

综上所述, CTI 提供的 ^{11}C -AC 自动合成模块经改进反应条件后, 产量及放射化学纯度可以满足临床要求。动物体内分布及正常人显像也与相关文献一致^[4-5]。

参 考 文 献

- [1] Wu YW, Naya M, Tsukamoto T, et al. Heterogeneous reduction of myocardial oxidative metabolism in patients with ischemic and dilated cardiomyopathy using C-11 acetate PET [J]. *Circ J*, 2008, 72(5): 786-792.
- [2] Shreve P, Chiao PC, Humes HD, et al. Carbon-11-acetate PET imaging in renal disease [J]. *J Nucl Med*, 1995, 36(9): 1595-1601.
- [3] Mitterhauser M, Wadsak W, Krcal A, et al. New aspects on the preparation of [^{11}C]acetate—a simple and fast approach via distillation [J]. *Appl Radiat Isot*, 2004, 61(6): 1147-1150.
- [4] Yeh CN, Lin KJ, Hsiao IT, et al. Animal PET for thioacetamide-induced rat cholangiocarcinoma: a novel and reliable platform [J]. *Mol Imaging Biol*, 2008, 10(4): 209-216.
- [5] Seltzer MA, Jahan SA, Sparks R, et al. Radiation dose estimates in humans for ^{11}C -acetate whole-body PET [J]. *J Nucl Med*, 2004, 45(7): 1233-1236.

(收稿日期: 2008-03-16)

PET-MRI: 值得期待的分子影像未来

陈香 赵军 赵晋华

【摘要】 PET-CT 实现了功能和解剖结构显像的融合, 在临床和科研中均获得了巨大成功。MRI 是另一种解剖显像方法, 与 CT 相比它具有更好的软组织对比度和空间分辨率, 如果能实现 PET 和 MRI 的同机融合, 将可能对分子影像学产生更深远的影响。主要综述目前 PET-MRI 研制存在的问题和进展情况, 并展望其潜在的临床和科研价值。

【关键词】 体层摄影术, 发射型计算机; 磁共振成像; 图像处理, 计算机辅助

PET-MRI: the likely future of molecular imaging

CHEN Xiang¹, ZHAO Jun², ZHAO Jin-hua¹

(1. Department of Nuclear Medicine, The First People's Hospital, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200080, China; 2. PET Center, Huashan Hospital, Fudan University, Shanghai 200235, China)

【Abstract】 PET-CT is a successful combination of functional and morphologic information, and it has already been shown to have great value both in clinics and in scientific research. MRI is another kind of morphologic imaging method, in contrast to CT, MRI can yield images with higher soft-tissue contrast and better spatial resolution. The combination of PET and MRI for simultaneous data acquisition should have far-reaching consequences for molecular imaging. This review will talk about the problems met in the development of PET-MRI and describe the progress to date and look forward to its potential application.

【Key words】 Tomography, emission-computed; Magnetic resonance imaging; Image processing, compute-assisted

全身显像是了解病情的一种比较直接的方法, 目前多种显像技术可以获得全身影像, 包括 PET、CT、MRI、骨扫描等。然而各种显像方法均存在各自的优势和不足, 主要体现在诊断的敏感性、特异

性、准确性、辐射剂量、费用及显像时间。不同显像方法的融合已成为临床发展的一种趋向, 如果能将功能显像的 PET 与解剖结构显像的 CT 或 MRI 融合, 联合两种显像方法的优势其诊断价值将更大, 人们对此进行研究。PET-CT 已研制成功, 并获得了较广泛的临床应用, 研究表明 PET-CT 在临床和科研中均具有重要价值, 尤其是对肿瘤的诊断分期和疗效评价。但 PET-MRI 的开发却相对缓慢,

作者单位: 1. 200080, 上海交通大学附属第一人民医院核医学科(陈香, 赵晋华); 2. 200235 上海, 复旦大学附属华山医院 PET 中心(赵军)

通讯作者: 陈香(E-mail: huashan80@126.com)

因为 PET 和 MRI 的融合存在一些技术上的挑战,包括避免磁共振高磁场的不良影响、PET 和 MRI 射频场的互相影响、研发 PET-MRI 的花费等。但鉴于 MRI 较 CT 的一些独特优势,如没有射线、软组织对比度高、能提供形态学以外的功能信息等,人们依然一直致力于 PET-MRI 的研究。本文主要综述 PET-MRI 研制存在的问题和目前的进展,并展望其潜在的临床和科研价值。

