



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104937435 B

(45)授权公告日 2018.02.13

(21)申请号 201380064809.4

(22)申请日 2013.12.12

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104937435 A

(43)申请公布日 2015.09.23

(30)优先权数据
61/737,194 2012.12.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.06.11

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2013/060831 2013.12.12

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/091433 EN 2014.06.19

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
专利权人 华盛顿大学

(72)发明人 J·王 H·陈 P·博尔纳特
C·苑

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.
G01R 33/56(2006.01)
G01R 33/563(2006.01)

(56)对比文件
JP 2002143125 A, 2002.05.21,
US 2003062893 A1, 2003.04.03,
CN 1575748 A, 2005.02.09,
CN 101185571 A, 2008.05.28,
US 2011181283 A1, 2011.07.28,
CN 101836123 A, 2010.09.15,

审查员 赵高远

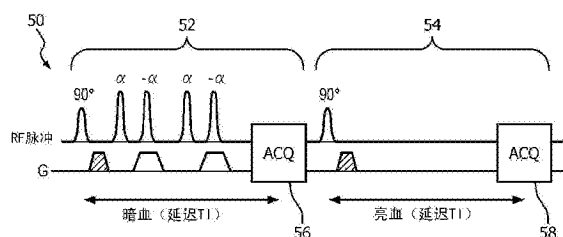
权利要求书3页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

用于交错动态对比增强磁共振成像的交错的暗血和亮血成像

(57)摘要

磁共振系统(10)和对应的方法使用免转换交错的暗血和亮血成像(cfIBBI)序列来对对象进行成像。MR扫描器(12)被控制为执行对暗血成像序列(52)的多个重复。暗血成像序列(52)包括组织归零子序列,所述组织归零子序列后面跟随有在所述组织归零子序列之后时间间隔(TI)执行的暗血采集子序列(56)。MR扫描器(12)还被控制为在暗血成像序列(52)的连续重复之间执行包括组织归零子序列的亮血成像序列(54),所述组织归零子序列后面跟随有在组织归零子序列之后时间间隔(TI)执行的亮血采集子序列(58)。所述暗血成像序列(52)的所述时间间隔(TI)和所述亮血成像序列(54)的所述时间间隔(TI)具有相同的持续时间。



1. 一种用于对对象进行成像的磁共振 (MR) 系统 (10), 所述系统 (10) 包括:

电子数据处理设备 (34), 其被配置为控制 MR 扫描器 (12) 以:

执行对暗血成像序列 (52) 的多个重复, 所述暗血成像序列 (52) 包括组织归零子序列, 所述组织归零子序列后面跟随有在所述组织归零子序列之后时间间隔 (TI) 执行的暗血采集子序列 (56); 并且

在对所述暗血成像序列 (52) 的连续重复之间执行包括所述组织归零子序列的亮血成像序列 (54), 所述组织归零子序列后面跟随有在所述组织归零子序列之后所述时间间隔 (TI) 执行的亮血采集子序列 (58);

其中, 所述暗血成像序列 (52) 的所述时间间隔 (TI) 和所述亮血成像序列 (54) 的所述时间间隔 (TI) 具有相同的持续时间,

其中, 所述暗血成像序列 (52) 还包括 RF 脉冲的一个或多个连续对, 所述一个或多个连续对在所述时间间隔 (TI) 期间被间插在所述组织归零子序列与所述暗血采集子序列 (56) 之间, 并且

其中, 所述亮血成像序列 (54) 包括 RF 脉冲的一个或多个连续对, 所述一个或多个连续对在所述时间间隔 (TI) 期间被间插在所述组织归零子序列与所述亮血采集子序列 (58) 之间。

2. 根据权利要求 1 所述的 MR 系统 (10), 其中, 所述组织归零子序列包括后面跟随有破坏场梯度的空间非选择性的 90 度 RF 脉冲。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的 MR 系统 (10), 其中, 所述 RF 脉冲的连续对中的每个包括后面跟随有幅度 $-\alpha$ 的 RF 脉冲的幅度 α 的 RF 脉冲。

4. 根据权利要求 3 所述的 MR 系统 (10), 其中, α 是 180 度。

5. 根据权利要求 3 所述的 MR 系统 (10), 其中, 所述幅度 α 的 RF 脉冲是空间非选择性的, 并且所述幅度 $-\alpha$ 的 RF 脉冲是空间选择性的。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的 MR 系统 (10), 其中, 所述电子数据处理设备 (34) 还被配置为:

重建通过执行所述暗血成像序列 (52) 而生成的 MR 成像数据, 以生成暗血图像 (22); 并且

重建通过执行所述亮血成像序列 (54) 而生成的 MR 成像数据, 以生成亮血图像 (24)。

7. 根据权利要求 6 所述的 MR 系统 (10), 其中, 所述电子数据处理设备 (34) 还被配置为:

基于所述亮血图像 (24) 来计算动脉输入函数 (AIF)。

8. 一种用于对对象进行成像的磁共振 (MR) 方法, 所述方法包括:

使用 MR 扫描器 (12) 来执行对暗血成像序列 (52) 的多个重复, 所述暗血成像序列 (52) 包括大约 90 度射频 (RF) 脉冲、用于暗血成像的暗血采集子序列 (56)、以及从所述暗血成像序列 (52) 的所述大约 90 度 RF 脉冲持续到所述暗血采集子序列 (56) 的延迟 (TI); 并且

在所述暗血成像序列 (52) 的连续重复之间使用所述 MR 扫描器 (12) 来执行亮血成像序列 (54), 所述亮血成像序列 (54) 包括大约 90 度 RF 脉冲、用于亮血成像的亮血采集子序列 (58)、以及从所述亮血成像序列 (54) 的所述大约 90 度 RF 脉冲持续到所述亮血采集子序列 (58) 的所述延迟 (TI);

其中, 所述暗血成像序列 (52) 的所述延迟 (TI) 和所述亮血成像序列 (54) 的所述延迟

(TI) 具有相同的持续时间,

其中,所述暗血成像序列(52)包括RF脉冲的一个或多个连续对,所述一个或多个连续对在所述暗血成像序列(52)的所述延迟(TI)期间被间插在所述暗血成像序列(52)的所述大约90度RF脉冲与所述暗血采集子序列(56)之间,并且

其中,所述亮血成像序列(54)包括RF脉冲的一个或多个连续对,所述一个或多个连续对在所述亮血成像序列(54)的所述延迟(TI)期间被间插在所述亮血成像序列(54)的所述大约90度RF脉冲与所述亮血成像序列(54)的所述亮血采集子序列(58)之间。

9. 根据权利要求8所述的MR方法,其中,所述暗血成像序列(52)包括组织归零子序列,所述组织归零子序列包括后面跟随由破坏梯度的所述暗血成像序列(52)的所述大约90度RF脉冲,并且所述亮血成像序列(54)包括相同的组织归零子序列,所述相同的组织归零子序列包括后面跟随有破坏梯度的所述亮血成像序列(54)的所述大约90度RF脉冲。

10. 根据权利要求9所述的MR方法,其中,所述RF脉冲的连续对中的每个包括 α RF脉冲和 $-\alpha$ RF脉冲, α 在0度到359度的范围内。

11. 根据权利要求10所述的MR方法,其中,所述 α RF脉冲是空间非选择性的,并且所述 $-\alpha$ RF脉冲伴随有空间选择性磁场梯度。

12. 根据权利要求8-9和10-11中的任一项所述的MR方法,还包括:

重建通过执行所述暗血成像序列(52)而生成的MR成像数据,以生成暗血图像(22);并且

重建通过执行所述亮血成像序列(54)而生成的MR成像数据,以生成亮血图像(24)。

13. 一种存储有能由电子数据处理设备(34)运行的指令的非瞬态存储介质,所述电子数据处理设备与由所述电子数据处理设备(34)控制的MR扫描器(12)相结合操作以执行根据权利要求8-9和10-11中的任一项所述的方法。

14. 一种用于对对象进行成像的磁共振(MR)系统(10),所述系统(10)包括:

MR扫描器(12),其被配置为:

执行对暗血成像序列(52)的多个重复,所述暗血成像序列(52)包括具有射频(RF)脉冲的组织信号归零子序列、用于暗血成像的暗血采集子序列(56)、以及从所述暗血成像序列(52)的所述组织归零子序列的所述RF脉冲持续到所述暗血成像序列(52)的所述暗血采集子序列(56)的延迟(TI);并且

执行与对所述暗血成像序列(52)的所述多个重复交错的对亮血成像序列(54)的多个重复,所述亮血成像序列(54)包括具有所述RF脉冲的所述组织信号归零子序列、用于亮血成像的亮血采集子序列(58)、以及从所述亮血成像序列(54)的所述组织归零子序列的所述RF脉冲持续到所述亮血成像序列(54)的所述亮血采集子序列(58)的延迟(TI);

其中,所述暗血成像序列(52)的所述延迟(TI)和所述亮血成像序列(54)的所述延迟(TI)具有相同的持续时间,

其中,所述暗血成像序列(52)还包括RF脉冲的一个或多个连续对,所述一个或多个连续对在所述时间间隔(TI)期间被间插在所述组织归零子序列与所述暗血采集子序列(56)之间,并且

其中,所述亮血成像序列(54)包括RF脉冲的一个或多个连续对,所述一个或多个连续对在所述时间间隔(TI)期间被间插在所述组织归零子序列与所述亮血采集子序列(58)之

间。

用于交错动态对比增强磁共振成像的交错的暗血和亮血成像

技术领域

[0001] 本发明总体涉及医学成像。其具体与交错的暗血和亮血成像相结合而应用,并将特别参考交错的暗血和亮血成像来描述本发明。然而,应当理解,本发明还适用于其他使用场景,而不必限于前述的应用。

