

医用质子直线加速器的设计研究*

周立农 张沐天 罗紫华 郁庆长 孔登明 乔际民

(中国科学院高能物理研究所 北京 100039)

摘要 讨论用于治癌的低束流高能量质子直线加速器的初步物理设计。采用短脉冲和高重复频率的S波段的加速结构,类似于医用电子直线加速器。总长26m,由离子源、RFQ、DTL、SCDTL及SCL组成,能量经70—200MeV有八档可调,平均束流强度10—40nA。

关键词 加速结构 医用质子直线加速器 腔优化

1 引言

近几十年来,世界上有五千台以上的电子直线加速器用于治癌。放射治疗方式可通过在人体的剂量分布和相对生物效应来估计。较之电子和X射线,质子的主要优点是有很好的剂量分布:接近能量集中于靶区而给周围组织的能量尽可能少的要求;布拉格峰展宽后的剂量分布更为理想;用对野照射则进一步改进分布。另外,边缘界限分布非常清晰。以往,由于缺少专门的设备,质子束治疗未被普遍应用。早在1946年,美国人Wilson提出质子可用于治疗。1954年美国贝克莱的劳伦斯辐射实验室首先用质子治疗病人。随后,美、苏、日、瑞典、法等国的诸多部门都用做物理研究的加速器进行质子治疗。至今,世界范围内接受离子束治疗的已逾一万八千人。临床表明,对于眼黑瘤、食道癌、肺癌及肝癌等都有良好效果。成功的临床结果,使得医学界对专用质子治疗装置发生浓厚兴趣,多种设计方案相继提出。1975年,美国就有LANL提出的200MeV医用质子直线加速器(p-Linac)设计方案,和Martin的医用紧凑型200MeV质子同步加速器方案^[1]。日本筑波大学的230MeV医用质子同步加速器^[2,3],有120、180和230MeV三档能量和20nA流强。美国加利福尼亚Loma Linda医学中心设计制造的250MeV医用质子同步加速器现已开始治疗病人,是世界上第一台专用治癌装置^[4]。考虑到同步加速器的复杂性和较高造价,美国AccSys公司提出一种S波段小型化p-Linac设计^[5],能量由70到250MeV分为11档,峰流强100—300 μ A,全长28m。意大利的200MeV医用S波段p-Linac^[6],平均流强20nA。与圆形加速器相比,常温Linac有着简单容易的束注入和引出、好的聚焦性能和动量散度小、

1997-10-09收稿

* 国家攀登计划-B资助

可逐段增加能量、及设备相对简单等优点。较之行波型,驻波 Linac 的加速效率及腔储能高,补偿束流负载所需能量很小。对于低束流来说,S 波段 SCL 能满足专用质子治疗装置的所有要求,使用多节 SCL 和 RF 速调管能获得连续可变能量输出。本文介绍由 RFQ、DTL、S 波段的 SCDTL 及 SCL 组成的 200MeV 专用治癌 p-Linac 的初步设计。

2 加速结构和工作频率的选择

根据质子在组织中的射程与能量关系,及亚洲人的特点,能量选在 70MeV(用于眼黑瘤)到 200MeV 分八档。因为质子是一次性粒子,在总剂量 700rad 及 25cm²照射野,共需 5×10^{11} 质子/s,相应于 10—40nA 束流强度。为了满足整个设备足够紧凑、小型化、可靠性和易操作,短时间治疗中足够能量和剂量,以及安全和易维修等要求,对加速结构和工作频率作适当的选择。

(1) 加速结构选择。自 Alvarez 于 1946 年建成 32MeV DTL 以来,尚没有哪一种结构能独自将 keV 级的质子束加速到几百 MeV。不同结构适合于不同的能区,选择要点是有效分路阻抗、高频场的高稳定性及高转换效率,同时也要考虑易加工、松公差及低造价等因素。这里将分为三个能区——低能区: 30keV ($\beta = 0.008$)—3MeV ($\beta = 0.08$)—12.5MeV ($\beta = 0.15$); 中能区: 12.5—70MeV ($\beta = 0.36$); 高能区: 70—200MeV ($\beta = 0.58$)。

