

基于向量相交法-二重划分法的康普顿相机远场放射源快速三维定位

张水军¹⁾²⁾ 朱志超^{1)2)†} 李志才¹⁾²⁾ 杨钧翔¹⁾²⁾ 王强¹⁾²⁾
时正佳¹⁾²⁾ 宋良宏¹⁾²⁾ 罗文^{1)2)‡}

1) (南华大学核科学技术学院, 衡阳 421001)

2) (南华大学, 先进核能技术设计与安全教育部重点实验室, 衡阳 421001)

(2026 年 2 月 8 日收到; 2026 年 3 月 16 日收到修改稿)

在核安全监测、核应急响应及核设施退役等场景中, 利用康普顿相机实现对 γ 放射源的快速三维定位具有重要应用价值. 针对传统康普顿相机三维重建方法存在的计算负担重、重建耗时长等问题, 本文提出一种基于向量相交法-二重划分法的远场放射源快速三维定位方法. 该方法首先通过向量相交法将三维成像空间的体素遍历转化为二维成像平面的网格搜索, 显著降低了计算复杂度; 在此基础上, 结合二重划分法在成像平面上动态收缩搜索范围, 进一步提升了三维定位速度. 实验结果表明, 向量相交法在三维定位速度上相较于 MLEM 迭代算法可提升约一个数量级; 引入二重划分法后, 定位速度相较于 MLEM 迭代算法可提升约 2—3 个数量级, 相较于直接反投影算法仍可提升约 1—2 个数量级, 同时实现了三维定位精度、成像角分辨率与计算效率的协同优化, 且在不同距离或偏转角的放射源条件下均表现出良好的三维定位性能. 本研究可为相关核场景的快速精准放射源定位提供有效的技术支撑.

关键词: 康普顿相机, γ 射线, 远场, 三维定位, 向量

DOI: 10.7498/aps.75.20260214

CSTR: 32037.14.aps.75.20260214

1 引言

康普顿相机基于康普顿散射原理, 可实现对放射源的非接触式成像与三维空间定位^[1-3]. 相较于传统机械准直型探测器, 康普顿相机具有探测效率高、能量探测范围宽和成像视野广等优势^[4-6], 在核安全监测、核应急响应及核设施退役等场景展现出重要的应用价值^[7-10]. 然而在远场条件下, 单一视角的康普顿相机由于缺乏视差信息, 仅能获取放射源的方向, 而其与相机之间的距离无法确定, 难以实现对放射源的准确三维定位^[11].

实现远场条件下的三维定位, 通常需要布置多

台康普顿相机或移动康普顿相机获取来自不同视角的探测数据^[12,13]. Jaworski 和 He^[14] 通过移动碲锌镉 (CdZnTe, CZT) 探测器获取多视角数据, 并将康普顿圆锥投影至体素化三维空间, 实现放射源的三维定位. Sato 等^[15] 基于 Ce: GAGG 闪烁体在八个位置测得的数据提出了一种三维反投影重建算法, 利用康普顿圆锥在三维空间中的相交关系确定放射源位置. Liu 等^[16] 利用 CZT 探测器在六个不同位置对放射源进行测量, 并结合迭代算法与非均匀图像空间重建策略, 实现了放射源的高精度三维定位. Barnowski 等^[17] 提出了一种移动式康普顿成像系统, 通过迭代算法重建放射源三维空间分布, 并将重建结果映射到场景三维点云数据中,

† 通信作者. E-mail: zhuzhichaokk@foxmail.com

‡ 通信作者. E-mail: wenluo-ok@163.com

实现放射源与场景融合的三维定位.

放射源的三维定位通常需要在三维体素空间内对所有体素进行逐一遍历并进行重建, 计算时间受重建空间内体素数目以及参与重建的康普顿事件数量的影响^[18,19]. 在远场放射源三维定位过程中, 由于重建空间大, 体素数量众多, 往往存在巨大的内存占用和计算负担. 为解决上述问题, 本研究提出了一种适用于康普顿相机的远场放射源快速三维定位方法: 向量相交法. 该方法通过康普顿相机在不同视角下获得两条指向放射源方向的向量, 进而通过计算两条向量的空间交点 (或最近点) 实现放射源的三维位置估计. 在此基础上, 引入二重划分法进一步提高了三维定位精度并缩短定位时间. 相较于传统需要在三维体素空间内进行遍历与计算的三维重建方法, 本方法能够显著降低内存消耗并缩短计算时间, 为实现快速高效的远场放射源三维定位提供了新的解决方案.

本文结构安排如下: 第2节介绍康普顿相机远场放射源三维重建的原理, 并详细阐述康普顿相机远场放射源快速三维定位的方法; 第3节介绍实验设备和方案设计; 第4节对所提方法与传统三维重建算法在三维定位误差、成像角分辨率、内存消耗和运行时间方面的性能进行对比分析; 第5节对本文的主要工作和结论进行总结.

2 原理与方法

2.1 康普顿相机远场放射源三维重建

康普顿相机基于 γ 射线与探测器的康普顿散射相互作用原理, 实现 γ 放射源的定位. 当入射光子在探测器中仅发生一次康普顿散射并随后发生光电吸收时, 该过程被定义为一个康普顿事件, 康普顿散射过程中光子的散射角 θ 可以通过(1)式计算得到.

$$\theta = \arccos \left[1 - \frac{m_e c^2 E_1}{(E_1 + E_2) E_2} \right], \quad (1)$$

其中, E_1 为康普顿散射过程中反冲电子沉积的能量, E_2 为散射光子沉积的能量, m_e 为电子静止质量, $m_e c^2 = 511 \text{ keV}$.

对于每个探测到的康普顿事件, 根据康普顿散射过程的几何关系可以得到, 放射源位于以康普顿散射的位置为顶点, 以散射事件和吸收事件位置的连线为轴线, 以康普顿散射角为半角的圆锥面上. 当

探测到足够多的康普顿事件时, 每个事件都能确定一个康普顿圆锥面, 这些圆锥面的交汇区域理论上即为放射源所处的空间位置^[20,21]. 然而, 在远场条件下, 单一视角的康普顿相机难以准确获取放射源的三维位置信息^[22]. 这是由于此时康普顿相机的尺寸远小于放射源与相机之间的距离, 探测器可近似视为一个点, 不同康普顿事件中散射事件位置在探测器内的分布差异可以忽略, 可认为所有康普顿圆锥面具有顶点 (设为探测器的中心). 同一顶点的不同康普顿圆锥面之间除完全重合外, 仅可能相切于一条直线或相交于两条直线, 导致其在空间中的交汇区域呈现为线状而非点状分布, 使得相机只能获得放射源的方向信息, 而难以确定其在该方向上的距离信息^[23], 因此, 在远场条件下实现三维定位通常需要康普顿相机在不同视角进行探测, 如图1所示. 在远场三维重建过程中, 基于康普顿相机在多个视角采集的康普顿事件数据, 在三维成像空间中遍历所有体素, 寻找与所有康普顿圆锥面最为接近的体素位置, 即为放射源的三维位置. 成像空间中体素尺寸越小, 重建精度越高, 但相应地, 体素数量变多, 重建过程的内存需求和计算时间也随之增加.

