

超声造影技术及其在卵巢肿瘤诊断中的应用

王勇 综述 周纯武, 郝玉芝 审核

【中图分类号】R445.1 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2006)11-1182-04

超声造影(contrast enhanced ultrasound, CEUS)是当前超声医学的热门研究课题,超声造影剂的发展使医学超声开始进入人体微循环系统诊断及疾病治疗的新阶段^[1]。近年来,超声造影剂及其相关造影成像技术取得了突破性进展,使超声医学进入一个新的历史时期。

超声造影剂

1968 年 Gramiak 等^[2]首先报道了注射吲哚菁绿冲生理盐水产生气泡可以有助于显示主动脉瓣,开启了超声造影剂的历史。1984 年 Feinstein 等^[3]首先发现超声波声振人白蛋白溶液可以产生小而稳定的气体微泡。1986 年, Matsu 首次将二氧化碳作为造影剂应用于肝脏肿瘤患者的诊断,发现有助于肝脏肿瘤的定性诊断及发现肝脏小结节^[4]。1989 第一代跨肺循环造影剂 Albunex 问世^[5],该造影剂采用声振 5% 人血白蛋白,微泡直径 4 μm , 95% 的气泡直径 $< 10 \mu\text{m}$, 具有稳定的气体外壳,经静脉注射后至少 63% 的气泡能通过肺循环,由于气体会迅速扩散到周围血液中,所以维持时间较短,而且在很低的超声声波振动下也很容易破坏,所以临床应用较少。

新型声学造影剂应具有如下特点:①高安全性,低副作用;②微泡大小均匀,可通过肺、心和毛细血管循环;③能产生丰富的谐波;④具有高散射性、低扩散性、低溶解性、再循环稳定性,即持续时间长,稳定性好。新型声学造影剂一般分为三代:第 1 代为包裹空气的造影剂,以 Levovist 为代表^[6],它是一种糖类多普勒信号增强剂,其主要成分是 99.9% 半乳糖和 0.1% 棕榈酸,直径小于 8 μm 。是用半乳糖微粒作为载体来传输一定大小的微泡,棕榈酸能够作为表面活性剂形成微泡外薄膜,延缓气泡内气体扩散到血液中去并且使微泡跨越肺循环时具有稳定性。其彩色血流增强时间较前延长。第 2 代为包裹氟碳类气体的造影剂,外壳为白蛋白、脂质或表面稳定剂,微泡更加稳定,持续时间较长,以 SonovueTM 为代表^[7]。SonovueTM 微泡内含六氟化硫,外壳为稳定的磷脂。微泡的平均直径约为 2.5 μm ,六氟化硫是一种惰性的无害气体,在溶液中的溶解度和扩散率极低,对压力的抗性很好,在血流中持续时间较长,在特定的声压条件下(低机械指数)不易破裂,谐振时微气泡呈现“膨胀—压缩—再膨胀—再压缩”运动,形成非线性背向散射,产生明显的谐波信号,使人们能够在对比增强的不同时期进行连续实时观测检查。微泡的磷脂外壳韧性较好,有良好的弹性,反射性很高,可增强血中的回声,从而增加血液与周围组织

的对比。在高机械指数(mechanical index, MI)状态下,微泡可破裂,用于高机械指数间歇性爆破造影成像^[8-10]。临床使用较为安全,即使是大剂量使用,也罕见对心肺功能产生不良影响,但对于肾功能有损害的患者,其安全性还需进一步研究^[11];第 3 代为多聚体包裹空气或氟碳类气体的造影剂,造影剂分布更加集中,后方声衰减微弱,持续时间更长。如 Sonavist,为生物降解剂氰丙烯酸酯聚合物作为薄膜,包裹空气微泡,平均直径 1 μm 。

