

功能性影像在脑胶质瘤放射治疗靶区确定中的应用

黄劲雄 吴华

【摘要】放射治疗是脑胶质瘤的重要治疗手段之一。功能性影像如 PET、SPECT、MRI 等不仅有助于更准确地显示胶质瘤的浸润范围,还可揭示肿瘤病灶的血供、代谢、乏氧、增殖状态,从而为制定个体化的精确放疗计划提供更有价值的信息。

【关键词】放射治疗计划, 计算机辅助; 磁共振成像; 体层摄影术, 发射型计算机; 脑胶质瘤
【中图分类号】R445.2, R817.4 【文献标识码】A 【文章编号】1673-4114(2007)02-0108-05

The functional imaging in target volume delineation of radiotherapy planning for gliomas

HUANG Jing-xiong, WU Hua

(Department of Nuclear Medicine, Xiamen First Hospital, Fujian Medical University, Xiamen 361003, China)

【Abstract】Radiotherapy is one of important treatments for glioma. Functional imaging, such as PET, SPECT and MRI, may provide more valuable information not only in display of the evasion extent of glioma but also in demonstration of some biological characteristics of the tumor, such as perfusion, metabolism, hypoxia or proliferation. Thus it may play a role in making an individualized and more exact radiotherapy planning.

【Key words】Radiotherapy planning, computer-assisted; Magnetic resonance imaging; Tomography, emission-computed; Glioma

在原发性脑肿瘤中,脑胶质瘤是最常见的病理类型,占颅内原发性脑肿瘤发病率的40%~50%。然而,由于脑胶质瘤常呈恶性浸润性生长,且多生长在脑重要结构,如基底节、中央沟区、丘脑、脑干等部位,不仅手术难以全切,而且术后易复发。长期以来,单纯手术治疗恶性脑胶质瘤的5年存活率<25%,但术后合理的放疗、化疗和其他综合治疗可以控制肿瘤生长和延缓复发,其中外放疗仍是当前脑胶质瘤非手术治疗的主要手段之一。

精确确定受照肿瘤靶区范围,将显著提高脑胶质瘤放疗疗效。而脑胶质瘤呈浸润性生长,形状复杂,边界难以确定,且其是不均质肿瘤,在肿瘤的各个区域中肿瘤细胞数量、细胞增殖情况、细胞乏氧状况不尽一致,这给放疗靶区的确定带来困难。但随着磁共振波谱(magnetic resonance spectroscopy, MRS)、SPECT、PET等这些功能性影像学的发展,利用这些技术可以显示组织的功能代谢状态乃至分子水平的变化,这不仅可以将胶质瘤的边界勾画出来,

而且可以将胶质瘤内部不同部位的生物学特性显示出来,这将为胶质瘤放疗计划的制定提供更为直观和可靠的证据。本文就MRS、PET、SPECT在脑胶质瘤放射治疗靶区确定中的作用和意义综述如下。

1 放疗几何靶区的确定

放疗几何靶区应该是实际需要照射的肿瘤部位和大小,也就是说确定脑胶质瘤几何靶区就是要确定肿瘤组织和非肿瘤病变组织的界限。它的确定受几个因素影响:①脑胶质瘤呈浸润性生长,即使低级别的星形胶质细胞瘤也可以出现广泛的侵袭;②手术所造成的术后改变,如在MR图像上,术后非肿瘤性强化与残存肿瘤的病理性强极为相似,增加了判断肿瘤外侵范围的难度;③放疗后是肿瘤复发还是正常组织损伤难以鉴别等。

1.1 MRI

以往确定脑胶质瘤放疗几何靶区多以CT和MRI等为基础,即术前增强CT和MRI的T2加权所显示的病变区域外放2~4cm为计划靶体积(planning target volume, PTV),而MRI增强扫描的

作者单位:361003 厦门,福建医科大学附属厦门第一医院核医学科。

通讯作者:吴华(E-mail: wuhua@hotmail.com)

T1 加权所显示的病变区域为肉眼可见的肿瘤病灶 (gross tumor volume, GTV)。但是, 常规 MR 的 T2 加权和 T1 加权增强成像仅反映了肿瘤的形态学变化, 而非肿瘤的功能学特性, 无法完全识别肿瘤、水肿、炎症及坏死的区域, 因此很难准确确定肿瘤放疗的范围。

