

基于 3.5 MeV 射频四极质子加速器硼中子俘获治疗装置的束流整形体设计

田永顺 胡志良 童剑飞 陈俊阳 彭向阳 梁天骄

Design of beam shaping assembly based on 3.5 MeV radio-frequency quadrupole proton accelerator for boron neutron capture therapy

Tian Yong-Shun Hu Zhi-Liang Tong Jian-Fei Chen Jun-Yang Peng Xiang-Yang Liang Tian-Jiao

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 67, 142801 (2018) DOI: 10.7498/aps.67.20180380

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.67.20180380>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2018/V67/I14>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

抽样法与灵敏度法 k_{eff} 不确定度量化

Uncertainty quantification in the calculation of k_{eff} using sensitivity and stochastic sampling method

物理学报.2017, 66(1): 012801 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.66.012801>

铍反射层临界基准实验分析

Analysis of criticality benchmark experiments with beryllium reflectors

物理学报.2016, 65(21): 212801 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.65.212801>

质子辐射损伤对单结 GaAs/Ge 太阳能电池暗特性参数的影响

Effect of irradiation damage on the dark electric properties of single junction GaAs/Ge solar cells

物理学报.2014, 63(18): 188101 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.188101>

CO₂ 激光光栅式扫描修复熔石英表面缺陷的实验研究与数值模拟

Experimental investigation and numerical simulation of defect elimination by CO₂ laser raster scanning on fused silica

物理学报.2014, 63(6): 068105 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.63.068105>

基于3.5 MeV射频四极质子加速器硼中子俘获治疗装置的束流整形体设计*

田永顺¹⁾²⁾³⁾ 胡志良²⁾³⁾ 童剑飞²⁾³⁾ 陈俊阳²⁾³⁾ 彭向阳¹⁾ 梁天骄^{2)3)†}

1) (湘潭大学物理与光电工程学院, 湘潭 411105)

2) (东莞中子科学中心, 东莞 523803)

3) (中国科学院高能物理研究所, 北京 100049)

(2018年3月2日收到; 2018年4月2日收到修改稿)

在硼中子俘获治疗 (BNCT) 装置中, 束流整形体 (BSA) 的作用是将中子源产生的快中子束流慢化至超热中子能区 ($0.5 \text{ eV} < E < 10 \text{ keV}$), 并尽可能减弱快中子、热中子和 γ 射线的成分, 同时保证中子的方向性, 其设计与优化是 BNCT 装置设计工作的核心内容之一. 本文采用 3.5 MeV, 10 mA 的质子束轰击锂靶, 由核反应 ${}^7\text{Li}(\text{p}, \text{n}){}^7\text{Be}$ 产生的中子为源项, 针对 BSA 的慢化体材料和结构、 γ 屏蔽层和热中子吸收层的厚度等参数进行蒙特卡罗模拟设计与优化. 研究发现, 采用 Fluental 和 LiF 两种慢化材料间隔 2 cm 层状堆叠的三明治 BSA 构型, 在保证快中子剂量成分 ($D_{\text{f}}/\varphi_{\text{epi}}$), γ 剂量成分 ($D_{\gamma}/\varphi_{\text{epi}}$) 和热中子比例 $\varphi_{\text{th}}/\varphi_{\text{epi}}$ 满足 IAEA-TECDOC-1223 报告推荐要求的同时, 在 BSA 出口处超热中子注量率优于单独使用 Fluental 和单独使用 LiF 的 BSA 设计. BSA 出口处修正的 Synder 人头几何模型中的剂量分布计算结果显示: 上述三明治构型的深度剂量分布与单独使用 Fluental 材料构型的结果基本相当, 优于单独使用 LiF 构型, 表明 Fluental 和 LiF 层状堆叠的三明治 BSA 构型是一种可行的 BSA 结构.

关键词: 硼中子俘获治疗, 蒙特卡罗模拟, 束流整形体, 慢化

PACS: 28.20.-v, 87.56.-v, 81.40.Wx, 28.41.Pa

DOI: 10.7498/aps.67.20180380

1 引言

1936 年, 生物物理学家 Locher^[1] 正式提出硼中子俘获治疗的方法. 含硼药物注射人体后, 主要

富集于肿瘤细胞内, 可以在细胞水平上靶向选择肿瘤细胞. ${}^{10}\text{B}$ 相对于组织其他常见元素 (O, 0.19 mb ($1 \text{ b} = 10^{-28} \text{ m}^2$); C, 3.5 mb; H, 0.333 b; N, 1.91 b) 具有非常大的热中子俘获截面, 达到 3838 b. 热中子与 ${}^{10}\text{B}$ 发生如下核反应:

$${}^{10}\text{B} + \text{n}_{\text{thermal}} \xrightarrow{6.3\%} {}^7\text{Li}_{1.01} \text{ MeV} + \alpha_{1.78} \text{ MeV}, \quad (1a)$$

$${}^{10}\text{B} + \text{n}_{\text{thermal}} \xrightarrow{93.7\%} {}^7\text{Li}_{0.84} \text{ MeV} + \alpha_{1.47} \text{ MeV} + \gamma_{0.48} \text{ MeV}, \quad (1b)$$

反应所释放出的 MeV 量级能量 α 粒子和 ${}^7\text{Li}$ 粒子, 相比 γ 射线, 由于具有更高的线性能量转移, 导致相对生物效应 (RBE) 和生物损伤增强, 对肿瘤细

