



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 116583221 B

(45) 授权公告日 2024.10.18

(21) 申请号 202280007916.2

(22) 申请日 2022.09.01

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 116583221 A

(43) 申请公布日 2023.08.11

(30) 优先权数据
21197367.2 2021.09.17 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2023.06.05

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2022/074297 2022.09.01

(87) PCT国际申请的公布数据
W02023/041339 EN 2023.03.23

(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 R·M·J·N·拉默里奇斯
T·R·M·勒弗肯斯
J·H·D·M·韦斯特林克

(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 李光颖

(51) Int.Cl.
G01R 33/48 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 1626032 A, 2005.06.15
王世杰, 罗立民. 基于时间-空间相关性分析功能MRI数据的方法. 电路与系统学报. 2003, 72-74.

审查员 张莉平

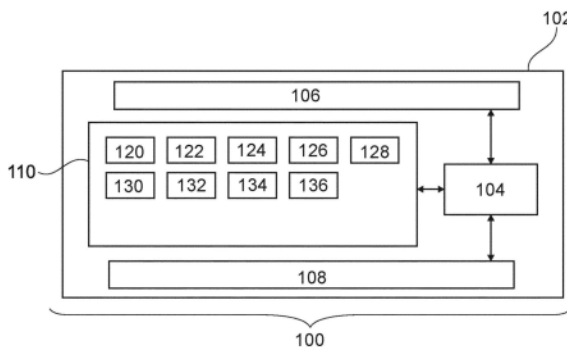
权利要求书4页 说明书17页 附图12页

(54) 发明名称

对象特异性血液动力学响应函数的确定

(57) 摘要

本文公开了一种医学系统(100,300),其中,对所述机器可执行指令的运行使所述计算系统:接收(200)针对脑部体积(500)的R2星图的时间系列(122);接收(202)描述感觉刺激的发生的刺激信号(124);接收(204)对在所述R2星图的所述时间系列中识别的一个或多个种子体素的选择(126);计算(206)所述R2星图的去噪时间系列(128);计算(208)所述种子体素与所述R2星图中的所述去噪时间系列之间的相关性图(130);使用在所述相关性图中识别的体素来确定(210)所述脑部体积的激活区域(132);提供(212)针对每个体素和所述感觉刺激的每次发生的血液动力学响应函数(134);并且通过对所述血液动力学响应函数进行平均化来提供(214)对象特异性血液动力学响应函数(136)。



1. 一种医学系统(100、300),包括:
 - 存储器(110),其存储机器可执行指令(120);
 - 计算系统(104),其中,对所述机器可执行指令的运行使所述计算系统:
 - 接收(200)针对对象(318)的脑部体积(500)的R2星图的时间系列(122);
 - 接收(202)刺激信号(124),所述刺激信号描述被反复提供给所述对象的感觉刺激的发生,其中,所述刺激信号与所述R2星图的所述时间系列同步;
 - 接收(204)对在所述R2星图的所述时间系列中识别的一个或多个种子体素的选择(126);
 - 通过对所述R2星图的所述时间系列应用时间滤波算法来计算(206)所述R2星图的去噪时间系列(128);
 - 通过计算所述一个或多个种子体素中的每个体素与所述R2星图的所述去噪时间系列之间的逐像素相关性来计算(208)针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的相关性图(130);
 - 通过组合在针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的所述相关性图中识别的高于预定阈值的体素来确定(210)所述脑部体积的激活区域(132);
 - 通过将所述R2星图的所述时间系列与所述刺激信号对齐来提供(212)针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的血液动力学响应函数(134);并且
 - 通过对针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数进行平均化来提供(214)对象特异性血液动力学响应函数(136)。
2. 根据权利要求1所述的医学系统,其中,对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统:
 - 计算针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数的最大值(1202)的时间;
 - 计算针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数的最大值的所述时间的统计属性;
 - 如果任何血液动力学响应函数(1204)不满足使用所述统计属性确定的预定准则,则从对所述对象特异性血液动力学响应函数的计算中移除该血液动力学响应函数。
3. 根据权利要求2所述的医学系统,其中,针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数的最大值的所述时间是使用平滑化函数来计算的。
4. 根据权利要求1、2或3所述的医学系统,其中,对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统:
 - 接收描述所述对象的所述脑部体积的EPI多回波T2星加权k空间数据(334)的多个采集,其中,所述多个采集与所述刺激信号同步;
 - 接收描述所述对象的所述脑部体积的T1加权k空间数据(336);
 - 根据所述T1加权k空间数据来重建(406)所述脑部体积的T1加权图像;
 - 重建(408)针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的T2星加权

图像(340);并且

通过执行预处理来计算(410)针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的对齐的T2星加权图像(342),所述预处理将针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的所述T2星加权图像与所述脑部体积的所述T1加权图像彼此对齐;

通过将衰减曲线拟合到针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的所对齐的T2星加权图像来计算(412)针对每个体素的所述对象的所述脑部体积的所述R2星图的所述时间系列。

5. 根据权利要求4所述的医学系统,其中,对针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的所对齐的T2星加权图像的计算是通过预处理来执行的,所述预处理将针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的所述T2星加权图像与所述脑部体积的所述T1加权图像彼此对齐,所述预处理包括:

将与EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集中的选定采集的第一回波相对应的选定图像共配准到所述T1加权图像;

分割所述T1加权图像以产生灰质分割、白质分割和脑脊液分割;

使用所述选定图像与所述T1加权图像之间的所述共配准来对所述T1加权图像、所述灰质分割、所述白质分割和所述脑脊液分割进行重新切片以匹配所述选定图像;

使用所述灰质分割、所述白质分割和所述脑脊液分割来构建脑部掩模;并且

将针对EPI多回波的所述多个采集的每个回波的所述T2星加权图像与所述选定图像的对应图像重新对齐。

6. 根据权利要求4所述的医学系统,其中,描述所述对象的所述脑部体积的所述EPI多回波T2星加权k空间数据具有针对三个回波的k空间数据。

7. 根据权利要求1所述的医学系统,其中,所述存储器还存储EPI多回波脉冲序列命令(330)和T1加权脉冲序列命令(332),其中,所述医学系统还包括:

磁共振成像系统(302);以及

刺激系统(322),其被配置为将所述感觉刺激提供给所述对象;

其中,对所述机器可执行指令的运行还被配置为使所述计算系统:

通过利用所述T1加权脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统来采集(400)T1加权k空间数据;

通过利用所述EPI多回波脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统来采集(402)EPI多回波T2星加权k空间数据的多个采集;并且

在对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的采集期间控制(404)具有所述刺激信号的所述刺激系统。

8. 根据权利要求7所述的医学系统,其中,所述刺激系统是视觉刺激系统,并且其中,所述脑部体积包括视觉皮层。

9. 根据权利要求7或8所述的医学系统,其中,EPI多回波脉冲序列命令是单次击发EPI脉冲序列命令,其中,所述EPI多回波脉冲序列命令是多频带脉冲序列命令。

10. 根据权利要求1-3和5-8中的任一项所述的医学系统,其中,对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统根据所述对象特异性血液动力学响应函数来计算以下参数中的

任一个：最大幅度、达到最大幅度的时间、所述对象特异性血液动力学响应函数的FWHM宽度、所述对象特异性血液动力学响应函数的偏斜度、所述对象特异性血液动力学响应函数的积分、初始最大上升斜率、最大下降斜率，以及其组合。

11. 根据权利要求1-3和5-8中的任一项所述的医学系统，其中，对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统：

接收描述所述对象的脑部区域的功能性磁共振成像k空间数据；并且

使用所述功能性磁共振成像k空间数据和所述对象特异性血液动力学响应函数来计算功能性磁共振图像。

12. 根据权利要求1-3和5-8中的任一项所述的医学系统，其中，对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统：

使用所述刺激信号根据所述R2星图来构建百分比变化映射；

通过在所述百分比变化映射内搜索高于预定阈值的体素来提供所述一个或多个种子体素。

13. 根据权利要求1-3和5-8中的任一项所述的医学系统，其中，R2星图的所述时间系列包括块相关的R2星图，其中，对所述机器可执行指令的运行使所述计算系统通过以下操作来识别所述一个或多个种子体素：

通过计算静息块与刺激块之间的变化来根据所述块相关的R2星图构建百分比变化映射；

通过在所述百分比变化映射内搜索高于预定阈值的体素来提供所述一个或多个种子体素。

14. 一种医学成像的方法，其中，所述方法包括：

接收 (200) 针对对象 (318) 的脑部体积 (500) 的R2星图的时间系列 (122)；

接收 (202) 刺激信号 (124)，所述刺激信号描述被反复提供给所述对象的感觉刺激的发生，其中，所述刺激信号与所述R2星图的所述时间系列同步；

接收 (204) 对在所述R2星图的所述时间系列中识别的一个或多个种子体素的选择 (126)；

通过对所述R2星图的所述时间系列应用时间滤波算法来计算 (206) 所述R2星图的去噪时间系列 (128)；

通过计算所述一个或多个种子体素中的每个体素与所述R2星图的所述去噪时间系列之间的逐像素相关性来计算 (208) 针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的相关性图 (130)；

通过组合在针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的所述相关性图中识别的高于预定阈值的体素来确定 (210) 所述脑部体积的激活区域 (132)；

通过将所述R2星图的所述时间系列与所述刺激信号对齐来提供 (212) 针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的血液动力学响应函数 (134)；并且

通过对针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数进行平均化来提供 (214) 对象特异性血液动力学响应函数 (136)。

15. 一种计算机程序产品,其包括被配置用于由计算系统(104)运行的机器可执行指令(120),其中,对所述机器可执行指令的运行使所述计算系统:

接收(200)针对对象的脑部体积(500)的R2星图的时间系列(122);

接收(202)刺激信号(124),所述刺激信号描述被反复提供给所述对象的感觉刺激的发生,其中,所述刺激信号与所述R2星图的所述时间系列同步;

接收(204)对在所述R2星图的所述时间系列中识别的一个或多个种子体素的选择(126);

通过对所述R2星图的所述时间系列应用时间滤波算法来计算(206)所述R2星图的去噪时间系列(128);

通过计算所述一个或多个种子体素中的每个体素与所述R2星图的所述去噪时间系列之间的逐像素相关性来计算(208)针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的相关性图(130);

通过组合在针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的所述相关性图中识别的高于预定阈值的体素来确定(210)所述脑部体积的激活区域(132);

通过将所述R2星图的所述时间系列与所述刺激信号对齐来提供(212)针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的血液动力学响应函数(134);并且

通过对针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数进行平均化来提供(214)对象特异性血液动力学响应函数(136)。

对象特异性血液动力学响应函数的确定

技术领域

[0001] 本发明涉及功能性磁共振成像,特别涉及血液动力学响应函数。

背景技术

[0002] 磁共振成像(MRI)扫描器使用大型静态磁场来使原子的核自旋对齐,作为产生患者体内的图像的流程的部分。这个大型静态磁场被称为 B_0 场或主磁场。能够使用MRI在空间中测量对象的各种量或属性。能够通过使用脉冲序列控制对磁共振数据的采集来实施各种成像协议,并且能够使用各种成像协议来测量对象的各种属性。

[0003] 例如,在功能性磁共振成像(fMRI)中,使用磁共振成像来测量脑部活动。一种常见的功能性磁共振成像是血氧水平相关(BOLD)的对比度。BOLD成像依赖于氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的属性。氧合血红蛋白是顺磁性的,而脱氧血红蛋白是抗磁性的。因此,T2星加权脉冲序列能够检测脑部中的血液氧合的变化。BOLD信号的特征在于血液动力学响应函数。

[0004] 美国专利公布物US 9116219 B1公开了用于使用多厚片回波体积成像(EVI)进行高速功能性磁共振成像的系统和方法,特别是多切片激励和单次击发(shot)3D编码与并行成像的组合,以减少几何图像的失真和模糊,并且与常规回波平面成像(EPI)相比增加了血氧水平相关(BOLD)的灵敏度。

发明内容

[0005] 执行功能性磁共振成像(fMRI)的缺点是当前的临床技术会假定恒定的血液动力学响应函数。实施例可以提供如本文所公开的快速准确地确定对象特异性血液动力学响应函数的手段。对象特异性血液动力学响应函数会有几个益处。首先,它可以用于提高对同一对象的后续fMRI研究的准确性。另一优点是如本文所说明的血液动力学响应函数因人而异并且会对诊断测试有用。

[0006] 在一个方面,本发明提供了一种医学系统,所述医学系统包括存储器和计算系统,所述存储器存储机器可执行指令。所述计算系统可以被集成到不同的配置中。例如,在一个示例中,可以通过互联网或其他网络系统获得计算系统(例如作为提供处理或图像处理服务的基于云的系统)。在其他示例中,计算系统可以是放射科医师或其他医学专业人员使用的工作站或其他计算机系统。在另外的示例中,计算系统可以是针对磁共振成像系统的控制系统,或者被集成到针对磁共振成像系统的控制系统中或者是针对磁共振成像系统的控制系统的模块。

