

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 5/05 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03810532.2

[45] 授权公告日 2008 年 6 月 18 日

[11] 授权公告号 CN 100394887C

[22] 申请日 2003.5.5 [21] 申请号 03810532.2

[30] 优先权

[32] 2002. 5. 10 [33] US [31] 10/143,671

[86] 国际申请 PCT/US2003/013918 2003. 5. 5

[87] 国际公布 WO2003/094696 英 2003. 11. 20

[85] 进入国家阶段日期 2004. 11. 9

[73] 专利权人 马克·E·哈克

地址 美国密执安

[72] 发明人 马克·E·哈克

[56] 参考文献

US5189369A 1993. 2. 23

US5997883A 1999. 12. 7

US6246897B1 2001. 6. 12

US5151656A 1992. 9. 29

审查员 栾志超

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利  
商标事务所

代理人 付建军

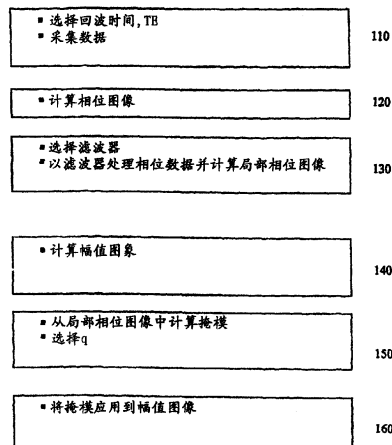
权利要求书 3 页 说明书 18 页 附图 5 页

[54] 发明名称

敏感度加权成像

[57] 摘要

一种改善小结构的可见性的磁共振 (MR) 成像方法包括将相位图像掩模 (120) 应用到 MR 幅值图像 (140) 的  $q$  次 (150)，其中通过计算作为  $q$  的函数的对比度噪声比率来确定  $q$ 。



1. 一种 MR 成像方法, 包括:

获得幅值图像;

获得相位图像;

使用相位图像计算相位图像掩模;

将相位图像掩模应用到幅值图像  $q$  次; 和

通过以  $q$  的函数计算 CNR 来选择  $q$ 。

2. 权利要求 1 所述的方法, 其中按 CNR 和  $\Delta\phi$  的函数计算 CNR,  $\Delta\phi$  指感兴趣对象之间的相位差。

3. 权利要求 2 所述的方法, 其中  $CNR(q) = SNR * (1 - (1 - |\Delta\phi|/\pi)^q) / \sqrt{1 + q^2/\pi^2}$ 。

4. 权利要求 1、2 或 3 所述的方法, 其中选择  $q$  进一步包括使用取决于感兴趣特征的尺寸的函数。

5. 权利要求 4 所述的方法, 其中选择  $q$  以使  $\sqrt{A} CNR(q)$  大于在 3 至 5 的范围中的值, 这里  $A$  是在方形像素中测量的感兴趣特征的面积。

6. 权利要求 1 所述的方法, 包括:

选择用于减小对相位图像的非局部影响的滤波器;

通过以所说的滤波器对第一相位图像进行滤波以减小所说的图像的非局部影响, 来计算局部相位图像; 以及

其中计算相位图像掩模进一步包括使用局部相位图像。

7. 权利要求 2 所述的方法, 其中  $\Delta\phi$  是在水和脂肪之间的相位差。

8. 权利要求 2 所述的方法, 其中  $\Delta\phi$  是在具有不同的铁含量的组织之间的相位差。

9. 权利要求 1 或 6 所述的方法, 包括通过选择产生感兴趣特征的部分体积取消的第一回波时间来获得所说的幅值和相位图像。

10. 权利要求 9 所述的方法, 包括获得静脉的图像。

11. 权利要求 9 所述的方法, 包括获得微出血的图像。

12. 权利要求 9 所述的方法, 包括:

通过选择产生感兴趣特征的部分体积取消的第二回波时间来获得第二相位图像;

通过使用第一和第二相位图像计算校正的相位图像; 和  
其中计算相位图像掩模进一步包括使用经校正的相位图像。

13. 权利要求 1 所述的方法, 包括:

选择采集的分辨率以使分辨率高于感兴趣特征的尺寸; 以及  
在该采集分辨率下采集幅值和相位数据。

14. 权利要求 13 所述的方法, 其中获得幅值和获得相位图像包括  
在比采集数据的分辨率更低的分辨率下重构幅值和相位图像。

15. 权利要求 14 所述的方法, 其中

重构幅值和相位图像包括使用该幅值数据和相位数据。

16. 权利要求 14 所述的方法, 包括:

选择用于减小对相位数据的非局部影响的滤波器;

通过以所说的滤波器对相位数据进行滤波以减小在相位数据上的  
非局部影响, 来计算局部相位数据; 以及

其中重构幅值和相位图像包括使用该幅值数据和局部相位数据。

17. 一种 MR 成像方法, 包括:

以  $q$ 、SNR 和  $\Delta\phi$  的函数计算 CNR; 和

选择  $q$ 、SNR 和  $\Delta\phi$  以形成所需的 CNR,

其中  $q$  指相位掩模应用到幅值图像的次数,  $\Delta\phi$  指感兴趣对象之间的相位差。

18. 权利要求 17 所述的方法, 包括选择回波时间以产生所选择的  
SNR 或  $\Delta\phi$ 。

19. 权利要求 17 所述的方法, 包括选择一组回波时间以产生所选择的  
SNR 或  $\Delta\phi$ 。

20. 权利要求 17 所述的方法, 其中

CNR 取决于数据采集的数量; 和

选择数据采集的数量以产生所需的 CNR。

21. 权利要求 20 所述的方法, 包括  
对于给定的总的数据采集时间, 选择数据采集的数量。
22. 权利要求 20 所述的方法, 其中根据  $CNR(q) = SNR * \sqrt{1/\alpha} * \exp((1-\alpha) TE/T_2^*) * (1 - (1 - |\Delta\phi|/\pi)^q) / \sqrt{1+q^2/\pi^2}$  计算 CNR, 其中  $\alpha = \Delta\phi/\pi$ 。
23. 权利要求 17 所述的方法, 其中 SNR 和  $\Delta\phi$  取决于部分体积取消。
24. 一种 MR 成像方法, 包括:  
获得幅值图像;  
获得相位图像;  
使用相位图像计算相位图像掩模;  
将相位图像掩模应用到幅值图像 q 次;  
选择采集分辨率以使分辨率高于感兴趣特征的尺寸; 以及  
其中获得幅值和获得相位图像包括以低于采集数据的分辨率的分辨率重构幅值和相位图像。

## 敏感度加权成像

### 技术领域

本发明涉及磁共振成像。

### 背景技术

磁共振 (MR) 成像是用于对多种对象阵列的内部成分进行成像的有用的非侵入式方法。在有生命的对象特别是人体中的组织的非侵入式成像在医疗领域中非常有价值。

在它的最基本形式中, MR 成像通过采样测量核自旋密度。在这种情况下, 成像密度与所观测的核自旋的数量成比例。在实际中, 测量  $^1\text{H}$  核的自旋密度 T1 或 T2。虽然这种图像提供了关于对象的有价值的信息, 但是这些参数单独并不能提供足够的图像对比度。许多不同的材料具有非常类似的自旋密度 T1 或 T2, 因此这种材料不可识别或者换句话说它们缺乏对比度。

增强对比度的技术描述在“Artery and Vein Separation Using Susceptibility-Dependent Phase in Contrast-Enhanced MRA”, Wang et al., Journal of Magnetic Resonance Imaging, 12:661-670(2000)中, 在此以引用参考的方式将它的全部内容结合在本申请中。使用从相位图像中计算的掩模操作幅值图像。

