

## A combined algorithm for improving the positioning result at the edge of $\gamma$ camera

LIU Yi, CAI Bai-yin, CAO Wen-tian, BAO Shang-lian\*

(Beijing Key Laboratory of Medical Physics & Engineering, Peking University, Beijing 100871, China)

[Abstract] **Objective** To implement a combined method for the small animal CT-SPECT system to correct the distortion at the edge of the image, and to improve the positioning results. **Methods** At the edge of the scanner, a special estimator was used, and in the center of the scanner, maximum likelihood (ML) based method was used. **Results** Experiments showed that the positioning result of this method was better than those of two-dimensional ML. **Conclusion** The combined estimator can be used in reality to correct the distortion, and acquire more accurate projection data for SPECT.

[Key words] Tomography, emission-computed, single-photon; Edge location precision; Positioning estimator

## 一种改善 $\gamma$ 相机边缘定位结果的组合型定位算法

刘 一, 蔡白银, 曹文田, 包尚联\*

(北京大学医学物理和工程北京市重点实验室, 北京 100871)

[摘要] **目的** 提出一种有效解决在 SPECT 定位算法中提高图像边缘定位精度的新方法, 以解决研制的小动物成像系统中存在的边缘图像畸变问题。 **方法** 在系统分析几种常见的定位算法的基础上, 提出一种组合型算法, 在探测器平面的边缘区域采用一种特殊定位算法, 而在非边缘区域采用基于最大似然的定位算法。 **结果** 本方法在边缘区域的定位效果优于二维最大似然定位算法。 **结论** 这种方法可以在实际系统中使用, 以有效解决探测器边缘位置信息的畸变问题, 达到提高投影图像定位精确度的目的。

[关键词] 体层摄影术, 发射型计算机, 单光子; 边缘定位精度; 定位算法

[中图分类号] R817 [文献标识码] A [文章编号] 1003-3289(2010)10-1968-04

核医学成像系统的目标是用图像有效地显示出感兴趣范围内的核素分布, 成像系统的关键组成部分是  $\gamma$  相机。  $\gamma$  相机提供  $\gamma$  光子事件在相机平面上的入射位置, 从而提供正确的投影数据, 供图像重建用。典型的  $\gamma$  相机探头的结构如图 1 所示, 120 mm × 120 mm 的 NaI(Tl) 闪烁晶体和光导, 光导后面是 9 个直径 40 mm 的光电倍增管 (photomultiplier tube, PMT)。  $\gamma$  光子击打在 NaI(Tl) 晶体上, 晶体发出荧光, PMT 负责收集这些荧光, 其产生的电信号的幅度和收集到的光子数目成正比。本研究目的在于如何有效地根据 PMT 输出的电信号来确定  $\gamma$  光子在 NaI(Tl) 晶体上的入射位置, 即定位计算 (position estimator, PE)。

[基金项目] 国家重点基础研究发展计划 (973 计划) 项目 (2006CB705705)、北京市共建项目 (JD100010607)。

[作者简介] 刘一 (1984—), 男, 陕西西安人, 硕士, 研究方向: 核医学物理。 E-mail: liuyi2010@gmail.com

[通讯作者] 包尚联, 北京大学医学物理和工程北京市重点实验室, 100871。 E-mail: bao@pku.edu.cn

[收稿日期] 2010-05-25 [修回日期] 2010-06-25

### 1 材料与方法

由于边缘区域的信息不完备, 常见的定位算法在探测器边缘会失效, 因此一般  $\gamma$  相机的有效视野 (field of view, FOV) 远小于探测器的面积。本文探讨各种定位算法的定位结果, 并提出一种组合型的方法来改进探测器平面边缘的定位效果。

1.1 定位算法 SPECT 系统中, 定位算法根据 PMT 的输出信号确定  $\gamma$  光子在探测器晶体上的击中位置, 它是获得精确投影数据的前提, 直接影响系统的重建成像结果。许多文献研究如何在实际中对定位结果进行改进或将复杂的定位算法应用于实际的 SPECT 系统中。研究者考虑  $\gamma$  光子击打晶体的深度对于定位精度的影响<sup>[1-3]</sup>, 同时描述了基于这些影响而改进的定位算法在实际应用中的实现方法以及结果<sup>[4-7]</sup>。

