

无完整物理校正对多针孔 CZT-SPECT 进行心肌血流绝对定量的影响

马荣政¹ 王蒙¹ 张宗耀¹ 韩凯¹ 张海龙¹ 汪蕾¹ 许百灵² 方纬¹

¹中国医学科学院、北京协和医学院阜外医院核医学科 100037; ²美国密苏里哥伦比亚大学核科学暨工程学院, 哥伦比亚市 65211

通信作者: 方纬, Email: nuclearfw@126.com; 许百灵, Email: bailinghsu@gmail.com

【摘要】 目的 探讨多针孔碲锌镉(CZT)心脏专用SPECT仪(CZT-SPECT)行心肌动态SPECT显像时无完整物理校正对心肌血流绝对定量结果的影响。**方法** 收集阜外医院2018年7月至2019年1月间30例[男18例,女12例;年龄(63±9)岁]疑似或已知冠状动脉粥样硬化性心脏病的患者行心肌动态SPECT显像。采用不同物理校正模式处理图像:无校正、部分校正[噪声消减校正、(噪声消减+散射)校正、(噪声消减+散射+空间分辨率恢复)校正]及完整校正[(噪声消减+散射+空间分辨率恢复+组织衰减)校正]。动力学建模采用单组织双腔室模型,通过数据-模型拟合度(R^2)及血池溢出分数(FBV)进行质量评价;比较无校正、部分校正与完整校正的静息心肌血流量(RMBF)、负荷心肌血流量(SMBF)及心肌血流储备(MFR)的差异。采用Wilcoxon符号秩检验和直线回归分析行统计学处理。**结果** 在所有数据集中,与完整校正相比,无校正结果的一致性最低(R^2 :静息=0.69,负荷=0.78; z 值:4.78和4.78,均 $P<0.01$),左心室血池溢出效应最高(FBV:静息=0.37,负荷=0.40; z 值:-3.40和-3.30,均 $P<0.01$)。增加校正项后,不同校正状态的结果与完整校正结果的一致性得到改善,FBV逐步降低。与完整校正相比,无校正高估了SMBF和MFR(z 值:1.27和-3.50,均 $P<0.01$),部分校正均高估了RMBF和SMBF(z 值:-4.55~1.27,均 $P<0.01$),噪声消减及(噪声消减+散射)校正均低估了MFR(均 $P<0.05$)。线性回归分析显示,无校正、噪声消减校正、(噪声消减+散射)校正、(噪声消减+散射+空间分辨率恢复)校正与完整校正RMBF的回归系数为0.908~1.210,Bland-Altman分析显示正向或逆向的偏差(偏差分别为-0.07、0.21、0.26和0.15 ml·min⁻¹·g⁻¹);上述校正与完整校正SMBF的回归系数为1.129~1.308,Bland-Altman分析显示正向偏差(偏差分别为0.60、0.25、0.28和0.24 ml·min⁻¹·g⁻¹);上述校正与完整校正MFR的回归系数为0.907~1.318,Bland-Altman分析显示极小正向或逆向的偏差(偏差分别为0.70、-0.11、-0.05和0.01)。**结论** 采用多针孔CZT-SPECT行心肌血流定量时,在动态SPECT图像后处理过程中,完整的物理校正能提高数据-模型的一致性,降低左心室血池溢出效应,进而提高心肌血流绝对定量的准确性。

【关键词】 冠状动脉疾病;心肌灌注显像;体层摄影术,发射型计算机,单光子;碲;锌;镉;衰减校正

基金项目:国家自然科学基金(81771872)

DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-2848.2019.12.004

Without physical corrections impacts the performance of myocardial blood flow quantitation with multi-pinhole CZT-SPECT

Ma Rongzheng¹, Wang Meng¹, Zhang Zongyao¹, Han Kai¹, Zhang Hailong¹, Wang Lei¹, Hsu Bailing², Fang Wei¹

¹Department of Nuclear Medicine, Fuwai Hospital, National Center for Cardiovascular Diseases, Peking Union Medical College, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100037, China; ²Nuclear Engineering Science and Engineering Institute, University of Missouri-Columbia, Columbia 65211, Missouri, USA

Corresponding authors: Fang Wei, Email: nuclearfw@126.com; Hsu Bailing, Email: bailinghsu@gmail.com

