



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106796275 B

(45) 授权公告日 2021.01.26

(21) 申请号 201580051761.2

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22) 申请日 2015.09.11

72002

(65) 同一申请的已公布的文献号

代理人 王英 刘炳胜

申请公布号 CN 106796275 A

(51) Int.CI.

G01R 33/483 (2006.01)

(43) 申请公布日 2017.05.31

A61B 5/055 (2006.01)

(30) 优先权数据

G01R 33/24 (2006.01)

62/055,983 2014.09.26 US

G01R 33/485 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G01R 33/565 (2006.01)

2017.03.24

(56) 对比文件

(86) PCT国际申请的申请数据

NEUSTADTER D.ET AL..Interactive

PCT/IB2015/056957 2015.09.11

Inhomogeneity Map for use in Single Voxel

(87) PCT国际申请的公布数据

Magnetic Resonance Spectroscopy

W02016/046686 EN 2016.03.31

Localization.《PROCEEDINGS OF THE

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC

地址 荷兰艾恩德霍芬

RESONANCE IN MEDICINE,ELEVENTH SCIENTIFIC

(72) 发明人 I·迪米特洛夫

MEETING AND EXHIBITION》.2003,

审查员 刘晓佩

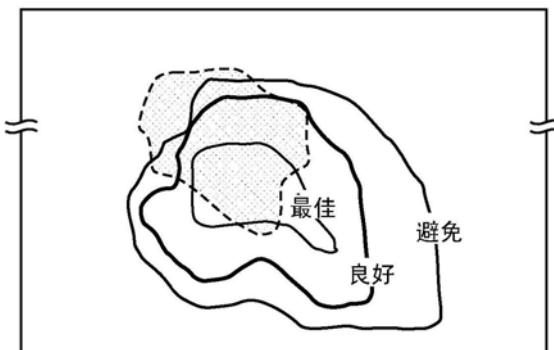
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54) 发明名称

用于单体素波谱分析的成像系统

(57) 摘要

引导地图被创建以用于在单体素磁共振波谱分析中将波谱分析单体素放置在感兴趣区域中。通过MRI获得所述感兴趣区域的解剖学规划图像。跨所述感兴趣区域来步进波谱分析体素，在所述成像体素的每个位置处测量在MRI中使用的磁场的特征，并且使用测量结果来导出指示在所述感兴趣区域上的所述磁场的均匀度/不均匀度的引导FWHM地图。所述引导地图是通过将所述引导FWHM地图叠加在所述解剖学规划图像上来创建的。具有对应于所述波谱分析体素的尺寸的波谱分析单体素根据所述引导地图被放置在所述感兴趣区域内。之后，从被限定到所述单体素的所述感兴趣区域来采集谱数据。



1. 一种用于在磁共振成像 (MRI) 系统 (1) 中进行单体素磁共振波谱分析 (MRS) 的方法，所述方法包括：

将感兴趣区域暴露于来自所述MRI系统的磁场；

根据作为所述感兴趣区域暴露于所述磁场的结果而从所述感兴趣区域发射的信号来产生所述感兴趣区域的解剖学规划图像；

针对所述磁场在所述感兴趣区域上的均匀度来分析所述磁场；并且

基于对所述磁场的所述分析，产生具有所述磁场的不同程度的均匀度的所述解剖学规划图像的区域的地图；

基于在所述地图中所述磁场的均匀度最大的区域与所述解剖学规划图像的划界区域之间的交叠的区域的尺寸来计算波谱分析单体素的尺寸，以便获得所述磁场的用户指定的匀场要求，以用于在MRS过程中使用；并且

基于所述地图来将具有所计算的尺寸的波谱分析单体素放置在感兴趣解剖学区域内。

2. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述磁场是使用所述MRI系统的定位器产生的。

3. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述解剖学规划图像和磁共振的谱是顺序地获得的，或者其中，所述解剖学规划图像是作为与产生磁共振的谱的扫描相独立的扫描来获得的。

4. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述分析包括：跨所述感兴趣区域对波谱分析体素进行步进，每当作为所述步进的结果所述波谱分析体素被定位在新的位置处时测量在所述波谱分析体素处的所述磁场的特征，并且计算所述波谱分析体素的每个位置处的所述磁场的特征中的FWHM。

5. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述地图的所述产生包括：对所述解剖学规划图像中的至少三个区域进行划界，在所述至少三个区域中，所述磁场的均匀度的所述程度是彼此不同的。

6. 根据权利要求5所述的方法，其中，所述地图的所述产生包括显示所述至少三个区域的轮廓，或者所述地图的所述产生包括对所述至少三个区域进行颜色编码。

7. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述用户指定的匀场要求是通过半峰全宽 (FWHM) 匀场要求来指定的。

8. 一种磁共振成像系统 (1)，包括：

磁体/线圈设备 (4)，其能将一区域暴露于磁场；以及

控制系统 (5)，其包括：控制单元 (7)，其控制对所述磁体/线圈设备的操作并且接收作为所述区域暴露于所述磁场的结果而从所述区域发射的信号；以及处理器 (8)，其能产生波谱分析单体素，并且

其中，所述控制系统被配置有叠加数据，所述叠加数据表示被用于创建解剖学规划图像的具有磁场的不同程度的均匀度的所述解剖学规划图像的区域，并且

所述处理器和所述控制单元被操作性地连接，使得所述磁共振成像系统能在单体素波谱分析模式中操作，在所述单体素波谱分析模式中，所述单体素能够基于所述叠加数据被定位在所述解剖学规划图像的兴趣区域，所述磁体/线圈设备由所述控制单元控制，以将限定到所述波谱分析单体素的区域暴露于所述磁场，并且所述控制单元采集从被限定到所述波谱分析单体素的那一区域发射的磁共振的谱，所述处理器基于所述磁场的均匀度最

大的区域与所述解剖学规划图像的划界区域之间的交叠的区域的尺寸来计算所述波谱分析单体素的尺寸,以便获得所述磁场的用户指定的匀场要求,用于在MRS过程中使用;并且所述控制单元将具有所计算的尺寸的波谱分析单体素放置在感兴趣解剖学区域内。

9. 根据权利要求8所述的系统,还包括控制台(12),所述控制台包括显示器(12.2),并且

其中,所述控制系统能生成所述解剖学规划图像的具有所述磁场的不同程度的均匀度的区域的地图,并且操作性连接到所述控制台,使得所述地图能够在所述单体素波谱分析模式期间被显示在所述显示器上。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述地图包括所述解剖学规划图像的至少三个区域,在所述至少三个区域中,所述磁场的均匀度的所述程度是彼此不同的,或者所述地图包括在至少三个区域的相邻区域之间的边界处的轮廓线。

11. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述控制系统被配置为处理所述解剖学规划图像,并且由此对所述解剖学规划图像中的感兴趣区域进行划界,计算所述波谱分析单体素的所述尺寸,并且基于所述叠加数据将所述波谱分析单体素定位于所述感兴趣区域内,所有都是在所述系统处在所述单体素波谱分析模式中时自动地进行的。

12. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述用户指定的匀场要求是通过半峰全宽(FWHM)匀场要求来指定的。