### 发明内容

在一方面本发明特征在于一种 MR 成像的方法, 包括: 获得幅值图像, 获得相位图像, 使用相位图像计算相位图像掩模, 将相位图像掩模应用到幅值图像  $q$  次, 以及通过计算作为  $q$  的函数的 CNR 选择  $q$ 。

在另一方面, 本发明的特征在于一种 MR 成像方法, 包括: 作为  $q$ 、SNR 和  $\Delta\phi$  的函数计算 CNR 并选择  $q$ 、SNR 和  $\Delta\phi$  以产生所需的

**CNR。**

在另一方面中，本发明的特征在于一种 MR 成像方法，包括：获得相位图像并将最小强度的投影到相位图像。

在另一方面中，本发明的特征在于一种 MR 成像方法，包括：通过选择第一回波时间获得第一相位图像，通过选择第二回波时间获得第二相位图像，通过外推第一相位图像到第二回波时间获得预测的相位图像，以及通过计算在预测的相位图像和第二相位图像之间的差值计算校正的相位图像。

在另一方面中，本发明的特征在于一种 MR 成像方法，包括：获得幅值图像，获得相位图像，使用相位图像计算相位图像掩模，将相位图像掩模应用到幅值图像  $q$  次，选择采集分辨率以使分辨率高于感兴趣的特征的尺寸，以及其中获得幅值和获得相位图像包括以所采集的数据的分辨率重构幅值和相位图像。

该方法的实施例包括一个或多个下述的特征。

该方法可以作为 SNR 和  $\Delta\phi$  的函数计算 CNR。该方法可以使用  $CNR(q) = SNR * (1 - (1 - |\Delta\phi|/\pi)^q) / \sqrt{1 + q^2/\pi^2}$  计算 CNR。  $\Delta\phi$  可以是在水和脂肪之间的相位差。  $\Delta\phi$  可以是在具有不同铁含量的组织之间的相位差。

该方法可以通过使用取决于感兴趣特征的尺寸的函数选择  $q$ 。该方法可以选择  $q$  以使  $\sqrt{A} CNR(q)$  大于在大约 3 至大约 5 的范围中的值，这里  $A$  是在方形像素中测量的感兴趣特征的面积。

该方法可以包括选择用于减小对相位图像的非局部影响的滤波器，通过以该滤波器对第一相位图像进行滤波以减小该图像的非局部影响计算局部相位图像，以及其中计算相位图像掩模进一步包括使用局部相位图像。

获得幅值和相位图像可以包括选择导致感兴趣特征的部分体积取消 (partial volume cancellation) 的第一回波时间。该方法可以包括获得静脉的图像。该方法可以包括获得微出血 (microhemorrhage) 的图像。

该方法可以包括通过选择导致感兴趣特征的部分体积取消的第二回波时间获得第二相位图像，通过使用第一和第二相位图像计算校正的相位图像，以及计算相位图像掩模包括使用校正的相位图像。

该方法可以包括选择采集的分辨率以使分辨率高于感兴趣特征的尺寸，以及在采集分辨率下采集幅值和相位数据。获得幅值和获得相位图像可以包括以比采集数据的分辨率更低的分辨率重构幅值和相位图像。重构幅值和相位图像可以包括使用该幅值数据和相位数据。

该方法可以包括选择用于减小对相位数据的非局部影响的滤波器，通过以所说的滤波器对相位数据进行滤波以减小在相位数据上的非局部影响计算局部相位数据，以及使用该幅值数据和局部相位数据重构幅值和相位图像。

该方法可以选择回波时间以产生所选择的 SNR 或  $\Delta\phi$ 。该方法可以包括选择一组回波时间以产生所选择的 SNR 或  $\Delta\phi$ 。该方法计算 CNR 作为  $CNR(q) = SNR * (1 - (1 - |\Delta\phi|/\pi)^q) / \sqrt{1 + q^2/\pi^2}$ 。所需的 CNR 可以被定义为以使  $\sqrt{A} CNR(q)$  大于在大约 3 至大约 5 的范围中的值，这里 A 是在方形像素中测量的感兴趣特征的面积。CNR 可以取决于数据采集的数量，该方法可以包括选择数据采集的数量以产生所需的 CNR。

该方法可以包括对于给定的总的数据采集时间选择数据采集的数量。该方法可以根据  $CNR(q) = SNR * \sqrt{1/\alpha} * \exp((1-\alpha) TE/T_2^*) * (1 - (1 - |\Delta\phi|/\pi)^q) / \sqrt{1 + q^2/\pi^2}$  计算 CNR，其中  $\alpha = \Delta\phi/\pi$ 。SNR 和  $\Delta\phi$  取决于部分体积取消。

该方法可以包括选择用于减小所选择的相位图像的非局部影响的滤波器，以及通过以所说的滤波器对第一相位图像进行滤波以减小在所说的校正的相位图像上的非局部影响计算局部相位图像。

这些实施例可以包括一个或多个如下的优点。这些实施例的一个优点是改进了在磁共振成像中的对比度。使用这个方法通过确定最终图像的对比度噪声比率 (CNR) 作为幅值图像的信号噪声比率 (SNR)、在感兴趣的对象之间的相位差 ( $\Delta\phi$ ) 和相位掩模应用到幅值图像的次

数 ( $q$ ) 的函数使成像实验最佳化。这允许选择  $q$  的最佳值以使给定的实验条件的 CNR 最大。例如, 由于硬件限制、弛豫时间或感兴趣特征的敏感度的原因, 在感兴趣特征之间的给定相位差可以在不同的实验之间变化, 该分析确定了在这些情况的每种情况下使最终敏感度加权图像中的 CNR 最佳化的  $q$  值。可替换地或此外, 给定目标 CNR, 则该分析提供了实验以及包括回波时间和最可能产生具有目标 CNR 的最终图像的乘数  $q$  在内的处理参数。

1998 年 6 月 17 日申请的题为“Application-specific optimization of echo time in MR pulse sequences for investigating materials with susceptibilities different from that the background in which they are embedded”的美国专利申请 No.09/098,651 的全部内容以引用参考的方式结合在本申请中。

在附图和下文的描述中阐述了本发明的一个或多个实施例的详细描述。从下文的描述和附图以及权利要求中将会清楚本发明的其它特征、目的和优点。

#### 附图说明

附图 1 所示为利用相位信息的 MR 成像的方法的概图。

附图 2a 所示为在 CNR 和乘法指数  $q$  之间的理论预测关系的曲线图。

附图 2b 所示为在 CNR 和具有信号平均的恒定时间实验的乘法指数  $q$  之间的理论预测关系的曲线图。

附图 3 所示为比所采集的 MR 数据的分辨率更低的可视特征的 MR 成像的方法的概图。

附图 4 所示为利用高分辨率采集对可视特征进行 MR 成像、同时获取相同的数据并以比所采集的数据的分辨率更低的分辨率重构图像的方法的概图。

在不同的附图中相同的参考符号指示相同的元件。



### 具体实施方式

附图 1 所示为 MR 成像方法 100，包括使用相位信息直接用作图像或使用相位信息增强在幅值图像中的对比度。在步骤 110 中，梯度回波成像脉冲序列的回波时间 TE 被选择为使在感兴趣的特征之间的相位对比度充分在噪声电平之上。MR 成像系统使用具有回波时间 TE 的成像脉冲序列采集数据。所采集的数据然后在步骤 120 中处理以产生相位图像。在步骤 130 中对相位图像应用滤波器以消除或减小不希望的相位影响。所得的相位图像本身可用于使结构可视化。例如，大脑的相位图像本身经常是有用的。原始采集的数据在步骤 140 中再次被处理以产生幅值图像。从这个经滤波的图像中，在步骤 150 中产生掩模，将相位图像变换为在零和一之间的一组值并选择乘数指数 q。然后在步骤 160 中应用掩模到幅值图像 q 次以增强在幅值图像中的对比度。次数 q 是通过确定作为 q 的函数的 CNR 而获得的。下文更详细地描述每个步骤。

