



医用加速器

与
快中子治癌



445
65
1

科学技术文献出版社重庆分社

医用加速器与快中子治癌

中国科学技术情报研究所重庆分所 编辑

科学技术文献出版社重庆分社 出版

重庆市市中区胜利路91号

四川省新华书店重庆发行所 发行

陕西省宝鸡市人民印刷厂 印刷

开本: 787×1092毫米1/16 印张: 8.5 字数: 27万

1978年2月第一版 1978年2月第一次印刷

印数: 4700

书号: 14176·4

定价: 0.90元

目 录

医 用 加 速 器

辐射治疗用的电子直线加速器: 历史、原理和现代发展.....	(1)
一种新设计的超高压辐射治疗用的6兆电子伏直线加速器系统.....	(19)
新的4兆电子伏驻波直线加速器的性能.....	(26)
12兆电子伏S带驻波波导.....	(30)
利用直线加速器产生x射线及电子束光学的一些问题.....	(33)
医用轻离子直线加速器.....	(49)
岛津26和32兆电子伏电子感应加速器.....	(52)
电子感应加速器——一种放射治疗用的辐射发生器.....	(60)
新高能医用电子感应加速器Asklepitron45.....	(66)

快 中 子 治 癌

国外快中子放射治疗法 (综述)	(75)
快中子放射治疗法的过去与现状.....	(91)
快中子放射治疗法.....	(102)
一台实验性快中子治疗机.....	(111)
15兆电子伏快中子治癌机准直器的研究.....	(117)
密封管式高产额D-T快中子发生器.....	(122)
中子束准直器.....	(127)
中子发生器的离子源.....	(130)
锯齿形靶的中子发生器.....	(132)

辐射治疗用的电子直线加速器: 历史、原理和现代发展

C. J. Karzmark, Neil C. Pering

1、引言和历史

粒子加速器的演变大多数常与两种环形加速器,即加速重粒子的回旋加速器和加速电子的感应加速器的发展有关,而且一般并不认为,直线粒子加速器亦随着得到了发展。这后一种加速器却成了现代广泛地用于x射线和电子辐射治疗的现代微波供电电子直线加速器的历史先驱。本文回顾了这些直线先驱并叙述了产生功率和加速电子的微波基础。此外,回顾了历史上重要的治疗装置并叙述了现代的发展。根据光子污染和剂量率反示了电子直线加速器通过光核反应提供中子于辐射治疗的应用(Hazel等1964, Telford等1967)。兆伏辐射照相和研究辐照能力是医疗用直线加速器的附带特点。

照Ising (1925) 的建议由Wideröe (1928) 设计的早期射频供电直线加速器示于图1(a)。在此种加速器中,一系列间隔的共线的金属管置于一个大的抽空的玻璃圆筒中而管子相间地与一振荡射频电压的相反端极相连接。管子长度陆续增加,使得加速粒子束到达每一漂移管的末端时与相邻管间发生的最大加速电压同相。选择一合适的频率和电压,一些重离子可被加速通过相邻管间的空间并同时发生聚束。Wideröe设计是驻波型,其中加速电场为极大,而波节保持空间固定。Sloan和Lawrence (1931) 用这种30个管子的组列,并在10兆赫下激励至42千伏,产生 10^{-7} 安的1.26兆电子伏的单电荷汞离子束。

1946年, Alvarez及其同事 (Alvarez 1946, Alvarez等1955) 根据某些不同的原理设计了一种直线离子加速器。在此种加速器(图1(b))中一组相似的同线管排列在一个长的抽空金属圆筒中,而外圆筒以200兆赫射频功率供给能量。依据设计,这样来建立驻波,使任一时刻的电场在圆筒整个长度上有相同方向,在某一半周期向前,另一半周期向后,于是加速电场在漂移管间空隙中集聚,这就提供了所需的

位相加速场,这种场大多用于刚才所描述的Wideröe型加速器中。各个金属漂移管当电场处于反向时使粒子与场屏蔽开来。这种早期的直线加速器用于加速重离子或质子。它们不适宜于加速电子,因为电子很快地达到相对论性速度,因而要求过长的漂移管,而造成过度的功率损耗,或换句话说,要求更高的微波频率和更有效的结构设计。例如,1兆伏电子在1/3微微秒中行经10厘米漂移管,此对应频率为3000兆赫。

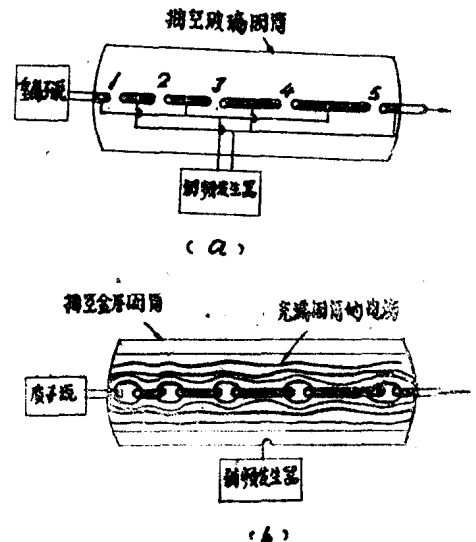


图1 早期的直线加速器设计:(a) 1930年前后的Wideröe型重离子驻波直线加速器。离子“隐藏”在漂移管中直到相位在半周期后反相;(b) 1955年前后的Alvarez型质子驻波直线加速器。此中粒子“隐藏”在漂移管中达3/4个周期,此时漂移管有相反的电势组态。

二次大战期间及稍后,高功率高频微波电源在雷达中应用有所发展。这种脉冲二极管源,磁控管和速调管能在适当设计的微波腔中建立强电磁场。场强和频率是高的,足以通过合适的微波结构把电子直线加

速至几兆伏能量。40年代中期,英国Fry小组(1947, 1948, 1952)和斯坦福的Ginzton等人(Ginzton等1948, Chodorow等1955)相继建立了能传输微波功率和加速注入电子的耦合腔的直线排列。毫不奇怪,这种计划在采用3000兆赫,10厘米自由空间波长作为设计频率中强烈依赖于战时武器和工艺。幸而,这证明是高能电子直线加速器的一种最佳频率(Chodorow等1955)。这种脉冲直线加速器可以提供高的平均束流并在保持直流地电位的结构中提供大的能量增益。这就是行波直线加速器,其中电子被轴向电场加速到一合适速度进入微波加速结构。较近,发展一种驻波微波电子直线加速器用于辐射治疗,这能在较短长度的加速器中在给定微波功率下得到给定的能量。Slater(1948)提供了关于直线加速器理论的一般评论,而Persico等(1968)和Fry等(1949)对此作了简明的论述;亦见Allen等(1947),Mullett等(1948)Walkinshaw(1948)和Cockcroft(1949)。

2、微波谐振腔,功率产生和直线加速器的原理

2.1. 引言

微波谐振腔能维持特殊的电磁场构形(模式)并理想地适用于功率产生和电子加速。最低频率或主要模式 TM_{01} 特别适用于电子束和谐振腔电磁场间传输功率。在一方面,高能电子激励速调管和磁控管微波腔能产生微波功率,而相反,一排直线的腔可通过从腔场传输能量至电子束这样作为电子加速器而运转。记号 TM_{01} 表示磁场完全正交于传播的方向;无方位角变化而一个符号沿一径向路径变化。

2.2. 微波谐振腔

在微波频率上,一般在1000兆赫以上,可以制造比之较低射频时效率高得多的电路。射频时的谐振电路由一分立的、集总常数电容器和与其并联的电感所组成,激励时在一单分立频率下将产生振荡。通常,增高谐振频率,电感和电容值必须减小。当频率接近微波段时,两个平行的单元电容器板在其外缘上将大量并联的部份可转动的电感合并,一旦全部闭合时,其结构变成了一个谐振腔。和集总常数电路不同,微波腔具有无限数的谐振频率,虽然最低频率通常用于直线加速器工艺中。

对于我们最有用形式的在圆筒腔内主振荡的电场E和磁场H的分布示于图2。这种全闭合的腔不能辐

射能量至自由空间,因而如果导体表面的电阻损耗低,则有极高的效率或Q值。(Q的定义之一,和微波腔的品质因素一样,为 $Q = f_0 / 2\Delta f$,其中 f_0 是腔的谐振频率, Δf 是频率差($f - f_0$),它降低了功率级一半。另一种定义是 $Q = (\text{腔的贮存在电磁场中的能量}) / (\text{为补偿腔中电阻损耗的每弧度的能量损失})$ 。3000兆赫时,这种形状的铜腔的典型非负载Q值约为15000。因为腔的尺寸为波长的量级,其应用局限于那些微波频率,对这些频率,它们有物理上适当的尺寸。例如,3000兆赫和10厘米波长时,这种腔直径约为8厘米,E和H场强规定了腔内的电功率水平P。通常用于低频下传输功率的电导体对微波是无效的。称为波导的空心圆形或矩形管用于微波功率传输。它们的电磁场构形和腔中的类似。为改善未来微波结构图中的清晰度,H场被略去,因为它对我们的目的来说是不重要的。关于微波电子学的一般参考文献见Ramo等(1953)。

