

点。

参考文献:

[ 1 ] Bader TR, Henrich AM, Blaicher W, et al Hepatic perfusion after transplantation: Noninvasive measurement with dynamic single-section CT [ J ]. Radiology, 1998, 209( 1 ): 129 - 134.

[ 2 ] Leggett DA, Kelley BB, Bunce H, et al Colorectal cancer: diagnostic potential of CT measurements of hepatic perfusion and implication for contrast enhancement protocols [ J ]. Radiology, 1997, 205( 3 ): 716 - 720.

[ 3 ] Tsushima Y, Unno Y, Koizumi J, et al Hepatic perfusion changes after transcatheter arterial embolization ( TAE ) of hepatocellular carcinoma: Measurement by dynamic computed tomography ( CT ) [ J ]. Dig Dis Sci, 1998, 439( 2 ): 317 - 322.

[ 4 ] Cuenod CA, Leconte J, Siauve N, et al Early changes in liver perfusion caused by occult metastases in rats: detection with quantitative CT [ J ]. Radiology, 2001, 218( 2 ): 556 - 561.

[ 5 ] Warren HW, Gallagher H, Hainingway DM, et al Prospective assessment of the hepatic perfusion index in patients with colorectal cancer [ J ]. Br J Surg, 1998, 85( 12 ): 1708 - 1712.

[ 6 ] Pandharipande PV, Krinsky GA, Rusinek H, et al Related Articles: Links Perfusion imaging of the liver: current challenges and future goals [ J ]. Radiology, 2005, 234( 3 ): 661 - 673.

[ 7 ] 文利, 丁仕义. CT灌注成像在肝脏疾病中的应用 [ J ]. 国外医学临床放射学分册, 2001, 24( 4 ): 228 - 231.

[ 8 ] 范光明, 郭启勇. 肝脏 CT灌注成像的研究进展 [ J ]. 中国医学影像学杂志, 2004, 20( 2 ): 298 - 300.

[ 9 ] Meier P, Zierler KL. On the theory of the indicator dilution method for measurement of blood flow and volume [ J ]. J Appl Physiol, 1954, 6( 12 ): 731.

[ 10 ] 晁宝婷, 陈颀, 巩若箴, 等. 肝癌的螺旋 CT灌注扫描 [ J ]. 医学影像学杂志, 2003, 13( 10 ): 779 - 781.

[ 11 ] Miles KA, Hayball MP, Dixon AK. Functional images of hepatic perfusion obtained with dynamic CT [ J ]. Radiology, 1993, 188( 2 ): 405 - 411.

[ 12 ] Blakey M J, Coulter R, Dawson P, et al Liver perfusion studied with

ultrafast CT [ J ]. J Comput Assist Tomogr, 1995, 19( 3 ): 424 - 433.

[ 13 ] M ateme R, Van Beer BE, Smith AM, et al Non - invasive quantification of liver perfusion with dynamic computed tomography and dual-input one compartmental mode [ J ]. Clin Sci, 2000, 99( 6 ): 517 - 525.

[ 14 ] 刘慧, 曹觉, 彭光春, 等. 肝细胞癌 CT灌注参数与 VEGF表达的相关性研究 [ J ]. 中国医学影像学杂志, 2005, 13( 4 ): 244 - 247.

[ 15 ] 文利, 丁仕义. 肝细胞癌的 CT灌注研究 [ J ]. 临床放射学杂志, 2005, 24( 4 ): 333 - 336.

[ 16 ] Breedis G, Young G. The blood supply of neoplasms in the liver [ J ]. Am J Pathol, 1954, 30( 5 ): 969 - 977.

[ 17 ] 葛英辉, 谢晓东, 宋彬, 等. 肝脏螺旋 CT血管造影 - 动脉系统三维成像初探 [ J ]. 胃肠病学和肝病杂志, 1999, 8( 1 ): 40 - 43.

[ 18 ] Lin HK, Choi D, Lee W J, et al hepatocellular carcinoma treated with Percutaneous radiofrequency ablation: evaluation with follow-up multiphase helical CT [ J ]. Radiology, 2001, 221( 2 ): 447 - 454.

[ 19 ] Kim HC, Kim AY, Han JK, et al. Hepatic arterial phase helical CT in patient treated with transcatheter arterial chemoembolization for hepatocellular carcinoma: added value of unenhanced images [ J ]. Radiology, 2002, 225( 3 ): 773 - 778.

