

基于特定重建算法及校正方法的 SPECT/CT 绝对定量模型研究

黄克敏 冯彦林 梁伟棠 李林 冯叶霞 邓大浪

528000 佛山市第一人民医院核医学科

通信作者:黄克敏, Email: hkmin25@163.com

DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2018.05.008

【摘要】 目的 探讨基于特定重建算法及校正方法的 SPECT/CT 绝对定量方法及其影响因素。**方法** 分别对 Jaszczak 圆柱模型、国际电工委员会 (IEC) 体模进行 SPECT/CT 显像。根据圆柱模型重建图像获得系统容积感兴趣区 (VOI) 灵敏度 (S_{VOI}), 对 IEC 体模内已知活度的不同大小热区进行绝对定量计算, 并计算其定量精确性。比较三维 (3D)-有序子集最大期望值迭代法 (OSEM) 和二维 (2D)-OSEM 重建算法、CT 衰减校正 (AC) 和无衰减校正 (NOAC)、散射校正 (SC) 和无散射校正 (NOSC) 及有无部分容积效应 (PVE) 校正对定量精确性的影响。采用两样本 t 检验、单因素方差分析和 Pearson 相关分析处理数据。**结果** 使用 3D-OSEM+PVE 校正+CTAC+SC 时, 6 个不同容积热区球体绝对定量值与真实值 (374 kBq/ml) 的平均差异为 -2.49%, 其定量误差与球体容积无明显相关性 ($r=-0.795, P>0.05$)。无 PVE 校正时, 各球体定量误差随球体容积减小而增大 ($r=-0.852, P<0.05$)。不同重建方法的不同容积球体的定量值与真实值间的平均差异有统计学意义 ($F=826.631, P<0.05$), 其中 3D-OSEM+CTAC+NOSC 重建图像小于 2D-OSEM+CTAC+NOSC [(52.83±13.79) 和 (61.33±15.00) kBq/ml], 3D-OSEM+CTAC+SC 小于 3D-OSEM+CTAC+NOSC [(9.33±5.47) 和 (52.83±13.79) kBq/ml], 3D-OSEM+CTAC+NOSC 小于 3D-OSEM+NOAC+NOSC [(52.83±13.79) 和 (307.66±9.24) kBq/ml; 均 $P<0.05$]。**结论** 基于 3D-OSEM 重建算法、CTAC、SC、PVE 校正的 SPECT/CT 绝对定量可获得精确的定量结果。

【关键词】 体层摄影术, 发射型计算机, 单光子; 体层摄影术, X 线计算机; 图像处理, 计算机辅助; 模型, 结构

基金项目: 广东省科技计划项目 (2014A020212518)

Absolute quantitative phantom of SPECT/CT imaging based on specified reconstruction algorithms and correction methods Huang Kemin, Feng Yanlin, Liang Weitang, Li Lin, Feng Yexia, Deng Dalang Department of Nuclear Medicine, the First People's Hospital of Foshan, Foshan 528000, China Corresponding author: Huang Kemin, Email: hkmin25@163.com

【Abstract】 Objective To investigate the methodology for absolute quantification with SPECT/CT using specified reconstruction algorithms and correction methods, and to determine the influence factors for quantitative accuracy. **Methods** The routine SPECT/CT imaging were performed with Jaszczak cylindrical phantom and International Electrotechnical Commission (IEC) body phantom using a given acquisition and reconstruction parameter. The system volume sensitivities (S_{VOI}) were acquired from the reconstructed images of Jaszczak phantom study. The absolute radioactivity of the hot spheres from IEC phantom study was calculated, and then the quantitative accuracies were checked. Differences of absolute quantitative value on quantitative accuracy were compared between 3 dimensional (3D)-ordered-subsets expectation maximization (OSEM) and 2 dimensional (2D)-OSEM, CT attenuation correction (AC) and no attenuation correction (NOAC), scatter correction (SC) and no scatter correction (NOSC), partial volume effect (PVE) correction and no PVE correction. Two-sample t test, one-way analysis of variance and Pearson correlation analysis were used. **Results** When 3D-OSEM, CTAC, SC and PVE correction were used, the average difference between absolute quantitative value and true value (374 kBq/ml) was -2.49% in 6 hot spheres, and there was no obvious correlation between the quantitative error and the spheres volume ($r=-0.795, P>0.05$). In the absence of PVE correction, the quantitative error of each sphere increased with the decrease of sphere volume ($r=-0.852, P<0.05$). Differences of the quantitative value and the true value for 6 hot spheres among different reconstruction/correction methods were statistically significant ($F=826.631, P<0.05$). The difference was smaller in 3D-OSEM+CTAC+NOSC than that in 2D-OSEM+CTAC+NOSC; (52.83±13.79) vs (61.33±15.00) kBq/ml ($P<0.05$). The similar results were found when comparing differences between 3D-

