

医学应用中的质子加速器

R. L. Martin

摘要: 本文讨论了用于医院癌症辐射治疗的质子同步加速器的理论设计。质子能量能够在脉冲-脉冲基准直到250MeV间变化,其最大的经加速的束流平均为60nA,重复频率为5Hz。这个环由许多便于组装的小的直磁铁组成,这些小磁铁容易排列成偶极子、四极子和漂移空间。这个环的直径为23ft。同样的磁铁(数目为2倍的)排列在直径为2倍的一个环上。由于这个同步加速器能把He离子加速到250MeV/u,它适用于辐射治疗的整个范围。在本文中将要描述的这个更大的同步加速器的主要特色在于,它能够把H⁻离子加速到250MeV(为避免离子的磁致剥离使用较低的峰磁场)并利用了电荷交换提取。对于满足窄质子束动态光栅扫描的要求来说,已经出现的这后一种技术是最有希望的。

一、引言

对于一些癌症部位的辐射治疗使用中能质子的开创工作,是由来自马萨诸塞综合医院的许多医生利用哈佛大学的160MeV回旋加速器进行的。在他们的成功历经十年之后,已把注意力集中在如何改进Wilson首次提出的质子进行癌症治疗的如何改进上。其它一些设备也在用轻离子束进行癌症治疗。在劳伦兹伯克利实验室用He,在苏联、瑞士和日本用质子进行。不断增长的利益刺激着质子治疗协作组(PTCOG; Proton Therapy Co-Operative Group)的形成。PTCOG

是由一些对此感兴趣的医生、医用物理学家和加速器物理学家组成的。这个小组曾几次集会讨论质子(和轻离子)辐射治疗。特别是适用于医院的加速器的设计和要求。

为了适合于医院使用,与设计用于物理应用的加速器相比,医用加速器必须简单、十分可靠和安全,并且相对便宜。由于医学应用要求的束流强度非常低,上述特点都是能够达到的。例如,能够在相对低注入能量时利用单圈注入以及小孔径磁铁。在有强空间电荷力的高流强时通常出现的不稳定性和共振,在医用加速器中都能够避免。最后,各单个组元的工程设计都留有余地,这就明显增加了整个装置的可靠性。

参考文献

- (1) N. P. Samios
IEEE NS-32, No5 1985 P (3824—3827)
- (2) A. G. Ruggiero
IEEE NS-32 No5 1985 P (1596—1600)
- (3) ORNL Accelerator Study Group
HIRF Newsletter #29, #31,
- (4) Study Group of NUMATRON
NUMATRON 1977
- (5) A. M. Raidin et al
IEEE NS-30 No4, 1983 P (3247)
- (6) K. Blasche et al
IEEE NS-32 No5 1985 P (2657—2661)
- (7) K. Blasch et al
IEEE NS-28 No3 1981
- (8) K. Blasche et al
IEEE NS-30 No4 1983
- (9) K. Franzke
IEEE NS-32 No5 1985 P (3297—3301)

沿着这条路线的加速器设计是作者1974年首创的。最初的设计目的在于质子诊断仪器能够进行计算机控制的层析摄影。当时设想了负H离子的加速，并用控制束流通过很薄箔的份额的方法实现慢提取。在这个过程中从质子移去两个电子即变成相反的电荷，因此在通过下一个磁铁时存在加速。由于在那时医学兴趣和机构支持都很不够，这些设想都没有进一步深化。但是，这些想法中的相当一部分都适用于癌症辐射治疗的同步加速器并已结合进目前的设计中。用于同步加速器的H⁻电荷交换的实际应用，已经研制成一种注入技术用以避免刘维定理的限制，并且注满一个小的存储环以避免空间电荷的限制。其后它被阿贡的ZGS和RCS (Rapid Cycling Synchrotron)、费米实验室和KEK (日本)的助推器、布鲁克海文的AGS和最近卢瑟福实验室(英国)的SNS及洛斯阿拉莫斯的PSR相继采用。

但是正如上面提到的，注入进医用同步加速器能够是一个简单的过程。另一方面，慢提取把束流强度控制在±2%以内，对于达到肿瘤部位的三维动态光栅扫描所要求的剂量均匀性来说，这是或许是需要的。电荷交换注入的成功说明了这个技术的简单性，把这个过程用于慢提取预料能够取得许多成功。另一个可能的方法是共振提取，它是一个复杂得多的过程。对于病人用这个方法得到剂量的准确性和可靠性的控制来说，已经证明此法将会更加困难。