胞的杀伤力更强. 同时, 在人体细胞内, 0.84 MeV 的 ${}^7\text{Li}$ 的射程为 9 μm , 1.47 MeV 的 α 粒子射程为 5 μm , 与细胞尺度相当, 使其杀伤范围限制在含硼

* 国家重点研发计划 (批准号: 2016YFA0401504) 和广东省产学研合作项目 (批准号: 2015B090901048) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: liangtj@ihep.ac.cn

细胞附近, 在杀死癌细胞的同时, 最大限度地保护正常细胞, 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. 美国布鲁克海文国家实验室和麻省理工学院于20世纪50年代建立基于核反应堆热中子束的硼中子俘获治疗装置, 并开展临床实验^[2,3]; 20世纪80年代新的有较强亲肿瘤性含硼药物巯基十二硼烷二钠盐和L-对硼酰苯丙氨酸开始应用于硼中子俘获治疗^[4]; 20世纪90年代, 麻省理工学院提出基于反应堆的超热中子束流设计方案^[5]. 随着加速器技术的进步, 基于加速器的硼中子俘获治疗(A-BNCT)装置发展迅速, 与反应堆中子源相比, 具有造价低、运行维护简单、可治疗深部肿瘤、易于在人口稠密地区医院普及使用等优点, 近年来美国、日本、芬兰、英国等十几个国家在开展A-BNCT的研究, 包括中子产生靶的研究^[6,7]、针对不同中子源的束流整形体(BSA)的设计^[8-10]、治疗计划软件和剂量评测方法^[11,12]、新含硼药物的研究^[13]等.

本文将报告基于中国科学院高能物理研究所已有的3.5 MeV 射频四极场(RFQ)质子加速器^[14]建立的BNCT实验装置的BSA设计优化. 首先介绍A-BNCT的原理和BSA的结构和功能; 之后描述我们的BSA基线设计以及对BSA优化结果进行评价的两种方法: IAEA-TECDOC-1223报告推荐的BSA出口的中子束流参数评价方法及Syn-der人体头模中的剂量分布评价方法; 最后介绍BSA优化设计的计算模型、计算方法、计算结果和讨论.

2 A-BNCT原理与BSA

2.1 A-BNCT

目前, BNCT所使用的中子源主要有反应堆中子源和加速器中子源. A-BNCT是指使用加速器产生的带电粒子(质子、氘等)轰击靶核, 得到的中子作为BNCT的中子源. 基于低能质子加速器的中子源一般采用Li靶或Be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. ${}^7\text{Li}$ 和 ${}^9\text{Be}$ 的反应阈能分别为1.88 MeV和2.057 MeV, 在质子能量低于10 MeV时, ${}^7\text{Li}$ 中子产额高于 ${}^9\text{Be}$, 质子能量为3.5 MeV时, 锂靶中子产额约为铍靶的3.7倍, 因此我们的设计基于锂靶. 3.5 MeV 质子束轰击锂靶产生的快中子需通过BSA慢化得到超热中子束, 才能用于病人的治疗.

2.2 BSA的结构与功能

${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ 反应得到的中子平均能量在0.724 MeV, 直接照射病人将导致较大的快中子剂量. BSA的作用是将中子能量慢化至超热中子范围($0.5\text{ eV} < E < 10\text{ keV}$), 同时保证中子的方向性, 并尽可能减弱有害的快中子、热中子和 γ 射线的成分. BSA的结构如图1所示, 主要包括慢化器、反射体、准直器、热中子吸收层和 γ 屏蔽层等部分.

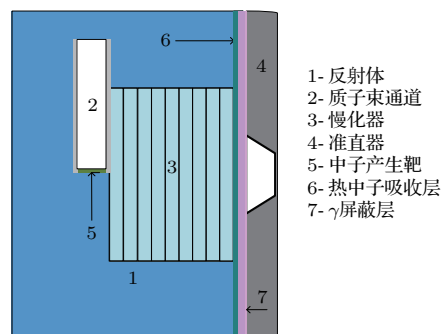


图1 BSA结构示意图

Fig. 1. Schematic of beam shaping assembly.

慢化器材料需要使快中子快速失去能量到超热能区, 同时不至于过度慢化, 产生过多的热中子. 中子与慢化材料原子核的每次弹性碰撞的能量损失 $\overline{\Delta E}$ 与靶核的原子质量有关,

$$\overline{\Delta E} = \frac{1 - \left(\frac{M - m}{M + m}\right)^2}{2} E, \quad (2)$$

其中 M 和 m 分别为靶核质量和中子质量, E 为中子初始能量, 因此慢化材料的原子质量不能太大. 超热中子慢化材料要求在高能量部分有较大的散射截面, 在超热能区范围截面较小, 同时在慢化过程中产生的 γ 射线较少. 已知的较合适的慢化材料有 AlF_3 , D_2O , LiF , Fluental , MgF_2 等, 其中 Fluental 是一种应用较广的复合材料, 其成分为69%质量比例的 AlF_3 , 30%的 Al 和1%的 LiF ^[15].

反射体的功能是将慢化器逸出的部分中子反射回慢化器, 使BSA出口处超热中子注量率最大化, 其材料需要有高的弹性散射截面和低的吸收截面; 准直器是为了控制中子束流的尺寸、形状和方向性, 减少中子出口外的其他区域的中子本底, 一般采用如图1所示的锥形孔道结构将中子束引至病人肿瘤位置照射治疗; 热中子入射时, 其剂量主要集中在皮肤和组织表层, 使用BNCT治疗深部

肿瘤时,为减少热中子对皮肤和正常组织表层的影响,需在BSA中设置具有高的热中子吸收截面的热中子吸收层;为降低 γ 射线对健康组织的剂量,BSA中还包括一定厚度的 γ 射线屏蔽层.

