(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110558986 A
(43)申请公布日 2019.12.13

(21)申请号 201910796541.2

(22)申请日 2019.08.27

(71)申请人 苏州朗润医疗系统有限公司
地址 215123 江苏省苏州市工业园区新发路27号C栋3层

(72)发明人 李鹏宇 陈铭明 姚小曼

(74)专利代理机构 苏州科仁专利代理事务所（特殊普通合伙）32301
代理人 周斌 郭杨

(51)Int.Cl.
A61B 5/055(2006.01)
A61B 5/026(2006.01)

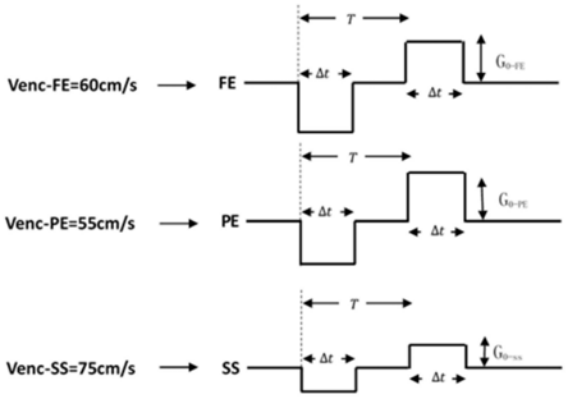
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54)发明名称

适用于磁共振成像的相位对比成像方法

(57)摘要

本发明涉及一种适用于磁共振成像的相位对比成像方法，其包括以下步骤：步骤一、在频率编码方向、相位编码方向和频率编码方向三个方向，均施加流速编码梯度。步骤二、采用减影方法，重建得到的三个方向的相位差值图，做SOS处理。步骤三、做MIP投影，显示血管图像。由此，数据处理较为简单，在保证三个方向施加的梯度均不超过系统最大限制的情况下，只需要分别计算三个方向的双极编码梯度大小，却可以使得各血管显示更清晰均匀、更连续，同时背景信号抑制得更彻底。



CN 110558986 A

1.一种适用于磁共振成像的相位对比成像方法，其特征在于包括以下步骤：

步骤一、在频率编码方向、相位编码方向和频率编码方向三个方向，均施加流速编码梯度；

步骤二、采用减影方法，重建得到的三个方向的相位差值图，做SOS处理；

步骤三、做MIP投影，显示血管图像。

2.根据权利要求1所述的适用于磁共振成像的相位对比成像方法，其特征在于：所述流速编码梯度为对三个方向默认施加完全相同的双极梯度，即采用FE、PE和SS依次分别代表频率编码方向、相位编码方向和层面选择方向，

设三个方向的Venc值均手动设为10-100cm/s区间内的一个值，需依次在三个方向分别施加双极速度编码梯度，则三个方向均使用相同的双极梯度幅值G0，持续时间Δt以及施加时间差T值以及回波时间TE，所述Δt在T=0的情况下，取值范围为3-10ms，TE取值范围为10-17ms。

3.根据权利要求2所述的适用于磁共振成像的相位对比成像方法，其特征在于：所述Venc值，根据频率编码方向、相位编码方向和层面选择方向，表示为Venc-FE、Venc-PE和Venc-SS，设Venc-SS=75cm/s，Venc-FE=60cm/s，Venc-PE=55cm/s，

通过设置的Venc-FE，Venc-PE和Venc-SS值以及已知的持续时间Δt以及施加时间差T值，根据公式$\pi = \gamma AT * Venc$，分别对应计算三个方向的双极梯度的幅值，获得G_{0-FE}，G_{0-PE}和G_{0-SS}。

4.根据权利要求1所述的适用于磁共振成像的相位对比成像方法，其特征在于：所述步骤二中，采用phase-difference或是complex-difference方法进行减影，

所述phase-difference方法是，在图像域，对三个方向依次施加双极流速编码梯度后得到图像的相位，分别逐体素减去参考像图像的相位，得到三个方向的相位差值图，这个相位差值是正比于流速的，关系如公式$\Delta\emptyset = \frac{v}{venc}\pi$所示，将三个方向的相位对比图像，做平方求和开根号即SOS方式，则这时显示的图像反映任何方向的血流速度；

所述Complex-difference方法是，在图像域，对三个方向依次施加双极流速编码梯度后，得到的复数图像与参考像，直接进行逐体素复数相减，然后再取模值，得到三个方向的相位对比图像，做SOS方式，得到反映任何方向血流速度的相位对比图。

