



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112292067 B

(45) 授权公告日 2024. 08. 06

(21) 申请号 201980039506.4

(22) 申请日 2019.06.04

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 112292067 A

(43) 申请公布日 2021.01.29

(30) 优先权数据

18176929.0 2018.06.11 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2020.12.11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/064432 2019.06.04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02019/238466 EN 2019.12.19

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·G·赫勒 U·卡切尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 105813545 A, 2016.07.27

CN 106796275 A, 2017.05.31

审查员 张笑阳

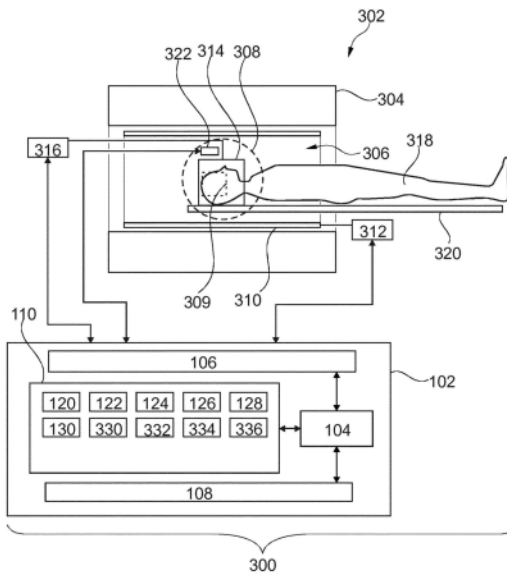
权利要求书3页 说明书12页 附图5页

(54) 发明名称

电导率变化的电学属性断层摄影图

(57) 摘要

本发明提供了一种医学成像系统(100、300)。存储器(110),其用于存储机器可执行指令(120);以及处理器(104),其用于控制所述医学成像系统。所述机器可执行指令的运行使所述处理器:接收(200)对象(318)的感兴趣区域(309)的B1相位图的静息组(122);接收(202)所述对象的感兴趣区域的B1相位图的活动组(124);根据电学属性断层摄影算法,使用B1相位图的静息组来计算(204)感兴趣区域的电导率图的静息组(126);根据所述电学属性断层摄影算法,使用所述B1相位图的活动组来计算(206)针对所述感兴趣区域的电导率图的活动组(128);并且使用所述电导率图的静息组和所述电导率图的活动组来计算(208)针对所述感兴趣区域的电导率变化图(130)。



1. 一种医学成像系统(100、300),包括:
存储器(110),其用于存储机器可执行指令(120);以及
处理器(104),其用于控制所述医学成像系统,其中,所述机器可执行指令的运行使所述处理器:
接收(200)对象(318)的感兴趣区域(309)的B1相位图的静息组(122);
接收(202)所述对象的所述感兴趣区域的B1相位图的活动组(124);
根据电学属性断层摄影算法,使用所述B1相位图的静息组来计算(204)针对所述感兴趣区域的电导率图的静息组(126);
根据所述电学属性断层摄影算法,使用所述B1相位图的活动组来计算(206)针对所述感兴趣区域的电导率图的活动组(128);并且
使用所述电导率图的静息组和所述电导率图的活动组来计算(208)针对所述感兴趣区域的电导率变化图(130),
其中,所述对象的所述感兴趣区域是所述对象的脑区域,
其中,所述B1相位图的静息组是根据在所述对象处于静息状态时采集的磁共振成像数据所重建的一组B1相位图,并且,
其中,所述B1相位图的活动组是根据在所述对象处于活动状态时采集的磁共振成像数据所重建的一组B1相位图。
2. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,所述B1相位图的静息组对脑进行成像,其中,所述B1相位图的活动组对所述脑进行成像,并且其中,所述电导率变化图描述脑活动的差异。
3. 根据权利要求2所述的医学成像系统,其中,所述电导率图的活动组和所述电导率图的静息组的计算的电学属性断层摄影算法被至少部分地实现为机器学习算法。
4. 根据权利要求2或3所述的医学成像系统,其中,所述电导率图的活动组和所述电导率图的静息组的计算的电学属性断层摄影算法被至少部分地实现为正向微分方程求解器。
5. 根据权利要求4所述的医学成像系统,其中,所述正向微分方程求解器被配置为针对围绕每个体素的体素的核使用所述B1相位图的拉普拉斯算子来计算每个体素的电导率。
6. 根据权利要求5所述的医学成像系统,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器:
接收组织分割,所述组织分割为所述感兴趣区域中的每个体素分配组织类型;
在计算所述拉普拉斯算子之前,使用所述组织分割来调整围绕每个体素的体素核,其中,围绕每个体素的体素的所述核被调整为使得所述核内的所有体素都具有相同的组织类型。
7. 根据权利要求1-3中的任一项所述的医学成像系统,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器:
接收感兴趣区域的幅值图像;并且
在显示器上绘制所述幅值图像和所述电导率变化图,其中,以下中的任意一项:将所述电导率变化图叠加在所述幅值图像上,以及以相同的比例在相邻的区域中显示所述电导率变化图和所述幅值图像。
8. 根据权利要求1-3中的任一项所述的医学成像系统,其中,所述机器可执行指令的运

行还使所述处理器：

接收 (404) 根据描述所述对象的所述感兴趣区域的B1相位图磁共振成像协议采集的磁共振成像数据 (332)；

接收 (406) 元数据 (334)，所述元数据将所述磁共振成像数据的部分分配给所述对象的静息状态或所述对象的活动状态；

根据所述磁共振成像数据的所述部分来重建 (408) 所述对象的所述感兴趣区域的多幅B1磁共振相位图；

通过使用所述元数据对所述多幅B1磁共振相位图中的每幅进行分配来构建 (410) 所述B1相位图的活动组和所述B1相位图的静息组。

9. 根据权利要求8所述的医学成像系统，其中，所述医学成像系统还包括磁共振成像系统 (302)，所述磁共振成像系统被配置用于从来自成像区 (308) 的所述对象采集所述磁共振成像数据，其中，所述存储器还包括脉冲序列命令 (330)，其中，所述脉冲序列命令被配置为控制所述磁共振成像系统以根据所述B1相位图磁共振成像协议从所述感兴趣区域采集所述磁共振成像数据，其中，所述感兴趣区域在所述成像区内，其中，所述机器可执行指令的运行还使所述处理器控制所述磁共振成像系统以使用所述脉冲序列命令来采集 (400) 所述磁共振成像数据。

10. 根据权利要求9所述的医学成像系统，其中，所述B1相位图磁共振成像协议是以下中的任意一种：平衡的稳态无进动磁共振成像协议，多回波梯度回波磁共振成像协议和基于自旋回波的磁共振成像协议。

11. 根据权利要求9或10所述的医学成像系统，其中，所述磁共振成像系统还包括被配置为向所述对象指示所述静息状态和所述活动状态的对象指示器，其中，所述机器可执行指令的运行还使所述处理器：

控制 (400) 所述磁共振成像系统来在所述对象指示器在所述静息状态与所述活动状态之间交替的同时重复地采集所述磁共振成像数据；并且

在所述磁共振成像数据的采集期间生成 (402) 针对所述磁共振成像数据的元数据以匹配所述对象指示器。

12. 根据权利要求1-3中的任一项所述的医学成像系统，其中，所述B1相位图的静息组和所述B1相位图的活动组分别包含以下中的任意一项：每个至少5幅B1相位图，每个至少10幅B1相位图，每个至少20幅B1相位图，每个至少40幅B1相位图，每个至少60幅B1相位图，每个至少80幅B1相位图。

