

医疗设备质量控制检测技术丛书（十六）

医用直线加速器 质量控制检测技术

朴俊杰 李毅 主编



中国质检出版社
中国标准出版社

医疗设备质量控制检测技术丛书(十六)

医用直线加速器质量 控制检测技术

朴俊杰 李 毅 主编

中国质检出版社

中国标准出版社

北 京

图书在版编目(CIP)数据

医用直线加速器质量控制检测技术/朴俊杰,李毅主编.
—北京:中国质检出版社,2018.4

(医疗设备质量控制检测技术丛书)

ISBN 978-7-5026-4570-0

I. ①医… II. ①朴… ②李… III. ①医用直线加速器—质量检验 IV. ①TH774

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2018)第 050429 号

中国质检出版社 出版发行
中国标准出版社

北京市朝阳区和平里西街甲 2 号(100029)

北京市西城区三里河北街 16 号(100045)

网址:www.spc.net.cn

总编室:(010)68533533 发行中心:(010)51780238

读者服务部:(010)68523946

中国标准出版社秦皇岛印刷厂印刷

各地新华书店经销

*

开本 787×1092 1/16 印张 9.75 字数 225 千字

2018 年 4 月第一版 2018 年 4 月第一次印刷

*

定价 46.00 元

如有印装差错 由本社发行中心调换

版权专有 侵权必究

举报电话:(010)68510107

编审者名单

主 编	朴俊杰	李 毅		
副主编	赵庆军	杨树欣	李 栋	李咏雪
编 者	胡红波	张伟超	段学章	徐寿平
	徐 桓	张 鹏	张 朋	田林怀
	詹宁波	毛 岩	李 涛	刘 文
	刘 蕊	戴相昆	解传滨	巩汉顺
	葛瑞刚	徐慧军		
主 审	石 梅	孙志辉		
审 核	谷文昊	刘鸿翔	谢迅雷	李万里

前言

为配合全军卫生装备(国家称“医疗设备”)质量控制工作的实施和推广,并为国家卫生部2010年颁布的《医疗器械临床使用安全管理规范(试行)》提供技术支持,全军医学计量测试研究中心组织有关人员编写了“医疗设备质量控制检测技术丛书”。本书作为其中一个分册,主要介绍医用直线加速器质量控制检测技术。

医用直线加速器是一种利用电场对带电粒子加速产生辐射束,并应用于全身多部位肿瘤照射的设备。1943年电子感应加速器被提出用于放射治疗。1946年美国高压工程公司生产出2 MV~2.5 MV的加速器。20世纪50年代,英国首先应用医用电子直线加速器,60年代引入到美国,70年代在全球得到广泛运用(全世界约有200台电子感应加速器在使用)。随着计算机技术及机械工业的发展,直线加速器有了日新月异的发展,实现了3D CRT、IMRT、VMAT、SBRT、SRS等新技术的应用。

医用直线加速器经过几十年的临床应用,成功治疗全身各类肿瘤,为广大癌症患者带来了福音。为保证疗效与安全,充分了解直线加速器并对其进行严格的质量控制是必要的。

本书共分为四章。第一章介绍直线加速器的发展历史以及加速器的组成。第二章主要介绍医用直线加速器质量保证与质量控制基础知识。第三章分别介绍医用直线加速器质量保证与质量控制的相关标准。第四章具体介绍医用直线加速器质量控制检测方法。附录中列出了一些常用表格、放射学术语以及一些相关的法律法规目录。

参与本书编写的有临床一线工作人员、设备维修人员及检测技术人员,他们都具有丰富的医用直线加速器检测经验。本书编写过程中,得到解放军第302医院、总后药检所、广州军区药检所等单位同行们的大力支持,在此一并表示感谢!

由于作者水平有限,加之时间仓促,书中难免存在错误和疏漏,敬请读者批评指正。

编者
2017年12月

目录

第一章 医用直线加速器概述	1
第一节 医用直线加速器的发展历史	1
第二节 医用直线加速器的组成及功能	5
第二章 医用直线加速器质量保证与质量控制基础知识	17
第一节 医用直线加速器质量保证与质量控制的重要性	17
第二节 医用直线加速器质量保证与质量控制的内容	18
第三节 医用直线加速器质量保证与质量控制的主要设备	25
第三章 医用直线加速器质量保证与质量控制的相关标准	36
第一节 国际标准	36
第二节 国内标准	39
第四章 医用直线加速器质量控制检测方法	41
第一节 医用直线加速器质量控制检测内容及要求	41
第二节 附属设备的质量保证与检测方法	49
附录	63
附录 A 相关表格	63
附录 B 放射学术语	111
附录 C 有关放射治疗设备质量保证的法律法规目录	135
附录 D 医用直线加速器常用缩略语	142
参考文献	143

第一章 医用直线加速器概述

第一节 医用直线加速器的发展历史

国际抗癌联盟将每年的2月4日定为世界癌症日,可见癌症形势之严峻。2013年初,全国肿瘤登记中心发布的《2012中国肿瘤登记年报》显示,我国每年新发癌症病例大约312万,因为癌症死亡的人数超过200万。这意味着每分钟有6人被确诊患有癌症,癌症已经成为我国城乡居民的第一位死亡原因。2014年,国家癌症中心全国肿瘤防治研究办公室发布我国2003—2005年以人群为基础的癌症生存数据,我国年龄标准化后的全部癌症患者5年生存率为30.9%,农村全部癌症患者的生存率为21.8%,相比发达国家全部癌症患者5年生存率(如美国约为70%)较低。2014年世界卫生组织发布的《世界癌症报告》指出,中国的癌症发病病例几乎占了全球的一半,高居榜首。2008年,世界卫生组织公布目前全球肿瘤的5年生存率约为55%,其中放射治疗贡献率为23%,手术贡献率为25%,化疗贡献率为7%,可见放射治疗的作用之重大。

