

文章编号: 1007-4627(2018)01-0078-07

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

刘红冬, 阳露, 裴曦, 陈志, 徐榭[†]

(中国科学技术大学核科学技术学院, 合肥 230027)

摘要: 能量选择系统是医用质子回旋加速器放疗系统中极其重要的部件, 主要用来调节质子束能量, 使得从加速器出来的质子束能量满足临床治疗计划的要求。能量选择系统的核心部件是降能器, 目前降能器大多采用石墨作为降能材料。近些年提出用铍或者碳化硼替代石墨作为降能器材料的设想, 以期望提高质子束流的传输效率。利用蒙特卡罗软件 TOPAS 模拟 200 MeV 质子在石墨、铍和碳化硼三种不同材料多楔形结构降能器中的输运过程, 统计了穿过降能器后质子以及产生的次级中子的能量通量, 并计算了质子束流在穿过不同降能器后的能量分散, 据此得到了三种材料降能器厚度与质子能量之间的关系曲线, 同时也分析了不同降能器对质子束传输效率的影响以及次级中子产额的情况。通过对比发现, 三种材料降能器对束流的能量发散效果相当, 而使用铍或者碳化硼都能提高束流传输效率, 尤其铍降能器的性能较优。但铍和碳化硼与质子相互作用会产生更多的次级中子, 因此在实际应用时需要更多地考虑次级中子对设备的辐射防护。

关键词: 质子放疗; 降能器; 蒙特卡罗; TOPAS; 传输效率

中图分类号: O572.21⁺1 **文献标志码:** A **DOI:** 10.11804/NuclPhysRev.35.01.078

1 引言

质子放疗作为目前最为先进的放射治疗方式之一, 具有剂量分布好 (Bragg 峰)、易于调控、副作用相对较小等优势, 现已在全球范围内呈现出迅猛发展的趋势^[1-3]。根据 PTCOG (Particle Therapy Co-Operative Group) 最新的统计数据, 从 1954 年到 2015 年末, 全球大约有 150 000 位病人接受过离子束放疗, 其中质子放疗约占总人数的 85.1%, 碳离子放疗约占 12.6%^[4]。目前这个数字还在不断增长中, 据估计, 随着新成立质子中心的建成与投入运行, 未来几年内接收质子治疗的人数将大幅增加^[2, 4, 5]。

目前世界上专用的质子和重离子治疗中心, 基本都采用如下三种不同类型的加速器来产生治疗用的离子束: 回旋加速器 (比利时离子束应用技术有限公司 (IBA), 美国瓦里安公司 (Varian), 日本住友重机械工业株式会社) 等, 同步加速器 (日本日立制作所 (Hitachi)) 以及直线加速器 (意大利新技术能源环境委员会 (ENEA))^[1, 2, 6]。另外还有激光型的质子加速以及新型的介质壁型加速器等, 这些都是未来发展的方向, 不过短期内还难以投入临床实用^[2]。回旋加速器具有体积小, 引出束流稳定、连续, 平均流强大等优

点, 因此在医用质子加速器方面得到了广泛的应用, 比如 IBA 公司的 Proteus One 系统、住友公司的 C230 加速器、Varian 公司的 ProBeam 系统以及 Mevion 公司的 S250 系统等, 都采用了回旋加速器的方案^[1, 2, 6-10]。在我国, 中国原子能科学研究院已于 2014 年建成了第一台紧凑型强流质子回旋加速器, 最高能量为 100 MeV。除此之外, 中国科学院等离子体物理研究所正计划在合肥建造一台用于质子放疗的超导回旋加速器, 华中科技大学牵头在武汉建造用于放疗的超导质子回旋加速器, 中国科学院上海应用物理研究所主导在上海建造一套基于同步加速器的质子放疗装置。可见, 回旋加速器的方案在质子放疗系统中被广泛采用。但质子回旋加速器只能引出固定能量的束流, 因此, 按照目前的方案, 若要将质子回旋加速器应用于临床, 必须采用能量选择系统按照肿瘤的不同深度和厚度来对引出质子束能量进行调节^[1, 2, 11-14]。质子能量选择系统中最为核心的部件是降能器, 其主要作用是调节束流的能量, 使其满足临床治疗计划的要求。目前质子放疗系统的各大主流供应商提供的降能器大多由石墨制成^[1, 2, 12]。除石墨以外, 也有研究用液体水和金属铝作为降能材料, 但实际效果并不十分理想^[13-15]。近些年来, 有方案提出采用铍或碳化硼作为降能器材料, 期望实现在降低质子

收稿日期: 2017-05-17; 修改日期: 2017-06-13

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (11575180); 国家重点研发计划 (2017YFC0107500)

作者简介: 刘红冬 (1991-), 男, 湖南衡阳人, 在读博士, 从事粒子放疗技术蒙特卡罗研究; E-mail: liuhd073@mail.ustc.edu.cn

[†] 通信作者: 徐榭, E-mail: xgxu@ustc.edu.cn.

