



基于2.5 MeV质子加速器BNCT装置的中子慢化材料性能模拟研究

顾少娴 崔凤洁 王宁宇 尹楚欧 张盛元 胡金有 蔡芸竹 吴章文 汪俊 李霞 勾成俊

Simulation of Neutron Moderating Materials Performance Based on BNCT of 2.5 MeV Proton Accelerator

GU Shaoxian, CUI Fengjie, WANG Ningyu, YIN Chuou, ZHANG Shengyuan, HU Jinyou, CAI Yunzhu, WU Zhangwen, WANG Jun, LI Xia, GOU Chengjun

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.11804/NuclPhysRev.39.2021073>

引用格式:

顾少娴, 崔凤洁, 王宁宇, 尹楚欧, 张盛元, 胡金有, 蔡芸竹, 吴章文, 汪俊, 李霞, 勾成俊. 基于2.5 MeV质子加速器BNCT装置的中子慢化材料性能模拟研究[J]. *原子核物理评论*, 2022, 39(3):367–372. doi: 10.11804/NuclPhysRev.39.2021073

GU Shaoxian, CUI Fengjie, WANG Ningyu, YIN Chuou, ZHANG Shengyuan, HU Jinyou, CAI Yunzhu, WU Zhangwen, WANG Jun, LI Xia, GOU Chengjun. Simulation of Neutron Moderating Materials Performance Based on BNCT of 2.5 MeV Proton Accelerator[J]. *Nuclear Physics Review*, 2022, 39(3):367–372. doi: 10.11804/NuclPhysRev.39.2021073

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于加速器的多终端硼中子俘获治疗装置的束流整形组件设计

Design of Beam Shaping Assembly for an Accelerator-based Multi-terminal BNCT Facility
原子核物理评论. 2021, 38(1): 80–88 <https://doi.org/10.11804/NuclPhysRev.38.2020051>

几种不同材料降能器对200 MeV质子放疗特性的蒙特卡罗模拟

Monte Carlo Study on the Performance of 200 MeV Proton Therapy Energy Degraders Made of Different Materials
原子核物理评论. 2018, 35(1): 78–84 <https://doi.org/10.11804/NuclPhysRev.35.01.078>

新型M-THGEM结构探测器的蒙特卡罗模拟研究

Monte Carlo Simulation on the Novel M-THGEM Detector
原子核物理评论. 2019, 36(1): 85–90 <https://doi.org/10.11804/NuclPhysRev.36.01.085>

碳离子束射程快速验证方法的蒙特卡罗模拟研究

Monte Carlo Study on the Method of Rapid Range Verification of Carbon Ion Beam
原子核物理评论. 2020, 37(4): 901–907 <https://doi.org/10.11804/NuclPhysRev.37.2019064>

用于快中子探测的裂变电离室实验及模拟结果比较(英文)

Comparison Between Experiment and Simulation for the Fission Chamber Used in Fast Neutron Detection
原子核物理评论. 2019, 36(4): 471–476 <https://doi.org/10.11804/NuclPhysRev.36.04.471>

基于 $^{10}\text{B}_4\text{C}$ 转换体的多层多丝正比室中子探测器模拟

Simulation of a Novel Neutron Detector Based on Multi-layer MWPC with $^{10}\text{B}_4\text{C}$ Convertor
原子核物理评论. 2019, 36(1): 71–77 <https://doi.org/10.11804/NuclPhysRev.36.01.071>

文章编号: 1007-4627(2022)03-0367-06

基于2.5 MeV质子加速器BNCT装置的中子慢化材料性能模拟研究

顾少娴¹, 崔凤洁¹, 王宁宇¹, 尹楚欧¹, 张盛元¹, 胡金有^{1,2}, 蔡芸竹¹, 吴章文¹, 汪俊¹, 李霞³, 勾成俊^{1,†}

(1. 辐射物理及技术教育部重点实验室, 四川大学原子核科学技术研究所, 成都 610064;

2. 四川省医学科学院·四川省人民医院肿瘤中心, 成都 610072;

3. 四川大学华西医院肿瘤中心放疗科, 成都 610041)

