

基于Marching Cubes与Ray Casting的 BNCT剂量三维可视化方法研究

邵丽红^{1,2}, 卢 棚², 姜 韦^{2*}

¹安徽理工大学计算机科学与工程学院, 安徽 淮南

²合肥综合性国家科学中心能源研究院(安徽省能源实验室), 安徽 合肥

收稿日期: 2026年9月6日; 录用日期: 2026年10月7日; 发布日期: 2026年10月15日

摘 要

BNCT剂量场受中子输运、硼浓度和组织成分共同影响, 空间分布复杂。二维切片能显示局部剂量, 但难以解释热点与脑部解剖结构的对应关系。本文提出一种面向BNCT脑部剂量分析的CT-RTDOSE融合三维可视化方法。程序读取CT序列和RTDOSE数据, 将剂量体重采样到CT网格; 基于HU阈值和形态学规则构建头部、颅骨和脑区近似掩膜; 利用Marching Cubes重建多层解剖表面, 并用Ray Casting绘制连续剂量场。两类结果在统一坐标系下融合显示, 并与三正交切片联动。单病例结果表明, 该方法能够同时保留剂量连续性和解剖参照。当前病例中, 重采样前后最大剂量和峰值位置一致, 说明该流程在已对齐数据上保持了空间一致性。与单纯二维切片或单独三维剂量体相比, 该方法更便于热点定位、边界判断和空间理解。

关键词

BNCT, 剂量可视化, Marching Cubes, Ray Casting, 医学图像, 三维重建

Research on 3D Visualization Method of BNCT Dose Based on Marching Cubes and Ray Casting

Lihong Shao^{1,2}, Peng Lu², Wei Jiang^{2*}

¹School of Computer Science and Engineering, Anhui University of Science & Technology, Huainan Anhui

²Institute of Energy, Hefei Comprehensive National Science Center (Anhui Energy Laboratory), Hefei Anhui

Received: September 6, 2026; accepted: October 7, 2026; published: October 15, 2026

*通讯作者。

文章引用: 邵丽红, 卢棚, 姜韦. 基于 Marching Cubes 与 Ray Casting 的 BNCT 剂量三维可视化方法研究[J]. 计算机科学与应用, 2026, 16(10): 10-23. DOI: 10.12677/csa.2026.1610306

Abstract

BNCT dose fields are shaped by neutron transport, boron concentration, and tissue composition, and therefore exhibit strong spatial heterogeneity. Two-dimensional slices can show local dose values, but they are weak at explaining the spatial relationship between dose hotspots and brain anatomy. This study proposes a CT-RTDOSE fused three-dimensional visualization method for BNCT brain dose analysis. The program loads CT series and RTDOSE data, resamples dose to the CT grid, builds approximate masks of the head, skull, and brain region with HU thresholds and morphological rules, reconstructs layered anatomical surfaces with Marching Cubes, and renders the continuous dose field with Ray Casting. The two results are fused in a unified coordinate system and linked with three orthogonal slices. A single-case study shows that the method preserves dose continuity while providing clear anatomical reference. In the current case, the maximum dose and peak location remain unchanged before and after resampling, indicating good spatial consistency for aligned data. Compared with slice-only display or dose-volume-only display, the proposed method is more effective for hotspot localization, boundary inspection, and spatial interpretation.

Keywords

BNCT, Dose Visualization, Marching Cubes, Ray Casting, RTDOSE, Three-Dimensional Reconstruction

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

BNCT 是一种通过中子与含硼药物相互作用实现局部杀伤的放射治疗技术,其剂量分布受中子能谱、硼浓度和组织成分共同影响,空间异质性强。在脑部场景中,剂量热点与颅骨、脑组织和体表边界之间的对应关系,直接影响治疗计划分析和结果解释。但是,现有 BNCT 研究主要集中在剂量计算、计划系统和临床验证,面向结果展示的三维可视化仍相对不足。单纯二维切片难以呈现整体空间关系,单独三维剂量体又缺少稳定的解剖参照。

基于此,本文面向 BNCT 脑部剂量分析与计划解释,提出一种 CT-RTDOSE 融合的三维可视化方法:通过空间统一、解剖结构重建、Ray Casting 体绘制和三正交切片联动,把剂量热点放回明确的解剖语境中。其中, Marching Cubes 用于重建头部、颅骨和脑区等结构边界, Ray Casting 用于表达连续剂量场,二者在统一坐标系下融合显示,共同完成“边界定位 + 剂量分布”的协同表达。该方法的现实意义在于辅助热点定位、边界判断和空间理解,为 BNCT 治疗计划讨论与结果解读提供更直观的支持。

2. 国内外研究现状

现有放疗剂量可视化研究主要围绕二维切片、等剂量线、等剂量面和剂量体积直方图展开,国外工作更强调体绘制和交互式展示,国内研究则更多聚焦于临床场景中的切片叠加、计划结果展示和可视化系统集成[1]。对于 BNCT 这类内部热点明显、空间分布复杂的场景,仅靠局部切层或统计曲线难以完整呈现剂量场与多层次解剖结构之间的整体关系,因此体绘制、三维重建和交互式显示逐渐被引入剂量分析。

在解剖结构表达方面，等值面提取仍是三维重建中的常用路径。国外关于 Marching Cubes 的研究主要围绕拓扑完整性、开放表面处理和实时加速展开，国内则更多将其用于医学图像和规则标量场的应用改进。针对 CT 图像，已有研究在移动立方体框架上通过局部规则改进提升了头部及腹部重建效果[2]；也有工作从开放表面重建出发，对传统 MC 在拓扑表达上的局限作了扩展[3]；围绕病灶切片等复杂对象的三维重建，等值面拓扑细化还能进一步改善局部结构表达[4]；在规则网格标量场中，按单元遍历、插值并拼接网格的 Marching Cubes 流程也已用于气象三维模拟[5]。对 BNCT 可视化而言，Marching Cubes 的价值不在于生成华丽网格，而在于把头部、颅骨和脑区这类离散掩膜转成稳定的空间边界，给后续剂量体绘制提供清晰参照。

