

介入性磁共振器械的研究

刘于宝 综述 胡道予, 夏黎明, 王承缘 审核

【中图分类号】R445.2; R815 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2003)08-0611-03

介入性磁共振成像(interventional magnetic resonance imaging, IMRI)指在磁共振成像技术引导下的介入操作,是融介入诊断、治疗及 MRI 技术于一体的一项新技术。IMRI 具有多方位成像、组织对比分辨率高、无电离辐射、不用对比剂即可显示血液流动等特点,在穿刺活检、肿瘤消融术、血管介入等各方面都有着广阔的前景。随着开放式磁场的不断改进,各种超高速扫描序列的开发,从而使 IMRI 的研究成为当今介入医学中的一大热点。很明显,开发和研制适合磁环境下使用的穿刺针、导管、导丝、支架等器械是 IMRI 技术的关键要素之一,但目前尚处于发展初期。本文就近年来有关 IMRI 介入器材及其临床应用技术方面的研究综述如下。

IMRI 器械应具备的条件

根据相对磁导率和磁化特性,介入性磁共振器械的材料可分为 3 种类型:抗磁性材料、顺磁性材料、铁磁性材料。由于铁磁性物质受磁体的强烈吸引,一般不考虑用于制作介入器械。为了显示介入器械,只有考虑使用顺磁性和抗磁性材料,这两类材料的相对磁导率都接近于 1^[1]。用于 IMRI 的介入器械必须具有磁共振兼容性(MR compatible)的特点。所谓磁共振兼容性包括 2 层含义:①此器械用于磁场环境下不会因电磁感应产生过多的热量,以致对患者造成损害;②此器械不会影响 MR 图像的质量。IMRI 的介入器械制成材料包括金属钛、镍铝合金以及各种塑料、陶瓷、碳素、生物材料等。目前认为钛金属器械最为理想,但成本较高。用于介入性磁共振的器械大致有穿刺针、导丝、导管和支架、扩张器等。

IMRI 器械成像的原理

MR 引导下介入器械显示的技术有:被动显示(passive visualization)、主动显示(active visualization)、基于磁场不均匀性的器械显示等。

器械的被动显示是指经一般成像即可显示介入器械的技术,通过与器械相关的信号缺失、磁敏感性伪影或人为获得的磁敏感性不均匀性,在 MR 图像上被动显示介入器械,不需额外的硬件或后处理。在 MR 检查中,介入器械被动显示的技术有 3 类:①依靠器械本身置换水成分而产生的信号缺失;②利用各种器械材料和人体组织之间磁化率差异所形成的伪影;③通过用对比剂增强器械的信号强度,以形成其与组织间的对比。

信号缺失:MR 信号由人体内来源于水分子的氢质子产生,固体状态下分子的横向磁化聚集时间短,当实质性材料构成的介入器械导入体内后,将取代一定的组织、血液或其它信号源,通过器械产生的信号缺失与周围组织之间的对比,可以观察到 MR 图像中的介入器械^[2]。如果器械材料的磁化率与人体组织不同,则器械周围将会产生额外的伪影。

磁敏感性伪影:磁敏感性伪影是由于磁化率不同所致。磁化率不同可导致静磁场(B_0)局部的不均匀性,进而导致几何学失真^[3]及体素内去相位。磁敏感性伪影可用于穿刺针、导管、导丝成像等方面^[4]。

对比剂增强器械:通过对比剂增强器械的信号强度,以形成其与组织间的对比,如在球囊导管内充满对比剂 Gd-DTPA,通过对比剂的高信号可以清楚显示球囊的位置。

器械的主动显示及基于磁场不均匀性的器械显示:主要用于导管和导丝的显示。主动显示就是将一个接收线圈装在导管或导丝的尖端,从而可有效分辨出导管或导丝的空间位置。主动示踪的主要优点是它的高时间分辨力和可以利用 3D 坐标系指导扫描层面的选择。但小的接收线圈可降低器械的机械性能;扫描机中使用的导电材料能诱导电流产生和使射频线圈温度升高。基于磁场不均匀性的器械显示是在导管内装入一个线圈,当小的电流通过线圈时,在导管周围产生一个电磁场叠加在 MR 机磁场上,造成局部磁场的均匀,导致体素内去相位,使导管产生信号缺失。

穿刺针成像原理及相关技术

穿刺针不能直接显影,而是通过它们产生的局部磁敏感伪影显示在 MR 图像上,为了有效利用磁敏感性伪影,必须了解在不同条件下伪影的大小和形态发生如何改变。影响磁敏感性伪影的因素主要有:磁化率、穿刺针的大小、相对于 B_0 的方向、主磁场(B_0)大小、回波时间、穿刺针方位与相位及频率编码轴的关系、频率编码方向、梯度振幅、接受器的带宽和视野、合金的组成等。