用于单体素波谱分析的成像系统

背景技术

[0001] 磁共振成像 (MRI) 允许在活体内并且以无创的方式来捕获组织的图像。MRI与X射线或CT扫描的不同在于: MRI采用磁场来产生图像, 与电离辐射不同。因此, MRI是相对无害的。因此, MRI现在被用在医学诊断领域中的应用范围中。在临床MRI中, 患者被放置在MRI系统的扫描器之内, 并且患者的感兴趣区域被暴露于由MRI系统的扫描器(也被称为定位器)所生成的磁场。基本地, 选择磁场的频率以使构成感兴趣区域中的组织的特定原子共振(即, 激励), 并且被激励的原子的发射被捕获和分析以产生所述组织的图像。

[0002] 磁共振波谱分析 (MRS), 也被称为核磁共振 (NMR) 波谱分析, 组合了磁共振成像和波谱分析技术。基本地, 在MRS中, 控制MRI系统以首先执行MRI扫描, 所述MRI扫描捕获在样本或患者中的感兴趣解剖学区域的图像, 并且所述图像被用于针对波谱分析进行规划, 包括用于帮助识别在所述感兴趣区域之内(在其中要执行波谱分析)的定位的体积。控制MRI系统以执行波谱分析的一个方面是对由MRI系统生成的磁场进行“匀场”, 以试图使所述感兴趣区域之内的定位的体积之上的场的均匀度最大化。捕获并分析来自被限定于经匀场的磁场之内的该定位的体积的组织的发射的一个或多个谱。

[0003] 由MRS采集的一个/多个谱包含关于构成在所述感兴趣之内的定位的体积中的组织的代谢物的信息。因此, MRS是采集肿瘤的图像和信息的技术选择, 所述肿瘤尤其是诸如可能存在于脑中的肿瘤。这样的信息能够被用于诊断肿瘤并且对肿瘤分级。

[0004] 此外, MRS可以被分类为单体素MRS或多体素MRS(也被称为化学位移成像)。

[0005] 在单体素MRS中, 如名字暗示的, 通过常规MRI获得感兴趣的解剖学规划图像, 并且基于技术人员对解剖学规划图像的观察以及对怀疑的病理的协议的经验, 在技术人员的控制下, 单体积(单体素)被限定和定位在感兴趣区域中。在这时, 如上文所描述的, 针对所述单体素对所述磁场进行匀场。结果, 获得了来自所述单体积的磁共振的谱。能够从所述谱测量代谢物浓度, 以产生关于在所述单体素的区域之内的组织的特征的信息。

[0006] 在CSI中, 从感兴趣2D切片或感兴趣3D区域中的若干体积获得发射的谱。因此, 尽管CSI相对于单体素MRS的优点在于:能够检查感兴趣区域中的更大的样本, 但是其缺点在于:其提供更低的信噪比(SNR)并且要求更长的扫描时间。

[0007] 然而, 使用单体素MRS的临床成功强烈取决于不仅所述磁场的匀场, 而且还强烈取决于所述单体素被放置在所述感兴趣区域之内的位置。

[0008] 具体而言, 将所述单体素放置在高磁场均匀度的区域中能够导致良好的单体素结果, 而将所述单体素放置在不良场均匀度的区域中, 即, 放置在磁场不均匀的区域中, 会导致低的信噪比(SNR)。对所述单体素放置的过程会是操作者相关的, 尤其在由未受训练的或者相对无经验的MRI技术人员实施时导致不良的结果。

发明内容

[0009] 根据代表性实施例, 提出了一种用于在磁共振成像中使用的方法, 其包括: 将感兴趣区域暴露于磁场; 根据作为所述感兴趣区域暴露于所述磁场的结果而从所述感兴趣区域

发射的信号来产生所述感兴趣区域的解剖学规划图像;针对所述磁场在所述感兴趣区域上的均匀度而分析所述磁场;并且基于对所述磁场的所述分析,产生具有所述磁场的不同程度的均匀度的解剖学规划图像的区域的地图。

[0010] 所述磁场可以使用磁共振成像 (MRI) 系统的定位器来产生。

[0011] 单体素磁共振波谱分析 (MRS) 可以通过根据所述地图的引导将波谱分析单体素放置在所述感兴趣解剖学区域内来进行。

[0012] 单体素磁共振波谱分析 (MRS) 可以通过根据地图的引导将波谱分析单体素放置在所述感兴趣解剖学区域内来进行,所述地图通过定位器产生磁场的方法所产生,但是也可以通过操作所述MRI系统以采集来自被限于所述波谱分析单体素的兴趣解剖学区域的那一部分的磁共振的谱来进行。

[0013] 在这种情况下,在经受MRS的患者保持在MRI系统之内的同时顺序地获得解剖学规划图像以及磁共振的谱。

[0014] 备选地,可以获得所述解剖学规划图像,作为在患者进入MRI系统以进行产生磁共振的谱的扫描之前的、对患者的单独的扫描。

[0015] 对所述磁场的所述分析可以包括:跨所述感兴趣区域对波谱分析体素进行步进;每当所述波谱分析体素作为所述步进的结果被定位在新的位置处时,测量在波谱分析体素处的磁场的特征;并且计算在所述波谱分析体素的每个位置处的所述磁场的特征中的 FWHM。

[0016] 可以通过对所述解剖学规划图像中的至少三个区域进行划界来产生引导地图,在所述至少三个区域中,所述磁场的均匀度的程度是彼此不同的。

[0017] 可以通过显示所述解剖学规划图像中的至少三个区域的轮廓来产生引导地图,在所述至少三个区域中,所述磁场的均匀度的程度是彼此不同的。

[0018] 所述引导地图还可以通过对这些至少三个区域进行颜色编码来产生。

[0019] 另外,可以基于所述引导地图来计算所述波谱分析单体素的尺寸。

[0020] 例如,可以基于在引导地图中磁场的均匀度最大的区域与解剖学规划图像的划界的区域之间的交叠的区域的尺寸来计算所述单体素的尺寸。

[0021] 根据另一代表性实施例,提供了一种方法,单体素磁共振波谱分析 (MRS) 方法,其包括:使用磁场生成来自感兴趣区域的解剖学规划图像;产生并显示具有所述磁场的不同程度的均匀度的所述解剖学规划图像的区域的地图;并且随后生成从被定位在被限定到所述单个波谱分析体素的所述感兴趣区域的那一部分中的单体素发射的共振的谱。

[0022] 根据该代表性实施例,所述地图可以通过如下操作来产生:跨所述感兴趣区域对波谱分析体素进行步进;每当所述成像波谱分析体素作为所述步进的结果被定位在新的位置处时测量在所述波谱分析体素处的磁场的特征;并且计算在所述波谱分析体素的每个位置处的所述磁场的特征中的 FWHM。

[0023] 可以通过对所述解剖学规划图像中的至少三个区域进行划界来产生所述地图,在所述至少三个区域中,所述磁场的均匀度的程度是彼此不同的。

[0024] 另外,可以基于所述地图来计算所述波谱分析单体素的尺寸。

[0025] 例如,可以基于在引导地图中磁场的均匀度最大的区域与解剖学规划图像的划界的区域之间的交叠的区域的尺寸来计算波谱分析单体素的尺寸。

[0026] 根据又一代表性实施例,提供了一种执行单体素磁共振波谱分析 (MRS) 的方法,其包括:使用磁场来获得感兴趣区域的解剖学规划图像;将单个波谱分析体素定位在所述感兴趣区域之内;并且从所述感兴趣区域中被限定到所述单个波谱分析体素的所述部分采集发射的磁共振的谱,并且其中,通过观察所述解剖学规划图像中具有不同程度的均匀度的磁场的区域的地图的显示,将所述单个波谱分析体素定位在所述感兴趣区域之内;并且如通过所述显示所引导地操作磁共振成像 (MRI) 系统,以将所述单个波谱分析体素放置在所述感兴趣区域中的一位置处。

