

质子治疗装置的束流扩展研究*

余建国 郁庆长

(中国科学院高能物理研究所 北京 100039)

1996-09-13 收稿

摘 要

对扩展质子束流的双环双散射体方法进行了探讨,研究了它的束流分布函数与束利用率和束分布均匀性的关系,以及照射野形成距离的改变和束偏离对束流分布的影响.计算了散射体的厚度与照射野的关系,并提出了用液体散射体代替固体散射体的可能性.

关键词 束流扩展, 质子治疗, 双环双散射体, 照射野, 束流偏离, 剂量分布.

1 引 言

高能质子束由于其卓越的剂量分布而成为一种治疗肿瘤的有效工具^[1-6]. 通常从质子加速器引出的质子束流,其有效照射体积不大于 1cm^3 ,比常见的病灶要小^[7]. 为了保证治疗效果,必须使病灶的每个部分都接受相同剂量的束流照射,而正常组织只吸收尽可能少的剂量,因此将从加速器引出的质子束扩展成均匀分布就显得格外重要了.

目前,世界上正在使用的大多数质子治疗装置,同时对质子束进行横向和纵向扩展,从而使均匀分布的剂量传输到给定体积和形状的治疗部位上^[8]. 靠增加吸收体或改变束流的能量,可以实现对束流进行纵向扩展. 为了有效地对束流进行横向扩展,发展了各种方法. 这些方法可归纳为三大类: 散射体法、扫描法、束流光学法^[9-17].

散射体方法是将从加速器引出的束流经一个或两个散射体散射后扩展成均匀分布的束流. 基本的扫描法系统由两个磁场互相垂直的二极偏转磁铁组成,通过调节偏转磁铁的电流使通过的质子束偏转从而实现束流的横向扩展. 束流光学方法是一种很有前途的束流扩展方法,其基本组成是一个二单元的四极磁铁和一个二单元的八极(或十二级、十六级)磁铁. 四极磁铁是线性单元,将从加速器引出的束流进行散焦,用来形成一个大的照射野,但不改变束流的高斯分布形式. 八极磁铁是非线性单元,能够使离束流中心较远的运动粒子更快地向束流中心靠拢,将它置于线性单元之后,用来改变束流的分布形

* 国家攀登计划项目.

式,使四极磁铁形成的照射野变成均匀分布。

散射体法由于具有简单、安全可靠的特点而得到广泛的应用。扫描法和束流光学法

虽然束流利用率高而且灵活,但由于扫描法需要庞大的安全防护,复杂的控制系统以及剂量分布的均匀性对束流脉冲形状具有敏感的依赖性,使其应用受到限制,而束流光学法目前仅具有理论上的可行性。

在散射体方法中,双环双散射体法的束流利用率可达 37%,束分布的均匀性为 $\pm 1.7\%$,是已有散射体方法中效果最好的一种。而且从第一个散射体到形成照射野的距离仅 3m 左右,非常适合安装在专用质子治疗装置的转台上。

基本的双环双散射体系统是由两个散射体组成。如图 1 所示。它的第一散射体是一高密度物质(如铅),第二散射体为双环结构,其内盘是高密度物质,外环是低密度物质(如铝)。第二散射体内盘部分对束流的散射比外环部分大,通过调