Ray Casting 则更适合表达连续标量场。国外和国内在体绘制研究中，主要围绕采样、合成、传输函数设计和交互效率优化展开：有研究通过改进光线投射和采样策略提升重建质量和速度[6] [7]，也有研究通过重映射与传输函数优化突出目标区域、抑制背景噪声[8] [9]。对于 BNCT 剂量场，Ray Casting 能够直接呈现高低剂量之间的渐变关系；但如果缺少解剖边界支撑，热点位置仍不容易被准确解释。因此，本文将 Ray Casting 与 Marching Cubes 以及三正交切片联动组合起来，形成“解剖边界 + 连续剂量 + 切面校验”的统一观察框架。

3. 方法

3.1. 总体流程

本文的可视化流程在程序中拆分为 CT/RTDOSE 读取、空间统一、掩膜构建、表面重建、剂量体绘制和多视图联动六个模块，对应“load_ct_series”、“load_rtdose”、“resample_dose_to_ct_grid”、“build_surface_from_mask”、“DoseVolumeActor”和“SlicePanel”等核心函数/类。这样拆分便于逐步调试，也便于替换阈值、插值方式和渲染参数。

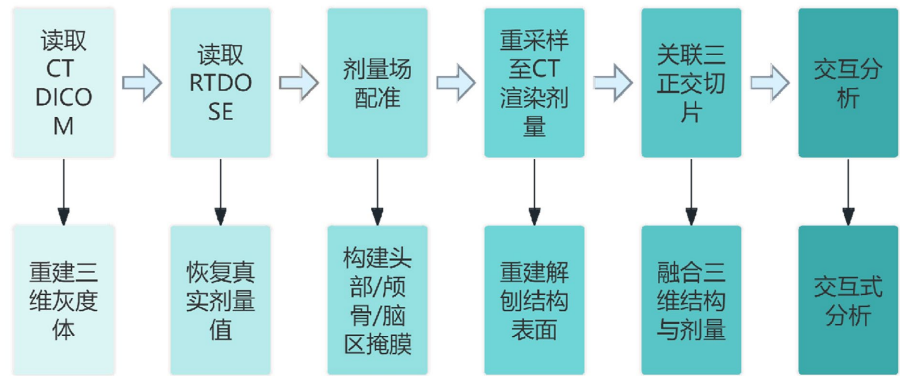


Figure 1. Overall workflow of BNCT dose visualization
图 1. BNCT 剂量可视化总体流程图

图 1 给出了整体流程：程序先读取 CT 和 RTDOSE 数据并完成空间统一，再构建头部、颅骨和脑区近似掩膜，随后进行表面重建、剂量体绘制和三切面联动显示。

3.2. CT 与 RTDOSE 数据读取

CT 数据以 DICOM 序列形式输入。程序读取每层像素矩阵后，根据 RescaleSlope 和 RescaleIntercept 将灰度值转换为 Hounsfield Unit (HU 阈值)，得到三维 CT 体数据 Vct。为保证空间顺序正确，程序优先

依据 ImagePositionPatient 中的 z 坐标排序, 缺失时再使用 InstanceNumber 兜底。体素间距由 PixelSpacing 和切片间距确定, 空间原点由 ImagePositionPatient 给出。

RTDOSE 数据通过单个文件输入。程序读取剂量矩阵后, 根据 DoseGridScaling 将原始存储值缩放为实际剂量体 Vdose。横向分辨率由 PixelSpacing 给出, 纵向分辨率由 GridFrameOffsetVector 或层厚信息恢复。处理后, CT 体与剂量体都可表示为带有空间属性的三维规则网格。

3.3. 剂量场重采样与空间统一

CT 与 RTDOSE 通常来自不同模块, 网格分辨率、空间原点和采样尺度未必一致, 因此不能直接逐体素叠加。本文将 RTDOSE 重采样到 CT 网格, 并以 CT 作为统一参考坐标系。

具体做法是: 先根据 CT 原点和体素间距确定目标体素的物理坐标, 再利用 RTDOSE 的原点与间距将其映射到剂量网格的连续索引空间, 最后用三线性插值计算剂量值, 得到 V'dose。该步骤既保留了剂量场的连续分布特征, 也保证其与 CT 结构在同一坐标系下对齐。为便于观察高剂量区域, 程序允许施加剂量阈值, 并在需要进行平滑处理, 以减弱低剂量背景和局部离散噪声。

3.4. 脑部相关结构掩膜构建

为提供解剖参照, 程序从 CT 中快速构建头部、颅骨和脑区近似掩膜。对应代码为“largest_body_mask”、“build_skull_mask”、“build_intracranial_mask”和“build_brain_like_mask”。程序先用低 HU 阈值提取体表, 再通过空洞填充和最大连通域保留主体; 随后用骨阈值提取颅骨, 并用闭运算增强连续性。颅内区域由颅骨包围空腔生成, 脑区则在颅内范围内进一步限定 HU 区间。该掩膜用于可视化参照, 不等同于临床级分割。其优点是实现简单、运行稳定, 也能为 Marching Cubes 提供干净输入。

