

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 01801406.2

[51] Int. Cl.

G01R 33/561 (2006.01)

G01R 33/3415 (2006.01)

[45] 授权公告日 2006年4月19日

[11] 授权公告号 CN 1252488C

[22] 申请日 2001.3.19 [21] 申请号 01801406.2

[30] 优先权

[32] 2000.3.24 [33] EP [31] 00201065.0

[86] 国际申请 PCT/EP2001/003008 2001.3.19

[87] 国际公布 WO2001/073463 英 2001.10.4

[85] 进入国家阶段日期 2002.1.24

[71] 专利权人 皇家飞利浦电子有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 K·P·普吕斯曼 M·韦格

P·贝尔纳特

审查员 金波

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 王岳 张志醒

权利要求书2页 说明书11页 附图1页

[54] 发明名称

磁共振成像的方法及系统

[57] 摘要

提供了一种磁共振成像方法，其中根据来自各自的信号通道中的磁共振信号重建磁共振图像。更具体地说，单独的信号通道与用作磁共振信号的接收器天线的各自的表面线圈相关。使用k-空间的子采样采集磁共振信号。在规则的正方形网格上执行再采样，由此在磁共振图像的重建的过程中能够实现快速傅立叶变换。此外，以接收器天线、即表面线圈的空间灵敏度分布为基础实施重建，由此将在子采样的磁共振信号中的不同的空间位置的贡献分开。优选地是，在k-空间中采用螺旋状采集轨迹。

1. 一种形成磁共振图像的磁共振成像方法，其中借助接收天线通过多个信号通道采集磁共振信号，该单独的接收天线都具有各自的灵敏度分布，以及
5 用噪声相关矩阵表示在单独的信号通道之间的噪声相关，其中利用子采样采集磁共振信号，在规则的采样网格上从所采集的磁共振信号中再采样出规则再采样的磁共振信号，
以块对角矩阵或带对角矩阵对噪声相关矩阵进行近似，位于所近似的噪声相关矩阵的主对角线周围的预定带之外的矩阵元素的值为零，以及
10 及
在灵敏度分布和近似噪声相关矩阵的基础上根据已经从所采集的磁共振信号中进行了采样的规则再采样的磁共振信号重建磁共振图像。
- 15 2. 权利要求 1 所述的磁共振成像方法，其中近似的噪声相关矩阵是对角矩阵。
3. 权利要求 2 所述的磁共振成像方法，其中，近似的噪声相关矩阵是单位矩阵。
4. 权利要求 1 所述的磁共振成像方法，其中
20 根据来自单独的信号通道的规则再采样的磁共振信号重建相应的接收线圈图像，以及
磁共振图像是从接收线圈图像和灵敏度分布中得出的。
5. 权利要求 1 所述的磁共振成像方法，其中单独的接收天线的灵敏度分布基本彼此去耦。
- 25 6. 权利要求 1-5 任一项所述的磁共振成像方法，其中
磁共振图像是根据规则再采样的磁共振信号、通过迭代求逆算法进行重建的。
7. 权利要求 6 所述的磁共振成像方法，其中磁共振图像是根据接收线圈图像、通过迭代求逆算法进行重建的。
- 30 8. 权利要求 1-5 任一项所述的磁共振成像方法，其中磁共振信号是在通过 k -空间的轨迹的基础上进行采集的，该轨迹对应于在 k -空间中的采样点的规则网格之外的所采集的磁共振信号的采样。

9. 权利要求 8 所述的磁共振成像方法，其中穿过 k -空间的轨迹包括基本螺旋状的部分。

10. 一种磁共振系统，用于形成磁共振图像，该系统被设置成：
通过接收天线并经过多个信号通道采集磁共振信号，
5 该单独的接收天线都具有各自的灵敏度分布，以及
用噪声相关矩阵表示在单独的信号通道之间的噪声相关，其中
利用子采样采集磁共振信号，
在规则的采样网格上从所采集的磁共振信号中再采样出规则再采
样的磁共振信号，
10 以块对角矩阵或带对角矩阵对噪声相关矩阵进行近似，位于所近似的
噪声相关矩阵的主对角线周围的预定带之外的矩阵元素的值为零，以及
在灵敏度分布和近似噪声相关矩阵的基础上根据已经从所采集的
磁共振信号中进行了采样的规则再采样的磁共振信号重建磁共振图
像。