1. 放射治疗的早期发展

X射线的成像性能被发现后,随即被应用于临床诊断和相关研究,并很快在医疗领域开展开来,如X射线被用于骨折、心脏病和肺结核诊断等。有时出于特殊诊断目的,在消化道里充钡,钡在组织和骨骼中可见,这样有利于消化道疾病的诊断。

对早期从事X射线工作和科研的人员进行观察和研究,发现长期接触X射线会产生炎症,而且出现较为少见的皮肤组织损伤。这种生物学效应引起了利奥波德·弗洛伊德(Léopold Freund)和爱德华·席夫(Eduard Schiff)的兴趣,仅在伦琴宣布其发现X射线后一两个月他们就建议X射线应该用于疾病治疗。大约在同一时间,埃米尔·格鲁伯(Emil Grubbe)开始在芝加哥尝试X射线的医疗应用。此时,腐蚀剂也已应用于肿瘤治疗,它是通过腐蚀性烧伤治疗皮肤恶性肿瘤;同时,电疗法也被尝试用于临床治疗,旨在刺激皮肤组织。

法国内科医生维克托·德佩涅(Victor Despeignes)首次尝试将X射线治疗运用在胃癌患者身上。1896年,他发表了一篇论文:“尽管这是一个致命性的肿瘤,但经过为期一周的治疗之后,疼痛减轻了,肿瘤也缩小了”。但这个结论并不是很全面,因为病人同时也接受了其他治疗。弗洛伊德的首个实验是一个悲剧,他用X射线照射一颗痣,期望利用X射线诱导其脱落,但是造成了深度溃疡,这阻碍了进一步放射治疗。第一个成功的治疗案例是席夫与弗洛伊德携手治疗狼疮。一年后,即1897年,他们发表了一份成功案例的报告,这引发了对X射线治疗的进一步实验。之后,在1898年他们成功开展了一次红斑狼疮治疗。

2. 尼尔斯·芬森(Niels Finzen)和光线疗法

丹麦医师尼尔斯·芬森对光的生物效应产生了兴趣。1893年,他发表了一篇论文《光对皮肤的影响》。受X射线治疗疗效的启发,他将研究扩展到直射光线。1896年,他就其发

现发表了一篇论文《医疗中集中化学光线的使用》。芬森发现红斑狼疮可以用从石英晶体分离出来的紫外线治疗,然后设计了一盏灯以滤选出紫外线。芬森光疗灯在光疗中被广泛应用,其衍生品在其他类型的放射治疗中也得到应用。1900年,芬森医院利用光疗灯装置治疗疾病。投照管可以调整,以使光线聚焦。光通过一个空心的透镜,透镜紧贴接受治疗的部位。护士和病人都戴着墨镜以保护眼睛免受光线刺激损伤。

在芬森的原始设计基础上进行改进,发展出很多型号的光疗灯,如最常见的芬森-雷恩(Finsen-Reyn)灯和芬森-罗姆霍尔特(Finsen-Lomholt)灯。到1905年,据估计50%的狼疮患者是用芬森的方法成功治愈的。也因此,芬森于1903年获得诺贝尔奖。

3. 镭治疗的应用

1898年居里夫人(Marie Curie)发现镭之后不久,人们就猜测镭是否也可像X射线一样用于治疗。1900年,奥托·沃克霍夫(Otto Walkhoff)第一次发现镭的生理学效应,后来由著名的“贝克勒尔燃烧”现象证实。1901年,亨利·贝克勒尔(Henri Becquerel)将一管镭放在自己所穿背心的口袋里几个小时。一两个星期过后,他的皮肤下面有严重的炎症,而那块皮肤正好接触到镭。皮肤科医生欧内斯特·贝尼埃(Ernest Besnier)检查他的皮肤并发表意见,称炎症是由镭引起的。居里的实验也证实了这一点。贝尼埃称使用镭治疗能与X射线和紫外线治疗一样达到相同的目的。

4. 伦琴治疗法

直至1900年,弗洛伊德最初列出的五种疾病,已有四种用X射线治疗:a. 多毛症,为消除过多的毛发;b. 治疗毛发疾病和有必要去除头发的毛囊疾病;c. 治疗皮肤炎症感染,如湿疹和痤疮;d. 治疗皮肤恶性感染,如狼疮和上皮癌。此外,X射线也成功应用于其他癌症治疗,同时也在治疗白血病方面也做了尝试。考虑到X射线具有杀菌功能,它也被建议用于肺结核疾病治疗。也尝试过用X射线治疗癫痫,此前癫痫试验性地用电流治疗过。

1915年,X射线设备用于治疗脸上的上皮癌。球管固定在屏蔽罩内,一个带孔的金属板贴合到皮肤表面并用橡皮膏固定,实施照射。从最初的治疗实验开始,一个新的领域——X射线治疗诞生了,即伦琴治疗法(以X射线的发现者伦琴的名字命名)。