在低能区,带电粒子在磁场中所受的洛伦兹力与粒子速度 β 成正比,在电场中所受力则与 β 无关。因此,通常的 DTL 在低电压注入时不能获得好的束品质,除非提高注入电压(如 750keV),导致要有一台庞大的预注入器,造价很高。具有径向电场约束低能粒子和纵向电场加速粒子作用的 RFQ,在几十 keV 的低注入电压时,能得到好的束品质,是最好的选择。考虑到制造难度和造价,选择了能量 3MeV 的 RFQ。3—12.5MeV 将选择安装永磁透镜(PMQ)的 DTL,在这个能区中 DTL 有较高的有效分路阻抗。D. Swenson 的 RFD(RF-Focused Drift-Tube Linac)结构很吸引人^[7],其特点是粒子在漂移管之间的间隙中加速,在漂移管内利用四极电场聚焦。一台 600MHz, 2.5MeV 的 RFD 原理性实验装置正在建造中,可以初步判断,由于其独特的优越性,RFD 将成为加速中低能质子的一种高效结构,可能替代传统的 DTL 等结构。比如由 RFQ(30keV—1MeV)、RFD(1—70MeV)、和 SCL(70—200MeV)组成的医用质子加速器,效率较高而且制造、调试的难度较小。在 S 波段,中能区无法使用传统的 DTL 结构。近年出现了桥式耦合漂移管 BCDTL^[8]、耦合腔漂移管 CCDTL 结构^[9]和边耦合的 SCDTL 结构^[1],这些结构的共同点是四极铁移到腔外,可用于较高频率并大大缩小尺寸,但要求较高的注入能量(5—10MeV)。考虑到 S 波段结构的加工、减少耦合腔种类和数目等因素,我们选择 SCDTL 作为中能区的加速结构。质子高 β 加速结构目前国内外已有十多种,从有效分路阻抗和易冷却等方面考虑,选择边耦合结构 SCL。

(2) 频率选择。对于直线加速器来说,几乎所有的基本参数都与频率有关。在保证束品质和捕获率等前提下,为缩小尺寸,应选择较高频率,并尽可能选择在已有的功率源频

1) 专利号 RM95-A000564

带内,以避免耗时和高投资.在粒子速度 β 远小于光速的低能段,由于空间电荷效应、束团半径、减少束流能散度、漂移管内放置透镜等因素,要求较低的频率.就小束流而言,选择 RFQ 和 DTL 频率分别为 357MHz 和 714MHz,以缩小横向尺寸.

随着粒子速度增大,高频径向电场对束流散焦作用及空间电荷效应也随之减弱,束团直径也变得很小.因此聚焦元件可移到加速腔外,从而提高工作频率,缩小结构的横向尺寸.频率为 2856MHz (为 714MHz 的四倍)的加速结构,当 $\beta = 0.15$ 时,离轴 3mm 和 6mm 处的电场分别与轴上电场相差 2% 和 8%;当 $\beta = 0.36$ 时,离轴 2mm 和 4mm 处的电场差分别为 2.3% 和 9.2%;当 $\beta = 0.45$ 时,离轴 2mm 和 4mm 处的电场差分别为 1.5% 和 5.9%.可见,从粒子受力均匀的角度看,允许选用较高频率.因此选择 SCDTL 和 SCL 频率为 S 波段的 2856MHz 是合理的.采用高的工作频率,可提高电压击穿阈,缩短加速器长度,抑制横向发射度增长,降低腔壁功率损耗和缩短建场时间,使治疗转台轻巧并提高效率.

3 初步物理设计

专用医疗质子加速器方框图示于图 1,主要参数列于表 1.在 RFQ 出口之后,全程采用永磁透镜 PMQ 聚焦.通过调整低能匹配段聚焦磁场强度、改变离子源脉冲宽度或重复频率,使输出平均流强为 10—40nA,这样的流强满足短时间内照射大块肿瘤的质子通量要求.通过接通一个或几个 SCL 的速调管,使输出从 70 到 200MeV 有八个不同能量档(每档 ~ 20 MeV).改变 SCL 的最后一个加速段的加速场使得最终能量连续变化,以便治疗处在人体不同深度的肿瘤.