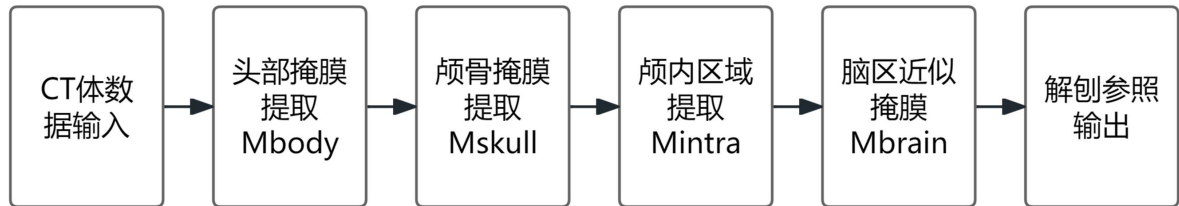


Figure 2. Workflow of head, skull, and brain mask construction

图 2. 头部、颅骨与脑区掩膜构建流程图

图 2 展示了掩膜构建过程。该流程以简单规则换取稳定输出, 目的是为后续表面重建和剂量显示提供干净的结构输入。

3.5. 基于 Marching Cubes 的解剖结构表面重建

在 3.4 节获得二值掩膜集合后, 本文将 Marching Cubes 表面重建模块定义为从掩膜体到三角网格体的映射过程。模块输入包括头部掩膜 Mbody、颅骨掩膜 Mskull 和脑区掩膜 Mbrain, 各掩膜均满足 $M \in \{0,1\}^{N_z \times N_y \times N_x}$ 。执行等值面提取前, 先保留经过连通域筛选和形态学平滑后的结果作为最终输入。三类掩膜统一采用等值阈值 $\tau_{iso} = 0.5$ 提取 0/1 边界, 输出分别为头部表面网格 Sbody、颅骨表面网格 Sskull 和脑区表面网格 Sbrain。各对象的输入、关键阈值与输出定义见表 1。

为减弱噪声对网格连续性的影响, 原始二值掩膜 M 先经过预处理, 处理后的掩膜 $\tilde{M}$ 如式(1)所示:

$$\tilde{M} = \Psi(M) \quad (1)$$

式(1)中的 $\Psi(\cdot)$ 表示保留主体结构并抑制孤立噪声的预处理算子。经过该步骤后, 等值面提取作用于更平滑的输入体, 可减少局部毛刺、孔洞和伪小面片。

Table 1. Inputs, thresholds, and outputs of the marching cubes reconstruction module

表 1. Marching Cubes 表面重建模块的输入、阈值与输出定义

重建对象	输入掩膜	预处理条件	等值阈值	输出网格	可视化作用
头部表面	Mbody	最大连通域 + 空洞填充	$\tau_{\text{iso}} = 0.5$	Sbody	提供整体外轮廓参照
颅骨表面	Mskull	闭运算 + 连通域筛选	$\tau_{\text{iso}} = 0.5$	Sskull	突出骨性边界位置
脑区表面	Mbrain	开闭运算 + 最大连通域	$\tau_{\text{iso}} = 0.5$	Sbrain	聚焦脑区剂量关系
统一输出	Sbody/Sskull/Sbrain	法向估计 + 颜色/透明度赋值	-	可渲染三角网格对象	支撑 3D 融合显示

算法执行时, 程序逐体素遍历局部立方体单元, 读取 8 个顶点的标量值, 并据此生成拓扑索引; 随后借助 Marching Cubes 查找表确定相交边集合, 在相交边上插值计算三角顶点坐标, 最终拼接为连续表面网格。该流程与规则标量场中的 Marching Cubes 实现路径一致[4]。本文没有继续做高精度几何细化, 而是将重点放在输入清理、分层显示和遮挡控制上, 使重建结果更适合作为剂量体绘制空间参照。

若某条相交边的两个端点坐标分别为 p_1 和 p_2 , 对应标量值为 v_1 和 v_2 , 则等值点 p_e 的计算如式(2)所示:

$$p_e = p_1 + \frac{\tau_{\text{iso}} - v_1}{v_2 - v_1}(p_2 - p_1), \tau_{\text{iso}} = 0.5 \quad (2)$$

由式(2)可知, 本文处理的是 0/1 掩膜边界, 因此统一取 $\tau_{\text{iso}} = 0.5$ 以稳定定位结构分界面。结合分层透明度设置, 本文优先保证边界清晰和网格稳定, 而不追求额外的几何细化。Marching Cubes 表面重建模块算法如图 3 所示。

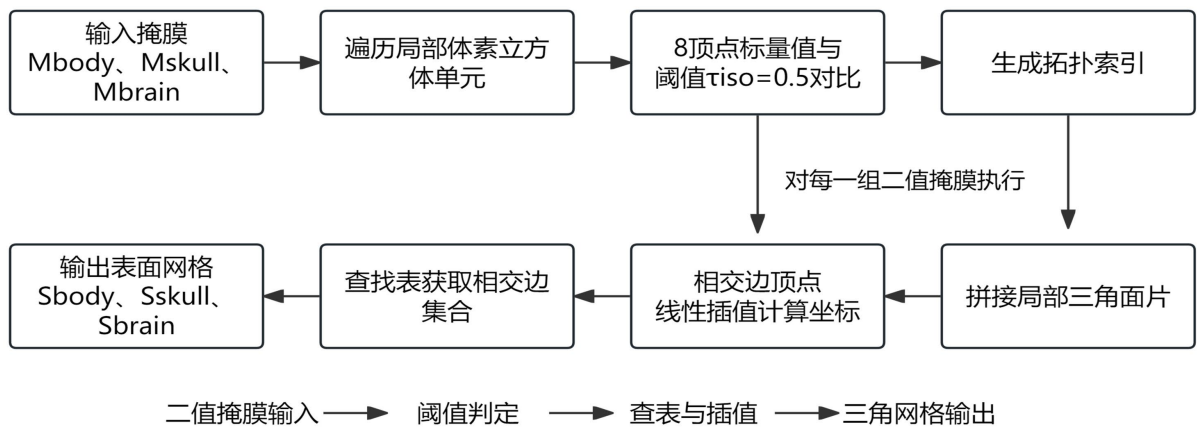
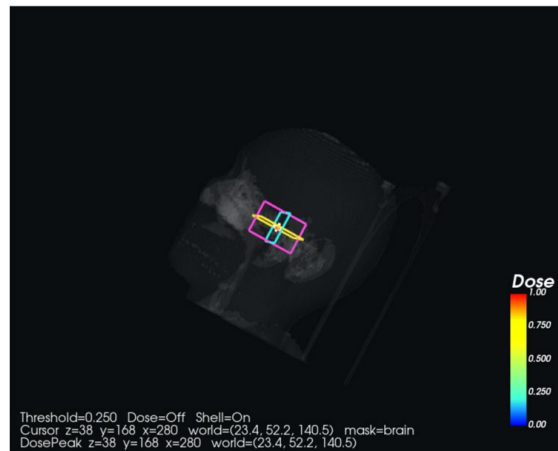