声学造影剂的特性、显像技术及相关检测技术

1. 造影剂的特性微泡具有散射特性和非线性特性

根据微泡对超声波的反应依赖于声压,可分为三种类型:①当入射声压 $< 100 \text{ kPa}$ 时,微泡对称性地压缩与膨胀,呈现线性背向散射;由于微泡内是气体,它的声阻抗远大于血液的声阻抗,所以入射到微泡上的超声波将发生强烈散射,从而使回波信号得到极大的增强,提高了检测的信噪比。对于直径小于 10 μm 的造影剂微泡,它可以通过毛细血管,这样处于人体深部的病灶和微循环系统都可能获得高反差的声像。因此,即使在声压 $\text{Pa} < 100 \text{ kPa}$ 的低声功率范围内,造影剂微泡作等幅的对称线性振荡时,仍是非常卓越的回波增强器^[12];②当入射声压在 100~1000 kPa 之间时,造影剂微泡在声场作用下将发生不对称的膨胀和惯性压缩运动,呈现非线性背向散射,这种非线性动态特性是识别各种造影剂微泡的“指纹”。同时微泡的非线性运动产生大量的谐波成分,即不仅有基波 f ,还有谐波 $2f$, $3f$, $4f$ ……。组织与造影剂微泡之间是一个弹性界面,因而产生反射的非线性,超声造影剂谐波成像就是这些作用的综合结果^[12];③当入射声压 $> 1 \text{ MPa}$ 时,产生微泡的过度涨缩,以致大量微泡被击破释放为自由气体,释放高能量的非线性散射回声,使接受到的散射信号大幅度的增加,此时散射信号成为高度的非线性,称为受激声发射^[13,14]。当声压继续增加时,瞬间空化发生,这时微泡在超声作用下而破裂,释放出泡内的气体、药物或基因。

2. 造形成像技术^[15-24]

二次谐波显像(second harmonic imaging, SHI):通常把振动系统的最低固有频率称为基频或基波,而谐波是指频率等于基波整数的正弦波。气体微泡的背向散射与入射声压的大小有关,二次谐波主要由超声散射中的非线性二次谐振信号组成。从理论上讲,超声造影剂产生的二次谐波,要比一般组织强 1000 倍以上。由于微泡谐波信号强,组织谐波弱,组织结构的反射信号被抑制,微泡信号非常明显,故二次谐波成像能提高信噪比,敏感地发现微小血管内微泡的存在,判断微循环血流变化,抑制运动伪影。但受到空间分辨力差和穿透力不足的限制。

作者单位:100021 北京,中国医学科学院中国协和医科大学肿瘤医院影像诊断科

作者简介:王勇(1977—),男,陕西人,硕士研究生,主治医师,主要从事超声影像诊断工作。

通讯作者:周纯武 cjr.zhouchunwu@vip.163.com

瞬间反应成像(transient response imaging, TRI):瞬间反应成像又称间歇式延迟显像。这一技术将触发显像与二次谐波显像相结合,以较高机械指数间歇式发射声脉冲,在高机械指数(MI>1.0)下微泡破裂在瞬间产生多种倍频(nf)的强烈散射,从而大大增强了微泡的显示。微泡破裂后重新充填扫描平面需要一定的时间,这就是所需要的间歇时间的依据。应用瞬间反应成像可以显示扫描平面内流动很慢甚至不动的微泡,因此可用来反映组织血流灌注。突出正常组织与肿瘤组织的不同灌注动力学,改善对组织的定性。其不足之处在于不能连续实时显示造影图,需多次或较大量使用造影剂,导致图像回声不均匀(特别在近场)和声影伪像。

