

❖ 医学物理与工程学

Attenuation correction method of PET/MRI based on MR template

HU Bin^{1*}, HU Haiyong²

(1. Medical Devices School, Zhejiang Pharmaceutical College, Ningbo 315100, China;

2. Department of Equipment, Ningbo No. 2 Hospital, Ningbo 315010, China)

[Abstract] **Objective** To design and compare the effect of attenuation correction (AC) based on different MR templates for PET images, and to find out the template with best attenuation correction results. **Methods** PET images of 30 subjects were collected. MR templates were established according to different gender or head sizes, including female group (fmg), male group (mmg), small head group (smg), big head group (bmg) and the general group (gmg), which were co-registered with the PET transmission template to obtain individual attenuation map, then the data were used in AC for PET images. The radioactivity values within ROI of the corrected PET images and the relative deviations from original PET images were measured and compared. **Results** On PET images after AC of females, the minimum difference of radioactivity in ROI was 4 Bq/ml, which was derived from the fmg and gmg templates. The minimum difference in the radioactivity of males was 1 Bq/ml, which was derived from the mmg and fmg templates. There was a difference between each of the attenuation data obtained from 5 different template corrections and PET transmission scans with the relative deviation range from -6.31% to 6.32%. The relative deviation between the gmg template and the other 4 templates ranged from -3.44% to 5.34%. **Conclusion** There is no obvious gender difference based on MR template AC method. Under normal circumstances, the gmg template can meet the requirements.

[Key words] Tomography, emission-computer; Magnetic resonance imaging; Attenuation correction; Template; Image segmentation

DOI:10.13929/j.1003-3289.201801193

基于 MR 模板的 PET/MRI 衰减校正方法

胡 彬^{1*}, 胡海勇²

(1. 浙江医药高等专科学校医疗器械学院, 浙江 宁波 315100;

2. 宁波市第二医院设备科, 浙江 宁波 315010)

[摘要] **目的** 设计并对比基于 MRI 的衰减校正模板对 PET 图像的衰减校正效果, 寻找衰减校正效果最佳模板。 **方法** 采集 30 名志愿者的¹⁸F-FDG PET 图像, 根据性别或不同头部尺寸创建 MRI 模板, 包括女性组(fmg)、男性组(mmg)、小尺寸头部组(smg)、大尺寸头部组(bmg)和基础组(gmg), 与 PET 透射模板结合后获得个体化衰减图, 并最终用于¹⁸F-FDG PET 图像的衰减校正; 测量并对比经不同模板校正的 PET 图像 ROI 内的放射性活度值和与原始 PET 图像相比的相对偏差值。 **结果** 女性受试者经衰减校正的 PET 图像中, 其 ROI 内放射性活度的最小差值为 4 Bq/ml, 来源于 fmg 与 gmg 模板间, 而男性受试者放射性活度的最小差值为 1 Bq/ml, 来源于 mmg 与 fmg 模板间。经 5 个不同模板校正后与经 PET 透射扫描所获得的衰减数据之间均存在差异, 相对偏差值范围为 -6.31%~6.32%。gmg 模板与其他 4 个模板的相对偏差值范围为 -3.44%~5.34%。 **结论** 基于 MR 模板的衰减校正方法对于受试者个体不存在明显的性别差异, 一般情况下, gmg 模板即可满足要求。