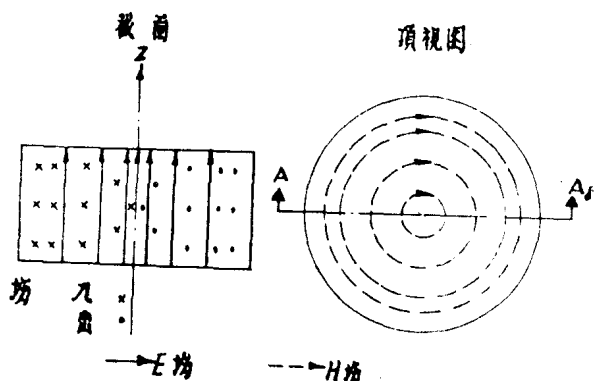


图2 圆筒微波腔的最低频率 TM_{01} 模的电场和磁场构形。E和H场空间互成直角;并到时成正交。

2.3. 微波功率的产生

微波频率下的电磁功率是在适当激励的谐振腔中产生的。能量可从电子或电子束节提取,它们被直流电势加速,然后在减速电场使其减慢时注入腔中。根据能量守恒,电子动能传输给腔的振荡电磁场。用某些简化假设,举出一例作为启示。如在腔中存在振荡电场,则100千电子伏电子束节(相当于0.1安电流通过)如果遇到10千伏的减速电势,将变为90千电子伏,并传输给腔的功率为1.0瓩。如腔电磁场起始为零,则注入束节感应循环壁电流,产生一相反的电场。泛言之,这些现象被用于速调管和磁控管以及许多其他功率的产生和功率放大微波器件中。

一种基本的双腔速调管示于图3。由一阴极和加速直流电势产生的电子束轴向流过圆柱腔并被一集流

器吸收。腔电场分布图类似于图2。当电子束通过管子时静止的电场或磁场（未在图中示出）将其聚焦。第一腔（聚束器）使电子聚束，使其在微波频率下到达

第二腔（收集器）时成为一连串的电子聚束。第二腔在到达的束频率下共振，而其动能的大部份以上述方式转换成电能。

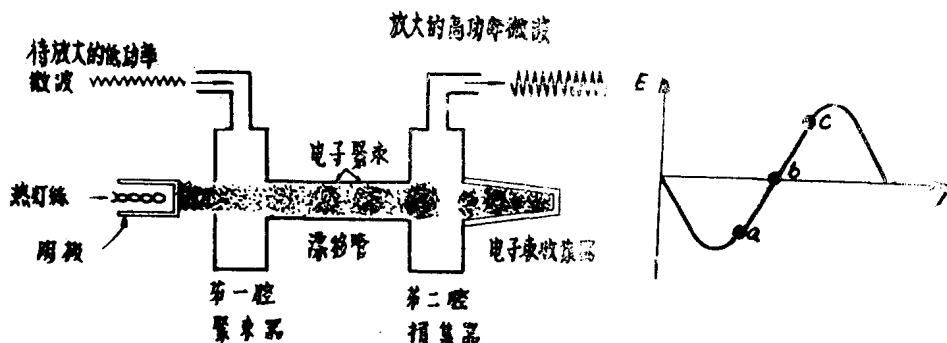


图3 用作微波功率放大器的基本双腔速调管的截面图和聚束腔电场的相位图。横过聚束腔建立的电场的聚束作用在本文中有叙述。

第一腔的聚束工作称为速度调制，因为它只改变速度而不改变通过管子的电子数。依据图3所示的微波循环中，在循环初时刻a早先到达第一腔的电子被E场慢化；在b时刻到达中途的电子不受影响；而在后期时刻C到达的则加速。结果，到达第二腔的电子将密集聚束。通常，由于电子在循环的所有时刻均以一定速率进入腔，故并不在聚束腔中感生平均微波功率。高功率速调管结合附加的腔以改善高电流聚束和放大(Chodorow等1953)。这些附加腔在速调管工作频率下不共振，因此，起着相反作用，不从束吸收平均功率。这种速调管的收集腔中的相互作用导致从直流到微波功率的功率转换效率高 达55%。用于3千米(2哩)斯坦福研究用直线加速器(Cinzton等1961, Dupen1966, Neal1967)的5腔S带(3000兆赫)速调管在24兆瓦(峰值)和20瓩(平均功率)下工作，效率为40%。

图4的磁控管亦采用速度调制，但其几何形状为圆柱形，与速调管特有的直线几何形状不同。一强脉冲直流电场加在中心阴极和阳极(该阳极与沿在外圆柱壁上周围排列的腔链相结合)之间，加速电子并给以动能。从圆柱阴极发射的热离子电子在静磁场H，脉冲直流电场和振荡射频电场E中描绘出复杂的轨迹。结果，这些电子螺旋式向外，感生电磁波并与之相互作用，该电磁波在接近阳极腔结构处循环。这种波调制电子束的速度，同时转换其60%的动能为微波能量。磁控管几乎总是起高功率振荡器的作用，而速调管通常作为低功率振荡器激励的放大器。起初，磁控管束上的噪声感生腔中共振电磁场振荡。接着，在脉冲期间，聚束导致腔和负载的有效激励。典型地说，在10厘米波长下工作的磁控管提供2兆瓦的峰值功率

输出，即使在提高成本和具有较差的频率稳定性时，4—5兆瓦方案亦是可行的。一种磁控管的变种，特高频功率放大管(Smith等1959)，可作为高功率放大器，但具有比较低的增益，因而要求高的激励。关于磁控管的一般参考文献见Collins(1948)。

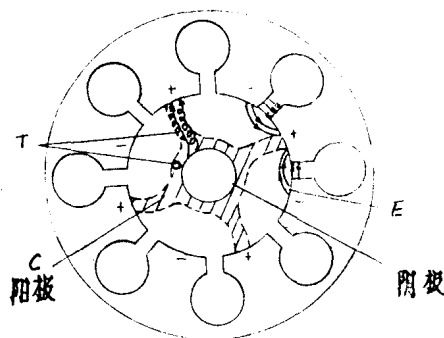


图4 用作高功率微波振荡器的磁控管的截面图。电子轨迹T和射频电场E用指明电子上作用力的方向的箭头表明。空间电荷云C区域加有阴影线。施加的静磁场垂直于截面图的平面。一种用于辐射治疗直线加速器的典型S带磁控管在2兆瓦峰值功率和2瓩平均功率输出下工作。

2.4. 行波加速结构

将我们前面关于电子与功率产生腔的相互作用即从腔传输能量给电子的讨论于相反的情况展开；这就是直线加速器结构。假定一具有轴向E场的电磁波行径一圆柱波导进入可注入电子的地方。图5(a)示出这种圆柱波导中 TM_{01} 模的时刻的E场。因为行波E场的相速度 V_p 高于光速C(粒子速度的极限值)，故光滑圆柱波导不适于加速电子。为了加速到规定的能量而不从束中损失，在某些相位稳定性要求所规定

的限度内电子必须保持波的相速度接近光速 (Veksler 1944, McMillan 1945)。很多微波结构都降低其相速度至 C 或更低。图 5 (b) 示出常用的最普通的结构, 盘载波导, 作为一种耦合腔的直线排列。

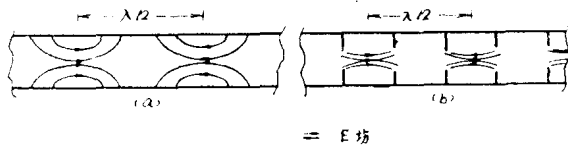


图 5 TM_{01} 模的空间行波电场 E 的构形: (a) 光滑圆柱波导, (b) 盘载圆柱波导。所示的截面包含圆柱的对称轴。

类似微波腔, 盘载加速器结构在多种模式下工作; 例如最简单的是 $TM_{01}-\pi/2$ 模式。这里, $\pi/2$ 为每一腔的场的相移。一种非均匀的盘载结构称为聚束器, 其中相速度逐渐增至 $V_p \approx C$ 。在约 80 千电子伏下注入的电子将被俘获而用一渐增相速度的波的行进来获得能量, 而很多电子将被聚束, 因此在波上俘获了大部份注入电子流 (Haimson 1966)。聚束器段典型地组成结构的前 30 厘米段。此后, 结构为均匀地盘载结构以便 $V_p = C$, 并且电子速度 V 。随着能量的增大而逐渐趋近 C 。

