



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103080763 A

(43) 申请公布日 2013.05.01

(21) 申请号 201180041686.3

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2011.08.24

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

10174463.9 2010.08.30 EP

(51) Int. Cl.

G01R 33/28(2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

G01R 33/30(2006.01)

2013.02.27

A61M 16/01(2006.01)

(86) PCT申请的申请数据

G01R 33/56(2006.01)

PCT/IB2011/053717 2011.08.24

(87) PCT申请的公布数据

W02012/028997 EN 2012.03.08

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 S·雷梅尔 C·施特宁

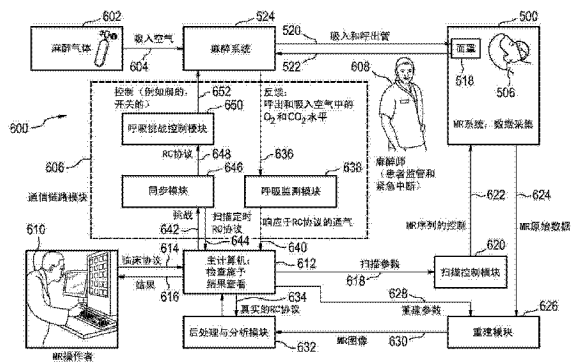
权利要求书2页 说明书12页 附图6页

(54) 发明名称

用于给麻醉系统发送控制消息的磁共振成像系统、计算机系统以及计算机程序产品

(57) 摘要

一种磁共振成像系统(500)包括:用于产生磁场的磁体(502);用于采集磁共振数据的射频系统(516);用于对所述成像体积之内核的磁自旋进行空间编码的磁场梯度线圈(510);用于给所述磁场梯度线圈提供电流的磁场梯度线圈电源(512);用于给麻醉系统(524)发送控制消息以控制吸入气体向对象的递送的麻醉系统接口(532)以及包含处理器(534)和存储器(538,540)的计算机系统,其中所述存储器包含用于由所述处理器运行的指令(542,544,546,548,550,552),其中所述指令的运行使得所述处理器控制(100,200,300,400)所述磁共振成像系统的操作以采集磁共振数据,以及经由所述麻醉系统接口给所述麻醉系统发送(102,202,302,402)控制消息。



1. 一种磁共振成像系统(500)包括：

磁体(502),其适于生成用于定向位于成像体积(504)之内的对象的核的磁自旋的磁场；

射频系统(516),其用于采集磁共振数据,其中,所述射频系统包括适于连接到射频线圈(514)的射频收发器(516)；

磁场梯度线圈(510),其用于对所述成像体积之内的核的所述磁自旋进行空间编码；

磁场梯度线圈电源(512),其用于给所述磁场梯度线圈提供电流；

麻醉系统接口(532),其适于给麻醉系统(524)发送控制消息；以及

包含处理器(534)和存储器(538,540)的计算机系统,其中,所述存储器包含用于由所述处理器运行的指令(542,544,546,548,550,552),其中,所述指令的运行使得所述处理器执行以下步骤：

控制(100,200,300,400)所述磁共振成像系统的操作以采集磁共振数据,

经由所述麻醉系统接口给所述麻醉系统发送(102,202,302,402)控制消息,并且

其中,所述计算机存储器包含用于规划磁共振数据(560)的所述采集的脉冲序列(554),其中,所述指令根据所述脉冲序列来控制所述磁共振成像系统的操作,其中,所述存储器包括气体序列(556),该气体序列用于规划在磁共振数据的所述采集期间通过所述麻醉系统提供给所述对象以用于呼吸的气体成分的时间控制,并且其中,所述指令根据所述气体序列来给所述麻醉系统发送控制消息(652)。

2. 如权利要求所述的磁共振成像系统,其中,所述麻醉系统接口还适于从所述麻醉系统接收气体传感器数据(558,636),其中,所述气体传感器数据包括在所述对象吸入和/或呼出气体中的时间相关气体浓度,其中,所述气体传感器数据与根据所述脉冲序列的所述磁共振数据是时间相关的。

3. 如权利要求2所述的磁共振成像系统,其中,在所述气体中测量的所述气体浓度包括以下中的任一个:氧气浓度、二氧化碳浓度、以及氮气浓度。

4. 如权利要求2或3所述的磁共振成像系统,其中,所述指令还使得所述处理器执行根据呼吸挑战算法(546)来分析(204)所述磁共振数据的步骤,其中,根据所述气体传感器数据来执行所述呼吸挑战协议算法的初始化。

5. 如权利要求4所述的磁共振成像系统,其中,所述指令的运行还使得所述处理器执行以下步骤：

- 采集(304)能被重建为组织氧合水平相关对比度图像的磁共振数据；

- 将所述磁共振数据重建为组织氧合水平相关对比度图像(562)；

- 确定(306)组织氧合水平度量组,其中,所述组织氧合水平度量组通过在每个所述组织氧合水平相关对比度图像中确定氧合测试体积的组织氧合度量而构建的；

其中,所述呼吸挑战算法通过至少执行对所述组织氧合水平度量组的子组的统计学分析来分析所述磁共振数据,并且其中,根据所述气体传感器数据来确定所述子组。

6. 如权利要求5所述的磁共振成像系统,其中,在磁共振数据的所述采集期间计算每个组织氧合水平度量,其中,所述指令还使得所述处理器执行根据所述组织氧合水平度量组来修正(308)所述脉冲序列和/或气体序列的步骤。

7. 如权利要求4、5或6所述的磁共振成像系统,其中,所述指令的运行还使得所述处理

器执行以下步骤：

- 采集(404)能被重建为血管反应性对比度图像(562)的磁共振数据；
- 将所述磁共振数据重建为血管反应性对比度图像；
- 确定(406)血管反应性度量组,其中,所述血管反应性度量组是通过在每个所述血管反应性对比度图像中确定血管反应性测试体积的血管反应性水平而构建的；

其中,所述呼吸挑战算法通过至少执行对所述血管反应性度量组的子组的统计学分析来分析所述磁共振数据,并且其中,根据所述气体传感器数据来确定所述子组。

8. 如权利要求7所述的磁共振成像系统,其中,在磁共振数据的所述采集期间计算每个血管反应性度量,其中,所述指令还使得所述处理器执行根据所述血管反应性度量组来修正(408)所述脉冲序列和/或气体序列的步骤。

9. 如权利要求2到8中任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述指令的运行还使得所述处理器执行根据所述气体传感器数据来修正所述脉冲序列和/或气体序列的步骤。

10. 如权利要求6所述的磁共振成像系统,其中,所述脉冲序列是多梯度回波脉冲序列。

11. 如前述权利要求中任一项所述的磁共振成像系统,其中,所述磁共振成像系统包括所述麻醉系统。

12. 一种包括由计算机系统的处理器运行的机器可读指令的计算机程序产品,其中,所述计算机系统连接到磁共振成像系统,其中,所述计算机系统连接到用于给麻醉系统发送控制消息的麻醉系统接口,其中,所述机器可读指令的运行使得所述处理器执行以下步骤：

控制(100, 200, 300, 400)所述磁共振成像系统的操作；以及

经由所述麻醉系统接口给所述麻醉系统发送(102, 202, 302, 402)控制消息,以用于规划对在磁共振数据的所述采集期间通过所述麻醉系统提供给对象以用于呼吸的气体成分的时间控制,并且其中,所述指令根据所述气体序列给所述麻醉系统发送控制消息(652)。

用于给麻醉系统发送控制消息的磁共振成像系统、计算机系统以及计算机程序产品

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振成像,具体而言涉及对磁共振成像系统和麻醉系统的同步控制。

背景技术

[0002] 测量响应于引起 O₂ (氧过多)和 CO₂ (血碳酸过多)水平提高的呼吸挑战(RC)的磁共振(MR)可以深入了解大范围的生理参数,例如血和组织氧合、脉管成熟与功能、肿瘤缺氧和脑血管反应性。这些参数在肿瘤学研究中,例如在肿瘤疗法选择、规划(剂量)和监测中,具有重要的作用。在那些实验中,患者吸入富含 O₂ 和 / 或 CO₂ 的空气,这导致依赖于脉管的成熟和氧功能和 / 或血浆和组织中溶氧量而对血液流量、体积以及氧合作用的调节。作为响应,MR 弛豫率以及因而是的 MR 对比度根据该挑战分别对组织和血液的磁特性以及弛豫参数的影响而改变(含氧血是抗磁性的增加的 T₂*,血液和组织中的溶解氧是顺磁性的减小的 T₁,在增强的 CO₂ 水平期间加速的流入物人为地降低 T₁,等等)。