3 BSA基线设计与评价方法

3.1 BSA基线设计

我们之前的工作确定的BSA基线设计如图1所示.其中中子产生靶为锂靶,直径为10 cm,质子束道垂直于靶,孔道直径为10 cm;靶产生的中子侧向引出,慢化器轴向垂直于质子束道,为直径40 cm的圆柱体,材料为Fluental;反射体的材料选用Teflon包裹靶体和慢化器,在慢化器径向的厚度为20 cm; γ 屏蔽材料选用铋(Bi),位于慢化器和反射体下游,厚度为0.2 cm;热中子吸收层滤片采用含 ^6Li 材料, ^6Li 质量密度为0.11 g/cm²;准直器的材料采用锂化聚乙烯,厚度为10 cm,准直器中子引出锥体角度(底面半径/轴线长度)为0.75,中子孔道出口半径为7.5 cm.本文对其中慢化器的结构和材料以及 γ 屏蔽层和热中子吸收层的参数做了进一步优化.

3.2 BSA设计结果评价

采用两种评估方法对设计优化结果进行评估.第一种评估方法采用表1所列的国际原子能机构报告(IAEA-TECDOC-1223)推荐的出口处的中子能谱的参数为参考标准[16].

表1 IAEA推荐出口处能谱参数[16]

Table 1. BNCT neutron beam parameters recommended by IAEA [16].

中子束参数	建议值
超热中子注量率 (φ_{epi})/cm ² ·s	$> 10^9$
快中子成分 ($D_{\text{f}}/\varphi_{\text{epi}}$)/Gy·cm ² ·n _{epi} ⁻¹	$< 2 \times 10^{-13}$
γ 成分 ($D_{\gamma}/\varphi_{\text{epi}}$)/Gy·cm ² ·n _{epi} ⁻¹	$< 2 \times 10^{-13}$
热中子比例 $\varphi_{\text{th}}/\varphi_{\text{epi}}$	< 0.05
流量通量比值 J/Φ	> 0.7
快中子能区 E/eV	$E > 10$
超热中子能区 E/eV	$0.5 < E < 10000$
热中子能区 E/eV	$E < 0.5$

表1的快中子成分 $D_{\text{f}}/\varphi_{\text{epi}}$ 和 γ 成分 $D_{\gamma}/\varphi_{\text{epi}}$ 分别指快中子和 γ 的吸收剂量与超热中子注量率的比值;热中子比例 $\varphi_{\text{th}}/\varphi_{\text{epi}}$ 是指出口处热中子与超热中子注量率的比值;流量通量比值 J/Φ 是指中子流密度和中子注量率的比值,代表中子束的方向性.优化目标是在快中子成分 $D_{\text{f}}/\varphi_{\text{epi}}$ 、 γ 成分 $D_{\gamma}/\varphi_{\text{epi}}$ 、热中子比例 $\varphi_{\text{th}}/\varphi_{\text{epi}}$ 等参数满足表1要求时尽可能提高超热中子注量率.

采用修正的Synder人体头模中的剂量分布结果评估BSA设计是另一种常用的评价方法[17].定义治疗比率 R_{T} 值——不同深度位置的肿瘤总剂量与正常组织总剂量(总剂量定义见第4节)深度方向的最大值的比值,用于表征对相应深度肿瘤的治疗能力.同时,定义治疗深度 D_{T} 为肿瘤总剂量大于或等于正常组织总剂量深度方向的最大值的深度,即 $R_{\text{T}} \geq 1$ 的深度,用于表征中子束的穿透性和进行BNCT治疗的肿瘤深度,并以更大的 R_{T} 值和 D_{T} 值作为对BSA设计的另一个评价标准.

4 计算模型与计算方法

计算使用蒙特卡罗模拟软件MCNPX[18],MCNPX是美国洛斯阿拉莫斯国家实验室开发的一套模拟粒子在物质中输运过程的通用蒙特卡罗计算程序,可模拟中子、光子、电子及部分带电粒子在物质中的输运.

采用二次源项分步计算的方法,以节省计算时间.首先采用MCNPX计算了简单几何条件下直径为10 cm均匀分布的3.5 MeV质子束轰击直径为10 cm、厚度为290 μm 锂的出射中子能量、角度及空间分布,核反应 $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ 数据源自ENDF7.0数据库,根据上述计算结果制作了后续BSA计算模型中直径为10 cm、厚度为290 μm 的锂层处的MCNPX输入卡的二次中子源项.根据基线设计参数建立BSA的几何模型,采用上述二次中子源项,进行BSA几何模型的中子/ γ 射线的输运计算.在计算出口中子束参数时,在出口处紧贴准直器出口的位置建立厚度为0.5 cm,半径为7.5 cm(与出口半径一致)的栅元,用于IAEA-TECDOC-1223相关参数蒙特卡罗模拟计算的计数.

