

磁共振引导介入治疗学

唐志全 综述

张金山 审校

在当前应用的影像技术中,磁共振成像(MRI)在引导、监视和控制介入治疗方面有一些独特的优势。MRI 平扫或静脉对比剂增强扫描提供的优良组织对比度可分辨大部分病灶,为治疗提供最理想的靶灶指示。MRI 的空间分辨率可以达到亚毫米级,当然适合定位和引导的目的。MRI 可以直接获得多层平面和三维立体图像,对重要解剖关系可以进行全面观察。各种快速和超快速成像序列的时间分辨率保证了对生理性运动和由介入操作引起的变化进行近似实时或实时观察。与其他影像技术相比,MRI 的一个突出的优势在于它能够显示被治疗组织的功能或物理参数,如扩散、灌注、流动和温度。这些信息能描述各种破坏性因素造成的组织损伤,使 MRI 在监视和控制介入性治疗方面有无可比拟的优势。下面就 MRI 在介入治疗中的应用作一综述。

一、制订计划(Planning)

预期获得的 MR 图像正越来越多地应用于放射治疗和制订手术计划^[1]。MRI 优良的软组织清晰度和它可多种切面显示正常与异常解剖结构的能力,使其成为在各种情况下的首选方式。制订计划的要求与诊断影像学有些不同,需要高质量的三维图像和参数以供随后分析,这可以通过进行不间断薄层扫描或用三维立体采集来获得。

大部分情况下,在进行放射治疗和制订手术计划时,都必须进行大量的后处理和三维重建^[2,3]。由于 MRI 的组织特征数据比 CT 更复杂,进行 MRI 分析的步骤也更复杂,需要依赖强大的计算机化。然而得出的三维图像也比靠其他影像方法得出的数据提供更多的解剖和

功能信息。

二、引导(Guidance)

一种介入器具(比如穿刺针)能被引导到目标有两种方法:一种需要实时图像,另一种是基于先前获得的图像(如立体定向引导)。实时引导是介入放射学操作的首选方式。透视或超声引导下活检已经很普遍并很安全,但在有些情况下,只有 MRI 才能提供合适的靶目标图像并显示其解剖细节。实时 MRI 引导活检需要在开放磁体(open-configuration magnet)和梯度线圈(gradient coils)中进行,并需要快速图像资料,图像质量必须清楚显示靶目标和解剖结构。近几年这个领域的探索已有快速发展,开放磁体结构已经开始使用^[4],各种快速、超快速和特殊成像序列都已试用于介入操作^[5,6]。MR 兼容(非铁磁性)穿刺针也在诊断和治疗性介入操作中得以运用^[7]。穿刺针的针芯和套管系聚醚酮醚(polyetheretherketone,简称 PEEK)的聚合物复合材料制成。针芯的尖端用陶瓷制造,其远端是一个外径 1.3mm 的不调谐(untuned)铜质环形射频(RF)线圈,线圈连接一根包埋在 PEEK 针芯里面的直径 0.35mm 的同轴电缆,电缆通过其尾部的接头与工作站相连接。

活检或其他介入操作(如脓肿引流和肾造瘘术)的坐标和进针路线可以在先前采集的图像上获得。病人在影像检查床上保持静止时,这个信息是有效的。运用基准标记和测量,不太精确的“free hand”活检就可以在横断面影像系统(CT 或 MRI)引导下进行。这种类型的 MRI 引导活组织检查已经在 MRI 兼容穿刺针和 MRI 可显示标记的帮助下应用于临床^[8]。

立体定向或“死算 (dead - reckoning)”方法对于精确的活检和低创伤外科手术更切实可行^[9]。立体定向技术利用获得的图像和立体定向架,也可以不用立体定向架,即“无架立体定向 (frameless stereotaxy)”。在神经外科,各种坚硬的框架固定于头颅上,保证正确坐标很容易地从一个框架转移到另一个上面。利用这个系统图像数据 (平片、CT 或 MRI) 可以在实际操作进行时传送到手术室^[10]。活检针可以固定到机器臂或电磁感应器上以记录穿刺针移动的轨迹^[11],然后图像数据记录到病人的解剖位置以使活检路线可以在图像上确定,或者相反,所以穿刺针在病人体内的位置可以显示在图像上。以上两种立体定向方式都应用于神经外科,而只有无架立体定向方法使用于身体其他部位。