5. 分次治疗——库塔尔方法

在1922年巴黎国际肿瘤大会上,一位在居里研究所工作的法国放射专家亨利·库塔尔(Henri Coutard),提供证据称可以治疗喉癌而不产生副作用。亨利·库塔尔的灵感来源于克劳迪亚斯·勒戈(Claudius Regaud)对兔子的观察,后者发现能使皮肤严重损伤和组织破坏的单次X射线剂量,如果在几天时间内分几次照射兔子,就可以给兔子杀菌而不损伤皮下组织。

1934年,库塔尔探索出一种延长治疗时间、分次治疗的方法,该方法仍是当今放射治疗的基础。库塔尔设计的剂量和分次模式会造成严重但可恢复的急性黏膜反应。以往的医生认为癌细胞更多地受辐射影响,库塔尔与他们不同,他假定癌细胞与普通细胞对再生具有一样的敏感度。库塔尔报告称该方法头颈部癌症的治愈率约23%。

1935年,每家医院都开始效仿他的治疗方法。

6. 适形放射治疗的发展

“适形放射治疗”概念的提出和临床研究最早始于1959年。日本的高桥(Takahashi)

及其同事首次提出并阐明了适形放射治疗的基本概念及实施方法。他们用自行设计的一个机械控制系统,控制多叶准直器(MLC)的形状与射野方向的靶区投影形状保持一致,围绕患者进行适形治疗。普洛伊茅斯(Proimos)博士及其同事独立地提出同步挡块旋转照射方法。同步挡块法是将特殊设计的铅挡块安装在患者和机头准直器之间,并且挡块能够随机架或患者的旋转作同步运动,保证挡块的形状时时与照射的靶区的投影形状一致。

赖特(Wright)1959年介绍适形放射治疗方法,即源水平照射,而患者旋转。特朗普(Trump)等1961年依同样原理设计了一个非常复杂的挡块用来治疗宫颈癌。格林(Green)于1959年提出循迹扫描,并在英国伦敦皇家北区医院应用,当时采用的是250 kV马可尼(Marconi)旋转型深部X射线治疗机。

继格林的研究之后,英国TEM工厂生产的Co-60循迹扫描治疗原型机,于1970年安装在伦敦皇家自由医院,1973年治疗了第一例患者。大卫(Davy)于1975年叙述了该机的安装情况和治疗计划的设计方法,当时机器仍靠模拟系统进行控制。经过不断发展,改用数字计算机进行控制,发展为计算机控制的循迹扫描式Co-60治疗机。

1971年,梅垣(Umegaki)在Varian Clinac-6直线加速器上安装了一组多叶准直器,由一个旋转的盘面进行模拟控制。准直器装有8个叶片,其中6片由伺服系统控制,每片在等中心处形成的射野为3 cm宽。东芝公司在LMR-16型直线加速器上应用模拟控制的多叶准直器,装有12组叶片,单片射野在等中心处形成的宽度为2.5 cm,起初靠手动控制,后来佩里(Perry)等改用微机控制,从而得到动态的适合肿瘤形状的剂量分布。

20世纪70年代,巴恩戈尔德(Bjarngard)、可耶夫斯基(Kijeuski)及其同事提出适形调强放射治疗(IMRT)概念。由于当时的计算机技术和剂量计算模型条件的限制,IMRT还不能在临床上使用。多叶准直器及其计算机控制系统的发展为适形调强放射治疗铺平了道路。布拉默(Brahme)教授提出逆向计划设计的概念,以及笔型束剂量计算模型的建立和发展,为调强治疗提供了先决条件。NOMOS公司在世界上率先在加速器上利用MIMiC准直器实现调强治疗。

7. 电子回旋加速器

早在1944年由威克斯勒(Veksler)提出了用电子回旋加速器加速电子的新方法,但由于当时感应加速器和直线加速器的发展势头强劲,该方法的开发受到一定影响而滞后。电子回旋加速器是一台循环式的电子加速器(见图1-1)。电子在一个小微波谐振腔(resonator)中被加速,离开腔体时靠磁场偏转在真空中做圆周运动,并一次次地返回谐振腔做重复加速。这种返回是靠磁场对电荷的作用力维持电子做接近光速的圆周运动,谐振腔的微波功率由速调管或磁控管提供,射频为3000 MHz,波长10 cm。为保障电子的运行,谐振腔与运行轨道呈一个整体,由于能量的不断增高,磁场又固定不变,轨道半径亦不断扩大,这些圆周只在谐振腔处相切。显而易见,欲维持这种同步的回旋加速过程,必须保持磁场、微波频率和在谐振腔中的能量增益三者匹配,使电子在正确的加速相位时刻进入谐振腔。实际设计结果是每转一圈,轨道仅增长一个波长(10 cm)。这种结构的加速器引出电子束的过程很简单,因为能量相同的电子都对应于特定半径的轨道。选定能量后只须按与感应加速器类同的原理,把引出管(peeler or deflection tube)移至相应的轨道上,对磁场加上局部屏蔽