13. 一种操作医学成像系统 (100、300) 的方法，其中，所述方法包括：

接收 (200) 对象 (318) 的感兴趣区域 (309) 的B1相位图的静息组 (122)；

接收 (202) 所述对象的所述感兴趣区域的B1相位图的活动组 (124)；

根据电学属性断层摄影算法，使用所述B1相位图的静息组来计算 (204) 针对所述感兴趣区域的电导率图的静息组 (126)；

根据所述电学属性断层摄影算法，使用所述B1相位图的活动组来计算 (206) 针对所述感兴趣区域的电导率图的活动组 (128)；并且

使用所述电导率图的静息组和所述电导率图的活动组来计算 (208) 针对所述感兴趣区域的电导率变化图 (130)，

其中,所述对象的所述感兴趣区域是所述对象的脑区域,

其中,所述B1相位图的静息组是根据在所述对象处于静息状态时采集的磁共振成像数据所重建的一组B1相位图,并且,

其中,所述B1相位图的活动组是根据在所述对象处于活动状态时采集的磁共振成像数据所重建的一组B1相位图。

14.一种包括机器可执行指令(120)的计算机程序产品,所述机器可执行指令用于由控制医学成像系统(100、300)的处理器(104)运行,其中,所述机器可执行指令的运行使所述处理器:

接收(200)对象(318)的感兴趣区域(309)的B1相位图的静息组(122);

接收(202)所述对象的所述感兴趣区域的B1相位图的活动组(124);

根据电学属性断层摄影算法,使用所述B1相位图的静息组来计算(204)针对所述感兴趣区域的电导率图的静息组(126);

根据所述电学属性断层摄影算法,使用所述B1相位图的活动组来计算(206)针对所述感兴趣区域的电导率图的活动组(128);并且

使用所述电导率图的静息组和所述电导率图的活动组来计算(208)针对所述感兴趣区域的电导率变化图(130),

其中,所述对象的所述感兴趣区域是所述对象的脑区域,

其中,所述B1相位图的静息组是根据在所述对象处于静息状态时采集的磁共振成像数据所重建的一组B1相位图,并且,

其中,所述B1相位图的活动组是根据在所述对象处于活动状态时采集的磁共振成像数据所重建的一组B1相位图。

电导率变化的电学属性断层摄影图

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像,尤其涉及电学属性断层摄影。

背景技术

[0002] 磁共振成像(MRI)扫描仪依靠大的静磁场(B0)来将原子的核自旋对齐,这是在患者体内产生图像的过程的一部分。这些图像可以反映对象的各种量或属性。例如,大脑活动的血液动力学反应会在活动的脑区域引起磁和电的变化。MRI允许可视化磁的变化,例如基于脑血流量或血氧水平依赖性(BOLD)效应。后者通常称为功能MRI(fMRI)。

[0003] 综述文章Katscher和van den Berg“Electric properties tomography: Biochemical, physical and technical background, evaluation and clinical applications,”NMR in Biomedicine 2017;e:2729(DOI:10.1002/nmb.3729)公开了基于前向和其他方法的电学属性断层摄影(EPT)。

发明内容

[0004] 本发明在独立权利要求中提供了一种医学成像系统、一种计算机程序产品和一种方法。在从属权利要求中给出了实施例。

[0005] 实施例可提供电学属性断层摄影(EPT)在脑部活动或脑部活动变化期间测量电导率和/或介电常数的用途。与常规fMRI实验类似地执行测量,而针对活动和静息时段生成EPT图。随后可以使用统计方法(例如t检验)对数据进行分析,但也可以在活动和静自成期量化电学属性。

[0006] 在一个方面中,本发明提供了一种医学成像系统,其包括用于存储机器可执行指令的存储器。所述医学成像系统还包括用于控制所述医学成像系统的处理器。所述机器可执行指令的运行使所述处理器接收对象的感兴趣区域的B1相位图的静息组。本文使用的术语“B1相位图的静息组”是一组B1相位图。术语“静息”是指一组特定的B1相位图。

[0007] 所述所述机器可执行指令的运行还使所述处理器接收对象的感兴趣区域的B1相位图的活动组。本文所用的术语“B1相位图的活动组”涵盖一组B1相位图。“B1相位图”之前的“活动”旨在指示一组特定的B1相位图。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器根据电学属性断层摄影算法,使用B1相位图的静息组来计算感兴趣区域的电导率图的静息组。再次,电导率图的静息组中的术语“静息”用于指示电导率图的特定组。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器根据电学属性断层摄影算法,使用B1相位图的活动组来计算感兴趣区域的电导率图的活动组。如本文所使用的术语“电导率图的活动组”是电导率图的组,并且之前的术语“活动”旨在指示电导率图的特定组。

[0008] 所述机器可执行指令的运行还使所述处理器使用电导率图的静息组和电导率图的活动组来计算感兴趣区域的电导率变化图。该实施例可能是有益的,因为它可以提供一种产生图的有效手段,所述图示出针对对象的两种不同状态的电导率的变化。在不同的示例中,电导率变化图的计算可能以不同的方式受到影响。例如,在一个实施例中,电导率图

的静息组可以用来计算电导率图的平均静息组,电导率图的活动组可以用来计算平均活动电导率图。

[0009] 然后,电导率变化图可以是这两个平均电导率图之间的差。在其他示例中,可以使用两个组,并且可以应用各种统计方法。例如,在功能磁共振成像中,有许多技术使用重复的测量来确定功能活动在例如大脑中的位置。这些技术可以直接应用于电导率图的静息组和电导率图的活动组。

[0010] B1相位图的静息组可以例如是三维数据集,二维切片的集合,或者甚至在一些示例中甚至是单个二维切片,每个二维切片针对感兴趣区域。

[0011] 在另一个实施方案中,对象的感兴趣区域是对象的感兴趣脑区域。

[0012] 在另一个实施例中,B1相位图的静息组对脑进行成像。B1相位图的活动组对脑进行成像。电导率变化图描述了脑活动的差异。该实施例可能是有益的,因为它提供了脑功能成像的替代手段。电导率的变化可能与血液流向脑的不同区域的变化有关。

[0013] 在该实施例的示例中,当采集的B1相位图的活动组时,其脑正在被成像的对象执行活动,并且当采集B1相位图的静息组时,所述对象拒绝执行该活动。然后,电导率变化图可以指示由于执行该活动而导致流向大脑的特定部位的血流增加。例如,当采集B1相位图的活动组时,对象可以移动特定的身体部位(例如手)。在另一个示例中,当采集的B1相位图的活动组时,对象可能会想到特定的想法或接受诸如光或声音之类的刺激。

[0014] 在另一实施例中,电导率图的活动组和电导率图的静息组的计算的电学属性断层摄影算法被至少部分地实现为机器学习算法。例如,可以使用神经网络来求解微分方程。

[0015] 在另一实施例中,电导率图的活动组和电导率图的静息组的计算的电学属性断层摄影算法被至少部分地实现为正向微分方程求解器。该实施例可能是有益的,因为它提供了计算各种电导率图的数值上有效的手段。

[0016] 在另一个实施例中,前向微分方程求解器是有限差分算法。

[0017] 在另一个实施例中,所述正向微分方程求解器被配置为使用B1相位图的拉普拉斯算子来计算围绕每个体素的体素的核的电导率。

[0018] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器接收组织分割,所述组织分割为感兴趣区域中的每个体素分配组织类型。

[0019] 所述机器可执行指令的运行还使所述处理器在计算拉普拉斯算子之前使用所述组织分割来调整围绕每个体素的体素的核。围绕每个体素的体素的核被调整为使得每个核内的体素具有相同的组织类型。该实施例可能是有益的,因为它提供了计算电导率图的数值准确的手段。

[0020] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器接收描述所述感兴趣区域的磁共振图像。磁共振图像可以例如是幅值图像。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器对所述磁共振图像进行分割以生成组织分割,所述组织分割为感兴趣区域中的每个体素分配组织类型。

[0021] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器接收感兴趣区域的幅值图像。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器在显示器上绘制所述幅值图像和电导率变化图。这可能会以几种不同的方式受到影响。以一种方式,电导率变化图被叠加在幅值图像上。以另一种方式,电导率变化图和幅值图像以相同的比例显示在相邻的区域中。两