反向脉冲谐波成像(pulse-inversion harmonic imaging, PIHI):当连续发射两组波形相同、时相相反的脉冲信号进入组织,人体组织对这两束波的反应将是线性的,振幅相等而方向相反,其总和抵消为零,微泡对它的反应将是非线性的,位相相同的二次谐波信号相加,呈相互加强,而基波则被完全抵消,利用加强后的二次谐波成像,明显改善信噪比,从而改善图像质量,其在 MI 较低的情况下可获得良好的倍频 2f 图像,延长微泡寿命并避免了采用间歇延迟显像,从而实现了实时观察病灶的灌注过程。它允许使用更宽频接受,保证图像的高分辨力,从而能更敏感的监测微细血管内的低速血流。但是由于组织的运动,导致两个脉冲间的组织影像没有完全抵消,产生运动伪影,使灰阶影像轻度增强。可选择反相长脉冲技术去除组织活动信号,减少干扰。目前脉冲反向谐波成像在超声造影中具有很大的应用价值。

相干对比造影成像(coherent contrast imaging, CCI):CCI 技术是建立在相干成像上的一种非线性的技术,经过精确地调整相位和振幅,连续交替发射反相脉冲对,配对脉冲回波相叠加,线性回声相互抵消,仅保留微泡产生的非线性谐波信号。其优点是能保持很高的扫描帧率,而且具有很好的细微的对比分辨力和低的噪声层,同时,低的机械指数使造影剂微泡破坏率大大降低,可以实时显示组织的灌注。

对比脉冲系列成像(contrast pulse sequencing, CPS):CPS 技术利用脉冲编码技术向同一方向发射多个脉冲并进行振幅与相位的调制并积累各种回收的信号,同时采用非线性基频与非线性谐波信号,故能兼顾穿透力、分辨力和灵敏度,达到造影成像时全场的均匀性。另外,可以非常自如的选择解剖二维图像或造影功能成像以及两者的和。CPS 能更敏感显示造影剂微泡产生的回波成分,具有数字减影性的动态性成像功能,帮助确定病灶的范围与边界,消除解剖二维带来的伪像干扰。

3. 造影剂检测分析技术^[25,26]

利用专门的计算机软件可以对手工选定的感兴趣区(region of interest, ROI)进行半定量分析,包括局部血管数目、分布、形态、扭曲度及多普勒信号强度在造影前后的变化值等进行分析。超声造影剂在组织局部形成的二维或多普勒增强动态过程,可通过描绘局部时间-强度曲线进行研究。不同脏器、正常组织与病变组织、不同病变组织对造影剂的代谢动力学不同,其时间-强度曲线(time intensity curves, TIC)存在差异,可

以通过统计学方法比较造影剂代谢参数,包括基础强度、峰值强度、增强比例,摄取时间,峰值时间、造影剂作用持续时间、清除时间和曲线下面积等。

超声造影在卵巢肿瘤中的应用

卵巢肿瘤是妇科常见病,而卵巢恶性肿瘤在妇科恶性肿瘤的死亡率中占第一,卵巢癌是妇科常见恶性肿瘤,其种类繁多,组织类型之复杂居各肿瘤之首,近年来发病率呈上升趋势。由于卵巢位于盆腔深部,不易被扪及,早期恶性卵巢肿瘤临床症状不明显,故绝大多数患者发现时已属晚期,患者预后差。据统计,Ⅰ期卵巢癌的 5 年生存率>90%,Ⅱ期约 70%,Ⅲ期或Ⅳ期<30%^[27],故早期诊断、早期治疗已成为提高恶性卵巢肿瘤患者生存率的关键。目前,早期卵巢癌检查方法已主要集中在超声和血清 CA125 水平的测定^[28]。任何实体肿瘤均由相对独立的肿瘤实质和肿瘤间质两部分组成。恶性肿瘤的生长及转移依赖于间质血管的形成,并具有其自身的特征:血管通透性增强、血流淤滞、走行不规则、动静脉短路较多、血管平滑肌较少血管末端存在静脉池^[29]。彩色多普勒超声不仅可以观察卵巢肿瘤的形态学特征,还可以观察肿瘤内部血流分布与形态情况并进行血流检测,为判断卵巢肿瘤的性质提供有力依据^[30]。但限于目前的仪器性能,彩色多普勒血流显示(color Doppler flow imaging, CDFI)对肿瘤内小血管、低速血流或较深部位肿瘤内血流的显示仍有一定的局限性。因此,应用超声造影剂以期有效地改善超声对肿瘤血管的检测,更准确地评价肿瘤的血管,提高卵巢肿瘤良恶性的诊断及鉴别诊断水平。