能量的同时提高束流的传输效率^[16-19]。但目前关于这三者的详细对比研究还比较少。本文利用新型蒙特卡罗软件 TOPAS^[20-22]对 200 MeV 质子束穿过不同厚度石墨降能器、铍降能器以及碳化硼降能器之后的束流特性进行模拟研究, 分析不同材料降能器对质子束流以及产生次级中子的影响。

2 材料与方法

本工作针对初始引出能量为 200 MeV 的质子, 参考瑞士 PSI(Paul Scherrer Institut) 关于降能器的多楔形设计^[2, 12], 利用新型蒙特卡罗软件 TOPAS 对质子束穿过不同厚度石墨降能器、铍降能器以及碳化硼降能器之后的束流特性做了初步的模拟研究, 对比了不同材料降能器对质子束流能量分散, 计算出不同材料降能器厚度与质子能量之间的曲线关系, 同时也分析了不同材料降能器对质子传输效率以及次级中子产额的影响。

2.1 能量选择系统与降能器材料设计

能量选择系统是医用质子回旋加速器中必不可少的系统, 而降能器又是能量选择系统中最为核心的一个部件^[2, 12]。一般而言, 降能器的设计指标需要根据加速器的出束能量要求来确定, 就本项目而言, 要求满足质子能量在 200 MeV 到 70 MeV 之间可调。能量调节的具体过程是通过改变降能器材料的厚度来实现的, 因此, 在设计降能器时首先需要获得的是质子能量与降能器厚度之间的曲线关系。一般设计的降能器厚度的单次调节步长都是均匀的, 对应到质子在体内的水等效穿透深度约为 4.5 mm^[12]。根据这样的设计需求, 要求在 50 ms 内完成能量调节过程, 并且保证深度精度为 ± 0.1 mm, 目的是使得整个系统适用于快速点扫描方式以及治疗移动靶区时用的体积重复扫描方法^[12]。为了实现上述性能指标, 降能器在设计上大多采用多楔形的几何结构, 如图 1 所示, 由一半和两个全楔形组成, 采用多楔形的结构主要是考虑到其紧凑性和质量较轻, 这样使得能量能够在短时间内快速变化(在 50 ms 内变

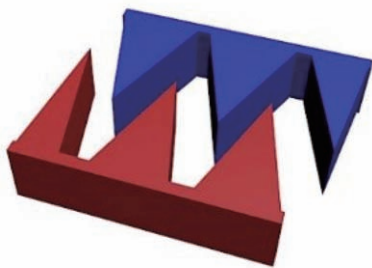


图 1 (在线彩图) 多楔形设计模式的降能器

化 2%), 至于驱动方面, 则采用步进电机来对束流穿过的降能器厚度进行精确控制^[12]。

质子束流在通过降能器及随后束流传输线上的准直器时会受到极大的损失, 束流在穿过降能器时会受到散射, 只有少量散射角非常小的质子能穿过准直系统并被利用起来。尤其当要求降低到较低能量时, 如 70 MeV 左右, 此时需要穿过的降能器厚度较大, 散射也越强, 因此束流的传输效率会更低。有研究表明, 当降到最低能量为 70 MeV 时, 能量选择系统的传输效率不足 10%^[2, 7]。因此, 提高束流在能量选择系统中的传输效率极为重要, 这样不仅可以降低粒子的损失率, 提高治疗时的剂量率, 同时也能降低治疗时间。为使降能器部件起到较好的降能效果, 需要选择合适的降能材料, 一般优先选择原子质量低且具有高密度的材料, 这样考虑的主要原因是希望在合理控制质子束流能量的同时尽量抑制质子的散射^[2]。目前医用质子回旋加速器中所采用的降能器材料大多为石墨, 主要是因为石墨在降低质子速度时, 将损失的能量以游离能的形式转化成热量消耗掉, 仅少量转化成辐射, 从而较大程度上减轻了辐射防护的负担^[2, 12]。但石墨降能器对质子束的传输效率较低, 为提高效率, 可以考虑用铍或者碳化硼作为新型降能器材料, 主要原因在于这两种材料的原子序数比石墨更低, 从而可以减弱质子的多重库仑散射效应, 增加质子通过准直系统的概率, 进而提高束流传输效率^[16-19]。

