

DOI:10.13491/j.issn.1004-714x.2019.01.013

· 医疗照射/论著 ·

基于曲线拟合法与算术平均法计算双探头 SPECT 旋转中心漂移值的比较

张雨, 刘辉, 宋颖, 郭朝晖, 刘雅, 程金生

中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所, 北京 100088

摘要: **目的** 研究基于曲线拟合法与算术平均法计算单光子发射计算机断层成像 (SPECT) 设备探头旋转中心漂移值的差异性。**方法** 选取 3 个厂家的 9 台 SPECT 设备, 每台设备都分别用曲线拟合法与算术平均法计算探头旋转中心漂移值, 比较两种计算方法计算结果的差异性。同时将探头按照厂家分组, 根据各厂家规定的合格值, 将两种计算方法的结果与厂家自带软件计算的结果进行比较。**结果** 一共 13 个探头的 13 组数据中, 两种计算方法计算结果之间数据差异无统计学意义 ($P > 0.05$), 两种计算方法计算结果分别与厂家计算结果之间比较, 数据差异均无统计学意义 ($P > 0.05$)。两种计算方法计算结果分别与厂家计算结果相比, 通过性均一致。**结论** 两种方法均能为旋转中心漂移的检测提供参考。

关键词: 单光子发射计算机断层成像; 旋转中心; 曲线拟合法; 算术平均法

中图分类号: R811.1 文献标识码: A 文章编号: 1004-714X(2019)02-0047-05

Comparison of double probe SPECT rotation center drift values evaluated by the curve fitting method and arithmetic mean method

ZHANG Yu, LIU Hui, SONG Ying, GUO Zhaohui, LIU Ya, CHENG Jinsheng

National Institute for Radiological Protection, China CDC, Beijing 100088 China

Abstract: **Objective** To study the difference of the rotation center drift values of single-photon emission computed tomography (SPECT) equipment evaluated by curve fitting method and arithmetic average method. **Methods** Nine SPECT devices from 3 manufacturers were selected. Use both the curve fitting method and the arithmetic average method to evaluate the drift values of the probe rotation center for each device, and compare their difference. Furthermore, the probes were grouped according to the manufacturer, and the two evaluated results were compared with the results calculated with the manufacturer's own software. **Results** Among the 13 groups of 13 probes, no statistically significant difference was found between the results by using the two evaluation methods ($P > 0.05$), and the difference between the evaluated values and the manufacturer's values were also not significant ($P > 0.05$). The results of the two evaluation methods were consistent with the manufacturer's values. **Conclusions** Both methods can provide reference for the detection of rotational center drift.

Key words: Single photon emission computed tomography; Rotation center; Curve fitting method; Arithmetic mean method

Corresponding author: CHENG Jinsheng, E-mail: chengjs3393@163.com

单光子发射计算机断层显像 (Single-Photon Emission Computed Tomography, SPECT) 提供了一种非侵入性方法, 得知人体任意角度断层面的放射性浓度分布, 用于在解剖学变化发展之前并且通常在临床症状出现之前检测早期病理生理学变化^[1]。SPECT 断层显影在疾病诊断方面发挥了重要作用, 但与其他普通放射诊断仪器相比, 其空间分辨率低, 难以得到精确的解剖结构和立体定位^[2]。影响 SPECT 断层图像的空间分辨率除了有准直器的性能、重建算法等因素有关外, 其

旋转几何中心与矩阵中心轴不一致也会对重建的断层图像造成影响^[3], 探头的旋转中心是指探头的机械旋转中心, 它应该与图像重建矩阵中心相一致, 如果两个中心不重合, 称为旋转中心漂移^[4]。

如不进行恰当的修正将可能在断层图像中造成伪影^[5]。因此有必要定期对 SPECT 进行旋转中心漂移性的检测。目前国际原子能机构 (International Atomic Energy Agency, IAEA)、美国医学物理学家协会 (American Association of Physicists in Medicine, AAPM)、美国

电气制造商协会(National Electrical Manufacturers Association, NEMA)发布的报告与标准涉及到旋转中心漂移的算法一共有两种,一种是曲线拟合法,一种是算术平均法^[6-8]。