1.1.1 质心法 目前广泛使用的定位方法是质心法, 又称为重心权重法, 由 Anger 最早在 1958 年提出并实现。设 PMT 的数目为  $N$ , 第  $i$  个 PMT 的输出为  $M_i$ , 第  $i$  个 PMT 的中心点坐标为  $(x_i, y_i)$ , 则质心定位计算的结果为:

$$x = \frac{\sum_i M_i x_i}{\sum_j M_j}, y = \frac{\sum_i M_i y_i}{\sum_j M_j} \quad (1)$$

实际使用中质心定位算法都会配合非线性校正。非线性校正实际上是一种 LUT(Look up table),在点模实验中,将点源所在的位置记为  $(x_s, y_s)$ ,定位出来的结果为  $(x_r, y_r)$ ,对  $(x_r/x_s, y_r/y_s)$  的结果进行插值后存储成一张表  $f(i, j)$ ;在真正的实验中,将定位结果乘上相应的表项得到校正后的质心法定位结果。

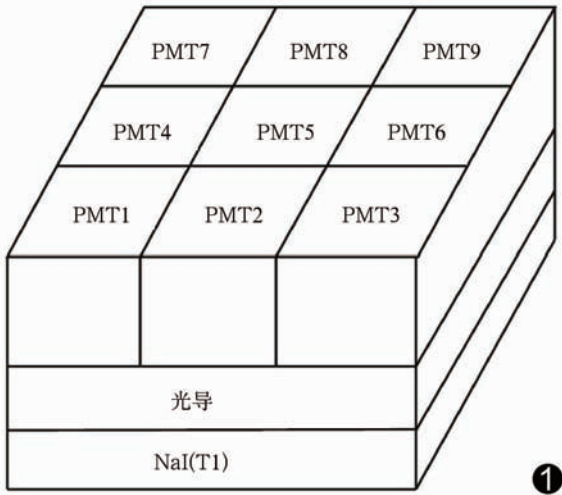


图 1 典型的  $\gamma$  相机探头

1.1.2 最大似然定位算法  $\gamma$  光子在闪烁晶体的入射位置为  $(x_0, y_0)$ ,闪烁晶体产生的荧光被 PMT 收集,第  $i$  个 PMT 产生信号  $M_i(i=1, 2 \dots N)$ 。很多文献指出一次  $\gamma$  光子事件中 PMT 的输出服从泊松分布,得到其似然方程

$$\Pr[M_1, M_2, \dots, M_N | (x, y)] = \prod_{i=1}^N \frac{S_i(x, y)^{M_i} e^{-S_i(x, y)}}{M_i!} \quad (2)$$

$S_i(x, y)$  称为光响应函数(LRF),是第  $i$  个 PMT 对  $\gamma$  光子入射位置  $(x, y)$  的平均响应,即

$$S_i(x, y) = \langle M_i | (x, y) \rangle \quad (3)$$

尖括号  $\langle \rangle$  表示统计平均。实际试验中  $S_i(x, y)$  可以通过多次试验,在探测器平面上一步步移动点源,同时测试第  $i$  个 PMT 的输出,然后求得多次试验结果的平均值。

最大似然法认为  $\gamma$  光子的入射位置  $(x_0, y_0)$  就是使得  $\Pr[M_1, M_2, \dots, M_N]$  最大的  $(x, y)$ ,因此有:

$$\begin{aligned} \max(\Pr[M_1, M_2, \dots, M_N]) \Rightarrow \\ \frac{\partial}{\partial x} [\ln \Pr(M_1, M_2, \dots, M_N)] = 0 \quad (4) \\ \frac{\partial}{\partial y} [\ln \Pr(M_1, M_2, \dots, M_N)] = 0 \end{aligned}$$

从而得到:

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^N \left\{ \frac{\partial S_i(x, y)}{\partial x} \right\} M_i = \sum_{i=1}^N \frac{\partial S_i(x, y)}{\partial x} \quad (5) \\ \sum_{i=1}^N \left\{ \frac{\partial S_i(x, y)}{\partial y} \right\} M_i = \sum_{i=1}^N \frac{\partial S_i(x, y)}{\partial y} \end{aligned}$$

解这个二维的偏微分方程可以得到  $(x_0, y_0)$ 。

一维情况下,上述方程退化为:

$$\sum_{i=1}^N M_i \frac{\partial S_i(x)/\partial x}{S_i(x)} - \frac{\partial}{\partial x} \sum_{i=1}^N S_i(x) = 0 \quad (6)$$

考虑到  $\langle M_i | x \rangle = S_i(x)$ ,上式进一步化简为:

$$\frac{\partial}{\partial x} \ln \Pr[M_i | x] \cong \sum_{i=1}^N M_i \bar{\omega}_i(x) = 0 \quad (7)$$

其中

$$\bar{\omega}_i(x) = \left[ \frac{\partial S_i(x)/\partial x}{S_i(x)} - \frac{\sum_{j=1}^N S_j(x)/\partial x}{\sum_{k=1}^N S_k(x)} \right] \quad (8)$$

二维最大似然定位算法在定位精度和线性度上优于质心定位算法和一维最大似然定位算法,但对计算资源(时间和存储空间)的需求也提高很多<sup>[8]</sup>。为解决这个问题,提出了很多方法,有研究者把二维最大似然投影作为两个方向的一维最大似然,或把三维最大似然投影作为三个方向的一维最大似然;也有研究者对局部的 PMT 集团进行二维最大似然,还有学者提出质心引导的最大似然定位算法<sup>[8]</sup>。将二维最大似然投影到两个方向一维最大似然时,LRF  $S_i(x, y)$  必须对称且可变量分离<sup>[9]</sup>。

1.1.3 特殊方法 除了常用的基于质心定位或基于最大似然定位的算法,很多独特性的算法也被用来解决  $\gamma$  光子事件定位的问题,这里介绍一种本文用到的算法<sup>[10]</sup>。这种方法包括如下几个步骤:

①假设每个 PMT 对于光源位置的响应函数可以概括为一个位置-光强(position-intensity)分布曲线,典型的位置-光强曲线如图 2 所示。当一个  $\gamma$  光子事件发生时可以根据这个曲线确定  $\gamma$  光子入射位置离 PMT 的中心的距离。

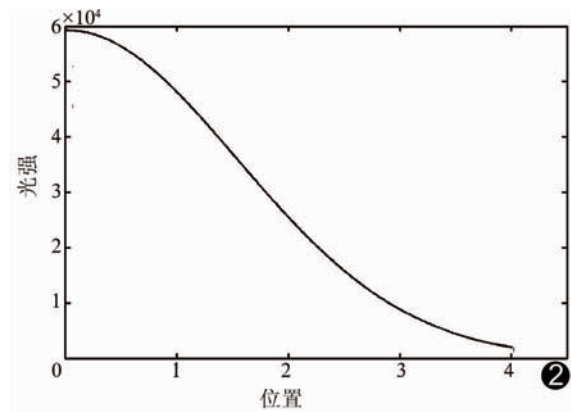


图 2 典型的位置-光强曲线 (纵坐标代表 PMT 接收到的光子数目;横坐标位置代表  $\gamma$  光子事件发生位置与 PMT 中心的距离,单位为圆形 PMT 的半径)