到目前为止,国内外对于有关超声造影剂在卵巢肿瘤中应用的报道不是很多,并且大多使用第一代新型造影剂 Levovist 用于研究。静脉注射 Levovist 后,可以观察到小血管内的低速血流,从而获得较造影剂前更丰富的血流信息^[31],并且病灶内多普勒信号强度的最大值和平均值较造影前有明显增强^[32]。Testa 等^[33]应用 SonovueTM对 40 例附件包块及 10 例肿瘤复发患者进行检查,可以观察到病变内血流 动态灌注图像,显示造影前无法探及的小血管,大大增加了诊断信息。

国内顾蔚蓉等^[34]通过对 19 例卵巢肿瘤 ROI 区内血管数目半定量分级、血管扭曲度分级、多普勒血流信号增强效果分级进行评分,观察到良性肿瘤造影后内部血管呈星点状或短条状;而恶性肿瘤及恶性肿瘤复发灶造影后肿瘤周围血管呈树枝状、蟹足状伸入瘤内,肿瘤内血管呈繁星状、团簇状。良性肿瘤血管数目无明显增多,肿瘤血管段延长,多较光滑,部分轻度扭曲;恶性肿瘤血管数目明显增多,肿瘤血管走行不规则,异常扭曲,并有统计学意义。而对卵巢癌盆腔复发灶还观察到卵巢复发灶多普勒血流信号增强与血清 CA125 有关^[35],以 CA125 37.2 U/ml 为界,高于此水平的病灶在造影后血管数目及血管扭曲度明显增加(根据 Rustin^[36]研究,在卵巢癌术后随访中,血清 CA125 水平上升至正常值上限两倍可准确预示复发)。

D'Arcy 等^[37]对 20 例可疑恶性卵巢肿瘤进行造影前后肿瘤及其周围血管的位置、形态和密度进行综合评分判断良恶性(恶性肿瘤>8 分,良性及交界性肿瘤<8 分)。造影前敏感度

50%、特异度 93%、阳性预测值 67%、阴性预测值 88%；造影后敏感度 100%、特异度 94%、阳性预测值 80%、阴性预测值 100%。研究者指出该方法适合有临床症状的卵巢癌的检出，对临床可疑病例的检出敏感性较差。Kupesic 等^[38]将卵巢肿瘤血管形态分为 4 级：0 级，无血流型；1 级，周围型；2 级，穿入型；3 级，混合型（周围型+混合型）。通过对 45 例附件肿物进行超声造影及三维多普勒检查观察，所有恶性肿瘤分级均为 2 或 3 级，超声造影诊断符合率为 95.6%，而经阴道三维多普勒为 86.5%。

在卵巢肿瘤超声造影中，TIC 也是观察的重要方面，可以反映造影剂在病灶内的代谢情况。在良恶性肿瘤中曲线上分支均陡直，下降支在良性肿瘤中为早期快降和晚期慢降，而恶性肿瘤则为直线慢降。造影剂作用持续时间、廓清时间及曲线下面积恶性显著高于良性，开始增强时间和到达高峰时间恶性显著小于良性。这些可作为鉴别卵巢良恶性肿瘤的良好指标^[34,39,40]。Marret 等^[40]以廓清时间 17.5S 作为预值，敏感度 96%、特异度 98%、阳性预测值 96%、阴性预测值 98%。其中敏感度及阴性预测值优于阻力指数 (resist index, RI) 和 CA125 联合指标的结果。Orden 等^[39]认为造影后良恶性肿瘤之间多普勒强度的基础值、最大值、绝对和相对增加值均有显著差别，造影前后多普勒强度变化值可以应用于鉴别良恶性卵巢肿瘤。Marret 等^[40]认为多普勒的基础强度、峰值强度、增加比例 $(\text{基础强度} - \text{峰值强度}) / \text{基础强度}$ 等，均为恶性肿瘤高于良性肿瘤，但无统计学意义。

