

序

为了顺应医学技术（一级学科）下医学影像技术学（二级学科）及其亚学科快速发展的需求，紧跟新设备、新技术、新方法和新理论日新月异且更新周期不断缩短的发展步伐，科学出版社启动了“科学出版社‘十四五’普通高等教育研究生规划教材 医学影像技术研究生核心课程教材”申报工作，为学科交叉性、融合性和前沿性的快速发展提供了良好的机遇。经医学影像技术研究生核心课程教材编审专家委员会研究决定，组织全国各省市的影像技术专家编写《医学数字 X 线成像技术学》《医学 CT 成像技术学》《MR 成像技术学》《医学影像处理技术学》《医学影像信息与人工智能技术学》系列医学影像技术研究生教材，填补我国医学影像技术无研究生教材的空白。本系列医学影像技术研究生教材可供高等医药院校医学影像技术、医学影像学、生物医学工程、智能影像工程、临床医学、预防医学等医学相关专业使用。

本系列研究生教材以《教育部 国家发展改革委 财政部关于加快新时代研究生教育改革发展的意见》（教研〔2020〕9 号）、《国务院办公厅关于加快医学教育创新发展的指导意见》（国办发〔2020〕34 号）、《普通高等学校教材管理办法》（教材〔2019〕3 号）、《教育部关于印发〈国家教材建设重点研究基地管理办法〉的通知》（教材〔2020〕1 号）和《普通高等学校本科专业类教学质量国家标准》等文件的精神为指导，全面深化普通高等学校教育改革，提升教育水平和培养质量，推进新医科建设。

本系列研究生教材遵循医学影像技术研究生专业的培养目标，以临床实际问题为导向，以忠实专业要求、高于专业标准、强化研究专业、回归和服务专业为指导思想。坚持研究生教材的思想性、科学性、先进性、启发性、实用性和创新性的原则；本着在本科教材的基本理论、基本知识和基本技能的基础上进行升华的理念；适应医学影像技术二级学科下相关亚学科的各种技术更新周期不断变短的趋势；紧跟相关学科新技术日新月异的发展步伐；追踪相关学科的新理论和新方法及新技术；强调学科的交叉性、融合性和前沿性。

本系列研究生教材的编写倡导医学影像技术二级学科相关亚学科的应用技术理论化和理论知识实用化，力戒与临床脱节，强调实用性，避免纯理论。参加本系列研究生教材的编委大多是来自各地域的大学附属医院或教学医院临床第一线的“双师型”教师，具有丰富的教学经验和临床工作的实际体验。

由于编者水平所限，书中如有缺点和错误，恳请广大读者不吝赐教，提出宝贵的改进意见。

余建明
2023 年 6 月

前 言

“科学出版社‘十四五’普通高等教育研究生规划教材 医学影像技术研究生核心课程教材”中的《医学数字 X 线成像技术学》，是供高等医药院校医学影像技术、医学影像学、生物医学工程、智能影像工程、临床医学、预防医学等医学相关专业使用的研究生教材。本教材以《教育部国家发展改革委 财政部关于加快新时代研究生教育改革发展的意见》（教研〔2020〕9 号）、《国务院办公厅关于加快医学教育创新发展的指导意见》（国办发〔2020〕34 号）、《普通高等学校教材管理办法》（教材〔2019〕3 号）、《教育部关于印发〈国家教材建设重点研究基地管理办法〉的通知》（教材〔2020〕1 号）和《普通高等学校本科专业类教学质量国家标准》等文件的精神为指导，全面深化普通高等教育改革，提升教育水平和培养质量，推进新医科建设。

本教材遵循医学影像技术研究生专业的培养目标，强化以临床实际问题为导向，忠实专业、高于专业和研究专业及其交叉学科，最后回归和服务专业的指导思想。坚持研究生教材的思想性、科学性、先进性、启发性、实用性和创新性的原则，以医学影像技术二级学科的学科交叉融合性和解决医学影像技术学科的临床实际问题为导向编写教材的内容。本教材全面介绍了医学影像技术学科体系中数字 X 线成像技术学的基本理论知识、学科交叉融合知识和学科前沿性知识。授课学时初定为 30 学时，各个相关高校根据研究生的实际需要进行本教材相关内容的选修。