磁共振成像的方法及系统

背景技术

5 本发明涉及一种形成磁共振图像的磁共振成像方法，
其中借助接收天线通过多个信号通道采集磁共振信号，
其单独的接收天线具有各自的灵敏度分布。
本发明还涉及一种磁共振系统。

10 文章“Coil Sensitivity Encoding for Fast MRI”（K.P.
Prussmann 等人的，在 Proceedings ISMRM (1998) 579 上发表的）
公开了一种磁共振成像方法和实施这种磁共振成像方法的磁共振系
统。

公知的磁共振成像方法有缩写为 SENSE 的方法。这种公知的磁共振
成像方法使用接收线圈的形式的接收天线。这种磁共振成像方法使用
15 所采集的磁共振信号的子采样以降低对用于所需的视场的 k-空间中
和在 k-空间中对于磁共振图像的所需的分辨率足够大的区域上以一
采样密度扫描 k-空间所需的时间，值得注意的是，在 k-空间中沿着它
执行扫描的相应的线在 k-空间中设置得比所需分辨率需要的设置
更远。换句话说，在 k-空间中“线被跳过”。由于这种“在 k-空间中
20 线的跳过”，因此采集磁共振信号需要较少的时间。根据来自单独的
接收线圈的子采样的磁共振信号重建接收线圈图像。由于这种子采
样，减小了实际的视场，因此在这种接收线圈图像中产生了反向叠加
和混叠伪影。根据灵敏度分布从接收线圈图像中得出磁共振图像，由
此基本或者甚至完全消除了在该磁共振图像中的混叠伪影。这种无混
25 叠操作将磁共振图像扩大到所需的视场。

在放射学实践中已经发现采集磁共振信号所需的时间需要相当大
地进一步减少。已经发现，特别是对于对快速运动的组织部位，例如
紧张患者的跳动的的心脏，进行高空间分辨率成像的磁共振成像方法以
及对于 MR 血管造影方法来说，需要实质性地减少磁共振成像的采集时
30 间，

本发明的一个目的是提供一种磁共振成像方法，其中磁共振信号的
采集时间比在使用公知的 SENSE 技术时所需的采集时间短得多。

通过根据本发明的磁共振成像方法实现本目的，其中通过噪声相关矩阵表示在单独的信号通道之间的噪声相关性，这里，

使用子采样采集磁共振信号，

5 在规则的采样网格上从所采集的磁共振信号中再采样出规则再采样的磁共振信号，

通过块对角矩阵或带对角矩阵对该噪声相关矩阵进行近似，位于近似的噪声相关矩阵的主对角线周围的预定带之外的矩阵元素的值为零，以及

10 在灵敏度分布和近似噪声相关矩阵的基础上根据已经从所采集的磁共振信号中进行了再采样的规则再采样的磁共振信号重建磁共振图像。

在利用灵敏度分布的同时从在 k -空间中子采样的磁共振信号中得出磁共振图像。子采样意味着在 k -空间中采样是较粗糙的，即在 k -空间中具有的分辨率比用于磁共振图像视场所足够的分辨率要粗糙。在一种磁共振成像方法中，磁共振图像的亮度变化的最小波长与视场相关。最小波长尤其与视场的大小成比例并与在 k -空间中的采样密度成比例。在子采样的情况下，采样比足够用于磁共振图像的视场的尺寸所需的采样要粗糙。信号值根据它们在 k -空间中的波矢量和根据灵敏度分布被进行编码。各自的接收天线的磁共振信号对应于各自的信号通道。贡献于每个信号通道中的信号的噪声是来自相关的信号通道和（原则上）所有的其它信号通道的噪声的贡献的线性组合。接收天线是例如对磁共振信号敏感的接收线圈。优选地是，使用表面线圈作为接收天线。将这种表面线圈设置在要检查的患者的身体上，这种表面线圈显著地拾取在要检查的患者的身体内产生的在表面线圈附近位置的磁共振信号。信号通道之间的噪声相关用噪声相关矩阵表示。对用于诊断质量的磁共振图像的实际共振信号的数目，如果没有采取措施，在 k -空间并以灵敏度分布为基础将磁共振信号解码成用于图像矩阵中的单独的像素位置的像素值造成了要求较高的计算容量和较长的计算时间的矩阵求逆问题。噪声相关问题可以由单位矩阵、块对角矩阵或两对角矩阵近似，所有这些矩阵都是块对角矩阵或带对角矩阵的特定的实例。根据 SENSE 算法从子采样磁共振信号中重建磁共振图像包括使在磁共振图像中的噪声特性最佳化。这个最佳化涉及噪声相关

