



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103108586 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 15

(21) 申请号 201180029050. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 04. 27

A61B 5/05 (2006. 01)

(30) 优先权数据

12/768, 456 2010. 04. 27 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 12. 12

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2011/034017 2011. 04. 27

(87) PCT申请的公布数据

WO2011/137132 EN 2011. 11. 03

(71) 申请人 磁共振创新公司

地址 美国密歇根州

(72) 发明人 E·M·哈克 J·尼拉瓦利

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 王茂华

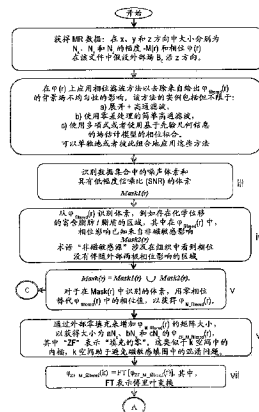
权利要求书3页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

使用磁敏感加权成像和磁敏感填图 (SWIM) 来生成核磁共振图像的方法

(57) 摘要

一种生成对象的磁敏感填图的方法利用正则化反函数, 过采样 k 空间, 去除外部相位噪声和快速相位改变效应, 解释该对象的已知的几何形状并且使用修改的 SWI 相位数据以由此生成合理的磁敏感填图和数字图像, 例如 SWI 图像。发明人将本发明所述的创造性的方法称为磁敏感加权成像和填图 (SWIM)。



1. 一种对对象进行核磁共振成像的方法,所述方法包括:

从所述对象的梯度回波磁共振扫描获得用于 N_x 乘以 N_y 乘以 N_z 个数据点的第一矩阵的相位数据 $\varphi(\mathbf{r})$,其中 N_x 、 N_y 和 N_z 中的每一个是正整数;

生成用于 aN_x 乘以 bN_y 乘以 cN_z 个数据点的较大矩阵的 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$,其中 aN 、 bN 和 cN 中的每一个是正整数,所述生成使用 $\varphi(\mathbf{r})$ 并且通过向所述第一矩阵和所述较大矩阵不共用的数据点分配常数来进行;

对 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$ 进行傅里叶变换并且由此生成(对应于相位的) k 空间数据,在这被称为 $\varphi(\mathbf{k})$;

将 $\varphi(\mathbf{k})$ 乘以磁敏感填图滤波函数并且以生成用于所述较大矩阵的磁敏感填图估计的方式对乘积进行傅里叶逆变换;以及

使用所述磁敏感填图估计生成所述对象的数字图像文件。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述磁敏感填图滤波函数是基于与所述较大矩阵相等的维度的正则化磁敏感填图滤波器。

3. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述方法还包括从所述对象的所述梯度回波磁共振扫描获得用于所述第一矩阵的 $M(\mathbf{r})$,并且其中,生成 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$ 的步骤包括识别所述第一矩阵的具有低幅度值信噪比的数据点并且向 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$ 中的该数据点分配常数。

4. 如权利要求 3 所述的方法,其中,生成 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$ 的步骤包括以去除背景场不均匀性的影响的方式对 $\varphi(\mathbf{r})$ 进行滤波。

5. 如权利要求 1 所述的方法,其中,生成 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$ 的步骤包括识别所述第一矩阵的具有已知是除了磁敏感之外的一些东西导致的相位效应的数据点,并且向 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$ 中的该数据点分配常数。

6. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述磁敏感填图滤波函数是基于所述对象的从幅度值图像数据确定的至少一部分的几何形状的理想滤波器。

7. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述 k 空间数据构成原始 k 空间数据并且所述方法还包括:

对所述磁敏感填图估计应用门限并且由此生成修正磁敏感填图估计;

对所述修正磁敏感填图估计进行傅里叶变换并且由此生成修正 k 空间数据;

使用所述原始 k 空间数据和所述修正 k 空间数据生成新 k 空间数据;

对所述新 k 空间数据进行傅里叶逆变换并且由此生成修改的磁敏感填图估计;

使用所述修改的磁敏感填图估计来执行生成所述对象的所述数字图像文件的步骤。

8. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述方法还包括从所述对象的所述梯度回波磁共振扫描获得用于所述第一矩阵的 $M(\mathbf{r})$,并且其中,使用所述磁敏感填图估计生成所述对象的数字图像文件的步骤包括使用所述磁敏感填图估计作为 $M(\mathbf{r})$ 上的掩模。

9. 一种对对象进行核磁共振成像的方法,所述方法包括:

从所述对象的梯度回波磁共振扫描获得相位数据 $\varphi(\mathbf{r})$;

使用 $\varphi(\mathbf{r})$ 生成(对应于相位的)原始 k 空间数据,在这被称为 $\varphi(\mathbf{k})$;

将 $\varphi(\mathbf{k})$ 乘以正则化磁敏感填图滤波函数并且以生成磁敏感填图估计的方式对乘积进

行傅里叶逆变换；

对所述磁敏感填图估计应用门限并且由此生成修正磁敏感填图估计；

对所述修正磁敏感填图估计进行傅里叶变换并且由此生成修正 k 空间数据；

使用所述原始 k 空间数据和所述修正 k 空间数据生成新 k 空间数据；

对所述新 k 空间数据进行傅里叶逆变换并且由此生成修改的磁敏感填图估计；

使用所述修改的磁敏感填图估计来生成所述对象的数字图像文件。

10. 如权利要求 9 所述的方法,还包括在使用所述修改的磁敏感填图估计来生成所述对象的数字图像文件的步骤之前,执行以下步骤 N 次,其中 N 是正整数:

用所述修改的磁敏感填图估计替换所述磁敏感填图估计;并且此后,

重复如下步骤:对所述磁敏感填图估计应用门限并且由此生成修正磁敏感填图估计,对所述修正磁敏感填图估计进行傅里叶变换并且由此生成修正 k 空间数据,使用原始 k 空间数据和修正 k 空间数据生成新 k 空间数据以及对所述新 k 空间数据进行傅里叶逆变换并且由此生成修改的磁敏感填图估计。

