

# 14MeV 中子治疗仪束流特性的综述

杨化中 陈尚文

(兰州大学现代物理系 兰州 730000)

**摘要** 描述了14MeV快中子治疗仪的束流特性,它包括:中子能谱、快中子与生物的相互作用、吸收剂量与深度的关系、吸收剂量与生物效应等,并同其他类型的中子治疗仪进行了比较.

**关键词** 中子治疗仪 束流特性

在放射性治疗疾病的手段中,用快中子比X和 $\gamma$ 射线具有较多的优越性,快中子不但对肿瘤和抗辐射的肿瘤有较大的杀伤力,同时它还具有氧效应小,生物效应大的特点,所以近二十多年来快中子治癌有了较大的发展.但由于建造大型质子加速器和回旋加速器的造价很高,使得快中子治疗的发展受到了限制,相比之下,14MeV d+T快中子治疗仪造价低,也容易推广,所以在我国制造这种治疗仪是比较适宜的.

## 1 中子能谱

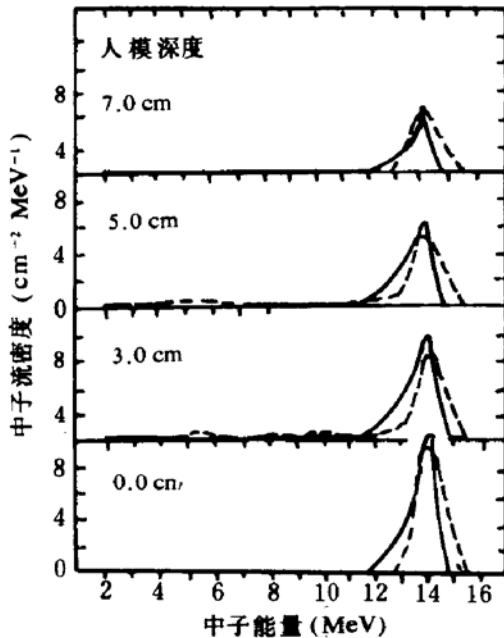


图1 中子谱. ——由活化片测量, ---质子反冲望远镜

T(d,n)<sup>4</sup>He反应产生的中子,能量随出射角和氘束能量而变,在90°附近能量变化最小,基本上是单能的,其值为14.1MeV. Frank等人<sup>[1]</sup>测量了中子在人模中的能谱分布,如图1所示.从中可看出,0cm处只有一个单能峰,峰位在14MeV处,随深度的增加,仍保持单能峰,只是峰高有所降低,低能端的散射中子逐渐增加.

p+Be(Li)和d+Be(Li)等反应产生的中子,在一定靶厚时中子能量是连续谱<sup>[2]</sup>,低能端的影响较大,尤其是质子束引起的反应.

## 2 快中子与生物体的相互作用

在生物组织中,氧(61%)、碳(23%)、氢(10%)和氮(2.6%)四种元素占了整个人体重量的96%以上.从原子数来说,氢(6.02×10<sup>22</sup>个atom/g)、氧(2.29×10<sup>22</sup>个atom/g)、碳(1.15×10<sup>22</sup>个atom/g)、氮(0.112×10<sup>22</sup>个atom/g),其中氢原子数占人体总原子数的63%.

中子与生物体可产生各种反应,主要同原子核发生相互作用,现将0~100MeV中子与四种元素的反应归纳如下:

(1)弹性散射 有H(n,n)、C(n,n)、N(n,n)和O(n,n)等反应,它们是中子在一定能区损失能量的主要途径,尤其是氢的弹性散射特别重要.

(2)放出 $\gamma$ 射线的反应 有C(n,n' $\gamma$ )、

$N(n, n'\gamma)$ 、 $O(n, n'\gamma)$  为非弹性散射; 辐射俘获有  $H(n, \gamma)$ 、 $C(n, \gamma)$ 、 $N(n, \gamma)$  和  $O(n, \gamma)$  等反应, 它们在慢中子能区有较大的反应几率。

(3) 放出带电粒子反应 有  $C(n, n'3\alpha)$ 、 $C(n, n'\alpha)$ 、 $N(n, p)$ 、 $N(n, d)$ 、 $N(n, t)$ 、 $N(n, n'p)$ 、 $N(n, \alpha)$ 、 $N(n, 2\alpha)$ 、 $O(n, \alpha)$ 、 $O(n, p)$ 、 $O(n, n'\alpha)$ 、 $O(n, n'p)$  及  $O(n, d)$  等反应. 有些反应截面虽很小, 但对能量沉积贡献却很大。