步骤 110：理解相位变化的来源在确定最佳回波时间中很有用。来自梯度回波脉冲序列的 MR 数据的相位由下式给出：

$$\varphi = -\gamma \Delta B_z TE \quad [1]$$

这里  $\gamma$  是磁旋比， $\Delta B_z$  是磁场从一个组织到另一个组织的变化，以及 TE 是回波时间。例如，如果感兴趣的两个组织具有由其敏感度差别所引起的相位差  $\Delta\varphi$ ，然后在理想的条件下（即忽略  $T_2$  效应）TE 的最佳选择使  $\Delta\varphi = \pi$  或者  $\Delta\varphi = -\pi$ 。更实际的方法包括由  $T_2$  效应引起的信号延迟。这种方法的实例通过考虑在具有相位差  $\Delta\varphi$  的两个组织之间的对比度噪声比（CNR）选择最佳的 TE。CNR 由下式给出。

$$CNR(\Delta\varphi) = S * \Delta\varphi / \sigma \quad [2]$$

这里  $\sigma$  是在幅值图像中的噪声，以及 S 是在幅值图像中的信号。S 与  $\exp(-TE/T_2)$  成比例，以及  $\Delta\varphi$  与 TE 成比例。最佳的回波时间  $TE_{opt}$  是使函数  $TE \exp(-TE/T_2)$  最大的回波时间。通过设定这个函数的导数为零并解出 TE，发现最佳回波时间  $TE_{opt} = T_2$ 。这假设  $T_2$  对两个相邻的组织中的每个组织都相同。如果组织的  $T_2$  不同，则回波时间的最

佳选择在两个值之间并可以通过对类似的 CNR 函数求导而计算。然而，这个最佳的回波时间可以比所需的时间更长。如果 TE 被选择为使 CNR 比 4 更大则在两个组织之间的相位差就可见。如果需要更好的图像质量的话，用户可以选择更长的 TE。

如果在试样中存在许多组织，则选择 TE 以允许所有的数据被同时分析。例如用户可以选择等于最短的优选 TE 的  $TE_{opt}$ ，只要这个值对于其它更长的  $T_2$  产生大于 4 的 CNR，则可实现合理的对比度。可替换地，在多回波脉冲序列的过程中采集数据作为一序列图像然后处理该图像在每个组织的各种回波时间上产生相位信息。

一旦选择了 TE，采集 MR 数据组。用于 MR 成像的适合的系统是具有 1.5T 的磁场强度的 Siemens Symphony (Siemens Corporation, Iselin, NJ)。在系统改变设计或磁场强度时，在此所描述的步骤适当地修改以适应这种改变。适合的脉冲序列是 3D 梯度回波脉冲序列。

步骤 120: 采集的数据是被变换为产生图像的实部 ( $R(r)$ ) 和虚部 ( $I(r)$ ) 的复傅立叶函数。这些图像被如下地转换为相位图像  $\phi(r)$  :

$$\phi(r) = \arctan(I(r)/R(r)) \quad [3]$$

这个步骤计算相位图像。

步骤 130: 如公式 (1) 所描述，相位取决于  $\Delta B_z(r)$ 。场变化  $\Delta B_z(r)$  可以写为两个分量之和

$$\Delta B_z(r) = \Delta B_z^0(r) + B_z^M(r) \quad [4]$$

第一项  $\Delta B_z^0(r)$  表示在所施加的磁场中的非均匀性，虽然它可以包含其它的影响比如数据的偏离中心采样。即使应用现代的高度均匀的超导磁体并有序地调整磁场，所施加的主磁场在整个采样体积中也会变化。在典型 MR 成像系统中，这个磁场非均匀性  $\Delta B_z^0(r)$  例如在患者的头部上通常大约为 0.5ppm。第二项  $B_z^M(r)$  包括通过所施加的磁场引起的磁场的的所有影响。这些包括化学移位和敏感度影响。

将这两项组合到公式 (1) 中，MR 信号的相位由下式给出：

$$\phi = -\gamma TE [\Delta B_z^0(r) + B_z^M(r)] \quad [5]$$

因此相位取决于在该点上的磁场非均匀性和磁场  $B_z^M(\mathbf{r})$  两者。由于磁化引起的在该点  $\mathbf{r}$  上的磁场取决于在式样各点  $\mathbf{r}'$  处的敏感度  $\chi_M(\mathbf{r}')$ 。该滤波步骤 120 减小了磁场非均匀性的影响和非局部敏感度效果的影响。

一般地，这些不希望的相位影响具有较低的空间频率并通过给相位图像  $\phi(\mathbf{r})$  进行高通空间滤波而滤除。基于给定的身体部位和磁体的非均匀性选择适当的滤波器尺寸。滤波器减小这些不希望的磁场效应到零或满意的水平。然后应用高通滤波器以产生有效的局部相位图像  $\phi_L(\mathbf{r})$ 。滤波器不仅消除了磁场非均匀性  $\Delta B_z^0(\mathbf{r})$  的相位贡献，而且还减小了对相位图像的大部分非局部贡献，包括来自非局部敏感度来源的贡献。

例如，在大脑中的窦道象局部偶极子一样活动。远离这个源的场变化减慢  $\propto \frac{1}{r^3}$ 。通过应用消除低空间频率变化的高通滤波器，滤除了大部分慢变化的相位变化（比如实例偶极子场的长距离影响），剩下更局部的效应。产生这种高通滤波器的方法首先使用相位图像的低通滤波器。低通滤波的图像被复数除为原始图像，由此产生高通滤波的图像。所使用的滤波器的尺寸取决于回波时间和所存在的局部场。对于平均 1.5T 的系统，应用 40ms 的回波时间，可以使用  $64 \times 64$  或  $96 \times 96$  的滤波器尺寸以产生低通滤波的图像。然后这个图像被复数除为原始相位图像以产生作为局部相位图像  $\phi_L(\mathbf{r})$  的有效高通滤波的图像。通过实验，对于 256 毫米的视场、在二维中每个为 0.5 至 1.0 毫米的分辨率以及  $96 \times 96$  的滤波器尺寸，消除可见的低频效应但对于大约 5 毫米尺寸的小对象仍有 80% 的局部对比度仍然完好。对于  $64 \times 64$  滤波器保持更高的对比度，但在空气/组织界面上存在更大的边缘假像，对于  $96 \times 96$  滤波器不出现这种边缘假像。

此外，因为相位直接与如在公式 (1) 中的回波时间成比例，因此在回波时间减小（增加）时可以减小（增加）滤波器尺寸。例如，使用上述的实例，如果使用 5ms 的 TE，则滤波器尺寸可以减小到  $8 \times 8$  或者  $16 \times 16$ ，并且仍然有效地清除来自空气/组织界面的背景磁场的影

响。

此外，滤波器的选择也取决于源的敏感度。例如，如果对于  $TE=40ms$  选择  $96 \times 96$  的滤波器尺寸，并且图像对于诊治者是可接受的，并且在图像中存在一个新鲜的凝块，则对于以  $TE=5ms$  采集的数据，可以使用更小的滤波器。在另一方面，如果由于血铁黄素较大的浓度的缘故，存在具有高 8 倍的敏感度的老的凝块，则以  $TE=5ms$  采集的图像将在幅值和相位图像中显示与更长的回波时间  $TE=40ms$  扫描相同的信号变化，因此，为滤去低空间频率的影响要求用于  $TE=40ms$  的情况相同尺寸或  $96 \times 96$  的滤波器。更大的（或更小的）磁场变化将要求更大的（或更小的）滤波器尺寸。