11. 如权利要求 10 所述的方法,其中在所述方法期间基于所述磁敏感填图估计和所述修改的磁敏感填图估计之间的收敛准则来确定 N。

12. 如权利要求 9 所述的方法,其中,所述相位数据 $\varphi(\mathbf{r})$ 包括用于 N_x 乘以 N_y 乘以 N_z 个数据点的第一矩阵的值,其中 N_x 、 N_y 和 N_z 中的每一个是正整数;并且其中,使用 $\varphi(\mathbf{r})$ 生成原始 k 空间数据的步骤包括生成用于 aN_x 乘以 bN_y 乘以 cN_z 个数据点的较大矩阵的 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$,其中 aN 、 bN 和 cN 中的每一个是正整数,所述生成使用 $\varphi(\mathbf{r})$ 并且通过向所述第一矩阵和所述较大矩阵不共用的数据点分配常数来进行,并且随后对 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$ 进行傅里叶变换并且由此生成原始 k 空间数据。

13. 一种对对象进行核磁共振成像的方法,所述包括:

(a) 从所述对象的梯度回波磁共振扫描收集 k 空间数据;

(b) 使用所述 k 空间数据生成初始相位值和初始幅度值;

(c) 使用至少一些所述初始幅度值和至少一些所述初始相位值生成相位值的修正集;

(d) 使用至少一些所述相位值的修正集生成磁场值的局部改变;

(e) 使用至少一些所述磁场值的局部改变生成(对应于相位的)修改的 k 空间数据值;

(f) 通过将正则化逆滤波器应用于所述修改的 k 空间数据值来生成正则化的修改的 k 空间数据值;

(g) 使用所述正则化修改的 k 空间数据值生成第一磁敏感值;

(h) 通过将门限应用于所述第一磁敏感值和/或通过由预先确定值的集替代所述磁敏感值来生成第二磁敏感值;

(i) 使用所述第一磁敏感值生成第三 k 空间数据值;

(j) 使用所述第二磁敏感值生成第四 k 空间数据值;

(k) 以生成第五 k 空间数据值的方式合并所述第三 k 空间数据值与所述第四 k 空间数据值;

(k) 使用所述第五 k 空间数据值生成第三磁敏感值;以及

(l) 使用所述第三磁敏感值生成所述对象的数字图像文件。

14. 如权利要求 13 所述的方法,其中,每当使用所述第三磁敏感值替代所述第一磁敏感值并且在每个生成并且合并值的步骤期间覆盖以前的值时,将步骤 (h) 到 (k) 至少重复一次。

15. 如权利要求 13 所述的方法,其中,在步骤 (f) 中的逆是基于与形状相关联的理想逆滤波器。

16. 如权利要求 15 所述的方法,其中,所述形状是所述对象的至少一部分的形状。

17. 如权利要求 15 所述的方法,其中,所述理想滤波器用于生成用于一系列相似对象的所述逆滤波器。

18. 如权利要求 15 所述的方法,其中,所述理想滤波器是感兴趣的区域的几何形状。

19. 如权利要求 15 所述的方法,其中,所述对象是具有几何形状的整体人体大脑,并且所述理想滤波器是基于所述整体人体大脑的所述几何形状的滤波器。

20. 如权利要求 15 所述的方法,其中,从分析格林函数的数字化形式生成所述滤波器。

21. 一种对对象进行核磁共振成像的方法,所述方法包括:

从所述对象的梯度回波磁共振扫描获得相位数据 $\varphi(\mathbf{r})$;

基于所述对象的至少一部分的几何形状用常数值替换 $\varphi(\mathbf{r})$ 的体素的子集中的值;

使用 $\varphi(\mathbf{r})$ 生成(对应于相位的)原始 k 空间数据,在这被称为 $\varphi(\mathbf{k})$;

将 $\varphi(\mathbf{k})$ 乘以正则化磁敏感填图滤波函数并且以生成磁敏感填图估计的方式对乘积进行傅里叶逆变换;以及

使用修改的磁敏感填图估计生成所述对象的数字图像文件。

使用磁敏感加权成像和磁敏感填图 (SWIM) 来生成核磁共振图像的方法

- [0001] 相关申请的交叉引用
- [0002] 没有。
- [0003] 关于联邦赞助的研究或开发的声明
- [0004] 不适用。
- [0005] 附录
- [0006] 不适用。

技术领域

[0007] 本发明整体涉及核磁共振成像 (通常被称为 MRI)。本发明更具体而言涉及使用磁敏感加权成像和磁敏感填图从对象的 MRI 数据来创建它的磁共振磁敏感图像的方法。

背景技术

[0008] 各种磁共振成像技术利用磁敏感加权成像 (SWI) 来增强被扫描的对象之中的磁化率中的空间不连续之间的对比度。在以参考的方式整体合并如本文的美国专利 No. 6, 658, 280 中总体描述了 SWI。

[0009] 量化局部磁化率的能力等效于能够测量对象或物体中的铁的数量而不管铁是处于非血红素铁 (如铁蛋白或血铁质) 还是血红素铁的形式 (脱氧血红蛋白), 或者钙的数量或导致材料任何其他磁敏感影响 (包括几何效应)。最近, 已经开发了多种利用快速傅里叶变换方法来量化局部磁化率的方法。其中一个方法利用反格林函数。

$$[0010] \quad g(k) = 1/3 - k_z^2 / (k_x^2 + k_y^2 + k_z^2)$$

[0011] 其中, k_x 、 k_y 和 k_z 是相位数据的空间频率域的坐标。源于不适定问题的该方法充满问题。不适定性来自分析滤波器的分母中的零。为此目的, 实施涉及正则化、需要对象在扫描之间旋转的多次扫描以及约束最小二乘法的各种复杂并且冗长的方法, 以力图改进结果。

[0012] 但是, 最小二乘法需要对象的几何形状的相对准确的知识, 使用多个方向数据的方法需要附加时间来收集不同对象方向中的数据。最小二乘法在一些情况中还强制整个对象中的均匀磁敏感约束。这里给出的直接反方法克服这些限制, 因为其主要使用对象的来自单个方向的磁共振相位信息并且是快速并且容易实现的技术。

[0013] 此外, 与具有依赖于相位行为的方向并且因此最终影响最终对比度的 SWI 不同, 本发明创建与对象对主磁场的方向独立的数据集合。因此, 如果要使用磁敏感数据替代普通滤波相位数据来创建 SWI 数据, 则就不具有方向依赖性方面而言, 结果将较好。