OSEM+CTAC+SC and 3D-OSEM+CTAC+NOSC, also between 3D-OSEM+CTAC+NOSC and 3D-OSEM+NOAC+NOSC: (9.33±5.47) vs (52.83±13.79) kBq/ml, (52.83±13.79) vs (307.66±9.24) kBq/ml (both $P<0.05$). **Conclusions** An accurate absolute quantitative value could be obtained with 3D-OSEM reconstruction algorithm, CTAC, SC and PVE correction in SPECT/CT imaging.

【Key words】 Tomography, emission-computed, single-photon; Tomography, X-ray computed; Image processing, computer-assisted; Models, structural

Fund program: Science and Technology Planning Project of Guangdong Province of China (2014A020212518)

定量分析是核医学显像技术的主要特点和优势之一,其中 SPECT 绝对定量是指通过一系列技术手段获得脏器、病灶组织对放射性药物摄取的绝对量。本研究通过模型实验,探索建立 SPECT/CT 绝对定量的方法及流程,并分析影响定量精确性的相关因素,现报道如下。

材料与方法

1. 仪器和设备。采用德国 Siemens 公司 Symbia T16 SPECT/CT 仪,配低能高分辨准直器,系统空间分辨率 6.76 mm,系统平面灵敏度 $87 \text{ k} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{MBq}^{-1}$,配 16 排螺旋 CT。放射性活度计(RM-905a 型)为北京中恒创新科技有限公司产品,灵敏度 3.7 kBq。显像模型为美国 Data Spectrum 公司生产的 Jaszczak 圆柱模型(无插件)、美国电气制造商协会(National Electrical Manufacturers Association, NEMA)国际电工委员会(International Electrotechnical Commission, IEC)体模(内置热区球体插件直径分别为 10、13、17、22、28 和 37 mm,容积分别为 0.52、1.15、2.57、5.57、11.49 和 26.25 ml)。

2. 实验方法。(1) Jaszczak 模型显像。在 Jaszczak 模型中分别注入放射性浓度为 70.76 和 39.45 kBq/ml 的 $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 溶液进行 2 次显像,每次显像采集 2 组不同时间(20 s/帧和 10 s/帧,各 120 帧)的原始数据,每组重复采集 3 次。采集矩阵 128×128 ,放大倍数 1.35。采用双能窗,主能窗 130~150 keV,散射窗 110~130 keV,窗宽 15%,步进式 360° 采集。CT 扫描参数:电压 120 kV,电流 150 mA,层厚 10 mm,螺距 1.0。采用三维(3 dimensional, 3D)-有序子集最大期望值迭代法(ordered-subsets expectation maximization, OSEM)重建图像,6 个子集,8 次迭代,采用 CT 衰减校正(attenuation correction, AC)和散射校正(scatter correction, SC)获得断层图像。

(2) 系统容积感兴趣区(volume of interest, VOI)灵敏度(S_{VOI})的计算。在 Jaszczak 模型 SPECT/CT 融合图像中勾画 3 000 ml 的 VOI。 S_{VOI} 采用下式^[1]计算:

$$S_{\text{VOI}} = \frac{\hat{R}/V_{\text{VOI}}}{c_A} \dots\dots\dots (1)$$

S_{VOI} 单位为单位活度的每分钟计数(counts per minute/kBq, cpm/kBq)。式中 V_{VOI} 为 VOI (ml), c_A 为已知的模型内放射性浓度(kBq/ml), \hat{R} 为 VOI 真实计数率,需按下式(2)^[1]作衰变校正,

$$\hat{R} = R \exp\left(\frac{T_0 - T_{\text{cal}}}{T_{1/2}} \ln 2\right) \left(\frac{T_{\text{acq}}}{T_{1/2}} \ln 2\right) (1 - \exp(-\frac{T_{\text{acq}}}{T_{1/2}} \ln 2))^{-1} \dots (2)$$

式中 R 为重建图像 VOI 的总计数除以显像时间(min), T_0 为图像开始采集时间, T_{cal} 为活度测量时间, T_{acq} 为图像采集总时间, $T_{1/2}$ 为核素半衰期。