摘要: 基于加速器中子源的硼中子俘获治疗 (Boron Neutron Capture Therapy, BNCT) 是新一代的放射治疗方法, 束流整形体 (Beam Shaping Assembly, BSA) 作为硼中子俘获治疗装置的重要组成部分, 其作用是将中子源中的快中子束流慢化至超热中子能区 (0.5 eV~10 keV), 并尽可能减少快中子、热中子以及 γ 射线的成分, 使其满足BNCT用于治疗的中子束要求。本工作基于蒙特卡罗软件包Geant4(Geometry and Tracking), 以2.5 MeV, 10 mA质子流强的 ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ 中子源为对象, 研究分析了 AlF_3 、Fluental、 Al_2O_3 、Al作为慢化体材料时, 不同的厚度对束流出口处的超热中子注量率、超热中子注量与热中子注量比值、快中子成分、 γ 成分所产生的影响。计算表明, 当选用厚度为25 cm的 AlF_3 作为慢化体材料时, 经过整形慢化后的超热中子束的束流参数, 均满足国际原子能机构(International Atomic Energy Agency, IAEA)的中子束流参数推荐值。

关键词: 硼中子俘获治疗; 蒙特卡罗模拟; 慢化体材料; 超热中子

中图分类号: R815.6

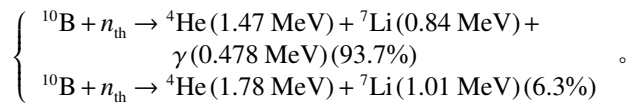
文献标志码: A

DOI: 10.11804/NuclPhysRev.39.2021073

1 引言

CA(A Cancer Journal for Clinicians)杂志提供的全球最新癌症数据显示, 2020年全球新增癌症病例大约1 930万例(不计非黑素瘤皮肤癌为1 810万例)和将近1 000万例癌症死亡(不计非黑素瘤皮肤癌为990万例)^[1]。中国作为世界人口第一大国, 癌症发病率和癌症死亡率居于世界前列。根据国际癌症机构提供的GLOBOCAN数据预测, 癌症发病率和癌症死亡率仍将持续增长, 到2040年, 全球癌症新增将达到2 849万例, 相比于2020年上升了47%, 且发展程度较低或中等的国家病例增幅最大, 分别为95%和64%。

手术(surgery)、放疗(radiation therapy)和化疗(chemotherapy)是治疗和控制癌症的三大主要手段。据统计, 患者在治疗过程中使用到放射治疗的概率约为70%, 患者根治性治疗过程中使用放疗的比例超过40%^[2]。硼中子俘获治疗是新一代的放射治疗方法, 其原理是给患者注射与肿瘤有特异性亲和力的含 ${}^{10}\text{B}$ 化合物, 利用热中子局部照射靶向聚集在肿瘤部位的 ${}^{10}\text{B}$, ${}^{10}\text{B}$ 俘获中子后会发生核反应 ${}^{10}\text{B}(n, \alpha){}^7\text{Li}$, 反应方程如下:



反应产生的 α 粒子具有射程短(α 粒子的射程约9 μm , 相当于一个肿瘤细胞的直径)、传能线密度(Linear Energy Transfer, LET)高、相对生物效应(Relative Biological Effectiveness, RBE)高等特点, 所以 α 粒子只对肿瘤细胞起作用, 而不损伤周围正常的组织^[3]。采用超热中子照射时, 可利用其深穿透能力实现深部肿瘤治疗。

硼中子俘获治疗(Boron Neutron Capture Therapy, BNCT)至今仍难以大规模投入使用的难题之一就是中子源的问题^[4], 随着加速器技术的进步, BNCT从利用反应堆中子源的方式, 转变到基于加速器驱动中子源的应用模式(Accelerator-Based Neutron Sources, ABNS)^[5]。与反应堆中子源相比, 基于加速器驱动的中子源具有造价低、运行维护简单、可治疗深部肿瘤、可以在人口稠密地区医院普及使用等优点^[6]。

在使用质子加速器轰击靶产生中子时, 产生的快中子不可以直接用于治疗, 需要对BNCT装置的束流整形

收稿日期: 2021-10-09; 修改日期: 2021-12-03

基金项目: 科技部国家重点研发计划(2016YFC0105103)

作者简介: 顾少娴(1996-), 女(满族), 辽宁丹东人, 硕士研究生, 从事辐射物理与医学物理研究; E-mail: 3239286191@qq.com

†通信作者: 勾成俊, E-mail: goucjscu720@scu.edu.cn

组件进行优化。束流整形组件 (Beam Shaping Assembly, BSA) 主要由以下几部分构成：靶、反射体、慢化体、 γ 屏蔽体、热中子吸收层等 [7]。