【Abstract】 Objective To investigate the impact on myocardial blood flow (MBF) quantitation with multi-pinhole cadmium zinc telluride (CZT)-SPECT with or without partial physical corrections. **Methods** A total of 30 patients (18 males, 12 females; age: (63±9) years) with suspected or known coronary heart diseases who underwent dynamic SPECT from July 2018 to January 2019 in Fuwai Hospital were enrolled. Images were reconstructed using different corrections: no correction (NC), partial corrections ((noise re-

duction (NR), NR+scatter correction (SC), NR+SC+resolution recovery (RR), NR+SC+RR+attenuation correction (AC; total corrections, TC). Kinetic modeling integrated one-tissue two-compartment model while using index of fitting quality (R^2) and fraction blood volume (FBV) to assess the quality of modeling. Rest MBF (RMBF), stress MBF (SMBF) and myocardial flow reserve (MFR) quantified from no correction (NC) or partial corrections were compared with those of TC. Wilcoxon signed rank test and linear regression analysis were used to analyze the data. **Results** Compared to TC, NC showed the lowest R^2 (rest: 0.69, stress: 0.78; z values: 4.78 and 4.78, both $P < 0.01$) and highest FBV (rest: 0.37, stress: 0.40; z values: -3.40 and -3.30, both $P < 0.01$). The improvement of R^2 and FBV was consistent with increased corrective terms. Compared with TC, NC overestimated SMBF and MFR (z values: 1.27 and -3.50, both $P < 0.01$), all partial corrections overestimated RMBF and SBMF (z values: from -4.55 to 1.27, all $P < 0.01$). NR and NR+SC underestimated MFR (both $P < 0.05$). Linear regression analysis showed that the regressive coefficients of RMBF between NC, NR, NR+SC, NR+SC+RR and TC were 0.908-1.210, and Bland-Altman plots of RMBF demonstrated positive or negative biases (-0.07, 0.21, 0.26, 0.15 ml · min⁻¹ · g⁻¹). The regression coefficients of SMBF were 1.129-1.308, and Bland-Altman plots demonstrated positive biases (0.60, 0.25, 0.28, 0.24 ml · min⁻¹ · g⁻¹). The regression coefficients of MFR were 0.907-1.318, and Bland-Altman plots demonstrated positive or negative biases (0.70, -0.11, -0.05, 0.01). **Conclusion** Full physical corrections can improve the index of fitting quality in the kinetic modeling and reduce left ventricle spillover, which help to warrant the accuracy of SPECT myocardial blood flow quantitation with multi-pin-hole CZT-SPECT.

【Key words】 Coronary artery disease; Myocardial perfusion imaging; Tomography, emission-computed, single-photon; Tellurium; Zinc; Cadmium; Attenuation correction

Fund program: National Natural Science Foundation of China (81771872)

DOI: 10.3760/ema.j.issn.2095-2848.2019.12.004

PET 是无创评价心肌血流的“金标准”,但 PET 心肌血流灌注显像剂半衰期过短(如¹³N-NH₃ 为 10 min, ⁸²Rb 为 75 s),且制备复杂、价格昂贵,临床应用受限。近年来,SPECT 心肌血流定量技术发展迅速。多个研究表明,通过完整的物理校正及运用腔室动力学模型,双探头快速转动 SPECT 及碲锌镉(cadmium zinc telluride, CZT)心脏专用 SPECT 仪(CZT-SPECT)图像均能提供心肌血流绝对定量的信息^[1-6]。动态数据采集及完整的物理校正是 SPECT 及 PET 进行准确心肌血流定量的必要条件^[1-9],但大多数快速转动 SPECT 与 CZT-SPECT 没有提供完整的物理校正,即使采用相同的定量分析软件,不同设备的心肌血流定量结果差异也很大^[10-11],因此 SPECT 心肌血流定量在临床应用上尚未形成统一标准。最新研究显示,对于不同设备,采用同样的完整物理校正与相同定量分析软件,同一患者的心肌血流值非常接近^[5]。目前,在 CZT-SPECT 行动态 SPECT 显像的后处理过程中,不经完整物理校正对心肌血流绝对定量结果的偏差有多大尚不清楚,该研究旨在探讨多针孔 CZT-SPECT 行动态 SPECT 显像时,各物理校正对绝对血流值与血流储备值的影响。

资料与方法

1.一般资料。共收集阜外医院 2018 年 7 月 1 日至 2019 年 1 月 31 日间 30 例疑似或已知冠状动脉粥样硬化性心脏病(简称冠心病)患者,行常规心肌灌注显像时同时行动态 SPECT 显像,以检测心肌血