[基金项目] 浙江省教育厅高等学校访问工程师校企合作项目(FG2016007)。

[第一作者] 胡彬(1980—), 男, 浙江宁波人, 硕士, 讲师。研究方向: 医学图像处理。

[通信作者] 胡彬, 浙江医药高等专科学校医疗器械学院, 315100。E-mail: hbzjpc@hotmail.com

[收稿日期] 2018-01-31 **[修回日期]** 2018-05-08

[关键词] 体层摄影术;发射型计算机;磁共振成像;衰减校正;模板;图像分割

[中图分类号] R817; R445.2 [文献标识码] A [文章编号] 1003-3289(2018)09-1409-05

PET/MR 是继 PET/CT 之后的又一种功能分子影像成像设备,进一步增强了多模态成像的优势,在医学分子成像领域颇受关注^[1]。相比 CT, MRI 可为 PET 提供细节对比度更佳的软组织影像,在功能显像方面形成优势互补;而影响 PET 显像定量分析精度的诸多因素,如噪声、部分容积效应(partial volume effect, PVE)和运动伪影等均可通过 MRI 提供的解剖学和运动跟踪信息加以改善^[2],且 MRI 无辐射。因人体各部分组织密度存在差异,其中骨骼致 PET 光子衰减效果尤为显著^[3],故需对组织衰减进行补偿;实现 PET/MRI 准确定量分析的关键在于解决衰减校正的问题^[4]。PET/MRI 一体机无法使用⁶⁸Ge/⁶⁸Ga 或 CT 透射扫描获取衰减数据,只能从 MRI 中导出组织衰减信息,故需要应用基于 MRI 的衰减校正(MR based attenuation correction, MRAC)技术^[5],其目标是将与组织质子密度和弛豫时间相关的 MR 信号转换为与 PET 能级电子密度相关的线性衰减系数(linear attenuation coefficient, LAC)^[4]。目前 PET/MRI 衰减校正方法主要有 3 类。第 1 类是图谱配准法^[5],根据图像模板来源不同,又可分为模板法和地图集法。模板法对采集到的组织图像进行整合处理,以取平均值得到的图像作为衰减校正模板;地图集法需要建立一个数据图库,其中包含大量的患者 CT 和 MRI 信息,通过查地图集,将患者的 MRI 转化为伪 CT 图像,以匹配各种组织的衰减系数而用于衰减校正^[5-7]。第 2 类是分割法,使用不同的 MR 脉冲序列,如 Dixon 序列^[8]或超短回波时间(ultrashort echo time, UTE)序列^[7],将组织成分(例如空气、脑组织和骨)进行分割,并赋予相应的 LAC。第 3 类方法是基于 PET 发射数据重建法,使用 PET 发射数据中同时包含的组织衰减信息进行衰减校正,再利用 MRI 提供的高分辨率组织结构解剖图和 TOF 技术的精确定位功能,可以准确获取衰减图^[9]。最新的 PET/MRI 设计允许同时发射和采集,但需额外增加辐射剂量和飞行时间检测器功能^[10]。

本研究将每名受试者的 T1WI 与 SPM 12 (Statistic Parametric Mapping, version 12) T1WI MR 模板进行空间归一化,再与 PET 透射模板配准,形成个体化衰减图,并将最终衰减校正结果与直接行 PET 透射扫描获得的衰减校正结果进行对比和分析。

1 资料与方法

1.1 一般资料 2017 年 1 月—12 月于宁波市第二医院招募 30 名志愿者,男、女各 15 名,年龄 32~55 岁,平均(42.6±6.0)岁。

1.2 仪器与方法 在注射示踪剂之前,使用⁶⁸Ge 棒源进行 10 min 透射扫描。随后对受试者经静脉注射¹⁸F-FDG(200 MBq),采用 Siemens ECAT HR+PET 扫描仪以三维采集模式获取 PET 放射数据。将所得数据汇合成单帧图像后,采用傅里叶滤波反投影法重建图像,每帧图像采集时间为 30~60 min。采用 Siemens Sonata 1.5T MR 仪进行 MR 扫描,以磁化准备快速梯度回波(magnetization prepared rapid gradient echo, MP-RAGE)序列采集 T1WI, TR 163 ms, TE 2.4 ms, 矩阵 256×256, 层厚 7.5 mm, 层间距 2.5 mm。

将受试者的 PET 透射模板与 SPM 12 提供的 T1WI MR 模板进行空间归一化,并将归一化后的图像与 PET 透射模板配准,即获得每名受试者的个体化衰减图。为验证不同模板之间衰减校正效果的差异,以所有受试者为基础组(general mean group, gm; n=30),并根据性别、头部尺寸不同分为女性组(female mean group, fm; n=15)、男性组(male mean group, mm; n=15)和小尺寸头部组(small mean group, sm; 最大头宽<159 mm, 高度<207 mm, n=16)、大尺寸头部组(big mean group, bm; 最小头宽≥159 mm, 高度≥207 mm, n=14),对应生成各自的模板。