进行头模剂量分布计算时,在BSA的出口位置加入修正的Synder人头几何模型[17],在Synder头模中中子束线的方向建立厚度为4 mm,半径为2.5 mm的小栅元,用不同深度的小栅元来分别模

拟相应深度的肿瘤. 目前, BNCT的头部肿瘤剂量分布蒙特卡模拟计算一般都采用修正的Synder椭球模型. 修正的Synder人头体模由三个椭球组成:

$$\left(\frac{x}{6.5}\right)^2 + \left(\frac{y}{6}\right)^2 + \left(\frac{z}{9}\right)^2 = 1, \quad (3a)$$

$$\left(\frac{x+1}{8.3}\right)^2 + \left(\frac{y}{6.8}\right)^2 + \left(\frac{z}{9.8}\right)^2 = 1, \quad (3b)$$

$$\left(\frac{x+1}{8.8}\right)^2 + \left(\frac{y}{7.3}\right)^2 + \left(\frac{z}{10.3}\right)^2 = 1, \quad (3c)$$

(3a), (3b), (3c)式分别为脑、颅骨、头皮、空气的间隔曲面. 头模由三个不同区域构成, 由内到外分别代表成年脑组织、颅骨、和头皮组织, 其成分和密度由国际辐射单位与测量委员会的报告ICRU-

46^[15,19]给出, 具体数据如表2所列. 脑组织、肿瘤和健康组织细胞中的其他元素组分基本一致, 本文中肿瘤和健康组织的硼浓度分别采用35 ppm和10 ppm (1 ppm = 10^{-6})^[20].

在BNCT治疗中, 细胞中的主要成分包括C, H, O, N和B, 肿瘤和正常组织的辐射剂量主要来自以下几个方面: 硼剂量主要来自热中子和 ^{10}B 的辐射俘获反应; 氢剂量主要由快中子与氢碰撞后的反冲质子贡献; 氮剂量主要由氮与热中子的反应 $^{14}\text{N}(n, p)^{14}\text{C}$ 产生的质子贡献; 另一重要的组成部分 γ 射线剂量, 主要来自体模内中子辐射俘获和BSA中产生的 γ 射线; C和O元素的中子反应带来的剂量在总剂量中占比较小.

表2 脑、颅骨和头皮组织的元素组成和密度^[15,19]

Table 2. Elemental composition and density of brain, bone, and scalp^[15,19].

	密度/ $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$	元素组成/at. %
脑	1.04	H, 10.7; C, 14.5; N, 2.2; O, 71.2; Na, 0.2; P, 0.4; S, 0.2; Cl, 0.3; K, 0.3
颅骨	1.61	H, 5; C, 21.2; N, 4; O, 43.5; Na, 0.1; Mg, 0.2; P, 8.1; S, 0.3; Ca, 17.6
头皮	1.09	H, 10; C, 20.4; N, 4.2; O, 64.5; Na, 0.2; P, 0.1; S, 0.2; C, 1.3; K, 0.1

对肿瘤细胞和正常细胞的杀伤作用还需考虑不同剂量来源的相对生物学效应. 总剂量(D_{RBE})由在物理吸收剂量上分别乘以相对生物学效应因子获得, 如(4)式所示:

$$D_{\text{RBE}} = T_{\text{CF}}^{\text{B}} D_{\text{B}} + \sum_i (T_{\text{RBE}}^i \times D_i), \quad (4)$$

其中 D_i 分别为 D_{N} , D_{H} , D_{C} , D_{O} , D_{γ} , 为前述不同来源的吸收剂量; T_{RBE}^i 为相应的生物学效应因子^[21]. 本文的计算中相对生物学效应因子分别采用 $T_{\text{RBE}}^{\text{N}} = 3$, $T_{\text{RBE}}^{\text{H}} = 3$, $T_{\text{RBE}}^{\text{O}} = 3$, $T_{\text{RBE}}^{\text{C}} = 3$, $T_{\text{RBE}}^{\gamma} = 3$. 硼剂量的影响不仅与相对生物学效应有关, 还与硼在细胞中的微观几何位置有关, 所以引入复合因子 T_{CF}^{B} . 肿瘤和健康组织的复合因子不同, 在计算肿瘤总剂量和健康组织总剂量时分别为 $T_{\text{CF}}^{\text{B-tumor}} = 3.8$, $T_{\text{CF}}^{\text{B-tissue}} = 1.35$ ^[22].

5 计算结果与讨论

5.1 BSA出口中子能谱参数优化

图2和图3显示了单独使用Fluental和LiF作为慢化材料、慢化材料厚度为24—38 cm时BSA出

口处的中子能谱(勒谱). 图中显示, 将快中子慢化到相等的平均中子能量, 单独使用LiF做慢化材料的构型比单独使用Fluental的构型所需的慢化材料厚度更低. 这是因为一方面LiF中 ^{19}F 质量比例(73.2%)大于Fluental (47.6%), ^{19}F 的第一、第二激发态分别为109.9 keV和197.1 keV, 在100 keV以上有较高的非弹性散射截面, 可以使快中子快速失去能量到100 keV以下; 另一方面LiF中的 ^7Li 相对于Fluental中的 ^{27}Al 有更小的原子质量, 中子在每次与 ^7Li 弹性碰撞时相比于 ^{27}Al 碰撞失去更多能量. Fluental构型的出口能谱在20—30 keV和60—70 keV区域有两个峰, 这两个峰主要源于Fluental截面中27 keV附近和接近70 keV处的较小的截面值导致该能区中子的平均自由程较长, 较易泄露; 当Fluental增加到足够厚度时, 60—70 keV能区的峰与20—30 keV能区的峰均减弱, 同时BSA出口的中子注量率也随之降低, 这是由于更多中子被慢化吸收和出口位置与源中子的距离增加的几何效应; 此外, 能谱中1—10 keV几处谷值来自于 γ 屏蔽材料Bi的共振俘获, 与 ^{209}Bi 截面中的共振峰相对应. 而在LiF构型的能谱中, 峰值处于1 keV左右, 60—70 keV峰随着厚度的增加在 ^7Li 的弹性

散射作用下下降明显,可以有效地降低快中子的比例;但同时LiF相对于Fluental会慢化产生更多热中子和热中子辐射俘获产生 γ 射线,需要增加 γ 屏蔽和热中子吸收层的厚度,也会降低出口的中子注量率.因为两种材料分别具有的上述优势和缺点,我们考虑使用Fluental和LiF两种材料的复合结构来寻求两者的平衡.