②得出点位置计算方程,如式(10)所示,这个方程的参数只与 PMT 的位置  $x_i$  有关。

③当一个  $\gamma$  光子事件发生时,测量 PMT 矩阵的输出。

④将③中的信号值带入①中的位置-光强分布曲线,得到事件点距离 PMT 中心的距离  $l_i$ 。

⑤将④中的距离  $l_i$  和 PMT 位置  $x_i$  带入方程(10),计算

出此次  $\gamma$  光子事件的入射位置。

仅以三只 PMT 组成的集团为例来说明这个方法。

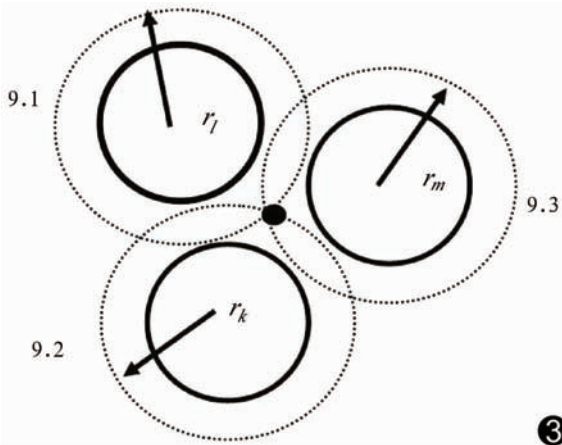


图 3 计算  $\gamma$  光子事件的入射位置示意图

如图 3 所示,中心点的坐标可以由下面三个方程得出:

$$(x - x_l)^2 + (y - y_l)^2 = r_l^2 \quad (9.1)$$

$$(x - x_k)^2 + (y - y_k)^2 = r_k^2 \quad (9.2)$$

$$(x - x_m)^2 + (y - y_m)^2 = r_m^2 \quad (9.3)$$

这些方程经过一系列的转换,可以转化为:

$$\begin{aligned} x &= P - Q \sum_{k=1}^n S_k r_k^2 \\ y &= T - V \sum_{k=1}^n W_k r_k^2 \end{aligned} \quad (10)$$

其中的  $P, Q, S_k, T, V$  和  $W_k$  仅与所选择的 PMT 的中心坐标有关的几何常数,可以预先计算好并存储在计算机中。

1.2 组合型定位算法 常见的定位算法如基于质心的和基于最大似然的定位算法,都存在着这样的问题:在探测器平面的边缘区域,定位所需信息不足。“1.1.3”中介绍的特殊定位算法则不存在这个问题,但为了应用这种方法,必须对每一个 PMT 测量一个位置-光强分布曲线,并且这个分布曲线并不是圆对称的,而且还是角度  $\theta$  的函数。这实际上加大了实际操作的难度。本文仅在边缘区域应用这种方法,从而提出了这样的一种组合方法:

①探测器平面的内部区域,使用基于最大似然的定位算法得出定位结果。

②在探测器平面的边缘区域,使用“1.1.3”中介绍的特殊定位算法。

### 1.3 模拟实验的实现

1.3.1 一维最大似然定位算法 在  $x$  方向移动点源,将同一列的 PMT 的输出进行求和,如图 4 所示,可以得到  $x$  方向上的光响应函数  $S_i(x)$ ,同理可得到  $y$  方向上光响应函数  $S_j(y)$ 。当  $\gamma$  光子事件发生时,对 PMT 的输出进行同样的  $x$  方向和  $y$  方向投影求和,然后在两个方向上分别应用一维最大似然定位算法。

1.3.2 二维最大似然定位算法 二维最大似然定位算法的实现参见文献[1]。

1.3.3 组合定位算法 整个模拟实验包括以下几部分:

①预实验模拟得出每个 PMT 的 LRF  $S_i(x, y)$ ,为了正确地模拟真实情形,在模拟时假设点源的直径为 2 mm,源能峰位置是 140 keV,能峰宽度是  $140 \times 10\%$  keV,并加入高斯白噪声。