MR 在各种介入治疗手段上都有很大潜力。通过用腔内线圈显示血管壁和相应病变而使血管内操作精度明显改善^[12, 13],应用于血管的血管成形和动脉粥样硬化斑块切除装置 (如激光等) 在 MRI 影像控制下应用更加安全有效。通过 MR 跟踪装置,血管内和腔内插管可以有效地在 MRI 系统内引导^[14, 15]。MR 跟踪装置为位于导管尖端的一个小型 RF 线圈,线圈与导管壁内的电缆相连接,最终连到导管尾部的同轴接头上。所有导管的内径都制成 0.89mm,可通过标准的 0.035 英寸导丝。导管壁内的电缆以 0.9mm 直径的最为理想,RF 线圈的圈数从 2 到 4 圈均可。这种导管已经在猪的颈静脉插管中试验成功。目前还没有很好解决的是 MR 适用的导丝,为了安全和进行超选择插管,血管内介入操作是离不开导丝的,而且导丝需要全程显示,而不是只显示一个点。经试验被动显示材料是不成功的,导丝的主动显示需要产生一个信号,当然可以仿照导管的原理制造,但是,将 RF 线圈和同轴电缆安放到直径只有 0.5mm 的导丝中在技术上是非常困难的。有人建议用一个很短的电耦合天线来接收信号,但还需进一步研究。在此之前还有人使用尖端涂钴镍合金的塑料导丝,但在 MRI 中显示不太满意。

三、监视 (Monitoring)

介入过程需要各操作阶段的实时或近似实时影像,尤其是在实施治疗阶段。X 线透视是主要用于血管介入和心脏插管的方法。实时超声为针刺活检和一些其他介入操作提供了可行的选择,目前,横断面影像方法如 CT 和 MRI 用来确认靶目标、定位、设计穿刺路径和验证探针在靶目标内的最后位置,但不适于实时跟踪和监视。

MR 监视的基本要求是落实一个脉冲序列,得到合适的空间、时间分辨率,同时所有图像质量符合影像要求。以监视为目的,时间分辨率从数秒到数毫秒内变化可得到几种 MR 序列。射频聚焦 (refocused) 快速自旋回波 (FSE) 或 RARE 脉冲序列的优点是可以得到类似自旋回波 (SE) 的对比度和实现采集时间在 10 秒以内的图像质量^[16]。各种梯度回波 (GE) 序列 [快速小角度激发成像 (turbo - FLASH), 快速破坏性稳态梯度回波采集成像 (fast - spoiled GRASS, 即 SPGR 等)] 的时间分辨率是在 1 秒范围以内,但是得到的对比度结构与 SE 不同,图像质量会受到影响^[17]。目前正在发展的梯度 - 自旋回波 (GRASE) 序列可以实现秒级速度并且通过维护图像质量维持 SE 序列一样的对比度。超快回波平面成像 (EPI) 方法要求对硬件进行较大的改动,然而,时间分辨率可以超过秒级。

有些独特的图像技术似乎特别与 MR 监视相关,即所谓“动态图像”^[18]。MR 透视可以通过只连续更新一小部分图像数据而进行快速重建和具有高度空间、时间分辨率的快速成像。当图像的解剖关系没有变化的时候这种方法主要用于增强的动态图像。

四、控制 (Control)

MRI 可对操作过程中生理效应的变化作出即刻图像显示,因而有利于精确控制操作。这在生理效应是温度变化时尤其重要,必须特别注意限制温度对特殊解剖区域 (靶目标) 的损害,并且保证温度变化的空间范围适当。

常规外科用直视控制和眼 - 手配合,但这种方法有明显的缺点。切口只暴露表面,医生看

不见里面的反应,不得不一层一层切开。这种直视控制的限制阻碍了使用外科激光。直到有了有效的影像手段与控制能量发射的手段相结合,间质性激光治疗(interstitial laser therapy)、冷冻治疗(cryosurgery)和聚焦超声波治疗(focused ultrasound surgery)才得以应用。裸眼直视还有一个缺点就是通常很难看到肿瘤边缘并区分正常和异常组织。一般在手术中很难看到治疗时内部的生理变化,比如组织的代谢损害、温度损害或局部缺血。内窥镜、腹腔镜和其他低损伤窥视技术以及手术显微镜的使用可提高表面可视程度,然而追踪观察外科或介入手术的效果还是不可能的。