本研究以 AAPM REPORT NO. 22 为基础,采用一个点源,研究曲线拟合法与算术平均法在双探头旋转中心漂移计算中的差异,并与厂家计算结果的通过性进行比较,比较得出哪种算法更适用于评价市面上各种机型的旋转中心性能,为相关标准的制定提供参考。

1 材料与方 法

1.1 研究对象 选择全国范围内 9 台双探头 SPECT 设备,地域范围覆盖北京、河北、陕西、广东。本次实验用 SPECT 设备的生产厂家有 3 家,分别为美国通用电气公司(GE)、荷兰飞利浦公司(Philips)和德国西门子(Siemens)公司。为了便于数据的比较,将这 3 家公司按照抽签的方式依次编号为 A、B、C 厂家。其中 A 厂家 5 台,B 厂家 3 台,C 厂家 1 台。每台设备都有两个探头,对数据进行筛选和缺失值去除,最后得到 9 台设备中 13 个探头的数据,将探头从 1 到 13 进行编号。

1.2 仪器设备 点源支架模体,该模体能够完成多种组合的点源摆放,其结构如图 1、图 2 所示。其中 1 为模体主体,2 为若干矫正尺,3 为水平调节组件,水平调节组件 3 保持整个模体处于水平状态,模体主体 1 的一端上有刻度 11,最小单位为毫米(mm),矫正尺 2 一端与模体主体 1 的一端连接,并可在水平方向上左右移动,找到目标位置后用螺栓 12 固定住,矫正尺上有若干圆孔 21,点源置于圆孔中。本实验因用一个点源,所以仅用到一根矫正尺。经多次实验验证,该模体的准确性与重复性较好,可完成本实验的测量。

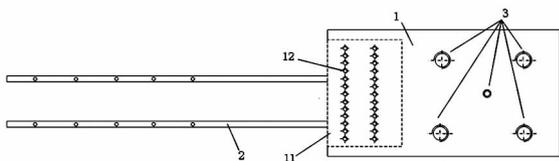


图 1 实验模体俯视图

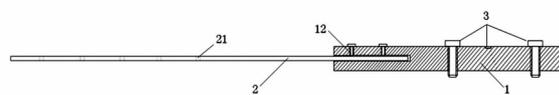


图 2 实验模体主视剖面图

1.3 实验方 法

1.3.1 数据的采集 根据 AAPM REPORT NO. 22 报告提供的方法进行点源摆放,将实验模体组合好然后摆放于机床上,调整探头旋转半径为 20 cm;将^{99m}Tc 标

记的放射性药物制得的点源放入 0.5 ml 试管内,活度约为 37 MBq、体积约为 0.1 ml;将装好点源的试管套入模体前方的尺子孔里,移动模体尺子,使得点源与旋转轴偏离 5 cm;设置采集图像矩阵大小为 256 × 256,每 6 度一帧,每帧采集 10 秒。

然后按照每个厂家规定的旋转中心漂移测量方法进行模体的摆放,用厂家自带的软件对其结果进行测定,并将结果记录,作为以上两种方法的对照。

1.3.2 图像的分析 用 Java 代码编写插件程序,用 ImageJ 软件加载插件,根据重心坐标法计算每幅 Dicom 图像里点源的坐标,得到每个点源的 X 方向坐标值。X 方向的重心坐标公式如式(1):

$$COGX = \frac{\sum_{i=i_1}^{i=i_n} \sum_{j=j_1}^{j=j_n} i \times MATRIX(i, j)}{\sum_{i=i_1}^{i=i_n} \sum_{j=j_1}^{j=j_n} MATRIX(i, j)} \quad (1)$$

COGX-点源在图像上重心坐标的 x 值;i-为 x 方向的像素索引;j-为 y 方向的像素索引;MATRIX(i,j)-为像素块的像素值。

1.3.3 数据的计算

(1) 曲线拟合法

本拟合方法用 MATLAB 软件,采用最小二乘法对数据进行拟合。MATLAB 是集数值计算、符号计算和图形可视化于一体的功能强大和操作简单的应用软件,其中 MATLAB 曲线拟合工具箱拥有一个可视化的图形界面^[9],通过 cftool 命令进入曲线拟合工具箱主界面,可以使用随带的函数模型库进行拟合分析,也可以指定自行定义的方程式对数据进行拟合,使其使用范围更广^[10]。曲线拟合就是找出一条光滑曲线,这条曲线要能够反映出一组离散数据的变化趋势,使数据误差的平方和最小,但不要求拟合的曲线经过每个点,这就是最小二乘法曲线拟合。