综上所述，经过近 40 年的发展，超声造影已经进入一个新的历史时期，应用超声造影剂可以有效地改善超声对肿瘤血管的检测、更准确地评价肿瘤的血管，提高卵巢肿瘤良恶性的诊断及鉴别诊断水平，具有广泛的应用价值和临床意义。

参考文献：

- [1] Harvey CJ, Pilcher JM, Eckersley RJ, et al. Advances in Ultrasound[J]. Clin Radiol, 2002, 57(3): 157-177.
- [2] Gramiak R, Shah PM. Echocardiography of the Aorticroot[J]. Invest Radiol, 1968, 3(5): 356-366.
- [3] Feinstein SB, Tenecte FJ, Zwehl W, et al. Two Dimensional Contrast Echocardiography. I. Invitro Development and Quantitive Analysis of Echo Contrast Gents[J]. J Am Coll Cardiol, 1984, 3(1): 14-20.
- [4] Lund PJ, Fritz TA, Umger EC. Cellulose as a Gastrointestinal US Gent[J]. Radiology, 1992, 185(3): 783-788.
- [5] Fritsch T, Scharlt M, Siegert J. Preclinical Results with Anultrasonic Contrast Agent[J]. Invest Radiol, 1988, 23(suppl 1): 302-305.
- [6] Schlieff R, Bauer A. Ultrasound Contrast Media, New Perspectives in Ultrasound Diagnosis[J]. Radiology, 1996, 36(1): 51-57.
- [7] Bauer A, Solbiti L, Weissman N. Ultrasound Imaging with SonovueTM: Low Mechanical Index Real-time Imaging[J]. Acad Radiol, 2002, 9(Suppl 2): 282-284.
- [8] Schneider M, Arditi M, Borrau MB, et al. BRI: A New Ultrasonographic Contrast Agent Based on Sulfur Hexafluoride Filled Microbubbles[J]. Invest Radiol, 1995, 30(8): 451-457.
- [9] Schneider M. Characteristics of SonoVue[J]. Echocardiography, 1999, 16(7): 743-746.
- [10] Corce JM, Arditi M, Schneider M. Influence of Bubble Size Distribution on the Echogenicity of Ultrasound Contrast Agents: A Study of SonovueTM[J]. Invest Radiol, 2000, 35(11): 661-671.
- [11] Daniela B, John B, Peter J, et al. Clinical Safety of SonoVueTM, a New Contrst Agent for Ultrasound Imaging, in Healthy Volunteers nd in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease[J]. Invest Radiol, 2002, 36(2): 104-109.
- [12] Peter JA, Bouaka A, Kirkhom J, et al. Ultrasound Contrast Imaging: Current and New Potensial Methods[J]. Ultrasound Med Biol, 2000, 26(6): 965-975.
- [13] Chomas JE, Dayton PA, Allen J, et al. Optical and Acoustical Observation of Contrast-agent Destruction. In: Goldberg BB, Raichlen JS, Forsberg F. Ultrasound Contrast Agents: Basic Principles and Clinical Applicaton[M]. London: Martin Dunitz. 2001. 63-66.
- [14] Kim TK, Kim AY, Choi BI. Hepatocellular Carnoma: Hammonic Ultrasound and Contrast Agent[J]. Abdom Imaging, 2002, 27(2): 129-138.
- [15] Peter JAF, Bounkaz A, Kirkhorn J, et al. Ultrasound Contrast Imaging: Current and New Potential Methods[J]. Ultrasound Med Biol, 2000, 26(6): 965-975.
- [16] Forsberg F, Liu JB, Merton DA, et al. Gray Scale Second Harmonic Imaging of Acoustic Emission Signals Improves Detection of Liver Tumors in Rabbits[J]. J Ultrasound Med, 2000, 19(8): 577-563.
- [17] Leen E, Angerson WJ, Yarmenitis S, et al. Multi-center Clinic a Study Evaluating the Efficiency of SonovueTM(BRI), a New Ultrasound Contrast Agent in Doppler Investigation of Focal Hepatic Lesion[J]. Eur J Radiology, 2002, 41(3): 200-206.
- [18] Averkiou MA, Bruce MF, Skyba DM, et al. Low Minon Linear Imaging Techniques for Real-time Detection of Perfusion Using Contrast Microbubbles. Proceedings of the Sixth European Symposium on Ultrasound Contrst Imaging[J]. Rotterdam, 2001, 15(1): 25-26.
- [19] Wilson SR, Burns PN, Muradali D, et al. Harmonic Hepatic US with Microbubble Contrast Agent: Initial Experience Showing Improved Characterization of Hemangioma, Hepatocellular Carcinoma and Metastasis[J]. Radiology, 2000, 215(1): 153-161.
- [20] Choma JE, Dayton P, Allen J, et al. Mechanisms of Contrast Agent Destruction[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Contr, 2001, 48(1): 232-248.
- [21] Kim TK, Choi BI, Han JK, et al. Hepatic Tumors: Contrast Agent-enhancement Patterns with Pulse-inversion Harmonic US[J]. Radiology, 2000, 216(2): 411-417.
- [22] Burn PN, Wilson SR, Simpson DH. Pulse Inversion Imaging of Liver Blood Flow: Improve Method for Characterizing Focal Masses with Microbubble Contrast[J]. Invest Radiol, 2000, 35(1): 58-71.
- [23] Leen E. Ultrasound Contrast Harmonic Imaging of Abdominal Organs[J]. Semin Ultrasound CT MRI, 2001, 22(1): 11-24.