本教材分别叙述了数字 X 线成像技术的发展、X 线成像基础、影像质量管理与质量控制、辐射损伤与辐射测量及辐射防护、X 线对比剂理化特性与不良反应机制及防治、数字 X 线图像显示技术、数字 X 线成像基础、数字 X 线图像的评价、DR 成像技术及其进展、救援医学中的 X 线检查技术、乳腺 DR 成像技术、数字 X 线成像前沿性交叉融合技术、介入治疗技术、DSA 设备及成像机制、DSA 成像技术及其进展、DSA 技术在介入诊治中的应用和 DSA 图像质量控制。

本教材本着在本科教材的基本理论、基本知识和基本技能的基础上进行升华的理念，遵循学科各种技术更新周期不断变短的现状；紧跟学科新技术日新月异的发展步伐；追踪学科的新理论、新方法及新技术；强化学科交叉性、融合性和前沿性。针对各章节的内容，我们查阅了近年的国内外相关文献、科研课题及标准指南和共识，并将相关内容放入本教材的对应部分中，以启迪和开拓研究生的科研思路和思维。

本教材的编写以临床问题为导向，倡导应用技术理论化和理论知识实用化，力戒纯理论，强调实用性，避免与临床脱节。本教材图文并茂，便于学生理解。本教材编委均为来自高校教学医院临床一线的教师，他们具有丰富的教学和临床工作经验，并根据他们各自的特长进行编写分工。

本教材如存在不足，恳请广大读者不吝赐教，提出宝贵的改进意见。

余建明
2025 年 6 月

目 录

第一章 绪论	1
第一节 数字 X 线成像技术的发展	1
一、DR 成像技术	1
二、乳腺成像技术	1
三、DSA 成像技术	1
第二节 X 线成像基础	2
一、原子核与核外结构及其特性	2
二、X 线的产生及其特性	5
第三节 影像质量管理与质量控制	22
一、质量管理	22
二、质量保证	23
三、质量控制	24
第二章 辐射损伤与辐射测量及辐射防护	27
第一节 电离辐射对生物体的作用机制	27
一、概述	27
二、原发作用	27
三、继发作用	29
四、电离辐射致生物效应的分类	29
五、影响辐射致生物效应的因素	30
六、组织权重因子	34
第二节 外照射急性放射病	34
一、病因与分类	34
二、诊断标准	34
三、预防和治疗的处理原则	36
第三节 小剂量外照射生物效应与慢性放射病	37
一、小剂量外照射生物效应	37
二、外照射慢性放射病	38
第四节 放射性皮肤损伤	39
一、急性放射性皮肤损伤	39
二、慢性放射性皮肤损伤	41
三、放射性皮肤癌	41
第五节 电离辐射远后效应	42
一、致癌效应	42
二、放射性白内障	43
三、永久不育/不孕	43
四、胎内受照效应	44
五、遗传效应	44
第六节 放射防护的措施	45
一、基本原则	45

二、基本限值	45
三、X 线防护标准	46
四、外照射防护的基本方法	46
五、外照射的屏蔽防护	47
第七节 辐射量及其单位	47
一、描述辐射性质的量	47
二、照射量与吸收剂量及其单位	48
三、比释动能与当量剂量及其单位	49
四、有效剂量	51
五、集体当量剂量和集体有效剂量	52
六、待积当量剂量和待积有效剂量	52
第八节 辐射剂量测量	53
一、自动曝光区域剂量计	53
二、半导体剂量计	54
三、发光剂量计	54
四、胶片剂量计	55
五、剂量计的检定与校准	56
六、辐射场实用量	56
七、剂量面积乘积	57
八、器官剂量	57
第九节 数字 X 线成像的剂量学表征量与防护	58
一、DR 的剂量学表征量与防护	58
二、乳腺 X 线的剂量学表征量与防护	60
三、DSA 的剂量学表征量与防护	63
第十节 降低辐射剂量的临床应用研究	64
一、降低 DR 的辐射剂量	64
二、降低乳腺摄影的辐射剂量	65
三、降低 DSA 成像的辐射剂量	67
第三章 X 线对比剂理化特性与不良反应机制及防治	68
第一节 X 线对比剂分类及其理化特性	68
一、对比剂分类与引入途径	68
二、对比剂的理化特性	69
第二节 对比剂不良反应及其机制	70
一、碘对比剂不良反应的分类	70
二、碘对比剂不良反应的发生机制	70
第三节 碘对比剂不良反应的防治	72
一、碘对比剂不良反应的预防	72
二、碘对比剂不良反应的对症处理	74
第四节 碘对比剂的应用研究	75
一、碘对比剂的毒理研究	75
二、碘对比剂的临床应用研究	75
第四章 数字 X 线图像显示技术	77
第一节 显示器的常用术语与符号	77

