



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110889897 A

(43)申请公布日 2020.03.17

(21)申请号 201911148171.8

(22)申请日 2019.11.21

(71)申请人 厦门大学

地址 361005 福建省厦门市思明南路422号

(72)发明人 蔡淑惠 练旭东 蔡聪波 吴健

(74)专利代理机构 北京高沃律师事务所 11569

代理人 杨媛媛

(51)Int.Cl.

G06T 17/00(2006.01)

G06N 3/04(2006.01)

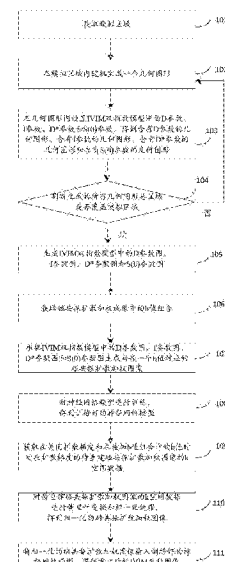
权利要求书3页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法及系统。该方法包括：在模拟区域内生成的几何图形内设置D参数、f参数、D*参数和S(0)参数，判断所有几何图形总区域是否覆盖模拟区域；若覆盖，生成D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图；生成与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像，对神经网络模型进行训练，得到训练好的神经网络模型；对k空间数据进行傅里叶变换和归一化处理，将归一化的磁共振扩散加权图像输入训练好的神经网络模型，得到重建后的IVIM参数图像。采用本发明的方法及系统，解决了逐点拟合导致的重建结果呈现颗粒感的问题，图像更加平滑，考虑了小b值对IVIM双指数模型的影响，提高了重建效果。



1. 一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法,其特征在于,包括:

获取模拟区域;

在所述模拟区域内随机生成一个几何图形,所述几何图形用于模拟成像对象的形状;

在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的D参数得到含有D参数的几何图形,在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的f参数得到含有f参数的几何图形,在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的D*参数得到含有D*参数的几何图形;在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的S(0)参数得到含有S(0)参数的几何图形;S(0)为关闭扩散梯度时的信号强度;

判断生成的所有几何图形总区域是否覆盖所述模拟区域;若覆盖所述模拟区域,根据所有含有D参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D参数图,根据所有含有f参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的f参数图,根据所有含有D*参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D*参数图;根据所有含有S(0)参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的S(0)参数图;若未覆盖所述模拟区域,则返回步骤“在所述模拟区域内随机生成一个几何图形”;

获取磁共振扩散加权成像中的b值组合;所述b值组合包括多个b值, $b \geq 0$;

根据所述IVIM双指数模型中的D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图生成与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像;

以与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像为输入,以IVIM双指数模型中的D参数图和f参数图为标签对神经网络模型进行训练,得到训练好的神经网络模型;

获取在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据和在施加与所述b值组合中的b值对应的扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据;

对所述待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换和归一化处理,得到归一化的磁共振扩散加权图像;

将所述归一化的磁共振扩散加权图像输入所述训练好的神经网络模型,得到重建后的IVIM参数图像;所述重建后的IVIM参数图像包括重建后的D参数图和重建后的f参数图。

2. 根据权利要求1所述的体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法,其特征在于,在所述几何图形内分别设置IVIM双指数模型中的D参数、f参数、D*参数和S(0)参数,之后还包括:

分别在生成D参数的几何图形内、生成f参数的几何图形内、生成D*参数的几何图形和生成S(0)参数的几何图形内添加经过滤波产生的纹理值和噪声;所述纹理值用于模拟成像对象的纹理;所述噪声用于模拟核磁共振采样时的噪声。

3. 根据权利要求1所述的体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法,其特征在于,所述根据所述IVIM双指数模型中的D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图生成与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像,具体包括:

根据b值、D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图,采用IVIM双指数模型公式得到磁共振扩散加权图像;所述IVIM双指数模型公式如下:

$$S(b) = S(0) (fe^{-bD^*} + (1-f)e^{-bD})$$

式中,b为梯度因子,S(b)为施加与b值对应的扩散梯度时的信号强度,S(0)为关闭扩散梯度时的信号强度,D为扩散系数,f为灌注分数,D*为伪扩散系数。

4. 根据权利要求3所述的体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法,其特征在于,所

述对所述待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换和归一化处理,具体包括:

将所述在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换得到参考图像;

将所述在施加与所述b值组合中的b值对应的扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换得到与每个b值对应的扩散加权磁共振图像;