②预实验模拟得出边缘 PMT 区域的位置-光强曲线。

③点模实验产生  $\gamma$  光子入射事件。

④对某一个  $\gamma$  光子事件,根据 PMT 矩阵的输出判断其是否在探测器平面边缘的 PMT 范围内。

⑤如果是,使用“1.1.3”中介绍的特殊定位算法;如果否,则使用基于最大似然的定位算法。

⑥对其他  $\gamma$  光子事件按重复步骤③~⑤。

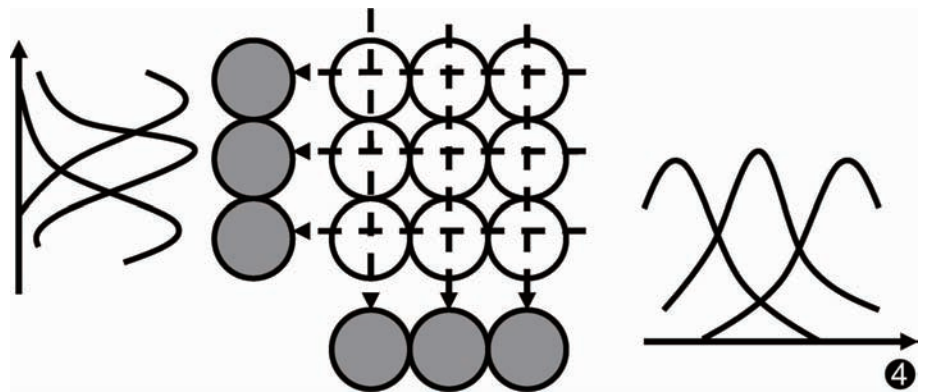


图 4 一维最大似然定位算法的 LRF 的计算

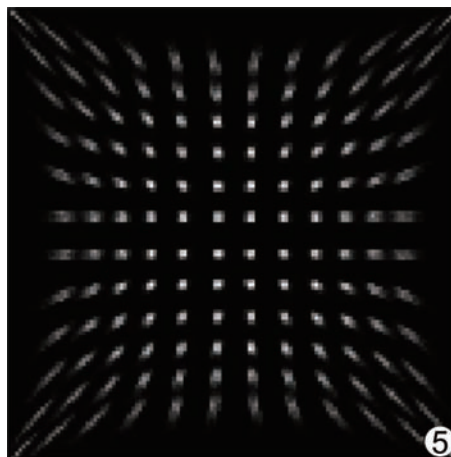


图 5 一维最大似然定位算法的点模定位结果

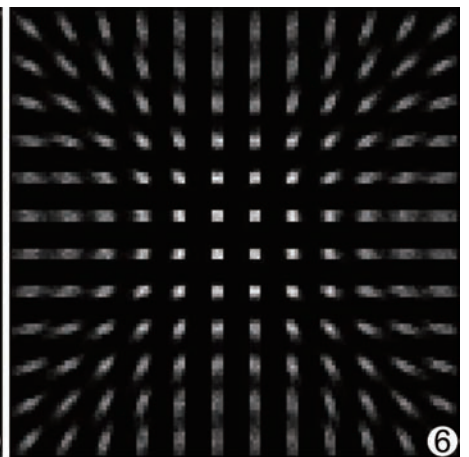


图 6 二维最大似然定位算法的点模定位结果

## 2 结果

对于一个点模进行模拟,点模上两点之间的直线距离是 10 mm,最小的坐标是(5,5),最大的坐标是(115,115),每个点直径 2 mm。

图 5 是对于点模的一维最大似然定位结果,未进行线性校正和能量校正。图 6 是对于点模的二维最大似然定位结果,点模的结构与以上相同。可以看出定位精度和线性度均优于一维最大似然,但边缘区域的点存在变形。图 7 是对于点模的特殊算法定位结果,可以看出,该算法在边缘区域和中心区域的定位效果差别不大,但在整个探测器平面中定位结果的精度不够好。图 8 是定位结果,边缘区域的点比二维最大似然定位结果有了很大改善。

表 1 给出了这几种定位方法的数值比较,数值由点模的中心点计算得到。可以看出,二维最大似然定位算法总体要优于特殊定位算法,但将二者结合起来的组合型定位算法效果最好。

表 1 几种定位算法的数值比较(mm)

参数	一维最大似然定位算法	二维最大似然定位算法	特殊定位算法	组合定位
最大偏差	5.26	2.57	4.01	3.24
平均偏差	2.40	1.52	2.38	1.35
非线性度	2.58	0.23	0.45	0.13

## 3 讨论

最大似然定位算法在定位精度和线性上都优于传统的基于质心的定位算法,其中二维最大似然的定位算法又好于一维最大似然,但在探测器平面的边缘二维最大似然定位的效果仍然需要进一步改善。本文将一种特殊的定位算法和二维最大似然定位算法进行组合,即在探测器平面的边缘区域使用特殊的定位算法,在非边缘区域使用基于二维的最大似然定位算法,可以明显改善 SPECT 的定位结果。

### [参考文献]

[1] Furenid LR, Wilson DW, Chen YC, et al. FastSPECT II: a second-generation high-resolution dynamic SPECT Imager. IEEE Trans Nucl Sci, 2004, 51(3):631-635.

