



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101380232 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 03

(21) 申请号 200810213364. 2

(22) 申请日 2008. 09. 02

(30) 优先权数据

102007041826. 6 2007. 09. 03 DE

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 阿尔托·斯泰默

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

(51) Int. Cl.

A61B 5/055 (2006. 01)

G01R 33/563 (2006. 01)

G01R 33/567 (2006. 01)

G06T 5/50 (2006. 01)

G06T 7/00 (2006. 01)

G06F 19/00 (2011. 01)

G06T 1/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 7545967 B1, 2009. 06. 09, 全文.

DE 4125309 A1, 1992. 02. 13, 全文.

US 2002/0032376 A1, 2002. 03. 14, 全文.

审查员 彭燕

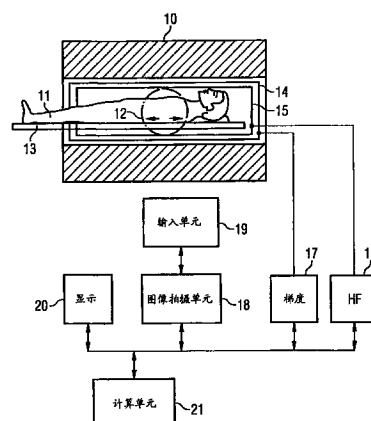
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 3 页

### (54) 发明名称

优化血管造影磁共振图像的方法

### (57) 摘要

本发明涉及一种优化检查对象的血管造影磁共振图像的方法,其中,可以在血管造影磁共振图像中将动脉和静脉分开显示,该方法包括步骤:拍摄多幅磁共振概貌图像,在拍摄这些磁共振概貌图像时至少改变一个成像参数;借助质量标准自动计算优化的成像参数;以及将该优化的成像参数用于拍摄血管造影磁共振图像,其中,将动脉和静脉分开显示。



1. 一种优化检查对象的血管造影磁共振图像的方法,其中,在血管造影磁共振图像中将动脉和静脉分开显示,该方法包括步骤:

拍摄多幅磁共振概貌图像,在拍摄这些磁共振概貌图像时至少改变一个成像参数;

自动计算优化的成像参数,

其特征在于,

将多幅磁共振概貌图像成对地彼此相减,以产生差值图像,并且借助质量标准,其中质量标准作为对能够在差值图像中识别动脉的程度的度量、基于差图像被计算,并且其中对成像参数进行优化,使得在心脏周期或血液循环的心脏舒张的第一阶段和心脏收缩的第二阶段拍摄所述血管造影磁共振图像,以分开动脉和静脉,其中,对心脏周期或血液循环进行监测,在此所述优化的成像参数是触发延迟  $TD$ ,并且对于在第一阶段中血管造影磁共振图像的拍摄来计算优化的触发延迟  $TD_{sys}$ ,对于在第二阶段中血管造影磁共振图像的拍摄来计算优化的触发延迟  $TD_{dia}$ ;以及

将该优化的成像参数用于拍摄血管造影磁共振图像,其中,将动脉和静脉分开显示。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在心脏周期或血液循环的不同时刻拍摄所述磁共振概貌图像。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,用于产生所述磁共振概貌图像的成像序列与用于产生血管造影磁共振图像的成像序列相同,其中,对于磁共振概貌图像断开在三维成像序列的两个相位编码方向中之一上的相位编码梯度。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述触发延迟  $TD$  在最大值和最小值之间变化,以产生不同的磁共振概貌图像。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,对磁共振概貌图像或差值图像进行遮掩或滤波,其中,不考虑或少考虑概貌图像或差值图像中位于预定区域之外的图像点。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,将差值图像中的图像点至少划分为如下几类:动脉血管图像点、背景图像点、未定义图像点。

7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在计算差值图像的质量标准时,使得被分类为动脉血管的图像点的平均信号与背景图像点的平均信号之间的区别最大化。

8. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,将所述两种触发延迟  $TD_{sys}$  和  $TD_{dia}$  作为成像参数来确定,作为两个磁共振概貌图像的触发延迟,其差值图像使动脉血管图像点的平均信号与背景图像点的平均信号之间的差最大。

9. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,将所述优化的成像参数显示给用户,使该用户在为血管造影磁共振图像设置成像参数时能够考虑这些优化的成像参数。

10. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,将所述优化的成像参数自动地作用于产生血管造影磁共振图像的成像参数。

11. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在第一优化过程中为了计算优化的触发延迟  $TD_{sys}$  和  $TD_{dia}$  以较大的步长来改变触发延迟  $TD$ ,而在第二优化过程中为了计算优化的触发延迟  $TD_{sys}$  和  $TD_{dia}$  以较小的步长改变触发延迟  $TD$ 。

12. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,将血管加强过滤器用于差值图像。

13. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,在计算质量标准时区分出这样的差值图像,在这些差值图像中被分类为动脉血管的图像点的数量大于被分类为背景的图像点的数

量。

14. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,对于质量标准的计算通过后处理标识出表示动脉的图像点。

15. 一种用于优化检查对象的血管造影磁共振图像的磁共振设备,其中,在血管造影磁共振图像中将动脉和静脉分开显示,该磁共振设备包括:

图像拍摄单元,用于拍摄多幅磁共振概貌图像,其中,在拍摄时至少改变一个成像参数;

计算单元,其自动计算优化的成像参数,将多幅磁共振概貌图像成对地彼此相减,以产生差值图像,并且借助质量标准,其中质量标准作为对能够在差值图像中识别动脉的程度的度量、基于差图像被计算,并且其中对成像参数进行优化,使得在心脏周期或血液循环的心脏舒张的第一阶段和心脏收缩的第二阶段拍摄所述血管造影磁共振图像,以分开动脉和静脉,其中,对心脏周期或血液循环进行监测,在此所述优化的成像参数是触发延迟  $TD$ ,并且对于在第一阶段中血管造影磁共振图像的拍摄来计算优化的触发延迟  $TD_{sys}$ ,对于在第二阶段中血管造影磁共振图像的拍摄来计算优化的触发延迟  $TD_{dia}$ ;以及

输出单元,其输出优化的成像参数。

16. 根据权利要求 15 所述的磁共振设备,其特征在于,所述输出单元将优化的成像参数输出到显示单元。

17. 根据权利要求 15 所述的磁共振设备,其特征在于,所述输出单元将优化的成像参数传输给图像产生单元,该图像产生单元利用优化的成像参数自动地拍摄血管造影磁共振图像。

## 优化血管造影磁共振图像的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种优化检查对象的血管造影磁共振图像的方法以及一种为此的磁共振设备。本发明尤其用于产生外围磁共振血管造影,其中,在不使用造影剂的情况下产生血管造影图像。不使用造影剂产生磁共振血管造影图像的一种可能性在于采用快速自旋回波成像序列,其中例如可以将三维的快速自旋回波成像序列与所谓的半傅立叶技术相组合。在半傅立叶技术中,一半傅立叶空间或k空间没有完全填充测量数据,在再现期间未采集的数据通过数据的对称要求来计算。在这样的半傅立叶快速自旋回波成像序列中,当在缓慢的血流下记录数据时,在对序列适当参数化后可以明亮地显示血管。而当在信号拍摄时血流较快时,血管显示得暗。