一、常用术语	77
二、常用符号	78
第二节 液晶显示器	78
一、特性	78
二、扭曲向列型液晶显示器	79
三、超扭曲向列型液晶显示器	80
四、二端有源矩阵液晶显示器	81
五、三端有源矩阵液晶显示器	82
第三节 医用显示器的性能测试与性能评价	84
一、医用显示器的性能测试	84
二、医用显示器的性能评价	84
第五章 数字 X 线成像基础	91
第一节 数字影像基础	91
一、图像信号	91
二、图像信号数字化	91
三、图像取样	92
四、图像量化	93
五、图像编码	94
第二节 数字影像的基本概念	98
一、模拟与数字	98
二、矩阵与像素	98
三、常用术语	100
第三节 数字影像的形成	101
一、采集	101
二、量化	101
三、转换	102
四、获取形式	102
第六章 数字 X 线图像的评价	104
第一节 图像质量的基本评价指标	104
一、空间分辨力	104
二、密度分辨力	105
三、时间分辨力与图像噪声	106
四、伪影	107
五、影像不均匀性	107
第二节 调制传递函数	107
一、基本概念	107
二、基本原理	108
三、测试方法	110
四、临床意义	113
第三节 维纳频谱	114
一、基本概念	114
二、基本内容	114
三、物理意义	115

第四节 量子检出效率与等效噪声量子数	115
一、基本概念	115
二、基本原理	118
三、测试方法	119
四、临床意义	120
第五节 受试者操作特征曲线	123
一、基本概念	123
二、基本原理	123
三、基本内容	125
四、种类与评价	126
五、临床意义	127
第七章 DR 成像技术及其进展	129
第一节 DR 的发展	129
一、发展历程	129
二、国产平板探测器的研发	129
第二节 非晶硒平板探测器	130
一、非晶硒成像的物理特性	130
二、直接放射成像原理	130
三、新型硒同素异晶 PN 型双层结构膜	131
四、非晶硒平板探测器的类型与结构	131
五、非晶硒平板探测器的成像原理及特点	132
第三节 非晶硅平板探测器	134
一、非晶硅成像的物理特性	134
二、非晶硅平板探测器的类型与结构	136
三、非晶硅平板探测器的成像原理	137
第四节 不同平板探测器的图像质量比较与性能评价	139
一、DR 不同成像介质的图像质量比较	139
二、平板探测器性能的评价	139
第五节 DR 特殊成像技术及其临床应用	140
一、数字融合断层设备	140
二、多功能动态 DR 成像设备	144
三、三维立体 DR 系统	145
四、EOS X 线影像采集系统	147
五、DR 双能量减影技术	148
六、DR 组织均衡技术	152
七、DR 的虚拟滤线栅技术	154
八、DR 的图像拼接技术	154
九、X 线自动曝光控制技术	155
第六节 DR 成像技术新进展	156
一、动态 DR 成像技术	156
二、DR 的三维成像技术	163
三、DR 的超低剂量成像技术	165
四、DR 能谱成像技术	167