MRS 成像通过在人体无创地分析病变内代谢产物如 N-乙酰天冬氨酸、肌酸、胆碱等物质的浓度, 从分子水平对病变进行评估。胶质瘤分级研究发现, 肿瘤组织和对侧正常组织、低级和 IV 级肿瘤间的 N-乙酰天冬氨酸/肌酸和胆碱/肌酸比值存在显著性差异, 这种代谢变化明显早于其形态学变化, 因而 MRS 成像在脑胶质瘤的临床应用有如下优点: (1) 能从纤维或正常组织中区别出复发或原发病灶; (2) 将放射性坏死从复发的肿瘤中鉴别出来; (3) 可以鉴别术后改变和复发肿瘤; (4) 追踪原发肿瘤的治疗效果。这些 MRS 成像在临床应用上的优点使得勾画肿瘤的边界更为准确。

磁共振血流灌注成像 (magnetic resonance perfusion weighted imaging, MRPWI) 通过将顺磁性对比剂经静脉团注后, 计算其相对值, 如相对脑血容量 (relative cerebral blood volume, rCBV), 即该区域 CBV 相对于某一标准组织的比率, 通常是相对于健侧的正常脑白质。由于实质性肿瘤血管生成对比剂运输起主导作用, 而早期快速增强主要由血管生成引起, 因此通过肿瘤强化可以确定肿瘤范围。研究表明, rCBV 与胶质瘤的分级具有明显的相关性, 且与传统的血管造影所显示的血管分布相一致, 因而 rCBV 对肿瘤的良恶性鉴别有较大的优越性^[1]。MRPWI 在非强化肿瘤中能显示高 rCBV, 提示它比常规 MRI 能更精确勾画肿瘤边界, 此在制定治疗计划和确切病理诊断方面价值较大。不过, 应该注意到有 25%~30% 的良性胶质瘤表现为强化, 同时不强化也并不能排除恶性的可能^[2]。

1.2 PET 和 SPECT

1.2.1 ¹⁸F-氟脱氧葡萄糖 (¹⁸F-fluorodeoxyglucose, ¹⁸F-FDG) PET

文献资料显示: 脑胶质瘤组织病理分化程度与脑胶质瘤细胞内 ¹⁸F-FDG 摄取呈负相关, 分化程度差者肿瘤细胞内 ¹⁸F-FDG 摄取量增加明显。但是, 由于正常脑实质有 ¹⁸F-FDG 高摄取, 部分恶性程度较低的高级别胶质瘤或胶质瘤病灶的部分组织放射

性浓聚程度较低, 故在高本底的 ¹⁸F-FDG PET 图像上难以清楚地与正常脑组织区分, 或难以精确确定病灶边界, 研究表明, ¹⁸F-FDG 仅有助于确定 III~IV 级胶质瘤几何边界, 而无法显示低度恶性脑胶质瘤的肿瘤外侵范围^[3]。另外, 虽然对于肿瘤边缘有明显脑水肿的高级别脑胶质瘤术后复发、残余者 ¹⁸F-FDG 显像可清楚地显示, 边界容易确定, 但对于肿瘤边缘无明显水肿、病灶靠近脑灰质者, ¹⁸F-FDG 显像则常难以将肿瘤复发、残余病灶与正常脑组织相区分, 甚至误诊为阴性。

1.2.2 ¹¹C-甲硫氨酸 (¹¹C-methionine, ¹¹C-MET) PET

另一 PET 显像剂 ¹¹C-MET 主要借助血脑屏障内皮细胞膜上的 L-转运系统通过血脑屏障和脑肿瘤细胞膜, 因此肿瘤组织中的摄取主要反映氨基酸转运活性的高低, 从而间接反映了蛋白质合成能力的高低。放射自显影结果表明: ¹¹C-MET 的摄取与存活的肿瘤细胞数量有关, 在慢性炎症或放射性损伤的病变中无明显摄取, 并且, 正常脑组织对 ¹¹C-MET 的摄取低, 所以该显像剂在肿瘤, 尤其是低级别脑肿瘤的检测、边界的描绘及鉴别诊断病变的良恶性方面较 ¹⁸F-FDG 更为敏感和特异。

