



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106821380 B

(45)授权公告日 2019.06.28

(21)申请号 201710100356.6

(22)申请日 2017.02.23

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106821380 A

(43)申请公布日 2017.06.13

(73)专利权人 清华大学
地址 100084 北京市海淀区清华园

(72)发明人 李懋坤 张可 杨帆 许慎恒
张昕

(74)专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事
务所(普通合伙) 11201

代理人 张润

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 103054577 A, 2013.04.24,

CN 103340625 A, 2013.10.09,

CN 103955951 A, 2014.07.30,

CN 105677937 A, 2016.06.15,

李冬晔等.电阻抗成像正则化算法的优化.
《计算机技术与发展》.2016,第26卷(第5期),第
188-190、196页.

王苗苗等.基于全变差正则化法的腔内电
阻抗成像逆问题研究.《中国优秀硕士学位论文
全文数据库 医药卫生科技辑》.2016,(第3期),

李冬晔.电阻抗成像技术正则化算法的研
究.《中国优秀硕士学位论文全文数据库 医药卫
生科技辑》.2017,(第2期),

审查员 戚永娟

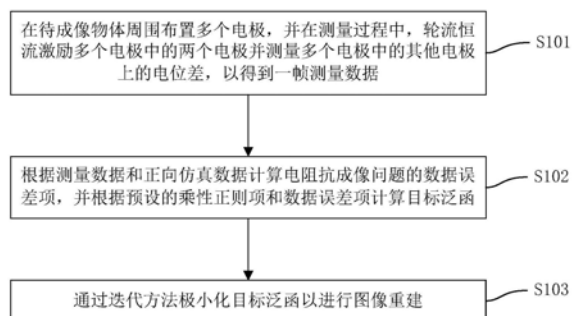
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方
法和装置

(57)摘要

本发明公开了一种基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法和装置,其中方法包括:在待成像物体周围布置多个电极,并在测量过程中,轮流恒流激励多个电极中的两个电极并测量多个电极中的其他电极上的电位差,以得到一帧测量数据;根据测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项,并根据预设的乘性正则项和数据误差项计算目标泛函;通过迭代方法极小化目标泛函以进行图像重建。该方法能够很好地保留生物体器官的边缘形态,使重建图像具有“分块常数”特性,并且具有良好的抗噪声性能。



1. 一种基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

在待成像物体周围布置多个电极,并在测量过程中,轮流恒流激励所述多个电极中的两个电极并测量所述多个电极中的其他电极上的电位差,以得到一帧测量数据;

根据所述测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项,并根据预设的乘性正则项和所述数据误差项计算目标泛函,其中,所述预设的乘性正则项是基于全变分原理而设定的,所述根据预设的乘性正则项和所述数据误差项计算目标泛函,包括:

将所述数据误差项与所述基于全变分原理的乘性正则项进行乘法计算,以得到所述目标泛函;

通过迭代方法极小化所述目标泛函以进行图像重建。

2. 如权利要求1所述的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法,其特征在于,所述电阻抗成像问题的数据误差项通过以下公式计算获得:

$$\text{数据误差项} = ||S(\sigma) - m||^2$$

其中, σ 为待反演电导率, $S(\cdot)$ 为求解正问题的前向算子, m 为所述测量数据。

3. 如权利要求1所述的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法,其特征在于,对于确定的所述恒流激励,所述待成像物体内的电位分布满足如下泊松方程和边界条件:

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0$$

$$\int_{\partial \Omega_{\ell}} \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} dr = I_{\ell}, \text{在边界上电极1处}$$

$$\sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} = 0, \text{在边界上其他地方}$$

其中, ϕ 为所述待成像物体内的电位分布, σ 为其电导率分布, Ω 为所述待成像物体区域, I_1 为通过电极1的电流, n 为边界法向, r 为空间坐标。

4. 如权利要求1所述的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法,其特征在于,所述迭代方法包括最速下降法、牛顿法、共轭梯度法中的任意一种。

5. 一种基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置,其特征在于,包括:

测量模块,用于在待成像物体周围布置多个电极,并在测量过程中,轮流恒流激励所述多个电极中的两个电极并测量所述多个电极中的其他电极上的电位差,以得到一帧测量数据;

计算模块,用于根据所述测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项,并根据预设的乘性正则项和所述数据误差项计算目标泛函,其中,所述预设的乘性正则项是基于全变分原理而设定的,所述计算模块具体用于:

将所述数据误差项与所述基于全变分原理的乘性正则项进行乘法计算,以得到所述目标泛函;

图像重建模块,用于通过迭代方法极小化所述目标泛函以进行图像重建。

6. 如权利要求5所述的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置,其特征在于,所述电阻抗成像问题的数据误差项通过以下公式计算获得:

$$\text{数据误差项} = ||S(\sigma) - m||^2$$

其中, σ 为待反演电导率, $S(\cdot)$ 为求解正问题的前向算子, m 为所述测量数据。

7. 如权利要求5所述的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置,其特征在于,对于确定的所述恒流激励,所述待成像物体内的电位分布满足如下泊松方程和边界条件:

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0$$

$$\int_{\partial\Omega_\ell} \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} dr = I_\ell, \text{在边界上电极1处}$$

$$\sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} = 0, \text{在边界上其他地方}$$

其中, ϕ 为所述待成像物体内的电位分布, σ 为其电导率分布, Ω 为所述待成像物体区域, I_1 为通过电极1的电流, n 为边界法向, r 为空间坐标。

8. 如权利要求5所述的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置,其特征在于,所述迭代方法包括最速下降法、牛顿法、共轭梯度法中的任意一种。

基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学电阻抗成像技术领域,尤其涉及一种基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法和装置。

背景技术

[0002] 随着科学技术的进步,医学影像技术取得了长足的发展。这些技术通过借助某种能量与生物体的相互作用来提取生物体内组织或器官的形态、结构以及某些生理功能的信息,为生物组织研究和临床诊断提供影像信息,例如,X线成像、超声波成像、磁共振成像、红外线成像、放射性核素成像、光学成像、电阻抗断层成像等医学影像技术。其中,电阻抗断层成像(Electrical Impedance Tomography,英文简称:EIT)则是一种利用被探测物体的电阻抗特性进行成像的技术。该技术具有时间分辨率高、成本低、设备轻便、非侵入、无辐射等优点,因此是一项具有诱人前景的技术。

[0003] 然而,在实际应用中利用电阻抗成像技术重建生物体内组织或器官形态图像时,由于获取的测量数据有限,且通常少于需要反演的未知量个数,因此图像重建问题往往具有严重的病态性。为了改善这种病态性,在相关技术中,通常对问题进行正则化。其中,正则化方法多种多样,例如Tikhonov正则化、全变分(Total Variation)正则化等。

[0004] 然而,传统的正则化方法虽然能够改善重建问题的病态性,但是还存在一些不足。例如,Tikhonov正则化使得生物体器官的边界过于光滑;原始的全变分正则项不具有可微性,因此难以使用牛顿类方法进行图像重建。

[0005] 另外,传统的加性正则化方式需要在目标泛函中设置一个参数来调节数据误差项和正则项的相对权重。然而,该参数值需要通过相当繁琐的数值实验来确定,这大大增加了成像算法的计算复杂度。

发明内容

[0006] 本发明的目的旨在至少在一定程度上解决上述的技术问题之一。

[0007] 为此,本发明的第一个目的在于提出一种基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法。该方法能够很好地保留生物体器官的边缘形态,使重建图像具有“分块常数”特性,并且具有良好的抗噪声性能。

[0008] 本发明的第二个目的在于提出一种基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置。

[0009] 为了实现上述目的,本发明第一方面实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法,包括以下步骤:在待成像物体周围布置多个电极,并在测量过程中,轮流恒流激励所述多个电极中的两个电极并测量所述多个电极中的其他电极上的电位差,以得到一帧测量数据;根据所述测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项,并根据预设的乘性正则项和所述数据误差项计算目标泛函;通过迭代方法极小化所述目标泛函以进行图像重建。

[0010] 本发明实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法,通过使用恒流源轮

流对多个电极中的两个电极进行激励并进行测量,得到测量数据,并根据测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项,根据预设的乘性正则项和数据误差项计算目标泛函,进而通过迭代方法极小化目标泛函以进行图像重建,从而很好地保留生物体器官的边缘形态,使重建图像具有“分块常数”特性,并且具有良好的抗噪声性能。

[0011] 为了实现上述目的,本发明第二方面实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置,包括:测量模块,用于在待成像物体周围布置多个电极,并在测量过程中,轮流恒流激励所述多个电极中的两个电极并测量所述多个电极中的其他电极上的电位差,以得到一帧测量数据;计算模块,用于根据所述测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项,并根据预设的乘性正则项和所述数据误差项计算目标泛函;图像重建模块,用于通过迭代方法极小化所述目标泛函以进行图像重建。

[0012] 本发明实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置,通过使用恒流源轮流对多个电极中的两个电极进行激励并进行测量,得到测量数据,并根据测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项,根据预设的乘性正则项和数据误差项计算目标泛函,进而通过迭代方法极小化目标泛函以进行图像重建,从而很好地保留生物体器官的边缘形态,使重建图像具有“分块常数”特性,并且具有良好的抗噪声性能。

[0013] 本发明附加的方面和优点将在下面的描述中部分给出,部分将从下面的描述中变得明显,或通过本发明的实践了解到。

附图说明

[0014] 本发明上述的和/或附加的方面和优点从下面结合附图对实施例的描述中将变得明显和容易理解,其中,

[0015] 图1是根据本发明实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法的流程图;