[0007] 对所述机器可执行指令的运行使所述计算系统接收针对对象的脑部体积的R2星图的时间系列。R2星图的时间系列是对象的脑部体积内的R2星值的映射。该图是以时间系列或按时间顺序呈现的这些图的系列的形式提供的。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统接收刺激信号,所述刺激信号描述被反复提供给所述对象的感觉刺激的发生。刺激信号与R2星图的时间系列同步。感觉刺激是被提供给对象的刺激,该刺激激活对对象

的刺激。这可以有助于确定R2星值,因为感觉刺激可以是对象在精神上对其做出反应的被动事物。例如,在功能性磁共振成像研究中,对象能够接受执行精神任务的任务。然而,感觉刺激类似于被提供给对象的听觉或视觉信号,并且不需要精神奋发或思考。

[0008] 对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统接收对在所述R2星图的所述时间系列中识别的一个或多个种子体素的选择。一个或多个种子体素可以例如是被识别为脑部体积中由感觉刺激激活的部分。这种选择可以例如由自动化系统提供或者由操作者来进行选择。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过对所述R2星图的所述时间系列应用时间滤波算法来计算所述R2星图的去噪时间系列。例如,能够将特定体素中的R2星的值视为时间的函数。能够使用时间滤波器对这个时间系列进行去噪。可以应用数字滤波算法或在最简单的情况下将样条拟合到针对特定体素的R2星值的方法。

[0009] 对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过计算所述一个或多个种子体素中的每个体素与所述R2星图的所述去噪时间系列之间的逐像素相关性来计算针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的相关性图。也就是说,对于一个或多个种子体素中的每个种子体素,计算该体素与R2星图中的所有其他体素之间的相关性图。这可以例如通过计算相关系数来实现。对于特定体素,将存在R2星值的时间系列。对于一个或多个种子体素中的每个体素,计算针对每个体素的R2星值的时间信号的相关系数。

[0010] 对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过组合在针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的所述相关性图中识别的高于预定阈值的体素来确定所述脑部体积的激活区域。例如,针对一个或多个种子体素中的每个种子体素,存在它与脑部体积的其他体素之间的相关性图。这些相关性图中的每幅相关性图都能够被阈值化并且然后被组合。这可以确保脑部中被感觉刺激激活的区域不会被忽略。

[0011] 对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过将所述R2星图的所述时间系列与所述刺激信号对齐来提供针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的血液动力学响应函数。所述激活区域是脑部体积中被示为与一个或多个种子体素相关的部分。然后,使用激活区域中的体素来计算血液动力学响应函数。刺激信号指示何时向对象提供感觉刺激。这可以用于获取针对激活区域中的每个体素的R2星图的时间信号并且将这些个体响应函数对齐在一起。

[0012] 对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过对针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数进行平均化来提供对象特异性血液动力学响应函数。对于每个体素,每次感觉刺激发生时,都将存在描述血液动力学响应函数的数据。通过收集针对激活区域中的每个体素的感觉刺激的每次发生的所有血液动力学响应函数并且然后对它们进行平均化来计算对象特异性血液动力学响应函数。

[0013] 该实施例可以具有以下优点:它提供了可以用于评估对象的对象特异性血液动力学响应函数。对象特异性血液动力学响应函数会因人而异,也会因人的健康状态而异。具有对象特异性血液动力学响应函数也可以非常有用,因为它可以使得其他功能性磁共振成像研究的性能更加准确。典型地,在功能性磁共振成像期间,假定血液动力学响应函数具有特定值。正如后面将要证明的,情况并非如此,个体之间可能存在非常大的变化。这种变化能够用于研究或提供会对医生有用的信息,并且如前面所提到的,这种变化能够在其他研究

中提供更准确的功能性磁共振成像。

[0014] 在另一实施例中,对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统计算针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数中的每个血液动力学响应函数的最大值的时间。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统计算针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数中的每个血液动力学响应函数的最大值的所述时间的统计属性。

[0015] 对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统:如果任何血液动力学响应函数不满足使用所述统计属性确定的预定准则,则从对所述对象特异性血液动力学响应函数的计算中移除该血液动力学响应函数。这例如可以用于移除异常数据。例如,该人可能已经移动了,或者数据中的一些数据可能不可用或不相关。统计属性可以例如是平均值或一定数量的标准偏差或来自直方图的窗口。这可以为提高对象特异性血液动力学响应函数的估计的质量提供方便的手段。

[0016] 在另一实施例中,针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数中的每个血液动力学响应函数的最大值的所述时间是使用平滑化函数来计算的。例如,可以拟合数字滤波器或曲线并将其用作平滑化函数。例如,可以将样条拟合到个体血液动力学响应函数中的每个血液动力学响应函数以提供对最大值的更好估计。

[0017] 在另一实施例中,对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统接收描述所述对象的所述脑部体积的EPI多回波T2星加权k空间数据的多个采集。所述多个采集与所述刺激信号同步。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统接收描述所述对象的所述脑部体积的T1加权k空间数据。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统根据所述T1加权k空间数据来重建所述脑部体积的T1加权图像。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统重建针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的T2星加权图像。

[0018] 对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过执行预处理来计算针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的对齐的T2星加权图像,所述预处理将针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的所述T2星加权图像与所述脑部体积的所述T1加权图像彼此对齐。例如,在采集T2星加权k空间数据的过程中,对象可能会移动。T1加权k空间数据和所得到的脑部体积的T1加权图像或T2开始加权图像之一可以用作校正该运动的参考。

[0019] 对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过将曲线拟合到针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的所对齐的T2星加权图像来计算针对每个体素的所述对象的所述脑部体积的所述R2星图的所述时间系列。针对多个回波的数据可以用于计算衰减率,从而计算针对每个体素的R2星值。这可以是有利的,因为它可以为特定体素提供极其准确的R2星值的估计。

[0020] 在另一实施例中,对针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的所对齐的T2星加权图像的计算是通过预处理来执行的,所述预处理将针对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的每个回波的所述T2星加权图像与所述脑部体积的所

述T1加权图像彼此对齐,所述预处理包括以下步骤:第一步骤是将与EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集中的选定采集的第一回波相对应的选定图像共配准到所述T1加权图像。下一步骤是分割所述T1加权图像以产生灰质分割、白质分割和脑脊液分割。

[0021] 在下一步骤中,使用所述选定图像与所述T1加权图像之间的所述共配准来对所述T1加权图像、所述灰质分割、所述白质分割和所述脑脊液分割进行重新切片以匹配所述选定图像。以这种方式,数据集在空间上都是对齐的。在下一步骤中,使用所述灰质分割、所述白质分割和所述脑脊液分割来构建脑部掩模。在最后的步骤中,将针对EPI多回波的所述多个采集的每个回波的所述T2星加权图像与所述选定图像的对应图像重新对齐。脑部掩模可以用于确定在分析中忽略的区。

[0022] 在另一实施例中,描述所述对象的所述脑部体积的所述EPI多回波T2星加权k空间数据具有针对三个回波的k空间数据。使用三个回波可以是有益的,因为它可以提供对T2星或R2星值的准确确定。仅使用两个回波会导致对T2星值的测量不准确。使用四个回波也不会提供明显更好的估计,但会花费相当长的时间。

[0023] 在另一实施例中,所述存储器还存储EPI多回波脉冲序列命令和T1加权脉冲序列命令。所述医学系统还包括磁共振成像系统。所述医学系统还包括刺激系统,所述刺激系统被配置为将所述感觉刺激提供给所述对象。这可以例如是向对象提供视觉刺激的显示器或投影仪。在其他示例中,刺激系统可以由听觉或扬声器或耳机系统来提供。在另外的示例中,感觉刺激可以是触觉刺激。

[0024] 对所述机器可执行指令的运行还被配置为使所述计算系统通过利用所述T1加权脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统来采集所述T1加权k空间数据。对所述机器可执行指令的运行还被配置为使所述计算系统通过利用所述EPI多回波脉冲序列命令控制所述磁共振成像系统来采集EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集。最后,对所述机器可执行指令的运行还被配置为使所述计算系统在对EPI多回波T2星加权k空间数据的所述多个采集的采集期间控制具有所述刺激信号的所述刺激系统。在一些示例中,可以存在与k空间数据一起记录的元数据或其他地方的元数据,或者用于使刺激信号与T2星加权k空间数据的采集同步的时钟信息。

[0025] 在另一实施例中,所述刺激系统是视觉刺激系统。所述脑部体积包括视觉皮层。在不同的示例中,由刺激系统提供的刺激信号可以不同。在一些情况下,刺激信号中的事件的定时可以随机变化,以防止人们对刺激何时发生进行计数或预测。

[0026] 在另一实施例中,所述EPI多回波脉冲序列命令是单次击发EPI脉冲序列命令。所述EPI多回波脉冲序列命令是多频带脉冲序列命令。这具有可以更快速地采集T2星加权k空间数据的优点。

[0027] 在另一实施例中,对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统根据所述对象特异性血液动力学响应函数来计算以下参数中的任一个:最大幅度、达到最大幅度的时间、所述对象特异性血液动力学响应函数的FWHM宽度或半值全宽宽度、所述对象特异性血液动力学响应函数的偏斜度、所述对象特异性血液动力学响应函数的积分、初始最大上升斜率、最大下降斜率,以及其组合。所有这些参数在提供描述对象的可能的诊断信息时都是有用的。

[0028] 在另一实施例中,对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统接收描述所述

对象的脑部区域的功能性磁共振成像k空间数据。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统使用所述功能性磁共振成像k空间数据和所述对象特异性血液动力学响应函数来计算功能性磁共振图像。在该实施例中,对象特异性血液动力学响应函数用于分析常规的功能性磁共振图像或者重建常规的功能性磁共振图像。这可以是有利的,因为使用了血液动力学响应函数的常规特定值。然而,事实并非如此,因为该函数会因人而异。该实施例可以提供更高质量和/或更准确的功能性磁共振图像。

[0029] 在另一实施例中,对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统使用所述刺激信号根据所述R2星图来构建百分比变化映射。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过在所述百分比变化映射内搜索高于预定阈值的体素来提供所述一个或多个种子体素。在该实施例中,事件特异性数据用于搜索种子体素。

[0030] 在另一实施例中,R2星图的所述时间系列包括块相关的R2星图。在块相关的功能性磁共振成像中,在与静息时段相间隔的时间段内向对象呈现刺激。这可以有助于识别脑部中被特定刺激激活的特定区域。在该实施例中,块相关的R2星图针对的是这样的时间段。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过计算静息块与刺激块之间的变化来根据所述块相关的R2星图构建百分比变化映射,从而识别所述一个或多个种子体素。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过在所述百分比变化映射内搜索高于预定阈值的体素来提供所述一个或多个种子体素,从而识别所述一个或多个种子体素。这也可以等同于搜索一定数量的具有最高值的体素。

[0031] 在另一方面,本发明提供了一种医学成像的方法。所述方法包括接收针对对象的脑部体积的R2星图的时间系列。所述方法还包括接收刺激信号,所述刺激信号描述被反复提供给所述对象的感觉刺激的发生。所述刺激信号与所述R2星图的所述时间系列同步。所述方法还包括接收对在所述R2星图的所述时间系列中识别的一个或多个种子体素的选择。所述方法还包括通过对所述R2星图的所述时间系列应用时间滤波算法来计算所述R2星图的去噪时间系列。所述方法还包括通过计算所述一个或多个种子体素中的每个体素与所述R2星图的所述去噪时间系列之间的逐像素相关性来计算针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的相关性图。所述方法还包括通过组合在针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的所述相关性图中识别的高于预定阈值的体素来确定所述脑部体积的激活区域。

[0032] 所述方法还包括通过将所述R2星图的所述时间系列与所述刺激信号对齐来提供针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的血液动力学响应函数。所述方法还包括通过对针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数进行平均化来提供对象特异性血液动力学响应函数。在前面已经讨论过了该实施例的优点。

[0033] 在另一方面,本发明提供了一种计算机程序,所述计算机程序包括被配置用于由计算系统运行的机器可执行指令。所述计算机程序可以例如被存储在存储器或存储设备(例如,非瞬态存储介质)中。

[0034] 对所述机器可执行指令的运行使所述计算系统接收针对对象的脑部体积的R2星图的时间系列。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统接收刺激信号,所述刺激信号描述被反复提供给所述对象的感觉刺激的发生。所述刺激信号与所述R2星图的所述时间系列同步。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统接收对在所述R2星图的所述

时间系列中识别的一个或多个种子体素的选择。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过对所述R2星图的所述时间系列应用时间滤波算法来计算所述R2星图的去噪时间系列。

[0035] 对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过计算所述一个或多个种子体素中的每个体素与所述R2星图的所述去噪时间系列之间的逐像素相关性来计算针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的相关性图。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过组合在针对所述一个或多个种子体素中的每个体素的所述相关性图中识别的高于预定阈值的体素来确定所述脑部体积的激活区域。