将所述与每个b值对应的扩散加权磁共振图像分别除以参考图像得到归一化的磁共振扩散加权图像。

5. 一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建系统,其特征在于,包括:

模拟区域获取模块,用于获取模拟区域;

几何图形生成模块,用于在所述模拟区域内随机生成一个几何图形,所述几何图形用于模拟成像对象的形状;

参数设置模块,用于在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的D参数得到含有D参数的几何图形,在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的f参数得到含有f参数的几何图形,在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的D*参数得到含有D*参数的几何图形;在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的S(0)参数得到含有S(0)参数的几何图形;S(0)为关闭扩散梯度时的信号强度;

判断模块,用于判断生成的所有几何图形总区域是否覆盖所述模拟区域;若覆盖所述模拟区域,将指令发送至参数图生成模块;若未覆盖所述模拟区域,则将指令发送至所述几何图形生成模块;

参数图生成模块,用于根据所有含有D参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D参数图,根据所有含有f参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的f参数图,根据所有含有D*参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D*参数图;根据所有含有S(0)参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的S(0)参数图;

b值获取模块,用于获取磁共振扩散加权成像中的b值组合;所述b值组合包括多个b值, $b \geq 0$;

磁共振扩散加权图像生成模块,用于根据所述IVIM双指数模型中的D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图生成与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像;

神经网络模型训练模块,用于以与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像为输入,以IVIM双指数模型中的D参数图和f参数图为标签对神经网络模型进行训练,得到训练好的神经网络模型;

k空间数据获取模块,用于获取在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据和在施加与所述b值组合中的b值对应的扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据;

处理模块,用于对所述待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换和归一化处理,得到归一化的磁共振扩散加权图像;

重建模块,用于将所述归一化的磁共振扩散加权图像输入所述训练好的神经网络模型,得到重建后的IVIM参数图像;所述重建后的IVIM参数图像包括重建后的D参数图和重建后的f参数图。

6. 根据权利要求5所述的体素内不相干运动磁共振成像参数重建系统,其特征在于,所述体素内不相干运动磁共振成像参数重建系统,还包括:

纹理噪声模块,用于分别在生成D参数的几何图形内、生成f参数的几何图形内、生成D*参数的几何图形和生成S(0)参数的几何图形内添加经过滤波产生的纹理值和噪声;所述纹理值用于模拟成像对象的纹理;所述噪声用于模拟核磁共振采样时的噪声。

7. 根据权利要求5所述的体素内不相干运动磁共振成像参数重建系统,其特征在于,所述磁共振扩散加权图像生成模块,具体包括:

磁共振扩散加权图像生成单元,用于根据b值、D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图,采用IVIM双指数模型公式得到磁共振扩散加权图像;所述IVIM双指数模型公式如下:

$$S(b) = S(0) (fe^{-bD^*} + (1-f)e^{-bD})$$

式中,b为梯度因子,S(b)为施加与b值对应的扩散梯度时的信号强度,S(0)为关闭扩散梯度时的信号强度,D为扩散系数,f为灌注分数,D*为伪扩散系数。

8. 根据权利要求7所述的体素内不相干运动磁共振成像参数重建系统,其特征在于,所述处理模块,具体包括:

参考图像生成单元,用于将所述在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换得到参考图像;

扩散加权磁共振图像生成单元,用于将所述在施加与所述b值组合中的b值对应的扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换得到与每个b值对应的扩散加权磁共振图像;

归一化处理单元,用于将所述与每个b值对应的扩散加权磁共振图像分别除以参考图像得到归一化的磁共振扩散加权图像。

一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像技术领域,特别是涉及一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法及系统。

背景技术

[0002] 磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)由于具有软组织分辨率高、无电离辐射以及多方位、多参数成像等优点,被广泛应用于临床诊断。磁共振扩散加权成像(Diffusion Weighted Imaging, DWI)主要依赖于水分子的运动而不是组织的自旋质子密度、 T_1 值或 T_2 值,因此能够检测活体组织内水分子扩散运动。常用的扩散加权成像序列是EPI-DWI序列,该序列在回波平面成像(EPI)序列的基础上主要加入了扩散梯度,扩散梯度加快了质子散相的速度,使得采集到的图像在分子扩散较弱的区域显示高信号而在扩散强烈的区域表现为低信号。由扩散加权图像计算得到的表观扩散系数(Apparent Diffusion Coefficient, ADC)可用于急性期脑缺血、脑肿瘤和体部肿瘤等疾病的诊断。

