

核医学仪器 及其应用

黄宗祺等 编著



人民卫生出版社

核医学仪器及其应用

黄宗祺 陆文栋 王国林 编著

张家骅 郑惠黎 主审

参加本书审阅者名单

(初稿)

张子云(包头医学院) 江一民(苏州医学院)

(二稿)

林金铎(上海原子核研究所) 王裕政(上海原子核研究所)

邵 鹏(上海肿瘤医院)

人 民 卫 生 出 版 社

内 容 简 介

本书阐述了现代核医学仪器的原理、结构、使用和维修方面的知识。全书分三个部分,共十一章。第一部分(1~3章)由浅入深地叙述了常用核探测仪器的探测元件和电路,并系统介绍了各类通用核探测仪器。这是学习核医学仪器的基础。第二部分(4~9章)按核医学方法分类,分别介绍了各种核医学仪器,其中有放射免疫测定仪器、脏器功能测定仪器、放射性核素显象仪器、核磁共振断层显象、医用辐射防护监测仪器及核医学计算机系统。第三部分(10、11章)介绍了核医学仪器的变通使用技术及其质量控制。

本书为一部全面系统介绍核医学仪器及其应用的专业著作,可供从事临床和基础研究的核医学医师及仪器维修工作者参考。对从事放射性测量的其它方面专业人员及生物医学专业师生都有参考价值。

核医学仪器及其应用

黄宗祺 等 编著

人民卫生出版社出版

(北京市崇文区天坛西里10号)

北京市卫顺排版厂印刷

新华书店北京发行所发行

787×1092毫米 16开本 22.4印张 519千字
1989年11月第1版 1989年11月第1版第1次印刷
印数:00,001—1320

ISBN 7-117-00963-2/R·964 定价:17.50元

〔科技新书目196—126〕

序

众所周知,原子核科学技术的诞生要追溯到 1896 年贝克勒尔教授发现天然放射性。这一门新的科学领域,从一开始直到它的发展壮大,一直不断地吸引着许许多多科技工作者投身到这一领域。天然放射性刚发现时,人们对这一门新知识的内涵还十分陌生,有些认识甚至还是错误的,可是经过九十年后的今天,核科学技术已发展成为一门内容丰富多彩,十分有用的综合性科学技术。如果我们对原子弹等核武器的功过暂且放在一边,可以看出,今天的核科学技术正以它的核能技术,核素示踪技术,核辐射与离子束、电子束技术,核电子仪器与探测技术以及核分析检测技术等五种不同类型的技术渗透到各个领域,广泛地为国民经济及各门科学研究做出了贡献。其中特别引人注意的,是核技术在医学领域中的应用和所取得的成就,并出现了核医学新的一门学科。据发达国家的材料表明,每四个到医院就诊的人中,至少有一个人和核医学打交道。我国的情况虽然和发达国家有相当大的差距,但在我国的核技术推广应用中,核技术在医学上的应用,仍然是面较宽、效益相当显著并深受人们欢迎的。不难看出,我国的核技术在医学上的应用,目前尚局限于大中城市,今后将会普遍推广,发挥更大的作用。黄宗祺等三同志编著的《核医学仪器及其应用》一书的出版对于加速核技术在医学领域中的普及、应用,无疑地起着促进的作用。

核技术在医学上的应用离不开核电子仪器的使用,而此类仪器的功能与结构随着使用目的的不同分成许多品种,可统称为核医学仪器。本书从核辐射的探测和核仪器常用电路入手作了系统介绍,进而对各种类型的核医学仪器的结构原理和使用方法分门别类详细介绍,特别是对各类内脏显象仪器和放射免疫仪器作了精辟论述,以说明近代的电子计算机和微机技术对近年更新核医学仪器性能所起的重要作用。其中核磁共振断层显象仪器,免除了放射性核素的使用,问世以来,在国外受到很高评价。它的技术复杂,本书亦加以收入,作了深入浅出的介绍。考虑到我国的国情,本书第三部分还就核医学仪器的变通使用和仪器的维修问题介绍了专业经验,可使核医学仪器的使用者增加了灵活使用仪器的知识,在设备不全、任务繁多的情况下,可以发挥一器多用的功能。

可以想见,在本书的编写中,作者们曾付出巨大的劳动:取材广泛,考虑周密,处处为读者着想;全书结构、章节安排,饶有新意。它的刊行,不仅专业人员又有了一种有用的、质量较高的参考资料,有利于工作水平的提高;至于其它非专业的有关人员,亦能从中吸取养份,丰富自身的知识。

张宗祥

1986.7.7

前 言

随着核科学技术事业的发展,放射性核素在医学各个领域得到了广泛应用,各类核医学仪器日益受到人们的重视。当前,工业发达国家都在致力于发展各种新型的核医学仪器。断层显象技术的发展,使核医学的临床应用提高到一个新的水平。在我国,核医学仪器的研制和生产,亦有可喜的进步。