打开曲线拟合工具箱,将旋转的角度为横坐标轴,点源的横坐标值为纵坐标轴,用 MATLAB 软件对曲线进行拟合,拟合方程为:

$$y = a \times \sin(b \times x + c) + d \quad (2)$$

x-探头旋转的角度;y-点源在图像上重心坐标的 x 值;a-曲线拟合振幅;b-曲线拟合频率;c-曲线拟合相位;d-曲线在 y 轴的上下位置。

d 值为最佳拟合旋转中心,将其与图像矩阵的中值相减,得到漂移像素个数,将漂移的像素个数乘以每个像素的大小,得到以毫米为度量单位的平均漂移值,即旋转中心漂移的大小。

(2) 算术平均值法

根据公式(3)计算每幅图像点源 x 方向重心坐标

平均值

$$COR = \frac{1}{N_v} \sum_{j=1}^{N_v} X_j \quad 3)$$

COR -点源在幅图像上重心坐标 x 值的平均值; X_j -点源在第幅图像上重心坐标的 x 值; N_v -图像的数量; j -图像的次序。

$$\delta COR = abs(COR - X_{cen}) \quad 4)$$

$$X_{cen} = \frac{N-1}{2} \quad 5)$$

δCOR -点源漂移的平均像素数; X_{cen} -图像矩阵的中心; N -矩阵的大小。

1.3.4 统计学处理 采用 SPSS 22.0 软件进行分析。所有数据均进行正态性检验符合正态分布。分别对曲线拟合法计算结果与算术平均法计算结果、曲线拟合法计算结果与厂家计算结果、算术平均法计算结果与厂家计算结果进行配对 t 检验。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

本研究采用三个厂家的 13 个探头,分别通过曲线拟合法与算术平均法计算 SPECT 探头旋转中心的漂移值,与此同时,用厂家自带软件实时获取探头旋转中心的漂移值。各探头两种计算方法结果及厂家计算结果列于表 1。曲线拟合法计算结果与算术平均法计算结果之间比较,两组数据差异无统计学意义 ($t = 2.20, P = 0.84, P > 0.05$),曲线拟合法计算结果、算术平均法计算结果分别与厂家计算结果之间比较,两组数据差异均无统计学意义 ($t = 1.79, P = 0.50, P > 0.05; t = 1.79, P = 0.53, P > 0.05$)。

由于不同厂家设定的合格值不一,因此将探头按照厂家分类,将两种算法计算值的通过性分别与厂家进行比较,结果列于表 2,其中“+”代表通过,“-”代表不通过。结果发现曲线拟合法计算结果、算术平均法计算结果与厂家的通过性均一致。

3 讨论

曲线拟合法与算术平均法是计算 SPECT 探头旋转中心的两种方法,本研究采用一个点源,就这两种算法计算的平均旋转中心漂移值进行了比较,结果表明两种计算方法得到的计算结果差异无统计学意义,并将两种方法的计算结果分别与厂家计算结果之间比较,两组数据差异均无统计学意义,其通过性也一致。在我国医疗系统中,SPECT 设备的厂家来源主要有 GE

公司、Philips 公司和 Siemens 公司,但是他们对于旋转中心的检测方法各不相同。GE 公司采用一个点源,在调用旋转中心检测的软件后,两个探头的采集图像界面分别会出现两个圆框,将点源图像置于圆框内便可进行检测;Philips 公司同样采用一个点源,点源放置于特定的三脚架上并稍微偏离旋转轴;Siemens 公司采用五个点源,点源放置于特制的旋转中心模体上。不同的厂家旋转中心漂移检测方法不一,其计算方法与图像处理也无从所知。Blue 等^[11]研究中,使用 1 个点源分别在 5 个位置进行旋转中心测试,结果表明,只要点源能均匀地在探头范围内成像,点源的位置对于旋转中心的测量影响不大,但是 Harkness 等^[12]建议点源不应精确地放置在旋转轴(AOR)上,而应该稍微偏离旋转轴中心进行测量。因此本研究就 AAPM REPORT NO. 22 报告的实验条件,采用一个点源对探头旋转中心进行检测,且点源与旋转轴偏离 5 cm。