背景技术

[0002] 交错的暗血和亮血成像 (IBBI) 对于动态对比增强 (DCE) 血管壁磁共振成像 (MRI) 是有用的,这是因为其允许同时采集血管壁的高空间分辨率图像 (暗血图像) 和高时间分辨率图像 (亮血图像) 两者,以确定动脉输入函数 (AIF)。然而,因为在可以将来自暗血图像和亮血图像的信号进行直接比较之前 IBBI DCE 通常要求采集后处理,因此对 IBBI DCE 的当前实现典型地受限制。这要求额外的数据采集和额外的处理时间。另外,转换可能引入误差。

发明内容

[0003] 以下提供了克服以上提到的问题和其他问题的新的且经改进的方法和系统。

[0004] 根据一个方面,提供了一种用于对对象进行成像的磁共振 (MR) 系统。所述系统包括电子数据处理设备,所述电子数据处理设备被配置为控制 MR 扫描器。所述 MR 扫描器被控制为执行对暗血成像序列的多个重复。所述暗血成像序列包括组织归零 (nulling) 子序列,所述组织归零子序列后面跟随有在所述组织归零子序列之后的时间间隔执行的暗血采集子序列。所述 MR 扫描器还被控制为在对所述暗血成像序列的连续重复之间执行包括组织归零子序列的亮血成像序列,所述组织归零子序列后面跟随有在所述组织归零子序列之后的所述时间间隔执行的亮血采集子序列。所述暗血成像序列的所述时间间隔和所述亮血成像序列的所述时间间隔具有相同的持续时间。

[0005] 根据另一方面,提供了一种用于对对象进行成像的磁共振 (MR) 方法。所述方法包括使用 MR 扫描器来执行对暗血成像序列的多个重复。所述暗血成像序列包括大约 90 度的射频 (RF) 脉冲、用于暗血成像的暗血采集子序列、以及从所述暗血成像序列的所述 90 度 RF 脉冲持续到所述暗血采集子序列的延迟。所述方法还包括在对所述暗血成像序列的连续重复之间使用所述 MR 扫描器来执行亮血成像序列,所述亮血成像序列包括大约 90 度的 RF 脉冲、用于亮血成像的亮血采集子序列、以及从所述亮血成像序列的所述 90 度 RF 脉冲持续到所述亮血采集子序列的所述延迟。所述暗血成像序列的所述延迟和所述亮血成像序列的所述延迟具有相同的持续时间。

[0006] 根据另一方面,提供了一种用于对对象进行成像的磁共振 (MR) 系统。所述系统包括 MR 扫描器,所述 MR 扫描器被配置为执行对暗血成像序列的多个重复。所述暗血成像序列包括具有射频 (RF) 脉冲的组织信号归零子序列、用于暗血成像的采集序列、以及从所述暗血成像序列的所述组织归零子序列的所述 RF 脉冲持续到所述暗血成像序列的所述采集序列的延迟。所述 MR 扫描器还被配置为执行对与所述暗血成像序列的所述多个重复交错的亮血成像序列的多个重复。所述亮血成像序列包括具有所述 RF 脉冲的所述组织信号归零子序

列、用于亮血成像的采集序列、以及从所述亮血成像序列的所述组织归零子序列的所述RF脉冲持续到所述亮血成像序列的所述采集序列的延迟。所述暗血成像序列的所述延迟和所述亮血成像序列的所述延迟具有相同的持续时间。

[0007] 一个优势在于生成具有可直接比较的信号暗血图像和亮血图像。

[0008] 另一优势在于具有相同组织对比度的暗血信号和亮血信号。

[0009] 另一优势在于去除在暗血图像和亮血图像之间的信号干扰。

[0010] 另一优势在于在暗血成像期间的鲁棒血液抑制。

[0011] 本领域一般技术人员在阅读并理解了下面的具体说明后,将意识到本发明的进一步的优势。

[0012] 本发明可以采取各种部件和各部件的布置以及各种步骤和各步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,并不得被解释为对本发明的限制。

附图说明

[0013] 图1图示了采用免转换交错的暗血和亮血成像(cfIBBI)的磁共振血管造影(MRA)系统。

[0014] 图2A图示了cfIBBI脉冲序列的一个实施例。

[0015] 图2B图示了cfIBBI脉冲序列的另一实施例。

[0016] 图3A图示了暗血成像模块的血管壁信号、造影前血液信号和造影后血液信号的模拟曲线图。

[0017] 图3B图示了亮血成像模块的血管壁信号、造影前血液信号和造影后血液信号的模拟曲线图。

具体实施方式

[0018] 本文中认识到,不能将由交错的暗血和亮血成像(IBBI)采集到的暗血图像和亮血图像进行直接比较是因为典型地被用于生成暗血图像和亮血图像的不同对比机制。例如,将运动敏化驱动均衡(MSDE)用于暗血成像和将渡越时间(TOF)用于亮血成像阻止了对暗血成像和亮血成像获得的信号的直接比较。因此,通过不同的规则来支配这些不同对比机制的信号行为。