1.3 创建个体化衰减模板 ①制作 SPM 12 T1WI MR 衰减模板,采用 SPM 12 软件中提供的衰减图像模板,将 30 名受试者的 PET 衰减图像分别与该模板进行非线性配准,实现空间归一化;随后将 30 个衰减图像平均,获得 SPM 12 T1WI MR 衰减模板(图 1A);②将 SPM 12 T1WI MR 衰减模板与每名受试者的 T1WI(图 1B)进行非线性配准,使其空间归一化;③将上一步取得的空间模型形变参数导入 PET 透射模板(图 1C),生成个体化的受试者衰减图(图 1D),用于 FDG PET 图像正向投影衰减校正(图 1E)。

1.4 数据分析 对每名受试者分别采用 5 个模板进行衰减校正,获得校正后的 FDG PET 图像。采用 MPItool 软件,于经过校正和原始 FDG PET 图像上勾

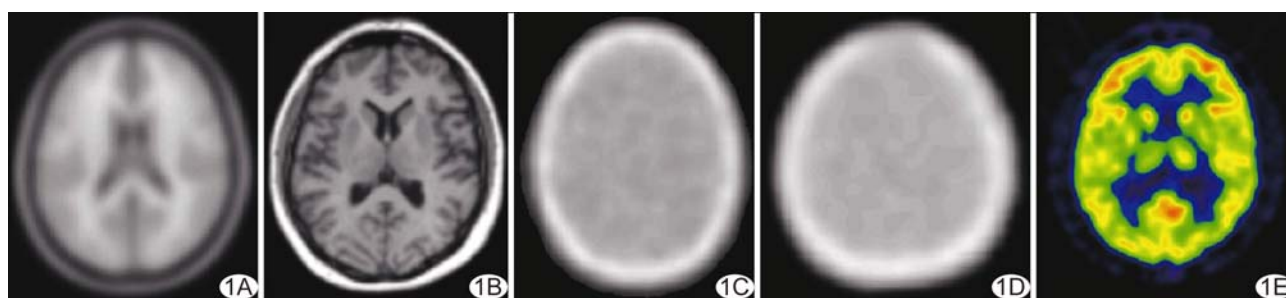


图 1 受试者个体化衰减图制作流程 A. 以 SPM 12 软件获得 T1WI MR 模板; B. 受试者 T1WI; C. PET 透射模板; D. 个体化衰减图; E. 通过个体化衰减图正向投影重建的 FDG PET 图像

画 ROI, 位置包括双侧前额叶、颞叶、枕叶、尾状核、豆状核、壳核、丘脑和小脑半球(图 2)。计算 ROI 内平均放射性活度值(公式 1)、标准偏差(公式 2), 并计算经不同模板校正后 PET 图像与原始 FDG PET 数据之间的相对偏差(公式 3)。

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i \quad (\text{公式 1})$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \quad (\text{公式 2})$$

相对偏差 = (校正后图像放射性活度值 - 原始图像放射性活度值) / 原始图像放射性活度值 × 100%

(公式 3)

式中 $\bar{X}$ 为平均放射性活度值, x_i 为 ROI 内放射性活度值, σ 为标准偏差。

2 结果

以 1 名女性受试者为例, 使用预设模板(bmg、fmg、mmg、smg 和 gmg)重建图像数据, 获得 ROI 内放射性活度平均值、标准偏差值及与原始 FDG 数据相对偏差值(图 3), 其中使用 PET 透射扫描衰减校正重建图像所获得的数据在图例中标注为 FDG。

2.1 单一模板间的对比 对单一受试者分别使用 bmg、fmg、mmg、smg 和 gmg 模板, 并比较其衰减校正结果, 结果显示相对偏差值非常近似。女性受试者使用不同模板校正后得到的放射性活度最大差值源于 smg 与 mmg 模板间, 为 908 Bq/ml; 最小差值源于 fmg 与 gmg 模板, 为 4 Bq/ml。对于男性受试者, 使用不同模板校正后得到的放射性活度最大差值源于 mmg 与 gmg 模板间, 为 715 Bq/ml, 最小差值源于 mmg 与 fmg 模板间, 为 1 Bq/ml。fmg 模板与 mmg