[0036] 对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过将所述R2星图的所述时间系列与所述刺激信号对齐来提供针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的血液动力学响应函数。对所述机器可执行指令的运行还使所述计算系统通过对针对每个体素和所述脑部体积的所述激活区域中的所述感觉刺激的每次发生的所述血液动力学响应函数进行平均化来提供对象特异性血液动力学响应函数。在前面已经讨论过了该实施例的优点。

[0037] 应当理解,可以组合本发明的前述实施例中的一个或多个实施例,只要所组合的实施例并不相互排斥即可。

[0038] 本领域的技术人员将意识到,本发明的各方面可以被实施为装置、方法或计算机程序产品。因此,本发明的各方面可以采用以下形式: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)或在本文中全部被通称为“电路”、“模块”或“系统”的组合了软件方面和硬件方面的实施例。此外,本发明的各方面可以采用被实施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被实施在其上的计算机可执行代码。

[0039] 可以利用一个或多个计算机可读介质的任何组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或计算机可读存储介质。本文使用的“计算机可读存储介质”涵盖可以存储能由计算设备的处理器或计算系统执行的指令的任何有形存储介质。计算机可读存储介质可以被称为计算机可读非瞬态存储介质。计算机可读存储介质还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能够存储能够由计算设备的计算系统访问的数据。计算机可读存储介质的示例包括但不限于:软盘、磁盘驱动器、固态硬盘、闪存存储器、USB拇指驱动器、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘以及计算系统的寄存器文件。光盘的示例包括压缩盘(CD)和数字多用盘(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”还指能够由计算机设备经由网络或通信链路进行存取的各种类型的记录媒介。例如,可以在调制解调器上、在互联网上或在局域网上检索数据。可以使用任何适当的介质来传输在计算机可读介质上实施的计算机可执行代码,所述任何适当的介质包括但不限于:无线、有线、光纤缆线、RF等,或前项的任何合适的组合。

[0040] 计算机可读信号介质可以包括例如在基带中或作为载波的部分的、在其中实施计算机可执行代码的传播的数据信号。这样的经传播的信号可以采用各种形式中的任何形式,包括但不限于:电磁、光学或其任何合适的组合。计算机可读信号介质可以是这样的任何计算机可读介质:所述计算机可读介质不是计算机可读存储介质并且能够传递、传播或

传输用于由指令执行系统、装置或设备使用的程序或与指令执行系统、装置或设备结合使用的程序。

[0041] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的示例。计算机存储器是能被计算机系统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外的示例。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,或者反之亦然。

[0042] 本文使用的“计算系统”涵盖能够运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“计算系统”的示例在内的计算系统的引用应被解读为可以包含一个以上计算系统或处理核。计算系统可以例如是多核处理器。计算系统也可以指在单个计算机系统之内的或被分布在多个计算机系统之间的计算系统的集合。术语“计算系统”也应被解读为可以指多个计算设备的集合或网络,所述多个计算设备中的每个计算设备均包括处理器或计算系统。机器可执行代码或指令可以由可以在相同的计算设备之内或者甚至可以被分布在多个计算设备上的多个计算系统或处理器来运行。

[0043] 机器可执行指令或计算机可执行代码可以包括令处理器或其他计算系统执行本发明的一方面的指令或程序。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被写成一种或多种编程语言的任何组合,包括面向对象的编程语言(例如,Java、Smalltalk、C++等)和常规程序编程语言(例如,“C”编程语言或类似的编程语言),并且被编译成机器可执行指令。在一些实例中,计算机可执行代码可以是高级语言的形式或是预编译的形式,并且可以与解读器联合使用,所述解读器在运行中生成机器可执行指令。在其他实例中,机器可执行指令或计算机可执行代码可以是对可编程逻辑门阵列进行编程的形式。

[0044] 计算机可执行代码可以完全在用户的计算机上、部分在用户的计算机上、作为独立软件包、部分在用户的计算机上并且部分在远程计算机上,或者完全在远程计算机或服务器上执行。在后一种场景中,远程计算机可以通过任何类型的网络连接到用户的计算机,所述网络包括局域网(LAN)或广域网(WAN),或者可以连接到外部计算机(例如,通过使用互联网服务提供商的互联网)的连接。

[0045] 参考根据本发明的实施例的流程图图示和/或方法、装置(系统)以及计算机程序产品的框图描述了本发明的各方面。应当理解,在适当时能够由计算机可执行代码形式的计算机程序指令来实施流程图、图示和/或框图的框的每个框或部分。还应当理解,当互不排斥时,可以对不同的流程图、图示和/或框图中的框进行组合。可以将这些计算机程序指令提供给通用计算机、专用计算机或其它可编程数据处理装置的计算系统以产生机器,使得经由计算机或其它可编程数据处理装置的计算系统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。

[0046] 这些机器可执行指令或计算机程序指令也可以被存储在计算机可读介质中,所述计算机可读介质能够指导计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备来以特异性方式起作用,使得被存储在计算机可读介质中的指令产生制造品,所述制造品包括实施在流程图和/或一个或多个框图框中指定的功能/动作的指令。

[0047] 机器可执行指令或计算机程序指令也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,以引起要在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行的一系列操作

步骤,从而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指定的功能/动作的过程。

[0048] 本文使用的“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/或从操作者接收信息或数据。用户接口可以使得来自操作者的输入能够被所述计算机接收,并且可以从计算机向用户提供输出。换言之,用户接口可以允许操作者控制或操纵计算机,并且接口可以允许计算机指示操作者的控制或操纵的效果。在显示器或图形用户接口上显示数据或信息是向操作者提供信息的示例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触控板、指点杆、图形输入板、操纵杆、游戏手柄、网络摄像头、头戴式设备、脚踏板、有线手套、遥控器以及加速度计来接收数据是使得能够从操作者接收信息或数据的用户接口部件的全部示例。

[0049] 本文使用的“硬件接口”涵盖使得计算机系统的计算系统能够与外部计算设备和/或装置交互和/或控制外部计算设备和/或装置的接口。硬件接口可以允许计算系统向外部计算设备和/或装置发送控制信号或指令。硬件接口还可以使得计算系统能够与外部计算设备和/或装置交换数据。硬件接口的示例包括但不限于: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、模拟输入接口以及数字输入接口。

[0050] 本文使用的“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、听觉和/或触觉的数据。显示器的示例包括,但不限于:计算机监视器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示器、盲文屏幕、阴极射线管(CRT)、存储管、双稳显示器、电子纸、矢量显示器、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)、投影仪以及头戴式显示器。

[0051] k空间数据数据在本文中被定义为是在磁共振成像扫描期间使用磁共振装置的天线记录的对通过原子自旋发射的射频信号的测量结果。

[0052] 磁共振成像(MRI)图像或MR图像在本文中被定义为是对在k空间数据内包含的解剖数据重建的二维可视化或三维可视化。能够使用计算机来执行这种可视化。

附图说明

[0053] 下面将参考附图并且仅通过示例的方式描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0054] 图1图示了医学系统的示例;

[0055] 图2示出了图示使用图1的医学系统的方法的流程图;

[0056] 图3图示了医学系统的另外的示例;

[0057] 图4示出了说明使用图3的医学系统的方法的流程图;

[0058] 图5示出了T1加权图像的示例;

[0059] 图6示出了三维R2星图像的三幅视图,它们示出了针对任务块的激活的百分比变化;

[0060] 图7示出了针对在图6中选择的种子体素的事件相关的R2星数据;

[0061] 图8示出了针对脑部体积的一个切片的皮尔逊相关系数;

[0062] 图9图示了激活区域的示例;

- [0063] 图10示出了针对在图9中描绘的所有激活区域的R2星值的总和；
- [0064] 图11描绘了血液动力学响应函数；
- [0065] 图12示出了血液动力学响应函数的最大值的直方图1200；
- [0066] 图13示出了平均血液动力学响应函数；
- [0067] 图14示出了针对多个个体的对象特异性血液动力学响应函数；并且
- [0068] 图15示出了使用三点测量来确定R2星值的优点。
- [0069] 附图标记列表
- [0070] 100 医学系统
- [0071] 102 计算机
- [0072] 104 计算系统
- [0073] 106 硬件接口
- [0074] 108 用户接口
- [0075] 110 存储器
- [0076] 120 机器可执行指令
- [0077] 122R2星图的时间系列
- [0078] 124刺激信号
- [0079] 126对一个或多个种子体素的选择
- [0080] 128R2星图的去噪时间系列
- [0081] 130 相关性图
- [0082] 132 脑部体积的激活区域
- [0083] 134 血液动力学响应函数
- [0084] 136对象特异性血液动力学响应函数
- [0085] 200接收针对对象的脑部体积的R2星图的时间系列
- [0086] 202接收描述被反复提供给对象的感觉刺激的发生的刺激信号
- [0087] 204接收对在R2星图的时间系列中识别的一个或多个种子体素的选择
- [0088] 206通过对R2星图的时间系列应用时间滤波算法来计算R2星图的去噪时间系列
- [0089] 208通过计算一个或多个种子体素中的每个体素与R2星图的去噪时间系列之间的逐像素相关性来计算针对一个或多个种子体素中的每个体素的相关性图210通过组合在针对一个或多个种子体素中的每个体素的相关性图中识别的高于预定阈值的体素来确定脑部体积的激活区域
- [0090] 212通过将R2星图的时间系列与刺激信号对齐来提供针对每个体素和脑部体积的激活区域中的感觉刺激的每次发生的血液动力学响应函数
- [0091] 214通过对针对每个体素和脑部体积的激活区域中的感觉刺激的每次发生的血液动力学响应函数进行平均化来提供对象特异性血液动力学响应函数
- [0092] 300 医学系统
- [0093] 302 磁共振成像系统
- [0094] 304 磁体
- [0095] 306 磁体的膛
- [0096] 308 成像区

- [0097] 309°视场
- [0098] 310 磁场梯度线圈
- [0099] 312 磁场梯度线圈电源
- [0100] 314 射频线圈
- [0101] 316 收发器
- [0102] 318 对象
- [0103] 320 对象支撑物
- [0104] 322刺激系统(显示器)
- [0105] 330EPI多回波脉冲序列命令
- [0106] 332T1加权脉冲序列命令
- [0107] 334EPI多回波T2星加权k空间数据
- [0108] 336T1加权k空间数据
- [0109] 338脑部体积的T1加权图像
- [0110] 340针对每个回波的T2星加权图像
- [0111] 342针对每个回波的对齐的T2星加权图像
- [0112] 400通过利用T1加权脉冲序列命令控制磁共振成像系统来采集T1加权k空间数据
402通过利用EPI多回波脉冲序列命令控制磁共振成像系统来采集EPI多回波T2星加权k空间数据的多个采集
- [0113] 404在对EPI多回波T2星加权k空间数据的多个采集的采集期间控制具有刺激信号的刺激系统
- [0114] 406根据T1加权k空间数据来重建脑部体积的T1加权图像
- [0115] 408重建针对EPI多回波T2星加权k空间数据的多个采集的每个回波的T2星加权图像
410通过执行预处理来计算针对EPI多回波T2星加权k空间数据的多个采集的每个回波的对齐的T2星加权图像,该预处理将针对EPI多回波T2星加权k空间数据的多个采集的每个回波的T2星加权图像与脑部体积的T1加权图像对齐
- [0116] 412通过将衰减曲线拟合到针对的EPI多回波T2星加权k空间数据的多个采集的每个回波的对齐的T2星加权图像来计算针对每个体素的对象的脑部体积的R2星图的时间系列
- [0117] 500脑部体积
- [0118] 600R2星图像的第一视图
- [0119] 602R2星图像的第二视图
- [0120] 604R2星图像的第三视图
- [0121] 700针对种子体素的事件相关的R2星时间系列
- [0122] 702 700的平滑化版本
- [0123] 704 700与702之间的差异
- [0124] 800针对脑部体积(的1个切片)的皮尔逊相关系数
- [0125] 802 掩模区域
- [0126] 1000 空间平均信号
- [0127] 1100 血液动力学响应函数

- [0128] 1200血液动力学函数的最大值的直方图
- [0129] 1202 最大值
- [0130] 1204 离群值
- [0131] 1300 平均血液动力学函数
- [0132] 1400针对多个个体的对象特异性血液动力学响应函数

具体实施方式

[0133] 在这些附图中,相同编号的元件要么是等效的元件,要么执行相同的功能。如果功能是等效的,则先前已经讨论过的元件将不必在后面的附图中再进行讨论。

[0134] 图1图示了医学系统100的示例。在该示例中,医学系统100包括具有计算系统104的计算机102。计算机102可以例如是分布式计算系统以及位于远程或经由云网络服务的计算机。计算机102也可以是放射科医师或其他医学专业人员使用的工作站或计算机。计算机102也可以是针对磁共振成像系统的控制系统。计算机102被示为包括计算系统104,计算系统104旨在表示可以位于一个或多个位置的一个或多个计算系统。计算系统104被连接到任选的硬件接口106和任选的用户接口108。如果存在的话,硬件接口106使得计算系统104能够控制医学系统100(例如,磁共振成像系统)的其他部件。用户接口108可以使得操作者能够控制和操作医学系统100并与之交互。