[0003] 在 Mandell 等的期刊文章“Selective Reduction of Blood Flow to White Matter During Hypercapnia”Stroke, DOI:10.1161/STROKEAHA.107.501692 中,在 BOLD 磁共振采集期间使用自动气体序列来将二氧化碳状态在呼气末高压和低压之间交替。

[0004] 在 L.W.Hedlund 等的论文“MR compatible ventilator for small animals:computer controlled ventilation for proton and noble gas imaging”Magnetic Resonance Imaging18(2000)753-759 中,提及可以通过使得通气机主动地触发成像或者通过使得成像触发通气机来同步通气和成像。

发明内容

[0005] 本发明在独立权利要求中提供了磁共振成像系统、计算机系统,以及计算机程序产品。实施例在从属权利要求中给出。

[0006] 当前呼吸挑战(RC)过程的难点在于常规的方案包括一个或多个 MR 扫描,其在患者正在吸入变化的 O₂, CO₂ 成分或者吸入其他吸入气体时执行,也被称为 RC,即与 MR 单元完全分离且独立于其被控制的单元。换言之,放射学专家和麻醉师赞同特定的 RC 协议(例如,1 分钟正常空气、4 分钟氧气、2 分钟正常空气)。然后,手动地同步(各)MR 扫描与吸入气体的递送和混合,并且必须手动记录实际上应用的呼吸方案相对于 MR 扫描的精确定时以用于稍后的 MR 数据分析。

[0007] 当 MR 扫描没有与 RC 协议完美地同步时问题产生了,或者反之亦然,例如归因于:

[0008] • MR 房间外部的技术人员和放射学专家与 MR 房间内的麻醉师之间的误会,

[0009] • 定时的不可靠,

[0010] • 患者经由其吸入所应用的混合物的吸气面罩的泄露,或者

[0011] • 后处理失败,当(手动)RC 协议记录丢失或者错误时。

[0012] 例如,在对增大的 O₂, CO₂ 递送水平的 MR 响应的参数化描述(也即,随时间的 MR 信号或者随时间的弛豫常数)揭示肿瘤生理参数(氧合作用、血管反应性)的标记的情况下。为此,信号模型拟合到所记录的一系列图像。可实验性地或者基于组织间隔模型来获得这一模型。数值拟合程序需要适当地初始化模型参数。这些用作真实参数的迭代近似的开始值。取决于算法,拟合结果对于拟合参数的错误初始化,例如,在错误的 RC 协议被传送至 MR 处理的情况下,将是更敏感的或较不敏感的。例如,麻醉师对患者应用 RC 协议,其包括 1/4/2 分钟的呼吸空气 / 碳合气 / 空气(碳合气是 O₂ 和 CO₂ 的组合)。稍后,在数据分析期间,放射学专家或者 MR 技术人员将错误的 RC 协议(2/4/1 分钟)录入后处理模块(打字错误、误报、两个“空气”时期的混淆,等等)。

[0013] 本发明的一个实施例是在 MR 环境和 RC 环境之间的通信链路模块,其替代了 MR 和 RC 操作者之间的“手动”通信以:

[0014] • 完美地同步(各) MR 扫描和呼吸挑战

[0015] • 确保对 MR 数据的精确分析(例如,在信号模型拟合到吸入变化期间

[0016] 记录的一系列动态图像的情况下,这主要要求关于挑战什么时候开始 /

[0017] 变化 / 结束的认知)。

[0018] 对 O₂ 和 CO₂ 呼吸挑战期间 MR 成像的兴趣已经显著增长并且尤其在肿瘤学中是仍然在增长的。呼吸和 MR 扫描协议的常规“手动”同步在 MR 环境中是尤其困难的, MR 操作者和 RC 操作者(麻醉师)之间的通信易于产生误解,这转换为 MR 数据的分析和解释中的系统误差。MR 和 RC 环境之间同步而自动的通信链路的使用克服了这些问题并且确保实验的最佳及鲁棒的使用,并且因而将大幅度地改善这一有效的诊断工具。氧气或者 CO₂ 增强 MRI 的产品实现方式使得用于将两个环境同步以确保鲁棒性(用户独立)的一些装置的至少安装成为必要。这包括在本发明中。

[0019] 在本文中使用的“计算机可读存储介质”是可存储有可被计算设备的处理器运行的指令的任何存储介质。该计算机可读存储介质可是计算机可读的永久性存储介质。该计算机可读存储介质也可是有形的计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质也可能能够存储能够由计算设备的处理器访问的数据。计算机可读存储介质的例子包括但不限于:软盘、磁性硬盘驱动器、固态硬盘、闪存、USB 指状驱动器、随机访问(RAM)存储器、只读(ROM)存储器、光盘、磁光盘,以及处理器的寄存器文件。光盘的例子包括压缩盘(CD)和数字多用光盘(DVD),例如 CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW 或者 DVD-R 盘。术语计算机可读存储介质也涉及能够由计算机设备经由网络或者通信链路访问的各种类型的记录介质。例如,可通过调制解调器、经由因特网、或者经由局域网来取回数据。

[0020] 计算机存储器是计算机可读存储介质的例子。计算机存储器是处理器可直接访问的任何存储器。计算机存储器的例子包括但不限于:RAM 存储器、寄存器和寄存器文件。

[0021] 计算机存储设备是计算机可读存储介质的例子。计算机存储设备是任何非易失性的计算机可读存储介质。计算机存储设备的例子包括但不限于:硬盘驱动器、USB 指状驱动器、软盘驱动器、智能卡、DVD、CD-ROM,以及固态硬盘。在一些实施例中计算机存储设备也可能是计算机存储器或者反之亦然。

[0022] 在本文中使用的“处理器”包含能够运行程序或者机器可执行指令的电子部件。对包括“处理器”的计算设备的提及应当被解释为可能包含多于一个的处理器。术语计算设备

也应当被解释为可能涉及各自包括处理器的计算设备的集合或者网络。很多程序具有的指令由可能同一计算设备之内或者甚至可能分布在多个计算设备上的多个处理器来执行。

[0023] 磁共振数据在本文中被定义为在磁共振成像扫描期间由磁共振装置的天线记录的由原子自旋发射的射频信号的测量结果。磁共振成像(MRI)图像在本文中被定义为磁共振成像数据之内包含的解剖数据的重建二或三维可视化。可以使用计算机来执行这一可视化。

[0024] 在一个方面中,本发明提供了一种磁共振成像系统包括磁体,该磁体适于生成用于定向位于成像体积之内的对象的核的磁自旋的磁场。该磁共振成像系统还包括射频系统,该射频系统用于采集磁共振数据。该射频系统包括射频收发器,该射频收发器适于与射频线圈连接。如在本文中使用的,射频收发器也可涉及单独的射频发射器和接收器。该射频线圈也可是单独的发射和接收线圈。该磁共振成像系统还包括磁场梯度线圈,该磁场梯度线圈用于对该成像体积之内的磁自旋和核进行空间编码。该磁共振成像系统还包括磁场梯度线圈电源,该磁场梯度线圈电源用于给该磁场梯度线圈提供电流。该磁共振成像系统还包括麻醉系统接口,其适于给麻醉系统发送控制消息。

[0025] 在本文中使用的“麻醉系统”包含适于控制提供给对象的气体的流动以及适于将该气体混合的系统或者装置。虽然使用了术语麻醉系统,但是这并不意味着使用用于执行麻醉的气体。麻醉系统用于控制给对象的吸入气体的气体递送。例如可控制氧气和/或二氧化碳的浓度。使用措辞“麻醉系统”是因为麻醉系统理论上由麻醉专家监管。

[0026] 磁共振成像系统还包括包含处理器和存储器的计算机系统。存储器包含用于由处理器运行的指令。指令的运行使得该处理器执行控制磁共振成像系统的操作的步骤以采集磁共振数据。计算机系统本质上用作用于磁共振成像系统的控制系统。指令的运行进一步要求处理器执行经由麻醉系统接口给该麻醉系统发送控制消息的步骤。该计算机系统本质上也用作用于麻醉系统的控制系统。这一实施例是尤其有利的,因为该计算机系统用作用于磁共振成像系统以及用于麻醉系统两者的控制系统。这允许对两种装置更加精确的控制,并且允许更加精确地同步它们的功能。这使得麻醉系统能够用于使用磁共振成像系统的呼吸挑战研究。通过使得计算机系统控制两种设备,可以用于构建磁共振图像或者其他重建的磁共振数据可能与由麻醉系统执行的呼吸挑战更加密切地相关。