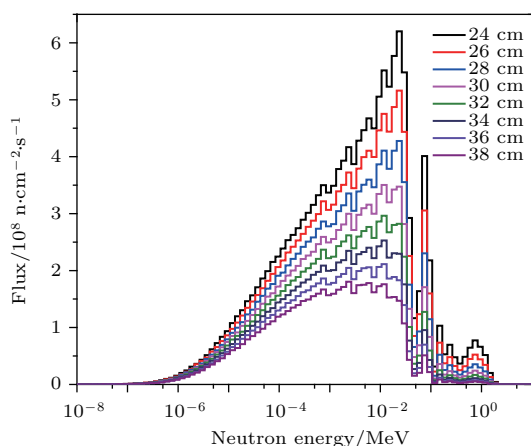


图2 不同厚度 Fluental 的BSA出口中子能谱
Fig. 2. Neutron energy spectra of different thickness of Fluental at BSA exit.

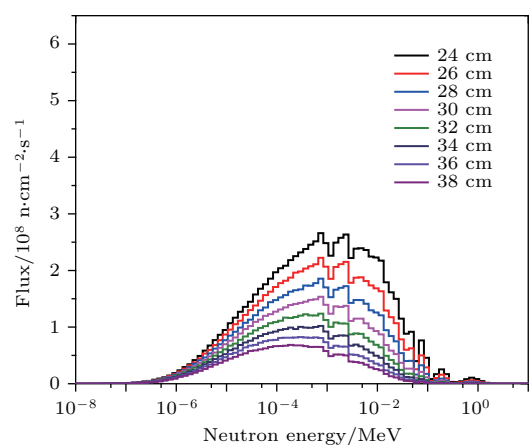


图3 不同厚度 LiF 的BSA出口中子能谱
Fig. 3. Neutron energy spectra of different thickness of LiF at BSA exit.

我们计算了Fluental和LiF两种材料总厚度比例为1:1, 2:1, 3:1等不同情况,以及相对应的不同层状结构的组合方式,发现层状间隔的三明治构型具有更高的超热中子比例.图4显示了每2 cm层状间隔Fluental和LiF作为慢化材料,在不同厚度时BSA出口处的能谱.图5显示了上述三种构型能谱峰值相近的能谱形状的对比如,图中的Fluental-LiF三明治构型为每2 cm层状间隔

Fluental和LiF、总厚度为30 cm;Fluental构型为单独使用Fluental作为慢化材料,厚度为36 cm;LiF构型为单独使用LiF作为慢化材料,厚度为26 cm.从图5可以看到Fluental-LiF三明治构型的能谱在10—40 keV区间比Fluental构型的更低,同时60—70 keV的峰值降低,减少了快中子的成分;相对于LiF构型的能谱在1—10 keV区间更高,超热中子总注量率增加.

以前述三种慢化器构型作为基础,在满足快中子成分 D_f/φ_{epi} , γ 成分 $D_\gamma/\varphi_{\text{epi}}$ 、热中子比例 $\varphi_{\text{th}}/\varphi_{\text{epi}}$ 这三个参数的控制要求的前提下,寻找各自构型的最大的超热中子注量率的设计优化.在表1的参数中,快中子成分 D_f/φ_{epi} , γ 成分 $D_\gamma/\varphi_{\text{epi}}$ 、热中子比例 $\varphi_{\text{th}}/\varphi_{\text{epi}}$ 分别代表了快中子、 γ 射线和热中子的相关参数的控制值.

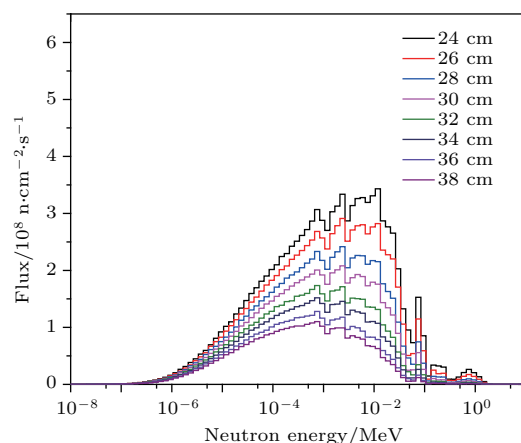


图4 不同厚度的Fluental-LiF三明治构型的BSA出口中子能谱
Fig. 4. Neutron energy spectra of different thickness of Sandwich Fluental-LiF configuration at BSA exit.

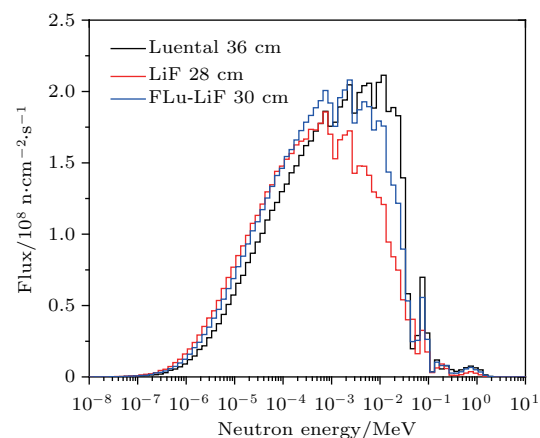


图5 不同构型的BSA出口能谱对比
Fig. 5. Neutron energy spectra at BSA exit of different BSA configuration.