磁化率:当物体与周围环境介质间磁化率差异增加时,伪影的严重程度也随之增加。

穿刺针的大小(规格):穿刺针直径越大,则其周围的相对失真越小,即器械伪影的直径将随器械直径的增大而减小^[5,6]。

相对于主磁场(B_0)的方向:在场强一定的情况下,穿刺针相对主磁场 B_0 的角度是影响伪影大小的主要因素。角度越大,产生的伪影也越大。平行于 B_0 方向的穿刺针周围不会产生伪影,此时引起的磁场变化局限于穿刺针内部,外部的自旋质子不受影响;而垂直于 B_0 方向的穿刺针周围的伪影最明显,此时磁场的紊乱就会扩展到穿刺针外,从而影响产生信号的体

作者单位:430030 武汉,华中科技大学同济医学院附属同济医院放射科
作者简介:刘于宝(1974~),男,湖北荆门人,住院医师,硕士,主要从事腹部疾病影像诊断及介入治疗研究工作。

素内自旋质子^[5]。至于穿刺针走行方向介于上述两者之间时,图像失真的程度可通过计算得出。

主磁场(B_0)场强的大小:静磁场(外加磁场)的场强越高,产生伪影越严重。对于任何给定角度的穿刺针,一般 1.5 T 比 0.2 T 产生的伪影要大^[5,7]。

成像序列:梯度回波 (gradient echo, GE) 产生的伪影要明显大于自旋回波 (spin echo, SE) 或快速自旋回波 (fast spin echo, FSE) 序列产生的伪影。FSE、SE 所产生的伪影直径彼此间没有显著性差异^[8]。

回波时间:对于梯度回波序列,随着回波时间的增加,体素内去相位的时间也相应增加,从而导致更多的信号丢失,伪影的直径明显增加。自旋回波的伪影则与 TE 时间无关,因体素的去相位在自旋回波中并不起主要作用^[8]。

穿刺针方位与相位及频率编码轴的关系:如果为了取得与穿刺针的方向一致,交换相位和频率编码轴,在 0.2 T 或 1.5 T 场强、穿刺针方位为 90° 时,应用 SE 和 FSE,伪影直径缩小。场强及序列相同,穿刺针方位为 0° 并变换相位和频率编码轴,对伪影直径或穿刺针的可见性没有影响。而在梯度回波序列,无论是在 0° 或 90° ,变换相位和频率编码轴对伪影直径或可见性均没有影响^[8]。

频率编码方向:几何学失真出现在频率编码方向上。垂直于 B_0 方向的穿刺针,伪影的形态和严重程度可因频率编码方向平行于或垂直于穿刺针轴向而发生很大变化^[8,9]。

梯度振幅:层面选择和层面内的几何学失真可通过增加梯度场强而减小。

接受器的带宽和视野:改变接受器的带宽或视野也能影响磁敏感性伪影。增加带宽或减小视野可减小伪影。

合金的成分:铁磁性 CT、DSA 穿刺针不能用于 MRI,因为穿刺针与周围组织之间磁化率的巨大差异能造成场强的不均匀性,从而引起强烈的几何学失真和信号强度的失真。非铁磁性合金可解决上述问题;不同成分以及相同成分按不同比例组成的穿刺针产生的伪影不同^[5]。

穿刺针针尖的几何学特征:将穿刺针针尖切割成不同的斜面: 0° 、 15° 、 30° 、 45° 、 60° 、 90° ,经各种序列成像,多次测量伪影的宽度,结果表明各种角度的针尖产生的伪影没有明显区别^[5]。

穿刺针长度:伪影的长度与穿刺针的长度成正比,不同长度穿刺针产生的伪影宽度相等^[5]。

其中穿刺针相对于主磁场 B_0 的角度和选用的序列类型是影响 MRI 穿刺针显示的两个最重要的因素。1.5 T 扫描机主磁场方向为水平方向,穿刺时由于穿刺方向大部分是沿着横断面方向,因此进针方向和 B_0 方向的成角往往较大,甚至接近 90° ,从而不可避免的产生较大的伪影,为了避免上述过大的伪影,应采用 SE 或 FSE 序列,但对于 FSE T₁WI,由于短 TR 技术获得的有效层面太少而未广泛使用。在应用 FSE、SE 序列成像时,通过相位和频率编码梯度的变换,使读出梯度场方向与进针方向平行或接近平行,可进一步减少穿刺针的伪影^[10]。