1 PET-MRI 一体机型研制的技术探讨

1.1 磁共振兼容的 PET 探头的研制

PET-MRI 一体机研制的最主要挑战是需要开发一种 PET 探测模块,既能在强磁场中正常工作,又不会影响磁共振影像,还能承受射频场的影响。

传统 PET 的探头采用的是光电倍增管 (photomultiplier tube, PMT), 由于磁场会使电子偏离原先的运动轨迹而导致 PMT 探测电子的损失,即使很微弱的磁场也足以改变 PMT 的增益,因此 PMT 在磁场中不能正常工作。目前研制的 PET-MRI 系统主要采用两种方法来解决这个问题。

第一种方法:保留传统的对磁场敏感的 PMT 而调整 PET 和 MRI 系统的其他特性,这也是早期研发磁共振兼容的 PET 所采用的方法。此法采用 3~5 m 长的光纤将磁场内闪烁晶体产生的光子传输至放置在磁场外的 PMT 和电子元件,通过将闪烁体晶体放置磁场中而所有 PET 数据读取电子元件在磁场外可将电磁场的互相干扰 (electromagnetic interference, EMI) 作用最小化。早在 1996~1997 年,人们用这种方法就研发出 PET-MRI 的原型机,并证实 PET 和 MRI 以及 PET 和磁共振波谱 (magnetic resonance spectroscopy, MRS) 可同时采集^[1-3]。Mackewn 等^[4] 研发的新机型也采用这种方法,他们将多层的单环 PET 探头插入 MRI 磁场中,其灵敏度优于早期的原型机。这种方法有一些缺陷:首先,3~5 m 长的光纤连接将导致大量光子的丢失 (50%~75%),降低晶体的识别能力、能量分辨率和时间分辨率;其次,高空间分辨率和高敏感性 PET 影像的获得需要大量晶体,而传统 MRI 磁体间空间有限,难以放置大量光纤到磁场中来运输光子。近年来有研究者研发了采用分裂磁体 (split-magnet) 低场强 MRI 的 PET-MRI 系统^[5],PET 探头置于场强几乎为

0 的磁体间隙内,由于间隙较大,可放置较多的 PET 探头,还能缩短传输光纤的长度。该 PET-MRI 系统的性能优于先前的设计,但该设计需要特殊的 MRI 系统,且采用的是低场强 MRI,限制了 MRI 影像的信噪比。

第二种方法:采用对磁场不敏感的光子探测器,如雪崩光电二极管 (avalanche photodiode, APD) 代替传统的对磁场敏感的 PMT。经高达 9.4T 磁场的测试,APD 未出现任何性能降低^[6]。因此,APD 探头为 PET-MRI 的成功研制提供了可能。

APD 与晶体的连接包括两种方式,(1) 将 APD 通过光导直接连接于闪烁晶体后方。这种装置需要电荷敏感前置放大器 (charge-sensitive preamplifier, CSP) 紧贴探头,以使电容最小化,保证低噪声高信号^[7];另外,为保护 PET 电子元件不受高射频场的影响,CSP 和缓冲器必须密封在金属罐内。该方法解决了光纤传输系统的主要局限性,但使 PET 元件与射频场和梯度线圈更可能互相干扰。不过初步研究结果令人振奋,研究者发现,放置在磁场梯度内的 PET 探头并不影响 MRI 扫描野的均一性,而采用最优化电子线路屏蔽也可使 APD 阵列或 CSP 电子元件性能在采用不同磁场梯度和不同射频脉冲序列时无明显受损或降级^[8-9],西门子公司研制的用于人脑显像的 PET-MRI 也采用类似方法^[10]。(2) 将晶体通过非常短的光纤与 APD 和 CSP 连接,使 PET 的主要元件位于射频线圈和梯度线圈外,但仍在磁场内^[11],大大减少了所需光纤的体积;APD 和精细印刷电路板等电子元件被置于屏蔽盒内,以减少与 MRI 系统的互相干扰。Catana 等^[11] 对这种 PET 探头进行研究,发现 APD 能通过光纤读取闪烁晶体的数据并有较好的能量和时间分辨率以及晶体识别力;APD-硅酸锆探头在 7T 的磁场中能正常工作,MRI 影像基本没有伪影。