我们编著的意图,是为核医学工作者提供一本系统阐述核医学仪器及其应用的专业参考书。长期以来,在致力于这方面课题的研究中,我们了解到核医学工作者的愿望,并深深懂得,只有当他们掌握了当代先进的仪器设备并运用自如时,才能充分发挥仪器作用,以提高临床和基础研究水平。笔者根据我国国情及许多核医学工作者的意见,为编写出一本适合广大读者阅读的专业著作,曾进行了多年的探索。当然,作为核医学电子学这样一门新的学科,人们还不熟悉它,而本书所阐述的各类核医学仪器则主要赖于该学科。为此,在编著本书时,从选材和编排上,尽可能述及与该学科有联系的诸学科,如核物理、辐射探测技术、核电子学、电子计算机、辐射剂量学、放射药物学和核医学方面的知识。同时,为考虑本书的实用性,在讨论各类有代表性的国产仪器时,详尽介绍了其操作方法、变通使用技术和专业维修经验。此外,本书还尽可能在有限篇幅里反映了国外核医学仪器的最新进展,期望本书对从事核医学的医师、工程物理人员和其他技术人员有一定参考价值,为促进我国核医学事业的日益繁荣作出贡献。

本书分三个部分,共十一章。黄宗祺编写第一部分和第二部分的四、五、六(第一节)、八章,并完成了全书统稿工作,陆文栋编写了第二部分其余章节,王国林编写了第三部分。

本书的编著,曾得到了王世真教授的鼓励和宝贵指导。承蒙张家骅研究员、郑惠黎教授主审全书,并由张家骅研究员亲自作序,笔者表示衷心感谢。

在本书的编著过程中,上海市第一人民医院张建石,北京协和医院杨守礼、江骥,北京核仪器厂王乃善、梁仕荣,天津市医疗电子仪器厂蒋维涛等同志提供了有益帮助;北京肿瘤医院陈盛祖和清华大学王经谨同志对书稿修改提出了宝贵意见。其他从事核医学仪器研制、生产、教学和应用的朋友们,也都给予了良好的合作和支持,笔者在此一并致谢。

苏州医学院的有关领导,对笔者的编著工作始终给予有力的支持;陈志明同志完成了全书的插图和封面设计,特致谢意。

由于笔者业务水平有限,加之资料收集不全,书中定有遗漏和不妥之处,恳请各界读者予以指正。

黄 宗 祺

一九八六年八月写于苏州

一九八七年十一月修于北京

目 录

序

前言

第一部分 常用核探测仪器	1
第一章 核探测仪器中的探测元件	1
第一节 射线探测原理	1
一、带电粒子探测 二、 X 和 γ 射线探测	
第二节 气体电离探测器	3
一、气体电离的一般规律 二、电离室 三、正比计数器、多丝正比室 四、G-M计数管	
第三节 闪烁探测器	8
一、结构 二、工作原理 三、光电倍增管高压供电及工作电压选择	
第四节 半导体探测器	12
一、金硅面垒型探测器 二、锂漂移探测器 三、半导体探测器在核医学领域里的应用	
第二章 核探测仪器中的基本电路	16
第一节 模拟信号处理电路	16
一、基本放大单元 二、运算放大器 三、成形电路	
第二节 模拟—数字变换电路	26
一、脉冲幅度甄别器 二、模拟—数字变换器(脉冲幅度的数字编码)	
第三节 数字逻辑电路	29
一、门电路 二、触发器 三、基本逻辑部件	
第四节 电源电路	36
一、整流滤波电路 二、稳压电源 三、集成稳压器	
第三章 通用核探测仪器	40
第一节 前置放大器	40
一、探测器的输出信号及其成形 二、电压型前置放大器 三、电荷灵敏放大器	
第二节 线性脉冲放大器	43
一、总体结构 二、主要技术指标 三、主放大器	
第三节 单道脉冲幅度分析器	46
一、脉冲幅度分析原理 二、主要技术性能 三、电路原理	
第四节 定标器	51
一、整机结构 二、主要技术性能 三、使用方法 四、最佳工作点选择	
第五节 计数率仪	57
一、整机结构原理 二、泵电路 三、计数率仪的误差与测量时间的选择	
第六节 直流高压电源	60
一、仪器对直流高压电源性能指标的要求 二、直流变换器 三、直流高压电源稳压原理 四、使用注意事项	