Kracht 等^[4]开发了一套软件系统, 将立体定向活检后病理结果与相应的立体穿刺区域的 ¹¹C-MET 检测结果从空间位置对应起来进行分析, 所取的病理组织按照显微镜下所见分为实体肿瘤组织、浸润肿瘤组织和无肿瘤组织 3 种, 观察这 3 种不同类型组织及其对应的 ¹¹C-MET 检测结果的相关性, 并应用半定量方法与对侧正常脑组织相比, 将 ¹¹C-MET 摄取增加 30% 的阈值定为摄取异常区域来比较正常和异常 ¹¹C-MET 摄取区域内病理上发现肿瘤细胞的差异性, 结果: 30 例 MRI 显示为原发或复发的脑肿瘤患者经此法检测, ¹¹C-MET 发现肿瘤的灵敏度和特异度分别为 87% 和 89%, 假阴性率为 13%, 假阴性主要发生于 II 级星形胶质细胞瘤上; 有意义的是, 实体肿瘤组织周边的浸润性肿瘤组织内 ¹¹C-MET 摄取平均值显著高于实体肿瘤组织内的平均值, 这可能反映了实体肿瘤周边的浸润性肿瘤组织内肿瘤增殖活性高。因此, ¹¹C-MET 较 ¹⁸F-FDG 更有助于发现肿瘤的外侵病灶和提高确定肿瘤几何靶区的精确性。

1.2.3 SPECT

脑肿瘤显像显示, 原发或转移脑肿瘤大量摄取

^{201}Tl , 而正常脑组织则摄取很少。实验表明, ^{201}Tl 通过细胞膜上的 Na^+ , K^+ -ATP 酶的主动转运而进入细胞内, 故 ^{201}Tl 的摄取率反映了肿瘤细胞的生长活力及代谢率, 因而 ^{201}Tl SPECT 脑显像能精确地反映活肿瘤的边界, 区别水肿与放射性坏死, 将 ^{201}Tl SPECT 图像与 CT 或 MR 图像融合可以更为精确地显示肿瘤的边界。另一广泛应用的亲肿瘤显像剂 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -甲氧基异丁基异腓 ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI) 亦有着类似的作用, 不同的是, 它的吸收机制不是依靠细胞膜上的 Na^+ , K^+ -ATP 酶的活性, 而是与细胞及线粒体膜两侧的电位差有关, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI 被胶质瘤细胞吸收, 与肿瘤的生物活性及恶性程度密切相关。一些研究显示, ^{201}Tl 或 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI SPECT 在脑胶质瘤分级和复发诊断方面与 ^{18}F -FDG PET 具有类似的敏感性和特异性, 因而在确定肿瘤边界的作用与 ^{18}F -FDG PET 相类似。另外, ^{123}I 标记甲基酪氨酸 (^{123}I -methyltyrosine, ^{123}I -MT) SPECT 与 ^{11}C -MET PET 有相同的价值, 优于 ^{18}F -FDG PET, 在三维适形放疗计划中, ^{123}I -MT SPECT 改善了肿瘤的检查 and 勾画^[9]。

2 放疗生物靶区的确定

生物靶区是指由一系列肿瘤生物学因素决定的治疗靶区内辐射敏感性不同的区域, 这些因素包括乏氧及血供, 细胞增殖、凋亡及细胞周期调控, 癌基因和抑癌基因改变, 浸润及转移特性等。这些因素既包括肿瘤区内的敏感性差异, 也应考虑到正常组织的敏感性差异。人们试图通过功能影像技术显示上述生物学特性。目前, 尚未见到在脑胶质瘤放疗中进行生物靶区研究的临床病例资料, 但据目前研究看, 现有的影像技术所能显示的有用信息包括: 肿瘤细胞病理分化程度、细胞乏氧状况, 细胞增殖状况和新生血管状态等。

2.1 肿瘤细胞病理分化程度的确定

常规 MRI 是评价脑胶质瘤的基本工具, 临床上通常依据强化的程度判断肿瘤的分级。肿瘤的恶性程度越高, 血供越丰富, 血管通透性增加, 且血脑屏障破坏越严重, 对比剂容易从血管溢出而进入间质内, 使肿瘤组织强化愈明显。但影响肿瘤强化程度的因素诸多, 如对比剂用量、扫描延迟时间、细胞外间隙容积等, 因此常出现分级错误。况且, 瘤区内不同区域是否存在病理分化程度的差异性很