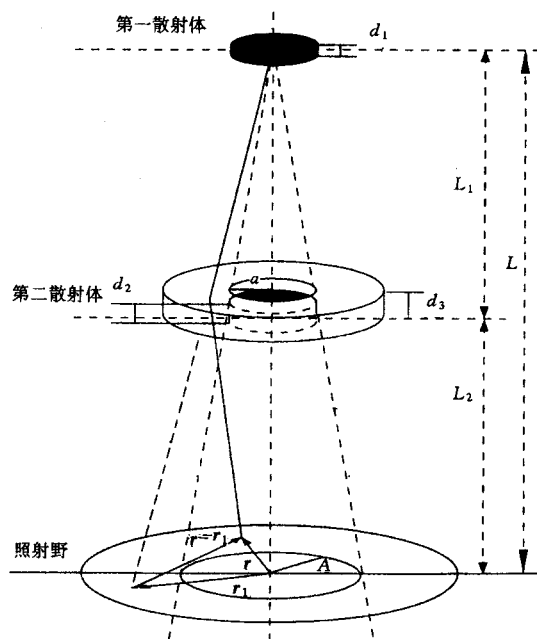


图 1 双环双散射体图示

节内盘外环的厚度以及内盘半径和第一散射体的厚度,可以使一定能量的束流形成一定大小的均匀照射野。

2 束流分布函数

从质子加速器引出的理想细小束流,经散射体散射以后,束分布可用高斯分布函数来描述^[10]:

$$f(r)dr = \frac{1}{\pi R^2} \exp\left(-\frac{r^2}{R^2}\right) dr, \quad (1)$$

式中 r 是测量点到束中心的距离, R 是高斯分布的均方根半径,由

$$R = L\sigma \quad (2)$$

唯一确定,其中 L 是散射体到照射野平面的距离, σ 是散射体的均方根散射角。

双环双散射体的束分布函数相当于各散射体单独存在时分布函数的迭加。此时总的束流分布函数为:

$$F(y) = \frac{4}{1+k^2} \exp\left(-\frac{y^2}{k^2}\right) \int_0^{x_1} \exp(-x^2) I_0\left(\frac{2y}{k} \frac{x}{\sqrt{1+k^2}}\right) x dx$$

$$+ \frac{4}{1+k'^2} \exp\left(-\frac{y^2}{k'^2}\right) \int_{x_A}^{\infty} \exp(-x'^2) I_0\left(\frac{2y}{k'} \frac{x'}{\sqrt{1+k'^2}}\right) x' dx', \quad (3)$$

其中 $k = R_2 / R_1$, $k' = R'_2 / R_1$, $y = r / R_1$,

$$x = \frac{\sqrt{1+k^2}}{k} \frac{r_1}{R_1}, \quad x' = \frac{\sqrt{1+k'^2}}{k'} \frac{r_1}{R_1},$$

$$x_A = \frac{\sqrt{1+k^2}}{k} \frac{A}{R_1}, \quad x'_A = \frac{\sqrt{1+k'^2}}{k'} \frac{A}{R_1},$$