通过大量的优化计算,发现中子能谱的 D_f/φ_{epi} , $D_\gamma/\varphi_{\text{epi}}$ 和 $\varphi_{\text{th}}/\varphi_{\text{epi}}$ 三个参数满足IAEA的推荐标准的条件下,单独使用Fluental慢化材料的构型(构型1),优化参数为: Fluental厚度为46 cm, γ 屏蔽层铍厚度为1.5 cm,热中子吸收层 ^6Li 厚度为0.004 cm,BSA出口的最大超热中子注量率为 $7.81 \times 10^8 \text{ n}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$;单独使用LiF作为慢化材料的构型(构型2)优化参数为: LiF

总厚度为36 cm,铍厚度为1.7 cm, ^6Li 厚度为0.06 cm,BSA出口的最大超热中子注量率为 $8.79 \times 10^8 \text{ n}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$;使用Fluental和LiF两种慢化材料2 cm层状堆叠的三明治构型(构型3)优化参数为: Fluental和LiF总厚度为39 cm,铍厚度为1.9 cm, ^6Li 厚度为0.024 cm,BSA出口的最大超热中子注量率为 $9.14 \times 10^8 \text{ n}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$,相比构型1和构型2更高.具体能谱参数如表3所列.

表3 优化的三种构型的能谱参数
Table 3. BNCT beam parameters of different configurations.

构型主要参数		$(D_f/\varphi_{\text{epi}})$ $/\text{Gy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{n}_{\text{epi}}^{-1}$	$(D_\gamma/\varphi_{\text{epi}})$ $/\text{Gy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{n}_{\text{epi}}^{-1}$	$\varphi_{\text{th}}/\varphi_{\text{epi}}$	Current /flux	φ_{epi} $/\text{n} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$
构型1	Fluental 46 cm; 铍 1.5 cm; ^6Li 0.004 cm	1.93×10^{-13}	1.99×10^{-13}	0.0482	0.723	7.81×10^8
构型2	LiF 36 cm; 铍 1.7 cm; ^6Li 0.06 cm	1.94×10^{-13}	1.96×10^{-13}	0.0487	0.726	8.79×10^8
构型3	Fluental&LiF 三明治构型 39 cm; 每层厚度 2 cm; 铍 1.9 cm; ^6Li 0.024 cm	1.99×10^{-13}	1.98×10^{-13}	0.0489	0.731	9.14×10^8

5.2 体模剂量评估

为了反映BNCT治疗时剂量的分布情况,在BSA的出口位置加入修正的Synder人头几何模型.图6为加入修正的Synder头模的计算模型几何剖面图,图中右侧椭圆结构即为修正的Synder头模,BSA内部结构同图1.

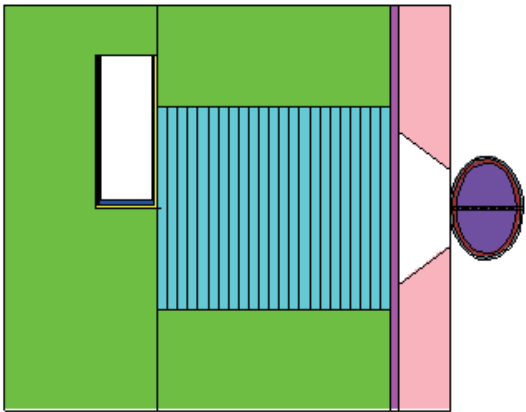


图6 BSA与Synder头模

Fig. 6. Beam shaping assembly and Snyder head phantom.

在此基础上计算表3三种BSA构型下Synder头模中的剂量随深度分布.图7中左侧坐标为RBE等效剂量,右侧坐标为 R_T 值.图中显示了前述氢

剂量、氮剂量、碳剂量、氧剂量、 γ 射线剂量、健康组织硼剂量、肿瘤硼剂量以及健康组织总剂量和肿瘤总剂量随深度分布情况.计算健康组织总剂量时,头皮、颅骨层和内部脑组织硼浓度均采用10 ppm,计算肿瘤总剂量时,头皮、颅骨层硼浓度采用10 ppm,内部脑组织硼浓度采用35 ppm.可以看出,BSA优化以后快中子、热中子和 γ 射线成分的降低,相应地降低了健康组织的氢剂量、氮剂量和 γ 射线剂量.表4列出了几种不同构型的治疗时间(正常组织剂量达到12.5 Gy的时间)、 D_T , $R_{T\text{max}}$.可以看到三者的治疗深度一致;Fluental-LiF三明治构型(构型3)比LiF构型(构型2)有更高的 R_T 值和相近的治疗时间,与Fluental构型(构型1) R_T 值基本相当,且因其中子注量率较高,相对于Fluental构型(构型1)所需治疗时间更短,是一种较好的BSA构型.

表4 治疗时间、治疗深度、 R_T 对比
Table 4. Therapy time, treatment depth, and maximum therapy ratio.

