

啸造成福岛第一核电站严重破坏。核事故发生的主要原因是核电站的防海啸设计不足,造成厂区严重淹水,安全冷却/补水系统丧失(最终热沉)与电力系统失效(电厂全黑),核燃料持续产生的热量无法有效移除,后续救灾应变不及,造成事故扩大。

5.2 安全管理是关键

保证核能发电的安全性是主管单位要坚持的基本原则,只有确保安全,才能放心使用核能。日本福岛第一核电站发生的事故对核能界来说是一个重大的经验教训,管理部门应密切关注地震、海啸的发生,恰如其分的评估,及时调整管理措施,以确保核电站的安全,只有这样才能使民众心安。

6 结语

回顾 26 年前的切尔诺贝利核事故,至今余悸犹存,痛苦仍在!福岛核泄漏的后患是难以估计的,事故发生十几年、几十年后,一些意想不到的事件也会渐渐显现出来,对核与辐射的远后期效应及其对环境影响的研究,将是今后很重要的研究领域。

参 考 文 献

- [1] Akashi M. Japan's challenges: concerning the domestic and international implications of TEPCO Fukushima Dai-ichi nuclear power station[DB/OL]. (2011-05-17) [2011-10-28]. http://www.nirs.go.jp/data/pdf/WHO_PresenVer3.pdf.
- [2] Yonekura Y. Exposures from the events at the NPPs in Fukushima following the east Japan earthquake and tsunami[DB/OL]. (2011-05-23)[2011-10-28]. http://www.nirs.go.jp/data/pdf/Presentation_Yonekura_2011-05-23.pdf.
- [3] Wakeford R. And now, Fukushima. J Radiol Prot, 2011, 31 (2): 167-176.
- [4] 张建岗, 汤荣耀, 赵兵, 等. 福岛核事故的影响及经验. 二十一世纪初辐射防护论坛第九次会议论文集, 扬州, 2011. 扬州: “二十一世纪初辐射防护论坛”第九次会议组委会, 2011: 76-80.
- [5] 张立国, 曹建主, 薛大知, 等. 福岛核事故后果初步评价与思考. 二十一世纪初辐射防护论坛第九次会议论文集, 扬州, 2011. 扬州: “二十一世纪初辐射防护论坛”第九次会议组委会, 2011: 81-88.
- [6] 潘自强. 辐射安全手册. 北京: 科学出版社, 2011: 386.
- [7] 柴国早. 汲取福岛事故经验教训 提高核电安全水平. 二十一世纪初辐射防护论坛第九次会议论文集, 扬州, 2011. 扬州: “二十一世纪初辐射防护论坛”第九次会议组委会, 2011: 7-11.
- [8] 曹永进, 杜恒雁, 田伟. 关于日本福岛核电站事故应急的初步探讨. 二十一世纪初辐射防护论坛第九次会议论文集, 扬州, 2011. 扬州: “二十一世纪初辐射防护论坛”第九次会议组委会, 2011: 312-315.
- [9] 潘英杰, 王英稳, 薛建新, 等. 汲取福岛核事故教训, 促进核能工业安全发展. 二十一世纪初辐射防护论坛第九次会议论文集, 扬州, 2011. 扬州: “二十一世纪初辐射防护论坛”第九次会议组委会, 2011: 317-32.

(收稿日期: 2011-10-30)

儿童 CT 检查的放射防护

李磊 涂彧

【摘要】近几十年来, CT 成为诊断疾病的重要影像学手段之一。但是, 考虑到患儿的高辐射敏感性, 行 CT 时应当慎重。可以通过对剂量指数、剂量长度乘积、扫描层厚和面积这些 CT 相关参数的控制来降低患儿受照剂量。在保证 CT 图像清楚的前提下, 对管电流、管电压、螺距的控制, 同样可降低患儿受照剂量。通过有效剂量和集体剂量评估患儿的受照剂量。应当在辐射防护三原则的基础上开展患儿 CT 检查工作。

【关键词】体层摄影术, X 线计算机; 儿童; 辐射防护

The radiological protection of the children CT LI Lei, TU Yu. Department of Radiology, School of Radiation Medicine and Protection, Soochow University, Suzhou 215123, China

Corresponding author: TU Yu, Email: tuyu@suda.edu.cn

DOI: 10. 3760 / cma. j. issn. 1673-4114. 2012. 01. 011

作者单位: 215123 苏州, 苏州大学医学部放射医学与防护系

放射医学专业

通信作者: 涂彧 (Email: tuyu@suda.edu.cn)

【Abstract】 During the last decades, CT has become the predominant imaging technique in the diagnosis of diseases. However, given the high radiation sensitivity in children, CT scanning should be indicated extremely carefully. These CT related parameters such as CT dose index, dose-length product, layers and areas can be controlled to decrease pediatric patients exposure doses. To ensure the quality of CT images clear, tube current, tube voltage and pitch can also be controlled to decrease exposure doses. Children exposure doses could be evaluated through the measurement of the effective dose and collective does. Using CT in children patients should be on the basis of the radiation protection of the three principles.