### 背景技术

[0002] 在不使用造影剂的磁共振血管造影中一个特殊的问题是在MR图像的血管显示中将动脉与静脉分开。为此可以使数据记录与心脏周期(并由此与血液循环)同步,例如借助EKG触发并在EKG触发下记录MR数据。为此拍摄心脏阶段的第一数据组,在该阶段中检查区域中的动脉和静脉中的血流都比较缓慢,由此导致动脉或静脉在图像中都显示得比较亮。而当在心脏周期的第二阶段拍摄第二数据组时,在该第二阶段检查区域中动脉中的血流较快而静脉中的血流较慢,则在相应的血管造影图像中动脉较暗而静脉较亮。以下将其中在血液循环中在检查区域的动脉和静脉中血流较慢的第一阶段称为心脏舒张阶段(或心脏舒张期),而将在血液循环中在检查区域的动脉中的血流较快而静脉中的血流较慢的第二阶段称为心脏收缩阶段(或心脏收缩期)。由于血液从心脏流到检查区域所需的时间,这样定义的收缩期的出现一般要相对于一般称为收缩期的心肌下心室的收缩有一个延时。相应地心脏舒张期也是如此。现在期望将动脉信息与静脉信息分开。由在收缩期拍摄的血管造影图像应能识别静脉,因为图像中的动脉暗而静脉亮。为了识别动脉需要将在舒张期拍摄的MR数据从在收缩期中拍摄的MR数据中减去。

[0003] 为了抑制周围非流动的组织信号分量,可以在实际图像拍摄前在实际的信号激励之前使用一个 $180^\circ$ 脉冲(反向恢复脉冲)。对于具有说明力的MR血管造影图像和将动脉与静脉分开来说,重要的是,准确找出心脏周期中的舒张期和收缩期,然后在这两个时刻拍摄MR血管造影图像。在此与本发明有关的是时刻,在此清楚的是,图像拍摄不可能在无限小的时间段内进行,收缩期和舒张期也不可能是无限小的时间段。在US6801800B2以及Mitsue Miyazaki等人的文章“Non-Contrast-Enhanced MR Angiography using 3D ECG-Synchronized Half-Fourier Fast Spin Echo”, Journal of Magnetic Resonance Imaging 12:776-783, 2000中描述了,在心脏周期的不同时刻拍摄EKG触发的准备图像(Praeparationsaufnahme),其中,为操作人员显示不同的EKG触发的图像。操作人员现在必须对图像进行评价并找出其中显示动脉和静脉的第一图像,以及其中动脉被抑制的第二图像。然后操作人员必须接受属于所选出的图像的触发延迟,以实施MR血管造影。这些过程是非常耗时且很容易出错的。此外,选择正确的准备图像需要特殊的训练有素且具有专

业知识的人员。

## 发明内容

[0004] 因此本发明要解决的技术问题在于,简化非造影剂增强的 MR 血管造影,使得可以更加简单且更快的方式确定正确的成像参数。

[0005] 本发明的技术问题通过一种优化血管造影磁共振图像的方法来解决,在该血管造影磁共振图像中可以将动脉和静脉分开显示,其中,在第一步骤中拍摄多幅磁共振概貌图像,在拍摄这些磁共振概貌图像时至少改变一个成像参数。然后借助质量标准自动计算至少一个优化的成像参数,并将优化的成像参数用于拍摄血管造影磁共振图像,其中,将动脉和静脉分开显示。在按照本发明的方法中,操作人员不必研究多幅磁共振概貌图像以确定用于将动脉和静脉分开的成像参数。由此减轻了操作人员的负担,人员不需要为该血管造影方法进行特殊的培训,并且缩短了受检人员在磁共振设备中停留的时间,因为自动地确定优化的成像参数比起通过观察多幅磁共振图像来手动地确定要明显快得多并且较少出错。

[0006] 根据本发明的优选实施方式,这样对成像参数进行优化,使得在心脏周期的两个不同阶段拍摄血管造影磁共振图像,以分开动脉和静脉。在上述情况下,心脏周期指血液循环,因为血流速度是起决定作用的参数。如上所述,优选在心脏周期的两个时刻拍摄磁共振血管造影图像,因为在正确地选择时刻的情况下可以实现静脉或动脉间的信号区分。为此优选在心脏周期的不同时刻拍摄磁共振概貌图像。同样还优选对心脏周期进行监测,在此可能的优化的成像参数可以是触发延迟 TD。当然,本发明不限于对触发延迟的优化。本发明的方法还可以用于在这类血管造影测量中优化任何其它的成像参数。例如还可以利用本发明要求保护的方法来优化梯度通断和梯度振幅。同样还可以优化多个成像参数,其中,例如在第一步骤中仅优化一个成像参数,而使其它待优化的成像参数在该第一优化步骤期间保持恒定。在该第一成像参数被优化之后,可以在另一步骤中尝试优化第二成像参数,其中,可以检验是否可以通过优化该第二成像参数来进一步改善质量标准。该第二步骤中的优化一般比起在两维查找区域内费劲的查找要快得多,但是通常在该两维查找区域内找不到全局的优化。

[0007] 根据本发明的实施方式,对拍摄收缩期的血管造影磁共振图像计算优化的触发延迟  $TD_{sys}$ ,以及对拍摄舒张期的血管造影磁共振图像计算优化的触发延迟  $TD_{dia}$ 。通过优化的触发延迟可以这样控制成像,使得一次在图像中同时明亮地显示动脉和静脉,而另一次则仅明亮地显示静脉,从而使得通过差值成像得到的图像基本上仅显示动脉。

[0008] 在改变成像参数以拍摄不同的磁共振概貌图像时,可以使触发延迟在最大值和最小值之间变化,以产生不同的磁共振概貌图像。优选这样改变触发延迟,使得磁共振概貌图像覆盖整个心脏周期。

[0009] 如本文开始所述,为了进行非造影剂增强的 MR 血管造影可以组合地使用三维快速自旋回波序列和半傅立叶技术。在此,三维成像序列不是指连续地激励多个具有一定厚度的两维的层,而是在本发明的意义下三维成像序列是指激励一个较大立体中的核自旋,其中,在第三维中的分辨率如在 3D 拍摄技术中的通常情况那样通过另一相位编码梯度来实现。在快速半傅立叶技术中,通常沿着一个唯一的回波序列测量一个相位编码方向上的