第七节 DR 图像质量控制	169
一、图像质量的评价方法	169
二、图像质量评价的参数	171
三、影响 DR 成像的因素	175
四、DR 探测器的固有缺陷	177
五、DR 探测器固有缺陷的校正	178
六、DR 质量控制的稳定性检测	179
第八章 救援医学中的 X 线检查技术	183
第一节 急重症受检者 X 线检查的方法	183
一、急诊 X 线摄影的基本原则	183
二、急诊 X 线摄影的基本要求	183
三、急诊 X 线摄影的流程	185
四、急重症受检者的转运和护理	186
第二节 急性损伤机制与 X 线检查的方法	188
一、手腕损伤机制与 X 线摄影技术	188
二、前臂、肘关节损伤机制与 X 线摄影技术	190
三、上臂肩关节损伤机制与 X 线摄影技术	193
四、足踝关节损伤机制与 X 线摄影技术	196
五、膝关节胫腓骨损伤机制与 X 线摄影技术	198
六、股骨及髌关节损伤机制与 X 线摄影技术	201
七、脊柱及骨盆损伤机制与 X 线摄影技术	203
八、胸部损伤机制与 X 线摄影技术	205
第三节 突发公共卫生事件的 DR 检查技术	206
一、对放射工作人员感控防护要求	206
二、对放射诊断设备和检查室的消毒要求	207
三、固定 DR 设备检查流程感控	210
四、移动 DR 设备检查流程感控	210
第九章 乳腺 DR 成像技术	214
第一节 乳腺 X 线成像设备	214
一、概述	214
二、X 线发生装置与滤过器	214
三、探测器	214
第二节 乳腺 X 线检查技术	216
一、量子计数成像技术	216
二、乳腺低剂量摄影技术	217
三、乳腺局部加压放大摄影技术	217
四、对比增强能谱乳腺摄影技术	218
五、乳腺 X 线立体定位穿刺活检术	219
六、乳腺导管造影技术	220
七、数字乳腺体层合成 X 线检查技术	221
第三节 乳腺 DR 成像质量控制	223
一、乳腺摄影质量控制模型与稳定性检测	223
二、乳腺设备的硬件与软件的成像质量控制	227

三、乳腺摄影技术的质量控制·····	228
四、乳腺标本X线摄影·····	231
第四节 乳腺DR成像的临床应用研究·····	231
一、乳腺DR成像的研究进展·····	231
二、设备的硬件和软件的研究·····	232
三、乳腺成像方法的研究·····	234
四、低辐射剂量乳腺成像的研究·····	235
第十章 数字X线成像前沿性交叉融合技术·····	237
第一节 X线显微技术及其研究·····	237
一、X线显微技术的分类与成像原理·····	237
二、X线显微成像系统的一般构造·····	239
三、X线显微技术的应用·····	240
第二节 X线衍射成像技术及其研究·····	241
一、X线衍射成像·····	241
二、相干X线衍射成像·····	242
第三节 光学相干断层成像技术及其研究·····	243
一、OCT技术的分类和工作原理·····	243
二、OCT技术的应用·····	246
第四节 相位衬度成像技术及其研究·····	246
一、概述·····	246
二、相位衬度成像的基本原理·····	247
三、相位衬度成像技术的类型·····	247
四、X线相位衬度成像的医学应用·····	248
五、我国的同步辐射光源发展情况·····	249
第五节 量子成像技术及其研究·····	250
一、概述·····	250
二、量子成像的基本原理·····	250
三、量子成像的医学应用·····	251
四、展望·····	252
第六节 光电子技术·····	252
一、概述·····	252
二、国内外发展现状·····	252
三、在医学中的应用·····	253
四、展望·····	254
第七节 背散射电子成像技术·····	254
一、概述·····	254
二、成像原理·····	254
三、在医学中的应用·····	255
第十一章 介入治疗技术·····	257
第一节 介入治疗技术的发展与应用评价·····	257
一、介入放射学的发展·····	257
二、应用评价·····	257

