



中国科学技术大学
University of Science and Technology of China

硼中子俘获治疗蒙特卡罗计算及其核数据

徐榭 (xgxu@ustc.edu.cn)

研究生：魏美彤，王誉鑫，叶子睿，王煊赫，李伟龙，王日硼，卢添合

中国科学技术大学核科学技术学院

2026年7月15 日 衡阳南岳逸山逸水酒店

2026年CSNS反角白光中子实验装置（第十届）用户研讨会

声明

本授课报告人参加研究开发放疗软件商业产品：



- **DeepViewer®** 图像勾画系统
- **ArcherQA®** 剂量验证系统
- **DeepPlan®** 治疗计划系统

**“all models are wrong,
but some are useful”**

英国统计学家乔治·博克斯（George E. P. Box）

任何模型都无法完美还原现实，
但只要能解决实际问题，就有价值



蒙特卡罗模拟依赖于核数据库

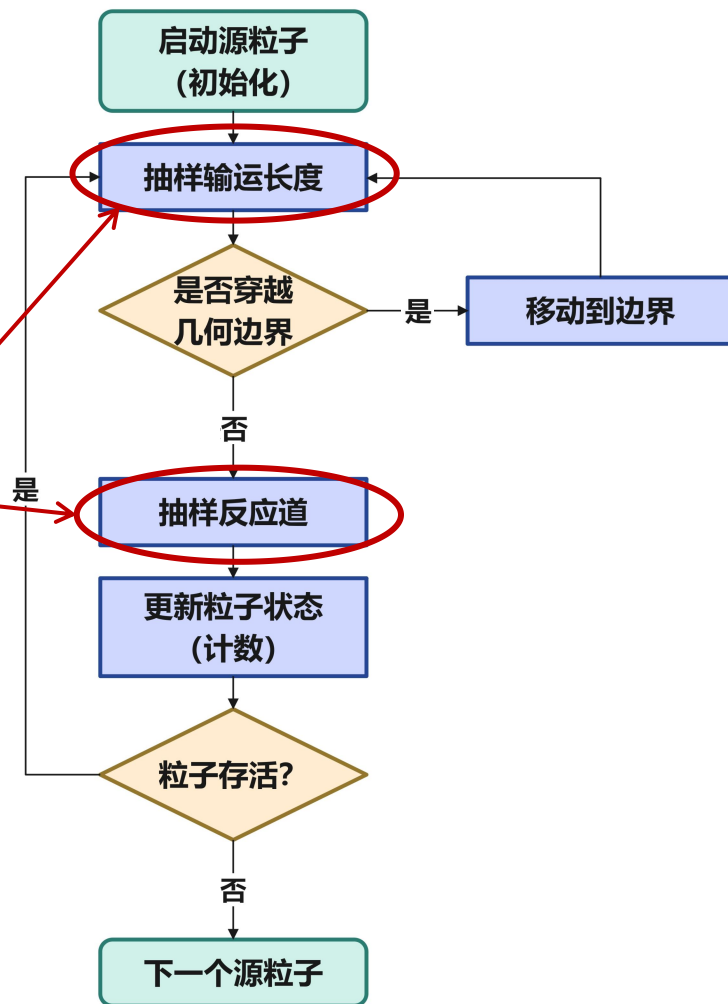
目前广泛使用的蒙特卡罗 (Monte Carlo, MC) 模拟软件包括**MCNP**、**PHITS**、**Geant4**和**FLUKA**等

本质上只是MC输运计算框架

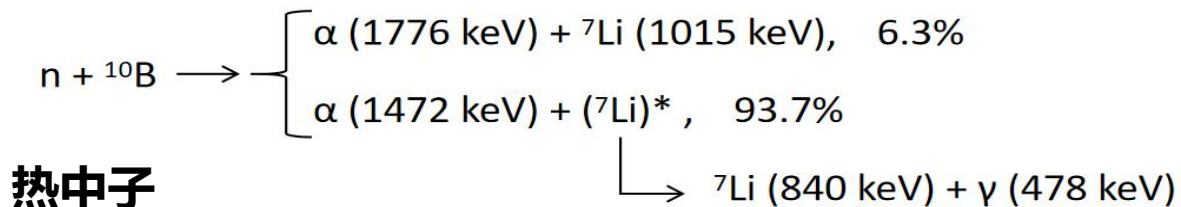
MC计算结果的准确性依赖于其中调用的**核数据库**

- **中子**：总截面、散射截面、俘获截面以及次级粒子数据
 - **带电粒子**：反应截面和次级中子产生数据
 - **医用同位素**：活化和衰变数据
- 加速器技术的发展使医学应用涉及**更宽的能区范围**
- 新型医用同位素的出现导致**核素的核反应数据**需求持续增加

MC计算流程



-



热中子

热中子与人体各元素之间的反应截面

^1H : 30.5 barns

^{14}N : 12.2 barns

^{16}O : 3.98 barns

^{10}B : 3837 barns

辐射	典型LET值
1.2 MeV ^{60}Co γ	0.3 keV/ μm
250 keV X射线	2 keV/ μm
10 MeV 质子	4.7 keV/ μm
150 MeV 质子	0.5 keV/ μm
14 MeV 中子	12 keV/ μm
1.47 MeV α粒子	163 keV/μm
0.84 MeV ^7Li粒子	210 keV/μm

物理靶向



基于加速器BNCT医院呈快速发展趋势



未来10年有可能超过质子和碳离子 (?)

中国BNCT项目榜单（华夏粒子 2025.6）						
	序号	城市	项目名称	进展情况	装置供应方	备注
建成及在建	1	中国台湾	台湾清华大学	2010年建成，已完成500+例（复发型）头颈部癌症的临床治疗，照射深度8.5厘米，2025年进入正式医疗阶段。	台湾清华大学	核反应堆型
	2	北京	凯佰特	2007.11开工建设，2009.12试运行，累计22例黑色素瘤。	中国原子能科学研究院	微型核反应堆型
	3	福建厦门	厦门弘爱医院BNCT肿瘤中心	2019.05动工，2020.08首次打靶成功，2022年Q4开始首批入组，已完成14例18次照射，2023.03.30注册检验启动，2025年5月顺利完成50例受试者临床试验。	中硼医疗	
	4	广东东莞	南方医科大学附属东莞医院（东莞市人民医院）	2022.01.25 开始土建，2023.08开展硼药仿制药的体外研究；2024年开展硼药仿制药临床前研究；2024年8月22日，BNCT研究中心大楼正式动工；2025年5月启动了BNCT项目Ⅰ期临床试验患者预招募。	国科中子/中科院高能所	
	5	海南博鳌	博鳌BNCT硼中子治疗中心	2022.02.28 签约，2023年底建成，2024年6月开始安装，计划2025年底开始运营。	中国生物科技服务/住友	
	6	浙江湖州	西安交通大学-湖州中子科学实验室 湖州市中心医院	2024.03.27装置启用仪式，设备即将完成型检，计划2025年下半年进入临床试验。	华硼中子/西安交大	
	7	福建莆田	福建医科大学附属协和医院	2020年设备已完成招投标，2022.01.29 一期已封顶，现开始检验。	睿斯科	
	8	山东青岛	山东大学齐鲁医院中子医学中心	2022.01.29 项目启动，2023.06.05环评批复，2024年3月完成设备安装和调试。	凤麟核集团	
	9	中国台湾	中国医药大学新竹附设医院	2022.04动工，2023.03.15封顶，正在进行含硼药物临床试验。	禾荣科技	
	10	重庆璧山	BNCT核医疗健康产业示范项目	2022.10.09签约，计划2026年建成。	中核粒子	
	11	福建晋江	晋江市肿瘤先进粒子治疗示范中心项目	EPC招标，2024年1月启动。	睿斯科	
	12	山东济南	山东省肿瘤医院	2025.1.10正式签署战略合作协议。	中核粒子	质子+重离子+BNCT
规划中	13	湖南长沙	中核（长沙）肿瘤医院	2023.01.29一期开工，BNCT在三期。	中核	质子+重离子+BNCT
	14	山东泰安	泰安市中心医院BNCT治疗中心	2023.01.04签约，预计2024.06完成厂房建设，2026.06运营；2024.06.04对泰安市中心医院BNCT癌症治疗与核医学研究中心项目造价咨询服务进行公开招标。	中国原子能科学研究院	
	15	安徽芜湖	芜湖市第二人民医院省级区域医疗中心	2023.06.30同济大学建筑设计研究院（集团）有限公司中标规划设计。		
	16	四川成都	武侯区前沿医学产业园项目	BNCT项目已启动。	华束科技	非医院项目
	18	中国香港	港深科创园	2024年4月18日启动。	中国生物科技服务/住友	
	19	浙江湖州	湖州市中心医院	2024年8月15日开始质子加速器中子源科学装置（BNCT）辐射评价。	华硼中子/西安交大	
	17	四川绵阳	404医院回旋加速器BNCT项目示范中心	2023年4月4日签约。	中物积庆	
	20	广东广州	广州中医药大学金沙洲医院BNCT中心	2024年9月19日，鹏博（海南）硼中子医疗科技有限公司与广州中医药大学金沙洲医院订立合作框架意向书，并成立BNCT中心。	中国生物科技服务/住友	
	21	天津	团泊健康城BNCT项目	2025年3月签署战略合作协议。	中国生物科技服务/住友	

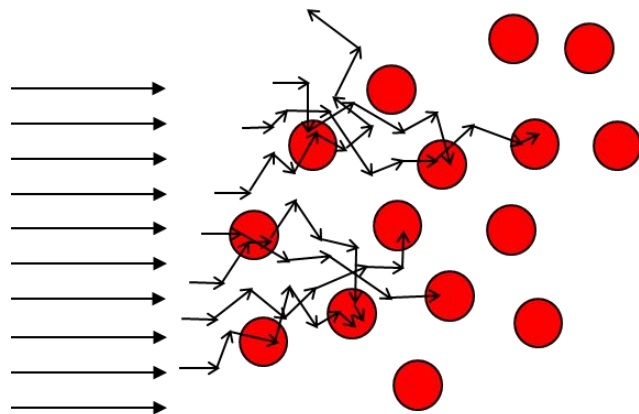


BNCT的研发和临床治疗计划系统依赖依赖蒙特卡罗计算

描述中子在物质中运输的玻尔兹曼方程：



$$\frac{1}{v} \frac{\partial}{\partial t} \psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) + \hat{\Omega} \cdot \vec{\nabla} \psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) + \Sigma_t(\vec{r}, E) \psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) = \int dE' \int d\Omega' \Sigma_s(\vec{r}, E' \rightarrow E, \hat{\Omega}' \cdot \hat{\Omega}) \psi(\vec{r}, \hat{\Omega}', E', t) + S(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$$