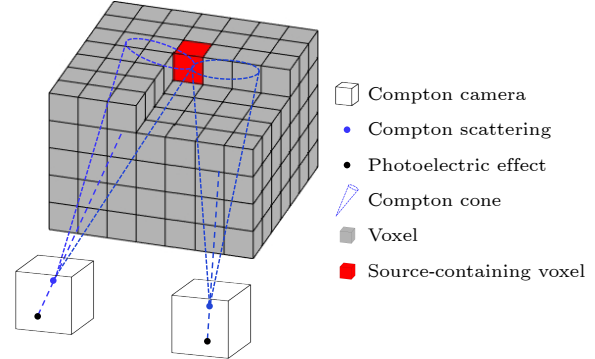


图1 远场条件下康普顿相机三维重建的示意图
Fig. 1. Schematic of three-dimensional reconstruction with a Compton camera under far-field conditions.

康普顿相机的图像重建基于将康普顿事件对应的圆锥面反投影至成像空间, 目前, 康普顿相机的图像重建方法主要包括直接反投影法 (back projection, BP) 和最大似然期望最大化法 (maximum likelihood expectation maximization, MLEM)^[24]. 其中, BP 是一种传统的解析算法, 该方法遍历网格化的成像空间, 对所有与康普顿圆锥面相交的网格进行累加赋权, 权重最高的网格即为放射源位置^[25]. 然而, BP 重建的图像通常存在分

分辨率低、伪影明显等问题. 相比之下, MLEM 通过迭代优化初始粗略估计, 使放射源图像逐步锐化, 从而实现放射源空间分布的高精度重建^[26].

2.2 康普顿相机远场放射源快速三维定位

对于单一视角的康普顿相机, 通过在成像平面内执行重建算法, 能够快速获得放射源的二维方向信息. 本研究利用康普顿相机在不同视角下重建放射源的二维方向, 并基于获得的放射源方向信息, 计算其三维空间坐标, 该方法称为向量相交法 (vector intersection, VI). 在该方法中, 康普顿相机分别在两个视角下对放射源进行探测, 并在成像平面内重建其空间分布, 选取其中权重最大的点作为放射源方向的估计值. 进一步地, 在三维空间中, 以相机在两次测量时的位置为起点, 分别构建指向对应放射源方向的向量, 当相机在两个不同测量视角下对同一放射源进行探测时, 理论上由两次重建结果所确定的两条向量应交汇于放射源真实位置. 考虑到实际测量误差的影响, 两条向量可能并不严格相交, 因此通过求解两向量在空间中的最近点作为放射源三维位置的估计. 相比于传统三维重建方法需要在探测器前方的整个三维空间范围内遍历搜索体素, 向量相交法在二维网格平面内完成重建, 从而降低了计算复杂度并缩短重建时间.

向量相交法的原理如图 2(a) 所示, 康普顿相机分别沿 x 轴方向布置在 xy 平面内的两个测量位置, 间距为 d . 成像平面与 xy 平面平行, 其 z 轴坐标为 z_1 . 在分别以两个测量位置为原点建立的坐标系中, (x_1, y_1, z_1) 和 (x_2, y_2, z_1) 分别表示相机在两个位置对应的成像平面内重建图像中权重最大点的坐标. 为便于描述, 引入一个统一的坐标系, 其原点 $O(0, 0, 0)$ 位于 x 轴方向上两个测量位置的中点处. 在该坐标系下, 相机的两个测量位置对应的坐标分别为 $O_1(-d/2, 0, 0)$ 和 $O_2(d/2, 0, 0)$, 相应地, 坐标 (x_1, y_1, z_1) 在新坐标系中表示为 $(x_1 - d/2, y_1, z_1)$, 而 (x_2, y_2, z_1) 表示为 $(x_2 + d/2, y_2, z_1)$. 在新坐标系中, 原点到相机两个测量位置 O_1 和 O_2 的向量分别为 OO_1 和 OO_2 , 相机在两个测量位置重建得到的指向放射源方向的向量分别表示为 D_1 和 D_2 , 放射源位置 S 相对于 O_1 和 O_2 的向量分别表示为 O_1S 和 O_2S , 其中参数 r_1 和 r_2 分别表示放射源位置沿 D_1 和 D_2 方向的延伸倍数. 此时, 原点到放射

源位置的向量可表示为 $OS = OO_1 + O_1S$ 或 $OS = OO_2 + O_2S$. 在理想条件下, 由相机在两个不同测量位置所确定的放射源空间向量应一致, 即满足:

$$OO_1 + r_1 D_1 = OO_2 + r_2 D_2, \quad (2)$$

对上述方程进行求解, 并通过向量运算消去参数 r_2 , 可得 r_1 的表达式为

$$r_1 = \frac{(O_1 O_2 \times D_2) \cdot (D_1 \times D_2)}{\|D_1 \times D_2\|^2}. \quad (3)$$

同理, 可得 r_2 的表达式为

$$r_2 = \frac{(O_1 O_2 \times D_1) \cdot (D_1 \times D_2)}{\|D_1 \times D_2\|^2}. \quad (4)$$

当向量 D_1 和 D_2 并不严格相交时, 通过求解这两条向量的最近点来估计放射源位置:

$$S = \frac{OO_1 + r_1 D_1 + OO_2 + r_2 D_2}{2}, \quad (5)$$

将相关参数代入上述关系式并化简后, 可得放射源在新坐标系下的三维坐标为

$$x = \frac{d}{2} \cdot \frac{x_1^2(z_1^2 + y_2^2) - x_2^2(z_1^2 + y_1^2)}{z_1^2[(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2] + (x_1 y_2 - y_1 x_2)^2}, \quad (6)$$

$$y = \frac{d}{2} \cdot \frac{-z_1^2(x_2 - x_1)(y_1 + y_2) + 2y_1 y_2(x_1 y_2 - y_1 x_2)}{z_1^2[(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2] + (x_1 y_2 - y_1 x_2)^2}, \quad (7)$$

$$z = \frac{dz_1}{2} \cdot \frac{-2z_1^2(x_2 - x_1) + (y_1 + y_2)(x_1 y_2 - y_1 x_2)}{z_1^2[(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2] + (x_1 y_2 - y_1 x_2)^2}. \quad (8)$$

在采用 VI 方法定位远场放射源时, 成像平面往往需要覆盖较大的成像视野, 而其中绝大部分网格仅对应背景区域, 若对整个成像平面进行均匀而精细的网格划分, 将引入大量不必要的计算开销. 为进一步提升计算效率, 本研究采用一种二重划分法 (dual partition, DP) 的重建策略, 以降低计算量并提高整体重建效率, 工作流程主要包含两个阶段: 第一重划分阶段, 采用较大的网格尺寸对成像平面进行划分并执行重建, 此阶段重建精度较低, 通常不能满足成像的需要, 但由于参与计算的网格数目较少, 可在较短时间内完成运算, 如图 2(b) 所示, 其中颜色条表示对应网格的权重大小. 第二重划分阶段, 根据第一重划分的重建结果在 x 和 y 方向上选取归一化权重大于 0.2 的网格作为第二重划分的局部区域, 该区域能够在囊括峰值区域的同时, 覆盖放射源分布的整体轮廓. 随后, 仅在此局部区域内执行精细重建, 如图 2(c) 所示.

