



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104520728 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 15

(21) 申请号 201380041805. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 07. 29

G01R 33/565(2006. 01)

G01R 33/48(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/680, 879 2012. 08. 08 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 02. 06

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/056189 2013. 07. 29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/024085 EN 2014. 02. 13

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 D·L·福克塞尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

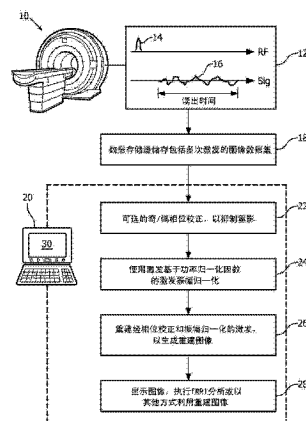
权利要求书3页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

具有重影稳定性校正的多次激发磁共振成像

(57) 摘要

图像数据集包括使用磁共振成像 (MRI) 扫描器 (10) 采集的成像数据的多次激发;图像数据集的每次激发的信号功率被归一化 (24) 为参考信号功率,以生成具有匹配参考信号功率的总信号功率的功率归一化激发表示。根据功率归一化激发表示生成 (26) 重建图像。在图像数据集上也可以执行奇/偶相位校正 (22)。由电子数据处理设备 (20) 适当地执行所述相位校正、归一化和生成操作。



1. 一种成像方法,包括:

采集图像数据集,所述图像数据集包括使用磁共振成像(MRI)扫描器(10)采集的成像数据的多次激发;

将所述图像数据集的每次激发的信号功率归一化(24)为参考信号功率,以生成具有匹配所述参考信号功率的总信号功率的功率归一化激发表示;

根据所述功率归一化激发表示生成(26)重建图像;

其中,所述归一化和生成操作是由电子数据处理设备(20)执行的。

2. 根据权利要求1所述的成像方法,其中,所述归一化(24)包括:

计算针对所述图像数据集的每次激发的初始总信号功率;

基于针对每次激发计算的所述初始总信号功率与所述参考信号功率的比较,计算针对所述激发的比例因子;以及

使用针对所述图像数据集的每次激发的所述比例因子使所述图像数据集的所述激发的所述信号功率按比例缩放,以生成所述功率归一化激发表示。

3. 根据权利要求2所述的成像方法,其中,所述采集包括采集标称相同的动态图像数据集的动态系列,所述标称相同的动态图像数据集包括所述图像数据集,并且所述归一化还包括:

计算针对所述图像数据的每次激发的所述参考信号功率,作为针对所述激发的所述初始总信号功率与针对所述动态系列的其他动态图像的所有对应激发的所述初始信号功率的平均值。

4. 根据权利要求1所述的成像方法,其中:

所述归一化(24)包括:

对每次激发进行零填充,以形成针对所述激发的完整数据集;

重建针对每次激发的所述完整数据集,以生成针对每次激发的激发图像,

通过对每次激发图像的所有像素值的模量的平方求和,计算针对所述激发图像的初始总信号功率,

基于针对每次激发图像计算的所述初始总信号功率和参考信号功率的比较,计算针对所述激发图像的比例因子;

使用针对每次激发图像的所述比例因子将所述激发图像的像素强度按比例缩放,以生成所述功率归一化表示作为功率归一化激发图像;并且

所述生成(26)包括组合所述功率归一化激发图像,以生成所述重建图像。

5. 根据权利要求4所述的成像方法,其中,所述采集包括采集标称相同的动态图像数据集的动态系列,所述标称相同的动态图像数据集包括所述图像数据集,并且所述归一化(24)还包括:

计算针对每次激发图像的所述参考信号功率,作为针对所述激发图像的所述初始总信号功率与针对所述动态系列的其他动态图像的所有对应激发图像的所述初始信号功率的平均值。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的成像方法,还包括:

在所述图像数据集上执行奇/偶相位校正(22)。

7. 根据权利要求6所述的成像方法,其中,重复所述采集和生成操作,以采集标称相同

的图像数据集的动态系列,并且生成重建图像的对应时间系列,并且其中:

所述归一化 (24) 包括使所述图像数据集的对应激发归一化,所述图像数据集的对应激发对于相同参考信号功率具有相同相位编码;以及

在所述归一化之前执行所述奇/偶相位校正 (22)。

8. 根据权利要求 1-7 中的任一项所述的成像方法,其中,标称相同的干扰图像的动态系列和标称相同的无干扰图像的动态系列分开地执行所述采集、归一化和生成,以分别生成重建干扰图像和重建无干扰图像,并且所述方法还包括:

执行 (28) 比较所述重建干扰图像与所述重建无干扰图像的功能磁共振成像 (fMRI) 分析。

9. 根据权利要求 1-8 中的任一项所述的成像方法,其中,所述图像数据集包括成像数据的多次回波平面成像 (EPI) 激发。

10. 一种非暂态存储介质,其存储由电子数据处理设备 (20) 可执行的指令,以执行在图像数据集上操作的方法,所述图像数据集包括使用磁共振成像 (MRI) 扫描器 (10) 采集的成像数据的 N 次激发,其中, N 是大于 1 的整数,所述方法包括:(i) 使所述图像数据集的每次激发的信号功率的归一化 (24),以生成所述图像数据集的所述激发的功率归一化激发表示,以及 (ii) 根据所述功率归一化激发表示生成 (26) 重建图像。

11. 根据权利要求 10 所述的非暂态存储介质,其中,所述方法在标称相同的图像数据集的动态系列上操作,以及所述归一化操作 (i) 包括使对于相同参考信号功率具有相同相位编码的所有图像数据集的对应激发归一化。