适用于磁共振成像的相位对比成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种成像方法，尤其涉及一种适用于磁共振成像的相位对比成像方法。

背景技术

[0002] 磁共振成像(Magnetic resonance imaging,MRI)通常都使用幅值图像，而相位信息被丢弃不用。相位对比(Phase Contrast,PC)成像不然，它通过添加流速编码梯度，利用流动所致的宏观横向磁化矢量的相位变化来抑制背景、突出血管信号。同时，它弥补了TOF成像受血流速度限制的缺陷，对慢血流有很好的呈现，适用于静脉的检查；背景组织抑制好，有利于小血管、血管狭窄和动脉瘤的显示。

[0003] 所使用的流速编码梯度即双极梯度，如图1所示，为大小相等，持续时间相同，但方向相反的两个梯度场，通常使用的梯度都呈梯形，这里用矩形来简化示意。横轴为时间轴，纵轴为梯度幅值，G0-双极梯度幅值，Δt-梯度施加持续时间，T-双极梯度施加的时间差，A-单级梯度面积(对于图中的矩形梯度来说，A=G0*Δt)。

[0004] 如图2所示，横轴为时间轴，纵轴代表在图1的双极梯度下质子的相位累积大小，双极梯度场对静止组织的质子群的作用刚好可以完全抵消，第一个梯度场造成的横向磁化矢量的相位变化被第二个梯度场完全纠正，因此TE时刻静止组织的横向磁化矢量相位变化为零，如实线所示，双极梯度施加完成后，两个位置x1处和x2处的质子的相位累积为零；然而，双极梯度场对流动质子群会造成相位的积累，由于流动质子群在两次施加梯度场时位置发生了变化，从x1位置变到x2位置，不可能经历两次强度和持续时间相同但方向相反的梯度场，第一个梯度场造成的横向磁化矢量的相位变化不可能被第二个梯度场完全纠正，因此TE时刻流动质子群的横向磁化矢量的相位变化得到保留，流动质子群与静止组织之间存在的相位差别即形成相位对比，根据x1和x2处质子相位累积斜坡线条的斜率可知，x1处所受的梯度大小值小于x2处的梯度大小值，由于运动，在x1处的质子在T时间后移动到x2处，因此此时，在第二个梯度的作用下，该质子在x2处的相位累积线条如虚线所示，双极梯度施加完成后，相位累积不为零。

[0005] 图3为典型的PC序列图，RF轴代表脉冲施加轴，SS为层面选择方向，PE为相位编码方向，箭头指向为相位编码梯度值大小变化方向，前面的相位编码梯度由正值变小，后面的相位编码梯度值由负值变大，FE为频率编码方向，signal为信号轴，实线为未加双极速度编码梯度的序列图，虚线代表施加了双极速度编码梯度。同时，为缩短时间，双极梯度与其他梯度进行了整合。在射频脉冲激发后，在层面选择梯度和读出梯度之间施加该双极梯度场，通常在同一时间仅在一个方向施加该梯度，若要得到任意方向相位对比图，则在三个方向依次施加该双极梯度。

[0006] 流动质子群在施加双极梯度场期间积聚的相位变化与其流速有关，流速越快，相位变化越明显，流动质子群在双极梯度场下积累的相位与速度的关系由公式(1)给出，γ为磁旋比，同图1，A为单极梯度场的面积，即时间内对梯度G0的积分，对于简化的矩形梯度来

说，A=G0*Δt，T为双极梯度场施加的时间差，v为血流速度，通过获得的相位差异Ø来显示血管影像，即得到PC-MRA图像。

[0007] PC-MRA能够反映的最大相位变化是180°，如果相位超过180°将被误认为是相位的反向变化，从而造成反向血流的假象，因此我们需要设置流速编码(velocity encoding，Venc)，在双极梯度的施加下，该速度对应的累积的相位变化为180°，通过设置了Venc值，计算需要施加的双极梯度幅值G0、持续时间Δt以及施加时间差T值。对于流速较快的血流我们选择较大的速度编码值，如Venc为80-200cm/s，以防止出现血流速度大于Venc值后，血管信号会出现反向黑色低信号；对于中等速度的血流Venc为40-80cm/s；而对于慢速的血流Venc常选择较小的值，约10cm/s，如果对慢血流选择了高Venc值，则血液流动引起的相位累积不够大，不足以清晰的显示血管信号，则使得血管与背景组织区分不明显。因此，对于不同流速的血流选择合适的Venc值，在最终的显示上，才能使得血管与背景组织有更明显的区分和对比度，即PC-MRA成像效果更好。