流量(myocardial blood flow, MBF)。其中男 18 例、女 12 例,年龄(63±9)岁,体质指数(body mass index, BMI)25.6(18.9~32.9) kg/m²;胸闷 15 例,胸痛 7 例,高血压 20 例,高血脂症 11 例,糖尿病 9 例,吸烟 8 例,有冠心病家族史 3 例,有再血管化治疗史 9 例。所有患者行动态 SPECT 显像时临床状况稳定,均签署知情同意书。本研究符合《赫尔辛基宣言》的原则。

2.动态 SPECT 采集。采用 CZT-SPECT(美国通用 NM530c)仪行动态 SPECT 采集,配 19 个 CZT 探测器面板,由 4 个 5 mm 厚,32×32 像素元素和 180°弧形聚焦针孔准直器组成(针孔有效直径 5.1 mm)。相关显像参数:矩阵 32×32,像素尺寸 2.46 mm,⁹⁹Tc^m能峰(131.6~148.4 keV)和散射(118.4~131.5 keV) 2 个能量窗。患者均行一日法静息/ATP(国药集团容生制药有限公司,焦作)药物负荷动态 SPECT 显像。予患者“弹丸”式静脉注射⁹⁹Tc^m-甲氧基异丁基异腈(methoxyisobutylisonitrile, MIBI;原子高科股份有限公司,北京)3~5 s,静息剂量 370 MBq,负荷剂量 1 110 MBq,2 次注射相隔约 1.5 h。静息显像时,先启动列表模式数据采集,10 s 后注射⁹⁹Tc^m-MIBI,持续采集 10 min;负荷显像时,采用双手双静脉通道,一静脉通道按 160 μg · kg⁻¹ · min⁻¹的方案注射 ATP 5 min,于 ATP 注射 2 min 20 s 时启动列表模式数据采集,在 2 min 30 s 时由另一静脉通道注射⁹⁹Tc^m-MIBI,持续采集 10 min。每次注射前患者饮用 0.3~

0.5 L 牛奶+水,以增大胃部容积,排挤肝脏远离心脏,以降低肝脏对心脏的干扰。静息和负荷动态 SPECT 显像期间,以 SPECT/CT 仪(德国 Siemens Symbia T16)行低剂量 CT 采集(120 kV,30 mA,5.2 s)用于图像后处理过程中的组织衰减校正,患者 CT 采集平躺仰卧体位与动态 SPECT 采集体位保持一致。

3.动态 SPECT 图像的后处理。将列表模式数据重分为帧模式的动态原始数据,格式为 10 s×10 帧+20 s×2 帧+60 s×2 帧+280 s×1 帧,共 10 min。图像重建时,所有原始数据经⁹⁹Tc^m衰变校正,采用有序子集最大期望值迭代法(ordered-subsets expectation maximization, OSEM;迭代次数 35,子集 2)生成未经校正的图像(无校正)^[12]。采用不同校正模式处理图像:无校正、部分校正[噪声消减(noise reduction, NR)校正、NR+散射(scatter correction, SC)校正、NR+SC+空间分辨率恢复(resolution recovery, RR)校正]、完整校正[(NR+SC+RR+组织衰减(attenuation correction, AC)校正)^[13-17]。

4. SPECT 血流定量分析。采用 MyoFlowQ 软件(美国 BMIC 公司)进行图像重建和血流定量处理。以矩形盒(1.0 cm×1.0 cm×4.0 cm) 1/3 比例放置于左心室区域,2/3 比例放置于左心房区域,由血池采样得到血池时间-放射性活度曲线;从动态 SPECT 图像中提取稳定心肌摄取的静态图像(320~600 s)并处理获得心肌中线,用于生成心肌时间-放射性活度曲线。每例患者先采用完整校正的图像数据获得矩形盒置放位置和心肌中线,再应用于无校正及部分校正的图像后处理中,以保证不同数据间采样方法的一致性。心肌血流定量的动力学建模采用单组织双腔室模型,见公式(1)^[17]:

$C_{myo}(t) = FBV \cdot Ca(t) + (1-FBV) \cdot K_1 \cdot e^{-k_2 \cdot t} \times Ca(t) \dots\dots$ 公式(1)