发明内容

[0014] 本发明允许对象的较好质量的磁源成像或磁敏感填图 (SM; susceptibility map) 的生成。正则化反函数 $g^{-1}(k)$, 过采样 k 空间, 去除外部相位噪声和快速相位改变效应, 并

且使用 SWI 高通滤波相位数据,可以从 SWI 数据生成合理的磁敏感填图。发明人将本文所述的创造性的方法称为磁敏感加权成像和填图 (SWIM ;Susceptibility Weighted Imaging and Mapping)。SWIM 数据还可用于生成更加鲁棒的 SWI 结果,因为 SWIM 数据是独立于方向的。

[0015] 在本发明的一个方面,一种对对象进行核磁共振成像的方法包括用于从该对象的梯度回波磁共振扫描获得用于 N_x 乘以 N_y 乘以 N_z 个数据点的第一矩阵的相位数据 $\varphi(\mathbf{r})$ 的步骤,其中 N_x 、 N_y 和 N_z 中的每一个是正整数 (但是必要地是相同的整数)。该方法还包括生成用于 aN_x 乘以 bN_y 乘以 cN_z 个数据点的较大矩阵的 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$,其中 aN_x 、 bN_y 和 cN_z 中的每一个是正整数 (它们中的至少一个大于第一矩阵中的对应值)。这是使用 $\varphi(\mathbf{r})$ 并且通过向该第一矩阵和该较大矩阵不共用的数据点分配常数来完成的 (可以首先在 $\varphi(\mathbf{r})$ 上执行许多中间滤波步骤,但是 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$ 仍然依赖于 $\varphi(\mathbf{r})$)。该方法还包括对 $\varphi(\mathbf{r})_{\text{new}}$ 进行傅里叶变换并且由此生成 (对应于相位的) k 空间数据 ($\varphi(\mathbf{k})$)。该方法还包括将 $\varphi(\mathbf{k})$ 乘以磁敏感填图滤波函数并且以生成用于该较大矩阵的磁敏感填图估计的方式对乘积进行傅里叶逆变换。使用磁敏感填图估计,从所有这些创建该对象的数字图像文件。应该认识到术语“使用”在这里具有广义的意义并且仅意味着该数字图像文件以一些方式依赖于用于生成该磁敏感填图估计的步骤。换句话说,该数字图像文件可以依赖于更精致的磁敏感填图和 / 或其他 k 空间或图像数据,但是在一些点上生成该磁敏感填图估计并且最终该磁敏感填图估计在该数字图像文件的生成中起作用。

[0016] 在本发明的另一个方面,一种对对象进行核磁共振成像的方法包括从该对象的梯度回波磁共振扫描获得相位数据 $\varphi(\mathbf{r})$,并且使用 $\varphi(\mathbf{r})$ 生成 (对应于相位的) 原始 k 空间数据 ($\varphi(\mathbf{k})$)。该方法还包括将 $\varphi(\mathbf{k})$ 乘以正则化磁敏感填图滤波函数并且以生成磁敏感填图估计的方式对乘积进行傅里叶逆变换。此外,该方法还包括对该磁敏感填图估计应用门限并且由此生成修正磁敏感填图估计。此外,该方法还包括对修正磁敏感填图估计进行傅里叶变换该并且由此生成修正 k 空间数据。此外,使用该原始 k 空间数据和该修正 k 空间数据生成新 k 空间数据。此后,对该新 k 空间数据进行傅里叶逆变换以由此生成修改的磁敏感填图估计。最后,使用该修改磁敏感填图估计创建该对象的数字图像文件。

[0017] 在本发明的另一个方面,一种对对象进行核磁共振成像的方法包括从该对象的梯度回波磁共振扫描收集 k 空间数据。该方法还包括使用该 k 空间数据生成初始相位值和初始幅度值,并且使用至少一些该初始幅度值和至少一些该初始相位值生成相位值的修正集合。此外,该方法还包括使用至少一些该相位值的修正集合生成磁场值的局部改变,使用至少一些该磁场值的局部改变生成 (对应于相位的) 修改的 k 空间数据值,通过将正则化逆滤波器应用于该修改的 k 空间数据值生成正则化的修改的 k 空间数据值,使用该正则化的修改的 k 空间数据值生成第一磁敏感值,并且通过将门限应用于该第一磁敏感值和 / 或通过由预先确定值的集合替代该磁敏感值生成第二磁敏感值。此后,使用该第一磁敏感值生成第三 k 空间数据值,使用第二磁敏感值生成第四 k 空间数据值,并且以生成第五 k 空间数据值的方式合并该第三 k 空间数据值与该第四 k 空间数据值。最后,使用该第五 k 空间数据值生成第三磁敏感值,并且使用该第三磁敏感值生成该对象的数字图像文件。

[0018] 此外,根据本发明的另一个方法涉及一种对对象进行核磁共振成像的方法,该方

法包括从该对象的梯度回波磁共振扫描获得相位数据 $\varphi(\mathbf{r})$ 。该方法还包括基于该对象的至少一部分的几何形状用常数值替换 $\varphi(\mathbf{r})$ 的体素的子集中的值。此外,该方法还包括使用 $\varphi(\mathbf{r})$ 生成(对应于相位的)原始k空间数据,在这被称为 $(\varphi(\mathbf{k}))$,并且将 $\varphi(\mathbf{k})$ 乘以正则化磁敏感填图滤波函数并且以生成磁敏感填图估计的方式对乘积进行。然后可以使用修改的磁敏感填图估计生成该对象的数字图像文件。

[0019] 下文参考附图详细描述了本发明的其他特征和优点以及本发明的各种实施方式的操作。

附图说明

[0020] 图 1-6 描述了本发明的优选实施方式的步骤的流程图。

具体实施方式

[0021] 在图 1-6 中阐述了用于实施本发明的优选方法的详细流程图。可以在最新获得的核磁共振数据或现有数据上执行该方法以生成对象的图像,其中该对象至少部分地基于遍及该图像的磁化率中的差异,并且可以在两个或三个维度中执行该方法。