[0135] 计算系统104还被示为与存储器110通信。存储器110旨在表示能够与计算系统104通信的各种类型的存储器。存储器110被示为包含机器可执行指令120。机器可执行指令120使得计算系统104能够执行各种任务,例如,控制医学系统100的其他部件以及执行数字和图像处理任务。存储器110还被示为包含针对脑部体积的R2星图的时间系列122。

[0136] 存储器110还被示为包含与R2星图的时间系列122同步的刺激信号124。存储器110还被示为包含对脑部体积中的一个或多个种子体素的选择126。存储器110还被示为包含R2星图的去噪时间系列128。存储器110还被示为包含一个或多个种子体素126与R2星图的去噪时间系列中的其余体素之间的相关性图130。存储器110还被示为包含在脑部体积中识别的激活区域132,该激活区域132是通过对相关图130进行阈值化处理而识别的,然后该激活区域132被组合在一起。

[0137] 存储器110还被示为包含针对激活区域132的每个体素和在刺激信号124中所指示的每次呈现刺激时的血液动力学响应函数134。例如,对于一个特定体素,将存在多个血液动力学响应函数134,每次呈现刺激时都有一个血液动力学响应函数134。存储器110还被示为包含通过对血液动力学响应函数134平均化而得到的对象特异性血液动力学响应函数136。

[0138] 图2示出了说明操作图1的医学系统100的方法的流程图。首先,在步骤200中,接收R2星图的时间系列122。接下来,在步骤202中,接收刺激信号124。如前面所提到的,刺激信号124与R2星图的时间系列122同步。刺激信号124表示何时使用刺激生成器(例如,听觉或视觉显示器)向对象提供或呈现感觉刺激。然后,在步骤204中,接收对一个或多个种子体素的选择126。这可以例如由操作者手动提供,或者可以经由自动算法来提供。接下来,在步骤206中,根据R2星图的时间系列122来计算R2星图的去噪时间系列128。

[0139] 存在R2星图的系列。获取一个特定体素,然后从这些图中的每幅图中获取一个值,

针对每个体素存在一个基于时间的R2星信号。然后针对这些体素中的每个体素对该信号进行去噪以提供R2星图的去噪时间系列。这可以例如通过使用数字滤波器或者通过将曲线(例如,条样)拟合到数据来实现。接下来,在步骤208中,计算针对一个或多个种子体素的选择126中的每个选择的相关性图。例如,可以计算针对一个或多个种子体素中的每个种子体素的时间信号与R2星图的去噪时间系列中的其余体素之间的相关系数。在步骤210中,计算脑部体积的激活区域132。这是通过获取相关性图130并对它们进行阈值化处理来计算的。

[0140] 对单幅相关性图进行阈值化处理识别出在时间上与特定种子体素相关的区域。激活区域是经阈值化处理的相关性图的组合。然后,在步骤212中,通过将R2星图的时间系列与刺激信号对齐来提供针对每个体素和脑部体积的激活区域中的感觉刺激的每次发生的血液动力学响应函数134。最后,在步骤214中,然后通过对血液动力学响应函数134进行平均化来计算对象特异性血液动力学响应函数136。还可以执行诸如平滑化或曲线拟合之类的额外操作,但这不是必需的。

[0141] 图3示出了图示医学系统300的另外的示例的图。医学系统300类似于图1中描绘的医学系统100,不同之处在于它额外地包括磁共振成像系统302。

[0142] 磁共振成像系统302包括磁体304。磁体304是超导圆柱型磁体,该超导圆柱型磁体具有穿过其中的膛306。使用不同类型的磁体也是可以的;例如,也可以使用分裂式圆柱形磁体和所谓的开放式磁体。分裂式圆柱形磁体类似于标准圆柱形磁体,不同之处在于低温恒温器已被分成两段,以允许接近磁体的等平面,这样的磁体可以例如与带电粒子束治疗结合使用。开放式磁体具有两个磁体部段,一个在另一个之上,其间有足够大的空间以容纳对象:这两个部段区域的布置类似于亥姆霍兹线圈。开放式磁体很受欢迎,因为对象受到的限制较少。在圆柱形磁体的低温恒温器内部,存在超导线圈的集合。

[0143] 在圆柱形磁体304的膛306内存在成像区308,在成像区308中磁场足够强且均匀而能够执行磁共振成像。视场309被示出在成像区308内。所采集的磁共振数据通常是针对视场309采集的。视场309被示为对对象318的脑部体积进行成像,对象318被示为由对象支撑物320支撑。

[0144] 在成像区308内,对象318的头部在射频线圈314内。这使得能够对视场309进行成像。在一些情况下,脑部体积将与视场309完全相同。在其他情况下,脑部体积将在视场309内。T1加权图像可以例如具有比EPI多回波T2星加权图像更大的视场。

[0145] 在对象318的头部上方是刺激系统322,在该示例中,刺激系统322是显示器。可以使用各种类型的显示器,例如,反映磁体304的膛306外部的投影视图的反射镜,以及在对象318的眼睛正上方提供磁共振兼容显示器。也可以使用其他类型的刺激,例如,声音或触觉刺激。

[0146] 在磁体的膛306内还存在一组磁场梯度线圈310,这组磁场梯度线圈310用于采集预备磁共振数据,以对磁体304的成像区308内的磁自旋进行空间编码。磁场梯度线圈310连接到磁场梯度线圈电源312。磁场梯度线圈310旨在具有代表性。通常,磁场梯度线圈310包含三组单独的线圈,这三组单独的线圈用于在三个正交的空间方向上进行空间编码。磁场梯度电源向磁场梯度线圈供应电流。供应给磁场梯度线圈310的电流是根据时间受控的,并且可以是斜坡变化的或脉冲变化的。

[0147] 邻近成像区308的是射频线圈314,射频线圈314用于操纵成像区308内的磁自旋的

取向,并且用于接收来自成像区308内的自旋的无线电发射。在这种情况下,射频线圈314是头部线圈。射频天线可以包含多个线圈元件。射频天线也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可以被单独的发射线圈和接收线圈以及单独的发射器和接收器代替。应当理解,射频线圈314和射频收发器316是代表性的。射频线圈314还旨在表示专用发射天线和专用接收天线。同样,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。

[0148] 收发器316和磁场梯度线圈电源312被示为连接到计算机系统102的硬件接口106。这两个部件以及其他部件(例如,供应位置数据的对象支撑物)可以供应传感器数据126。

[0149] 存储器110还被示为包含EPI多回波脉冲序列命令,所述EPI多回波脉冲序列命令被配置用于采集EPI多回波T2星加权k空间数据。存储器110还被示为包含T1加权脉冲序列命令332,所述T1加权脉冲序列命令332被配置用于控制磁共振成像系统来采集T1加权k空间数据。脉冲序列命令通常是用于控制磁共振成像系统302来根据特定磁共振成像协议采集k空间数据的命令。

[0150] 存储器110还被示为包含EPI多回波T2星加权k空间数据334,所述EPI多回波T2星加权k空间数据334是通过利用EPI多回波脉冲序列命令330控制磁共振成像系统302来采集的。存储器110还被示为包含T1加权k空间数据336,所述T1加权k空间数据336是通过利用T1加权脉冲序列命令332控制磁共振成像系统302来采集的。存储器110还被示为包含脑部体积的T1加权图像338,所述的脑部体积的T1加权图像338是根据T1加权k空间数据336来重建的。存储器110还被示为包含针对EPI多回波T2星加权k空间数据334的每个回波的T2星加权图像340。存储器110还被示为包含针对每个回波的对齐的T2星加权图像342。

[0151] 图4示出了说明如何操作图3的医学系统300的流程图。首先,在步骤400中,通过利用T1加权脉冲序列命令332控制磁共振成像系统302来采集T1加权k空间数据336。然后,在步骤402中,通过多次利用EPI多回波脉冲序列命令330控制磁共振成像系统来采集EPI多回波T2星加权k空间数据334的多个采集。在多次采集EPI多回波T2星加权k空间数据334期间,执行步骤404。在步骤404中,控制具有刺激信号124的刺激系统322以向对象318呈现感觉刺激。

[0152] 刺激信号124然后与EPI多回波T2星加权k空间数据334的各个采集同步。然后,在步骤406中,根据T1加权k空间数据336来重建脑部体积的T1加权图像338。接下来,在步骤408中,重建针对EPI多回波T2星加权k空间数据334的多个采集中的每个采集的T2星加权图像。然后,在步骤410中,通过执行预处理来计算针对EPI多回波T2星加权k空间数据的多个采集中的每个采集的针对每个回波的对齐的T2星加权图像342,该预处理将针对EPI多回波T2星加权k空间数据的多个采集的每个回波的T2星加权图像与脑部体积的T1加权图像对齐。接下来,在步骤412中,通过将衰减曲线拟合到针对的EPI多回波T2星加权k空间数据的多个采集的每个回波的对齐的T2星加权图像来计算针对每个体素的对象的脑部体积的R2星图的时间系列122。在执行了步骤412之后,该方法然后进行到步骤200-214,如图2所示。

[0153] 功能性fMRI是神经科学中的一个重要工具,并且越来越多的证据表明fMRI能够用于诊断目的。特别地,在精神疾病中,fMRI能够证明是一个游戏改变者,例如,在许多情况下,解剖扫描没有显示这些患者的任何异常。然而,功能性fMRI却显示这些患者在脑部的其

他区具有异常响应(即,更强或更弱的响应)。fMRI响应是血液动力学变化的结果,血流量增加,并且在显示响应的区中氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的比率也不同。

[0154] 血流变化由血液动力学响应函数(HRF)描述。在大多数分析工具中,所有对象都使用恒定的HRF。如下面所说明的,HRF函数因对象而异,并且HRF可以具有额外的诊断价值。

[0155] 如本文所公开的,没有使用先验知识来确定HRF。利用多回波EPI来进行高时间分辨率测量。

[0156] 在一些示例中,该方法可以依赖于利用多回波EPI记录的fMRI数据,这样将对比度噪声比(CNR)增大了大约30%。一些示例的益处可以包括以下各项中的一项或多项:

[0157] -在没有先验知识的情况下分析HRF

[0158] -通过使用多回波fMRI来提高信噪比

[0159] -高空间分辨率。

[0160] fMRI任务:在下面的示例中,对象执行视觉任务:一个块设计和一个事件相关的任务。在所有的实验中,视觉刺激是一个闪烁的棋盘。对于块设计,持续时间为30秒,闪烁频率为8赫兹。总共记录了8个任务块,其间插入有30秒的静息块。实验以静息块结束。在事件相关的实验中,棋盘闪烁的持续时间为1秒并且频率为10赫兹。事件开始的时间间隔为20或30秒,并且随机变化。开始时间为:20秒、50秒、80秒、100秒、130秒、150秒、170秒、200秒、230秒、250秒、280秒、310秒、330秒、350秒、380秒、400秒、420秒、450秒、470秒、490秒。总共显示了20个事件。两次事件相关的运行是完全相同的。

[0161] 这个范例是用投光器或投影仪视觉呈现的。所有刺激的确切开始由来自扫描器的TLL脉冲控制。

[0162] 使用32通道头部线圈在3T MRI系统上记录所有MRI实验。所有fMRI实验都具有相同的参数设置。

[0163] 单次击发EPI;Tr=500毫秒;回波时间=12毫秒、28毫秒、44毫秒;多带加速(MB)=3个切片;体素大小=2.75×2.75×3;21切片;1020动态。因为短TR是“圣杯”,因此切片的数量是限制因素。结果,fMRI扫描没有在FH方向覆盖全脑,视场(fov)63毫米。

[0164] 图5示出了脑部体积的T1加权图像338的示例。在脑部体积的T1加权图像338内,指示了脑部体积500。在该示例中,脑部体积500包括视觉皮层。在所图示的示例中,使用了视觉刺激。因此,能够通过将脑部体积500限制在视觉皮层来节省时间。T1加权扫描是多次击发TFE,Tr/TE=8.3/3.8毫秒;体素大小为1立方厘米。在脑部体积500中采集单次击发EPI数据。

[0165] 对fMRI数据的预处理包括对T1w图像(fMRI数据)和T1w图像执行的以下步骤中的一个或多个步骤:

[0166] 1.将T1w图像共配准到(三个回波中的)第一回波的第一动态(块MRI数据的第一采集)。(使用第一动态的选择是任意的)

[0167] 2.针对灰质(GM)、白质(WM)和脑脊液(CSF)而分割T1加权图像(SPM分割)

[0168] 3.对T1w图像和分割结果进行重新切片以匹配回波1的第一动态(SPM重新切片)

[0169] 4.根据分割结果来构建掩模,以便为GM和整个脑部提供掩模。

[0170] 5.将fMRI数据的每个回波分别重新对齐到第一动态(SPM重新对齐)