在强磁场中采集 PET 影像虽然存在很多干扰,但如果实现还是有额外优势的。研究显示,PET 在 MRI 设备中运行,超过 5T 的磁场强度可通过缩短电子平均自由行程以提高 PET 空间分辨率^[11,12],对高能正电子发射体这种受益更明显,如 ¹⁵O,不过大多数情况下这种改善并不显著。

1.2 PET-MRI 一体化机型的不同构型方案

将 PET 和 MRI 联合有两种构型方案,(1) PET

探测环置于射频线圈外, (2) PET 探测环置于射频线圈内。两种方案各有优缺点: 前一种方案中 PET 探头的电子元件受射频场的干扰较小, 但由于 APD 增益的稳定性严重地受到温度漂移的影响, 而放置 PET 探测环的区域温度波动较大, 约 40~70 °C, 因此需要冷却系统以保证 APD 性能的稳定; 后一种方案因 PET 探头在射频线圈内, 因此 PET 探头的电子元件受射频场的干扰较大, 不过适当的电子屏蔽可减少这种干扰, 它的优势是扫描孔内的温度接近室温, 因此不需要太多的冷却就可保证 APD 的稳定性, 但该方案的扫描孔径会缩小, 扫描野较小。目前大多数研究者采用后一种方案。

1.3 全身 MRI 的研制

PET 的一个很重要的优势就是全身显像, 因此 PET-MRI 的一个重要应用领域也是全身显像。而常规的 MRI, 由于线圈及扫描范围的限制, 一次只能扫描一个部位, 如需全身检查, 则需对多个部位重新摆位和放置线圈。

如想行全身 MRI, 必须开发一种显像速度快且无需更换线圈和重新摆位的 MRI。以前有学者也曾提出全身 MRI, 即将体部线圈用于多个部位的 MRI 图像采集, 但其信噪比及分辨率较低, 且后处理速度较慢, 影响临床应用。有些研究者采用可见区宽阔的相控阵表面线圈来检查患者, 该方法提高了信噪比, 但不能将远侧肢体包括进去^[9]。另外, 他们也没有采用可提高空间分辨率和缩短采集时间的并行采集技术。

全景成像矩阵 (total imaging matrix, TIM) 技术的出现首次实现了从头顶到脚趾的全身显像并能获得高分辨率影像。TIM 技术的特点是革命性的矩阵线圈概念, 它允许在 32 个射频信道中最多组合 102 个线圈元件, 通过增长的并行接收链来形成全身成像矩阵、自动病床移动、自动线圈开关控制以及在线技术, 无需患者或线圈重新摆位, 可提供极其准确和大量信息的全身 MRI 影像, 数据一次采集完成。TIM 技术允许沿着人体 (最长 205 cm) 三条轴线并行采集影像, 医生可选择对怀疑有问题的任何部位进行扫描, 而无需限制可连接线圈的最大数量。TIM 技术能进一步提高影像采集速度, 改善影像质量。日前采用 TIM 技术的 1.5T 全身 MRI 已广泛应用于临床, 其 32 个射频信道中最多组合 76

个线圈。率先在德国图本根大学医院投入使用的 magnetomrio 系统是西门子公司采用 TIM 技术开发的全球首款 3T 全身 MRI, 该系统能用于全身或身体任何部位的扫描, 并以“足先进”体位进行扫描, 能最大限度提高患者的舒适度。

采用 TIM 技术的全身 MRI 将是全身 PET-MRI 的重要组成部分。Seemann^[14] 提出了 PET-MRI 中全身 MRI 采集的推荐程序: 患者取仰卧位, 双上肢放于身体两侧, 先行矢状面定位扫描确定冠状面扫描范围。通过扫描床的移动分 5 个部位行冠状面扫描: 半傅里叶采集单次激发快速自旋回波序列 T2 加权像, 短时间反转恢复序列 T2 加权像和快速自旋回波序列 T1 加权像。为避免呼吸运动伪影, 胸腹部的短时间反转恢复和快速自旋回波序列在屏息状态下采集。根据病情需要可行快速小角度激发成像序列 T1 加权像以观察骨转移情况。此外, 采集运动校正的胸部、腹部和盆腔的轴向 T2 加权高分辨率的快速自旋回波序列还可对发现病灶的部位行高分辨率横断面序列或选择性做一些特殊显像, 如功能显像、弥散显像、灌注显像等。