[0003] 然而,计算得到的ADC值不仅反映活体组织内水分子的扩散,也同时受毛细血管网络中微循环灌注的影响,使得该参数的应用存在局限性。在1986年首次提出的体素内不相干运动(Intravoxel Incoherent Motion, IVIM)模型,将传统单指数扩散模型扩展到双指数模型,从而将水分子的扩散分解为细胞内与细胞间的扩散和微循环灌注两部分,其中细胞内与细胞间的水分子扩散由扩散系数 D 描述,微循环灌注部分由伪扩散系数(pseudo-diffusion coefficient) D^* 描述。同时,该模型还引入了灌注分数(perfusion fraction) f ,用以描述组织内毛细血管的密度及其分布。

[0004] 虽然IVIM模型成功解决了传统单指数模型的局限性,但该模型具有高自由度,且需要对整组图像的每个像素点进行逐点非线性拟合,这使得 D 、 f 参数图的重建需要大量的时间,并且重建得到的参数图会呈现明显的颗粒感,影响临床诊断。同时,在传统逐点非线性拟合的方法中,为了缓解体素内不相干运动双指数模型高自由度的问题,对 D 、 f 参数图的拟合仅采用大 b 值($b \geq 200$)的原始数据(b 表示梯度因子),忽略了小 b 值($b < 200$)数据对其造成的影响,导致其结果无法完全匹配双指数模型,可能对诊断结果造成影响。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法及系统,能够在减少重建时间、克服传统拟合方法所得图像呈现颗粒感的缺点的同时通过使用全部 b 值下采样的数据达到更好地匹配IVIM双指数模型的目的。

[0006] 为实现上述目的,本发明提供了如下方案:

[0007] 一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法,包括:

[0008] 获取模拟区域;

[0009] 在所述模拟区域内随机生成一个几何图形,所述几何图形用于模拟成像对象的形状;

[0010] 在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的D参数得到含有D参数的几何图形,在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的f参数得到含有f参数的几何图形,在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的D*参数得到含有D*参数的几何图形;在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的S(0)参数得到含有S(0)参数的几何图形;S(0)为关闭扩散梯度时的信号强度;

[0011] 判断生成的所有几何图形总区域是否覆盖所述模拟区域;若覆盖所述模拟区域,根据所有含有D参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D参数图,根据所有含有f参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的f参数图,根据所有含有D*参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D*参数图;根据所有含有S(0)参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的S(0)参数图;若未覆盖所述模拟区域,则返回步骤“在所述模拟区域内随机生成一个几何图形”;

[0012] 获取磁共振扩散加权成像中的b值组合;所述b值组合包括多个b值, $b \geq 0$;

[0013] 根据所述IVIM双指数模型中的D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图生成与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像;

[0014] 以与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像为输入,以IVIM双指数模型中的D参数图和f参数图为标签对神经网络模型进行训练,得到训练好的神经网络模型;

[0015] 获取在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据和在施加与所述b值组合中的b值对应的扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据;

[0016] 对所述待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换和归一化处理,得到归一化的磁共振扩散加权图像;

[0017] 将所述归一化的磁共振扩散加权图像输入所述训练好的神经网络模型,得到重建后的IVIM参数图像;所述重建后的IVIM参数图像包括重建后的D参数图和重建后的f参数图。

[0018] 可选的,在所述几何图形内分别设置IVIM双指数模型中的D参数、f参数、D*参数和S(0)参数,之后还包括:

[0019] 分别在生成D参数的几何图形内、生成f参数的几何图形内、生成D*参数的几何图形和生成S(0)参数的几何图形内添加经过滤波产生的纹理值和噪声;所述纹理值用于模拟成像对象的纹理;所述噪声用于模拟核磁共振采样时的噪声。

[0020] 可选的,所述根据所述IVIM双指数模型中的D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图生成与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像,具体包括:

[0021] 根据b值、D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图,采用IVIM双指数模型公式得到磁共振扩散加权图像;所述IVIM双指数模型公式如下:

$$[0022] \quad S(b) = S(0) (fe^{-bD^*} + (1-f)e^{-bD})$$

[0023] 式中,b为梯度因子,S(b)为施加与b值对应的扩散梯度时的信号强度,S(0)为关闭扩散梯度时的信号强度,D为扩散系数,f为灌注分数,D*为伪扩散系数。

[0024] 可选的,所述对所述待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换和归一化处理,具体包括:

[0025] 将所述在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换得到参考图像;