15

20

25

30

矩阵，该噪声相关矩阵包含在所采样的磁共振信号中的对角元素噪声和通过不同的接收器天线所采集的相应的采样的磁共振信号之间的非对角元素噪声相关中。可以看出作为近似可以用单位矩阵替代噪声相关矩阵。作为一种替换，更巧妙的近似基于这样的认识：噪声相关基本随时间恒定。因此，表现出可以通过具有稀疏结构，即近似（块）对角线的矩阵充分地描述噪声相关。这种稀疏结构允许对来自各自的接收器线圈的子采样的磁共振信号进行实际的再采样或再装入到实际通道中作为来自单独的接收器线圈的子采样的磁共振信号的线性组合。对噪声相关矩阵进行使其成为可逆的左三角矩阵和它的厄密共轭的矩阵的乘积的所谓的 Cholesky 分解，由此获得这种线性组合中的权重。那么，连系实际通道的有效噪声相关矩阵是单位矩阵。根据本发明已经发现，在实际中在来自单独的接收天线的磁共振信号中的噪声贡献之间的相关可用具有仅来自主对角线附近的元素的贡献的较简单的矩阵进行适当地近似。甚至已经发现，这种噪声相关可以用单位矩阵替换。已经发现，这种简化极大地减轻了矩阵求逆问题，因此仅要求相对较短的计算时间和有限的计算容量。因此在较短的时间周期内可以从磁共振信号中重建磁共振图像。还发现，在实际中在一分钟内可以从子采样磁共振信号中重建 128×128 图像矩阵（因此 $N=128$ ）。还已经发现，根据灵敏度分布在磁共振图像的重建中的噪声相关矩阵的近似对磁共振图像的诊断质量没有明显不利的影响。这意味着磁共振图像具有合适的对比分辨率，因此在磁共振图像中合适地可视地再现了低对比度细节。通过将公知的快速傅立叶变换应用到规则再采样磁共振信号中显著地进一步降低了磁共振图像的重建时间。规则（再）采样意味着在规则的正方形网格上对在 k -空间中的磁共振信号进行采样。已经发现，对于 $N \times N$ 图像矩阵，这种简化使矩阵求逆问题从 N^4 的数量级降低到了 N^2 或 $N^2 \log N$ 的数量级。

本发明提供来了选择用于磁共振信号的采集的、循着 k -空间的轨迹的高度自由。根据本发明这种采集轨迹造成了 k -空间的非规则采样。尤其是在磁共振信号的采集的过程中不需要在 k -空间中对规则的正方形网格进行采样。因此，例如，可以以不同的速度穿过 k -空间的相应的部分。本发明尤其是提供了选择穿过 k -空间的基本螺旋状轨迹的可能性。然后首先从 k -空间的中心部分中采集磁共振信号，对此利

用相对小的大小的波形矢量，其后在波形矢量的大小连续快速地增加的同时采集磁共振信号。沿着 k-空间中螺旋状的轨迹或包括一个或多个螺旋状步长的轨迹的这种采集特别适合于在 MR 血管造影方法中使用。在这种方法里，在给患者施加了对比剂、例如通过静脉内注射对比剂之后立即形成要检查的患者的磁共振图像。来自 k-空间的中心的磁共振信号主要涉及在磁共振图像中相当粗糙的结构，包括要检查的患者的脉管系统的动脉部分。脉管系统的静脉部分主要包括更细微得多的结构。在跟随了螺旋状轨迹之时，在对比剂达到静脉之前从动脉部分采集磁共振信号。此外，因为使用了子采样，因此磁共振信号的采集并不要求较长的时间。磁共振信号的子采样的采集和沿着螺旋状轨迹的扫描的组合使得能够以较高的空间分辨率快速地采集脉管系统的动脉部分的磁共振图像。