所有相位编码线,而使其它相位编码方向上的相位编码梯度的磁矩对于该回波序列的所有回波都保持恒定。然后对于其它相位编码梯度的不同磁矩来重复这些回波序列。

[0010] 应该能用较短的拍摄时间来拍摄磁共振概貌图像,并且用于拍摄磁共振概貌图像所使用的序列应尽可能与用于拍摄血管造影 3D-MR 数据的序列具有相同的流体敏感性。按照本发明,满足这一要求的一种可能性在于,采用与用于 3D-MR 测量的成像序列基本上相同的成像序列来产生磁共振概貌图像,其中,对于磁共振概貌图像断开在三维成像序列的两个相位编码方向中之一上的相位编码梯度。在采用快速自旋回波序列时为了例如拍摄磁共振概貌图像分别接通 3D 序列的、相位编码梯度在层方向上为零的回波序列。在不同的磁共振概貌图像之间待优化的成像参数被改变。通过使用具有在一个方向上断开的梯度编码的三维成像序列将被激励的检查立体投影到两维 MR 图像上。

[0011] 使用应对其拍摄血管造影图像的三维激励立体来产生两维概貌图像是使本发明方法最大程度自动化的重要步骤,因为可以去掉用于为概貌图像来定位激励立体的额外的定位步骤。在激励如通常在两维测量情况中的、较薄的层时,必须首先通过操作人员来确定要显示的血管是否真的处于被激励的立体中。采用具有在一个方向上断开的相位编码的三维成像序列还具有这样的优点,即对于为确定质量标准而使用的图像来说使用与用于随后的实际血管造影测量的序列相同的序列模式并由此使用相同的流体敏感性。与 3D 快速自旋回波序列不同,2D 快速自旋回波序列例如一般接通若干个抑制不期望的非完善的再聚焦脉冲的信号所需的梯度。由此 2D 快速自旋回波序列也具有不同的流体敏感性。

[0012] 根据本发明的实施方式,可以将多个磁共振概貌图像成对地彼此相减,以产生差值图像。然后可以将这些差值图像用作计算质量标准的基础。借助差值图像可以识别在概貌图像中是否涉及到心脏的收缩阶段和舒张阶段,因为在这种情况下,如本文开始所述,由于静脉在两幅图像中具有相同的信号分量,而动脉在收缩阶段和舒张阶段的信号分量发生改变,在差值图像中应该仅能看到动脉。

[0013] 按照本发明的另一实施方式,可以对磁共振概貌图像或差值图像进行遮掩(maskieren)或滤波。遮掩或滤波的目的是,不考虑或少考虑概貌图像或差值图像中位于预定区域之外的图像点。在 MR 图像冠状取向时,例如在 MR 图像上边缘和下边缘在体轴方向上的信号强度发生畸变。这是在该区域中  $B_0$  场不均匀性的结果。该畸变可以造成确定质量标准时的误差。这可以通过遮掩该区域来防止。

[0014] 在确定质量标准时优选对差值图像进行逐像素的检查,其中例如可以将每个图像点分类为动脉、背景、或未定义的图像点。这可以通过使用分割算法或可选地通过关于动脉的位置和形状的已有知识来实现。

[0015] 如果计算的结果给出被分类为动脉的图像点的数量大于背景图像点的数量,则弃用该差值图像或者将质量标准置为零或包含很小的值。

[0016] 质量标准是对能够在差值图像中识别动脉的程度的度量。一种确定质量标准的可能性是确定被分类为动脉的图像点与被分类为背景的图像点之间的平均信号差别。如果例如动脉和背景之间的平均信号差别比较大,则可以推断出差值图像具有良好的质量,即在差值图像中可以很好地识别动脉。每个差值图像在其从中产生的磁共振概貌图像上都对应于待优化的成像参数的值对。作为优化的结果,利用该对应于差值图像、使质量标准最大化的值对。如果例如在拍摄磁共振概貌图像时将触发延迟作为成像参数加以改变,则每个差

值图像对应于两个延迟时间。现在使质量标准最大化的差值图像确定两个所寻找的触发延迟  $TD_{Sys}$  和  $TD_{Dia}$ 。 $TD_{Dia}$  被设置为等于其被减数的触发延迟,  $TD_{Sys}$  被设置为等于其减数的触发延迟。

[0017] 在一实施方式中,可以利用触发延迟变化  $\Delta TD$  逐步扫描心脏周期,从而可以在心脏周期的一个 R 齿间隔内利用不同的触发延迟进行检查,这些触发延迟分别相差  $\Delta TD$ 。但在另一实施方式中还可以在第二优化过程中以较大的步长改变触发延迟  $TD$ ,并由此计算出第一粗略的触发延迟  $TD_{Sys}$  和  $TD_{Dia}$ 。而在第二优化过程中则以较小的步长在较小的范围内改变触发延迟,以更详细地确定在第一过程中确定的触发延迟  $TD_{Sys}$  和  $TD_{Dia}$ 。通过这种两部分的优化可以总地缩短拍摄概貌图像的拍摄时间,因为与在一个过程中以小的触发延迟步长来检查心脏周期的实施方式相比,总共需要拍摄的概貌图像更少。在现有技术中相应的两步方法不可能导致总检查持续时间的缩短,因为操作人员在第一步骤后观看图像并为第二步骤确定成像参数所需的时间一般要长于通过减少概貌图像的总数而节约的测量时间。

[0018] 按照另一实施方式,还可以在所产生的相减图像上使用血管增强的过滤器,以例如简化分割。但该血管增强的过滤器不是一定要使用的。常常还可以在未经过滤的差值图像中足够准确地识别出动脉。

[0019] 在利用质量标准识别出该导致血管的最佳对比度的一个或两个差值图像后,可以将所计算的成像参数显示给磁共振设备的操作人员,在此该成像参数是触发延迟  $TD_{Sys}$  和  $TD_{Dia}$ 。操作人员可以检验所显示的值的真实性,并在随后的三维 MR 血管造影测量中应用。如果要继续减少用户的互动,还可以在优化之后将所计算的触发延迟直接传送给图像拍摄单元,然后图像拍摄单元利用所计算出的触发延迟进行血管造影测量。

[0020] 此外本发明还涉及一种用于优化检查对象的血管造影磁共振图像的磁共振设备,其中,在血管造影磁共振图像中要将动脉和静脉分开显示。该磁共振设备优选具有图像拍摄单元,用于拍摄多幅概貌图像,其中,在拍摄时改变一个成像参数,如触发延迟。还具有计算单元,其借助质量标准对成像参数进行优化。输出单元输出该优化的成像参数。优化的成像参数可以在显示单元上显示,或者传输给图像产生单元,图像产生单元接收该优化的成像参数并利用该经过优化的值进行血管造影磁共振测量。

[0021] 此外本发明还涉及一种计算机程序产品,当其在计算机系统中执行时实施以上所述的方法。同样本发明还涉及一种具有控制信息的可读电子数据载体,当在计算机系统中使用该数据载体时,实施以上所述的方法。

## 附图说明

[0022] 以下借助附图详细描述本发明,其中,

[0023] 图 1 示意性示出根据本发明的用于优化血管造影测量的磁共振设备;

[0024] 图 2 示意性示出成像序列的一部分以及对心脏周期的同时监测;

[0025] 图 3 示出具有在 MR 血管造影测量中优化参数步骤的流程图;