(screens)使电子沿轨道的切线方向射出。

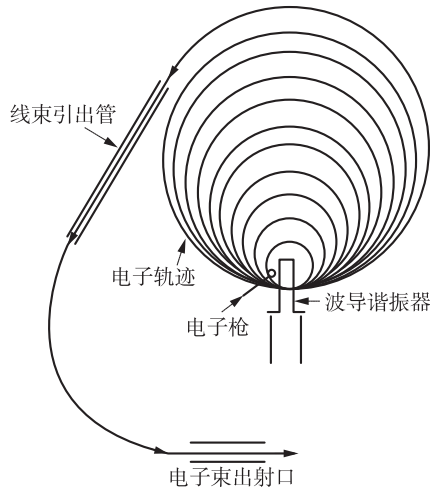


图 1-1 电子回旋加速器运行原理

上述加速器只使用一个微波腔加速,为获得更高的能量可将回旋加速器设计成田径场跑道式结构(racetrack microtron),见图 1-2,磁场被分割成两半,在波导管直道的一侧安装了串联微波腔,使能量得到提升、电子能量档次变多。由于电子的能谱单纯、窄束流、扩展度小,一台设备产生的电子束可被引至两个或多个治疗室,极大地提高了使用效率。

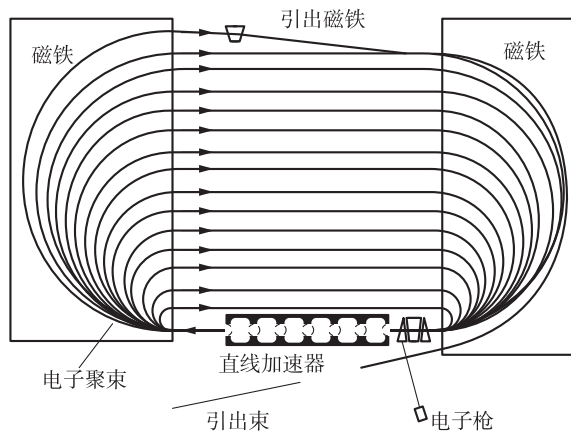


图 1-2 跑道式电子回旋加速器原理

电子回旋加速器尽管有特点,但价格和耗电等问题一直妨碍它在医院普及使用。20 世纪 70 年代瑞典 AB Scanditronix 公司生产的 MM22 型机可提供两挡 X 射线,10 挡电子线(2 MeV~22 MeV)用于治疗。90 年代该公司又推出 MM50 型机,这台功能强大的设备适应最新的照射技术需求,较常规照射有许多质的变化。MM50-ARTS(advanced radiotherapy treatment system)的电子线和 X 射线,能量选择范围广,电子线:5 MeV~50 MeV;X 射线:10 MeV~50 MeV。主机自成体系,与治疗机分开,这种设计有利于线束的稳定性和延长微波部件寿命,由真空和电磁铁系统导向的电子束被引流(piped)到若干治疗室,实现一

机多用。该机采用计算机控制的线束扫描技术,可获得大面积分布均匀的电子线和 X 射线射野,而无需散射箔(scattering foil)和均整器。该机配置双向(X、Y)聚焦型多叶准直器,可依据肿瘤的形状和大小设计出 3D 适形和调强不规则野。

第二节 医用直线加速器的组成及功能

一、医用直线加速器的分类

医用直线加速器是指电子被加速的径迹成直线的加速器。按微波传输的特点,电子直线加速器又分为行波加速器和驻波加速器两类。

1. 行波加速器

行波加速器的结构如图 1-3 所示。

这种电子加速系统采用单向(single passage)微波传输机制,特点是可对微波的相速度(phase velocity)做调整,尤其是在聚束段,需降低传播速度并与入射电子速度匹配,维持电子聚拢并始终处于加速电场相位。在聚束段,电子速度提升很快,为保证穿越每个谐腔的时间相等,要求盘荷间距由密变疏,且盘荷孔径也相应改变;在光速段,电子速度变化不大,谐腔之间均匀等距。

行波加速器的另一个问题是在加速管终端如何处理残留的微波功率。做法是设置吸收负载以及在微波源和波导之间加隔离器(isolator),对任何可能的反射功率形成高阻抗,避免产生干扰。

行波加速器的电子枪大多为由钨材料制作的直热式阴极(directly heated cathode)灯丝。灯丝接入提供热电子发射的低电压,同时还与作为射频(RF)微波源的磁控管共用 45 kV 的高压脉冲,使电子初始速度达到 $1/4 \sim 1/2$ 倍光速。电子枪可拆卸,但更换灯丝时需保证严格的真空清洁条件。

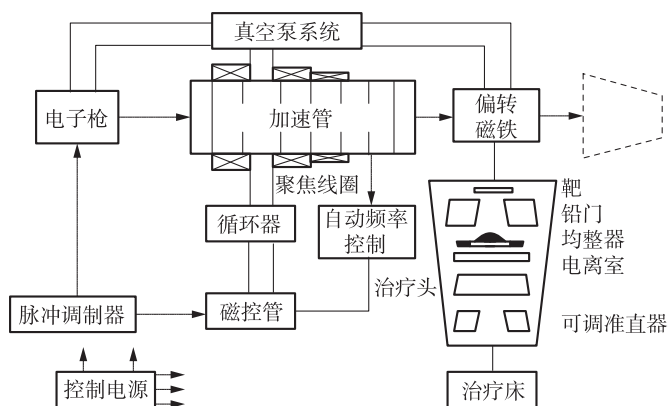


图 1-3 行波加速器结构图

行波加速管由铜材制成,具有良好的导热性、低能耗和温控特性。由于热稳定性是确保微波频率稳定的重要因素,故外周还有相应的水冷系统(water cooling galleries),提供冷却