发明内容

[0008] 本发明的目的就是为了解决现有技术中存在的上述问题，提供一种适用于磁共振成像的相位对比成像方法。

[0009] 本发明的技术方案是：一种适用于磁共振成像的相位对比成像方法，其包括以下步骤：步骤一、在频率编码方向、相位编码方向和频率编码方向三个方向，均施加流速编码梯度；步骤二、采用减影方法，重建得到的三个方向的相位差值图，做SOS处理；步骤三、做MIP投影，显示血管图像。

[0010] 上述的适用于磁共振成像的相位对比成像方法，其中：所述流速编码梯度为对三个方向默认施加完全相同的双极梯度，即采用FE、PE和SS依次分别代表频率编码方向、相位编码方向和层面选择方向。设三个方向的Venc值均手动设为10-100cm/s区间内的一个值，需依次在三个方向分别施加双极速度编码梯度，则三个方向均使用相同的双极梯度幅值G0，持续时间Δt以及施加时间差T值以及回波时间TE，所述Δt在T=0的情况下，取值范围为3-10ms，TE取值范围为10-17ms。

[0011] 进一步地，上述的适用于磁共振成像的相位对比成像方法，其中：所述Venc值，根据频率编码方向、相位编码方向和层面选择方向，表示为Venc-FE、Venc-PE和Venc-SS，设Venc-SS=75cm/s，Venc-FE=60cm/s，Venc-PE=55cm/s。通过设置的Venc-FE，Venc-PE和Venc-SS值以及已知的持续时间Δt以及施加时间差T值，根据公式$\pi = \gamma AT * Venc$，分别对应计算三个方向的双极梯度的幅值，获得$G_{0\text{-}FE}$，$G_{0\text{-}PE}$和$G_{0\text{-}SS}$。

[0012] 再进一步地，上述的适用于磁共振成像的相位对比成像方法，其中：所述步骤二中，采用phase-difference或是complex-difference方法进行减影。所述phase-difference方法是，在图像域，对三个方向依次施加双极流速编码梯度后得到图像的相位，分别逐体素减去参考像图像的相位，得到三个方向的相位差值图，这个相位差值是正比于流速的，关系如公式$\Delta\emptyset = \frac{v}{Venc}\pi$所示，将三个方向的相位对比图像，做平方求和开根号即SOS方式，则这时显示的图像反映任何方向的血流速度。所述Complex-difference方法是，在图像域，对三个方向依次施加双极流速编码梯度后，得到的复数图像与参考像，直接进行

逐体素复数相减，然后再取模值，得到三个方向的相位对比图像，做SOS方式，得到反映任何方向血流速度的相位对比图。

[0013] 本发明技术方案的优点主要体现在：数据处理较为简单，在保证三个方向施加的梯度均不超过系统最大限制的情况下，只是需要分别计算三个方向的双极编码梯度大小，却可以使得各血管显示更清晰均匀、更连续，同时背景信号抑制得更彻底。

附图说明

[0014] 图1是双极梯度场示意图。

[0015] 图2是相位累积示意图。

[0016] 图3是典型的PC序列图。

[0017] 图4是Venc值为75cm/s与双极梯度关系图。

[0018] 图5是Venc值分别为Venc-FE=60cm/s、Venc-PE=55cm/s、Venc-SS=75cm/s与双极梯度关系图。

[0019] 图6是Venc=75cm/s的颅脑矢状位血管图。

[0020] 图7是Venc-FE=60cm/s，Venc-PE=55cm/s，Venc-SS=75cm/s的颅脑矢状位血管图。

[0021] 图8是Venc-FE=50cm/s，Venc-PE=40cm/s，Venc-SS=75cm/s的颅脑矢状位血管图。

具体实施方式

[0022] 如图1～7所示的适用于磁共振成像的相位对比成像方法，其与众不同在于包括以下步骤：

步骤一、在频率编码方向、相位编码方向和频率编码方向三个方向，均施加流速编码梯度。具体来说，流速编码梯度为对三个方向默认施加完全相同的双极梯度，即采用FE、PE和SS依次分别代表频率编码方向、相位编码方向和层面选择方向。在此期间，三个方向的Venc值均手动设为相同的值，取值范围一般在10-100cm/s内(因为目前常规的PC动脉血管成像一般会选择Venc值=75cm/s，PC静脉血管成像一般会选择Venc值=10cm/s)。