[0171] 6.对fMRI数据执行线性去趋势分析

[0172] 7. 使用高斯核,FWHM5 (SPM) 对fMRI数据进行平滑化

[0173] 8. fMRI:使用fMRI数据执行对回波的对数线性拟合,以创建4D-R2星和4D-S0图。排除全脑掩模之外的数据。

[0174] 10. fMRI:基于R2星图来构建针对块任务的功能激活图

[0175] 图6示出了三维R2星图像的三幅视图600、602、604,它们示出了针对任务块的激活的百分比变化。这些图像用于手动选择种子体素126。该种子体素126在所有三幅图像中都被标记。图6示出了来自R2星数据的任务块4的激活的百分比信号变化 (PSC)。

[0176] 如下选择HRF响应:

[0177] 1) 手动选择激活区中的一个或两个种子体素(块范例),参见图6。

[0178] 2) 在事件相关的数据中选择所选择的体素的时间进程。

[0179] 3) 对这些种子体素应用平滑化样条(图7)。

[0180] 图7示出了针对图6中选择的种子体素126的事件相关的R2星数据。曲线700示出了原始数据。曲线702示出了与曲线700相同的数据,但是对数据应用了移动算法或去噪算法。曲线704示出了曲线700和702之间的差异,并且图示了被移除的噪声。

[0181] 接下来,为了确定脑部体积500的激活区域132,计算平滑体素702与fMRI数据的四维数据集中的所有平滑体素之间的皮尔逊相关系数。

[0182] 4) 确定平滑体素与下面的图8和图9中的事件相关的数据的4D数据集中的所有其他平滑体素的皮尔逊相关系数。

[0183] 图8示出了针对脑部体积的R2星图的一个时间段的一个切片的皮尔逊相关系数800的图像。皮尔逊相关系数800在中心是可见的,并且围绕它的区域802已经被掩蔽掉。通过对皮尔逊相关系数800进行阈值化处理,识别出激活区域132并且在图9中显示出激活区域132。图9是通过图8进行阈值化处理而产生的。

[0184] 5) 应用阈值(0.75)并从原始未平滑数据中选择体素。对时间进程进行去趋势(5阶)和平均化。图10示出了针对图9中描绘的所有激活区域132的R2星值的总和。这是空间平均信号1000。

[0185] 6) 选择窗口为-5秒到20秒的HRF响应。刺激开始于0秒。在图11中,对所有选择的HRF响应进行平均化。保存所有(未平滑的)个体响应以供进一步分析。

[0186] 图11描绘了使用上面刚刚描述的选择准则通过添加从图10中的曲线1000获取的HRF来计算的血液动力学响应函数1100。

[0187] 存在106个体素,其中,每个体素有20个HRF响应。这给出了4100个响应,添加这些响应以构建HRF 1100。

[0188] 7) 将平滑化样条(再次)拟合到步骤5中保存的所有个体响应。确定时间最大值并绘制直方图,参见图12。

[0189] 图12分别示出了4100个血液动力学响应函数的最大值的直方图1200。在该图中,能够看到最大值1202和多个离群值1204。在继续之前,从分析中移除被标记为1204的区域中的血液动力学响应函数;这样移除了离群值。在该示例中,使用直方图来选择离群值,但是其他值(例如,在最大值1202的一定数量的标准偏差内)也将很好地起作用。

[0190] 8) 选择直方图中的最大值附近的HRF响应,窗口:-1.5秒到+2.0秒。对所选择的未平滑HRF响应求和。保存总和(平均值)以供进一步分析,参见图13。

[0191] 图13示出了平均血液动力学响应函数1300,它是基于图12中描绘的直方图1200根据“幸存”选择的2555个血液动力学响应函数的平均结果计算的。血液动力学响应函数1300仍然显示出一些噪声并且相对粗糙。血液动力学响应函数(HRF)1300可以例如被去噪或拟合到样条函数。

[0192] HRF响应的对象分析

[0193] 将平滑化样条加到总和上。所有进一步的处理和分析都是在平滑化的HRF上进行的。

[0194] 对于每个HRF,最大R2星是根据平滑曲线确定的。事件开始时($t=0$)的信号值作为参考。相对于参考来计算百分比信号变化(PSC)以提供HRF曲线作为PSC。

[0195] 图14示出了HRF曲线的示例。

[0196] 图14图示了针对多个个体的对象特异性血液动力学响应函数1400。这些对象特异性血液动力学响应函数被标记为HRF 1002至HRF 1108、HRF 1110和HRF 1101至HRF 1109。如图14所示,能够看出,针对多个个体的对象特异性血液动力学响应函数1400对于不同个体变化很大,并且它还示出了在执行其他功能性磁共振成像协议时使用针对多个个体的对象特异性血液动力学响应函数1400的优点。

[0197] 能够确定这些HRF响应的几个参数:

[0198] -最大幅度(PSC最大值)。

[0199] -到最大幅度的时间

[0200] -响应的宽度(FWHM)

[0201] -响应的偏斜度

[0202] -响应的积分

[0203] -初始最大上升斜率(斜率1)

[0204] -最大下降斜率(斜率2)

[0205] 下表示出了一个示例。这些数据是对图14所示的HRF响应的分析。

	平均值	标准差
到最大幅度的时间	5.31	0.80
最大 PSC	2.30	0.53
[0206] FWHM	5.55	0.74
偏斜度	0.35	0.38
积分	25.62	8.60
斜率 1	0.39	0.09
斜率 2	-0.26	0.09

[0207] 下图说明了多回波fMRI的优点。分析了R2星数据和回波2数据(仅使用2个回波确定HRF)。回波2是在28毫秒的TE时记录的,它表示使用单回波fMRI的研究。对于两个数据集,使用了与上面推导的方式相同的处理。确定两个数据集的最大PSC,如下图15所示。

[0208] 图15图示了使用三点测量来确定R2星值的优点。在图15中,使用三点R2星值1500(如本文所述)以及在28毫秒的时间的第二回波来进行分析,这是使用单回波功能性磁共振成像的非常典型的研究或者表示使用单回波功能性磁共振成像的研究,两个数据集都具有与上面推导的方式相同的数据处理。如图15所示,确定两个数据集的最大百分比变化。每个R2星值1500在第二回波1502数据之上。能够看出,使用单回波功能性磁共振成像技术存在系统误差。R2星数据与回波2数据之间的平均差异是34%

[0209] 虽然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例性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0210] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实施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。单个处理器或其他单元可以实施在权利要求中记载的若干项的功能。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如,与其他硬件一起或作为其他硬件的部分而供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式分布,例如,经由互联网或其他有线或无线的电信系统进行分布。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