[ 20 ] Van Beers BE, Leconte J, M ateme R, et al Hepatic perfusion parameter in chronic liver disease: dynamic CT measurement correlated with disease severity [ J ]. AJR, 2001, 176( 3 ): 667 - 673.

[ 21 ] 林芷英, 任正刚, 夏景林, 等. 原发性肝癌根治术后介入治疗对复发防治的疗效评价 [ J ]. 中华肿瘤杂志, 2000, 22( 4 ): 315 - 317.

[ 22 ] 陈焯贤, 高元桂. 中华影像医学总论卷 [ M ]. 北京: 人民卫生出版社, 2002, 147 - 163.

[ 23 ] Kikkawa A, Ichikawa T. Analysis of angiographic computed tomography with rapid helical scan: clinical usefulness for the diagnosis of hepatocellular carcinoma [ J ]. Nippon Ika Daigaku Zasshi, 1998, 65( 5 ): 367 - 376.

[ 24 ] Pannu HK, M akey WR, Fishman EK. Liver transplantation: preoperative CT evaluation [ J ]. Radiographics, 2001, 21( Suppl 1 ): 133 - 146.

# 超声微泡造影剂应用研究进展

## Advances in the Application of Microbubble Ultrasound Contrast Agent

夏国园<sup>1</sup>综述, 吕国兴<sup>2</sup>审校

( 1 绍兴文理学院医学院, 浙江 绍兴 312000 2 绍兴市第二医院超声诊断科 )

中图分类号: R445.4; R814.49 文献标识码: A 文章编号: 1002 - 1671( 2007) 02 - 0262 - 04



随着超声医学的发展, 超声不仅仅用于临床诊断, 在治疗方面也显示一定的益处, 如将特异性配体 ( 基因或药物 ) 连接到造影剂微泡表面, 使它到达特定的组织或器官, 选择性地与相应受体结合, 在超声作用下, 基

因或药物从微泡中脱出而达到局部靶向治疗的目的。

### 1 超声微泡造影剂种类

目前临床所用超声造影剂均为内含气体的微气泡, 其气体可为二氧化碳、氧气或大分子惰性气体 ( 多为氟烷气体 ) 等; 其成膜材料有磷脂类化合物、白蛋白、糖类、非离子表面活性剂或可生物降解的高分子多聚

收稿日期: 2005 - 09 - 29 修回日期: 2006 - 03 - 09

作者简介: 夏国园 ( 1954 - ) 男, 浙江省绍兴市人, 主任医师, 教授, 主要从事超声医学临床与实验研究。

物等<sup>[1]</sup>。天然的或合成的高分子多聚物抗压性和稳定性高, 氟烷气体分子量较大、溶解度和弥散度较低, 因此, 高分子多聚物为成膜材料内含氟烷气体的微泡具有直径小、分布均匀、半衰期长等优点, 是近年来超声造影剂的研究热点。目前, 国外批准上市的微泡超声造影剂有: Abunex, Sonovue, Al2700 和 Optison (FSO69)等; 正在研制中的微泡超声造影剂有 PESDA、Aerosomes(MRX115)和 Sonovist(SHU563A)等<sup>[1]</sup>。

## 2 超声及超声微泡造影剂的作用机制

### 2.1 超声破坏造影剂微气泡

造影剂微气泡在超声波作用下产生压缩和膨胀现象, 称为超声的空化效应(cavitation)。在低声压下, 微泡产生对称性压缩和膨胀, 气泡的直径保持相对恒定而不破裂, 称为稳态空化(stable cavitation); 在高压压时, 微泡产生不对称的压缩和膨胀, 最终可发生破裂崩溃, 称为瞬态空化(inertial cavitation)<sup>[2]</sup>。超声造影剂微气泡具有很强的抗压能力和较弱的抗牵张力。超声波为正负压交替的疏密机械波, 在声场中, 超声造影剂势必会不断的压缩和膨胀, 当声能达到一定强度时, 就会导致微气泡破裂。