- [24] 陆兆龄,陈常佩. 新型超声对比剂对比剂和成像技术在心脏以外领域的应用[J]. 中国医学影像技术, 2001, 17(9): 866-869.
- [25] Nilsson A. Contrast-enhanced Ultrasound of Kinney[J]. Eur Radiol, 2004, 14(suppl 8): 104-109.
- [26] Lencioni RA, Pinto S, Napoli V, et al. Detection of Renal Stenosis by Time-intensity of Renal Enhance Curve at Harmonic Power Doppler Imaging: a Pilot Clinical Study[J]. Radiology, 1999, 213(9): 363-364.
- [27] Vickiv Baker. Treatment Options for Ovarian Cancer[J]. Clin Obstet Gynecol, 2001, 44(3): 522-530.
- [28] Ian J. Discussion: Ovarian Cancer Screening[J]. Gynecol Oncol, 2003, 88(1): 80-83.
- [29] Olkman J. What is the Evidence That Tumors are Angiogenesis Dependent[J]. Matt CANder Inst, 1990, 82(1): 4.
- [30] Shy K, Dubimsky T. Is Color Doppler Ultrasound Useful in Diagnosing Ovarian Cancer[J]. Clin Obstet Gynecol, 1999, 42(4): 902-915.
- [31] Suren A, Osmer R, Kulenkampff D, et al. Visualization of Blood Flow in Small Ovarian Tumor Vessels by Transvaginal Color Doppler Sonography after Echo Enhancement with Injection of Levovist[J]. Gynecol Obstet Invest, 1994, 38(3): 210-212.
- [32] Orden MR, Gudmundsson S, Kirkinen P. Contrast-enhanced Sonography in the Examination of Benign and Malignant Adnexal Masses[J]. J Ultrasound Med, 2000, 19(11): 783-788.
- [33] Testa AC, Ferrandina G, Fruscella E, et al. The Use of Contrast-enhanced Transvaginal Sonography in the Diagnosis of Gynecologic Diseases: a Preliminary Study[J]. J Ultrasound Med, 2005, 24(9): 1267-1278.
- [34] 顾蔚蓉, 丰有吉, 张钰华. Levovist 在超声鉴别诊断卵巢恶性肿瘤中的应用研究[J]. 中华超声影像学杂志, 2003, 12(9): 534-537.
- [35] 顾蔚蓉, 丰有吉, 张钰华. Levovist 在彩超诊断卵巢癌盆腔复发灶的应用研究[J]. 中国医学影像技术, 2002, 18(10): 1057-1060.
- [36] Rustin GJ, Nelstrop AE, Bentzen SM, et al. Use of Tumor Markers in Monitoring the Course of Ovarian Cancer[J]. Ann Oncol, 1999, 10(Suppl 1): 21-27.
- [37] D'Arcy TJ, Jayaram V, Lynch M, et al. Ovarian Cancer Detected Non-invasively by Contrast-enhanced Power Doppler Ultrasound[J]. Br J Obstet Gynecol, 2004, 111(6): 619-622.
- [38] Kupesic S, Kurjak A. Contrast-enhanced, Three-dimensional Power Doppler Sonography for Differentiation Adnexal Masses[J]. Obstet Gynecol, 2000, 96(3): 452-458.
- [39] Orden MR, Jurvelin JS, Kirkinen P. Kinetics of a Uscontrastagent in the Benign and Malignant Adnexal Tumors[J]. Radiology, 2003, 226(2): 405-410.
- [40] Marret H, Saugeat S, Giraudeau B, et al. Contrast-enhanced Sonography Helps in Discrimination of Benign from Malignant Adnexal Masses[J]. J Ultrasound Med, 2004, 23(12): 1629-1639.