者都可以提供使医师或操作者能够容易地解读电导率变化图结果的手段。

[0022] 在该示例中的幅值图像可以采取不同的形式。它可以是单独采集的质子密度图像或其他磁共振图像,也可以是在采集B1相位图时所采集图像的平均值。

[0023] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器接收根据描述对象的感兴趣区域的B1相位图磁共振成像协议采集的磁共振成像数据。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器接收元数据,所述元数据将磁共振成像数据的部分分配给对象的静息状态或对象的活动状态。

[0024] 所述机器可执行指令的运行还使所述处理器根据磁共振成像数据的各部分来重建所述对象的所述感兴趣区域的多幅B1磁共振相位图。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器通过使用元数据分配多个B1磁共振相位图的每个来构造B1相位图的活动组和B1相位图的静息组。在该实施例中,原始磁共振成像数据被重建成B1磁共振相位图,然后使用元数据将它们分配给活动组或静息组。

[0025] 在另一实施例中,医学成像系统还包括磁共振成像系统,所述磁共振成像系统被配置用于从来自成像区域的对象采集磁共振成像数据。所述存储器还包括脉冲序列命令。这些脉冲序列命令被配置为控制磁共振成像系统以根据B1相位图磁共振成像协议从感兴趣区域采集磁共振成像数据。感兴趣区域在成像区内。机器可执行指令的执行还使处理器控制磁共振成像系统以使用脉冲序列命令来采集磁共振成像数据。

[0026] 在另一个实施例中,B1相位图磁共振成像协议是以下中的任意一种:平衡的稳态无进动磁共振成像协议,多回波梯度回波磁共振成像协议和基于自旋回波的磁共振成像协议。

[0027] 在另一个实施例中,磁共振成像系统还包括被配置为向对象指示静息状态和活动状态的对象指示器。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器控制磁共振成像系统,以在对象指示器在静息状态和活动状态之间交替的同时重复采集磁共振成像数据。在这些中,对于每个采集,采集完全处于静息状态和活动的活动状态中的一个内。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器生成磁共振成像数据的元数据,以在磁共振成像数据的采集期间匹配对象指示器。

[0028] 在另一个实施例中,B1相位图的静息组和B1相位图的活动组分别包含以下任意一项:每个至少5幅B1相位图,每个至少10幅B1相位图,每个至少20幅B1相位图,每个至少40幅B1相位图,每个至少60幅B1相位图,每个至少80幅B1相位图。

[0029] 在其他实施例中,可以采集各种B1幅值图像,并且还可以结合电导率图来执行介电常数映射。在一些实施例中,介电常数的变化也可以与电导率图的变化一起显示。

[0030] 在另一方面中,本发明提供了一种操作医学成像系统的方法。该方法包括从对象的感兴趣区域接收B1相位图的静息组。该方法还包括接收对象的感兴趣区域的B1相位图的活动组。该方法还包括根据电学属性断层摄影算法,使用B1相位图的静息组来计算感兴趣区域的电导率图的静息组。该方法还包括根据电学属性断层摄影算法,使用B1相位图的活动组来计算感兴趣区域的电导率图的活动组。该方法还包括使用电导率图的静息组和电导率图的活动组来计算感兴趣区域的电导率变化图。

[0031] 在另一方面中,本发明还提供了一种包括用于由控制医学成像系统的处理器执行的机器可执行指令的计算机程序产品。所述机器可执行指令的运行使所述处理器接收对象

的感兴趣区域的B1相位图的静息组。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器接收对象的感兴趣区域的B1相位图的活动组。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器根据电学属性断层摄影算法,使用B1相位图的静息组来计算感兴趣区域的电导率图的静息组。

[0032] 所述机器可执行指令的运行还使所述处理器根据电学属性断层摄影算法,使用B1相位图的活动组来计算感兴趣区域的电导率图的活动组。所述机器可执行指令的运行还使所述处理器使用电导率图的静息组和电导率图的活动组来计算感兴趣区域的电导率变化图。

[0033] 应该理解,可发组合本发明的一个或多个前述实施例,只要组合后的实施例不相互排斥即可。

[0034] 如本领域技术人员将认识到的,本发明的若干方面可以实现为装置、方法或计算机程序产品。因此,本发明的各方面可采取完全硬件实施例,完全软件实施例(包括固件,驻留软件,微代码等),或者组合了软件和硬件方面的实施例的形式,其可以在本文统称为“电路”、“模块”或“系统”。此外,本发明的各个方面可以采取实现在一个或多个计算机可读介质中的计算机程序产品的形式,所述一个或多个计算机可读介质具有实现在其上的计算机可执行代码。

[0035] 可以使用一个或多个计算机可读介质的任何组合。所述计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或者计算机可读存储介质。如在本文中使用的“计算机可读存储介质”包括任何有形存储介质,其可以存储能够由计算设备的处理器执行的指令。可以将所述计算机可读存储介质称为“计算机可读非瞬态存储介质”。所述计算机可读存储介质也可以被称为有形计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质还可以能够存储数据,所述数据能够被所述计算设备的处理器访问。计算机可读存储介质的范例包括但不限于:软盘、磁盘驱动器、固态硬盘、闪存、USB拇指驱动器、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘和处理器的寄存器文件。光盘的范例包括压缩光盘(CD)和数字多用光盘(DVD),例如CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW或DVD-R盘。术语计算机可读存储介质还指代能够由所述计算机设备经由网络或通信链路访问的各种类型的记录介质。例如,可以经由调制解调器、经由互联网或经由局域网络来取回数据。体现在计算机可读介质上的计算机可执行代码可使用任何合适的介质来传输,包括但不限于无线、有线、光缆、RF等,或上述各项的任何适当的组合。

[0036] 计算机可读信号介质可以包括具有实现在其中的例如在基带内或者作为载波的一部分的计算机可执行代码的传播的数据信号。这样的传播信号可以采取多种形式中的任一种,包括但不限于,电磁的、光学的、或者它们的任意合适的组合。计算机可读信号介质可以是任何计算机可读介质,其不是计算机可读存储介质并且其能够传递、传播或传输程序用于由指令运行系统、装置或设备使用或者与其结合使用。

[0037] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是处理器能够直接访问的任何存储器。“计算机存储设备”或“存储设备”是计算机可读存储介质的另一范例。计算机存储设备是任何非易失性计算机可读存储介质。在一些实施例中,计算机存储设备也可以是计算机存储器,或反之亦然。

[0038] 用在本文中的“处理器”涵盖能够执行程序或机器可执行指令或计算机可执行代码的电子部件。对包括“处理器”的计算设备的引用应当被解读为能够包括超过一个处理器

或处理内核。所述处理器例如可以是多核处理器。处理器还可以是指单个计算机系统之内的或者被分布在多个计算机系统之间的处理器的集合。术语计算设备也应被解释为可能指计算设备的集合或网络,每个计算设备均包括一处理器或多个处理器。所述计算机可执行代码可以由多个处理器运行,所述处理器可以处在相同的计算设备内或者其甚至可以跨多个计算设备分布。

[0039] 计算机可执行代码可以包括令处理器执行本发明的各方面的机器可执行指令或程序。用于执行针对本发明的各方面的操作的计算机可执行代码可以以一种或多种编程语言(包括诸如Java、Smalltalk、C++等的面向对象的编程语言以及诸如C或类似编程语言的常规过程编程语言)的任何组合来编写并且被编译为机器可执行指令。在一些情况下,所述计算机可执行代码可以以高级语言的形式或者以预编译形式并且结合在飞行中生成机器可执行指令的解释器来使用。

[0040] 所述计算机可执行代码可以作为单机软件包全部地在所述用户的计算机上、部分地在用户的计算机上、部分地在用户的计算机上并且部分地在远程计算机上、或者全部地在所述远程计算机或服务器上运行。在后者的场景中,所述远程计算机可以通过任何类型的网络(包括局域网(LAN)或广域网(WAN))或者可以对外部计算机做出的连接(例如,使用因特网服务提供商通过因特网)而被连接到用户的计算机。