第七节 单道 γ 谱仪	63
一、单道 γ 谱仪的整机结构 二、能谱测量方法 三、单道谱仪微分测量时的主要性能	
第八节 多道脉冲幅度分析器	68
一、基本工作原理 二、技术指标 三、使用方法 四、多道—计算机系统	
第二部分 核医学仪器	79
第四章 放射免疫测定仪器	79
第一节 放射免疫 γ 计数器	79
一、放射免疫分析基本原理 二、 ^{125}I 的衰变和测量 三、仪器基本结构原理 四、用井型晶体的放射免疫 γ 计数器 五、多探头放射免疫 γ 计数器 六、自动放射免疫 γ 计数器 七、仪器的选用与检修	
第二节 液体闪烁计数器	97
一、液体闪烁计数技术 二、双管液体闪烁测量 三、淬灭的影响与校正 四、双管液体闪烁计数器 五、微型计算机化的液体闪烁计数器 六、测量方法与仪器工作条件的正确选择 七、液闪测量的其它应用	
第三节 放射性色层分析仪器	111
一、放射性层析操作法 二、几种放射性色层分析仪简介 三、全自动放射性色层分析仪	
第五章 脏器功能测定仪器	119
第一节 甲状腺功能测定仪	120
一、甲状腺吸碘率测定原理 二、仪器结构和工作原理 三、测量方法	
第二节 肾图描述仪	126
一、肾功能测定原理 二、典型肾图仪的简要分析 三、肾图仪的合理使用 四、肾图试验步骤 五、常见故障检修	
第三节 多功能测定仪	136
一、工作原理与结构特点 二、主要特性 三、临床应用	
第四节 核听诊器	141
一、概况 二、基本构造原理 三、工作方式 四、临床应用	
第六章 放射性核素显象仪器	150
第一节 闪烁扫描机	150
一、核素扫描术原理 二、普通闪烁扫描机 三、微机化闪烁扫描机 四、扫描机的使用与检修 五、临床应用	
第二节 闪烁 γ 照相机	167
一、概述 二、基本工作原理 三、主要部件 四、性能指标 五、典型机种性能介绍 六、临床应用	
第三节 发射型计算机断层显象	189
一、概述 二、基本原理 三、图象重建的数学方法 四、影响图象质量的物理因素 五、单光子发射型计算机断层 (SPECT) 六、正电子发射型计算机断层 (PET) 七、临床应用	
第七章 核磁共振断层显象	213
第一节 核磁共振显象的原理	213
一、原子核的性质 二、在静磁场中的原子核 三、拉莫尔关系 四、原子核系统的静磁化强度 五、共振 六、射频场 七、NMR显象	

第二节 NMR 显象技术与装置	220
一、敏感点技术 二、投影重建 三、相位—编码方法(二维傅里叶变换法,简称 2-DFT)	
四、自旋扭曲 五、三维技术 六、NMR-CT装置简介	
第三节 NMR 图象	224
一、NMR图象对比度和脉冲序列 二、NMR-CT图象的特点	
第四节 NMR 的临床应用	229
一、颅脑疾患的 NMR 检查 二、肝胆疾患的 NMR 诊断 三、心血管的 NMR 诊断	
四、其它疾患的NMR诊断	
第八章 医用辐射防护监测仪器	232
第一节 辐射防护监测基本知识	233
一、核技术应用中某些辐射量与单位 二、电离辐射对人体的损伤作用 三、辐射防护	
监测的目的、方法和结果评价	
第二节 个人剂量监测仪器	238
一、热释光剂量仪 二、全身计数器	
第三节 工作场所辐射监测仪器	248
一、便携式外照射辐射监测仪 二、表面放射性污染仪	
第四节 低水平放射性测量仪	254
一、本底来源及其降低本底的措施 二、探测器选择 三、典型仪器 四、评价低水平	
放射性测量仪的技术指标	
第五节 辐射计量仪器	259
一、辐射剂量仪 二、医用核素活度计	
第九章 核医学计算机系统	264
第一节 核医学计算机系统的构成	264
一、核医学计算机系统的硬件 二、核医学计算机系统的软件	
第二节 微型计算机	278
一、微型计算机的发展历史及其特点 二、微型计算机的基本构造 三、微型计算机的	
定义	
第三节 计算机接口的标准化——CAMAC 系统简介	280
第四节 γ 照相机数字图象处理系统	283
一、TRS-80 Model 16B微型机 γ 照相机数字图象处理系统 二、APPLE II微型 γ 照相	
机数字图象处理系统 三、Technicare MCS-560核医学计算机	
第三部分 核医学仪器使用技术	293
第十章 核医学仪器的变通使用	293
第一节 不同仪器实现同一功能时的变通使用	293
一、甲状腺吸碘功能测定装置的多种变通使用 二、放射免疫测定仪器的多种变通使用	
三、放射性核素肾图仪的变通使用	
第二节 台式仪器之间的变通使用	296
一、处理应急故障 二、更换探测器,适应新的测量指标	
第三节 NIM 系列插件式标准核仪器简介及其变通使用	299
一、NIM系列插件式标准核仪器简介 二、NIM系列插件式标准核仪器的变通使用	

第十一章 核医学仪器的质量控制·····	305
第一节 核医学仪器质量控制问题的提出·····	305
第二节 放射性计数的统计误差·····	306
一、放射性衰变的统计规律 二、放射性计数测量误差的表示法 三、误差的运算	
四、本底对误差的影响	
第三节 仪器性能重复性的统计检验·····	317
一、仪器短期稳定性能的质量检验 二、个值控制图—仪器长期稳定性的质量控制	
第四节 几种整机仪器主要性能鉴定·····	321
一、自动定标器几项性能的测试方法 二、高压电源稳定度的检验 三、脉冲幅度分析	
器性能测定 四、放射免疫测定仪器性能鉴定方法 五、放射性核素扫描机主要性能鉴	
定方法 六、 γ 照相机主要性能的鉴定	
附录一·····	335
表一：常用放射性核素符号及主要物理常数·····	335
表二：通用放射性核素衰变计算表·····	337
表三：24种医用发生器·····	339
表四：临床常用放射性药物·····	341
表五：各种放射性药物对不同年龄组的全身平均照射剂量·····	342
表六：某些放射性药物对重要器官的辐射剂量（毫拉德/微居里*）·····	344
表七： χ^2 值表·····	345
附录二·····	347
国内主要核医学仪器新产品目录·····	347