Figure 3. Algorithmic flowchart of the Marching Cubes reconstruction module

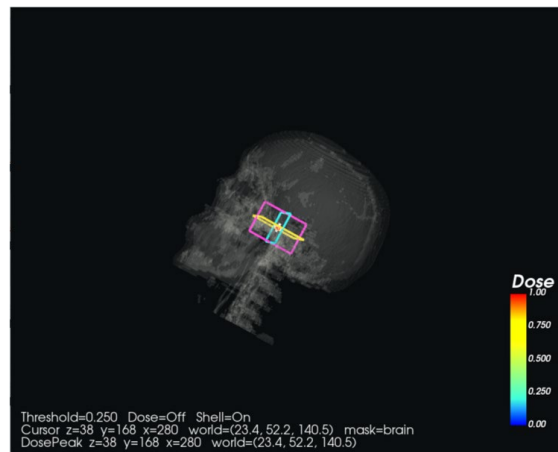
图 3. Marching Cubes 表面重建模块算法流程图

3.6. 解剖结构表面重建

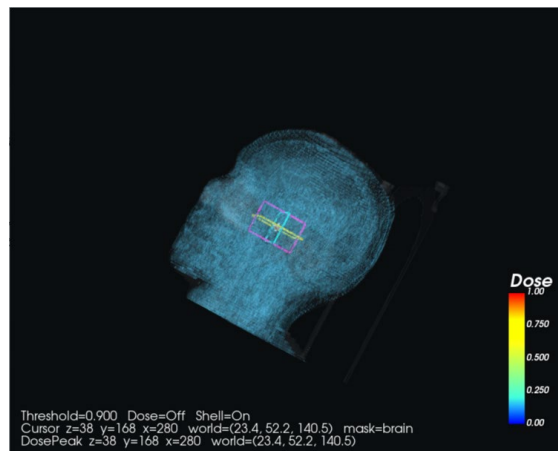
得到头部、颅骨和脑区掩膜后, 本文对各掩膜执行等值面提取, 生成用于三维显示的解剖表面模型。对于二值掩膜, 可在阈值 0.5 处提取结构边界, 以重建头部外轮廓、颅骨壳层和脑区表面。



(a) 头部层次参照



(b) 颅骨层次参照



(c) 脑区层次参照

Figure 4. Three-dimensional reconstruction results of head, skull, and brain region**图 4.** 头部、颅骨与脑区三维重建结果

图 4 给出了头部、颅骨和脑区的三维重建结果。头部外轮廓提供整体边界，颅骨表面强化骨性参照，脑区表面限定主要观察区域，为后续剂量体定位提供结构基础。

3.7. 基于 Ray Casting 的剂量体绘制

本文采用 Ray Casting 对重采样后的剂量体进行可视化。Ray Casting 从观察视点出发,沿视线方向穿过体数据,在采样路径上累积颜色和不透明度,最终形成图像。在体绘制实现层面,已有研究将改进光线投射算法用于室内烟雾等体数据的可视化,并通过采样与合成过程优化提升显示效果[7]。在医学应用中,体绘制模型也可结合重映射与插值处理,更完整地保留器官及损伤结构的连续信息[8]。对于颜色与不透明度的组织方式,近年的传输函数研究表明,按数据特征自适应调整映射关系有助于减少遮挡并突出目标区域[9]。与仅显示等剂量表面相比,该方法更能保留剂量连续变化信息,也更适合表现 BNCT 中高低剂量之间的渐变关系。

结合已有关于采样优化和传输函数设计的研究,本文将重点放在颜色和不透明度组织上,以突出 BNCT 中的高低剂量梯度。

从成像过程看,Ray Casting 可表示为沿视线 $r(s)=o+sd$ 对体数据进行前向合成。若第 k 个采样点的颜色和不透明度分别记为 c_k 与 α_k ,则像素颜色与累计不透明度分别如式(3)和式(4)所示:

$$C = \sum_{k=1}^N \left[c_k \alpha_k \prod_{j=1}^{k-1} (1 - \alpha_j) \right] \quad (3)$$

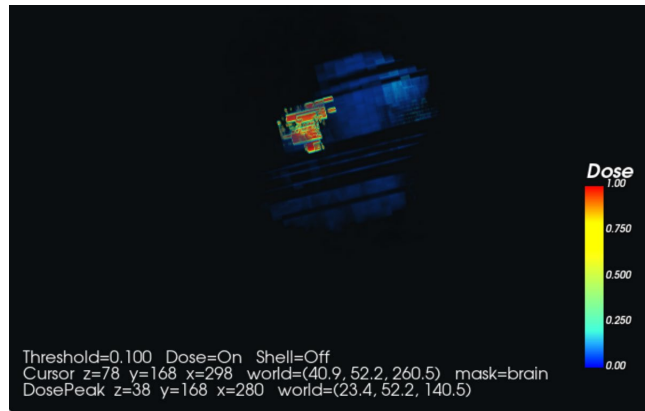
$$A = 1 - \prod_{k=1}^N (1 - \alpha_k) \quad (4)$$