[0026] 将所述在施加与所述b值组合中的b值对应的扩散梯度时待重建磁共振扩散加权

图像的k空间数据进行傅里叶变换得到与每个b值对应的扩散加权磁共振图像；

[0027] 将所述与每个b值对应的扩散加权磁共振图像分别除以参考图像得到归一化的磁共振扩散加权图像。

[0028] 本发明还提供一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建系统，包括：

[0029] 模拟区域获取模块，用于获取模拟区域；

[0030] 几何图形生成模块，用于在所述模拟区域内随机生成一个几何图形，所述几何图形用于模拟成像对象的形状；

[0031] 参数设置模块，用于在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的D参数得到含有D参数的几何图形，在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的f参数得到含有f参数的几何图形，在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的D*参数得到含有D*参数的几何图形；在所述几何图形内设置IVIM双指数模型中的S(0)参数得到含有S(0)参数的几何图形；S(0)为关闭扩散梯度时的信号强度；

[0032] 判断模块，用于判断生成的所有几何图形总区域是否覆盖所述模拟区域；若覆盖所述模拟区域，将指令发送至参数图生成模块；若未覆盖所述模拟区域，则将指令发送至所述几何图形生成模块；

[0033] 参数图生成模块，用于根据所有含有D参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D参数图，根据所有含有f参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的f参数图，根据所有含有D*参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D*参数图；根据所有含有S(0)参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的S(0)参数图；

[0034] b值获取模块，用于获取磁共振扩散加权成像中的b值组合；所述b值组合包括多个b值， $b \geq 0$ ；

[0035] 磁共振扩散加权图像生成模块，用于根据所述IVIM双指数模型中的D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图生成与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像；

[0036] 神经网络模型训练模块，用于以与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像为输入，以IVIM双指数模型中的D参数图和f参数图为标签对神经网络模型进行训练，得到训练好的神经网络模型；

[0037] k空间数据获取模块，用于获取在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据和在施加与所述b值组合中的b值对应的扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据；

[0038] 处理模块，用于对所述待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换和归一化处理，得到归一化的磁共振扩散加权图像；

[0039] 重建模块，用于将所述归一化的磁共振扩散加权图像输入所述训练好的神经网络模型，得到重建后的IVIM参数图像；所述重建后的IVIM参数图像包括重建后的D参数图和重建后的f参数图。

[0040] 可选的，所述体素内不相干运动磁共振成像参数重建系统，还包括：

[0041] 纹理噪声模块，用于分别在生成D参数的几何图形内、生成f参数的几何图形内、生成D*参数的几何图形和生成S(0)参数的几何图形内添加经过滤波产生的纹理值和噪声；所述纹理值用于模拟成像对象的纹理；所述噪声用于模拟核磁共振采样时的噪声。

[0042] 可选的，所述磁共振扩散加权图像生成模块，具体包括：

[0043] 磁共振扩散加权图像生成单元,用于根据b值、D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图,采用IVIM双指数模型公式得到磁共振扩散加权图像;所述IVIM双指数模型公式如下:

$$[0044] \quad S(b) = S(0) (fe^{-bD^*} + (1-f)e^{-bD})$$

[0045] 式中,b为梯度因子,S(b)为施加与b值对应的扩散梯度时的信号强度,S(0)为关闭扩散梯度时的信号强度,D为扩散系数,f为灌注分数,D*为伪扩散系数。

[0046] 可选的,所述处理模块,具体包括:

[0047] 参考图像生成单元,用于将所述在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换得到参考图像;

[0048] 扩散加权磁共振图像生成单元,用于将所述在施加与所述b值组合中的b值对应的扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换得到与每个b值对应的扩散加权磁共振图像;

[0049] 归一化处理单元,用于将所述与每个b值对应的扩散加权磁共振图像分别除以参考图像得到归一化的磁共振扩散加权图像。

[0050] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0051] 本发明提出了一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法及系统,将传统方法中以像素点为拟合单位替代为以神经网络的感受野为单位,克服了逐点拟合导致的重建结果呈现颗粒感的问题,使图像更加平滑,达到类似降噪的效果。同时,在传统逐点非线性拟合的方法中,为了缓解体素内不相干运动双指数模型高自由度的问题,对D、f参数图的拟合仅采用大b值($b \geq 200$)的原始数据,忽略了小b值($b < 200$)数据对其造成的影响,导致其结果无法完全匹配IVIM双指数模型,本发明提出的方法及系统则考虑了小b值对IVIM双指数模型的影响,得到了更好的重建结果。