本文主要利用蒙特卡罗研究方法，计算 1.9~3.5 MeV 质子束轰击靶后产生的中子产额、中子平均能量，得出以 2.5 MeV、10 mA 质子流强的 ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ 中子源为对象的 BNCT 装置的束流整形组件中慢化体材料的特性，通过改变慢化体的材料和厚度，研究 BSA 出口处中子束流的各项指标。

2 研究方法

2.1 靶材

基于低能质子加速器的中子源一般采用锂靶或者铍靶，利用核反应 ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ 和 ${}^9\text{Be}(p, n){}^9\text{B}$ 反应产生中子。锂靶的优点在于接近阈值附近的中子能量较低，所以可以通过调节入射质子能量来产生不同能量的中子；铍靶的优点在于反应产生的中子平均能量低、制靶较容易 [8]，但是铍靶的熔点和比热容都很高，低能质子入射后，会在靶体内形成很高的能量沉积，所以对散热要求很高。图 1 是 ${}^7\text{Li}(p, n)$ 和 ${}^9\text{Be}(p, n)$ 反应截面的对比， ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ 的反应阈能为 1.89 MeV，在入射质子能量

2.25 MeV 处， ${}^7\text{Li}(p, n)$ 的反应截面有一个峰，当能量大于 2.25 MeV 之后，提高入射质子能量，反应截面却在下降，中子产额增速较为平缓。 ${}^9\text{Be}(p, n){}^9\text{B}$ 的反应阈能为 2.057 MeV，当 2.5 MeV 质子入射时，铍靶的中子产额约为锂靶中子产额的 6%，如表 1 所列。表 1 列出了质子轰击锂靶、铍靶产生的中子产额、平均能量和最高能量数据对比。在质子能量低于 10 MeV 时， ${}^7\text{Li}$ 中子产额高于 ${}^9\text{Be}$ ，所以本文的设计基于锂靶 [9-11]，选择 2.5 MeV 质子束轰击锂靶产生中子，并对其产生的中子进行慢化。

表 1 质子轰击锂靶、铍靶产生的中子产额、平均能量、最高能量数据对比

质子能量 /MeV	中子产额		平均能量/keV		最高能量/keV	
	${}^7\text{Li}$	${}^9\text{Be}$	${}^7\text{Li}$	${}^9\text{Be}$	${}^7\text{Li}$	${}^9\text{Be}$
1.9	2.51×10^{-6}	0	38	0	76	0
2.1	6.39×10^{-5}	1.08×10^{-7}	126	108	387	314
2.3	1.89×10^{-4}	2.86×10^{-6}	245	233	583	571
2.5	2.11×10^{-4}	1.13×10^{-5}	338	290	778	589
2.8	3.11×10^{-4}	4.07×10^{-5}	465	424	1 085	890
3.0	4.49×10^{-4}	6.44×10^{-5}	510	506	1 293	1 106
3.2	4.67×10^{-4}	8.62×10^{-5}	613	598	1 569	1 483
3.5	5.84×10^{-4}	1.32×10^{-4}	731	712	1 830	1 610

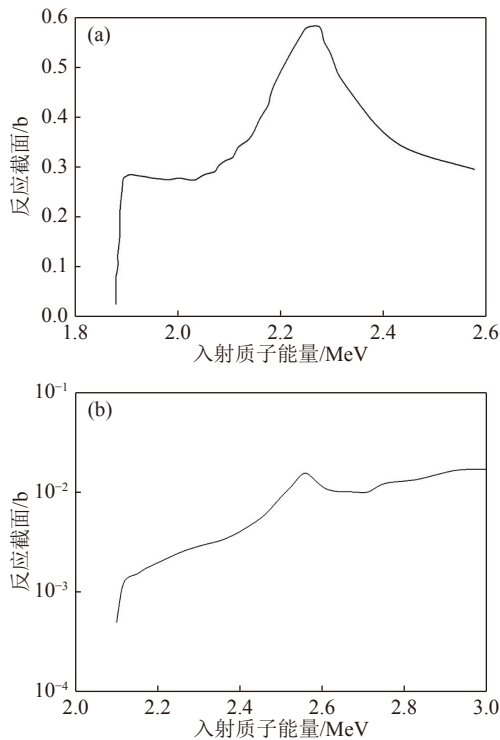


图 1 ${}^7\text{Li}(p, n)$ 和 ${}^9\text{Be}(p, n)$ 反应截面 [12]