剂量供给的另一些方法，象在哈威尔使用的两次散射方法，或者在伯克利研制出的摆动束流方法，都不需要非常精确地控制束流强度。每一种方法都有它的优点和缺点。

提供加速H⁻离子这种选择方案的机会有两个重要的结果。第一，真空必须明显地好于质子加速的情况，以便避免弱束缚电子与残余气体原子碰撞而造成的丢失。第二，与离子静止结构中存在的静电场类似的磁场必须相对较弱，以便不致因它存在而移动同

一个电子。我们在下一节将讨论这两个结果。

二、设计思想

对于动态光栅扫描的可行性和优点的问题，就是在PTCOG内部也没有统一的看法。三维等值线用其它方法也能够实现，这类方法包括使用在治疗期间能够改变的多箔碰撞。Goitein和Chen指出，对健康组织剂量的降低平均说来或许是10%，并不是一个压倒的因素。但是更为肯定的是：(a)束流利用达到90—95%效率的可能性(试比较目前在哈威尔所用的两次散射法只有20—30%，而在伯克利所用的摆动束流法只有50—70%)。(b)降低最后一块磁铁和患者之间控制杆臂的很真实的可能性，使得等角点龙门吊车非常实用(采用象较快的治疗方案、耐心的调整和对准以便更好地利用辐射场，假定就能够克服由于点源发射的圆锥形分布引起的剂量增加)。实际上，对准就能明显降低对正常组织的剂量，这就增加了保持选择加速H⁻离子方案的机会。

究竟需要多大束流强度的问题，成了在PTCOG会议上持续讨论的一个课题。加速器流强的要求随下列因素而变化。这些因素是治疗的部位和体积、束流传送给肿瘤的方式和效率、希望的治疗时间和希望的部分剂量。Goitein领导了这个讨论，目的在于引导加速器设计。为了用更短的时间治疗更大体积的肿瘤，一个普遍接受的结论是加速器要有明显高的强度，能够指望得到的强度要是目前在哈威尔可以得到的强度的十倍。在束流传输效率为20—30%、并用两次散射法的特性时，这就导致加速器束流要求平均为10—20nA，或2—6nA有效地射入肿瘤。更低的流强可以用于束流传输效率接近100%时，此时或许可能使用动态光栅扫描束流。但是，对于开始接受更高流强的设计者来说，后者还不足以证明这样做是精明的。合

理的设计或许是不管后者能够工作在5—10 Hz和平均流强为10—20nA, 而使用带光栅扫描的已经证明的慢提取的选择方案。现在的设计已经实现了这些目标。

由于在磁场中经受剥离, H^- 离子的寿命是能量和磁场的陡峭的函数(指数函数)。在250MeV能量和0.56T磁场时, 寿命为20S (由于偶极子只占有2/3个环, 在医用同步加速器中的实际寿命约30S)。当磁场只增加10%时, 寿命就降低一个数量级, 即是在把 H^- 离子加速到上述能量时, 磁场的上限选为5.6KG。在峰能量和恒定磁场时, 0.4S是这样的持续期间, 流通的流强随着束流的提取线性地从全值到零值变化, 离子丢失是1%被加速束流的约2/3。在加速周期内磁场剥离引起的离子丢失可以忽略不计, 而在能量小于250MeV时在提取期间的离子丢失明显低于上述计算值。

在能量250MeV和最大磁场5.6KG时, 这个环的直径约45ft。在上述能量时环的尺寸如此之大, 是一个值得重视的严重缺点。但是, 由于磁铁截面相当小并且带电荷交换提取的 H^- 离子加速的潜在优点, 似乎足以对这个选择方案感到心满意足。同步加速器能够容易建造和不太费钱地安置在医院驻留地区的隧道内, 并且束流能够简单地传输到医院中去。当人们终于认识到上述情况时, 相对大的尺寸就似乎不再是它的一个明显缺点了。