12. 根据权利要求 11 所述的非暂态存储介质,其中,用于使具有相同相位编码的所述图像数据集的对应激发归一化的所述参考信号功率是所述对应激发的平均总信号功率。

13. 根据权利要求 11-12 中的任一项所述的非暂态存储介质,其中,在激发图像上操作的图像空间中执行所述归一化操作 (i),其中,通过重建具有零填充的第 k 次激发生成第 k 次激发图像。

14. 根据权利要求 13 所述的非暂态存储介质,其中,所述生成操作 (ii) 包括在执行所述归一化操作 (i) 之后对所述激发图像进行求和。

15. 根据权利要求 10-14 中的任一项所述的非暂态存储介质,其中,所述方法还包括 (iii) 在所述图像数据集上执行奇/偶相位校正 (22)。

16. 根据权利要求 10-15 中的任一项所述的非暂态存储介质,其中,所述图像数据集包括成像数据的 N 次回波平面成像 (EPI) 激发。

17. 一种装置包括:

电子数据处理设备 (20),其在图像数据集上操作,所述图像数据集包括使用磁共振成像 (MRI) 扫描器 (10) 采集的成像数据的多次激发以执行方法,所述方法包括使每次激发的信号功率归一化 (24) 并且根据功率归一化激发生成 (26) 重建图像。

18. 根据权利要求 17 所述的装置,其中,由所述电子数据处理设备 (20) 执行的所述方法还包括在所述图像数据集上执行奇/偶相位校正 (22)。

19. 根据权利要求 18 所述的装置,其中,在使每次激发的所述信号功率归一化 (24) 之前执行所述奇/偶相位校正 (22)。

20. 根据权利要求 17-20 中的任一项所述的装置,其中,所述电子数据处理设备 (20) 在

标称相同的图像数据集的动态系列上操作,并且所述归一化(24)包括使对于相同参考信号功率具有相同相位编码的所述标称相同的图像数据集的对应激发归一化。

21. 根据权利要求 20 所述的装置,其中,所述参考信号功率是所述对应激发的平均总信号功率,具有相同相位编码的所述标称相同的图像数据集的对应激发被归一化为所述参考信号功率。

具有重影稳定性校正的多次激发磁共振成像

技术领域

[0001] 下文涉及磁共振成像 (MRI) 技术和其应用, 诸如医学成像技术、兽医成像技术、功能磁共振成像 (fMRI) 技术等。

背景技术

[0002] 在诸如脑部 fMRI 的应用中, 被称为回波平面成像 (EPI) 的技术有时被用于采集图像数据集。在 EPI 中, 应用单射频 (RF) 激励脉冲, 以及在读出期间使梯度场振荡, 以便响应于单 RF 激励脉冲采集多行 k- 空间。在本领域中 RF 激励脉冲和读出的组合被称为“激发”。使用单次激发, EPI 技术实现大量 k- 空间采样以及在一些情况下整个图像的快速采集。

[0003] 然而, 由 RF 激励脉冲激励的磁共振信号的衰减限制了在单次 EPI 激发中的可能的采集。通过应用一个或多个再聚焦 RF 脉冲能够延长该时间, 但是在一些情况下, 单次 EPI 激发不足以采集整个图像数据集。在这样的情况下, 采用多次激发 EPI。同样地, 每次激发对应于跟随读出的 RF 激励脉冲。

[0004] EPI 的已知问题是相位误差的潜在引入。相位误差的一个类型是在正方向 (即, 使用正磁场梯度) 读出的读出线和在负方向 (即, 使用负磁场梯度) 读出的读出线之间的相移。针对正和负读出线的这些不同相位偏移导致被称为重影的伪影。用于抑制重影的已知技术是奇 / 偶相位校正。见, 例如美国专利号 6, 249, 595, 在此通过引用将其全文并入。奇 / 偶相位校正技术被适当地应用于多次激发 EPI。然而, 在实践中, 甚至在已经应用奇 / 偶相位校正之后, 有时仍然观察到一些重影。

发明内容

[0005] 下文预期克服了前述限制和其他限制的改进的装置和方法。

[0006] 根据一个方面, 公开了一种成像方法。使用磁共振成像 (MRI) 扫描器采集包括成像数据的多次激发的图像数据集。所述图像数据集的每次激发的信号功率被归一化为参考信号功率, 以生成具有匹配所述参考信号功率的总信号功率的功率归一化激发表示。根据所述功率归一化激发表示生成重建图像。由电子数据处理设备适当地执行归一化和生成操作。

[0007] 根据另一方面, 非暂态存储介质存储由电子数据处理设备可执行的指令, 以执行在图像数据集上操作的方法, 所述图像数据集包括使用 MRI 扫描器采集的成像数据的 N 次激发, 其中, N 是大于 1 的整数。所述方法包括 (i) 使图像数据集的每次激发的信号功率归一化, 以生成图像数据集的功率归一化激发表示, 以及 (ii) 根据所述功率归一化激发表示生成重建图像。

[0008] 根据另一方面, 装置包括电子数据处理设备, 其在图像数据集上操作, 所述图像数据集包括使用 MRI 扫描器采集的成像数据的多次激发以执行方法, 所述方法包括使每次激发的信号功率归一化以及根据功率归一化激发表示生成重建图像。在一些实施例中, 在使每次激发的信号功率归一化之前, 在图像数据集上执行奇 / 偶相位校正。在一些实施例中, 电

子数据处理设备在标称相同的图像数据集的动态系列上操作,并且归一化包括归一化标称相同的图像数据集的对应激发,所述标称相同的图像数据集具有与相同参考信号功率(例如,所述对应激发的平均总信号功率)相同的相位编码。