[0022] 该方法通过获得给定大小(即每个维度中的数据点的给定数量)的相位图像数据(数据矩阵)来开始。掩模(mask)并且滤波该相位数据。然后使用该滤波并且掩模的相位数据来部分地填充较大矩阵。然后对该较大矩阵的相位数据进行傅里叶变换以产生修改的k空间数据。在图 1 的步骤 i 到 vii 中显示了这些步骤。还对于较大矩阵计算(步骤 viii 和 ix)正则化的磁敏感填图滤波函数(又被称为正则化反格林函数)。这两个过程可以同时地或者按照任意次序执行并且紧接在下文详细描述。还应该认识到,可以由非正则化磁敏感填图滤波函数或正则化磁敏感填图滤波函数的离散版本或者如步骤 x 中的分段(A)和(E)中显示的理想滤波器来替代正则化磁敏感填图滤波函数。

[0023] 使用用于较大矩阵的滤波相位的修改k空间数据的生成涉及在图 1 中显示的多个步骤。首先从对象的新 MR 扫描或者用于在 x、y 和 z 方向大小分别为 N_x 、 N_y 和 N_z 的矩阵的以前收集的 MR 扫描数据获得原始幅度和相位图像数据值(其中 N_x 、 N_y 和 N_z 是正整数)(步骤 i)。如步骤 ii 中所示的,然后将滤波器应用于相位图像数据,以去除来自背景场不均匀性的影响。对于该目的可以应用并且可以单独地或组合地应用各种滤波器,例如展开和高通滤波、使用零差处理的简单高通滤波以及使用多项式或者使用基于先验几何信息的场估计模型的相位拟合。这改变相位图像中的一些体素的相位图像数据,因而创建用于体素的原始矩阵的相位图像数据 $\varphi_{\text{filtered}}(\mathbf{r})$ 的新的集合。可以应用多个掩模来进一步改进原始矩阵的相位图像数据,如步骤 iii-v 中所示的。例如,如步骤 iii 中所显示的,可以识别原始矩阵的与总噪声相比具有低幅度数据值的体素(即低幅度信噪比或简单 SNR)。在以参考的方式整体并入文本的标题为“Complex threshold method for reducing noise in nuclear magnetic resonance images”的美国专利 No. 7, 573, 265 中描述了一种用于识别并且降低噪声的该技术。另外,如步骤 iv 中所显示的,可以识别已知由除了磁敏感之外其他东西导致相位效应的体素。然后通过用零(或由对象的形状和方向确定的一些其他常数值)替换所识别的体素的相位数据值,可以合并或向相位图像独立地应用这些掩模。此外,如步骤 vi 中所显示的,优选地通过用零填充附加体素的相位图像数据值,将矩阵大小增加

到 aN_x 、 bN_y 和 cN_z 个体素 (a 、 b 和 c 是正整数)。应该认识到,掩模步骤和增加矩阵大小的步骤可以按照任意次序发生。这导致滤波相位图像数据值的更大的集合(在该图中被表示为 $\Phi_{ZFM\ filtered}(\mathbf{r})$)。用于生成修改的 k 空间数据的最终步骤仅涉及傅里叶变换 $\Phi_{ZFM\ filtered}(\mathbf{r})$ 以获得修改的 k 空间数据(在该图中被表示为 $\Phi_{ZFM\ filtered}(\mathbf{k})$)

[0024] 如图 2 中的步骤 viii 和 ix 所示生成正则化磁敏感填图滤波函数。按照所示次序执行这两个步骤,以产生生成正则化磁敏感填图滤波函数,其是由 $g^{-1}_{reg}(k)$ 表示的正则化逆滤波器。应该认识到,从新的较大矩阵大小的全部坐标生成该正则化逆滤波器。在步骤 ix 中, k_{z0} 表示 k_z 个矩阵的集合,其中 $g(k_x, k_y, k_z) = 0$ 。

[0025] 在执行以上步骤之后,通过乘以正则化磁敏感填图滤波函数和修改的 k 空间数据(体素乘以体素,步骤 x) 计算磁敏感填图估计,并且此后对乘积进行傅里叶逆变换(步骤 xi)。这产生在附图中被表示为 $x(r)$ 的初始磁敏感填图。此时,如果希望可以向原始 FOV 返回 $x(r)$ 的观察(FOV)的对象场,即矩阵大小与 N_x 、 N_y 和 N_z 相同而没有任何信息损失。为了增强磁敏感填图,可以执行图 3 中显示的附加步骤。如步骤 xii 所示,可以向磁敏感填图应用门限,以力图去除噪声和伪影,产生修正磁敏感填图 $x'(r)$ 。此外,在可能从受调查的系统的属性得知期望磁敏感值的范围的特定情况中,步骤 xii 可以包括用期望磁敏感值替代多个值。另外, k 空间中的替代可以进一步增强磁敏感填图。可以根据步骤 xiii-xv 执行该替代。这些步骤涉及以这样一种方式傅里叶变换修正磁敏感填图以创建新修改的 k 空间数据集 $x_{mod}(k)$,其中在该方式中获得新的 k 空间数据集 $x'(k)$,在 $g^{-1}(k) \geq a'$ 的体素处用 $x'(k)$ 的值替代 $x(k)$ 的值(其中 a' 可以等于步骤 ix 的 a 或者一些其他值),并且然后以这样一种方式傅里叶逆变换 $x_{mod}(k)$,其中在该方式中生成修改的磁敏感填图 $x_{mod}(r)$ 估计。如图 3 中所示,可以对于给定数量的迭代重复这些步骤或者直到磁敏感填图改变小于预先确定数量为止。利用每个迭代, $x_{mod}(r)$ 的值的集合替代以前的 $x(r)$ 值的集合,并且随后 $x(k)$ 被设置为等于 $x(r)$ 的傅里叶变换,如步骤 xvii 中所示的。最后,在执行上述步骤之后,可以使用 $x_{mod}(r)$ 数据值(自身或者与其他图像数据组合)生成对象的数字图像文件。在最终步骤或涉及 $chi(r)$ 的产生的中间步骤的任意一个中,可以去除感兴趣的对象外部的噪声。同样如步骤 xi 中所述,可以向原始 FOV 返回对象 FOV,因而矩阵大小再次是 N_x 、 N_y 和 N_z 而没有任何信息损失。此外,如图 6 中所示的,如果希望则可以从 $x_{mod}(r)$ 数据值生成磁敏感加权幅度掩模并且其可以用于生成纯 SWI 图像。