第二节 介入治疗的导向设备与常用器材	258
一、介入治疗的导向设备	258
二、介入治疗的常用器材	258
三、介入常用器材的研发进展	261
第三节 介入治疗的相关技术	262
一、血管性介入治疗技术	262
二、非血管性介入治疗技术	267
第四节 介入治疗的常见并发症及其处理	277
一、介入治疗的常见并发症	277
二、介入治疗并发症的预防与处理	279
第十二章 DSA 设备及成像机制	282
第一节 DSA 设备的构造及其特性	282
一、DSA 设备的基本组成	282
二、DSA 设备与其他设备的融合	283
第二节 DSA 图像形成	284
一、DSA 信号与信号幅度	284
二、DSA 图像采集	285
三、确立对比剂的注射参数	287
四、DSA 成像方式与减影方式	288
五、平板探测器成像的基本原理	290
第三节 DSA 图像处理	290
一、图像的基本处理	290
二、图像后处理	291
第十三章 DSA 成像技术及其进展	293
第一节 DSA 成像技术	293
一、透视路径图技术与造影转化路径图技术	293
二、旋转 DSA 技术与靶向透视技术	293
三、实时 3D 路径图技术	295
四、步进 DSA 技术	296
五、实时模糊蒙片 DSA 技术	297
六、自动最佳角度定位技术	297
七、C 臂 CT 技术	297
八、虚拟支架置入术	298
九、DSA 的低剂量技术	299
十、图像融合技术	299
十一、3D-DSA 与 4D-DSA 技术	300
第二节 DSA 成像技术的进展	302
一、X 线发生系统	302
二、实时三维成像技术	302
三、实时动态三维路径图与智能路径图技术	303
四、双期类 CT 成像技术	305
五、定量血管分析技术	306
六、冠状动脉图像采集与分析技术	306

七、组织灌注成像技术·····	307
八、左心室定量分析技术·····	308
九、精准导航技术·····	309
十、实时三维穿刺引导技术·····	310
十一、实时穿刺消融导航技术·····	310
十二、实时三维经食管超声融合导航技术·····	311
十三、血管内超声技术·····	311
十四、VasoCT 技术·····	313
十五、复合手术室与介入机器人·····	313
第十四章 DSA 技术在介入诊治中的应用·····	315
第一节 检查前准备·····	315
一、适应证和禁忌证·····	315
二、术前准备·····	315
第二节 头颈脊髓 DSA 技术与介入治疗·····	316
一、手术操作·····	316
二、造影技术·····	317
三、图像处理·····	317
四、相关病变的介入治疗·····	317
第三节 胸部 DSA 技术与介入治疗·····	324
一、手术操作·····	324
二、造影技术·····	325
三、图像处理·····	325
四、相关病变的介入治疗·····	325
第四节 心脏大血管与冠状动脉 DSA 技术与介入治疗·····	329
一、心血管造影·····	329
二、选择性冠状动脉造影·····	330
三、图像处理·····	333
四、相关病变的介入治疗·····	334
第五节 腹部 DSA 技术与介入治疗·····	347
一、手术操作·····	347
二、造影技术·····	347
三、图像处理·····	348
四、相关病变的介入治疗·····	349
第六节 盆腔 DSA 技术与介入治疗·····	356
一、手术操作·····	356
二、造影技术·····	356
三、图像处理·····	357
四、相关病变的介入治疗·····	357
第七节 四肢 DSA 技术与介入治疗·····	359
一、手术操作·····	359
二、造影技术·····	359
三、图像处理·····	360
四、相关病变的介入治疗·····	360

第十五章 DSA 图像质量控制	363
第一节 DSA 硬件与图像质量	363
一、机架与导管床	363
二、X 线发生系统	364
三、探测器	365
四、操作控制台	366
第二节 DSA 图像形成与图像质量	367
一、图像采集	367
二、图像处理	368
第三节 DSA 检查技术的质量控制	370
一、术前准备	370
二、检查方法	370
三、对比剂注射方案	371
四、造影导管选用	372
五、伪影	372
参考文献	374

第一章 绪 论

第一节 数字 X 线成像技术的发展

一、DR 成像技术

计算机 X 线摄影 (CR) 的出现和发展推动了数字 X 线摄影 (digital radiography, DR) 的发展进程。1986 年, 布鲁塞尔第 15 届国际放射学术会议首次提出 DR 的物理学概念。当时 DR 技术采用的 X 线探测器及成像链路处于发展初期, 其空间分辨力和密度分辨力还不能满足临床的要求。

20 世纪 90 年代后期, 薄膜晶体管 (thin film transistor, TFT) 阵列等新技术的应用, 使 DR 的探测器研制取得突破性进展, 多种类型的固态一体化平板探测器 (flat panel detector, FPD) 投入临床应用, 在图像质量、操作流程和检查时间方面具有明显优势。