式(3)和式(4)中, C 表示最终颜色, A 表示累计不透明度。该表达保留了剂量场沿视线方向的连续变化,因此比单一等剂量面更适合描述 BNCT 剂量的渐变分布。为突出热点并控制遮挡,本文分别设置颜色传递函数和不透明度传递函数。高剂量区采用更醒目的暖色,低剂量区用冷色过渡;低于阈值的体素保持透明,超过阈值后再逐步增强显示。这样可以在保留剂量连续性的同时压低背景干扰。

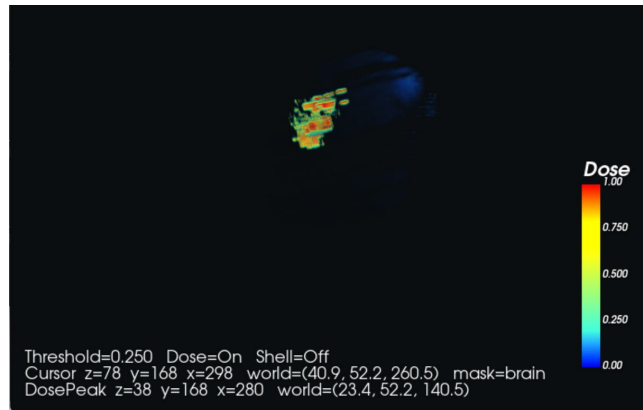
结合程序中的阈值控制,本文在剂量阈值 t 与最大剂量 $D_{\max}$ 之间设置两个中间控制点,其定义如式(5)所示:

$$m_1 = t + 0.25(D_{\max} - t), m_2 = t + 0.60(D_{\max} - t) \quad (5)$$

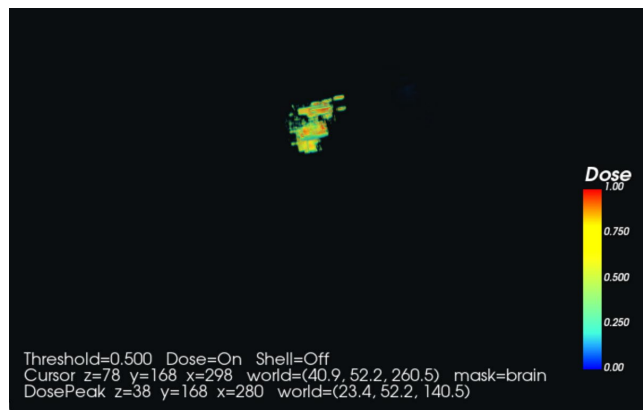
进一步令不透明度传递函数满足 $\alpha(t) = 0$, $\alpha(m_1) = 0.10\lambda$, $\alpha(m_2) = 0.24\lambda$, $\alpha(D_{\max}) = 0.42\lambda$,其中 λ 为整体透明度缩放系数。结合式(5)可知,该设计使低于阈值的体素保持透明,高剂量区随剂量升高逐步增强显示,从而突出热点核心区域。



(a) 阈值 0.100



(b) 阈值 0.250



(c) 阈值 0.500

Figure 5. Volume rendering results under different dose thresholds**图 5.** 不同剂量阈值下的剂量体绘制结果

图 5 显示, 随着剂量阈值升高, 低剂量背景逐步减弱, 高剂量热点及其边界更清晰, 说明阈值调节可以兼顾整体趋势观察与局部热点强化。

3.8. Marching Cubes 与 Ray Casting 的融合显示

在完成表面重建和剂量体绘制后, 本文并不是分别展示两类结果, 而是将二者放入同一渲染坐标系中同步显示。Marching Cubes 输出头部、颅骨和脑区表面, 用来交代外轮廓、骨性边界和脑内观察范围; Ray Casting 对重采样后的 RTDOSE 体数据进行体绘制, 用来保留剂量在空间中的连续变化与热点扩展。由于表面模型和剂量体共享同一套 CT 坐标系、体素间距和空间原点, 融合时无需再次做几何变换, 因此可直接叠加而不产生位置偏移。

从显示层组织角度, 可将融合结果概括为式(6):

$$I_{\text{fused}}(x) = I_{\text{volume}}(x) + w_s(x) [I_{\text{surface}}(x) - I_{\text{volume}}(x)] \quad (6)$$

式(6)说明, 最终图像由表面响应 $I_{\text{surface}}(x)$ 与体绘制响应 $I_{\text{volume}}(x)$ 共同构成, 其中 w_s 反映表面透明度对显示权重的影响。其含义不是把两幅结果简单拼接, 而是在同一像素位置同时计算结构边界和剂量累积结果, 使观察者既能看到热点本身, 也能判断热点与颅骨、脑区边界之间的相对位置。

具体实现时, 程序先根据体表、颅骨和脑区掩膜分别生成 surface actor, 并为三者设置不同颜色与透明度; 随后将重采样后的剂量矩阵封装为 volume actor, 按统一坐标加入同一 renderer。显示过程中, 头

部表面保持较低不透明度以保留整体轮廓，颅骨表面用于提示骨性边界，脑区表面限定主要观察区域，剂量体则通过颜色和透明度传递函数突出高剂量核心及其外延。为避免体绘制完全遮挡结构表面，本文采用“表面参照在外、剂量体分布在内”的层次化显示方式，并结合三正交切片对同一热点进行截面核对。这样，三维视图负责给出整体空间关系，切片视图负责验证局部位置，两个算法的融合结果因此具有可解释的解剖语境，而不再只是孤立的彩色剂量团。