[0026] 可选择的理想滤波器

[0027] 在已知由具有良好定义的形状和单位磁敏感(或者已知磁敏感值)的结构导致的场具有极大的准确性的情况中,可以通过将源几何形状的傅里叶变换除以已知场填图的傅里叶变换来定义专用于该形状的 k 空间逆滤波器:

$$[0028] \quad G_{ideal}[k] = \frac{FT[Geometry_{object}(r)]}{FT[\Delta B(r)]}$$

[0029] 图 4-5 描述了在用于该情况的本发明中可以使用的“理想”滤波器的实现的流程图。

[0030] 用于玻恩近似的主要假设规定不同磁敏感的结构中的感应磁化主要由于主外部磁场 B_0 , 其中,当考虑多个对象时玻恩近似对于场的线性和重叠是最首要的。例如,当将具有不同磁敏感的两个结构 A 和 B 靠近地放置在外磁场 B_0 中时,假设 $\Delta B_A(r) \propto x_A \cdot B_0$,

因为 A 不影响结构 B 中的感应磁化或者反之亦然即 $\Delta B_B(r) \propto x_B \cdot B_0$ 。

[0031] 该理想滤波器的优点在于其可以用于说明在它的定义中的对象的有限的观察场和离散的形状边界条件,并且因此可以用于获得高度准确的 chi 填图,而伪影最小。该滤波器包括(该形状专用的)全部可能的高阶项,其中在以前的工作中忽略该高阶项。此外,离散地定义 $G_{ideal}(k)$,其中,FT 是与分析地定义的 $G(k)$ 相反的离散傅里叶变换。这具有更好地处理有限采样问题的优点。此外在对于具体对象形状定义该滤波器之后,其可用于从一个或多个形状和大小相同的对象的相位找出磁敏感。

[0032] 当知道由于该形状的场微扰的分析表示时,例如在标准对称几何球形、圆柱形或椭圆形的情况中,可以容易地完成定义用于给定几何形状的 $G_{ideal}(k)$ 。对于不知道场微扰的分析表示的任意形状的对象,可以通过准备该形状的幻影并且测量由 MR 相位数据导致的场微扰来获得 $\Delta B(r)$ 数据。用于获得 / 估计 $\Delta B(r)$ 数据的另一个方法涉及使用一个标准有限差分域计算技术,数值求解具有用于具体对象形状的边界条件的麦克斯韦方程式。最后,可以认为已知对象是整个大脑或者大脑内部的其他感兴趣的区域,其中磁敏感的一些猜测来自先验知识或者具有一些平滑或类似的修改的当前 SWIM 方法。

[0033] 当对象的 $\Delta B(r)$ 包括尽可能小的噪声时,实现在准确地定义 $G_{ideal}(k)$ 时的最佳结果。但是,在 $\Delta B(r)$ 中出现相当大的噪声的情况下,可以使用诸如场拟合的技术来从对象的 $\Delta B(r)$ 填图中去除噪声。其中,场拟合使用基于对象的模型或场关于多项式函数的建模。

[0034] 可以结合以上讨论的磁敏感填图来使用理想滤波器,以成像包括多个子结构的复合结构。例如,可以将其应用于大脑,其中在大脑中不同的次皮质结构、窦、灰质、白质、动脉、静脉构成该子结构 / 几何形状。给定大脑的幅度图像和场填图(即相位图像:展开的或高通滤波的),假设用于每个子结构形状的理想滤波器可用,可以单独地使用用于每个子结构或几何形状的 G_{ideal} ,以获得用于该具体结构 / 几何形状的磁敏感值。可替换地,可以使用用于每个子结构的单独的理想滤波器定义新的 G'_{ideal} 。其可以是单独的滤波器的加权和(即 $G'_{ideal} = \sum_n W_n G_{ideal-n}$,其中 n 表示子结构的索引)。

[0035] 在一些情况下, G'_{ideal} 的进一步的优化或正则化可以改善结构。例如,如果对于较大对象大小(即具有较小体素维度)定义原始 $G_{ideal-HighRes}$,则可以从用于形状相同但是大小较小(即分辨率较低)的对象的 $G_{ideal-HighRes}$ 定义 $G_{ideal-LowRes-Estimate}$ 。但是在使用 $G_{ideal-LowRes-Estimate}$ 的情况下,一些正则化 / 滤波可以减少不希望的伪影。该伪影的出现是因为 $G_{ideal-LowRes-Estimate}$ 仅仅是用于该对象大小的实际理想滤波器的估计。当尝试通过使用已经定义的 G_{ideal} 来加速磁敏感填图过程时使用该方法是有利的。

[0036] 在不脱离本发明的范围的前提下,可以做出这里所述并且所示的结构和方法的各种改进,意图将前文的描述或附图中所述的全部事物解释为示例性的而不是限制性的。因此,本发明的宽度和范围不应该受到任意上述示例性实施方式的限制而是仅由所附权利要求和他们的等效物限制的。

[0037] 还应该理解,当在权利要求中或者在本发明的优选实施方式的以上描述介绍本发明的元素时,术语“包括”、“应用”和“使用”适用于可扩展的并且意味着可以存在除了所列出的元素之外的附加元素。此外,如第一、第二和第三等标识符的使用不应该被解释为强制限制之间的时间顺序,除非执行该限制的时间顺序是必要的。此外,给出的任意方法权利