2.2 基于 TOPAS 软件的蒙特卡罗模拟计算

降能器的设计对能量选择系统极其重要, 而实际情况又很难通过大量的实验测量来获得降能器厚度与质子能量之间的关系。近年来, 蒙特卡罗方法在粒子输运计算中越来越重要, 有时甚至可以作为实验测量的替代手段。它能精确地模拟质子在不同降能器中的输运过程, 给出与实验测量非常吻合的计算结果, 因此常被称为医学物理中的“黄金标准”^[1, 20]。本项目采用专用于质子放射治疗模拟计算的蒙特卡罗软件 TOPAS(V3.0.p1) 来对本问题进行模拟。TOPAS 软件基于 GEANT4.10.1 蒙特卡罗软件的截面库, 包含 GEANT4 丰富的物理模型, 是专门针对医学物理尤其是光子、质子以及重离子放射治疗领域的研究所开发出来的用户软件^[21-23]。TOPAS 使用用户脚本文件来设置用户感兴趣的模型以及参数并管理软件的输出控制, 其独特的参数控制系统可以让用户自由组装和控制模拟对象(包括几何结构、粒子源、计数与时间有关的运动特征以及可视化等), 使得模拟计算过程更为简便和直观^[20-25]。

TOPAS 模拟计算中首先构建了多楔形的几何结构, 并放置于束流输运线中, 如图 2 所示。沿束流路径方向的降能器最大厚度为 200 mm, 多楔形体的高度为 150 mm。在 TOPAS 模拟中, 降能器后设置一个用于统计的平面来记录穿过降能器后质子的相空间信息。两块楔形之间的空白处为真空漂移段。同时, 为避免对束流的影响, 其余空间也定义为真空。

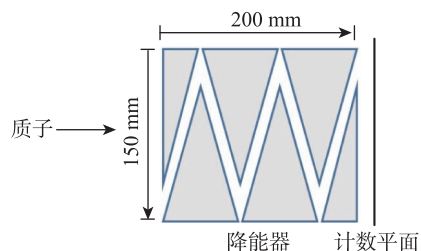


图 2 几何模型与参数设置

表 1 列出了降能器材料的一些物理性能参数, 主要参考了 GEANT4 用户手册提供的数据^[25], 其中只有石墨的平均激发能是参考了文献^[18]的数据。与 GEANT4 手册中提供的内容不同, 该文中通过与

实验测量数据进行对比和验证, 得出结论是石墨的平均激发能采用 95.0 eV 更为准确^[18]。

表 1 不同降能器材料的物理参数

材料	密度/(g/cm ³)	平均激发能/eV
石墨	1.880	95.0
铍	1.848	63.7
碳化硼	2.520	84.7

源项设置采用了单能的质子笔形束, 初始入射能量为 200 MeV, 束流横向通量分为二维高斯分布, 标准差为 1 mm。物理模块采用了 GEANT4 的模块化物理模型, 模型的具体描述如表 2 所列。因为需要对次级中子产额问题进行计算, 所以这里采用了对中子的高精度计算截面库^[21, 25]。本套模型已经过理论和实验验证, 尤其适用于质子放疗^[21, 25, 26]。为提高 TOPAS 模拟计算的效率, EM 模型的最大和最小能量分别设置为 300 MeV 和 100 eV。对质子、 α 粒子、光子、电子等次级粒子的射程截断设置为 0.05 mm, 同时忽略了荧光效应以及俄歇电子的影响。

表 2 物理模型简介

物理模型	简单描述
G4EMStandardPhysics_option4	代表标准电磁模型, option4 模型在质子模拟方面更为准确
HadronPhysicsQGSP_BIC_HP	代表中高能强子弦论物理模型, HP 表示高精度中子计算包
G4IonBinaryCascadePhysics	代表离子非弹性散射的级联簇射物理模型
G4HadronElasticPhysicsHP	代表强子弹性散射物理模型, HP 表示高精度中子计算包
G4DecayPhysics	代表粒子在飞行或者发生反应过程中衰变的物理模型
G4StoppingPhysics	代表粒子阻止本领的物理模型, 一般来自 LHEP 或者 CHIPS