### 2.2 超声造影剂提高细胞膜的通透性

超声波可使组织和体液内存在的微气泡发生空化效应, 在细胞膜上产生一过性的空隙, 从而提高细胞膜的通透性, 促使基因或药物进入胞内, 增强基因或药物在细胞内的转染和表达<sup>[3]</sup>。微气泡造影剂的加入可明显增强这一效应, 其原因在于<sup>[4]</sup>: ①微气泡可降低超声的空化阈值, 增强超声的空化效应, 使液体流动, 在内皮细胞产生“休克波”; ②超声能促使内皮细胞释放活性氧自由基; ③微泡在高能超声照射下能产生高速“涡流”, 而使局部组织温度短暂升高, 后者影响细胞膜脂质双层的流动性和通透性; ④微泡颗粒或片断也可通过胞吞作用摄入胞内; ⑤磷脂包被的微泡易跨过细胞膜磷脂双层。因此, 造影剂微泡可作为药物或基因载体, 通过局部超声照射, 微泡破裂, 从而使局部组织或细胞聚集较多药物或基因。但与此同时也可出现一些不良反应, 如局部血液温度升高或出现溶血; 超声波作用后, 细胞出现机械应激性损伤; 不同频率或幅度的超声波可不同程度影响细胞生物功能等。

### 2.3 超声造影剂能提高微血管壁的通透性

经外周血管注入微气泡造影剂后, 超声波可破坏微气泡, 使微血管破裂、内皮细胞间隙增宽、血管壁的通透性增大。Kobayashi等<sup>[5]</sup>研究发现, 超声造影剂微泡聚集在肝、脾, 并能增强这些器官的显影。血管内层由内皮细胞覆盖, 内皮细胞表面某些标志物异常可以成为揭示组织状况异常的信号。这种异常状况包括肿瘤血管增生、动脉粥样硬化斑块形成及局部炎症发生等。在早期动脉粥样硬化形成区可有内皮细胞间黏附分子-1

(ICAM-1)的过度表达。Unger等<sup>[6]</sup>报道, 包被有抗ICAM-1抗体的微泡能选择性地与激活的内皮细胞结合, 而与静止内皮细胞结合则很少; 包被非特异性IgG的微泡或没有携带抗体的微泡与静止及激活的内皮细胞结合的数量均极少。这表明超声造影剂有助于早期动脉粥样硬化斑块形成的影像诊断。

此外, 靶向作用的微泡不仅能无创性评价血管内皮炎症的程度, 而且可以利用微泡来携带特殊的药物到达炎症部位, 从而达到治疗目的。肿瘤滋养血管生成的内皮标记物有生长因子受体及整合素家族, 它们不仅是化疗药物的靶向位点, 而且也是肿瘤滋养血管栓塞治疗的靶向位点<sup>[7]</sup>。携带有促凝血前体物质的靶向微泡能高浓度聚集在肿瘤的滋养血管内, 利用超声能量可使其在局部破坏, 而使药物在肿瘤部位释放。

## 3 超声微泡造影剂的应用

### 3.1 增强质粒转染效率, 提高基因治疗的靶向性

微泡超声造影剂作为一种能携带微粒穿过内皮层进入靶组织的非创性载体, 可增加靶组织的药物浓度和基因表达量。由于质粒DNA带大量负电荷, 而造影剂的蛋白质或阳离子脂质体外壳通常带正电荷, 因此当质粒与超声造影剂混合, 质粒便因静电吸引而黏附在造影剂的表面。静脉注射的表面带有大量质粒的造影剂在通过超声辐照的特定部位时破裂而在局部高浓度释放出基因, 同时由于超声波的空化效应使得局部毛细血管和邻近组织细胞膜的通透性明显增高, 外源基因更容易进入组织细胞内, 从而增强其转染和表达<sup>[8]</sup>。超声引导下将外来基因与造影剂直接注入病变区, 既可提高基因治疗的靶向性、增加局部基因量, 又可通过超声波作用提高局部组织细胞膜的通透性、增强基因的转染和表达能力。

经外周血管注入微气泡造影剂可通过2种方式将治疗基因运送到靶组织<sup>[9]</sup>。其一是将微气泡与裸基因或基因载体混合后经外周血管同时注入体内, 待其到达靶组织后用超声波照射靶区。超声作用破坏造影剂微气泡后, 可增大局部微血管的通透性, 促使血管内的基因物质经增大的毛细血管间隙进入周围组织。另一种方式是将基因包裹在微气泡的内部或将其与微气泡外壳相结合, 将微气泡制备为基因载体, 待经外周血管注入的微气泡到达靶组织后, 超声照射破坏微气泡, 使其内部及表面结合的基因物质在局部释放出来, 增加了局部的基因量, 并经通透性增大的血管壁进入组织间隙; 此外微泡破裂产生的局部冲击波可促使基因进入周围组织。