[0027] 在另一实施例中,计算机存储器包含用于规划磁共振数据的采集的脉冲序列。如在本文中使用的“脉冲序列”是指令组或者用于控制磁共振成像系统的操作的定时规划。该指令根据脉冲序列来控制磁共振成像系统的操作。存储器包括气体序列,其用于规划对在磁共振数据采集期间通过麻醉系统递送给对象以用于呼吸的气体成分的控制。该指令根据气体序列来给麻醉系统发送控制消息。

[0028] 在另一实施例中,麻醉系统接口还适于从麻醉系统接收气体传感器数据。在本文中使用的“气体传感器数据”包含来自麻醉系统之内的用于检测由对象吸入或者呼出气体的特性的传感器的测量结果。该气体传感器数据包括在对象吸入和/或呼出气体中的时间相关气体浓度。该气体传感器数据与根据脉冲序列的磁共振数据是时间相关的。在这一实施例中,这是尤其有利的,因为替代于完全依赖研究给对象的气流,可以使用提供气体传感器数据的气体传感器来测量实际的吸入或者呼出气体。这允许将任何呼吸挑战过程与脉冲序列十分精确地相关。将与脉冲序列相关允许从磁共振数据生成的磁共振图像与呼吸挑

战过程的该部分十分精确地相关。

[0029] 在另一实施例中,在气体中所测量的气体浓度包括氧气浓度。

[0030] 在另一实施例中,在气体中所测量的气体浓度包括二氧化碳浓度。

[0031] 在另一实施例中,在气体中所测量的气体浓度包括氮气浓度。

[0032] 在另一实施例中,指令还使得该处理器执行根据呼吸挑战算法来分析磁共振数据的步骤。在本文中使用的呼吸挑战算法包含执行磁共振数据的统计学分析以便推断呼吸挑战协议的效果的算法。在本文中使用的呼吸挑战协议包含在磁共振成像检查期间改变对象吸入气体的特性。根据气体传感器数据来执行呼吸挑战协议算法的初始化。磁共振数据的统计学分析本质上与来自气体传感器数据的数据的定时相关。例如,如果对象吸入气体中的二氧化碳水平提高,那么当在对象的面罩中测量到提高的二氧化碳水平时,呼吸挑战算法可以被关联以开始。

[0033] 在另一实施例中,指令的运行还使得处理器执行采集可被重建为组织氧合水平相关对比度图像的磁共振数据的步骤。这可例如通过测量所谓的 $T2^*$ 或 $T1$, 或者通过指示 $T2^*$ —或 $T1$ —加权图像来实现。指令的运行还使得处理器执行将磁共振数据重建为组织氧合水平相关对比度图像的步骤。指令的运行还使得处理器执行确定组织氧合水平度量组的步骤。例如,可通过 $T2^*$ 或 $T1$ 值,或者从 $T2^*$ —或 $T1$ —加权图像来确定组织氧合水平度量。组织氧合水平度量组通过在每个组织氧合水平相关对比度图像中确定氧合测试体积的组织氧合度量来构建。呼吸挑战算法通过至少执行对组织氧合水平度量组的子组的统计学分析来分析磁共振数据。根据气体传感器数据来确定该子组。

[0034] 在另一实施例中,在磁共振数据的采集期间计算每个组织氧合水平度量。该指令还使得处理器执行根据组织氧合水平度量组来修正脉冲序列和 / 或气体序列的步骤。可通过测量组织氧合水平度量的效果来修正该气体序列。例如,如果检测到组织氧合水平中的显著改变,那么可终止实验并且可将气体序列修正为使得对象呼吸正常的空气。取决于在磁共振图像中检测到的组织氧合水平度量组的对比度,可以修正脉冲序列。例如,可修正用于 $T2^*$ 测量的回波的重复时间和数量。

[0035] 在另一实施例中,指令的运行还使得处理器执行采集可被重建为血管反应性对比度图像的磁共振数据的步骤。这可例如通过采集可被重建为 $T1$ 加权或者 $T2^*$ —加权图像的磁共振数据或者通过测量 $T2^*$ 或者 $T1$ 来完成。该指令还使得处理器执行将磁共振数据重建为血管反应性对比度图像的步骤。该血管反应性对比度图像可例如是 $T1$ 加权对比度图像。指令的运行进一步要求处理器执行确定血管反应性度量组的步骤。该血管反应性度量组通过在每个血管反应性对比度图像中确定血管反应性测试体积的血管反应性水平来构建。

[0036] 用于采集可被重建为血管反应性对比度图像或者组织氧合水平相关对比度图像的磁共振数据的 RC 协议的不同在于不同气体的使用。磁共振数据的分析是相同或者类似的。关于氧合与血管反应性两者的信息可以从 $T1$ 、 $T2$ 或 $T2^*$ 加权图像或者 $T1$ 、 $T2$ 或 $T2^*$ 值获得。

[0037] 呼吸挑战算法通过至少执行对血管反应性度量组的子组的统计学分析来分析磁共振数据。根据气体传感器数据来确定该子组。气体传感器数据可例如用于确定二氧化碳或者例如碳合气的浓度何时提高。这可用于确定应当何时执行统计学分析。

[0038] 在另一实施例中,在磁共振数据的采集期间计算每个血管反应性度量。该指令还

使得处理器执行根据血管反应性度量组来修正脉冲序列和 / 或气体序列的步骤。可将脉冲序列修正为使得其对比度改变以优化对比度与采集数据期间的速度。例如,可改变所使用回波的重复时间和数量。也可根据本文中的血管反应性度量组来修正气体序列,例如如果血管反应性度量在血管反应性对比度图像中已经达到某个对比度水平,那么可以终止实验,并且气体序列可以结束并且可以被修正为使得对象再次开始呼吸正常的空气。

[0039] 在另一实施例中,指令的运行还使得处理器执行根据气体传感器数据来修正脉冲序列和 / 或气体序列的步骤。如果对象没有吸入或者呼出预期的气体浓度,那么可以修正气体序列以校正这一空气。也可以通过使用新的气体传感器数据来修正脉冲序列。例如,如果对象没有呼吸预期的气体混合物,那么脉冲序列的定时可以被延迟一段时间。

[0040] 在另一实施例中,脉冲序列是多梯度回波脉冲序列。这一实施例是有利的,因为这种脉冲序列可用于采集具有不同 $T2^*$ 加权对比度的图像,并且用于从这一图像组计算定量 $T2^*$ 值。

[0041] 在另一实施例中,磁共振成像系统包括麻醉系统。

[0042] 在另一方面中,本发明提供一种用于控制磁共振成像系统的计算机系统。该计算机系统包括用于运行指令的处理器。该计算机系统与磁共振成像系统连接。该计算机系统与用于给麻醉系统发送控制消息的麻醉系统接口连接。该计算机系统也可给磁共振成像系统发送控制信号。机器可读指令的运行使得该处理器执行控制磁共振成像系统的操作的步骤。机器可读指令的运行还使得该处理器执行经由麻醉系统接口给麻醉系统发送控制消息的步骤。

[0043] 在另一方面中,本发明提供一种包括由计算机系统的处理器运行的机器可读指令的计算机程序产品。该计算机程序产品也可是存储在计算机可读存储介质上的机器可读指令。该计算机系统与磁共振成像系统连接。该计算机系统与用于给麻醉系统发送控制消息的麻醉系统接口连接。机器可读指令的运行使得该处理器执行控制磁共振成像系统的操作的步骤。机器可读指令的运行还使得该处理器执行经由麻醉系统接口给麻醉系统发送控制消息的步骤。

附图说明

[0044] 在下文中将仅以举例的方式并参照图来描述本发明的优选实施例,其中:

[0045] 图 1 示出的方框图图示了根据本发明方法的实施例;

[0046] 图 2 示出的方框图图示了根据本发明方法的另一实施例;

[0047] 图 3 示出的方框图图示了根据本发明方法的另一实施例;

[0048] 图 4 示出的方框图图示了根据本发明方法的另一实施例;

[0049] 图 5 示出了根据本发明实施例的磁共振成像系统;