和保持最低的温度梯度变化。

2. 驻波加速器

其结构如图 1-4 所示。

驻波加速管由一系列耦合谐振腔(coupled cavities)组成。不过在波传播的终点设置的不是吸收体而是反射体,可将微波反射回来并与入射波合成驻波。在各谐振腔电场分量类似二胡琴弦,轴向看似静止,只有径向振幅大小的变化。现代驻波加速器在微波入射端也有反射器,使驻波加速器较行波加速器效率高、能耗小。除此之外驻波加速腔除沿中轴线排列外,还有一系列边耦合腔体(side cavities),可从任意位置馈入微波。

驻波加速器的另一优点是电场强度高,较之行波加速器可在更短的距离内使电子达到预定能量,从而免去复杂的聚焦和偏转系统,例如 4 MV~6 MV 单光子加速管只有 30 多厘米长。

驻波加速器的电子枪大多与加速管成为一体,并采用渗入氧化钡烧结的钨钨热式阴极;有很高的电子发射能力,且寿命长。

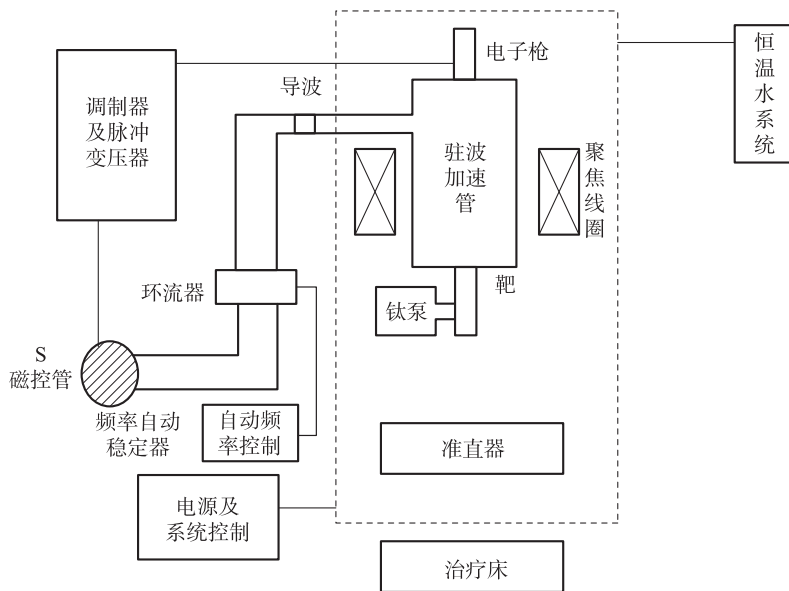


图 1-4 驻波加速器结构图

二、医用直线加速器的构成

图 1-5 展示了直线加速器的构成,它包括机架、机柜、治疗床、激光灯等。

治疗机主要由机架、治疗床和治疗控制台等组成。治疗控制台位于控制室内,用于控制设备的运转和出束。机架和治疗床可以转到多个角度,使得射线可以从不同的方向入射。机架、准直器围绕患者旋转的中心轴与治疗床旋转的中心轴在空间的交点称为等中心。治疗床床面是很薄的聚酯薄膜,下层是一层尼龙或碳纤维网,为患者提供支撑。还有的床面使用整张的碳纤维板。当治疗头位于治疗床下面时,射线可以穿过聚酯薄膜对患者进行治疗。

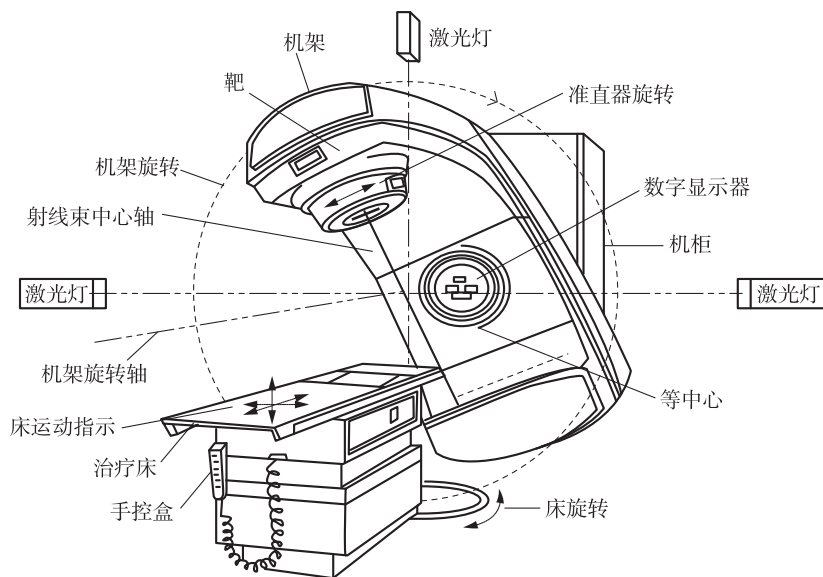


图 1-5 直线加速器的构成

1. 加速管结构

用高频电磁波加速电子必须保持相位变化与电子速度同步匹配,即电磁波电场分量的相位变化在电子到达时必须指向前进的方向,这时入射的电子束流犹如驾驶冲浪板的运动员,始终位于加速电场的 $1/4$ 象限内,否则呈逆水行舟,失谐后减速而损失掉,为此要求加速管结构设计适应同步控制。