DR 成功地实现了 X 线影像的数字化采集、处理、传输、显示和存储的一体化。随着 DR 技术相关硬件、算法及软件的发展, DR 技术得到了飞速发展, 除具有常规 DR 功能外, 还兼有动态、融合、能谱、组织均衡、拼接、立体、移动等功能。

二、乳腺成像技术

早年采用钨靶 X 线管进行乳腺 X 线摄影, 获得图像的软组织对比度差, 由于没有合适的压迫装置, 不仅容易产生运动模糊, 还使受检者在检查过程中受到的辐射剂量过大。自 20 世纪 60 年代以来, 乳腺成像技术不断发展。1965 年第一个钼靶 X 线管用于乳腺摄影。1973 年旋转阳极钼靶 X 线管投入使用, 同年出现自动曝光控制, 乳腺机上开始使用压迫器。1976 年滤线栅用于乳腺摄影。1981 年 X 线管启用小焦点 (0.1mm) 技术。1996 年电荷耦合器件 (CCD) 应用于乳腺摄影机。2000 年全视野平板探测器投入使用。2002 年计算机辅助检测用于乳腺摄影。2004 年三维乳腺摄影技术开始应用。2006 年乳腺 X 线检查开始使用数字融合断层成像技术。

近年来, 出现了光敏感性很高的微剂量乳腺 X 线摄影 (microdose mammography, MDM)。MDM 在图像质量提高和辐射剂量降低方面取得了显著成功。欧洲已有多项大样本量临床研究证明, 相较于使用非晶硒探测器的常规数字乳腺 X 线检查系统, MDM 系统平均可降低受检者辐射剂量约 40%。在国内一项基于亚洲人群的辐射剂量对比研究结果显示, 量子计数的数字 X 线摄影系统可平均降低受检者辐射剂量的 60%。

三、DSA 成像技术

1896 年哈什克 (Haschek) 和林登塔尔 (Lindenthal) 在截肢的手上进行了动脉血管造影的试验研究; 1923 年伯布里克 (Berberich) 和赫什 (Hirsh) 首次在人体上做了血管造影检查; 1929 年多斯·桑托斯 (Dos Santos) 成功采用长针经皮腰部穿刺行腹主动脉造影, 将血管造影技术又向前推进了一步。1931 年福斯曼 (Forssmann) 从自己的肘窝静脉将导尿管插入右心房, 首创了心导管造影术, 获得诺贝尔生理学或医学奖。20 世纪 50 年代的索恩斯 (Sones) 和 60 年代贾金斯 (Judkins) 开展了选择性冠状动脉造影。1953 年经皮股动脉穿刺术的发明使血管造影的风险性、创伤性大为降低, 这一发明至今仍在使用。1962 年齐也·戴·普朗泰斯 (Ziedses des Plantes) 发明了 X 线图像减影术, 获得了无骨骼重叠的脑血管减影图像。由于计算机技术和 X 线影像设备

的发展,在20世纪80年代初,在X线电视系统的基础上,学者利用计算机对图像信号进行数字化处理,使模拟视频信号经过采样、模数(A/D)转换后直接进入计算机进行存储、处理和保存,再经数模(D/A)转换进行显示,形成了数字X线成像技术。这项技术促进了数字减影血管造影(DSA)设备的诞生。

随着电子计算机技术的发展,数字减影技术得到了快速发展,首先出现了电子减影法。1978年德国一研究小组,研制成功了第一台可实时减影的设备,对犬的心脏进行了实时减影。1979年威斯康星大学的一研究小组设计出数字视频影像处理器,从而奠定了数字减影血管造影的基础。1980年3月在克利夫兰诊所安装了DSA的商用机。DSA是由美国威斯康星大学和亚利桑那大学研制成功的,商用DSA装置于1980年11月在芝加哥召开的北美放射学会上进行展示,并在布鲁塞尔召开的国际放射学会上受到推荐。

此后,许多国家的制造商加强了对DSA系统的研究,使机器性能、成像方式、采集速度、图像处理等方面得到了很大的发展,临床应用范围大为拓展。

(范文亮 余建明 梅 豪 王 森)