ACCTEK Associates接受了定型研究。为了便于建造和方案的可行性设计了小而直的偶极子磁铁, 这就允许对这一设计希望的束流强度和同步加速器的尺寸得到简单解决。这些相同的磁铁都工作在11KG, 并且装配在直径23ft的一个环上。这就能够把质子以高重复频率加速到250MeV, 其最大流强为60nA。后者表明了空间电荷的限制。对于3MeV注入的一个同步加速器这相当于空间电荷力引起的调谐漂移为0.25。平均流强20nA时的调谐漂移仅为常规上限的

$\frac{1}{3}$, 因此在调谐方面并不会产生什么严重的问题。

这个较小的设备定名为PAMA—1, 用于质子时将要求常规的提取系统, 即不是快的(单转)提取系统就是共振提取系统。在这个设备中对于 H^- 离子加速达到的最大能量是130MeV (在软组织中能穿透12cm)。这个能量对于一些应用场合还是有效的, 并且它还允许研究电荷交换提取和动态光栅扫描的潜力。

把数目为两倍的磁铁装配在直径为两倍的一个环上的设备叫做PAMA-2, 这是一个已获设计认可的同步加速器。在峰场强为5.6KG时, 它将把 H^- 离子加速到250MeV。在11.2KG时, 它能把He离子加速到250MeV/u, 这个能量是辐射治疗的整个范围所需要的能量。He离子的能量沉积和质子的能量沉积具有相同的生物效应, 但是却降低了多次库仑散射。在灵敏组织需要避免剂量和剂量截止的尖锐程度非常重要的情况下, 已经证明使用成本较高的He离子是正确的。

为了估计 H^- 离子加速的真空要求, 已经使用了通过与残余气体分子碰撞 H^- 离子转换成中性离子或正离子的总截面。在这个计算中, 在残余气体由95%的氢和5%的氧组成时, 真空度 10^{-10} 托时估计了 H^- 离子的上述丢失。这个构成相当于高真空检测中的测量时的情况。在上述组成时, 总截面从10 MeV时的 $3.8 \times 10^{-18} \text{cm}^2$ 急速下降到250MeV时的 $1.4 \times 10^{-18} \text{cm}^2$ 。已经估算出, 在0.4S提取时间内由于这个过程造成的丢失约为加速束流的1%的 $\frac{1}{6}$, 而在0.3S的加速时间内丢失值几乎为上述数值的两倍。这样小的丢失是完全可以容忍的, 尽管当真空度差一个数量级或者残余气体组成中氧或类似分子的百分比增加时, 上述丢失就要引起重视了。因为 10^{-10} 托的真空度能够以现实方式得到, 真空要求就不会成为加速 H^- 离子的一个阻

碍了。

三、具体设计

上面描述过的设计是把H⁻离子加速到250MeV的PAMA-2 (尽管所用的磁铁能够

表1. 医用加速器PAMA-2的参数

离子类型	H ⁻
最大能量 (MeV)	250
注入能量 (MeV)	1.5
提取类型	电荷交换
有荷因数 (%)	40
重复频率 (Hz)	1
平均流强 (nA)	3
偶极子数	64
峰场强 (KG)	5.6
好场强区 (cm)	2×4
四极子数	16
梯度 (T/m)	8.2
Beta函数, max/min (m)	8.8/1.3
Eta函数, max (m)	2.5
调谐 (v/h)	2.44/2.17
环直径 (m)	13.7
磁铁功率 (kW)	77

工作在更高的场强和更高的重复频率)。这台加速器的一些参数列在表1中。

这台同步加速器有64个小的弯曲磁铁组成,每个磁铁长52cm (包括线圈)都装配在直径为45ft的一个环上。这个环包含用于聚焦的16个四极子磁铁。所有磁铁分装成8组,其直线部分相互间距70cm。这个装置的略图示于图1 (略)。在任何能量下的提取都有可能从这8组中的任何一组进行,除了在给定的组中装置不允许这样做的情况之外 (一个直线部分被注入磁铁占据,而另一个被rf加速系统占据)。在正常运转期间,在磁场为低本征值时注入束流,而在磁场向最终值增加时的0.3S产生加速。之后在0.3S时这个磁场又重复到注入值。一个完整的周期