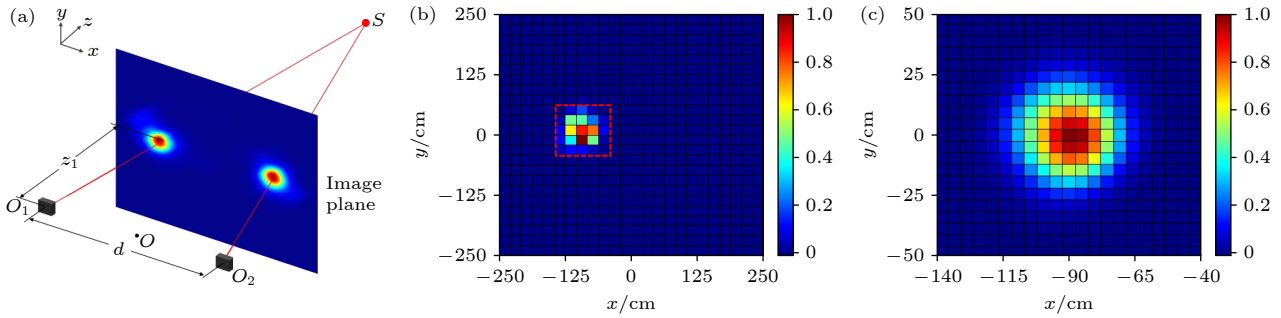


图2 康普顿相机远场放射源快速三维定位示意图 (a) 基于向量相交法的远场放射源三维定位示意; (b) 二重划分法中第一重划分阶段的重建结果; (c) 二重划分法中第二重划分阶段的重建结果

Fig. 2. Schematic of the rapid three dimensional (3D) localization method for far-field radioactive sources using Compton camera: (a) Schematic of 3D localization for far-field radioactive sources based on the vector intersection method; (b) reconstruction result of the first partition stage in the dual partition method; (c) reconstruction result of the second partition stage in the dual partition method.

需要注意的是,在迭代重建算法的运算过程中,对于位于重建区域之外的康普顿圆锥面,其大部分权重会被分配至重建区域内与该圆锥面距离最近的网格,这些网格通常位于重建区域边缘(以下简称边角网格).若第二重划分所选取的局部区域范围较小,则会有大量康普顿圆锥面位于该局部区域之外,此时少数边角网格将分摊这些康普顿圆锥面所贡献的绝大部分权重,使得边角网格在迭代中积累了较高的权重值,导致重建结果中边角网格的权重反而高于真实放射源位置处的网格,即边角增强效应^[23].为抑制该效应,在第二重划分前引入预过滤步骤.计算康普顿圆锥轴线与局部区域中心方向之间的夹角,并结合康普顿圆锥角,判断该康普顿圆锥面是否与局部区域相交.对于不与局部区域相交的康普顿圆锥面对应事件予以剔除,以确保参与重建的每一个康普顿圆锥面均与局部区域相交,从而抑制边角增强效应,提高重建图像的质量与精度.

3 实验设置

3.1 CZT 康普顿相机

本研究使用的康普顿相机为一体式结构,探测器采用 Kromek 公司生产的 D-Matrix 型 CZT 探测器,其晶体尺寸为 $22\text{ mm} \times 22\text{ mm} \times 10\text{ mm}$,包含 22×22 个像素阳极和 4 个平面阴极,每个像素的面积为 $2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$,并与专用集成电路读出芯片耦合,能够同时记录每个像素中的能量沉积和信号到达时间.探测器的能量范围为 $30\text{ keV} \sim 3\text{ MeV}$,能量分辨率为 $1.5\% @ 662\text{ keV}$ ^[27].

3.2 三维定位实验设计

实验中,康普顿相机依次放置于 O_1 和 O_2 两个测量位置,二者间距为 2.5 m .图 3 为放射源布置的俯视示意图.放射源布置方案 1:将活度为 571 MBq 的 ^{137}Cs 放射源沿 z 轴方向布置,在距坐标原点 O $1 \sim 4\text{ m}$ 的范围内,以 0.5 m 为间隔依次放置放射源;放射源布置方案 2:采用相同放射源,将其与坐标原点的距离固定为 2.5 m ,并在 $x-z$ 平面内相对于 z 轴发生偏转,在偏转角 $0^\circ \sim 60^\circ$ 的范围内,以 10° 为间隔依次放置放射源.在每个位置,康普顿相机均采集 4000 个康普顿事件用于图像重建,并采用以下四种方法对放射源的三维位置进行估计.

1) 向量相交法 (VI): 在两个不同探测视角下,分别在成像平面 (z 轴坐标为 2.5 m) 中重建放射源的二维方向分布.成像平面划分为 240×240 个网格,每个网格尺寸为 $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$.对重建图像迭代优化后,进行拟合以提取放射源方向信息,并基于 VI 计算其三维位置.

2) 向量相交法-二重划分法 (VI-DP): 两个不同探测视角下,分别在成像平面 (z 轴坐标为 2.5 m) 中引入 DP 重建放射源的二维方向分布,首先将成像平面划分为 24×24 个网格执行重建,每个网格尺寸为 $50\text{ cm} \times 50\text{ cm}$;随后在初始重建结果中,选取 x 和 y 方向上归一化权重大于 0.2 的区域,进一步划分为 $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ 的网格进行局部精细重建.最后,分别对两个视角下局部区域的迭代优化重建结果进行拟合,提取其峰值坐标作为放射源的二维方向信息,并基于 VI 计算放射源的三维位置.

3) 直接反投影算法 (BP): 将康普顿圆锥面反

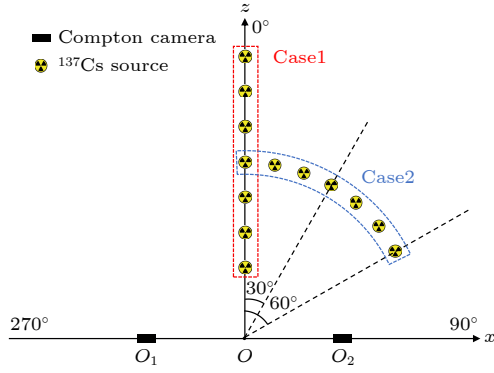


图3 三维定位实验中放射源布置的俯视图,其中偏转角定义为放射源与坐标原点 O 连线相对于 z 轴的夹角.方案1: ^{137}Cs 放射源沿 z 轴方向在1—4 m距离范围内布置;方案2: ^{137}Cs 放射源偏离 z 轴,在 0° — 60° 偏转角范围内布置

Fig. 3. Top view of the radioactive source arrangement in the three-dimensional localization experiment, where the deflection angle is defined as the angle between the line connecting the radioactive source and the coordinate origin O and the z axis. Case 1: the ^{137}Cs source is placed along the z axis at distances ranging from 1—4 m; Case 2: the ^{137}Cs source deviates from the z axis with a deflection angle ranging from 0° — 60° .

投影至三维空间中,遍历空间中的所有体素,对所有与康普顿圆锥面相交的体素进行累加赋权.重建空间划分为 $100 \times 100 \times 80$ 个体素,每个体素尺寸为 $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$,取权重最大的体素位置作为放射源的三维坐标.

4) 最大似然期望最大化算法 (MLEM): 遍历三维空间中的所有体素,根据体素与康普顿圆锥面之间的距离赋予其权重,并通过MLEM迭代优化逐步更新权重分布.重建空间划分为 $100 \times 100 \times 80$ 个体素,每个体素尺寸为 $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$,取权重最大的体素位置作为放射源的三维坐标.

4 结果与讨论

4.1 特定条件下不同算法的性能

当放射源位于 $(0, 0, 250) \text{ cm}$ 时,图4(a)和图4(b)展示了VI算法中对整个成像平面直接进行精细网格划分的条件下,相机分别位于 O_1 和 O_2 位置时,在成像平面内获得的放射源重建图像.