【Key words】 Tomography, X-ray computer; Child; Radiation protection

不同的 CT 很好地适应了各种疾病诊断的需要, 而 CT 在提供解决疾病诊断所需医学影像的同时, 也给受检者带来一定的 X 射线辐射。因此, 在充分利用 CT 诊断技术的同时, 不能不关注其所产生的电离辐射对人体健康的影响, 尤其是儿童正处于生长发育期, 细胞增长旺盛, 对 X 射线更加敏感, 尤其对辐射敏感的组织(如骨髓(红)、结肠、肺、胃、乳腺、性腺等)危害更大; 另外, 儿童的预期生命比成人长, 辐射的有害效应在儿童中表现出更大的潜在危害。据报道, 接受同样剂量的辐射, 儿童患癌症的风险远高于成人, 且年龄越小危险性越大。X 射线还可严重地影响人类的遗传性, 使受辐射的人群及其子女的寿命缩短^[1]。所以, 在临床诊断中, 应根据放射防护的三原则来判断儿童是否有必要进行 CT 检查, 并对接受 CT 检查的儿童进行必要的放射防护。

1 儿童 X 射线诊断的防护原则^[2]

儿童 X 射线检查所受的医疗辐射, 必须遵循 X 射线检查的正当性和放射防护的最优化原则, 在获得必要诊断信息的同时使受检儿童的受照剂量保持在可以合理达到的尽量低水平。对儿童施行 X 射线诊断检查时, 首先, 必须注意到儿童对射线的敏感、其躯体较小又不易控制体位等特点, 从而采取相应有效的防护措施; 其次, 必须建立并执行 X 射线诊断的质量保证计划, 提高 X 射线诊断水平, 减少儿童受检者所受照射剂量; 另外, 各种用于儿童的医用诊断 X 射线机防护性能、工作场所防护设施及安全操作均须符合 GB 130-2002 《医用 X 射线诊断卫生防护标准》。

2 儿童放射防护的特殊性

由于儿童正处于生长发育阶段, 细胞增殖旺盛, 对 X 射线更加敏感, 而且儿童的预期寿命更

长, 故其潜在危害也更大。年龄越小, 辐射诱发癌症的可能性越大, 并且儿童体积小, 周径和前后径均较成人小, 在相同的 CT 检查条件下, 其接受照射剂量更多^[3]。

行 CT 时, 对患者最基本的要求是保持体位不动, 但是儿童一般难以做到, 这在一定程度上与儿童恐惧心理有关。若儿童在扫描时乱动, 不仅会增加受照剂量, 也会因图像不清楚而增加重复摄片数。有文献报道, 为解除患儿的紧张恐惧情绪, 配合检查, 口服水合氯醛一般最为安全^[4]; 静脉注射地西洋的报道甚少。做检查前, 患儿家属和儿科医师也应积极与患儿沟通, 减轻他们的恐惧心理, 具体措施: 对 1 岁以内婴儿采取自然入睡法; 对 1~3 岁的儿童采取镇静剂入睡法; 对 4~7 岁的儿童采取精神安慰、鼓励法; 对 7~14 岁的儿童采取做思想工作法^[5]。

3 评价儿童电离辐射剂量的参数

CT 剂量指数 (CT dose index, CTDI): 其包括 CT 剂量指数 100 (CTDI₁₀₀)、加权 CT 剂量指数 (weighted CTDI, CTDI_w) 以及容积 CT 剂量指数 (volume CTDI, CTDI_{vol})。CTDI₁₀₀ 反映的是标准测量模体中某一点所沉积的 X 射线能量; CTDI_w 描述的是 CT 在某一断层面上的平均剂量状况; 而 CTDI_{vol} 则是描述多层螺旋 CT 在整个扫描容积范围内的平均辐射剂量, 与螺距密切相关。由于 CTDI_w 不考虑层厚因数, 所以并不代表患者接受的总体辐射。辐射能量植入值却直接与层厚、总的 CT 扫描层切面数成正比。单个层面的辐射能量植入是 CTDI_w 与受照射层面质量的乘积, 在扫描参数不变的情况下, 增加或减少扫描范围, 会相应地增加或减少患者接收的辐射剂量^[6]。儿童患者体型小, 接受照射时 X 射线衰减程度小, 在相同的扫描参数条件下, 小儿的 CTDI 明显高于成人^[7]。