根据在从属权利要求中所限定的下文的实施例详细地描述本发明的这些方面和其它的方面。

优选地是，从来自单独的信号通道因而来自各自的接收天线中的磁共振信号重建各自的接收线圈图像。优选地是将接收线圈用作接收天线。由于来自单独的信号通道的磁共振信号子采样，在这种接收线圈图像中产生了混叠伪影比如反向叠加现象。使用根据本发明的近似的噪声相关矩阵对接收线圈图像进行重建。磁共振图像是根据灵敏度分布从接收线圈图像中得出的。根据接收线圈图像和灵敏度分布重建磁共振图像本身称为 SENSE 方法。这种 SENSE 方法本来由 Prussmann 等人在 Proceedings ISMRM (1998) 579 上发表的文章和 Prussmann 和 Weiger 在 MRM42 (1999) pp. 952-962 的文章中公开。SENSE 方法能够实现磁共振信号子采样的采集，由此能够降低磁共振信号的采集所需的时间。

另外，通过对子采样的磁共振信号进行组合，在利用灵敏度分布的同时从子采样的磁共振信号形成全采样的磁共振信号是可能的。磁共振图像根据通过组合所获得的磁共振信号进行重建。在 k-空间的各种磁共振信号然后被组合以填充在 k-空间中的在采集过程中已经跳过的线。这种方法公知为只取首字母的缩写词 SMASH，本身来自美国专利 US5,910,728。

当使用接收线圈或表面线圈作为接收天线时，接收线圈的线圈灵敏

度分布对应于接收天线的灵敏度分布。

优选地是，接收线圈优选基本上对电感去耦。由于接收线圈的电感耦合程度较低，因此噪声水平和噪声相关都较低。由此降低了磁共振图像的噪声水平。

- 5 优选地是，使用迭代求逆算法进行磁共振图像的重建。即，通过来自子采样的磁共振信号的迭代对磁共振图像进行重建。以某一初始矢量开始，迭代算法产生一个近似解的级数，这个级数收敛到精确的解。有多个这种技术来处理较大的线性系统。所谓的共轭梯度 (cg) 法特别
- 10 适合。在一方面，为很有效的计算，它可以与 FFT 相组合。在另一方面，CG 迭代并不要求确保收敛的特殊规定。假若所包含的矩阵是正定的，它可安全地收敛，对于将重建的磁共振图像的像素值通过梯度编码和线圈灵敏度分布联系到子采样的磁共振信号的矩阵，这点都保持正确。CG 算法在理论上在至多 N^2 次迭代之后产生 $N^2 \times N^2$ 系统的精确解。对于在 128 的范围内的 N ，虽然，它实际并不执行整个程序直到在
- 15 数学上实现了严格的收敛。然而，在实际中，在经过相对较少的次数的迭代之后，已经可以获得产生较好的诊断质量的重建的磁共振图像的近似。每个 CG 迭代步骤是包括将待求逆的矩阵乘以一残余矢量和几个不复杂的进一步的计算。因此，迭代速度关键取决于如何能够快速
- 20 地执行矩阵矢量乘法。实现给定精度所需的迭代次数与所谓的待求逆的矩阵的状态和开始矢量的适应性相关。由于根据本发明的方法的矩阵求逆的维数和大小，迭代求逆算法比例如直接求逆算法更快。例如通过 Jacobi 程序、Gauss-Seidel 程序或共轭梯度 (CG) 法可以得到特别有利的结果。

25 本发明还涉及适合于实施根据本发明的磁共振成像方法的磁共振成像系统。在独立权利要求 8 中限定了根据本发明的磁共振成像系统。

根据本发明的磁共振成像系统包括带有 (微) 处理器的计算机的控制单元，由此控制时间梯度场和 RF 激励。优选地是通过适当编程的计算机或 (微) 处理器或专用处理器实施根据本发明的磁共振成像系统的功能，这种计算机或 (微) 处理器或专用处理器带有专门设计用于

30 执行根据本发明的一种或多种磁共振成像方法的集成电子或光电子电路。

本发明还涉及一种带有执行磁共振成像方法的指令的计算机程

序。本发明的进一步目的是提供一种计算机程序，由此能够实施根据本发明的一种或多种磁共振成像方法。在独立权利要求 9 中限定根据本发明的计算机程序。当将根据本发明的计算机程序加载到磁共振成像系统的计算机中时，该磁共振成像系统执行根据本发明的一种或多种磁共振成像方法。因此，在根据本发明的计算机程序的指令的基础上，可以实现产生根据本发明的磁共振图像的技术效果。例如，根据本发明的磁共振成像系统是一种其计算机装载有根据本发明的计算机程序的磁共振成像系统。这种计算机程序可以存储在载体例如 CD-ROM 中。然后从该载体中读取计算机程序（例如通过 CD-ROM 播放器）来将计算机程序加载到计算机中并将它存储在磁共振成像系统的计算机的存储器中。然而，应该注意的是，还可以根据网络例如环球网将根据本发明的计算机程序加载到磁共振成像系统的计算机的存储器中。