[0023] 结合实际实施来看，Venc值需要根据血流的实际速度进行设定，选择了合适的Venc值，才可以使得PC-MRA的成像效果更好，血管与背景组织对比更明显，更有利于小血管、血管狭窄及动脉瘤等的显现。同时，由于垂直于双极速度编码方向的血流是不能积累相位的。为此，各厂家的PC序列界面设置中，均只给出一个Venc值设定，即默认给三个方向施加完全相同的双极梯度，如图4所示。之后，需依次在三个方向分别施加双极速度编码梯度，且三个方向均使用相同的双极梯度幅值G0，持续时间Δt以及施加时间差T值以及回波时间TE。Δt在T=0的情况下，取值范围为3-10ms，TE取值范围为10-17ms。

[0024] 在实施的时候，人体如头部，主要血流方向沿头脚方向，因此该方向Venc值可以适当大，然而左右方向和前后方向血流速度相对较慢，如设置同样的Venc值：若Venc值较大，则血流速度慢的方向血液积累相位不够大，造成血管与背景组织对比不明显。在做SOS处理后，左右方向和前后方向相位差值图中带有的部分程度的背景组织的信息也被加入最终的图像中，势必会影响整个头部血管的显示效果。若Venc值较小，则血流速度快的方向血液积累相位远远超出180°，有可能会出现反向血流的假象，血管拐弯处，血流速度很快，有可能还会造成血管显示不连续的情况。

[0025] 为此，如图5所示，本发明采用的Venc值，可根据频率编码方向、相位编码方向和层面选择方向，表示为Venc-FE、Venc-PE和Venc-SS。比如SS方向为头脚方向，该方向血流速度甚至可以达到100cm/s。可以设Venc-SS=75cm/s，其他两个方向(前后方向和左右方向)的血流速度较小，可以设置Venc-FE=60cm/s，Venc-PE=55cm/s。在实际扫描中，可以根据实际情况，对三个方向分别设置不同的Venc值，进而施加不同的双极速度编码梯度，以最大程度的使得三个方向的血管-背景组织对比最强。

[0026] 通过设置的Venc-FE，Venc-PE和Venc-SS值以及已知的持续时间Δt以及施加时间差T值，根据公式$\pi = \gamma AT * Venc$，分别对应计算三个方向的双极梯度的幅值，获得G_{0-FE}，G_{0-PE}和G_{0-SS}。

[0027] 步骤二、采用减影方法，重建得到的三个方向的相位差值图，做SOS处理。可采用phase-difference或是complex-difference方法进行减影，以此来去除背景组织信号，突出血管信号，便于呈现清晰的图像。

[0028] 具体来说，phase-difference方法，是在图像域，对三个方向依次施加双极流速编码梯度后得到图像的相位，分别逐体素减去参考像图像的相位，得到三个方向的相位差值图。这个相位差值是正比于流速的，关系如公式$\Delta\emptyset = \frac{v}{Venc}\pi$所示。之后，将三个方向的相位对比图像，做平方求和开根号即SOS方式，则这时显示的图像反映任何方向的血流速度。

[0029] Complex-difference方法是在图像域，对三个方向依次施加双极流速编码梯度后，得到的复数图像与参考像，直接进行逐体素复数相减，然后再取模值，得到三个方向的相位对比图像。最后，做SOS方式，得到反映任何方向血流速度的相位对比图。

[0030] 步骤三、做MIP投影，显示血管图像。

[0031] 结合本发明的实际使用情况来看，由于血流速度慢的方向需要设置更低的Venc值，在梯度时间不变的情况下，需要使用幅度更大的梯度值，若设置Venc=10cm/s，TE在10ms左右的情况下，双极梯度的幅值可以达到近40mT/m，这对系统的硬件是一大考验。

[0032] 同时，不能过多的拉长双极梯度之间的延迟时间，也不能过多延长施加持续时间来缓解系统梯度的压力。只有保证有较短的TE的情况下，我们最终的图像才能有较高的信噪比。