其中 $C_{myo}(t)$ 为从动态 SPECT 图像获得的心肌部位放射性活度浓度,由左心室动脉血溢出效应 $Ca(t)$ 与心肌真实摄取[由 K_1 、 k_2 及 $Ca(t)$]组成;血池溢出分数(fraction of blood volume, FBV)为由左心室血池区域到心肌区域的溢出分数;1-FBV 为心肌真实摄取分数; K_1 (ml·min⁻¹·g⁻¹)和 k_2 (min⁻¹)分别代表 MIBI 从血液到心肌组织的摄取率及从心肌组织到血液的洗脱率。

将血池及心肌时间-放射性活度曲线与动力学模型进行曲线拟合,获得动力学参数 K_1 、 k_2 和 FBV,再重组获得拟合的心肌时间-放射性活度曲线,并与影像测量的心肌时间-放射性活度曲线进行对比计算 R^2 。FBV 用于评价血流学数据中心室血池对心

肌的溢出程度,该值越高,表示重建图像中存在较高的溢出,含高溢出的图像质量可能影响通过拟生成 K_1 及 k_2 等动力学参数的准确性; R^2 用于评价血流学数据与动力学模型间的一致性,该值为 1.0,表示重建图像的质量能使两者达到完全吻合。MBF 的计算采用转换于 K_1 值与 MIBI 在心肌的摄取分率校正[公式(2)]:

$K_1 = MBF \cdot (1 - \alpha \cdot \exp^{-\beta \cdot MBF}) \dots\dots\dots$ 公式(2)

其中 α 及 β 系数采用文献中的 MIBI 校正值得^[2]。在动力学建模前,通过 MIBI 进入左心前的动态图像,分析间隔壁和侧壁的比值获得右心室血池对左心室的溢出效应,用于右心室溢出校正。由于静息状态下存在生理差异,对静息 MBF(rest MBF, RMBF)进行校正[RMBF 校正 = RMBF 未校正×(10 000/心率血压乘积)]^[18]。计算心肌血流储备(myocardial flow reserve, MFR):负荷 MBF(stress MBF, SMBF)/RMBF。

5.统计学处理。采用 MedCal 13.0 软件,符合正态分布的计量资料用 $\bar{x} \pm s$ 表示。以完整校正的血流定量结果为标准,采用 Wilcoxon 符号秩检验将无校正、部分校正与完整校正所得结果进行比较,并进行直线回归分析和 Bland-Altman 分析。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

由图 1 可知,物理校正可从消减图像噪声、增强图像对比度及提升图像分辨率方面改善动态 SPECT 图像的质量。不同校正状态下 R^2 与 FBV 结果见表 1。与完整校正结果相比,无校正的结果一致性最低(R^2 :静息=0.70,负荷=0.78; z 值:4.78 和 4.78,均 $P < 0.01$),左心室血池溢出效应最高(FBV:静息=0.37,负荷=0.40; z 值:-3.40 和 -3.30,均 $P < 0.01$)。随着校正项的增加,不同校正下的结果与完整校正结果的一致性得到改善,FBV 逐步降低。

不同校正下的心肌血流数据结果见表 2。与完整校正结果相比,无校正高估了 SMBF 和 MFR(z 值:1.27 和 -3.50,均 $P < 0.01$),部分校正均高估了 RMBF 和 SMBF(z 值:-4.55~1.27,均 $P < 0.01$);随着校正模式的增多,其 RMBF 及 SMBF 与完整物理校正的差异逐步降低。NR 校正及(NR+SC)校正均低估了 MFR(z 值:2.11 和 1.97,均 $P < 0.05$),而(NR+SC+RR)校正与完整校正的 MFR 间差异无统计学意义($z = -0.74, P = 0.462$)。