(3) 放射性计数恢复系数(C_E)的计算。采用 IEC 体模,向热区球体内分别注入放射性浓度为 764 和 355 kBq/ml $^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ 溶液进行 2 次显像,本底溶液放射性浓度均为 64 kBq/ml。图像采集及重建方法同(1)。IEC 体模各球体 VOI 按照 CT 图像边缘分别在横断面、冠状面和矢状面进行勾画,VOI 大小与球体实际大小保持一致。特定球体(j)在特定采集和重建条件(i)的放射性计数恢复系数 $C_E(j, i)$ 采用下式(3)^[1]计算:

$$C_E(j, i) = \frac{\bar{d}(j, i)}{d_{\text{true}}(j)} \dots\dots\dots (3)$$

式中 \bar{d} 为重建图像特定球体 VOI 的平均计数密度(counts/ml), d_{true} 为特定球体的真实计数密度,为已知的球体内放射性浓度与 S_{VOI} 的乘积。

(4) 绝对定量值(\hat{c}_A)的计算。采用 IEC 体模显像,热区放射性浓度为 374 kBq/ml,本底放射性浓度为 46 kBq/ml,图像采集及重建参数同(1)。特定球体在特定成像条件(i')下使用放射性计数恢复校正的绝对定量值 $\hat{c}_A(j)$ 采用下式(4)^[1]计算;特定球体在特定成像条件下(i')无放射性计数恢复校正的绝对定量值 $\hat{c}_A(j)$ 采用下式(5)计算:

$$\hat{c}_A(j) = \frac{\hat{R}(j)/V_{\text{VOI}}}{S_{\text{VOI}} C_E(j, i')} \dots\dots\dots (4)$$

$$\hat{c}_A(j) = \frac{\hat{R}(j)/V_{\text{VOI}}}{S_{\text{VOI}}} \dots\dots\dots (5)$$

式中 $\hat{R}(j)$ 为特定球体 VOI 的真实计数率,需通过公

式(2)作衰变校正; i' 指特定的成像条件。

比较特定小球绝对定量值及真实活度(放射性浓度),计算不同大小球体在有和无放射性计数恢复校正时的定量误差:定量误差=(定量值-真实值)/真实值 $\times 100\%$ 。

(5)不同重建算法及相关校正对定量精确性的影响。基于 2.(4)中采集的原始数据进行图像重建:①3D-OSEM+CTAC+SC;②3D-OSEM+CTAC+无散射校正(no scatter correction, NO SC);③二维(2 dimensional, 2D)-OSEM+CTAC+NOSC;④3D-OSEM+无衰减校正(no attenuation correction, NOAC)+NOSC。按公式(4)对重建图像中的球体进行定量计算,并验证其定量精确性;比较不同重建方式各球体的定量值与其真实活度值的差异。

3.统计学处理。采用 SPSS 17.0 软件处理数据,符合正态分布的计量数据以 $\bar{x}\pm s$ 表示。2 组间数据比较行两样本 t 检验,多组间数据比较采用单因素方差分析,相关性分析采用 Pearson 相关, $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

基于 Jaszczak 圆柱模型 2 次显像共 12 次数据采集的重建图像,平均 S_{VOI} 为 (13.32 ± 0.32) cpm/kBq,不同放射性浓度的模型显像获得的 S_{VOI} 间差异无统计学意义 [(13.30 ± 0.30) 和 (13.32 ± 0.31) cpm/kBq; $t=-0.091, P>0.05$]。不同采集时间显像获得的 S_{VOI} 间差异亦无统计学意义 [(13.29 ± 0.29) 和 (13.33 ± 0.32) cpm/kBq; $t=-0.231, P>0.05$]。

IEC 体模重建图像各球体 VOI 勾画见图 1。各球体 VOI 放射性计数密度与其真实计数密度的差异随球体容积增大而减小($r=-0.832, P<0.05$)。热区放射性浓度为 764 kBq/ml 的 IEC 体模显像中,0.52 ml 球体计数密度的平均差异为 $(8\ 279\pm 63)$ cpm/ml,26.25 ml 球体平均差异为 $(1\ 725\pm 24)$ cpm/ml。基于 IEC 体模不同热区放射性浓度(764 和 355 kBq/ml) 2 次显像共 12 次数据采集的重建图像,0.52~26.25 ml 球体平均 C_E 分别为 0.21 ± 0.01 、 0.34 ± 0.02 、 0.53 ± 0.03 、 0.62 ± 0.01 、 0.74 ± 0.01 和 0.84 ± 0.01 ;各球体平均 C_E 随球体容积的增大而增大($r=0.841, P<0.05$)。