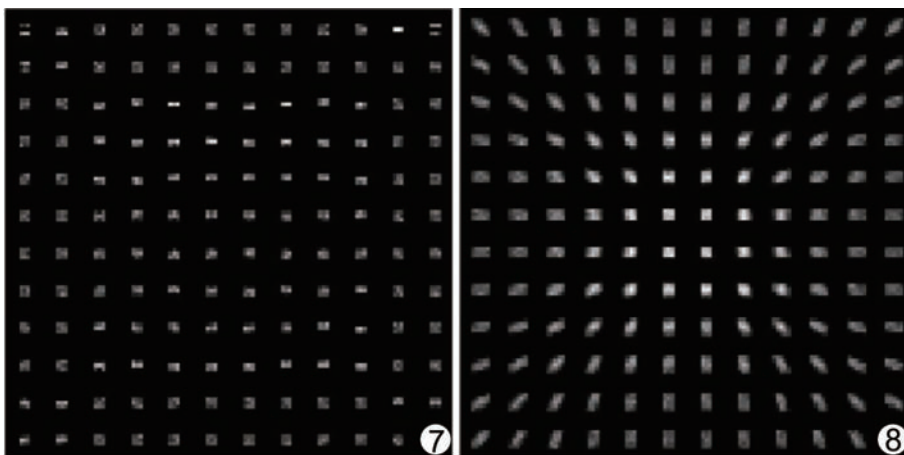


图 7 特殊定位算法的点模定位结果 图 8 组合定位算法的点模定位结果

[2] Furenid LR, Hesterman JY, Barrett HH. Real-time data acquisition and maximum-likelihood estimation for gamma cameras // 14th IEEE-NPSS Real Time Conference. Stockholm: s. n., 2005:4.

[3] Michael Z, Alexander B, Michael B, et al. Gamma camera for emission tomography and method for adaptive event position estimation: US, 2005 0151084. 2005-7-14 [2010-3-25]. <http://www.patents.com/Gamma-camera-emission-tomography-adaptive-event-position-estimation-20050151084.html>.

[4] Moore SK, Hunter WCJ, Furenid LR, et al. Maximum-likelihood estimation of 3D event position in monolithic scintillation crystals: experimental results// 2007 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. Hawaii: s. n., 2007:3691-3694.

[5] Lerche CW, Benloch JM, Sánchez F, et al. Depth of  $\gamma$ -ray interaction within continuous crystals from the width of its scintillation light-distribution. IEEE Trans Nucl Sci, 2005, 52(3):560-572.

[6] Hunter WCJ. Modeling stochastic processes in gamma-ray imaging detectors and evaluation of a multi-anode pmt scintillation camera for use with maximum-likelihood estimation methods. Tucson: University of Arizona, 2007.

[7] Ling T, Lewellen TK, Miyaoka RS. Depth of interaction decoding of a continuous crystal detector module, Phys Med Bio, 2007, 52(8):2213-2228.

[8] 蔡白银, 曹文田, 凌松云, 等. 质心引导的最大似然定位算法的模拟. 中国医学物理学杂志, 2009, 26(3):1188-1192.

[9] 曹文田, 谢耀钦, 包尚联, 等. 用于 Anger 型  $\gamma$  照相机探头的基于质心引导的三维最大似然定位算法. 中国医学物理杂志, 2006, 23(2):85-88.

[10] Iain S, Henry S, Michel T. Method of localizing a scintillation event in a scintillation camera: USA, 6, 956, 215. 2005-10-18 [2010-3-25]. <http://www.patents.com/Method-localizing-a-scintillation-event-a-scintillation-camera-6956215.html>.