不同校正模式结果与完整校正结果的线性回归

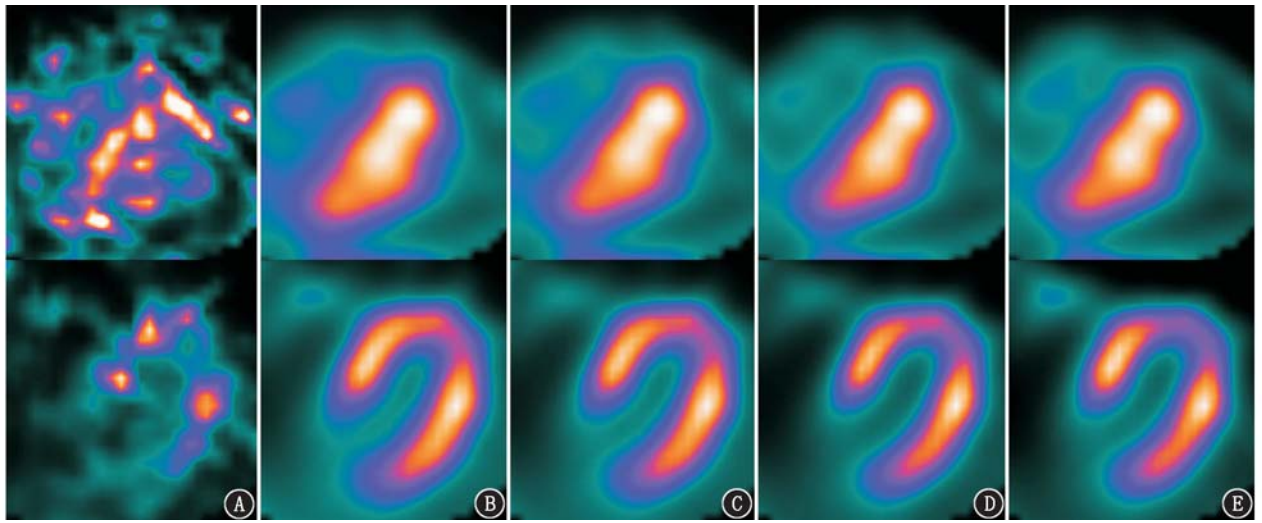


图 1 冠状动脉粥样硬化性心脏病(简称冠心病)患者(男,57岁;)在不同物理校正模式下的负荷⁹⁹Tc^m-甲氧基异丁基异腈(MIBI)锑铯镅(CZT)心脏专用 SPECT 仪(CZT-SPECT)显像图(上排:心血池,下排:心肌)。患者具有高血压、高血脂等冠心病危险因素。A.无校正;B.噪声消减校正;C.(噪声消减+散射)校正;D.(噪声消减+散射+空间分辨率恢复)校正;E.(噪声消减+散射+空间分辨率恢复+组织衰减)校正;可见随着校正项的增加,CZT-SPECT 相机的动态 SPECT 图像质量得到提升

表 1 疑似或已知冠状动脉粥样硬化性心脏病患者 CZT-SPECT 显像不同物理校正与完整校正的 R² 和 FBV 比较(n=30)

校正方法	R ²		FBV	
	静息显像	负荷显像	静息显像	负荷显像
无校正	0.70±0.07 ^a	0.78±0.07 ^a	0.37±0.13 ^a	0.40±0.10 ^a
噪声消减校正	0.89±0.05	0.93±0.04 ^a	0.34±0.06 ^a	0.38±0.08 ^a
(噪声消减+散射)校正	0.89±0.04 ^a	0.93±0.04 ^a	0.32±0.07 ^a	0.37±0.07 ^a
(噪声消减+散射+空间分辨率恢复)校正	0.88±0.05	0.92±0.04	0.27±0.06	0.32±0.07
完整校正	0.88±0.04	0.92±0.03	0.28±0.06	0.33±0.07

注:^aP<0.05; CZT-SPECT 为锑铯镅心脏专用 SPECT 仪,FBV 为血池溢出分数,R² 为数据-模型拟合度;完整校正为(噪声消减+散射+空间分辨率恢复+组织衰减)校正

表 2 疑似或已知冠状动脉粥样硬化性心脏病患者不同物理校正下的 CZT-SPECT 图像 RMBF、SMBF 与 MFR 比较(n=30)

校正方法	心肌血流数据($\bar{x}\pm s$)			回归方程		
	RMBF (ml·min ⁻¹ ·g ⁻¹)	SMBF (ml·min ⁻¹ ·g ⁻¹)	MFR	RMBF	SMBF	MFR
无校正	1.09±0.38	2.23±0.95 ^a	2.20±0.77 ^a	y=0.908x	y=1.308x	y=1.318x
噪声消减校正	1.36±0.48 ^a	1.76±0.76 ^a	1.38±0.48 ^a	y=1.163x	y=1.135x	y=0.907x
(噪声消减+散射)校正	1.41±0.44 ^a	1.89±0.77 ^a	1.44±0.58 ^a	y=1.210x	y=1.154x	y=0.970x
(噪声消减+散射+空间分辨率恢复)校正	1.30±0.39 ^a	1.88±0.73 ^a	1.50±0.53	y=1.119x	y=1.129x	y=0.995x
完整校正	1.16±0.37	1.62±0.68	1.49±0.54	-	-	-