第一部分 常用核探测仪器

第一章 核探测仪器中的探测元件

探测元件（又称探测器）是核探测仪器的重要组成部分。它的作用是将射线转换成某种可探测的信号，如电信号等。探测元件的质量直接决定了仪器的性能。应用于临床诊断、基础研究和预防监测的各类核医学仪器，其探测元件与一般核探测仪器的探测元件并无区别，仅有些地方需按核医学测量的要求，规定其性能指标和相应的结构工艺而已。

探测元件的种类很多。早期使用的探测元件主要有电离室、G-M计数管等。目前最普遍使用的为闪烁探测器。近年来，随着核探测技术和核仪器的进步，相应又有许多新的探测元件得以在医学上推广应用。它们是半导体探测器、多丝正比室和热释光探测器等。实际工作中，需根据测量对象和测量要求进行选择。

第一节 射线探测原理

我们知道，自然界的一切物质都是由元素组成的。构成各种元素之原子的性质不同，但结构相似。即原子的中心是一个由各种不同比例的质子和中子组成的原子核，其外围有若干个电子按一定轨道绕核旋转，原子核带正电荷，核外电子带负电荷。

在近代，科学家们从发现天然放射性现象开始，对原子核及其放射性作了深入研究，认识到某些物质（放射性核素）的原子可以自发地放出某种射线而变为另一种原子核，这种过程称放射性衰变或核衰变。对于广泛应用的医用放射性核素而言，这种核衰变通常按如下几种方式进行。

1. α 衰变。放射性原子核放出 α 粒子后变成另一种原子核的过程称 α 衰变。 α 粒子带2个正电荷，质量数为4，实际上就是氦原子核，其性能极为稳定。 α 粒子电离能力强，射程短，穿透能力弱，一张纸就可以挡住它。

2. β 衰变。 β^- 粒子实际上是负电子，它的质量比核小得多，原子核内中子过多而造成不平衡时，放出 β^- 粒子； β^+ 粒子就是正电子（即电子的反粒子），只有人工放射性核素才有 β^+ 衰变，当原子核内质子过多而造成不平衡时，放出 β^+ 粒子。 β 衰变时， β^- 和 β^+ 所带能量呈连续分布。 β 粒子的穿透能力较 α 粒子强得多，可以穿过数毫米厚的铝箔。

3. γ 辐射。处于激发态的原子核放出 γ 光子而回到基态，这个过程称 γ 辐射。 γ 辐射是一种电磁辐射，它和原子内电子跃迁而发出的特征X射线相似。 γ 光子不带电，静态质量为零，但具有一定的动质量和能量。它在真空中传播速度等于光速，穿透能力强。 γ 射线、X射线和普通光线的区别在于产生的方式不同，因而能量也不同。 γ 射线能量大，不呈连续分布，是单一的。目前存在的 γ 射线核素已有一千多种。在核医学领域里，大多数采用放射 γ 射线的医用放射性核素。

在核医学领域中，对放射性核素（通常以放射性标记药物形式出现）的探测，一般

是指测量射线的强度和能量。为了探测不同的射线，根据测量的不同要求，需选用相应的探测元件。根据作用原理的不同，这些探测元件可分为两类。一类是利用带电粒子对物质产生电离和激发效应工作的；另一类则是利用不带电粒子对物质产生次级带电粒子而作间接探测的。

一、带电粒子探测

当能量较高的带电粒子射入物质时，和物质原子的轨道电子发生库仑电磁作用。由于轨道电子具有的能量较低，相互作用的结果使入射带电粒子损失能量，而电子将获得能量。获得能量多少与两者靠近程度有关，入射粒子越靠近电子，通过两者相互作用越大，电子获得能量越多。

由于每一个轨道电子具有一定的能量，处在一定的能级上，当电子获得的能量较少而不足以完全克服原子核的吸引力而脱离原子核的电磁场的影响时，电子将跃迁到较高的能级上，这就是原子的激发态。当电子获得能量较多时，它将脱离原子而游离出来，成为自由电子，剩下的原子将是一个带正电的离子，这就是电离。电离的结果，在气体中就有电子和正离子对产生。在入射粒子飞行路程上，将有很多原子作用而不断损失能量，同时又会使得许多原子处于激发或电离状态，直至入射粒子全部能量都损失或飞行出探测物质。

对绝大多数带电粒子射线来说，它们都是利用这种电离和激发效应进行探测的，差别仅在于记录的方法不一样。现举例如下：

1. 收集电离电荷的探测器。这类探测器收集由于电离效应而形成的大量正负电荷，属于这一类的有气体电离探测器和半导体探测器。
2. 收集荧光的探测器。这类探测器收集被带电粒子激发的原子在退激发状态中所放出的光子（荧光）。由于荧光很弱，必须用光电倍增管放大才能探测到。属于这一类的有闪烁探测器。
3. 利用离子集团作径迹中心的探测器。这类探测器的原理是以各类带电粒子产生的离子（或离子团）作为粒子径迹（路程）上的核心，再利用其它物理条件，使围绕这些核心生成较大的颗粒而能被观测到，因此这类探测器称为径迹探测器。属于这类探测器的有核乳胶、云室、气泡室和火花室等。