[0009] 一个优点在于在多次激发磁共振成像中的减少的图像伪影。

[0010] 另一优点在于减少的重影伪影。

[0011] 另一优点在于重影伪影的减少的激发与激发之间的可变性。

[0012] 对于本领域普通技术人员来说,在阅读以下详细描述之后,很多额外的优点和益处将变得显而易见。

附图说明

[0013] 本发明可以采用各种部件和部件布置,以及各种处理操作和处理操作布置的形式。附图仅仅是出于图示优选实施例的目的,并且不应被解读为对本发明的限制。

[0014] 图 1 以图解的方式示出了本文公开的磁共振成像(MRI)系统。

[0015] 图 2 以图解的方式示出了包括读出梯度的成像数据集的图示性激发,所述读出梯度包括成功的正和负梯度叶。

[0016] 图 3 以图解的方式示出了标称相同的图像的动态系列,公开的图像重建技术被适当地应用到所述标称相同的图像的动态系列。

[0017] 图 4 以图解的方式示出了激发图像的构建,在图像空间中图 1 的激发归一化操作能够在所述激发图像上操作。

具体实施方式

[0018] 如先前所讨论的,已知回波平面成像(EPI)受到重影伪影影响,使用奇/偶相位校正能够校正所述重影伪影,以分别校正使用正和负磁场梯度采集的 k-空间数据的不同相位偏移。在多次激发 EPI 的情况下,仍然能够应用奇/偶相位校正,但不总是提供可接受的重影抑制。

[0019] 本文认识到,在经奇/偶相位校正的多次激发 EPI 图像中观察的重影的至少大部分归因于发射的 RF 激励的激发与激发的振幅变化。通常假设这样的振幅变化经由发射射频(RF)放大器的基于硬件稳定性被充分地抑制。然而,本文认识到,在 RF 功率中甚至小的激发至激发变化能够导致大量重影,此外其表现出高度不稳定性。

[0020] 在不失一般性的情况下,考虑包括由磁共振成像(MRI)扫描器采集的 N 次激发的图像数据集,其中, N 是大于 1 的整数。一般,重影的数量使用 N 来进行按比例缩放,并且来自这些重影的信号使图像模糊。重影的稳定性取决于 RF 系统的激发与激发的发射稳定性。在功能磁共振成像(fMRI)应用中,对重影信号的调制能够模糊或被错误地解释为 fMRI 改变。迄今,该重影已经限制了在 fMRI 采集中多次激发 EPI 的使用。

[0021] 鉴于以上,本文公开了自动校正用于采集多次激发 EPI 图像的单次激发的振幅,以便降低重影水平并且在 fMRI 图像时间系列中维持这些水平的稳定性。公开的途径与奇/偶相位校正技术兼容,并且当结合奇/偶相位校正应用时,进一步提高了图像质量和长期的稳定性。能够执行公开的振幅校正,而无需任何预校准,并且在每个图像基础上(或,等同地在每个图像数据集基础上)应用振幅校正。通过添加计算在图像重建期间容易地实施

(1) 评估在多次激发 EPI 图像数据集中的每次激发的总信号功率和 (2) 使用具体激发归一化因子使针对每次激发的成像数据按比例缩放。这消除激发与激发的信号水平变化的影响,并且消除在发射子系统中由小的性能变化引起的重影和重影波动。

[0022] 当考虑单一多次激发图像时,因为对每次激发进行不同相位编码,一般针对每次激发的信号功率将不同。图像之内的激发仅仅与在被成像的物体中的信号的分布有关,但先验地,在组成单一图像的不同激发中的信号功率之间的关系难以估计。然而,本文认识到,如果采集多次激发图像的动态系列,其中所述动态系列的图像是标称相同的,则在动态系列的所有图像上在每次对应激发中的信号功率应该是相同的,并且能够使那些对应激发中的信号功率归一化。例如,在 fMRI 应用中,执行标称相同的图像的动态系列的采集,其中,在没有干扰的情况下采集图像的一个动态系列(例如,基线图像),并且在具有干扰的情况下采集图像的另一动态系列。(注意,可以执行各种采集交叉,例如采集可以是无干扰图像/干扰图像/无干扰图像/...) 在该范例中,无干扰图像集形成标称相同的图像的第一动态系列,以及干扰图像集形成标称相同的图像的第二动态系列。

[0023] 尽管结合针对 fMRI 应用的多次激发 EPI 采集进行描述,应当认识到,公开的途径容易地且有用地被应用到针对任何应用的多次激发 EPI,并且此外一般容易地且有用地被应用到多次激发 MRI 采集。

[0024] 参考图 1,图示性磁共振成像(MRI)系统包括 MRI 扫描器 10,其被配置为采集包括成像数据的多次激发的图像数据集。MRI 扫描器 10 能够是任何类型的商用或非商用 MRI 扫描器,诸如(通过图示性范例的方式)Achieva™、Ingenia™、Intera™或 Panorama™MRI 扫描器(从荷兰皇家飞利浦电子有限公司可获得)。在不失一般性的情况下,考虑包括由 MRI 扫描器 10 采集的 N 次激发的图像数据集,其中,参数 N 是大于 1 的整数。在图 1 中,图解方框 12 以图解的方式图示了包括发射射频(RF)激励 14 的一个激发(如方框 12 所描绘的,其可以更一般地是 RF 脉冲群而不是单一脉冲)和通过 RF 激励 14 在成像对象中生成的磁共振的读出 16。在图解方框 12 中未示出的是组成激发的脉冲序列的其他类型的成分,诸如结合 RF 激励 14 应用的切片选择性磁场梯度和在读出 16 期间应用的一个或多个振荡磁场梯度(在 EPI 激发的情况下)。图解方框 12 示出了单次激发;同样地,多次激发图像数据集包括多(即,二或更多)次激发,例如 N 次激发。包括 N 次激发的采集到的图像数据集被适当地存储在缓冲器或存储器 18 中。(可能地以交叉方式)能够重复所述处理,以采集多次激发图像的一个或多个动态系列。如本文所使用的,图像的动态系列中的多次激发图像是标称相同的;然而,在实践中,根据对于在单一多次激发图像的激发和在动态系列的不同图像中的激发两者,RF 激励功率可以改变。