注:^aP<0.05; MFR 为心肌血流储备,RMBF 为静息心肌血流量, SMBF 为负荷心肌血流量;“-”为无意义

方程见表 2。无校正、部分校正与完整校正 RMBF 的回归系数为 0.908~1.210(均 P<0.05);Bland-Altman 分析示正向或逆向偏差:无校正、NR 校正、(NR+SC)校正、(NR+SC+RR)校正结果对应偏差及其 95% 一致性界限(limits of agreement, LoA)分别为-0.07(-0.75~0.61)、0.21(-0.42~0.83)、0.26(-0.12~0.63)和 0.15(-0.14~0.44) ml·min⁻¹·g⁻¹。无校正、部分校正与完整校正 SMBF 的回归系数为 1.129~

1.308(均 P<0.05);Bland-Altman 分析示正向偏差:无校正、NR 校正、(NR+SC)校正、(NR+SC+RR)校正结果对应偏差及其 95% LoA 分别为 0.60(-0.80~2.00)、0.25(-0.42~0.92)、0.28(-0.22~0.77)和 0.24(-0.16~0.63) ml·min⁻¹·g⁻¹。无校正、部分校正与完整校正 MFR 的回归系数为 0.907~1.318(均 P<0.05);Bland-Altman 分析示极小正向或逆向偏差:无校正、NR 校正、(NR+SC)校正、(NR+SC+

RR)校正结果对应偏差及其 95% LoA 分别为 0.70 (-1.1~2.5)、-0.11(-0.59~0.37)、-0.05(-0.47~0.36)和 0.01(-0.36~0.38)。

讨 论

本研究采用多针孔 CZT-SPECT 进行心肌血流定量,比较了在无校正与部分物理校正的情况下 RMBF、SMBF、MBF 与完整物理校正结果间的差异。在无校正的情况下,SMBF 和 MFR 与完整校正后的相应指标间差异存在统计学意义,虽然 RMBF 的差异并无统计学意义,但由于有些患者 R^2 偏低——表示数据与模型一致性不足,给出的 RMBF 结果并不可靠,这些患者的 RMBF 普遍低于完整校正后的 RMBF,因此无校正的 RMBF、SMBF 及 MFR 无法在临床中应用。NR 校正可降低图像噪声产生的干扰,并明显增加动态数据与模型拟合的一致性[静息: R^2 从 0.70 升至 0.89;负荷: R^2 从 0.78 升至 0.93],较大幅度改变了 RMBF、SMBF、MFR 的定量分析结果。把 SC 校正加到 NR 校正中能够降低光子散射的干扰,提高图像对比度,降低左心室血池溢出效应(静息:5.9%;负荷:2.6%),因 CZT-SPECT 具备较好的能量分辨率,且本研究采用了窄于传统 NaI(Tl)晶体 SPECT 的能窗[CZT:(140 ± 6.0)% keV; NaI(Tl):(140 \pm 10.0)% keV],因此 SC 校正对血池溢出效应的改变程度与 NaI(Tl)相比并不明显^[4]。将 RR 校正加入到(NR+SC)校正中,可提高图像对比度与分辨率,并进一步明显降低血池溢出效应(静息:15.6%;负荷:13.5%),因此 RR 校正是有效降低血池溢出效应的必要校正项。与(NR+SC+RR)校正相比,添加 AC 校正并未改变 R^2 与左心室血池溢出效应,但可有效降低对于绝对血流值的高估(静息:10.8%;负荷:13.8%),因此采用 CT 进行 AC 校正是同时获得正确 RMBF、SMBF、MFR 的必校正项,本研究中的多针孔 CZT-SPECT 不带 CT,CT 图像从其他 SPECT/CT 设备采集获得,需注意 CT 与 SPECT 采集时患者平躺仰卧体位须一致,并在 AC 校正前进行 CT 图像和心肌灌注图像的对位融合及不匹配校准,以保证 AC 校正的准确性。

有研究者采用 CZT-SPECT 在没有物理校正情况下计算 MFR,并认为在静息、负荷采集集中存在的物理性错误是相似的,因此 MFR 的计算能够通过 2 个错误的相除而抵消^[10-11,19]。本研究显示,多针孔 CZT-SPECT 进行心肌血流定量时,SMBF 受物理干扰的程度大于 RMBF,从而导致 MFR 产生偏差,主要原