Miao等<sup>[10]</sup>发现, 超声照射后, 在外源基因表达增高的同时, 与细胞损伤修复有关的基因表达亦明显增高。因此认为, 细胞损伤修复有关基因的表达增多也

是超声波增强基因表达的主要机制之一。

**3.2 溶栓作用** 微泡在声场中被破坏时产生的空化效应能形成轴流,后者可致血栓表面机械损伤,增加纤维蛋白暴露于纤维蛋白溶解因子的几率,而有助于血栓溶解。Luo等<sup>[11]</sup>研究表明,微泡超声造影剂能加速体内尿激酶(UK)等向血栓内渗透,而增强治疗性超声的溶栓作用。Nishioka等<sup>[12]</sup>研究表明,DDFP微泡超声造影剂能够增强超声的空化效应,有明显的溶栓功效。Porter等<sup>[13]</sup>体外实验证实,PESDA联合纤维蛋白溶解因子血栓溶解率(43%±17%)显著高于单独超声照射(24%±13%)或尿激酶(17%±3%)溶栓,而PESDA联合尿激酶和超声对血栓溶解率为60%±14%;含氟烷气体微泡超声造影剂比其它气体的微泡造影剂血栓溶解率高。以上研究均在体外进行,而体内是否也能获得如此结果还有待更多实验证实。

vanWamel等<sup>[14]</sup>实验表明,微泡可顺利通过肺循环并迅速聚集于血栓发生部位,增强栓子与周围组织的显像对比度,而且不引起实验动物血流动力学的改变。Unger等<sup>[15]</sup>在显微镜下观察到微泡可特异性地结合到血凝块上,且这些微泡不仅被血栓周边或表面摄取,而且吸收到血栓团块的深面,这有助于溶栓治疗。因此,血栓超声靶向显影的意义不仅在于其敏感性的提高(92%~100%),而且提高了溶栓治疗效果。

**3.3 抗肿瘤作用** 使得外源基因在肿瘤内聚积的最佳途径就是直接在瘤体内穿刺注射,这容易控制治疗的靶向性。动物模型上的基因治疗几乎都采用此方式,进入临床试验的方案多数也是通过瘤内注射<sup>[16]</sup>。一般对于表浅的瘤体,可以直接穿刺注射;而对于深在难于触及的瘤体,则需要借助于辅助设备的定位引导。由于超声显像具有实时显示、引导准确、操作简便、价格便宜等特点,故超声引导下的基因导入在基因治疗中是很有价值的手段。

超声造影剂中微气泡的破坏可促使供应肿瘤的血管破裂而引起肿瘤退变;携带血栓形成物的造影剂在肿瘤内被超声波破坏,可形成血栓或阻塞血管,使肿瘤坏死。Unger等<sup>[15]</sup>研究表明,利用自制的MRX2552微泡超声造影剂作为紫杉醇药物传递载体,结合超声技术(连续超声和脉冲超声)可望实现局部定位释药的目的。程文等<sup>[17]</sup>报道,超声引导下瘤体内注射超声造影剂和p53基因后用超声波照射,既可有效地控制肝癌基因治疗的靶向性,又能提高外源基因的表达量。超声造影剂介导的靶向基因治疗方法不同于常用的病毒载体、脂质体等,是一种新型、安全、高效的基因转移技术。造影剂微气泡可促进裸质粒DNA在肝癌细胞内的转染和表达,不会引起机体的免疫反应和病毒载体产生的突变,安全性高。此种技术既可增强治疗基因在靶细胞内的转染和表达,又能提高基因治疗的靶

向性,减少了全身副反应。

靶向微泡可以被用于选择性释放到需要局部影像增强或治疗的区域,这种微泡可以携带质粒DNA、酶或其他治疗制剂。近年来<sup>[18]</sup>,通过超声的激活作用,微泡被用于选择性将寡核苷酸释放到组织中。脂质体微泡对疏水性药物的释放也已见报道<sup>[19]</sup>,但这种方式的不利之处在于:如果微泡在超声波作用下在大血管中即释放了药物,则药物会被血液稀释;但如果将微泡先黏附在血管表面,到达组织后再利用超声脉冲使它释放药物,则可以弥补上述不足。