(收稿日期: 2006-03-21)

第七届全国磁共振学术大会征文通知

中华医学会放射学分会决定, 第七届全国磁共振学术大会于 2007 年上半年在福建厦门市召开。大会除进行学术交流外, 还将邀请国内外医学影像学著名专家作专题学术讲座; 为搭建英文交流平台, 特设英文论文交流论坛。欢迎广大从事磁共振专业的医技人员踊跃投稿、积极参与。现将会议征文的有关事项通知如下:

一、征文内容: 尚未在正式出版物上公开发表的有关磁共振成像诊断、功能磁共振研究、磁共振介入、磁共振技术、维修及图像后处理的应用等基础和临床研究论文、少罕见病例报告等。

二、征文要求: ①应征论文必须具有科学性、先进性、实用性、重点突出, 文字力求准确、精练、通顺。文稿一律以 A4 纸小 4 号字打印(自留底稿), 并附电子版(软盘或光盘)一份。②报送论文请寄 800~1000 字左右结构式摘要一份(摘要中不要附图表, 但应包括目的、材料和方法、结果、结论四部分)。③来稿请注明“磁共振会议征文”字样, 并写清楚作者姓名、单位、邮编、便捷联系电话和/或 E-mail 地址。欢迎采用 Word 格式 E-mail 投稿。④网上投稿: 大会将使用电子会务系统, 欢迎进行网上投稿, 网址: <http://www.rc-csr.org> 截稿日期: 2007 年 3 月 30 日。

入选论文将编入会议《汇编》并颁发论文证书。优秀论文将推荐在《中华医学杂志》及《中华放射学杂志》刊用。所有与会者将获国家级 I 类继续医学教育学分。欢迎广大同仁踊跃投稿和参加。大会的信息将在“福建医学影像网”公布, 网址: <http://www.mifj.org>

来稿请寄: 350005 福建医科大学附属第一医院影像科 李银官

联系电话: 0591-87982309(办)

350005 福建医科大学附属第一医院影像科 曹代荣

联系电话: 0591-87982310(办) 13705938133(手机)

E-mail: mri2007@163.com

(第七届全国磁共振学术大会筹备组)