[0050] 图 6 示出了根据本发明另一实施例的磁共振成像系统;以及

[0051] 图 7 图示了用于磁共振数据与呼吸挑战实验的同步的正确定时和错误的结果。

[0052] 附图标记列表

[0053] 500 磁共振成像系统

[0054] 502 磁体

[0055] 504 成像体积

- [0056] 506 对象
- [0057] 508 对象支撑体
- [0058] 510 磁场梯度线圈
- [0059] 512 磁场梯度线圈电源
- [0060] 514 射频线圈
- [0061] 516 射频收发器
- [0062] 518 面罩
- [0063] 520 入口管
- [0064] 522 出口管
- [0065] 524 麻醉系统
- [0066] 526 入口气体传感器
- [0067] 528 出口气体传感器
- [0068] 530 计算机系统
- [0069] 532 硬件接口
- [0070] 534 处理器
- [0071] 536 用户接口
- [0072] 538 计算机存储器
- [0073] 540 计算机存储设备
- [0074] 542 磁共振成像系统控制模块
- [0075] 544 麻醉系统控制模块
- [0076] 546 呼吸挑战协议算法
- [0077] 548 图像重建模块
- [0078] 550 气体序列修正模块
- [0079] 552 脉冲序列修正模块
- [0080] 554 脉冲序列
- [0081] 556 气体序列
- [0082] 558 气体传感器数据
- [0083] 560 磁共振数据
- [0084] 562 横向平面弛豫时间加权的磁共振成像图像
- [0085] 600 功能图表
- [0086] 602 麻醉气体
- [0087] 604 吸入空气
- [0088] 606 通信链路模块
- [0089] 608 麻醉师
- [0090] 610 操作者
- [0091] 612 主计算机
- [0092] 614 临床协议
- [0093] 616 结果
- [0094] 618 扫描参数

[0095]	620	扫描控制模块
[0096]	622	磁共振序列的控制
[0097]	624	磁共振原始数据
[0098]	626	重建模块
[0099]	628	重建参数
[0100]	630	磁共振图像
[0101]	632	后处理与分析模块
[0102]	634	真实的呼吸挑战协议
[0103]	636	反馈水平
[0104]	638	呼吸监测模块
[0105]	640	响应于呼吸挑战协议的通气
[0106]	642	挑战
[0107]	644	扫描定时呼吸挑战协议
[0108]	646	同步模块
[0109]	648	呼吸挑战协议
[0110]	650	呼吸挑战控制模块
[0111]	652	控制命令
[0112]	700	正确的定时
[0113]	702	错误的定时
[0114]	704	预期的呼吸挑战协议
[0115]	706	实际的呼吸挑战协议
[0116]	708	实际的呼吸挑战协议
[0117]	712	框
[0118]	714	框
[0119]	716	区域
[0120]	718	$\Delta R2^*$ 图
[0121]	720	$\Delta R2^*$ 图

具体实施方式

[0122] 在这些图中的被相似编号的元件是相同的元件或者执行相同的功能。先前已经论述过的元件如果功能相同的话在稍后的图中将不必被论述。

[0123] 图 1 示出的方框图图示了根据本发明方法的实施例。在步骤 100 中控制磁共振成像系统的操作以采集磁共振数据。在步骤 102 中经由麻醉系统接口将控制消息发送至麻醉系统。

[0124] 图 2 示出的方框图图示了根据本发明的另一方法的实施例。在步骤 200 中控制磁共振成像系统的操作以便采集磁共振数据。在步骤 202 中经由麻醉系统接口将控制消息发送至麻醉系统。在步骤 204 中根据呼吸挑战算法来分析磁共振数据。

[0125] 图 3 示出的方框图图示了根据本发明方法的另一实施例。在步骤 300 中控制磁共振成像系统的操作以便采集磁共振数据。在步骤 302 中经由麻醉系统接口将控制消息发送

至麻醉系统。在步骤 304 中采集可被重建为组织氧合水平相关对比度图像的磁共振数据。该磁共振数据可是包含 T2* 信息的磁共振数据。在步骤 306 中确定组织氧合水平度量组。步骤 306 可包括将磁共振数据重建为组织氧合水平相关对比度图像。并且最后在步骤 308 中根据组织氧合水平组来修正脉冲序列和 / 或气体序列。

[0126] 图 4 示出的方框图图示了根据本发明方法的另一实施例。在步骤 400 中控制磁共振成像系统的操作以便采集磁共振数据。在步骤 402 中经由麻醉系统接口将控制消息发送至麻醉系统。在步骤 404 中采集可被重建为血管反应性对比度图像的磁共振数据。在步骤 406 中确定血管反应性度量组。步骤 406 可包括将磁共振数据重建为血管反应性对比度图像。在步骤 408 中根据血管反应性度量组来修正脉冲序列和 / 或气体序列。

[0127] 图 5 示出了根据本发明实施例的磁共振成像系统 500。该磁共振成像系统包括磁体 502, 其用于定向位于磁体 502 的膛之内的对象 506 的成像体积 504 之内的磁自旋的位置。磁体 502 示出为圆柱体类型的磁体, 其具有穿过中央的膛以容纳对象。然而, 也可使用其他种类的磁体, 例如所谓的开放式或者环形磁体。对象 506 示出为静卧在对象支撑体 508 上。在磁体 502 的膛之内的是磁场梯度线圈 510。该磁场梯度线圈 510 与磁场梯度线圈电源 512 连接。磁共振成像系统典型地具有三个单独的线圈系统。梯度线圈 510 和梯度线圈电源 512 旨在代表标准的梯度线圈。在成像体积 504 之上的是射频线圈 514。该射频线圈 514 与射频收发器 516 连接。射频线圈 514 与射频收发器 516 的组合用于操纵成像体积 504 之内的磁自旋的取向, 并且也用于通过测量所接收的无线电信号来采集磁共振数据。

[0128] 对象 506 示出为在他或者她的嘴部上具有面罩 518。该面罩 518 具有用于接收气体至面罩 518 的入口管 520 以及用于当气体被对象 506 呼出时将气体排出的出口管 522。入口管 520 和出口管连接至麻醉系统 524。麻醉系统 524 能够控制进入入口管 520 并且被对象 506 呼吸的气体的混合物和总量。入口管 520 经由入口气体传感器 526 连接至麻醉系统 524。出口管 522 经由出口气体传感器 528 连接至麻醉系统 524。入口气体传感器和出口气体传感器 528 用于分别测量在入口或出口中的入口气体的特性。入口气体传感器 526 和出口气体传感器 528 生成气体传感器数据。麻醉系统 524、梯度线圈电源 512 和射频收发器 516 都连接至计算机系统 530 的硬件接口 532。该硬件接口 532 可被认为是麻醉系统接口。该计算机系统控制所有的这些部件。

[0129] 计算机系统 530 具有处理器 534, 其连接并且控制硬件接口 532 以及用户接口 536。用户接口 536 可包括用于操作者交互并且控制计算机系统 530 的设备。例如, 用户接口 536 也可包括键盘、普通鼠标以及显示格栅。计算机磁共振图像可显示在用户接口 536 的显示器上。处理器 534 也示出为与计算机存储器 538 以及计算机存储设备 540 连接。

[0130] 计算机存储器 538 示出为包含磁共振成像系统控制模块 542。该磁共振成像系统控制模块 542 包含用于控制磁共振成像系统的操作的可执行代码。计算机存储器 538 示出为进一步包含麻醉系统控制模块。该麻醉系统控制模块 544 包含用于生成用于发送至麻醉系统 524 的控制消息的计算机可执行代码。该存储器还示出为包含呼吸挑战协议算法 546。该呼吸挑战协议算法 546 包含用于分析磁共振成像数据和 / 或图像以分析在呼吸挑战协议期间采集的磁共振成像数据的计算机可执行代码。计算机存储器 538 示出为还包含图像重建模块 548。该图像重建模块 548 包含用于将磁共振数据 560 转换为磁共振图像的计算机可执行代码。计算机存储器 538 还示出为包含气体序列修正模块 550 和脉冲序列修正模块

552。该气体序列修正模块 550 包含用于使用磁共振数据 560 或者气体传感器数据 558 来修正气体序列 556 的计算机可执行代码。该脉冲序列修正模块 552 包含用于根据气体传感器数据 558 或者磁共振数据 560 来修正脉冲序列 552 的计算机可执行代码。

[0131] 计算机存储设备 540 示出为包含脉冲序列 554,其根据用于控制磁共振成像系统 500 的磁共振控制系统模块 542 来使用。计算机存储器 540 进一步示出为包含气体序列 556,其根据用于控制麻醉系统 524 的麻醉系统控制模块 544 来使用。计算机存储器进一步示出为包含使用入口气体传感器 526 和 / 或出口气体传感器 528 所采集的气体传感器数据 558。计算机存储设备 540 进一步示出为包含磁共振数据 560 和横向平面弛豫时间加权的磁共振成像图像 562。该横向平面弛豫时间加权的磁共振成像图像可是 T1、T2、或者 T2* 加权的磁共振成像图像。