综上所述,动物体内研究已证实超声造影剂微泡可作为基因或药物的载体,但若要应用到人体则仍需要大量动物体内研究以评价其效率及安全。虽然已知超声照射下,微泡造影剂能短暂增加细胞膜通透性,或促进吞噬等作用,而使药物或基因进入胞内,但其确切机制还有待于进一步研究。近来,活细胞成像技术(如多维数字显微成像)使实时研究(亚)细胞变化成为可能<sup>[20]</sup>。因此,在高压超声作用下,就可分析荧光标记的微泡与心肌或内皮细胞间的相互作用。造影剂微气泡在治疗方面的应用价值最终会比在诊断方面更重要,但仍需进一步研究以提高基因或药物的转染效率、表达和靶向性。随着分子生物学和超声医学的发展,新型超声造影剂的研究应用以及对超声照射条件的筛选,超声破坏造影剂微气泡介导的基因治疗技术将会取得突破性进展。

#### 参考文献:

- [1] Tsutsui M, Graybum PA, Xie F et al. Drug and gene delivery and enhancement of thrombolysis using ultrasound and microbubbles[J]. *Cardiol Clin*, 2004 22(2): 299-312
- [2] 晏春根,夏国园. 超声微泡造影剂与靶向治疗[J]. *现代实用医学*, 2005 17(11): 723-724.
- [3] 夏国园,苏巧荣. 诊断级超声对活鼠胚胎生物学效应的研究进展[J]. *实用放射学杂志*, 2004 20(6): 554-555
- [4] Dijkman PA, Juffemans IM, Musters RJ et al. Microbubbles and ultrasound: from diagnosis to therapy[J]. *Eur J Echocardiogr* 2004 5(3): 245-256
- [5] Kobayashi N, Yasu T, Yamada S et al. Endothelial cell injury in venule and capillary induced by contrast ultrasonography[J]. *Ultrasound Med Biol* 2002 28(7): 949-956
- [6] Unger EG, Matsunaga TO, McCreery T et al. Therapeutic applications of microbubbles[J]. *Eur J Radiol* 2002 42(1): 160-168.
- [7] Bekeredjian R, Graybum PA, Shohet R. Use of ultrasound contrast agents for gene or drug delivery in cardiovascular medicine[J]. *J Am Coll Cardiol* 2005 45(3): 329-335.
- [8] Manyama H, Matsunaga S, Saisho H et al. Different behaviors of microbubbles in the liver: time-related quantitative analysis of two ultrasound contrast agents: levovist and definity[J]. *Ultrasound Med Biol* 2004 30(8): 1035-1040
- [9] 冉海涛,任红,王志刚. 超声波、超声造影剂与基因转染[J]. *中华超声影像学杂志*, 2003 12(7): 441-442

- [ 10] Miao CH, Brayman AA, Loeb KR et al. Ultrasound enhances gene delivery of human factor X plasmid [ J ]. Hum Gene Ther 2005 16 ( 7 ): 893 - 905
- [ 11] Luo H, Fishbein MG, Berglund H et al. Comparison of intravascular ultrasound measurements at the sites of balloon dilatations of femoral arteries with measurements of postmortem gross arterial segments at the same sites [ J ]. Am J Cardiol 1997 79( 11 ): 1564 - 1567.
- [ 12] Nisioka T, Luo H, Fishbein MG et al. Dissolution of thrombotic arterial occlusion by high intensity low frequency ultrasound and dodecafluoropentane emulsion: an in vitro and in vivo study [ J ]. J Am Coll Cardiol 1997 30( 2 ): 561 - 568
- [ 13] Porter TR, Xie F. Therapeutic ultrasound for gene delivery [ J ]. Echocardiography 2004 18( 4 ): 349 - 353.
- [ 14] van Wan el A, Bouakaz A, Bernad B et al. Controlled drug delivery with ultrasound and gas microbubbles [ J ]. J Controlled Release 2005 101( 1 - 3 ): 389 - 391
- [ 15] Unger EG, Matsunaga TO, McCreery T et al. Therapeutic applications of microbubbles [ J ]. Eur J Radiol 2002 42( 2 ): 160 - 168.
- [ 16] 张和平, 王长福, 靳海英. 恶性肿瘤血管内介入治疗常见不良反应与对策 [ J ]. 实用放射学杂志, 2004 20( 6 ): 665 - 667.
- [ 17] 程文, 张青萍, 贡雪灏, 等. 超声引导下瘤体内注入超声造影剂和 p53 基因治疗大鼠肝癌的初步研究 [ J ]. 中华超声影像学杂志, 2004 13( 7 ): 543 - 546.
- [ 18] Kondo J, Ohmori K, Oshita A et al. Treatment of acute myocardial infarction by hepatocyte growth factor gene transfer: the first demonstration of myocardial transfer of a "functional" gene using ultrasonic microbubble destruction [ J ]. J Am Coll Cardiol 2004, 44( 3 ): 644 - 653.
- [ 19] Watanabe R, Matsumura M, Chen CJ et al. Characterization of tumor imaging with microbubble-based ultrasound contrast agent sonazoid in rabbit liver [ J ]. Biol Pharm Bull 2005 28( 6 ): 972 - 977.
- [ 20] Morawski AM, Lanza GA, Wickline SA. Targeted contrast agents for magnetic resonance imaging and ultrasound [ J ]. Curr Opin Biotechnol 2005 16( 1 ): 89 - 92.