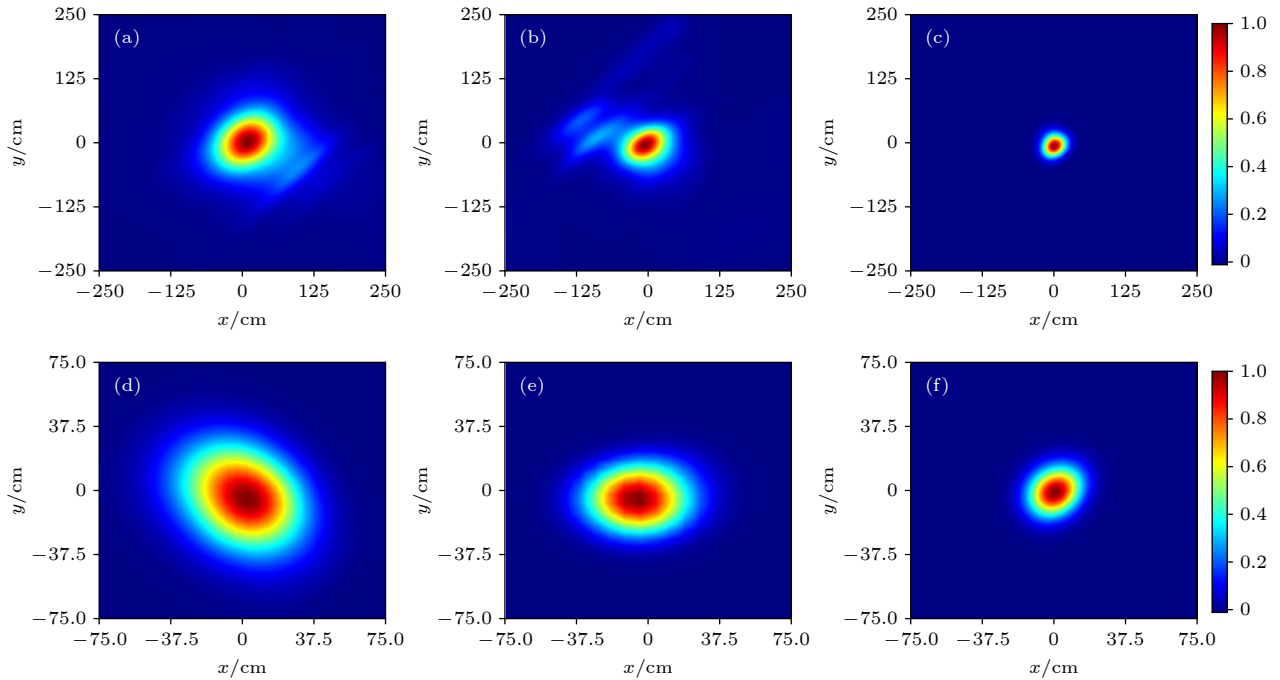


图4 VI与VI-DP算法的重建结果 (a), (b) 相机分别位于 O_1 和 O_2 时,在成像平面上采用VI算法得到的放射源重建图像; (c) 基于VI算法计算得到的放射源坐标所在成像平面上的重建图像; (d), (e) 相机分别位于 O_1 和 O_2 时,通过DP进行第二重划分后在成像平面上得到的放射源重建图像; (f) 基于VI-DP算法计算得到的放射源坐标所在成像平面上的重建图像

Fig. 4. Reconstruction results of the VI and VI-DP algorithms: (a), (b) The reconstructed images of the radiation source on the imaging plane using the VI algorithm when the camera is located at O_1 and O_2 , respectively; (c) the reconstructed image on the imaging plane where the radiation source coordinates are located, calculated based on the VI algorithm; (d), (e) the reconstructed images of the radiation source on the imaging plane after secondary division via DP when the camera is located at O_1 and O_2 , respectively; (f) the reconstructed image on the imaging plane where the radiation source coordinates are located, calculated based on the VI-DP algorithm.

对重建图像分别沿 x 和 y 方向进行一维高斯函数拟合以提取峰值坐标, 并将其代入 (6)–(8) 式, 计算得到的放射源三维位置为 (4.5, -1.1, 261.2) cm. 以该重建位置为中心, 构建一个垂直于 O_1 与该位置连线方向的新成像平面, 使相机正对该成像平面, 此时成像的畸变程度最小, 基于该平面进行放射源图像重建, 结果如图 4(c) 所示. 根据新成像平面中权重沿 x 和 y 方向的半高宽, 计算其相对于 O_1 的张角作为角分辨率, 得到角分辨率为 6.0° . VI 算法仅在二维平面内进行重建, 但需要对整个成像平面进行均匀而精细的网格划分, 其运行时间为 891.2 s.

进一步地, 采用 DP 在成像平面上动态收缩搜索范围, 图 4(d) 和图 4(e) 分别为 VI-DP 算法中相机在 O_1 和 O_2 位置时, 对成像平面进行第二重划分后获得的放射源重建图像. 对重建图像分别沿 x 和 y 方向进行高斯拟合以提取峰值坐标, 将其代入 (6)–(8) 式, 计算得到的放射源三维位置为 (-8.4, -4.2, 244.2) cm. 以该重建位置为中心, 构建

一个垂直于 O_1 与该位置连线方向的新成像平面, 在该平面的放射源重建图像如图 4(f) 所示, 对应的角分辨率为 6.0° . VI-DP 算法的运行时间仅为 38.0 s, 较 VI 算法提升约 23.5 倍.

作为对比, 采用 BP 和 MLEM 算法对放射源进行三维重建. 图 5(a) 为 BP 算法获得的放射源在三维空间中的权重分布, 权重最大的体素对应放射源的重建位置为 (2.5, -2.5, 242.5) cm. 其放射源重建图像如图 5(b) 所示, 对应的角分辨率为 32.8° , 运行时间为 488.3 s. 图 5(c) 为 MLEM 算法获得的放射源在三维空间中的权重分布, 权重最大的体素对应的放射源重建位置为 (2.5, -2.5, 247.5) cm. 其放射源重建图像如图 5(d) 所示, 对应的角分辨率为 6.2° , 运行时间为 15603.3 s.