本文的主要任务有如下四项: (a) 获得 200 MeV 质子通过不同材料降能器后的能谱并计算得到能量分散的半高宽 FWHM; (b) 通过大量模拟计算以及插值法获得所需降能器厚度与降能后质子平均能量之间的关系; (c) 统计穿过降能器后质子的数目并获得降能器传输效率与降能后质子平均能量的关系, 对比不同材料对质子传输效率的差异; (d) 计算不同材料在实现将 200 MeV 质子降低到 70 MeV 时所对应的次级中子能谱信息。对于统计降能后质子的能谱以及平均能量, 我们的方法与文献^[18]中所采用的不同, 本工作通过在紧靠降能器末端设置虚拟的计数平面, 统计得到了穿过降能器之后质子束的相空间信息, 随后再分析粒子的相空间信息来获得降能后质子束的平均能量。而文献^[18]中所采用方法的是将质子束打入水箱中, 通过计算质子在水中的射程来确定质子平均能量的。质子射程与平均能量之间的关系通过实验测量得到, 但测量过程存在一定的误差, 并

且质子束本身也存在射程歧离现象^[1, 27], 由射程反推质子平均能量会带来更大的误差。而直接统计束流经过降能器后的相空间信息可以方便快捷地获得质子的能量和位置信息, 免去了质子射程歧离所带来的误差。通过相空间信息可以得到当前材料厚度下出射质子的能量分布, 对能谱作高斯拟合, 就可以得到质子平均能量以及能量分散半高宽 FWHM。在计算对应给定降能器厚度时, 计算前是不知道降能后质子平均能量的。所以, 我们的处理办法是先利用 Bethe-Bloch 公式^[1]做数值积分计算出一个比较粗略的厚度值, 再在这个值的基础上用 TOPAS 来进行蒙特卡洛模拟计算。利用这个厚度值, 再根据实际模拟计算得到的平均能量与所预期的能量反复做插值来得到的, 直到拟合出的平均能量与预期标称能量的差值在 0.01 MeV 以下。通过对不同材料、不同厚度情况下做大量反复的测试与取插值, 分别获得石墨、铍和碳化硼厚度与出射质子平均能量的关系曲线。根据

相空间信息还可以统计出射质子的数目, 与入射总粒子数作比值获得不同材料降能器对 200 MeV 质子的传输效率。至于次级中子能谱的计算, 这里考虑的是 200 MeV 质子被降到 70 MeV 的情况, 类似在降能器后端放置与束流入射方向垂直的平面 (100 cm × 100 cm) 来统计通过的中子能量与数目, 从而得到次级中子的能谱。

本工作模拟的粒子总数设置为 1×10^8 , 当质子能量被降低到 120~200 MeV 区间内时, 统计误差在 2% 左右, 其余情况统计误差会在 5% 以内, 这些统计误差是在可接受范围内的。质子束被降低到不同能区时计算得到的统计误差并不相同, 这主要是因为模拟设置的计数平面处于降能器后端, 而降低到不同能量的质子需要不同厚度的降能器, 当降低到较低能量时 (如 70 MeV), 由于降能器较厚, 质子与材料发生相互作用几率增加, 到达计数平面的质子数目会更少, 因而统

计误差会更大。所有的模拟计算均在一台 DELL 服务器上完成 (CPU × 2: Intel Xeon E5-2667 V4 3.20 GHz, $16 \times 2 = 32$ threads, RAM: 128 GB, OS: Ubuntu 16.04 LTS), 模拟时采用了多线程运行的模式, 完成单次模拟所需的时间为 1~2 h 不等。

3 结果与讨论

3.1 降能后质子能量分散 FWHM 与质子能量关系

单能质子在穿过降能器的同时会与材料发生相互作用, 主要表现为多重库仑散射以及核散射, 从而使得经过降能之后的质子束具有一定的能量分散。根据模拟计算 200 MeV 单能质子穿过不同厚度降能器后统计得到的相空间信息, 图 3 给出了 200 MeV 的单能质子分别被降到 70, 100, 150 以及 180 MeV 时所对应的能量分布曲线。