波导系统(waveguide)实质上是个微波谐振腔(microwave resonance cavity),工作在 3000 MHz 频率,它既有产生微波功率的设备,如磁控管、速调管,又有用于传输微波的波导管和加速管(accelerating structures)。加速管由彼此相连且抽成真空的系列腔体组成,短到 30 cm,长至几米,最终长度由加速能量的高低决定。谐振腔内径,盘荷(disc irises)间距和内孔径也需依相位要求不同而不等。

2. 微波功率源

沿波导加速电子需要大功率源,即微波发生器(microwave generator),最常用的有磁控管(magnetron)和速调管(klystron)。

(1) 磁控管

图 1-6 为磁控管的结构图。磁控管整体呈圆柱状[图 1-6(a)],由铜材制成,作为阳极的圆柱体上围绕中心阴极加工了 6 个谐振腔。沿轴向附加强磁场,阳极、阴极之间有一脉冲直流电场吸引阴极热发射电子,但在电磁场的作用下电子轨迹呈复杂的螺旋辐射状,并以射频波方式发射能量[图 1-6(b)]。当电子掠过一个个腔隙(gaps of cavities)时,腔体获取能量并从每个腔的输出天线(output aerial)将微波输至波导管[图 1-6(c)]。这类磁控管 20 世纪 50 年代用于雷达系统,射频波的频率为 2998 MHz,属 B 频道,在自由空间的波长为 10 cm。当移用医用直线加速器后在 10 MeV 能级可提供 2 MW~5 MW 峰值功率,平均功率 2 kW,脉宽几微秒,脉冲重复频率(PRF)每秒几百次。

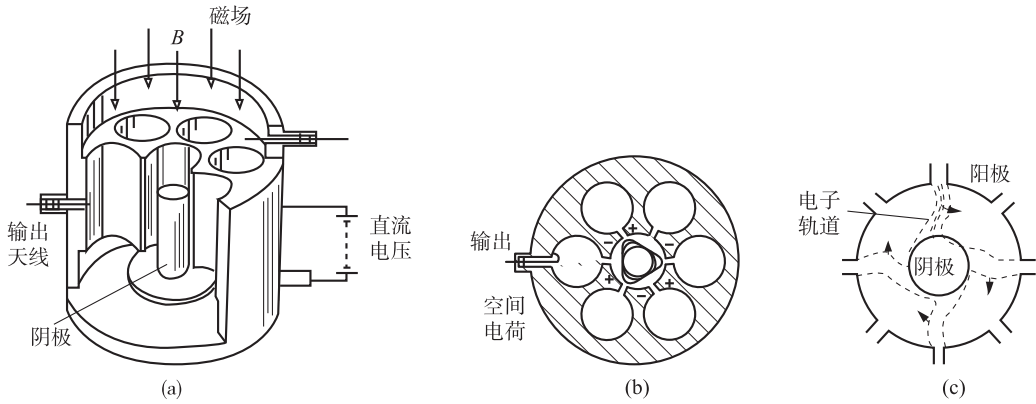


图 1-6 磁控管结构原理图

(2) 速调管

“速调管”一词最初取自希腊语，意为“被击碎在海滩上的浪”(a wave breaking on the beach)，它与磁控管不同，不是作为大功率振荡器，而是作为射频放大器(RF amplifier)使用。工作时要辅以低功率微波振荡器。图 1-7 为四腔速调管示意图。