表 1 三种方法测得探头的旋转中心漂移值

探头 编号	旋转中心平均漂移值(单位:mm)		
	曲线拟合法	算术平均值法	厂家
1	0.221 ^a	0.177 ^b	-0.220 ^c
2	1.104 ^a	0.685 ^b	0.767 ^c
3	-0.221 ^a	-0.110 ^b	0.159 ^c
4	-0.221 ^a	-0.154 ^b	-0.341 ^c
5	0 ^a	0 ^b	0.233 ^c
6	0.479 ^a	0.312 ^b	-0.935 ^c
7	0.239 ^a	0.144 ^b	0.844 ^c
8	-0.239 ^a	-0.312 ^b	1.540 ^c
9	-0.719 ^a	-0.383 ^b	-0.294 ^c
10	0.479 ^a	0.360 ^b	-0.460 ^c
11	-0.239 ^a	-0.312 ^b	1.458 ^c
12	-0.932 ^a	-0.653 ^b	-1.480 ^c
13	-0.932 ^a	-0.629 ^b	-0.440 ^c

注:a 与 b 进行配对 t 检验, $t = 2.20, P = 0.84, P > 0.05$; a 与 c 进行配对 t 检验, $t = 1.79, P = 0.50, P > 0.05$; b 与 c 进行配对 t 检验, $t = 1.79, P = 0.53, P > 0.05$ 。

本研究中,探头围绕点源旋转 360°,每 6°采集一幅图像,一共可采集 60 幅图像,每幅图像都能计算出点源在 x 方向的坐标值,一共可得到 60 个坐标值,无论点源摆放的位置如何,都符合这样一条规律:如果不存在旋转中心的漂移,则 60 个坐标值的平均值应该就是图像矩阵的中心。在采用曲线拟合法计算当中,以探头旋转的角度为横坐标、对应点源的 x 方向坐标值为纵坐标作图,采用最小二乘法对各点进行曲线拟合,会得到一条符合正弦曲线变化规律的一条曲线,求出曲线的参数,其 d 值就为曲线的中值,将中值与图像矩

阵中心值相比,其偏差就为该探头平均漂移的像素值;采用算术平均法则不需要做图,直接将计算得出的 60 个坐标值进行算术平均,再将算术平均值与图像矩阵中心作差,其偏差就为该探头平均漂移的像素值。本研究结果表明,两种计算方法得到的计算结果差异无统计学意义,但将两种计算过程加以引申,发现有如下规律:(1)若数据出现离群值,则采用算术平均法会出现较大差异;(2)曲线拟合法将每幅图像的实际值与计算值呈现于一幅图像上,便于后续的矫正时的观察与分析;(3)如后续计算探头的倾斜,即 y 方向的漂移值,根据国标(GB/T 18988. 2-2013)^[13],则需要拟合曲线的振幅 a 参与计算。综上所述,在两种算法结果差异无统计学意义的前提下,本研究更倾向于采用曲线拟合法。由于本实验的实验对象有限,期待未来能够增加实验数据,进一步对两种算法的差异进行比较。

表 2 三种算法测得探头的旋转中心漂移值的通过性

厂家代号	探头编号	通过性			厂家
		合格值	曲线拟合法	算术平均值法	
A	1	+	+	+	
	2	-	-	-	
	3	+	+	+	
	4	+	+	+	
	5	+	+	+	
B	6	+	+	+	
	7	+	+	+	
	8	+	+	+	
	9	+	+	+	
	10	+	+	+	
	11	+	+	+	
C	12	+	+	+	
	13	+	+	+	