3.9. 二维切片与三维视图联动显示

为补充三维视图中的局部判断，本文在主视图之外构建了轴状面、冠状面和矢状面三个正交切片。三视图与三维场景共享统一坐标和光标状态，因此可以联动定位。

在交互层面，用户既可以在二维切片中点击定位，也可以通过键盘或滚轮调整当前切层、剂量阈值和透明度，并切换不同解剖壳层的显示状态。定位线与交叉参考线同步更新，以保持不同视角下的空间一致性。

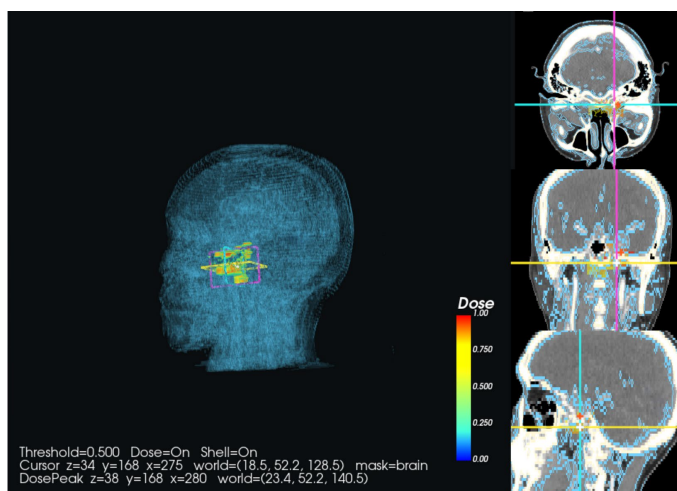


Figure 6. Linked display interface of the 3D view and three orthogonal slices

图 6. 三维视图与三正交切片联动显示界面

图 6 展示了本文系统的联动显示界面，包括三维主视图以及轴状面、冠状面和矢状面三个正交切片视图。各视图共享统一的光标坐标和定位信息，用户可以在任一视图中选取感兴趣位置，并在其他视图中同步观察对应区域。

4. 实验与结果

4.1. 实验设计

为验证所提方法的可行性，本文选取一组脑部 CT 及对应 RTDOSE 数据进行实验。其中，CT 数据来自 Visible Human Project (VHP) 公用数据库；对应 RTDOSE 数据并非直接来自临床治疗计划系统，而是参照《基于 MeVisLab 与 OpenMC 的 BNCT 剂量模拟系统设计》第 2.5 节所述剂量计算流程，基于 OpenMC 通量统计、预设硼浓度及通量 - 剂量转换因子计算生成，并保存为标准 DICOM RTDOSE 文件[10]。两类数据均为 DICOM 格式，尺寸均为 $79 \times 512 \times 512$ ，体素间距均为 $0.974609375 \text{ mm} \times 0.974609375 \text{ mm} \times 3.0 \text{ mm}$ 。本病例中二者在空间尺寸、体素间距和原点坐标上完全一致，因此“resample_dose_to_ct_grid”在本例中等效为直接拷贝，重采样前后的最大剂量和峰值位置保持不变。

预处理阶段, 程序依次构建体表、颅骨、脑区和颅内区域, 并完成剂量裁剪、阈值控制和多视图显示。默认参数为: 体表阈值-250 HU, 骨组织阈值 250 HU, 脑区灰度范围-5 HU 至 65 HU, 默认显示模式为脑区模式, 默认显示阈值 0.25, 硬阈值 0, 平滑参数 0。需要说明的是, 本例属于空间完全对齐的特例; 若后续使用不同采集或不同系统的数据, 仍需先做配准, 再重采样到统一网格。当前实验更适合验证可视化链路在已对齐数据上的显示效果, 而对于包含不同肿瘤位置、不同剂量分布形态及需先配准病例的鲁棒性评估, 仍需在后续多病例数据集中进一步完成。

4.2. 解剖区域提取效果验证

ROI (region of interest, 感兴趣区域) 是本文预先定义的四个统计区域, 即 Body、Skull、Intracranial 和 Brain-like。p95 是第 95 百分位剂量, 表示该 ROI 内 95% 的体素剂量不高于该值。结果表明, Brain-like ROI 的平均剂量和 p95 略高, 说明脑区聚焦策略更容易突出脑内高剂量分布。

Table 2. Dose statistics in different anatomical regions

表 2. 不同解剖区域的剂量统计结果

ROI	Voxel count	Mean dose	Max dose	p95	Peak in ROI
Body	1,618,279	0.1699	3.1050	0.4040	No
Skull	281,347	0.1632	3.1050	0.3930	No
Intracranial	1,336,932	0.1713	3.1050	0.4050	No
Brain-like	825,466	0.1737	3.0460	0.4110	No

表 2 中的 “Peak in ROI = No” 表示全局最高剂量体素不在这四个 ROI 内, 而落在掩膜边缘或未被当前掩膜覆盖的区域。这不代表数据错误, 而说明基于阈值和形态学规则得到的近似掩膜对热点边界覆盖仍有限。因此, 表中的 Max dose 是各 ROI 内部最大值, 而不是全局最大剂量。这一现象也提示当前阈值分割策略难以稳定提供高精度解剖参照。

4.3. 剂量重采样保真度分析

为分析剂量预处理对原始分布的影响, 本文比较了 RTDOSE 重采样前后的剂量一致性。表 3 显示, 本病例中 CT 与 RTDOSE 在尺寸、体素间距和峰值位置上完全一致, 重采样前后的最大剂量保持不变, MAE、RMSE 和最大绝对误差均为 0。这说明在当前单病例条件下, 剂量场映射到 CT 网格后未引入可见数值误差。但该结果主要反映已对齐单病例数据的保真度, 尚不能替代对需配准病例和多种剂量分布形态的系统性验证。

Table 3. Resampling fidelity analysis

表 3. 剂量重采样保真度分析

Metric	Value
CT shape	$79 \times 512 \times 512$
RTDOSE shape	$79 \times 512 \times 512$
CT spacing (mm)	0.974609, 0.974609, 3.000000
RTDOSE spacing (mm)	0.974609, 0.974609, 3.000000
Max dose before	5.5670
Max dose after	5.5670