行波结构需要一个终端负载去吸收结构末端的剩余功率, 以便防止反向反射波和可能的电击穿 (Haimson 1965)。某些早期的医用加速器利用了行波结构, 但利用一波导和一微波变压器使剩余功率再循环至输入端 (Miller 1954a, 1955, Crowley-Milling 1955)。通常, 微波输入功率分配给电子束, 结构和终端负载。

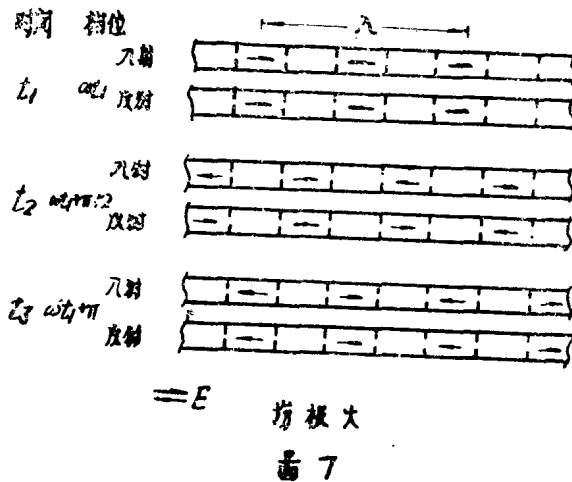


图 7 在三个连续的时刻, $TM_{01}-\pi/2$ 模的入射 (向右移动) 和反射 (向左移动) E 的波的图解。

2.5. 驻波加速结构

某些产生驻波的方法广泛用于重粒子直线加速器中。最普遍的是 Alvarez 谐振腔。这种设计对电子加速并不实用, 这主要是由于当粒子速度趋近光速时, 有过量功率消耗于相当长的漂移管上。一种既适用于电子又适用于离子加速的新结构已由 Knapp (1964), Nagle 等 (1967) 和 Knapp 等 (1968) 所描述, 并成功地用于医用直线加速器。

按以下的方式从行波结构可发展一种驻波结构。图 6 是在每一腔提供 $\pi/2$ 相移的盘载结构中入射行波向右移动的示意图。示出三个连续时间的 E 场的运动。在这一排耦合腔的末端, 假设能量被反射, 使一个波现在开始向左方传播。图 7 示出入射和反射波的分别示意图。每种情况中 E 场运动在 $1/4$ 周期中前进一个腔, 但两个波以相反方向前进。请注意图 7 中示出的入射和反射电场极大值随时间的总变化。在时间 t_1 , 电场是相加的, 在时间 t_2 , 电场处处为零 (能量完全在磁场中), 而在时间 t_3 (比 t_1 滞后半周期), 电场再次相加, 但方向相反。

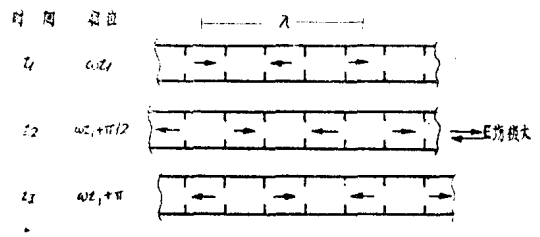


图 6 在三个连续的时刻, $TM_{01}-\pi/2$ 模的加速器结构中向右移动的行波电场 E 示意图。

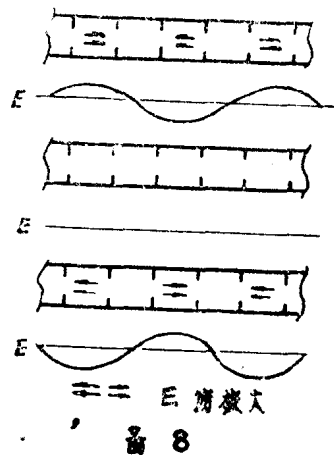


图 8 在三个连续的时刻, 加速器结构中 $TM_{01}-\pi/2$ 模的驻波电场图形。

这种向前和向后的行波的结合产生了驻波，此波是空间恒定的但随时间而振荡，如图8所示。请注意，在所有时间一半腔的场基本上为零，并可看作为耦合腔或微波功率传输腔。这些后面的腔在加速中不起作用，因而可以离轴移动以提供双模结构，在其中只有轴向加速腔提供能量增益。因为轴向束传输腔和离轴耦合腔可以独立起最佳化，故双模设计倾向于比行波设计更有效。图9示出一短段这种双模驻波结构。所设计的驻波结构可提供从腔排列的正面和背面的反射。在每个脉冲中，总E场随每次波的通过而增大，直到刚巧被系统中的损失所平衡。这一过程是指数式的，在10厘米波长时约为0.5微秒的 $1/e$ 。建立后，E场为定值，直到脉冲完结。

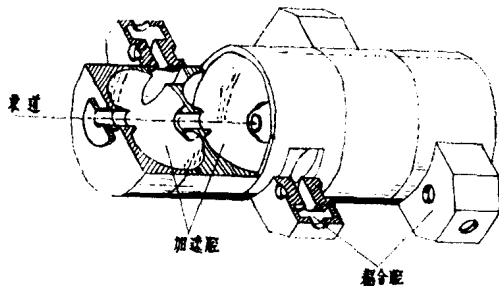


图9 双模或边耦合加速器结构。轴向加速腔设计成有最佳效率（极大分流阻抗），而离轴耦合腔是交错的，以降低耦合槽引起的不对称性。

对一特定设计的束电流，耦合（功率源和结构之间的阻抗匹配）可在制造时加以调整。负载特性是仅在此束电流时没有功率反射回功率源。这种匹配条件如图10示出的驻波和行波负载线的相切点。在脉冲开始和结束时存在从结构的强反射。为了防止抵达功率源时的反射，在功率源和结构之间插入一个称为循环器（英国术语称隔离器）的单向器件（见图11）。它吸收几乎全部的反射功率，可使功率源的失谐为极小。这是一种重要的考虑，因为大多数医用直线加速器用一磁控管作功率源，而这些器件对从负载的功率反射是十分敏感的。

前述可变相速度型的聚束器设计具有优良电子俘获特性，但倾向于有宽的电子输出能谱。在60年代初，当要求窄能谱时，对加速器全长， $V_p = C$ ，设计了某些均匀结构（Haimson 1966）。在这种结构中，一部份相位初期注入的电子被俘获而逐渐滑入同相。然而，为了达到合理的俘获效率，这些聚焦器要求不为人们所希望的那种高的枪注入电压100千伏或更高。现代驻波结构用一种改进的设计克服了这些问题，设计中利用一个半长腔作为一短聚束器第一元件。在那儿，俘获的电子在轴向E场空间分布峰值处或附近注

入而不是在节点处注入。新设计允许使用低到1千伏的枪注入电压并得到满意的电子能谱降低了费用（Sable等1970，Whitham 1971）。

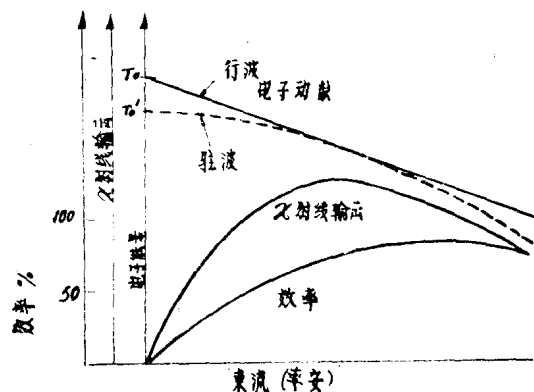


图10 直线加速器的电子束能量、效率和X射线输出随束电流的变化。对行波结构电子能量随束电流而线性地减小，而对驻波结构则以下降的速率非线性地减小，这是由于源和束阻抗间失配的结果。