注:其中“+”代表通过,“-”代表不通过。

由于 SPECT 成像的特殊性,其成像过程如下:(1)光子进入探测器的方向由探头前的准直器控制,准直器能影响设备的系统空间分辨率;(2)接着穿过准直器孔的光子将撞击闪烁晶体,光子与闪烁晶体相互作用并在整个晶体结构中沉积能量;(3)发射的闪烁光子被引导向一组多个光电倍增管(PMT),每个 PMT 产生与闪烁光的强度成比例关联的电信号。当组合来自多个 PMT 的各个能量信号,并假设知道每个 PMT 在 x、y 坐标系中的绝对位置时,可以通过计算重心坐标来确定相当准确的事件位置^[14]。鉴于此,点源在探测器的成像具有统计涨落特性,在同样的实验条件和同样的实验机器条件下,前后两次检测得到的数据都会有些许差异,因此本研究在对旋转中心漂移数据进行

定量比较的同时,还采取了与厂家的通过性进行比较,发现两种计算方法的计算结果与厂家计算结果比较,通过性与厂家均一致,可初步认为两种计算方法均适合于各厂家。

多年来, SPECT 在混合成像系统中越来越多地与 CT 结合^[15],与此同时, PET 与 MR 的结合正在进行临床评估,而 SPECT 与 MR 由于其对物理准直的额外要求仍在开发中^[16], SPECT 图像与其它成像系统的图像需要进行图像融合,这要求 SPECT 自身重建图像应对病灶提供更为准确的位置。图像重建算法都是按照精确的圆轨道扫描推导出来的,并默认机械坐标系、探头电子坐标系和重建图像坐标系相互重合。实际的扫描机架和电子学系统总存在误差,具体表现为图像变得模糊放大,或发散成环状伪影。这提示旋转中心的漂移在 SPECT 性能检测中的重要性。

本研究就 AAPM REPORT NO. 22 报告提供的方法,采用统一的实验条件、统一的实验点源活度与摆放方式,对两种计算方法进行了比较,为后续标准的制定提供了参考意见。

利益冲突:本人与本人家属、其它研究者,未因进行该研究而接受任何不正当的职务或财物利益,在此对研究的独立性和科学性予以保证。

参考文献

[1] Pacilio M, Lauri C, Prosperi D, et al. New SPECT and PET Radiopharmaceuticals for Imaging Inflammatory Diseases: A Meta-analysis of the Last 10 Years[J]. *Seminars in Nuclear Medicine*, 2018, 48(3): 261-276.

[2] Zeng G L, Gagnon D. CdZnTe strip detector SPECT imaging with a slit collimator [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2004, 49(11): 2257-2271.

[3] Jaszczak R J, Coleman R E, Whitehead F R, et al. Physical Factors Affecting Quantitative Measurements Using Camera-Based Single Photon Emission Computed Tomography (Spect) [J]. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1981, 28(1): 69-80.

[4] 张永学. 核医学[M]. 北京: 科学出版社, 2003.

[5] Dezarn W A. Quality assurance issues for therapeutic application of radioactive microspheres. [J]. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2008, 71(1).

[6] International Atomic Energy Agency, Quality Assurance for SPECT Systems[S]. Vienna: IAEA Human Health Series No. 6, IAEA, 2009.

[7] American Association of Physicists in Medicine, Rotating Scintillation Camera SPECT Acceptance Testing and Quality Control[S]. New YORK: AAPM report no. 22, AAPM, 1987.

[8] National Electrical Manufacturers Association, Performance Measure-

ments Pf Gamma Cameras, NEMA Standards Publication Nu 1-2007, NEMA, rosslyn(2007).

[9] Zhou Y F, Tham L G, Yan R W M, et al. The mechanism of soil failures along cracks subjected to water infiltration[J]. Computers & Geotechnics, 2014, 55(2):330-341.

[10] Massey C I, Petley D N, Mcsaveney M J. Patterns of movement in reactivated landslides[J]. Engineering Geology, 2013, 159(12):1-19.

[11] Blue P W. Accuracy of Center of Rotation Determination for SPECT Imaging[J]. 1989.

[12] Harkness BA, Rogers WL, Clinthorne NJ, et al. SPECT: Quality control procedures and artifact identification. J Nuc/ Med Techno/ 1983; II :55-60.