剂量计算需要准确和快速



中子运输复杂、次级核反应粒子剂量不可忽略



解析算法精度严重不足



必须使用蒙特卡罗方法
往往计算时间很长



BNCT研究中MC模拟计算: 束流整形体 (BSA)

■ 中子源建模及BSA优化设计

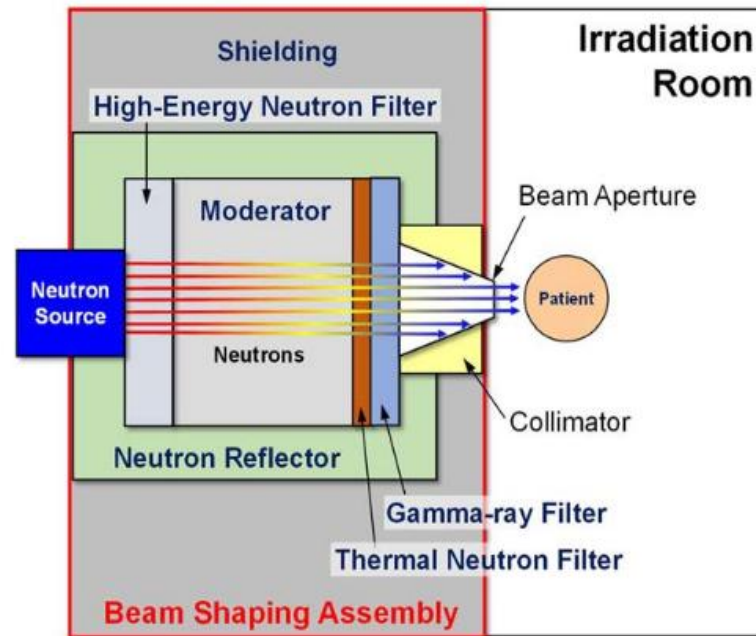
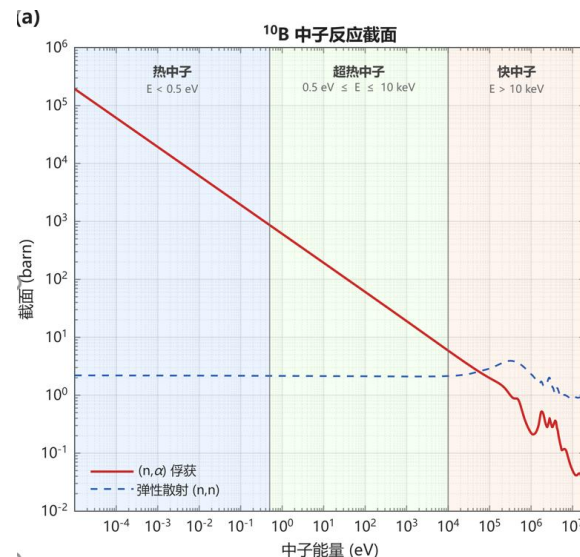
- ✓ 使用MC方法模拟质子打靶过程、中子在BSA中的输运过程，得到BSA出口处的中子源能谱

■ 剂量计算与治疗计划

- ✓ 使用MC方法进行剂量计算

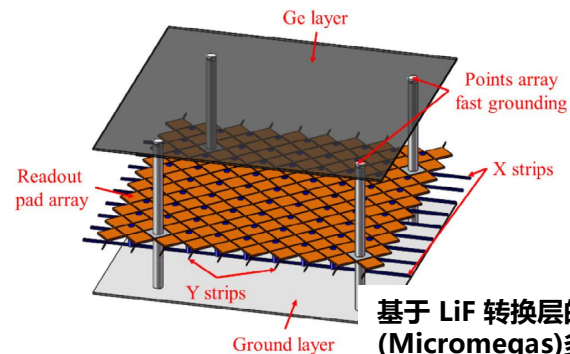
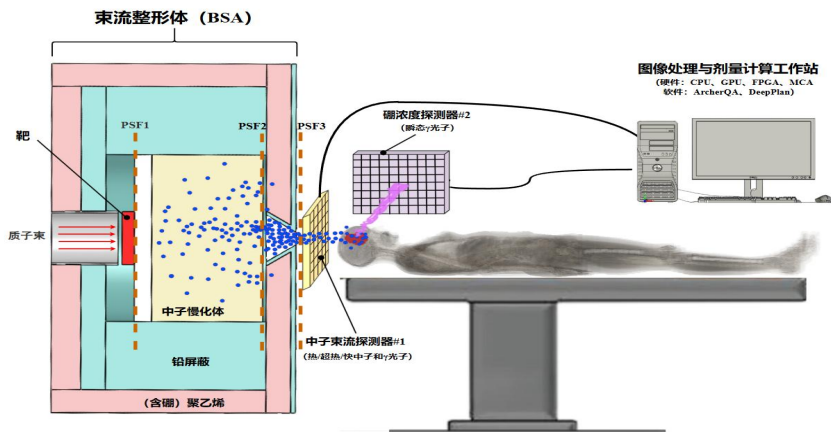
■ IAEA定义的BNCT四种患者剂量

剂量组分名称	符号表示	来源及特点
硼剂量	D_B	来自 $^{10}\text{B}(n, \alpha) ^7\text{Li}$ 反应，反应生成 α 粒子和 ^7Li
氮剂量 (热中子剂量)	D_N	主要来自 $^{14}\text{N}(n, p) ^{14}\text{C}$ 反应
氢剂量 (快中子剂量)	D_H	主要来自 $^1\text{H}(n, n)p$ 反应
光子剂量	D_γ	光子剂量由两部分组成，一部分来自患者体内产生的次级光子，主要通过 $^1\text{H}(n, \gamma) ^2\text{H}$ 反应产生；另一部分来自入射中子源中的光子污染

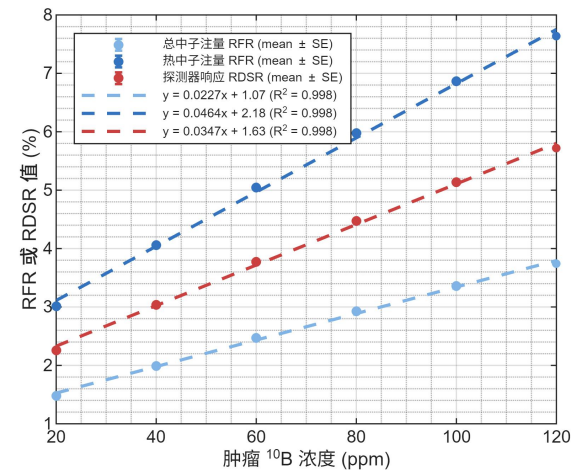


BNCT研究中虚拟临床实验 (VCT) 患者硼浓度监测方法

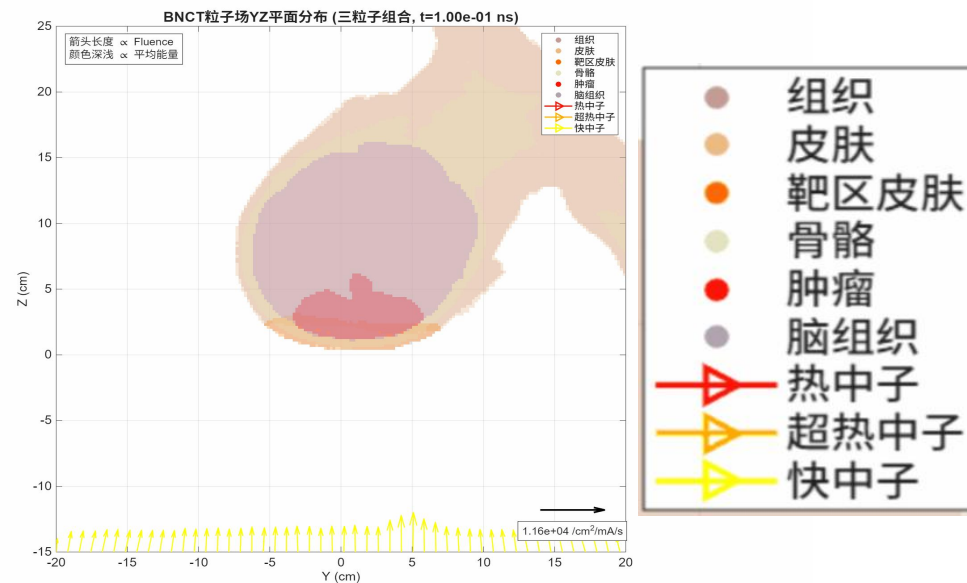
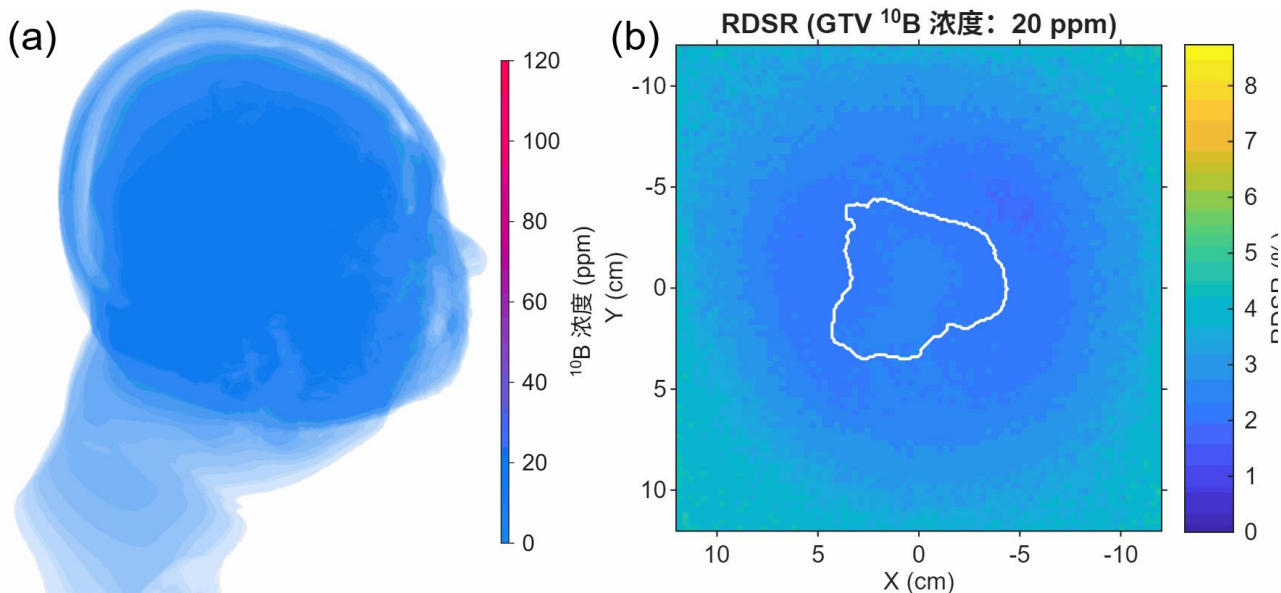
■ 探测器模拟与设计的MC模拟结果 (视频)