(4) 发射中子的反应 有  $C(n, n')$ 、 $N(n, n')$ 、 $O(n, n')$ 、 $C(n, 2n)$ 、 $N(n, 2n)$  及  $O(n, 2n)$  等反应.  $E_n > 30\text{MeV}$  时, 还有  $C(n, 3n)$ 、 $C(n, 4n)$ 、 $N(n, 3n)$ 、 $O(n, 3n)$  和  $O(n, 4n)$  等反应, 中子能量愈高发射多中子的几率愈大。

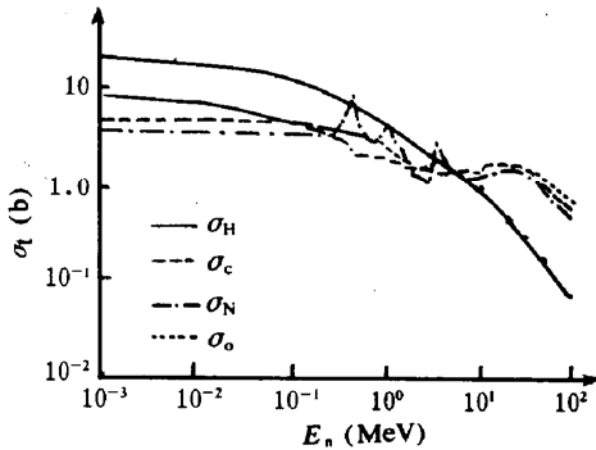


图2 四种元素的全截面随中子能量的变化

中子与四种元素的反应几率随中子能量的变化有所不同, 对能量沉积的贡献也是不一样的. 文献[3]指出“弹性散射: 氢在整个能区占优势, 碳在  $E_n < 12\text{MeV}$ , 氮在  $E_n < 3\text{MeV}$  和氧在  $E_n < 7\text{MeV}$  时也占有一定的优势.”这说明, 在上述能区各核的弹性散射产生的反冲核对能量沉积的贡献最大, 相对来说, 其他反应产生的能量沉积占次要地位. 图2表示了四种元素的全截面 ( $\sigma_H$ 、 $\sigma_C$ 、 $\sigma_N$  和  $\sigma_O$ ) 随中子能量的变化<sup>[4]</sup>. 由图可见, 在这四种全截面中, 当  $E_n < 5\text{MeV}$  时,  $\sigma_H$  占一定的优势; 当  $E_n > 10\text{MeV}$  时,  $\sigma_H$  随中子能量的增加而指数下降, 而  $\sigma_C$ 、 $\sigma_N$ 、 $\sigma_O$  的作用相对来说增大了, 随中子能量的增加, 发射多中子几率增大,

能量沉积减少. 能量在  $10 \sim 40\text{MeV}$  范围内时,  $\sigma_C$ 、 $\sigma_N$  和  $\sigma_O$  相差不大, 而  $14\text{MeV}$  中子的  $\sigma_H$  比高能中子的  $\sigma_H$  大. 由此可见,  $14\text{MeV}$  中子通过生物体时, 总反应几率比高能中子大, 能量沉积多, 这就导致了  $14\text{MeV}$  中子在生物体中的半减弱厚度小于高能中子. 从反应几率和能量沉积来看, 中子能量较低最好, 可是从穿透能力来说, 中子能量愈高愈好. 因此, 在考虑适当的穿透能力情况下, 选择比较低的能量为宜, 譬如, 表面和浅层肿瘤。

### 3 吸收剂量与深度的关系

吸收剂量随深度的增加而减小, 这是因为中子注量率随生物体深度而指数下降所致, 下降的快慢取决于中子同生物体的反应几率, 而几率又与中子能量有关, 可见吸收剂量也与中子能量有关. 下面就放疗中所关心的吸收剂量评述如下:

#### 1) 最大吸收剂量深度 $D_{max}$

它是中子进入生物体时产生最大吸收剂量处, 它是由生物近表成分、中子能量、几何条件及准直孔材料等因素确定的. 在其他条件一定时, 中子能量高低决定了  $D_{max}$  的大小, 中子能量愈高,  $D_{max}$  愈大, 这一结论可由表1中的  $D_{1max}$  清楚地看出<sup>[2]</sup>. 这是因为高能中子转移给带电粒子的动能要比低能的大, 动能大的带电粒子射程长, 因此,  $D_{max}$  就大。