[13] 国家质量监督检验检疫总局. GB 18988.2-2013 放射性核素成像设备 性能和试验规则 第 2 部分:单光子发射计算机断层装备[S]. 北京:中国标准出版社,2013.

[14] Drzezza A, Souvatzoglou M, Eiber M, et al. First clinical experience with integrated whole-body PET/MR: comparison to PET/CT in patients with oncologic diagnoses[J]. Journal of Nuclear Medicine, 2012, 53(6):845.

[15] Ljungberg M. Absolute Quantitation of SPECT Studies[J]. Seminars in Nuclear Medicine, 2018, 48(4):348.

[16] Livieratos L. Technical Pitfalls and Limitations of SPECT/CT[J]. Seminars in Nuclear Medicine, 2015, 45(6):530-540.

收稿日期:2018-12-12

(上接第 36 页)以本调查结果外推到全国从事骨科介入手术的放射工作人员职业健康现状仍需谨慎。

参考文献

[1] 孙钢. 经皮椎体强化术并发症发生及对策[J]. 介入放射学杂志,2017,26(9):769-774.

[2] 赵锡鹏,田耘,孙全富. 经皮椎体强化术中医生受照剂量与辐射防护研究[J]. 中国辐射卫生,2016,25(6):766-768.

[3] Choi H C. Fluoroscopic Radiation Exposure during Percutaneous Kyphoplasty[J]. Journal of Korean Neurosurgical Society, 2011, 49(1):37-42.

[4] 赵锡鹏,刘晓惠,刘建香,等. 全国放射工作人员 2015 年职业健康监测结果分析[J]. 中国职业医学,2017,44(4):473-477.

[5] 高艳辉,张京战,周开建,等. 某医院 2011—2015 年放射工作人员个人剂量监测情况分析[J]. 中国辐射卫生,2017,26(1):34-35.

[6] 刘宇飞,孙全富. 电离辐射照射与甲状腺结节关系研究进展[J] 中国职业医学,2013,40(5):468-471.

[7] Harstall R, Heini P F, Mini R L, et al. Radiation Exposure to the Surgeon During Fluoroscopically Assisted Percutaneous Vertebroplasty[J]. Spine, 2005, 30(16):1893-1898.

[8] 郝欣欣,阮水富,于信波,等. 知行信模式对放射工作人员防护知识培训干预应用研究[J]. 中国辐射卫生,2017,26(4):408-417.

[9] Runsen Z, Yueying X, Tiegung H, et al. Cell phone-based health education messaging improves health literacy[J]. African Health Sciences, 2016, 16(1):311.

[10] Ablah E, Biberman D A, Weist E M, et al. Improving Global Health Education: Development of a Global Health Competency Model[J]. The American journal of tropical medicine and hygiene, 2014, 90(3):560-565.

收稿日期:2018-11-08

(上接第 39 页)

参考文献

[1] 广东省卫生和计划生育委员会. 广东省 2017 年医疗卫生机构医用辐射防护监测工作方案[A]. 粤卫办函[2017]373 号.

[2] 惠州统计局. 2017 年统计年鉴[DB/OL]. 惠州统计信息网, 统计资料, 统计年鉴.

[3] 中华人民共和国卫生部. 放射诊疗管理规定[S]. 北京:中国标准出版社,2016.

[4] 朱志贤,唐文祥,韩发明,等. 深圳市 X 射线诊断应用现状调查研究[J]. 中华放射医学与防护杂志,2000,20(增刊):53-56.

[5] 邹蓉珠,张林,刘育明. 广州市医用 X 射线诊断年频率的调查和分析[J]. 中国辐射卫生,2002,11(01):46-47.

[6] 杨宇华,曾锡慎,吴增汉,等. 广东省医疗照射频率与剂量水平调查研究[J]. 中国辐射卫生,2004,13(01):65-68.

[7] 郑钧正,李述唐,岳保荣. “九五”期间 X 射线诊断医疗照射的频率水平调查[J]. 中国辐射卫生,1999,8(1):13-17.

[8] 郑钧正,岳保荣,李述唐,等. 我国“九五”期间 X 射线诊断的医疗照射频率水平[J]. 中华放射医学与防护杂志,2000,20(增刊):14-18.

收稿日期:2018-10-16