4.2 不同距离条件下不同算法的性能

在 BP 和 MLEM 算法中, 放射源的三维坐标由沿 x , y 和 z 方向概率密度分布的峰值位置确定,

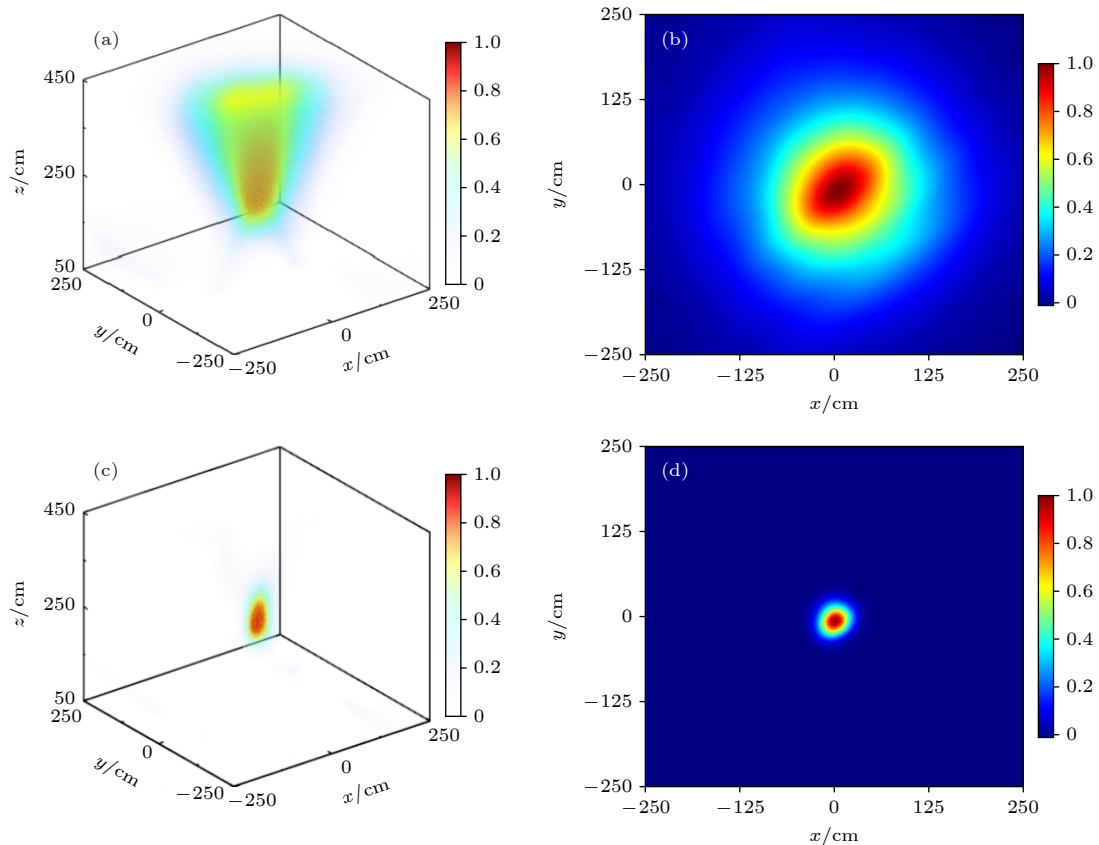


图 5 三维重建算法的重建结果 (a) BP 算法得到的放射源在三维空间中的权重分布; (b) BP 算法重建的放射源图像; (c) MLEM 算法得到的放射源在三维空间中的权重分布; (d) MLEM 算法重建得到的放射源图像

Fig. 5. Reconstruction results of different 3D reconstruction algorithms: (a) Weight distribution of the source in 3D space reconstructed by the BP algorithm; (b) source image reconstructed by the BP algorithm; (c) weight distribution of the source in 3D space reconstructed by the MLEM algorithm; (d) source image reconstructed by the MLEM algorithm.

其误差对应于该分布的标准差. 对于基于 VI 和 VI-DP 的放射源三维定位方法, 放射源的三维坐标均由康普顿相机在 O_1 和 O_2 两个位置处重建的向量方向信息计算获得, 误差主要来源于重建向量方向的不确定性. 采用差分法分别计算 (6)–(8) 式中测量结果 x_1, y_1, x_2, y_2 对定位结果 x, y, z 的偏导数, 并结合误差传播公式, 即可得到由二维方向重建误差所引起的三维定位的误差.

图 6 给出了方案 1 中采用 BP, MLEM, VI 和 VI-DP 算法, 在不同距离条件下重建得到的放射源在 x, y 和 z 轴方向上的定位结果及成像角分辨率. 实验结果显示, 四种算法重建得到的放射源三维位置均分布在真实坐标附近, 但不同算法之间的定位精度存在差异. 由于 BP 算法重建放射源图像的空间分辨率较差, 其三维定位误差及成像角分辨率均显著劣于其余三种算法. 对于 MLEM, VI 和 VI-DP 算法, 均采用迭代方式优化重建结果, 可实现较高的三维定位精度和成像角分辨率. 其中, VI-DP 算法在第二重划分过程中将重建平面限制在局部高概率含源区域内, 并通过预过滤步骤确保参与

重建的康普顿圆锥面均落入该局部区域之内, 从而减弱了背景区域对重建结果的影响, 提高了重建结果的精度, 因此 VI-DP 算法在四种算法中表现出相对更高的三维定位精度. 随着放射源距离的增加, BP 和 MLEM 算法重建图像在 x, y 和 z 方向上的分布标准差逐渐变大, 定位的误差随之增大. 同时, 相机对放射源的两个探测视角差异不断减小, 由此构建的两条向量趋于平行, 使得 VI 和 VI-DP 算法中求解两条向量最近点的鲁棒性变差, 定位误差相应增大.

图 7 给出了方案 1 中四种算法在不同距离下重建过程中的内存消耗和运行时间对比, 总的来说, BP 算法和 MLEM 算法由于在三维空间成像需要遍历空间体素, 而 VI 算法和 VI-DP 算法在二维平面成像不需要遍历空间体素. BP 算法计算流程相对简单, 无需构建系统矩阵, 因此其内存消耗较低、运行时间较短. 对于 MLEM, VI 和 VI-DP 算法, 均采用迭代方式优化重建结果, 需要构建描述重建空间中网格与康普顿圆锥面之间关联概率的系统矩阵, 运行时间主要受系统矩阵占用内存大

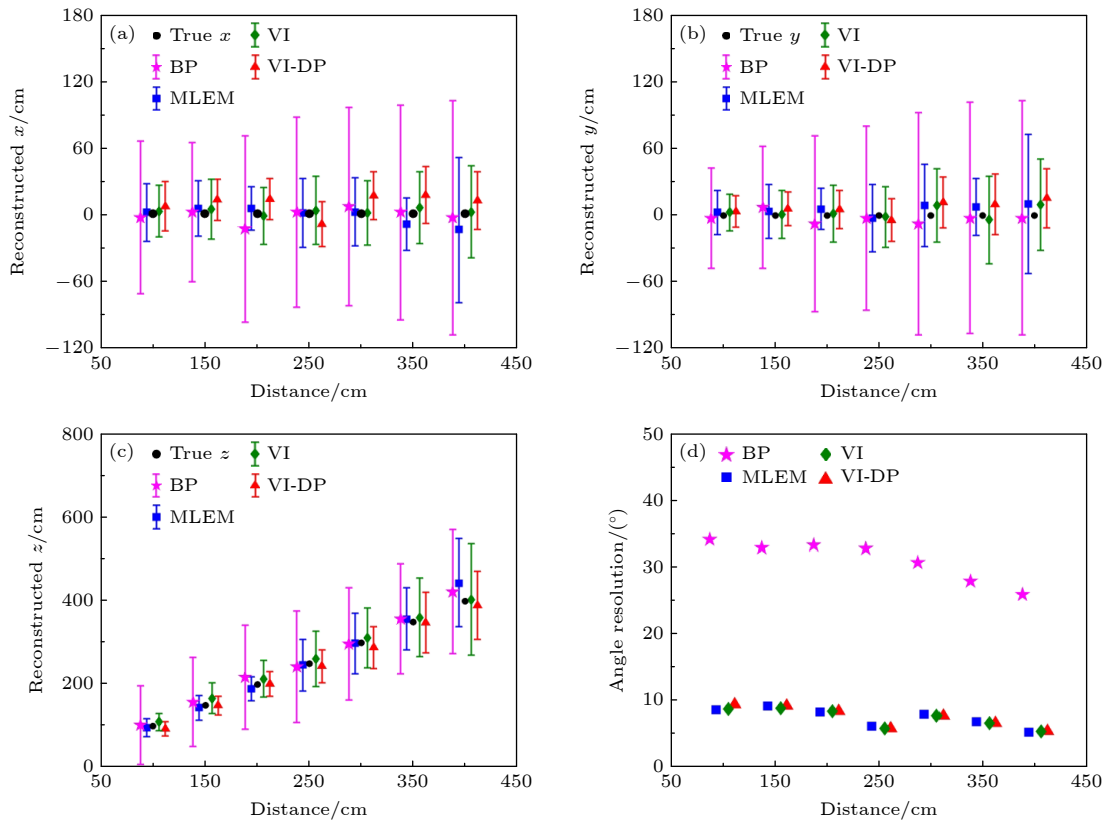


图 6 方案 1 中 BP, MLEM, VI 和 VI-DP 算法的定位与成像精度对比 (a), (b), (c) 分别为在 x, y 和 z 轴上的放射源定位结果; (d) 成像角分辨率

Fig. 6. Comparison of localization and imaging accuracy of BP, MLEM, VI, and VI-DP algorithms in Case 1: (a), (b), (c) The localization results of the radioactive source along the x, y and z axes, respectively; (d) imaging angle resolution.