因是在 K_1 转换为 MBF 过程中所采用的 MIBI 心肌摄取分率校正放大了静息与负荷的物理干扰程度,且在负荷状态时被放大的程度高于静息状态,从而导致 RMBF 和 SMBF 受物理干扰所产生的 MBF 偏差并不相同。本研究中,完全校正、部分校正和无校正的 MFR 并不相同,无校正及 NR 校正的 MFR 与完整校正的 MFR 差异有统计学意义,这与之前未经完整校正的 MFR 可用于评估心肌血流储备能力的观点相悖。CZT-SPECT 动态图像采集能获得更好的统计计数、较低的散射干扰、更高的空间分辨率和较低的部分容积效应,与以 NaI 晶体进行的结果相比^[4],物理干扰因素对多针孔 CZT-SPECT 血流定量的影响相对较小。但本研究发现,没有完整的物理校正,仍会产生有统计学意义的 RMBF、SMBF 及 MFR 的偏差,因此完整物理校正是保证多针孔 CZT-SPECT 进行准确心肌血流定量的必要条件。

联合绝对血流量(RMBF 与 SMBF)和相对 MFR 参数评价心肌血流状态有其重要性。在 PET 研究中,有学者证明精确评价心肌血流状态需要 RMBF、SMBF 和 MFR 3 种参数联合形成一个综合的血流图表(即 Gould 图表)^[20-22]。其中如仅考虑 MFR,则可能出现误诊冠心病的情况,如 $MFR \leq 1.74$ 可以作为心肌缺血的诊断,但其也可出现于 $SMBF > 2.7 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{g}^{-1}$ 的正常状态下;而 $MFR \geq 2.0$ 考虑为正常血流状态,但血流受损可能依旧存在(如心肌梗死或心肌坏死时,若 $SMBF < 0.5 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{g}^{-1}$ 、 $RMBF < 0.2 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{g}^{-1}$,就可能会出现误判)。有研究认为,在 SMBF 和 RMBF 信息缺失的情况下,MFR 不能代表复杂生理条件下的心肌血流状态,可能导致冠心病误诊。本研究支持在运用完整物理校正的基础上,通过准确 SPECT 定量测算 SMBF、RMBF 以及 MFR 来综合评价心肌血流状态。

在图像校正中,物理因素对 BMI 较高($>33 \text{ kg/m}^2$)者的图像影响往往更为明显(衰减更高、散射更多、统计计数更低),可以推测对该类人群的图像而言,未经物理校正对其 SPECT 心肌血流定量结果的影响更大,因此常规合理使用完整物理校正很有必要。PET 动态或静态显像图后处理已常规包含完整物理校正(AC、SC、随机、RR、几何效率等)^[11],这些校正是进行准确血流定量的必要条件,且 PET 心肌血流定量是公认的“金标准”,因此笔者下一步研究将着重于评估在完整物理校正的条件下,CZT-SPECT 与 PET 应用于心肌血流定量间可能存在的差异性。