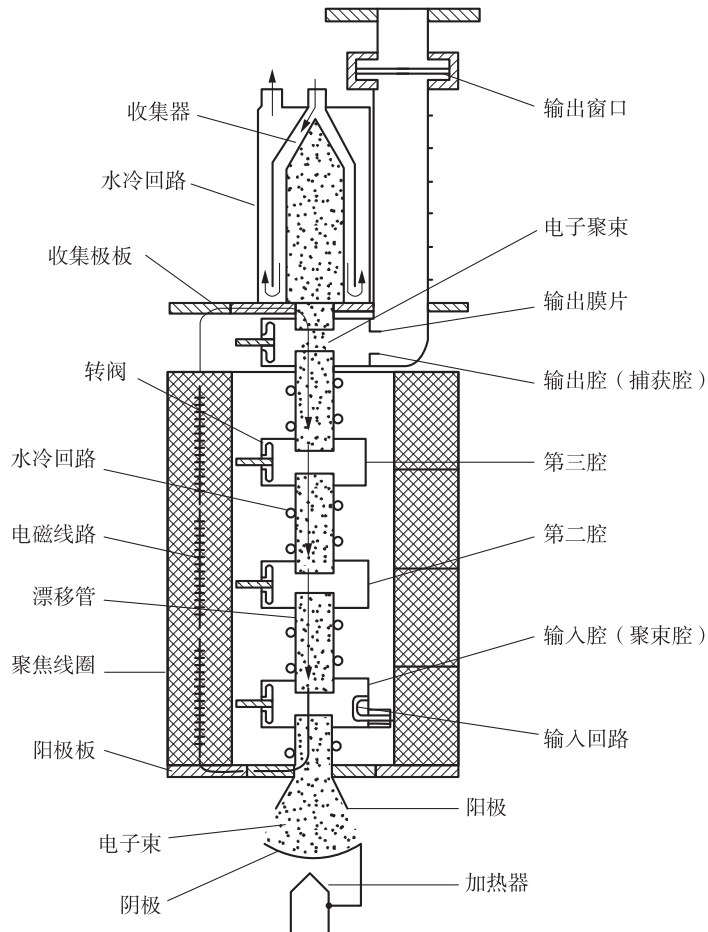


图 1-7 四腔速调管示意图

它分三大部分:聚束腔(buncher cavity)、漂移管(drift tube)和捕获腔(catcher cavity)。图 1-7 中还包括了用于电子聚束的电磁场。由阴极发射电子的速度受入射的低功率微波调制,当它通过漂移管时,因没有电磁场影响,快速运行的电子将开始赶上速度较慢的电子,而沿束流传播方向形成分布疏密相间的区域,这种聚束现象与行波加速管类同。速调管的电极化(偏振)过程(electrical polarisation)是当快速运动的电子抵达捕获腔时被减速,根据能量守恒定律,电子的动能转化成振荡电磁场的能量,于是输入速调管始端的低功率微波被放大,以至达到 30 MW 的峰值功率,这是磁控管所不及之处。

(3) 磁控管与速调管的区别

两装置的设计与运行条件的差异决定了它们的应用范围不同。当电子束流确定后,电子线的能量大致与微波功率脉冲幅值的平方根成正比,5 MW 的磁控管足以胜任 20 MeV 以内的加速器功率源。况且由于体积小、重量轻可安装在机架上,与波导管之间无需活动的射频接口连接;但随机架的转动,地球磁场(earth's magnetic field)会造成微波频率的微小变化,为此磁控管附加一个调频活塞(plunger),它受自动频率控制(AFC)系统的支配,对波导中传感器(radiofrequency sensors)检测到的偏差做补偿修正。

速调管的功率大,用于医用加速器,工作稳定、寿命长;但对电源系统要求较高,加之体积庞大不能安装在机架上,为此需要活动接口与波导相连,这往往是设计的薄弱环节,易发生故障;此外还需要一个主振荡器(master oscillating)和驱动系统(driving system)做为低功率微波源。

3. 线束偏转系统(beam bending system)

由加速管出射的电子束经短距离的漂移后进入偏转系统。在偏转磁铁的磁场作用下电子经弯曲的路径最终导向治疗方位。常用的偏转系统分两类:90°和 270°。前者比较紧凑、直接,故机头结构简单,机架等中心高度低,如 124 cm;后者因需将电子翻转 180°故机头结构较大,机架等中心高度不得不提升到 130 cm 左右,以避免机头与地面撞击。此外,偏转磁场还扮演着束流稳定控制器的角色,因为电子束的能量既是微波功率的函数,也是微波频率的函数,它们直接影响电子束的能量和强度,对此需加以伺服控制(servo controlled)。

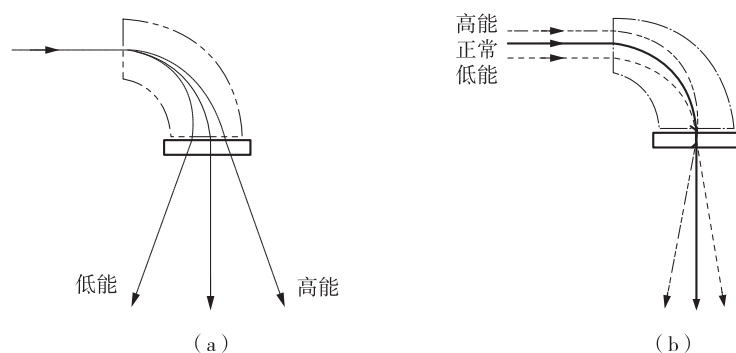


图 1-8 90°偏转的电子的轨迹

(1) 90°偏转系统

90°偏转的电子的轨迹见图 1-8,这时线束能量变化产生双重影响,一方面影响线束在加

速器窗口的出射位置,另一方面影响出射轨迹的角度,于是造成治疗平面上射野前沿和后沿不均匀,导致剂量分布倾斜。 90° 偏转磁铁只能让达到标称能量的电子垂直出射,却无法校正能量偏移的电子,不过它可以敏感地检测到能量的改变。此外, 90° 偏转磁铁还扮演着能谱仪(spectrometer)的角色。因为出射窗尺寸已限定,只允许标称能量上下偏差范围小于3%的电子出射。设计者还利用这一特性靠改变微波频率及偏转磁场强度选择不同能量电子线治疗深度不同的病变。

图 1-8 给出因某种原因,如地磁场的影响,导致电子能量偏移标称能量后运行径迹的改变。图 1-8(a)表明电子能量不同,但入射偏转室位置正确,经 90° 偏转后导致射野前后沿分布不均,受影响的主要是射野边缘;图 1-8(b)为电子能量不同,入射偏转室位置也不同,经 90° 偏转后在出射窗交汇于一点,同样导致分布不均,但只是射野中心受影响。该图只反映了两维的情况,在垂直偏转平面的方向上,问题十分类似,为此需在 X、Y 两个方向上同时控制电子束的对中情况和能量大小的改变。

(2) 270° 偏转系统

270° 偏转系统的特点是电子径迹约呈 270° 的环路,它具有消色差聚焦特点(achromatic focusing properties),有利于减弱并校正电子束的能量偏差。