剂量长度乘积(dose-length product, DLP): 是一种间接推算辐射植入能量的方法, DLP 能够比 $CTDI_w$ 更好地评价放射致癌风险性^[7]。CT 沿 z 轴的扫描长度显著影响受检者所接收的辐射剂量, 引入 DLP 能更好地评价多层螺旋 CT 的电离辐射风险。国际辐射防护委员会在第 87 号出版物《控制 CT 扫描中的患者剂量》中, 把一次完整的 CT 实践的 DLP (单位: $mGycm$) 表达为:

$$DLP = i \sum nCTDI_w \times nT \times N \times C^{[8]}$$

式中, i 为 CT 序列数; N 为旋转圈数; nT 为每旋转一圈的标称限束准直宽度(cm); C 为 X 射线管每旋转一周的管电流与曝光时间之积(mAs); 而 $nCTDI_w$ 则表示与所用管电压和总标称限束准直宽度相对应的归一的 $CTDI_w$ ($mGy \cdot mA^{-1} \cdot s^{-1}$)。在出现多层螺旋 CT 和引入 $CTDI_{vol}$ 后, DLP 也可更方便地表达为 $CTDI_{vol}$ 与沿 z 轴的扫描长度(L)之积^[9]:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L$$

有效剂量:是指各组织、脏器接受的辐射剂量及各器官对射线相对敏感性的乘积之和, 因此被认为是最能准确地反映 CT 检查中辐射危害的量化指标, 由 DLP 乘以特定的转换系数(k)便可方便地估算出受检者所受的有效剂量, 即:

$$\text{有效剂量} = k \times DLP$$

式中, 与受检者身体不同部位有关的特定转换系数 k 可以由实验研究而得出。欧盟关于 CT 的质量标准指南中就列出了此转换系数 k 与受检者身体不同部位之间的关系^[10]; 也有基于蒙特卡罗方法, 通过建立估算模型而求得的^[11]。

集体有效剂量(collective effective dose): 用于衡量给定的辐射实践导致的群体健康总危害的指标, 其表达式为有效剂量与受照人数之积^[12]。

多层扫描平均剂量(multiple scan average dose): 表征 X 射线 CT 多层扫描所致受检者剂量的量^[13]。

以上 5 种辐射剂量参数对评价儿童 CT 检查可能存在的辐射危害, 具有定性、定量的作用。辐射防护的目的, 就是在可合理做到的情况下, 尽量降低患者的受照剂量。多层螺旋 CT 可进行快速扫描和大范围容积扫描, 与单层螺旋 CT 相比, 其特有的参数可能增加或减少受检者接收的剂量。早期研究表明, 多层螺旋 CT 所致受检者的接收剂量高于单层螺旋 CT, 但是目前越来越多的研究

表明, 两者剂量相似, 甚至多层螺旋 CT 所致的剂量较低^[14]。

由此可见, 降低 CT 参数可以降低患儿接受的辐射剂量。只有控制好 CT 参数, 才能从根本上降低患儿接受的不必要的辐射剂量。

4 影响 CT 图像质量的因素

管电流量: 管电流量的降低主要影响 CT 图像低对比度分辨力, 而对高对比度分辨力的影响甚小^[15]。管电流量降低对图像质量的直接影响是图像均匀性下降, 噪声水平增加; 同时, 降低管电流量可使患儿所受辐射剂量减少, 因此, 在保证图像质量的前提下, 应尽可能的降低管电流量。有研究表明, 把采用最小的剂量并确保满意的图像质量作为选择扫描条件的标准, 那么, 新生儿头颅 CT 检查参考条件应当选择 120 kVp、160 mAs; 2 个月~2 岁、3~8 岁和 9~14 岁儿童头颅 CT 检查, 在峰值管电压相同的情况下, 管电流量应当分别选择 180 mAs、200 mAs、240 mAs 比较合适^[16]。