参考下文以及附图所描述的实施例，通过非限制性的实例清楚地阐述本发明的这些和其它的方面。

15 附图概述

该附图图解性地示出了在其中使用本发明的磁共振成像系统。

iii. 附图描述

该附图图解性示出了在其中使用本发明的磁共振成像系统。该磁共振成像系统包括一组主线圈 10，由此产生了稳定的、均匀的磁场。例如这样构造主线圈：它们围成了隧道状的检查空间。要检查的患者滑进这个隧道状的检查空间中。该磁共振成像系统还包括多个梯度线圈 11, 12，由此产生呈现空间变化的磁场尤其是在单独的方向上呈临时梯度形式的磁场，以叠加在均匀的磁场上。梯度线圈 11, 12 连接到可控制的电源单元 21。通过电源单元 21 施加电流对梯度线圈 11, 12 进行激励。通过控制电源单元来控制梯度的强度、方向和持续时间。该磁共振成像系统还包括分别用于产生 RF 激励脉冲和拾取磁共振信号的发射和接收线圈 13, 16。发射线圈 13 优选构造为体线圈 13，由此能够包围着要检查的目标（的一部分）。通常这样在磁共振成像系统中设置体线圈：当 he 或她安置在磁共振成像系统中时体线圈 13 能够包围住要检查的患者 30。体线圈 13 用作发射 RF 激励脉冲和 RF 再聚焦脉冲的发射天线。优选地是，体线圈 13 包含所发射的 RF 脉冲（RFS）的在空间上的均匀强度分布。可以使用相同的线圈或天线可替换地作

为发射线圈和接收线圈。此外，发射和接收线圈通常的形状为线圈，但是其它的其中发射和接收线圈用作电磁信号的发射和接收天线的几何形状也是可行的，发射和接收线圈 13 连接到电子发射和接收电路 15 上。

5 应该注意的是，另外，使用单独的接收线圈 16 也是可能的。例如，使用表面线圈 16 作为接收线圈。这种表面线圈在相对较小的空间中具有高的灵敏度。发射线圈比如表面线圈连接到解调器 24，通过解调器 24 对所接收的磁共振信号 (MS) 进行解调。将经解调的磁共振信号 (DMS) 施加到重建单元中。接收线圈连接到前置放大器 23。前置放大器 10 23 放大通过接收线圈 16 所接收的 RF 共振信号 (MS)，并将经放大的共振信号使用到解调器 24 中。解调器 24 对经放大的共振信号进行解调。经解调的共振信号包含有涉及在对象的要成像的部位中的局部自旋密度的实际信息。此外，发射和接收电路 15 连接到调制器 22。调制器 22 和发射和接收电路 15 启动发射线圈 13 以发射 RF 激励和再聚焦脉冲。重建单元从所解调的磁共振信号 (DMS) 中得出一个或多个图像信号，该图像信号表示要检查的对象的成像部位的图像信息。在实际中优选地是将重建单元 25 构造为数字图像处理单元 25，对这种数字图像处理单元 25 进行编程以从经解调的磁共振信号中得出表示对象的要成像部位的图像信息的图像信号。将在重建单元的输出中的信号施 15 加到监测器 26 上，以便监测器显示磁共振图像。可替换的是，磁共振信号还可以表示三维密度分布。可以以多种方式将这种三维密度分布显示在监测器 26 上，例如显示使用者要选择的投影或立体图像对。还可替换的是，在等待进一步处理的同时还可以将来自重建单元 25 的信号存储在缓冲单元 27 中。

25 根据本发明的磁共振成像系统还具有包括 (微) 处理器的例如以计算机的形式的控制单元 20。控制单元 20 控制 RF 激励的执行和临时梯度场的应用。为此，例如将根据本发明的计算机程序加载到控制单元 20 和重建单元 25 中。