基于 LiF 转换层的微网气体探测器 (Micromegas) 多层结构剖面图 (中科大曹平和张志永团队)

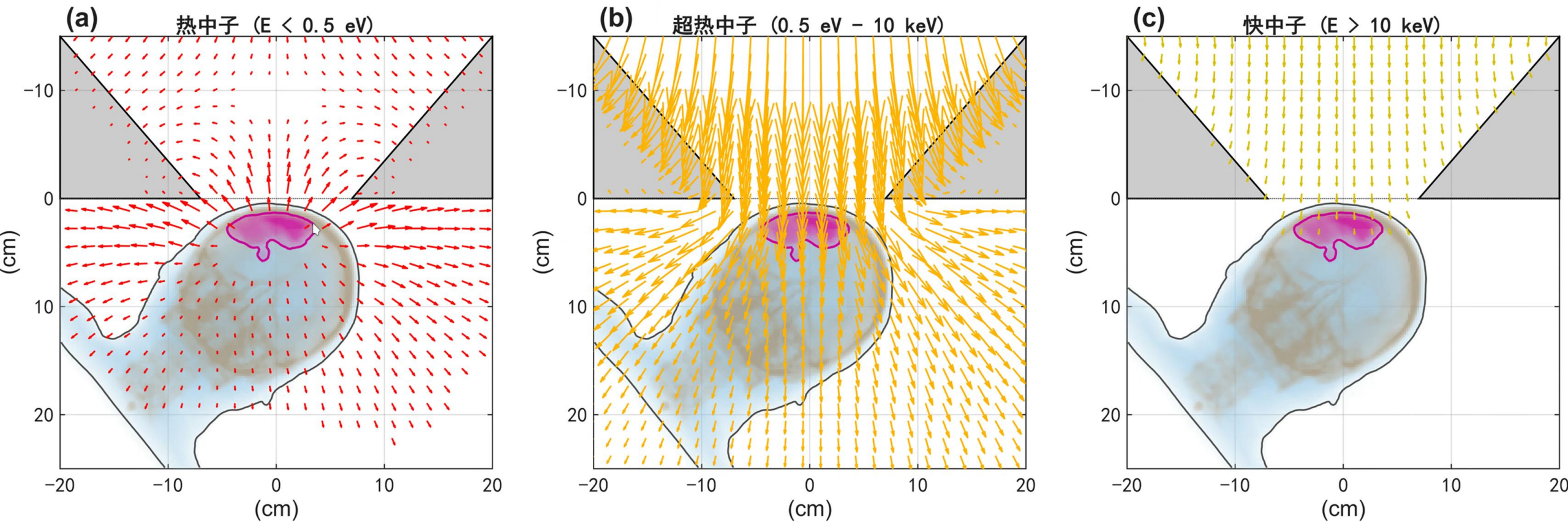


探测面的BSA 出束口投影 ROI 内三种指标随肿瘤 ^{10}B 浓度呈线性变化





BNCT研究中MC模拟计算：患者硼浓度监测方法



热中子 超热中子 快中子 肿瘤 (GTV) 准直器

→ Max = $5.90\text{e}+04 \text{ cm}^{-2} \text{ s}^{-1} \text{ mA}^{-1}$ | 箭头长度 $\propto \sqrt{\Phi}$



BNCT中子计算如何又准又快?

CPU + GPU 协同计算

GPU专用MC软件:

ARCHER 方法和软件平台

- 科研始于2009年
- 由本课题组和慧软科技合作
- 50篇期刊论文+10篇博士论文
- 支持CPU、GPU处理器
- 支持电子、光子、质子重离子耦合输运
- 2026开始支持中子输运

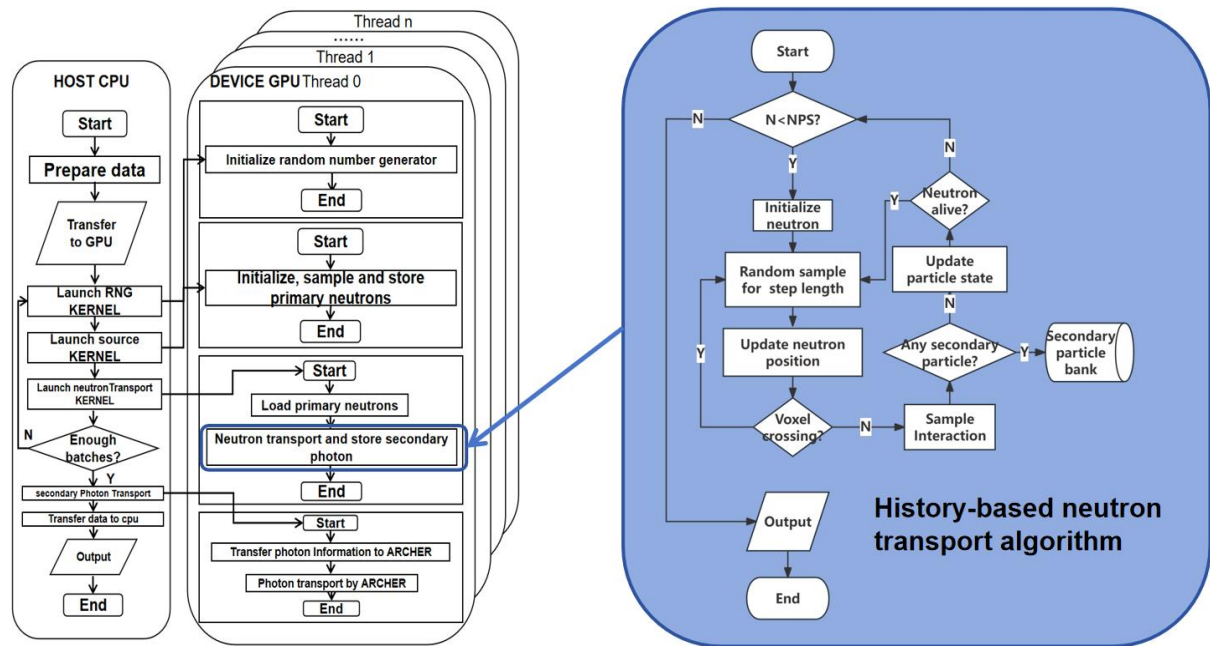


1. Su L "Development and Application of a GPU-Based Fast Electron-Photon Coupled Monte Carlo Code for Radiation Therapy.", Rensselaer Polytechnic Institute, 2014.
2. Liu T "Development of ARCHER — a Parallel Monte Carlo Radiation Transport Code — for x-Ray CT Dose Calculations using GPU and Coprocessor Technologies. ", Rensselaer Polytechnic Institute, 2014.
3. Lin H "GPU-Based Monte Carlo Source Modeling and Simulation for Radiation Therapy Involving Varian Truebeam Linac.", Rensselaer Polytechnic Institute, 2018.
4. 刘红冬 “基于蒙特卡罗算法的质子放疗独立剂量验证方法与系统研究” 中国科大, 2019
5. 霍万里 “基于笔形束算法的质子剂量计算方法研究及其在放疗计划系统DeepPlan中的应用” 中国科大, 2019
6. Suleiman Ameir “基于蒙特卡洛模拟的Co-60源对患者宫颈癌和视网膜母细胞瘤放射治疗的器官剂量与相关的二次癌症风险的评估”, 中国科大, 2019
7. 徐遥 “外照射光子放疗虚拟源建模方法及其在剂量验证中的临床应用” 中国科大, 2021
8. 毛玲丽 “核磁引导放射治疗系统中辐射剂量受磁场影响问题的研究” 中国科大, 2021
9. 程博 “蒙特卡罗剂量计算的光子放疗虚拟源自动建模方法” 中国科大, 2024
10. 李仕军 “质子碳离子放疗实时蒙特卡罗剂量计算方法和应用” 中国科大, 2024

GPU加速的中子
蒙特卡罗算法



模拟次级粒子输
运的ARCHER



中国科学技术大学

博士学位论文



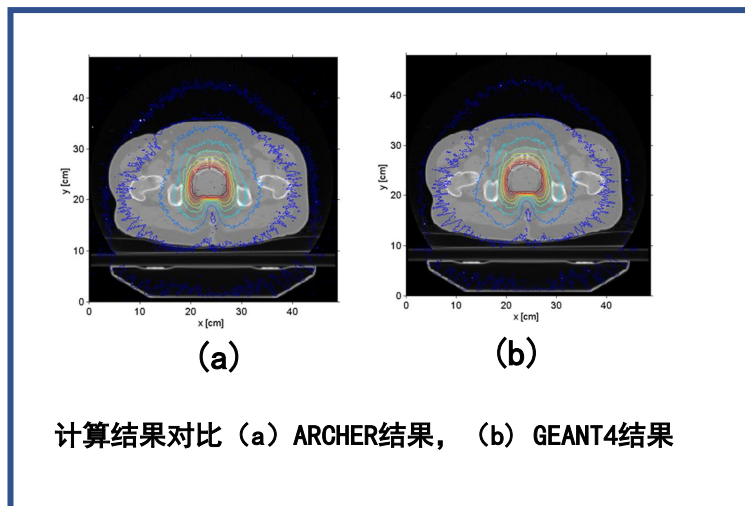
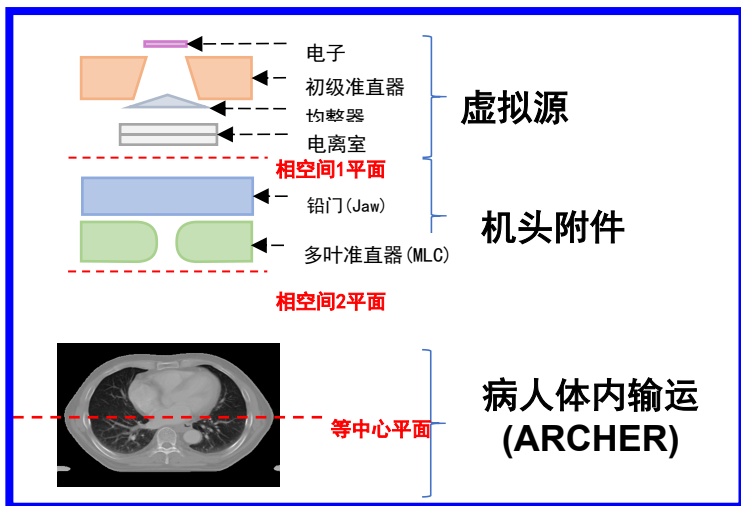
微观截面:

基于JEFF-3.3 (目的: 便于和Geant4进行对比)

中子能量	$0 \sim E_{S(\alpha, \beta)_{\max}}$	$E_{S(\alpha, \beta)_{\max}} \sim 400 \text{ keV}$	$> 400 \text{ keV}$
H-1	$S(\alpha, \beta)$ 模型	基于自由气体模型修正	使用OK时的截面
其他核素	基于自由气体模型修正		使用OK时的截面