要求的次序不应该被解释为限制执行该步骤所必须的次序,除非执行该步骤的次序是必要的。

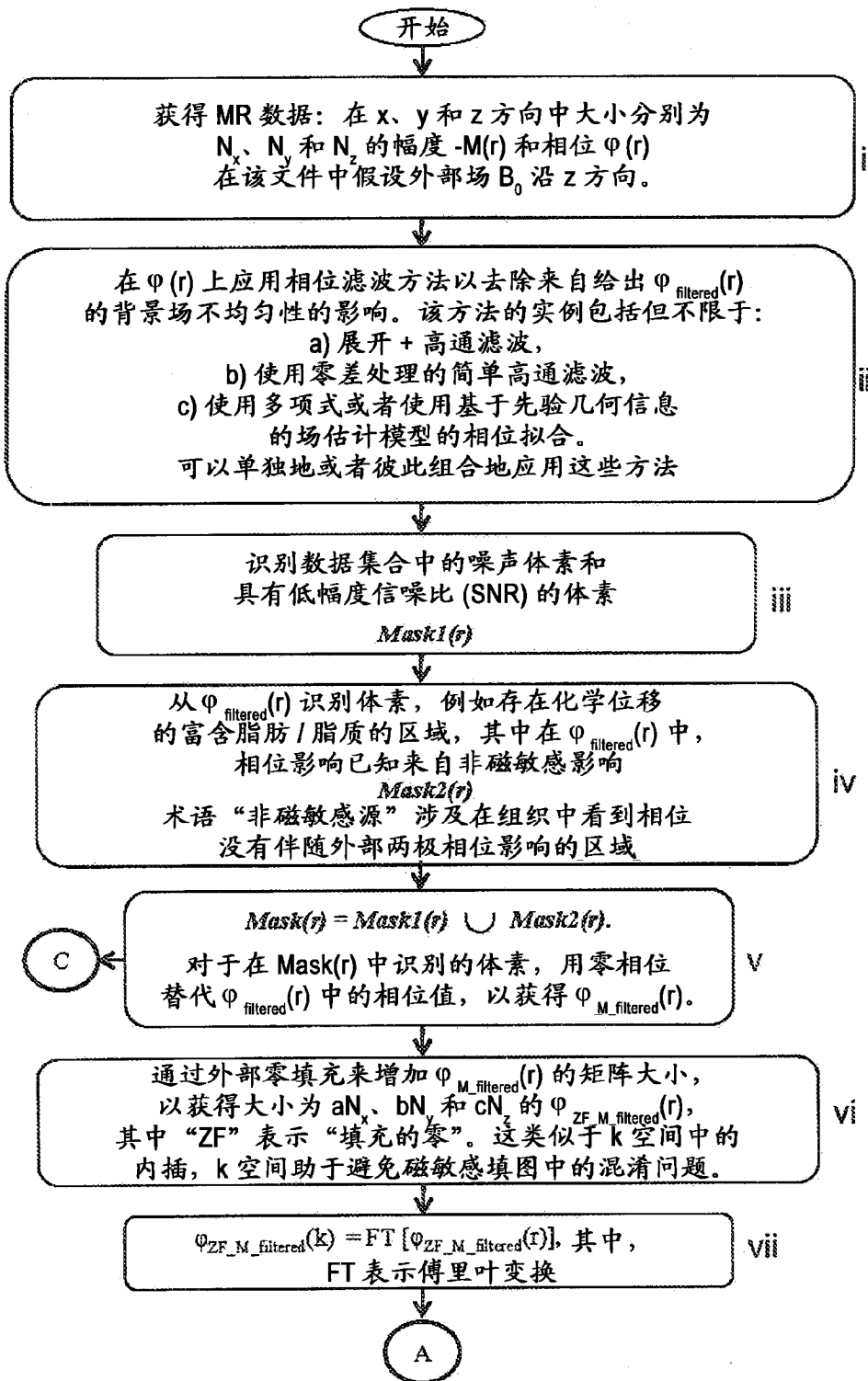


图 1