二、 X 和 γ 射线探测

X 和 γ 粒子不带电，它们不能直接与探测物质起电离和激发作用，却可以在通过探测物质时与原子核及核外电子发生相互作用而引起光电效应、康普顿效应和电子对效应。这三种作用都会产生次级电子，而次级电子在探测器物质中也会象入射带电粒子一样被探测到，这样就可以通过次级电子而探测到 X 或 γ 射线。

1. 光电效应。 γ 光子和原子的壳层电子相互作用，把能量全部交给电子。这时壳层电子（主要是 K 层电子，也可以是 L 层电子或其它壳层电子）将脱离原子而成为自由光电子。这种现象称为光电效应。在重元素中，低能光子的光电效应较显著。

2. 康普顿效应。 γ 光子和原子最外层电子呈弹性碰撞，将部分能量交给电子使其脱离原子核的束缚而从原子中逸出，而光子本身能量减少成为新的 γ 光子，并且改变了

运动方向。这种现象称为康普顿效应。从原子中逸出的电子叫康普顿反冲电子，碰撞后偏转的光子称散射光子。

3. 电子对效应。能量大于 1.02 兆电子伏特的光子，经过原子核时，受原子核电场的作用，转化成一个负电子和一个正电子，即一对正、负电子。这就是电子对效应。在原子序数较高的物质中，这种效应比较显著。

综上所述，在探测 γ 射线时，我们利用了 γ 射线与物质的三种作用：光电效应、康普顿效应和电子对效应。前两种效应是 γ 光子和核外电子作用的结果，后一种是与原子核电磁场作用的结果。这三种作用是相互竞争的，可能同时存在。粗略地说，对于低能光子和高原子序数的吸收物质，光电效应占优势。无论哪种效应，与带电粒子不一样的是，每个 γ 光子都是在一次作用中就损失其全部能量或大部分能量，并发射出电子。正是由于这些电子，因而探测 γ 射线成为可能。在这三种效应中， γ 光电效应和电子对效应所发射的次级电子能量也是单一的，因而 γ 射线的能量测量成为可能。

第二节 气体电离探测器

电离室、正比计数器和盖革—弥勒(G-M) 计数管都是利用带电粒子在气体中的电离效应而工作的，所以它们统称为气体电离探测器。为了便于掌握气体电离探测器的工作原理，这里首先介绍气体电离的一般规律。

一、气体电离的一般规律

各种气体电离探测器，都有一个充满气体的容器。当 α 、 β 粒子射入探测器后，在其途径上会与气体作用而出现一系列的电离现象，产生很多电子和正离子组成的离子对。直到入射粒子能量逐渐消耗到低于气体分子的电离电位时，电离作用才告结束。

离子对存在的空间，如果没有电场，它们将作杂乱运动。在外电场作用下，正离子和电子按相反方向运动，形成电离电流。其大小与外加工作电压有关。这种关系，可以画成曲线，如图 1-1 所示。

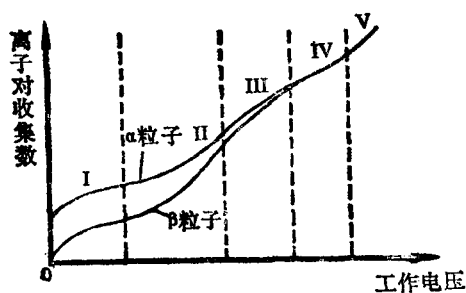


图 1-1 离子收集的电压电流关系曲线

I：电离区；II：正比区；III：有限正比区；
IV：G-M区，V：连续放电区

电压甚低时，弱电场无法阻止离子对的复合，因此几乎没有电流输出。外加工作电压逐渐增加，复合作用减少，电离电流增加。直到初始电离都被吸收，电流达到饱和值。

此时曲线所示的为电离室区。

随着工作电压的增加，初始电离产生的电子与气体分子碰撞，再次发生电离而倍增出大量正负离子对时，出现“雪崩”现象。这时电离电流的增殖与工作电压成正比，即曲线所示为成正比区。

工作电压继续增加，由于电离电荷足够多，使得由它产生的电场抵消了一部分外加电场，气体放大系数相对减少，出现“空间电荷效应”，结果限制次级离子的继续增加。此时电离电流与工作电压比例关系不恒定，而与原电离有关。此为曲线有限正比区。

到了 G-M 区，由于高压作用，产生大量二次离子和光子，引起气体放电。此时收集到的电荷与原始电离数目无关，输出信号很大。当工作电压一定时，不论原入射粒子性质如何，都能输出一个幅度相同的信号。工作电压越高，则信号幅度越大。工作电压进一步增加，就出现了连续放电区。此时气体因强电场而致放电，探测器很快就会损坏。

二、电 离 室

电离室是利用电离效应来探测核辐射的。电离室有两个电极，一个叫收集极，与测量仪器相连；另一个为外壳，接负高压。两极中间用绝缘体隔开，并密封于充有一定气体的容器中。由于两极之间加有一定高压，由此产生的外电场穿过室内一定体积的气体，当带电粒子射入电离室时，室内气体被电离，在外电场作用下，离子收集形成离子电流。这个离子电流可通过电路放大后被仪器记录下来。图 1-2, a 给出了电离室的结构示意图。