[0132] 图 6 示出了根据本发明实施例的磁共振成像系统 500 的功能性框图 600 的实施例。在图 6 中,论述了系统 600 的控制方面。具有麻醉系统,其代表对麻醉气体 602 的控制。麻醉系统 504 从该麻醉气体接收吸入空气 604。麻醉系统 524 控制气体混合物经由吸入管 520 至面罩 518 的流动,并且经由呼出管 522 接收它们。面罩 518 处于在磁共振系统 500 之内的患者 506 上。麻醉系统 524 经由通信链路模块 606 接收消息并且发送消息给主计算机 612。磁共振成像系统操作者 610 示出为控制发送给主计算机 612 的临床协议 614。该主计算机 612 也从协议产生结果 616,该结果可以在主计算机 612 上被显示给操作者 610。主计算机发送扫描参数 618 至扫描控制模块 620。该扫描控制模块 620 等同于图 5 的磁共振成像系统控制模块 542。扫描控制模块 620 发送控制信号 622 至磁共振成像系统 500。原始磁共振成像数据 624 通过磁共振成像系统 500 被发送至图像重建模块 626。重建模块 626 等同于图 5 的图像重建模块 548。磁共振原始数据 624 等同于图 5 的磁共振数据 560。主计算机 612 发送重建参数 628 至重建模块 626。

[0133] 重建模块 626 将重建磁共振图像 630 发送至后处理与分析模块 632。后处理与分析模块 632 从主计算机 612 接收真实的呼吸挑战协议数据 634。该真实的呼吸控制协议数据使用从通信链路模块 606 采集的数据而产生。

[0134] 通信链路模块 606 执行多种功能。首先通信链路模块接收在呼出和吸入空气中的氧气以及可能的二氧化碳的反馈水平 536。通信链路模块 606 示出为容纳接收反馈水平 636 的呼吸监测模块 638。该呼吸监测模块发送用于呼吸控制协议 640 的通气响应数据至主计算机 612。主计算机 612 以挑战 642 的形式发送数据至同步模块 646。同步模块 646 发送呼吸控制协议 648 至呼吸挑战控制模块 650。同步模块 646 也发送磁共振成像扫描定时和呼吸挑战协议数据 644 至主计算机 612。扫描定时与呼吸挑战协议 644 以及对呼吸控制协议 640 的通气响应的组合用于生成真实的呼吸挑战协议数据 634。呼吸挑战控制模块 650 生成控制信号 652,该信号被发送至麻醉系统 524 用于控制其操作。

[0135] 图 6 概述了用于 MR 监测呼吸挑战的机构。常规上,其包含差不多完全分隔的由 MR (放射线专家,MR 技术人员)610 和 RC608 操作者(麻醉师)分别独立地控制的 MR 和 RC 环境。

[0136] RC 环境包含麻醉系统 524,其包括以下的任意组成:吸入气体 602、用于将麻醉混合物传送至患者 506 的递送装置 520、522、经由呼出 520 和吸入 522 管向患者以及从患者传送吸入和呼出空气的递送装置、监测吸入和呼出管中的气体水平的传感器、二氧化碳吸收器、防止重新呼吸呼出空气的装置、优化被递送麻醉的消耗的按需供气阀,等等。麻醉系统

被供给有吸入气体,例如碳合气、CO₂、纯氧或者来自气体供给单元的其他气体,该麻醉系统通常被置于 MR 套房的外部并且该系统进一步能够将“正常”的房间空气引入吸入混合物。该吸入混合物经由吸入管 520 和面罩 518 被递送至患者。呼出空气被单独的呼出 522 管从患者传送至净化系统。这种麻醉系统通常由麻醉师手动控制,麻醉师进一步将吸入和 / 或呼出空气的成分中的异常传达给 MR 操作者 610 以在稍后的后处理中考虑该异常。

[0137] MR 环境包括由放射学专家 610 或者 MR 技术人员操作的 MR 扫描器 500,该放射学专家 610 或者 MR 技术人员根据临床问题来选择或者甚至优化扫描协议。所选定的扫描协议 614 被发送至控制 MR 机器 500 的扫描控制模块 620。扫描协议的这一定时(例如,在动态扫描中动态的数量和长度)需要与 RC 协议 648 的同步(例如,MR 和 RC 协议需要同时开始,动态图像的数量需要适当地代表在实验期间 MR 信号的变化)。所采集的数据 624 被发送至重建模块 626,基于由扫描协议 614 确定的信息和需求来重建由 MR 操作者选定的数据。

[0138] 后处理与分析模块 632 执行对图像 630 的一些处理(例如,运动校正、弛豫测定、数据滤波,等等)以及对响应的定量分析(例如,在氧气呼吸期间对信号变化的强度和动力学的确定)。可手动地将扫描的定时以及对返回数据的数据后处理和分析与呼吸协议 648 同步(例如,分析模块需要关于基线和 RC 数据的知识以在统计学测试中相比较,用于数值拟合数据的信号模型取决于 RC 协议的定时,等等)。

[0139] 本发明的一个实施例是通信链路模块 606,其自动化并且同步在 MR 扫描和处理 / 分析环境以及 RC 环境之间的通信。这替代了麻醉师 608 的控制作用。他进一步需要监管患者并且用于可能的实验安全性中断。

[0140] 在优选实施例中,通信链路模块包括在以下段落中更加详细描述同步模块 646、呼吸挑战控制模块 650,以及呼吸监测模块 638。该通信链路由 MR 主计算机上的扫描管理环境驱动,并且控制 MR 兼容的麻醉系统 524。

[0141] 在图 6 所示的实施例中,MR 操作者 610 根据给定的临床问题来选择某个过程。这包含将被应用的 RC648 ((各)气体的类型以及定时)。同步模块使得 RC 适于 MR 扫描并且反之亦然:

[0142] • 其可调整 MR 扫描的长度以及特定吸入混合物的递送和成分:其确保在 MR 图像采集期间递送不变化,其针对 MR 和 RC 实验两者同步长度和开始时间,等等。

[0143] • 如果需要的话,其根据特定挑战来修正扫描参数(例如,其在使用对血流具有显著影响的吸入混合物情况下可选择对流量不敏感的成像协议,其可优化成像协议以相对于所递送的吸入混合物优化对比度)。

[0144] • 同步模块 646 然后分别发送经优化的 MR 协议和经优化的 RC 协议至主计算机和呼吸挑战控制模块。该 RC 协议也被提供至后处理 / 分析模块以用于稍后处理重建数据。同步模块可以被实现为在扫描器主机上执行的软件。

[0145] 呼吸挑战控制模块 650 包括计算机可读存储介质,其从同步模块 646 接收 RC 协议 648 并且将其转换成编程指令 652 以控制麻醉系统 524。在处理器上运行时,其控制麻醉系统的至少一些阀以自动地选择特定麻醉气体并且根据 RC 协议来调整所需的气体压力、流量和舱。其因而替代了麻醉师的手动控制。在一些实施例中,呼吸挑战控制单元集成至或者附接至麻醉系统。

[0146] 呼吸监测模块 638 读取麻醉系统 524 的监测传感器,该传感器提供患者呼吸信号

(例如,吸入舱的吸入和呼出压力)。患者呼吸信号首先由图形化显示和/或在参数化描述中被表示。该表示可由集成在呼吸监测模块中的 LCD 显示器提供,并且出于安全原因被麻醉师监视。让第二表示被发送至 MR 主计算机显示器以用于由 MR 操作者额外监管可是有用的(类似于 ECG 信号如何常规地被表示在主计算机显示器上)。更重要的是,反映出对挑战的真实呼吸响应的真实患者呼吸信号转变为在稍后的后处理中使用的 RC 协议的潜在修正。该 RC 协议因而被更新并且被发送至后处理/分析模块用于 MR 数据的稍后处理。例如,在患者在实验进行一半之后移去面罩的情况下,将必须相应地缩短由分析模块使用的 RC 协议和信号模型。呼吸监测模块也可以被实现为包含在计算机可读存储介质上的由与麻醉系统的传感器通信的 MR 主计算机 612 运行的指令,或者其被集成或附接至麻醉系统,发送监测结果给 MR 主计算机,或者其是与 MR 和 RC 环境两者连接的呼吸控制单元的一部分,等等。

