



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108283017 A

(43)申请公布日 2018.07.13

(21)申请号 201680039633.0

(22)申请日 2016.05.10

(30)优先权数据

15167568.3 2015.05.13 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.01.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/060371 2016.05.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/180799 EN 2016.11.17

(71)申请人 拜耳医药股份公司

地址 德国柏林

(72)发明人 M.罗勒 G.约斯特 H.皮奇

C-P.赖辛格 H.克雷默

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 张贵东

(51)Int.Cl.

G01R 33/28(2006.01)

G01R 33/563(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G01F 1/00(2006.01)

G06F 19/00(2018.01)

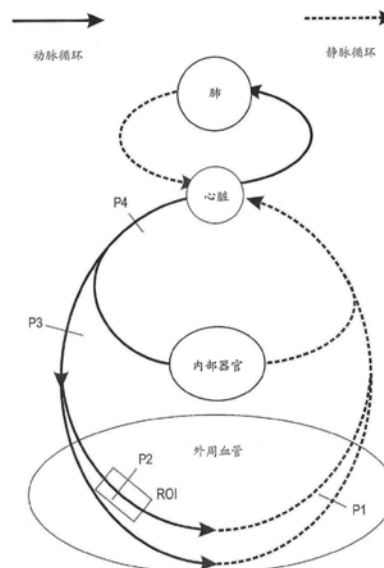
权利要求书3页 说明书13页 附图4页

(54)发明名称

在使用磁共振系统的诊断成像中优化造影剂浓度的时间分布的预先确定的方法

(57)摘要

仅在造影剂初始涌入位于感兴趣区域中的血管中的阶段期间对感兴趣区域进行造影剂增强MRI的情况下提供预先确定血管位置处的造影剂浓度的时间分布的方法。方法包括根据等式 $\Delta W = W_2 - W_1$ 建立造影剂团分布的扩宽,其中W1是在第一血管位置处的造影剂团分布的第一宽度,并且W2是在感兴趣区域内的第二血管位置处的造影剂浓度分布的第二宽度。通过确定至少一个流动参数建立扩宽,所述至少一个流动参数取决于在其第三血管位置处的患者的至少一个血流性质并且与造影剂分布的扩宽相关。



1. 一种仅在造影剂初始涌入位于感兴趣区域中的血管中的阶段期间对感兴趣区域进行造影剂增强磁共振 (MR) 成像的情况下预先确定患者的血管中的位置处的造影剂浓度的时间分布的方法, 所述方法包括:

根据等式 $\Delta W = W_2 - W_1$ 建立造影剂团分布 $B(t)$ 的预期扩宽, 其中 W_1 是在患者的预定第一血管位置处的造影剂团分布 $B(t)$ 的第一宽度, 并且 W_2 是在位于患者的感兴趣区域中的预定第二血管位置处的造影剂浓度分布 $K(t)$ 的第二宽度;

通过确定至少一个流动参数建立所述预期扩宽, 所述至少一个流动参数取决于在其第三血管位置处的患者的至少一个血流性质并且与所述造影剂团分布 $B(t)$ 的预期扩宽相关。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述感兴趣区域和其中的所述预定第二血管位置中的至少一个相对于其中的血液流动位于患者的心肺通道的下游。

3. 根据权利要求2所述的方法, 其中所述感兴趣区域和其中的所述预定第二血管位置中的至少一个位于患者的外周区域中, 特别是在其肢体中。

4. 根据权利要求1所述的方法, 其中所述预期扩宽 ($\Delta W = W_2 - W_1$) 存储在电子存储器中, 以供计算机进一步使用。

5. 根据权利要求1所述的方法, 其中通过相位对比磁共振测量在不存在造影剂的情况下建立所述至少一个血流性质。

6. 根据权利要求1所述的方法, 其中在所述预定第一血管位置和所述预定第二血管位置之间附加地确定剂团转移时间和剂团到达时间中的至少一个。

7. 根据权利要求6所述的方法, 其中所述预定第二血管位置处的造影剂浓度分布 ($K(t)$) 从所述预期扩宽 ($\Delta W = W_2 - W_1$) 以及剂团转移时间和剂团到达时间中的至少一个确定。

8. 一种与将对患者执行的造影剂增强磁共振 (MR) 成像程序结合预先确定患者 (P) 的感兴趣区域中的血管中的位置处的造影剂浓度的时间分布的方法, 所述方法包括:

建立在第一血管位置 (P_1) 处具有第一宽度 (W_1) 的至少一个造影剂团分布 ($B(t)$) 相对于在第二血管位置 (P_2) 处具有第二宽度 (W_2) 的造影剂浓度分布 ($K(t)$) 的扩宽 ($\Delta W = W_2 - W_1$) 之间的相关, 所述相关使用流动参数 (P_f) 建立, 所述流动参数取决于在其第三血管位置 (P_3) 处的患者 (P) 的至少一个血流性质 (f_B) 并且考虑被检查患者集体的至少一个患者参数 (P_P);

从患者 (P) 确定当前代表患者的至少一个流动参数 (P_{Pa});

选择将在所述第二血管位置 (P_2) 处实现的期望的造影剂浓度分布 ($K(t)$), 并且考虑患者 (P) 的至少一个患者参数 (P_P), 使用所述相关确定为此所需的必要的造影剂团分布 ($B(t)$); 以及

使所述必要的造影剂团分布 ($B(t)$) 能够从注入装置可选择或可传送到注入装置以用于造影剂增强MR检查。

9. 根据权利要求8所述的方法, 其中所述第三血管位置 (P_3) 处的患者的血流性质 (f_B) 经由相位对比磁共振检查确定。

10. 根据权利要求9所述的方法, 其中在患者 (P) 的血液循环中不存在造影剂的情况下执行用于确定所述血流性质 (f_B) 的相位对比磁共振检查。

11. 根据权利要求8所述的方法, 其中使用以下变量中的至少一个作为所述至少一个患者参数 (P_P): 性别, 体重, 身高, 年龄, 心率, 体重指数, 身材类型, 和血管位置之间的距离。

12. 根据权利要求8所述的方法, 其中使用以下性质中的至少一个作为所述血流性质(f_B):

(a) 血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流速度(v_G);

(b) 在给定心脏或脉搏相期的血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流速度(v_G);

(c) 在预定测量时间段内在给定心脏或脉搏相期的血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流速度(v_G);

(d) 血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流量;

(e) 在给定心脏或脉搏相期的血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流量;

(f) 在预定测量时间段内在给定心脏或脉搏相期的血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流量;

(g) 血管位置处的血管的横截面上的速度分布的几何性质; 以及

(h) 在预定时间段上或每心跳的净前向量。

13. 根据权利要求8所述的方法, 其中所述血流性质(f_B) 本身用作所述流动参数(P_G)。

14. 根据权利要求8所述的方法, 其中在所述第三血管位置(P_3) 处的血流性质(f_B) 相对于第四血管位置(P_4) 处的相同类型的血流性质(f_B) 之间的绝对或百分比差用作所述流动参数(P_G)。

15. 根据权利要求8所述的方法, 其中所述第一血管位置(P_1) 满足以下位置或条件中的至少一个:

(a) 所述第一血管位置(P_1) 位于静脉血管中;

(b) 所述第一血管位置(P_1) 位于臂静脉中;

(c) 所述第一血管位置(P_1) 位于手背上;

(d) 所述第一血管位置(P_1) 位于中心静脉导管处;

(e) 所述第一血管位置(P_1) 位于手背和腋静脉之间;

(f) 所述第一血管位置(P_1) 位于脚和大隐静脉之间; 以及

(g) 所述第一血管位置(P_1) 位于中心静脉血管中。

16. 根据权利要求8所述的方法, 其中所述第二血管位置(P_2) 满足以下位置或条件中的至少一个:

(a) 所述第二血管位置(P_2) 位于动脉血管中;

(b) 所述第二血管位置(P_2) 位于腿动脉中;

(c) 所述第二血管位置(P_2) 位于所述第三血管位置(P_3) 的下游;

(d) 所述第二血管位置(P_2) 位于主动脉分叉的下游;

(e) 所述第二血管位置(P_2) 位于膝盖区域中的外周动脉中;

(f) 所述第二血管位置(P_2) 位于臂区域中; 以及

(g) 所述第二血管位置(P_2) 位于颈区域中。

17. 根据权利要求8所述的方法, 其中所述第三血管位置(P_3) 满足以下位置或条件中的至少一个:

- (a) 所述第三血管位置 (P3) 是所述第二血管位置 (P2) ;
- (b) 所述第三血管位置 (P3) 位于胸主动脉中;
- (c) 所述第三血管位置 (P3) 位于腹主动脉中;
- (d) 所述第三血管位置 (P3) 位于胸主动脉和所述第二血管位置 (P2) 之间;
- (e) 所述第三血管位置 (P3) 位于主动脉分叉的上游;以及
- (f) 所述第三血管位置 (P3) 位于分叉和所述第二血管位置 (P2) 之间。

18. 根据权利要求14所述的方法, 其中所述第四血管位置 (P4) 满足以下位置或条件中的至少一个:

- (a) 所述第四血管位置位于所述第三血管位置 (P3) 的上游;
- (b) 所述第四血管位置 (P4) 位于所述第三血管位置 (P3) 和所述第二血管位置 (P2) 之间的下游;以及
- (c) 所述第四血管位置 (P4) 位于所述第二血管位置 (P2) 的下游。

19. 根据权利要求8所述的方法, 其中所述造影剂团分布 ($B(t)$) 的宽度优选在3至15秒的范围内, 但不在1至20秒的范围之外。

20. 根据权利要求8所述的方法, 其中所述扩宽 ($\Delta W = W2 - W1$) 和所述流动参数 (P_G) 之间的相关从存储的查找表收集。

21. 根据权利要求20所述的方法, 其中所述存储的查找表从参考测量预先确定并且包含以下参数中的至少一个作为所述至少一个患者参数 (P_P): 性别, 体重, 身高, 年龄, 心率, 体重指数, 身材类型, 和血管位置之间的距离。

22. 根据权利要求8所述的方法, 其中通过从参考测量预先确定的函数 ($f(P_G, P_P)$) 计算所述扩宽 ($\Delta W = W2 - W1$) 和所述流动参数 (P_G) 之间的相关。

23. 根据权利要求22所述的方法, 其中所述函数 ($f(P_G, P_P)$) 也包含以下参数中的至少一个作为所述至少一个患者参数 (P_P): 性别, 体重, 身高, 年龄, 心率, 体重指数, 身材类型, 和血管位置之间的距离。

24. 一种磁共振系统, 其包括由计算机控制的造影剂注入器, 所述计算机配备有用于在其中存储程序的存储器, 所述程序包括仅在造影剂初始涌入位于感兴趣区域中的血管中的阶段期间对感兴趣区域进行造影剂增强磁共振成像的情况下预先确定患者的血管中的位置处的造影剂浓度的时间分布的方法, 当由所述计算机执行时, 所述方法执行以下:

根据等式 $\Delta W = W2 - W1$ 建立造影剂团分布 $B(t)$ 的预期扩宽, 其中 $W1$ 是在患者的预定第一血管位置处的造影剂团分布 $B(t)$ 的第一宽度, 并且 $W2$ 是在位于患者的感兴趣区域中的预定第二血管位置处的造影剂浓度分布 $K(t)$ 的第二宽度;

通过确定至少一个流动参数建立所述预期扩宽, 所述至少一个流动参数取决于在其第三血管位置处的患者的至少一个血流性质并且与所述造影剂团分布 $B(t)$ 的预期扩宽相关。

在使用磁共振系统的诊断成像中优化造影剂浓度的时间分布 的预先确定的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种方法,用于仅在造影剂的首次涌入阶段期间对患者进行造影剂增强磁共振(MR)成像的情况下优化感兴趣区域中的血管位置处的造影剂浓度的时间分布(profile)的预先确定。

背景技术

[0002] 磁共振成像(MRI)方法在诊断成像中是众所周知的。造影剂通常用于相对于其余组织突显血管系统,特别是用于在磁共振血管造影术(MRA)中显示血管。这样的方法被称为对比增强MR血管造影术(CE-MRA)。如果对对外周血管(例如腿动脉)进行MRI扫描,则这被称为对比增强外周MR血管造影术(CE-pMRA)。

[0003] 与未被造影剂增强的其他成像技术相比,CE-MRA在许多临床情况中成为用于无辐射、无创血管诊断的优选技术。它在大约20年前首次被执行,从那时起,技术不断改进,并且现在它成为大多数国家先进的诊断标准方法。

[0004] 在大多数情况下,临床问题需要相对于周围组织具有最高可能对比度的动脉血管系统的可视化,静脉血管系统的同时可视化通常被认为是干扰叠加。所以,这里描述的根据本发明的方法也仅涉及对比度增强MR检查,其中仅造影剂的首次涌入阶段被用于成像,即所谓的“第一次通过”MR检查,并且至关重要是通过技术措施和优化来避免静脉叠加,或者尽可能地减少静脉叠加。

[0005] 原则上,为此重要的是使造影剂涌入目标区域的血管系统中与数据采集的开始同步(在可能的情况下达到秒精度),以便完全能够使用通过造影剂可获得的对比增强,并且也保持领先于造影剂随后返涌入静脉血管系统中。因此,与在计算机断层摄影(CT)或CT血管造影术中施加造影剂(其中待检查的区域的血管在大约25-50秒的典型范围内充满造影剂)相比,造影剂在大约3至15秒的典型范围内的明星更短时间内被施加。

[0006] 而且,与造影剂增强荧光X射线或CT检查相比,应当提及的是,在造影剂增强MR检查中,考虑到较小的体积,原则上不同并具有k空间采集和傅里叶变换的特性的采集技术,存在不同的测量时间以及对测量期间的造影剂浓度和作为检查区域中的局部造影剂浓度的函数的非线性信号强度的要求。因此,将造影剂施加期间的CT中的条件直接转用到MRI通常是不可能的。

[0007] 已知用于在CE-MRA中同步施加的造影剂团(剂团定时)的多种不同的过程。

[0008] (i) 使用测试剂团预测确定注入的造影剂团从静脉注入部位行进到身体中的目标区域所需的预期持续时间(剂团行进时间=BTT,剂团到达时间=BAT,感兴趣区域=ROI)。

[0009] 这里,在实际的CE-MRA之前借助于测试剂团测量BTT。这里,测试剂团典型地是实际造影剂体积的大约10%-15%。检查通常包含在前的程序,其中包括对目标区域中以前仔细设置的采集窗口进行时间分辨的2D测量。这里,受到静脉内注入的测试剂团影响的信号强度(SI)在大动脉内(通常在主动脉分叉下方(例如,髂动脉,腘动脉))定量测量。从测试

剂团注入时开始以典型为1秒的时间分辨率作为时间的函数测量SI。原则上,注入开始计为开始时间。一般来说,测试剂团注入也提供用于实际造影剂注入的相同注入速率(例如,1ml/s)进行,接着进行盐水注入。可以从选定身体区域中的测试剂团的测量涌入曲线收集BTT以及目标区域中的剂团的扩宽。

[0010] 这样的方法在很大程度上是稳健的和完善的。在有经验的工作人员正确应用的情况下,在大多数情况下都会导致好的结果。然而,该方法是耗时的,原因是在测试剂团测量及其评估中耗费了许多分钟。

[0011] 在总应用的至少小(单数位)百分比中,甚至有经验的用户报告关于正确的测试剂团检测非常困难或不可能的的问题。该问题的原因不是唯一已知的。可能的原因是由于特定的心血管状况导致剂团分散过强和稀释效应过强。该方法的其它缺点包括额外的造影剂使用,或在实际造影剂检查期间剂量过低以至于不能补偿先前施加的测试剂团。而且,在检查之前施加的测试剂团可能导致不想要的背景效应,原因是来自测试剂团的造影剂在实际检查期间已经位于间质中。

[0012] (ii) 用于直接确定造影剂涌入ROI而不预先测量BTT的“荧光检查”方法。

[0013] 类似于根据上面的测试剂团的动态测量,也可以使用适当选择的二维图像表示来实时观察在即将到达目标地区之前的实际造影剂团的涌入。这里重要的是,在流量方面在实际ROI上游至少一秒的区域内以时间分辨率观察合适的区域,使得可靠且及时地识别涌入。一旦检测到剂团涌入,测量程序必须在非常短的时间内从时间分辨的二维采集切换到具有高空间分辨率的期望的大体三维采集。为此,已知不同的、部分制造商特定的和自动化的数据采集方法。

[0014] 这里有利的是,可以在不损失时间和造影剂的情况下做到这一点,原因是不需要测试剂团测量。然而,不利的是,原则上,目标区域中的实际BAT的遗留不准确性仍然存在,原因是总是需要在目标区域正上方观察造影剂涌入,以便仍然确保技术上需要的从时间分辨的2D剂团检测切换到具有高空间分辨率的ROI的3D采集的几秒钟时间。这剩余的未知时间必须由经验值和经验法则取代,由于部分非常强烈的个体生理学和心血管病理学,其至少在个别情况下导致结果恶化。

[0015] (iii) 没有预先确定剂团到达时间并且没有通过造影剂团特定触发测量的“4D”数据采集。

[0016] 在该方法中,通过以三维目标区域的动态重复采集实现造影剂涌入,例如在每种情况下在3到5秒内,原则上接受获得的图像数据的空间和时间分辨率之间的折衷。然而,在这些短的测量时间内,空间分辨率是有限的并且典型地为至少2mm-3mm。在具有高空间分辨率(例如,在所有空间方向上1mm或更好)的3D采集的情况下,测量时间通常约为15秒。作为动态重复测量的结果,通常甚至在多个3D数据记录中确定地记录造影剂团。所以,剂团同步是多余的。在该方法中,额外获得的造影剂涌入的动态信息是有利的,但是空间分辨率差是不利的。