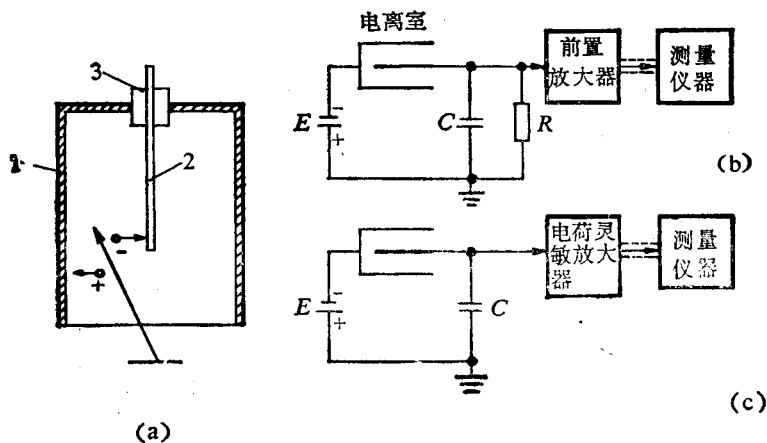


图 1-2 电离室结构简图 (a) 与外接电路 (b, c)

1: 外壳，负高压极；2: 收集极；3: 绝缘体；(b) 图：脉冲电离室外接电路；(c) 图：电流电离室外接电路

按其工作状态，电离室可以分为脉冲电离室和电流电离室两类。脉冲电离室能用于记录单个辐射粒子。由于其输出脉冲幅度与初始电离的离子对数及入射粒子能量成正比，因此脉冲电离室能记录带电粒子的能量和强度。但这种输出脉冲幅度很小（几十微伏至几毫伏之间），通常要经高倍数线性放大才可进入记录装置。电流电离室用来记录大量粒子产生的饱和电离电流，并由此确定辐射的强度。这种饱和电离电流极其微弱（约为 10^{-9} 至 10^{-10} 安培级），通常需配用电荷灵敏放大器放大后才能测量。图 1-2, b, c 给出了两种电离室的外接电路。

电流电离室可以测出入射粒子电离后的总平均效应，由此反映了入射射线的强弱，所以电流电离室主要用于测量 X 、 γ 、 β 和中子的强度或通量、剂量或剂量率。一些医用辐射监测防护仪器就是用电流电离室作为探测元件的。

当采用电流电离室测量离子事件出现次数速度太低时，以及希望测量电离室中离子的速率或希望测定 α 粒子和其它重带电粒子的能量大小时，需选用脉冲电离室。由于 α 粒子穿透力小，所以通常是把样品直接放入电离室进行测量。当样品在电离室外进行测量时，电离室的入射窗要薄。脉冲电离室一般不宜用来测量 γ 射线和 β 射线等。因为它们的射程大。为了充分收集它们的电离电荷，电离室势必做得很大，否则信号幅度将过于微小，不便记录。

为了避免电极间漏电造成的测量误差，要选用性能良好的绝缘体。绝缘体的面电阻要比体电阻小很多，要保持绝缘体表面干燥、清洁，防止机械损伤或用树脂密封。使用电离室工作时，外加工作电压应处于饱和区的中间部位，这样电压变化对测量的影响将很小。电离室内充有一定压力的工作气体（电流电离室为惰性气体、 N_2 和空气等；脉冲电离室为惰性气体与少量多原子分子气体的混合气），当工作气体气压改变时，将影响电离室的电离电流，工作时应予以注意。

为适应临床需要，近年人们研制了一种医用电离室，它作为医用放射性核素活度计的探测元件，对放射性核素剂量制备、分装称量和液体、固体源的标定，都极为有用。

根据对放射性核素活度测量的要求，医用电离室采用井型结构，以便于探测到置于井中核素 4π 立体角的辐射，这样的电离室，称 4π 电离室，其探测效率可以做得很高。

使用时，医用电离室的收集电极和室内外壁之间加上工作电压，使电离室工作在饱和区。当井内放置的核素放出 β 射线，穿过井网进入电离室灵敏体积，就引起电离。医用电离室用于测量 γ 射线时，其电离过程是间接作用，即当 γ 射线进入电离室时，将其能量损耗在气体及电离室壁的金属上，产生光电子、康普顿电子等次级电子来产生电离。计算表明，上述两种情况下电离室的电离电流与单位时间入射的带电粒子或 γ 放射性强度成正比，故测量电离电流的大小就反映了医用放射性核素活度的强弱。

三、正比计数器、多丝正比室

正比计数器外形如图 1-3 所示。其外壳为阴极，中央的金属细丝为阳极，管内通常充有一个大气压的氩和甲烷、酒精等的混合气体。

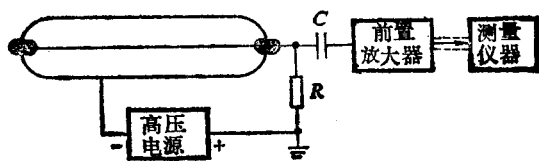


图 1-3 正比计数器及其外接电路

正比计数器根据离子收集的电压电流关系曲线中的正比区而工作的。当电压大于正比区阈电压值时，在电场作用下，使初始电离产生的电子加速，出现“雪崩”现象，电离电流（离子对收集数）随工作电压增加而增加，这个过程就称为“气体放大”。气体