MRI 对确定肿瘤边界和区分正常组织与病理组织尤其有效,而其最主要的优势在于现场控制介入性操作的效果。MRI 对温度疗法的监视和控制有独特的优势。MRI 可以在能量释放(energy deposition)过程中提供实时、三维的高分辨率图像,并且能够在组织蛋白变性——凝固或冻伤时显示阶段性改变^[19]。最重要的是,MRI 的温度敏感度足够在发生不可逆组织损伤之前显示温度的变化,这就允许手术者及时改变所释放能量的大小,以阻止靶器官的永久性改变。在组织损伤的早期探测温度变化是 MRI 优于超声监视温度疗法的一大特点。超声监视或是基于在组织凝固(许多温度疗法中的副作用)过程中产生的“气泡(bubbles)”,或是基于区别正常和发生不可逆凝固的组织,而 MRI 能够把受热的组织与凝固组织区分开来^[20-22]。在局部温度疗法中,靶组织被加温到 57~60℃ 以上,这个温度下蛋白开始变性。这种治疗导致正常和肿瘤组织的不可逆细胞损伤。因此,这种治疗比常规加温治疗更接近外科手术。所用温度应该准确无误地施加在靶点上,不能超过 100℃(蒸发的气泡会引起远处损伤),能量脉冲应该控制在 1 秒以内以减少热弥散并把通过血液流动和灌注造成的热量扩散减少到最低程度。使用 MRI, T1 弛豫时间(T1 relaxation time)、扩散系数(the diffusion coefficient)和化学位移参数(the chemical shift parameters)的温度敏感

性可以用来描绘温度相关的变化^[23]。影像技术的时间分辨率必须与温度变化的时间分辨率相匹配以避免伪影^[19],但是,因为温度扩散相对很慢,所以也无需超快速度影像。

MR 引导聚焦超声波疗法(FUS)有一些突出的优点:因为整个过程没有切口,所以没有穿刺入路的破坏,用无损伤性的试验性脉冲进行引导,空间控制非常精确,能够预测和再现。这种方法没有出血、病灶界限清楚,对组织的影响时间短暂而没有延迟效应。这种治疗可以反复进行多次,副作用是局部的,全身的后效应很小。FUS 系统正在良性前列腺疾病中进行临床验证,治疗乳腺肿瘤的 MR 引导 FUS 系统已经应用于临床。MR 引导 FUS 的临床前景广阔,这种技术的快速发展指日可待。

高科技的医学影像技术势必在介入性操作过程中起更重要的作用。MRI 的使用提高了医生制订手术方案、更准确地引导介入操作、运用实时监视能理想地控制操作和减少损伤。应用 MRI 和其对解剖的清晰显示,可明显改善影像质量。

参考文献

1. Ehrlicke HH, Schad LR, Gademan G, et al. Use of MR angiography for stereotactic planning. J Comput Assist Tomogr, 1992, 16: 35.
2. Cline HE, Lorensen WE, Souza SP, et al. 3D surface rendered MR images of the brain and its vasculature. J Comput Assist Tomogr, 1991, 15: 344.
3. Kikinis R, Shenton M, Jolesz FA, et al. Routine quantitative analysis of brain and cerebrospinal fluid spaces with MR imaging. J Magn Reson Imaging, 1992, 2: 619.
4. John FS, Ferenc AJ, Peter BR, et al. Superconducting Open - Configuration MRI system for image - guided therapy. Radiology, 1995, 195: 805.
5. Susan GO, Mitchell DS, Robert WN, et al. MR imaging - guided localization and biopsy of breast lesions: initial experience. Radiology, 1994, 193: 97.
6. Kochli VD, McKinnon GC, Hofmann E, et al. Vascular interventions guided by ultrafast MR imaging: evaluation of different materials. Magn Reson Med, 1994,

(下转 61 页)