[0017] 尽管近年来取得了显著的技术进步,但是目标区域中的造影剂团的理想时间同步(剂团定时)和注入造影剂团的理想使用对于工作人员常常仍然是挑战,原因是技术上复杂的MRI方法的许多经验和基本物理理解是需要的。

[0018] 特别是在血管诊断中重要的外周血管造影术,用于识别由糖尿病引起的血管疾

病,例如下肢的外周动脉闭塞性疾病,心血管疾病或“吸烟者的腿”,仍然与受伪影影响和非诊断检查结果的非期望高比率联系。

[0019] 总之,需要能够尽可能精确地预测在患者的血管系统中的一个点施用剂团之后随时间的造影剂浓度分布,然而,其中打算省略在检查前施加的测试剂团的使用。

[0020] 所以,本发明的目的是能够实现剂团的扩宽的预测以便改进在用磁共振系统在患者的血液循环中进行诊断成像期间确定血液循环中的预定位置处的造影剂分布的方法,其中省略了在受检查的患者中施用测试剂团。

[0021] 该目的通过独立专利权利要求的特征来实现。本发明的有利的改进是从属权利要求的主题。

发明内容

[0022] 发明人已经认识到,相比于在时间上相对较长的CT检查期间的造影剂施用,其中仅仅剂团相对于涌入的持续时间的小扩宽(分散)起作用,特别是在动脉血管的造影剂增强MR成像中必须知道并且考虑短造影剂施用的扩宽的效应,特别是在几秒的范围内,以便能够尽可能准确地预测造影剂分布。此外,发明人已经确定,在扩宽变量和血流性质(例如,选定位置处的血管系统中的血液的流速或体积流量,或两个选定的位置之间的速度差)之间存在可评估的相关,所述相关使得有可能预测造影剂团的发生扩宽。为了获得尽可能有意义的相关值,这里特别有利的是,在可能的情况下,当建立相关值时也使用可比较的患者体质,即,如果使用适合待检查的患者的参数,如性别,身高,体重等。

[0023] 由于可以借助于相位对比磁共振测量确定血管系统中的预定位置处的流速或血流以及与其相关的其他血流性质而不施加造影剂,现在可以借助于直接在检查之前进行的没有造影剂的血流性质的确定推断在预定血管位置处预期的造影剂团的扩宽。

[0024] 所以,可以借助于对可比较的患者集体的在先的、可能造影剂增强的检查来确定施加的造影剂团的扩宽和在血管系统中测量的血流性质或从其导出的参数之间的相关。在对患者进行造影剂增强检查的情况下,初始可以确定相应的血流性质或依赖于其的参数,而不存在造影剂,并且由此推断剂团的预期扩宽,例如使用查找表(LUT)。由于已知剂团的行进时间也取决于存在的流速或体积流量,因此也可以生成这样的LUT以便确定剂团的行进时间(BTT),或者这里可以使用不同的已知方法以便预测BTT。使用这两项信息,然后可以预测所施加剂团的实际预期开始和结束时间,并且将其用于施加剂团与造影剂增强MRI测量的时间同步。

[0025] 为此所需的所有信息可以借助相差MRI检查在不存在造影剂的情况下在患者的当前检查中建立。由于在测量期间没有其他先前施加的造影剂(其可能导致增加的背景噪声,即,导致较差的信噪比,并且因此导致较差的图像)存在于患者的身体中,因此这另外导致图像质量的改善。这特别适用,原因是根据本发明的方法仅涉及MR检查,其中MR检查在“第一次通过”中进行,即在被观察ROI的区域中的施加造影剂的首次涌入阶段中进行,并且因此在此在成像期间在“背景”中没有造影剂。

[0026] 上述方法特别适合于在下肢周围(CE-pMRA)的表示,原因是现有技术中的当前限制通常基于用户关于在即将进行造影剂检查之前存在的患者中的个体心血管状况的不准确或不完整的认知。由于在即将进行成像造影剂检查之前确定流速,存在特别是当前的,比

以前常规的更精确的和更全面的关于患者的个体心血管状况的认知,原因是感兴趣区域中的患者的当前应力水平也被自动考虑。

[0027] 基于单个单独标量参数(例如在造影剂注入开始时间之后以秒计的剂团到达时间(BAT)或剂团转移时间(BTT))的精确认知的先前实践的方法在所有的检查情况下都是诊断优化的CE-pMRA的必要但不充分的条件。由于从注入部位到目标区域(ROI)的路径上的造影剂团的扩宽的附加预测和认知,现在可以更准确地理解和确定预期的造影剂浓度分布。

[0028] 因此,根据本发明,可以在动脉血管系统的不同位置处执行血流测量,以便基于剂团分散和各种血流参数之间的假定的和第一次验证的相关获得关于急性和患者特异性心血管状况的认知,使得可以以改善的可靠性正确地选择用于实现期望的造影剂浓度分布和相对于执行MR检查的定时所必需的造影剂团。

[0029] 因此,发明人提出了一种方法,用于仅在造影剂的首次涌入(flooding-in)阶段(第一次通过)期间,在对患者进行造影剂增强MR成像的情况下,优化感兴趣区域中的血管位置处的造影剂浓度的时间分布的预先确定,其中通过确定至少一个流动参数建立在患者的预定的第一血管位置处具有第一宽度的造影剂团分布相对于在布置在感兴趣区域中的预定的第二血管位置处具有第二宽度的造影剂浓度分布的扩宽,所述至少一个流动参数取决于第三血管位置处的至少一个血流性质并且与扩宽相关。

[0030] 需要提及,术语造影剂浓度分布不仅应当被理解为表示血液中的造影剂的实际浓度的分布,而且也表示MR检查期间造影剂引起的MR信号增加的分布。此外,该方法被具体提供用于确定相对于流动布置在心肺通道下游,即在动脉方面布置在心脏后面的血管位置的造影剂团分布;特别地,这应当被理解为表示位于患者的外围区域中,特别是在肢体之一中的外围血管位置和/或感兴趣区域。

[0031] 所以,预期用于预先确定在预定的血管位置处随时间的造影剂浓度分布的建立扩宽可以可用于进一步使用;优选地在电子存储器中执行存储以供计算机进一步使用。

[0032] 特别地,可以通过相位对比磁共振测量建立至少一个血流性质而不存在造影剂。这样的测量可以在即将进行实际MR检查之前进行,使得有利地,这样的测量考虑到被检查患者的当前实际存在的体质和状态,并且因此理想地适应于实际的MR检查。

[0033] 原则上,可以组合根据本发明的确定剂团的扩宽和确定剂团转移时间BTT或剂团到达时间BAT,其可选地也使用测试剂团,如现有技术中已知的,以便总体预测造影剂浓度分布。然而,特别有利的是,第一血管位置和第二血管位置之间的附加确定的剂团转移时间或剂团到达时间也基于与在没有造影剂的情况下测量的血流性质的预定相关被确定。

[0034] 为了在对患者进行造影剂增强MR成像的情况下优化感兴趣区域中的血管位置处的预定造影剂浓度的时间分布的目的,进一步提出的是执行以下步骤:

[0035] -考虑被检查患者集体的至少一个患者参数,使用取决于第三血管位置处的至少一个血流性质的流动参数,建立在第一血管位置处具有第一宽度的至少一个造影剂团分布相对于在第二血管位置处具有第二宽度的造影剂浓度分布的扩宽之间的相关,

[0036] -确定患者的至少一个当前流动参数,

[0037] -考虑患者的至少一个患者参数,选择第二血管位置处的期望的造影剂浓度分布并且从先前建立的相关建立所需的造影剂团分布,

[0038] -选择造影剂注入装置处的必要的造影剂团分布,或将必要的造影剂团分布传送

到造影剂注入装置以用于造影剂增强MR检查,特别是MR血管造影术。

[0039] 根据本发明也提出,确定至少患者的第三血管位置处的血流性质通过相位对比磁共振检查执行。特别地,这里可以执行用于确定血流性质的相位对比磁共振检查而没有造影剂存在于患者的血液循环中。

[0040] 因此,在可能的情况下,对于待检查的当前患者,也利用初步检查的数据池,其中在那里建立的扩宽尽可能地具有当前患者的特性。关于扩宽的初步检查的数据源自的患者集体应当尽可能与当前检查的患者相似。这可以通过以下事实得到保证:当前的患者和关于扩宽的初步检查的数据源自的相关患者集体对应于尽可能多的患者参数。特别地,这里应当考虑与循环和血管结构具有解剖学、生理学和医学相关性的患者参数。特别地,根据此,以下变量中的至少一个可以用作至少一个患者参数:性别,体重,身高,年龄,心率和/或体重指数(BMI)。

[0041] 而且,也应当提及,除了上述患者参数之外,造影剂本身可以被引入作为表征扩宽的附加参数。因此,在不脱离本发明的范围的情况下,提出的LUT可以通过用于代表所使用的造影剂的造影剂参数来扩展。