小的影响. 在相同实验条件下, 由于三维重建空间中体素数量庞大, MLEM 算法对应的系统矩阵规模较大, 内存占用高、运行时间长; 相比之下, VI 算法仅在二维成像平面内进行重建, 显著降低了内存消耗, 计算速度较 MLEM 算法提升约一个数量级. VI-DP 算法同样仅在二维成像平面内进行重建, 但通过逐级收缩搜索范围, 有效减少了背

景区域的计算量, 相较于 VI 算法在内存消耗和运行时间上进一步降低约 1—2 个数量级.

4.3 不同偏转角条件下不同算法的性能

图 8 和图 9 给出了方案 2 中不同偏转角条件下分别采用 BP, MLEM, VI 和 VI-DP 算法的性能对比. 实验结果显示, 不同算法在角分辨率、

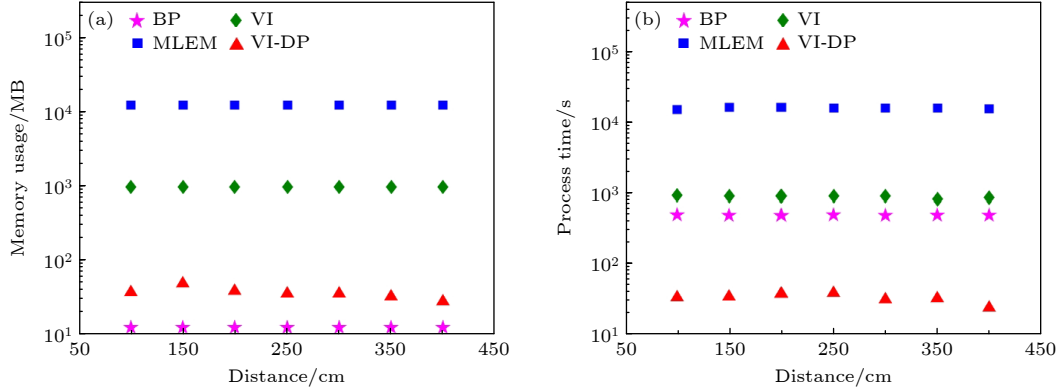


图 7 方案 1 中 BP, MLEM, VI 和 VI-DP 算法的计算效率对比 (a) 内存消耗; (b) 运行时间

Fig. 7. Comparison of computational efficiency of BP, MLEM, VI and VI-DP algorithms in Case 1: (a) Memory usage; (b) processing time.

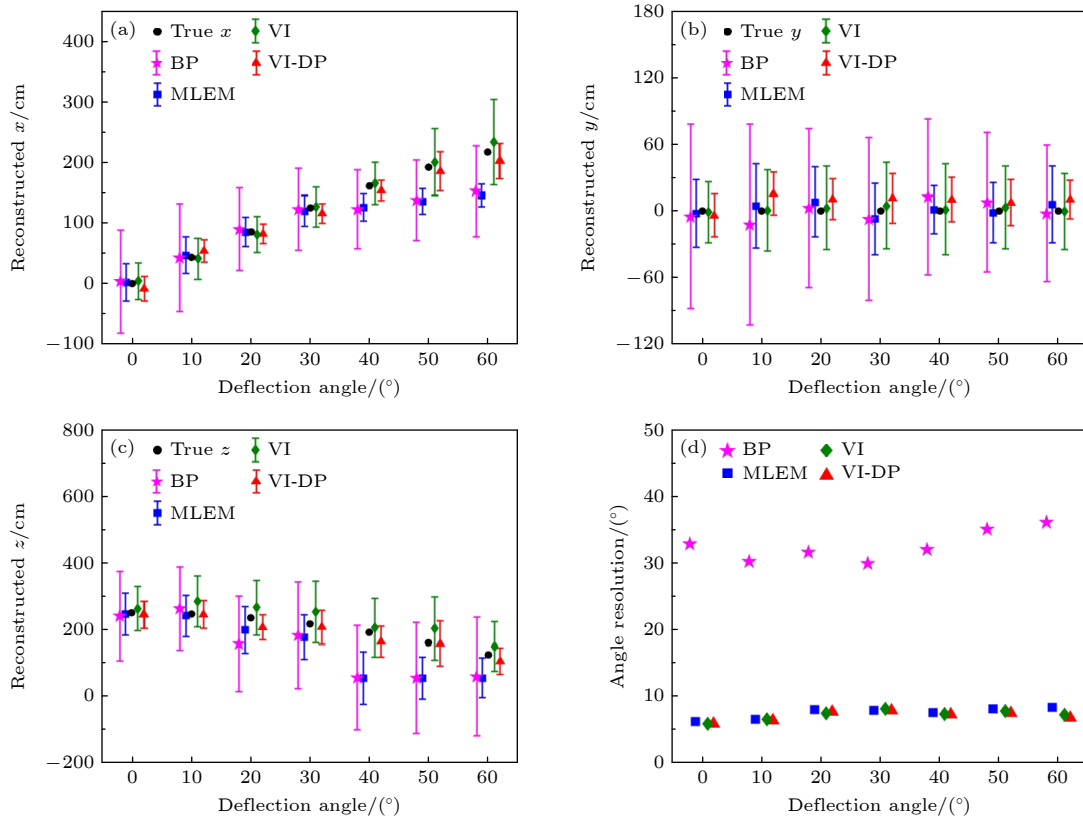


图 8 方案 2 中 BP, MLEM, VI 和 VI-DP 算法的定位与成像精度对比 (a), (b), (c) 分别为在 x , y 和 z 轴上的放射源定位结果; (d) 成像角分辨率

Fig. 8. Comparison of localization and imaging accuracy of BP, MLEM, VI and VI-DP algorithms in Case 2: (a), (b), (c) The localization results of the radioactive source along the x , y and z axes, respectively; (d) imaging angle resolution.

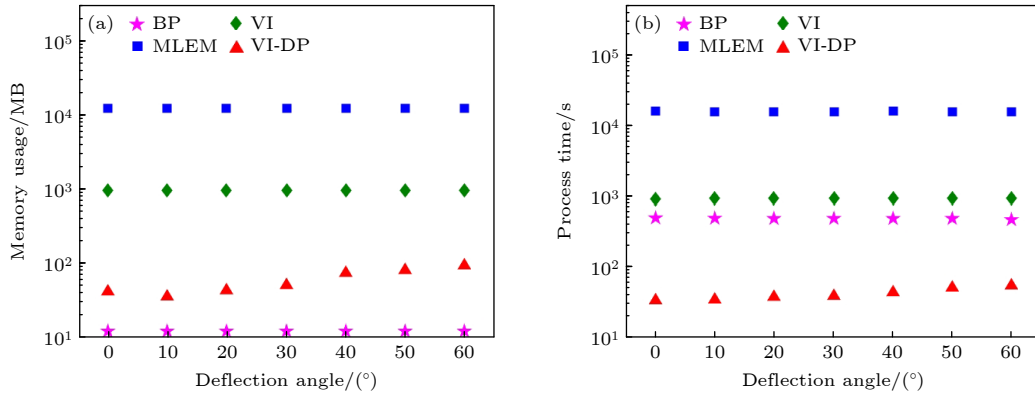


图 9 方案 2 中 BP, MLEM, VI 和 VI-DP 算法的计算效率对比 (a) 内存消耗; (b) 运行时间

Fig. 9. Comparison of computational efficiency of BP, MLEM, VI and VI-DP algorithms in Case 2: (a) Memory usage; (b) processing time.