[0147] 图 7 被划分为两部分。第一部分 700 图示了用于磁共振数据和呼吸挑战的同步的正确定时 700。第二部分 702 图示了磁共振成像数据的分析和呼吸挑战的定时之间的错误定时。在两个部分 700, 702 中具有时间线 704, 其示出了呼吸挑战协议的预期定时。在这一呼吸挑战协议中,对象呼吸一分钟的空气四分钟的碳合气气体然后两分钟空气。时间线 706 示出了以正确的定时 700 执行的实际呼吸挑战协议,并且时间线 708 示出了当定时不同步时执行的实际呼吸挑战协议。时间线 706 与时间线 704 一致。然而时间线 708 与时间线 704 不一致。

[0148] 在时间线 708 中对象最初呼吸两分钟而不是一分钟空气。其结果是对象比预期的晚一分钟呼吸碳合气气体。在该时间线之下的是示出了 $R2^*$ 变化的图表,时间线在两种情况下都以秒为单位给出。在图的第一部分 700 中,框 712 指示用于执行分析的数据点 712。在图的第二部分 702 中,图表框 714 指示用于统计学分析的数据。在第二部分 702 中的图表示出了定时不对的两个区域 716。在第一部分 700 中数据用于重建 $\Delta R2^*$ 响应图 718, 其用于示出脑膜瘤的肿瘤图。 $R2^*$ 是 $T2^*$ 的倒数。 $\Delta R2^*$ 响应图是示出了 $R2^*$ 变化的图表。对于以上提及的读取协议。使用移位的定时,使用错误的定时 702 来计算同一图像 720。图像 718 和 720 的比较示出了图像 718 中的对比度要好于 720 中的。

[0149] 图 7 示出了 RC 和 MR 数据分析协议的错误传达/错误同步对肿瘤响应图和模型的影响(右栏)。左栏描述了使用正确设置的结果。该响应图是基于将基线呼吸的时期与最后 2 分钟的碳合气挑战相比较的统计学测试。呼吸挑战和 MR 数据分析的错误同步导致“更黑的”图,因为响应幅度由于测试将基线数据与碳合气呼吸期间的“错误”数据相比较而被低估。归因于碳合气挑战的开始和结束点的错误初始化,模型不能与数据相拟合。

[0150] 虽然已经在图中和前述描述中详细图示和描述了本发明,但是这种图示和描述将被认为是说明性或者示例性的,而不是限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0151] 本领域技术人员在实践所要求的发明时,通过对图、公开内容和所附权利要求的研究,可以理解和实现对所公开实施例的其他变型。在权利要求中,措辞“包括”不排除其他元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单一处理器或者其他单元可实现在权利要求中所记载的几项功能。在相互不同的从属权利要求中记载某些措施的这一仅有事实,并不表示不能将这些措施的组合加以利用。计算机程序可被存储/分布在适当的介质上,例如与其他硬件一起提供或者作为其他硬件一部分的光学存储介质或者固态介质,但是其也可能以其他形式分布,例如经由因特网或者其他有线或无线的通信系统。在权