[0033] 因此，在无法兼得的情况下，在两者之间要进行权衡，既尽量缩短TE保证了有较高的信噪比，又要尽量使用梯度放大器允许的不超过其限制的梯度最大值。

[0034] 再结合实际实施来看，如图6至8所示，三个血管图像均由PC2D序列采集一个NEX所得，图6为三个方向施加相同速度编码(Venc=75cm/s)的颅脑矢状位血管图，可以看出上下血管流速较快的血管显示较明显。

[0035] 图7为三个方向施加不同速度编码(Venc-FE=60cm/s，Venc-PE=55cm/s，Venc-SS=75cm/s)的颅脑矢状位血管图，可见前后以及左右流速相对较慢的血管较图6有较多显现。

[0036] 图8为三个方向施加不同速度编码(Venc-FE=50cm/s，Venc-PE=40cm/s，Venc-SS=75cm/s)的颅脑矢状位血管图，可见颅脑内血管的显示强度更加均匀，血管更加连续。

[0037] 通过上述的文字表述可以看出，采用本发明后，数据处理较为简单，在保证三个方向施加的梯度均不超过系统最大限制的情况下，只是需要分别计算三个方向的双极编码梯度大小，却可以使得各血管显示更清晰均匀、更连续，同时背景信号抑制得更彻底。