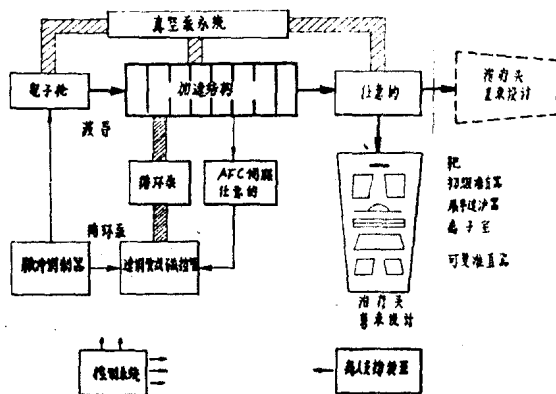


图11 说明两种基本的辐射治疗直线加速器结构：弯束和直束设计的典型医用直线加速器的方块图。在弯束设计中，从加速结构引出的束被进入治疗头前的弯曲磁铁近似弯转 90° 。在直束设计中，治疗头正好置于加速结构的外面并与之共线，而不需弯曲磁铁。

3、辐射治疗装置

3.1. 引言

在可称为人体工程中发现现代辐射治疗用直线加速器的某些最注目的改进。其中，注意到环境和治疗程序的细节，导致改进美学，附件和控制，促进在舒适的环境中进行有效和正确的治疗。

在日常的基础上医院环境中粒子加速器的运转比在实验室中更为复杂（Howard-Flanders 1954）。

治疗头(图11)包含一些有关X射线和(或)电子治疗选择的组件。初级准直器置于靶的附近,其棱锥或圆锥形孔径规定了野的最大尺寸,用一可变准直器进一步划出x射线治疗的轮廓。对x射线治疗,在治疗头上装上一个束展平过滤器,并通常从外部加上辅助的楔形过滤器。治疗头亦包含野大小和皮肤距离的光学系统。如只提供x射线治疗,在直束设计中最后腔的末端,靶常焊入真空系统,以改善导热性和简化结构。当两种选择均可提供时,采用一种可自由伸缩的x射线靶(在真空内或外)或者用磁性改变电子治疗束的方向,以便打不中置于抽空系统中的内靶。输出由透射电离室监控,当采用电子时,用薄壁电离室,以便尽量减少x射线沾染及电子能量的降低。对电子治疗,通常将x射线展平过滤器和野光镜从束上移去,而加上一个附加的外部准直器或敷贴器以规定治疗野。电子治疗束通过一个薄窗(使散射和能量损失为极小)从抽空结构引出。

图12示出大多数现代治疗用直线加速器所用的同配和坐标移动。用这种床和加速器运动的特殊配可以将病人迅速摆好位正确治疗(见Gardner等)。对极大多数治疗技术,病人在治疗床上处于或仰卧状态,其肿瘤中心位于空间固定的并由台动的水平轴和x射线束中心轴正交所确定的同心

直线加速器的同心装配是由Howard-Flanders和Newbery在1950年提出的，尽管有关这种治疗装置几何的参考文献可发现更早(Kohl 1906, Pohl 1914)。当首次用于直线加速器时(Newbery等1955, Morrison等1956)，藉转动90°弯束直线加速器的x射线头，并同时水平地转移治疗床和垂直地移动地板（所有均以一种协调的方式进行）来实现有效的同心运动。此后，同心装配特征亦用于直束直线加速器中，即使台架的运动受地板的限制，其总角度只稍大于180°(Murison等1957)。最后，提出了一种正90°弯束，·6兆电子伏同心直线加速器(图12)，在2.5米(8呎)高的天花板的治疗室中允许台架转动360°(Haimson等1963)。最近，用一直束直线加速器设计，一种4兆伏短驻波设计允许在那样的室中有360°的同心能力(Sable等1970)。

3.3.1. 真空。微波加速结构依靠极高的真空以防止电击穿，而高真空对加速器电子枪（无论是灯丝型还是阴极型）的长寿命是至为重要的。如果真空不良，离子轰击和电击穿严重限制运转并经常仅只运转几个小时后就毁坏电子枪。传统的前置机械泵和油扩

散泵真空系统在临床环境中难以维护 (Greene等1960), 因此在从实验室加速器变成一种辐射治疗装置中真空系统就成为一个大问题。最早的直线加速器治疗装置是那样装配的并常常配合可转动的真空密封, 使得泵可以保持所需的直立位置。

在斯坦福医用直线加速器中采用了另一种提供抽空设备的方法 (Weissbluth等1959), 它是一种装有总体电子枪的密封的加速结构。要求在400℃下真空处理以免后来放气, 但枪灯丝的更换费时费钱, 虽然不是经常发生的。在50年代末发展的非机械溅射离子真空泵对辐射治疗直线加速器是显著地满意的 (Haimson等1963)。其基本简单性和位置独立性与压力低于 10^{-7} mm Hg时的抽速能力相结合。初始抽空用一个吸附装置或一个便携式初步抽气机和冷阱来进行。利用低温扩散器 (Kohl1960), 以氧化物和钽钨阴极 (Haimson等1963) 代替早期真空系统用的纯金属高温阴极 (钨和钽) 可促进改善真空系统。前一阴极的高的热离子发射和长寿命是所希望的特点, 但它们在不良的真空中更快地恶化。新的真空和阴极工艺促使具有长寿命阴极和离子泵 (结合成一个易于替换的单组件) 的密封结构的进一步发展。

3.3.2. 束的传输。近年来束传输系统的改进导致具有半影减小的较小焦点。辐射治疗直线加速器的束传输系统可方便地分为共线 (直束) 和弯束设计 (图11)。前者, 治疗头刚巧位于外边并与加速结构共线, 而后一 (弯束) 系统, 配合一个一般为同心装配的正90或270°磁偏转系统 (图12)。直线加速器通常采用螺管线圈绕在加速结构上, 将电子枪出来的发散束聚成一小束的出射束。横向位移用转向线圈或更换加速结构或螺线管聚焦线圈来补偿。结果, 在直束系统中出射束位置的位移误差可易于校正。在直束设计中, 束能量的变化将改变焦点大小和x射线谱。然而, 这些影响通常与90°弯束系统相连的不对称问题相比危害性较小。

能量的变化以及电子束入射于靶上的角度和位置的变化在90°系统的治疗野中比之270°系统中更易产生有害的不对称。与野展平过滤器有关的x射线束叶的角位移或线位移很快产生治疗野的不平整。简单的正90°偏转系统能在一个限定的电子束能区提供合适的聚焦。由于治疗装置转动引起的磁控管功率输出或频率的变化常常发生电子能量的变化。这些问题的传统解决办法是常用电子伺服系统稳定有关的工作参数 (如频率, 脉冲线路电压和加速结构及功率源的温度), (见Horsley等1968, Naylor等1970, Naylor等1972), Sutherland (1969) 指出在平行板透射电离室的响应中用宽角射线作不均衡权重。Koschel等 (1963),

Procter (1969) 和Naylor等 (1971) 描述了用来估计野均匀性的设备。

近来, 发展了正270°“消色差”磁偏转系统, 比起正90°系统来, 它提供了改善的能量和空间聚焦。这种系统的优点是它能提供较稳定 and 对称的辐射束。缺点是这种系统的“外”偏转回路对于一定的源到轴的距离来说, 会增大加速器, 同心点, 治疗床和屏蔽室的高度。这种系统结合了一些磁性元件的特点, 包括均匀场磁铁的三重聚焦特性 (图13), 非均匀场“消色差”镜或Enge“回路”磁铁 (1963), 磁四极和偶极和磁短路板。结果提高了在更宽范围内的空间聚焦和能量聚焦。典型地说, 可允许的等价动量限度为 $\pm 10\%$, 而且总性能得到改善 (J. H. Bly 1971未发表的报告)。电子治疗束的传输和准直提出了一些问题 (Batchelor等1959, Dolphin等1959, Karzmark等1960, Lindsoug等1971, Loevinger等1961, Page等1970a, Robinson等1967, Svensson1971)。关于带电粒子束传输部件和系统的一般参考文献可见Banford (1966)。

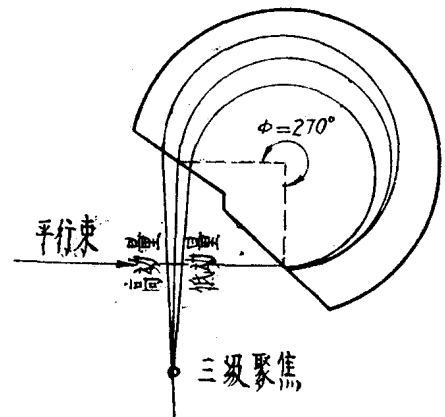


图13 一种均匀场无色散Stigmatic磁铁, 它在图示的平面中的聚焦特性与极面倾斜有关 (Enge1967)。

x射线焦点大小 (以及由推断的电子束截面) 可利用与起准直器作用的铅箔纸夹层相连的牙科底片透过一个平面中的傍轴射线来加以测量 (Bly等1959)。一个多重针孔准直器亦可用来作类似测量, 以提供单次辐照的二维数据 (Pering等1972, 私人通信)。后一准直器的针孔长30厘米, 直径0.15毫米, 排成中心间隔0.25毫米的方阵。典型的直线加速器x射线焦点的直径为1—8毫米。