[0027] 根据该代表性实施例,在经受MRS的患者保持在MRI系统之内的同时顺序地实现对解剖学规划图像以及磁共振的谱的采集。

[0028] 备选地,可以在患者进入MRI系统以进行产生磁共振的谱的扫描之前作为对患者的单独的扫描而获得所述解剖学规划图像。

[0029] 根据又一代表性实施例,提供了一种成像系统,其包括:磁体/线圈设备,其能使一区域暴露于磁场;以及控制系统,其包括控制单元,所述控制单元控制所述磁体/线圈设备的操作,并且接收作为所述区域暴露于所述磁场的结果而从所述区域发射的信号;以及处理器,其能产生波谱分析单体素,并且其中,所述控制系统被配置有叠加数据,所述叠加数据表示被用于创建解剖学规划图像的具有磁场的不同程度的均匀度的解剖学规划图像的区域,并且其中,所述处理器和所述控制单元被操作性连接,使得所述磁共振成像系统能在单体素波谱分析模式中操作,其中,所述单体素能基于所述叠加数据被定位在解剖学规划图像的兴趣区域之内,所述磁性/ 线圈设备被所述控制单元控制,以将限于所述波谱分析单体素的区域暴露于磁场,并且所述控制单元采集从被限于所述波谱分析单体素的区域发射的磁共振的谱。

[0030] 根据该代表性实施例,所述系统还可以包括控制台,所述控制台包括显示器,并且所述控制系统可以生成具有磁场的不同程度的均匀度的解剖学规划图像的所述区域的地图,并且可以操作地连接到所述控制台,使得所述地图能够在所述单体素波谱分析模式期间被显示在所述显示器上。

[0031] 所述地图可以包括所述解剖学规划图像的至少三个区域,其中,所述磁场的均匀度的程度是彼此不同的。

[0032] 所述地图可以具有在所述至少三个区域的邻近区域之间的边界处的轮廓线。

[0033] 在这种情况下,所述至少三个区域可以被颜色编码,以将它们自身彼此区分开。

[0034] 所述处理器还可以被配置为基于所述叠加数据来计算所述波谱分析单体素的尺寸。

[0035] 在这种情况下,可以基于磁场的均匀度最大的区域与解剖学规划图像的划界的区域之间的交叠的区域的尺寸来计算单体素的尺寸。

[0036] 同样地,所述控制系统可以被配置为:处理所述解剖学规划图像,并且由此对所述解剖学规划图像中的感兴趣区域进行划界,计算所述波谱分析的单体素的尺寸,并且基于所述叠加数据将所述波谱分析的单体素定位在所述感兴趣区域之内,所有这些都是在所述系统处在单体素波谱分析模式中时自动地进行的。

[0037] 根据又一代表性实施例,提供了一种存储能由控制器执行以用于控制程序系统的程序的计算机可读非瞬态介质。所述计算机可读介质包括:解剖学规划图像代码段,其用于

根据作为感兴趣区域暴露于所述磁场的结果而从所述感兴趣区域发射的信号来产生所述感兴趣区域的解剖学规划图像；分析代码段，其用于基于对所述磁场的分析来针对所述磁场在所述感兴趣区域上的均匀度来分析所述磁场；以及地图产生代码段，其用于基于对所述磁场的分析来产生具有磁场的不同程度的均匀度的解剖学规划图像的区域的地图。

[0038] 根据代表性实施例，所述计算机可读介质还包括：第一预扫描代码段，其用于控制所述成像系统以使用磁场来采集所述解剖学规划图像；以及第二预扫描代码段，其用于控制所述成像系统来采集被用于产生所述解剖学规划图像的所述磁场的磁场数据，并且根据所述解剖学规划图像和所述磁场数据来产生叠加数据。

[0039] 根据代表性实施例，所述地图产生代码段还包括地图生成代码段，所述地图生成代码段用于生成所述叠加数据的地图并且用于控制所述成像系统以显示所述地图。

[0040] 根据代表性实施例，所述第一预扫描代码段包括用于供图像处理器处理所述解剖学规划图像以产生表示所述感兴趣区域的划界的分段数据的代码段，所述第二预扫描代码段包括用于基于所述分段数据来产生所述叠加数据的代码段，并且计算机可读介质还包括用于基于所述叠加数据来计算波谱分析单体素的尺寸的单体素操作代码段。

[0041] 根据代表性实施例，所述单体素波谱分析操作代码段包括用于基于所述叠加数据将所述波谱分析单体素定位在所述感兴趣区域之内的定位代码段。

附图说明

[0042] 当与随附的附图一起阅读时，根据以下详细的描述更好地理解本发明的教导。特征不一定是按比例绘制的。只要是现实的，相似的附图标记指代相似的特征。

[0043] 图1是根据代表性实施例的MRI系统的范例的框图。

[0044] 图2A是根据代表性实施例的MRS方法的流程图。

[0045] 图2B是根据代表性实施例的在图2A中所示的MRS方法中被用于定位所述单体素的过程的流程图。

[0046] 图3是根据代表性实施例的用于获得在被用于执行MRI扫描的磁场中的变化的子例程的流程图。

[0047] 图4是根据代表性实施例产生的、用于在MRS过程中将单体素定位在感兴趣区域中的引导地图的图解。

[0048] 图5A是图示了在相对小的单体素的情况下引导图的产生以及使用所述引导图对单体素的放置的范例的概念性图解。

[0049] 图5B是图示了在相对大的单体素的情况下引导地图的产生以及使用所述引导地图对单体素的放置的范例的概念性图解。

[0050] 图6A是解剖学规划图像、包括被叠加在所述解剖学规划图像上的单体素的引导地图、以及使用根据代表性实施例的方法从被限于所述单体素的区域采集的图形谱数据的范例。

[0051] 图6B是示出了被用于形成所述引导地图的轮廓线的FWHM的值的范例的所述引导地图的图解。

具体实施方式

[0052] 在下文的详细描述中,出于解释而非限制的目的,阐述了公开具体细节的代表性实施例,以便提供对本教导的完整理解。可能忽略对已知系统、设备、材料、操作方法以及制造方法的描述,以便避免使对范例实施例的描述模糊。尽管如此,可以根据代表性实施例来使用在本领域技术人员的认知内的系统、设备、材料和方法。

[0053] 应当理解,在本文中所使用的术语仅仅是出于描述具体实施例的目的,而并非意图进行限制。所定义的术语除了如常规理解的所定义的术语的技术和科学含义之外,也是在本教导的技术领域中所接受的。

[0054] 相对性术语,诸如“之上”、“之下”、“顶部”、“底部”、“上部”和“下部”可以被用于描述各种元件针对彼此的关系,如在随附的附图中所图示的。这些相对性术语旨在涵盖除了在附图中所描述的取向之外的所述设备和/或元件的不同取向。例如,如果设备相对于附图中的视图被反转,则被描述为在另一元件“之上”的元件例如现在将在该元件之下。在第一设备被述为连接或耦合到第二设备时,这涵盖了可以采用一个或多个中间设备以将所述两个设备连接到彼此的范例。

[0055] 如在说明书和随附的权利要求书中所使用的,术语‘一’、‘一个’和‘所述’包括单个和多个指示物两者,除非上下文中明确地另行指出。因此,例如,‘设备’包括一个设备和多个设备。