- 对Geant4等通用蒙特卡, $E_{S(\alpha, \beta)_{\max}} = 4 \text{ eV}$;
- 400 keV , T为温度(K), 常温时这一项约 10 eV ;

大量放疗医用加速器的建模和临床辐射剂量验证[1-10]



- ✓ TrueBeam 医用加速器在6MV水箱
- ✓ 4种照射野 ($3 \times 3 \text{cm}^2$, $6 \times 6 \text{cm}^2$, $10 \times 10 \text{cm}^2$, $20 \times 20 \text{cm}^2$) 测量数据与ARCHER计算对比
- ✓ 计算结果与实测结果符合度很高, 满足放疗临床要求
- ✓ ARCHER患者三维图像治疗计划准确性, 伽马指数测试, 对于2%/2mm的测试标准, 前列腺, 肺和头颈部三个案例的通过率分布为99.7%, 98.5%和97.2%, 满足放疗临床要求

结论: ARCHER技术的精准度满足放疗临床要求

1. Su L "Development and Application of a GPU-Based Fast Electron-Photon Coupled Monte Carlo Code for Radiation Therapy.", Rensselaer Polytechnic Institute, 2014.
2. Liu T "Development of ARCHER — a Parallel Monte Carlo Radiation Transport Code — for x-Ray CT Dose Calculations using GPU and Coprocessor Technologies.", Rensselaer Polytechnic Institute, 2014.
3. Lin H "GPU-Based Monte Carlo Source Modeling and Simulation for Radiation Therapy Involving Varian Truebeam Linac.", Rensselaer Polytechnic Institute, 2018.
4. 刘红冬 “基于蒙特卡罗算法的质子放疗独立剂量验证方法与系统研究” 中国科大, 2019
5. 霍万里 “基于笔形束算法的质子剂量计算方法研究及其在放疗计划系统DeepPlan中的应用” 中国科大, 2019
6. Suleiman Ameir “基于蒙特卡洛模拟的Co-60源对患者宫颈癌和视网膜母细胞瘤放射治疗的器官剂量与相关的二次癌症风险的评估”, 中国科大, 2019
7. 徐遥 “外照射光子放疗虚拟源建模方法及其在剂量验证中的临床应用” 中国科大, 2021
8. 毛玲丽 “核磁引导放射治疗系统中辐射剂量受磁场影响问题的研究” 中国科大, 2021
9. 程博 “蒙特卡罗剂量计算的光子放疗虚拟源自动建模方法” 中国科大, 2024
10. 李仕军 “质子碳离子放疗实时蒙特卡罗剂量计算方法和应用” 中国科大, 2024

中国科学技术大学

博士学位论文





ArcherQA 用于质子和碳离子放疗-实时MC计算速度

质子

表 4.5 质子模块模拟不同粒子数平均所需时间

	1e8	1e6	8e5	6e5	4e5	2e5
头颈部	19.19s	0.201s	0.161s	0.123s	0.085s	0.047s
胸部	20.62s	0.211s	0.169s	0.128s	0.088s	0.047s
盆腔部	17.73s	0.186s	0.150s	0.115s	0.083s	0.047s
平均值	19.18s	0.199s	0.160s	0.122s	0.085s	0.047s

质子临床病例计算时间 **0.122s** (模拟时间) + **0.009s** (去噪时间) = **0.13s**

碳离子

表 4.6 碳离子模块模拟不同粒子数平均所需时间

	1e8	1e6	8e5	6e5	4e5	2e5
头颈部	72.86s	0.880s	0.716s	0.553s	0.389s	0.226s
胸部	78.94s	0.922s	0.747s	0.574s	0.399s	0.225s
盆腔部	75.49s	0.874s	0.707s	0.542s	0.374s	0.209s
平均值	75.76s	0.892s	0.723s	0.556s	0.387s	0.220s

碳离子临床病例计算时间 **0.387s** (模拟时间) + **0.009s** (去噪时间) = **0.39s**

GPU蒙特卡罗+AI去噪

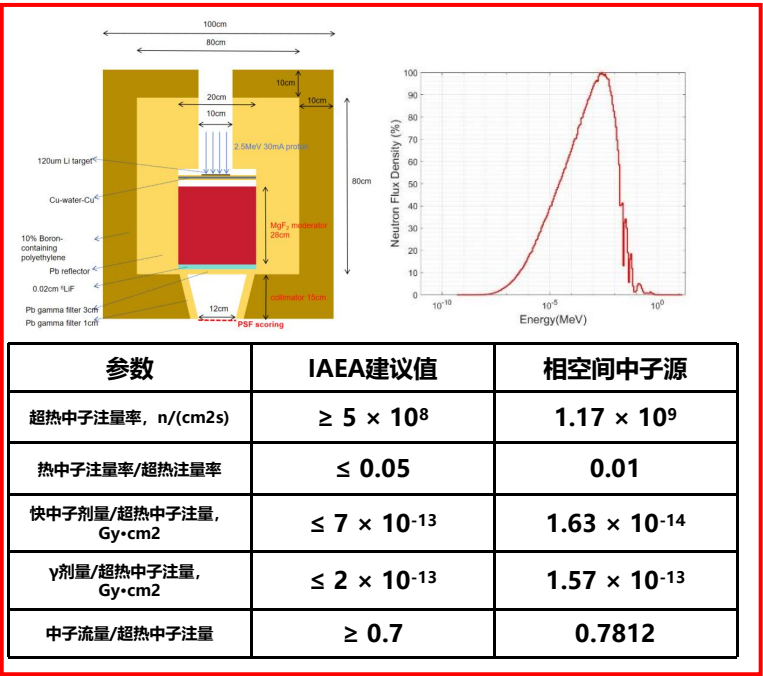
李仕军博士论文2024年11月 中国科学技术大学
(合作单位: 上海市质子重离子医院共560套临床患者数据)

中国科学技术大学
博士学位论文

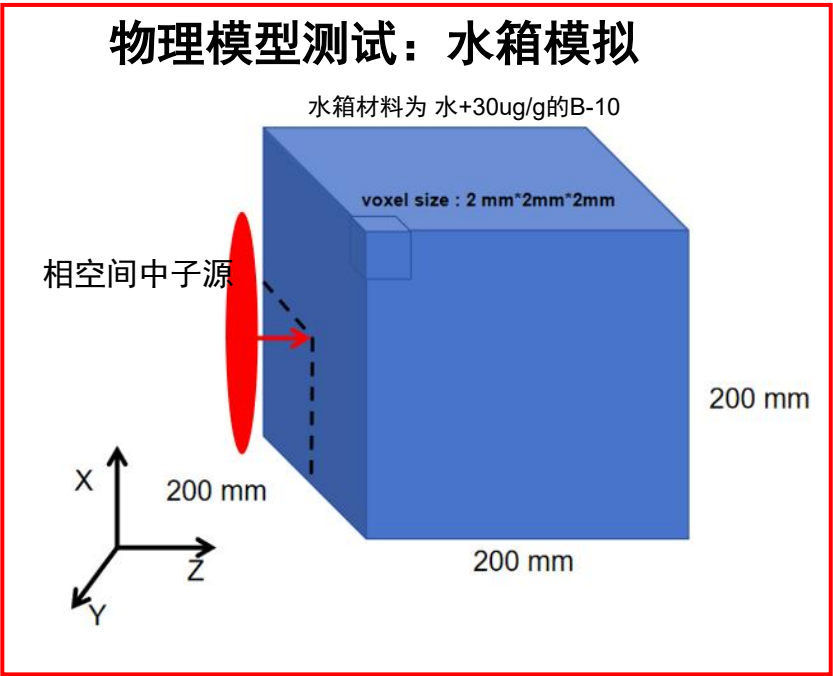




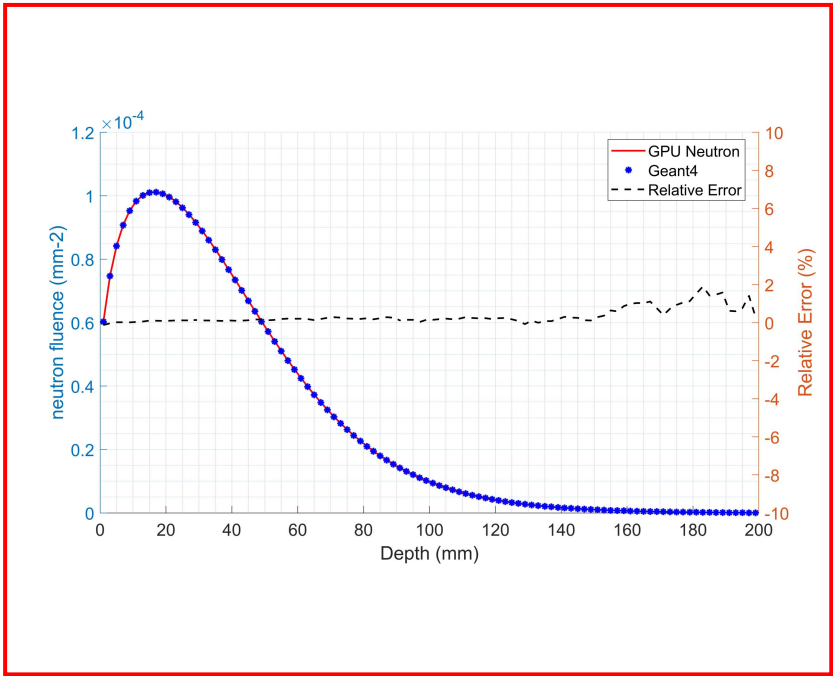
中子的GPU加速的中子蒙特卡罗方法（水箱） - 初步结果



加速器中子源建模得到相空间源及参数



相空间源入射到水箱示意



中子入射水箱后的深度-注量分布
(归一化到每个初级中子)

	GPU中子蒙卡软件	Geant4 11.4.0 软件
物理过程	弹性散射；非弹性散射；热散射；俘获反应	物理列表 QGSP_BIC_HPT
硬件	i7-8700K + NVIDIA RTX 3090 (1个GPU卡)	2个AMD EPYC 7763（共256线程）
模拟初级中子数	1E8	1E8
模拟时间	2.21 分钟	22.5分钟
相对误差	小于2%	