[0026] 图 4 示出具有其它用于参数优化地设置 MR 血管造影步骤的流程图。

## 具体实施方式

[0027] 图 1 示意性示出可以在实施血管造影测量前以简单的方式优化成像参数的磁共

振设备。这样的 MR 设备具有用于产生极化场  $B_0$  的磁铁 10。检查对象、在此是受检人员 11，在卧榻 13 上被移入该磁铁，如箭头 12 示意性示出的。MR 设备还具有用于产生磁场梯度的梯度系统 14，磁场梯度用于成像和位置编码。为了激励在主磁场中出现的极化而设置了高频线圈装置 15，其向受检人员 11 发射高频场，以使磁化从平衡位置发生偏转。设置了用于控制磁场梯度的梯度单元 17 以及控制入射的高频脉冲的 HF 单元 16。图像拍摄单元 18 集中地控制磁共振设备，成像序列的选择同样也在图像拍摄单元中进行。操作人员可以通过输入单元 19 来选择序列记录、输入成像参数以及更改在显示器 20 上显示的成像参数。

[0028] MR 设备的一般工作原理是本领域技术人员公知的，因此对一般的组件不再详细描述。该 MR 设备还具有计算单元 21，在其中可以自动计算成像参数并进行优化。

[0029] 图 1 所示的 MR 设备可以用于利用磁核共振产生血管造影图像。本发明优选涉及未经造影剂增强的血管造影拍摄。这样的血管造影拍摄可以利用成像序列来进行，如半傅立叶快速自旋回波序列，其中在一个回波序列期间拍摄在一个相位编码方向如  $k_y$  上的所有相位编码线，而在该三维成像序列中在其它相位编码方向（如  $k_z$ ）上相位编码梯度的振幅对于该回波序列的所有回波都相同。然后，在第二相位编码梯度方向（这里为  $k_z$ ）上对相位编码梯度的不同的值重复该具有  $90^\circ$  激励脉冲和再聚焦脉冲的回波序列。为了能够在非造影剂增强的 MR 血管造影中将动脉与静脉分开，按照本发明的实施方式需要在心脏周期的收缩期和舒张期期间拍摄血管。在舒张期、即心脏的恢复阶段，动脉和静脉中的血流速度缓慢，而在收缩期心肌收缩，血流速度在动脉中快而在静脉中慢。这样的成像序列通常可以利用对心脏活动的监测借助心电图来拍摄。在接通该回波序列之前为了抑制背景和脂肪信号通常使用  $180^\circ$  反向脉冲，该脉冲在时间上这样接通，使得在实际信号拍摄时背景信号具有尽可能小的信号分量。

[0030] 图 2 示意性示出成像序列的一段，其中通过心电图 (EKG) 的两个 R 齿 25 显示心脏的活动。在检测到心电图中的 R 齿后，利用触发延迟 TD 触发成像序列。在开始是  $180^\circ$  反向脉冲 26，在该反向脉冲 26 之后经过时间段 TI 后是实际的成像序列 27。该示意性示出的成像序列 27 仅为整个 3D 成像序列 27 的一部分，在此仅在记录下一个 R 齿之后的其余 MR 信号之前读出与心率一样多的回波序列。RR 是 R 齿间距。还可以在一个 RR 间隔中仅读取一个回波序列，在此可能需要仅在每第  $n$  个 ( $n = 2, 3$ ) RR 间隔中拍摄图像数据，以避免对信号的共同计算。

[0031] 对于优化的 MR 血管造影图像期望的是，在信号拍摄时能触及 RR 间隔中收缩期和舒张期的时刻。按照本发明的实施方式，改变拍摄概貌图像时的延迟 TD，以便能够自动地计算对于收缩期的优化的触发延迟  $TD_{Sys}$  和对于舒张期的优化的触发延迟  $TD_{Dia}$ 。

[0032] 以下将结合图 3 和图 4 来描述该优化方法。

[0033] 该方法在步骤 30 开始后，在步骤 31 利用不同的触发延迟 TD 产生不同的概貌图像。在此概貌图像的数量  $N$  与受检人员的心率相适应，由此总体上覆盖整个心脏周期。在此不同的触发延迟 TD 之间相差  $\Delta TD$ 。如从图 2 容易看出的，因此必须产生能够满足以下条件的那么多数量的概貌图像：

$$[0034] \quad N \times \Delta TD \geq T_{RR} \quad (1)$$

[0035] 在此  $T_{RR}$  是两个 R 齿间的平均时间间隔。 $\Delta TD$  例如可以选择为在 50 至 100ms 之间。概貌图像利用三维的半傅立叶快速自旋回波成像序列拍摄，其中，第二相位编码方向上

的相位编码梯度被置为零。然后将整个被激励的立体投影到两维图像上,由此在正确定位的情况下可以保证要显示的血管肯定包含在概貌图像中。此外还避免了拍摄概貌图像的额外的再定位步骤。如以下还要结合图 4 详细描述的那样,借助质量标准对所产生的概貌图像进行更详细的研究,以及计算出优化的触发延迟  $TD_{Dia}$  和  $TD_{Sys}$  (步骤 32)。现在可以将所计算出的 3D 立体的触发延迟为操作人员显示在显示设备 20 上 (例如  $TD_{Dia} = 400ms$  和  $TD_{Sys} = 650ms$ )。操作人员然后将这些优化的成像参数通过输入单元 19 输入到成像序列中,然后可以利用优化的收缩期和舒张期触发延迟拍摄三维 MR 血管造影图像 (步骤 33 和 34)。如果不期望与操作人员的交互或者测量流程还需进一步优化,还可以将计算出的优化的触发延迟直接传送给图像拍摄单元 18,然后图像拍摄单元 18 自动进行三维 MR 血管造影测量。在进行 MR 血管造影测量之后,可以在步骤 35 显示 MR 血管造影图像中的静脉血管系统,和 / 或在步骤 36 显示动脉血管系统。该方法在步骤 37 结束。本发明方法的优点在于,操作人员不必对不同触发延迟下所拍摄的概貌图像进行研究以得到优化的触发延迟。

[0036] 图 4 更确切地示出本发明的方法。在步骤 41 开始之后,产生概貌图像,即所拍摄的三维立体的两维投影图像,在此每个概貌图像  $I_i(x, y)$  都包含静态组织和流动的组织部分的信号。下标  $i$  表示概貌图像的数量,并介于 1 和  $N$  之间。在这些概貌图像中,围绕血管的组织的信号分量、即所谓的背景信号高,而血管则难以辨认。通常该背景信号甚至较强,因为对于若干厘米的层厚来说很多组织都为信号背景作出贡献。列下标  $x(1 \leq x \leq N_x)$  行下标  $y(1 \leq y \leq N_y)$  表示图像点的空间位置,其中, $x$  轴沿读出方向延伸, $y$  轴沿第一相位编码梯度延伸。与每个概貌图像  $I_i(x, y)$  相关的触发延迟表示为:

$$[0037] \quad TD_i = TD_1 + (i-1) \times \Delta TD. \quad (2)$$

[0038]  $TD_1$  是第一概貌图像的触发延迟,其通常可以被置为零。在步骤 42 中产生了所有概貌图像之后,可以在步骤 43 中对概貌图像进行遮掩,这意味着将位于一窗口之外的图像点的值置为零。假设  $x_w, y_w$  是该窗口的中心,该窗口在列方向上的长度为  $w_x$ ,在行方向上的长度为  $w_y$ ,则在遮掩后图像点的值为:

$$[0039] \quad I_i(x, y) = \begin{cases} I_i(x, y) & x_w - \frac{w_x}{2} \leq x < x_w + \frac{w_x}{2}, \quad y_w - \frac{w_y}{2} \leq y < y_w + \frac{w_y}{2} \\ 0 & \text{否则} \end{cases}.$$