Frank 等人<sup>[1]</sup>和 Greene 等人<sup>[5]</sup>都测量过  $14\text{MeV}$  中子束的  $D_{max}$ , 其结果在  $2 \sim 3\text{mm}$  之间. 要使  $14\text{MeV}$  中子束的  $D_{max}$  达到  $^{60}\text{Co}$  的水平 (约  $5\text{mm}$ ), 满足放疗的基本要求, 必须提高中子产额来增大 SSD, 设计好的准直器, 尽量减少散射的影响。

#### 2) 50% 吸收剂量深度 $D_{50}$

它在吸收剂量中是很重要的, 不仅表示中子在人体中的穿透能力, 而且也间接地表示治疗肿瘤的深度, 表1列出了不同中子能量  $D_{50}$  值. 中子能量愈高,  $D_{50}$  愈大, 从  $T(d, n)^4\text{He}$  反应的几个装置来看, 因 SSD 不同,  $D_{50}$  相差

较大. 只要增加 SSD, 减少散射中子的影响, 它的  $D_{50}$  达到  $^{60}\text{Co}$  的 11.6cm 完全可能.

表1 世界上快中子治疗装置的特性

装置	反应	SSD (cm)	$D_{50}$ * (cm)	$P_{80}^{**}$ (cm)	$D_{1max}^{***}$ ( $\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ )
Chicago	d(8.0)+D	100	9.8	2.2	150
Hamburg	d(0.5)+T	80	8.8	2.4	220
Heidelberg	d(0.2)+T	100	10.6	2.7	200
Münster	d(0.2)+T	100	10.5	2.7	200
Krakow	d(12.5)+Be	91	7.7	2.0	150
Dresden	d(13.5)+Be	100	7.9	2.3	
Tokyo	d(14.0)+Be	125	8.3	2.3	150
Essen	d(14.3)+Be	125	8.1	2.4	170
Ghent	d(14.5)+Be	125	8.7	2.6	—
Edinburgh	d(15)+Be	125	8.9	2.3	200
Hammersmith	d(16)+Be	117	8.7	2.2	180
Pretoria	d(16)+Be	135	8.6	2.1	190
Chiba-shi	d(30)+Be	175	11.7	1.7	450
Riyadh	p(26)+Be	125	10.3	2.4	670
Orléans	p(34)+Be	169	12.8	1.9	675
Houston	p(42)+Be	125	14.0	2.0	1200
Cleveland	p(43)+Be	125	13.5	2.2	1100
UCLA	p(46)+Be	150	13.1	1.7	1120
Seattle	p(50)+Be	150	14.8	1.4	1100
Clatterbridge	p(62)+Be	150	16.2	1.6	1570
Louvain	p(65)+Be	162.5	17.6	1.7	1600
Fermilab	p(66)+Be	190	16.6	2.0	1660
	$^{60}\text{Co}$ $\gamma$ 射线	80	11.6	1.6	
	8MV X 射线	100	17.1	0.8	

\* 水模中总剂量降到一半时的深度.

\*\* 在模型10cm 深处, 中心轴总剂量的80%和20%之间的距离.

\*\*\* 最大电离深度.