[0016] 图2是根据本发明实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法构建的仿真模型示例图;

[0017] 图3(a)是本发明实施例的无噪声时的图像重建结果示意图;

[0018] 图3(b)是本发明实施例的一个施加噪声时的图像重建结果示意图;

[0019] 图3(c)是本发明实施例的另一个施加噪声时的图像重建结果示意图;

[0020] 图4是根据本发明实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置的结构示意图。

具体实施方式

[0021] 下面详细描述本发明的实施例,所述实施例的示例在附图中示出,其中自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的,旨在用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。

[0022] 下面参考附图描述根据本发明实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法和装置。

[0023] 图1是根据本发明实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法的流程图。如图1所示,该基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法可以包括:

[0024] S101,在待成像物体周围布置多个电极,并在测量过程中,轮流恒流激励多个电极中的两个电极并测量多个电极中的其他电极上的电位差,以得到一帧测量数据。

[0025] 具体地,为了获取待成像物体的重建图像,可在待成像物体的周围布置多个电极,并在测量过程中,轮流以恒流激励多个电极中的两个电极并测量多个电极中的其他电极上的电位差,以得到一帧测量数据。举例说明如下:

[0026] 假设在人体胸腔的周围布置多个电极,在测量过程中,对多个电极中的其中两个电极加恒流激励并测量其他电极的电位差,同时不断改变激励电极的位置并进行相应的测量,最后得到一帧测量数据,可记为一向量 m 。

[0027] 其中,本实施例中的多个电极可以为16个,也可以是其他数目,在此不对其进行限定。

[0028] 需要说明的是,在本实施例中,除了可以在人体的胸腔布置多个电极之外,还可以在人体的脑部布置多个电极,具体布置的位置可根据实际需要在人体相应部位进行布置,在此不对多个电极的布置位置进行具体的限定。

[0029] 进一步地,在本实施例中,针对确定的恒流激励,待成像物体内的电位分布需要满足如下泊松方程和边界条件:

$$[0030] \quad \nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0 \quad (1)$$

$$[0031] \quad \int_{\partial \Omega_l} \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} dr = I_l, \text{ 在边界上电极} l \text{ 处} \quad (2)$$

$$[0032] \quad \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} = 0, \text{ 在边界上其他地方} \quad (3)$$

[0033] 其中, ϕ 为所述待成像物体内的电位分布, σ 为其电导率分布, I_l 为通过电极 l 的电流, n 为边界法向, r 为空间坐标。上述偏微分方程可以通过有限元法进行求解,进而可以求得边界上电极的电位差。

[0034] S102,根据测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项,并根据预设的乘性正则项和数据误差项计算目标泛函。

[0035] 具体地,在得到测量数据之后,可通过将正向仿真数据和测量数据相减来计算电阻抗成像问题的数据误差项。

[0036] 其中,电阻抗成像问题的数据误差项可通过以下公式计算获得:

$$[0037] \quad \text{数据误差项} = \|S(\sigma) - m\|^2 \quad (4)$$

[0038] 其中, σ 为待反演电导率, $S(\cdot)$ 为求解正问题的前向算子, m 为测量数据。

[0039] 进而,可根据预设的乘性正则项和数据误差项计算出目标泛函。

[0040] 需要说明的是,在本实施例中,预设的乘性正则项是基于全变分原理而设定的,该乘性正则项可包括各种形式,如 L_2 范数正则项、加权 L_2 范数正则项等。

[0041] 其中,根据预设的乘性正则项和数据误差项计算目标泛函的具体实现过程,可包括如下步骤:

[0042] 将数据误差项与基于全变分原理的乘性正则项进行乘法计算,以得到目标泛函。可通过如下公式来实现目标泛函的计算:

$$[0043] \quad C_n(\sigma) = \|S(\sigma) - m\|^2 \times R_n(\sigma) \quad (5)$$

[0044] 其中, $C_n(\sigma)$ 为目标泛函, σ 为待反演电导率, $S(\cdot)$ 为求解正问题的前向算子, m 为

测量数据, $R_n(\sigma)$ 为乘性正则项, n 为迭代次数。

[0045] S103, 通过迭代方法极小化目标泛函以进行图像重建。

[0046] 具体而言, 对目标泛函进行极小化可通过多种方式实现。例如, 最速下降法、高斯-牛顿法、共轭梯度法等。当然还有其他迭代方法, 在此不对其进行赘述。

[0047] 下面以高斯-牛顿法为例对极小化目标泛函进行详细说明。

[0048] 首先, 求解目标泛函的梯度向量 $g_n(\sigma)$ 和海森矩阵 $G_n(\sigma)$, 具体可分别写为:

$$[0049] \quad \mathbf{g}_n(\sigma) = 2\mathbf{J}^T(\sigma) \cdot (\mathbf{S}(\sigma) - \mathbf{m}) R_n(\sigma) + \|\mathbf{S}(\sigma) - \mathbf{m}\|^2 \mathbf{g}_n^R(\sigma) \quad (6)$$

$$[0050] \quad \mathbf{G}_n(\sigma) = 2\mathbf{J}^T(\sigma) \cdot \mathbf{J}(\sigma) R_n(\sigma) + \|\mathbf{S}(\sigma) - \mathbf{m}\|^2 \mathbf{G}_n^R(\sigma) \quad (7)$$