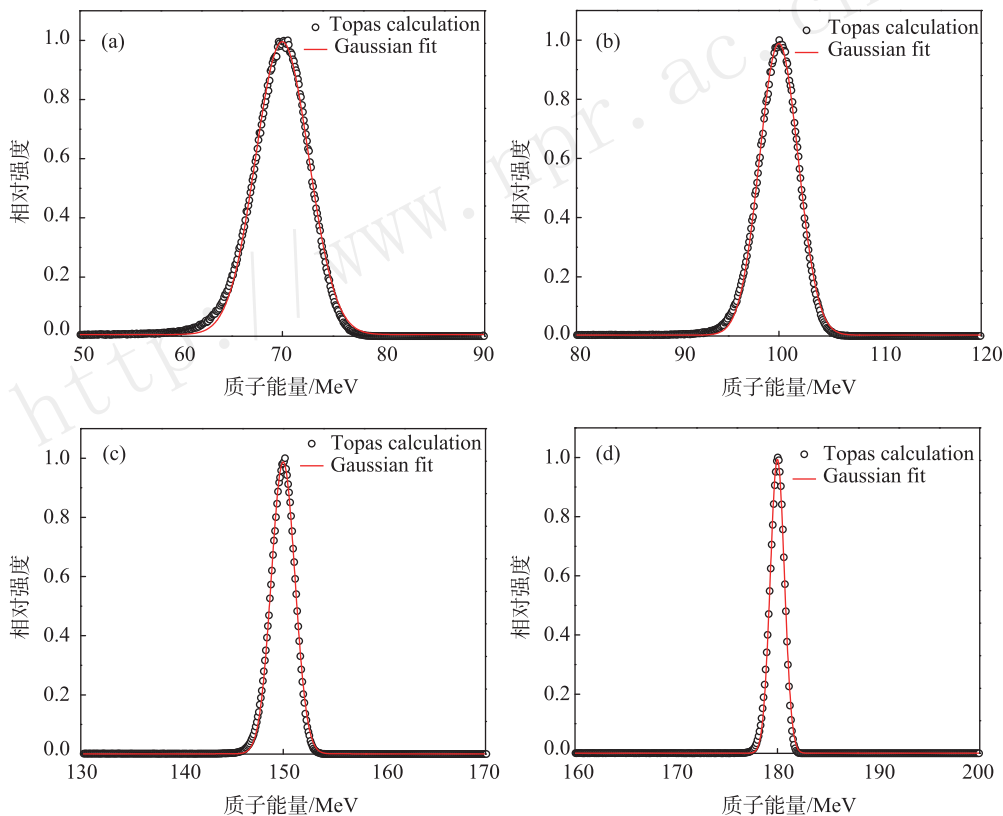


图 3 (在线彩图) 经过降能器后不同能量质子对应的能量分散

图中空心圆点代表 TOPAS 蒙特卡罗计算得到的结果, 红色曲线表示对数据进行高斯拟合后得到的结果, 其中 (a) 图表示平均能量为 70 MeV 的质子能量分布, (b) 图代表 100 MeV, (c) 图代表 150 MeV, (d) 图代表 180 MeV。

图 3 中给出的是基于石墨降能器计算得到的结果, 这里仅挑选出 70, 100, 150 以及 180 MeV 作为代表, 实际模拟时以能量间隔为 0.1 MeV 来模拟计算, 这样可以详细给出降能器厚度与质子能量的关系。另外实际模

拟时还分别计算了质子通过铍和碳化硼之后的结果, 发现不同降能器对质子束的能量分散影响基本一致, 如图 4 所示。图 4 中给出了三种不同材料降能器作用下质子能量分散半高宽 FWHM 与通过降能器后质子能量的

关系。从图中可以看出,不同材料的降能器在对质子能量分散方面的作用相差无几,总体趋势为随着质子能量的降低,高斯分布 FWHM 越大,能散越严重。这是因为随着质子能量的降低,所需通过的降能器材料越厚,受到散射的情况也越严重,从而导致能散越宽。

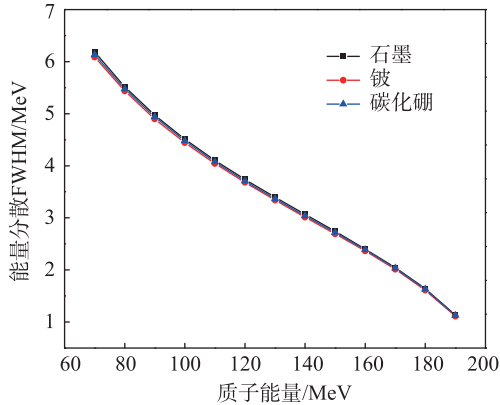


图 4 (在线彩图) 经过不同材料降能器后不同能量质子对应的能量分散 FWHM

图中黑色矩形代表石墨降能器的结果,红色圆点为铍降能器的结果,蓝色三角形为碳化硼降能器的结果。

3.2 降能后质子能量与降能器厚度之间关系

基于模拟计算得到的相空间信息,通过对束流能量通量分布进行高斯拟合后可以得到降能后质子的平均能量,以此可以确定当 200 MeV 单能质子被降能到指定平均能量时所需的降能器厚度。图 5 给出的是针对 200 MeV 的质子,三种不同材料降能器厚度与降能后质子能量之间的关系曲线。实际模拟时按照质子平均能量 0.1 MeV 为间隔来计算的,但考虑三条曲线的区分,图中各点以 5 MeV 为间隔。从图 5 中可以看出,降