综上,采用多针孔 CZT-SPECT 行心肌血流定量

时,在动态 SPECT 图像后处理过程中,完整的物理校正能提高数据-模型的一致性,并降低左心室血液溢出效应,进而提高心肌血流定量准确性。

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突

参 考 文 献

- [1] Wells RG, Timmins R, Klein R, et al. Dynamic SPECT measurement of absolute myocardial blood flow in a porcine model[J]. J Nucl Med, 2014, 55(10): 1685-1691. DOI: 10.2967/jnumed.114.139782.
- [2] Hsu B, Hu LH, Yang BH, et al. SPECT myocardial blood flow quantitation toward clinical use; a comparative study with ^{13}N -ammonia PET myocardial blood flow quantitation[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2017, 44(1): 117-128. DOI: 10.1007/s00259-016-3491-5.
- [3] Hsu B, Chen FC, Wu TC, et al. Quantitation of myocardial blood flow and myocardial flow reserve with $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi dynamic SPECT/CT to enhance detection of coronary artery disease[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2014, 41(12): 2294-2306. DOI: 10.1007/s00259-014-2881-9.
- [4] Wang L, Wu D, Yang Y, et al. Avoiding full corrections in dynamic SPECT images impacts the performance of SPECT myocardial blood flow quantitation[J]. J Nucl Cardiol, 2017, 24(4): 1332-1346. DOI: 10.1007/s12350-016-0513-4.
- [5] Ma R, Wang L, Wu D, et al. Myocardial blood flow quantitation in patients with congestive heart failure; head-to-head comparison between rapid-rotating gantry SPECT and CZT SPECT[J]. J Nucl Cardiol, 2019. DOI: 10.1007/s12350-019-01621-2.
- [6] Wells RG, Marvin B, Poirier M, et al. Optimization of SPECT measurement of myocardial blood flow with corrections for attenuation, motion, and blood binding compared with PET[J]. J Nucl Med, 2017, 58(12): 2013-2019. DOI: 10.2967/jnumed.117.191049.
- [7] Bailey DL, Willowson KP. Quantitative SPECT/CT: SPECT joins PET as a quantitative imaging modality[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2014, 41 Suppl 1: S17-25. DOI: 10.1007/s00259-013-2542-4.
- [8] Dutta J, Ahn S, Li Q. Quantitative statistical methods for image quality assessment[J]. Theranostics, 2013, 3(10): 741-756. DOI: 10.7150/thno.6815.
- [9] Tomiyama T, Ishihara K, Suda M, et al. Impact of time-of-flight on qualitative and quantitative analyses of myocardial perfusion PET studies using ^{13}N -ammonia[J]. J Nucl Cardiol, 2015, 22(5): 998-1007. DOI: 10.1007/s12350-014-0037-8.
- [10] Agostini D, Roule V, Nganoa C, et al. First validation of myocardial flow reserve assessed by dynamic $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi CZT-SPECT camera; head to head comparison with ^{15}O -water PET and fractional flow reserve in patients with suspected coronary artery disease. The WATERDAY study[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2018, 45(7): 1079-1090. DOI: 10.1007/s00259-018-3958-7.
- [11] Khaing T, Raymond C, Chan WX, et al. Quantification of myocardial blood flow and myocardial flow reserve with SPECT imaging technique[J]. J Nucl Cardiol, 2019, 26(1): 318-323. DOI: 10.1007/s12350-017-1152-0.
- [12] Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data[J]. IEEE Trans Med Imaging, 1994, 13(4): 601-609. DOI: 10.1109/42.363108.
- [13] Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, et al. Compton scatter compensation using the triple-energy window method for single- and dual-isotope SPECT[J]. J Nucl Med, 1993, 34(12): 2216-2221.
- [14] Bai C, Shao L, Da Silva AJ, et al. A generalized model for the conversion from CT numbers to linear attenuation coefficients[J]. IEEE Trans Nucl Sci, 2003, 50: 1510-1515. DOI: 10.1109/NS-SMIC.2002.1239533.
- [15] Soares EJ, Glick SJ, Hoppin JW. Noise characterization of block-iterative reconstruction algorithms: II. Monte Carlo simulations[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2005, 24(1): 112-121. DOI: 10.1109/42.848178.
- [16] Vanhove C, Andreyev A, Defrise M, et al. Resolution recovery in pinhole SPECT based on multi-ray projections: a phantom study[J]. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2007, 34(2): 170-180. DOI: 10.1007/s00259-006-0225-0.
- [17] Klein R, Beanlands RS, deKemp RA. Quantification of myocardial blood flow and flow reserve; technical aspects[J]. J Nucl Cardiol, 2010, 17(4): 555-570. DOI: 10.1007/s12350-010-9256-9.
- [18] Czernin J, Müller P, Chan S, et al. Influence of age and hemodynamics on myocardial blood flow and flow reserve[J]. Circulation, 1993, 88(1): 62-69. DOI: 10.1161/01.cir.88.1.62.
- [19] Ben-Haim S, Murthy VL, Breault C, et al. Quantification of myocardial perfusion reserve using dynamic SPECT imaging in humans; a feasibility study[J]. J Nucl Med, 2013, 54(6): 873-879. DOI: 10.2967/jnumed.112.109652.
- [20] Johnson NP, Gould KL. Integrating noninvasive absolute flow, coronary flow reserve, and ischemic thresholds into a comprehensive map of physiological severity[J]. JACC Cardiovasc Imaging, 2012, 5(4): 430-440. DOI: 10.1016/j.jcmg.2011.12.014.
- [21] Johnson NP, Kirkeeide RL, Gould KL. Is discordance of coronary flow reserve and fractional flow reserve due to methodology or clinically relevant coronary pathophysiology? [J]. JACC Cardiovasc Imaging, 2012, 5(2): 193-202. DOI: 10.1016/j.jcmg.2011.09.020.
- [22] Johnson NP, Gould KL. Physiological basis for angina and ST-segment change PET-verified thresholds of quantitative stress myocardial perfusion and coronary flow reserve[J]. JACC Cardiovasc Imaging, 2011, 4(9): 990-998. DOI: 10.1016/j.jcmg.2011.06.015.

(收稿日期: 2019-08-07)