[0056] 如在说明书和随附的权利要求书中所使用的,并且除了其通常含义之外,术语‘基本’或‘基本地’意味着具有可接受的限制或程度。例如,‘基本地抵消’意味着本领域技术人员将认为所述抵消是可接受的。

[0057] 如在说明书和随附的权利要求书中所使用的,并且除了其通常含义之外,术语‘大致地’意味着对本领域普通技术人员而言在可接受的限制或量之内。例如,‘大致相同’意味着本领域技术人员将被比较的项认为是相同的。

[0058] 此外,在本说明书中所使用的术语“患者”并非限制于人类,而是涵盖经受MRI技术的任意对象,即,涵盖在宽泛意义上的解剖学物质。术语“扫描”可以指代包括单图像帧采集经过的扫描以及进行了一系列个体采集经过的扫描——其在MR参数和对比度方面是相等的——采集技术,即,包括多个分立图像帧的扫描。术语“尺寸”在上下文中将是清楚的,例如,在其中指代3D特征的尺寸的情况下将一般指代立方体的体积。出于描述范例或代表性实施例的目的在本文中所使用的其他术语,应被给予如在本领域中将理解的普通含义,以及在上文中以其他方式采用。

[0059] 同样地,术语“包括”或“包含”当被用在本说明书中时指定所陈述的特征或过程的存在,但不排除存在或额外的特征或过程。

[0060] 本教导总体涉及使用磁场对样本(包括患者的组织)进行成像。具体地,本教导涉及磁共振波谱分析(MRS)。有益地,实施例的单体素MRS方法提供了改善的成像。此外,实施例的方法降低了MRS扫描的结果的质量对执行所述扫描的技术人员的技能水平的依赖。另外,实施例的方法提供了显示器,MRI技术人员能够使用所述显示器在执行单体素MRS时优化对单体素的放置。

[0061] 在继续对代表性实施例的技术和方法的描述之前,将参考图1来描述可以被用于执行本教导的MRI系统1。

[0062] 示范性MRI系统1包括MRI检查腔或磁体空间3,在其之内定位患者2以用于检查。MRI系统1还包括被设置在检查腔3之内的磁体/线圈设备4,从而围绕检查腔3之内的患者2延伸。磁体/线圈设备4包括适于使患者2经受具体磁场的各种功能单元(未示出),所述具体磁场被用于从患者2内部的具体位置2a(例如,从由“X”表示的脑)并且尤其从在该具体位置处的感兴趣区域(例如,从脑之内的区域)提取核磁共振信号。

[0063] MRI系统1还包括通过收发器链接6被连接到检查腔3的控制系统5。在基础水平上,控制系统5包括控制单元7,控制单元7用于控制构成磁体/线圈设备4的各单元的操作,并且用于接收患者的NMR数据,诸如MRI数据以及针对波谱分析的数据。一般而言,控制单元7能够以各种方式来实施(例如,诸如利用专用硬件),以执行在本文中所论述的各种功能。“处理器”是控制器的一个范例,其采用一个或多个微处理器,其可以使用软件(例如,微代码)来编程,以执行在本文中所论述的各种功能。控制单元7可以在采用或者不采用处理器的情况下实施,并且还可以被实施为执行一些功能的专用硬件与执行其他功能的处理器(例如,一个或多个被编程的微处理器和相关联的电路)的组合。可以在本公开的各种实施例中采用的控制器部件的范例包括,但不限于:常规微处理器,微控制器,专用集成电路(ASIC)以及现场可编程门阵列(FPGA)。

[0064] 在各种实施方案中,控制单元7可以与一个或多个存储介质相关联(在本文中一般被称为“存储器”,例如,易失性和非易失性计算机存储器,诸如随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可编程只读存储器(PROM)、电可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除和可编程只读存储器 EEPROM)、通用串行总线(USB)驱动器、软盘、压缩盘、光盘、磁带等)。在一些实施方案中,所述存储介质可以编码有一个或多个程序,所述一个或多个程序当在控制单元7上执行时执行在本文中所描述的各功能中的至少一些功能。各种存储介质可以被固定在控制单元7之内或者可以是可转移的,使得存储在其上的一个或多个程序能够被加载到处理器或控制器中,从而实施在本文中所论述的本教导的各个方面。在本文中使用术语“程序”、“计算机程序”或者“指令”,在一般性意义上被使用以指代任意类型的计算机代码或代码段(例如,软件或微代码),能够采用所述计算机代码或代码段以对控制单元7进行编程。

[0065] 此外,控制系统5包括:处理单元8,其用于处理所述数据;以及配准单元9,其用于图像配准,这两者被与控制单元7相连接。控制系统5还包括前瞻性运动校正单元10(MPC单元)以及几何配置单元11,后者用于定义、存储和更新预定义的扫描几何配置。MPC单元10和几何配置单元11两者也被与控制单元7相连接。控制系统5还与用户控制台12相连接,技术人员能够通过控制台12来操作MRI系统1。

[0066] 在较低的层级上,控制单元7包括控制处理器7.1、收发器7.2、脉冲生成器7.3、存储器7.4以及(梯度)放大器7.5,控制单元7通过它们来控制对检查腔3的操作,例如,通过将RF脉冲发送到磁体/线圈设备4的RF线圈,以用于在患者2内部生成特定磁场,并且通过从磁体/线圈设备4接收从ROI 2a发射的NMR信号。一般而言,由处理器7.1结合被存储在存储器7.4中的控制程序(未示出)来控制控制单元7的操作,例如,用于对由与梯度放大器7.5操作性连接的脉冲生成器7.3所生成的RF脉冲和梯度波形的修改。

[0067] 控制系统5的数据处理单元8包括图像处理器8.1、图像缓存器8.2和存档文件8.3。借助这些元件,数据处理单元8能够暂时存储由控制单元7所接收的NMR图像数据,以用于执行标准图像处理流程,例如傅里叶变换,由此导出具体期望的图像数据格式,并且用于准

永久地存储后者用于存档的目的。

[0068] 控制系统5的配准单元9包括配准处理器9.1和存储器9.2,其结合地操作以将扫描相对于彼此进行配准,即,以比较不同的扫描图像,并且根据所述比较导出关于在扫描图像之间的偏移的信息。

[0069] 控制系统5的PMC单元10还可以适于关于在图像数据的时间切片的采集期间(即,在构成单扫描的时间序列内)的扫描参数的修改的前瞻性运动控制。对此,MRI系统1还可以包括外部位置确定器件14,其被操作性连接到检查腔3和控制系统5两者,例如,用于测量患者2的位置的相机。否则,PMC能够使用轨道MR导航器信号或基准标记来执行。

[0070] 几何配置单元11操作性地预定义扫描几何配置,其可以在如由控制单元7所生成的MR参数和对比度方面在多个不同的扫描情景下被共享,并且将这些几何配置提供至控制单元7,以相应地从患者2提取NMR信号。对此,控制系统5的几何配置单元11包括几何配置处理器11.1、被配置有或者用于存储与扫描几何配置有关的代码的存储器11.2、几何配置生成器件11.3、几何配置变换生成器件11.4以及几何配置更新器件11.5。

[0071] MRI系统1的用户控制台12包括处理器12.1、以及由控制器12.1控制的输入器件12.2和输出器件12.3。输入器件12.2允许MRI技术人员控制MRI系统1的操作并且可以包括键盘/鼠标。输出器件12.3可以显示菜单等,以用于选择控制MRI系统1的操作的程序,以及由MRI系统1生成的数据和图像,并且可以包括显示屏。所述菜单可以是各种患者协议、扫描模式、操作参数等的弹出式菜单。因此,所述MRI技术人员能够使用输入和输出器件12.1和12.2来控制和影响对MRI系统1的操作。