峰值管电压: 峰值管电压的增加同样会增加患儿所接受的辐射剂量。患儿由于体型小, 相对缺乏自我过滤, 球管电压对患儿所接受的辐射剂量有显著影响^[17]。Cody 等^[18]报告, 同样采用 120 kVp 扫描, 年龄越小, 表面剂量值越高, 峰值管电压为 80~140 kVp 时, 有效剂量会增加 5 倍; 其他条件不变时, 从 120 kVp 降到 80 kVp 可以降低 65% 的辐射剂量, 但是存在射线硬化伪影, 会影响诊断, 因此, 应该谨慎选择 kVp 值。稍微降低扫描电压对图像质量的影响是可以被临床医师所接受的。

螺距: 螺距增加, 辐射剂量下降, 螺距从 1:1 增加到 1.5:1 时, 辐射剂量可以下降 33%, 而不影响图像诊断信息^[19]。

扫描厚度、扫描时间、扫描容积等也是影响患儿 CT 图像质量的因素^[20]。

5 儿童 CT 检查必要的辐射防护措施

5.1 儿童 CT 检查的正当性

为防止不必要的照射, 在引入任何伴有辐射的实践之前, 都必须权衡利弊, 只有当带来的利益大于所付出的代价(包括对健康损害的代价)时, 才能认为是正当的, 那么该实践才为正当性实践^[21]。为了做到儿童 CT 检查的正当性, 临床医师应严格掌

握儿童 CT 检查的适应证,避免不必要的检查,防止盲目滥用或泛用 CT 检查^[2]。

5.2 儿童 CT 检查的防护最优化

遵循辐射防护的最优化原则:即在进行辐射实践时,在考虑了经济和社会因素之后,应保证将辐射照射保持在可合理达到的尽量低水平,也就是辐射防护的“可合理达到的尽量低”原则^[21]。对儿童行 CT 检查时,应专门制定最优化的照射计划,选择最佳的物理技术条件,并采取适当的屏蔽防护措施,使儿童接受尽可能低的照射剂量。

5.3 约束儿童的受照剂量

典型的成人受检者 CT 的 X 射线剂量指导水平是:头、腰椎、腹部的多层扫描平均剂量分别为 50 mGy、35 mGy、25 mGy^[13];若用成人的扫描条件做儿童 CT 检查,其接受的辐射剂量至少为成人的 2 倍^[22]。有文献报道,儿童 CT 检查中,头部扫描所占比例最大,头部所接受的辐射剂量对于全身接受总剂量的贡献是最大的,且男孩比例显著高于女孩^[2]。对于不同扫描部位的估算结果可以看出,尽管头部扫描 CTDI 及 DLP 相对较高,但有效剂量的结果却是腹部及骨盆部位最高,这主要是由于腹部及骨盆处所含的辐射敏感器官较多所致。儿童 CT 检查的有效剂量已达到年天然本底辐射的数量级(2.4 mSv),且随着年龄的增加,其有效剂量的变化趋势是不断增加的。因此,应采取相应的防护措施来降低儿童受检者的受照剂量。

行头部 CT 检查时,减少眼晶体最有效的方法是采取合适的角度,CT 只旋转 270°,除去额部的 90°,这会使眼晶体接受的剂量最小化^[8]。进行儿童颅脑扫描时,当颈部所受辐射为(1.21±0.30) mGy 且甲状腺所受照射剂量达到 0.20 mGy 以上时,就可能引起放射性甲状腺良性结节、慢性放射性甲状腺炎、放射性甲状腺功能减退甚至急性放射性甲状腺炎等^[23]。因此,在对儿童行 CT 颅脑检查时,对颈部进行适当的防护是很有必要的,在实际工作中,可以用铅皮或防护围脖来防护儿童的颈部,以便降低散射线对甲状腺的辐射^[9]。在对腰椎、腹部、骨盆、髋部、骶骨、尾骨、尿路、小肠和大腿上部等处行 CT 检查时,应注意屏蔽睾丸和卵巢。由于卵巢位置多变,因此在对卵巢实施屏蔽时,应尽量扩大屏蔽的范围。对人体表浅器官的防护(如:甲状腺、乳腺、眼晶体、性腺等),可使其受照剂