低场强 MR 机 B_0 方向为前后(垂直)方向,因此穿刺针在所有相对于 B_0 方向的角度都可以进针。通常当不得不以 0° 进

针时,利用梯度回波 (GE) 序列可增加穿刺针显示的清晰度。GE 由于缺少 180° 重聚焦脉冲,对由穿刺针周围局部磁场不均匀引起的自旋质子去相位更敏感,因此 GE 产生的伪影比 SE、FSE 大。

当适当选择脉冲序列和回波时间以抵消进针角度影响时,采用 $0^\circ \sim 90^\circ$ 进针角度,均可获得适宜大小的伪影。一般说来,进针角度在 $10^\circ \sim 60^\circ$,用 GE 序列; $40^\circ \sim 90^\circ$ 时,则选用 SE 和 FSE。在低场强下,GE 可在屏气下完成成像,应用 GE 比 SE 和 FSE 更有意义。

导管、导丝成像原理及相关技术

目前主要用于解决导管和导丝在磁场中可视性 (visualization) 问题的技术有:主动的可视性技术、被动的可视性技术及局部诱导的场强不均匀性技术等。对于这些可视性技术的优劣尚未定论。目前较常用也较为成熟的是前者,即利用导管和导丝头端的微型线圈在通电状态下于磁场中产生信号丢失,从而显示导管或导丝的位置。试验表明导管的可视性较好,但导丝及微导管则因其信噪比较低而导致可视性稍差,并且还存在着是否会有电流损害及由于导电缆导管操作不便等问题;被动的可视性技术则利用在导丝、导管壁中加入的顺磁性物质(如氧化镱)使 T₂ 值大大缩短,导致信号减低,从而达到可视的目的^[11,12]。此方法不会产生电流对组织造成损伤,也无操作不便等缺点,并且可以显示整个导管,而不仅仅是导管或导丝的头端,但显示效果较差,尤其是在配合使用导管、导丝技术时,无法分清导管和导丝。目前此方法应用报道虽然较少,但可能代表了今后的发展方向之一。

导管成像序列:显示导管的方法有直接成像 (direct imaging) 和运用叠加方法的减影技术,两种方法都可以利用伪彩技术来标出导管的位置。直接成像的优点是任何能良好显示血管的序列都可用于导管成像,MR 扫描机和导管之间不需要额外的连接。减影成像的原理是获得两幅图像,一幅是通电的,另一幅是关闭电流的。两幅图像相减是只有导管及其局部磁场显示的图像即减影成像^[11,12]。

IMRI 器械的发热问题

当应用磁场梯度脉冲时,梯度系统会产生空间依赖性的、变化的电磁场;尽管至今未发现梯度脉冲能导致病人身体的明显发热,但已证明梯度高速切换可使周围神经受到刺激。

RF 诱导发热:在发射 RF 过程中诱导电流的产生,因此在线圈周围或连接线圈与 MR 机的同轴电缆周围的局部组织就会发热。MR 扫描时,常用的局部组织发热限度标准是“对于任何组织,发热均不能超过 8W/kg”。目前虽然已对 MR 扫描时人体内热沉积有较深的了解,但对介入器械内或其周围的产热却知之较少。已有试验表明,在某些情况下 MR 扫描机的 RF 脉冲可以诱导介入器械的头端产生强电场,进而引起周围组织的发热^[13]。

场强对 RF 发热的作用:较低场强设备在同等条件下有几个因素可以使产热大大减少,第 1 个因素是用于 MR 成像的

RF 脉冲功率与磁场强度的平方成正比,因此 0.5T 场强下成像过程产生的热量是 1.5T 的 1/9。第 2 个因素是 RF 的波长,如 0.5T 场强时 RF 波长是 1.5T 场强时的 3 倍。

目前在实验中观察到的发热并非是器械的主动 MR 显示的结果,而是在长导体存在的情况下应用 MR 脉冲的结果。长导体可以是导丝、EKG 导线或内镜。从目前已报道的实验来看,RF 诱导的介入器械发热问题只局限于高场强设备。目前有研究表明,IMRI 器械引起的温度升高不超过 1℃,尚不足以引起局部组织细胞的炭化。