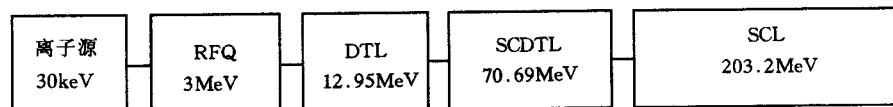


图1 200MeV医用质子Linac方块图

表1 医用质子直线加速器参数

注入能量	30keV	束截面	ϕ 2mm
注入束流	1mA	束脉宽	1—3 μ s
输出能量	70—200MeV	重复频率	30—120Hz
平均束流	10—40nA	束负载因子	0.036%
脉冲束流	120 μ A	RF脉冲功率	50MW
横向发射度	$<0.2\pi$ mm \cdot mrad	频率 (MHz)	357,714,2856
能散	$\pm 0.2\%$	加速器长度	26m

(1) RFQ. RFQ 是 p-Linac 的第一级,出口能量 3MeV,频率为 357MHz,由开头的横向匹配段、中间的整形聚束段和最后的加速段组成.离子源输出的 1mA, 30keV 质子束经低能匹配段注入 RFQ. RFQ 采用四翼型结构,主要参数为:长度 2.10m,腔直径 19cm,特征半径 4.0mm,调变因子 1—2,同步相位 -90° — -30° ,翼间电压 45kV,RF 脉冲功率

0.3MW, 束传输效率 95%。由于该 RFQ 的长度 L 大于高频电场波长 λ 的两倍, 将导致结构对机械公差敏感, 电场模式间隔过小而影响电磁场稳定性 (不稳定性 $\propto (L/\lambda)^2$)。为此采用长腔列分段共振耦合结构^[10], 将 RFQ 分为互相耦合的三节, 每节长 0.7m。

(2) DTL. 频率 714MHz 的 DTL 由 32 个加速腔和 33 个 PMQ 组成, 全长 1.62m。经 SUPERFISH 优化的腔截面示于图 2, 鼻锥内外半径为 1mm。计算值有效分路阻抗 ZT^2 、渡越时间因子 T 和品质因数 Q 与粒子速度 β 的关系如图 3 所示, 在 $\beta = 0.08$ 至 0.15 范围内有最大的有效分路阻抗和平坦的最大渡越时间因子。轴上加速场 $E_0 = 8.5 \text{ MV/m}$, 对应的表面最大场强 $E_{s, \max} \leq 1.8E_k$ (击穿电场), 总腔耗为 0.9MW。出口能量为 12.95MeV, 所需 RF 峰值功率为 1MW。各腔的出口能量如图 4 所示。RFQ 出口距 DTL 第一腔中心不到 2cm, 经此距离的束流产生附加相散 $< 6^\circ$, 最大相散和能散都小于 DTL 的纵向接收度, 所以不必另加纵向匹配元件。通过 DTL 头几个腔 E_0T 或 $E_0T\cos\varphi_s$ 与 RFQ 出口相应值近似相等的选择, 及调整 DTL 头四个透镜, 以得到与 RFQ 的横向匹配。最后的四个透镜用于与 SCDTL 的横向匹配。DTL 的同步相位 $\varphi_s = -60^\circ - -30^\circ$ 。