3.3.3. 电子学。60年代初, 在低压电子电路中晶体管工艺逐渐代替了电子管, 60年代末, 晶体管与二极管和无源元件相结合提供了极紧凑的器件——集成

电路 (IC)。这种发展改善了电子系统的可靠性并减小其体积,往往可减到十分之一。辐射治疗直线加速器控制台的体积已缩小到几乎不比打字机大,而且所有的辅助电子学装置的主要台架,除高能速调管供电的加速器外,均告消失。集成电路和分立元件的维护并未有常规的要求,需要维护时亦是很容易的,这是由于印刷电路板 (这是工艺上的特点) 易于去掉和可靠地替换。

这种固态电子器件有一个主要限制,就是噪声灵敏度。真空管系统工作在200—300伏区,而晶体管工作在15—25伏级,很多集成电路工作在5—12伏区,尽管由于包含较低的阻抗而有所改善,噪声阈仍相应恶化。直线加速器调制器与伴有电磁辐射问题的强流脉冲电路相结合。由于固态逻辑电路有点易于使保护继电器虚假断开并造成额外剂量计数,故必须加以注意接地和屏蔽。当电子学测量设备或其他电子学装置在直线加速器附近工作时,还必须考虑电磁干扰。

固态电子学至今尚未完全在调制器的高功率脉冲形成系统中采用。一般地,所有二极管是固态的,但高功率开关是充气闸流管。在今日的小型调制器中,在空间受到限制或要求在十分高压下工作时,新的小型陶瓷封装闸流管是最佳的。

3.4. 工作参数和性能

医用直线加速器几乎总是在脉冲宽度1—5微秒和重复频率5—500脉冲/秒下工作。典型的负载因子(8)为0.001。例如,200毫安峰值束电流对应于200微安平均电流,2兆瓦峰值功率对应于2瓦平均功率。这些是磁控管供电的直线加速器的典型值。

大多数辐射治疗用直线加速器工作在约3000兆赫的微波S带。一些工作在x带,10000兆赫,3厘米波长的治疗用直线加速器已建成,但加速结构的较严格的尺寸公差以及结构和磁控管中场致发射的较大可能性和随之引起的电击穿限制了性能。即使较低频率,如L带,1000兆赫常用于研究用直线加速器中,但未发现用在治疗用直线加速器中,因为它增大了这种加速器结构和微波器件的体积和成本。

图10示出电子束能量,效率 (此处定义为电子束功率对入射微波功率之比) 和x射线输出随直线加速器中束电流的变化关系。当电子束射入加速器中,它从场取得能量。束电流的这种能量“束负载”对所有加速器都是共同的,而且起因于能量守恒 (Saxon 1954, Haimson 1965)。当束电流趋于零,从场转移的能量很小,因而输出束能量趋于极大值,即零束电流能量 T_0 。(对驻波结构为 $T_0/2$)。当束电流增大时,由于引出束功率,因而束能量减小,故结构中轴向E

场降低,当束能量约为 $T_0/2$ 时,束功率为最大,典型的辐射治疗结构在直到约为75%的极大束功率效率下运转。

图14示出前向和傍侧方向x射线产生随束能量的变化,新近选自Bly等 (1959) 和Wyckoff等 (1971)。(亦见Lawson 1952 a, b, c 和 Brynjolfsson 等 1971)。对于x射线治疗,极大x射线产生而非最高束功率效率是主要设计标准。极大x射线输出发生在约70%零束电流能量 T_0 时,而靶的前向x射线产生正比于提高的能量的2.8次方。极大效率发生在比极大x射线产生时要高的束电流时,因而亦在较低束能量时 (见图10)。典型的,在x射线产生峰值处,医用直线加速器结构转换约50%的微波功率为束功率。

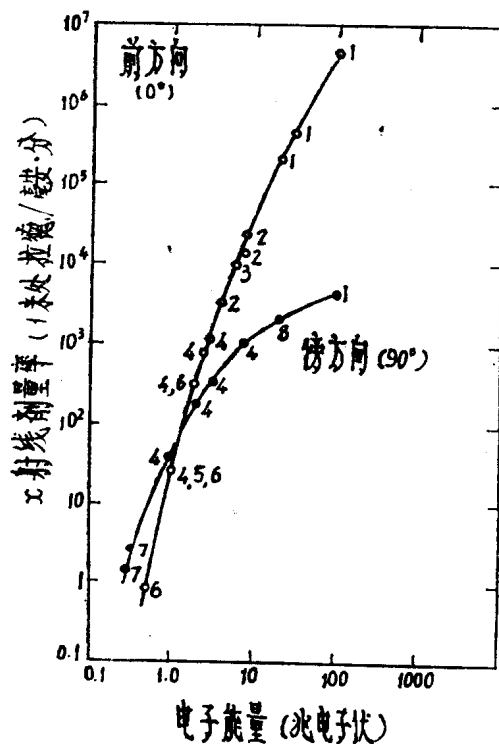


图14 前向和傍侧方向x射线产生随电子束能量的变化 (在1毫安平均束电流, 1米处归一化)。所选数据是对能提供极大x射线输出的最佳厚度的高原子序靶。标有数字的点对应于下述来源:

1. Wyckoff, J. M. 等, 1971, CERN-71-16.
2. Miller, C. W., 1954, J. Br. Instn Radio Engrs, 14, 361.
3. Goldie, C. H. 等, 1954, Bul. Am. Soc. Test. Mater., 201, (Oct.) 49.
4. Burrill, E. A., 1972, in Radioisotope Engineering, ed. G. Eicholz (New York,

Dekker) ch. 7.

5. Cleland, M.R., 1961, Radiation Review, 1 (No. 3) (Radiation Dynamics Inc., Westbury, NY11590)
6. Buechner, W.W.等, 1948, Bul. Am. Soc. Test. Mater., 155, (Dec.) 54.
7. McMaster, R. C. (Ed), 1959, Radiation Protection, ch. 26 of Non Destructive Testing Handbook, Vol. I (New York: Ronald Press)
8. NCRP, 1954, Report 14 (NBS Handbook 55)。

一个有用的加速器结构的品质因数是每单位长度的分流阻抗 Z (兆欧·米⁻¹), 并定义为

$$Z = E_z^2 / P$$

其中 E_z (兆伏·米⁻¹) 是轴向电场的基本分量, P (兆瓦·米⁻¹) 是每米长度上消耗的功率。每单位长度的分流阻抗确定在建立一给定的加速场中消耗多少微波功率。典型值为50—75兆欧·米⁻¹, 即使在超导结构中可以达到约大 10^6 倍的值。结果, 超导直线加速器要求比较小的激励功率。

极大 (零电流) 电子能量 T_0 正好等于 LE_z , 其中 L 是加速器的总长度。如上式所示, E_z 因而 T_0 是由分流阻抗和直线功率消耗所确定。

有意义的是对一特定结构用 L 和 P 表出 T_0 :

$$T_0 = k\lambda^{-1/4}(PL)^{1/2}$$

其中 k 是一常数, λ 是自由空间波长。因此, 即使在此方程中长度和功率在确定束能量时可直接互换, 而束负载效应和阻尼效应被忽略。

3.5. 辐射监控和安全装置

辐射安全包括两个相关的方面, 即设计和部件选择的技术特点以及涉及辐射安全的运转方面 (NCRP 1964, Brobeck 等 1968, American National Standards Institute 1970)。一方面, 良好的电和机械设计致使不大可能发生故障并促进了当提供任何故障和不正确操作的即时指示时是可靠的装置。另一方面, 运转方面主要涉及指令, 规则, 警告和为保证服从良好的辐射安全实施并警告不正常运转的工作人员所建立的程序。这些考虑对辐射治疗直线加速器有特殊意义 (Hsieh 1956, Br. Med. J. 1966, Fowler 1966, Lancet 1966, Karzmark 1967, DHSS 1969, Post 1971)。