中子的GPU加速中子蒙特卡罗方法（患者3DCT） - 初步结果：

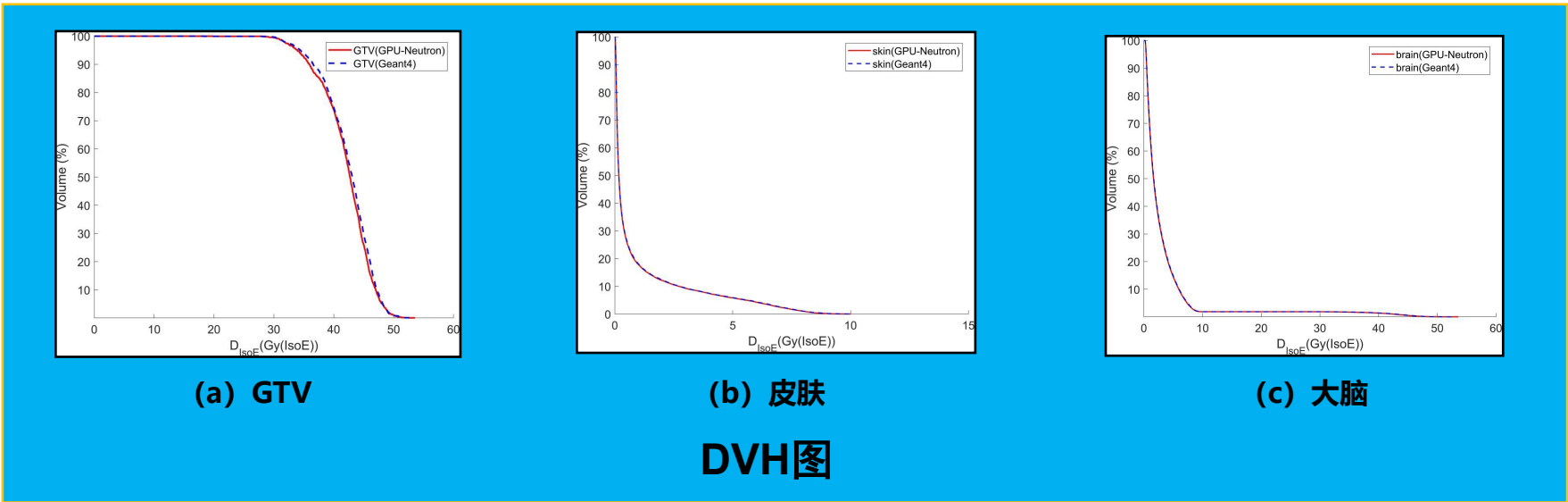
- 1. 脑胶质瘤患者数据
 - CT体素尺寸: 2mm*2mm*2mm
- 2. 均匀硼浓度假设
 - 正常组织: 20ug/g; T/N=3;
- 3. 粒子源、硬件与水箱模拟相同
- 4. 计算时间(中子数2e8):
 - Geant4: 3.14 小时
 - GPU中子: 2.83 分钟(不包括光子输运)

5. CBE和RBE取值:

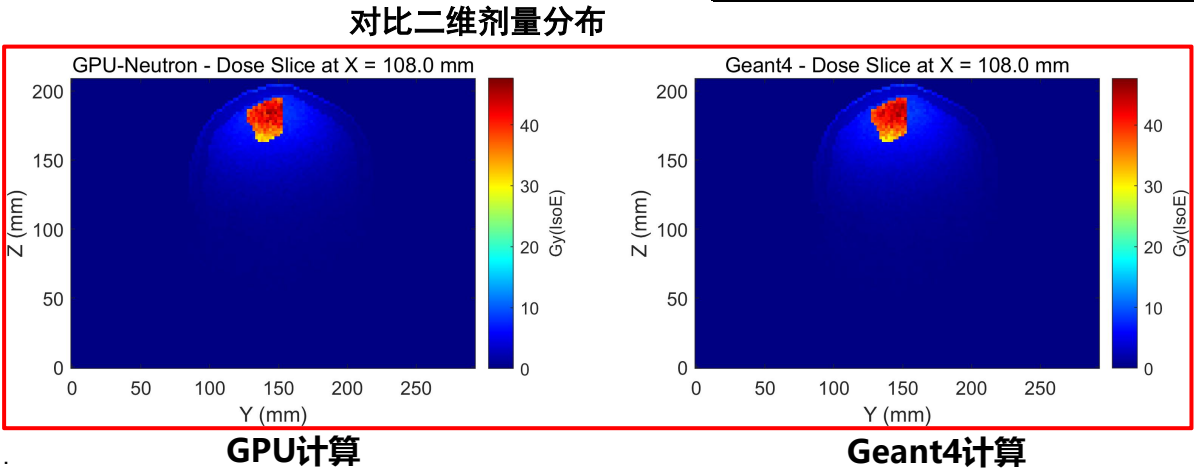
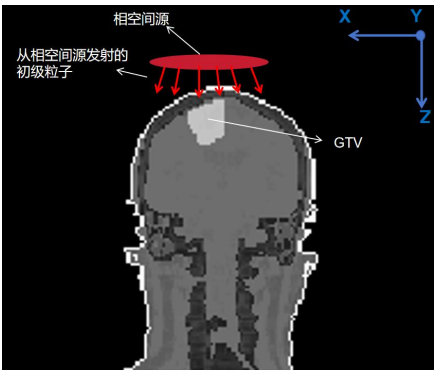
RBE _N	3.2
RBE _H	3.2
RBE _γ	1
CBE	靶区3.8; 其他正常组织1.35; 皮肤 2.5

6.生物加权的光子等效剂量
 $D_{IsoE}(Gy(IsoE))$ 计算:

$$D_{IsoE} = CBE * D_B + RBE_H * D_H + RBE_N * D_N + RBE_\gamma * D_\gamma$$



GTV的剂量参数			皮肤的剂量参数			大脑的剂量参数		
	D _{mean} (Gy(IsoE))	D _{max} (Gy(IsoE))		D _{mean} (Gy(IsoE))	D _{max} (Gy(IsoE))		D _{mean} (Gy(IsoE))	D _{max} (Gy(IsoE))
GPU-Neutron	42.10±0.42	31.66±0.32	GPU-Neutron	0.86±0.009	10.00±0.10	GPU-Neutron	3.09±0.03	53.56±0.54
Geant4	42.45±0.42	31.80±0.32	Geant4	0.87±0.009	10.00±0.10	Geant4	3.12±0.03	52.62±0.53



1 Advances in boron neutron capture therapy. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2023.
2 Coderre J, Morris G. The Radiation Biology of Boron Neutron Capture Therapy. Radiation Research, 1999, 151(1): 1.

国防科工委立项支持国产多粒子治疗计划系统研发（2025-2028）

- 扭转国产TPS落后的短板
- 使用蒙特卡罗计算复杂的中子核反应
- 集成**ARCHER**蒙特卡罗算法的精度和速度
- 聚焦“光子+BNCT”的一体化TPS， **DeepPlan**

类型	TPS名称	开发机构	MC计算引擎	是否具备GPU加速?	在公开的研究中列出的MC计算时间	服务的BNCT设施
科研用途	NCTplan	哈佛-MIT-CNEA	MCNP	否	8-10小时	MITR(MIT) RA6(CNEA)
	SERA	国家实验室/密歇根州立大学	seraMC	否	比通用MC快5-10倍	KUR(KURRI) FiR-1(VTT)
	JCDS	日本原子能机构	MCNP PHITS	否	~10小时	JRR-4 (JAEA)
	THORplan	清华大学(台湾)	MCNP	否	未查询到，剂量引擎为同NCTplan	THOR(清华大学(台湾))
商业化产品	NeuCure	住友重工+RaySearch	PHITS	否	6.9±0.3小时	南东北、关西
	Tsukuba-Plan	筑波大学	PHITS	否	22分钟	筑波大学BNCT中心
	NeuMANTA	南京中硼	COMPASS	处在研发中	~30分钟, 比MCNP 6快2-3倍	厦门弘爱医院
	NuBeam	NTI + RaySearch	GEANT4	否	未查询到	芬兰赫尔辛基
	HyBorSys	华鹏中子	NECP-MCX-RT	否	比PHITS快约20倍	湖州市中心医院
	本项目		自研	是	≤8分钟	适用于加速器中子源和核反应堆中子源的BNCT

AI赋能GPU加速 多粒子通用放疗计划系统研制

项目参加单位:

1. 中核粒子
2. 中核铀业
3. 中国原子能科学研究院
4. 中国科学技术大学
5. 山东第一医科大学附属肿瘤医院
6. 重庆大学附属肿瘤医院

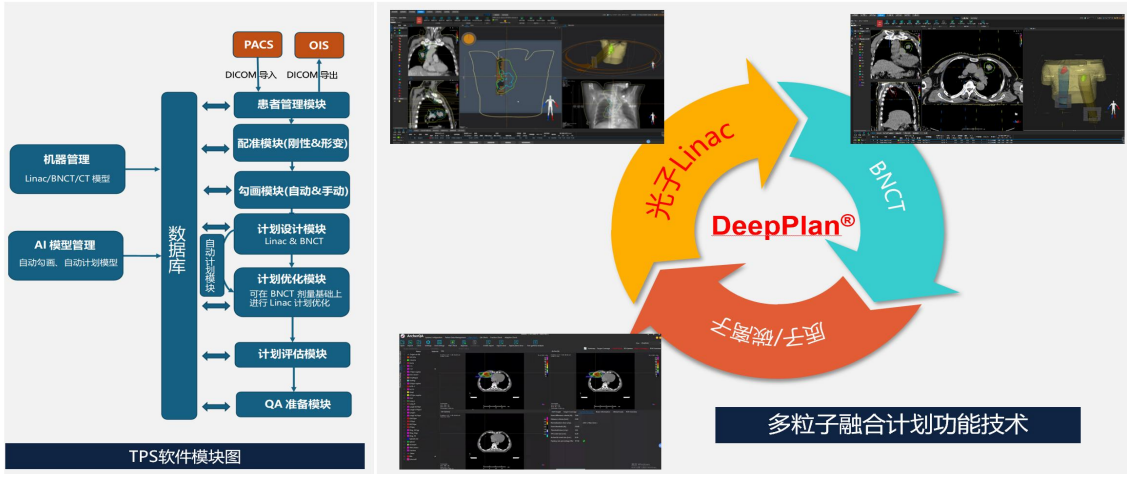
中核粒子医疗科技有限公司
China Nuclear Particle Medical Technology Co., Ltd.



