明磁感应磁声成像系统矩阵的特征值数值越小,其给出的内部信息越多。

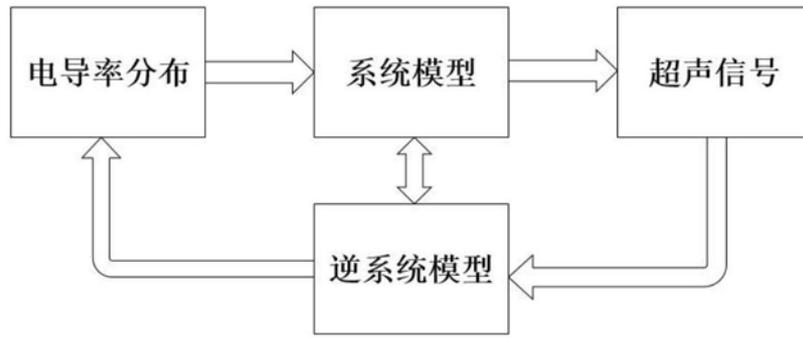


图1

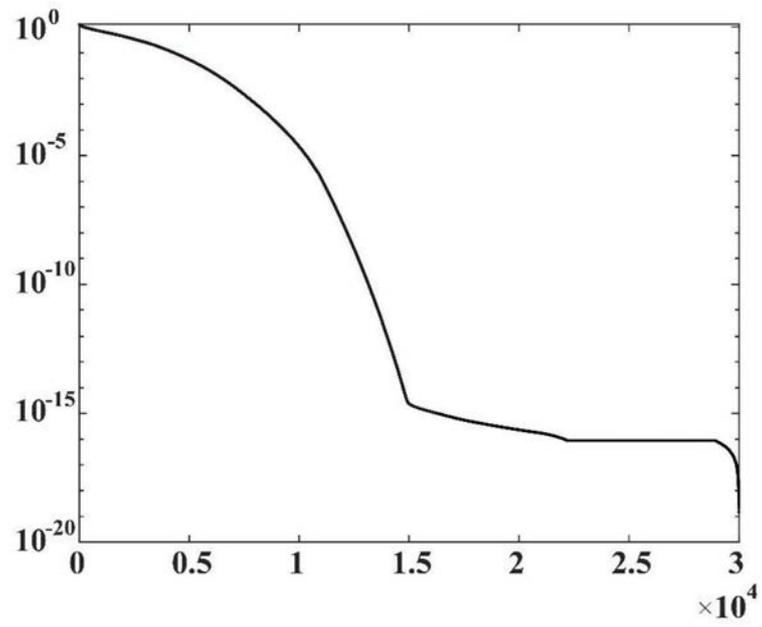


图2

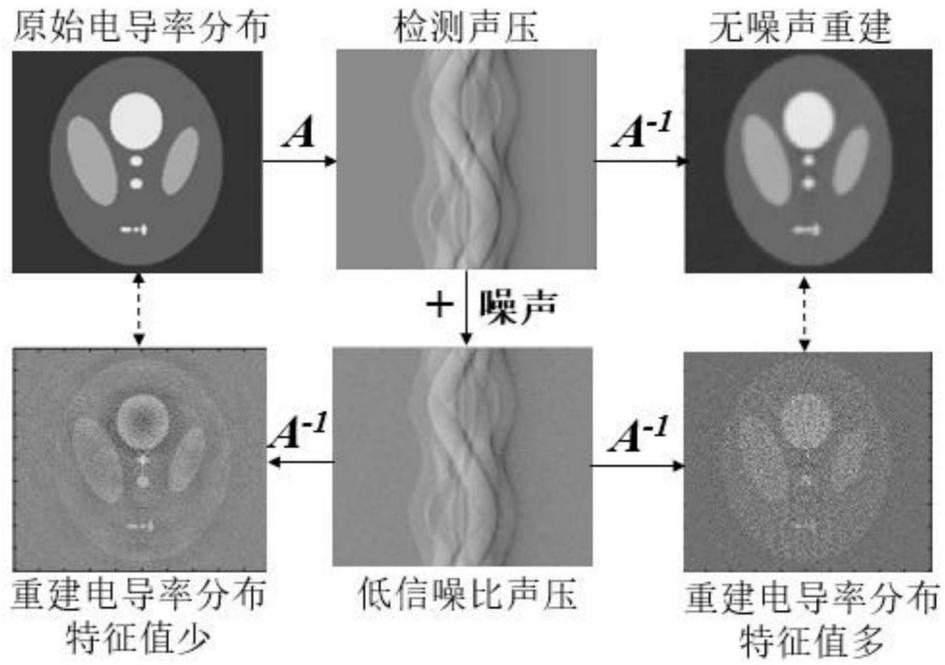


图3

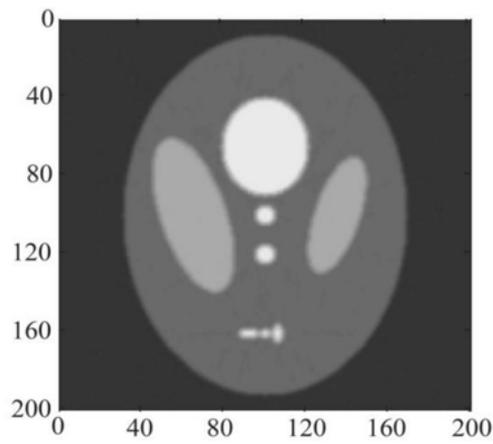


图4a

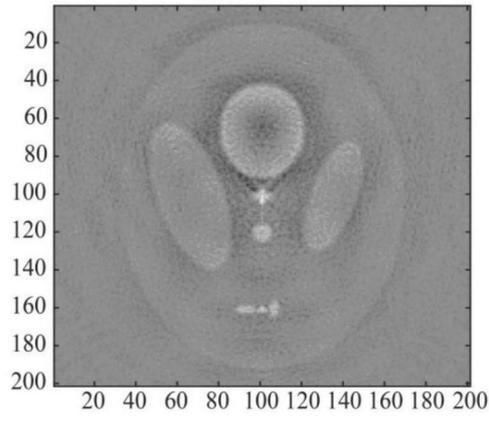


图4b

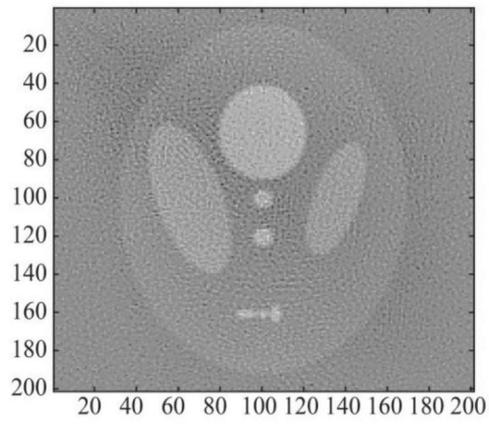


图4c