1.4 PET-MRI 中 PET 的衰减校正问题

PET 通常包括两部分: 一是探测注射至人体内正电子核素衰变产生的成对 511 keV 的 γ 光子, 二是采集用于 PET 衰减校正的透射扫描。在 PET-CT 出现前, PET 的衰减校正图是由正电子源 (⁶⁸Ge 棒源) 或单光子 γ 射线源 (常用 ¹³⁷Cs 点源) 透射扫描计算获得, PET-CT 出现后则采用 CT 获得的组织密度图通过转换用于衰减校正, 虽然 CT 衰减校正会带来过度校正或校正不足的一些问题, 但明显提高了透射扫描的速度, 并且避免了外置透射源需要定期更换的问题。然而, MRI 是一种生物磁自旋成像技术, 它是利用原子核自旋运动的特点, 在外加磁场内经射频脉冲冲激后产生信号, 用探测器检测并输入计算机, 经过处理转换在屏幕上显示图像, 获得的并非组织密度分布图, 因此 PET-MRI 中的 PET 衰减校正不可能直接用 MRI 信息进行校正。笔者曾考虑过能否依然通过外置透射源的透射扫描来实现, 不过 Zaidi^[15] 认为这种方案的实施非常困难, 或者说根本不可能, 因为 PET-MRI 设备的孔径非常有限, 不可能再放置一个外置放射源, 最终可能还是将获得的 MRI 信息通过转换再用于

PET 衰减校正。

2 PET-MRI 研制的进展

根据应用目的的不同, PET-MRI 的具体配置包括两种发展方向, 一种是应用于科研方面的小动物 PET-MRI, 一般采用高场强 MRI, 如 7T MRI; 一种是人类用 PET-MRI, 临床应用的 MRI 场强一般不超过 3T。

2.1 小动物 PET-MRI

小动物 PET-MRI 的研制已有初步结果, Catana 等^[11] 已首次获得了同时采集的小鼠的 ¹⁸F-PET 和 7T-MRI 影像, 他们的 PET 探头是将硅酸镓晶体通过非常短的光纤与 APD 和 CSP 连接, 16 个晶体模块组装成一个 PET 探测环, 然后放入同心铜环内(外直径与内直径比值为 118 mm:65 mm), 使电磁干扰最小化。其获得的 MRI 影像质量好, 没有伪影, ¹⁸F-PET 影像质量也不错, 尽管缺少探头的归一化, PET 影像仍可清晰显示颅骨和下颌骨, 与 MRI 的配准也很好, 不过由于当初实验时还不能保持探测环内温度的稳定, 为保证 APD 的正常工作, 小鼠在处死后显像。在进一步完善该系统后, 他们于最近报道了活体小动物的 PET-MRI, 机型设计与前期相同, 但已能保持机架内的温度稳定, 因此小鼠在麻醉状态下显像^[12]。虽然该 PET-MRI 轴向扫描野仅为 12 mm, 但通过床板步进式运动(类似人体 PET 全身显像的采集方法) 他们完成了小鼠的全身显像, 验证了全身小动物显像的可行性; 他们还多种磁共振序列对 PET 的影响进行测试, 包括快速采集弛豫序列、快速小角度激发成像序列和自旋回波序列, 发现 PET 的空间分辨率和能量分辨率不受这些磁共振序列的影响, 而 PET 灵敏度仅不受自旋回波序列的影响, 快速小角度激发成像序列和快速采集弛豫序列分别使 PET 灵敏度下降 10% 和 7%, 这种下降可能是由梯度转换导致的^[13]。

Judenhofer 等^[9] 研制的 PET-MRI 原型机也获得了同时采集的小动物 PET-MRI 影像(PET 影像仅进行归一化校正): PET 探头是将硅酸镓晶体通过光导直接与 APD 连接, 利用 10 μ m 厚的铜片焊接成铜盒对每个 PET 探头进行电磁屏蔽。小鼠处死后行头部 ¹⁸F-氟脱氧葡萄糖 PET 和 MRI 的同时显像,

他们发现, 与 PET 同时采集的 MRI 影像质量没有降级, 与 PET 影像匹配也很好, 其中小鼠的 Harderian 腺和脑皮质显示清晰。不过该原型机小动物 PET 影像是通过两个 PET 探头的符合探测获得的, 而非环行 PET 探测器所获得, 因此该原型机不能行 PET 的动态采集。采用该方案设计全环 PET-MRI 将能获得较大的扫描野。