中国原子能科学研究院
CHINA INSTITUTE OF ATOMIC ENERGY

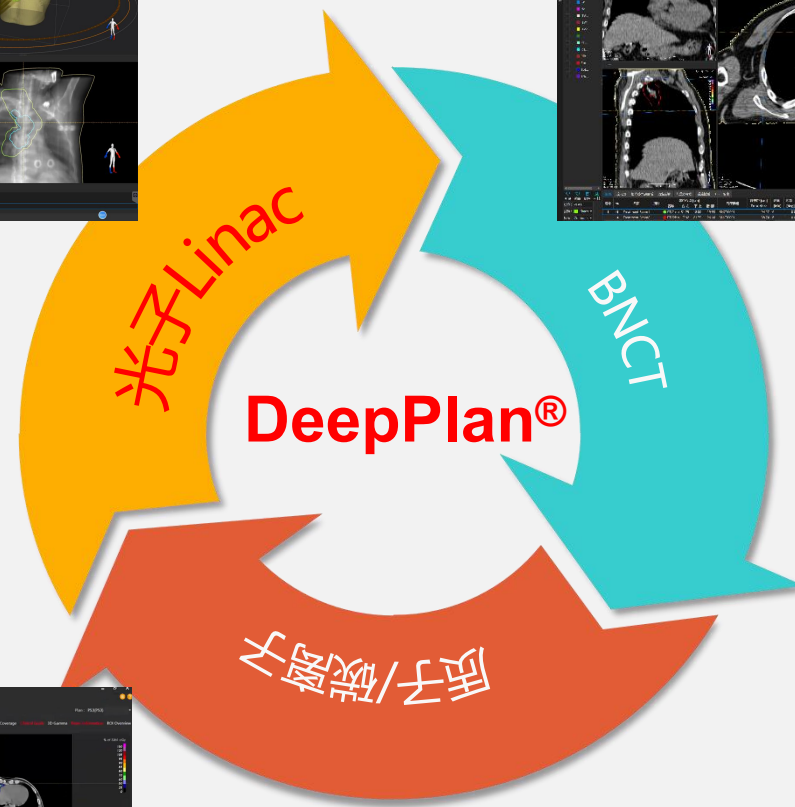
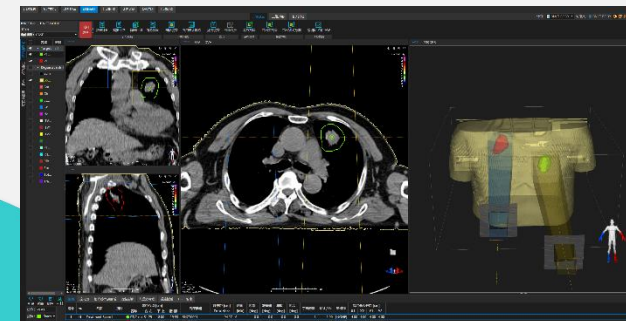
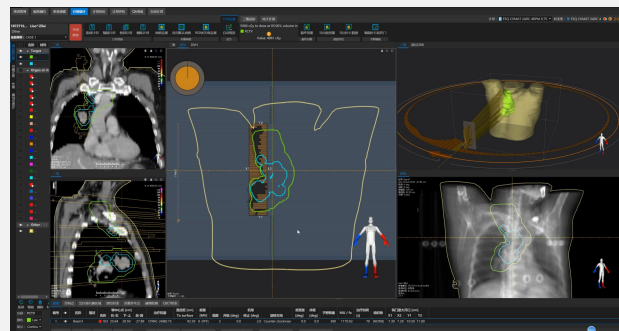
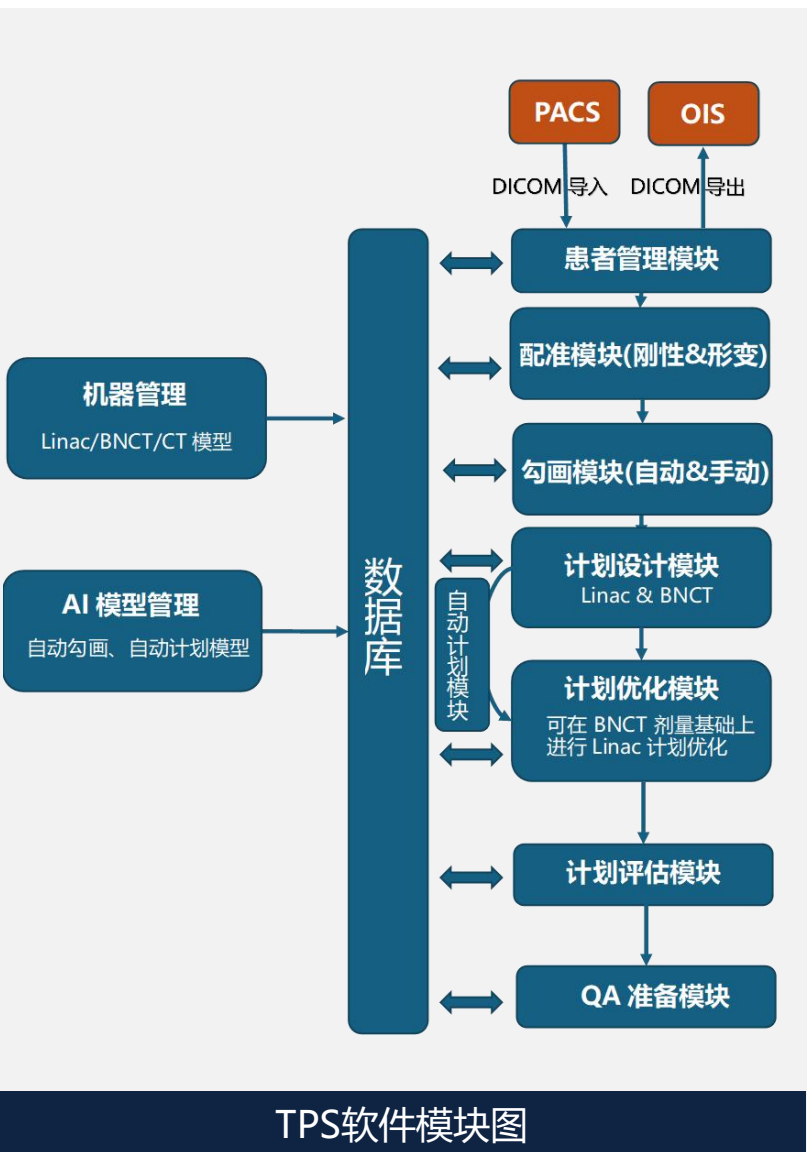
中核铀业医疗科技(重庆)有限公司

多粒子协同放射治疗计划系统 DeepPlan

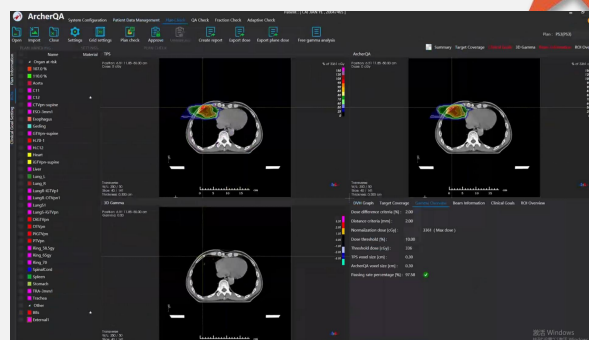


TPS软件模块图

光子Linac
BNCT
质子/碳离子
DeepPlan®
多粒子融合计划功能技术



多粒子融合计划功能技术



任务三：AI蒙特卡罗剂量图去噪（低粒子 → 高精度）

医院提供真实临床 RT 计划；我们生成低/高统计 MC 剂量图配对，训练 AI 去噪模型，输出 RTDOSE/DVH/Gamma，用于 TPS 剂量计算和在床实时评估。

项目技术路线



医院数据

- 提供真实RT计划数据:CT+RTPLAN+RTDOSE+机器参数+处方
- 头颈/胸/腹/盆腔四个部位，包含IMRT/VMAT计划
- 不常要重新做计划，我们用GPU-MC生成训练所需低/高剂量对

模型/模块 (3个)	输入数据	输出结果	医院提供	病例数口径	用途
光子MC去噪模型 (IMRT)	低粒子数MC剂量图 + CT/结构信息	去噪后的三维 RTDOSE	CT、RTSTRUCT、RTPLAN、RTDOSE、处方、机器参数 (同一个机器)	头颈、胸、腹、盆腔四部位各80+	实现光子实时MC剂量计算
光子MC去噪模型 (VMAT)	低粒子数MC剂量图 + CT/结构信息	去噪后的三维 RTDOSE	CT、RTSTRUCT、RTPLAN、RTDOSE、处方、机器参数	头颈、胸、腹、盆腔四部位各80+	实现光子实时MC剂量计算
BNCT MC去噪模型	BNCT 低/高统计 MC 剂量组分配对	去噪后的 BNCT 剂量组分	胶质瘤、头颈部肿瘤 BNCT 计划数据，源参数，硼药参数，参考 MC 或第三方 MC 结果	胶质瘤、头颈部肿瘤共≥2种，每病种≥10例，共≥20例	BNCT GPU-MC 剂量计算模块



在分次影像上映射计划并调用 AI 去噪蒙特卡罗算法进行剂量计算。
剂量计算时间：≤1 秒。
计算准确性：头颈、胸、腹、盆腔四个部位共≥20 例计划的平均 Gamma Index≥95% @2mm/3%。

任务书关注

按头颈、胸、腹、盆腔四个部位开展验证

平均Gamma Index ≥ 95% @ 2mm/3%

剂量计算时间 ≤ 1秒

时间进度

时间	医院配合事项	科大（我们）
分阶段，初始验证	导出脱敏 DICOM RT 数据；确认处方、机器、计划信息	建立数据清单、检查 DICOM 完整性、统一命名和坐标
后续增加病例	配合补齐缺失计划/机器参数	用 GPU-MC 生成低粒子数和高粒子数剂量图配对
预计2027下半年进行验证	物理师审核测试病例结果	输出 RTDOSE、DVH、Gamma 报告，接入 TPS/控制台接口



BNCT蒙特卡罗模拟依赖于核数据库

■ 质子数据库

模拟靶中的中子产生

(p,n) 反应

■ 中子数据库

◇ 中子源能谱计算

- 中子与BSA中的慢化材料（如 MgF_2 , AlF_3 ）、反射材料（如Pb）、热中子吸收材料（如 ^6LiF ）相互作用

◇ 患者剂量计算

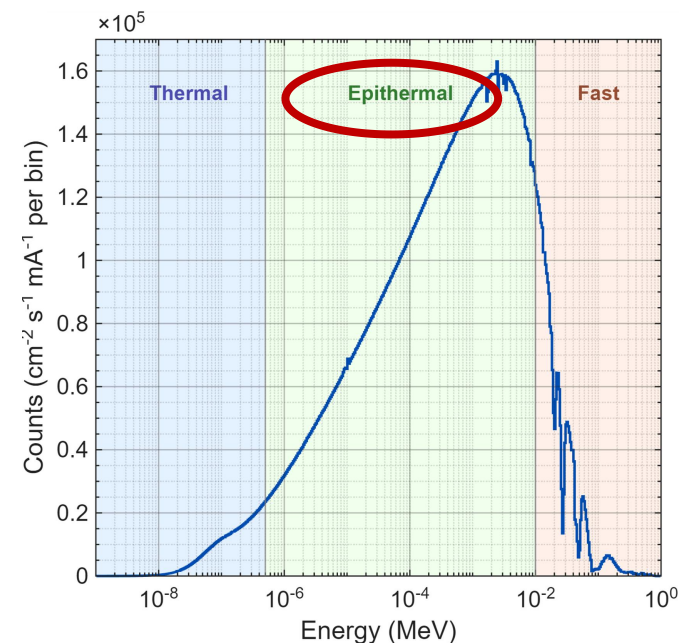
- 中子与人体组织材料的相互作用（运输过程）
- 使用KERMA因子计算剂量沉积（剂量统计过程）