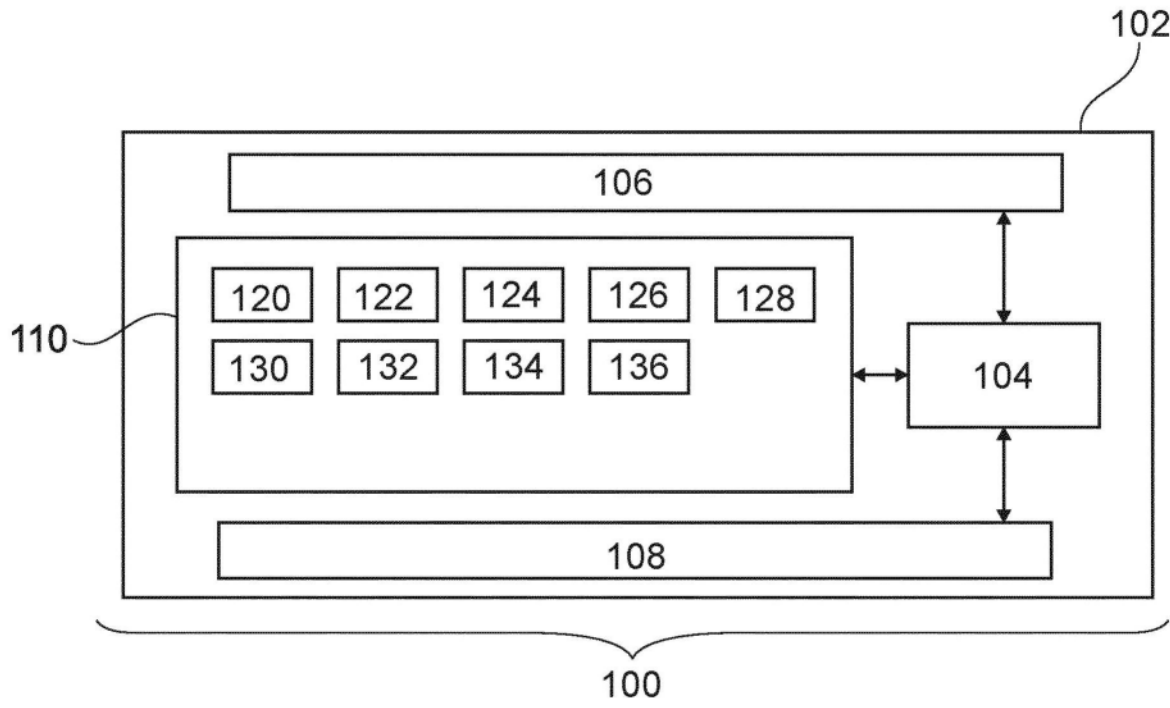


图1

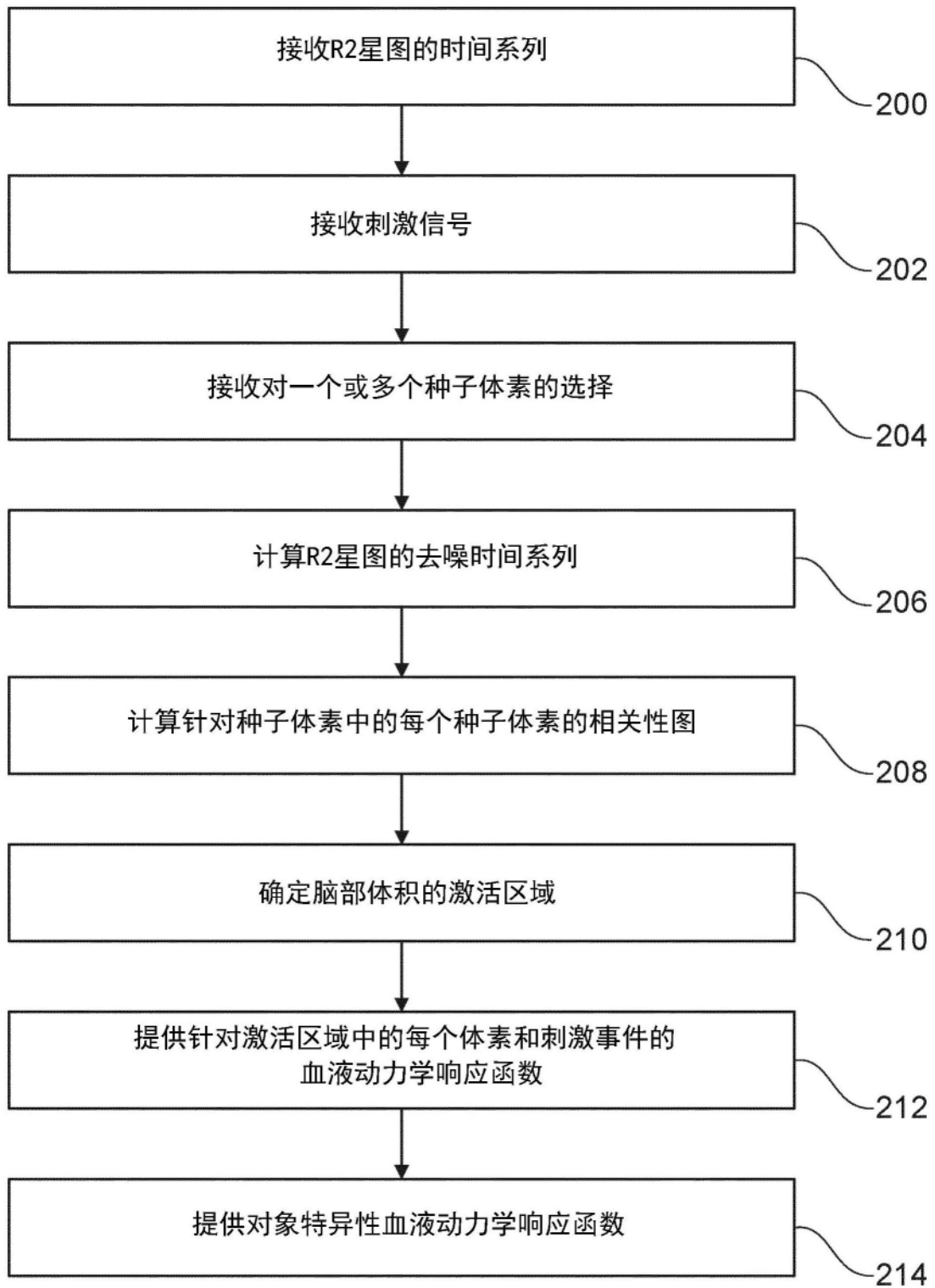


图2

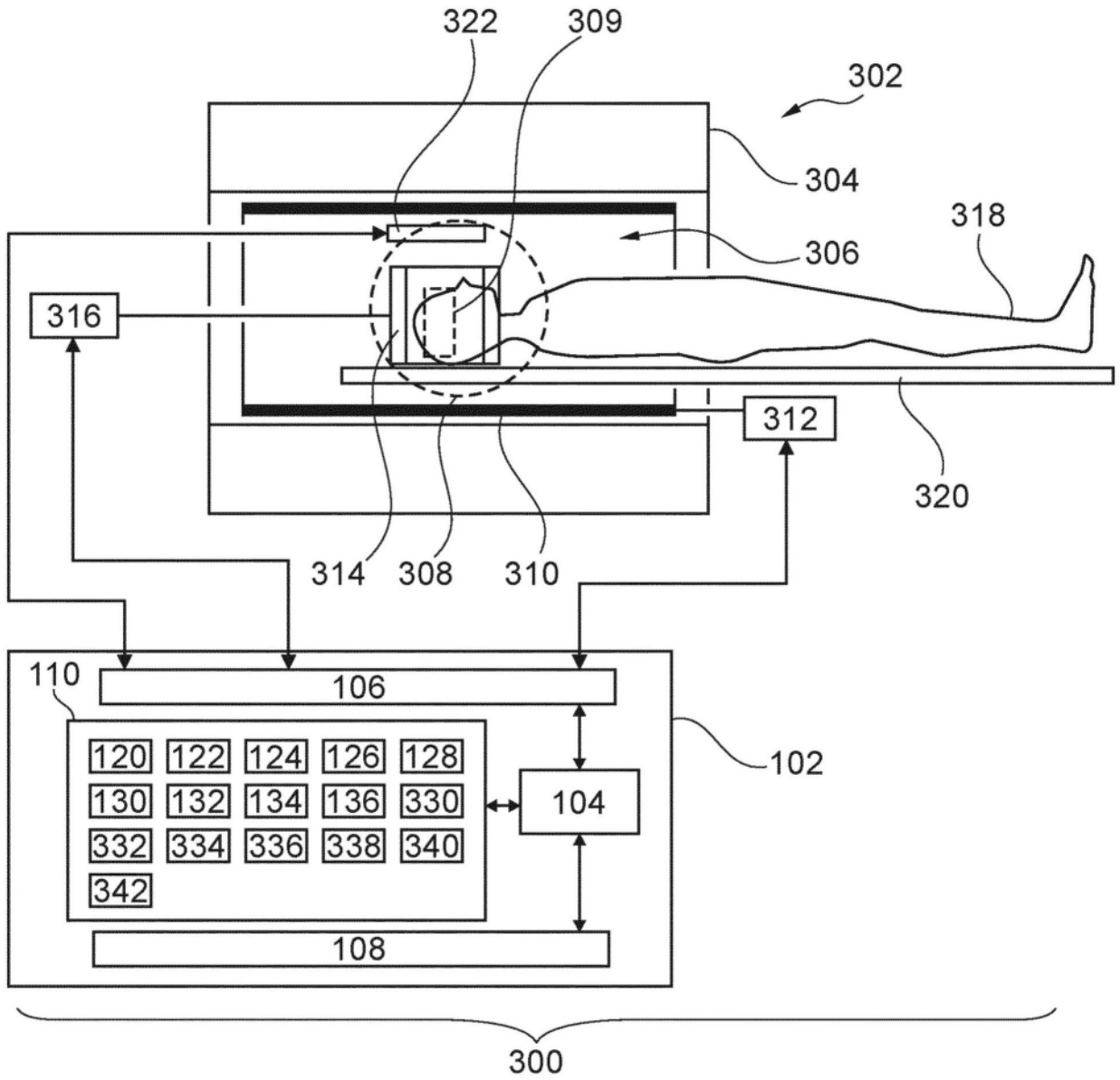


图3

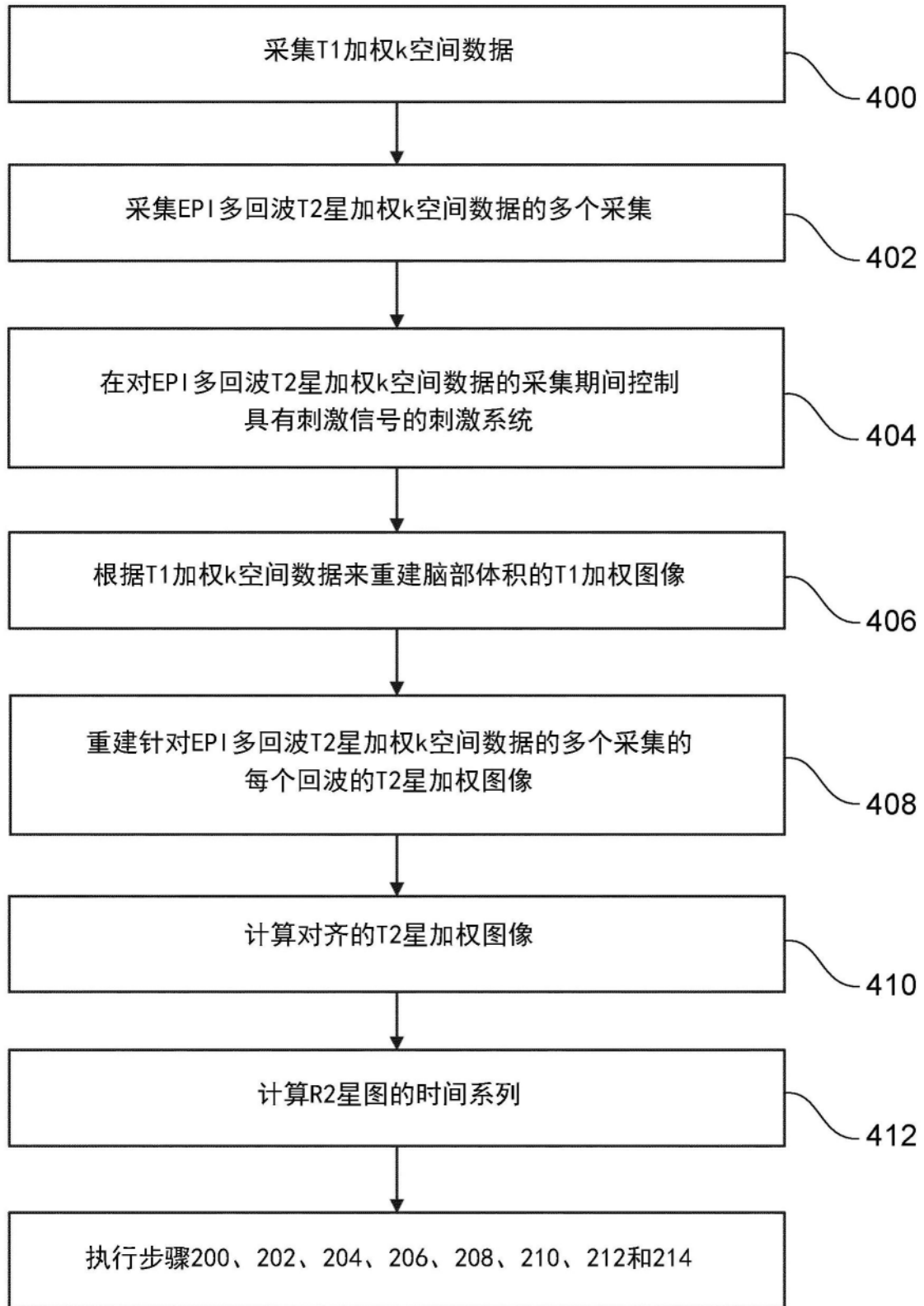


图4

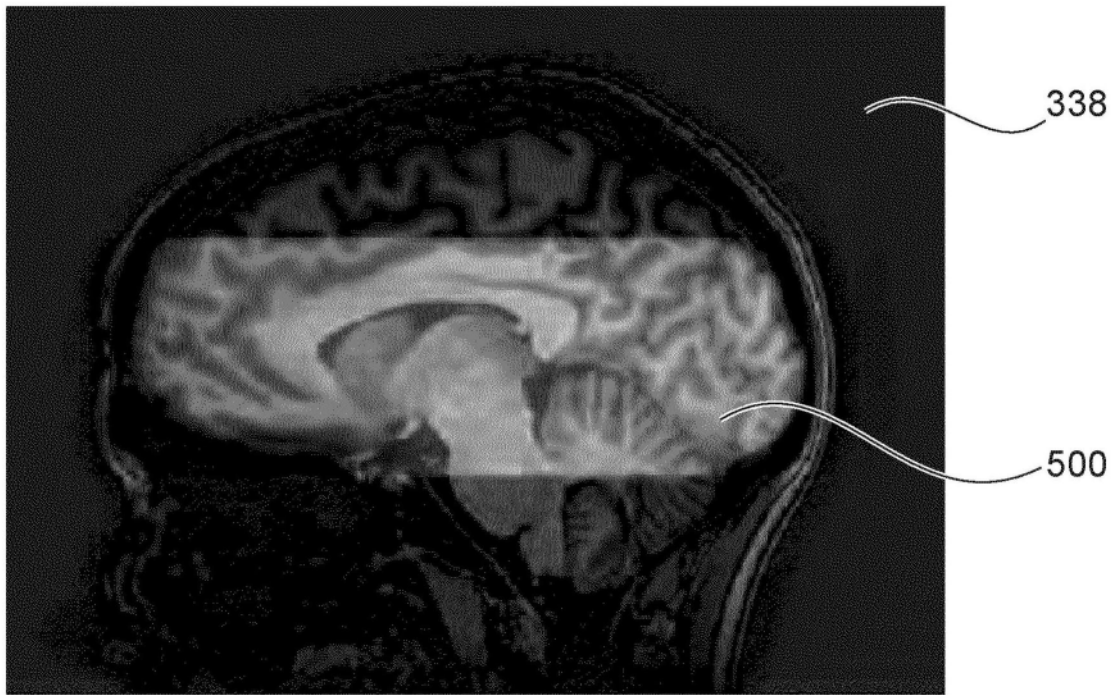


图5