[0025] 由电子数据处理设备 20(诸如适当编程的图示性计算机、基于网络的服务器等)处理多次激发图像数据集。在一些实施例中,也可以包括模拟或混合电路,例如,在执行傅里叶变换重建中任选使用的平行重建管道硬件。公开的图像处理技术也能够被实施为非暂态存储介质(未示出),诸如硬盘或其他磁性存储介质、光盘或其他光学存储介质、随机存取存储器(RAM)、闪速存储器或其他电子存储介质等,其存储由电子数据处理设备 20 可执行的指令以执行公开的图像处理。

[0026] 继续参考图 1 并且进一步参考图 2,所述电子数据处理设备 20 执行任选奇/偶相位校正 22 来抑制重影。例如,在美国专利号 6,249,595 中描述了奇/偶相位校正 22 的一

些图示性范例,在此通过引用将其全文并入。简略地,如图 2 中图解式示出的,EPI 序列的
 单次激发应用包括成功正和负梯度叶的读出梯度 GR,并且在每个梯度叶期间采集读出数据
 (有时被称为回波 EC)。奇/偶相位校正 22 校正正在应用正磁场梯度期间采集的 k- 空间数
 据和应用负磁场梯度期间采集的 k- 空间数据的相位偏移的差。在每个激发基础上执行任
 选奇/偶校正 22,而不参考其他激发。

[0027] 在操作 24 中电子数据处理设备 20 执行激发振幅归一化。如上所述,由于每次激
 发被以不同方式进行相位编码,并且一般不期望组成单一多次激发图像的激发的信号功率
 具有任何容易辨别的关系,本文认识到在单一多个回波图像数据集之内的激发的平均信号
 功率是用于求解针对振幅归一化 20 的归一化因子的通常不良的基础。然而,如下文所述,
 当采集标称相同的图像的动态系列时,则动态系列的图像上的对应激发提供用于信号功率
 归一化的合理基础。

[0028] 返回参考图 2,并且在不失一般性的情况下,数据的每次激发包括每个回波的 N_{point}
 个复杂数据点的 N_{echo} 个回波。用于激发的信号功率被计算为在给定激发中的所有复杂数据
 点的模量的和。如果 $data(p, e)$ 是由点 (p) 和回波 (e) 标记的复杂数据值,则由以下给出
 在激发中的总信号功率,此处被标记为 $S(shot)$:

$$[0029] \quad S(shot) = \sum_{e=1}^{e=N_{echo}} \sum_{p=1}^{p=N_{point}} |data(p, e)|^2$$

[0030] 参考图 3,通过将图 2 的激发序列重复 N_{shot} 次,采集(单一)图像数据集以形成图
 像,对于每次激发具有不同相位编码条件。为了生成标称相同的图像的动态系列,对于动态
 系列的每个图像重复该过程。这在图 3 中被以图解的方式示出,其中,每个图像被称为动态
 图像(或简称为“动态”)。图 3 示出了被表示为 dyn-1 到 dyn-5 的五个标称相同的图像的
 动态系列的 EPI 采集。在图 3 中,由具有不同交叉影线的方框指示来自单次激发的数据。
 具有相同交叉影线样式的方框指示在相同相位编码条件下采集的激发,而具有不同交叉影
 线样式的方框指示在(通常)不同相位编码条件下采集的激发。如图 3 所示,组合起来的
 N_{shot} 数据方框的组形成针对一个动态图像的原始数据,并且连续图像的收集形成时间系列
 (即,动态系列)。注意,一般不需要在等间距的时间点处采集图像,并且此外预期不同动态
 图像的激发交错。

[0031] 在不失一般性的情况下,本文使用被表示为 shot 的激发标记和通过被表示为 dyn
 的动态(图像)标记为在动态系列中的激发数据集的总信号功率测量结果建立标记。例如,
 使用该记号法,图 3 的动态图像 3(dyn-3) 的激发 2 的信号功率被表示为 $S(2, 3)$,并且更一
 般地,在动态图像 dyn 中的 shot 的信号功率被表示为 $S(shot, dyn)$ 。

[0032] 假设动态系列的图像是相同的。在实践中,然而,由在 MR 扫描器的 RF 放大器中的
 波动引起的 RF 脉冲 14(见图 2)的顶锥角中的激发之间的变化通常可以引起激发之间的信
 号变化,并且为在每个图像中的重影以及来自动态图像之间的可变重影振幅做出贡献。激
 发振幅归一化操作 24(见图 1)减少或消除该重影成分。

[0033] 由于单一动态图像的不同激发采用不同的相位编码条件,不期望组成单一动态图
 像的不同激发的信号功率将是类似的。换言之,一般对于给定图像 dyn 和不同激发 $s_x \neq s_y$,
 $S(s_x, dyn) \neq S(s_y, dyn)$ 。然而,对于标称相同图像的动态系列,应当理想地保持,对于系列
 的两个不同动态图像 $d_x \neq d_y$ 的对应激发 s, $S(s, d_x) = S(s, d_y)$ 。此处,“对应激发”表示在

相同的相位编码条件下采集的激发。

[0034] 然而,在实践中,由于激发之间的 RF 放大器波动,在相同的相位编码条件下采集的不同动态图像 d 的对应激发 s 的收集的信号功率 $S(s, d)$ 将随着动态图像 d 的函数而变化。对在动态图像上的对应激发的该收集理想地应当具有相同信号功率,而一般不归因于 RF 放大器波动的观察使对应激发的该收集作为用于生成这些激发的恰当振幅归一化因子的适当基础。