IEC 体模重建图像各球体在有或无部分容积效应(partial volume effect, PVE)校正的定量计数结果及定量误差见表 1。使用 3D-OSEM+PVE 校正+CTAC+SC 时,6 个不同容积热区球体绝对定量值与真实值平均差异为 -2.49% ,其定量误差与球体容积

无明显相关性($r=-0.795, P>0.05$)。无 PVE 校正时,各球体定量误差明显增加,且随球体容积减小而增大($r=-0.852, P<0.05$)。

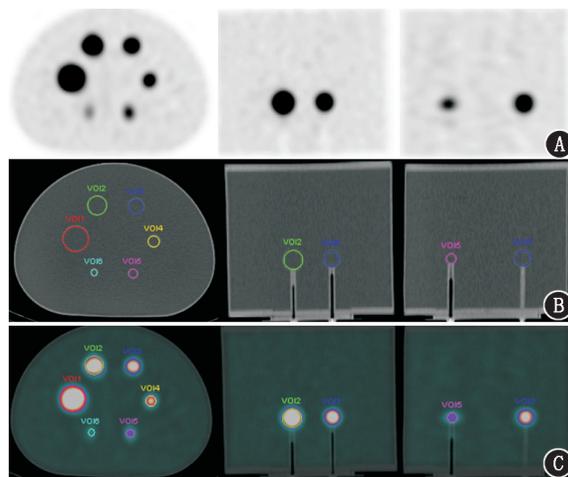


图 1 国际电工委员(IEC)会体模热区系统容积感兴趣区(VOI)勾画示意图(由左至右为横断面、冠状面和矢状面),各球体 VOI 根据 CT 图像边缘及其实际容积进行勾画。A. SPECT 图像; B. CT 图像; C. SPECT/CT 融合图像

表 1 不同容积球体在有或无部分容积效应(PVE)校正时的定量值、差值及定量误差

球体容积(ml)	无 PVE 校正			有 PVE 校正		
	定量值(kBq/ml)	差值(kBq/ml)	定量误差(%)	定量值(kBq/ml)	差值(kBq/ml)	定量误差(%)
26.25	314	-60	-16.04	372	-2	-0.53
11.49	270	-104	-27.81	366	-8	-2.14
5.57	228	-146	-39.04	368	-6	-1.60
2.57	192	-182	-48.66	356	-18	-4.81
1.15	122	-252	-67.38	362	-12	-3.21
0.52	76	-298	-79.68	364	-10	-2.67

注:各球体的真实放射性浓度为 374 kBq/ml

不同重建算法和校正状态下,各球体定量结果及其定量误差见表 2,其中 3D-OSEM+CTAC+SC 的定量误差最小,3D-OSEM+NOAC+NOSC 的定量误差最大。4 种方法的各球体平均定量值与其真实值间的平均差异有统计学意义($F=826.631, P<0.05$)。其中,3D-OSEM+CTAC+NOSC 明显小于 2D-OSEM+CTAC+NOSC [(52.83 ± 13.79) 和 (61.33 ± 15.00) kBq/ml], 3D-OSEM+CTAC+SC 小于 3D-OSEM+CTAC+NOSC [(9.33 ± 5.47) 和 (52.83 ± 13.79) kBq/ml], 3D-OSEM+CTAC+NOSC 小于 3D-OSEM+NOAC+NOSC [(52.83 ± 13.79) 和 (307.66 ± 9.24) kBq/ml; 均 $P<0.05$]。

讨 论

SPECT/CT 仪的出现使 SPECT 的精确定量成

表 2 不同容积球体在不同重建算法和校正状态时的定量计算值及定量误差

球体容积 (ml)	3D-OSEM+CTAC+SC		3D-OSEM+CTAC+NOSC		2D-OSEM+CTAC+NOSC		3D-OSEM+NOAC+NOSC	
	定量值 (kBq/ml)	定量误差 (%)	定量值 (kBq/ml)	定量误差 (%)	定量值 (kBq/ml)	定量误差 (%)	定量值 (kBq/ml)	定量误差 (%)
26.25	372	-0.53	315	-15.78	311	-16.84	68	-81.82
11.49	366	-2.14	328	-12.30	321	-14.17	74	-80.21
5.57	368	-1.60	334	-10.70	325	-13.10	80	-78.61
2.57	356	-4.81	297	-20.59	285	-23.80	58	-84.49
1.15	362	-3.21	321	-14.17	310	-17.11	60	-83.96
0.52	364	-2.67	332	-11.23	324	-13.37	58	-84.49