[0042] 关于所考虑的血流性质,可以使用与剂团的扩宽相关的非常不同的流动性质。这里应当注意的是,众所周知,通过血管的血流通常不能通过在血管横截面上和在脉冲相位上持续相对长的时间段恒定的单个直接可测量的变量限定。因此,在血管位置处通过血管的血流不仅由以cm/s计的速度或以ml/s计的血流表征,而且由在时间和空间上变化的分布表征。然而,或者正因为如此,可以通过适当的测量来表达与剂团的扩宽具有良好相关的血流的特征性质,例如速度和流量的最小值、最大值或平均值。

[0043] 因此,为此,发明人提出,以下性质中的至少一个用作至少一个血流性质,其中列表中的每个单独项本身包含多个性质,所述多个性质又独自可使用:

[0044] -血管位置处的血管横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流速度;

[0045] -在给定心脏或脉搏相期的血管位置处的血管横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流速度;

[0046] -在预定测量时间段内在给定心脏或脉搏相期的血管位置处的血管横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流速度;

[0047] -血管位置处的血管横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流量;

[0048] -在给定心脏或脉搏相期的血管位置处的血管横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流量;

[0049] -在预定测量时间段内在给定心脏或脉搏相位的血管位置处的血管横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流量;

[0050] -血管位置处的血管横截面上的速度分布的几何性质;

[0051] -在预定时间段上或每心跳的净前向量。

[0052] 在根据本发明的方法的特别简单的实施例变型中,血流性质本身可以用作流动参数。

[0053] 原则上,不仅可以执行一个血管位置处的血流性质的测量,而且可以建立不同血管位置处的这些性质,并且由此也获得关于血管点之间的路径的性质和因此关于血管性质

的特别强的说明,所述说明特别与在血管路径上的剂的扩宽相关。

[0054] 因此,类似地提出测量至少一个第四血管位置处的血流性质并且使用第三血管位置处的血流性质相对于至少一个第四血管位置处的优选相同的血流性质之间的绝对或百分比差作为流动参数。

[0055] 关于用于执行测量的特别有利的血管位置,发明人提出以下建议。

[0056] 因此,第一血管位置可以满足以下位置或条件中的至少一个:

[0057] -第一血管位置位于静脉血管中,

[0058] -第一血管位置位于臂静脉中,

[0059] -第一血管位置位于手背上,

[0060] -第一血管位置位于中心静脉导管处,

[0061] -第一血管位置位于手背和腋静脉之间,

[0062] -第一血管位置位于脚和大隐静脉之间,

[0063] -第一血管位置位于中心静脉血管中。

[0064] 第二血管位置应当满足以下位置或条件中的至少一个:

[0065] -第二血管位置位于动脉血管中,

[0066] -第二血管位置位于腿动脉中,

[0067] -第二血管位置位于第三血管位置的下游,

[0068] -第二血管位置位于分叉的下游,

[0069] -第二血管位置位于外周动脉中,优选位于膝盖区域中,

[0070] -第二血管位置位于臂区域中,

[0071] -第二血管位置位于颈区域中。

[0072] 关于第三血管位置,所提出的是第三血管位置满足以下位置或条件中的至少一个:

[0073] -第三血管位置是第二血管位置,

[0074] -第三血管位置位于胸主动脉中,

[0075] -第三血管位置在腹主动脉中,

[0076] -第三血管位置位于胸主动脉之间,

[0077] -第三血管位置位于分叉的上游,

[0078] -第三血管位置位于分叉和第二血管位置之间。

[0079] 如果使用第四血管位置处的测量,发明人提出第四血管位置应当满足以下位置或条件中的至少一个:

[0080] -第四血管位置位于第三血管位置的上游,

[0081] -第四血管位置位于第三血管位置和第二血管位置之间的下游,

[0082] -第四血管位置位于第二血管位置的下游。

[0083] 根据本发明的方法仅涉及造影剂增强MR检查,并且不涉及CT检查。如前所述,由此产生的一个特点是剂团施用的时间段必须特别短。所以,关于造影剂团分布的宽度,发明人提出前者位于范围为1至20秒,优选3至15秒的范围内。自然地,考虑到该相应存在的扩宽,血管系统中的造影剂浓度分布的宽度在相似的时间帧内。尽管造影剂团分布的宽度由于其陡边缘而被唯一确定,但是在定义造影剂浓度分布的宽度时存在一定程度的模糊性。所以,

本领域技术人员通常将宽度设置为造影剂浓度或造影剂产生的信号的半高全宽,或者使用达到预定信号值或达到由此生成的信号水平来定义宽度。然而,在每种情况下应当使用相同的宽度定义以便获得来自初步检查的数据和患者的MR检查中的当前测量数据之间的可比较的说明。

[0084] 原则上,可以在本发明的范围内根据需要表示预期扩宽和相应考虑的流动参数之间的先前建立的相关,例如也通过使用数学描述的函数关系来。然而,“查找”表(LUT)的应用是特别有利和简单的,使得扩宽与流动参数的相关从优选电子存储的表收集。这里,从参考测量预先确定的表也可以包含上述患者参数中的至少一个。替代地,扩宽与流动参数的相关可以通过从参考测量预先确定的函数计算,其中从参考测量预先确定的函数也可以包含至少一个患者参数作为变量。

[0085] 除了上述方法之外,本发明的范围也包括计算机,其至少包括用于在操作期间执行的程序的存储器,其中根据本文中公开的特征组合执行根据本发明的方法的程序存储在那里。

[0086] 此外,本发明的范围也包括用于生成造影剂增强MR图像或MR血管图的磁共振系统,其包括由计算机控制的造影剂注入器,计算机配备有用于在操作期间执行的程序的存储器,其中存储执行根据本发明的方法的程序。

[0087] 在相关方面,本发明提供了一种仅在造影剂初始涌入位于感兴趣区域中的血管中的阶段期间对感兴趣区域进行造影剂增强磁共振(MR)成像的情况下预先确定患者的血管中的位置处的造影剂浓度的时间分布的方法。所述方法包括根据等式 $\Delta W = W_2 - W_1$ 建立造影剂团分布 $B(t)$ 的预期扩宽,其中 W_1 是在患者的预定第一血管位置处的造影剂团分布 $B(t)$ 的第一宽度,并且 W_2 是在位于患者的感兴趣区域中的预定第二血管位置处的造影剂浓度分布 $K(t)$ 的第二宽度。通过确定至少一个流动参数建立所述预期扩宽,所述至少一个流动参数取决于在其第三血管位置处的患者的至少一个血流性质并且与所述造影剂团分布 $B(t)$ 的预期扩宽相关。

[0088] 在上述方法的某些非限制性实施例中,其中所述感兴趣区域和/或其中的所述预定第二血管位置相对于其中的血液流动位于患者的心肺通道的下游。所述感兴趣区域和/或所述预定第二血管位置位于患者的外周区域中,例如在肢体中的一个中。所述预期扩宽可以存储在电子存储器中以供计算机进一步使用。通过相位对比磁共振测量可以在不存在造影剂的情况下建立所述至少一个血流性质。所述方法也可以用于确定所述预定第一血管位置和所述预定第二血管位置之间的剂团转移时间和/或剂团到达时间。所述第二血管位置处的造影剂浓度分布 $K(t)$ 可以从所述预期扩宽以及剂团转移时间或剂团到达时间或两者确定。

[0089] 在另一方面,本发明提供了一种与将对患者执行的造影剂增强磁共振(MR)成像程序结合预先确定患者(P)的感兴趣区域中的血管中的位置处的造影剂浓度的时间分布的方法。所述方法包括建立在第一血管位置(P_1)处具有第一宽度(W_1)的至少一个造影剂团分布($B(t)$)相对于在第二血管位置(P_2)处具有第二宽度(W_2)的造影剂浓度分布($K(t)$)的扩宽($\Delta W = W_2 - W_1$)之间的相关,所述相关使用流动参数(P_c)建立,所述流动参数取决于在其第三血管位置(P_3)处的患者(P)的至少一个血流性质(f_b)并且考虑被检查患者集体的至少一个患者参数(P_p)。所述方法还包括从患者(P)确定当前代表的其中的至少一个流动参数

(P_{Pa}) ;选择将在所述第二血管位置 (P_2) 处实现的期望的造影剂浓度分布 ($K(t)$) ,并且考虑患者 (P) 的至少一个患者参数 (P_P) ,使用所述相关确定为此所需的必要的造影剂团分布 ($B(t)$) ;以及使所述必要的造影剂团分布 ($B(t)$) 能够从注入装置可选择或可传送到注入装置以用于造影剂增强MR检查,例如MR血管造影术。

[0090] 在上述方法的某些非限制性实施例中,所述第三血管位置 (P_3) 处的患者的血流性质 (f_B) 经由相位对比磁共振检查确定。可以在患者 (P) 的血液循环中不存在造影剂的情况下执行用于确定所述血流性质 (f_B) 的相位对比磁共振检查。可以使用以下变量中的至少一个作为所述至少一个患者参数 (P_P) :性别,体重,身高,年龄,心率,体重指数,身材类型,和血管位置之间的距离。