[0035] 在一个途径中,根据以下计算在所有 $N_{dynamic}$ 数据集上的平均信号功率 $\langle S(shot) \rangle$:

$$[0036] \quad \langle S(shot) \rangle = \left(\frac{1}{N_{dynamic}} \right) \sum_{d=1}^{d=N_{dynamic}} S(shot, d)$$

[0037] 其中, $N_{dynamic}$ 表示在动态系列中的动态图像的总数量 (例如,在图 3 的图示性动态系列中的五幅图像)。在以上方程中,符号 $shot$ 指示给定相位编码条件的激发,并且求和是遍及具有所述给定相位编码条件的所有对应激发 $shot$ 。

[0038] 通过将在对应激发的收集中来自单次激发的信号功率归一化成对应激发的所述收集的平均信号功率,由激发振幅归一化操作 24 (图 1) 校正由功率放大器引起的信号波动。在一个实施例中,通过以下适当地给出对于信号功率的归一化系数:

$$[0039] \quad \alpha(shot, dyn) = \frac{\langle S(shot) \rangle}{S(shot, dyn)}$$

[0040] 然后,从动态系列获得的任何激发中的复杂原始数据点通过将其乘以 $F(shot, dyn)$ 能够得到振幅校正,通过以下给出 $F(shot, dyn)$:

$$[0041] \quad F(shot, dyn) = \sqrt{\alpha(shot, dyn)}$$

[0042] 在最后这个方程中,由于根据信号振幅的平方形成信号功率,平方根出现在归一化方程中。

[0043] 在前述实施例中,归一化是关于在所有 $N_{dynamic}$ 数据集上的所有对应激发的收集上的平均信号功率 $\langle S(shot) \rangle$ 。更一般地,对于对应激发 $shot$ 的收集,关于其执行所述归一化的量能够被表示为参考信号功率 $S_{ref}(shot)$ 。归一化使得经归一化的激发的总信号功率匹配参考信号功率 S_{ref} 。对于以上范例, $S_{ref}(shot) = \langle S(shot) \rangle$, 并且归一化系数能够被写为:

$$[0044] \quad \alpha(shot, dyn) = \frac{S_{ref}(shot)}{S(shot, dyn)}$$

[0045] 在备选实施例中,除了 $\langle S(shot) \rangle$ 的量可以被选择作为参考信号功率 $S_{ref}(shot)$ 。

[0046] 例如,在一个备选,在动态系列中的具体动态图像 D_{ref} 被选择作为参考图像,并且 $S_{ref}(shot) = S(shot, D_{ref})$ 被用作参考信号功率。在该实施例中,所有的图像被按比例缩放为在参考动态 D_{ref} 中找到的信号功率,其可以被选择作为第一采集动态图像、最后采集动态图像、具有最低重影的动态图像等。

[0047] 在另一实施例中,将在时间系列上的原始数据进行平均,以便具有对应激发的每个收集的信号平均复杂数据集: $\langle data(p, e) \rangle$, 并且然后将参考功率 $S_{ref}(shot)$ 计算为:

$$[0048] \quad S_{ref}(shot) = \sum_{e=1}^{e=N_{echo}} \sum_{p=1}^{p=N_{point}} \left\{ \left| data(p,e) \right| \right\}^2$$

[0049] 在该途径中,根据针对时间系列的平均复杂图像使所有所述图像按比例缩放。

[0050] 另一实施例将要使用来源于对象的另一图像的 k- 空间线的信号功率,所述对象的另一图像被制造具有相等的分辨率和对比度以估计针对对应激发的所有收集的参考 $S_{ref}(shot)$ 值。对于多次激发 EPI,使用快速场回波 (FFE) 方法能够制造这样的图像。这需要选择以多次激发 EPI 方法编码的每个的 k- 空间线,并且以与在 EPI 激发中记录的回波相同的方式处理它们。

[0051] 用于可视化前述的一个方式如下。(在针对奇 / 偶回波差的相位校正之后) 考虑被分开地放置到预置零的矩阵 (即,零填充矩阵) 以形成欠采样的激发 k- 空间的来自每个单次激发的回波。当在这样的欠采样激发 k- 空间上执行傅里叶重建时,结果是主图像和由于欠采样所有不同地偏移主图像与主图像等强度的分开重影的系列。本文中该欠采样图像被称为“激发图像”。如果通过完全相同的 RF 发射功率激励所有激发,那么当将欠采样激发图像添加在一起时,由于欠采样激发图像的组合不是欠采样的,结果就是所有的重影将完全抵消,并且仅仅剩下主图像。

[0052] 然而,该抵消取决于具有校正强度的每个欠采样 k- 空间和具有校正相位以进行抵消的重影。应用于奇和偶回波的标准相位校正解决在数据中的相位问题,而不是涉及单一振幅中的激发之间变化的问题。

[0053] 因为在完美情况下 (即,假设针对所有激发的完美奇 / 偶相位校正和相等的发射 RF 功率) 欠采样激发图像被添加在一起,对于每个添加的激发图像,将 $(1/N)$ 的贡献添加到主图像的信号强度。每个重影副本也接收来自每次激发的的主图像信号强度的 $(1/N)$ 的贡献,但是,在欠采样激发图像中的重影的相位是不同的。取决于激发,这些相位移动 $2\pi k/N$ 弧度,并且在完美情况下,导致在组合复杂图像中的完全抵消。