[0019] 对IBBI的当前实现的额外困难包括对暗血图像和亮血图像之间的信号干扰的去除和暗血成像期间的鲁棒血液抑制。暗血准备不应改变亮血图像中的血液信号,反之亦然。另外,血液抑制应当在造影剂注射前和注射后两者之间一致。

[0020] 本文中公开的是用于IBBI的经改进的脉冲序列,在本文中被称为免转换IBBI(cfIBBI),所述经改进的脉冲序列生成暗血图像和亮血图像的可直接比较的信号。所公开的cfIBBI技术还提供在暗血成像期间在造影注射之后的鲁棒血液抑制。

[0021] 参考图1,描述了说明性磁共振血管造影(MRA)系统10,其采用cfIBBI脉冲序列。MRA系统10包括磁共振(MR)扫描器12,磁共振(MR)扫描器12由MR控制模块14操作以从序列存储器16检索cfIBBI序列,并且运行检索到的cfIBBI序列来执行对对象(例如人类对象、兽医对象、临床或临床前测试对象等)的成像。MR扫描器12可以是任何类型的商用或非商用磁共振成像(MRI)扫描器,例如(通过说明性范例)Achieva™、Ingenia™、Intera™或

PanoramaTMMRI扫描器(可从荷兰埃因霍温的皇家飞利浦电子有限公司获得)。

[0022] 如果cfIBBI序列被适合地存储在MR成像数据存储器18中,则所执行的cfIBBI序列生成暗血和亮血序列模块的MR成像数据。典型地,尽管预期其他比率,但cfIBBI序列对于每一幅暗血图像生成四幅亮血图像的MR成像数据。在这方面,暗血图像的空间分辨率典型地高于亮血图像的空间分辨率,而亮血图像的时间分辨率典型地高于暗血图像。

[0023] MR图像重建模块20将适合的图像重建算法应用到由暗血序列模块(例如其可以使用MSDE暗血成像技术)生成的MR成像数据以生成具有暗血对比的一幅或多幅MR图像22(即一幅或多幅暗血MRA图像22)。重建模块20还将适合的图像重建算法应用到由亮血序列模块(例如其可以使用TOF亮血成像技术,或可以采用注入血液流的外源造影剂)生成的MR成像数据以生成具有亮血对比的一幅或多幅MR图像24(即一幅或多幅血液MRA图像24)。暗血图像22和亮血图像24被适合地存储在MR图像存储器26中。对图像重建算法的选择取决于在成像数据采集中所采用的空间编码,并且例如可以是基于傅里叶变换的图像重建算法。

[0024] 图像可视化/分析模块28执行对暗血图像22和亮血图像24的显示和/或分析。在说明性应用中,粥样硬化斑块的炎症特征被量化以评估早期病变和(斑块破裂的)纤维帽区域中的炎症。为此,组织信号变化评估子模块30处理暗血图像22以评估或量化在临近内腔的区域中的组织信号变化,而动脉输入函数(AIF)测量子模块32处理亮血图像24以评估或量化AIF。典型地,因为TOF可能受临近血管壁的血液速度减小的影响,因此与基于TOF的亮血图像相比,暗血图像提供更准确的内腔限定。另一方面,亮血图像含有用于计算AIF的信息。

[0025] 数据处理和控制部件14、20、28、30、32适合地由电子数据处理设备34(例如适合地编程的说明性计算机34、基于网络的服务器等)实现,电子数据处理设备34包括或具有对显示设备36的可操作的访问,可视化模块28经由显示设备36显示图像和/或图像分析结果。在一些实施例中,还可以包括模拟或混合电路(例如在图像重建模块20中任选地使用的平行重建通道硬件)。MR控制模块14任选地被实现为单独的专用MR控制计算机。图像可视化模块28可以被实现为具有高分辨率显示的专用图像处理工作站。

[0026] 采用cfIBBI的公开的MRA成像技术的仪器控制和数据处理方面也可以被体现为非瞬态存储介质(未示出),例如存储能由电子数据处理设备34运行的指令以执行所公开的技术的硬盘或其他磁性存储介质、光盘或其他光学存储介质、随机存取存储器(RAM)、闪存存储器或其他电子存储介质等。

[0027] 参考图2A和图2B,示出了图示cfIBBI脉冲序列50的两个实施例的脉冲图表。在图2A和图2B的每个中,标有“RF脉冲”的上曲线图以图形的形式示出了应用的射频(RF)脉冲,并且标有“G”的下曲线图以图形的形式示出了应用的磁场梯度。两个曲线图的横坐标是时间。cfIBBI脉冲序列包括分别对应于脉冲图表的第一半和第二半的暗血成像模块52和亮血成像模块54。在交错的样式中,可以将暗血成像模块52和亮血成像模块54每个重复n次,其中 $n > 1$ 。例如,典型地在对亮血成像模块54的运行之后立即和/或之前立即运行暗血成像模块52。