[0072] MRI系统1仅仅是可以适于在执行本教导中使用的MRI系统的范例。亦即,本领域技术人员将清楚,可以替代地使用具有与在图1中所示的并且参考图1所描述的那些被不同地布置和配置的功能单元(例如,单元7-11)的MRI系统。

[0073] 接下来,将参考图1、2A和2B来描述执行单体素磁共振波谱分析(MRS)的方法。所述方法包括:MRI过程(S100),其用于获得感兴趣区域(ROI)的解剖学规划图像;以及波谱分析过程(S200),其用于获得来自被定位在ROI之内的单体素的谱数据。在经受MRS的患者保持在MRI系统之内同时,顺序地获得解剖学规划图像以及磁共振的谱。备选地,可以在患者进入MRI系统以进行产生谱数据的扫描之前,作为对患者的独立的扫描获得所述解剖学规划图像。

[0074] 所述感兴趣区域(ROI)的解剖学规划图像可以由MRI技术人员通过将患者放置在图1的MRI系统1的检查腔3中并且选择针对ROI的扫描的协议来获得。

[0075] 例如,在其中所述单体素MRS被用于采集来自脑中的ROI的信息的情况下,由MRI技术人员所执行的第一步骤可以是将脑线圈组装作为MRI系统的磁体/线圈设备4的部分,并且帮助将患者加载到所述检查室中,使得所述患者的头部变为被定位在所述脑线圈中。接下来,所述MRI技术人员可以使用用户控制台12的键盘(输入器件12.3)来呼叫在显示器(输出器件12.2)上的“患者信息”菜单,从患者菜单选取“头部”并且选择操作的模式,即,一系列参数,在所述参数下,与磁体/线圈设备4的脑线圈相关联的单元中的各自单元要被操作来扫描患者的脑。这些参数自身在本领域中是已知的,并且因此将不再详细描述。此外,在该范例中,所述脑线圈构成可以被称为MRI系统1的3D定位器的内容。

[0076] 同样地,由MRI技术人员选择的协议可以实现通过MRI系统1的定位器扫描。定位器

扫描是这样的扫描,其确定在脑中沿着其执行成像的平面,并且执行沿着那些平面的扫描以产生所述感兴趣解剖学区域的图像。这些图像可以通过MRI系统1显示在显示器(输出器件12.2)上,以供MRI技术人员观察。这些定位器图像中的一幅或多幅由MRI技术人员选择作为被用于针对接下来的步骤(波谱分析过程)进行规划的解剖学规划图像。例如,借助具体对比度的图像中的区域来揭示肿瘤的图像被选择作为解剖学规划图像,并且所述解剖学规划图像被存储在控制单元7的存储器中。尽管肿瘤的若干幅真实图像中的每幅图像可以被选择作为被用在波谱分析过程S200中的解剖学规划图像,但是为简单起见,将描述被应用于仅使用一幅图像的过程。

[0077] 所述波谱分析过程S200使用所述解剖学规划图像在所述感兴趣区域上执行。所述波谱分析过程S200包括:将波谱分析单体素定位在所述感兴趣区域之内(S210);并且采集来自所述感兴趣区域的被限于所述单体素的所述部分的谱数据,即,指示所述感兴趣区域中被限于所述单个波谱分析体素的部分中的代谢物浓度的发射的谱(S220)。

[0078] 更具体地,在步骤S210中,MRI技术人员观察具有不同程度的磁场均匀度的解剖学规划图像的区域的“引导地图”(S210A),并且如由所述地图引导地操作所述MRI系统,以将所述单个波谱分析体素定位在所述感兴趣区域中的最优位置(在下文更为详细地描述)处(S210B)。所述引导地图因此基本上是磁场不均匀度地图和所述解剖学规划图像的叠加(参考图4以及下文对其的描述),并且可以由MRI系统1自动地生成,并且被示出在MRI系统1的用户控制台12的(输出器件12.2)显示器上。

[0079] 磁场地图,其中,由用于在MRI扫描中使用的MRI系统所产生的磁场 B_0 的特征、亦即频率的变化本身在本领域中是已知的。磁场 B_0 能够跨ROI变化的原因在于磁场 B_0 被构成ROI的组织的组分中的差异所扭曲。例如,在为肿瘤的情况下,所述肿瘤可能具有细胞死亡或者可能出血,在该情况下,在血液中的铁将使磁场 B_0 扭曲。然而,这样的磁场地图因此仅仅已经结合化学位移成像(多体素波谱分析)产生,以在评估被用于获得2D或3D波谱分析数据的过程的质量或正确性的过程中使用。

[0080] 图3图示了可以由MRI系统执行的子进程,以创建磁场不均匀度地图,其反映 ΔB_0 ,用于在步骤S210中使用。

[0081] MRI系统基于由MRI技术人员选择的协议来创建特定尺度的2D或3D成像像素(S310)。例如,所述成像像素可以根据被存储在MRI系统的控制单元(诸如在图1的MRI系统1中的控制单元7)中的程序或数据来创建。所述成像体素通常将具有与要稍后被用于谱数据的采集中的单体素相同的尺寸(S220)。然后,所述MRI系统根据ROI中的成像像素的阵列来跨ROI对所述波谱分析体素进行步进。具体地,所述MRI系统使所述波谱分析体素在ROI中的成像像素处为中心,计算在所述成像像素处的磁场 B_0 的频率特征的半高全宽(FWHM),并且将所测量的FWHM特征分配到以所述波谱分析体素为中心的所述成像像素。所述算法然后将所述波谱分析体素移动到阵列中的下一成像体素并且重复所述计算。然后,这被重复,直到所有成像体素具有被分配到它们的FWHM值。该过程(S320)创建FWHM轮廓线的引导FWHM地图(S330)。所述轮廓线是这样的轮廓线,沿着所述轮廓线,观察FWHM的预定范围之内的化学位移,作为利用给定强度(例如,1.5T、3T或7T)的磁场 B_0 的扫描的结果。亦即,基于场强和选定的ROI来预先确定轮廓线的数量以及要由轮廓线表示的化学偏移的范围。它们可以由MRI技术人员来设置或者可以通过MRI系统制造商来设置,作为MRI系统的配置的部分。

[0082] 然后,可以记录表示引导FWHM地图的轮廓线,例如存储在MRI系统1的控制单元7的存储器中(S340)。

[0083] 图4图示了根据解剖学规划图像和 ΔB_0 的数据(即,引导FWHM地图)产生的引导地图的范例。

[0084] 在图4中,阴影区域表示肿瘤。其是示出了感兴趣组织中的肿瘤与其他脑组织的划界的虚线。在图4中所示的范例中,其中,脑的区域构成ROI,3条轮廓线——“最佳”、“良好”和“避免”——被显示,并且沿着所述轮廓线的化学位移的范围是:{“最佳”= $0 < \Delta B_0 < 0.03\text{ppm}$;“良好”= $0.03\text{ppm} < \Delta B_0 < 0.1\text{ppm}$;并且“避免”= $\Delta B_0 > 0.1\text{ppm}$ }。关于赫兹,工作样本可以是{“最佳”= $0 < \Delta B_0 < 5\text{Hz}$;“良好”= $5\text{Hz} < \Delta B_0 < 15\text{Hz}$;并且“避免”= $\Delta B_0 > 30\text{ Hz}$ }。