[0054] Parseval-Rayleigh 定理陈述在 k- 空间域中测量的信号功率和在图像域中测量的信号功率应当是相等的。在完美重建的情况下,结果就是在每个欠采样激发 k- 空间中的信号功率和在对应欠采样激发图像中的信号功率也应当是相等的,使得重影全部抵消。本文所述的振幅按比例缩放或归一化过程将该条件强加于不完美数据上以提高重影抵消。

[0055] 前述分析针对单一磁共振接收线圈。对于采用多个接收通道的实施例,其中,在所有接收通道上接收每次激发,在组合复杂通道数据之前,在逐通道基础上能够应用所述方法。使用半扫描或部分 k- 空间方法也能够采集 EPI 数据,公开的振幅归一化被应用到来自这样的扫描中的分开激励的数据。使用过程 (诸如 SENSE 或 GRAPPA) 以平行成像模式使用多个通道接收器线圈也能够收集图像数据集。同样地,在应用这些方法之前,能够应用分开激励的公开按比例缩放以校正激励之间的功率变化。

[0056] 更进一步,所述途径与多个发射通道的使用兼容,用于激励磁共振信号。因为每个 RF 放大器将其自身不稳定性添加到分开的发射通道,这样的多发射通道布置比具有信号发射通道的线圈更不稳定。

[0057] 图示性范例涉及 EPI 采集;然而,振幅归一化方法能够被应用到任何多次激发磁共振采集序列,其收集使用多次激发 (诸如多次激发螺旋、GRAZE、TSE 和径向扫描) 的交错的 k- 空间数据。所有这些类型的多次激发序列能够遭受激发之间信号强度的变化,其能够

造成伪影。本文公开的振幅按比例缩放过程减少这样伪影的严重性，并且提高在动态扫描期间图像的一致性。

[0058] 返回参考图 1，激发振幅归一化操作 24 的输出是（任选地相位校正和）振幅归一化的激发。在操作 26 中，电子数据处理设备 20 执行组成每个动态图像的数据集的图像重建（例如，在图 3 的情况下，重建数据集 dyn-1 以制造第一图像，重建数据集 dyn-2 以制造第二图像等），以生成在图像之内和在动态系列中都具有减少的重影的重建图像的动态系列。在操作 28 中，电子数据处理设备 20 在显示设备 30（例如，图示性计算机 20 的 LCD 显示器）上显示重建图像，执行 fMRI 分析，或以其他方式利用重建图像。

[0059] 在 fMRI 应用中，采集图像数据集的多个时间系列。例如，一些 fMRI 应用涉及在存在刺激或干扰的情况下采集图像的第一动态系列，以及在不存在刺激或干扰的情况下采集图像的第二（例如，基线）动态系列。假定受激图像是全部相同的（即，形成一个动态系列），并且也假定未受激图像是相同的（即，形成另一动态系列）。然而，期望在受激图像和未受激图像之间具有一些差异，并且该差异是 fMRI 过程旨在成像或探测。在一些适当处理途径中，对于所有激发执行奇 / 偶相位校正 22，并且然后对于图像的受激动态系列和对于图像的未受激动态系列分开地执行振幅归一化操作 24。在图像重建操作 26 之后，例如，处理 28 可以需要计算减影图像，其中，从根据未受激动态系列生成的未受激图像减去根据受激动态系列生成的受激图像（反之亦然），和 / 或计算量差。

[0060] 激发振幅归一化操作 24 的先前描述的实施例在 k- 空间中操作。然而，也预期在图像空间中执行激发振幅归一化。

[0061] 参考图 4，（在针对奇 / 偶回波差的相位校正之后）来自每个单次激发读出 16 的回波 E 能够被分开地放置到预置零的矩阵（即，零填充矩阵），以形成欠采样激发 k- 空间，然后能够将其傅里叶变换成图像空间，以生成激发图像 I_{shot} 。因为激发图像固有地是欠采样的，因此其具有重影。一般欠采样样式不简单，并且通常重影样式具有许多重叠重影。

[0062] 每个激发图像 I_{shot} 对应于一次激发。由此，类比于涉及激发标记 shot 和动态图像标记 dyn 的先前符号，激发图像能够被标记为 $I_{shot}(shot, dyn)$ ，并且如果对一个动态图像的所有单次激发图像一起求和，则移除固有欠采样。换言之，动态图像 dyn 能够被表示为：

$$[0063] \quad I_{dyn} = \sum_{i=1}^{N_{shots}} I_{shot}(i, dyn)$$

[0064] 在该激发图像求和之后残留的任何重影是由奇 - 偶回波差或激发之间的信号水平变化引起的。通过应用相位校正（例如，将图像线乘以复杂相位因子）能够解决奇 - 偶回波差。这校正归因于在奇 - 偶回波之间相位误匹配的重影，而不影响数据的信号功率，或激发之间的信号水平变化。

[0065] 在通过激发图像求和组合激发图像以制造每个动态的完整图像之前，使用激发图像 I_{shot} 的信号功率归一化，通过对于图像的时间系列在图像空间中（即，在激发图像上）操作的激发振幅归一化操作 24 能够解决激发之间的信号水平变化。在动态 EPI 时间系列中，对于在动态系列中的 $N_{dynamics}$ 个动态图像中的每个将具有 N_{shot} 个图像。复杂激发图像的信号功率：具有 $N_x \times N_y$ 像素的 $I(shot, dyn, x, y)$ 能够被定义为：

$$[0066] \quad S(\text{shot}, \text{dyn}) = \sum_{x=1}^{N_x} \sum_{y=1}^{N_y} |I(\text{shot}, \text{dyn}, x, y)|^2$$