内存消耗和运行时间方面的差异与方案 1 基本一致, 但三维定位精度随放射源偏转角的变化呈现出明显差异. 对于 BP 和 MLEM 算法, 放射源的最终定位结果由来自 O_1 和 O_2 两个位置探测的康普顿事件共同贡献. 在放射源存在偏转角的情况下, O_1 位置与放射源之间的距离较远, 而 O_2 位置相对较近, 此时, 由 O_1 位置为顶点形成的康普顿圆锥面与放射源所在平面相交所对应的圆半径较大, 微小的角度误差即可引起圆锥面与放射源所在体素之间较大的空间偏离, 使得 O_1 位置探测到的康普顿事件的贡献分散至更多周围体素中. 相比之下, 以 O_2 位置为顶点形成的康普顿圆锥面在放射源附近更为集中, 随着放射源偏转角的增大, 其对成像结果的贡献逐渐占据主导地位. 由于来自两个视角的康普顿事件对放射源成像的贡献不均衡, 最终重建结果逐渐退化为类似单视角三维定位的效果.

对于 VI 和 VI-DP 算法, 均基于在两个探测视角下重建得到的放射源方向信息直接计算放射源的三维坐标, 理论上只要在两个视角下能够获得有效的二维方向信息, 即可完成放射源的三维定位. 随着放射源偏转角的增大, VI 和 VI-DP 仍能够有效提取放射源的方向信息, 实现较为稳定的放射源三维定位.

综合不同距离以及不同偏转角条件下的实验结果 (见表 1) 可以看出, 各算法在三维定位精度、成像角分辨率以及计算效率方面均存在显著差异. BP 算法内存消耗低、运行时间较短, 但其三维定位误差大, 成像角分辨率差. MLEM 算法能够获得较小的定位误差和较好的成像角分辨率, 但其内存消耗高, 运行时间长. 相比之下, VI 算法仅在二维

成像平面内重建放射源的方向信息并求解其三维坐标, 在保持较小定位误差和较好角分辨率的同时, 显著降低了内存消耗和运行时间. 进一步地, VI-DP 算法通过在成像平面上动态收缩搜索范围, 抑制了背景区域对重建结果的影响, 在三维定位精度、成像角分辨率、内存消耗以及运行时间方面表现出明显优势, 综合性能优势最为突出.

表 1 不同算法的性能对比

Table 1. Performance comparison of different algorithms.

算法	三维定位误差/cm			角分辨率/(°)	内存消耗/MB	运行时间/s
	X	Y	Z			
BP	~84	~75	~136	~31	12	~475
MLEM	~41	~41	~63	~7	12207	~15503
VI	~47	~29	~76	~7	954	~861
VI-DP	~24	~20	~49	~7	60	~39

5 总 结

本研究构建了基于康普顿相机的 γ 放射源三维定位系统, 并提出了一种快速三维定位方法 VI-DP. 通过在不同放射源距离及偏转角条件下进行实验验证, 评估了该方法的三维定位精度、成像角分辨率及计算效率. 实验结果表明, VI-DP 在保持较高三维定位精度和成像角分辨率的同时, 显著提升了三维定位计算效率, 实现了定位精度、成像角分辨率与计算效率的协同优化. 主要结论如下.

1) VI-DP 通过将三维重建转化为二维重建与几何求解, 并结合二级划分策略, 实现了对放射源的快速三维定位. 该方法利用康普顿相机在两个不同视角下重建得到的放射源二维方向信息, 在三维

空间中构建两条指向放射源的向量, 并以其交点(或最近点)作为放射源三维位置的估计值, 避免了对整个三维体素空间的遍历; 同时, 采用由粗网格到细网格逐级划分策略, 仅对高概率含源的区域执行搜索, 减弱了背景区域对重建结果的影响. VI-DP 在具备较高三维定位精度与成像角分辨率的同时, 显著提升了三维定位计算效率, 可实现快速而精确的放射源三维定位.

2) 随着放射源距离的增大, VI-DP 仍能够保持良好的三维定位精度、成像角分辨率和计算效率; 随着放射源偏转角的增大, 该方法仍可有效提取放射源的方向信息, 从而实现相对稳定的放射源三维定位.

综上所述, 本研究提出的 VI-DP 在 γ 放射源的三维定位中兼具良好的定位精度、成像角分辨率与计算效率, 并且在较大偏转角放射源条件下仍能够实现放射源的三维定位, 为相关涉核场景中放射源快速精准的三维定位提供了有效的技术支撑.