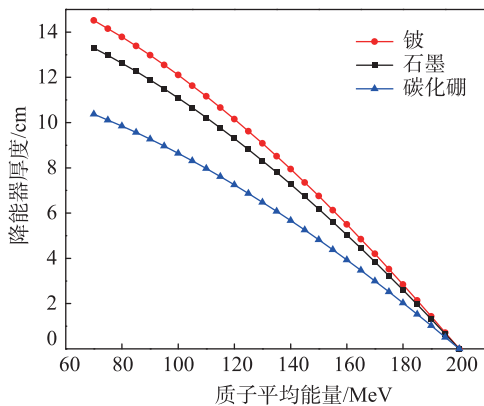


图 5 (在线彩图) 不同材料降能器厚度与质子能量之间的关系

图中红色圆点为铍降能器的结果,黑色矩形代表石墨降能器的结果,蓝色三角形为碳化硼降能器的结果。

低到相同能量,铍降能器所需的厚度最大,石墨次之,碳化硼厚度最小。参考表 1 分析可以发现,这与三种材料的密度呈正相关,密度越大,所需降能器厚度越小。其原因为碳化硼的结构比铍和石墨更紧密,因此对质子的阻止本领更强,从而只需较小的厚度即可实现较好的降能效果。

3.3 不同材料降能器对质子束的传输率对比

基于图 5 给出的降能器材料厚度与质子能量之间的关系曲线,还分别模拟了在不同降能器作用下,质子能量降低到 70~190 MeV,以 10 MeV 为间隔时,所对应的束流传输效率。如图 6 所示,同图 4 和图 5 中的标识,传输效率表现最高的一条曲线为铍降能器的结果,中间的曲线为碳化硼降能器,而效率最低的则为石墨降能器的结果。从图中可以看出,降能器对质子的传输效率与降能后质子的能量有关,随着能量增加,传输效率会越高。这主要是因为质子能量与降能器厚度有关,能量越低,通过的降能器越厚,从而被阻止或者散射的质子数目越多,导致传输效率很低。对比图中三条曲线可以发现,铍降能器和碳化硼降能器在质子束传输效率方面的确性能优于传统的石墨降能器,铍降能器在传输效率绝对值上相对石墨降能器最大可以提高 8% 左右,相对值平均可以提高 40% 左右;碳化硼在传输效率上最大可以提高 3% 左右,相对值平均可以提高 10% 左右。

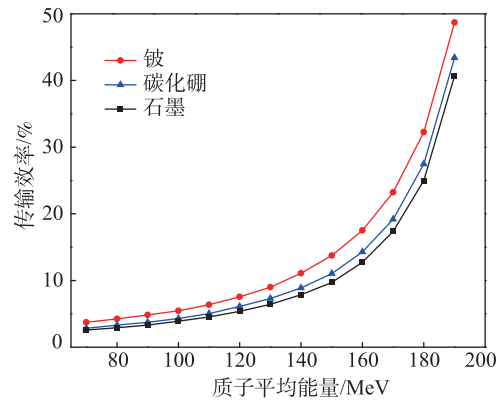


图 6 (在线彩图) 不同材料降能器对质子传输效率的对比

图中红色圆点为铍降能器的结果,蓝色三角形为碳化硼降能器的结果,黑色矩形代表石墨降能器的结果。

3.4 不同材料降能器与质子相互作用产生次级中子的对比

由于降能器的制作材料大多为低原子序数的材料,因此有很大几率会与入射的质子发生核反应产生次级中子。图 7 给出了当 200 MeV 质子被降低到 70 MeV 时,对应与三种不同降能器相互作用产生次级中子产额的情况。从图 7 可以看出,产生的次级中子能量范围很宽,

最高可达 200 MeV 左右。中子产额最高的在低能部分, 说明大多数产生的次级中子都属于蒸发中子, 随着能量的增加, 中子产额逐渐降低, 此时对应产生的多为级联中子。对比三种不同材料可以发现, 次级中子的能谱非常相近, 中子产额最高的是铍降能器, 其次是碳化硼, 石墨降能器相对而言次级中子产额较低。其主要原因在于铍和硼元素的原子序数较碳元素低, 因而与质子发生核相互作用的截面更大, 产生次级中子的几率也就越大。过多的次级中子可能会造成其他材料的感生放射性, 同时也有可能造成材料或者设备的辐射损伤^[2, 28]。但由于降能器一般设置于加速器系统的束流偏转磁铁之前, 因此并不需要考虑此部分次级中子对治疗室内病人或者工作人员的辐射防护, 而只需要更多地考虑次级中子对设备的辐射防护问题。