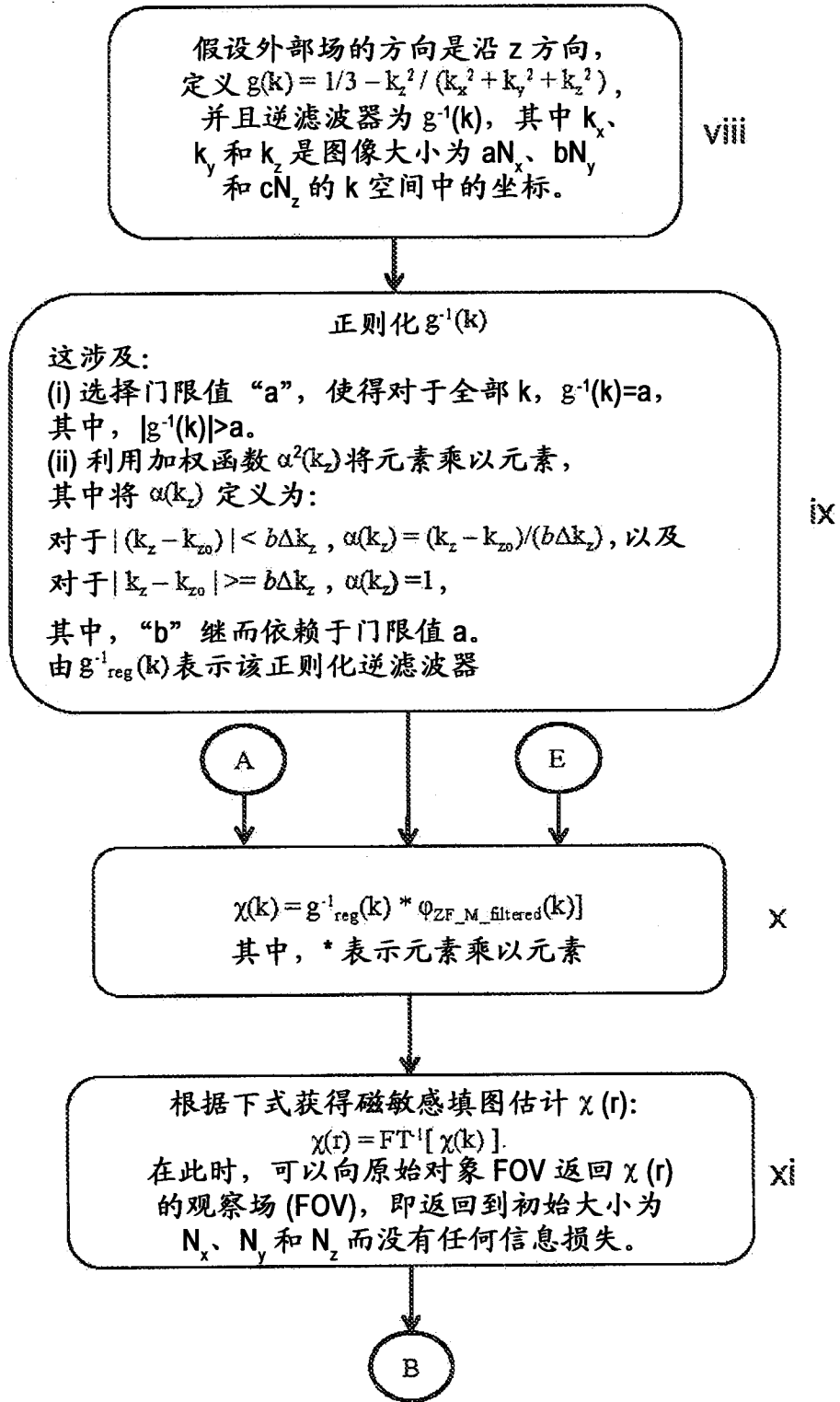


图 2

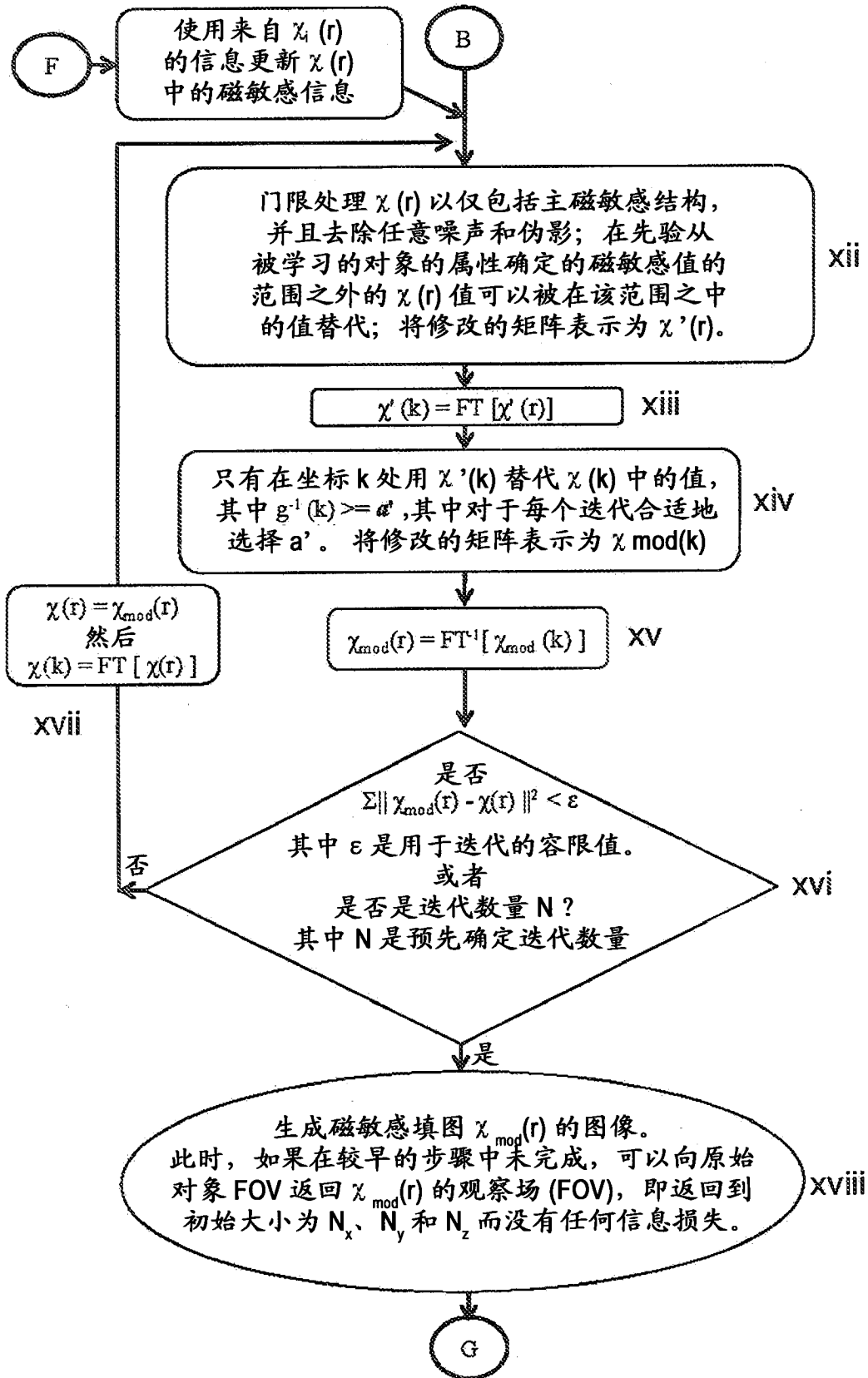


图 3

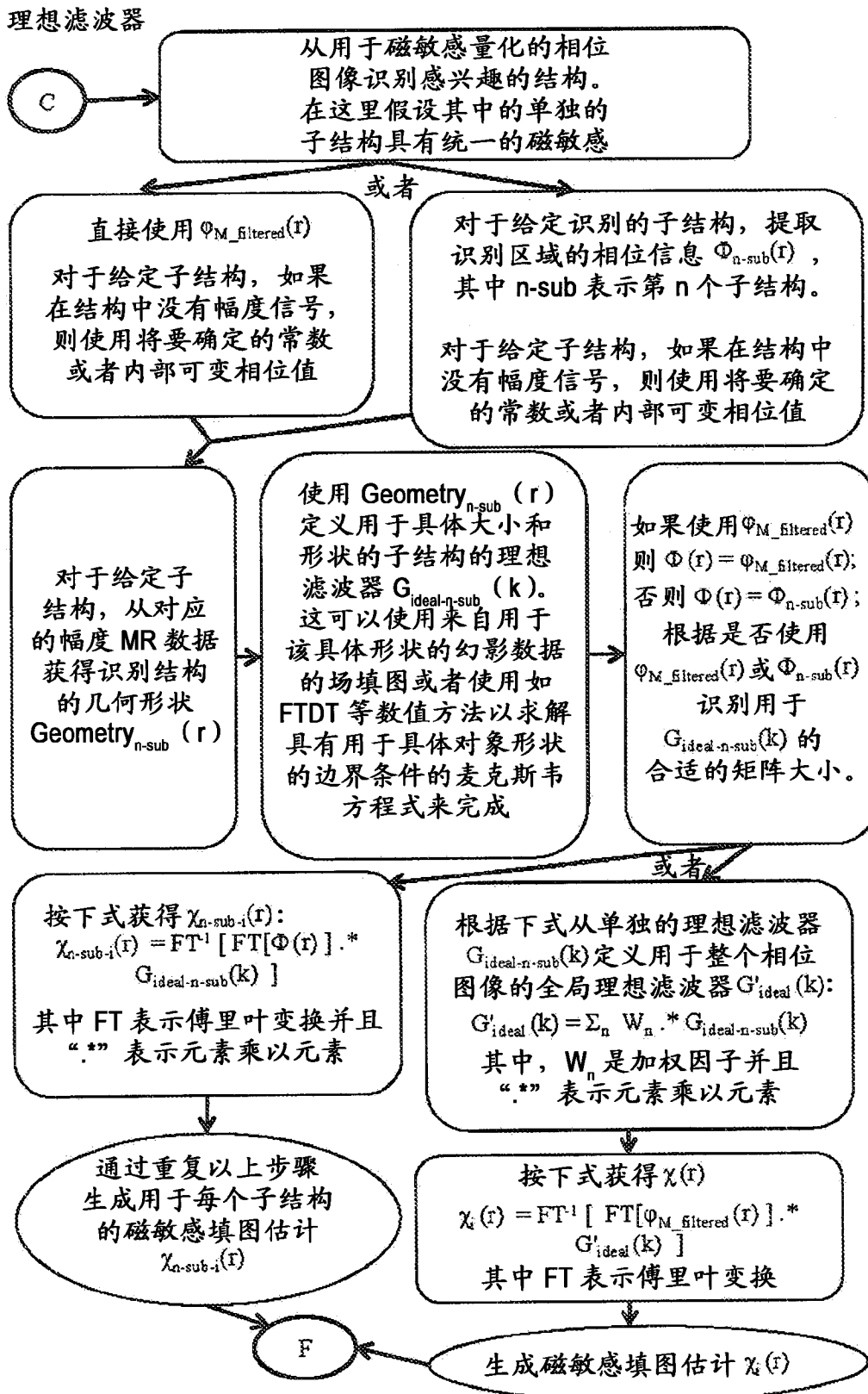