穿刺部位出血。

2、术后回心血量增多,应注意观察呼吸、心率、血压变化,适当限制活动,以免心衰发生。

3、适量应用抗生素预防感染。

4、抗凝处理:肝素 4000IU/日,静注;一周后,改服阿斯匹林 40mg/次,3 次/日,潘生丁 25mg,3 次/日,连服 3 个月。

5、术后 3 个月复查彩超,了解术后恢复及病变部位开通情况。

五、并发症的防治

1、心律失常:术中导丝经上腔静脉入右心房时,导丝易进入右心室引起心律失常,这时迅速将导丝退回右心房一般均能消除,必要时可

适当给予抗心律失常药物如利多卡因、异搏定等。

2、血管破裂大出血:节段性闭塞的下腔静脉病变,穿刺时务必行上下对端穿刺且两端在一条直线上,正侧位均符合要求的条件下方可进行。边穿刺边注入造影剂,一旦发现造影剂偏离血管或异常滞留,即停止穿刺,分析原因,防止意外。

3、支架移位:释放支架一定要将其定置于狭窄血管段,缓慢释放,防止移位。

4、支架阻塞:常为血栓形成所致。坚持术后抗凝、定期复查为其防治必要手段。

(上接 58 页)

31: 309.

7. Daniel AL, Jorg FD, Simon W, et al. Real-time biplanar needle tracking for interventional MR imaging procedures. *Radiology* 1995; 197: 485-8.

8. Fried MP, Jolesz FA. Image-guided intervention for diagnosis and treatment of disorders of the head and neck. *Laryngoscope*, 1993, 103: 924.

9. Jolesz FA, Shtern F. The operating room of the future: report of the National Cancer Institute Workshop - imaging-guided stereotactic tumor diagnosis and treatment. *Invest Radiol*, 1992, 27: 326.

10. Koutrouvelis PG, Louie A, Lang E, et al. Athree dimensional stereotactic device for computed tomography-guided invasive diagnostic and therapeutic procedures. *Invest Radiol*, 1993, 28: 845.

11. Zinreich SJ, Tabo SA, Long DM, et al. Frameless stereotaxic integration of CT imaging data: accuracy and initial applications. *Radiology*, 1993, 168: 735.

12. Kandarpa K, Gakab P, Patz S, et al. Prototype miniature endoluminal MR imaging catheter. *J Vasc Intervent Radiol*, 1993, 4: 419.

13. Martin AJ, Plewes DB, Henkelman RM, MR imaging of blood vessels with an intravascular coil. *J Magn Reson Imaging* 1992, 2: 421.

14. Dumoulin CL, Souza SP, Darrow RD. Real-time position monitoring of invasive devices using magnetic resonance. *Magn Reson Med*. 1993, 29: 411.

15. Daniel AL, Jorg FD, Simon W, et al. Intravascular

MR tracking catheter: preliminary experimental evaluation. *AJR* 1995; 164: 1265-70.

16. Shellock FG, Schatz CJ, Julien PM, et al. Dynamic study of the upper airway with ultrafast spoiled GRASS MR imaging. *J Magn Reson Imaging*, 1992, 2: 103.

17. Nagele T, Petersen D, Klose U, et al. Dynamic contrast enhancement of intracranial tumors with snapshot - FLASH MR. *Am J Neuroradiol*, 1993, 14: 89.

18. Xiang QS, Henkeiman RM. Dynamic image reconstruction: MR movies from ghosts. *J Magn Reson Imaging*, 1992, 2: 679.

19. Panych LP, Hrovat MI, Bleier AR, et al. Effects related to temperature changes during MR imaging. *J Magn Reson Imaging*, 1992, 2: 69.

20. Cline HE, Schenck JF, Watkins RD, et al. Magnetic resonance guided thermal surgery. *Magn Reson Med* 1993, 30: 98.

21. Thomas JV, Martin GM, Petra M, et al. Recurrent nasopharyngeal tumors: preliminary clinical results with interventional MR imaging - controlled laser-induced thermotherapy. *Radiology*, 1995, 196: 725.

22. Jen SH, Sam W, Grant P, et al. MR imaging assisted temperature calculations during cryosurgery. *Magn Reson Imaging*, 1994, 12: 1021.

23. Moran D, Leroy-willing A, Malgoures A, et al. Simultaneous temperature and regional blood volume measurements in human muscle using an MRI fast diffusion technique. *Magn Reson Med*, 1993, 29: 371.