[0041] 本发明的各方面参考根据本发明的实施例的方法、装置(系统)和计算机程序产品的流程图图示和/或框图得以描述。应该理解,流程图、图示和/或框图的每个框或框的一部分能够在适用时通过以计算机可执行代码的形式的计算机程序指令来实施。还应当理解的是,当不是相互排斥的时,在不同的流程图、图示和/或框图中块的组合可以被组合。这些计算机程序指令可以被提供到通用计算机、专用计算机的处理器或者其他可编程数据处理装置以生产机器,使得经由计算机的处理器或其他可编程数据处理装置运行的指令创建用于实施流程图和/或框图的一个或多个框中指定的功能/动作的单元。

[0042] 这些计算机程序指令还可以被存储在计算机可读介质中,其能够引导计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备以特定的方式工作,使得被存储在所述计算机可读介质中的所述指令产生包括实施在流程图和/或一个或多个框图框中所指定的功能/动作的指令的制品。

[0043] 所述计算机程序指令还可以被加载到计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备上以令一系列操作步骤在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行以产生计算机实施的过程,使得在计算机或其他可编程装置上运行的指令提供用于实施在流程图和/或一个或多个框图框中所指定的功能/动作的过程。

[0044] 如在本文中所使用的“用户接口”是允许用户或操作者与计算机或计算机系统进行交互的接口。“用户接口”还可以被称为“人机接口设备”。用户接口可以向操作者提供信息或数据和/或接收来自操作者的信息或数据。用户接口可使来自操作者的输入能够被计算机接收,并且可以将输出从计算机提供给用户。换言之,用户接口可以允许操作者控制或操纵计算机,并且该接口可以允许计算机指示操作者的控制或操纵的效果。数据或信息在显示器或图形用户接口上的显示是向操作者提供信息的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、指点杆、图形输入板、操纵杆、游戏板、网络摄像头、头盔、踏板、有线手套、遥控器以及加速度计接收数据都是实现从操作者接收信息或数据的用户接口部件的范例。

[0045] 如在本文中所使用的“硬件接口”涵盖使得计算机系统的处理器能够与外部计算设备和/或装置进行交互或者对其进行控制的接口。硬件接口可允许处理器将控制信号或指令发送给外部计算设备和/或装置。硬件接口也可以使处理器与外部计算设备和/或装置交换数据。硬件接口的范例包括但不限于：通用串行总线、IEEE 1394端口、并行端口、IEEE 1284端口、串行端口、RS-232端口、IEEE-488端口、蓝牙连接、无线局域网连接、TCP/IP连接、以太网连接、控制电压接口、MIDI接口、模拟输入接口和数字输入接口。

[0046] 本文中使用的“显示器”或“显示设备”涵盖适于显示图像或数据的输出设备或用户接口。显示器可以输出视觉、音频和触觉数据。显示器的范例包括但不限于：电脑监视器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示屏、盲文屏幕、阴极射线管 (CRT)、存储管、双稳态显示器、电子纸、向量显示器、平板显示器、真空荧光显示器 (VF)、发光二极管 (LED) 显示器、电致发光显示器 (ELD)、等离子显示面板 (PDP)、液晶显示器 (LCD)、有机发光二极管显示器 (OLED)、投影机和头戴式显示器。

[0047] 磁共振成像数据在本文中被定义为使用在MRI扫描期间通过磁共振装置的天线对由原子自旋发射的射频信号的所记录的测量结果。磁共振图像数据在本文中被定义为根据磁共振k空间数据重建的解剖数据的重建的二维或三维可视化。磁共振图像数据的可视化可以使用计算机来进行。

附图说明

[0048] 在下文中,将仅通过举例的方式并且参考附图来描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0049] 图1图示了医学成像系统的示例;

[0050] 图2是图示操作图1的医学成像系统的方法的流程图;

[0051] 图3图示了医学成像系统的另一示例;

[0052] 图4是图示操作图3的医学成像系统的方法的流程图;

[0053] 图5示出了可以如何对多个B1磁共振相位图进行分类;并且

[0054] 图6示出了根据本文的一些示例构造的电导率变化图的示例。

[0055] 附图标记列表

[0056] 100 医学成像系统

[0057] 102 计算机

[0058] 104 处理器

[0059] 106 硬件接口

[0060] 108 用户接口

[0061] 110 计算机存储器

[0062] 120 机器可执行指令

[0063] 122 B1相位图的静息组

[0064] 124 B1相位图的活动组

[0065] 126 电导率图的静息组

[0066] 128 电导率图的活跃组

[0067] 130 电导率变化图

- [0068] 200 接收对象的感兴趣区域的B1相位图的静息组
- [0069] 202 接收对象的感兴趣区域的B1相位图的活动组
- [0070] 204 根据电学属性断层摄影算法,使用B1相位图的静息组来计算感兴趣区域的电导率图的静息组
- [0071] 206 根据电学属性断层摄影算法,使用B1相位图的活动组来计算感兴趣区域的电导率图的活动组
- [0072] 208 使用电导率图的静息组和电导率图的活跃组来计算感兴趣区域的电导率变化图
- [0073] 300 医学成像系统
- [0074] 302 磁共振成像系统
- [0075] 304 磁体
- [0076] 306 磁体的膛
- [0077] 308 成像区
- [0078] 309 感兴趣区域
- [0079] 310 磁场梯度线圈
- [0080] 312 磁场梯度线圈电源
- [0081] 314 射频线圈
- [0082] 316 收发器
- [0083] 318 对象
- [0084] 320 对象支撑件
- [0085] 322 对象指示器
- [0086] 330 脉冲序列命令
- [0087] 332 磁共振成像数据
- [0088] 334 元数据
- [0089] 336 多幅B1磁共振相位图
- [0090] 400 控制磁共振成像系统以重复地采集磁共振成像数据,同时对象指示器在静息状态和活动状态之间交替
- [0091] 402 在磁共振成像数据的采集期间生成针对磁共振成像数据的元数据以匹配对象指示器
- [0092] 404 接收根据描述对象的感兴趣区域的B1相位图磁共振成像协议采集的磁共振成像数据
- [0093] 406 接收元数据,所述元数据将磁共振成像数据的部分分配给所述对象的静息状态或所述对象的活动状态
- [0094] 408 根据所述磁共振成像数据的部分来重建所述对象的所述感兴趣区域的多个B1磁共振相位图
- [0095] 410 通过使用所述元数据分配多个B1磁共振相位图的每个来构造B1相位图的活动组和B1相位图的静息组。
- [0096] 500 对象指示器提供的信号
- [0097] 502 静息状态

- [0098] 504 活动状态
- [0099] 600 活动时段左手运动
- [0100] 602 活动时段右手运动
- [0101] 604 活动时段双脚运动
- [0102] 606 具有/没有活动的电导率图之间的t值
- [0103] 608 使用BOLD进行的常规fMRI的结果
- [0104] 610 来自608的图叠加在bSSFP幅值图上
- [0105] 612 带有图的感兴趣区域

具体实施方式

[0106] 在这些附图中,类似地编号的元件是等价元件或执行相同功能。如果功能是等价的,则将不一定在后来的附图中讨论先前已经讨论过的元件。

[0107] 图1图示了医学成像系统100的示例。医学成像系统100被示为包括计算机102,计算机102包括处理器104。处理器被示为连接到任选的硬件接口106,以及任选的用户接口108。用户接口108可以是或包括用于绘制图像的显示器。硬件接口106可以例如是网络接口,或者也可以用于与医学成像系统的其他部件交换数据或命令。处理器104还被示为连接到存储器110。存储器110可以是处理器104可访问的存储器的任何组合。这可以包括诸如主存储器、高速缓存的存储器以及诸如闪存RAM、硬盘驱动器或其他存储设备的非易失性存储器。在一些示例中,存储器104可以被认为非瞬态计算机可读介质。

[0108] 存储器被示为包含机器可执行指令120。机器可执行指令120使得处理器104能够执行各种数据处理任务,并且在一些示例中还使处理器104能够控制医学成像系统100的其他部件。