直线加速器治疗装置呈现出特别与其脉冲束和大束电流有关的两种危险性。高的剂量/脉冲可导致与

在某些运转条件下电离室的离子收集效率的变化有关的剂量学问题。几乎完全没有这类问题的次级发射束电流监控器有特殊的优点 (Karzmark 1964, ICRU 1972)。如果在一个单元装置中电子和x射线的选择是可能的, 则大束电流呈现一种特别的危险性。当用来产生x射线时, 直线加速器通常设计在极大x射线输出下运转。因此, 如发生束电流增大的不正确操作时, 加速器仅能导致病人的剂量不足。然而, 对电子治疗, 过剂量大概是可能的, 因为束电流比x射线治疗所要求的小100—1000倍, 而且当提供电子治疗作为附属特点的直线加速器中呈现出一种显著的危险性。这些危险性引起对高能x射线和电子的剂量控制的建议 (DHSS 1969)。包括在这些建议中的是供给两种精确的全独立的剂量积分系统, 过度剂量率的防护以及限制辐射辐照的备用保险线路定时器。

某些高功率医用直线加速器有直线向前的无偏转的电子束作为如放射性同位素生产, 脉冲辐射分解 (Ebert等1965)和诸如杀菌, 聚合和活化分析的材料辐照应用 (Burrill等1960, Engelmann 1972, Harmer等1971a, b, IAEA 1967, 1970b, IRT 1968, Miller 1954b, USP 1972)的研究性应用 (MacGregor 1957, Theard 等1967)。当编入x射线和电子辐射治疗的计划时, 这种能力呈现出一种附加的辐射危险性。高功率速调管要求对电子束轰击收集器或管体时所产生的x射线有结实的屏蔽 (无论放大与否) (Nelson 1965)。高能x射线和电子治疗束 (直至35兆电子伏)产生的中子的危害性亦须考虑。这里的光中子是在靶和准直器以及病人中产生的, 并被发现是有用束内外的污染物。新近的测量 (Axton等1972)与中子剂量当量的计算有合理的符合, 并求得约为有用x射线束 (16—33兆伏)的0.5%, 而对电子束来说则很少 (亦见Dealler 1969)。

3.6. 治疗装置的编年评论

五十年代中期, 三台先驱直线加速器投入辐射治疗应用。这些是Hammersmith医院的Metropolitan Vickers装置, St. Bartholomew's的Mullard装置以及建立装设在斯坦福的装置。这些装置以及后来发展的其他先驱直线加速器治疗装置的特征和革新按年代列成表1, 特别注重构成主要技术进展或对其有贡献的特点。这些装置按开始临床辐射治疗的近似日期排列成表。许多标号码的参考文献并未在正文中独立地引用过, 最新的国际高能辐射治疗中心指南列出了恰当的中心和直线加速器的辐射源数据以及其他辐射源的表 (IAEA 1970a)。

4、现代发展

4.1. 计算机控制, 监控和记录保存

小型数字计算机的出现提供了一个提高辐射治疗效率的机会, 这是通过验证病人治疗方案, 在个别场合中自动定位治疗装置, 保持病人逐日治疗记录和监控特殊加速器运转参数来实现的 (Karzmark等1972a, b)。由提高治疗的精度(几何的和数值的)以及提高病人治疗容量, 予期能得到改善。后者特别与直线加速器治疗有关, 其高剂量率能力提供了改善使用效率的附加机会。兆伏级辐射治疗设备常常是医疗中心的最贵的装置之一, 而其利用的改善是特别重要的 (Karzmark等1972b)。当安置新病人时, 利用一台治疗模拟器, 可易于将加速器和治疗床的位置记录在计算机卡片上。病人个人的治疗方案亦可同时贮存在卡片中。然后这些记录可逐日用于安置病人, 修正治疗记录和监控有关运转参数。完成治疗时, 整个病人记录可转录到磁带上并印出以便贮存, 评定或计算机分析。

预期治疗模拟器的准备和自动化将改善精度, 使操作人员从某些重复工作中解脱出来, 并改善效率, 与没有这些设备的类似装置相比估计提高病人容量约50% (Karzmark等1972b)。对美国实际的兆伏级装置的设计病人治疗容量, 于表2中比较了三种情况: 仅有治疗装置, 有模拟器的治疗装置以及有模拟和自动化的治疗装置。与仅用治疗装置相比, 后者的结合增大了治疗容量66% (6小时治疗, 2小时逐日安置)。如每日在6.5小时中治疗39个病人 (每周将安置8个新病人), 则增大54%; 类似, 7小时中治疗42个病人, 则相应提高43%。引证的基本治疗容量显著依赖于病人治疗的复杂性, 安置和模拟程序。

为估计熟练的键盘和穿孔卡操作者的误差率计划了某些研究 (Minor等1962, Klemmer等1962)。我们相信他们的判断, 即每次按键的误差率在0.004至0.2%之间, 是与人工保管辐射治疗记录和人工实行治疗方案所发生的误差有关。典型地, 其频率可易于达到每次治疗场合1—2%。如果各种病人记录中的误差以这种频率发生, 则这些手工操作的消除以及计算机管理记录和辐射治疗的安置的替代可以改善辐射治疗病人护理的精度和质量。放射物理中心所完成的研究 (Golden等1972) 表明对经治疗的病人记录和证实治疗参数的重要性。应该指出, 治疗方案的证实并不需要以计算机为根据 (Van Roosenbeek等 (1971))。

表2. 兆伏级辐射治疗装置上不同工作条件的比较

工 作 条 件	每日治 疗病人 数	每周安 置新病 人数	每周病人安 置小时数
仅有治疗装置 (每日6小时 治疗, 2小时安置时间)	36	7	9
治疗装置和模拟器 (每日 8小时治疗时间)	48	10	12—24
治疗装置和模拟器和自动 化 (每日8小时治疗时间)	60	12	15—30

这种比较是基于8小时日, 5日治疗和5周治疗过程。对初始安置, 平均在模拟器室时间为每个病人1.4小时。在治疗过程中, 由于分过程治疗、由于肿瘤退化引起的变化以及皮肤标记的失去, 我们有可能用两倍这种时间。节省20%的时间归因于自动化, 这是根据我们对一同心装配Clinac 6 加速器上病人治疗的时间-运动研究 (15—25%) (Karzmark等1972a), 和23%来自Herring等的理论研究 (1969, 未发表的报告)

辐射治疗的质量取决于对指定的肿瘤体积所开的剂量的供给。供给的精度似乎可藉逐日治疗记录 (包括治疗方案的证实) 的计算机管理来改善。新近, Herring等 (1971) 讨论了必要的精度, 他们从放射生物学观测和临床研究, 主张至少对某些由于治疗不足继以病的复发而失败的病症可仅由一窄的剂量界限同由于治疗过度而继以并发症的失败区别开来。假定, 在很多情况下, 这一剂量界限窄到 $\pm 10\%$; 在某些情况下, 或许窄到 $\pm 5\%$ 。这种剂量学精度在实际中是难以得到的, 而且在参加的过程的不定性中要求 $\pm 2\%$ 的精度。更精确的剂量学的需要已由一些研究的文献所证实 (Worsnop 1964, 1968, Golden等1972), 这些研究表明, 建立的辐射治疗部门在所开的肿瘤剂量的供给中可相差 $\pm 20\%$ 。

4.2. 用超导腔的低温加速器

在室温下运转的普通直线加速器的性能由大的腔功率损耗所支配, 典型的损耗为3兆瓦/米并与其微波腔的表面电阻相关。这里循环的射频电流限于腔壁的薄层中; 典型的 $1/e$ 电流深度 (肤深) 约为 10^{-4} 厘米, 因此功率损耗大。利用在低温下工作的超导腔使负载因子显著改善, 以及效率和能量梯度提高, 这在理论上是可能实现的 (Turneure等1970)。这种腔的接近零的射频表面电阻和冷冻剂 (如超流氦) 的良好

传热性相结合提供了改善直线加速器性能的吸引人的基础。

在这种加速器中,所要求的场可在约为3瓦/米的功率级下建立,结果束功率需求几乎全部决定微波功率的需求。空载Q值对室温加速器约为 10^4 ,对S带超导加速器约为 10^{10} 。常常,利用中等功率连续波,速调管和直流功率源而省掉了脉冲调制器,超导加速器的连续运转是可能的。

在斯坦福(Schwettman等1967, Suelzle 1971),正在建造一台153米,2千兆电子伏—1300兆赫超导直线加速器供物理研究用,利用在 2°K 下工作的铌腔。联合的工艺提供了新的直线加速器和电子回旋加速器设计,以提供电子、x射线或负 π 介子辐射治疗的机会。斯坦福超导直线加速器的一种较小型式(31米长)正考虑试验用作介子辐射治疗。正在成文时(1972),在这一发展中碰到了主要问题是在液氦温度下排除消耗的功率的高成本以及电场击穿,限制了能量梯度在约3兆电子伏/米。理论考究表明,这种电场梯度应允许能量梯度大至50兆电子伏/米。相信,观测到的击穿现象是由于表面污染或低温下发生的触须生长所致,而这些有害的效应可以在作进一步研究后加以改善。超导性研究的新近进展导致转变温度接近或高于 20°K 的材料发现(Matthias等1954, Matthias等1969)。因此,希望这些或其他新的材料将导致较高的运转温度,改善热力学效率,因而降低成本。例如, 20°K 下运转允许利用液氢,而大大降低成本。