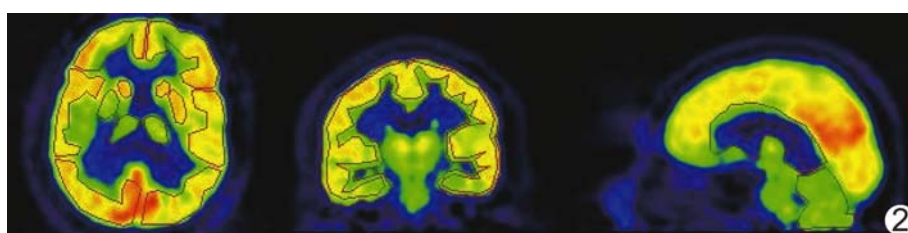


图 2 FDG PET 图像 ROI 设置示意图

模板在统计数据上无明显差异。

2.2 原始图像与经 5 个不同模板校正后图像的对比

5 个特异性分组模板与原始 FDG PET 衰减值的相对偏差值变化范围为 -6.31%~6.32%(图 3C)。与其他组相比, smg 组的相对偏差数值波动相对较小(-2.36%~4.26%)。5 个特异性分组模板相对偏差值总体差异均较大, 其变化范围从 mmg 组的 -6.31% 到 gmg 组的 6.31%, 相对偏差绝对值在 mmg 组中最小, 为 -9.13%, 在 fmg 组中最大, 为 9.97%, 因此难以判断哪个模板最好。

2.3 gmg 模板与其他 4 个分组模板对比 gmg 模板与其他 4 个模板的相对偏差值的差异范围为 -3.44%~5.34%, 相比于 fmg 和 bmg 模板, mmg 和 smg 模板的相对偏差值与 gmg 模板更为接近(-3.44%~2.37%)。

3 讨论

衰减校正是 PET/MRI 中不可或缺的部分, 对 PET 显像定量分析的精确性影响巨大^[11]。PET/MRI 一体机的衰减校正包括硬件和人体组织两部分, 其中硬件是指位置固定和形态不变的设备部件以及体线圈和体表线圈。在 PET/MRI 中如不使用系统配套的硬件, 所采集的 PET 图像可能无法获得彻底的衰减校正图^[11]。在人体组织的衰减校正方面, 有多种衰减校正方法。目前已经提出结合机器学习技术的地图集法^[12]、基于 UTE

序列^[13]和零回波(zero echo time, ZTE)序列^[14]的 MRAC 法等。最近出现的一体化同步扫描 TOF-PET/MR 设备具有超高的 PET 空间分辨力和更快的扫描速度^[15],但成本显著增加,限制了其应用^[16]。

近年来,MRAC 方法也越来越多地被应用于 PET/MR 图像处理。有学者^[17]采用 MRAC 方法在 PET/MR 一体机头部扫描成像中进行衰减校正,取得了良好效果。MRAC 准确性的提高依赖于 MR 模板的创建和方法改进;通过应用患者骨数据代替图集骨进行衰减校正,可获得近似于 CT 衰减校正的准确性^[18],但所使用图集中个体性解剖结构差异所导致的骨衰减差异和窦腔识别误差均有可能影响 MRAC 的准确性。

本研究使用 MRAC 方法,通过 T1WI MR 模板和 PET 透射模板与受试者个体化参数进行配准,并形成最终的衰减图,用于 PET 衰减校正;结果表明,性别差异性模板对衰减校正效果无明显影响;在 5 个不同的分组模板中,gmg 模板包含了所有患者数据的一般信息,其衰减校正的结果与其他 4 个特定模板的差异为-3.44%~5.34%,差异并不明显。在所有以 MR 为基础的衰减校正模板中,gmg 模板通用性最佳,与其他特异性模板之间的差异可以接受。相比于 PET 透射衰减校正法,此法的适用性和精确性有待进一步提高。

[参考文献]