[0109] 存储器110被示为包含B1相位图的静息组122。B1相位图的静息组122是被标记为B1相位图的静息组的一组B1相位图。存储器110还被示为包含B1相位图的活动组124。同样, B1相位图的活动组124是标记为B1相位图的活动组124的一组B1相位图。存储器110还被示为包含电导率图的静息组126,其是使用B1相位图122的静息组中的每个来计算的。存储器110还被示为包含电导率图的活动组128,其是使用B1相位图的活动组124中的每个来计算的。存储器110还被示为包含电导率变化图130。电导率变化图130是对象的感兴趣区域的电导率变化,所述变化是使用电导率图的静息组126和电导率图的活动组128来计算的。

[0110] 图2示出了图示操作图1的医学成像系统100的方法的流程图。首先,在步骤200中,处理器104接收B1相位图的静息组122,其针对对象的感兴趣区域。接下来在步骤202中,处理器104接收对象感兴趣区域的B1相位图的活动组124。B1相位图的静息组122和B1相位图的活动组124可以以不同的方式接收。在一种情况下,可以通过网络或其他数据传输方法来接收它们。在其他示例中,医学成像系统可以是磁共振成像系统的一部分,并且可以通过从磁共振成像数据重建B1相位图的静息组122和B1相位图的活动组124来接收它们。

[0111] 接下来在步骤204中,根据B1相位图的静息组来计算针对感兴趣区域的电导率图的静息组126。接下来在步骤206中,使用B1相位图的活动组124来计算针对感兴趣区域电导率图的活动组128。电导率图的静息组126和电导率图的活动组128均根据电学属性断层摄影算法来计算。最后,在步骤208中,使用电导率图的静息组126和电导率图的活动组128计

算针对感兴趣区域的电导率变化图130。在图2中未显示的可选步骤可以包括诸如绘制电导率变化图之类的事情,其还可以包括在具有示出感兴趣区域的磁共振图像的显示器上绘制电导率变化图。

[0112] 图3图示了医学成像系统300的另一示例。图3中的医学成像系统300类似于图1中的医学成像系统100,除了医学成像系统300还包括磁共振成像系统之外。

[0113] 该磁共振成像系统302包括磁体304。磁体304是具有通过其的腔306的超导圆柱型磁体。使用不同类型的磁体也是可能的;例如也可以使用分裂圆柱形磁体和所谓的开放磁体。分裂圆柱磁体类似于标准的圆柱磁体,除了低温恒温器已经分裂成两部分,以允许访问所述磁体的等平面,从而使磁体可以例如与带电粒子束治疗相结合地使用。开放磁体有两个磁体部分,一个在另一个之上,中间的空间足够大以容纳对象:两个部分区的布置类似于亥姆霍兹线圈的布置。开放式磁体是流行的,因为对象较少地受限。在圆柱磁体的低温恒温器内部有超导线圈的集合。在圆柱磁体304的腔306内,存在成像区308,在成像区308中,磁场足够强和均匀以执行磁共振成像。示出了成像区308内的感兴趣区域309。所采集的磁共振数据通常针对感兴趣区域采集。对象318被示出为由对象支撑件320支撑,使得对象318的至少一部分在成像区308和感兴趣区域309内。

[0114] 磁体的腔306内还有磁场梯度线圈310的集合,其用于采集初级磁共振数据,以在磁体304的成像区308内对磁自旋进行空间编码。磁场梯度线圈310被连接到磁场梯度线圈电源312。磁场梯度线圈310旨在是代表性的。通常,磁场梯度线圈310包含用于在三个正交空间方向上空间地编码的三个分立的线圈的集合。磁场梯度电源将电流供应到所述磁场梯度线圈。供应给磁场梯度线圈310的电流根据时间来进行控制并且可以是斜变的或脉冲的。

[0115] 与成像区308相邻的是射频线圈314,其用于操纵成像区308内的磁自旋的取向,并且用于接收来自也在成像区308内的自旋的射频发射。在该示例中,射频线圈314是头部线圈,并且感兴趣区域309对对象318的大脑进行成像。

[0116] 射频天线可包含多个线圈元件。射频天线还可以被称为通道或天线。射频线圈314连接到射频收发器316。射频线圈314和射频收发器316可以由独立的发送线圈和接收线圈以及独立的发射器和接收器替代。要理解的是,射频线圈314和射频收发器316是代表性的。射频线圈314旨在还表示专用的发射天线和专用的接收天线。类似地,收发器316也可以表示单独的发射器和接收器。射频线圈314也可以具有多个接收/发射元件,并且射频收发器316可以具有多个接收/发射通道。例如,如果执行诸如SENSE的并行成像技术,则射频线圈314可以具有多个线圈元件。

[0117] 在磁体304的腔306内存在对象指示器322。对象指示器可以例如向对象318提供音频和/或视觉刺激。对象指示器322能够在两个不同的不同状态之一中提供刺激;活动状态和静息状态。当对象指示器322显示活动状态时,对象318要么思考特定的想法,要么执行特定的身体活动,例如移动肢体或执行其他动作。对象指示器322可以例如具有对于对象318可见的光,可以是显示器或者可以提供音频信号。收发器316、梯度控制器312和对象指示器被示为连接到计算机系统102的硬件接口106。

[0118] 存储器110还被示出为包含脉冲序列命令330。脉冲序列命令是命令或可以被转换为使得处理器104能够控制磁共振成像系统302的命令的数据。存储器110还被示出为包含通过利用脉冲序列命令330控制磁共振成像系统302而采集的磁共振成像数据332。脉冲序

列命令330还可包含指令,所述指令使个体指示器322在磁共振成像数据332的单独采集期间在指示活动状态与静息状态之间改变。数据可以用于稍后确定磁共振成像数据332处于元数据334中的状态。

[0119] 元数据334被示为被存储在存储器110中。存储器110示出已从磁共振成像数据332重建的多个B1磁共振相位图336。元数据334是可以用于确定多个B1磁共振相位图中的哪个属于B1相位图122的静息组和B1相位图124的活动组的关键字。使用元数据334,处理器104可以将多个B1磁共振相位图336分类为B1相位图的静息组122和B1相位图的活动组124。

[0120] 图4示出了图示操作图3的医学成像系统300的方法的流程图。图4中的方法与图2中所示的方法相似,但是增加了许多额外步骤。图4的方法开始于步骤400。在步骤400中,处理器104控制磁共振成像系统302以重复采集磁共振成像数据332。在执行步骤400时,还执行步骤402。在步骤402中,处理器104生成针对磁共振成像数据332的元数据334。这使得在磁共振成像数据的采集期间元数据与对象指示器322匹配。

[0121] 接下来在步骤404中,处理器接收磁共振成像数据332。已经针对对象的318脑区域的感兴趣区域309采集了针对该方法的磁共振成像数据。接下来在步骤406中,处理器104接收元数据334。接下来在步骤408中,处理器从磁共振成像数据332的各部分重建多幅B1磁共振相位图336。接下来在步骤410中,处理器104通过使用元数据334将多个B1磁共振相位图的每个分配给它们,来构造或分类B1相位图的活动组124和相位图的静息组122。在步骤410之后,所述方法然后前进到如图2所示的步骤200。

[0122] 磁共振成像是一种非常有价值的工具,用于可视化人体不同器官的解剖结构和形态。除此之外,MRI可用于通过检测与脑血流相关的变化来测量大脑活动,也称为功能磁共振成像(fMRI)。它依赖于脑血流和神经元活动耦合的事实。当使用脑的特定区域时(例如,人自愿移动肌肉时,运动皮层的一部分),大脑的血流就会流向该区域,并且耗氧量也会增加。

[0123] 脑活动的血液动力学反应会在活动的脑区域引起磁和电的变化。到目前为止,仅知道如何使用MRI对血液动力学反应的磁性变化进行成像,例如基于脑血流量(CBF)变化或脱氧血液的磁性。尚不知道如何对血液动力学反应的电变化进行成像。