R_1 是第一散射体的均方根半径, R_2 和 R'_2 则是第二散射体内盘和外环的均方根半径, A 是第

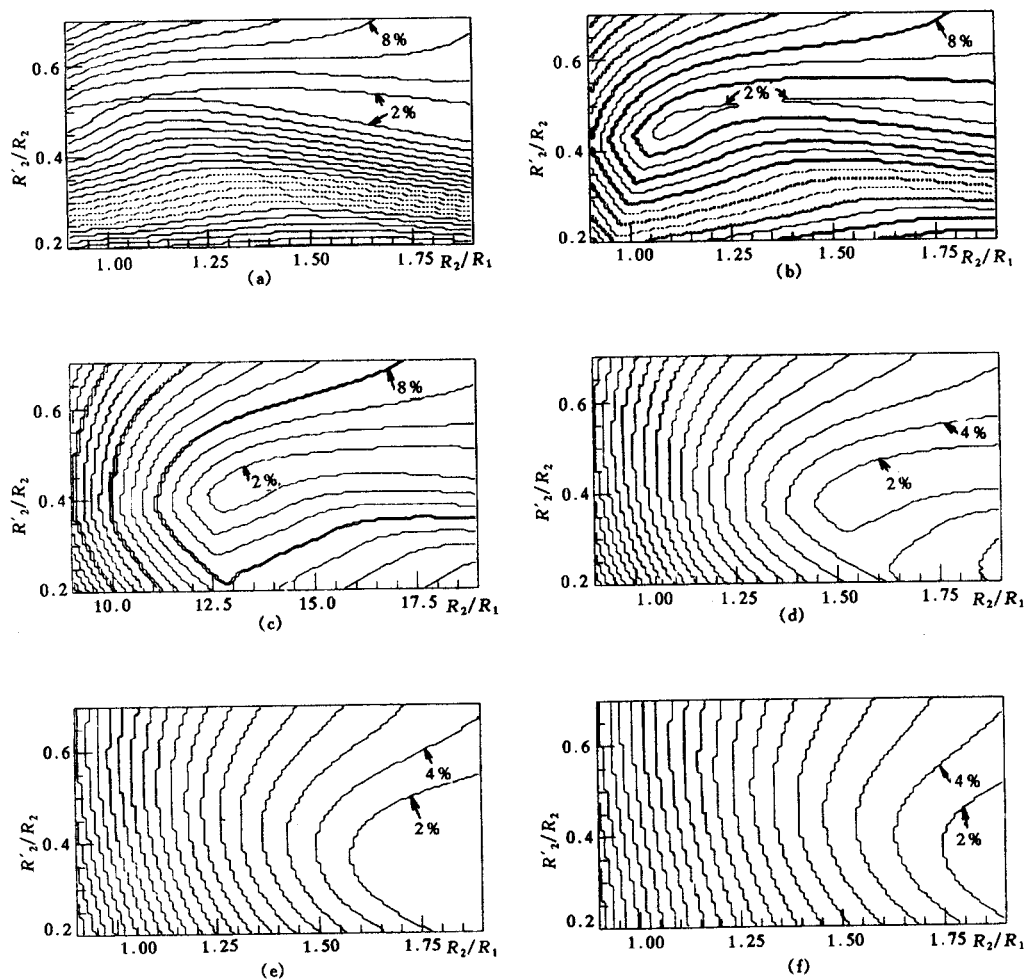


图 2 束分布均匀性等线图

(a) — (f) 分别取 $A/R=0.8, 0.9, 1.0, 1.1, 1.2, 1.3$.