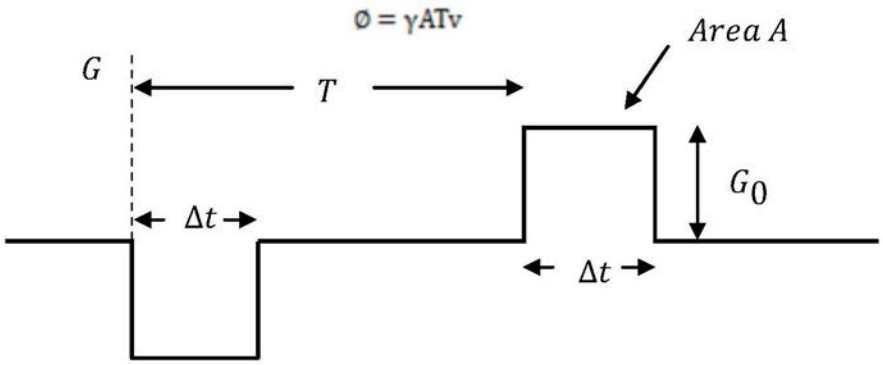

Ø = γATv
Area A
G
T
Δt
G_0
Δt

图1


Ø
Net phase accumulation
x_1
Zero phase accumulation
x_2

图2

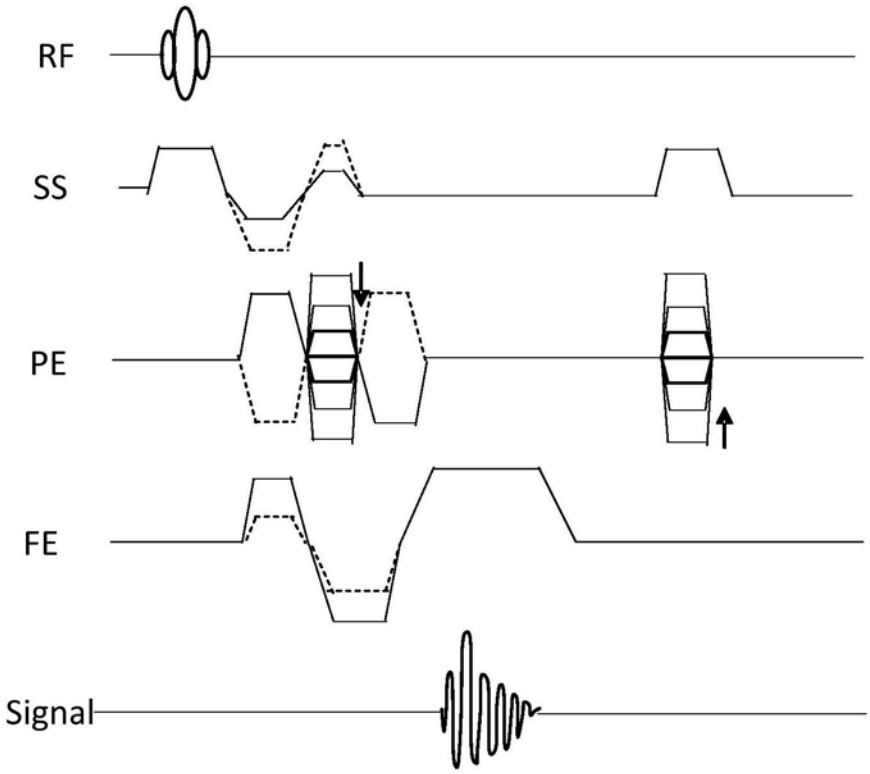

RF
SS
PE
FE
Signal

图3

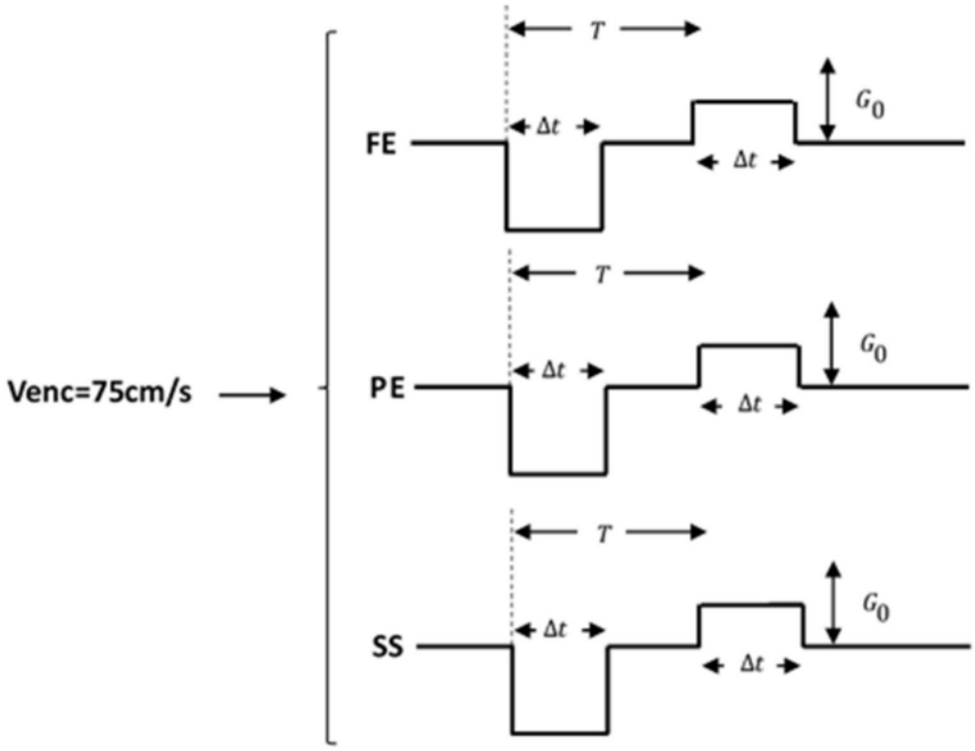

Venc=75cm/s
FE
PE
SS
T
Δt
G_0