- [1] 柴培,裴彬彬,叶婷,等. CT 用于 PET 衰减校正技术的研究进展. 中国医学

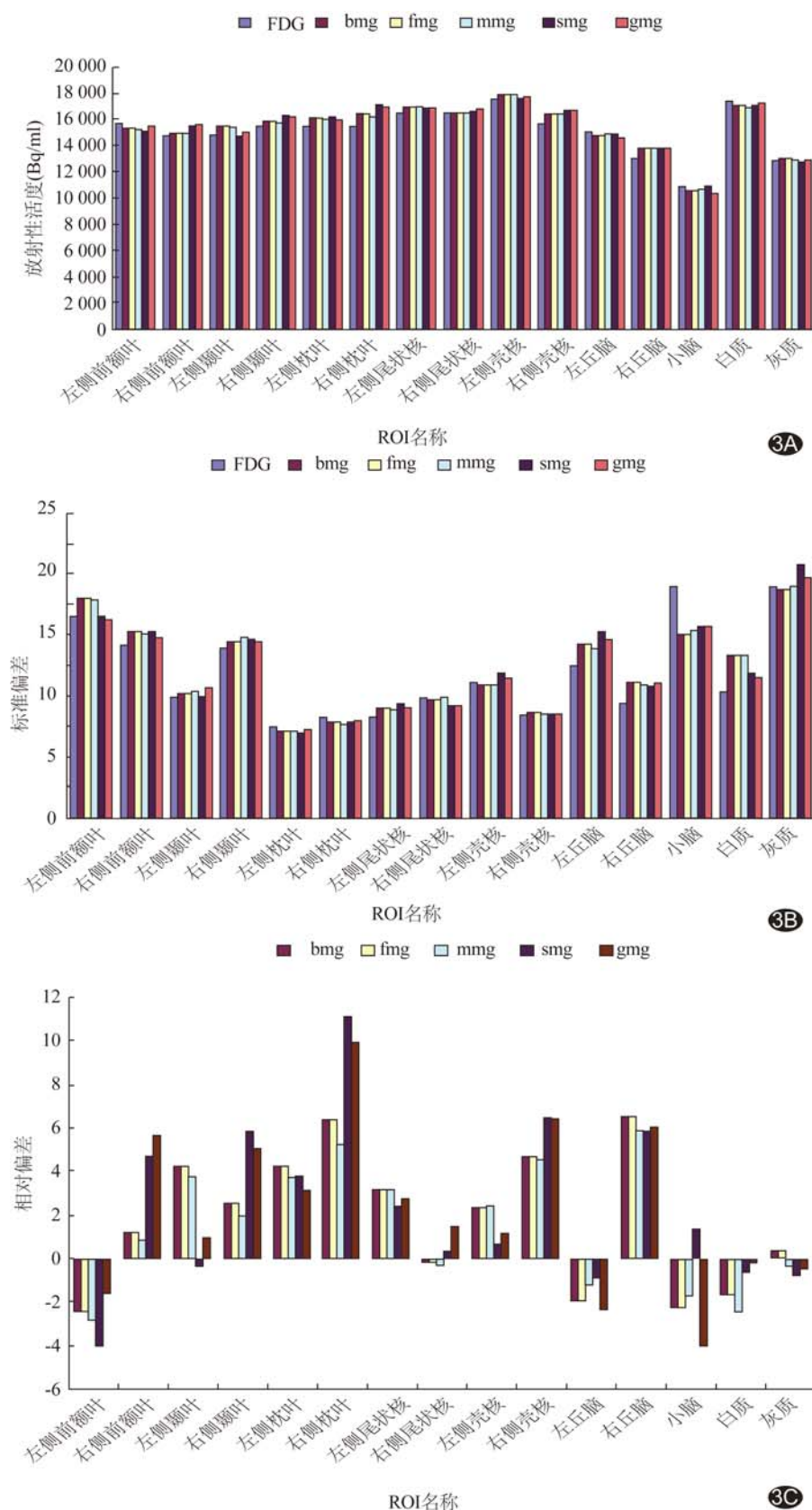


图3 对1名女性受试者采用不同重建方法获得的PET图像参数 A.放射性活度; B.放射性活度标准偏差值; C.相对偏差值

- 影像技术, 2010, 26(8):1576-1578.
- [2] An HJ, Seo S, Kang H, et al. MRI-based attenuation correction for PET/MRI using multiphase level-set method. *J Nucl Med*, 2016, 57(4):587-593.
- [3] Andersen FL, Ladefoged CN, Beyer T, et al. Combined PET/MR imaging in neurology: MR-based attenuation correction implies a strong spatial bias when ignoring bone. *Neuroimage*, 2014, 84:206-216.
- [4] Izquierdo-Garcia D, Hansen AE, Förster S, et al. An SPM8-based approach for attenuation correction combining segmentation and nonrigid template formation: Application to simultaneous PET/MR brain imaging. *J Nucl Med*, 2014, 55(11):1825-1830.
- [5] 高艳, 赵晋华. PET/MR 衰减校正技术的研究进展. *中国医疗设备*, 2015, 30(7):75-77.
- [6] Hofmann M, Steinke F, Scheel V, et al. MRI-based attenuation correction for PET/MRI: A novel approach combining pattern recognition and atlas registration. *J Nucl Med*, 2008, 49(11):1875-1883.
- [7] 王海鹏, 樊馨, 贡明凯, 等. PET/MRI 衰减校正技术研究进展. *中国医学影像技术*, 2014, 30(2):295-299.
- [8] Leynes AP, Yang J, Wiesinger F, et al. Zero echo-time and Dixon deep pseudoCT (ZeDD-CT) Direct pseudo CT generation for pelvis PET/MRI attenuation correction using deep convolutional neural networks with multi-parametric MRI. *J Nucl Med*, 2018, 59(5):852-858.
- [9] Rezaei A, Defrise M, Nuyts J. ML-reconstruction for TOF-PET with simultaneous estimation of the attenuation factors. *IEEE Trans Med Imaging*, 2014, 33(7):1563-1572.
- [10] Boellaard R, Hofman MB, Hoekstra OS, et al. Accurate PET-MR quantification using time of flight MLAA image reconstruction. *Mol Imaging Biol*, 2014, 16(4):469-477.
- [11] 刘家金, 富丽萍, 尹大一, 等. PET/MR 一体机安装、调试及临床初步应用. *中国医疗器械信息*, 2013, 19(10):15-20.