[0051] 其中, $\mathbf{g}_n^R(\sigma)$ 为乘性正则项的梯度向量, $\mathbf{G}_n^R(\sigma)$ 为乘性正则项的海森矩阵, $\mathbf{J}(\sigma)$ 为雅可比矩阵, σ 为待反演离散电导率, $\mathbf{S}(\cdot)$ 为离散化的求解正问题的前向算子, $\mathbf{m}$ 为测量数据, n 为迭代次数。

[0052] 需要说明的是, 上述雅可比矩阵可通过式 (8) 快速获得:

$$[0053] \quad \mathbf{J}_{ij}(e) = \int_{\Omega} \delta\sigma(e) \nabla \phi_i \cdot \nabla u_j dr \quad (8)$$

[0054] 其中, Ω 为问题求解区域, ϕ_i 为第 i 对电极激励时在区域 Ω 内产生的电位分布, u_j 为第 j 对电极激励时在区域 Ω 内产生的电位分布, $\delta\sigma(e)$ 为单元 e 的特征函数。

[0055] 其次, 待反演电导率可通过如下搜索方向进行更新:

$$[0056] \quad \Delta \sigma_n = -[\mathbf{G}_n]^{-1} \cdot \mathbf{g}_n \quad (9)$$

[0057] 其中, $\mathbf{g}_n$ 为目标泛函的梯度向量, $\mathbf{G}_n$ 为目标泛函的海森矩阵。

[0058] 进而, 通过上述迭代方法极小化目标泛函之后, 可得到待成像物体的重建图像。

[0059] 为了对上述重建方法进行性能验证, 本发明实施例中还构建了一个仿真模型, 其有限元剖分如图2所示。该模型中背景电导率为 0.25S/m , 具有锋利边缘的内含半圆形的电导率为 0.1S/m , 模型周围的16个圆点代表电极。通过该模型利用有限元法求解正问题可产生仿真测量数据, 进而可根据产生的仿真测量数据验证上述重建方法的性能。

[0060] 进一步地, 通过上述仿真模型可以在不同噪声水平下对待成像物体进行图像重建。具体可参见图3(a)-图3(c)。其中, 图3(a) 为仿真测量数据在没有施加噪声时的图像重建结果示意图; 图3(b) 为仿真测量数据在施加了1%噪声时的图像重建结果示意图; 图3(c) 为仿真测量数据在施加了2%噪声时图像重建结果示意图。其中, 图3(a)-图3(c) 中的图像重建使用了与图2不同的网格。

[0061] 基于上述对待成像物体在不同噪声水平下的图像重建示例, 可以看出, 仿真模型内含物的边缘可以被清晰地重建, 且重建的图像具有“分块常数”特性, 并且, 在对仿真测量数据施加噪声水平相对较高时, 例如2%, 图像的边缘也能被较好地重建, 因此说明本发明实施例中的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法具有良好的抗噪性能。

[0062] 综上, 本发明实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法, 通过使用恒流源轮流对多个电极中的两个电极进行激励并进行测量, 得到测量数据, 并根据测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项, 根据预设的乘性正则项和数据误差项计算目标泛函, 进而通过迭代方法极小化目标泛函以进行图像重建, 从而很好地保留生物体器官的边缘形态, 使重建图像具有“分块常数”特性, 并且具有良好的抗噪声性能。另外,

相较于加性正则化方式而言,本发明所公开的乘性正则化方式无需在目标泛函中设置一个参数来调节数据误差项和正则项的相对权重,因为在极小化目标泛函的过程中数据误差项和正则项的相对权重可以动态调整,省去了通过相当繁琐的数值实验来确定该参数值的步骤。

[0063] 为了实现上述实施例,本发明还提出了一种基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置。

[0064] 图4是根据本发明实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置的结构示意图。

[0065] 如图4所示,该基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置可包括:测量模块110、计算模块120和图像重建模块130。

[0066] 其中,测量模块110用于在待成像物体周围布置多个电极,并在测量过程中,轮流恒流激励多个电极中的两个电极并测量多个电极中的其他电极上的电位差,以得到一帧测量数据。

[0067] 具体地,为了获取待成像物体的重建图像,可在待成像物体的周围布置多个电极,并在测量过程中,轮流以恒流激励多个电极中的两个电极并测量多个电极中的其他电极上的电位差,以得到一帧测量数据。举例说明如下:

[0068] 假设在人体胸腔的周围布置多个电极,在测量过程中,对多个电极中的其中两个电极加恒流激励并测量其他电极的电位差,同时不断改变激励电极的位置并进行相应的测量,最后得到一帧测量数据,可记为一向量 m 。

[0069] 其中,本实施例中的多个电极可以为16个,也可以是其他数目,在此不对其进行限定。

[0070] 需要说明的是,在本实施例中,除了可以在人体的胸腔布置多个电极之外,还可以在人体的脑部布置多个电极,具体布置的位置可根据实际需要在人体相应部位进行布置,在此不对多个电极的布置位置进行具体的限定。

[0071] 进一步地,在本实施例中,针对确定的恒流激励,待成像物体内的电位分布需要满足如下泊松方程和边界条件:

$$[0072] \quad \nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0 \quad (1)$$

$$[0073] \quad \int_{\partial \Omega_\ell} \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} dr = I_\ell, \text{ 在边界上电极1处} \quad (2)$$

$$[0074] \quad \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} = 0, \text{ 在边界上其他地方} \quad (3)$$

[0075] 其中, ϕ 为所述待成像物体内的电位分布, σ 为其电导率分布, I_1 为通过电极1的电流, n 为边界法向, r 为空间坐标。上述偏微分方程可以通过有限元法进行求解,进而可以求得边界上电极的电位差。

[0076] 计算模块120用于根据测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项,并根据预设的乘性正则项和数据误差项计算目标泛函;

[0077] 具体地,计算模块120在得到测量数据之后,可进一步地计算电阻抗成像问题的数据误差项。

[0078] 其中,电阻抗成像问题的数据误差项可通过以下公式计算获得:

[0079] 数据误差项 = $\|S(\sigma) - m\|^2$ (4)

[0080] 其中, σ 为待反演电导率, $S(\cdot)$ 为求解正问题的前向算子, m 为测量数据。

[0081] 进而, 可根据预设的乘性正则项和数据误差项计算出目标泛函。

[0082] 需要说明的是, 在本实施例中, 预设的乘性正则项是基于全变分原理而设定的, 该乘性正则项可包括各种形式, 如 L_2 范数正则项、加权 L_2 范数正则项等。

[0083] 其中, 根据预设的乘性正则项和数据误差项计算目标泛函的具体实现过程, 可包括如下步骤:

[0084] 将数据误差项与基于全变分原理的乘性正则项进行乘法计算, 以得到目标泛函。可通过如下公式来实现目标泛函的计算:

[0085] $C_n(\sigma) = \|S(\sigma) - m\|^2 \times R_n(\sigma)$ (5)

[0086] 其中, $C_n(\sigma)$ 为目标泛函, σ 为待反演电导率, $S(\cdot)$ 为求解正问题的前向算子, m 为测量数据, $R_n(\sigma)$ 为乘性正则项, n 为迭代次数。

[0087] 图像重建模块130用于通过迭代方法极小化目标泛函以进行图像重建。具体而言, 对目标泛函进行极小化可通过多种方式实现。例如, 最速下降法、高斯-牛顿法、共轭梯度法中的任意一种。当然还有其他迭代方法, 在此不对其进行赘述。

[0088] 下面以高斯-牛顿法为例对极小化目标泛函进行详细说明。

[0089] 首先, 求解目标泛函的梯度向量 $g_n(\sigma)$ 和海森矩阵 $G_n(\sigma)$, 具体可分别写为:

[0090] $g_n(\sigma) = 2J^T(\sigma) \cdot (S(\sigma) - m)R_n(\sigma) + \|S(\sigma) - m\|^2 g_n^R(\sigma)$ (6)

[0091] $G_n(\sigma) = 2J^T(\sigma) \cdot J(\sigma)R_n(\sigma) + \|S(\sigma) - m\|^2 G_n^R(\sigma)$ (7)

[0092] 其中, $g_n^R(\sigma)$ 为乘性正则项的梯度向量, $G_n^R(\sigma)$ 为乘性正则项的海森矩阵, $J(\sigma)$ 为雅可比矩阵, σ 为待反演离散电导率, $S(\cdot)$ 为离散化的求解正问题的前向算子, m 为测量数据, n 为迭代次数。

[0093] 需要说明的是, 上述雅可比矩阵可通过式 (8) 快速获得:

[0094] $J_{ij}(e) = \int_{\Omega} \delta\sigma(e) \nabla \phi_i \cdot \nabla u_j dr$ (8)

[0095] 其中, Ω 为问题求解区域, ϕ_i 为第 i 对电极激励时在区域 Ω 内产生的电位分布, u_j 为第 j 对电极激励时在区域 Ω 内产生的电位分布, $\delta\sigma(e)$ 为单元 e 的特征函数。

[0096] 其次, 待反演电导率可通过如下搜索方向进行更新:

[0097] $\Delta\sigma_n = -[G_n]^{-1} \cdot g_n$ (9)

[0098] 其中, g_n 为目标泛函的梯度向量, G_n 为目标泛函的海森矩阵。

[0099] 进而, 图像重建模块130在通过上述迭代方法极小化目标泛函之后, 可得到待成像物体的重建图像。

[0100] 为了对上述重建方法进行性能验证, 本发明实施例中还构建了一个仿真模型, 其有限元剖分如图2所示。该模型中背景电导率为 $0.25S/m$, 具有锋利边缘的内含半圆形的电导率为 $0.1S/m$, 模型周围的16个圆点代表电极。通过该模型利用有限元法求解正问题可产生仿真测量数据, 进而可根据产生的仿真测量数据验证上述重建方法的性能。

[0101] 进一步地, 通过上述仿真模型可以在不同噪声水平下对待成像物体进行图像重

建。具体可参见图3(a)-图3(c)。其中,图3(a)为仿真测量数据在没有施加噪声时的图像重建结果示意图;图3(b)为仿真测量数据在施加了1%噪声时的图像重建结果示意图;图3(c)为仿真测量数据在施加了2%噪声时图像重建结果示意图。其中,图3(a)-图3(c)中的图像重建使用了与图2不同的网格。

[0102] 基于上述对待成像物体在不同噪声水平下重建的图像示例,可以看出,仿真模型内含物的边缘可以被清晰地重建,且重建的图像具有“分块常数”特性,并且,在对仿真测量数据施加噪声水平相对较高时,例如2%,图像的边缘也能被较好地重建,因此说明本发明实施例中的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法具有良好的抗噪性能。

[0103] 本发明实施例的基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像装置,通过使用恒流源轮流对多个电极中的两个电极进行激励并进行测量,得到测量数据,并根据测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项,根据预设的乘性正则项和数据误差项计算目标泛函,进而通过迭代方法极小化目标泛函以进行图像重建,从而很好地保留生物体器官的边缘形态,使重建图像具有“分块常数”特性,并且具有良好的抗噪声性能。另外,相较于加性正则化方式而言,本发明所公开的乘性正则化方式无需在目标泛函中设置一个参数来调节数据误差项和正则项的相对权重,因为在极小化目标泛函的过程中数据误差项和正则项的相对权重可以动态调整,省去了通过相当繁琐的数值实验来确定该参数值的步骤。

[0104] 此外,术语“第一”、“第二”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。在本发明的描述中,“多个”的含义是至少两个,例如两个,三个等,除非另有明确具体的限定。

[0105] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不必须针对的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。此外,在不相互矛盾的情况下,本领域的技术人员可以将本说明书中描述的不同实施例或示例以及不同实施例或示例的特征进行结合和组合。

[0106] 流程图中或在此以其他方式描述的任何过程或方法描述可以被理解为,表示包括一个或更多个用于实现特定逻辑功能或过程的步骤的可执行指令的代码的模块、片段或部分,并且本发明的优选实施方式的范围包括另外的实现,其中可以不按所示出或讨论的顺序,包括根据所涉及的功能按基本同时的方式或按相反的顺序,来执行功能,这应被本发明的实施例所属技术领域的技术人员所理解。

[0107] 在流程图中表示或在此以其他方式描述的逻辑和/或步骤,例如,可以被认为用于实现逻辑功能的可执行指令的定序列表,可以具体实现在任何计算机可读介质中,以供指令执行系统、装置或设备(如基于计算机的系统、包括处理器的系统或其他可以从指令执行系统、装置或设备取指令并执行指令的系统)使用,或结合这些指令执行系统、装置或设备而使用。就本说明书而言,“计算机可读介质”可以是任何可以包含、存储、通信、传播或传输程序以供指令执行系统、装置或设备或结合这些指令执行系统、装置或设备而使用的装置。计算机可读介质的更具体的示例(非穷尽性列表)包括以下:具有一个或多个布线的电

连接部(电子装置),便携式计算机盘盒(磁装置),随机存取存储器(RAM),只读存储器(ROM),可擦除可编程只读存储器(EPROM或闪速存储器),光纤装置,以及便携式光盘只读存储器(CDROM)。另外,计算机可读介质甚至可以是可在其上打印所述程序的纸或其他合适的介质,因为可以例如通过对纸或其他介质进行光学扫描,接着进行编辑、解译或必要时以其他合适方式进行处理来以电子方式获得所述程序,然后将其存储在计算机存储器中。

[0108] 应当理解,本发明的各部分可以用硬件、软件、固件或它们的组合来实现。在上述实施方式中,多个步骤或方法可以用存储在存储器中且由合适的指令执行系统执行的软件或固件来实现。例如,如果用硬件来实现,和在另一实施方式中一样,可用本领域公知的下列技术中的任一项或他们的组合来实现:具有用于对数据信号实现逻辑功能的逻辑门电路的离散逻辑电路,具有合适的组合逻辑门电路的专用集成电路,可编程门阵列(PGA),现场可编程门阵列(FPGA)等。