[0028] 暗血成像模块52和亮血成像模块54每个包括采集模块或子序列56、58。采集模块或子序列56、58包括脉冲序列和磁场梯度以生成用于图像重建的MR信号。例如,用于亮血成像的采集模块58可以使用梯度回波序列,以及(用于AIF测量的)其他类型的T1加权技术,例如自旋回波(SE)或回波平面成像(EPI)。如另一范例,用于暗血成像的采集模块56可以使用

自旋回波 (SE) 技术或运动敏化驱动均衡 (MSDE) 技术, 在所述自旋回波技术中使用外溢效应来抑制血液信号。基于具体的使用情况来选择用于暗血图像的采集模块56或用于亮血图像的采集模块58。然而, 用于暗血成像的采集模块56和用于亮血成像的采集模块58应当是相同的以使MR信号可比较。

[0029] 在cfIBBI序列对于每一幅暗血图像生成四幅亮血图像的MR成像数据的说明性范例如中, 亮血成像模块54的单个实例适合地生成单幅亮血图像的完全数据集, 而暗血成像模块52的四个实例生成单幅暗血图像的完全数据集。备选地, 亮血成像模块54的两个实例可以被用于生成单幅亮血图像的完全数据集, 而暗血成像模块52的八个实例可以被用于生成单幅暗血图像的完全数据集等。

[0030] 另外, 暗血成像模块52和亮血成像模块54中的每个包括后面跟随有破坏梯度场的大约90度 (即90度 $\pm$ 5度) 的空间非选择性RF脉冲, 以使组织信号归零。另外, 破坏梯度场紧跟在90度RF脉冲后面。在图2A和图2B中, 通过底纹突出显示该破坏梯度场。90度RF脉冲领先于采集模块56、58, 并且间插延迟 (即反转时间TI)。用于暗血和亮血成像的反转时间延迟TI是相同的。这样, 预期组织信号在暗血成像和亮血成像两者的采集的时间是相同的。结果, 可以利用从暗血图像获得的组织信号来直接对从AIF获得的血液信号进行建模。90度脉冲还可以通过在每个成像模块的开始使所有组织信号归零来去除在暗血成像模块52和亮血成像模块54之间的信号干扰。尽管图示了90度脉冲, 但预期其他翻转角, 其中, 翻转角和反转时间 (TI) 被选择为提供期望的组织归零。

[0031] 参考图3A和图3B, 模拟曲线图包括作为在组织信号归零之后的时间函数的、分别用于暗血成像 (图3A) 和用于亮血成像 (图3B) 的组织信号。竖直轴对应于信号强度 (即 M_z/M_0), 并且水平轴对应于时间。图3A和图3B的曲线图分别模拟暗血成像模块52和亮血成像模块54的血管壁信号 (实线)、造影前血液信号 (点线) 和造影后血液信号 (虚线)。如可以看出的, 两个曲线图包括相同的血管壁 (即组织) 信号, 在1000毫秒的间隔上从归零状态上升到 $M_z/M_0 \sim 0.59$ 。

[0032] 返回参考图2A和图2B, 在说明性的暗血成像模块52中, 在反转时间延迟TI期间在90度RF脉冲与采集模块56之间间插 α - $-\alpha$ RF脉冲的两个连续对, 以操纵血液信号。每对包括空间非选择性 α RF脉冲和空间选择性 $-\alpha$ RF脉冲, $-\alpha$ RF脉冲跟随 α RF脉冲并且包括空间选择性磁场梯度, 使得当血液信号翻转时, 组织信号被所述脉冲对翻转回到平衡。

[0033] α 的幅值可以为大约180度 (即180度 $\pm$ 5度), 但是可以取决于成像应用而从0度到359度改变。例如, α 可以是120度。使用两对 α - $-\alpha$ RF脉冲可以去除血T1对液归零效应的敏感性。针对 $\alpha=180$ 度模拟了图3A和图3B的曲线图。当 α 是180度时, 符合 $\alpha=-\alpha$, 并且 α - $-\alpha$ 子序列对应于四反转恢复 (QIR) 序列的180度脉冲 (例如见Yarnykh等的“T₁-Insensitive Flow Suppression Using Quadruple Inversion-Recovery”, Magnetic Resonance in Medicine, 卷48, 899-905页, 2002)。QIR的独立于造影注射后血液T1值的通用血液抑制是已知的。在图3A和图3B的模拟组织信号中可以看出这种T1不敏感性。本文中认识到, 当 α 不是180度 (即小于180度) 时, 更短的反转时间TI可以被用于实现在暗血成像模块52中的血液归零。对于IBBI, 这可以有利地减少成像时间, 并且帮助提高成像采集效率。更短的反转时间TI还可以帮助维持外源造影剂浓度与MR信号强度之间的近似线性的关系。