利要求中的任何附图标记不应当被解释为是对范围的限制。

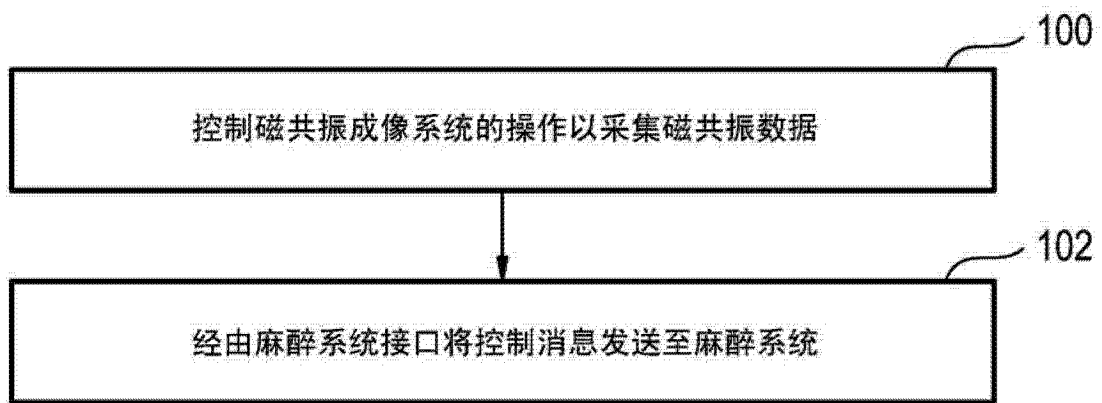


图 1

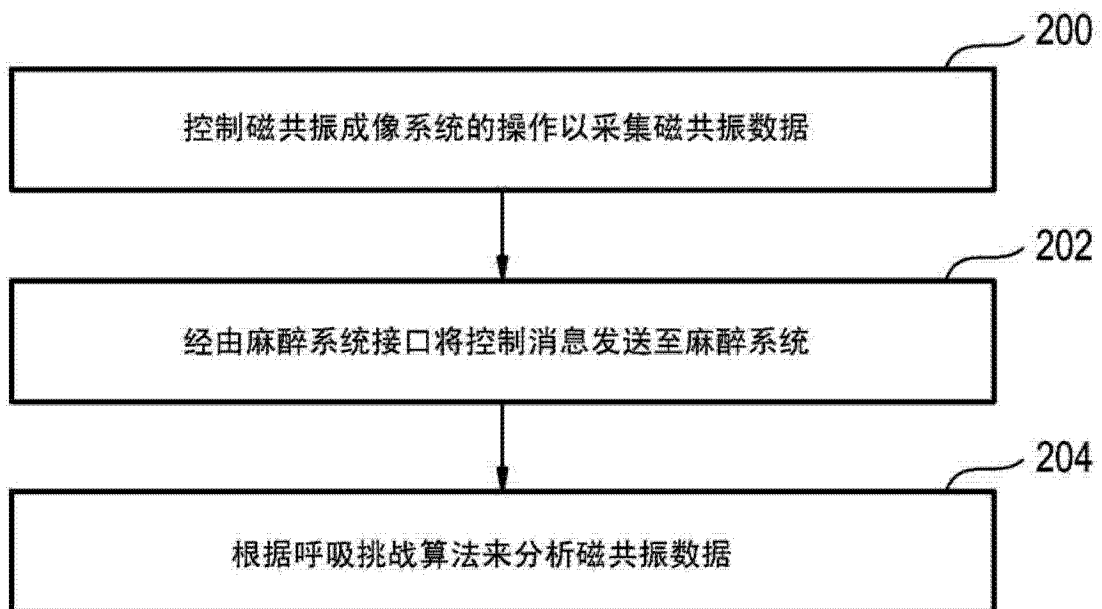


图 2

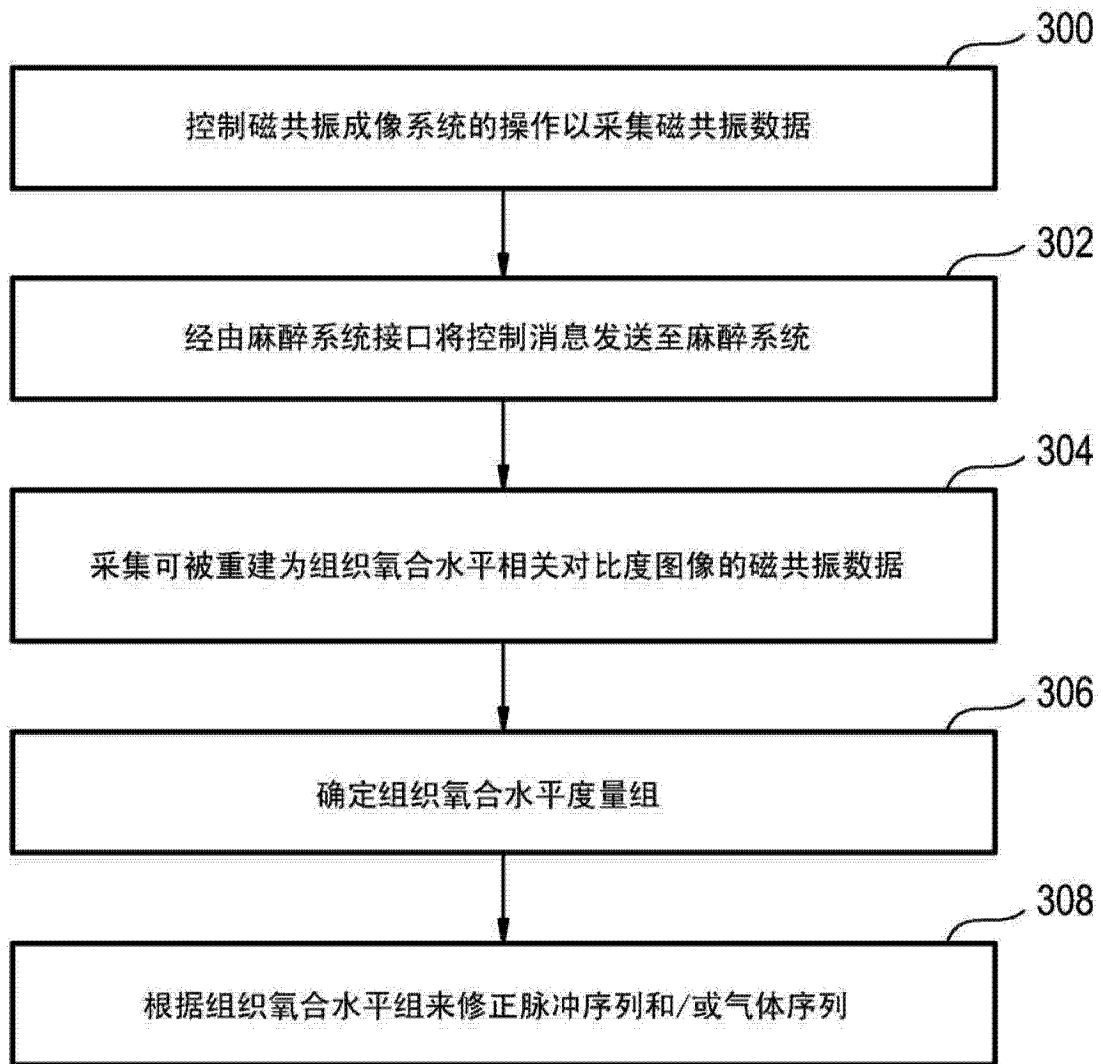


图 3