附图说明

[0052] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单的介绍。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0053] 图1为本发明实施例中体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法流程图;

[0054] 图2为本发明实施例输入图像和重建得到的参数图;

[0055] 图3为本发明实施例中体素内不相干运动磁共振成像参数重建系统结构图。

具体实施方式

[0056] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整的描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0057] 本发明的目的是提供一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法及系统,能够在减少重建时间、克服传统拟合方法所得图像呈现颗粒感的缺点的同时通过使用全部b

值下采样的数据达到更好地匹配IVIM双指数模型的目的。

[0058] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0059] 实施例

[0060] 图1为本发明实施例中体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法流程图。如图1所示,本发明提供的一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法,包括:

[0061] 步骤101:获取模拟区域。

[0062] 步骤102:在模拟区域内随机生成一个几何图形,几何图形用于模拟成像对象的形状。

[0063] 步骤103:在几何图形内设置IVIM双指数模型中的D参数得到含有D参数的几何图形,在几何图形内设置IVIM双指数模型中的f参数得到含有f参数的几何图形,在几何图形内设置IVIM双指数模型中的D*参数得到含有D*参数的几何图形,在几何图形内设置IVIM双指数模型中的S(0)参数得到含有S(0)参数的几何图形。其中,步骤103中所提的所有几何图形为同一几何图形。

[0064] 在几何图形内分别设置IVIM双指数模型中的D参数、f参数、D*参数和S(0)参数,之后还包括

[0065] 在生成D参数的几何图形内添加经过滤波产生的纹理值,在得到带纹理的几何图形中加入随机噪声;

[0066] 在生成f参数的几何图形内添加经过滤波产生的纹理值,在得到带纹理的几何图形中加入随机噪声;

[0067] 在生成D*参数的几何图形内添加经过滤波产生的纹理值,在得到带纹理的几何图形中加入随机噪声;

[0068] 在生成S(0)参数的几何图形内添加经过滤波产生的纹理值,在得到带纹理的几何图形中加入随机噪声。

[0069] 其中,所提的纹理值用于模拟人体内的组织纹理,所提的噪声用于模拟核磁共振采样时的噪声。

[0070] 步骤104:判断生成的所有几何图形总区域是否覆盖模拟区域,若覆盖模拟区域,则执行步骤105;若未覆盖模拟区域,则执行步骤102。执行期间若图像发生重叠,则以集合中差的运算方式去掉重叠部分。其中,判断生成的所有几何图形为步骤102每次生成的几何图形叠加所能覆盖的区域。所有几何图形覆盖模拟区域即得到模拟图像。

[0071] 步骤105:根据所有含有D参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D参数图,根据所有含有f参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的f参数图,根据所有含有D*参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D*参数图,根据所有含有S(0)参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的S(0)参数图。

[0072] 步骤106:获取磁共振扩散加权成像中的b值组合;b值组合包括多个b值, $b \geq 0$ 。

[0073] 步骤107:根据IVIM双指数模型中的D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图生成与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像。

[0074] 与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像、D参数图、f参数图和D*参数图共同组成一个训练样本;重复上述步骤,生成指定数量的训练样本。

[0075] 步骤107,具体包括:

[0076] 根据b值、D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图,采用IVIM双指数模型公式得到磁共振扩散加权图像;IVIM双指数模型公式如下:

$$[0077] \quad S(b) = S(0) (fe^{-bD^*} + (1-f)e^{-bD})$$

[0078] 式中,b为梯度因子(其值与施加的扩散梯度强度G、持续时间 δ 和间隔 Δ 有关)。S(b)为施加与b值对应的扩散梯度时的信号强度,S(b)是将b值组合中一个b值、D、f、D*和S(0)代入公式时得到的模拟信号值。S(0)为关闭扩散梯度(即b=0)时的信号强度,S(0)是将b=0、D、f、D*代入公式得到模拟信号值。D为扩散系数,f为灌注分数,D*为伪扩散系数。由于b是具体数字,D、f、D*为参数图(即矩阵),故公式算出的也是图像(即矩阵),该图像就是该b值对应的磁共振扩散加权图像。

[0079] 步骤108:以与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像为输入,以IVIM双指数模型中的D参数图和f参数图为标签(输出)对神经网络模型进行训练,得到训练好的神经网络模型。其中,神经网络为U型卷积神经网络。