30 从公知为 SENSE 方法的磁共振成像方法中可以得知，在所测量的磁共振信号 (m) 和亮度或对比值 (I) 之间存在如下的关系：

$$I = (E^H \Psi^{-1} E)^{-1} E^H \Psi^{-1} m \quad (1)$$

其中编码矩阵与根据磁共振信号的波矢量在 k -空间中的空间编码以及根据灵敏度分布 (s_γ) (r_p) 的空间编码相关, 这里下标 γ 表示相关的表面线圈, r_p 表示在要检查的对象中的相关的体积元素或体素的位置。 E^H 表示编码矩阵的复伴随矩阵。噪声相关矩阵表示为 Ψ , 它具有如下的矩阵元素:

$$\Psi_m = \sum_r \omega_{\gamma r} \sigma_r^2 \omega_m$$

这里 σ_r 表示在信号通道 r 中的噪声标准偏差, $\omega_{\gamma r}$ 表示信号通道 r 对该信号通道 γ 中的噪声贡献的加权系数。

10 编码矩阵 E 由此具有如下矩阵元素:

$$E_{\gamma, \kappa, \rho} = s_\gamma(r_p) e^{ik_\kappa r_\rho} \quad (2)$$

其中 $s_\gamma(r_p)$ 表示在接收天线、特别是表面线圈 γ 的面积 r_p 上的空间灵敏度分布。根据本发明, 用块对角矩阵甚至用单位矩阵可对噪声相关矩阵 Ψ 进行充分地近似, 尤其是在表面线圈电感去耦时更是这样。然后将有效编码减少为:

$$I = (\hat{E}^H \hat{E})^{-1} \hat{E}^H m \quad (3)$$

20 在更巧妙的方法中, 在下面的机构不变时假设在不同的线圈之间的噪声相关随着时间恒定。然后通过稀疏矩阵即带有简单结构的块对角矩阵描述接收器噪声:

$$\tilde{\Psi}_{(\gamma, \kappa), (\gamma', \kappa')} = \Psi_{\gamma, \gamma'} \delta_{\kappa, \kappa'}$$

25 时间无关的矩阵 Ψ 可通过对在没有 MR 信号时所进行的基准噪声采样的统计分析实验地确定。用 η_γ 表示第一通道的噪声输出, 则 Ψ 的项由下式给出:

$$\Psi_{\gamma, \gamma'} = \overline{\eta_\gamma \eta_{\gamma'}^*},$$

这里上划线表示时间平均。在本方法中，充分考虑了同时采集的磁共振信号的噪声相关性。

5 使用这种简化的噪声统计法，通过简单的技巧就可以消除噪声方差矩阵。基本思想的通过原始通道的线性组合产生一组实际的接收器通道，以使实际的通道具有单位噪声水平并没有相互的噪声相关性。为此通过由 Cholesky 分解获得的矩阵 L 的逆矩阵得出合适的加权系数：

$$\Psi = LL^H.$$

10 由此通过下式，具有去相关单元噪声的实际采样数据可从原始采样中获得：

$$m_{\gamma, \kappa}^{decorr} = \sum_{\gamma'} (L^{-1})_{\gamma, \gamma'} m_{\gamma', \kappa}.$$

与实际通道联系的净线圈灵敏度通过下式给出：

$$s_{\gamma}^{decorr}(\mathbf{r}) = \sum_{\gamma'} (L^{-1})_{\gamma, \gamma'} s_{\gamma'}(\mathbf{r}),$$

$$(\hat{E}^H \hat{E})_{\rho, \rho'} = \sum_{\gamma} \hat{s}_{\gamma}^*(\mathbf{r}_{\rho}) \hat{s}_{\gamma}(\mathbf{r}_{\rho'}) \left(\int e^{-i\mathbf{k}(\mathbf{r}_{\rho} - \mathbf{r}_{\rho'})} \left(\sum_{\kappa} \delta(\mathbf{k}_{\kappa} - \mathbf{k}) \right) d\mathbf{k} \right)$$

15

得到经修改的编码矩阵

$$E_{(\gamma, \kappa), \rho}^{decorr} = e^{i\mathbf{k}_{\kappa} \mathbf{r}_{\rho}} s_{\gamma}^{decorr}(\mathbf{r}_{\rho}).$$