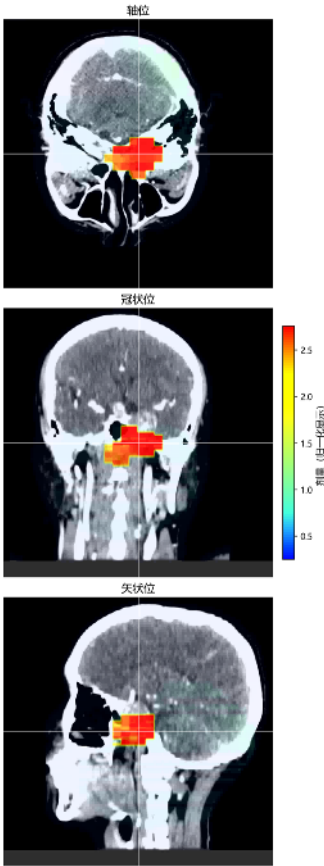
续表

Metric	Value
MAE	0.0000
RMSE	0.0000
Max abs error	0.0000
Peak before (z, y, x)	(40, 248, 504)
Peak after (z, y, x)	(40, 248, 504)
Peak shift (mm)	0.0000

这一结果说明，本例中不存在由重采样引入的剂量误差，后续显示差异主要来自掩膜裁剪和参数设置，而非网格对齐误差。若后续处理空间信息不一致的数据，仍需先完成配准，再判断重采样能否保持解剖对应关系。

4.4. 三种显示方式定性对比

为比较不同显示方式对 BNCT 剂量空间关系的表达差异，本文在同一病例、相近观察位置和一致阈值设置下，对方法 A、方法 B 和方法 C 进行了定性对比。方法 A 适合观察局部切层中的剂量分布；方法 B 便于把握三维剂量场整体形态，但缺少明确解剖参照；方法 C 将表面重建、剂量体绘制与三正交切片联动结合，可同时提供整体分布和局部验证信息。



方法 A

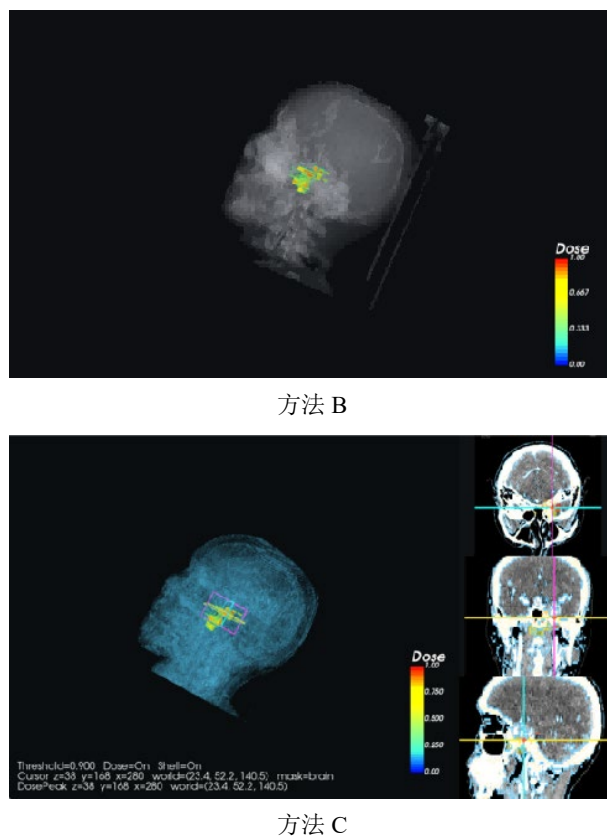


Figure 7. Comparison of BNCT brain dose visualization results under three display modes
图 7. 三种显示方式下 BNCT 脑部剂量可视化结果对比

图 7 显示，在同一病例、相近观察位置及一致剂量阈值下，方法 A 便于观察局部剂量与 CT 灰度结构的对应关系，但整体空间认知不足；方法 B 能呈现高剂量区域整体形态，但热点位置和边界关系仍不够清楚；方法 C 在热点定位、边界观察和空间理解方面更直观。

4.5. 参数敏感性与显示策略分析

为分析显示参数对结果的影响，本文进行了参数敏感性实验。表 4 显示，不同参数设置会改变热点范围和剂量统计结果。相比脑区模式，体表模式保留了更大的热点体积，也纳入了更多脑外高剂量信息，说明掩膜范围首先决定显示区域的空间覆盖程度。

Table 4. Sensitivity analysis of rendering modes and threshold settings

表 4. 不同显示模式与阈值设置下的参数敏感性分析

显示模式	阈值	可见体素数	可见体积/mL	平均剂量	峰值剂量	脑区外体素占比/%
体表模式	0.10	1,307,898	3726.97	0.197	3.105	47.29
体表模式	0.25	296,718	845.52	0.458	3.105	42.28
体表模式	0.50	32,562	92.79	1.257	3.105	57.88
脑区模式	0.10	689,333	1964.32	0.195	3.046	0.00
脑区模式	0.25	171,280	488.08	0.426	3.046	0.00
脑区模式	0.50	13,716	39.08	1.159	3.046	0.00

表 4 还表明, 阈值设为 0.10 时, 显示区域内平均剂量提高, 而最大剂量基本不变; 阈值提高到 0.50 后, 热点体积明显缩小, 但峰值位置仍稳定。掩膜范围决定关注区域, 阈值决定热点紧致程度。若重点是脑内主要高剂量分布, 可优先采用脑区模式; 若希望保留更完整的剂量外延信息, 则可采用体表模式并配合适当阈值。