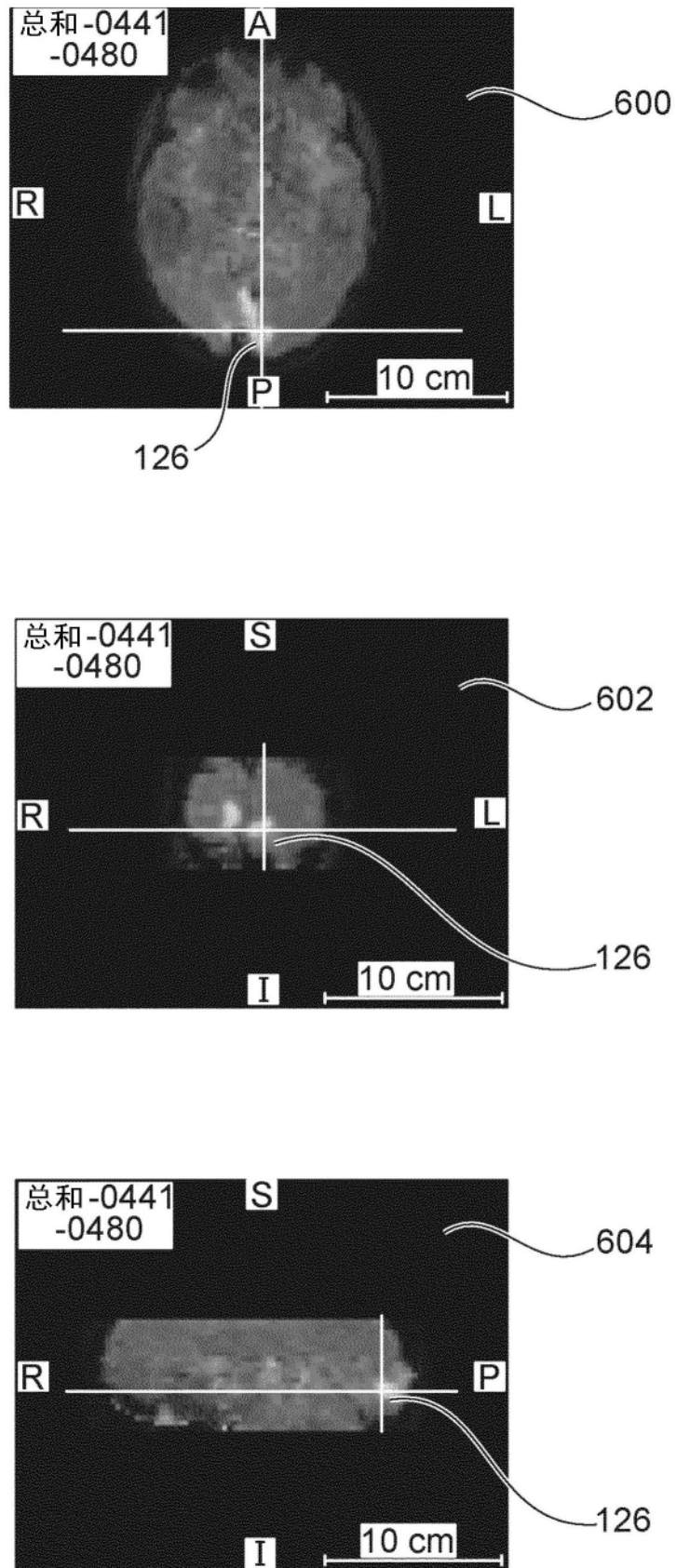


图6

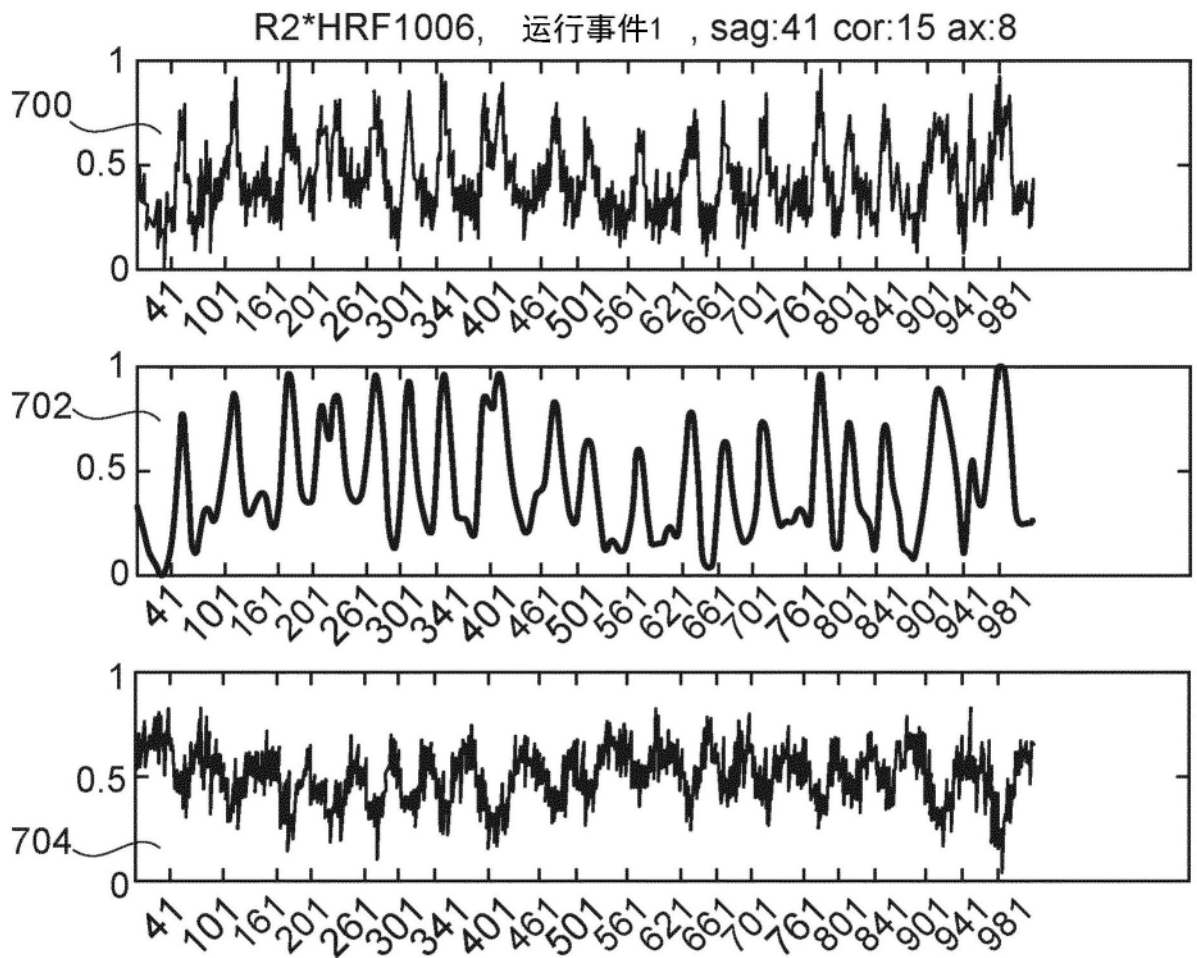


图7

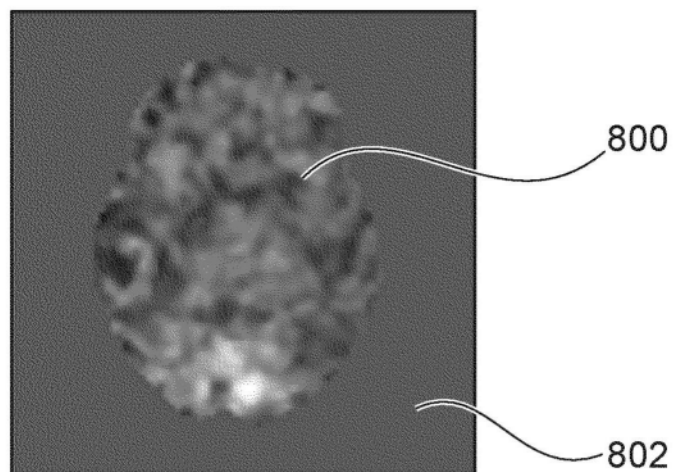


图8

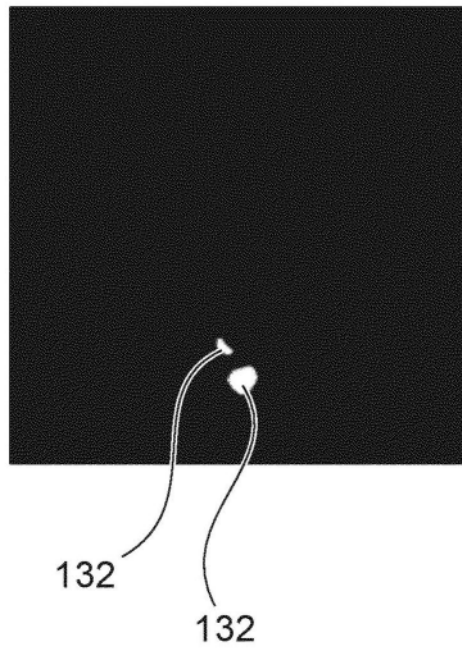


图9

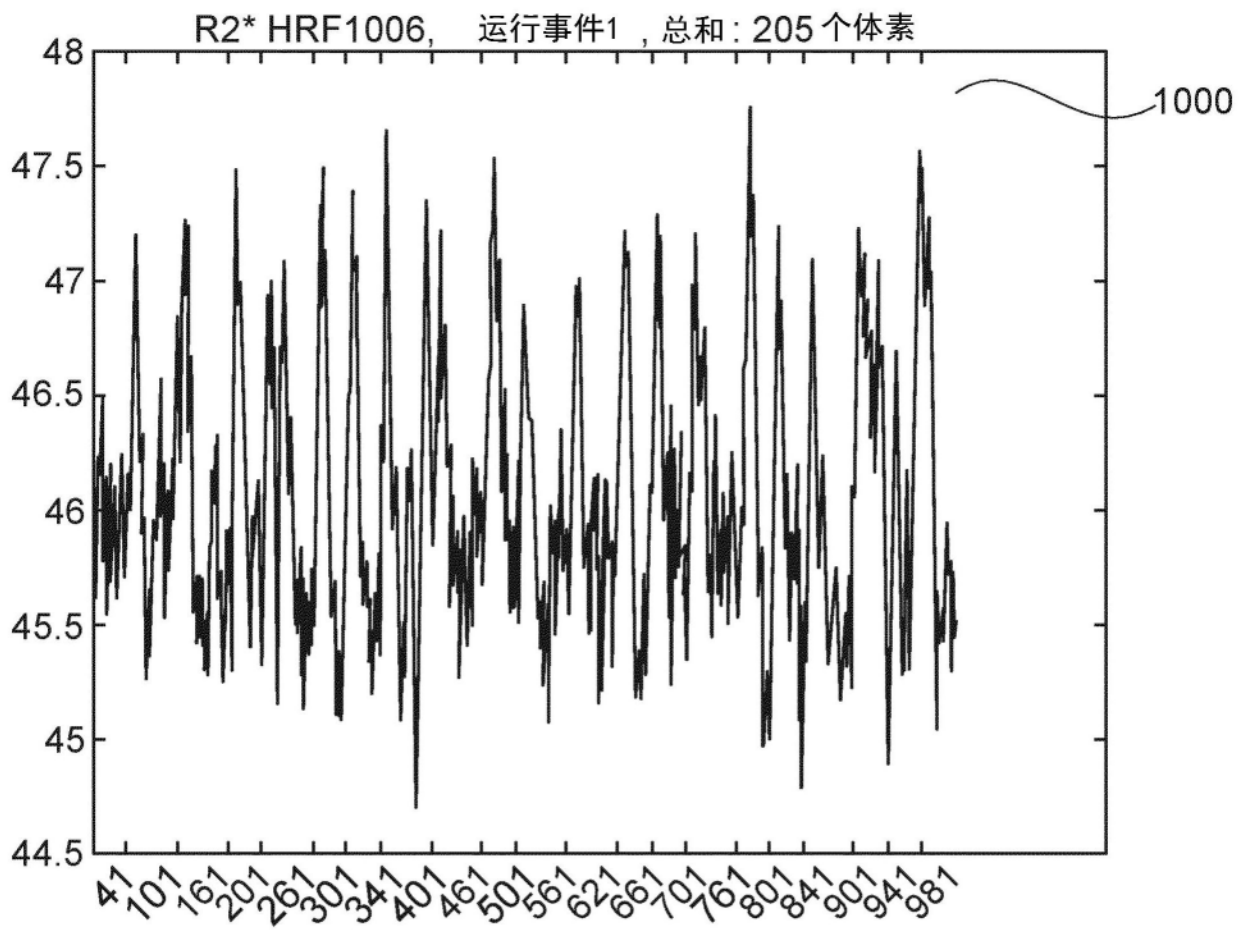


图10