第二节 X线成像基础

一、原子核与核外结构及其特性

(一) 原子

物质是由原子组成。一个经典的原子模型由包含中子和质子的原子核,以及它周围处于特定轨道或壳层中的电子所构成。每一原子均由核及电子组成,其核小而紧密,半径约为 10^{-12}cm 。核周围是按轨道运动的电子云,电子在半径约 10^{-11}cm 的轨道上运行(图1-1)。

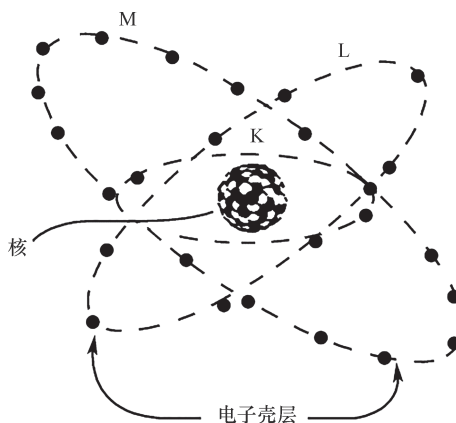


图 1-1 原子结构示意图

与核相比,电子的质量很小。由于它的弥散性,电子所占据的空间很大。可这样比喻:假如一个原子扩大到“占据”一个房间那么大的空间,那么核则处于房间的中心,如针尖大小的一点空间。由于物质的这种空虚性,一个高能电子或原子核就很容易穿过许多原子后与另一原子的任何部分相碰撞。

原子间的差别在于它们核的结构和电子数量及其排列上的不同。原子在元素周期表上的序号称为原子序数(Z),等于原子核内的质子数。原子序数决定着元素的种类,元素的化学性质由原子最外层轨道电子数决定,原子序数的变化规律间接反映了最外层电子数的递变情况。

(二) 原子核

原子核都由两种基本粒子(即中子和质子)所组成。中子和质子的大小和质量差不多相等。中子不带电荷,质子带一个正电荷,大小与一个电子所带的负电荷相等。一种物质的大多数物理和化学性质与核的中子和质子组成有关,核内的质子数就是原子序数(Z),决定原子的化学性质。

由于核和原子内的粒子都很小,惯用原子质量单位(μ_0)。它参照的基准是质量数(A)为12的碳原子,其质量定为 $12\,000\mu_0$ 。原子质量单位(μ_0)和千克(kg)间的关系是:

$$1\mu_0 = 1.66 \times 10^{-27} \text{kg} \quad (1-1)$$

一个中子与一个质子在质量方面的差别相当小,约0.1%,而比电子质量大1800多倍。

(三) 核外结构

在论述 X 线对原子的作用时，首先要了解原子的核外结构。当辐射物质相互作用时，即与人体组织作用时，通常是与电子相互作用，而不是与原子核起作用。

1. 电子数 正常原子中所含的电子数等于核内的质子数，这个数目就是某个化学元素的原子序数 (Z)。每个电子带有负电荷，其大小等于一个质子的正电荷。在正常情况下，一个原子中的电子和质子数目相同，正、负电荷平衡，原子无净电荷。如果一个电子离开原子，即原子被电离，带一个正电荷。电离结果是原子本身成为正离子，电子本身成为负离子。电子的电量 e 为 $1.6 \times 10^{-19} \text{C}$ ，电子的质量 m 为 $9.1 \times 10^{-31} \text{kg}$ 。

2. 能级 电子处于绕核的不连续壳层中，壳层用字母来识别 (图 1-2)。

$n=3 \quad r_3 = 0.53 \times 3^2 \times 10^{-10} \text{m} = 4.77 \times 10^{-10} \text{m}$
 $n=4 \quad r_4 = 0.53 \times 4^2 \times 10^{-10} \text{m} = 8.48 \times 10^{-10} \text{m}$
 $n=\dots \quad r_5 = \dots$