需要1S,其中约有40%的时间可以得到外部束流。

这些偶极子的外部尺寸为20.3×26.7cm²,磁极面为7.5cm宽,垂直间隙为3.2cm。在2×4cm²的整个面积内磁场均匀性在0.1%以内。这些磁铁是直的,其铁心长38.9cm,为了使制作简化线圈离开中平面。为了得到5.6KG的磁场,必须在这个20圈线圈中有361.8A的电流流过。四极子也都有一个离开中平面的线圈,为了得到8.25T/m的梯度,9圈线圈中要流过330.3A的电流。它们有一个“阻止-清除”窗,用于调节偶极子的椭球真空室 (3.2×9.5cm²)。

真空室是 $\frac{1}{8}$ 英寸厚度的冲压成的铝室,

除了在一边壁厚将包括沿它的整个长度的用于加热和冷却的通道。椭球室的外形尺寸为垂直方向3.0cm而水平方向9.5cm。Zr/Al吸气剂剥离将吸附室内的惰性剩余物。当活化时,这个剥离将对表面面积以约1l/S·cm²的速率进行,这对维持该室来说已经足够了。最初的化学清洗和现场烘烤到压强低于10⁻¹⁰托。12个约1l/S·cm²的离子泵用于抽去环周围到泵的惰性气体和有机分子象甲烷这类不受吸气剂物质的影响。两个小的涡轮式分子泵站将用于抽空和烘烤期间。后者还将加热室壁以便使俘获气体离开表面,然后通过加热的水经管道把气体带走,其室的温度加热至150℃。为了降低烘烤期间的热损失,该室的外表面将用1mm的绝缘材料将其复盖。

为了在某频率时得到300eV/转的能量增益就需要rf加速系统,此时随着质子速度的增加在不断增高的磁场中在某频率能达到同步加速。频率从1.5MeV注入时的0.5MHz变化到250MeV时的5.4MHz。这个相当大的频率漂移是用一个铁氧体加载的腔来实现的。两个不同类型的铁氧体环提供了对整个范围的频率共振。

束流通过快脉动磁铁注入到加速器环的

中心线，其时间等于 $\frac{1}{2}$ 转即 $1.1\mu\text{s}$ 。因此在束流顶部通过它第二次聚束之前，注入磁铁的磁场必须降低到零。然后1Hz脉冲重复频率的3mA的注入流强导致3mA的平均流强。如果利用有效的光栅扫描束流供给的话，就能满足绝大多数治疗要求了。

1.5MeV注入 H^- 束流是由国家静电公司(NEC)串列静电加速器5SDH2终端提供的。后者在商业应用中是开创可靠性记录的。对于能把质子加速到3MeV和把He离子加速到4.5MeV的注入系统来说，作为预加速器应用串列静电加速器设备早已证明是非常可靠的。当不需要光栅扫描时，3MeV质子的注入允许在主加速器中得到两倍的束流。

医用加速器设计的主要特色是简单、灵活性以及在峰值时磁场保持恒定情况下提取过程对全部能量都能可靠进行。提取使用2个小磁铁进行，它们分别位于提取直线部分前后圆周的 $\frac{1}{8}$ 处。给这两个磁铁通上相等的电流，束流就在两个磁铁间运动，在提取直线部分具有最大幅度，并且在环的其余 $\frac{3}{4}$ 处束流位置不再变化。在这点上，循环束流的

某个很小但受控的份额能够通过一个很薄的箔($1\text{mg}/\text{cm}^2$)，一个磁铁位于提取直线部分的逆流方向。在提取束流中来自束流控制器的信号能够反馈给两个快磁铁，用以控制箔中的束流位置。这个技术能够控制提取的束流，使束流从相当的精度达到所希望的数值。

这种提取方法简单而且成本低。这就使它能够其它任何直线部分的其它设备中重复使用而不用有所顾虑(其它设备象rf加速腔和注入磁铁)。因此，束流能够在八个直线部分的后四个中提取，这就为加速器利用提供了明显的灵活性。另外，箔安置在环周围的所有八个这样的空间位置，即可在束流孔径(象束流周围的窗框架)的内部、外部、顶部和底部。这就能够保证任何一个成分都能在加速器中不再存在或解调，此时在提取的束流中缺乏该成分就不是因为它打在真空室壁上而造成的了。特殊的屏蔽能够减小由于事故引起的辐射问题，并且加速器屏蔽的费用也会减小。这个特点是同步加速器在残余辐射水平甚低时的必然结果。

[鲁振龙译自 Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B24/25 (1987) 1087—1091]