[0091] 在上述方法的某些非限制性实施例中,可以使用以下性质中的至少一个作为所述血流性质 (f_B) : (a) 血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流速度 (v_G) ; (b) 在给定心脏或脉搏相期的血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流速度 (v_G) ; (c) 在预定测量时间段内在给定心脏或脉搏相期的血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流速度 (v_G) ; (d) 血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流量; (e) 在给定心脏或脉搏相期的血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流量; (f) 在预定测量时间段内在给定心脏或脉搏相期的血管位置处的血管的横截面中的至少一个预定位置处的最大、最小或平均血流量; (g) 血管位置处的血管的横截面上的速度分布的几何性质;以及 (h) 在预定时间段上或每心跳的净前向量。

[0092] 在上述方法的某些非限制性实施例中,所述血流性质 (f_B) 本身可以用作所述流动参数 (P_G) 。所述流动参数 (P_G) 也可以是在所述第三血管位置 (P_3) 处的血流性质 (f_B) 相对于第四血管位置 (P_4) 处的相同类型的血流性质 (f_B) 之间的绝对或百分比差。

[0093] 在上述方法的某些非限制性实施例中,所述第一血管位置 (P_1) 满足以下位置或条件中的至少一个: (a) 所述第一血管位置 (P_1) 位于静脉血管中; (b) 所述第一血管位置 (P_1) 位于臂静脉中; (c) 所述第一血管位置 (P_1) 位于手背上; (d) 所述第一血管位置 (P_1) 位于中心静脉导管处; (e) 所述第一血管位置 (P_1) 位于手背和腋静脉之间; (f) 所述第一血管位置 (P_1) 位于脚和大隐静脉之间;以及 (g) 所述第一血管位置 (P_1) 位于中心静脉血管中。所述第二血管位置 (P_2) 满足以下位置或条件中的至少一个: (a) 所述第二血管位置 (P_2) 位于动脉血管中; (b) 所述第二血管位置 (P_2) 位于腿动脉中; (c) 所述第二血管位置 (P_2) 位于所述第三血管位置 (P_3) 的下游; (d) 所述第二血管位置 (P_2) 位于主动脉分叉的下游; (e) 所述第二血管位置 (P_2) 位于膝盖区域中的外周动脉中; (f) 所述第二血管位置 (P_2) 位于臂区域中;以及 (g) 所述第二血管位置 (P_2) 位于颈区域中。所述第三血管位置 (P_3) 满足以下位置或条件中的至少一个: (a) 所述第三血管位置 (P_3) 是所述第二血管位置 (P_2) ; (b) 所述第三血管位置 (P_3) 位于胸主动脉中; (c) 所述第三血管位置 (P_3) 位于腹主动脉中; (d) 所述第三血管位置 (P_3) 位于胸主动脉和 (P_2) 之间; (e) 所述第三血管位置 (P_3) 位于主动脉分叉的上游;以及 (f) 所述第三血管位置 (P_3) 位于分叉和所述第二血管位置 (P_2) 之间。所述第四血管位置 (P_4) 满足以下位置或条件中的至少一个: (a) 所述第四血管位置位于所述第三血管位置 (P_3) 的上游; (b) 所述第四血管位置 (P_4) 位于所述第三血管位置 (P_3) 和所述第二血管位置 (P_2) 之间的下游;以及 (c) 所述第四血管位置 (P_4) 位于所述第二血管位置 (P_2) 的下游。

[0094] 在上述方法的某些非限制性实施例中,所述造影剂团分布($B(t)$)的宽度优选在3至15秒的范围内,但不在1至20秒的范围之外。所述扩宽($\Delta W=W_2-W_1$)和所述流动参数(P_G)之间的相关可以从存储的查找表收集。所述存储的查找表从参考测量预先确定并且包含以下参数中的至少一个作为所述至少一个患者参数(P_P):性别,体重,身高,年龄,心率,体重指数,身材类型,和血管位置之间的距离。替代地,可以通过从参考测量预先确定的函数($f(P_G, P_P)$)计算所述扩宽($\Delta W=W_2-W_1$)和所述流动参数(P_G)之间的相关。所述函数($f(P_G, P_P)$)也可以包含以下参数中的至少一个作为所述至少一个患者参数(P_P):性别,体重,身高,年龄,心率,体重指数,身材类型,和血管位置之间的距离。

[0095] 在另一方面,本发明提供了一种磁共振系统,其包括由计算机控制的造影剂注入器。所述计算机优选地配备有用于在其中存储程序的存储器。所述程序至少部分地包括仅在造影剂初始涌入位于感兴趣区域中的血管中的阶段期间对感兴趣区域进行造影剂增强磁共振成像的情况下预先确定患者的血管中的位置处的造影剂浓度的时间分布的方法。当由所述计算机执行时,所述方法至少能够根据等式 $\Delta W=W_2-W_1$ 建立造影剂团分布 $B(t)$ 的预期扩宽,其中 W_1 是在患者的预定第一血管位置处的造影剂团分布 $B(t)$ 的第一宽度,并且 W_2 是在位于患者的感兴趣区域中的预定第二血管位置处的造影剂浓度分布 $K(t)$ 的第二宽度。通过确定至少一个流动参数建立所述预期扩宽,所述至少一个流动参数取决于在其第三血管位置处的患者的至少一个血流性质并且与所述造影剂团分布 $B(t)$ 的预期扩宽相关。

[0096] 而且,也在本发明的范围内,作为确定剂团扩宽的替代或附加,剂团转移时间和本文中所述的流动参数中的至少一个之间的相关被经验地建立,并且可能以患者参数相关方式,以相同方式并且相应地存储,使得对于患者的当前检查,还有BTT,通过紧接在之前的无造影剂相位对比MR检查,确定至少一个所需的流动参数并且基于建立的相关预测将预期的剂团转移时间。

附图说明

[0097] 随后,基于附图更详细地描述本发明,其中仅描绘了理解本发明所需的特征。具体地:

[0098] 图1示出了根据本发明的MRI系统的图示;

[0099] 图2示出了患者的循环的图示;

[0100] 图3示出了第一血管位置处的造影剂团分布的宽度相对于第二血管位置处的造影剂浓度分布的宽度的变化的图示;

[0101] 图4示出了在实验室动物(E639,小型猪)的情况下在AD处的33ml/s的流动的情况下在腔静脉和降主动脉(AD)血管位置处的造影剂增强MR检查中测量的信号强度的图示;以及

[0102] 图5示出了在实验室动物(E639,小型猪)的情况下在AD处的23ml/s的流动的情况下在腔静脉和降主动脉(AD)血管位置处的造影剂增强MR检查中测量的信号强度的图示。

具体实施方式

[0103] 图1示意性地描绘了磁共振成像系统(MRI系统)1。在该MRI系统1中,用于生成强主磁场的磁线圈2位于壳体6中。由于磁场,患者7的身体中的氢核根据其自旋平行或反平行于

磁场线排列。通过以共振频率的交变电磁场激励原子核,原子核发生共振。在切断激励频率之后,原子核返回其未激励状态并以电磁辐射能量的形式发射能量,所述电磁辐射能量借助于接收线圈3进行测量,所述接收线圈在可能的情况下布置在患者7上待观察的ROI附近。具有限定场梯度的附加磁场由附加磁体线圈4生成,由此由核发射的信号包含空间信息,借助于所述空间信息可限定发射信号的位置。控制和计算机单元8控制该系统1,评估测量信号,并且在其存储器中具有程序9,除了控制和图像计算之外,所述程序也执行根据本发明的方法。

[0104] 为了改善血管的图示,有时需要用造影剂简单地丰富患者的血液循环,为此目的通常使用造影剂注入器5,其在通过计算机单元8或通过不同的、独立的计算机单元的电子控制下,生成将被应用于测量的造影剂的体积流量。

[0105] 借助于这样的MRI系统,即使在使用多个接收天线时,也可以获得血流信息,例如流速,速度分布或体积流量,而不需要施加造影剂。在这方面,仅通过示例参考与其相对应的美国专利申请公开2014/0285194A1和德国专利申请公开DE 102013204994A1。

[0106] 为了更好地理解本发明,图2示出了患者的血液循环的示意图。该闭合循环被分成静脉循环(虚线)和动脉循环(实线),并且基本上由心脏的泵送作用操作。在肺循环中,与剩余循环相反,动脉血氧含量低并且静脉血氧含量高。根据这样的自然分布和在静脉区域中相对容易产生和可用的通路,例如在臂或手静脉中,通常借助自动控制的造影剂注入器通过这种通路施加造影剂。因此,放置在那里的剂团首先通过右心室(未详细示出),由肺通道引导至左心室(同样未在这里示出),并且从那里到达身体的区域,所述区域打算用MR图像来描绘,并且与本发明有关;特别是它也到达周边血管区域。

[0107] 在图2的示意图中,在示例性和典型的位置处标记基本血管位置P1至P4和待成像的感兴趣区域ROI。如前所述,应用通常发生在静脉循环的区域中,对应于例如臂或手静脉的周边血管处的标绘的血管位置P1。将通过成像检查的感兴趣区域ROI可以(例如这里标绘)例如位于腿动脉的区域中,血管位置P2然后也位于其中。然后确定血流性质的其他测量位置通常位于左心房和ROI之间的动脉血管系统中。然而,应当提及将测量点定位在沿流动方向看时布置在ROI或P2的下游的血管位置也是可能的。