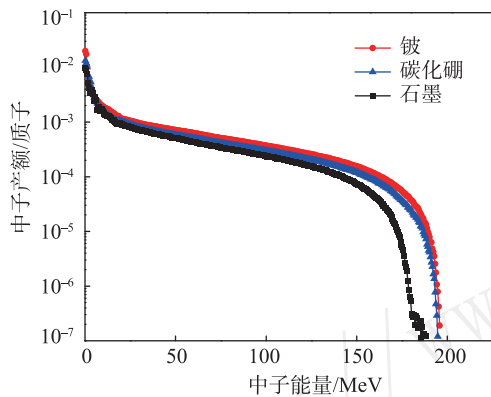


图 7 (在线彩图) 不同材料降能器对应的中子产额
图中红色圆点为铍降能器的结果, 蓝色三角形为碳化硼降能器的结果, 黑色矩形代表石墨降能器的结果。

4 结论

本文利用蒙特卡罗软件 TOPAS 构建了多楔形结构的降能器模型, 模拟了 200 MeV 质子通过石墨、铍和碳化硼三种材料降能器的输运过程, 计算出质子束流在穿过三种材质降能器后的能量分散, 并据此进一步得到了三种材料降能器厚度与降能后质子能量之间的曲线关系, 同时分析了不同降能器对质子束传输效率的影响以及次级中子产额的情况。通过对比发现, 三种材料降能器对束流的能量发散效果相当, 随着质子能量的降低, 束流能量高斯分布的 FWHM 越大, 能散越严重。另外, 也发现所需降能器厚度与材料的密度呈现正相关, 降能器材料的密度越大, 对质子束的阻止本领会更强, 所需的厚度也会越小。关于降能器的工作效率, 使用铍或者碳化硼都能明显提高束流的传输效率, 在这方面尤其铍降能器的性能较优。使用铍降能器可以实现传输效率绝对值上相对石墨降能器提高 8% 左右, 相对值平均可

以提高 40% 左右; 而碳化硼在传输效率上最大也可以提高 3% 左右, 相对值平均可以提高 10% 左右。但铍和碳化硼与质子相互作用会产生更多的次级中子, 尤其是能量较高的级联中子, 因此在实际应用时需要更多地考虑次级中子的防护问题。除此之外, 尽管铍具有氧化层抗腐蚀, 但铍是有毒金属, 因此在使用时需要格外注意。而碳化硼材料的硬度很高, 精密加工的难度相对较大, 这些都是需要面临的问题。本文详细对比了三种不同材料降能器对 200 MeV 质子的降能特性, 为进一步研究和设计新型的质子降能器提供了参考。

致谢 感谢中国科学院等离子体物理研究所郑金星博士提供质子束流及降能器相关设计参数。

参考文献:

- [1] PAGANETTI H, Proton Therapy Physics[M]. Boca Raton: CRC Press, 2012: 20.
- [2] LIU SHIYAO, Proton and Heavy Ion Therapy and the Devices[M]. Beijing: Science Press, 2012: 17. (in chinese)
(刘世耀. 质子和重离子治疗及其装置[M]. 北京: 科学出版社, 2012: 17.)
- [3] LUNDKVIST J, EKMAN M, ERICSSON S R, *et al.* Acta oncologica, 2005, **44**(8): 850.
- [4] JERMANN M. International Journal of Particle Therapy, 2015, **2**(1): 50.
- [5] ROSSI JR C J. Intensity-Modulated Proton Beam Therapy of Prostate Cancer-History, Results, and Future Directions[M]//WONG J, SCHUTHEISS T, RADANY E. Advances in Radiation Oncology, Berlin: Springer International Publishing, 2017: 109.
- [6] JONGEN Y. Review on Cyclotrons for Cancer Therapy[C]. Proceedings of Cyclotrons 2010: 58.
- [7] WIESZCZYCKA W, SCHARF W H. Proton radiotherapy accelerators[M]. Singapore: World Scientific, 2001: 17.
- [8] KOSTROMIN S, GURSKY S, KARAMYSHEVA G, *et al.* Development of the IBA-JINR cyclotron C235-V3 for Dimitrovgrad Hospital Center of the Proton Therapy[C]. Proc of RUPAC, 2012: 221.
- [9] LEE S K, LEE H R, KIM K R, *et al.* Characteristic Experimentations of Degradar and Scatterer at MC-50 Cyclotron[C]. Particle Accelerator Conference, PAC 2005, Proceedings of the IEEE, 2005: 1356.
- [10] SCHILLO M, GEISLER A, HOBL A, *et al.* Compact Superconducting 250 MeV Proton Cyclotron for the PSI Proscan Proton Therapy Project[C]. AIP Conference Proceedings, 2001, **600**(1): 37.
- [11] PEDRONI E, BACHER R, BLATTMANN H, *et al.* Medical Physics, 1995, **22**(1): 37.
- [12] REIST H, DOLLING R, GRAF M, *et al.* A Fast Degradar to set the Energies for the Application of the Depth Dose in Proton Therapy[C]. Scientific and Technical Report 2001, **2002**: 20.