量降低 30%~60%^[8]。

6 现状与展望

近年来,对于儿童 CT 检查受照剂量和辐射危害的评价仍在进行,比较一致的结果是:若用成人的扫描条件给儿童做 CT 检查,其接受的辐射剂量至少为成人的 2 倍,而目前普遍的情况是医师并未针对儿童采取最优化的扫描条件^[24]。目前,研究较多的项目是适用于儿童 CT 检查的低剂量扫描方案的定义和制定。儿童行头颅 CT 时所接受的辐射剂量较大,对儿童敏感组织(如:甲状腺、眼晶体等)的辐射危害大,因此,对这方面的辐射防护研究也颇多。但是,国内仍没有针对儿童而设置出一定的最佳扫描条件,或是规定适合不同年龄段儿童的 CT 检查参数。由于这方面的研究认识还比较局部、零散,且并未真正的系统化,所以参考价值也大大降低。目前比较一致的做法还停留在一些屏蔽防护方面。接受过放射防护培训的医师、X 射线工作者,他们可能会有意识地调节扫描参数,降低儿童不必要的受照剂量。但是,大部分医师并没有这方面的防护知识,这对儿童来说,无疑增加了他们受照后的潜在辐射危险。

希望可以通过各方面的努力,将儿童 CT 检查参数标准化,使儿童 CT 检查更加规范化、标准化、最优化!

参 考 文 献

- [1] 陈邦文,杨爱春,何海青.重视 CT 检查中儿童的辐射防护.中国辐射卫生,2010,19(2):168-169.
- [2] 国家技术监督局,中华人民共和国卫生部.GB16350-1996 儿童 X 线诊断放射卫生防护标准.北京:中国标准出版社,1996.
- [3] 姜敏霞,季中.低剂量 CT 扫描在儿童口腔医学中的应用.中国辐射卫生,2010,19(2):190-191.
- [4] 谢敬霞,范家栋.CT 诊断学基础.北京:北京医科大学中国协和医科大学联合出版社,1991:12-15.
- [5] 黎红,张峻,胡兴荣.儿童 CT 扫描的护理与配合.健康大视野:医学分册,2006,14(9):98-99.
- [6] 赖爱平,龚方威,章士正.儿童 CT 检查射线剂量优化原则.中国儿童保健杂志,2005,13(4):342-343.
- [7] Gelfand MJ, Lemen LC. PET/CT and SPECT/CT dosimetry in children: the challenge to the pediatric imager. Semin Nucl Med, 2007, 37(5):391-398.
- [8] ICRP. Managing Patient Dose in Computeted Tomography. ICRP Publication 87. Oxford: Pergamon press, 2001.
- [9] McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics

- in CT radiation dose in CT. *Radiographics*, 2002, 22(6): 1541-1553.
- [10] CEC. EUR 16262 Quality criteria for computed tomography, European guidelines. Luxembourg: Commission of the European Communities, 1999.
- [11] DeMarco JJ, Cagnon CH, Cody DD, et al. Estimating radiation doses from multidetector CT using Monte Carlo simulations: effects of different size voxelized patient models on magnitudes of organ and effective dose. *Phys Med Biol*, 2007, 52(9): 2583-2597.
- [12] 杨柯, 袁长海. 山东省 CT 应用现状及辐射危害控制研究. 济南: 山东大学出版社, 2010: 3.
- [13] 全国核能标准化技术委员会. GB/18871-2002 电离辐射防护与辐射源安全基本标准. 北京: 中国标准出版社, 2002.
- [14] 路鹤晴, 朱国英, 郭常义. 多层 CT 辐射剂量与防护研究进展. *中国医学计算机成像杂志*, 2007, 13 (4): 301-307.
- [15] 鲍莉, 李学胜, 李军, 等. 小儿头部 CT 扫描中 mAs 变化对辐射剂量的影响. *生物医学工程与临床研究*, 2009, 13(6): 513-515.
- [16] 高德春, 顾卫根, 毛定立. 儿童头颅 CT 扫描条件选择. *中华放射医学与防护杂志*, 2004, 24(5): 447-448.
- [17] 赖爱平, 丁信法, 龚方威. 儿童 CT 扫描参数的现状分析. *医学影像学杂志*, 2006, 16(5): 506-509.
- [18] Cody DD, Moxley DM, Krugh KT, et al. Strategies for formulating appropriate MDCT techniques when imaging the chest, abdomen, and pelvis in pediatric patients. *AJR Am J Roentgenol*, 2004, 182(4): 849-859.
- [19] Mettler F, Wiest PW, Locken JA, et al. CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol Prot*, 2000, 20(4): 353-359.
- [20] 李真林, 邓开鸿, 邓莉萍. 多层螺旋 CT 辐射剂量控制与监督的临床意义. *华西医学*, 2010, 25(8): 1584-1586.
- [21] 姜德智, 朱昌寿, 涂彧等. 放射卫生学. 苏州: 苏州大学出版社, 2004: 28-38.
- [22] Huda W, Atherton JV, Ware DE, et al. An approach for the estimation of effective radiation dose at CT in the pediatric patients. *Radiology*, 1997, 203(2): 417-422.
- [23] 安瑞金, 黄岗. CT 图像质量和辐射剂量的影响因素研究. *生物医学工程与临床*, 2009, 13(2): 92-95.
- [24] Huda W, Vance A. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. *Am J Roentgenol*, 2007, 188(2): 540-546.