3) 深度剂量分布

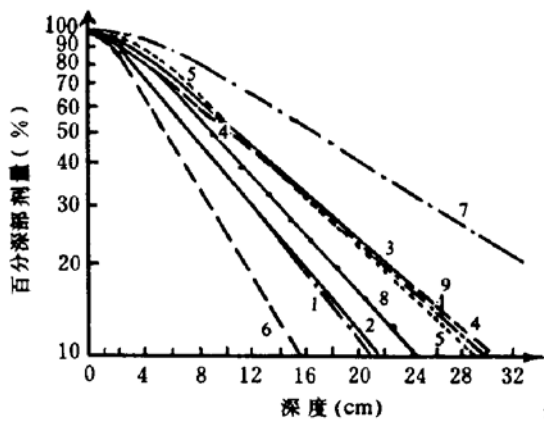


图3 中心轴深部剂量曲线图

由前面的分析可知, 中子能量愈高, 在生体中的反应几率愈小, 能量沉积也小, 透射能力增强, 深度剂量分布曲线下降放慢. 由图3可看出, 曲线7的中子能量高, 下降最慢; 曲线3、4、5和9变化相差不大, 曲线2、3、8、9是不同装置的14MeV 中子束, SSD 分别为50、100、80和125cm, 视野分别为 $5\times 5$ 、 $10\times 10$ 、 $11\times 11$ 和 $12\times 12\text{cm}^2$ . (1)  $E_n = 8\text{MeV}$ , SSD = 120cm  $5\times 5\text{cm}^2$ , (2)  $E_n = 14\text{MeV}$ , SSD = 50cm  $5\times 5\text{cm}^2$ , (3)  $E_n = 14\text{MeV}$ , SSD = 100cm  $5\times 5\text{cm}^2$ , (4)  $^{60}\text{Co}$  SSD = 80cm  $5\times 5\text{cm}^2$ , (5) d(30)+Be SSD = 120cm  $5\times 5\text{cm}^2$ , (6) 250keV X-ray SSD = 50cm  $5\times 5\text{cm}^2$ , (7) p(65)+Be,  $10\times 10\text{cm}^2$  SSD = 190cm<sup>[2]</sup>, (8)  $E_n =$

14MeV,  $11 \times 11\text{cm}^2$  SSD = 80cm<sup>[1]</sup>, (9)  $E_n = 14\text{MeV}$ ,  $12 \times 12\text{cm}^2$  SSD = 125cm<sup>[10]</sup>. 由此说明, 曲线2和8的 SSD 较短, 深度剂量曲线较差, 而3和9的 SSD 较长, 深部剂量分布较好, 赶上了<sup>60</sup>Co 的水平.

准直器的材料、孔径和长短对深度剂量的影响也很大, 这是因为散射中子使最大吸收剂量值增大, 经归一化后深部剂量比值减小, 曲线下降速率加快的缘故. 为了改善深部剂量分布, 除在准直器设计时注意外, 还必须增大 SSD, 这就需提高中子源产额. 譬如, 产额大于  $4 \times 10^{12}\text{n/s}$  和 SSD  $\geq 100\text{cm}$  时, 深部剂量分布可赶上<sup>60</sup>Co 的特性.

4) 等剂量分布

等剂量分布是中子治疗必不可少的数据, 尤其对深部肿瘤治疗特别重要. 14MeV 中子束的等剂量分布在一些文献中已作了描述, 为了便于比较, 图4画出了14MeV 中子束(右边)<sup>[1]</sup>和 p(65)+Be 中子束(左边)<sup>[2]</sup>的等剂量分布曲线. 从图中可以看出, 两者的等剂量分布都比较清楚, 其中 p(65)+Be 束的深

部剂量分布好于 d+D 束, d+T 束的等剂量分布比 p(65)+Be 的平坦; 在同一深度, d+T 束的横向剂量梯度比 p(65)+Be 束小. 如表1所示, d+T 束的  $p_{50}^{\%}$  是 2.7cm, 而 p(65)+Be 的是 1.7cm, 显然前者较后者好.

5) 剂量的离轴比

由于受到14MeV 中子产额的限制, 准直器做的比较短, 泄漏中子比较高, 目前设计的屏蔽体泄漏率  $\geq 1\%$ , 赶不上<sup>60</sup>Co 的 0.1%. 另外由于 SSD 较短, 散射中子的影响较大, 使得半影剂量比其他类型的中子束都大. 在有效束内, 中子横向剂量分布有较好的均匀性, 并显示出有较小的半影范围, 比<sup>60</sup>Co 的好些<sup>[1]</sup>. 但在束流接近几何限制范围时, 半影区剂量开始增大, 使得曲线下降速率放慢, 半影区加宽, 比<sup>60</sup>Co 的半影特性较差.

由此看来, 14MeV 中子束特性与 SSD、准直器材料、孔径及长短因素有关, 为了改善它的束流特性, 必须通过提高中子源的产额来增大 SSD, 并且要尽量设计出理想的准直器, 使得  $T < 1\%$ .