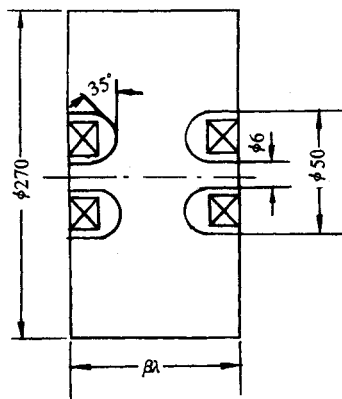


图2 DTL截面形状

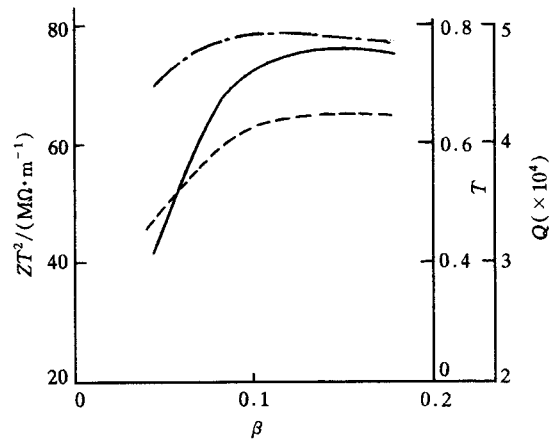


图3 DTL的 ZT^2 、 T 及 Q 与质子速度 β 的关系

— ZT^2 ; --- Q ; - · - T

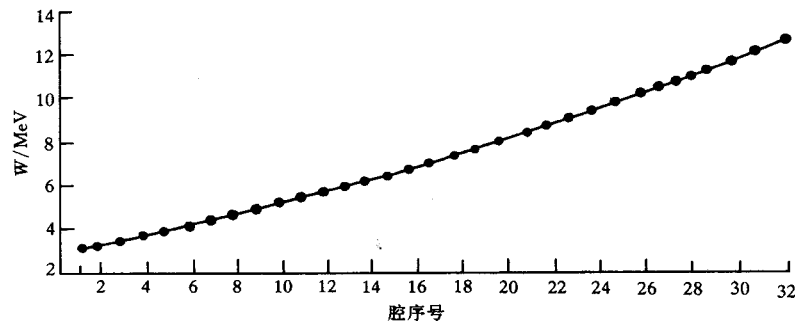


图4 DTL各腔能量

(3) SCDTL. 来自 DTL 的 12.95MeV 的质子经 SCDTL 加速到 70MeV。在这个能量

范围,高频 SCL 结构由于效率太低不能采用,所以使用能满足聚焦要求的 SCDTL 结构. SCDTL 的一个加速段由几个短 DTL 加速节组成,如图 5 所示,频率为 2856MHz. 场方向相反的相邻加速节通过“零场”边耦合腔耦合连接. SCDTL 由五个加速段组成. 第一段有 11 个加速节,每节 6 个加速腔,相邻加速节之间距离 $d = 2.5\beta\lambda / 2$,永磁透镜放置在加速节间;第二段由 9 个加速节组成,每节 6 个加速腔, $d = 2.5\beta\lambda / 2$;第三到第五段各有 7 个加速节,每节 7 个加速腔, $d = 1.5\beta\lambda / 2$. 对腔形尺寸分三段分别优化: $\beta \leq 0.2$ 、 $\beta = 0.2 - 0.25$ 及 $\beta = 0.25 - 0.5$,为减少束流损失,相应的束孔半径 $r_0 = 2, 2.5$ 及 3mm. 腔直径 $D = 6.5\text{cm}$ 为常数,漂移管直径为 1.4cm,鼻锥面角度从 23° 到 52° . 优化的 ZT^2 和 T 示于图 6. 轴上加速场 $E_0 = 12.5\text{MV/m}$, $E_{s,\text{max}} \leq 1.7E_k$. 腔平均功耗为 750kW/m ,最后输出能量 $W = 70.69\text{MeV}$.

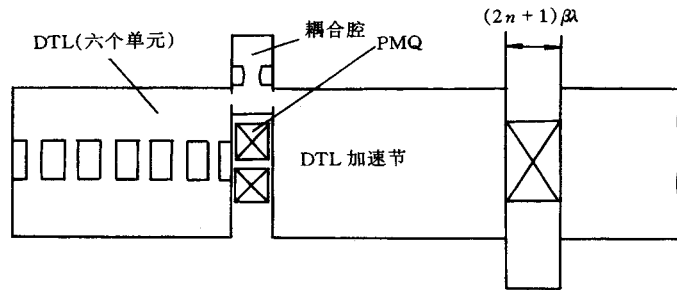


图5 SCDTL加速段示意图

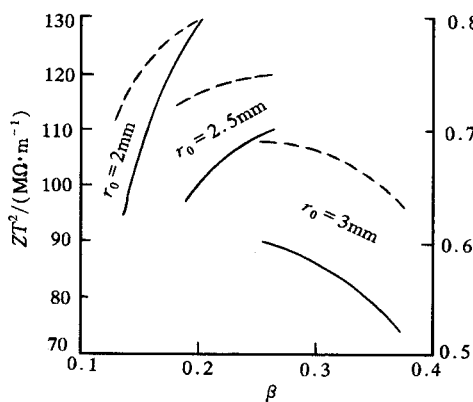
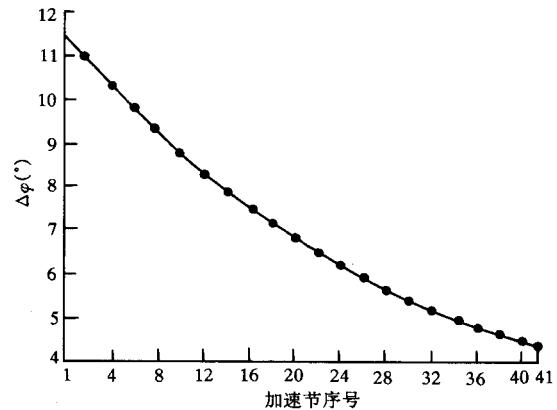
图6 SCDTL的 ZT^2 、 T 与 β 的关系— ZT^2 ; --- T 