[0085] 因此,能够意识到,以轮廓线为边界的区域是所述解剖学规划图像中磁场的均匀度的程度是彼此不同的区域。另外,所述轮廓线,以及因此,以轮廓线为边界的区域能够被颜色编码,从而允许MRI技术人员将磁场均匀度的最佳区域与(一个或多个)仅良好的区域和(一个或多个)要避免的区域区别开。尽管未示出,“最佳”轮廓线可以被显示为绿轮廓线,“良好”轮廓线可以被显示为黄轮廓线,并且“避免”轮廓线可以被显示为红轮廓线。

[0086] 现在,并且通过观察诸如在图4中所示的引导地图,MRI技术人员能够通过MRI系统1执行对单体素的放置,不仅放置在ROI之内(如由解剖学规划图像所指示的),即,在肿瘤的轮廓之内的某位置处,而且还可以放置在能够期望针对MRS的最佳结果的位置处。在该范例中,所述引导地图将引导MRI技术人员将所述单体素放置在肿瘤的边界之内,并且放置在磁场具有最大程度的均匀度的位置处(在以“最佳”轮廓线为边界的区域之内,即,其中计算FWHM的(一个或多个)最小值的区域)。因此,当被用于采集谱数据(S220)的磁场在MRS过程中被匀场时,所述单体素将被精确地定位在肿瘤的边界之内的能够期望所述匀场的最佳结果的位置处。

[0087] 注意,容易意识到,所述轮廓线的布局是根据成像体素的尺寸的。这在图5A和图5B中被示出。具体地,图5A示出了在使用相对小的成像体素创建磁场地图的过程中得到的协议的情况,以及在所述地图的引导下针对MRS的对应地小的单体素被放置的位置。图5B示出了在使用相对大的成像体素创建磁场地图的过程中得到的协议的情况,以及在所述地图的引导下针对MRS的对应地大的单体素被放置的位置。

[0088] 根据另一代表性实施例,MRI系统1还可以自动地确定针对成像体素以及要被用在谱数据的采集中的对应单体素的最佳尺寸(S220)。MRI系统1可以基于诸如在肿瘤与所述引导地图上磁场的均匀度最大的区域之间的交叠的任何区域的尺寸的若干因子来做出这样的确定。

[0089] MRI系统1还可以以SNR水平对体素尺寸的依赖性为因子来确定针对单体素的最佳尺寸。例如,MRI系统1可以确保所述单体素不过小而不能够产生具有不足够信噪比(SNR)的输出。

[0090] 此外,MRI系统1的软件然后可以为MRI技术人员给出选项以将使用经优化的尺寸的成像体素产生的磁场地图叠加在解剖学图像上,以用于在规划所述单体素的过程中使用(S210B)。在这种情况下,对所述单体素的规划可能不仅仅要求将所述单体素定位在所述感兴趣区域之内,而且对所述体素重新设定尺寸,使得偏离由协议原始指代的。因此,所述MRI系统可以确定和显示(在输出器件12.2上)所建议的最佳尺寸的成像体素以及所建议的针

对对应波谱分析单体素的位置,其将产生最佳结果,结合在用户指定的半高全宽(FWHM)匀场要求之内的磁场的匀场。

[0091] 一旦所述波谱分析单体素在由所述引导地图提供的引导(自动地或者通过技术人员对引导地图的观察)下被定位在ROI之内,来自被限于所述单体素的组织的所述谱数据是由MRI系统的分光计通过诸如设置将磁场发射到单体素的发射器的参数的过程来采集,对所述磁场进行匀场,抑制水信号等。这些过程自身可以是常规的,并且因此将不详细描述。

[0092] 图6A和图6B示出了解剖学规划图像、波谱分析SV、以及能够由作为MRI系统的部分的分光计产生的谱数据的范例,所有根据如上文所描述的代表性实施例的各方面。

[0093] 尽管已经描述了所述情况,其中,MRI技术人员基于他或她对所述引导地图的观察来操作MRI系统,以将所述单体素放置在最优位置中,但是将意识到,所述过程可以替代地在其中存在划界(诸如肿瘤分割)的情况下是完全自动地。对此,MRI系统1可以处理所述解剖学规划图像以导出表示(在该范例中,由肿瘤提供的)所述解剖学规划图像的划界的区域的图像处理数据。所述图像处理数据和所述磁场数据 ΔB_0 (在该范例中,表示所述引导FWHM地图的数据)然后被处理,以确定在肿瘤与其中磁场的均匀度最大的区域之间交叠的区域的尺寸和位置。所述MRI系统然后将所述单体素放置在交叠的区域中,并且采集来自被限于所述单体素的区域的所述谱数据。这将如下文更为详细地描述。

[0094] 非瞬态计算机可读介质,诸如由软件包实现的一个非瞬态计算机可读介质,可以被提供用于对所述波谱分析单体素的自动规划。优选地,所述软件包包括操作指令,所述指令常常在本文中被称为“代码段”,其用于控制所述MRS成像系统,以用于所述单体素波谱分析过程的完全自动的运行。对此,所述软件包能够利用要由技术人员选择的任选的操作指令以及交互点来增强,在所述交互点处,所述技术人员能够修改、接受或拒绝对所述波谱分析单体素的自动定位的结果。

[0095] 更为具体地,优选地,所述软件包在运行时将要求扫描的良好构建的列表以及处理步骤,其构成多序列检查,并且要求所述成像系统以显示指示扫描状态的图标、所需要的动作以及即将到来的采集。所述计算机可读非瞬态介质还可以包括,作为软件包的整体或独立的部分,可随时使用的扫描协议的完整列表,其如自动扫描规划部件在触碰按钮后完全自主地运行,使得在无监管的情况下执行根据末端用户偏好的处理的各种类型。所述计算机可读非瞬态介质可以包括一个或多个功能块或者所述成像系统的处理器的各单元,例如,存储器和控制单元。亦即,所述计算机可读非瞬态介质可以包括被加载到所述成像系统中的软件,所述成像系统的所述处理器被配置有软件或固件或者其组合,其使得所述成像系统能够执行多序列检查,其包括跟随有所述波谱分析单体素扫描的两个或更多个预扫描。所述预扫描可以完全自动地运行,而无需任何用户接口。

[0096] 所述第一预扫描例如采集所述解剖学规划图像,其然后由自动分割工具处理,或者直接在扫描器中,或者在专用于该末端的分立的盘/控制台上。该预扫描还能够被独立地采集,并且然后由所述计算机可读非瞬态介质自动地使用。所述分割工具自动地在所述肿瘤的边缘处对所述肿瘤进行分割。该分割能够是2D(平面内)或3D分割。在该勾画轮廓是完全自动的情况下,技术人员还被提供有将所述处理器配置为使得他/她能够检查和修改最终分割结果的选项。这些结果然后能够被发送到所述成像系统的控制台。

[0097] 所述第二预扫描采集 B_0 和/或磁化数据,其然后被用于自动地生成引导FWHM地图

的FWHM值。在初始两个预扫描之后,技术人员可以被提供有自动规划图像形式的引导地图,其具有分割边缘与所述引导FWHM地图的叠加。所述软件包能够被配置为使得分割边缘和所述引导地图两者的显示是任选的。在其完全自动的模式中,所述成像系统将不将这些内容中的任意内容显示给技术人员。