难通过 CT 和 MRI 来断定, 更无法将这差异的空间分布显示出来。

早期的临床研究表明, 脑胶质瘤对 ^{18}F -FDG 的摄取与肿瘤的组织分级有良好的相关性。Padma 等^[8]报道, ^{18}F -FDG 低摄取的脑胶质瘤中 86% 用 WHO 分级为 I~II 级, ^{18}F -FDG 高摄取者中 94% 为 III~IV 级高度恶性者。另外, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI 和 ^{201}Tl SPECT 也可以准确地鉴别低度及高度恶性脑胶质细胞瘤, Yokogami 等^[7]对 ^{201}Tl 和 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI 作比较, 结果显示二者在胶质瘤恶性程度评估方面的作用很相似, 使用半定量方法对 19 例良、恶性颅内肿瘤进行组织级别预测, 其精确性没有差异; 但是低级别胶质瘤由于葡萄糖代谢程度较低, 无法从周围正常高摄取的皮质中显现出来, 因此与 ^{18}F -FDG 类似, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI 和 ^{201}Tl SPECT 对恶性程度低的胶质瘤也常难以显示。

应用 ^{11}C -MET PET 或 ^{123}I -MT SPECT 来确定肿瘤细胞分化程度有其优越性, 它们不仅能显示所有病理分化程度的脑胶质瘤对其摄取增加的代谢特性, 而且可以通过半定量检测指标来反映显像剂摄取程度与肿瘤分化程度的相关性。Giammarile 等^[10]报道: 对 19 例病理确诊为少突神经胶质瘤患者进行 ^{11}C -MET 的 PET 检查, 结果所有肿瘤病灶均显示出对 ^{11}C -MET 摄取显著增加, 而且病理分化程度越差, ^{11}C -MET 摄取增加越明显, 这就为应用半定量指标来确定脑胶质瘤细胞不同分化程度的空间分布来设计放疗生物靶区提供可能。

2.2 肿瘤细胞乏氧状况的检测

利用特殊的 MRI 技术, 依据组织中不同的氧水平造成的不同磁信号的改变可以显示乏氧组织; 利用放射性标记的乏氧显像剂也可以对乏氧组织进行 SPECT 或 PET。

特殊 MRI 技术如: 血氧水平依赖性 MRI、电子顺磁共振成像、欧佛豪瑟 MRI 等, 可反映肿瘤的供氧状态和组织的氧化还原能力。Al-Hallaq 等^[9]在 BA1112 横纹肌肉瘤动物模型研究中证实, 采用全氟碳乳剂和 carbogen 治疗后, 血氧水平依赖性 MRI 显示肿瘤乏氧比例下降, 放射治疗敏感性提高。电子顺磁共振成像利用自由基对比剂, 能比较肿瘤和正常组织间氧化还原和供氧状态的不同。欧佛豪瑟 MRI 利用非毒性自由基对比剂能提供组织氧浓度的定量信息。

核素标记乏氧显像剂进行 SPECT 或 PET 显影可以对组织乏氧进行定性和定量检测。Alber 等^[10]对舌底部肿瘤进行 ¹⁸F-米索硝唑 (¹⁸F-misonidazole, ¹⁸F-MISO)PET, 并利用特定函数及软件针对各生物靶区不同的剂量处方进行计划比较, 结果显示设计的高剂量分布区与 ¹⁸F-MISO 摄取增高区域达到高度一致。Chao 等^[11]用 ⁶⁰Cu-二乙酰-双-N(4)-甲基缩氨基硫脲 (⁶⁰Cu-diacetyl-bis-N(4)-methylthiosemicarbazone, ⁶⁰Cu-ATSM) PET 与 CT 进行图像融合, 将 ⁶⁰Cu-ATSM 摄取高于正常组织两倍者定义为乏氧肿瘤区, 然后由此制定乏氧显像指导的调强放射治疗计划。结果, 乏氧肿瘤区剂量达到 80Gy, 肿瘤体积剂量 70Gy, 而腮腺受量小于 30Gy, 满足了治疗要求。上述试验证明了乏氧显像指导调强放射治疗的可能性。

2.3 肿瘤细胞增殖状况的测定

MRS 成像可以提供很多有关生物分子的丰富的生物学信息, 包括水、脂质、胆碱、柠檬酸、乳酸、激肽等, 可反映出肿瘤在增殖和代谢方面的细微变化。通常, 脑肿瘤中的胆碱的相对浓度(胆碱/N-乙酰天冬氨酸)较高, 而正常脑组织的 N-乙酰天冬氨酸浓度较高, 基于此, 我们可以利用调强放射治疗计划对高胆碱/N-乙酰天冬氨酸区域给予更高剂量的照射。