(a) 是 ${}^7\text{Li}(p, n)$ 反应在不同的入射质子能量下的反应截面数据， ${}^7\text{Li}(p, n)$ 反应阈能为 1.89 MeV，在入射质子能量 2.25 MeV 处， ${}^7\text{Li}(p, n)$ 的反应截面有一个峰；(b) 是 ${}^9\text{Be}(p, n)$ 反应在不同的入射质子能量下的反应截面数据， ${}^9\text{Be}(p, n)$ 反应阈能为 2.057 MeV。

2.2 计算模型

超热中子束流可用来进行深部肿瘤的 BNCT 治疗，其具有良好的治疗效果。在开展加速器 BNCT 治疗时，为获得较高注量率水平的超热中子束，需要加慢化体及反射层。反射层需要选择高质量数的材料，本文选用 Pb 作为反射层的材料 [13]。考虑到反应 $\text{Li}(p, p')\text{Li}$ 反应及中子活化产生的 γ 射线对患者产生的影响，需要在束流装置中增加 γ 射线屏蔽层，选择 Bi 作为 γ 射线屏蔽材料。同时，为了降低热中子污染，需要在中子慢化体后加一层 Cd 片，作为热中子吸收材料 [14]。

本研究选取的加速器 BNCT 束流装置几何结构如图 2 所示。质子束以 2.5 cm 半径均匀入射到半径为 3 cm 的靶体上，锂靶厚 0.2 mm。质子流强为 10 mA，能量为高斯分布， $\sigma = 0.2$ MeV。装置采用 Pb 作为反射层，直径为 600 mm，厚度为 1 000 mm；Bi 作为 γ 射线屏蔽层，直径为 400 mm，厚度为 40 mm；Cd 作为热中子屏蔽层，直径为 400 mm，厚度为 1 mm；慢化体材料为本论文研究的待选材料，直径 400 mm。

慢化体的作用是将质子轰击靶产生的快中子迅速慢化到超热中子能区，同时应尽量减少热中子和 γ 射线的产生。慢化材料应具有低中子吸收截面、高中子散射截面等特点 [15]。中子在与高质量数核碰撞时损失能量较

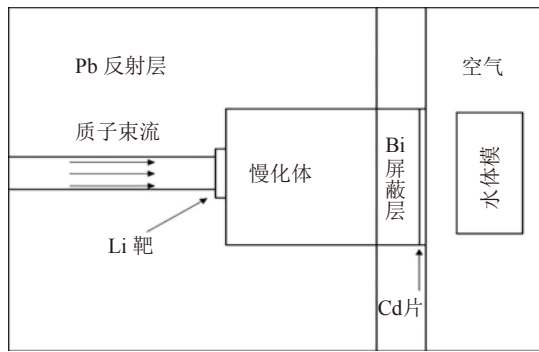


图2 BSA结构模型图

小，达不到好的慢化效果；中子与高质量数核碰撞时损失能量大，会产生较多的热中子以及 γ 射线^[16]。同时考虑到在进行BNCT时需要控制较短的治疗时间，就要求超热中子注量率足够高，慢化体材料需要有足够高的慢化效率。

综合以上因素，以下几种原子是我们经常考虑的， ^{19}F 的第一激发态为109.9 keV，高能量中子在与其单次碰撞后会失去109.9 keV的能量，而且 ^{19}F 在100 keV以上有较高的非弹性散射截面，使快中子快速失去能量。 ^{19}F 与中子反应截面在40 keV以上有很多共振峰^[17]，在40 keV以下主要发生弹性散射，其原子质量适中，可以通过控制其材料厚度，保证中子不被过度慢化。

^{27}Al 也是一种做为慢化剂的优秀材料，其原子质量较大，在与中子的单次弹性碰撞中损失的能量较小，可以与其它原子质量较小的元素配合使用，可以有效地控制中子能量的降低。根据 ^{27}Al 与中子反应截面^[17]， ^{27}Al 在能量20 keV左右有很多共振峰，而在20 keV以下主要发生弹性散射。 ^{27}Al 的第一激发态为843.8 keV，中子在与其单次碰撞中损失843.8 keV的能量，可以使高能量的快中子迅速慢化。 ^{16}O 的原子质量适中，在能量400 keV以上很多共振峰，可以与 ^{27}Al 元素相结合，防止对应能量区间的中子丢失。