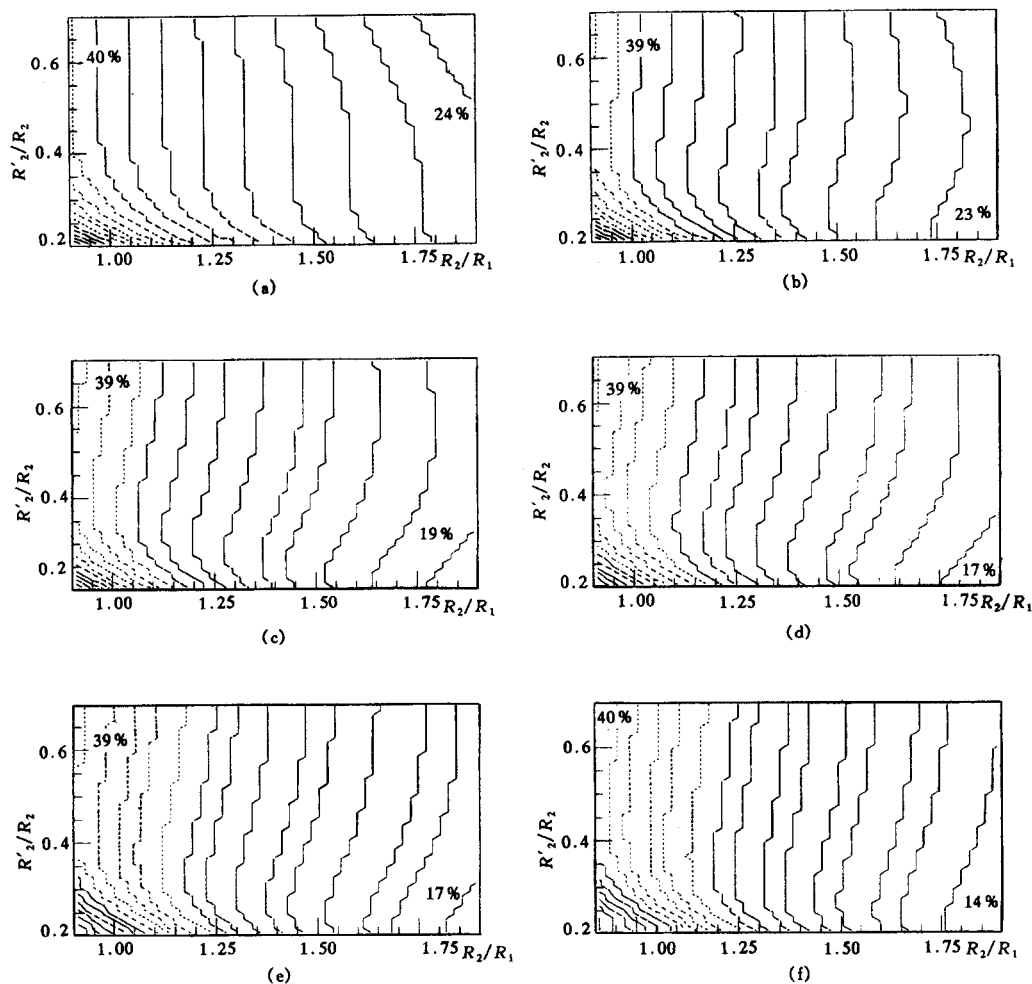


图 3 束利用率等高线图

A/R_1 取值同图 2.

二散射体内盘外环的交界线在照射野平面的投影半径. $I_0(Z) = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi \exp(Z \cos \theta) d\theta$, 是零阶变形贝塞尔函数. $F(y)$ 满足 $\int_0^\infty y F(y) dy = \frac{1}{2\pi}$.

从式 (3) 可以看出, 总的束流分布函数由 R_1 、 R_2/R_1 、 R_2'/R_2 和 A/R_1 四个参数确定. 其中 R_1 决定扩展后的束流能形成均匀分布区域的半径, 可根据实际需要确定. 另外三个参数大致的取值为: $A/R_1 \sim 1$, $R_2/R_1 \sim 1$, $R_2'/R_2 < 1$.

在式 (3) 的基础上, 可定义下面几个表达式:

束流利用率

$$\eta = \frac{\int_0^{2\pi} \int_0^{R_1} F(r) dr}{\int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(r) dr} = 2\pi \int_0^1 y F(y) dy, \quad (4)$$

束分布的均匀性

$$U = \pm \frac{1}{2} \frac{\max F(y) - \min F(y)}{\max F(y)}, \quad (5)$$

其中 $0 \leq y \leq 1$.

相对束流强度

$$I(y) = F(y) / F(0). \quad (6)$$

图 2 和图 3 分别是与三个参数 A/R_1 , R_2/R_1 , R'_2/R_2 对应的束分布均匀性和束利用率等高线图. 选择参数的原则是既要有足够高的束利用率, 又要有足够好的束均匀性. 通过比较图 2 和图 3, 可将束流参数确定为 $A/R_1 = 0.9$, $k = R_2/R_1 = 1.06$, $R'_2/R_2 = 0.41$, 与之对应的束利用率为 37%, 束分布均匀性为 $\pm 1.7\%$.

3 照射野形成距离与束分布的关系

将已在照射野平面形成的均匀分布束流用来照射病灶时, 还需飞行一段距离, 因而有必要探讨一下照射野纵向长度的变化对束分布的影响. 固定第一散射体和第二散射体之间的距离 L_1 不变, 将第一散射体到照射野的距离 L 定义为纵向长度. 当 L 改变 ΔL 时, 第二散射体到照射野的距离 L_2 也改变 ΔL , 决定束流分布的四个参数只有 R_1 和 k 随着发生变化. 将 R_1 和 k 与 L 的改变量 ΔL 的关系代入式 (3), 即得到束流分布函数对 L 的依赖关系. 计算发现, 束流分布随纵向长度 L 的变化是相当小的. 即使当纵向长度的变化 ΔL 达到 30cm 时, 仍能够保证束分布均匀性在 $\pm 3\%$ 以内, 束利用率为 36%. 因此, 如果已经在照射野平面形成了均匀分布的束流, 经过一段距离射入人体组织的深部病灶时, 剂量分布的均匀性是完全可以保证的.