[0067] 其中, 双重求和计算每个激发图像的所有(复杂)像素值的模量的平方的和。用在图像域中的信号功率的该定义, 能够计算 $\alpha(\text{shot}, \text{dyn})$ 和 $F(\text{shot}, \text{dyn})$, 并且归一化校正能够被应用到激发图像。Parseval 定理提供在信号功率的图像域和时间域测量之间的必要相等关系。

[0068] 例如通过对在时间系列上对应激发图像的信号功率进行平均, 从来自系列中的一个动态拾取对应激发的信号功率, 或获得在时间系列上平均的复杂激发图像的信号功率, 类似的策略能够被应用于估计在图像域中的其他 $S_{\text{ref}}(\text{shot})$ 值的实施例。根据使用另一无重影方法(诸如利用选择 k -空间线的快速场回波(FFE)替代原始激发数据的单个回波)采集的原始数据也能够计算 $S_{\text{ref}}(\text{shot})$ 。这些能够被操纵以形成欠采样激发图像和计算的 $S_{\text{ref}}(\text{shot})$ 值。

[0069] 已经参考优选实施例描述了本发明。显然地, 他人在阅读和理解上述详细描述之后将做出修改和变型。旨在将本发明解释为包括所有这样的修改和变化, 只要它们落入权利要求书或其等价要件的范围内。