^6Li 也是作为慢化剂常考虑的材料， ^6Li 具有很高的热中子吸收截面，含有 ^6Li 的慢化体材料可以俘获热中子，降低热中子的产额^[18]。另外 ^6Li 的原子质量较小，在单次碰撞中损失的能量更多，具有的弹性散射能力可以均匀快速地慢化中子。

在查阅文献后，选择了几种较为常见的超热中子慢化材料： AlF_3 、Fluental、 Al_2O_3 、Al。其中Fluental是由芬兰开发的一种专利材料，设计初衷是作为反应堆BNCT慢化剂，其成分是质量分数为69%的 AlF_3 、质量分数为30%的Al、质量分数为1%的LiF。

2.3 分析方法

本研究采用的模拟计算软件是由欧洲核子研究组

组织(European Organization for Nuclear Research, CERN)基于C++面向对象技术开发的蒙特卡罗软件包Geant4 10.06版本^[19]。Geant4能够模拟多种物理过程，广泛地应用于核物理、粒子物理、医学物理等方面。本文在对物理列表进行模拟分析后，选择使用QGSP_BIC_ALLHP物理列表，用来模拟低能的核反应以及复合的运输过程^[20]。QGSP_BIC_ALLHP描述了keV至MeV能量范围的中子与物质相互作用的过程。本研究模拟的源粒子数量为 1×10^8 个。

3 计算结果及分析

图3为 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反应的中子截面图，吸收截面与中子能量成反比^[21]。因此，癌细胞的位置需要高强度、低能量的中子来诱导硼捕获中子。用于BNCT的中子束，一般由热中子、超热中子、快中子组成。在进行BNCT的治疗过程中，计算对人体组织产生的辐射剂量主要可以分为以下四类^[22-23]：

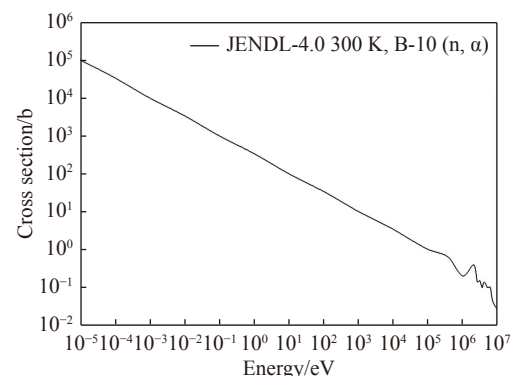
(1) 硼剂量(D_B)：由人体组织中的 ^{10}B 吸收热中子后，发生 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 核反应后产生的 α 粒子和 ^7Li 粒子在组织中的剂量；

(2) 热中子剂量(D_{th})：主要来源于人体组织中的 ^{14}N 吸收热中子后发生 $^{14}\text{N}(n, p)^{14}\text{C}$ 核反应，产生的质子和 ^{14}C 粒子在组织中的能量沉积；

(3) 快中子剂量(D_f)：主要由超热中子和快中子与人体组织中的氢原子发生 $^1\text{H}(n, n')^1\text{H}$ 核反应后，生成的反冲质子在组织中产生的剂量；

(4) 光子剂量(D_γ)：在治疗过程采用的中子射线束在人体组织中发生核反应后诱发光子所引起，主要由氢吸收热中子后发生 $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ 核反应生成瞬发光子的剂量组成。

在选择慢化体的材料时，需要有一个标准的优化指标。本文选用国际原子能机构(International Atomic Energy Agency, IAEA)于2001年发布的介绍关于硼中子俘

图3 $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ 反应的中子俘获截面

获治疗研究进展的报告 (IAEA-TECDOC-1223) 所推荐的出口处能谱参数为参考标准^[24], 如表 2 所列。

表 2 IAEA 推荐出口处能谱参数

中子束参数	推荐值
$\Phi_{\text{epi}}/(\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1})$	$\sim 10^9$
$\Phi_{\text{epi}}/\Phi_{\text{fast}}$	> 20
$\Phi_{\text{epi}}/\Phi_{\text{th}}$	> 100
$D_f/\Phi_{\text{epi}}/(\text{Gy} \cdot \text{cm}^2)$	$< 2 \times 10^{-13}$
$D_\gamma/\Phi_{\text{epi}}/(\text{Gy} \cdot \text{cm}^2)$	$< 2 \times 10^{-13}$
快中子 (Φ_{fast})	$E > 10 \text{ eV}$
超热中子 (Φ_{epi})	$0.5 \text{ eV} < E < 10 \text{ keV}$
热中子 (Φ_{th})	$E < 0.5 \text{ eV}$