2.2 临床用 PET-MRI

人类用的 PET-MRI 目前有报道的仅为脑部 PET-MRI 仪, 即西门子公司在世界上首次推出的 PET-MRI 一体机。首例 PET-MRI 影像在几位教授的支持下获得的, 包括来自美国 Tennessee 大学的 David Townsend 和 Claude Nahmias, 来自德国 Tübingen 大学的 Heinz-Peter Schlemmer, Claus Claussen 和 Bernd Pichler。该机型的 PET 探头直接将 APD 连接于硅酸镓晶体后方, 为使 PET-MRI 的科研和临床影响力达到最大化, 该机型还采用能最大程度得益于 3T-MRI 优势的 TIM 技术。

人类用的全身 PET-MRI 一体机目前没有报道。根据 PET 和 MRI 技术上的要求, 笔者认为该机型的 PET 部分与前述的小动物和脑部 PET 没有本质差别, 但对于 MRI, 可能还必须借助于 TIM 技术, 因为就现有的资料来看, 只有 TIM 技术的 MRI 可以一次显像获得全身影像。

3 PET-MRI 临床应用展望

3.1 PET-MRI 与 PET-CT 的差异

由于 MRI 与 CT 的差异, PET-MRI 与 PET-CT 在临床应用上也各有不同。(1) MRI 具有很好的软组织对比度和亚毫米级的空间分辨率, 其对软组织肿瘤的诊断能力明显优于 CT, 因此对于脑部肿瘤、肝肿瘤、骨髓肿瘤及其转移灶的探测率明显优于 CT, 对乳腺、子宫及骨骼肌肉恶性病灶的诊断也优于 CT, 因此, 在上述病灶的应用中 PET-MRI 有望超越 PET-CT。(2) MRI 除可以提供高解剖分辨率外, 还能获得一些功能信息, 如水弥散成像、灌注成像、MRS 等, 因此 PET-MRI 远不是简单的解剖显像方法。例如, PET 和 MRS 的同时采集能将 PET 的动态信息和 MRS 的功能信息进行融合, 同时从质子 MRS 和 PET 的胆碱显像两种方式来评价胆碱激酶活性。(3) 目前 PET-MRI 的设计均将 PET

放置于 MRI 设备中而非 PET-CT 那样一前一后组合,这一方面是由于 MRI 采集速度较慢,分步采集会使采集时间很长,但更重要的是能够实现 PET 和 MRI 的同时采集,它为活体内的研究提供了更大的便利和更多的可能,对科研和临床均有重大意义。(4) MRI 较 CT 还有一个很大的优势,即没有辐射,因此 PET-MRI 较 PET-CT 更适合用于无症状健康人群的肿瘤筛查。尽管如此, PET-CT 在临床中的应用在今后较长的时间内仍将处于主导地位。

近来有人提出“类 PET”概念,所谓类 PET 成像,实际是磁共振的全身弥散加权成像(diffusion-weighted imaging, DWI)。DWI 能反映组织中水分子无序弥散运动快慢,平面回波 DWI 可通过确定 b 值的方法来计算组织表现弥散系数值,提供不同于常规磁共振序列的组织信息来判断组织特性,水弥散速度快,则信号弱;弥散受限,则信号强,因而使弥散受限区域组织在 DWI 影像上被“点亮”,其“亮度”足以将周围的正常组织区分开。DWI 影像将注意力集中到那些异常亮点,即弥散增强的区域,再通过查看同层面的常规影像就能很快找到异常部位,尤其是淋巴结。DWI 毫无疑问是可用于检测淋巴结病变的序列。DWI 的局限性在于它会使许多组织背景特征变得模糊,因此必须与解剖结构影像进行对照来作出最后的诊断。造成水弥散受限的病理情况包括细胞水肿和恶性肿瘤,因此 DWI 能灵敏地发现全身的淋巴结,但难以定性诊断,它是一种筛查方法,而且 DWI 的影像质量受很多因素的影响^[17]。