[0034] 在图2A中示出的cfIBBI序列中, 亮血成像模块54不包括90度RF脉冲与采集模块58

之间间插的 α 和 $-\alpha$ RF脉冲。然而,如图2B所示,在一些实施例中,亮血成像模块54包括在反转时间TI期间在采集模块58与90度RF脉冲之间间插的 $\alpha/-\alpha$ RF脉冲的两个连续对,以操纵血液信号。 $\alpha/-\alpha$ RF脉冲的两个连续对如上所述,除了 $-\alpha$ RF不是选择性的(即不包括场梯度)。通过在暗血成像模块52和亮血成像模块54两者中采用 $\alpha/-\alpha$ RF脉冲的连续对,组织信号更好地可比较。还预期在反转时间延迟TI期间重复 $\alpha/-\alpha$ 序列多于两次,或备选地在反转时间延迟TI中仅包括单个 $\alpha/-\alpha$ 序列。

[0035] cfIBBI序列有利地提供具有高空间分辨率的交错的暗血和亮血动态对比增强(DCE)成像。在该类型的成像中,cfIBBI序列提供在两个成像模块之间的可比较的信号强度,使得AIF、组织信号和其他信号都可以被直接用于DCE药动力学分析和/或建模。例如,应用包括颈动脉、主动脉、心脏、外围、全身斑块DCE成像。此外,尽管交错的暗血和亮血成像被描述为具有许多临床应用的说明性范例,但公开的方法能够被推广到对其他类型的流体边界层的交错的暗流体和亮流体成像。

[0036] 返回参考图1,最终的暗血图像和亮血图像可以被不同地处理以生成有用的临床信息。例如,图像可以被用在DCE动力学建模中(例如见Kerwin等的“Quantitative Magnetic Resonance Imaging Analysis of Neovascularity Volume in Carotid Atherosclerotic Plaque”,Circulation,2003年2月18日,107(6):851-6,通过引用将其整体并入本文)。具有cfIBBI的DCE动力学建模有利地允许使更小的结构可视化,并且允许更早地对疾病做出诊断。

[0037] 已经参考优选的实施例描述了本发明。他人在阅读和理解了前面的详细说明之后可以想到修改和改变。本发明旨在被解释为包括所有这样的修改和改变,只要它们处于权利要求书或其等价方案的范围之内。