在应用这个滤波器之后，提供图像对比度的新源：经滤波的局部相位图像。如果需要的话可以直接显示并分析相位图像。可替换地，通过使用局部相位图像产生相位掩模来产生在幅值图像中的对比度，然后相对于幅值图像乘以它以形成敏感度加权的图像，如下文进一步描述。

步骤 140: 原始采集的数据进行复傅立叶变换以形成图像的实部 ( $R(r)$ ) 和虚部 ( $I(r)$ ) 对。这些图像转换为幅值图像  $\rho_m(r)$ ，如下式:

$$\rho_m(r) = \sqrt{R(r)^2 + I(r)^2} \quad [8]$$

步骤 150: 使用局部相位图像计算掩模  $\phi_{MASK}(r)$ 。对于每个像素位置该掩模具有在零和 1 之间的值。经滤波的相位图像包含了敏感度信息（即相位变化），但这些相位变化需要转换为增强幅值图像中的对比度的数字。例如，适合的掩模从局部相位图像中计算，

如果  $\phi_L(r) < \phi_0$ ，则  $\phi_{MASK}(r) = 1$ 。

如果  $\phi_L(r) > \phi_0$ ，则  $\phi_{MASK}(r) = 1 + (\phi_L(r) - \phi_0) / \pi$  [6]

这里  $\phi_0$  是例如基于回波时间、敏感度或感兴趣特征的尺寸而选择的相位。在另一实施例中，该掩模可以定义为:

如果  $|\phi_L(r)| = 0$ ，则  $\phi_{MASK}(r) = 1$ 。

如果  $\phi_L(r) > 0$ ，则  $\phi_{MASK}(r) = 1 - |\phi_L(r)| / \pi$  [7]

在另一实施例中，产生掩模的算法可以基于理论或基于经验。例如，预测的敏感度效果可用于计算掩模或者通过重复某些已知组织的观测、同时经验地改变掩模并且眼睛朝向最佳对比度可以简单地发现掩模。相位掩模的选择可以增强一个组织类型或其它类型。在一种实施方式中，可以将其用于分离两个或更多个组织类型为不同的图像，其中组织 A 可以在一个图像中被抑制而组织 B 在另一图像中被抑制以便在前一情况中获得以组织 B 为主的图像和前一情况中以组织 A 为主的外观。

步骤 160: 然后通过将它们一起相乘将上述的相位掩模 $\phi_{\text{MASK}}$ 应用到幅值图像以形成敏感度加权的图像:

$$\rho_{\text{SWI}}(r) = \phi_{\text{MASK}}(r) * \rho_m(r) \quad [9]$$

这种原理的更普通的应用是以如下形式执行  $q$  次乘法:

$$\rho_{\text{SWI}}(r) = (\phi_{\text{MASK}}(r))^q * \rho_m(r) \quad [10]$$

如下文所讨论掩模乘数  $q$  的选择取决于信号噪声 (SNR)、对象尺寸、试图同时看到的对象数量和感兴趣特征之间的相位差值 $\Delta\phi$ 和对数据采集分配的总的时间的要求。对于较大的 SNR 的值  $q$  的选择从对比度噪声比 (CNR) 中如下地得到:

$$\text{CNR}(q) = \text{SNR} * (1 - (1 - |\Delta\phi|/\pi)^q / \sqrt{1 + q^2/\pi^2}) \quad [11]$$

$\Delta\phi$ 是相位差,  $q$  是乘数,  $S$  是在幅值图像中的信号, 以及 $\sigma$ 是幅值图像的噪声。因此  $\text{SNR} = S/\sigma$ 是在组织之间的局部信号噪声(假设它们两者在本实例中具有相同的幅值; 等式(11)可以被修改成容纳在每个组织中的不同的信号强度)。等式(11)的分子涉及在具有相位差 $\Delta\phi$ (注等式(7))的两个组织之间的敏感度加权图像中作为  $q$  的函数的信号差。分母是在作为  $q$  的函数在敏感度加权图像中的噪声的标准偏差。分母通过将两项的正交噪声相加确定。然后通过 $\sigma^2(1 + q^2/\pi^2)$ 给出方差(误差项的平方), 这里  $q$  的系数来自我们将掩模相乘  $q$  次(因此方差增加  $q^2$ )而  $1/\pi^2$ 的系数来自我们以  $1/\pi$ 对掩模归一化。因此如等式(11)中给出的 CNR 表示信号差(对比度)除以噪声的标准偏差。

参考附图 2a, 所示为在对比度噪声比和根据等式 (11) 计算的乘法指数  $q$  之间的关系。对于多个不同的相位差的值绘制该关系。在附图 2a 中所示的关系允许基于相位差和 SNR 确定最佳  $q$ 。相反, 给定目标 CNR, 该关系允许可产生具有目标 CNR 的最终图像的相位差、SNR 和  $q$  的组合的确定。

这种 CNR 最佳化的另一实例涉及恒定时间的实验。给定数据采集的恒定的时间量, 相对于 (相位差与数据采集数量的平均信号之间的) 竞争因子可以使 CNR 最佳化。更短的回波时间 TE 导致了扫描参数的大量重复, 因此总的保持时间相同但组合的 SNR 上升  $\sqrt{1/\alpha}$  倍。这里,  $\alpha$  是在具有相差  $\pi$  的实验中实验的重复时间减少的分 (系) 数。即,  $\alpha = \Delta\phi/\pi$ 。减小的 TE 改变了每次采集的 SNR, 因为信号按  $\exp(-TE/T_2^*)$  变化。对于 TE 的换算系数  $\alpha$ , 组合的信号增加  $\exp(1-\alpha) TE/T_2^*$ 。这个近似不包括由在容纳减小的 TE 时间所需的梯度增加而引起的影 响。如果 TE 变为太短则项  $\sqrt{1/\alpha}$  必须被消除。在这些条件下, 导致等式 (11) 的分析必须被修改并得到:

$$\text{CNR}(q) = \text{SNR} * \sqrt{1/\alpha} * \exp(1-\alpha) TE/T_2^* * (1 - (1 - |\Delta\phi|/\pi)^q) / \sqrt{1+q^2/\pi^2} \quad [12]$$

参考附图 2b,  $TE = T_2^*$  是 TE 的最佳选择。在假设恒定的时间的实验的前提下, 附图 2b 显示了所选择的 TE 使  $\Delta\phi = \pi$  不产生最高的 CNR 并且更好的选择将是使用  $q=3$  的这个 TE 值的 0.3 倍的回波时间。即使这个回波的 0.1 倍的情况仍然产生使用  $q=5$  的较好的 CNR。这种关系在实验的设计中比较有用。TE 更长时, SNR 可能下降, 因为该组织的  $T_2^*$  的缘故, 并且在这种情况下通过选择更短的 TE, 通过利用平均信号的优点 (即与更长的 TE 扫描具有相同的采集时间) 和  $q$  的适当的值仍然可以产生具有较高的 CNR 的图像。

进一步考虑如果包括对象的尺寸的情况。例如, 如果包括了对象的尺寸, 作为圆形对象的半径  $r$  (这里  $r$  是在像素中测量的),  $q$  的合理选择满足如下关系

$$4 < r \sqrt{\pi} \text{CNR}(q) \quad [13]$$

在等式 (13) 中的系数 4 可以在从大约 3 至大约 5 的范围内, 取决于解释图像的主治者的专家。更一般的表示以项  $\sqrt{A}$  替代  $r \sqrt{\pi}$ , 这里 A 是以方形像素估计的对象的面积。

较高分辨率的相位图像通常允许将健康组织从疾病组织中分离出来, 因为它们经常具有的不同的敏感度。例如, 考虑动脉粥样硬化的病情, 其中血管壁受感染。疾病组织可能包括多脂肪的动脉粥样斑、纤维状的动脉粥样斑、出血、钙沉淀和对比试剂的 *vaso vasorum* 的摄取。