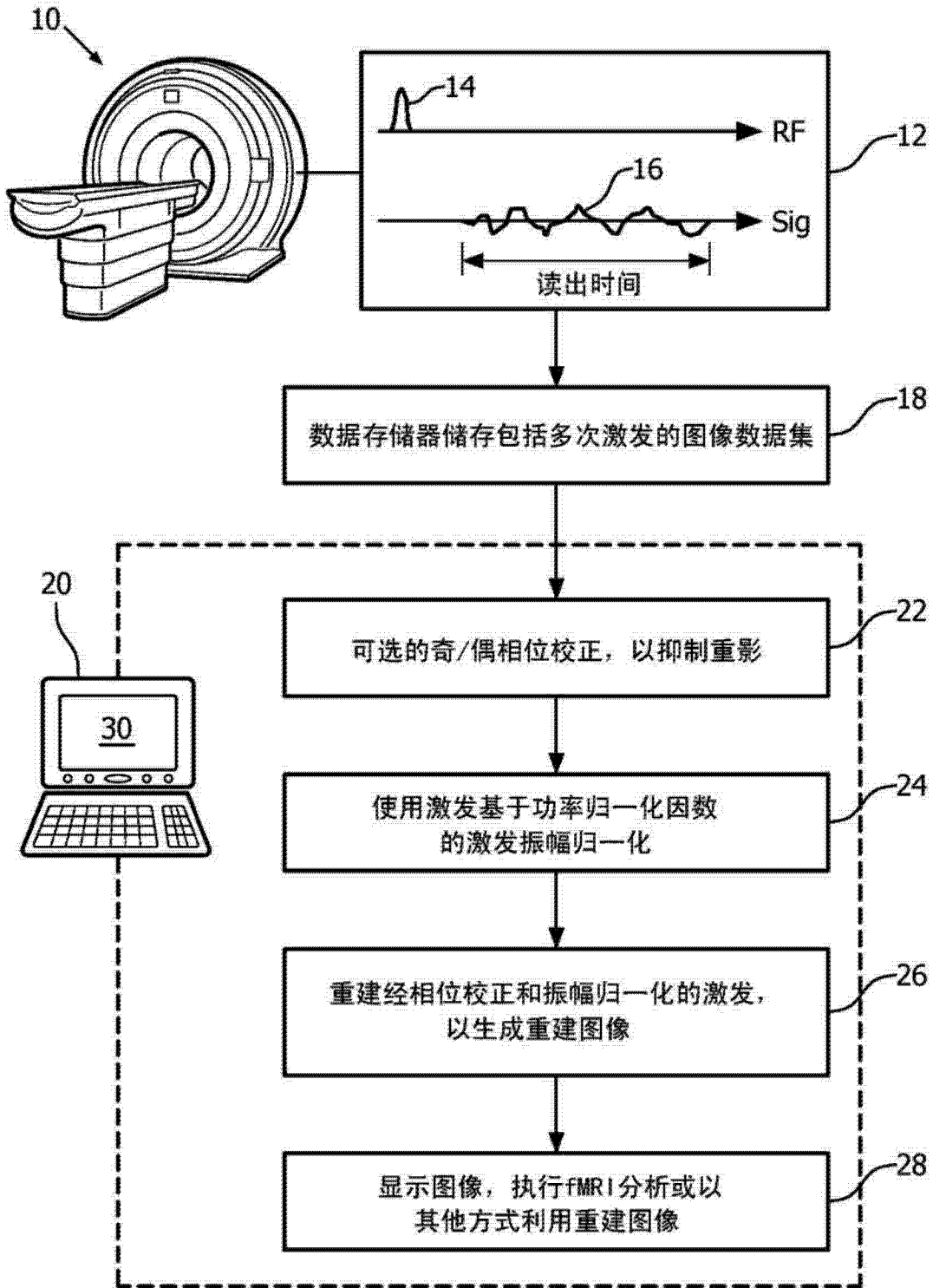


图 1

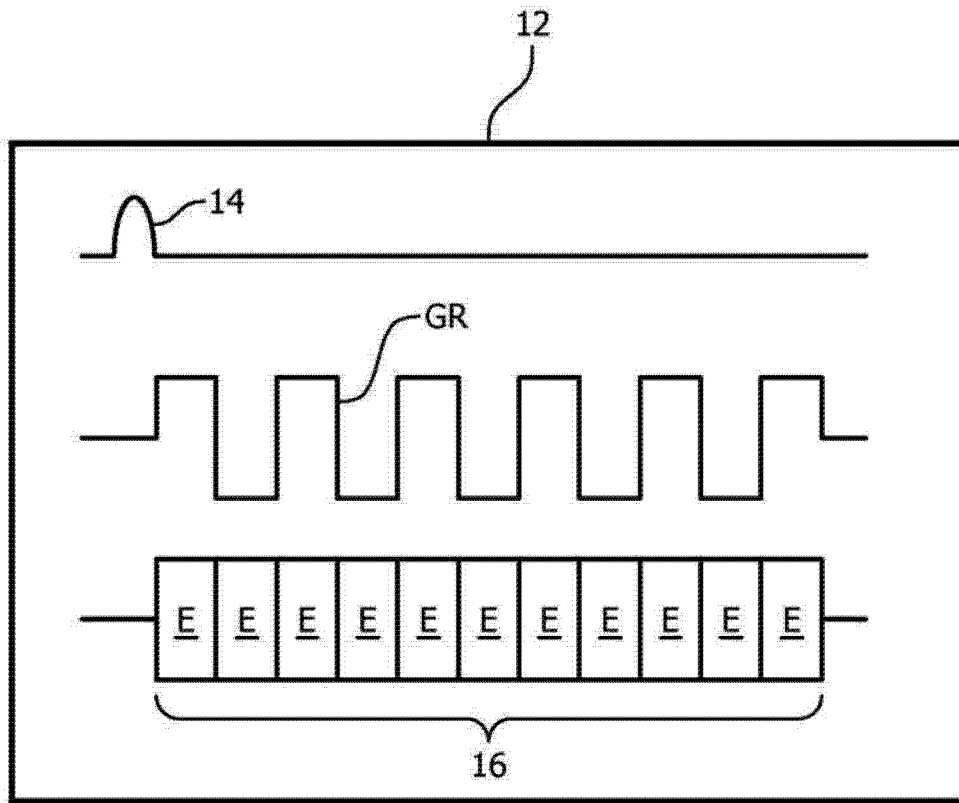


图 2

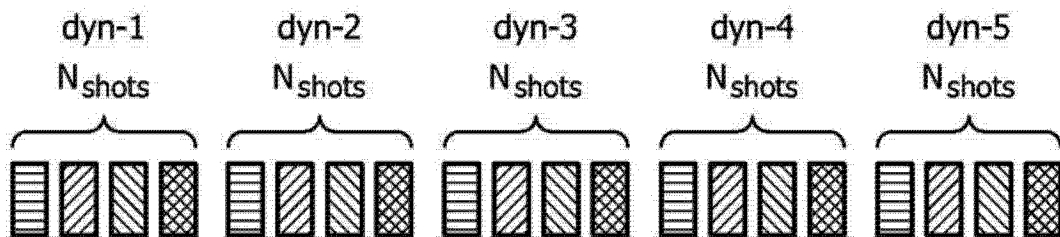


图 3

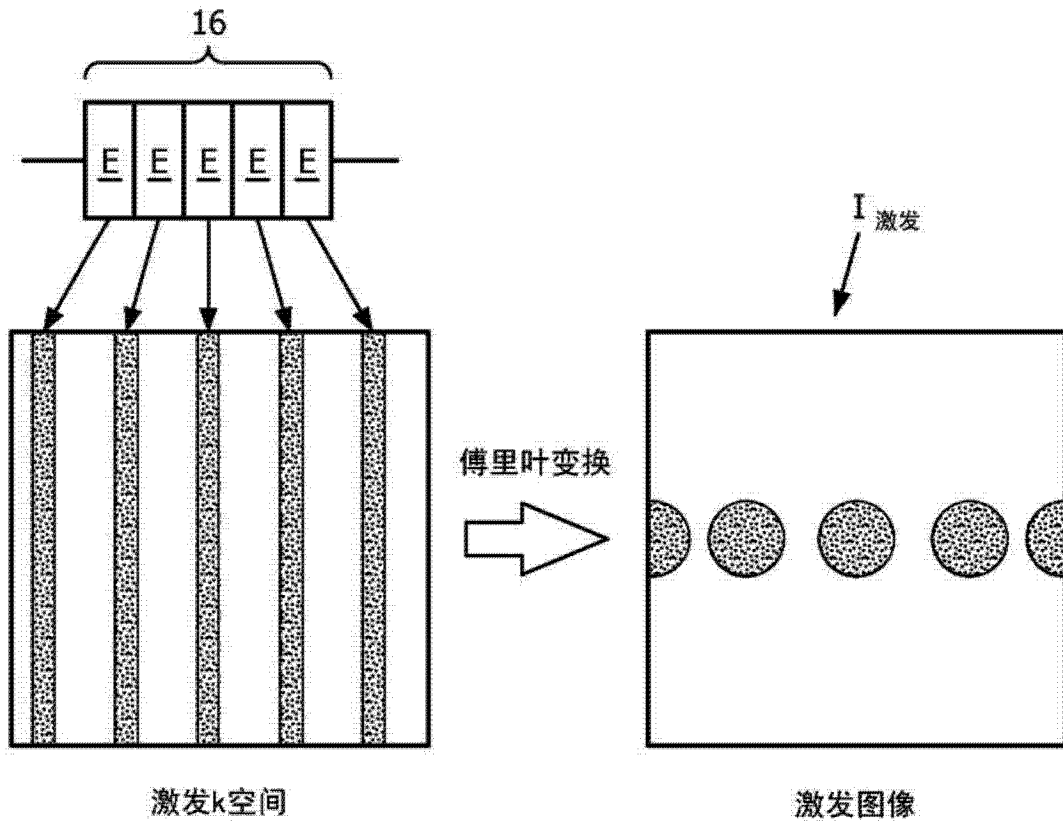


图 4