本文中慢化体材料的厚度变化范围为 10~50 cm, 步长为 5 cm, 分别计算了慢化装置出口处的超热中子注量率 Φ_{epi} 、超热中子注量与热中子注量比值 $\Phi_{\text{epi}}/\Phi_{\text{th}}$ 、快中子剂量与超热中子注量比值 D_f/Φ_{epi} 、 γ 剂量与超热中子注量比值 $D_\gamma/\Phi_{\text{epi}}$ 随慢化体材料厚度的变化, 模拟结果如图 4 所示。从图中可以看出, 厚度在 25~35 cm 的范围内, 超热中子注量率由高到低依次为 AlF_3 、Fluental、 Al_2O_3 、Al, 故排除 Al。 AlF_3 和 Al_2O_3 的 γ 成分 $D_\gamma/\Phi_{\text{epi}}$ 最低, 又因为 Fluental 不易获取, 故排除。而在 20~30 cm 的范围内, 只有 AlF_3 的超热中子注量与热中子注量比值 $\Phi_{\text{epi}}/\Phi_{\text{th}} > 100$, 排除 Al_2O_3 。综上分析, 最后选定慢化体材料为 AlF_3 , 厚度为 25 cm 是最佳的慢化结果。

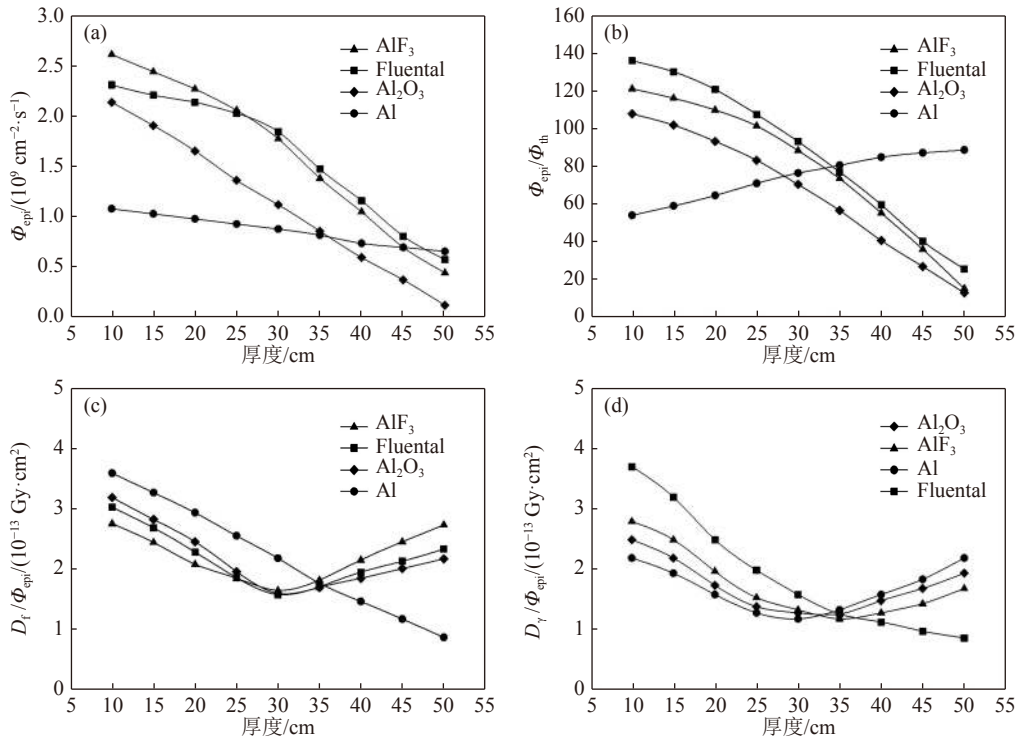


图 4 不同慢化体材料下中子束流参数随轴向厚度的变化关系

(a) 是慢化装置出口处的超热中子注量率 $\Phi_{\text{epi}}/(\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1})$, IAEA 推荐值 $\sim 10^9$, 当慢化体的厚度在 30~45 cm, AlF_3 和 Fluental 满足要求; 当慢化体的厚度在 15~35 cm, Al_2O_3 和 Al 满足要求。(b) 是超热中子注量与热中子注量比值 $\Phi_{\text{epi}}/\Phi_{\text{th}}$, IAEA 推荐值 > 100 , 当慢化体的厚度在 10~25 cm, AlF_3 和 Fluental 满足要求; 当慢化体的厚度在 10~15 cm, Al_2O_3 满足要求; Al 不满足要求。(c) 是快中子剂量与超热中子注量比值 $D_f/\Phi_{\text{epi}}/(\text{Gy} \cdot \text{cm}^2)$, IAEA 推荐值 $< 2 \times 10^{-13} \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2$, 当慢化体的厚度在 25~35 cm, AlF_3 满足要求; 当慢化体的厚度在 25~40 cm, Fluental 满足要求; 当慢化体的厚度在 25~40 cm, Al_2O_3 满足要求; 当慢化体的厚度在 35~50 cm, Al 满足要求。(d) 是 γ 剂量与超热中子注量比值 $D_\gamma/\Phi_{\text{epi}}/(\text{Gy} \cdot \text{cm}^2)$, IAEA 推荐值 $< 2 \times 10^{-13} \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2$, 当慢化体的厚度在 20~50 cm, AlF_3 和 Fluental 满足要求; 当慢化体的厚度在 15~45 cm, Al_2O_3 满足要求; 当慢化体的厚度在 30~50 cm, Al 满足要求。

4 结论

本文利用蒙特卡罗程序 Geant4 模拟计算了利用 2.5 MeV、10 mA 流强的质子束流轰击锂靶产生的中子产额, 研究分析了 AlF_3 、Fluental、 Al_2O_3 、Al 作为慢化体材料时不同的厚度, 束流出口处的超热中子注量率、超热

中子注量与热中子注量比值、快中子成分、 γ 成分。结果表明: 当选用 AlF_3 作为慢化体材料, 厚度为 25 cm 是最佳的慢化条件, 可以较好地满足 IAEA 的推荐值。在后续的工作中将继续进一步分析 BSA 的主要部件结构材料 (慢化体、反射层和屏蔽体) 的尺寸对 BSA 出口处中子束流品质的影响以及它们之间的相互影响问题。

参考文献:

- [1] SUNG H, FERLAY J, SIEGEL RL, et al. *CA Cancer J Clin*, 2021, 71(3): 209.
- [2] BASKAR R, LEE KA, YEOH KW, et al. *Int J Med Sci*, 2012, 9(3): 193.
- [3] GHASSOUN J, CHKILLOU B, JEHOANI A. *Applied Radiation & Isotopes*, 2009, 67(4): 560.
- [4] BARTH R. What is the Future for BNCT[C]//Proceeding of 13th ICNCT. Florence, Italy, 2008: 133.
- [5] BLUE T E, YANCH J C. *Journal of Neuro-Oncology*, 2003, 62(1): 19.
- [6] TIAN Y S, HU Z L, TONG J F, et al. *Acta Physica Sinica*, 2018. Doi: 10.7498/aps.67.20180380.
- [7] LI Guangru, JIANG Wei, ZHANG Lu, et al. *Nuclear Physics Review*, 2021, 38(1): 80. (in Chinese)
(李广儒, 姜韦, 张璐, 等. *原子核物理评论*, 2021, 38(1): 80.)
- [8] ZHU Jingyi. Simulation of the neutron sources for AB-BNCT[D]. Shenyang: Liaoning University, 2016(5): 39. (in Chinese)
(褚景祎. 基于加速器的中子俘获治疗中子源中子转换靶的模拟[D]. 沈阳: 辽宁大学, 2016(5): 39.)
- [9] ZAIDI L, KASHAEVA E A, LEZHININ S I, et al. *Physics of Atomic Nuclei*, 2017, 80(1): 60.
- [10] FANTIDIS, J G. *Journal of Theoretical and Applied Physics*, 2018, 12(4): 249.
- [11] FANTIDIS, J G. *Journal of Theoretical and Applied Physics*, 2012, 6(1): 1.
- [12] LI Changkai, MA Yingjie, TANG Xiaobin, et al. *Nuclear Technology*, 2013, 36(9): 22. (in Chinese)
(李长楷, 马英杰, 汤晓斌, 等. *核技术*, 2013, 36(9): 22.)
- [13] YOSHIAKI K. *Ther Radiol Oncol*, 2018, 2(55): 1.
- [14] YANG Cheng, YU Tao, XIE Jinsen. *Journal of University of South China (Science and Technology)*, 2012, 26(2): 4. (in Chinese)
(杨程, 于涛, 谢金森. *南华大学学报(自然科学版)*, 2012, 26(2): 4.)
- [15] ZHANG Wenzhong, ZHANG Xiaomin, LUO Yisheng. *Atomic Energy Science and Technology*, 2006, 40(5): 525. (in Chinese)
(张文仲, 张晓敏, 骆亿生. *原子能科学技术*, 2006, 40(5): 525.)
- [16] TIAN Yongshun. Design and Optimization of Beam Shaping Assembly for Accelerator-Based Boron Neutron Capture Therapy[D]. Xiangtan: Xiangtan University, 2018(6): 45. (in Chinese)
(田永顺. 基于加速器的硼中子俘获治疗的束流整形体的设计与优化[D]. 湘潭: 湘潭大学, 2018(6): 45.)
- [17] SOPPERA N, DUPONT E, BOSSANT M. Issy-les-Moulineaux: AEN-NEA, 2012.
- [18] CEBALLOS C, ESPOSITO J, AGOSTEO S, et al. *Applied Radiation and Isotopes*, 2011, 69(12): 1660.
- [19] Overview[EB/OL]. [2021-09-25]. <https://geant4.web.cern.ch/>.
- [20] LIN Zuokang, YANG Pu, ZHAO Qiankun, et al. *Atomic Energy Science and Technology*, 2020, 54(5): 804. (in Chinese)
(林作康, 杨璞, 赵乾坤, 等. *原子能科学技术*, 2020, 54(5): 804.)
- [21] SHIBATA K, IWAMOTO O, NAKAGAWA T, et al. *J Nucl Sci Technol*, 2011(48): 1.