[0124] fMRI的主要形式基于血氧水平依赖性(BOLD)效应。血红蛋白的氧化和脱氧形式表现出不同的磁性,这导致磁信号变化,可以使用MRI扫描器检测到这种变化,通常是通过对T2*敏感的序列进行的。给定对象在扫描时多次重复执行的动作,可以使用统计方法确定结果可靠地具有更多这种差异的大脑区域,从而确定该动作期间大脑最活跃的区域。可以对产生的大脑活动进行颜色编码,然后叠加到先前采集的解剖图像上,从而可视化大脑的活动部分。

[0125] fMRI在临床上用于可视化关于肿瘤的脑活动,以使外科医师能够计划手术或做出其他治疗决策。在神经科学中,功能磁共振成像是研究大脑中与行为、动作等相关的复杂过程的一种受欢迎的工具,这可能导致人们更好地理解各种疾病,例如抑郁症、精神分裂症、自闭症、癫痫等。

[0126] 范例可提供电学属性断层摄影(EPT)在脑部活动期间测量电导率和/或介电常数的用途。进行的测量与常规fMRI实验类似,但是会生成BOLD对比EPT图以用于活动和静息期。随后可以使用统计方法对数据进行分析,但是也可以在活动和静息期间量化电学属性。

BOLD测量主要依赖于因脱氧血液增加而引起的变化,因此信号可能偏向静脉血,而所提出的方法并非如此。

[0127] 脑血流量的增加会增加活动区域的电导率(因为血液电导率 $\sim 1.25\text{S/m}$ 高于灰/白质电导率 $\sim 0.45\text{S/m}$)以及活动区域的介电常数(因为(相对))血液介电常数 ~ 70 高于(相对)灰/白质介电常数 ~ 60)。

[0128] 可以使用平衡的稳态自由进动(bSSFP)序列(脉冲序列命令330)来执行EPT fMRI测量,以进行数据采集。扫描的图像量覆盖整个大脑或预期活动的单个区域(感兴趣区域309)。多次采集图像体积,例如执行60次动态。在扫描过程中,建议志愿者或患者执行某些与休息时间交替的任务,例如,敲击手指,看图片,产生单词等。(请参见下面的图5)。除了重建的幅值图像外,还存储扫描的相位图像,用于通过以下方式重建电导率图

$$[0129] \quad \sigma = \Delta / (2\mu \omega^2), \quad (1)$$

[0130] 其中, ω = 拉莫尔频率, Δ = 拉普拉斯算子(3D中的二阶空间导数), φ = bSSFP相位图,并且 μ = 身体的磁导率。使用公式(1)分别针对所有60个动态重建电导率。并使用通常用于功能磁共振成像的统计方法研究结果。可以完成重建组织介电常数的相同过程,如果另外测量了脑B1图(即RF发射场的大小),则可以启用该过程。基于电导率的功能磁共振成像比基于介电常数的功能磁共振成像更有前景,因为(a)相位的测量速度比B1幅度更快且更准确,(b)血液与脑之间的差异针对电导率比介电常数高。

[0131] 比较来自不同动力学的电导率图,不完美的测量或不完美的重建产生的任何误差都将被抵消,只要这些误差(对于所有动力学而言)大致相同。

[0132] 图5示出了图,其示出了可以如何对多个B1磁共振相位图336进行分类。在不断地采集图像量的同时,通过对象指示器322建议患者(对象318)执行特定任务。该图的顶部示出了方波波形,所述方波波形指示由对象指示器322提供的信号500。这两个状态具有活动状态504和静息状态或不活动状态502。在此之下是表示多个B1磁共振相位图336的一系列图像。来自波形500的数据可以以元数据的形式与多幅B1磁共振相位图336中的每个相关,然后将元数据用于将多幅B1磁共振相位图336分类为B1相位图的静息组122和B1相位图的活动组124。

[0133] 图6示出了根据本文的一些示例构造的电导率变化图的示例。矩阵中布置有九幅图像。在列中,这对应于在相同时间针对对象的不同运动采集的数据。列600中的图像对应于处于活动状态的对象的左手运动。中间列中标记为602的图像对应于活动阶段中对象的右手的运动。最右列标记为604的列对应于对象的双脚的运动。

[0134] 第一行606中的图像示出了在有活动和没有活动的情况下计算电导率图之间的t值的结果。具有活动的电导率图对应于电导率图的活动组128。没有活动的电导率图对应于电导率图的静息组126。行606中图是具有和不具有活动的电导率变化图130的一个示例。行608示出了来自使用BOLD效应的相应常规fMRI研究的统计t检验的结果。底部的行,行610显示了叠加在bSSFP幅值图像上的行608的结果。在每一列600、602、604中,存在感兴趣区域612。在每一列内,感兴趣区域612是相同的。

[0135] 上面的图6示出了使用3T磁铁进行的三个不同的志愿者实验的结果,分别测试了左手、右手和脚的运动。使用常规EPI和所提出的EPT进行fMRI的大脑活动区域几乎相同。具有/不具有活动的电导率差异约为 0.1S/m ,对应于10%的血液体积变化,这符合预期。使用

EPT,活动区域朝向大脑内部显得模糊,这可由以下问题解释:

[0136] 求解方程(1)的拉普拉斯算子。在数值上需要围绕目标体素的整体体素(所谓的“核”)。该核必须基于具有与目标体素相同的电导率的体素,以避免重建错误。通常,这是通过考虑bSSFP幅值图像的组织边界以匹配核和组织的局部几何形状来实现的。在功能磁共振成像的情况下,活动/非活动区域之间没有组织边界可用,这是上述观察到活动区域出现模糊的原因。模糊仅出现在脑内部(因为在活动区域的这一侧没有给出清晰的边界),但是模糊没有出现在脑的外部(因为在脑的活动区域的该侧给出了清晰的边界)。

[0137] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的。本发明不限于公开的实施例。

[0138] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或者其它单元可以实现权利要求书中记载的若干项的功能。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。可以将计算机程序存储/分布在与其它硬件一起提供或者作为其它硬件的部分提供的诸如光存储介质或者固态介质的合适介质上,但是还可以以诸如经因特网或者其它有线或无线电信系统的其它形式分布。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