	治疗时间/ min	治疗深度/cm	$R_{T\text{max}}$
构型1	53	8.7	4.50
构型2	45	8.7	4.36
构型3	44	8.7	4.49

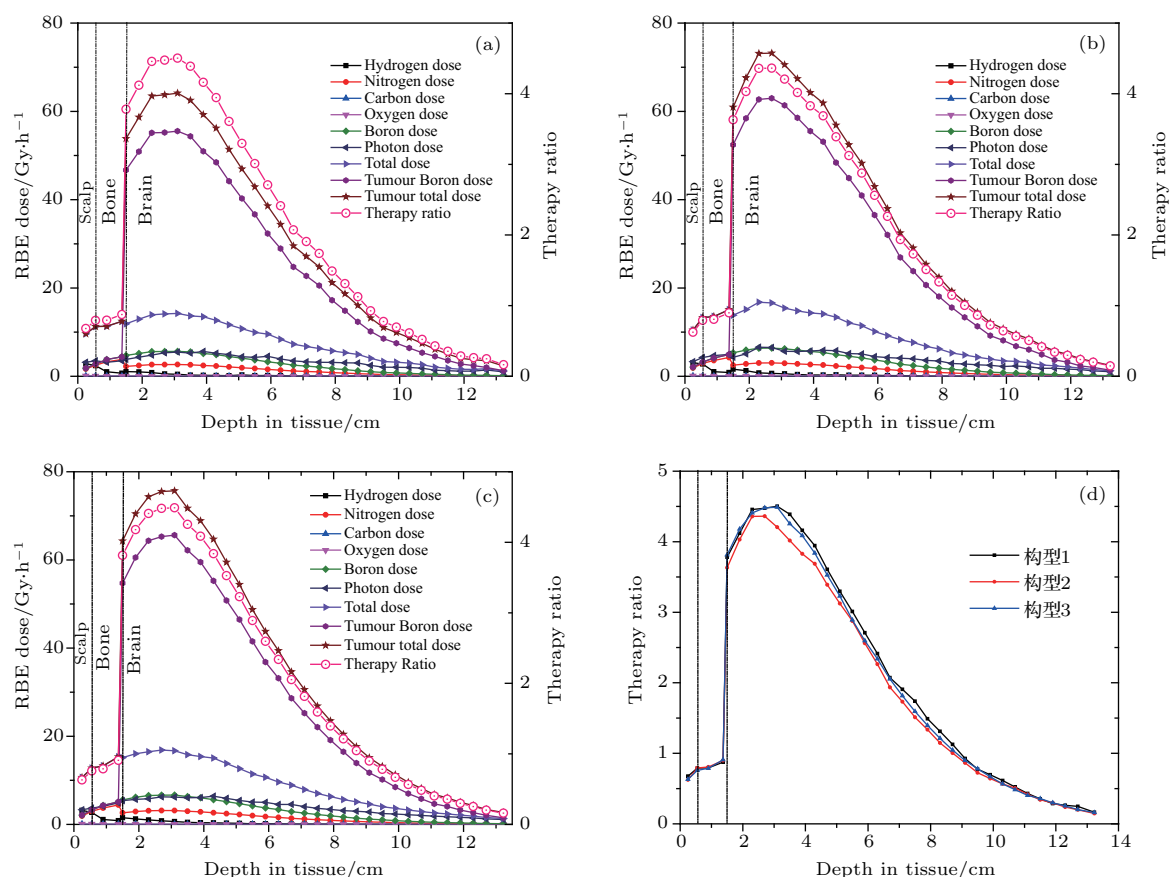


图7 剂量深度分布与 R_T 对比 (a) 构型1; (b) 构型2; (c) 构型3; (d) R_T 深度分布对比

Fig. 7. Depth distributions of the equivalent doses and depth distributions of therapy ratio: (a) Fluential; (b) LiF; (c) fluential and LiF (1 : 1), thickness (39 cm); (d) depth therapy ratio comparison of different moderator.

6 结 论

提出了Fluential-LiF三明治结构作为慢化材料的BSA构型, 优化计算后发现, 这种构型相对单独使用Fluential或者LiF的BSA构型在保证出口处的 γ 成分、快中子成分和热中子比例符合IAEA所推荐的控制值的前提下, 有更高的超热中子注量率. 通过对出口处Synder体模中的剂量分布的计算发现, 这种结构比单独使用Fluential的结构所需治疗时间更短, 相对单独使用LiF的结构 R_T 值更高. 因此, Fluential-LiF三明治构型是一种可行的BSA构型.

参考文献

- [1] Locher G L 1936 *Am. J. Roentgenol.* **36** 1
- [2] Soloway A H, Wright R L, Messer J R 1961 *J. Pharmacol. Exp. Ther.* **134** 117
- [3] Sweet W H, Soloway A H, Wright R L 1962 *J. Pharmacol. Exp. Ther.* **137** 263