注:各球体的真实放射性浓度为 374 kBq/ml;2D 为二维;3D 为三维;CTAC 为 CT 衰减校正;NOAC 为无衰减校正;NOSC 为无散射校正;OSEM 为有序子集最大期望值迭代法;SC 为散射校正

为临床应用和研究的热点,多项研究^[2-4]均获得了小于 10%的定量误差百分比。本研究采用已知放射性活度的均匀圆柱模型做定标实验,测定仪器 S_{vol} (cpm/kBq),再对待定量球体勾画 VOI,获得单位容积的放射性计数 (counts/ml),转换计算后获得球体的绝对定量值 (kBq/ml)。本研究各球体平均定量误差为 -2.49%,且与球体容积无明显相关 ($r=0.795, P>0.05$)。

SPECT 图像空间分辨率相对较差,其定量结果易受重建算法、有无 AC、散射及 PVE 等的影响^[5]。目前,PET 和 SPECT 的重建算法有解析算法和迭代算法,后者可明显改善图像质量,尤其是采用的三维重建技术使其可进行深度响应校正,恢复空间分辨率,大大提高了断层图像的分辨率。Zeintl 等^[1]对⁹⁹Tc^m进行的定量研究采用了 3D-OSEM+PVE 校正+CTAC+SC,其模型的平均定量误差为 3.6%。本研究使用 3D-OSEM 重建时各球体的定量值与真实值的平均差异明显小于 2D-OSEM [(52.83±13.79) 和 (61.33±15.00) kBq/ml]。

AC 对射线在体内的衰减进行精确补偿是 SPECT 定量的基础,CTAC 能明显增加深部组织的放射性计数,提高图像分辨率。基于 CTAC 的 SPECT 定量方法可明显提高定量精确性^[6-7]。本研究中容积为 26.25 ml 的球体在 3D-OSEM+CTAC+NOSC 的定量误差为 -15.78%,而在 3D-OSEM+NOAC+NOSC 的定量误差为 -81.82%。散射也是影响 SPECT 图像质量及定量精确性的重要因素之一,目前有多种方法可用于 SPECT 的 SC^[8],双能窗法最为常用。Da Silva 等^[8]采用⁹⁹Tc^m心脏模型及活体进行定量研究,应用 CTAC 和 PVE 校正,而未行 SC,其模型的定量误差为 4%~7%,活体的定量误差为 10%。本研究采用 SC 时各球体的定量值与真实值的平均误差明显小于 NOSC 的定量误差 [(9.33±

5.47) 和 (52.83±13.79) kBq/ml]。

PVE 对 SPECT 定量的影响与物体体积密切相关。Dewaraja 等^[9]对¹³¹I 定量模型的研究显示,容积为 8~95 ml 的球体的平均定量误差小于 17%,4 ml 球体的定量误差为 31%。本研究采用放射性计数恢复的方法进行 PVE 校正^[10],无校正时容积为 26.25 ml 的球体定量误差为 -16.04%,0.52 ml 球体的定量误差为 -79.68%;有校正时各球体的定量精确性得到明显提高 (-4.81%~-0.53%),且其定量误差与球体容积无明显相关。

本研究表明,采用合适的重建算法及相关校正技术,SPECT 可获得精确的绝对定量值。但 SPECT 绝对定量计算过程复杂,影响因素较多,须进行严格的质量控制。本研究仅探讨了特定重建算法及校正状态下特定容积球体的定量计算,未讨论其他可能影响定量精确性的因素(如测量误差、仪器性能、病灶形状及位置、采集及重建参数等)。因此,本研究结果只适用于实验所用机型及实验中的特定条件下。