有学者对胶质瘤的 ^{99m}Tc-MIBI 摄取指数和肿瘤增殖标记物(Ki-67)标记指数进行定量对比研究, 结果显示胶质瘤的 ^{99m}Tc-MIBI 摄取指数和 Ki-67 标记指数两者呈正相关($r=0.84, P<0.01$), ^{99m}Tc-MIBI 的摄取与肿瘤细胞增生活性密切相关。Chen 等^[12]对 25 例初治和复发的脑胶质瘤患者进行了 ¹⁸F-氟脱氧胸苷 (¹⁸F-3'-deoxy-3'-fluorothymidine, ¹⁸F-FLT) 的检测并与 ¹⁸F-FDG 进行比较, 观测指标为标准化摄取值(standardized uptake value, SUV)和肿瘤与正常组织摄取的比值, 其中超过半数患者接受了手术切除, 术后病理组织标本进行了 Ki-67 指数的检测, 结果显示: ¹⁸F-FLT 的 SUV 与肿瘤内的 Ki-67 指数密切相关($r=0.84, P<0.0001$), 其相关程度远高于 ¹⁸F-FDG 与 SUV 的相关性。

2.4 新生血管状况的评价

动态增强灌注 MRI 可反映颅内肿瘤的病理生理状态和微循环情况, 在鉴别诊断和治疗计划的设计中可发挥重要作用。Fuss 等^[13]在低度恶性脑胶质

瘤中采用动态增强灌注 MRI, 在治疗前、中、后测定局部脑血流量, 发现立体定向放射治疗后早期复发或恶性转化组的灰质和白质局部脑血流量均高于局部控制组。

核医学技术可通过以下方面对肿瘤血管生成进行研究和评价: (1)血管生成的基因显像; (2)与血管生成有关的受体或蛋白质显像, 如血管内皮生长因子受体显像、 $\alpha_v\beta_3$ 整合素(integrin)显像等^[14]; (3)血流、血容量改变。有关这方面的报道在本刊已有介绍, 在此不再赘述。

综上所述, 在脑胶质瘤的放疗中, 各种功能性显像可以提供各自不同的诊断信息, 它们并非各自独立的, 而是互相补充的, 有关的方法也还在研究发展之中。相信随着分子功能影像及其技术的发展将为脑胶质瘤的个体化精确放疗计划的制定提供更有力手段。

参 考 文 献

- 1 Wetzel SG, Cha S, Law M, et al. Preoperative assessment of intracranial tumors with perfusion MR and a volumetric interpolated examination: a comparative study with DSA. *Am J Neuroradiol*, 2002, 23(10): 1767-1774.
- 2 Lev MH, Hochberg F. Perfusion magnetic resonance imaging to assess brain tumor responses to new therapies. *Cancer Control J*, 1998, 5(2): 115-123.
- 3 Benard F, Romsa J, Hustinx R. Imaging gliomas with positron emission tomography and single-photon emission computed tomography. *Semin Nucl Med*, 2003, 33(2): 148-162.
- 4 Kracht LW, Miletic H, Busch S, et al. Delineation of brain tumor extent with [¹¹C] L-methionine positron emission tomography: local comparison with stereotactic histopathology. *Clin Cancer Res*, 2004, 10(21): 7163-7170.
- 5 Grosu A L, Weber W, Feldmann H J, et al. First experience with I-123-alpha-methyl-tyrosine spect in the 3-D radiation treatment planning of brain gliomas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2000, 47(2): 517-526.
- 6 Padma MV, Said S, Jacobs M, et al. Prediction of pathology and survival by FDG PET in gliomas. *J Neurooncol*, 2003, 64(3): 227-237.
- 7 Yokogami K, Kawano H, Moriyama T, et al. Application of SPECT using ^{99m}TcO₄-MIBI in brain tumors and comparison with expression of the MDR-1 gene: is it possible to predict the response to chemotherapy in patients with gliomas by means of ^{99m}TcO₄-MIBI SPECT?. *Eur J Nucl Med*, 1998, 25(2): 401-409.
- 8 Giammarile F, Houzard C, Bournaud C, et al. High and low grade oligodendrogliomas (ODG): correlation of amino-acid and glucose uptakes using PET and histological classifications. *J Neurooncol*, 2004, 68(3): 263-274.