[0109] 本技术领域的普通技术人员可以理解实现上述实施例方法携带的全部或部分步骤是可以通程序来指令相关的硬件完成,所述的程序可以存储于一种计算机可读存储介质中,该程序在执行时,包括方法实施例的步骤之一或其组合。

[0110] 此外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理模块中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个模块中。上述集成的模块既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能模块的形式实现。所述集成的模块如果以软件功能模块的形式实现并作为独立的产品销售或使用,也可以存储在一个计算机可读取存储介质中。

[0111] 上述提到的存储介质可以是只读存储器,磁盘或光盘等。尽管上面已经示出和描述了本发明的实施例,可以理解的是,上述实施例是示例性的,不能理解为对本发明的限制,本领域的普通技术人员在本发明的范围内可以对上述实施例进行变化、修改、替换和变形。

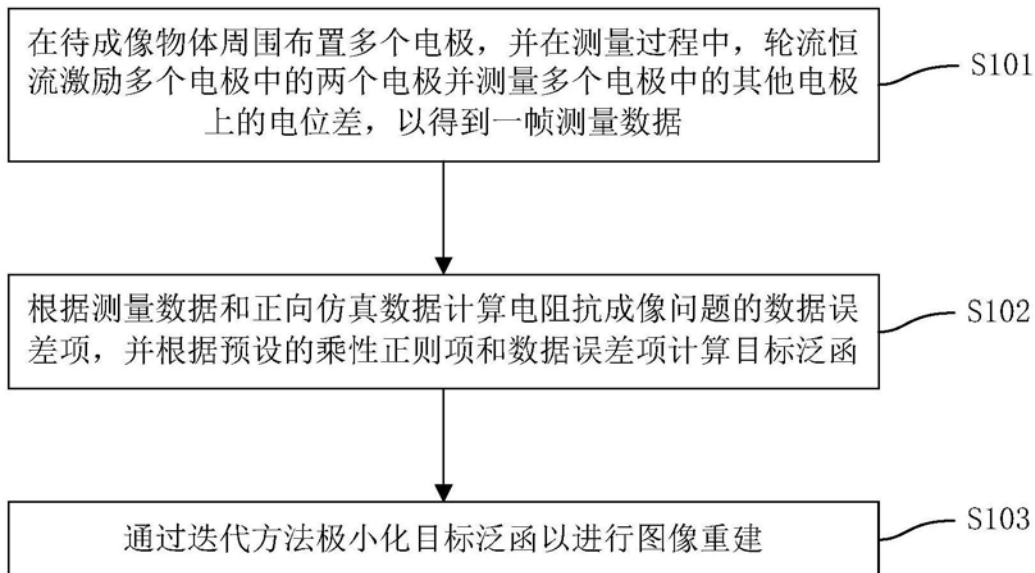


图1

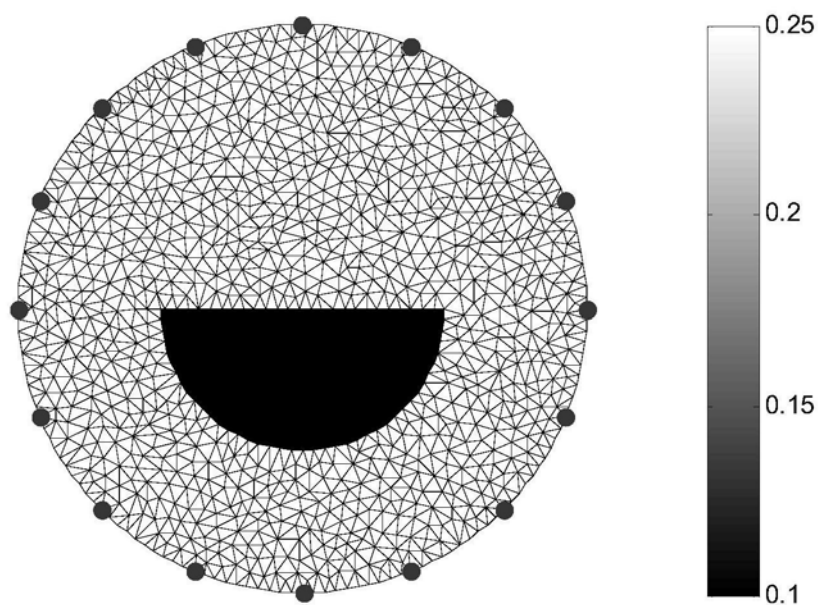


图2



图3 (a)