[0108] 在第一血管位置P1处施加的造影剂团通常具有如图3的上部分中标绘的剂团分布 $B(t)$ 。那里,随时间绘制剂团 B 的体积流量。如这里所示,这样的剂团分布可以呈现矩形分布,但是它也可以通过造影剂注入器上的适当设置再现任何函数 $B(t)$ 。取决于所使用的造影剂(例如Gadovist®或Magnevist®)和具体的患者性质选择这样的体积流量 B ,以便在待描绘的血管中的检查位置处实现期望的造影剂浓度。如图2中所示,在应用于静脉血管区域后,这样的剂团至少通过心脏和肺两次,其间具有显著的血管分支。特别地因此,而且由于附加的湍流,非层流和血管横截面上的速度差,以及静脉系统中的稀释效应,这产生施加的造影剂团的更强或更弱的分散,导致扩宽的造影剂浓度分布 $K(t)$ 。在图3的底部,以示例性方式示出了血管位置P2处的这样的造影剂浓度分布 $K(t)$ 。容易识别所施加的剂团的宽度 $W1$ 已在位置P1和P2之间的行进血管路径上显著扩宽,使得现在考虑到半高全宽,存在宽度 $W2$ 。然后,扩展 ΔW 被计算为 $\Delta W = W2 - W1$ 。

[0109] 根据本发明,假设这样的扩宽的尺寸直接具有与造影剂的输送路径上的血流性质(在没有造影剂的情况下可测量)或与由其导出的流动参数具有独特的相关,使得可以通过

建立该流动参数确定并且因此预测所施加的剂团的流动相关的扩宽,特别是通过使用血流性质的无造影剂测量。然后,当同时建立剂团转移时间BTT和/或剂团到达时间BAT时,可以确定血管(特别是位于外周的血管)中的造影剂浓度的时间分布,并且因此由于知道施加的剂团对此进行预测。因此,这自然也允许回顾性地确定剂团施加的所需分布,其然后导致获得期望的造影剂浓度分布,并且因此也导致在ROI处的MR测量的情况下的期望信号分布。

[0110] 如图4和5中所示,这样的相关可以在简单的流动参数(以在没有造影剂的情况下测量的体积流量的形式)和生成的扩宽之间进行验证,甚至在动物试验中,在该情况下使用小型猪。

[0111] 图4示出了对应于剂团施加宽度 $W1=1s$ 的MR测量的测量信号分布,其在降主动脉(AD)处使用菱形测量点和MR测量的信号分布在施加部位(耳静脉)之后直接测量。在所示的示例中为 $33ml/s$ 的降主动脉中的平均体积流量 $v(AD)$ 被确定为血流性质,其也被直接用作流动参数。相对于信号分布的半高全宽的测量宽度是 $4.5s$ 。因此,相对于 $1s$ 的剂团宽度 $W1$ 的扩宽是 $\Delta W=W2-W1=4.5s-1.0s=3.5s$ 。

[0112] 为了比较的目的,图5类似地示出了具有相同剂团施加宽度 $W1=1s$ 的MR测量的测量信号分布,其在降主动脉(AD)处使用菱形测量点和MR测量的信号分布在施加部位(耳静脉)之后直接测量。然而,在该测量中降主动脉中的平均体积流量 $v(AD)$ 为 $23ml/s$ 。相对于信号分布的半高全宽的测量宽度是 $7.5s$ 。因此,相对于 $1s$ 的剂团宽度 $W1$ 的扩宽是 $\Delta W=W2-W1=7.5s-1.0s=6.5s$ 。

[0113] 因此,在降主动脉处测量的血流量 $v(AD)$ 和扩宽 ΔW 的幅度之间明显存在相关关系,如进一步的实验结果所证实的。

[0114] 根据本发明,可以以查找表(LUT)的形式提供这样的关系,所述查找表存储在计算机存储器中并且可以用于预先确定剂团的扩宽。

[0115] 用于预先确定扩宽的这样的查找表(LUT)的示例可以因此看起来如下:

[0116] 表1

[0117]

$W1 \backslash P_G$	P_G^{-2}	P_G^{-1}	P_G^{avg}	P_G^{+1}	P_G^{+2}
$W1^{-2}$	$\Delta W(P_G^{-2}, T1^{-2})$	...	$\Delta W(P_G^{avg}, T1^{-2})$	...	$\Delta W(P_G^{+2}, T1^{+2})$
$W1^{-1}$	...		...		...
$W1^{avg}$	$\Delta W(P_G^{-2}, T1^{avg})$	...	$\Delta W(P_G^{avg}, T1^{avg})$	...	$\Delta W(P_G^{+2}, T1^{avg})$
$W1^{+1}$	...		...		...
$W1^{+2}$	$\Delta W(P_G^{-2}, T1^{+2})$	...	$\Delta W(P_G^{avg}, T1^{+2})$	...	$\Delta W(P_G^{+2}, T1^{+2})$

[0118] 表1中描绘的LUT1描述了作为剂团施加宽度 $W1$ 和流动参数 P_G 的函数的剂团扩宽 $\Delta W=W2-W1$ 。这里,使用两个输入参数 $W1$ 和 P_G ,作为剂团施加宽度 $W1$ 和该示例中的单个测量参数 P_G 的函数,使与其相关的经验上预先确定的剂团扩宽 ΔW 可获得。流动参数 P_G 可以例如表示在血管位置 $P3$ =降主动脉(AD)处测量的血液体积流量。上标索引表示行或列标题中的参数的不同值范围。必要时,中间值可以通过插值获得。

[0119] 以补充或者独立的方式,也可以以相同的方式确定和表示优选在没有造影剂的情况下测量的流动参数与BTT或BAT之间的相关。因此,可以如下设计适当的LUT:

[0120] 表2

[0121]

从 P1 to P2	P_G^{-2}	P_G^{-1}	P_G^{avg}	P_G^{+1}	P_G^{+2}
------------	------------	------------	--------------------	------------	------------

[0122]

的 BTT					
$d^{-2}(\text{ROI})/\text{cm}$	$\text{BTT}(d^{-2}(\text{ROI}), P_G^{-2})$	...	$\text{BTT}(d^{-2}(\text{ROI}), P_G^{\text{avg}})$	...	$\text{BTT}(d^{-2}(\text{ROI}), P_G^{+2})$
$d^{-1}(\text{ROI})/\text{cm}$	...		...		...
$d^{\text{avg}}(\text{ROI})/\text{cm}$	$\text{BTT}(d^{\text{avg}}(\text{ROI}), P_G^{-2})$	...	$\text{BTT}(d^{\text{avg}}(\text{ROI}), P_G^{\text{avg}})$	...	$\text{BTT}(d^{\text{avg}}(\text{ROI}), P_G^{+2})$
$d^{+1}(\text{ROI})/\text{cm}$	...		...		...

[0123] 表2示出了示例性LUT2,其中作为从ROI选择的典型血管位置的距离 $d(\text{ROI})$ 和从测量的特定血流性质 $v_G(\text{AP})$ 和 $v_G(\text{AB})$ 建立的流动参数 P_G 的函数的剂团行进时间

($\text{BTT} = \frac{d(\text{ROI})}{v_G(\text{AD})} r_{fl}$)的值可以读出,其中 $P_G = v_G(\text{AP}) / v_G(\text{AB})$,其中,原则上BTT从降主动脉

中的流速 $v_G(\text{AB})$,行进距离 $d(\text{ROI})$ 和流动参数相关校正系数 $r_{fl} = \frac{v_G(\text{AP})}{v_G(\text{AB})}$ 导出,并且流速来

自方程 $v_G = \frac{d}{\text{BTT}}$ 。上标索引在每种情况下表示行或列标题中的相应参数的不同值范围。必要

要时,中间值可以通过插值获得。

[0124] 在该LUT2中,特定患者参数和当前流动参数用作用于确定剂团行进时间(BTT)的输入参数:患者参数以距离 $d^i(\text{ROI})$ 的形式被指定,其在这里构成在测量流动参数 r_{fl} 处的血管位置P3和目标区域ROI的区域中的血管位置P2之间的以cm计的差。而且,将不同血管位置处的当前血流速度流动参数 $v_G(\text{AD})$, $v_G(\text{AB})$ 和 $v_G(\text{AP})$ 表示为输入参数。以示例性方式表示膈主动脉区域中的血流速度的血流速度 $v_G(\text{AP})$ 和表示分叉区域中的血流速度的血流速度 $v_G(\text{AB})$ 在该情况下作为商和校正系数包括在LUT中,并且因此可以映射确定平均流速和因此BTT的患者特定系数。血流速度 $v_G(\text{AD})$ 再次以示例性方式表示在降主动脉区域中测量的血流速度。