[0080] 训练过程中使用的损失函数 I_{MSE} 如下:

$$[0081] \quad I_{MSE} = \frac{1}{MLH} \sum_{m=1}^M \sum_{i=1}^L \sum_{j=1}^H \left\| (X_{i,j})_m - (g(Y, W, B)_{i,j})_m \right\|_2$$

[0082] 其中,M为每次参与训练的样本个数,L和H为输入图像在频率编码维和相位编码维的像素数,m、i和j表示序号,W和B分别为神经网络的权重和偏置,X是参数标签,Y代表输入图像,g表示网络对输入图像的作用函数。

[0083] 步骤109:获取在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据和在施加b值组合中的b值时对应扩散梯度的待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据。

[0084] 步骤110:对待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换和归一化处理,得到归一化的磁共振扩散加权图像。

[0085] 步骤110,具体包括:

[0086] 将在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换得到参考图像。

[0087] 将在施加与b值组合中的b值对应的扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换得到与每个b值对应的扩散加权磁共振图像。

[0088] 将与每个b值对应的扩散加权磁共振图像分别除以参考图像得到归一化的磁共振扩散加权图像。

[0089] 两个图像做除法是矩阵点除方法,即第一个点的值除以第一个点的值。第二个点的值除以第二个点的值,以此类推直到图像所有点点除完。

[0090] 步骤111:将归一化的磁共振扩散加权图像输入训练好的神经网络模型,得到重建后的IVIM参数图像;重建后的IVIM参数图像包括重建后的D参数图和重建后的f参数图。

[0091] 在1.5T磁共振成像仪上进行,采用EPI-DWI序列对测试对象进行采样。参数设置如下:成像视野FOV为278mm×330mm,EPI序列的采样回波时间为96ms,脉冲重复时间为5000ms,b值设置为[0,50,100,200,600,1000,1500],总的扫描时间为60s,频率编码维和相位编码维的采样点数分别为128和128。将以上参数设置好后开始采样。采样得到的k空间数据经过傅里叶变换后得到如图2中a-g所示的图像。对这些图像进行归一化处理后导入训练

好的神经网络中,即可重建得到重建后的IVIM参数图像,如图2中h、i所示。作为对比,图2中的j、k为传统逐点拟合结果。

[0092] 图3为本发明实施例中体素内不相干运动磁共振成像参数重建系统结构图。如图3所示,本发明提供的一种体素内不相干运动磁共振成像参数重建系统,包括:

[0093] 模拟区域获取模块201,用于获取模拟区域。

[0094] 几何图形生成模块202,用于在模拟区域内随机生成一个几何图形,几何图形用于模拟成像对象的形状。

[0095] 参数设置模块203,用于在几何图形内设置IVIM双指数模型中的D参数得到含有D参数的几何图形,在几何图形内设置IVIM双指数模型中的f参数得到含有f参数的几何图形,在几何图形内设置IVIM双指数模型中的D*参数得到含有D*参数的几何图形,在几何图形内设置IVIM双指数模型中的S(0)参数得到含有S(0)参数的几何图形;S(0)为关闭扩散梯度时的信号强度。

[0096] 为了进一步提高精度,该系统还包括:

[0097] 纹理噪声模块,用于分别在生成D参数的几何图形内、生成f参数的几何图形内、生成D*参数的几何图形和生成S(0)参数的几何图形内添加经过滤波产生的纹理值和噪声;纹理值用于模拟成像对象的纹理;噪声用于模拟核磁共振采样时的噪声。

[0098] 判断模块204,用于判断生成的所有几何图形总区域是否覆盖模拟区域;若覆盖模拟区域,将指令发送至参数图生成模块205;若未覆盖模拟区域,则将指令发送至几何图形生成模块202。

[0099] 参数图生成模块205,用于根据所有含有D参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D参数图,根据所有含有f参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的f参数图,根据所有含有D*参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的D*参数图,根据所有含有S(0)参数的几何图形生成IVIM双指数模型中的S(0)参数图。

[0100] b值获取模块206,用于获取磁共振扩散加权成像中的b值组合;b值组合包括多个b值, $b \geq 0$ 。

[0101] 磁共振扩散加权图像生成模块207,用于根据IVIM双指数模型中的D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图生成与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像。

[0102] 磁共振扩散加权图像生成模块207,具体包括:

[0103] 磁共振扩散加权图像生成单元,用于根据b值、D参数图、f参数图、D*参数图和S(0)参数图,采用IVIM双指数模型公式得到磁共振扩散加权图像;IVIM双指数模型公式如下:

[0104] $S(b) = S(0) (fe^{-bD^*} + (1-f)e^{-bD})$

[0105] 式中,b为梯度因子,S(b)为施加与b值对应的扩散梯度时的信号强度,S(0)为关闭扩散梯度时的信号强度,D为扩散系数,f为灌注分数,D*为伪扩散系数。

[0106] 神经网络模型训练模块208,用于以与每一个b值对应的磁共振扩散加权图像为输入,以IVIM双指数模型中的D参数图和f参数图为标签对神经网络模型进行训练,得到训练好的神经网络模型。

[0107] k空间数据获取模块209,用于获取在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据和在施加与b值组合中的b值对应的扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据。

[0108] 处理模块210,用于对待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换和归一化处理,得到归一化的磁共振扩散加权图像。

[0109] 处理模块210,具体包括:

[0110] 参考图像生成单元,用于将在关闭扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换得到参考图像;

[0111] 扩散加权磁共振图像生成单元,用于将在施加与b值组合中的b值对应的扩散梯度时待重建磁共振扩散加权图像的k空间数据进行傅里叶变换得到与每个b值对应的扩散加权磁共振图像;

[0112] 归一化处理单元,用于将与每个b值对应的扩散加权磁共振图像分别除以参考图像得到归一化的磁共振扩散加权图像。

[0113] 重建模块211,用于将归一化的磁共振扩散加权图像输入训练好的神经网络模型,得到重建后的IVIM参数图像;重建后的IVIM参数图像包括重建后的D参数图和重建后的f参数图。

[0114] 本发明提出的体素内不相干运动磁共振成像参数重建方法及系统,基于U型卷积神经网络的体素内不相干运动磁共振成像参数重建,避免了对原始图像进行逐点非线性拟合,对于采样点数为 128×128 的图像(采样点数是磁共振图像采集时的参数,即横向采多少个点,纵向采多少个点),该方法可将重建时间由5~8分钟缩短到2秒以内(受硬件条件影响),同时重建时间几乎不受采样点数影响,例如对采样点数为 320×320 的图像,该方法亦可将重建时间由15~20分钟缩短到2秒以内,重建效率显著提高。

[0115] 此外,基于卷积神经网络的体素内不相干运动磁共振成像参数重建,将传统方法中以像素点为拟合单位替代为以神经网络的感受野为单位,克服了逐点拟合导致的重建结果呈现颗粒感的问题,使图像更加平滑,达到类似降噪的效果。同时,在传统逐点非线性拟合的方法中,为了缓解体素内不相干运动双指数模型高自由度的问题,对D、f参数图的拟合仅采用大b值($b \geq 200$)的原始数据,忽略了小b值($b < 200$)数据对其造成的影响,导致其结果无法完全匹配双指数模型,而本发明提出的方法则采用了全部原始数据,考虑了小b值对双指数模型的影响,得到了更好的重建结果。

[0116] 本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处。综上,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