4.3. 电子回旋加速器

电子回旋加速器是最初由Veksler (1944)提出的一种电子加速器,它结合了电子直线加速器和回旋加速器两者的原理。其中,电子从一单微波腔获得能量并在H场中描出半径不断增大的轨道,但比之直线加速器来有更限制的相位稳定性判据。由于兆伏级电子具有近似不变的速度,故回旋加速器原理不能单独应用。代之,随着电子描出不断增大的半径的轨道时,如允许电子在磁场中每次旋转滑过整数个微波循环,则电子在正确相位时到达腔中。调整腔电压、频率和磁场,使每次通过腔后,电子获得足够的能量,使其在磁场中的渡越时间增大整数个射频循环。图15

(a)示出普通电子回旋加速器的原理。

$$t_1 = (1 + T_1)2\pi m_0 / eH_0 = A\tau$$

$$t_n - t_{n-1} = T_n 2\pi m_0 / eH_0 = B\tau$$

在上列方程式中, t_1 表示电子首次通过腔后的轨道渡越时间,第二个方程式描述任意两次相继轨道通过($n-1$ 和 n)的渡越时间的增长, τ 是一个射频循环的周期; T_1 和 T_n 分别代表首次和其后第几次通过腔时电子能量的增益(以电子静止质量单位测量)。A和B是相应于射频周期的整倍数的整数。

普通电子回旋加速器(图15(a))的主要优点是:(1)它用一个单腔加速,减少了射频结构的复杂性,(2)装置的分立轨道特性(所有电子回旋加速器的特性)允许与电子感应加速器相比易于能量选择和束的引出,例如,在同样的时间限度内,电子能量分散值比起直线加速器来要小。一种随之而来的麻烦是对每一种所选择的能量束出现在不同位置上。一种附带的优点可能是(与能量和设计参数有关)与直线加速器相比可在较小的系统体积中获得高的能量。电子回旋加速器治疗装置的立方几何特性决定了这种优点。电子回旋加速器小的束发射(束直径与发散度的乘积)简化了束的传输系统并可利用一台电子回旋加速器供给几个治疗室用束。

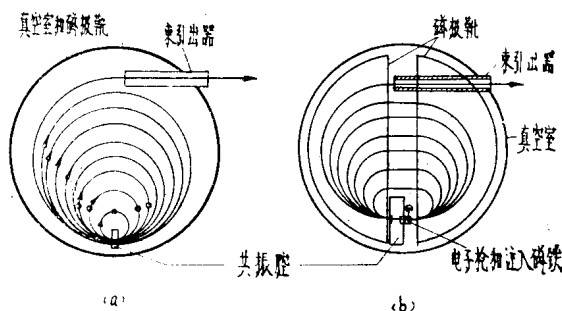


图15 电子回旋加速原型。静磁场垂直于图示平面。

(a)普通电子回旋加速器——电子在等于谐振腔周期的时间内通过两点间的距离。(b)采用扇形磁铁的跑道型电子回旋加速器。其中,90°注入磁铁简化了电子注入问题。

早期普通电子回旋加速器的特点是束电流很低,这主要是由于利用场致发射阴极以满足困难的电子注入要求。因此,它们在辐射治疗中似乎不能与直线加速器相竞争。然而,近年来,普通微波加速结构的改进和电子枪注入方法的改进开辟了新的可能性(Kapitza等1962, Grinberg 1962, Persico等1968, Wernholm 1964)。例如,如Roberts (1958)所建议的将电子回旋加速器分成两个或更多个扇面用于质子加速,这就提供了较大的适应性,特别在达到有效电子注入上(Froelich等1967)。这种构形(通常指跑道型电子回旋加速器)示于图15(b)。其中,长的多腔结构(而不是单腔)可用于汲靴之间,以提供每一轨道有较大的能量增益。一种这样型式的加速

器 (Allen等1970) 现正在建造中。这种电子回旋加速器设计的输出能量为600兆电子伏并利用一种超导加速结构。一种400—600兆电子伏区的非超导跑道型电子回旋加速器设计已由Wiik和Wilson (1967, 1970) 作了研究。正在拟制辐射治疗用的低能电子回旋加速器 (Reistad等1972)。

比较普通的和跑道型电子回旋加速器, 看来似乎按电子辐射治疗感兴趣的能量 (35兆电子伏以下), 如果不考虑能谱和束发射, 则根据成本, 普通电子回旋加速器可与直线加速器相竞争。在较高能量下, 如 π 介子产生所需的, 跑道型电子回旋加速器与普通直线加速器相比在成本和体积方面可提供特殊的优点。

在1973年粒子加速器会议的会报 (IEEE1973) 中评论了加速器工艺的多方面的现状。这些会报以及前次会议的会报包括了诸如束传输系统, 仪器设备, 超导电性和电子回旋加速器的技术方面。

(译自Phys. in Medicine & Biology,
1973, 18, 3, 321—354)

参 考 文 献

头上标有数字的属于表1

- Allen, J. S., Axel, P., Hanson, A. O., Harlan, J.R., Hoffswell, R.A., Jannik, D., Robinson, C.S., Staples, J.W., and Sutton, D. C., 1970, Design of a 600 MeV microtron using a superconducting, linac, *Particle Accel.*, 1, 239.
- Allen, W. D., and Symonds, J. L., 1947, Experiments in multiple-gap linear acceleration of electrons, *Proc. Phys. Soc.*, 59, 622.
- Alvarez, L. W., 1946, The design of a proton linear accelerator, *Phys. Rev.*, 70, 799.
- Alvarez, L.W., Bradner, H., Franck, J.V., Gordon, H., Gow, J. D., Marshall, L. C., Oppenheimer, F. Panofsky, W.K.H., Richman, C., and Woodyard, J.R., 1955, Berkeley proton linear accelerator, *Rev. Sci. Instrum.*, 26, 111.
- American National Standards Institute, Subcommittee N43—4, 1970, *Radiological Safety in the Design and Operation of Particle Accelerators*, NBS Handbook 107 (Washington, D C: U. S. Government Printing Office).
- Atherton, L., 1966, Design evolution of an advanced linear accelerator for supervoltage therapy, *Wld Med. Electron & Instrum.*, 4, 66, or 1965, *Medicamundi*, 10, 77.
- Aucouturier, J., Huber, H., and Jaouen, J., 1970, Système de transport du faisceau d'électrons dans le Sagittaire, *Revue Tech. Thomson-CSF*, 2, 655.
- Austin, N.A., 1964, Electronic weapon against cancer, *Electronics*, April 6, 88.
- Axton, E.J., and Bardell, A.G., 1972, Neutron production from electron accelerators used for medical purposes, *Phys. Med. Biol.*, 17, 293.
- Banford, A.P., 1966, *The Transport of Charged Particle Beams* (London: Spon).
- Batchelor, A., Bewley, D. K., Morrison, R., and Stevenson, J. A., 1959, Electron therapy at 8 MeV, *Br. J. Radiol.*, 32, 332.
- Beadle, R., and Kelliner, M. G., 1962, Recent developments in linear accelerators at X-band for radiotherapy, *Br. J. Radiol.*, 35, 188.
- Bentley, R.E., Jones, J.C., and Lillicrap, S.C., 1967, X-ray spectra from accelerators in the range 2—6 MeV, *Phys. Med. Biol.*, 12, 301.
- Bly, J.H., and Burnell, E. A., 1959, *ASTM Stand.*, Special Technical Publication No. 278, P. 20.
- Bradshaw, A.L., and Matsent, A.M., 1964, Physical aspects of electron therapy using the 15 MeV linear accelerator, *Br. J. Radiol.*, 37, 219.
- British Medical Journal, 1966, Radiation accident at Hammersmith, *Br. Med. J.*, 2, 233.
- Brosbeck, W. M., and associates, 1968, *US PHS Particle Accelerator Safety Manual*, MORP 68—12 (Washington, D C: U. S. Government Printing Office).
- Brinjoleson, A., and Martin, T. G., III, 1971, Bremsstrahlung Production and shielding of static and linear electron