[0125] 因此,通过相应地适配的LUT 1和LUT 2的相互作用可以确定在无造影剂确定不同血流和患者参数的情况下的造影剂团施加的定时。

[0126] 尽管通过优选的示例性实施例更详细地示出和描述了本发明,但是本发明不受所公开的示例的限制,并且本领域技术人员可以从中导出其他变型而不脱离本发明的保护范围。特别地,本发明不限于这里指定的特征的组合,而是可以从所公开的特征形成本领域技术人员可清楚地再现的其他组合和部分组合。而且,本发明不限于在权利要求中使用的权利要求类别,而是还包括与所有其他权利要求类别组合的公开特征。

[0127] 因此,总的来说,本发明提出了一种方法,其中为了仅在造影剂的首次涌入阶段期间对患者(P)进行造影剂增强MR成像的情况下优化感兴趣区域(ROI)中的血管位置处的造影剂浓度的时间分布的预先确定,两个血管位置之间的造影剂团的扩宽和/或剂团转移时间和构成至少一个流动性质的函数的至少一个流动参数的相关在患者集体的血液循环中

被预先确定,使得随后,在对患者执行MR检查之前,这些流动参数由无造影剂相位对比MR检查确定,并且通过相对于扩宽和/或剂团转移时间的预先已知的相关,在检查区域中的血管位置处确定预期的造影剂浓度分布。

[0128] 附图标记列表

[0129] 1 磁共振成像系统 (MRI 系统)

[0130] 2 磁线圈

[0131] 3 接收线圈

[0132] 4 磁线圈

[0133] 5 造影剂注入器

[0134] 6 壳体

[0135] 7 患者

[0136] 8 具有存储器和显示器的控制和计算机单元/计算机

[0137] 9 计算机程序

[0138] AA 升主动脉

[0139] AD 降主动脉

[0140] AP 膈主动脉

[0141] B 剂团

[0142] B(t) 随时间的Bolus分布

[0143] K 造影剂浓度

[0144] K(t) 随时间的造影剂浓度分布

[0145] P1 第一血管位置

[0146] P2 第二血管位置

[0147] P3 第三血管位置

[0148] P4 第四血管位置

[0149] ROI 检查地区/感兴趣区域

[0150] SI 信号

[0151] t 时间

[0152] VC 腔静脉

[0153] $v_G(AD)$ 降主动脉中的血流速度

[0154] W1 剂团宽度=剂团持续时间

[0155] W2 宽度=造影剂浓度分布的持续时间

[0156] ΔW 扩宽

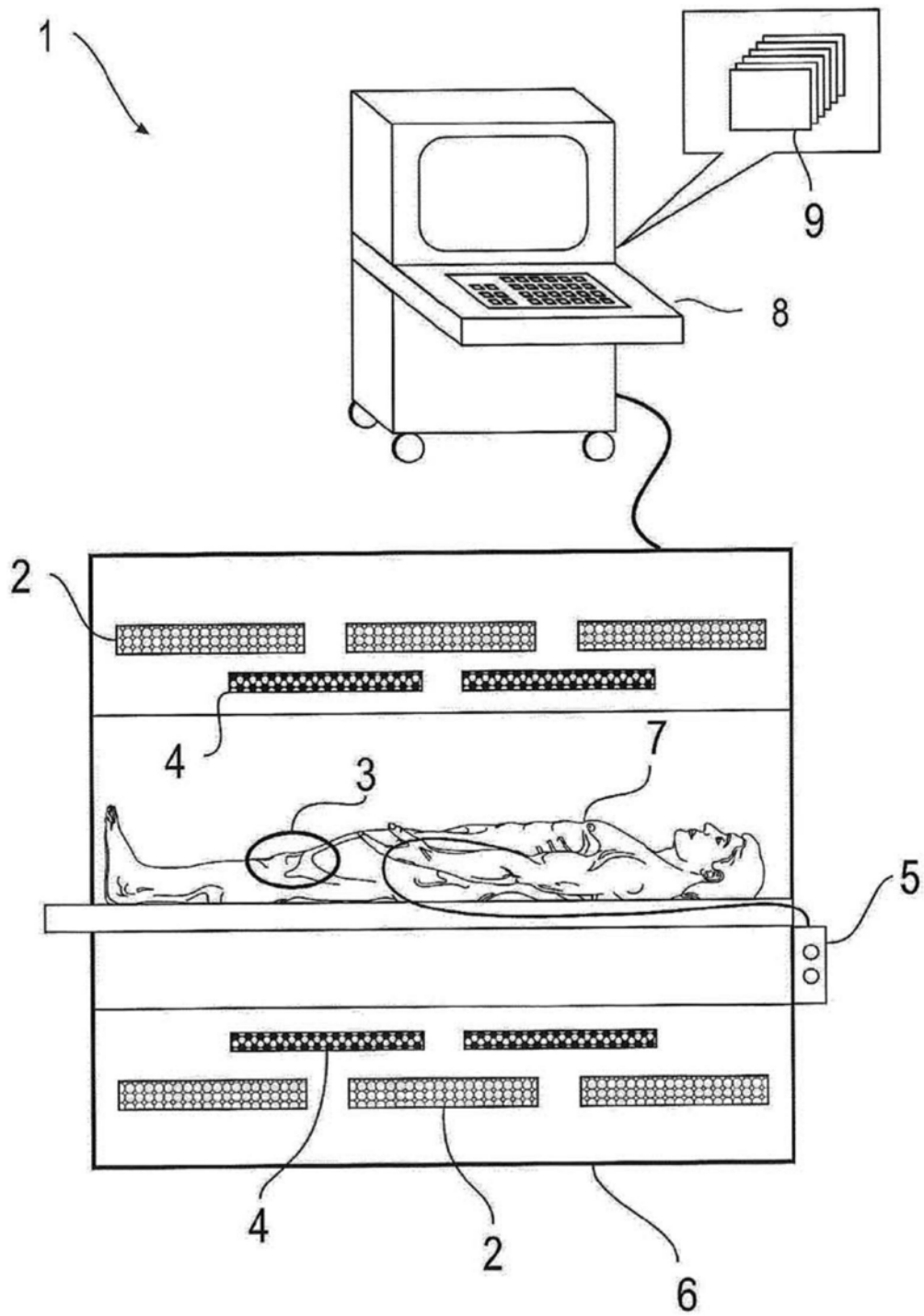


图1

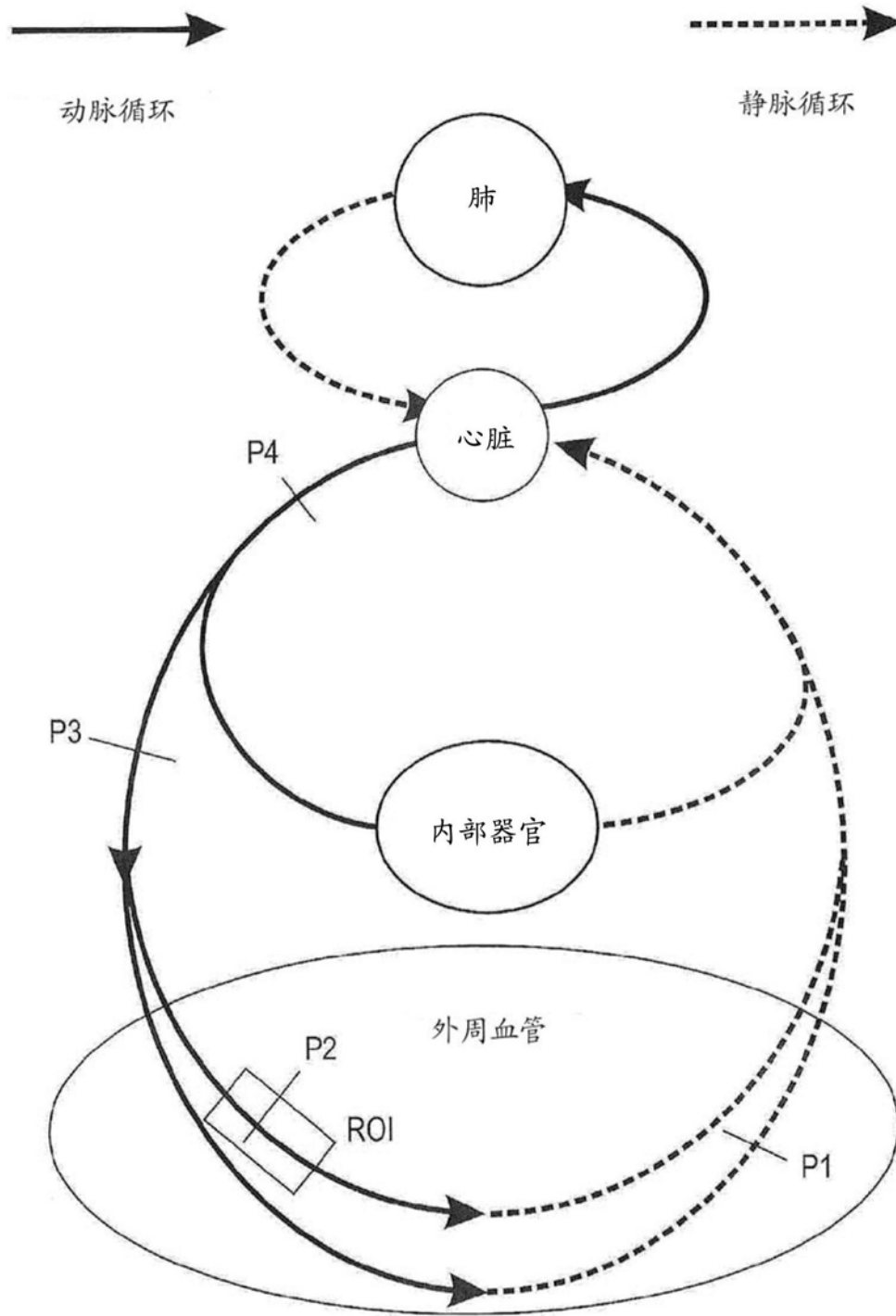
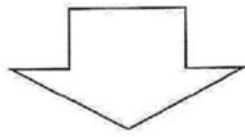
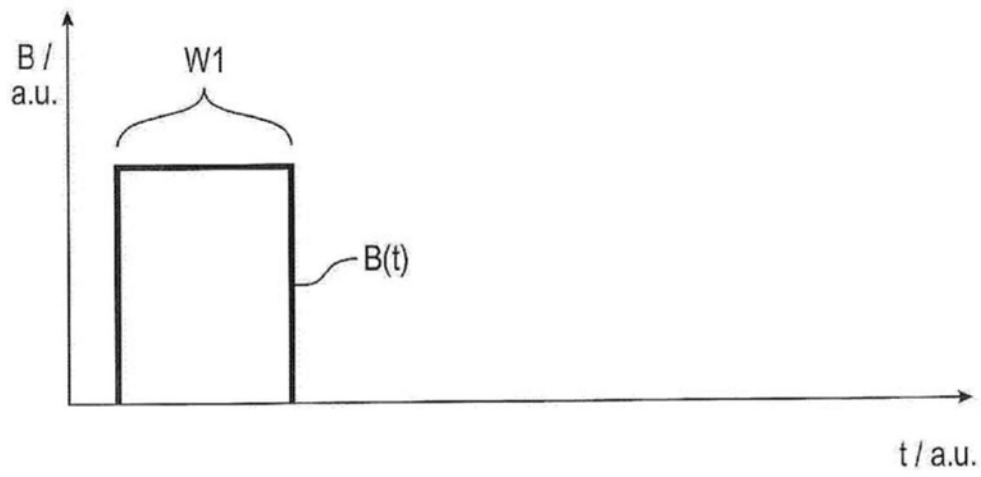