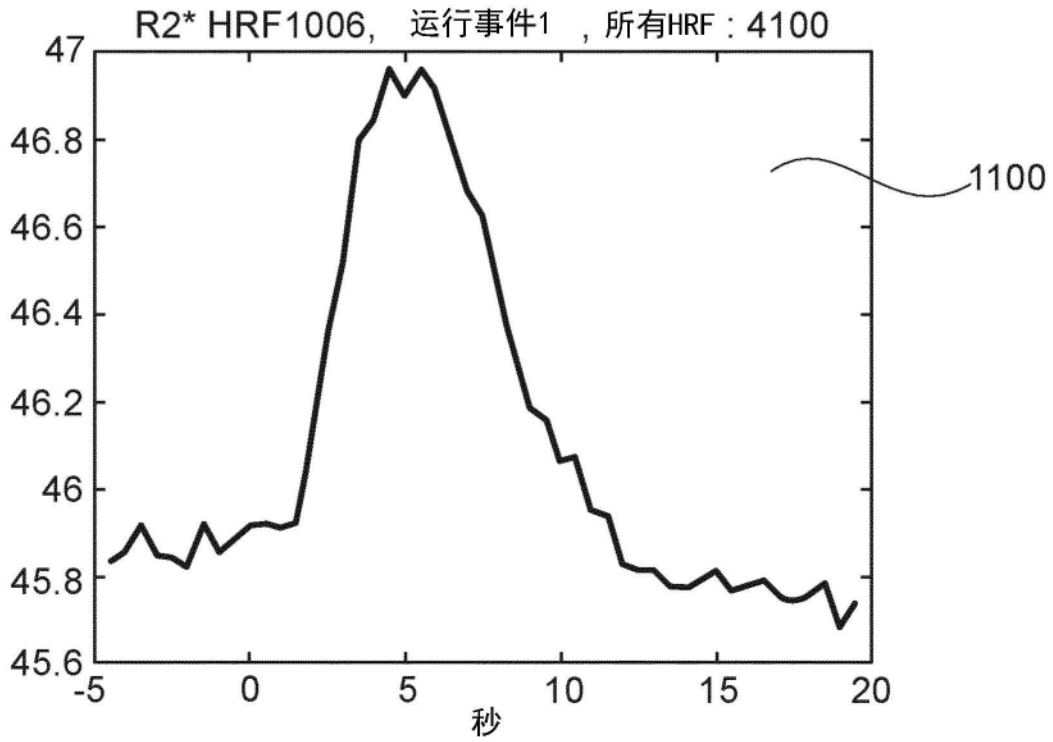


图11

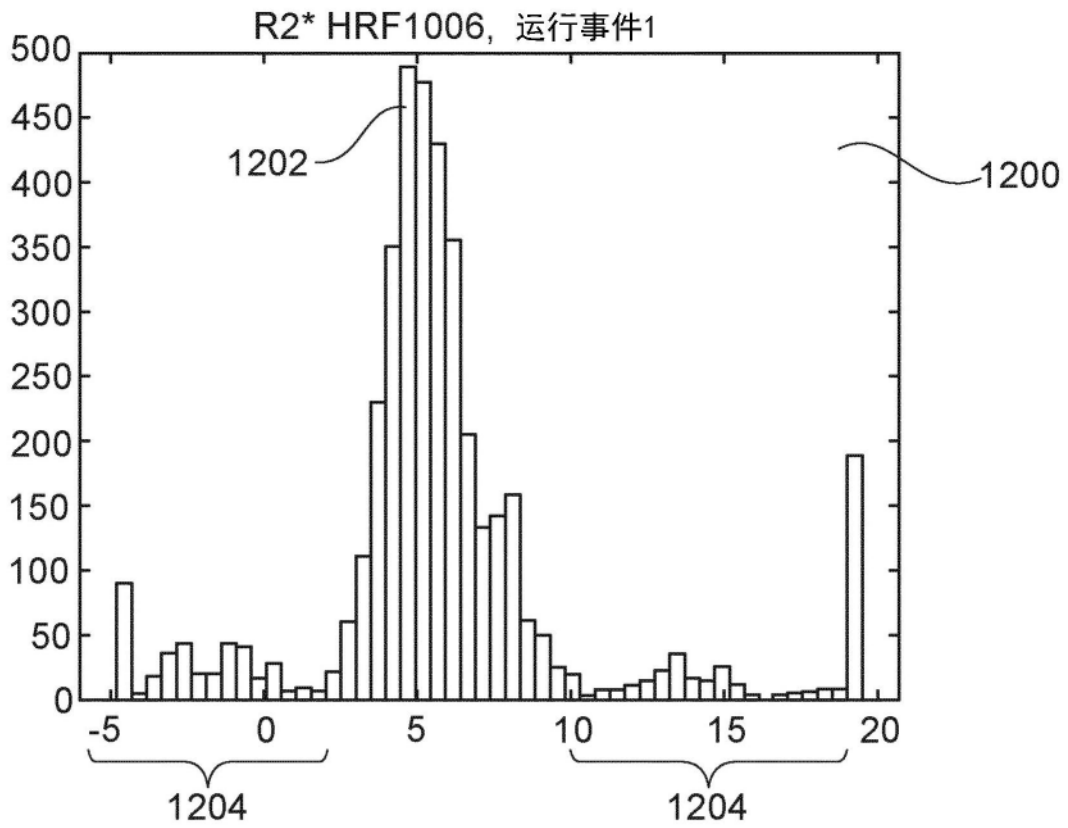


图12

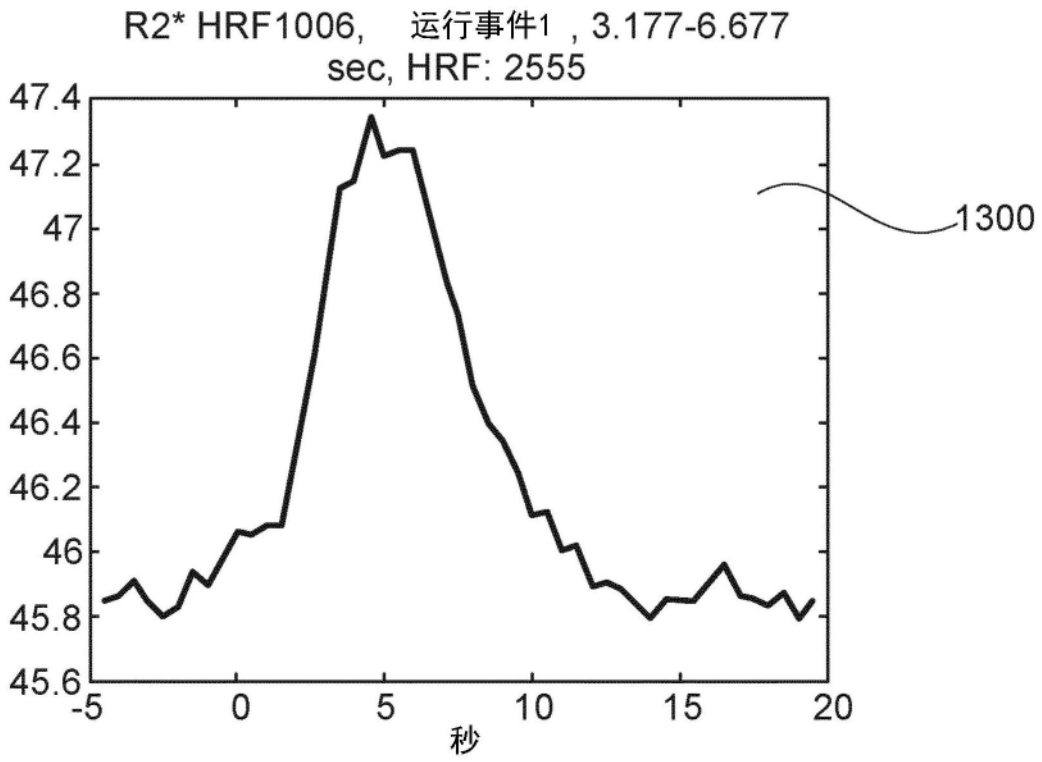


图13

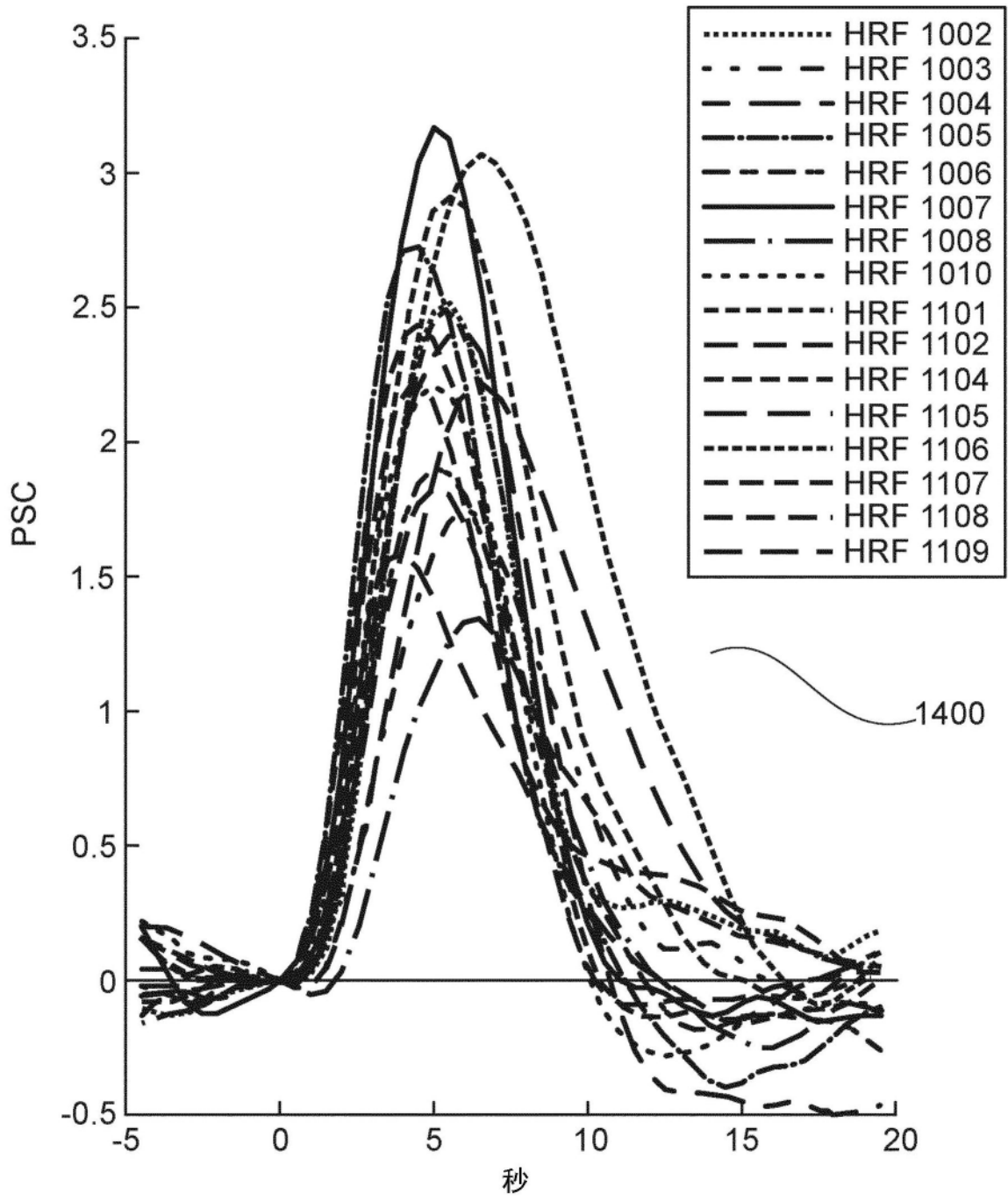


图14

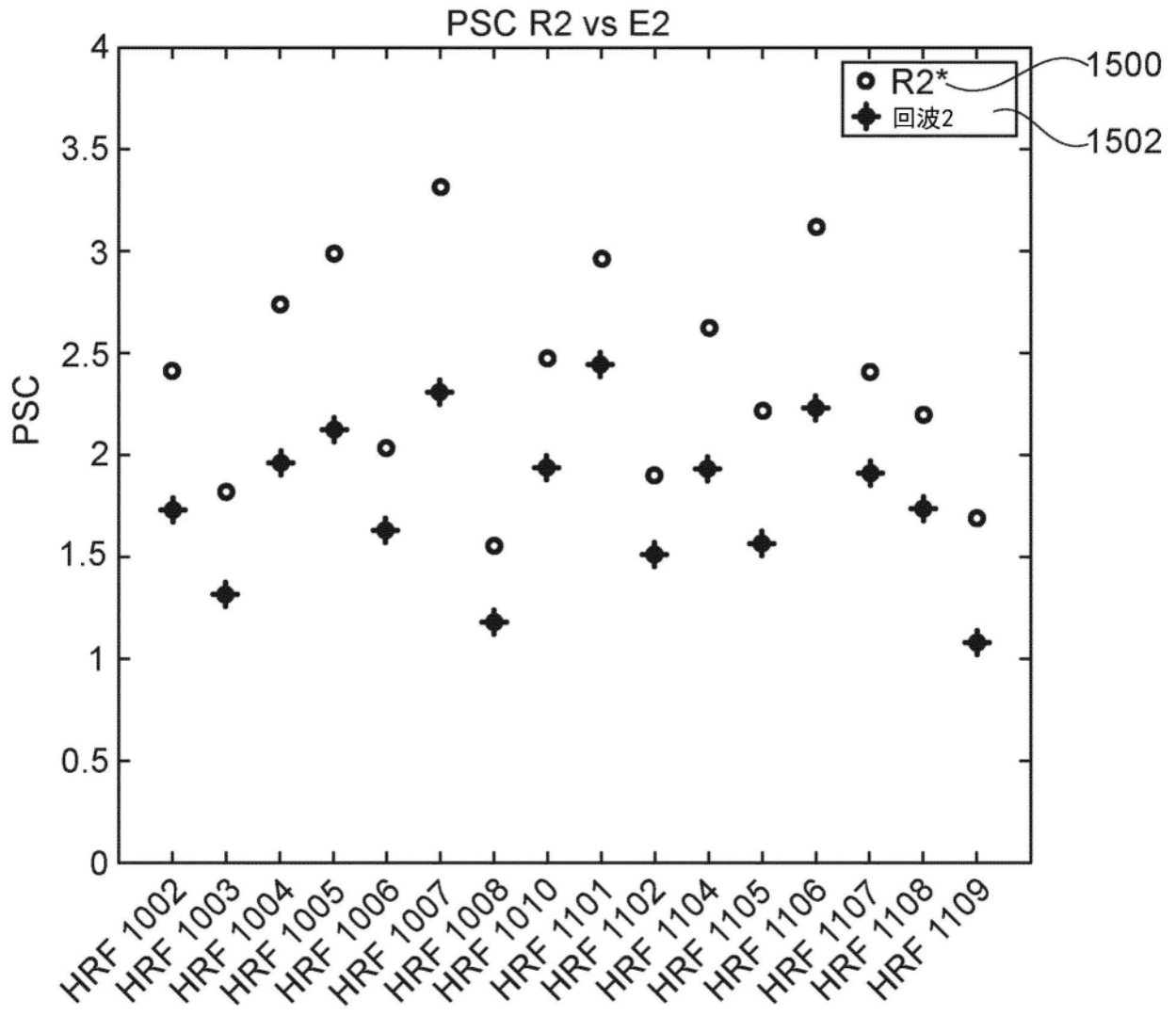


图15