利益冲突 无

参 考 文 献

- [1] Zeintl J, Vija AH, Yahil A, et al. Quantitative accuracy of clinical ⁹⁹Tc^m SPECT/CT using ordered-subset expectation maximization with 3-dimensional resolution recovery, attenuation, and scatter correction[J]. J Nucl Med, 2010, 51(6): 921-928. DOI: 10.2967/jnumed.109.071571.
- [2] Shcherbinin S, Celler A. An enhancement of quantitative accuracy of the SPECT/CT activity distribution reconstructions: physical phantom experiments[J]. Comput Med Imaging Graph, 2010, 34(5): 346-353. DOI: 10.1016/j.compmedimag.2009.12.005.
- [3] Bailey DL, Willows KP. An evidence-based review of quantitative SPECT imaging and potential clinical applications[J]. J Nucl Med, 2013, 54(1): 83-89. DOI: 10.2967/jnumed.112.111476.
- [4] Shcherbinin S, Celler A, Belhocine T, et al. Accuracy of quantitative reconstructions in SPECT/CT imaging[J]. Phys Med Biol, 2008, 53(17): 4595-4604. DOI: 10.1088/0031-9155/53/17/009.
- [5] Ritt P, Vija H, Hornegger J, et al. Absolute quantification in

- SPECT[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2011, 38 Suppl 1: S69-77. DOI:10.1007/s00259-011-1770-8.
- [6] Willowson K, Bailey DL, Baldock C. Quantitative SPECT reconstruction using CT-derived corrections[J]. Phys Med Biol, 2008, 53(12): 3099-3112. DOI:10.1088/0031-9155/53/12/002.
- [7] Willowson K, Bailey D, Schembri G, et al. CT-based quantitative SPECT for the radionuclide ^{201}Tl ; experimental validation and a standardized uptake value for brain tumour patients[J]. Cancer Imaging, 2012, 12(1): 31-40. DOI:10.1102/1470-7330.2012.0005.
- [8] Da Silva AJ, Tang HR, Wong KH, et al. Absolute quantification of regional myocardial uptake of $^{99}\text{Tc}^m$ -sestamibi with SPECT; experimental validation in a porcine model[J]. J Nucl Med, 2001, 42(5): 772-779.
- [9] Dewaraja YK, Koral KF, Fessler JA. Regularized reconstruction in quantitative SPECT using CT side information from hybrid imaging[J]. Phys Med Biol, 2010, 55(9): 2523-2539. DOI:10.1088/0031-9155/55/9/007.
- [10] 耿建华, 陈盛祖, 陈英茂, 等. 正电子图像部分容积效应成因与校正的理论探讨[J]. 中华核医学杂志, 2003, 23(5): 318-319. DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2003.05.029.
- Geng JH, Chen SZ, Chen YM, et al. Discussing about the cause and correction of partial volume effect in positron emission images[J]. Chin J Nucl Med, 2003, 23(5): 318-319. DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2003.05.029.

(收稿日期:2017-09-22)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

中华医学会系列杂志论文作者署名规范

为尊重作者的署名权,弘扬科学道德和学术诚信精神,中华医学会系列杂志论文作者署名应遵守以下规范。

一、作者署名

中华医学会系列杂志论文作者姓名在题名下按序排列,排序应在投稿前由全体作者共同讨论确定,投稿后不应再作改动,确需改动时必须出示单位证明以及所有作者亲笔签名的署名无异议书面证明。

作者应同时具备以下四项条件:(1)参与论文选题和设计,或参与资料分析与解释;(2)起草或修改论文中关键性理论或其他主要内容;(3)能按编辑部的修改意见进行核修,对学术问题进行解答,并最终同意论文发表;(4)除了负责本人的研究贡献外,同意对研究工作各方面的诚信问题负责。仅参与获得资金或收集资料者不能列为作者,仅对科研小组进行一般管理者也不宜列为作者。

二、通信作者

每篇论文均需确定一位能对该论文全面负责的通信作者。通信作者应在投稿时确定,如在来稿中未特殊标明,则视第一作者为通信作者。集体署名的论文应将对该文负责的关键人物列为通信作者。规范的多中心或多学科临床随机对照研究,如主要责任者确实超过一位的,可酌情增加通信作者。无论包含几位作者,均需标注通信作者,并注明其 Email 地址。

三、同等贡献作者

不建议著录同等贡献作者,需确定论文的主要责任者。确需著录同等贡献作者时,可在脚注作者项后另起一行著录“前×位作者对本文有同等贡献”,英文为“×× and ×× contributed equally to the article”。英文摘要中如同等贡献者为第一作者且属不同单位,均需注录其单位,以*、#、△、※等顺序标注。同一单位同一科室作者不宜著录同等贡献。作者申请著录同等贡献时需提供全部作者的贡献声明,期刊编辑委员会进行核查,必要时可将作者贡献声明刊登在论文结尾处。

中华医学会杂志社