参考文献

- [1] Schönfelder V, Hirner A, Schneider K 1973 *Nucl. Instrum. Methods* **107** 385
- [2] Suzuki Y, Yamaguchi M, Odaka H, Shimada H, Yoshida Y, Torikai K, Satoh T, Arakawa K, Kawachi N, Watanabe S, Takeda S, Ishikawa S n, Aono H, Watanabe S, Takahashi T, Nakano T 2013 *Radiology* **267** 941
- [3] Phillips G W 1995 *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B* **99** 674
- [4] Aldawood S, Thirolf P, Miani A, Böhrmer M, Dedes G, Gernhäuser R, Lang C, Liprandi S, Maier L, Marinšek T, Mayerhofer M, Schaart D, Valencia Lozano I, Parodi K 2017 *Radiat. Phys. Chem.* **140** 190
- [5] Kong L Q, Shuai L, Liang X Z, Li D W, Zhang J P, Zhou W, Yang Y, Wang X M, Hu X H, Li C M, Yu Y, Ding Y, Meng F H, Zhang Y W, Wei L 2022 *Rev. Sci. Instrum.* **93** 113103
- [6] Wang C J, Guan Q D, Jiang W G, Yu Q J, Xie F, Yu G S, Liang J F, Li X S, Xu J 2025 *Acta Phys. Sin.* **74** 100701 (in Chinese) [王春杰, 关清帝, 姜文刚, 余青江, 解峰, 余功硕, 梁建峰, 李雪松, 徐江 2025 物理学报 **74** 100701]
- [7] Parajuli R K, Sakai M, Parajuli R, Tashiro M 2022 *Sensors* **22** 7374
- [8] Useche Parra J S, Roque G, Schütz M K, Fiederle M, Procz S 2024 *Sensors* **24** 7974
- [9] Simons M, Michiels A, Genoe J, Schroevers W 2025 *Nucl. Eng. Technol.* **57** 103224
- [10] Song Z Y, Yu D Y, Cai X H 2019 *Acta Phys. Sin.* **68** 118701 (in Chinese) [宋张勇, 于得洋, 蔡晓红 2019 物理学报 **68** 118701]
- [11] Kishimoto A, Kataoka J, Nishiyama T, Taya T, Kabuki S 2015 *J. Instrum.* **10** 11001
- [12] Lee S J, Lee M N, Nguyen V G, Kim S M, Lee J S 2008 *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (IEEE)* Dresden, Germany, October 19–25, 2008 p4223
- [13] Tornaga S R, Sullivan M W R, Sullivan J P 2009 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **56** 1372
- [14] Jaworski J M, He Z 2011 *2011 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (IEEE)* Valencia, Spain, October 23–29, 2011 p976
- [15] Sato Y, Terasaka Y, Ozawa S, Miyamura H N, Kaburagi M, Tanifuji Y, Kawabata K, Torii T 2017 *J. Instrum.* **12** C11007
- [16] Liu Y L, Chu J Y, Li Y J, Li Y L 2017 *2017 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (IEEE)* Atlanta, GA, USA, October 21–28, 2017 p1
- [17] Barnowski R, Haefner A, Mihailescu L, Vetter K 2015 *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **800** 65
- [18] Wu R Y, Geng C R, Tian F, Yao Z Y, Gong C H, Han H N, Xu J F, Xiao Y S, Tang X B 2023 *Nucl. Sci. Tech.* **34** 52
- [19] Sakai M, Parajuli R K, Kubota Y, Kubo N, Kikuchi M, Arakawa K, Nakano T 2020 *Plos one* **15** e0229366
- [20] Yang Y F, Gono Y, Motomura S, Enomoto S, Yano Y 2001 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **48** 656
- [21] Rigaud G, Hahn B 2021 *Inverse Probl. Sci. Eng.* **29** 967
- [22] Yamaguchi M, Nagao Y, Kawachi N, Fujimaki S, Kamiya T, Odaka H, Kokubun M, Takeda S, Watanabe S, Takahashi T, Shimada H, Torikai K, Arakawa K, Nakano T 2013 *2013 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (IEEE)* Seoul, South Korea, October 27–November 2, 2013 p1
- [23] Liu Y L 2018 *Ph. D. Dissertation* (Beijing: Tsinghua University) (in Chinese) [刘益林 2018 博士学位论文 (北京: 清华大学)]
- [24] Kim S M, Lee J S 2024 *Biomed. Eng. Lett.* **14** 1175
- [25] Takeda S, Aono H, Okuyama S, Ishikawa S n, Odaka H, Watanabe S, Kokubun M, Takahashi T, Nakazawa K, Tajima H, Kawachi N 2009 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **56** 783
- [26] Shepp L A, Vardi Y 2007 *IEEE Trans. Med. Imaging* **1** 113
- [27] De Geronimo G, Vernon E, Ackley K, Dragone A, Fried J, O' Connor P, He Z, Herman C, Zhang F 2007 *2007 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (IEEE)* Honolulu, HI, USA, October 26–November 3, p32

Fast three-dimensional localization of far-field radioactive sources using a Compton camera based on the vector intersection with dual partition method

ZHANG Shuijun¹⁾²⁾ ZHU Zhichao^{1)2)†} LI Zhicai¹⁾²⁾ YANG Junxiang¹⁾²⁾
WANG Qiang¹⁾²⁾ SHI Zhengjia¹⁾²⁾ SONG Lianghong¹⁾²⁾ LUO Wen^{1)2)‡}

1) (*School of Nuclear Science and Technology, University of South China, Hengyang 421001, China*)

2) (*Key Laboratory of Advanced Nuclear Energy Design and Safety, Ministry of Education, University of South China, Hengyang 421001, China*)

(Received 8 February 2026; revised manuscript received 16 March 2026)

Abstract

The rapid three-dimensional (3D) localization of γ -ray sources using Compton cameras has important application value in nuclear safety monitoring, nuclear emergency response, and nuclear facility decommissioning. To solve the problems of heavy computational burden and long reconstruction time in conventional 3D reconstruction methods for Compton cameras, this study proposes a fast 3D localization method for far-field radioactive sources based on the vector intersection with dual partition (VI-DP) method. In this method, the voxel traversal in the 3D imaging space is first transformed into a grid search on a two-dimensional imaging plane through the vector intersection method. Based on the imaging results of the Compton camera from different viewing angles, two vectors pointing toward the radioactive source are constructed, and the spatial intersection point (or the nearest point) of the two vectors is calculated as the estimated 3D position of the source, thereby significantly reducing the computational complexity. Based on this, a dual partition method is introduced to dynamically reduce the search range on the imaging plane, and the search is performed only in regions with a high probability of containing the source, further improving the 3D localization speed. The experimental results show that the vector intersection method exhibits good 3D localization performance under different distances or deflection angles, and it can still achieve accurate 3D localization of the radioactive source at large deflection angles. Compared with the MLEM iterative algorithm, the 3D localization time is reduced by about one order of magnitude. After coupling the dual partition method, while achieving higher 3D localization accuracy, the localization speed can be improved by approximately 2–3 orders of magnitude compared with the MLEM iterative algorithm, and by about 1–2 orders of magnitude compared with the direct BP algorithm. Consequently, the VI-DP method achieves a synergistic optimization among 3D localization accuracy, imaging angle resolution, and computational efficiency. This study can provide effective technical support for the rapid and precise localization of radioactive sources in relevant nuclear scenarios.

Keywords: Compton camera, γ -ray, far-field, three-dimensional localization, vector

DOI: [10.7498/aps.75.20260214](https://doi.org/10.7498/aps.75.20260214)

CSTR: [32037.14.aps.75.20260214](https://cstr.cn/32037.14.aps.75.20260214)

† Corresponding author. E-mail: zhuzhichaokk@foxmail.com

‡ Corresponding author. E-mail: wenluo-ok@163.com



基于向量相交法-二重划分法的康普顿相机远场放射源快速三维定位

张水军 朱志超 李志才 杨钧翔 王强 时正佳 宋良宏 罗文

Fast three-dimensional localization of far-field radioactive sources using a Compton camera based on the vector intersection with dual partition method

ZHANG Shuijun ZHU Zhichao LI Zhicai YANG Junxiang WANG Qiang SHI Zhengjia SONG Lianghong LUO Wen

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 75, 130103 (2026) DOI: 10.7498/aps.75.20260214

CSTR: 32037.14.aps.75.20260214

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.75.20260214>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

事件顺序重建对康普顿相机成像分辨的影响

Influence of event sequence reconstruction on imaging resolution of Compton camera

物理学报. 2025, 74(10): 100701 <https://doi.org/10.7498/aps.74.20241723>

利用频域理论研究束缚电子在强激光场中的单光子康普顿散射过程

Study of single-photon Compton scattering process of bound electrons in intense laser fields by using frequency-domain theory

物理学报. 2025, 74(15): 150301 <https://doi.org/10.7498/aps.74.20250483>

强场非线性康普顿散射的角分辨辐射谱

Investigation of angle-resolved radiation spectra of strong-field nonlinear Compton scattering

物理学报. 2026, 75(5): 150301 <https://doi.org/10.7498/aps.75.20251784>

正交像散高密度三维单分子定位显微的数值模拟

Numerical simulation study of three-dimensional high-density single molecule localization microscopy based on orthogonal astigmatism

物理学报. 2022, 71(12): 128701 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20212091>

双阴极X射线条纹相机变像管

X-ray streak camera tube with two photocathodes

物理学报. 2022, 71(23): 233201 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20221194>

用于空间相机设计的高精度光线追迹方法

High precision ray tracing method for space camera in optical design

物理学报. 2023, 72(8): 084201 <https://doi.org/10.7498/aps.72.20222463>