(3)

[0040] 在下一步骤 44 将每个遮掩的概貌图像从每个其它的概貌图像中减去:

$$[0041] \quad S_{i,j}(x, y) = I_i(x, y) - I_j(x, y), \quad i = 1, \dots, N, \quad j = 1, \dots, N, \quad i \neq j. \quad (4)$$

[0042] 这给出总共  $N(N-1)$  个新的图像,即所谓的差值图像或相减图像。然后在步骤 45 中可以可选地对所产生的差值图像应用血管过滤器,但该血管过滤器不是必须的。在步骤 46 对每个所产生的相减图像计算质量标准  $Q_{i,j}$ ,在此质量标准  $Q_{i,j}$  再现出相减图像  $S_{i,j}(x, y)$  中的动脉显示 (步骤 46)。在步骤 47 确定使质量标准最大化的相减图像。这意味着利用最高质量标准  $Q$  来选择相减图像。现在,当确定了具有最佳质量、即根据质量标准具有对动脉的最好显示的差值图像后,可以在步骤 48 确定用于获得具有最好质量的差值图像的概貌图像对。利用关于该两幅概貌图像的知识可以在步骤 49 中确定分别属于概貌图像的触发延迟  $TD_{Sys}$  和  $TD_{Dia}$ 。然后可以在步骤 50 利用该优化的触发延迟进行血管造影 MR 拍摄。该方法在步骤 51 结束。

[0043] 通过步骤 44 中的相减使背景信号分量最小化, 因为对于不运动的组织来说在不同的触发延迟下的信号一般是相同的。在该差值成像中, 将每一幅图像从另一幅图像中减去, 这意味着每一幅图像都是最佳舒张图像的可能的候选, 每一幅图像都是最佳收缩图像的潜在的候选。在步骤 44 后, 一般得到三类相减图像: 当在两幅候选图像的动脉中血流速度相等时, 所得到的差值图像通常基本上仅包含噪声。当在舒张候选图像中的血流速度明显高于收缩候选图像中的血流速度时, 则动脉相对于背景显现得暗。当在收缩候选图像中的血流速度明显高于舒张候选图像中的血流速度时, 则动脉相对于背景显现得亮而静脉为暗, 因为静脉速度在收缩期和舒张期之间基本上没有变化。最后提到的一类是所期望的。

[0044] 对于计算质量标准, 在一个步骤中对差值图像  $S_{i,j}(x,y)$  的每个图像点确定其是动脉图像点、背景图像点还是未定义的图像点。然后使差值图像的质量标准等于动脉图像点平均信号强度与背景图像点平均信号强度之差。为了避免候选图像的排序矛盾, 将其中动脉图像点数大于背景图像点数的候选图像对排除在外。假设  $M_{i,j}(x,y)$  是属于差值图像  $S_{i,j}(x,y)$  的遮掩图像, 则对于该遮掩图像将动脉图像点  $N_{\text{动脉}}$  设为 1、背景图像点  $N_{\text{背景}}$  设为 -1, 而将未定义图像点设为 0。在这种情况下, 质量标准为:

[0045]

$$Q_{i,j} = \begin{cases} \frac{\sum_{y=1}^{N_y} \sum_{x=1}^{N_x} \delta[M_{i,j}(x,y)-1] S_{i,j}(x,y)}{N_{\text{动脉}}(i,j)} - \frac{\sum_{y=1}^{N_y} \sum_{x=1}^{N_x} \delta[M_{i,j}(x,y)+1] S_{i,j}(x,y)}{N_{\text{背景}}(i,j)}, & N_{\text{动脉}}(i,j) < N_{\text{背景}}(i,j) \\ 0, & \text{否则} \end{cases} \quad (5)$$

[0046]

[0047] 其中:

$$[0048] \quad \delta[n] = \begin{cases} 1 & n = 0 \\ 0 & \text{否则} \end{cases}$$

(6)

[0049] 是冠状角德尔塔函数 (Kronecker-Deltafunktion)。

[0050]

$$N_{\text{动脉}}(i,j) = \sum_{y=1}^{N_y} \sum_{x=1}^{N_x} \delta[M_{i,j}(x,y)-1] \quad (7)$$

[0051] 是被分类为动脉的图像点  $S_{i,j}(x,y)$  的数量。

[0052]

$$N_{\text{背景}}(i,j) = \sum_{y=1}^{N_y} \sum_{x=1}^{N_x} \delta[M_{i,j}(x,y)+1] \quad (8)$$

[0053] 是被分类为背景的图像点  $S_{i,j}(x,y)$  的数量。

[0054] 以下将详细描述对差值图像进行分割的方法。在此分割表示将图像点分类为动脉图像点、背景图像点或未定义图像点。在对差值图像的图像点进行划分时, 可以使用公知为滞后阈值方法 (Hysteresis-Schwelwertverfahren) 的技术。该技术是基于属于动脉的图像点彼此连接这一事实的分割算法。该分割算法的输入是两个阈值  $\text{Thresh}_{\text{low}}$  和  $\text{Thresh}_{\text{high}}$ , 其中  $\text{Thresh}_{\text{low}} < \text{Thresh}_{\text{high}}$ 。该算法查找差值图像中的所有图像点。每个信号强度大于或等于  $\text{Thresh}_{\text{high}}$  且尚未被分类的图像点被作为动脉的种子点。所有种子点以及所有强度值等

于或大于  $\text{Thresh}_{\text{low}}$  且与种子点直接连接或通过其它强度值大于或等于  $\text{Thresh}_{\text{low}}$  的图像点连接的点同样被分类为动脉图像点。此外还可以第二次运行分割算法,其中将所有在第一次运行中未被分类且其标称距离小于与在第一次运行中被分类为动脉图像点的图像点的最小距离  $\text{DIST}_{\text{min}}$  的图像点分类为未定义的。执行该第二运行的目的在于使阈值参数的当前值与质量标准的值之间的依赖性最小。最后,将既未被分类为动脉图像点也未被分类为未定义图像点的所有图像点分类为背景图像点。此外还必须确定参数  $\text{Thresh}_{\text{low}}$ 、 $\text{Thresh}_{\text{high}}$  和  $\text{DIST}_{\text{min}}$ 。一般来说不能使用固定的经验值,因为像素值依赖于所使用的接收线圈、线圈在患者身上的位置以及许多其它因素。以下关于动脉的知识例如可以用于计算阈值参数:

[0055] 1. 主动脉的方向是否沿着 x 方向或 y 方向延伸。

[0056] 2. 可以垂直于主动脉方向以图像点为单位粗略地估计主动脉的最小厚度:  $\text{TH}_{\text{动脉}}$ 。

[0057] 3. 此外还可以使用关于图像中主动脉的数量  $N_{\text{动脉}}$  的已有知识。

[0058] 4. 可以将图像中在主动脉方向  $L_{\text{动脉}}$  上以像素大小为单位的主动脉的大致长度作为已有知识来确定。

[0059] 如果主动脉方向沿着 y 轴,则使用以下算法来计算阈值参数。

[0060] 为动脉  $i_{\text{动脉}}$  分配存储空间,其中可以将  $W_y$  存储为整数,并且可以利用计算单元所能表示的最小整数值来初始化整数变量  $I_{\text{max}}$ 。

[0061] 对于图像窗口的每行 y,  $N_{\text{动脉}} \times \text{TH}_{\text{动脉}}$  个图像点具有最大强度。使用该值的最小值并将其存储在阵列  $i_{\text{动脉}}$  的以下位置上:

[0062]  $y - (y_w - (W_y/2)_{\text{int}})$  (7)

[0063] 在此  $\text{int}$  表示首先将括号中的值取整。然后将该值的最大值与  $I_{\text{max}}$  比较。当其大于  $I_{\text{max}}$  时,用被检查的行的最大值来替代  $I_{\text{max}}$  的值。

[0064] 在对图像窗口的所有行都进行了处理之后,将该阵列中的值按升序排列,从而使得  $i_{\text{动脉}}$  为:

[0065]  $i_{\text{动脉}}[y_1] \leq i_{\text{动脉}}[y_2]$ 。 (8)

[0066] 最后,设置

[0067]

$$\text{Thres}_{\text{low}} = i_{\text{动脉}}[W_y - L_{\text{动脉}}]$$

[0068]  $\text{Thres}_{\text{high}} = (\text{Thres}_{\text{low}} + I_{\text{max}})/2$ 。 (9)

[0069]  $\text{DIST}_{\text{min}} = \text{TH}_{\text{动脉}}$

[0070] 如果主动脉方向沿着 x 轴,则采用类似的处理过程,其中,用列下标 x 来替代行下标 y,用窗口大小  $W_x$  来替代窗口大小  $W_y$ 。此外在第二步骤中对该图像窗口逐列地进行处理。

[0071] 对于在步骤 43 中实施的对概貌图像的遮掩,必须定义图像窗口。该窗口可以由操作人员在层定位的过程中图形地定义。优选自动地定义图像窗口。这样的血管造影测量通常利用图像的冠状定向和大的视野在四肢中进行。在图像的头-脚方向的边缘由于在该区域中的  $B_0$  场非均匀性通常造成较大的磁场畸变。该区域会干扰用于对像素分类的分割算法,因此这些干扰图像点应位于图像窗口之外。以下对图像窗口的简单的自动确定一般能够满足这一要求:

[0072]

$$W_x = \begin{cases} \frac{N_x}{2} & \text{当列方向沿着磁铁的z轴时} \\ N_x & \text{否则} \end{cases}$$

[0073] 以及

$$W_y = \begin{cases} \frac{N_y}{2} & \text{当行方向沿着磁铁的z轴时} \\ N_y & \text{否则} \end{cases} \quad (10)$$

[0075] 另一种可能性是使用血管过滤器将图像中特定方向和大小的类似于血管的结构加强。在现有技术中公知有不同的这类血管过滤器,在此可以采用这样的血管过滤器来改善血管分割。

[0076] 还有一个方面是选择参数主动脉方向  $TD_{\text{动脉}}$ 、 $N_{\text{动脉}}$  和  $L_{\text{动脉}}$ 。这些参数一方面可以通过操作人员来选择。但在其它实施方式中则自动地选择这些参数,在此操作人员当然可以覆盖掉这些选出的参数。在外围血管造影中主动脉方向大多为受检人员的脚-头方向。当读出梯度沿头-脚方向延伸时,主动脉方向在图像的列方向上延伸,当头-脚方向沿相位编码方向延伸时,则主动脉方向在行方向上延伸。最小动脉厚度例如可以设为 5mm。然后可以计算值  $TH_{\text{动脉}}$ ,为此,在垂直于主动脉方向的方向上将图像点的大小分为 5mm。如果受检人员的双腿如通常那样位于视野中,则可以将主动脉数  $N_{\text{动脉}}$  设为 2,即每个腿为 1。动脉的长度  $L_{\text{动脉}}$  可以设置为等于沿动脉的主方向的未被遮掩的窗口长度。当然还可以其它方式选择参数。所有这些信息都可以改善对差值图像中动脉的自动确定。

[0077] 在本发明的另一实施方式中,还可以缩短拍摄概貌图像的时间。所拍摄的可以覆盖一个心脏周期的概貌图像的数量大约为  $N = T_{RR} / \Delta TD$ 。当以每分钟 60 次心跳为基础时,典型的 RR 间隔的长度约为  $T_{RR} = 1000\text{ms}$ 。 $\Delta TD$  的典型值约为 50ms。在快速自旋回波成像序列中,仅可能在每第二或第三次心跳时进行测量以获得可接收的信号。由此拍摄概貌图像的总的持续时间为  $T = N_{\text{触发}} \times N \times T_{RR}$ ,在此考虑  $N_{\text{触发}}$ ,因为仅能在每两个 ( $N_{\text{触发}} = 2$ ) 或每三个 ( $N_{\text{触发}} = 3$ ) 心跳时采集图像数据。由此,在每分钟 60 次心跳下的拍摄持续时间和在每第二次心跳后的测量为:  $T = N_{\text{触发}} \times N \times T_{RR} = 2 \times 20 \times 1000\text{ms} = 40 \text{ 秒}$ 。

[0078] 现在可以通过心脏间隔的多步扫描方法来缩短该拍摄时间。在第一次迭代中提高间距  $\Delta TD$ ,从而可以在第一次迭代仅进行 RR 间隔的粗略扫描:

[0079]

$$\Delta TD^{\text{粗}} = 2^{N_{\text{迭代}}-1} \Delta TD^{\text{细}},$$

[0080]  $\Delta TD^{\text{细}}$  是确定时间分辨率的最后一次迭代的触发延迟改变,而  $N_{\text{迭代}}$  是所实施的迭代的数量。第一次迭代的结果是第一舒张触发延迟  $TD_{\text{Dia}}^{(0)}$  和第一收缩触发延迟  $TD_{\text{Sys}}^{(0)}$ 。在第二次和随后的每次迭代中延迟  $\Delta TD$  都相对于前一次减半。先前粗略确定的延迟现在可以在下一步骤中更准确地确定。为了更准确地确定舒张触发延迟,实施下述延迟时间:

[0081]

$$TD_1^{(i)} = \begin{cases} TD_{\text{Dia}}^{(i-1)} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} \leq TD_{\text{Dia}}^{(i-1)} \\ TD_{\text{Dia}}^{(i-1)} + T_{RR} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} > TD_{\text{Dia}}^{(i-1)} \end{cases} \quad (11)$$

[0082]

$$TD_2^{(i)} = TD_{\text{Dia}}^{(i-1)} + \Delta TD^{(i)} \quad (12)$$

[0083] 对于收缩触发延迟的延迟时间为：

[0084]

$$TD_3^{(i)} = \begin{cases} TD_{Sys}^{(i-1)} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} \leq TD_{Sys}^{(i-1)} \\ TD_{Sys}^{(i-1)} + T_{RR} - \Delta TD^{(i)} & \Delta TD^{(i)} > TD_{Sys}^{(i-1)} \end{cases} \quad (13)$$

[0085]

$$TD_4^{(i)} = TD_{Sys}^{(i-1)} + \Delta TD^{(i)} \quad \circ \quad (14)$$

[0086] 对由四个新的触发延迟计算的差值图像进行遮掩，计算出 8 个新的差值图像。然后可以对该 8 个另外的差值图像计算质量标准，在此可以将所计算出的标准与先前的迭代结果进行比较。然后将最大质量标准选作运行的迭代步骤的结果。最后的迭代步骤确定总的结果。在这样的两步方法中，例如在第一步骤中改变触发延迟  $\Delta TD = 100\text{ms}$ ，而在第二步骤中就找到的触发延迟实施四个其它测量，由此可以将总的拍摄时间例如降低到 28 秒，而在具有相同时间分辨率  $\Delta TD = 50\text{ms}$  的一步迭代方法中则需要大约 40 秒。

[0087] 在本申请中主要结合改变触发延迟以获得优化的触发延迟描述了本发明。但本发明不仅限于触发延迟的优化。利用本发明的方法还可以自动优化其它成像参数。例如还可以通过快速自旋回波序列的扰流 (Spoiler) 梯度或可以在序列中设置的附加梯度来控制序列的流体敏感性。这样，就可以利用本发明的方法自动找到这样的能够将动脉与静脉最好地分开的梯度的振幅。这些其它参数的优化可以单独进行，也可以与触发延迟的优化一起或先后进行。在先后进行优化时，可以在第一步骤中优化两个参数中的一个，而在第二步骤中优化另一个。

[0088] 综上所述，本发明使得可以简单的方式在非造影剂增强的血管造影中将静脉与动脉分开显示。可以省去在现有技术中在改变一个成像参数时对具有优化的动脉信号强度的成像参数的概貌图像的耗时而艰难的选择，因为成像参数是自动优化的。由此整体加速了测量过程，从而可以缩短受检人员在磁铁中的停留时间。此外，也不需要对操作人员的特殊培训。