## 肺动脉疾病的 MRI 检查技术及影像学表现

### Pulmonary Arterial Diseases Examination and Imaging Features with MRI

张优仪 综述, 余建群 审校

(四川大学华西医院放射科, 四川 成都 610041)



中图分类号: R543.2 R445.2 文献标识码: A 文章编号: 1002-1671(2007)02-0265-05

MRI 作为一种无创、无辐射的检查手段临床应用已非常广泛, 它在人体各个部位疾病的诊断中都占有重要地位。随着 MRI 技术的提高, 扫描速度的加快, 胸部 MRI 成像及对疾病的诊断在某些方面已经具有优势。本文旨在对肺动脉疾病的 MRI 检查技术及其影像学表现作一综述, 以提高对 MRI 扫描在肺动脉疾病的应用及其 MRI 表现的总体认识。

### 1 检查技术

与 CT 检查不同, MRI 有多个成像参数, 并有多种成像序列。常用自旋回波序列扫描, 包括  $T_1$  加权、 $T_2$  加权和质子密度等多种成像方法。组成胸部的不同组织, 如肌肉、脂肪、骨、肺和肺血管等在  $T_1$  加权、 $T_2$  加权和质子密度成像上有不同的信号特征而易于分辨。MRI 检查还可在横断、冠状和矢状面上直接显示胸部各个结构, 对病变的空间分布可更直观地显示。此外, 由于血液流空效应, 虽不用造影剂也能清楚显示心脏大血管等结构。

#### 1.1 常规成像技术 采用体部线圈置于患者的胸部,

手放在身体的两侧。常规采用自旋回波序列。一般 TR 42 ~ 47 ms, TE 8 ~ 11 ms, 倾角 50°, 矩阵 128 × 256, 视野 (FOV) 340 mm, 层厚 3 mm。自旋回波技术应用 ECG 门控, TE 常取 15 ~ 30 ms, TR 由 R - R 间期确定, 多为 85% 左右的 R - R 间期。梯度回波技术有 2 种方法: 一种是采用前瞻性门控, TR 由 R - R 间期确定, 倾角取较小角度 (20° ~ 30°), TE 一般为 5 ~ 13 ms, 成像序列可用 SPGR 和 GRE 所获时相数受 R - R 间期限制, 一般为 16 ~ 20 时相/心动周期; 另一种是采用回顾性门控, TR 15 ~ 20 ms, TE 5 ~ 8 ms, FA 20° ~ 30°。

#### 1.2 肺血管 MRA 技术

肺血管 MRA 技术具有无损伤、无放射以及无需依赖造影剂可清晰显示肺血管的特点, 通过图像后处理立体显示肺血管结构及分布。常规的 MRA 技术包括: 时间流逝法 (time of flight TOF) 和相位对比法 (phase contrast PC)。

TOF MRA 是基于静止组织与流动血液的信号差别, 即血液的流入增强效应而成像, 它增加了流动血液与静止组织间的对比, 提高了组织的分辨率。2D TOF 对慢血流敏感, 3D TOF 分辨率高, 适用于中等流速以上的血流。

PC MRA 基于流动血液与梯度场相互作用, 造成

收稿日期: 2006 - 01 - 17

作者简介: 张优仪 (1982 - ), 女, 四川省资阳市人, 在读硕士研究生。

研究方向: 心胸疾病的影像学诊断