20 利用以这种方式修改的采样值和灵敏度，可以像处理一个物理通道一样处理新近组合的通道。实际通道的噪声方差矩阵是等于恒等的，因此当重新表述等式 [6] 以从经修改的数据中进行图像重建时可省去它。应该注意的是，通过变换到实际的通道，等式 [6] 的解并不改变（见附录 B）。具体地说，保留了 SNR 的最佳化。

25 在一方面，进行去相关，而在另一方面，忽略噪声相关，这两种选择导致了相同的简化公式。去掉用于去相关的上标，仍然将近似的编码矩阵表示为在两种情况（比较上文的公式 (3)）中它都读取的 \bar{E} ：

$$(\hat{E}^H \hat{E}) I = \hat{E}^H m.$$

现在由基准 \bar{E} 表示近似的编码矩阵。已经发现，通过迭代求逆能够快速数值地解决这种矩阵求逆问题。数据 m 是磁共振信号的信号值（幅值和相位）。在 (3) 中的码包括反向傅立叶变换，因此

$$I = \Omega \mathfrak{F}^{-1} m \quad (4)$$

其中 Ω 是剩余码的一般表示，以区别于反向傅立叶变换。这可更精确地写为矢量和矩阵元素：

10

$$(\hat{E} y)_{(\gamma, \kappa)} = \int e^{-ik_{\kappa} r} \left(\sum_{\rho} y_{\rho} \hat{s}_{\gamma}(r_{\rho}) \delta(r_{\rho} - r) \right) dr$$

$$(\hat{E}^H m)_{\rho} = \sum_{\gamma} \hat{s}_{\gamma}^*(r_{\rho}) \left(\int e^{-ik_{\kappa} r} \left(\sum_{\kappa} m_{(\gamma, \kappa)} \delta(k_{\kappa} - k) \right) dk \right)$$

以及

为快速地执行反向傅立叶变换，在 k -空间中在规则的正方形网格上对所测量的数据进行所谓的“网格化”变换：

15 $\tilde{m} = G \otimes m$ ，这里 G 例如是高斯卷积核：

$$\tilde{m}_{\kappa} = \sum G(\kappa - \kappa') m(\kappa') \quad (5)$$

因此：

$$I = \Omega \frac{1}{G} \mathfrak{F}^{-1} G \otimes m \quad (6)$$

20

其中通过公知的快速傅立叶变换 (FFT) 算法可以快速地执行反向傅立叶变换。使用 Kaiser-Bessel 窗和两倍 (two-fold) 过采样利用网格化预备的 FFT 有效地计算在这些表达式中的积分。估算这些等式的每个等式的计算成本仅为 $N^2 \log N$ 的数量级，而常规的矩阵矢量乘法

为 N^4 的数量级。存储在公式[5]中的函数 f 要求大约 N^2 的存储器尺寸而不是直接存储 $\hat{E}^H \hat{E}$ 所需的 N^4 。对于 $\hat{E}^H \hat{E} y$ 的重复计算，有利的是将网格化的方法分为两种方式：

5 一种是首先计算并存储积分并执行普通的矩阵向量乘法，一行一行地创建 $\hat{E}^H \hat{E}$ 项而不存储它们。这个程序的优点在于它与通常比其它的方法收敛得更快的 Gauss-Seidel 方法兼容。在另一方面，一个矩阵向量乘法的复杂度仍然基本保持在 N^4 。

10 另一种是通过两个连续的网格化和 FFT 步骤来执行 $\hat{E}^H \hat{E} y$ 的计算。这种方法的优点在于矩阵向量乘法的成本仅为 $N^2 \log N$ 的数量级，并且该程序容易在并行处理硬件上执行。此外，通过迭代求逆从在码 Ω 中的剩余码中重建磁共振图像。一般地说，这种迭代求逆可写为： $I^{(i+1)} = I^{(i)} + \alpha \Delta(m^{(i)}, m^{(i-1)})$ ，这里信号数据 $m^{(i)}$ 是在剩余码 Ω 的基础上从所重建的图像数据 $I^{(i)}$ 中计算的。每次在不同的函数 Δ 的基础上形成图像数据的新的估计 $I^{(i+1)}$ ，这种新的估计每次更接近地适合通过磁共振信号所测量的信号数据。迭代以图像数据 $I^{(0)}$ 估计和所测量的磁共振信号 $m^{(0)}$ 开始。