5. 讨论与结论

5.1. 结果讨论

本文方法的优势在于将剂量场与解剖参照置于同一观察框架中。与传统切片叠加、等剂量线或统计曲线相比[1], 它同时提供整体分布、结构层次和局部切层验证信息, 更适合 BNCT 这类对空间关系敏感的场景。Marching Cubes 给出结构边界, Ray Casting 保留连续梯度, 两者结合后, 热点可在明确的脑部解剖语境中解释。本文工作的价值主要在结果展示和空间解释层面, 更适合作为现有 BNCT TPS 分析流程的补充, 而不是替代剂量学计算与验证模块。

5.2. 局限与改进方向

本文方法的局限主要有三点。其一, 脑区、颅骨和头部结构的提取仍依赖阈值和规则方法, 适合快速构建参照, 但在复杂病例中未必始终稳定。其二, 剂量可视化较大程度依赖颜色与透明度传递函数设置, 不同参数会影响观察结果。其三, 本文验证仍以单病例定性比较和基础参数统计为主, 尚未形成多病例、多体模或多系统交叉验证体系[11]。此外, 当前实验数据来源于 VHP 公开脑部 CT 和文献流程生成的 RTDOSE, 尚未覆盖不同肿瘤位置、不同剂量分布形态以及需要图像配准的病例, 因此对方法鲁棒性、通用性及真实临床适用性的论证仍然有限。

后续工作可从三方面展开: 一是构建包含多名患者的数据集, 纳入不同肿瘤位置、不同剂量分布形态以及需要图像配准的病例, 系统评估方法在真实临床场景下的鲁棒性和通用性; 二是放弃当前较为简化的阈值分割策略, 进一步集成基于 U-Net 的深度学习分割模型, 提升头部、颅骨及脑区等关键解剖结构的提取精度; 三是加入定量分析模块, 并进一步耦合患者特异性硼浓度分布、TPS 剂量引擎和实时交互模块, 推动系统向“可视化 + 定量评估”一体化平台发展。

5.3. 结论与展望

本文提出了一种融合 CT 解剖结构与 RTDOSE 剂量场的 BNCT 三维可视化方法。该方法通过空间统一、近似掩膜构建、Marching Cubes 表面重建、Ray Casting 剂量体绘制和三正交切片联动, 形成了面向脑部 BNCT 剂量观察的完整流程。单病例结果表明, 该方法能够较直观地呈现剂量场与脑部解剖结构之间的空间关系。与二维切片伪彩叠加或单独三维剂量体相比, 它在热点定位、边界判断和多视图观察方面更有优势。当前病例中的重采样结果也说明, 这条可视化链路在已对齐数据上保持了较好的空间一致性。随着加速器型 BNCT 和专用 TPS 的持续推进, 面向结果解释层的可视化模块仍有扩展空间。不过, 当前结论仍主要基于 VHP 公开 CT 与文献流程生成 RTDOSE 的单病例验证, 后续仍需结合多患者数据和更高精度自动分割方法进一步完善。

基金项目

合肥综合性国家科学中心能源研究院(安徽省能源实验室)项目(21KZS202)。

参考文献

- [1] Schlachter, M., Raidou, R.G., Muren, L.P., Preim, B., Putora, P.M. and Bühler, K. (2019) State-of-the-Art Report: Visual

- Computing in Radiation Therapy Planning. *Computer Graphics Forum*, **38**, 753-779. <https://doi.org/10.1111/cgf.13726>
- [2] 王立业, 卢棚, 金龙泉, 贺睿敏. 基于改进移动立方体算法重建头部及腹部 CT 图像[J]. 中国医学影像技术, 2025, 41(7): 1139-1143.
 - [3] 毛涵杨, 彭晨, 李晨, 王长波. 面向开放表面的神经移动立方体算法[J]. 浙江大学学报(理学版), 2023, 50(6): 692-700, 710.
 - [4] 谈玲, 梁颖, 马雯杰, 夏景明, 朱吉宁. 基于细化等值面拓扑的病灶切片三维重建方法[J]. 中国生物医学工程学报, 2024, 43(1): 49-59.
 - [5] 毕硕本, 陆源, 曾晓文, 路明月, 张永华. Marching Cubes 改进算法及其气象三维模拟[J]. 系统仿真学报, 2017, 29(7): 1405-1411.
 - [6] 李泽宇, 陈一民, 赵艳, 朱立峰, 林靖生, 吕圣卿. 基于改进光线投影算法的医学图像三维重建[J]. 计算机应用研究, 2017, 34(12): 3866-3868.
 - [7] 刘颖, 陆后军, 茆道方. 基于改进光线投射算法的室内烟雾可视化研究[J]. 激光与光电子学进展, 2021, 58(4): 126-135.
 - [8] 孙坚, 谭珂, 高原, 蔡守旺, 王鹏飞. 基于多像素值提取优化的重映射方法构建肝脾破裂伤三维体绘制模型[J]. 解放军医学院学报, 2021, 42(2): 207-211, 234.
 - [9] 祝艳, 钟鼎坤. 时变体数据传输函数设计及其在行星际数值模拟结果可视化中的应用[J]. 空间科学学报, 2023, 43(3): 423-433.
 - [10] 杨训武, 卢棚, 王胜哲, 李佳, 姜韦, 梁立振. 基于 MeVisLab 与 OpenMC 的 BNCT 剂量模拟系统设计[J]. 强激光与粒子束, 2025, 37(10): 95-102.
 - [11] Hu, N., Tanaka, H., Kakino, R., Yoshikawa, S., Miyao, M., Akita, K., *et al.* (2021) Evaluation of a Treatment Planning System Developed for Clinical Boron Neutron Capture Therapy and Validation against an Independent Monte Carlo Dose Calculation System. *Radiation Oncology*, **16**, Article No. 243. <https://doi.org/10.1186/s13014-021-01968-2>