这种方法的具体应用包括如下:

增加在水和脂肪之间的对比度:

为了模拟比以给定的设备部件可控制的更短的回波时间的效果, 可以采用具有 TE1 的回波时间的序列的复图像并将其除以具有 TE2 的回波时间的图像以获得相当的回波时间 TE2-TE1。例如, TE2=10ms 和 TE1=8ms, 相当的回波时间是 2ms。这样采集数据或以 TE=2ms 能够实际采集数据的设备, 可以使用所得的相位图像抑制在大脑或冠状动脉中的脂肪。使用前一方法, 使用 3D 梯度回波序列以  $1 \times 1 \times 1 \text{mm}^3$  的分辨率采集数据。选择 TE 的这个值以获得在水的相位中大约  $\pi$  弧度的脂肪。所得的相位图像很好地平滑并清楚地辨别水和脂肪而不需要任何抗混叠程序。基于等式 (12), 由于相位在理论上位于大约  $0.8\pi$  至  $0.9\pi$  之间, 因此最佳的乘数 q 应该是 2。在 T1 加权序列中的脂肪信号开始比周围的脂肪组织亮得多。因此, 通过应用掩模一次 (q=1) 脂肪信号减小但不消失, 并且其它的脑组织的对比度较差, 应用滤波器两次 (即 q=2) 改善了 CNR (实际结果可以比在等式 (11) 中预测的更好, 因为相对于其它的组织脂肪的信号增加)。使用 q=2 的值更好地抑制了脂肪。这在 T1 加权图像中或者在抑制身体的脉管图像中的脂肪信号中获得了较好的对比度。

2) 增加具有的铁含量的组织之间的对比度。

基底神经节容易随着时间聚集铁。例如, 苍白球比相邻的组织比如尾状核或核具有更高的铁含量。对于 80ms 的 TE, 在大脑中的组织

的铁相位易于在大约 $\pi/6$ 。这建议  $q$  应该是 6 或更大以在敏感度加权图像中获得最佳的对比度。然而，即使使用  $q=4$  仍可得到较好的对比度，因此该方法具有适当的灵活性，如果存在可能希望保持或增强铁对比度的其它的组织或对比度。这种方法增强了在这些组织之间的边界和结构的可见性。此外，如果存在增加该组织的铁含量的疾病过程，则这种差别显示具有增加的铁含量的组织变暗，医生可以更好地诊断病情。如果希望对大脑铁含量进行量化或正好看到在其它组织之间的边界，则也可以使用经滤波的相位图像本身。在 80ms 的 TE 上，更重的滤波器比如  $96 \times 96$  或者  $128 \times 128$  应该被用于清除背景非均匀性。如果感兴趣的区域位于远离空气组织边界的大脑中，则  $32 \times 32$  的滤波器可用于每个图像。该滤波器也可以用于三维比如  $32 \times 32 \times 32$  滤波器中。

附图 3 所示为 MR 成像方法 200 的概述。通常，在感兴趣的特征小于所采集的数据的分辨率时使用方法 200。在物理上通常小于所采集的数据的体素尺寸的特征可能导致部分体积取消，通过这种部分体积取消增加了图像对比度。除了部分体积取消之外，这种小的特征在 MR 信号的相位中也是重要的信息。因此方法 200 使参数比如回波时间、滤波器尺寸、掩模指数最佳，以便使最终图像对比度最佳化。

MR 成像系统采集数据（步骤 210）。类似的脉冲序列可用作方法 100。基于最佳取消效果选择回波时间。这是在相位差是 $\pi$ 弧度时发生的。然而，如果这个回波时间较长以致几乎不剩下信号则与这个值相关的回波时间采集数据可以的。在这种情况下，选择越短的回波时间并增加乘数以适应更小的取消和更小的相差影响。即使达到所希望的回波时间，则使用在方法 100 中描述的掩模乘数可以实现进一步增强的对比度。这两个特征允许在从相位图像中实现的对比度和从任何部分信号取消中实现的对比度的好处之间进行权衡。在下文的讨论的实例包括从血管中分离动脉并对较小的出血进行成像。MR 系统应用标准的数据处理技术以计算采样的相位图像 $\phi(r)$ （步骤 220）。

部分体积效应通过在至少两个回波时间 TE1 和 TE2 上采集数据可选择地被进一步强调（步骤 230）。在 TE1 上来自第一回波的相位



乘以 TE2/TE1 以在 TE2 上产生预测的相位  $\phi_{\text{pred}}(\mathbf{r})$ 。然后从在 TE2 上的第二回波的相位  $\phi_{\text{Exp}}(\mathbf{r})$  中减去这个相位  $\phi_{\text{pred}}$  以得到校正的相位图像  $\phi_{\text{CORR}}(\mathbf{r})$ ：

$$\phi_{\text{CORR}}(\mathbf{r}) = \phi_{\text{Exp}}(\mathbf{r}) - \phi_{\text{pred}}(\mathbf{r}) \quad (14)$$

这个操作在除了发生部分体积效应的图像之外的所有的面积上产生了零相位。在发生了部分体积效应的面积上，相位特性是非线性的。例如，对于在 1.5T 下在 25ms 的回波时间下、与 50% 的信号来自灰质和 50% 来自血液的体素中的场平行的脉管，所得的矢量的相位是  $45^\circ$ （这是因为血液的相位是  $90^\circ$ ，但灰质的相位是零）。在 TE=50ms，血液信号占主要，并且相位是  $180^\circ$ 。如果血液具有小于 50% 的贡献则相位为零。在任何情况下，在 TE 从 25 加倍到 50ms 时相位不加倍（因此，在它的特性方面是非线性的）。在另一方面，看见背景场不均匀性的材料具有线性相位特性但所有这些项都消失。如果应用这个步骤，则将通过下列过程以所得的相位图像  $\phi_{\text{CORR}}(\mathbf{r})$  替代原始相位图像。

计算适当的滤波器，数据处理算法应用这个滤波器到相位图像（或相位校正图像），产生局部相位图像  $\phi_{\text{L}}(\mathbf{r})$ （步骤 240）。滤波器清除来自场非均匀性  $\Delta B_z^0(\mathbf{r})$  的相位贡献，此外滤波器降低了对相位图像的大部分非局部影响。这些可以包括涡流相位效应以及通过较差的集中的回波引起的漂移。

使用原始数据计算幅值图像  $\rho_{\text{m}}(\mathbf{r})$ 。（步骤 250）

使用经滤波的局部相位图像，计算掩模  $\phi_{\text{MASK}}(\mathbf{r})$  并以类似于在方法 100 中描述的方式计算掩模指数（步骤 260）。

应用掩模到幅值图像以形成最终敏感度加权图像（步骤 270）。

$$\rho_{\text{SWI}} = (\phi_{\text{MASK}}) \mathbf{q} \cdot \rho_{\text{m}}(\mathbf{r}) \quad [15]$$

这种方法的应用包括：

对静脉成像

静脉与动脉和周围组织相比在敏感度方面具有变化。在静脉小于体素时，朝  $\pi$  弧度增加，来自静脉的信号开始抵消来自周围组织的信号。与通常在图像中出现等强度或亮度的动脉相比这使它们可见（它们显