放大后,电离总数比初始电离增加了许多倍,于是所得输出脉冲电压比电离室大 $10^2 \sim 10^4$ 倍。因此,正比计数器输出脉冲幅度比电离室的输出脉冲幅度大,从而可以降低放大器的放大倍数要求。

正比计数器工作电压一定时,气体放大倍数为—常数,所以正比计数器的输出信号与射线在探测器内损失的射线能量成正比。于是,正比计数器不仅适合于射线强度测量,而且也很适合于射线能量测量。正比计数器的灵敏度较高,适合于探测低能粒子,尤其如测量软 β 射线和低能 γ 射线或 X 射线的能谱,探测下限可达 250 电子伏特。

一般来说,正比计数器的脉冲宽度比较窄,适于用作快速计数。对于不同的探测对象,正比计数器充气也不同,如充有 BF_3 气体可探测热中子,充有 H_2 、 CH_4 和 ^3He 气体可探测快中子,充有 K_2 或 Xe 气体可探测 X 射线等。此外,正比计数器还能用于粒子鉴别,以及作为低水平测量的探测器和位置灵敏探测器等。

目前市售的正比计数器主要有 BF_3 (三氟化硼) 慢中子计数管、X 和低能 γ 射线正比计数管和流气式正比计数管等数种。

多丝正比室 MWPC (multiple wires proportional chamber) 是 1968 年发展起来的一种新型气体探测器。它作为位置灵敏探测器,并适合于高计数速率场合下测量,故可用来作为 γ 射线成象装置中的一种新型探测元件。

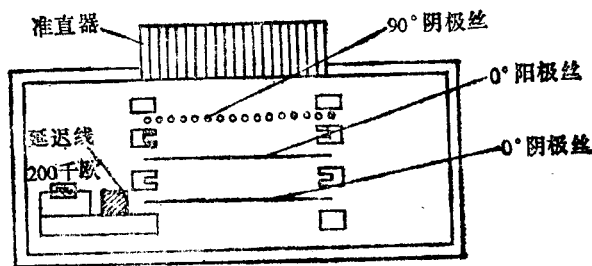


图 1-4 多丝正比室结构原理

MWPC 的结构如图 1-4 所示。它由三个平行栅极组成。这些栅极被封装在一个充有氩—甲烷或氩—二氧化碳混合气体的密封室内,充气范围从 $0 \sim 10^{13}$ 千帕,其空间分辨率取决于其阳极丝之间的距离(一般为 $1 \sim 3$ 毫米)。

穿过 MWPC 灵敏体积的 X 和 γ 射线,与气体相互作用时可能产生光电效应。所生成的光电子向中心位置漂移,并作约 10^3 倍的雪崩增益。最后在中心丝栅极(阳极丝)上产生一个放大的脉冲。同时,雪崩产生的离子移动至阴极丝时感应产生相反极性的脉冲。

在这里,我们要取它的位置信息。当把两组丝面各根丝分别按相互垂直的 X、Y 座标编号时,可以较准确地测到射线通过该室的平面位置座标。因为发生于某一座标位置的电离事件可以通过所在座标位置对应的轴线上的电磁延迟线,把延迟信号经过连接电路去驱动一个用作照相取样的示波器,或者在一个作为复杂成象处理的电子计算机中被数字化或贮藏起来。示波器和电子计算机即直接显示了被测事件所在的位置。

MWPC 探测面积可大可小,可按需要增加布丝条数,其位置分辨主要取决于布丝

间距。改变室内气体种类和充气压力，可以有不同的测量能量上限，可根据实际需要来设计制造相应的多丝室。

MWPC 在核医学中有非常大的潜力和广阔的前景。MWPC 有很高的位置分辨率（一般为 0.5~2 毫米），可以用来作为断层摄影成象。在实验条件下，脏器以一个串取相接的切片进行成象。由此，所得图象清晰，反差好，为脏器病变定位提供有用信息。此外，因为 MWPC 能适应高计数率，故可作动态分析。但由于探测射线能量较低，大多只能拍摄浅表器官（甲状腺、乳腺）的图象。

四、G-M 计数管

盖革-弥勒（G-M）计数管是一种早期应用广泛的气体电离探测器。其形状可以是圆柱形（如图 1-5, a 所示），也可以是钟罩形（如图 1-5, b 所示）。管中心的金属细丝为阳极，阴极可以是金属管，或玻璃管外壳内壁上镀的金属膜涂层。通常管内充有氩、氖等惰性气体。