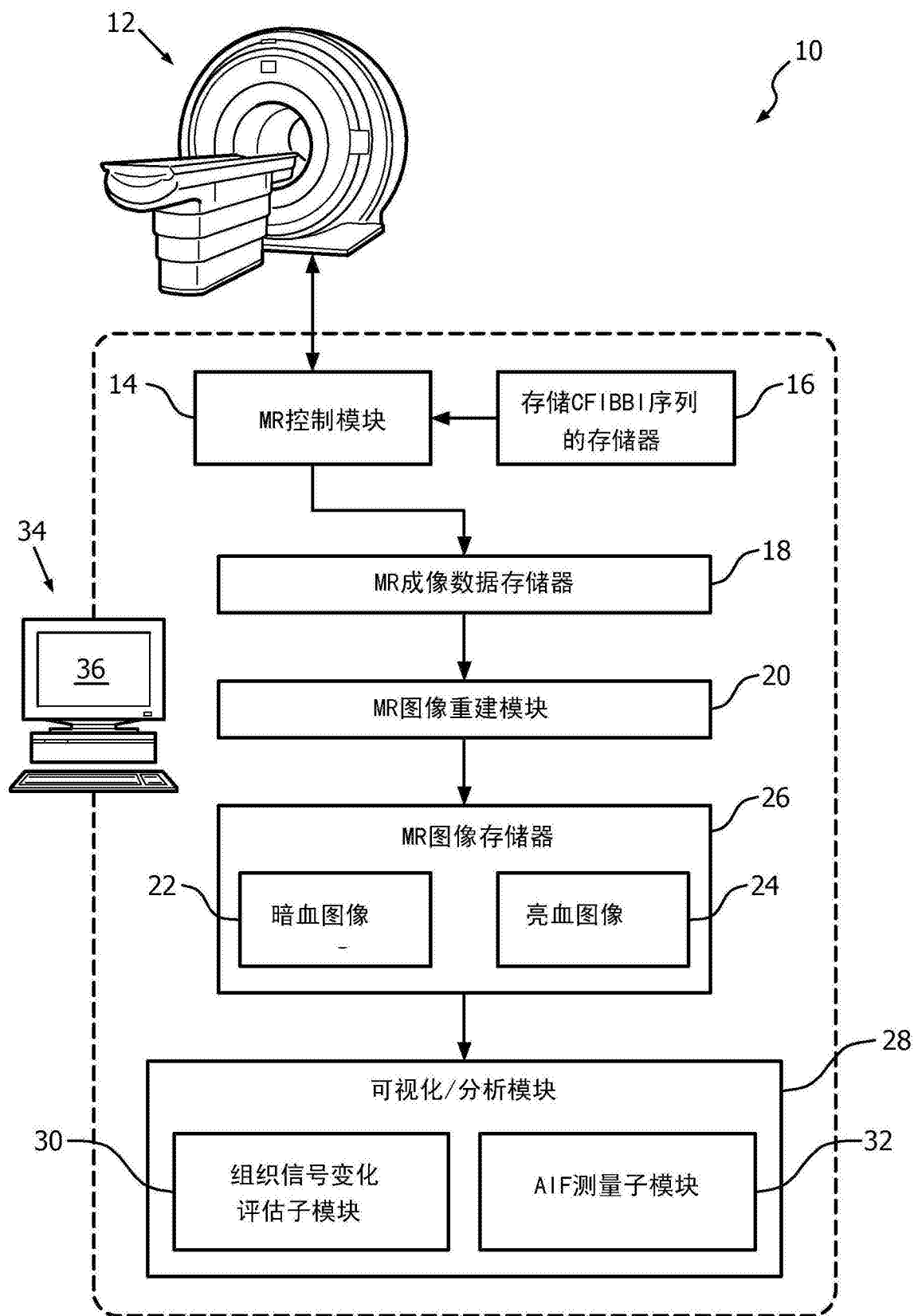


图1

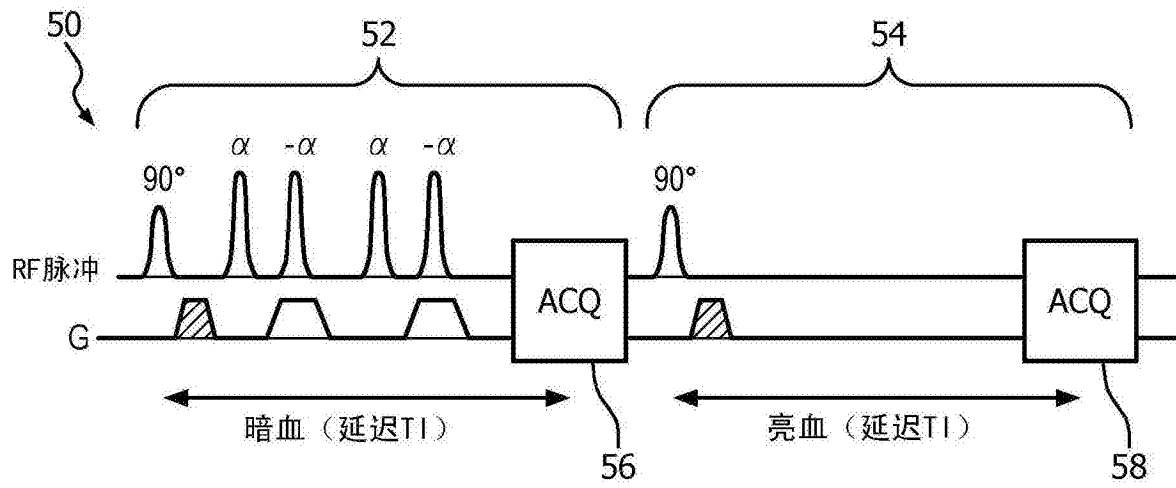


图2A

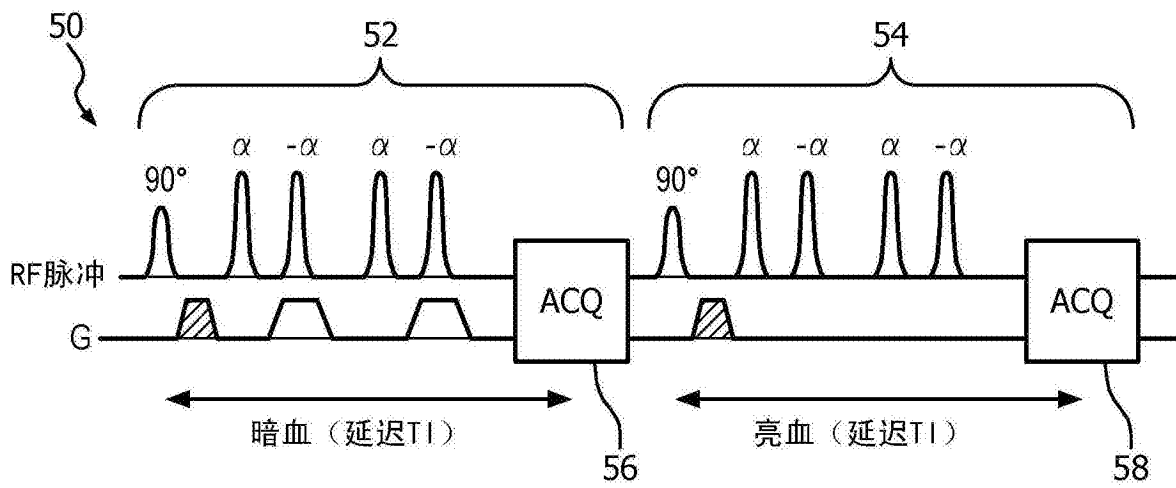