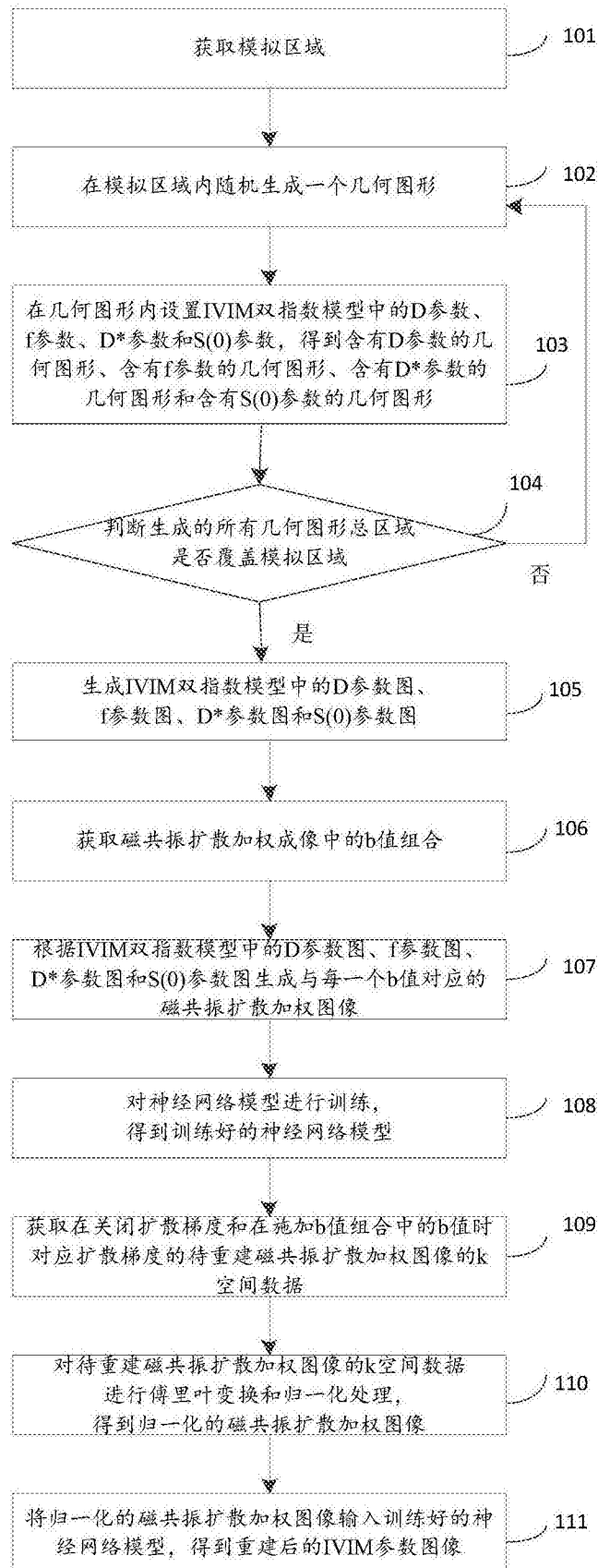


图1

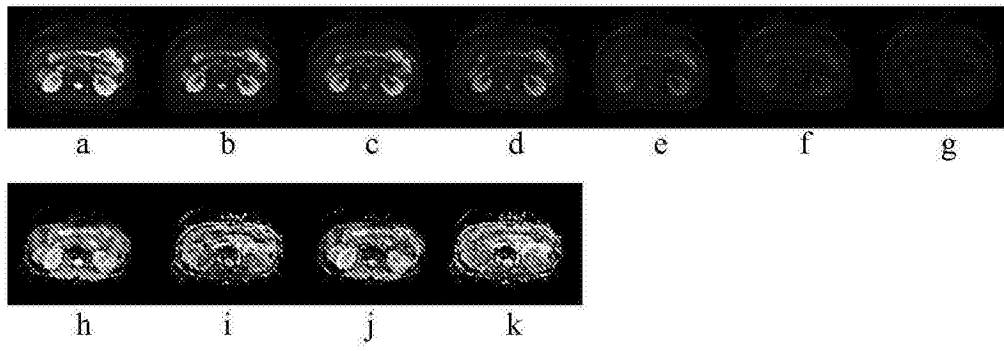


图2

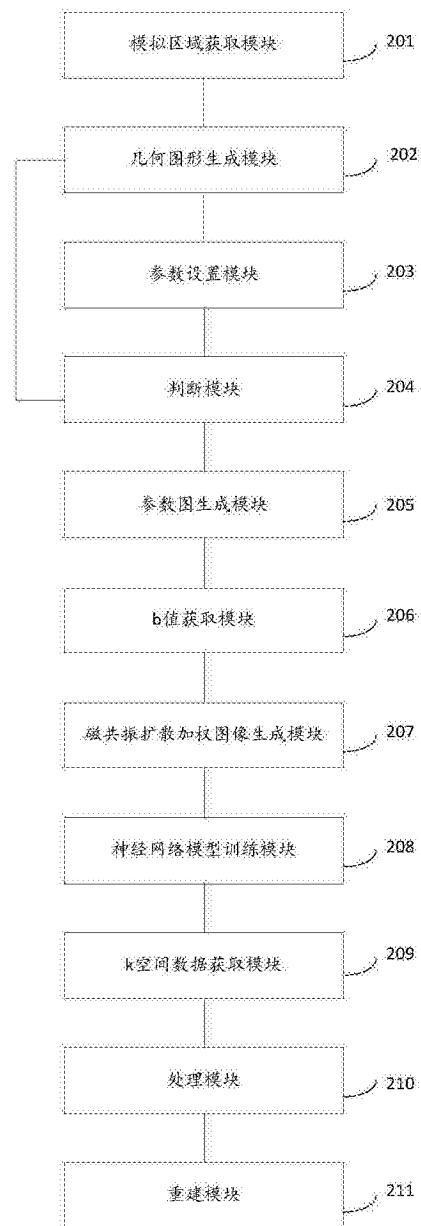


图3