得暗)。与磁场平行的小的静脉(小于像素尺寸)以 40 至 50ms 的回波时间可见。垂直于主磁场的小的静脉在 1.5T 下以大约 80 至 100ms 的回波时间理想地增强。对于例如直径在 0.2 至 0.5mm 之间的静脉, 0.5mm×0.5mm 至 1.0mm×1.0mm 的面内分辨率将是较好的选择。对于 3T, 回波时间将减小到大约 40 至大约 50ms。对于更小的血管, 将使用更高的分辨率。疾病组织可以从血液中吸取更多的氧气, 使得在静脉中的脱氧血红蛋白的水平增加由此使它的敏感度增加。然后这使垂直的血管在从大约 40 至 50ms 的更短的回波时间上可见, 并将成为通过这些静脉排出的组织中的问题的指示器, 否则通常不可见直到在后的回波时间。在另一方面, 由于脑部包含了变化的尺寸和取向的血管, 因此应用大约 4 至 6 的更大的  $q$  以显示具有更小的相位变化的良好的对比度或者也减小了局部相位的部分体积效应。也可以处理一系列图像以便以不同的  $q$  看图像并从一个图像到另一图像查找不同的感兴趣的结构。

## 2) 对微出血进行成像

在组织中发生凝块或出血时, 敏感度急剧上升, 可能高达 4 至 10 倍或更多。这意味着能以短得多的回波时间看到小得多的尺寸的对象的部分体积效应。例如, 如果正常的静脉具有相同的敏感度, 为  $1/4$  像素体积的球体在 40 至 80ms 的回波时间上最佳地可见。然而, 如果敏感度上升 4 倍则回波时间减小 4 倍。可替换地, 如果回波时间保持较大, 则要求产生较大信号损失的对象的部分体积也减小大约 4 倍。基于在感兴趣的区域中产生的相位选择乘数  $q$ 。通常较小的出血以这种方法可见, 而以常规的技术不可见。

附图 4 概述了在各种程度下使用通常由敏感度效应产生的相位信息并使用在小于或等于采集分辨率的各种分辨率下图像重构的 MR 成像方法 300。在一个或多个回波时间下采集数据以增强感兴趣的特征。

选择一个最佳值或一组 TE (步骤 310)。MR 成像系统采集使用在选择成比某些感兴趣特征的分辨率更高的采集分辨率下单个回波扫描的指定的 TE 的数据或者使用多回波扫描的一范围的 TE 值 (步骤

320)。下文讨论的实例对小的血管进行成像、对出血或局部矿化进行成像。MR 系统应用标准数据处理技术以计算采样的相位图像 $\phi(r)$  (步骤 330)。计算适当的滤波器尺寸, 数据处理算法应用这个滤波器到相位图像并产生局部相位图像 $\phi_L(r)$  (步骤 340)。滤波器消除磁场不均匀性 $\Delta B_z^0(r)$ 对相位的影响, 此外滤波器减小对相位图像的大部分的非局部影响。基于回波时间、在背景磁场中的程度和空间变化选择滤波器尺寸。空间变化越慢, 校正数据所要求的滤波器尺寸越小。

MR 系统应用标准数据处理技术以计算采集分辨率下的幅值图像 $\rho_m(r)$  (步骤 350)。在局部相位图像和幅值图像中的信息组合以形成复图像 $\rho(r) = \rho_m(r) * \exp(i\phi_L(r))$ , 以比采集分辨率更低的分辨率重构新的相位和幅值图像 (步骤 360)。在另一实施例中, 复图像可以从原始的幅值和原始的相位图像中通过 $\rho(r) = \rho_m(r) * \exp(i\phi(r))$ 形成。这种选择取决于两个图像中哪个图像产生最佳的对比度噪声比。例如, 在某些情况下, 通过使用局部相位图像构造复图像, 在不改变来自血管或出血的局部信号源变化的影响的同时消除背景磁场的影响。所选择的特定较低分辨率对应于可比得上某些感兴趣特征的分辨率。通常, 这种重构包括在采集分辨率下对每个体素的幅值和相位进行矢量求和, 直到实现较低的分辨率体素。从高分辨率到低分辨率的这种降低通过对复数据滤波实现。例如, 为从 $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ 图像到 $1.0\text{mm} \times 1.0\text{mm}$ 图像压缩图像可以以几种方式实现。一种方式是使用通过在公式:  $\rho_{\text{new}}(m) = w(1)\rho(m) + w(1)\rho(m+1)$  ( $m$ 的所有值从1至 $n$  (这里 $n$ 是在图像中的像素))中的加权系数 $w(i) = 0.5$  ( $i$ 取至1和2)界定的滑动窗滤波器。如上文所讨论,  $\rho(m)$ 和 $\rho(m+1)$ 都是复值。在 $m=n$ 时,  $\rho(n+1)$ 被设定为零并且 $w(1)$ 被设定为1。这就是滑动滤波器。只采用 $m$ 中的奇数点, 由此可以减小矩阵尺寸到 $n/2$ 点以节省空间。对于 $m$ 从1到 $n$ 的所有值 (这里在图像中存在 $n$ 个像素), 这个滤波器的变量比如 $w(1) = 0.25$ ,  $w(2) = 0.5$ ,  $w(3) = 0.25$ 与修改的公式 $\rho_{\text{new}}(m) = w(1)\rho$

$\rho(m) + w(2)\rho(m+1) + w(3)\rho(m+2)$  一起使用。在  $m=n-1$  时,  $\rho(n+1)$  被设定到零并且  $w(1)$  和  $w(2)$  被设定 0.5。在  $m=n$  时,  $\rho(n+1)$  和  $\rho(n+2)$  被设定到零并将  $w(1)$  设定到 1。通过将该滤波器简单地应用到两个或所有三方向上, 这个一维滤波器也可以用作 2D 滤波器或这 3D 滤波器。所有这些经滤波的图像然后可以被分别看到, 即使它们以较低的分辨率采集。以这种方式看数据的优点在于随意看图像的每种缩放比例揭示了与该像素的缩放比例 (或尺寸) 相关的唯一特征。在像素尺寸是小于分辨率 (或体素尺寸) 大约 4 倍时可以最佳地揭示正常的静脉血管。在体素体积大于出血十倍 (取决于出血过去的时间) 时可以最佳地看到小的出血。

计算掩模  $\phi_{\text{MASK}}(r)$  并计算掩模指数  $q$  (步骤 370)。相位掩模可以应用到重构的幅值图像  $\rho_{m\_new}(r)$  以形成更好的敏感度加权图像 (步骤 380), 如在方法 100 或 200 中所讨论。

$$\rho_{\text{SWI}}(r) = (\phi_{\text{MASK}}(r))^q * \rho_{m\_new}(r) \quad [16]$$

这可以使用高分辨率原始图像或者低分辨率图像实现。后者的优点是在相位图像的信号噪声比方面的改善 (但分辨率损失, 因此损失了相位信息)。在另一方面, 原始相位具有更好的定义的一组边和更好定义的相位, 并且在某些情况下可以在图像中产生更好的相位掩模信息。这种方法的应用包括:

#### 对静脉成像

静脉与动脉和周围组织相比在敏感度方面具有变化。在静脉小于体素时, 回波时间朝  $\pi$  弧度增加, 来自静脉的信号开始抵消来自周围组织的信号。与通常在图像中出现等强度或亮度的动脉相比, 这使它们唯一可见 (它们变暗)。与磁场平行的小的静脉 (小于像素尺寸) 以产生  $\pi$  的相位差或大约 40 至 50ms 的回波时间可以最好地被看到。垂直于主磁场的小的静脉在 1.5T 下以大约 80 至 100ms 的回波时间理想地增强。对于例如直径在 0.2 至 0.5mm 之间的静脉, 0.5mm×0.5mm 至 1.0mm×1.0mm 的面内分辨率将是较好的选择。然而, 静脉在尺寸上可以小到 50 微米。通过以尽可能高的分辨率成像, 例如对于人以