- accelerators below 50 MeV. Toxic gas production, required exhaust rates, and radiation instrumentation, *Int.J.Appl. Radiat. Isotop.*, 22, 29.
- BURRILL, E. A., and MACGREGOR, M. M., 1960, Using accelerator neutrons, *Nuclearonics*, 18, No.12, 64.
- ⁸CARPENTER, J.W.J., SKACCS, L. S., LANZL, L.H., and GRIEM, M.L., 1963, Radiation therapy with high-energy electrons using pencil beam scanning, *Am.J.Roentg.*, 90, 221.
- CHODOROW, M., GINZTON, E. L., HANSEN, W. W., KYHL, R. L., NEAL, R. B., and PANOFSKY, W.K.H., 1955, Stanford high-energy linear accelerator (Mark III), *Rev.Sci.Instrum.*, 26, 134.
- CHODOROW, M., GINZTON, E.L., NELSEN, I. R., and SCHNICK, S., 1953, Design and performance of a high-power pulsed klystron, *Proc.Inst.Radio Engrs.*, 41, 1584.
- COCKROFT, J., 1949, The development of linear accelerators and synchrotrons for radiotherapy and for research in physics, *Proc.IEE*, 96, Part I, 296.
- COLLINS, G. B., 1948, *Microwave Magnetrons*, 1st edn (MIT Radiation Laboratory Series) (New York: McGraw-Hill).
- ⁹CROWLEY-MILLING, M. C., 1955, *A Phase-correcting Servo-system for the Linear Accelerator at Hammersmith Hospital*, Met. Vick Elec. Co., Report No.10, p.424.
- DHSS, Radiotherapy Apparatus Safety Measures Panel, 1969, *Dual Dosimetry System* (Dept. of Health and Social Security, Russell Sq., London W.C.1).
- ¹⁰DAY, M.F., and FARMER, F. T., 1958, The 4 MeV linear accelerator at Newcastle upon Tyne, *Br.J.Radiol.*, 31, 689.
- DEALLER, J. F., 1969, Photoneutron production in thick bremsstrahlung targets, *Health Phys.*, 16, 238.
- ¹¹DOLPHIN, G.W., GALE, N.H., and BRADSHAW, A.L., 1959, Investigation of high-energy electron beams for use in radiotherapy, *Br.J.Radiol.*, 32, 13.
- DUPEN, D. W., 1966, *The Story of Stanford's Two-mile-long Accelerator*, SLAC Report No.62.
- EBERT, M., KENZ, J.P., and SWALLOW, A.J., 1965, *Pulse Radiolysis* (New York: Academic Press).
- ENCE, H. A., 1963, Achromatic magnetic mirror for ion beams, *Rev.Sci.Instrum.*, 34, 385.
- ENCE, H. A., 1967, Deflecting magnets, in *Focusing of Charged Particles*, Vol. 2, Ch. 4.2, Ed. A. Septier (New York: Academic Press).
- ENGELMANN, C., 1972, Photon activation analysis, in *Advances in Activation Analysis*, Vol. 2, Eds J.M.A. Lenihan, S.J. Thomson and V.P. Guinn (New York: Academic Press).
- FOWLER, J.F., Safety of radiotherapy machines, 1966, *Br.J.Radiol.*, 39, 559.
- FROELICH, H. R., and BRANNEN, E., 1967, Four-sector racetrack microtron, *IEEE Trans.Nucl.Sci.*, NS 14, No. 3, 756.
- FRY, D.W., 1952, The linear electron accelerator, *Philips Tech.Rev.*, 14, 1.
- FRY, D.W., R.-S.-HARVIE, R.B., MULLETT, L.B., and WALKINSHAW, W., 1947, Travelling wave linear accelerator for electrons, *Nature, Lond.*, 160, 351.
- ¹²FRY, D.W., R.-S.-HARVIE, R.B., MULLETT, L. B., and WALKINSHAW, W., 1948, A travelling wave linear accelerator for 4-MeV electrons, *Nature, Lond.*, 162, 859.
- FRY, D. W., and WALKINSHAW, W., 1949, Linear accelerators, *Rep.Prog.Phys.*, 12, 102.
- ¹³GARDNER, A., BAGSHAW, M.A., PAGE, V., and KARZMARK, C.J., 1972, Tumor localization, dosimetry, simulation and treatment procedures in radiotherapy; the isocentric technique, *Am. J. Roentg.*, 114, 163.
- GINZTON, E.L., HANSEN, W.W., and KENNEDY, W. R., 1948, A linear electron accelerator *Rev.Sci.Instrum.*, 19, 89.
- GINZTON, E. L., and KIRK, W., 1961, The two-mile electron accelerator, *Sci.Am.*,

- ¹⁴GINTON, E.L., MALLORY, K.B., and KAPLAN, H.S., 1957, The Stanford linear accelerator, I. Design and development, *Stanford Med. Bull.*, 15, 123.
- GOLDEN, R., CUNDIFF, J. H., GRANT, W.H. III, and SHALEK, R.J., 1972, A review of the activities of the AAPM Radiological Physics Center in interinstitutional clinical trials involving radiation therapy, *Cancer*, 29, 1468.
- ¹⁵GREENE, D., and NELSON, K.A., 1960, Performance of linear accelerators in clinical service, *Br. J. Radiol.*, 33, 336.
- ¹⁶GREENE, D., and STEPHENSON, S. K., 1961, The design of a treatment room to house a gantry-mounted 4 MeV linear accelerator, *Br. J. Radiol.*, 34, 640.
- GRINBERG, A. P., 1962, The microtron, *Sov. Phys. Ups.*, 4, 857.
- ¹⁷HAIMSON, J., 1965, Absorption and generation of radio-frequency power in electron linear accelerator systems, *Nucl. Instrum. Meth.*, 33, 93.
- HAIMSON, J., 1965, Electron bunching in traveling wave linear accelerators, *Nucl. Insture, Lond.*, 199, 795.
- ¹⁸HAIMSON, J., and KARZMARK, D. J., 1963, A new design 6 MeV linear accelerator system for supervoltage therapy, *Br. J. Radiol.*, 36, 650.
- ¹⁹HANSEN, H.H., CONNOR, W.G., DOPPEL, K., and BOONE, M.M.L., 1972, A new flattening filter for the Clinac-4, *Radiology*, 103, 443.
- HARMER, D.E., and BALLANTYNE, D.S., 1971a, Applying radiation to chemical processing, *Chem. Engng, Albany*, 78, No. 10, 61.
- HARMER, D.E., and BALLANTYNE, D.S., 1971b, Radiation processing, *Chem. Engng, Albany*, 79, No. 9, 98.
- HAZEL, J.J., STEPHENS-NEWSHAM, L. G., and ZWICK, H., 1964, Investigation of the potential therapeutic applications of fast neutrons from a linear electron accelerator, *Radiology*, 82, 329.
- HERRING, D.F., and COMPTON, D.M.J., 1971, The degree of precision required in the radiation dose delivered in cancer radiotherapy, *Br. J. Radiol.*, Special Report No. 5, p.51.
- ²⁰HORSLEY, R.J., PRICE, R. H., SAUNDERS, J. E., and DINGWELL, P.W., 1968, Performance of a 6 MeV Varian linear accelerator, *Br. J. Radiol.*, 41, 312.
- ²¹HOWARD-FLANDERS, P., 1954, The development of the linear accelerator as a clinical instrument, *Acta. Radiol.*, Suppl., 116, 649.
- HOWARD-FLANDERS, P., and NEWBERRY, G. R., 1950, The gantry type of mounting for high voltage X-ray therapy equipment, *Br. J. Radiol.*, 23, 355.
- ²²Hsieh, C. L., 1956, The stray radiation levels of a 45 MeV travelling wave linear electron accelerator, *Br. J. Radiol.*, 29, 201.
- ²³Hsieh, C. L., and UELMANN, E. M., 1956, Experimental evaluation of the physical characteristics of a 45 MeV medical linear electron accelerator, *Radiology*, 67, 263.
- IAEA, 1967, *Proc. Symp. on Radiosterilization of Medical Products, Budapest, June 1967* (Vienna: Int. Atomic Energy Agency).
- IAEA, 1970a, *Directory of High Energy Radiotherapy Centres* (Vienna: Int. Atomic Energy Agency).
- IAEA, 1970b, *Sterilization and Preservation of Biologicas Tissues by Ionizing Radiation*, Panel Report (Vienna: Int. Atomic Energy Agency).
- ICRU, 1972, *Radiation Dosimetry: Electrons with Initial Energies between 1 and 50 MeV*, ICRU Report 21 (Washington, DC: ICRU Publications).
- IEEE, 1973, *Proc. Particle Accelerator Conference, IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-20, No. 3.
- ISING, G., 1925, *Prinzipien der Methode zur Herstellung von Kanalstrahlen höher*