[0098] 接下来,技术人员能够使用三个扫描(即,通过计算机可读非瞬态介质的该范例将“3点规划扫描”放置在位)来针对所述波谱分析单体素的中心放置初始选择。所述计算机可读非瞬态介质然后能够自动地优化所述体素位置、取向和所述体素的尺寸,并且将为技术人员提供选项以接受、修改或者取消所提出的体素规划。所述计算机可读非瞬态介质还可以包括存储器,在所述存储器中存储技术人员的选项的用户特异性数据库,并且可以被配置为修改构成实现3点规划扫描的指令的算法。亦即,所述计算机可读非瞬态介质可以被配置为考虑在执行任何未来的体素规划过程中执行的任何修改,即,所述计算机可读非瞬态介质可以是“自教导的”。

[0099] 根据上文所描述的代表性实施例,产生了具有磁场的不同程度的均匀度的解剖学规划图像的区域的引导地图。基于指示在感兴趣区域(如由具体尺寸的波谱分析单体素互相关的)之上的所述磁场的均匀度/不均匀度的磁场地图来产生所述引导地图。所述引导地图被用于将该尺寸的波谱分析单体素放置在所述感兴趣之内。

[0100] 同样地,描述了实施例,其中,产生具有磁场的不同程度的均匀度的解剖学规划图像的区域的叠加数据,并且被用在对所述感兴趣区域之内的波谱分析单体素的自动尺寸设置或尺寸设置和定位中。

[0101] 在肿瘤的情况下,例如,所述引导地图/叠加数据考虑在肿瘤自身中以及在围绕肿瘤的环境中的不均匀度,使得不仅仅在如通过所述解剖学规划图像观察到的肿瘤的划界上执行对所述单体素的放置,如当前可能是这样的情况。因此,所述引导地图/叠加数据能够被用于将所述波谱分析单体素放置在用于波谱分析的最优位置处。

[0102] 最终,上文已经详细描述了本发明原理的实施例以及其范例。然而,本发明原理可以以许多种不同的形式来实现,并且不应当被解读为受限于上文所描述的实施例。而是,描述了这些实施例,从而该公开是彻底和完全的,并且向本领域技术人员完全传达本发明原理。因此,本发明原理的真实主旨和范围并不限于上文所描述的实施例和范例,而是由权利要求来限定。