- [4] Soloway A H, Hatanaka H, Davis M A 1967 *J. Med. Chem.* **10** 714
- [5] Choi J R, Clement S D, Harling O K, Zamenhof R G 1990 *Basic Life Sci.* **54** 201
- [6] Capoulat M E, Minsky D M, Kreiner A J 2014 *Phys. Medica* **30** 133
- [7] Phoenix B, Green S, Scott M C, Bennett J R J, Edgecock T R 2015 *Appl. Radiat. Isot.* **106** 49
- [8] Rahmani F, Shahriari M 2011 *Ann. Nucl. Energy* **38** 404
- [9] Cheng D W, Lu J B, Yang D, Liu Y M, Wang H D, Ma K Y 2012 *Chin. Phys. C* **36** 905
- [10] Minsky D M, Kreiner A J 2014 *Appl. Radiat. Isot.* **88** 233
- [11] Herrera M S, Gonzalez S J, Burlon A A, Minsky D M, Kreiner A J 2011 *Appl. Radiat. Isot.* **69** 1870
- [12] Xiao G, Wang Z Q, Zhang B A, Zhu J S 2006 *Chinese J. Medical Physics* **23** 5 (in Chinese) [肖刚, 王仲奇, 张本爱, 朱建士 2006 中国医学物理学杂志 **23** 5]
- [13] Yoshida F, Yamamoto T, Nakai K, Zaboronok A, Matsumura A 2015 *Appl. Radiat. Isot.* **106** 247
- [14] Guan X L, Luo Z H, Fu S N 2003 *Chinese J. Nuclear Science and Engineering* **23** 73 (in Chinese) [关遐龄, 罗紫华, 傅世年 2003 核科学与工程 **23** 73]
- [15] Bleuel D L 2003 *Ph. D. Dissertation* (Berkeley: University of California at Berkeley)
- [16] IAEA 2001 *Current Status of Neutron Capture Therapy* (Vienna: International Atomic Energy Agency) pp7-8

- [17] Snyder W S, Fisher Jr H L, Ford M L, Warner G G 1969 *J. Nucl. Medicine* **3** 7
- [18] Pelowitz D G 2005 *MCNPX User's Manual Version 250* (Los Alamos: Los Alamos National Laboratory) p1
- [19] White D R, Griffith R V, Wilson I J 1992 *J. ICRU* **1** 1
- [20] Rahmani F, Shahriari M 2011 *Ann. Nucl. Energy* **38** 404
- [21] Lee C, Zhou X R, Harmon F, Harker Y 2000 *Med. Phys.* **27** 192
- [22] Coderre J A, Makar M S, Micca P L, Nawrocky M M, Liu H B, Joel D D, Slatkin D N, Amols H I 1993 *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **27** 1121

Design of beam shaping assembly based on 3.5 MeV radio-frequency quadrupole proton accelerator for boron neutron capture therapy*

Tian Yong-Shun¹⁾²⁾³⁾ Hu Zhi-Liang²⁾³⁾ Tong Jian-Fei²⁾³⁾ Chen Jun-Yang²⁾³⁾
Peng Xiang-Yang¹⁾ Liang Tian-Jiao²⁾³⁾†

1) (School of Physics and Optoelectronics, Xiangtan University, Xiangtan 411105, China)

2) (Dongguan Neutron Science Center, Dongguan 523803, China)

3) (Institute of High Energy Physics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

(Received 2 March 2018; revised manuscript received 2 April 2018)

Abstract

Boron neutron capture therapy (BNCT) is expected to be an effective method of improving the treatment results on malignant brain glioma and malignant melanoma, for which no successful treatment has been developed so far. The beam shaping assembly (BSA) of accelerator-based boron neutron capture therapy (A-BNCT) consists of a moderator, a reflector, gamma and thermal neutron shielding and a collimator. The BSA moderates the fast neutron produced in target to epithermal energy range. Design of BSA is one of the key jobs in BNCT project. An optimized study was conducted to design a beam shaping assembly for BNCT facility based on 3.5 MeV 10 mA radio-frequency quadrupole proton accelerator at Dongguan Neutron Science Center. In this simulation work, the neutron produced from the ${}^7\text{Li}(p, n){}^7\text{Be}$ reaction by 3.5 MeV proton is adopted as a neutron source term. In order to search for an optimized beam shaping assembly for accelerator-based BNCT, Monte Carlo simulation is carried out based on the parameters of moderator material and structure, the Gamma shielding, and the thermal neutron filter in the beam shaping assembly. The beam shaping assembly in this work consists of various moderator materials, teflon as reflector, Bi as gamma shielding, ${}^6\text{Li}$ as thermal neutron filter, and lithium polyethylene as collimator. After comparing the simulation results of Flual and LiF moderator materials, the beam shaping assembly configuration based on sandwich Flual-LiF configuration is proposed. The sandwich Flual-LiF configuration is made up of Flual and LiF layer by layer, like a sandwich structure, and each layer is 2 cm thick. According to the beam quality requirement of the IAEA-tecdoc-1223 report, the optimized epithermal neutron flux in air at the exit of BSA of the sandwich Flual-LiF configuration is $9.14 \times 10^8 \text{ n}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$, which is greater than those of the Flual configuration ($7.81 \times 10^8 \text{ n}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$) and LiF configuration ($8.79 \times 10^8 \text{ n}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$), when the ratio of fast neutron component to gamma ray component to thermal neutron is less than the limiting value of IAEA recommendation. Subsequently, the depth distribution of the equivalent doses in the Snyder head phantom is calculated to evaluate the treatment characteristic. The simulation results show that the therapy rate of the beam shaping assembly based on the sandwich Flual-LiF configuration is basically equal to that of the Flual configuration and better than that of the LiF configuration, and the therapy time is less than that of the Flual configuration. This means that the beam shaping assembly based on the sandwich Flual-LiF configuration is one of the suitable options for our accelerator-based BNCT.

Keywords: boron neutron capture therapy, Monte Carlo simulation, beam shaping assembly, moderator

PACS: 28.20.-v, 87.56.-v, 81.40.Wx, 28.41.Pa

DOI: 10.7498/aps.67.20180380

* Project supported by the National Key Research and Development Program of China (Grant No. 2016YFA0401504) and the Project of Integration of Industry, Education, and Research of Guangdong Province, China (Grant No. 2015B090901048).

† Corresponding author. E-mail: liangtj@ihep.ac.cn