图 4

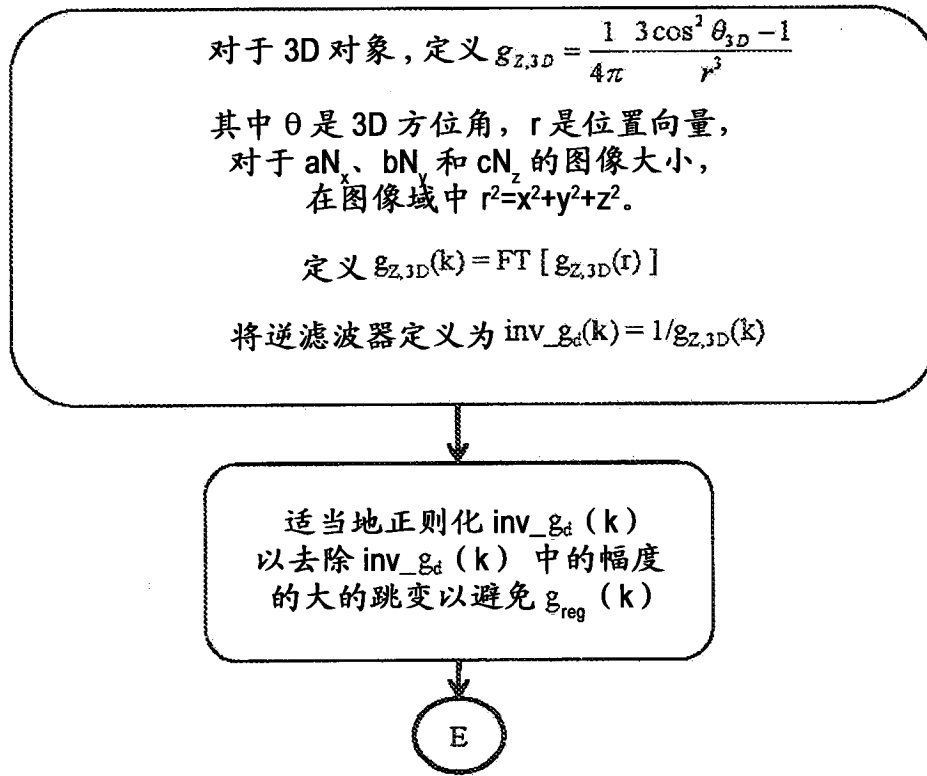


图 5

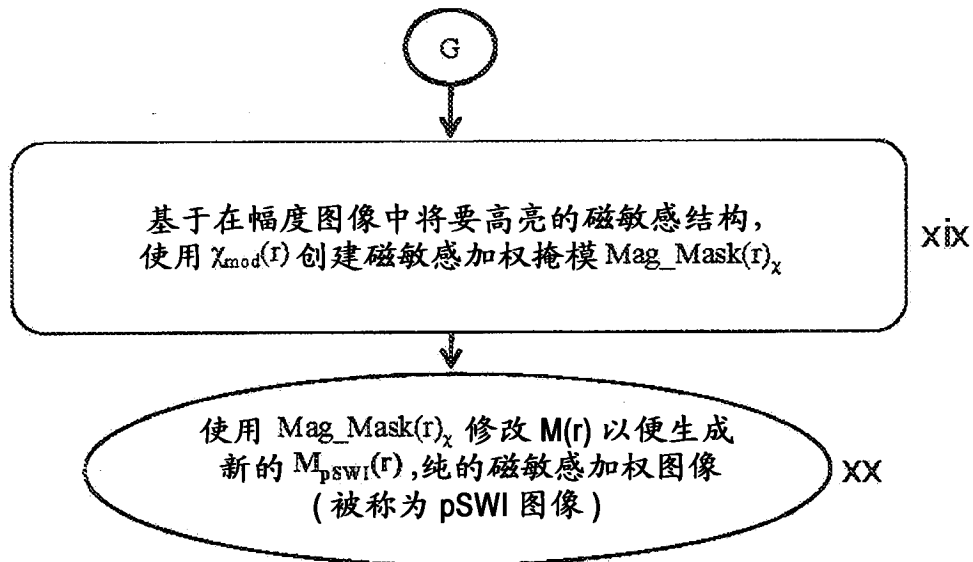


图 6