图7 SCDTL各加速节束附加相散

表2 SCDTL各加速段出口能量

段号	1	2	3	4	5
W/MeV	23.87	35.54	46.01	57.74	70.69

表 2 为各加速段的出口能量,图 7 为各加速节出口的束附加相散,开始时束附加相散 $\Delta\varphi = 11.5^\circ$,随能量增加而降低,到 SCDTL 出口时 $\Delta\varphi^\circ = 4.4^\circ$,意味每节所含加速腔数是

合适的。SCDTL 总长为 9.8m, 其中加速结构长度为 7.6m, 所需 RF 峰值功率约 7.5MW, 共有 41 个加速节和 41 块 PMQ, 磁场梯度从始端的 200 逐渐减少到末端的 155T/m。

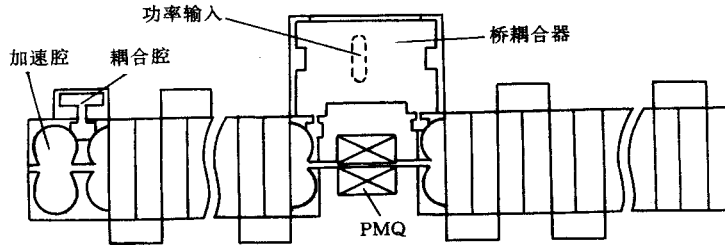


图8 SCL加速段示意图

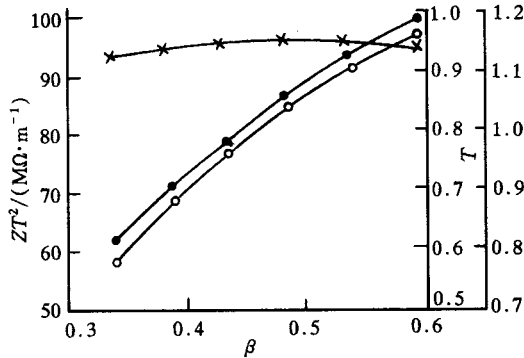


图9 SCL的计算值与质子速度的关系

● ZT^2 ; ○ Q ; × T .

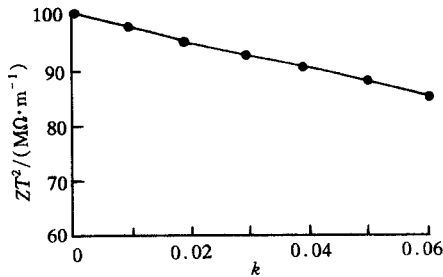


图10 有效分路阻抗下降与耦合系数k的关系

(4) SCL. SCL 将 70.69MeV 的束流加速到 200MeV. 在 85MeV 以下, SCDTL 结构优于 SCL. 选择 70MeV 作为 SCL 的起始能量, 是因为此能量为治疗眼睛黑瘤所需要的能量, 70MeV 的束流可从 SCDTL 的输出端送至相应的治疗室. 工作频率为 2856MHz 的 SCL 由 7 个独立馈电的加速段组成, 前三段各含 4 个加速节, 后四段各含 3 个加速节. 每个加速节由 17 个等长的加速腔组成. 每段中的加速节由长度为 $1.5\beta\lambda$ 的桥耦合器耦合连接, 节间放置一个 PMQ, 如图 8 所示. 加速腔形经优化, 得鼻锥内外半径分别为 1 和 2mm, 鼻尖夹角为 20° , 公共壁厚为 7mm, 束孔直径 3mm 及腔最大直径 65mm. 优化的 ZT^2 、 T 和 Q 对质子速度 β 的关系示于图 9. 图 10 给出了 SUPERFISH 计算值 ZT^2 与腔列 $\pi/2$ 模的耦合系数的关系. 选择加速场 $E_0 = 15\text{MV/m}$, $E_{s, \max} < 2E_k$, 同步相位为 -20° . 各加速段的能量增益如表 3 所示.