常用 270° 偏转系统有两种类型:三重聚焦(triple focus)和“法国号 Pretzel”。如图 1-9(a)和(b)所示三重聚焦 270° 偏转系统,线束中不同能量的电子偏转后都被聚在出射窗的同一位置,但在磁场中径迹不同,出射角度也不同。因此三重聚焦型系统对入射线束的要求与 90° 偏转类似,一旦伺服系统控制了入射束的稳定性后,该系统将对电子能量的偏差无鉴别地实施 270° 偏转。

为提高对能量选择的敏感度,系统中通常附加一个刮削器(scraper),又称限能光阑(slot filter),可把能量限值外的电子从线束中清除。法国号 Pretzel 型偏转系统与上述系统的主要区别是磁极的形状设计使得磁隙狭窄区的磁场非常强,使得在允许偏差范围的出射电子在同一出射点垂直入射到治疗平面上,从而简化甚至省去复杂的对中系统。

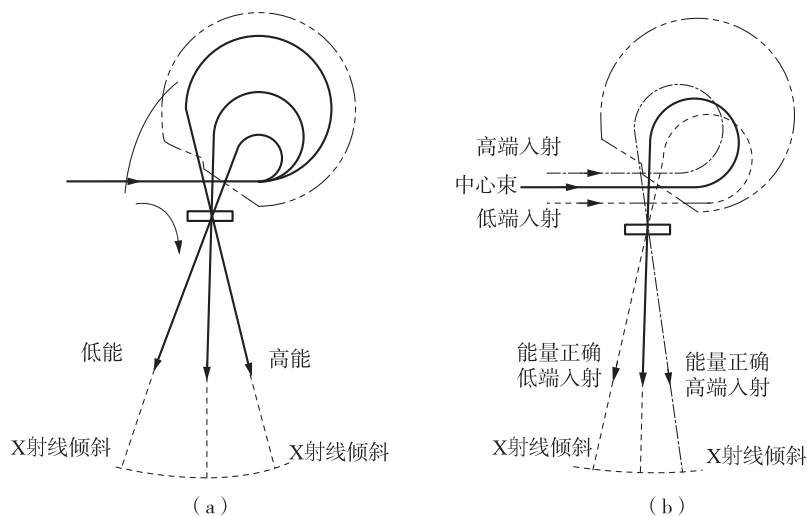


图 1-9 270° 偏转的电子的轨迹

(3) 滑雪式偏转系统

医科达(Elekta)加速器采用了三组近乎在同一水平的 90° 偏转磁铁系统,既保持了机头垂向尺寸小、等中心高度低的特点,又提高了光学聚焦精度,加速电子的轨迹成波浪形(图 1-10),故得名滑雪式偏转系统。

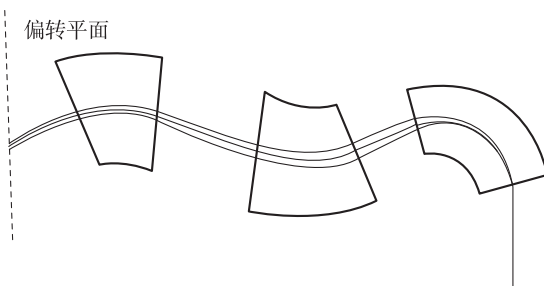


图 1-10 滑雪式偏转系统

4. 直线加速器的附属部件

直线加速器的主要系统(如加速波导、线束偏转磁铁、电子枪和功率源)的正常工作需要相应的附属电路和部件的支持(图 1-11)。

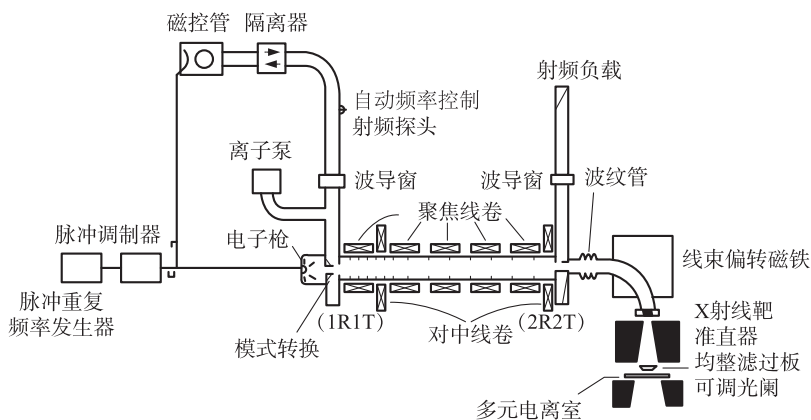


图 1-11 直线加速器的附属部件

(1) 调制器

直线加速器以脉冲方式工作。磁控管或速调管等射频功率源以 2 ms 或 5 ms 脉宽发射微波,脉冲重复率(pulse repetition rate, PRR)在 $50\text{ kHz}\sim 1000\text{ kHz}$ 范围逐挡变化,从而获得不同的输出剂量率,典型的占空时间(on time 或 duty factor)为 0.001 。电子枪发射的电子束应与微波注入保持同步,也有的加速器让电子发射较微波注入稍稍滞后,以待微波传输稳定地建立相应的模式。射频与电子枪的同步(synchronisation)关系由同一电路系统(即调制器)驱动协调,它包括脉冲重复频率发生器和脉冲调制器。

(2) 自动频率控制系统

电子从微波系统获取能量的效率从根本上说取决于电子与微波在加速管中的同步(synchronism)状态,也就是波的相速度(phase velocity)是否与电子的速度匹配得恰当。加