4 束流偏离对束分布的影响

双环双散射体方法较之其它的散射体方法虽具有束利用率高、束流分布均匀性好的优点, 但仍然要求束流轨迹中心与第二散射体中心重合. 图 4 显示了束偏离与束分布的关系. 图中 r/R_1 为相对照射野半径, (x, y) 为照射野平面上互相垂直的坐标, 其取值均为 r/R_1 . 当 $\Delta = \sigma/R_1 = 0.06$, 即束中心相对于第二散射体中心的偏离与照射野半径的比值为 0.06 时, 可以看到束流分布已经有了明显的改变. 当 $\Delta = 0.03$ 时, 束分布均匀性为 $\pm 3.5\%$.

由此可见, 束流分布的均匀性对偏离是相当敏感的. 当要求照射野的均匀性在 $\pm 3.5\%$ 以内时, 束流在测量平面的偏离不宜超过 $0.03R_1$.

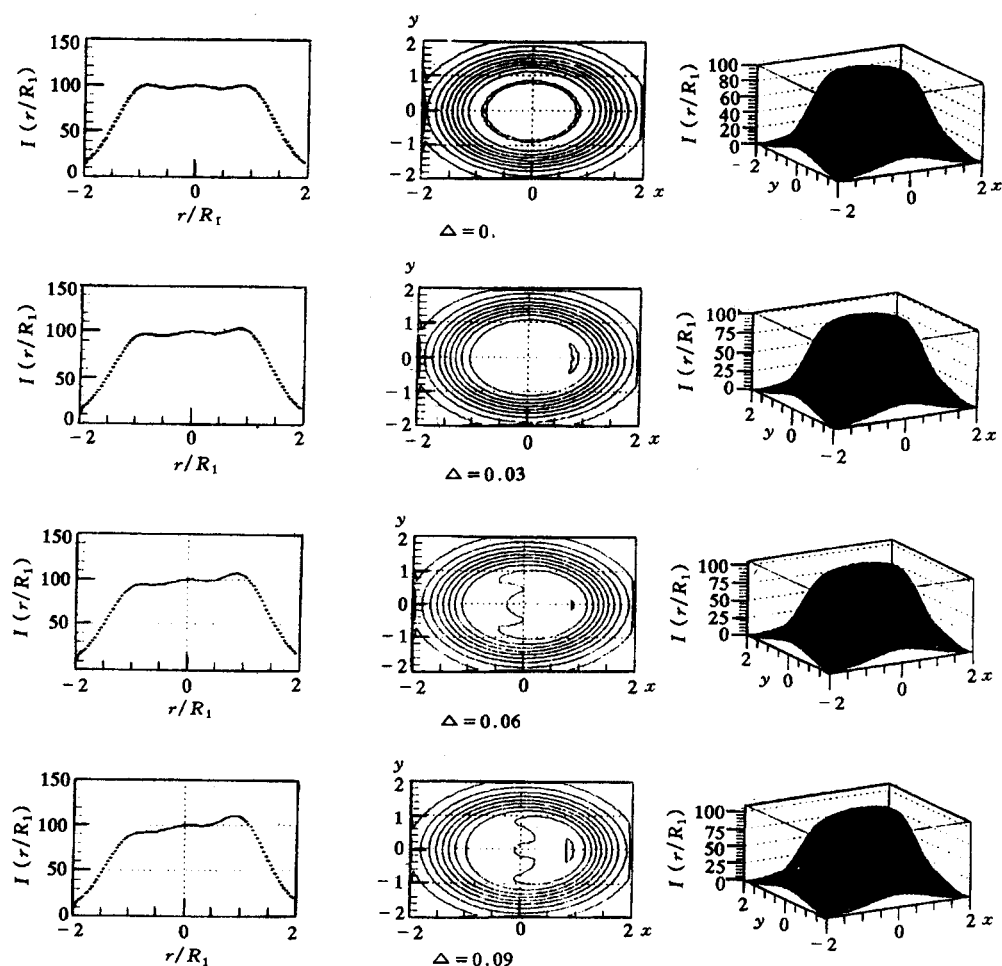


图 4

5 散射体厚度与照射野的关系

双环双散射的第一散射体和第二散射体的内盘外环对束流的作用均满足公式(2). 散射体对一定能量质子束的散射角 σ 由散射体的厚度唯一确定. 计算散射角的两个近似公式如下^[18]:

$$\sigma = 19 \frac{\sqrt{\rho D / x_0}}{p\beta} \left[1 + 0.088 \log_{10} \left(\frac{\rho D}{x_0 \beta^2} \right) \right], \quad (7)$$

其中 D 为散射体的厚度, 以 cm 为单位, ρ 是散射体的密度 (g / cm^3), x_0 是散射体的辐射长度 (g / cm^2), p 是质子束的动量 (MeV / c), β 是质子相对于光的速度.

$$\sigma = \frac{\chi_c^2}{1 + F^2} \left[\frac{1 + V}{V} \ln(1 + V) - 1 \right], \quad (8)$$

其中 $V = 0.5\Omega / (1 - F)$, F 表示与高斯分布的拟合程度, 在此取 $F = 0.9$. $\Omega = \chi_c^2 / \chi_\alpha^2$,

$$\chi_c^2 = 0.157[Z(Z+1)\rho D / A](1 / p\beta)^2,$$

$$\chi_\alpha^2 = 2.007 \times 10^5 Z^{2/3} [1 + 3.34(Z\alpha / \beta)^2] / p^2.$$

α 为精细结构常数, A 是散射体的原子量, Z 是散射体的电荷数.

由于已经确定了束流参数, 因而当知道质子束流能量和所需要形成的照射野大小时, 双环双散射体的厚度也就确定了.

表1 双散射体的厚度与照射野的关系

照射野半径 $R(\text{cm})$	第二散射体 外环铝厚 (cm)	第二散射体 内盘铅厚 (cm)	第一散射体 铅厚 (cm)	能量损失 (MeV)
15.0	3.09	1.14	0.62	44.8
	3.06	1.04	0.57	41.1
12.5	2.20	0.81	0.44	31.9
	2.18	0.74	0.41	29.3
10.0	1.46	0.53	0.29	21.0
	1.44	0.49	0.27	19.4
7.5	0.85	0.31	0.17	12.3
	0.85	0.29	0.16	11.4
5.0	0.40	0.15	0.08	5.8
	0.40	0.14	0.08	5.4
2.5	0.11	0.04	0.02	1.6
	0.11	0.04	0.02	1.5

注: 束流能量为230MeV; 第二散射体内盘半径 $a=0.213R$; 纵向长度 $L=300\text{cm}$, $L_2=229\text{cm}$.

表1是双环双散射体的厚度与照射野的关系. 对应于每个照射野的散射体厚度, 第一行的值由式(7)确定, 第二行的值由式(8)确定. 能量损失则根据文献[19]给出, 这里内盘和外环的能量损失是一致的. 通过试验, 就可以选择精度较高的那个公式作为制作散射体的依据.

6 讨 论

要形成不同大小的照射野, 必须使用不同厚度的散射体. 而且, 当入射质子束流能量改变时, 散射体的厚度也应改变. 这意味着, 在实际治疗病人时, 要频繁更换散射体. 另外, 由于剂量分布的均匀性对束流偏离特别敏感, 更换第二散射体以后必须精确调整其中心的位置. 这些给实际操作带来不便. 在此, 考虑用液体散射体代替固体散射体. 由于液体具有流动性, 用它代替固体散射体, 只需注入或吸出液体就能改变散射体的厚度, 而不必更换. 而且一旦调节好第二散射体中心的位置, 在治疗病人时, 不需要再校准.