250 微米对于小的动物比如猫或老鼠以 100 微米，然后以比如 500 微米、1 毫米和 2 毫米的低分辨率重构一系列图像，在不同的图像中可以揭示许多不同的特征。这与使用显微镜聚焦在感兴趣的特征上类似。对于给定的交点所有的东西都可能变得模糊，但在一个图像中所模糊是在不同的分辨率图像中更加清晰。最佳的  $q$  值将取决于更小的体素尺寸的相位如何变化。一般地，为获得最佳的 CNR，随着分辨率降低（体素尺寸增加）， $q$  值需要增加。然而，更低分辨率的图像的更大的 CNR 将部分地消除对使用更大的  $q$  值的需要。然而，如果通常需要看到这种对比度，则只要 CNR 大于 4，则该  $q$  值就足够。

## 2) 对微出血进行成像

在组织中发生凝块或出血时，敏感度急剧上升，可能高达 4 至 10 倍或更多。这意味着以短得多的回波时间对于小得多的尺寸的对象可看到取消效应。例如，如果正常的静脉具有相同的敏感度像素的体积的  $1/4$  的体积的球体在 40 至 80ms 的回波时间上最佳地可见。然而，如果敏感度上升 4 倍则回波时间减小 4 倍。可替换地，如果回波时间保持较大，则要求产生较大的信号损失的对象也减小 2 至 4 倍。通常较小的出血以这种方法可见，而以常规的技术不可见。

此外，在它们的可视性方便通过改变如上文所述的图像的分辨率可以增强不同尺寸的凝块。在从几十微米到毫米数量级的所有的水平上都可能发生出血。通过以尽可能高的分辨率成像，例如在人体中 250 微米或在小动物比如猫或老鼠中 100 微米的分辨率下，然后以比如 500 微米、1 毫米和 2 毫米的低分辨率重构一系列图像，在不同的图像中可以揭示许多不同的特征。此外，最佳  $q$  值取决于可用的 CNR、相位和可用的成像时间。在立方毫米数量级上的出血以 2 毫米的分辨率可以最佳地看见，而 250 微米数量级的小出血以 0.5 毫米的分辨率可以最佳地看到。

在其它的实施例中，上述的方法可以用于产生一系列图像。从这种序列中，最小强度的投影可用于形成新的复合图像。一旦通过采用或不采用相位掩模或重构或不重构不同的分辨率而形成了一系列的图

像，则可使用最小强度的投影最佳地看见所连接的一系列血管或其它结构，或仅作为更好地看与解剖相关的给定面积中的所有的信息的一种手段。这种方法采用一系列图像并沿着在给定的方向上的一组光线搜索并沿光线选择最小的值以写出新的投影图像。这可用于原始的幅值图像或者相位处理的图像。在任何回波时间时它可以用于任何图像。它还可以用于相位图像本身。

上文描述的方法是可见哪些结构被相位掩模过程增强的另一手段。例如，在这些图像中可以看见血管的邻近关系或者相对基底神经节或者静脉血管系统的出血位置可以以这种方式看见。