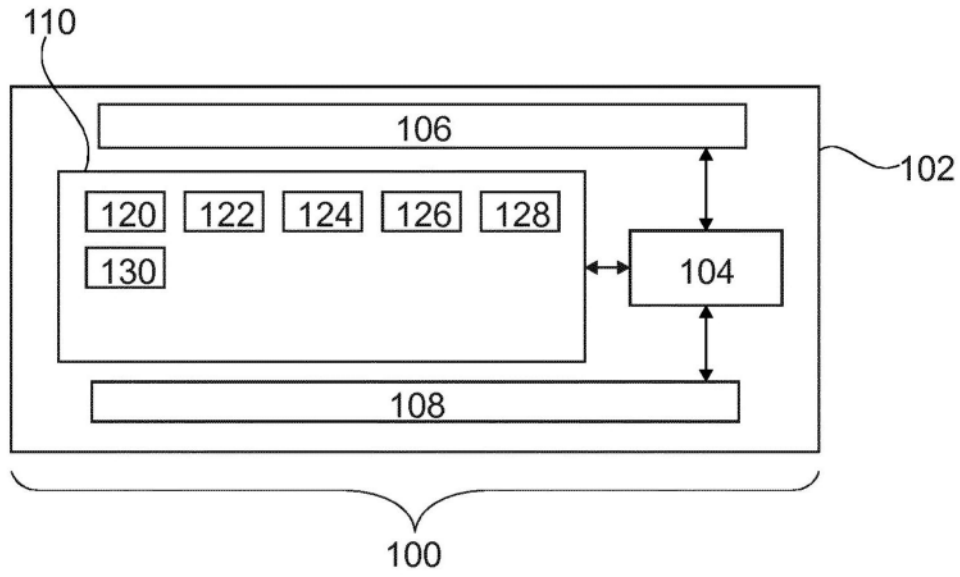


图1

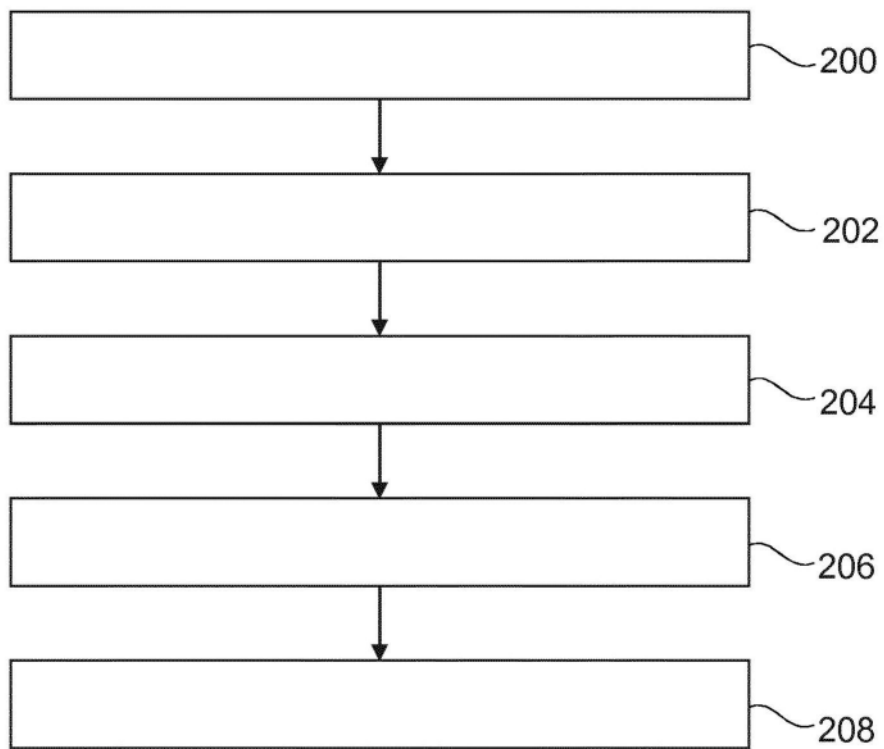


图2

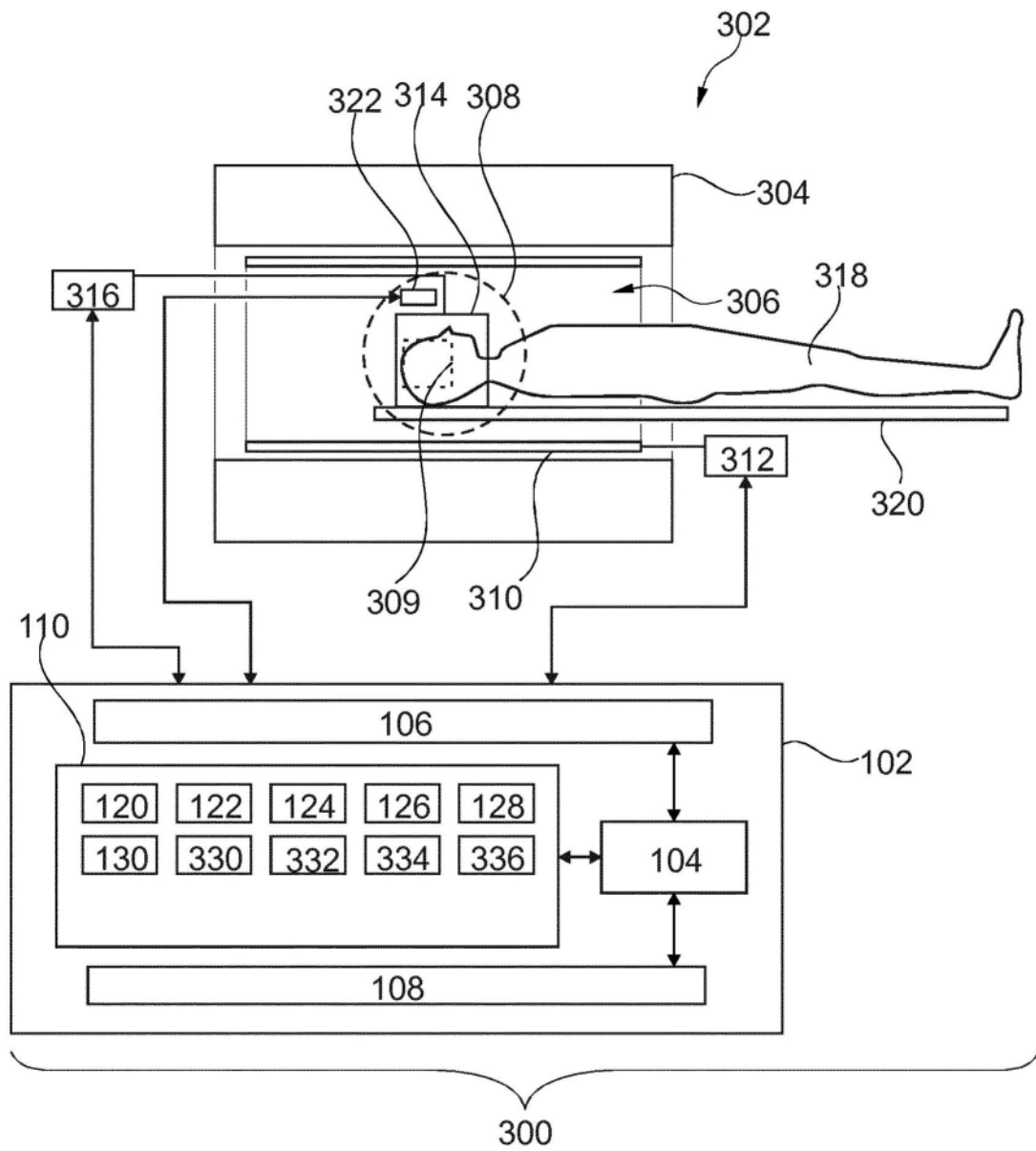


图3