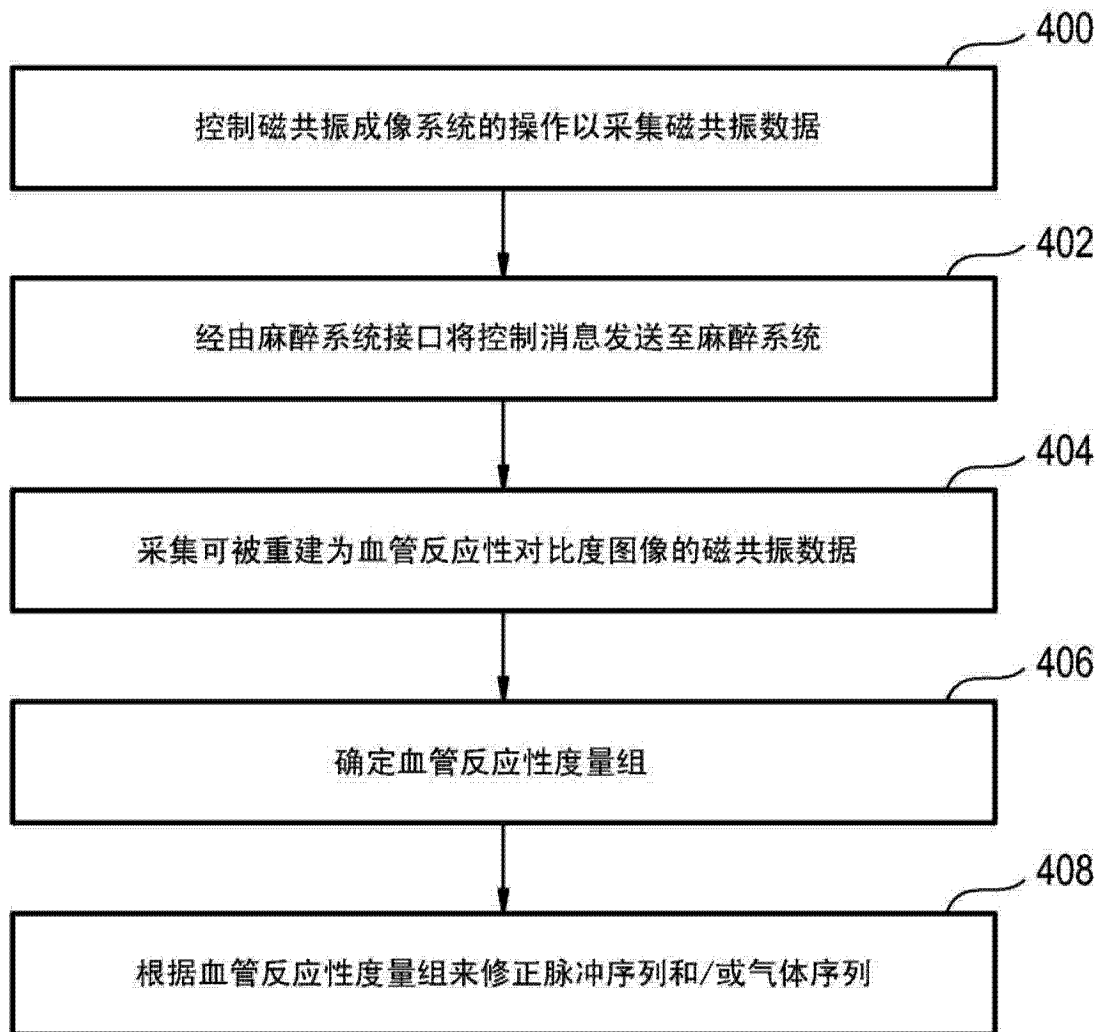


图 4

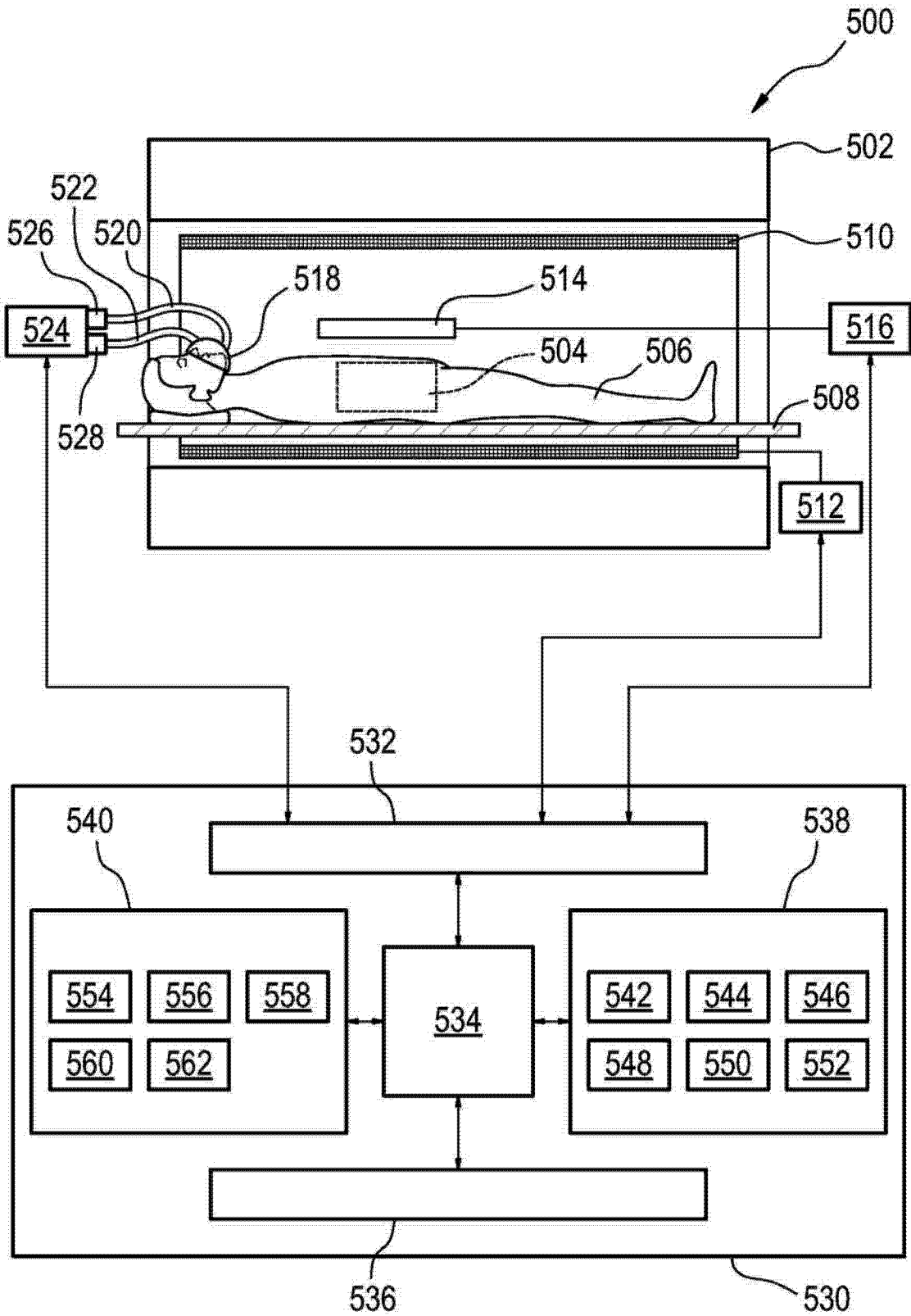


图 5

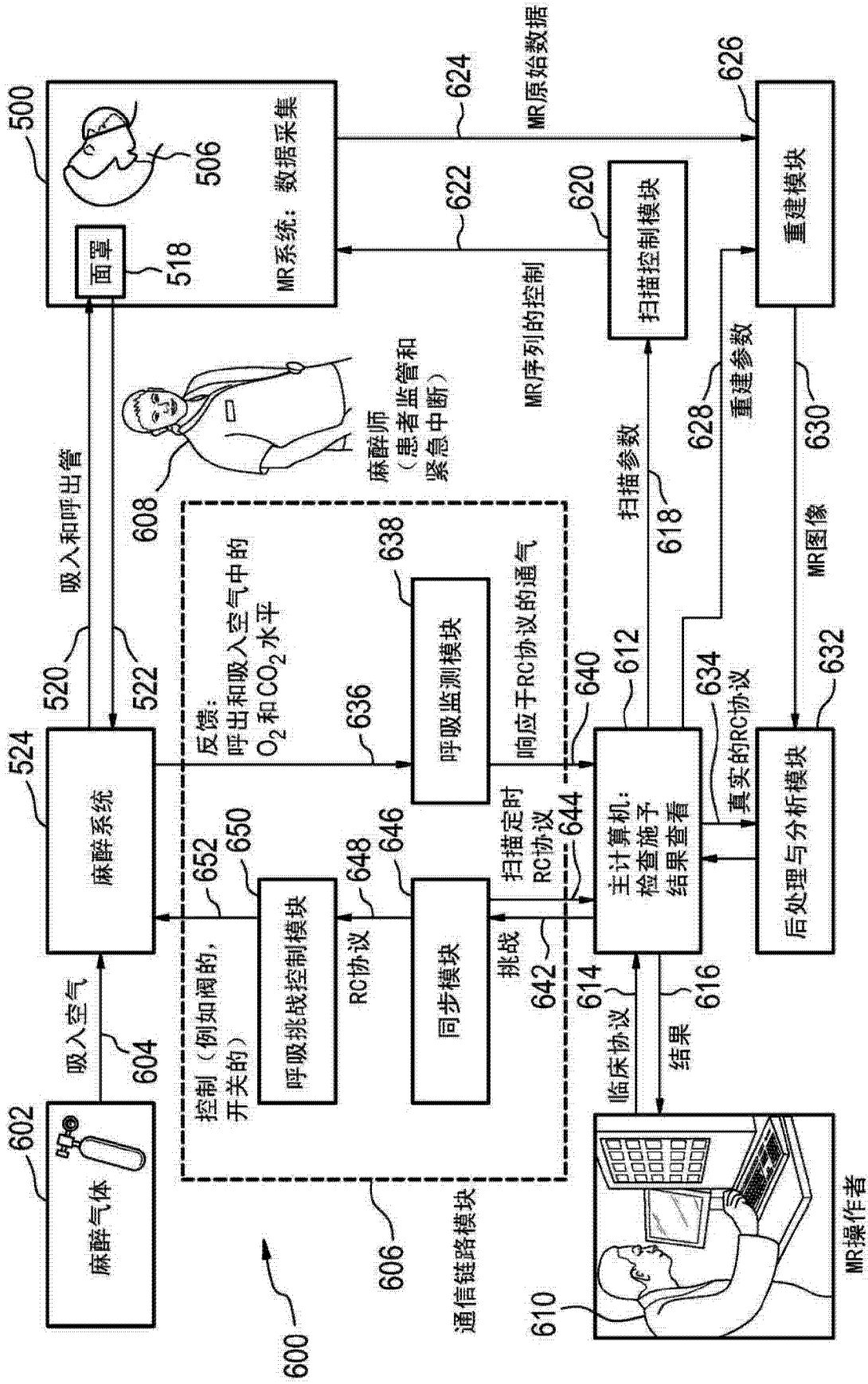


图 6

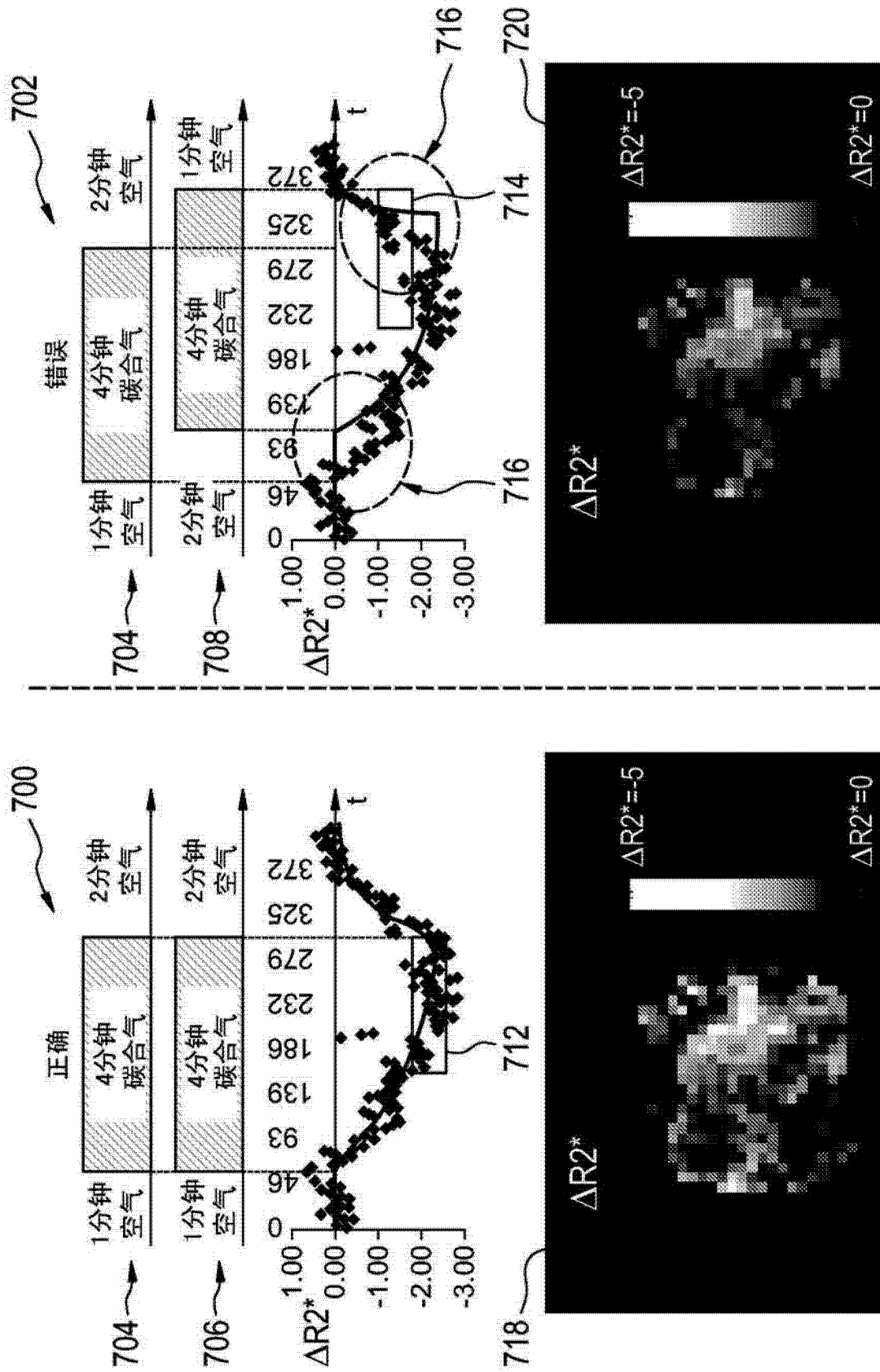


图 7