图4

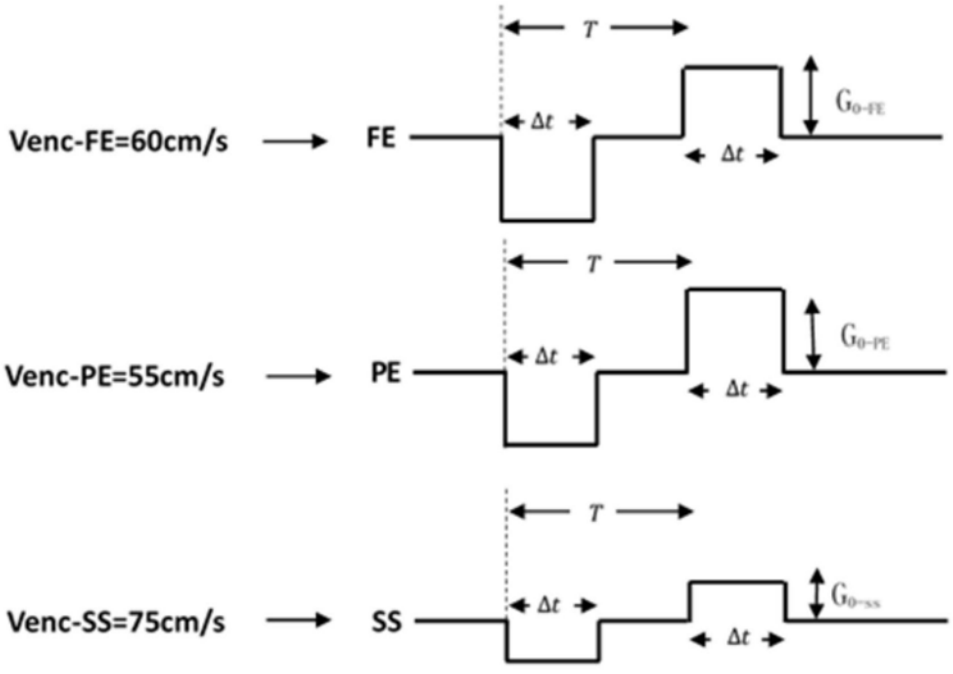

Venc-FE=60cm/s
Venc-PE=55cm/s
Venc-SS=75cm/s
FE
PE
SS
T
Δt
G_{0-FE}
G_{0-PE}
G_{0-ss}

图5

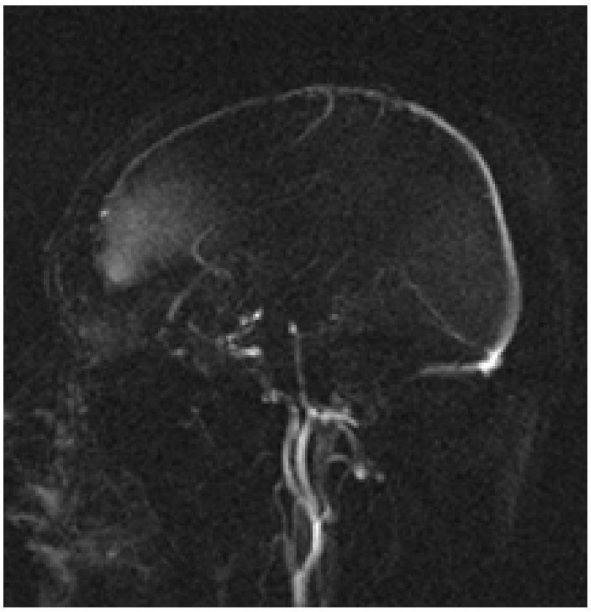


图6

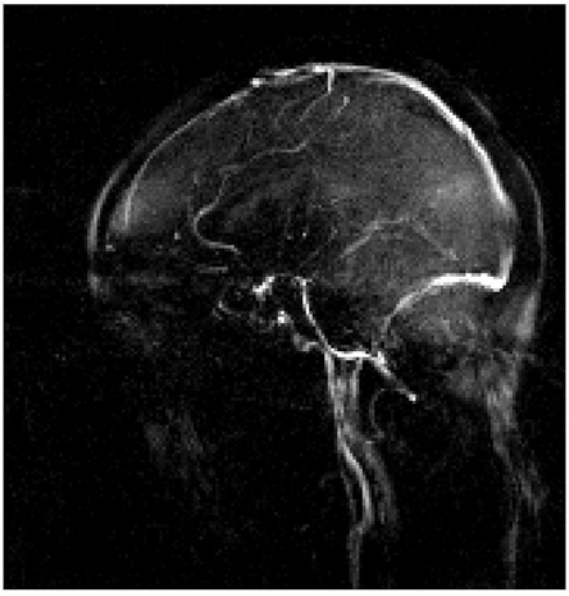


图7

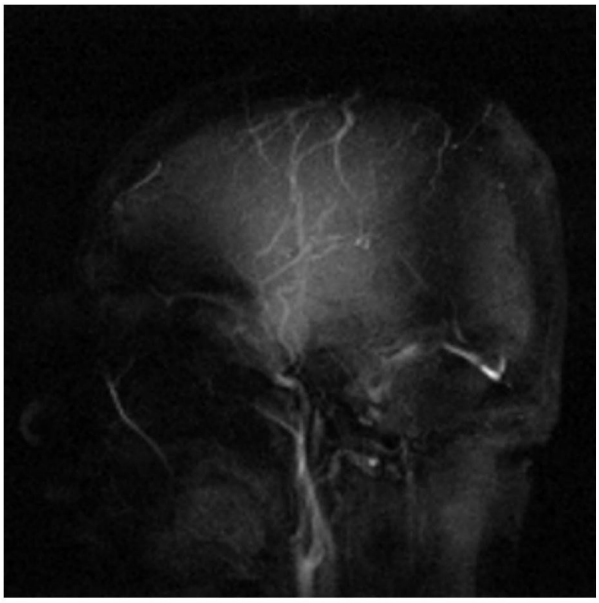


图8