- [13] CASCIO E W, SARKAR S. A Continuously Variable Water Beam Degradar for the Radiation Test Beamline at the Francis H. Burr Proton Therapy Center[C]. Radiation Effects Data Workshop, IEEE, 2007: 30.
- [14] OWEN H, HOLDER D, ALONSO J, *et al.* International Journal of Modern Physics A, 2014, **29**(14): 1441002.
- [15] STICHELBAUT F, JONGEN Y. Properties of an energy degrader for light ions[C]. Progress in Nuclear Science and Technology, 2014, **4**: 272.
- [16] BRENNSETER J A. The Influence of the Energy Degradar Material for a Therapeutical Proton Beam[D]. Norway: Norwegian University of Science and Technology, 2015: 5.
- [17] ANFEROV V. Nucl Instr Meth A, 2003, **496**(1): 222.
- [18] VAN GOETHEM M J, VAN D M R, REIST H W, *et al.* Physics in Medicine and Biology, 2009, **54**(54): 5831.
- [19] GERBERSHAGEN A, BAUMGARTEN C, KISELEV D, *et al.* Physics in Medicine and Biology, 2016, **61**(14): N337.
- [20] PAGANETTI H, JIANG H, LEE S Y, *et al.* Medical Physics, 2004, **31**(7): 2107.
- [21] PERL J, SHIN J, SCHUMANN J, *et al.* Medical Physics, 2012, **39**(11): 6818.
- [22] TESTA M, SCHUMANN J, LU H M, *et al.* Medical Physics, 2013, **40**(12): 121719.
- [23] PERL J. User Guide for TOPAS Version 3.0 (rev. 201605-22b). 2016: 72.
- [24] ASO T, KIMURA A, TANAKA S, *et al.* IEEE transactions on Nuclear Science, 2005, **52**(4): 896.
- [25] Geant4 Collaboration. geant4 User' s Guide for Application Developers [EB/OL]. [2014-12-5].
- [26] JARLSKOG C Z, PAGANETTI H. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2008, **55**(3): 1018.
- [27] PAGANETTI H. Physics in Medicine and Biology, 2012, **57**(11): R99.
- [28] URBAN T, KLUSON J. Radioprotection, 2012, **47**(04): 583.

Monte Carlo Study on the Performance of 200 MeV Proton Therapy Energy Degradars Made of Different Materials

LIU Hongdong, YANG Lu, PEI Xi, CHEN Zhi, XU Xie[†]

(School of Nuclear Science and Technology, University of Science and Technology of China, Hefei 230027, China)

Abstract: Energy selection system (ESS) is an important component for medical proton cyclotron system. It has been widely used to modulate the proton energy in accordance with treatment requirements. ESS consists of the energy degrader which was mostly made of graphite. Recent years, to improve the transmission efficiency of the proton beams, beryllium and boron carbide have been proposed to substitute the graphite. In this work, the Monte Carlo code, TOPAS, was used to simulate the transport process of 200 MeV proton beams traversing the multi-wedge energy degrader made of graphite, beryllium and boron carbide, respectively. Energy fluxes of the protons and secondary neutrons after degrader, as well as the energy dispersion of the degraded proton beams, were calculated. It is found that the energy dissipation effect is nearly identical for all three kinds of degrader material, but using the beryllium or even boron carbide can improve the proton transmission efficiency. However, more secondary neutrons would be produced when proton beams interact with the beryllium and boron carbide, suggesting the need of additional consideration for radiation shielding to devices.

Key words: proton therapy; energy degrader; Monte Carlo; TOPAS; transmission efficiency

Received date: 17 May 2017; **Revised date:** 13 Jun. 2017

Foundation item: National Natural Science Foundation of China (11575180); National Key R&D Program of China (2017YFC0107500)

[†] **Corresponding author:** XU Xie, E-mail: xgxu@ustc.edu.cn.