图2B

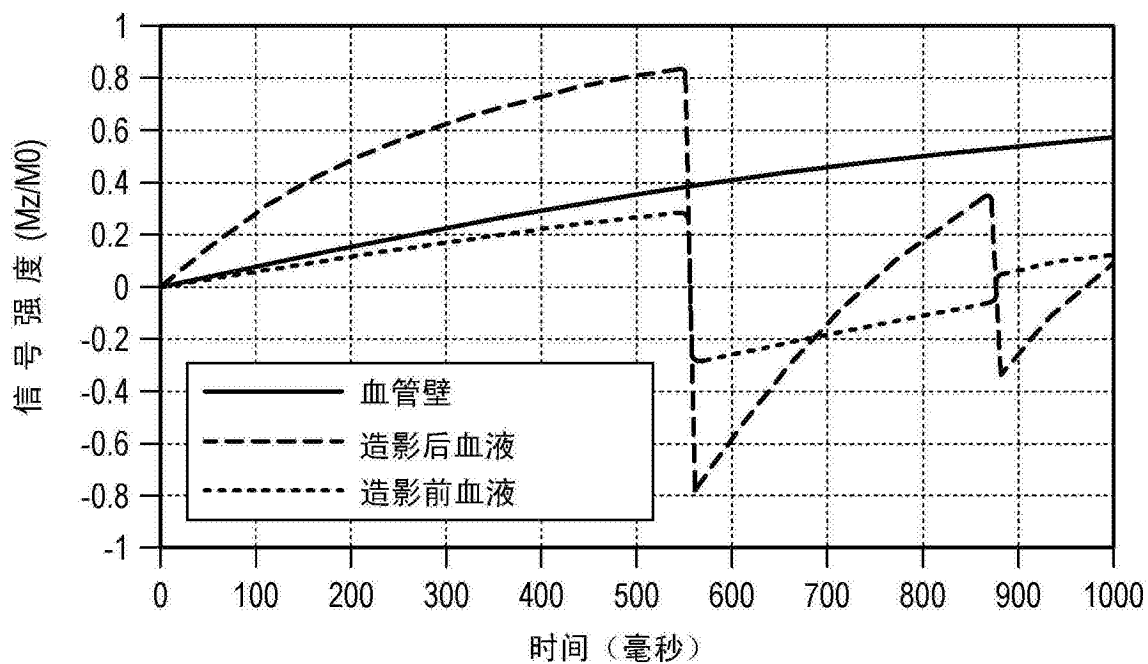


图3A

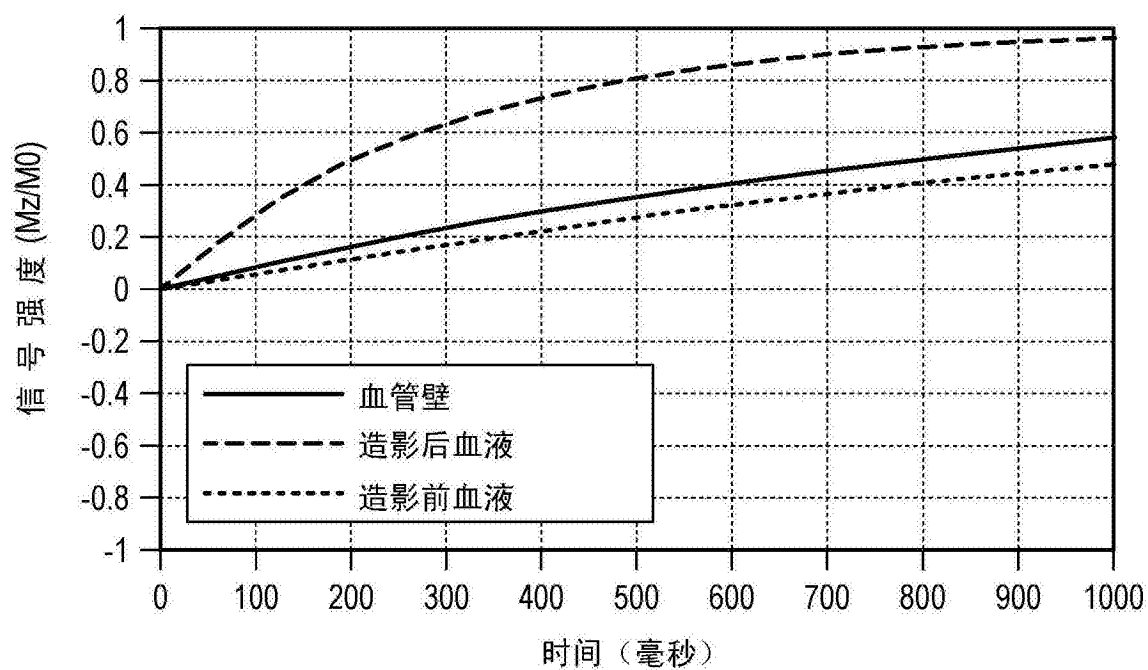


图3B