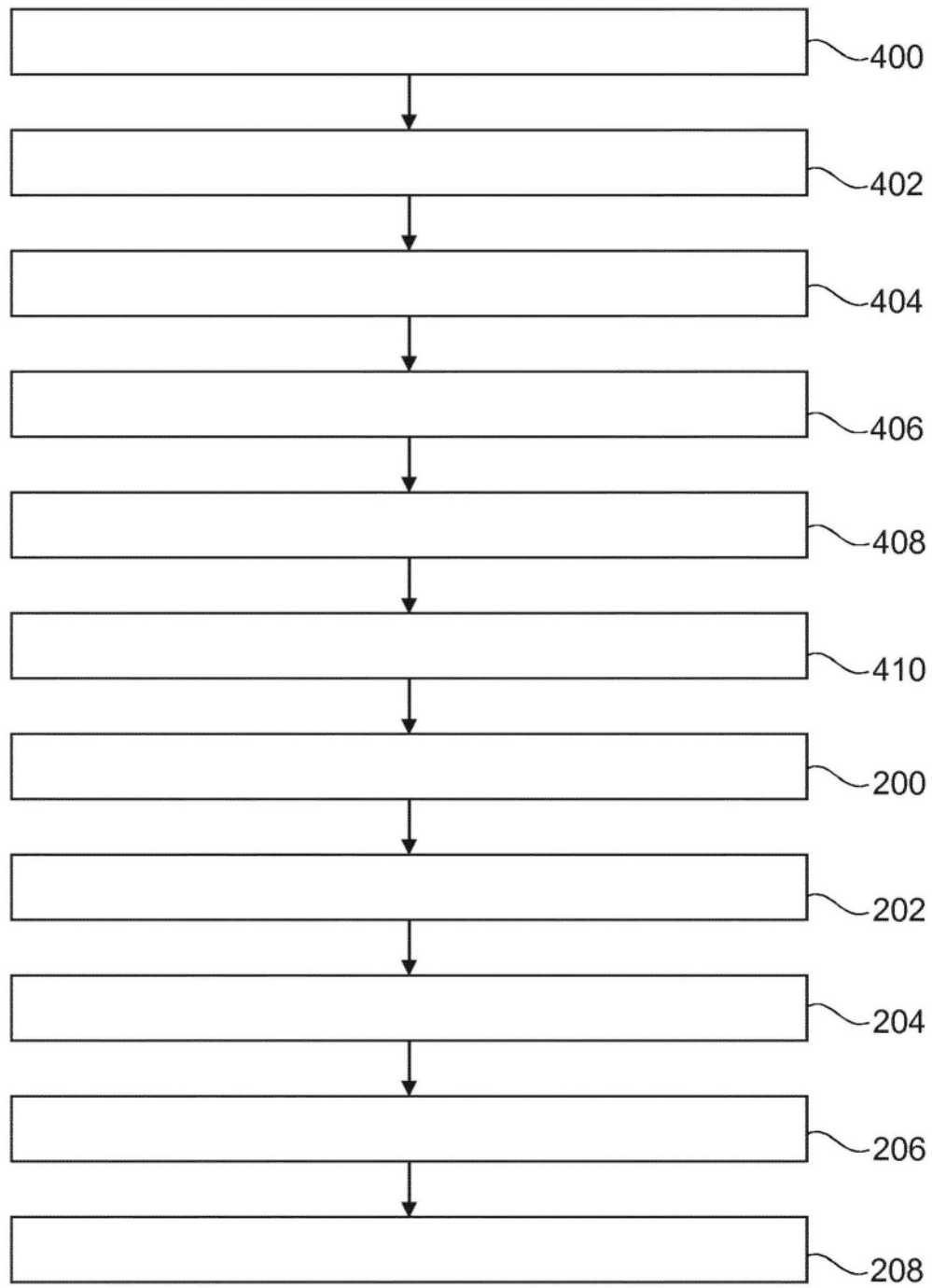


图4

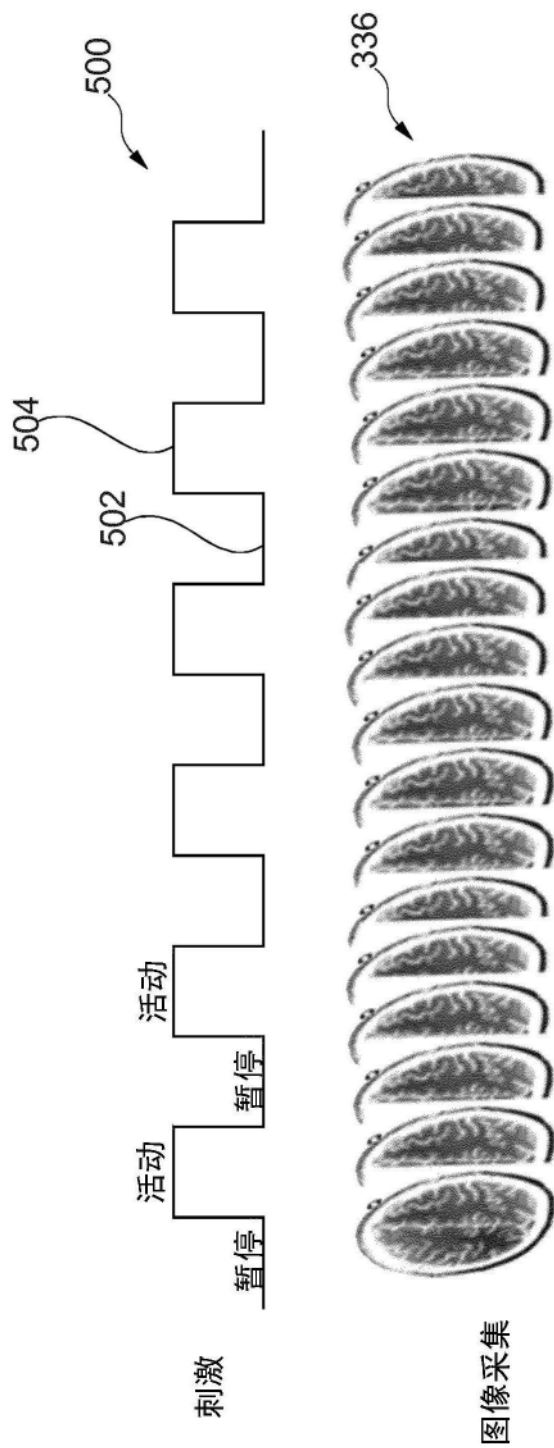


图5

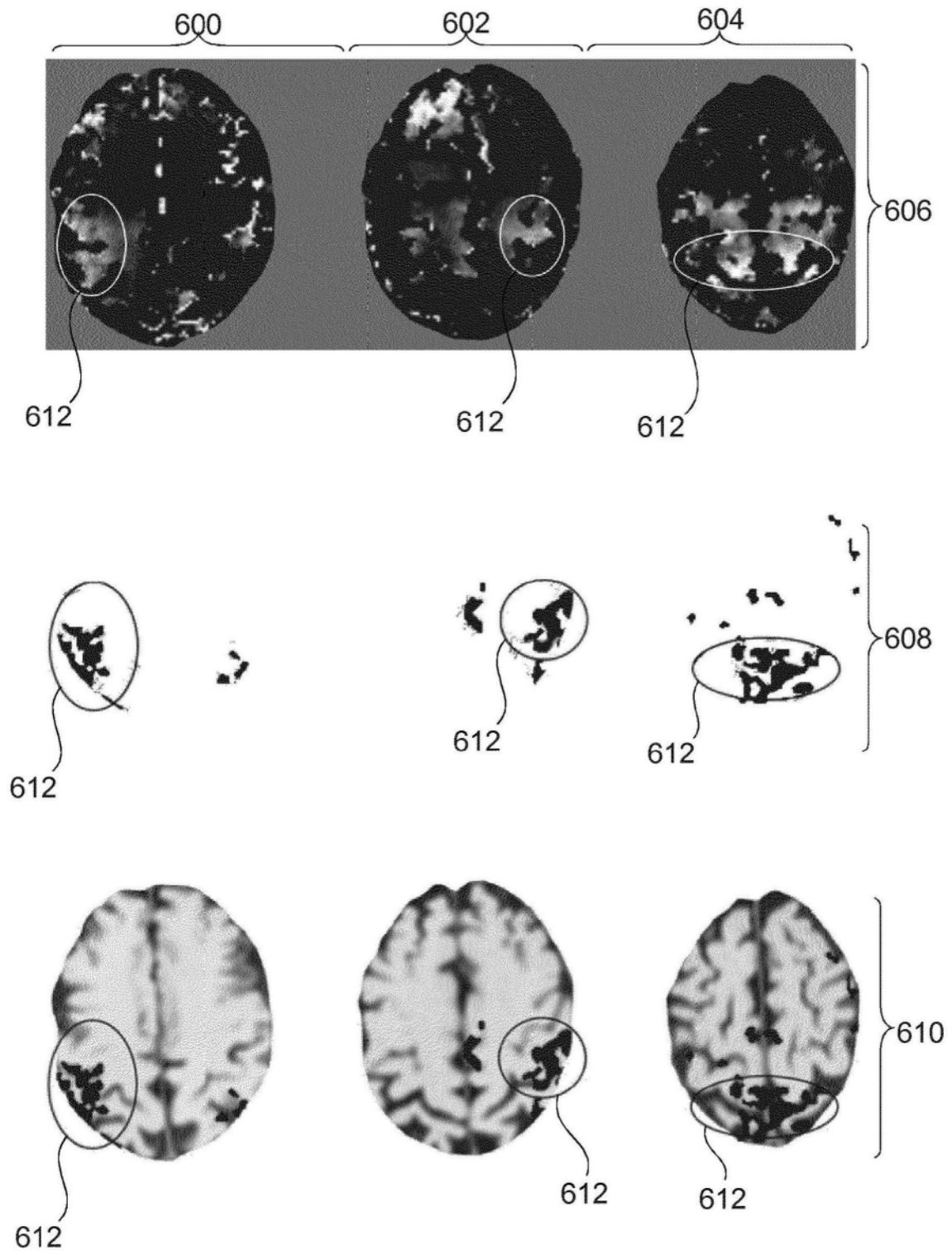


图6