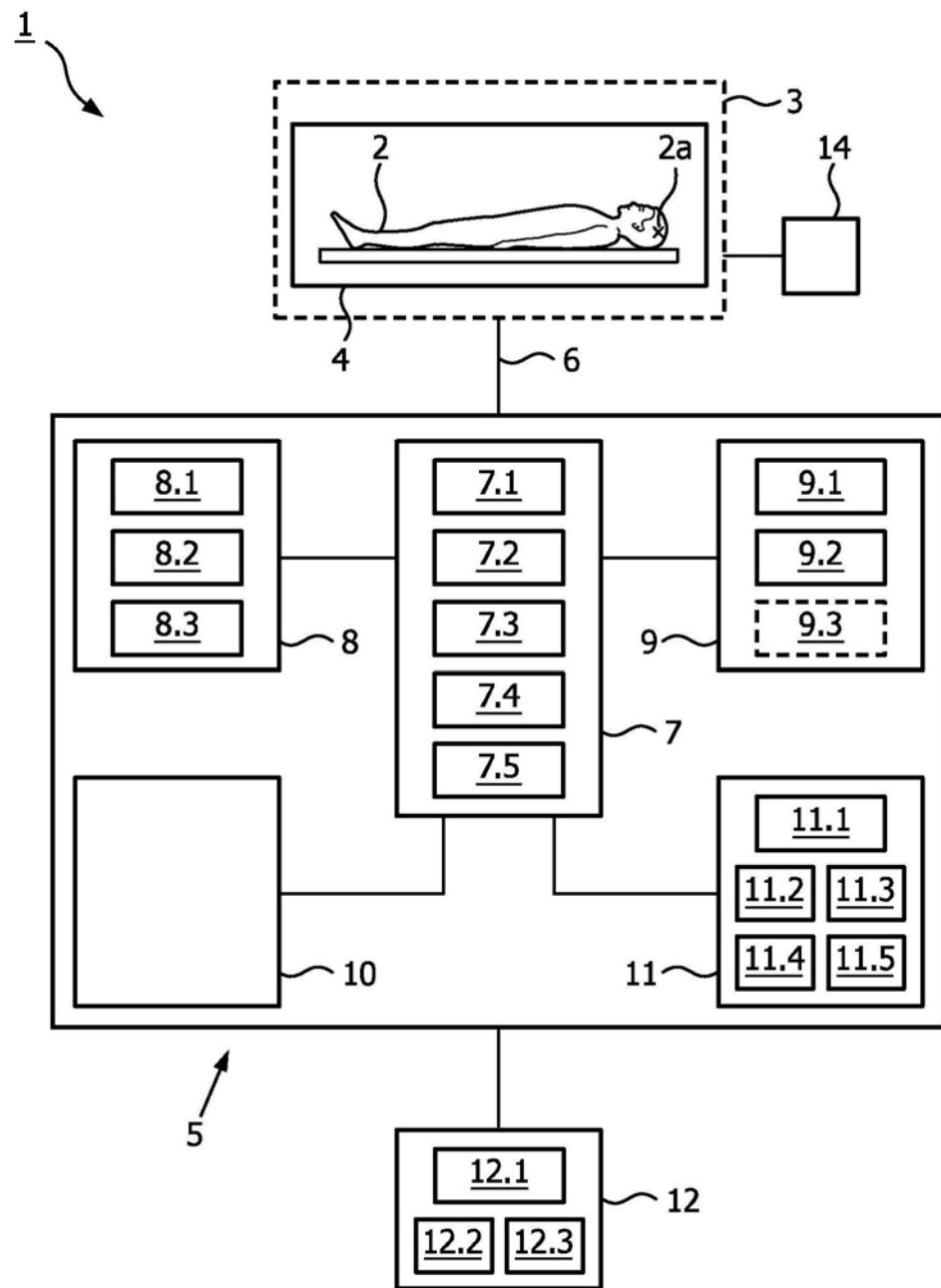


图1

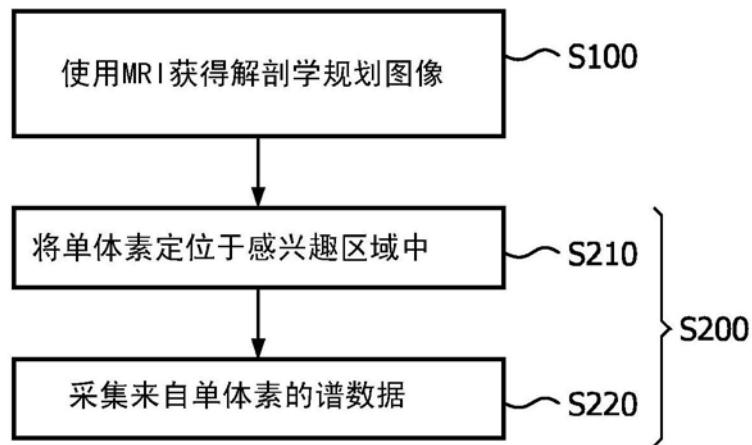


图2A

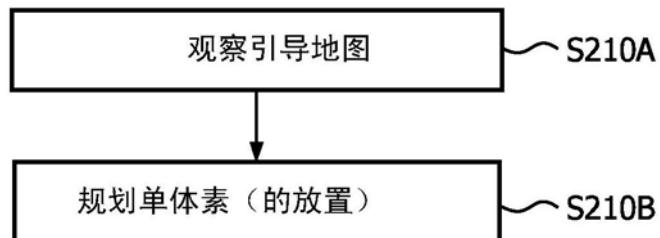


图2B

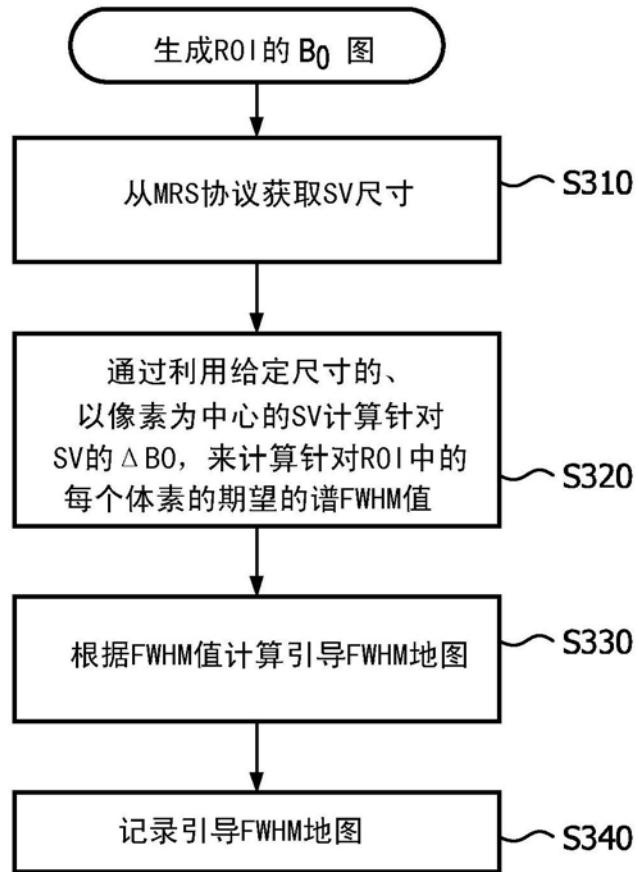


图3

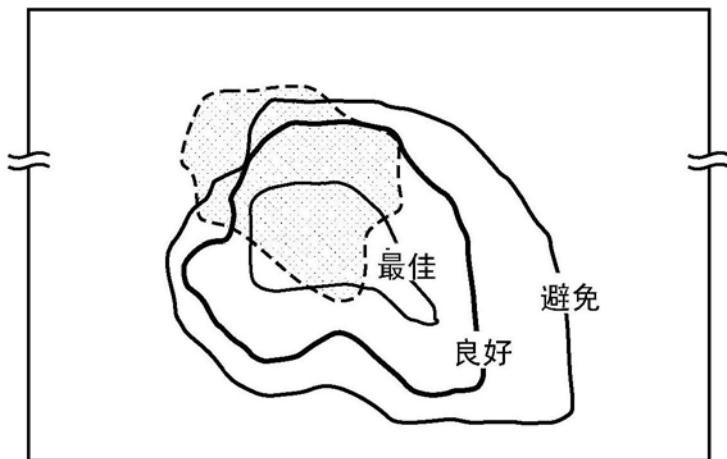


图4



图5A

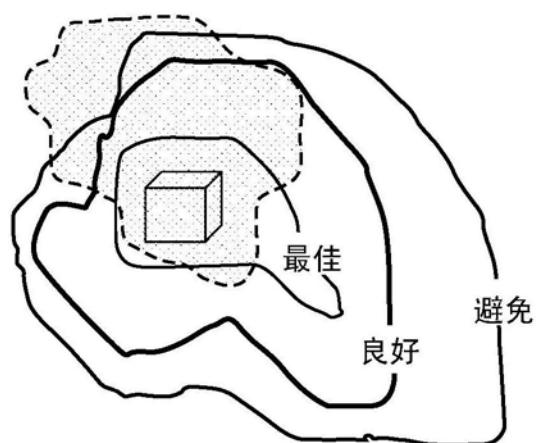


图5B

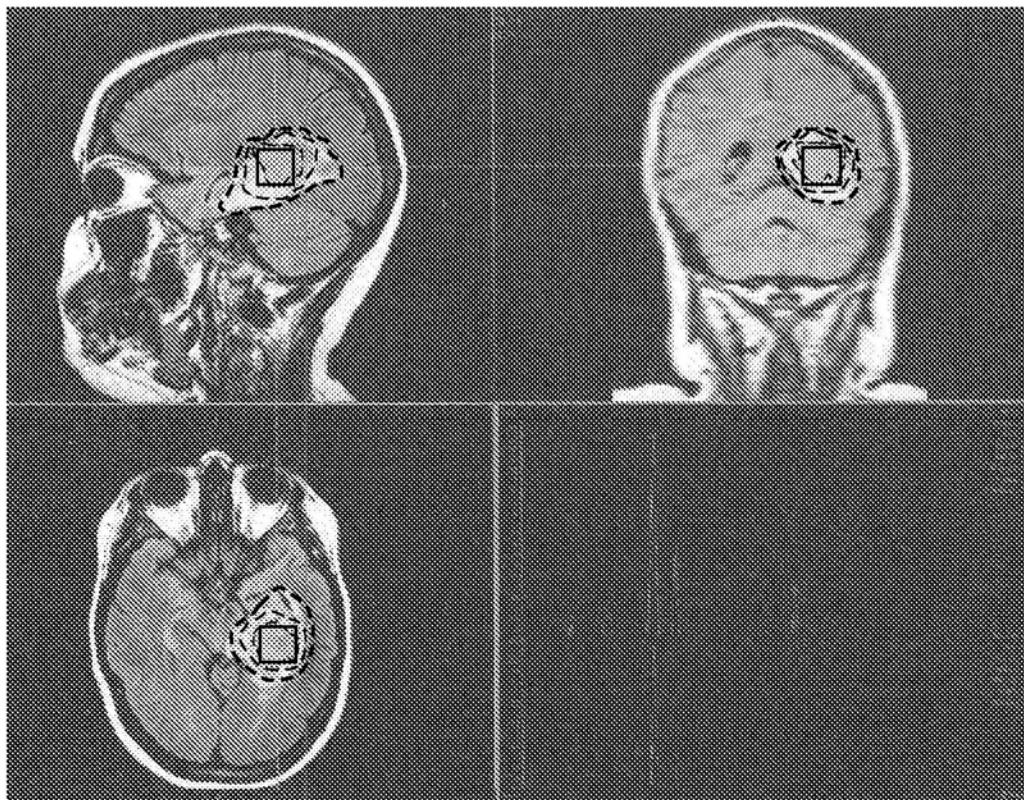


图6A

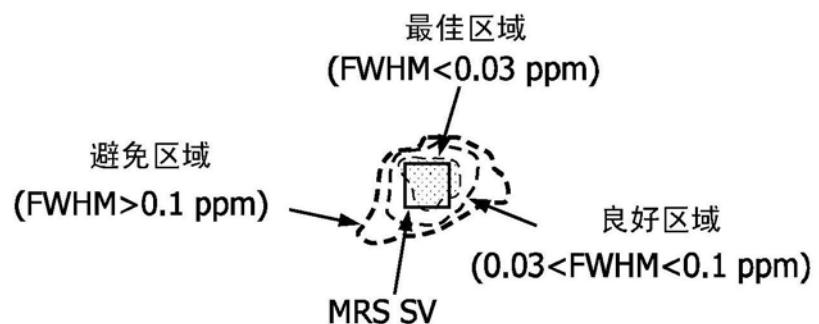


图6B