表 2 液体双散射体的厚度与照射野的关系

照射野半径 $R(\text{cm})$	外环水厚 (cm)	内盘汞厚 (cm)	第一散射体 汞厚 (cm)	内盘能量 损失 (MeV)	外环能量 损失 (MeV)
15.0	12.54	0.96	0.52	47.2	71.9
	9.06	0.89	0.49	44.2	55.4
12.5	8.94	0.68	0.37	32.4	50.3
	6.46	0.64	0.35	30.4	38.4
10.0	5.91	0.45	0.24	21.4	32.8
	4.27	0.42	0.23	20.2	25.4
7.5	3.47	0.26	0.14	12.5	19.2
	2.51	0.25	0.14	11.9	14.9
5.0	1.64	0.12	0.07	5.9	9.1
	1.19	0.12	0.07	5.7	7.1
2.5	0.46	0.03	0.02	1.6	2.5
	0.34	0.03	0.02	1.6	2.0

注解同表1.

表 2 是用汞代替铅,水代替铝的结果. 比较表 1 和表 2 可以看出,用汞代替铅形成同样大小的照射野,两种物质的束流能量损失基本一致;而用水作外环时,计算出的厚度所相应的束流能量损失与内盘相差甚大. 若要使内盘外环能量损失一致,水的厚度仅是计算结果的一半左右. 从而说明用高斯模型来处理化合物对质子束流的散射仅仅是一个粗略的近似. 同时也可以看出,用高斯模型来描述,物理图象比较清晰,处理起来也比较方便.

参 考 文 献

- [1] B. Larsson, *Br. J. Radiol.*, **34**(1961)143.
- [2] B. Graffman, B. Jung, B. A. Nohrman *et al.*, *Acta Radiol.*, **6**(1967)361.
- [3] A. M. Koehler, W. M. Preston, *Radiology*, **104**(1972)191.
- [4] H. D. Suit, D. Phil, M. Goiten *et al.*, *J. Neurosurg.*, **56**(1982)2199.
- [5] J. M. Sisterson, *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res.*, **B99**(1995)827.
- [6] W. T. Chu, *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res.*, **B99**(1995)835.
- [7] J. R. Alonso, *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res.*, **B40/B41**(1989)1340.
- [8] W. T. Chu, B. A. Ludewigt, T. R. Renner, *Rev. Sci. Instr.*, **64**(1993)2055.
- [9] T. Inada *et al.*, *Med. and Biol. Eng. Comput.*, **31**(1993)S44.
- [10] A. M. Koehler, R. J. Schneider, J. M. Sisterson, *Med. Phys.*, **4**(1977)297.
- [11] B. Gottschalk, A. M. Koehler, J. M. Sisterson *et al.*, read at the Proton Radiotherapy Workshop, villingen, Switzerland, Feb. 28-mar. 1, 1991.
- [12] Y. Takada, *Jap. J. Appl. Phys.*, **33**(1994)353.
- [13] T. R. Renner, W. T. Chu, *Med. Phys.*, **14**(1987)825.
- [14] B. Larsson, *Brit. J. Radiol.*, **34**(1961)143.
- [15] J. E. Miblurn *et al.*, *IEEE* 87CH2387-9(1987)2000.
- [16] E. Pedroni *et al.*, Proceeding of the Proton Radiotherapy Workshop at PSI PSI-Bericht Nr, **111**(1991)29.

- [17] P. F. Meads, *IEEE Transaction on Nucl. Sci.*, NS-30(1983)2838.
[18] G. R. Lynch, O. I. Dahl, *Nucl. Instr. Meth. Phys. Res.*, B58(1991)6.
[19] Atomic Data and Nuclear Data Tables, V27No2-5(1982).

Research for Beam Spreading of Proton Therapy Facility

Yu Jianguo Yu Qingchang

(*Institute of High Energy Physics, The Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039*)

Received 13 September 1996

Abstract

In this paper, the dual-ring double scattering method of proton beam spreading, such as the relation of beam distribution function with beam uniformity and beam efficiency, the effect of beam misalignment, the variation of beam along longitudinal direction are studied. The depths of dual-ring double scatterers corresponding to different beam field are calculated. Liquor scatterer instead of solid one is proposed.

Key words beam spreading, proton therapy, dual-ring double scattering, beam field, beam misalignment, dose distribution.