3.2 PET-MRI 应用的展望

从机型的设计可知, PET-MRI 的应用主要包括两方面:小动物研究和人体显像。由于动物在麻醉数小时后呼吸的深度和体位会发生变化,因此软件融合的图像准确性不大能满足解剖定位的要求,而且将动物从一台影像设备转移至另一设备可能引起定位不准确,并延长麻醉时间。因此,能获得融合影像的 PET-CT 和 PET-MRI 将是小动物研究的主要工具。然而 CT 的软组织对比度欠佳,而且 CT 的辐射剂量有可能影响动物模型实验的结果,尤其是免疫学和肿瘤学的研究,CT 的碘造影剂也较 MRI 的钆造影剂更可能引起不良反应。MRI 可提供很好的软组织对比度和空间分辨率,并无需担忧

辐射剂量问题,还能进行部分功能显像,因此 PET-MRI 的出现将为小动物研究打开新局面。

在 PET-MRI 的人体显像方面,人们很早就认识到 MRI 和 PET 融合图像的优势,鉴于一直没有 PET-MRI 一体机的临床机型推出,人们通过软件处理实现 PET 和 MRI 的融合,利用融合图像指导诊断、治疗和随访。

由于 MRI 对诊断脑部疾病有着无可比拟的优势,而且脑部图像配准的准确性也明显优于全身其他部位, PET-MRI 的软件融合图像已经被用于脑肿瘤和癫痫的评价、指导治疗计划及治疗后随访^[18]。研究表明,软件融合的 PET-MRI 能提高对脑肿瘤诊断的特异性^[19]、提高先天性儿童癫痫患者致痫灶的探测率^[20],并能准确指导手术最大程度切除肿瘤病灶或致痫灶而减少周围组织的损伤^[21]。

软件融合的 PET-MRI 对于体部肿瘤也具有较大的价值。Seemann 等^[22]对胃肠道类癌患者的全身 PET-CT 和 PET-MRI 进行对比研究,在检测淋巴结转移和骨转移上, PET-CT 和 PET-MRI 检出率相似,但对肝转移 PET-MRI 明显优于 PET-CT。Ruf 等^[23]用软件融合的 PET-MRI 对胰腺癌诊断价值进行研究,发现融合图像能明显提高 PET 病灶定位的准确性,对于胰腺原发灶,融合图像与对照读片诊断的价值相似,但在探测肝转移或淋巴结转移上,融合图像价值更大。

PET-MRI 一体机出现后,其应用范围将更优于目前的软件融合,除肿瘤性疾病外,在神经病学研究、脑梗死和新兴的干细胞治疗的研究中也有很大潜力。PET-MRI 将打开了解许多神经障碍疾病如阿尔茨海默病、癫痫、抑郁症等的病理学和病情进展的大门。例如, PET 目前已能鉴别轻度认知障碍和早期阿尔茨海默病,但不能测定脑萎缩导致的脑容积减少量,但 PET 和 MRI 联合,临床则能更准确评价患者的认知功能障碍情况和脑萎缩情况。PET-MRI 还能为脑卒中患者寻找可恢复的脑组织带来希望。在干细胞治疗的研究上, PET-MRI 能同时获得机体组织细胞的解剖、功能和生化信息,显示干细胞移动到损伤脑细胞的轨迹,更长期的观察干细胞是否存活,以及识别干细胞是如何整合到机体的神经网络。

毫无疑问,融合 PET 和 MRI 优势的 PET-MRI

在临床和科研中具有非常大的潜力, 虽然目前仍有一些技术上的难点等待克服, 但现有的资料证实, PET 和 MRI 是可以同时显像的, 而且小动物的 PET-MRI 和人脑显像的 PET-MRI 系统已经有了原型机, PET-MRI 将为我们开辟一个崭新的分子影像未来。