展望及前景

目前,IMRI 尚存在不少问题:由于采用开放或磁场和超高速扫描序列而导致图像质量,尤其是 T₂WI 质量稍差;而且目前各种与磁场环境相兼容的介入器材的开发也并不尽如人意;导管和导丝等的可视性问题仍未得到完善的解决。但不可否认,IMRI 融入治疗 and MRI 技术于一体,具有磁共振的多方位成像、任意平面重建(不仅在横轴位,还可在冠状位及斜位进行穿刺活检)、无放射性损害、具有较好的软组织对比度、不用对比剂即可明确显示和分辨与病变相邻的重要血管,了解病变和相邻组织的特性;MRI 导引介入治疗时可显示被治疗组织的药物弥散、灌注和病变温度变化等功能性改变,有利于监控介入性治疗;在临床各个方面,如穿刺活检、热消融术、血管介入等都有广阔前景。随着开放式磁场的不断改进,如专用于颅脑介入的局部小磁场等,各种超高带扫描序列的开发和各种磁场兼容性更好的器材的发明,使得 IMRI 日益得到发展^[14]。

MRI 引导介入技术正处于一个快速发展时期,在 MR 介入治疗中,术前用导航系统进行三维立体解剖定位,显示手术部位周围和深部解剖关系,在术中和术后实时成像,监视手术情况和结果,提高手术效果,这一技术的应用在神经外科发挥了越来越重要的作用。随着 IMRI 的发展,将深刻地影响介入性放射学的未来。

参考文献:

[1] Schenck JF. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds[J]. Med Phys, 1996, 23(6): 815-850.

[2] Callaghan PT. Principles of nuclear magnetic resonance in microscopy[M]. New York: Oxford University Press, 1991. 121-122.

[3] Bakker CJG, Bhagwandien R, Moerland MA, et al. Simulation of susceptibility artifacts in 2D and 3D Fourier transform spin-echo and gradient-echo magnetic resonance imaging[J]. Magn Reson Imaging, 1994, 12(4): 767-774.

[4] Bakker CJG, Hoogveen RM. Visualization of dedicated catheters using fast scanning techniques with potential for MR-guided vascular interventions[J]. Magn Reson Med, 1996, 36(4): 816-820.

[5] Peter R, Mueller MD, David D, et al. MR-guided aspiration biopsy: needle design and clinical trials[J]. Radiology, 1986, 161(3): 605-609.

[6] Lüdeke KM, Röschmann P, Tischler R. Susceptibility artifacts in NMR imaging[J]. Magn Reson Imaging, 1985, 3(2): 329-343.

[7] Farahani K, Sinha U, Sinha S, et al. Effect of field strength on susceptibility artifacts in magnetic resonance imaging[J]. Comput Med Imaging Graph, 1990, 14(2): 409-413.

[8] Frahm C, Gehl HB, Melchert UH, et al. Visualization of magnetic resonance-compatible needles at 1.5 and 0.2 Tesla[J]. Cardiovasc Intervent Radiol, 1996, 19(2): 335-340.

[9] Ladd ME, Erhart P, Debatin JF, et al. Biopsy needle susceptibility artifacts[J]. Magn Reson Med, 1996, 36(3): 646-651.

[10] Hendrick RE, Russ PD, Simon JH. MRI: principles and artifacts [M]. New York: Raven Press, 1993. 144-179.

[11] Wildermuth S, Debatin JF, Leung DA, et al. MR imaging-guided intravascular procedures: initial demonstration in a pig model[J]. Radiology, 1997, 202(2): 578-583.

[12] Dumoulin CL, Souza SP, Darrow RD. Real-time position monitoring of invasive devices using magnetic resonance[J]. Magn Reson Med, 1993, 29(2): 411-415.

[13] Wildermuth S, Dumoulin CL, Pammatter T, et al. MR-guided percutaneous angioplasty: assessment of tracking safety, catheter handling and functionality[J]. Cardiovasc Intervent Radiol, 1998, 21(2): 404-410.

[14] 贺能树,张云亭,白人驹. 介入性磁共振成像[M]. 北京:人民卫生出版社, 2001. 17-21.

(2003-01-16 收稿)

《放射学实践》栏目征稿

本刊在近期拟组织一批“头颈部影像学”、“儿科腹部影像学”专业的优秀论文,以专题形式于 2003 年底集中刊登。文稿要求附寄图片。欢迎广大读者踊跃投稿。来稿请注明“专题约稿”字样。

“图文讲座”、“继续教育园地”和“研究生展版”是本刊的特色栏目,一直深受广大读者的欢迎。为了更好的为影像界的同道服务,本刊特邀全国影像专业人士为该栏目撰稿,投稿。

“研究生展版”栏目要求以论著形式投稿,欢迎影像界的硕士、博士踊跃投稿。如内容新颖,一经通过可提前发表。

“有问必答”栏目是编辑部与广大读者联系的纽带,读者朋友们在放射学实践中如有疑难问题,欢迎来信咨询。本刊将热忱为您服务,并可请有关专家帮助解答。

(《放射学实践》编辑部)