◇ 探测器模拟

- 中子与探测器材料相互作用

■ 光子数据库

中子在BSA和体模中的相互作用过程会产生光子，也需要光子数据



BNCT中子源能谱示例
(超热中子占主导)

中子热散射数据

- 热中子反应很重要，推荐使用 $S(\alpha, \beta)$ 热散射模型获得更准确的结果
- 目前通常的做法是使用 ^1H 在轻水中的数据

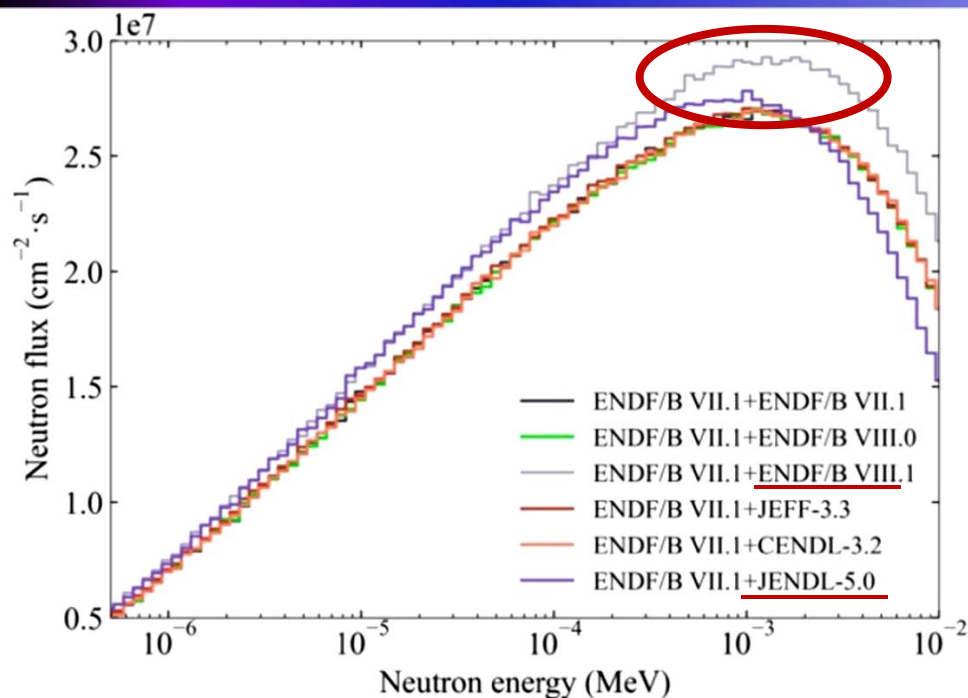


核数据库的使用对BNCT的影响（文献调研）

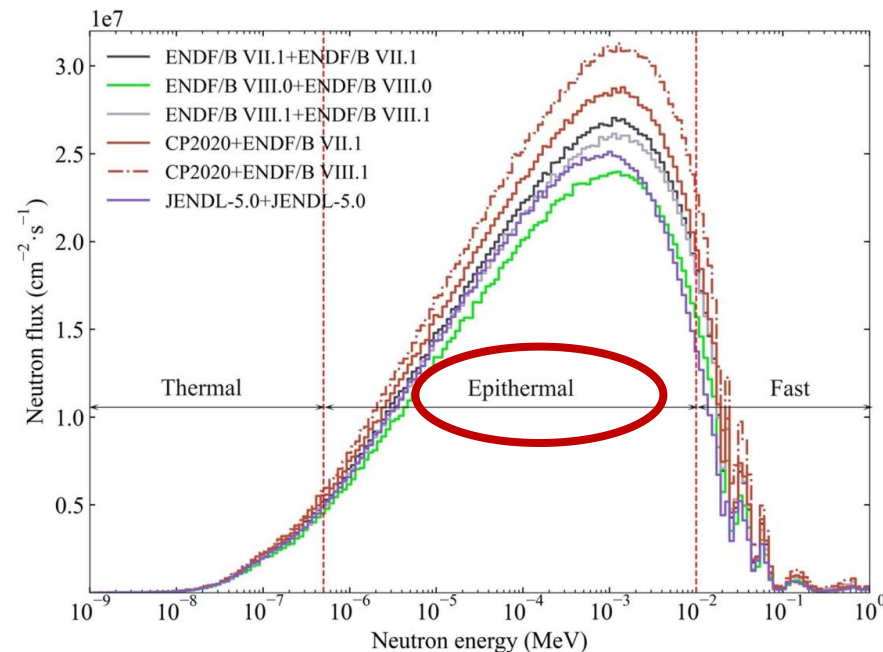
- Kumada等人（2015）采用JRR-4中子源进行剂量计算，发现JENDL-4.0与ENDF/B-VII之间的差异对最终剂量的影响可以忽略不计。研究未考虑在采用不同核数据库时中子在BSA中输运过程可能产生的差异
- Nishitani等人（2022）发现，使用JENDL-4.0/HE数据库计算得到的 ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$ 反应厚靶产额比使用ENDF/B-VII数据库计算的结果低约**10%**。他们认为，ENDF/B-VII数据库在该反应的模拟中提供了更为可靠的数据
- Song等人（2025）不同意 Kumada等人（2015）的数据，分析对比了不同质子库、中子库对AB-BNCT中Li靶中子产生及BSA输出中子束参数的影响，发现BSA出口处的中子束特性以及最终患者体内的剂量分布受核数据库的影响

1. KUMADA H, TAKADA K, YAMANASHI K, et al. Verification of nuclear data for the Tsukuba plan, a newly developed treatment planning system for boron neutron capture therapy[J]. Applied Radiation and Isotopes, 2015, 106: 111-115.
2. NISHITANI T, TANAGAMI Y, YOSHIHASHI S, et al. Neutron yield calculation of p-Li thick target by using PHITS with JENDL-4.0/HE and ENDF/B-VII for BNCT application[J]. Journal of Nuclear Science and Technology, 2022, 59(5): 605-613.
3. SONG H, YANG X, CHEN Y, et al. Impact of nuclear cross-section libraries on neutron beam quality and dose distribution in accelerator-based BNCT: a full-process Monte Carlo study[J]. Radiation Physics and Chemistry, 2025, 237: 113099.
4. SONG H B, XU J G, YANG X, et al. Assessment of cross-section library impact on neutron beam quality in AB-BNCT monte carlo studies[J]. Scientific Reports, 2025, 15(1): 29371.

核数据库影响BSA出口中子能谱 (文献调研)



使用PHITS计算得到的BSA出口处超热中子通量 (0.5 eV–10 keV)。其中，**质子数据库**统一使用**ENDF/B VII.1**。分别与以下**中子数据库**配套使用：**ENDF/B VII.1、ENDF/B VIII.0、ENDF/B VIII.1、JEFF-3.3、CENDL-3.2 和 JENDL-5.0**



使用相同质子库，考察**中子数据库**时：

- 大多数中子数据库版本 (ENDF/B-VII.1、ENDF/B-VIII.0、JEFF-3.3 和 CENDL-3.2) 给出的结果总体一致
- ENDF/B-VIII.1和JENDL-5.0表现出明显的能谱偏差**，原因尚未完全明确

不同数据库组合下 (质子库+中子库)，BSA出口中子能谱

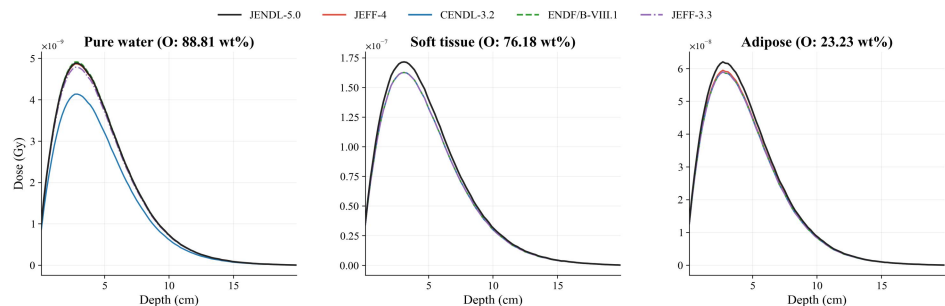
- 在**BSA出口处使用不同库获得的中子束能谱存在显著差异**。相较于JENDL-5.0，使用ENDF/B-VII.1和CP2020时，**Li靶中子产额分别降低了9.94%和16.86%**

核数据库影响KERMA因子评估

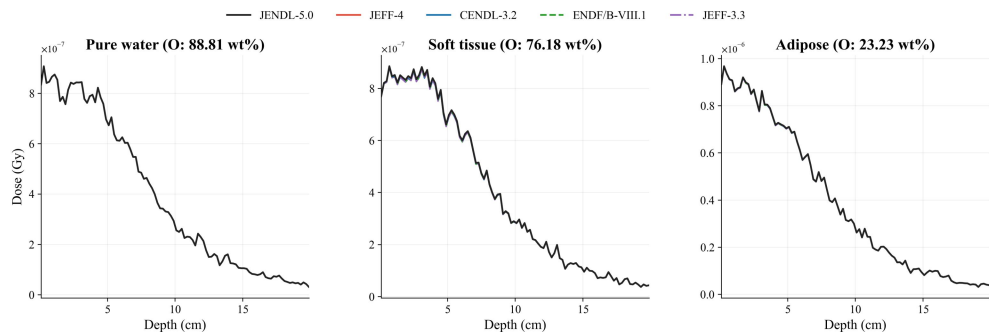
BNCT剂量计算广泛采用KERMA近似计算中子剂量，需要量化核数据库选择对KERMA近似的影响，从而明确不同核数据库导致的剂量差异，为治疗计划的准确实施提供依据