- 9 Al-Hallaq HA, Zamora M, Fish BL, et al. MRI measurements correctly predict the relative effects of tumor oxygenating agents on hypoxic fraction in rodent BA1112 tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2000, 47 (3): 481-488.
- 10 Alber M, Paulsen F, Eschmann SM, et al. On biologically conformal boost dose optimization. *Phys Med Biol*, 2003, 48(2): 31-35.
- 11 Chao KSC, Bosch WR, Mutic S, et al. A novel approach to overcome hypoxic tumor resistance: Cu-ATSM-guided intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2001, 49 (4): 1171-1182.
- 12 Chen W, Cloughesy T, Kamdar N, et al. Imaging proliferation in brain tumors with ^{18}F -FLT PET: comparison with ^{18}F -FDG. *J Nucl Med*, 2005, 46(6): 945-952.
- 13 Fuss M, Wenz F, Essig M, et al. Tumor angiogenesis of low-grade astrocytomas measured by dynamic susceptibility contrast-enhanced MRI (DSC-MRI) is predictive of local tumor control after radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2001, 51 (2): 478-482.
- 14 Haubner R, Wester HJ, Weber WA, et al. Non-invasive imaging of $\alpha v \beta 3$ integrin expression using a ^{18}F -labeled RGD-containing glycopeptide and positron emission tomography. *Cancer Res*, 2001, 61(5): 1781-1785.

(收稿日期: 2006-09-18)

PET 和 PET-CT 在宫颈癌中的应用价值

黄建敏 潘莉萍 李冬雪

【摘要】 宫颈癌是妇科常见的恶性肿瘤, ^{18}F -FDG PET 或 PET-CT 作为一种功能显像技术, 对宫颈癌的早期发现、肿瘤的良恶性判断和恶性程度评价、肿瘤的临床分期、各种治疗后的疗效评估和复发的判定等方面具有很高的临床价值。PET-CT 通过解剖和功能图像的融合技术提高了诊断的准确性。

【关键词】 宫颈肿瘤; 体层摄影术, 发射型计算机; 体层摄影术, X 线计算机; 氟脱氧葡萄糖 F18

【中图分类号】 R730.44 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1673-4114(2007)02-0112-03

The application of PET and PET-CT in cervical cancer

HUANG Jian-min, PAN Li-ping, LI Dong-xue

(Department of Nucler Medicine, Third Hospital, Hebei Medical University, Shijiazhuang 050051, China)

【Abstract】 Cervical cancer is the common malignancies in woman, ^{18}F -fluorodeoxyglucose (^{18}F -FDG) PET is a well-established method for detecting, staging, cancer recurrence, therapeutic response and prognosis of cervical cancer. PET-CT can accurately locate the anatomical sites of tracer uptake and improve the diagnostic accuraccy of PET.

【Key words】 Cervix neoplasms; Tomography, emission-computed; Tomography, X-ray computed; ^{18}F -Fludeoxyglucose

宫颈癌是仅次于乳腺癌的导致女性发病和死亡的常见恶性肿瘤, 近年来发生率呈上升趋势, 故早期诊断、正确的临床分期和及时治疗具有重要的临床意义。PET 作为一种分子影像学技术, 能早期提示肿瘤功能和代谢的信息, 在宫颈癌的早期诊断、临床分期、复发及治疗效果的判断方面有非常重要的临床价值。PET-CT 通过 PET 与 CT 优势互补, 进一步提高了诊断的准确性。

1 用于宫颈癌诊断的 PET 显像剂

目前, 最常用于宫颈癌 PET、PET-CT 的显像剂是 ^{18}F -氟脱氧葡萄糖 (^{18}F -fluorodeoxyglucose, ^{18}F -FDG), 由于 ^{18}F -FDG 经由肾脏排泄, 而膀胱和输尿管的正常排泄也会对宫颈癌 ^{18}F -FDG PET 的图像造成一定的影响。为减少这种影响, 可以让患者在上机前多饮水; 也有建议在患者骨盆部第一个床位采集前 45~60min 时静脉给予速尿, 以加速聚集在泌尿系统示踪剂的排泄, 这种方法对多个床位的