已经描述了本发明的多种实施例。然而，应该理解的是在不脱离本发明的精神和范围的前提下可以做出各种修改。因此，其它的实施例落在后面的权利要求的范围内。

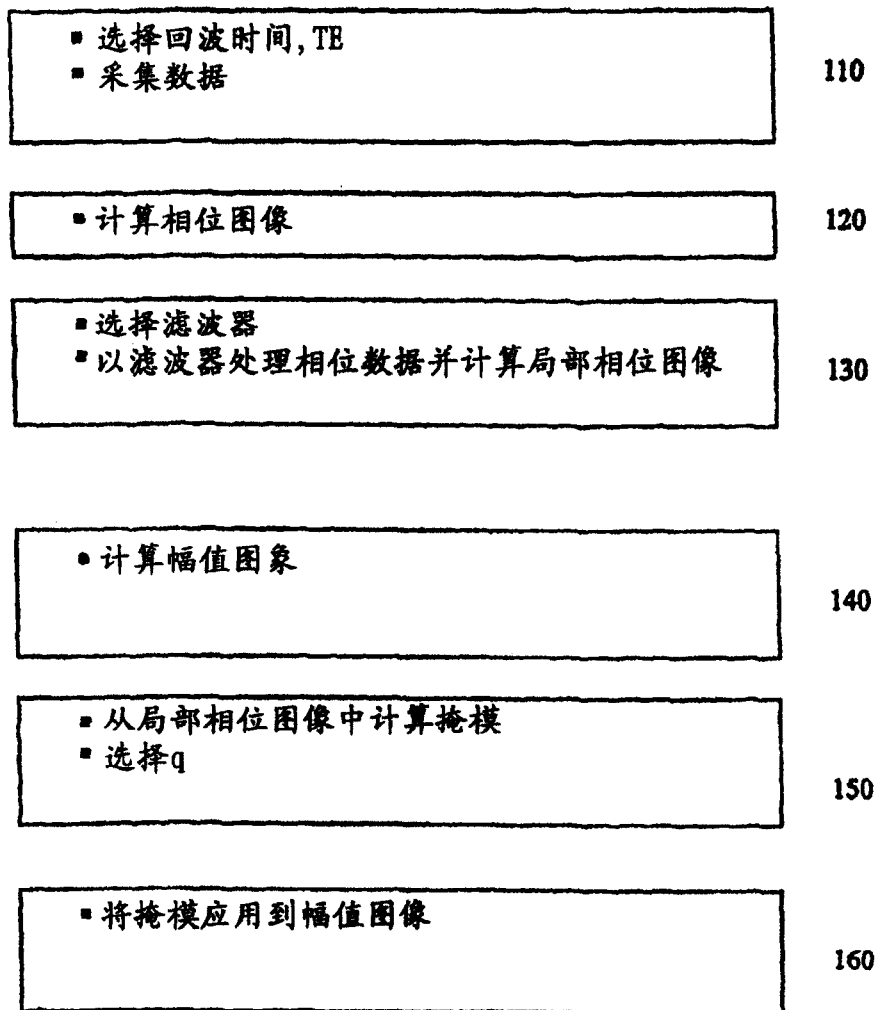


图1

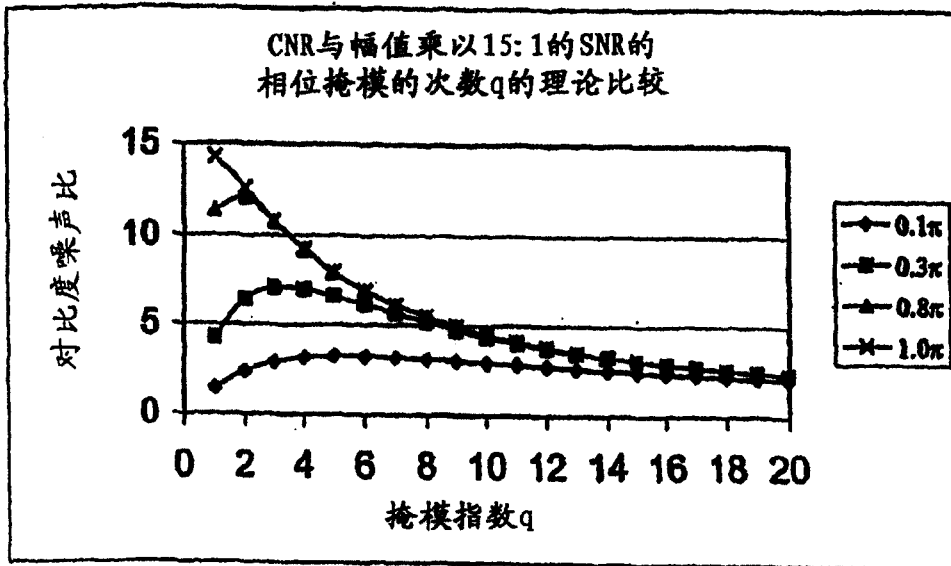


图2A



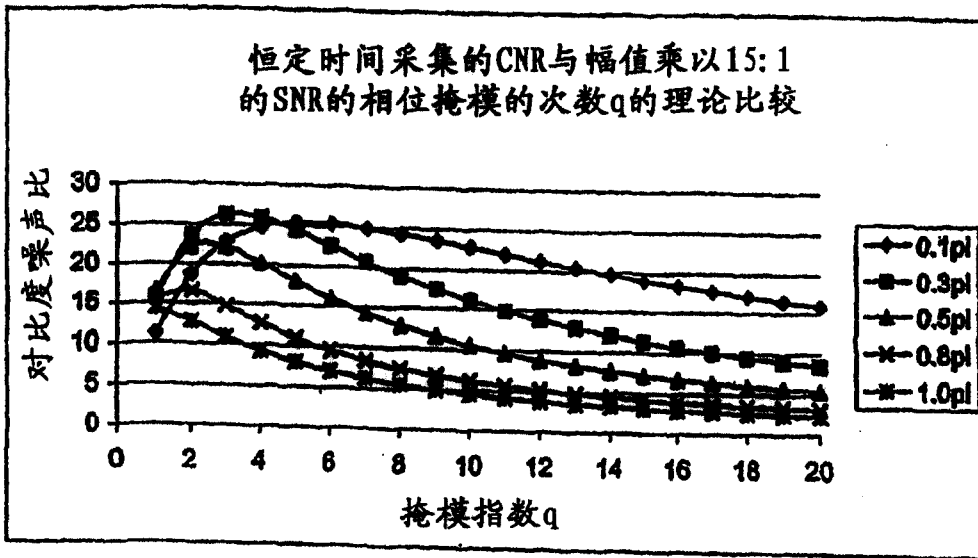


图2B

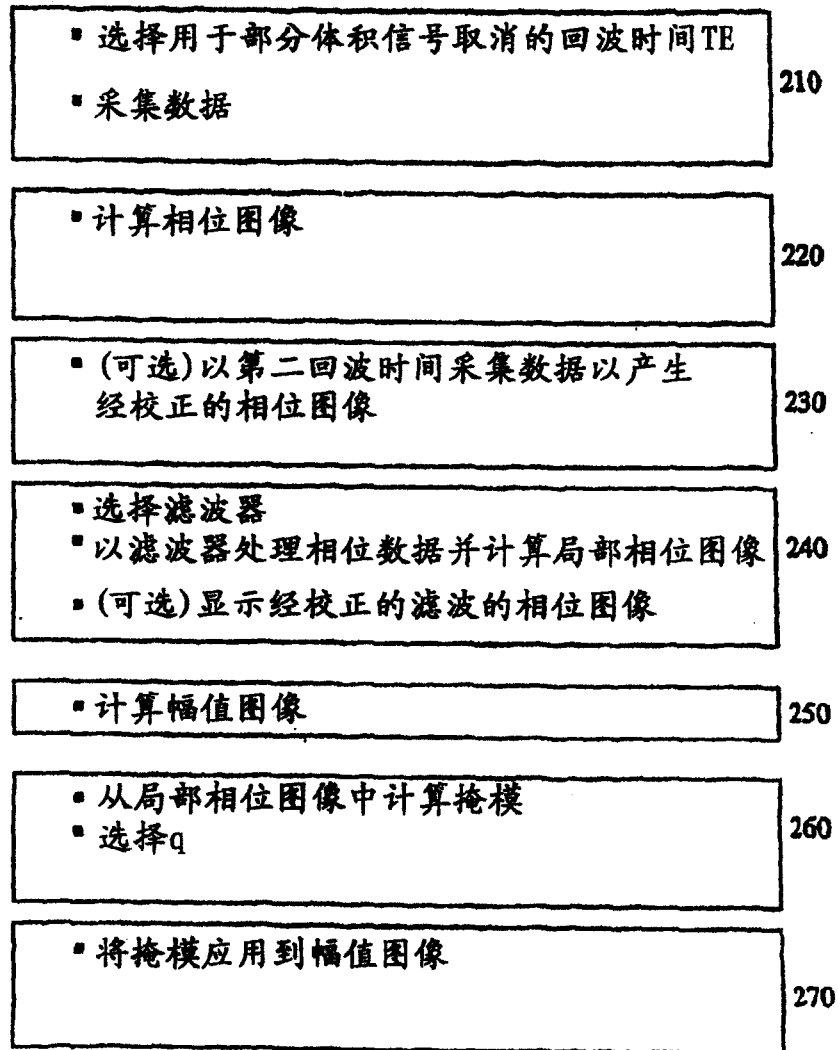


图 3

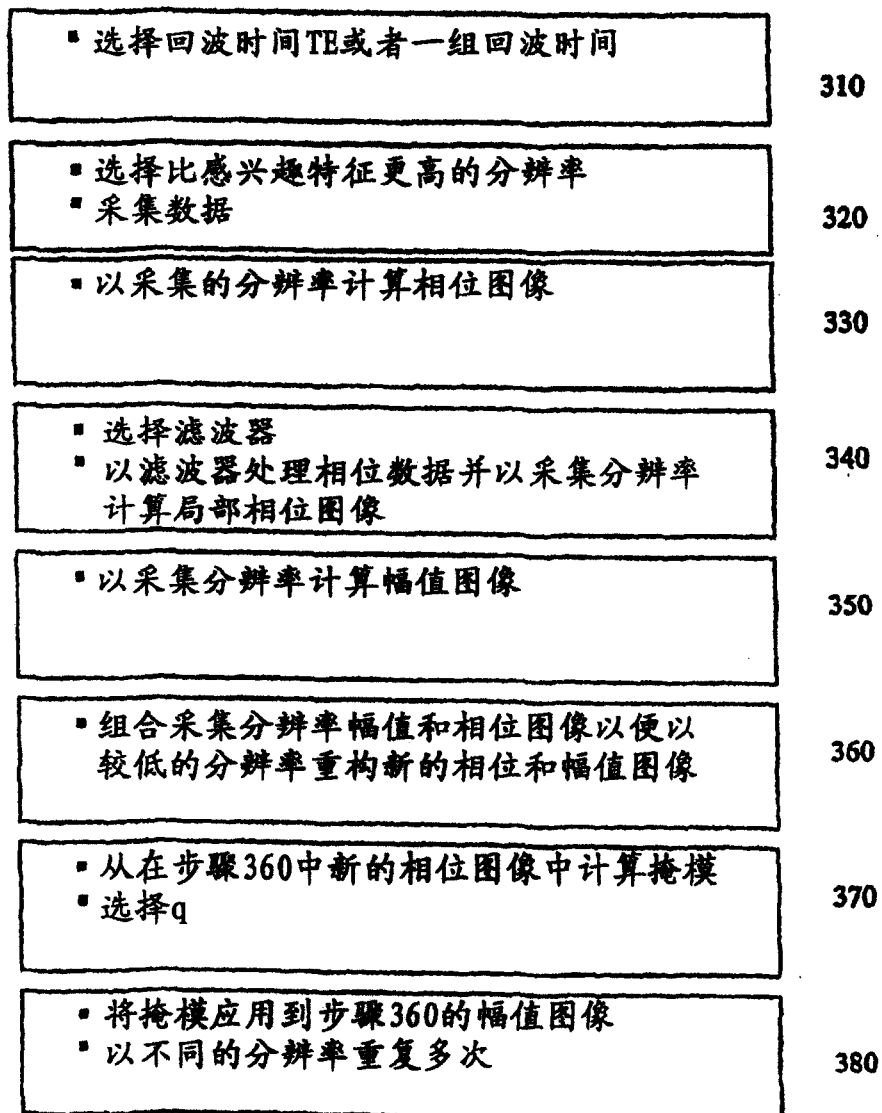


图 4