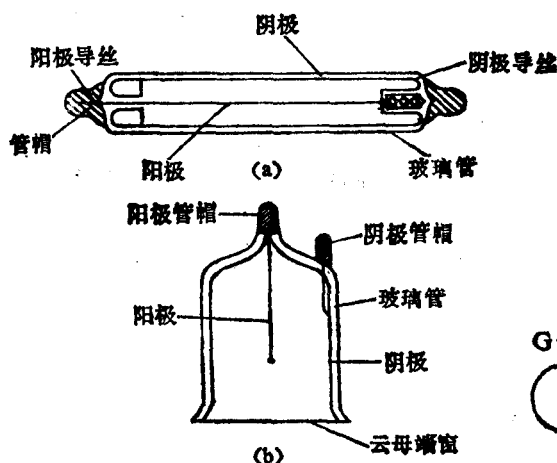


图 1-5 G-M 计数管

a: 圆柱形计数管; b: 钟罩形计数管

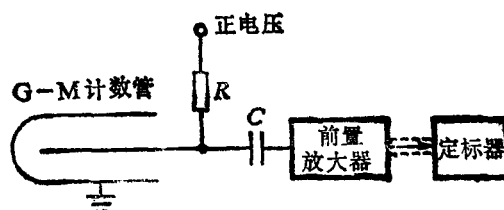


图 1-6 计数管探头输入电路

G-M 计数管工作在离子收集的电压电流关系曲线中的 G-M 区。在强电场作用下，入射粒子进入管中会产生二次离子和光子，引起气体放电。由此可以输出一个幅度可达几伏甚至几十伏的信号。这个信号与入射粒子能量无关。只要有一个离子对即会出现连续放电，并扩展至全管。

但是，这个连续放电过程，不允许无限制地进行下去，必须加以猝灭控制。通常使用的猝灭措施有两种，一种用电路措施加以控制（称外猝灭）；另一种是在计数管内加入少量猝灭气体（称自猝灭）。采用自猝灭措施的计数管，叫自猝灭管。目前大多数计数管都采用自猝灭措施。用卤素作猝灭剂的叫卤素管，用有机物作猝灭剂的叫有机管。国产的 G-M 计数管种类、型号很多，分别可用于对不同射线的探测。如 J418_{α, γ} 型金属壳端窗式卤素管可用于探测 α、β 粒子和 γ 射线；J140_β 金属壳钟罩式有机管则主要用作对弱 β 射线的测量。还有一种叫强流管，它也是一种卤素管，可用于测量高强度放射性，因而输出电流大，用它可以制成简单的辐射剂量仪器。

计数管探头由 G-M 计数管、计数管支架、前置放大器和连接电缆所组成。它可以与定标器联配使用，也可联配其它仪器组成专用测量装置。图 1-6 所示为计数管输入电路。正高压电源通过一个高阻值负载电阻 R 接到计数管阳极，而计数管阴极接地，使计数管阳极和阴极之间加有足够强的电场。射线穿过计数管，在阳极上产生一个负电压脉冲，通过隔直电容 C 送到前置放大器，然后经连接电缆送至定标器或其它记录装置。

G-M 计数管的主要性能有：坪曲线、探测效率、寿命、死时间和恢复时间等。这些指标往往都列在产品说明书中，使用时应根据测量要求认真加以选择。在这里，着重介绍坪曲线的基本概念。

在入射粒子流不变的情况下，G-M 计数管所加电压在某一定范围内，其计数率基本不变。为此，通常只要在这一范围内选择工作电压，就能保证 G-M 计数管的正确测量。G-M 计数管计数率与外加电压的关系曲线，称为坪曲线，如图 1-7 所示。曲线的水平部分即 AB 段，称为坪，其宽度为坪长。计数率的工作电压应选在坪的前半部，即坪长的另处（图 1-7 中的 C 点），以便延长计数管的使用寿命。

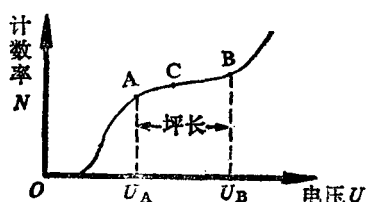


图 1-7 G-M 计数管的坪曲线

G-M 计数管是一种早期的射线探测器。它的结构简单，价格便宜，而且输出幅度大，灵敏度也高，所以在一些核医学仪器（如甲状腺功能测定）仪中仍被采用。G-M 计数管可用于探测 α 、 β 等带电粒子，也可用来测定 γ 射线。测量 α 、 β 粒子的 G-M 计数管通常是钟罩型薄窗计数管，或薄壁圆柱型计数管，以使这些粒子能够进入计数管的灵敏体积而引起放

电。用于探测 γ 射线的计数管通常是厚壁圆柱型计数管。

选用 G-M 计数管时，首先需将不符合坪斜要求的管子剔去。使用时需注意，按要求接好电子学线路，不论采用正高压电源或负高压电源，计数管的中心丝极必须永远是正极，否则计数管无法使用。计数管选择合适的工作电压并保持稳定，并在测量过程中严禁出现连续放电现象。在测坪曲线时，工作电压的改变不能太大，一旦出现连续放电应立即关掉高压电源，否则就会很快损坏管。计数管应避免光使用，注意清洁。

第三节 闪烁探测器

闪烁探测器是基于射线照射在某一闪烁体上，使闪烁体中的原子、分子受激而发出荧光，然后将荧光用光电倍增管转换成电信号并加以放大的一种探测器。它的工作原理与气体电离探测器完全不同，其性能远比气体电离探测器优越。它既可测定射线的强度，又可测定射线的能量，而且探测效率高，因此它在各类核探测仪器中得以普遍使用。

一、结 构

闪烁探测器由光电倍增管、闪烁体和光导三部分组成。一般将它们和前置放大器都装在一个暗盒中。暗盒的外边用铅屏蔽包围，靠近闪烁体一端还置有铅准直器，由此构成了一个完整的闪烁探头。图 1-3 给出了一种带聚焦型准直器的闪烁探头结构及其电路连接图。图中，闪烁探测器是主体，它接收射线并将它变成可供测量的电信号，然后经前