图2

血管位置 P1



血管位置 P2

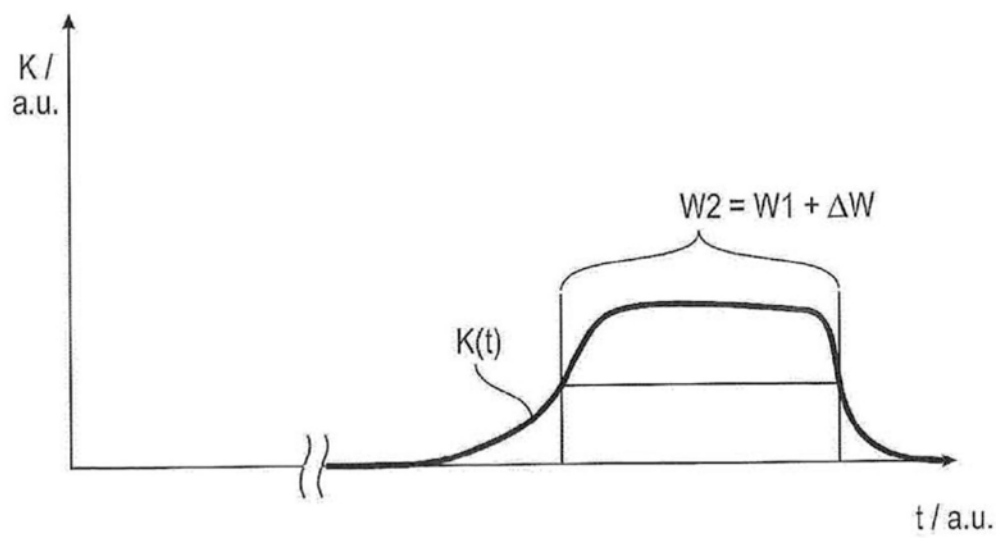
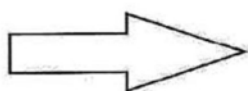
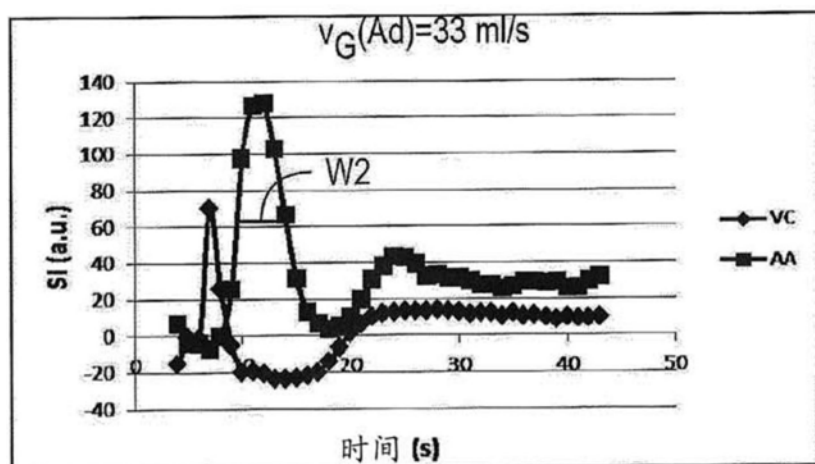
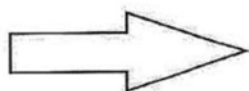
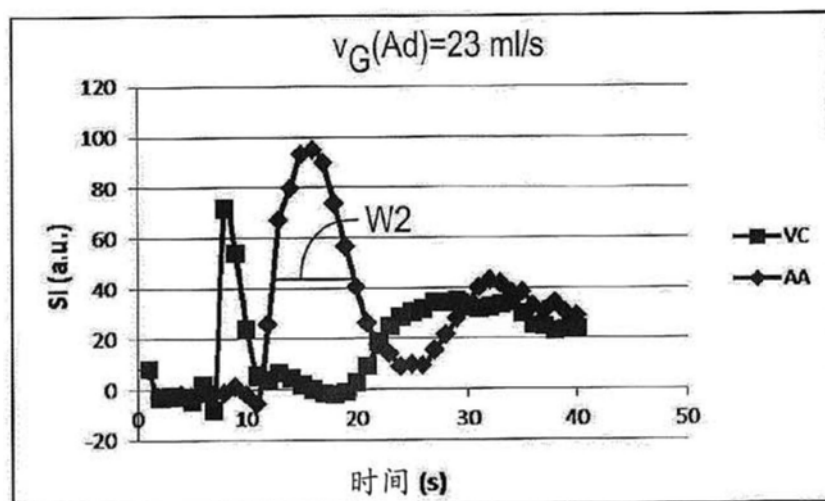


图3



$W1:=1\text{s}$
 $W2=4,5\text{s}$

图4



$W1:=1\text{s}$
 $W2=7,5\text{s}$

图5

专利名称(译)	在使用磁共振系统的诊断成像中优化造影剂浓度的时间分布的预先确定的方法		
公开(公告)号	CN108283017A	公开(公告)日	2018-07-13
申请号	CN201680039633.0	申请日	2016-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	拜耳药业股份公司		
申请(专利权)人(译)	拜耳医药股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	拜耳医药股份公司		
[标]发明人	M 罗勒 G 约斯特 H 皮奇 C P 赖辛格 H 克雷默		
发明人	M.罗勒 G.约斯特 H.皮奇 C-P.赖辛格 H.克雷默		
IPC分类号	G01R33/28 G01R33/563 A61B5/00 G01F1/00 G06F19/00		
CPC分类号	A61B5/0263 G01R33/5601 G01R33/56316 G01R33/5635 G16H20/17 G16H30/20 G16H40/60 G16H10/00 A61B5/0033		
代理人(译)	张贵东		
优先权	2015167568 2015-05-13 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

仅在造影剂初始涌入位于感兴趣区域中的血管中的阶段期间对感兴趣区域进行造影剂增强MRI的情况下提供预先确定血管位置处的造影剂浓度的时间分布的方法。方法包括根据等式 $\Delta W = W2 - W1$ 建立造影剂团分布的扩宽，其中W1是在第一血管位置处的造影剂团分布的第一宽度，并且W2是在感兴趣区域内的第二血管位置处的造影剂浓度分布的第二宽度。通过确定至少一个流动参数建立扩宽，所述至少一个流动参数取决于在其第三血管位置处的患者的至少一个血流性质并且与造影剂分布的扩宽相关。