表3 SCL各加速段的出口能量

段号	1	2	3	4	5	6	7
W/MeV	88.44	108.24	129.74	146.93	164.97	183.71	203.21

图 11 为加速节出口处束流的附加相散. 最终输出能量为 203.21MeV, 所需 RF 峰功率约 30MW, 每加速段用 4.3MW 速调管供电. 共需 24 块 PMQ, 磁场梯度从始端的 111T/m 逐渐减小到末端的 88T/m. SCL 总长 11.91m, 其中加速结构长 10.08m. 束能

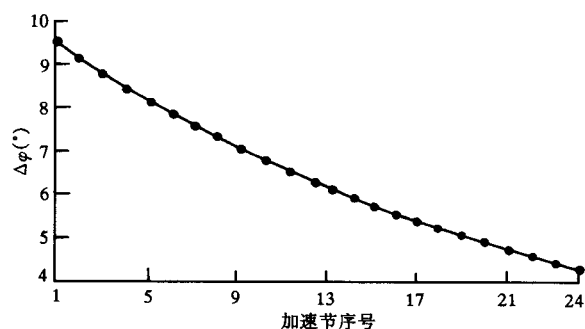


图11 各加速节出口处束附加相散

量在 70—203MeV 范围内可变的这一放射治疗要求由 SCL 来完成。通过关闭一个或数个速调管和改变最后一个加速段的加速电场,就能获得连续变化的输出能量。为有较平滑的能量变化,后边的四个加速段选择较少的节数。

4 讨论

200MeV p-Linac 是一种经济、可靠的医用治癌装置。S 波段频率的采用,使装置紧凑和小型化。这种装置的所有技术,包括 RFQ、DTL、SCDTL 及 SCL,国外有许多成功经验,国内也有一定基础。利用国内已有的 4.5MW 速调管,将降低造价和节约时间。本设计的加速器可采用模块式,完成 70MeV 后即可付诸治疗,与此同时,逐个制造 SCL 的加速段,将能量逐步提高到 200MeV。好的束流品质使转台等部件小型化。

参 考 文 献

- [1] Martin, Particle Accelerators, 1975. 7(1):57—61
- [2] Fukumoto S et al. Design of a Synchrotron for Proton Therapy. Proc. 1989 IEEE Particle Accelerator Conf., 1989, 700; Tsukuba Medical Proton Synchrotron, Proc. International Heavy Particle Therapy Workshop, Paul Scherrer Institute, 1990. 70
- [3] Fukumoto S. A Dedicated Accelerator for Proton Therapy at Tsukuba. Proc. of Japan-China Joint Symposium on Accelerator for Nuclear Science and Their Applications, 1990. 147
- [4] Slater J M. Developing a Clinical Proton Accelerator Facility Consartium-Assisted Technology Transfer. Proc. of Particle Accelerators Conf. 1991
- [5] Hamm R W et al. Preliminary Design of a Dedicated Proton Therapy Linac. Proc. of Particle Accelerators Conf., 1991
- [6] Silarc M. Proc. of NIRS International Seminar on the Application of Heavy Ion Accelerators. 1994. 279
- [7] Swenson D A. RF-Focused Drift-Tube Linac Structure. 1994 Int. Linac Conf
- [8] Billen J H et al. Bridge Coupled Drift Tube Structure. Proc. of Linac 1992. Los Alamos
- [9] Billen J H et al. A New RF Structure for Intermediate Velocity Particles, Proc. of Linac 1994, 1:341
- [10] Young L M. Segmented Resonantly Coupled RFQ. Proc. of PAC 1993

Preliminary Design of a Dedicated Proton Therapy Linac*

Zhou Linong Zhang Mutian Luo Zihua Yu Qingchang
Kong Dengming Qiao Jimin

(Institute of High Energy Physics, CAS, Beijing 100039)

Abstract Preliminary design of a dedicated proton therapy linac (S-band) is described. The short beam pulse width and high repetition rate make the linac similar to the electron linacs now used for cancer therapy. This linac consists of ion source, RFQ, DTL, SCDTL, and SCL. Its total length is 26m. The final energy of the output proton beam is 70—200MeV, with average beam current of 10—40nA.

Key words accelerating structure, medical proton linac, cavity optimization

Received 9 October 1997

* Supported by the National Clim-B Plan