(收稿日期: 2011-10-25)

(上接第 19 页)

- ventricular function in patients with acute myocardial infarction is predicted by the discordance in defect size on ^{123}I -BMIPP and ^{201}Tl SPECT images. *Eur J Nucl Med*, 1996, 23(8): 917-923.
- [21] Hambye AS, Vervaeke A, Dobbeleir A. Quantification of $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi and ^{123}I -BMIPP for predicting functional outcome in chronically dysfunctional myocardium. *Nucl Med Commun*, 1999, 20(8): 737-745.
- [22] Geeter FD, Franken PR, Defrise M, et al. Optimal collimator choice for sequential iodine-123 and technetium-99m imaging. *Eur J Nucl Med*, 1996, 23(7): 768-774.
- [23] Mochizuki T, Murase K, Higashino H, et al. Ischemic "memory image" in acute myocardial infarction of ^{123}I -BMIPP after reperfusion therapy: a comparison with $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -pyrophosphate and ^{201}Tl dual-isotope SPECT. *Ann Nucl Med*, 2002, 16(8): 563-568.
- [24] Amano Y, Kumita S, Takayama M, et al. Comparison of contrast-enhanced MRI with Iodine-123 BMIPP for detection of myocardial damage in hypertrophic cardiomyopathy. *AJR Am J Roentgenol*, 2005, 185(2): 312-318.
- [25] Narita M, Kurihara T. Is I-123-beta-methyl-p-iodophenylmethyl pentadecanoic acid imaging useful to evaluate asymptomatic patients with hypertrophic cardiomyopathy? I-123 BMIPP imaging to evaluate asymptomatic hypertrophic cardiomyopathy. *Int J Cardiovasc Imaging*, 2003, 19(6): 499-510.
- [26] Narita M, Kurihara T, Sindoh T, et al. Successive myocardial fatty acid metabolic imaging in patient with dilated cardiomyopathy: usefulness as a prognostic indicator. *Kaku Igaku*, 2000, 37(4): 303-310.
- [27] Inoue A, Fujimoto S, Yamashina S, et al. Prediction of cardiac events in patients with dilated cardiomyopathy using ^{123}I -BMIPP and ^{201}Tl myocardial scintigraphy. *Ann Nucl Med*, 2007, 21(7): 399-404.
- [28] Nakata T, Kobayashi T, Tamaki N, et al. Prognostic value of impaired myocardial fatty acid uptake in patients with acute myocardial infarction. *Nucl Med Commun*, 2000, 21(10): 897-907.
- [29] Matsuki T, Tamaki N, Nakata T, et al. Prognostic value of fatty acid imaging in patients with angina pectoris without prior myocardial infarction: comparison with stress thallium imaging. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2004, 31(12): 1585-1591.
- [30] Inaba Y, Bergmann SR. Prognostic value of myocardial metabolic imaging with BMIPP in the spectrum of coronary artery disease: A systemic review. *J Nucl Cardiol*, 2010, 17(1): 61-70.
- [31] Nishimura M, Hashimoto T, Kobayashi H, et al. Myocardial scintigraphy using a fatty acid analogue detects coronary artery disease in hemodialysis patients. *Kidney Int*, 2004, 66(2): 811-829.
- [32] Nishimura M, Tsukamoto K, Hasebe N, et al. Prediction of cardiac death in hemodialysis patients by myocardial fatty acid imaging. *J Am Coll Cardiol*, 2008, 51(2): 139-145.
- [33] Nishimura M, Tokoro T, Nishida M, et al. Prediction of cardiac death after coronary revascularization by myocardial fatty acid imaging in hemodialysis patients. *Kidney Int*, 2008, 74(4): 513-520.

(收稿日期: 2011-11-10)