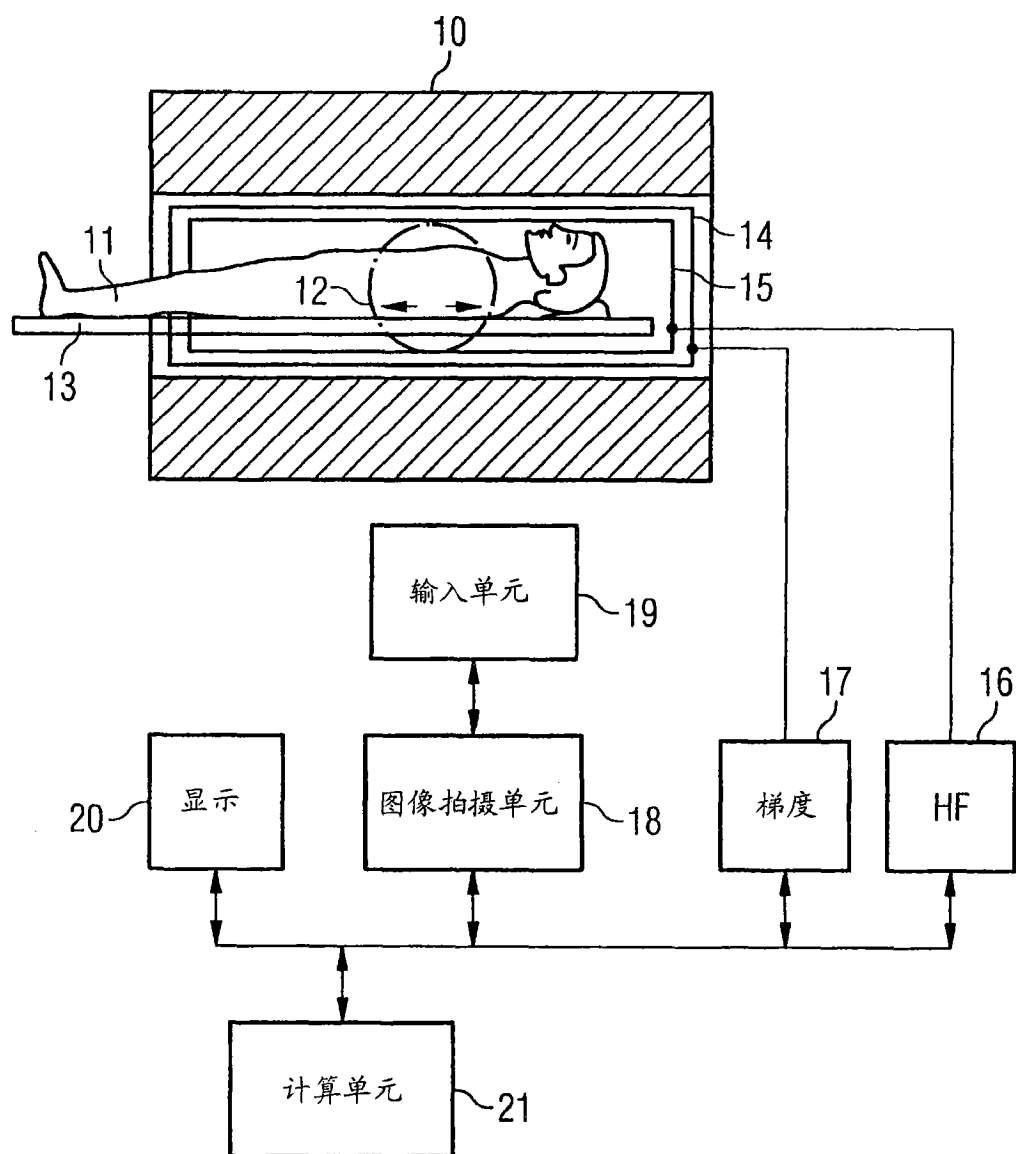


图 1

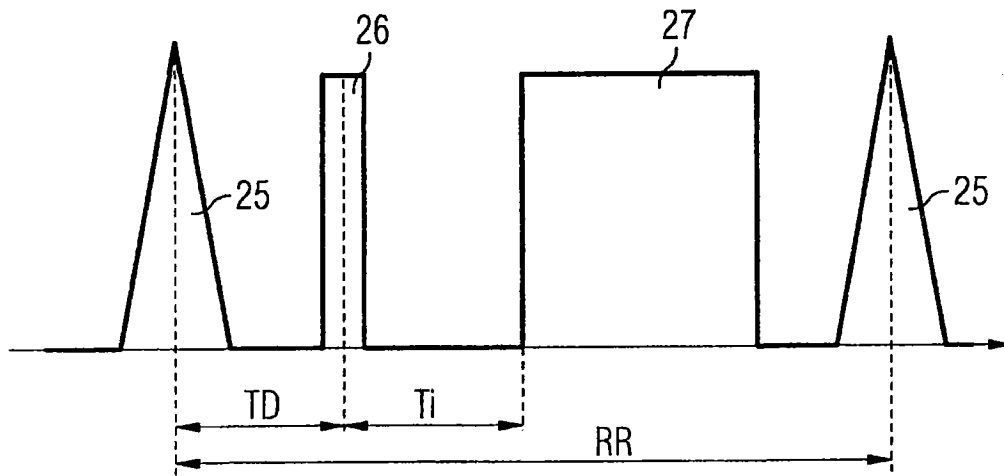


图 2

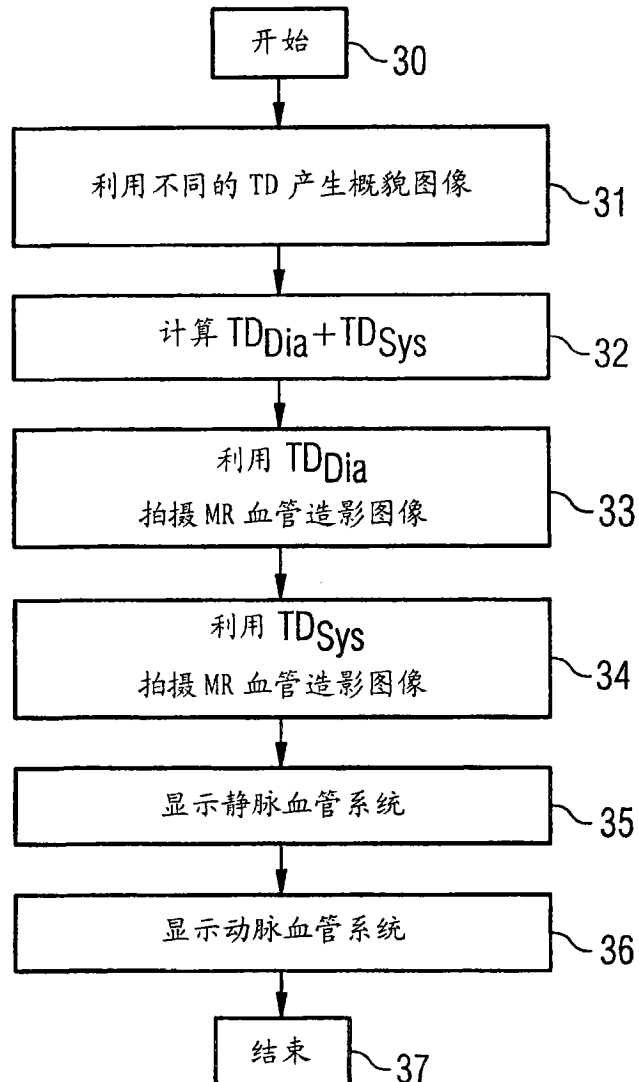


图 3

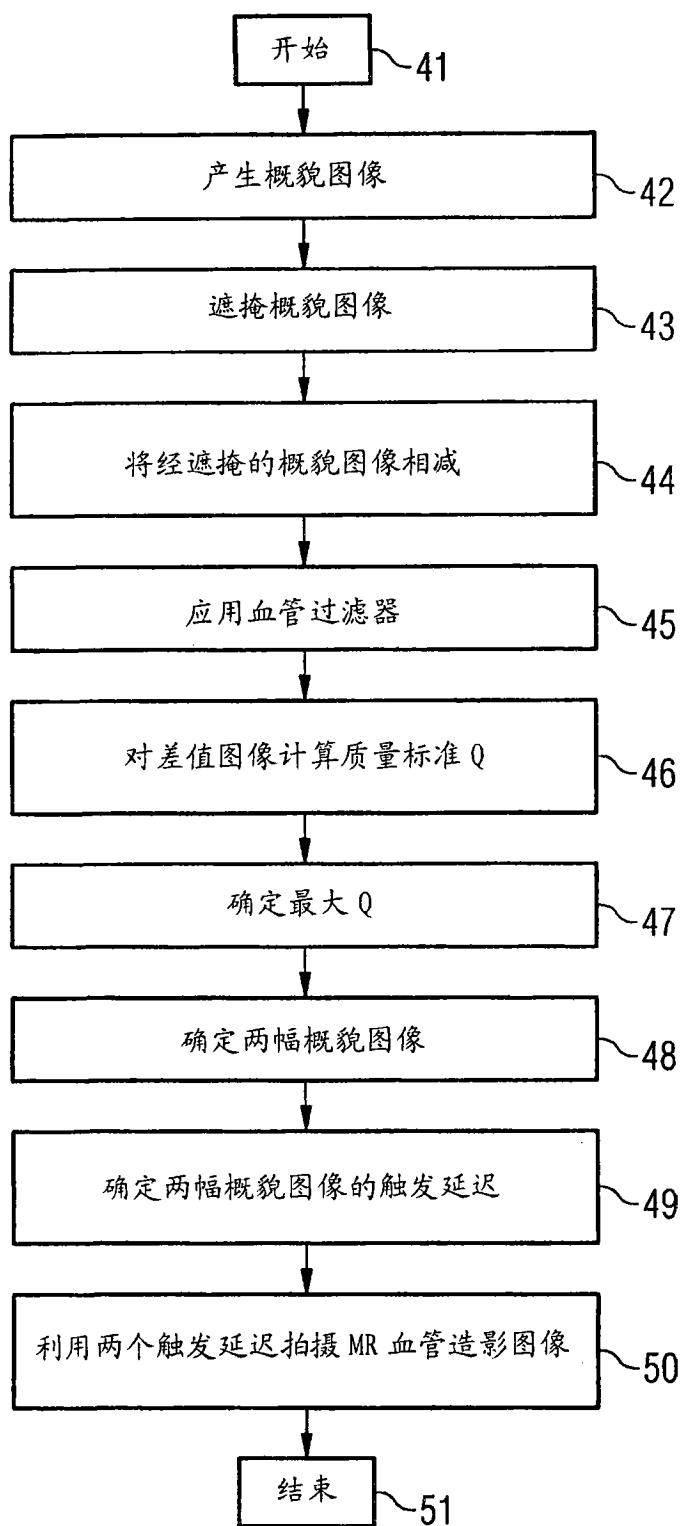


图 4