4 吸收剂量与生物效应

用吸收剂量描述 X 和  $\gamma$  射线的生物效应是比较理想的, 但用来量度中子的生物效应却比较困难, 这是因为在吸收剂量相同时, 不同能的中子生物效应大不一样, 比 X 和  $\gamma$  射线的大好多倍. 因此, 在大剂量照射时, 用剂量当量描述中子的生物效应, 就可把吸收剂量与生物效应联系起来,

$$H = N\bar{Q}D \tag{1}$$

式中,  $H$  为剂量当量(Sv),  $D$  为中子的吸收剂量(Gy),  $\bar{Q}$  为中子的平均品质因数. 对中子来说,  $\bar{Q}$  与中子能量有关<sup>[6]</sup>, 它随中子能量出现一个大峰, 峰值在 0.5MeV 附近; 14MeV 中子束  $\bar{Q}$  大于高能中子的峰, 生物效应就高于高能中子的. 文献[7]详细描述了几种细胞的不同中子能量的相对生物效应 RBE, 14MeV 中子束的 RBE 大于高能中子的

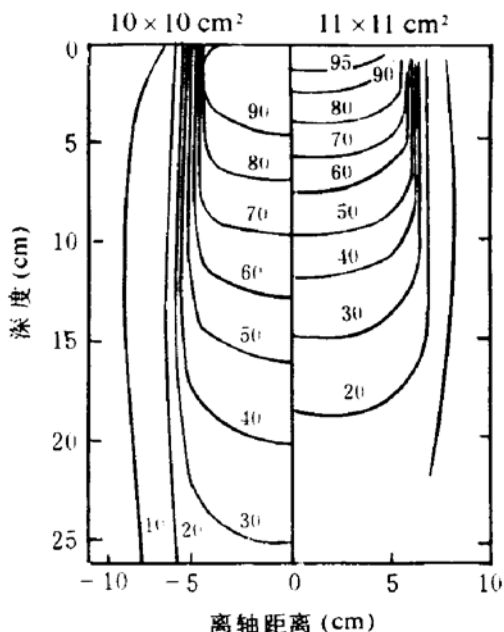


图4 在 TE-人模中等剂量分布. 左 P(65)+Be  $10 \times 10\text{cm}^2$  SSD = 190cm, 右 d+T  $11.1 \times 11.1 \text{cm}^2$  SSD = 80cm

RBE. 文献[8~10]给出了重新测量的 $\bar{Q}$ 值, 结果比原来的有所提高, 但变化规律差不多.

可看出, 两种中子束各有利弊, 要看利用它们的哪种特性而定.

表2 束流特性比较

中子束类型	d+T	p+Be(Li)*
		d+Be(Li)*
中子能谱	单能	连续谱
与生物作用	几率大	几率小
中子强度	低	高
深度剂量分布	差些	好
等剂量分布	好	差些
半影区	大	小
相对生物效应	大	小
治疗肿瘤位置	浅部较好	深部较好
$\gamma$ 射线影响	大	小
束流旋转	容易	难

\* 指有效能量 $>14\text{MeV}$ 的中子束

综上所述, 对 d+T 中子束与高能中子束的特性进行了比较, 结果列于表2中. 从表中

## 参 考 文 献

- 1 Frank H D, et al. Strahlentherapie, 1978,154:225
- 2 Amols H I, et al. Med. Phys., 1977,4(6):486
- 3 李士俊. “电离辐射剂量学”, 原子能出版社, 北京:1981, 20
- 4 Garber D I, et al. BNL, 1976, 325
- 5 Greene D, et al. Brit. J. Radiol., 1968,41:455
- 6 李星洪. “辐射防护基础”, 原子能出版社, 北京:1982, 114
- 7 Gregoire V, et al. Radiat. Res., 1993,133:27
- 8 Makrigiorgos G M, et al. Med. Phys., 1990,17(1):84
- 9 Francesco d'Errico, et al. Proceedings of IRPA Asia Congress on Radiation Protection, Beijing, China, 1993
- 10 Deter Bloch, et al. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1983,NS-30(2):1788

## Evaluation of Beam Property of 14MeV Neutron Therapy Facility

Yang Huazhong Chen Shangwen

(Department of Modern Physics, Lanzhou University, Lanzhou 730000)

**Abstract** In this paper, the beam characteristic of 14MeV neutron therapy facility is described, which includes neutron energy spectrum, interaction between fast neutron and organism, relation between absorption dose and depth, relation between absorption dose and biological effect and so on. The properties of this facility with other type facility are compared.

**Key Words** neutron therapy facility beam property