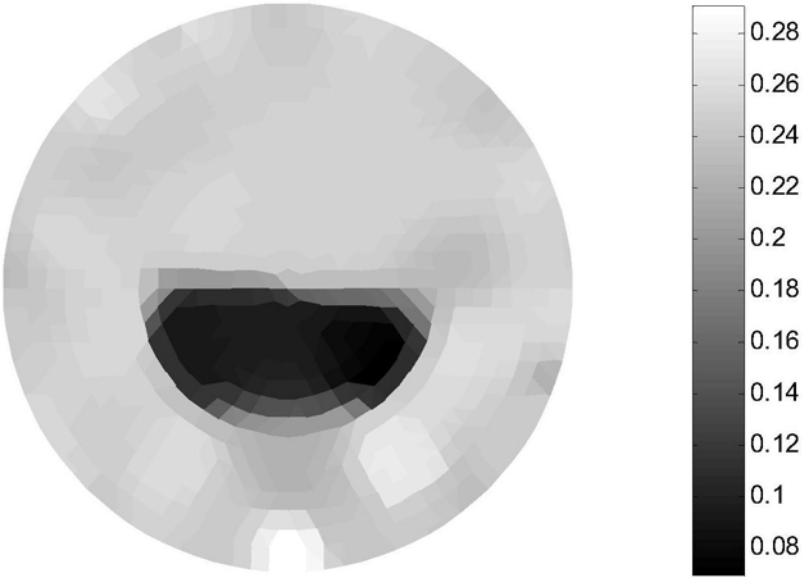


图3 (b)

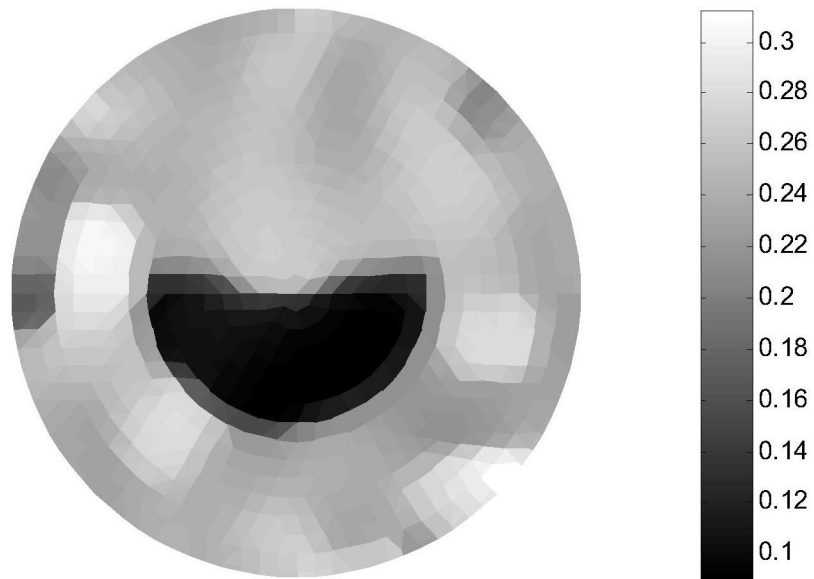


图3(c)

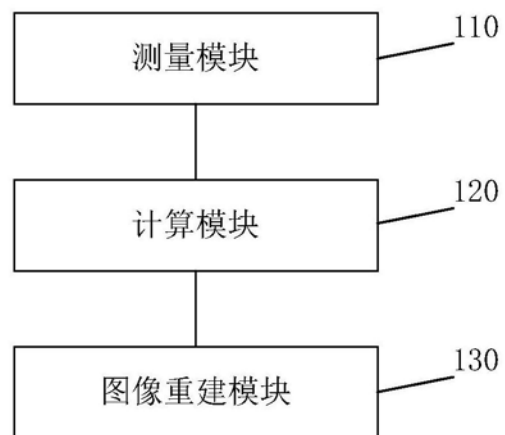


图4

专利名称(译)	基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法和装置		
公开(公告)号	CN106821380B	公开(公告)日	2019-06-28
申请号	CN201710100356.6	申请日	2017-02-23
[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	李懋坤 张可 杨帆 许慎恒 张昕		
发明人	李懋坤 张可 杨帆 许慎恒 张昕		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0536 A61B5/72 A61B5/7203 A61B2562/0209 A61B2576/00		
代理人(译)	张润		
其他公开文献	CN106821380A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于乘性正则化的生物医学电阻抗成像方法和装置，其中方法包括：在待成像物体周围布置多个电极，并在测量过程中，轮流恒流激励多个电极中的两个电极并测量多个电极中的其他电极上的电位差，以得到一帧测量数据；根据测量数据和正向仿真数据计算电阻抗成像问题的数据误差项，并根据预设的乘性正则项和数据误差项计算目标泛函；通过迭代方法极小化目标泛函以进行图像重建。该方法能够很好地保留生物体器官的边缘形态，使重建图像具有“分块常数”特性，并且具有良好的抗噪声性能。