参 考 文 献

- [1] Raylman RR, Hammer BE, Christensen NL. Combined MRI-PET scanner: a Monte Carlo evaluation of the improvements in PET resolution due to the effects of a static homogeneous magnetic field [J]. IEEE Trans Nucl Sci, 1996, 43(4): 2406-2412.
- [2] Garlick PB, Marsden PK, Cave AC, et al. PET and NMR dual acquisition (PANDA): applications to isolated, perfused rat hearts [J]. NMR Biomed, 1997, 10(3): 138-142.
- [3] Shao Y, Cherry SR, Farahani K, et al. Simultaneous PET and MR imaging[J]. Phys Med Biol, 1997, 42(10): 1965-1970.
- [4] Mackewn JE, Strul D, Hallett WA, et al. Design and development of an MR compatible PET scanner for imaging small animals[J]. IEEE Trans Nucl Sci, 2005, 52(5): 1376-1380.
- [5] Shaw NR, Ansoerge RE, Carpenter TA. Commissioning and testing of split coil MRI system for combined PET-MR[C]//International society for magnetic resonance in medicine, May 7-13, 2005, Miami Beach, FL, USA.
- [6] Pichler B, Lorenz E, Mirzoyan R, et al. Performance test of a LSO-APD PET module in a 9.4 Tesla magnet [C]//Conference Record of the 1998 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference. Piscataway, NJ: IEEE, 1998: 1237-1239.
- [7] Pichler BJ, Pimpl W, Buttler W, et al. Integrated low-noise low-power fast charge-sensitive preamplifier for avalanche photodiodes in JFET-CMOS technology[J]. IEEE Trans Nucl Sci, 2001, 48(6): 2370-2374.
- [8] Pichler BJ, Judenhofer MS, Catana C, et al. Performance test of an LSO-APD detector in a 7-T MRI scanner for simultaneous PET-MRI[J]. J Nucl Med, 2006, 47(4): 639-647.
- [9] Judenhofer MS, Catana C, Swann BK, et al. PET/MR images acquired with a compact MR-compatible PET detector in a 7-T magnet[J]. Radiology, 2007, 244(3): 807-814.
- [10] Grazioso R, Zhang N, Corbeil J, et al. APD-based PET detector for simultaneous PET/MR imaging[J]. Nucl Instrum Methods Phys Res A, 2006, 569 (2): 301-305.
- [11] Catana C, Wu Y, Judenhofer MS, et al. Simultaneous acquisition of multislice PET and MR images: initial results with a MR-compatible PET scanner[J]. J Nucl Med, 2006, 47(12): 1968-1976.
- [12] Hammer BE, Christensen NL, Heil BC. Use of a magnetic field to increase the spatial resolution of positron emission tomography[J]. Med Phys, 1994, 21(12): 1917-1920.
- [13] Lauenstein TC, Freudenberg IS, Goehde SC, et al. Whole-body MRI using a rolling table platform for the detection of bone metastases[J]. Eur Radiol, 2002, 12(8): 2091-2099.
- [14] Seemann MD. Whole-body PET-MRI: the future in oncological imaging[J]. Technol Cancer Res Treat, 2005, 4(5): 577-582.
- [15] Zaidi H. Is MR-guided attenuation correction a viable option for dual-modality PET/MR imaging? [J]. Radiology, 2007, 244 (3): 639-642.
- [16] Catana C, Prociassi D, Wu Y, et al. Simultaneous in vivo positron emission tomography and magnetic resonance imaging[J]. Proc Natl Acad Sci USA, 2008, 105(10): 3705-3710.
- [17] 李震, 胡道予, 夏黎明, 等. 全身一体化 MRI 和扩散加权成像在淋巴结肿瘤性病变中的应用[J]. 放射性实践, 2008, 23(2): 153-156.
- [18] Wong TZ, Turkington TG, Hawk TC, et al. PET and brain tumor image fusion[J]. Cancer J, 2004, 10(4): 234-242.
- [19] Borgwardt L, Høφjgaard L, Carstensen H, et al. Increased fluorine-18 2-fluoro-2-deoxy-D-glucose (FDG) uptake in childhood CNS tumors is correlated with malignancy grade: a study with FDG positron emission tomography/magnetic resonance imaging coregistration and image fusion [J]. J Clin Oncol, 2005, 23 (13): 3030-3037.
- [20] Asano E, Chugani DC, Muzik O, et al. Multimodality imaging for improved detection of epileptogenic foci in tuberous sclerosis complex[J]. Neurology, 2000, 54(10): 1976-1984.
- [21] Murphy M, O'Brien TJ, Morris K, et al. Multimodality image-guided epilepsy surgery[J]. J Clin Neurosci, 2001, 8(6): 534-538.
- [22] Seemann MD, Meisetschlaeger G, Gaa J, et al. Assessment of the extent of metastases of gastrointestinal carcinoid tumors using whole-body PET, CT, MRI, PET-CT and PET-MRI[J]. Eur J Med Res, 2006, 11(2): 58-65.
- [23] Ruf J, Lopez Hänninen E, Böhmig M, et al. Impact of FDG-PET-MRI image fusion on the detection of pancreatic cancer [J]. Pancreatology, 2006, 6(6): 512-519.

(收稿日期: 2008-03-01)