1. 不同介质中的剂量分量差异

Thermal-Neutron Dose



Total Dose

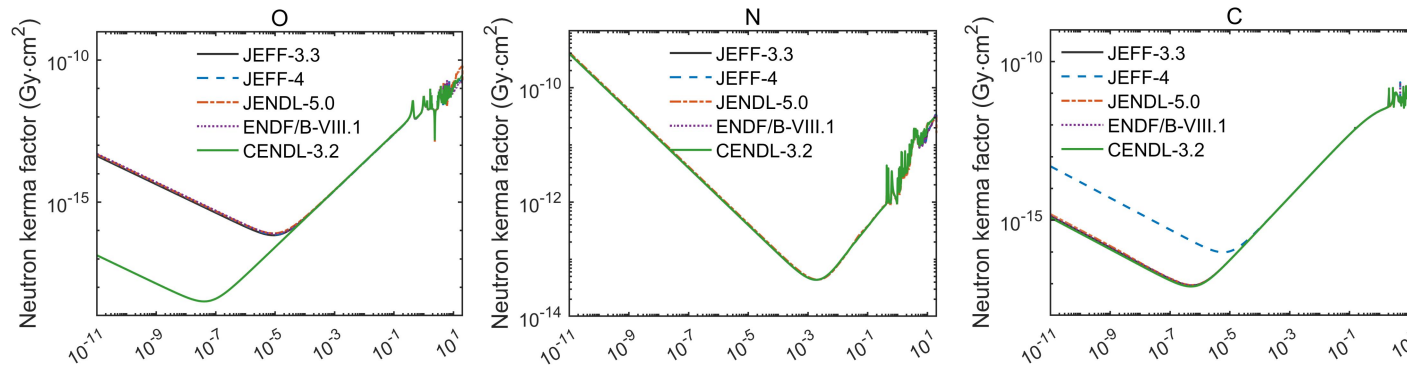


不同核数据库在三种介质中的热中子剂量与总剂量随深度的变化

热中子剂量差异最敏感

总剂量差异保持很小

2. 不同核数据库的KERMA因子差异



五个核数据库中O/N/C元素的KERMA因子随中子能量的变化

纯水中 15.31% 热剂量差异主要来自 CENDL-3.2 的 O KERMA偏差

软组织材料中约 5% 热剂量差异主要来自 JENDL-5.0 的 N KERMA差异

O / N / C 元素KERMA差异的原因分析

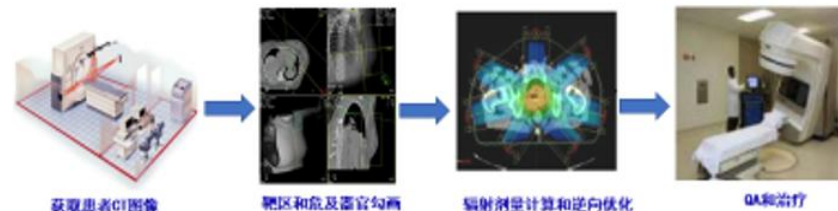
- O** CENDL-3.2 天然氧低能KERMA偏低，主要由于缺少 $^{17}\text{O}(n,\alpha)$ 反应贡献
- N** 软组织材料中约 5% 的热中子剂量差异，原因在于 JENDL-5.0 ^{14}N 的截面与 Heating number 与其他数据库存在一定差异
- C** JEFF-4 的 ^{13}C KERMA偏高，主要与 ACE 中缺少 photon production 信息、heating 近似偏高有关；但 C 剂量权重较低，对剂量贡献有限。

核数据库选择对BNCT总剂量影响有限，但会显著影响特定剂量分量与机制分析结果

结束语

- 未来10年BNCT可能快速多中心发展
- MC在BNCT剂量计算中不可替代
- 核数据库间接影响放疗临床流程QA和疗效
 - ✓ Li靶处的中子产额和能谱
 - ✓ BSA出口束流参数
 - ✓ 患者剂量
 - ✓ 不同中子库参数总体一致，但特定库存在较大偏差
- 实验测量对关键中子核反应数据进行验证与评价
- 质子、碳离子、核素等放疗手段面临类似需求
 - ✓ The IAEA initiative to standardize nuclear data for heavy charged-particle radiotherapy
- all models are wrong, but some are **useful**

放疗流程有多个潜在误差：QA必不可少

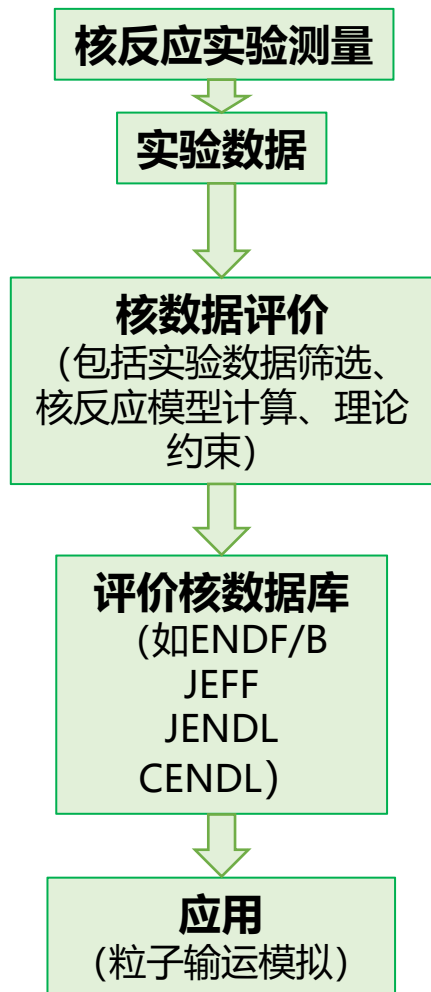


- 医学影像（伪像，空间分辨率，多模态，配准）
- 靶区和危及器官勾画（PTV, CTV, OAR）
- 剂量计算
- 治疗计划
- 摆位
- 运动和体态变化（呼吸，充盈，形变）
- 机器

→ 基于蒙特卡罗模拟技术的QA



粒子输运核数据的来源与评价



- **核数据测量实验**为评价核数据库提供基础数据
- **由于实验测量存在能区覆盖不足和不同实验结果差异等限制，实际应用所需核数据需要结合核反应模型进行评价，形成完整可靠的评价核数据库，为粒子输运模拟提供输入**

ENDF数据库

以美国布鲁克海文国家实验室为主，由美国、加拿大的近20个实验室共同开发

JEFF数据库

经济合作与发展组织下属的核能署发布的核数据库，由欧洲多个国家共同维护

CENDL数据库

中国自主研发的评价核数据库

JENDL数据库

日本原子能研究所维护的核数据库

CSNS Back-n上可以为数据库提供实验约束：

- 中子俘获截面测量
- 裂变截面测量
- 全截面测量
- 带电粒子出射测量
- ...

- 除中子核数据外，医学应用还涉及**带电粒子输运**
- **带电粒子库**（如CP2020）提供**质子、 α 粒子**等反应数据，并以ACE格式服务MC模拟

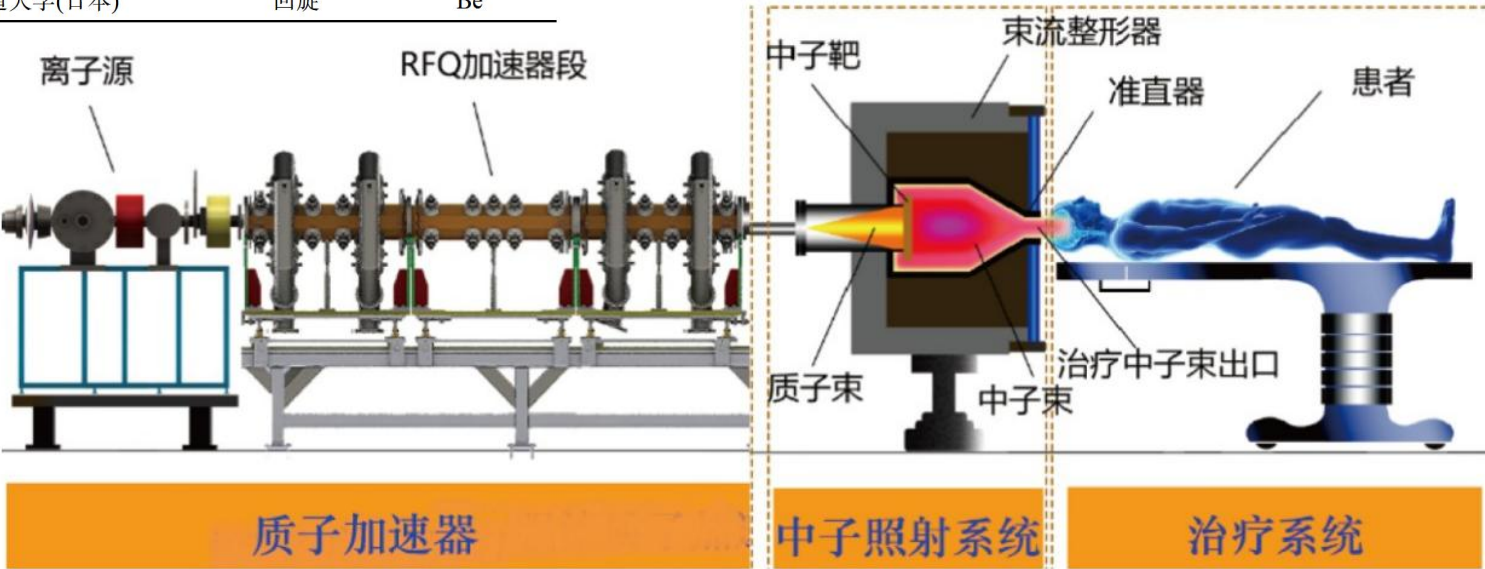
BNCT系统的中子源和束流整形器

加速器BNCT设备研制情况 (2022)

机构(国家)	加速器	靶材	机构(国家)	加速器	靶材
BINP研究院(俄罗斯)	静电式	Li	中国科学院高能物理研究所(中国)	射频四极	Li
TAE公司(美国)	静电式	Li	南京中硼公司(中国)	静电式	Li
INFN研究院(意大利)	射频四极	Be	京都大学(日本)	回旋	Be
伯明翰大学(英国)	高频高压	Li	南东北医院(日本)	回旋	Be
IBA公司(比利时)	高频高压	Li	关西BNCT中心(日本)	回旋	Be
NRC核研究中心 (以色列)	射频四极	Li(液)	国立癌症中心(日本)	射频四极	Li
CNEA研究院(阿根廷)	静电式	Li	江户川医院(日本)	射频四极	Li
NTI公司(美国)	高频高压	Li	筑波大学/高能所(日本)	射频四极	Be
赫尔辛基医院(芬兰)	高频高压	Li	大阪大学(日本)	静电式	Li(液)
中国科学院原子能科学研究院(中国)	回旋	Be	名古屋大学(日本)	高频高压	Li
兰州大学(中国)	射频四极	Li	北海道大学(日本)	回旋	Be

- 主要通过低能质子轰击Li靶或Be靶发生 (p, n) 反应, 产生中子

基于加速器的BNCT系统构成图



- 通过质子打靶产生的中子能量偏高, 超出临床治疗所需的超热中子能区, 不能直接用于BNCT
- 使用束流整形器 (Beam Shaping Assembly, BSA) 对中子束进行慢化、过滤、准直

FU S, LIANG T, CHEN H. Status and outlook: Research and development on the neutron source for BNCT[J]. Chinese Science Bulletin, 2022, 67(14): 1471-1478.