- [22] CODERRE J A, MAKAR M S, MICCA P L, et al. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1993, 27(5): 1121.
- [23] CALABRESE G, NESNAS J, BARBU E, et al. *Drug Discovery Today*, 2012, 17(3-4): 153.
- [24] International Atomic Energy Agency. Current States of Neutron Capture Therapy[R]. (IAEA-TECDOC-1223), Vienna: IAEA, 2001.

Simulation of Neutron Moderating Materials Performance Based on BNCT of 2.5 MeV Proton Accelerator

GU Shaoxian¹, CUI Fengjie¹, WANG Ningyu¹, YIN Chuou¹, ZHANG Shengyuan¹, HU Jinyou^{1,2},
CAI Yunzhu¹, WU Zhangwen¹, WANG Jun¹, LI Xia³, GOU Chengjun^{1,†}

(1. Key Laboratory of Radiation Physics and Technology of Ministry of Education, Institute of Nuclear Science and Technology, Sichuan University, Chengdu 610064, China;

2. Cancer Center, Sichuan Academy of Medical Sciences & Sichuan Provincial People's Hospital, Chengdu 610072, China;

3. Department of Radiotherapy, Cancer Center, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, Chin)

Abstract: Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) based on accelerator neutron source is a new generation of radiation therapy. As an important part of the BNCT facility, Beam Shaping Assembly (BSA) aims to moderate the fast neutron beam in the neutron source to the epithermal neutron energy region (0.5 eV~10 keV), and to minimize the components of fast neutron, thermal neutron and γ ray during the treatment. The ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ reaction with a 2.5 MeV/10 mA proton intensity was taken as the method for generating neutrons. In this paper, the Monte Carlo software package Geant4 (Geometry and Tracking) was used to study and analyze the effects of different thicknesses of AlF_3 , Fludental, Al_2O_3 and Al as moderator materials on the epithermal neutron flux rate, epithermal neutron flux to thermal neutron flux ratio, fast neutron and γ ray components at the beam exit. The results show that when AlF_3 with a thickness of 25 cm is selected as the moderator material, the neutron beam parameters of the epithermal neutron beam after shaping and moderation all meet the recommended value by the International Atomic Energy Agency (IAEA).

Key words: boron neutron capture therapy; Monte Carlo simulation; moderated material; epithermal neutron

Received date: 09 Oct. 2021; Revised date: 03 Dec. 2021

Foundation item: National Key Research and Development Programme of China(2016YFC0105103)

† Corresponding author: GOU Chengjun, E-mail: goucjscu720@scu.edu.cn