- [12] Visvikis D, Monnier F, Bert J, et al. PET/MR attenuation correction: Where have we come from and where are we going? *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2014, 41(6):1172-1175.
- [13] Cabello J, Lukas M, Förster S, et al. MR-based attenuation correction using UTE pulse sequences in dementia patients. *J Nucl Med*, 2015, 56(3):423-429.
- [14] Sekine T, Ter Voert EE, Warnock G, et al. Clinical evaluation of zero-echo-time attenuation correction for brain ^{18}F -FDG PET/MRI: Comparison with atlas attenuation correction. *J Nucl Med*, 2016, 57(12):1927-1932.
- [15] Mehranian A, Zaidi H, Reader AJ. MR-guided joint reconstruction of activity and attenuation in brain PET-MR. *Neuroimage*, 2017, 162:276-288.
- [16] 郭晋纲, 徐树明, 郑永明. 一体化同步扫描 TOF-PET/MR 分子影像设备的进展. *中国医疗器械杂志*, 2016, 40(4):267-270.
- [17] Malone IB, Ansorge RE, Williams GB, et al. Attenuation correction methods suitable for brain imaging with a PET/MRI scanner: A comparison of tissue atlas and template attenuation map approaches. *J Nucl Med*, 2011, 52(7):1142-1149.
- [18] Yang J, Jian Y, Jenkins N, et al. Quantitative evaluation of atlas-based attenuation correction for brain PET in an integrated time-of-flight PET/MR imaging system. *Radiology*, 2017, 284(1):169-179.

《中国医学影像技术》投稿须知(一)

1 投稿方式 本刊已启用编辑系统, 投稿请登陆本刊主页, 点击左上角“作者登录”进入, 首次投稿需要注册, 登录编辑系统投稿, 本刊不接受电子邮件投稿, 软盘或信件投稿。内容包括: ①作者单位推荐信和医学伦理知情同意书, 推荐信中注明无一稿多投、不涉及保密、署名无争议三项, 扫描上传; ②正文内容, 一律用宋体 5 号字, 不分栏, 页边距上下左右统一为 1.5 cm, 以 Word 格式存储; ③图片插入正文相应位置, 图号不要标在图片上, 标在图片下面, 图片下面需要注明图号、图题、图片说明, 格式为“图号 图题 图片说明”。本部通过 E-mail 告知您稿号, 请谨记稿号, 以便查询稿件情况。

2 审稿及录用 所有来稿均需经本刊编辑部初审、同行专家评议、作者修改, 审稿人姓名对作者保密, 投稿时作者可以提出要求回避的评审专家的姓名。本刊已启用学术不端检索系统, 凡复制比达到或者超过 15% 的文章直接退稿, 其余稿件根据本刊编委会评审意见、作者的修改情况以及论文质量等级, 在刊出前决定稿件取舍。