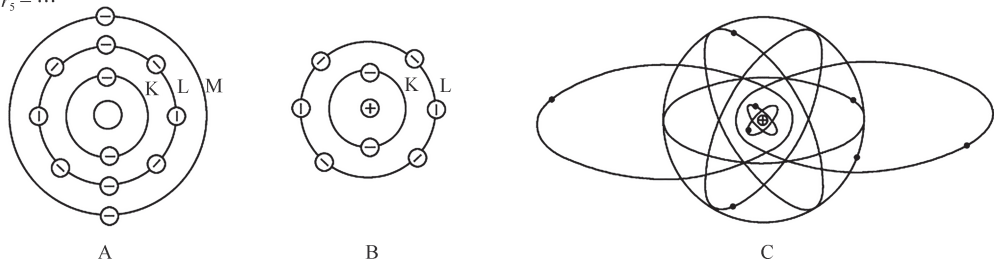


图 1-2 元素壳层结构示意图

根据玻尔理论，核外电子离核远近不同，具有不同的壳层，每壳层中都含有一定电子数目的可能轨道。每一壳层均可近似地看作原子核的同心圆球，半径最小的壳层称作 K 壳层，最多只能容纳 2 个电子；第二壳层称作 L 壳层，最多只能容纳 8 个电子；第三壳层称作 M 壳层，最多只能容纳 18 个电子。随着原子序数的增加，还可能有 N、P、Q 等壳层。越到外面的壳层可容纳的电子数就越多，一般每层上的电子最多可能数目是 $2n^2$ 个。但最外层的电子数有严格的限制，最多不能超过 8 个。一般规律是，电子先将内层填满，然后逐层向外填。根据量子理论，电子以极高的速度绕核做复杂运动，可把它的电荷看作一层笼罩在核外的带负电荷的“电子云”。电子的核外运动很难说出某一时刻处在何处，只能用概率的大小来表示。电子出现多的地方，概率大，即电子云密度大。

带负电荷电子受原子带正电核的束缚，它们之间具有很强的吸引力，即结合力。这种结合强度可用能量来表示，迫使电子逸出原子，所获得的能量称结合能，一个电子的结合能等于使电子脱离原子所需要的能量。结合能是电子势能的一种形式，与任何形式的势能一样，必须将某个地方规定为零能量级 (简称零级)。电子在原子外的一个位置，电子已不再受到核的影响，将它定为零点。

电子能级是结合能的负值，其概念可用图 1-3 来说明。靠近底部的电子处于最低能级，具有最大结合能。电子在原子内处于确定层或壳层中，每个壳层有不同的能级，最靠近核的 K 壳层处于最低能级。

图 1-3 是原子序数为 74 的钨，只画了 K、L 和 M 壳层的电子能级。外加电子位于

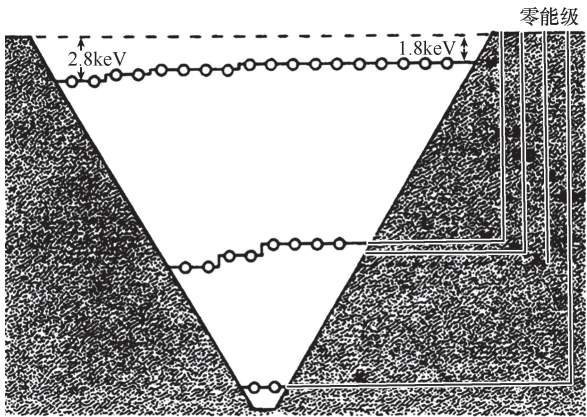


图 1-3 钨原子中的电子能级

N壳层和O壳层，这两个壳层位于M壳层之上并略低于零级，不同壳层之间具有显著的能量差。除K壳层外，其他壳层再分成另外的能级。例如，L壳层分成 L_I 、 L_{II} 和 L_{III} 三个能级。

电子在辐射过程中的作用：①要使一个电子移至更高壳层（如从K至L）或脱离原子，必须从其他能源处取得能量；②如果一个电子移至更低的壳层（如从L至K），电子必须放出能量，就出现了某种形式的辐射，能量大小取决于电子移动的壳层之间的能级差。

在一具体壳层中，电子的结合能与原子序数有关。只有原子序数较高的元素，其K壳层电子的结合能处于诊断用的 γ 射线和X线的能量范围内。L壳层电子的结合能远小于K壳层，且会随原子序数的增大而增大。对于大多数物质，最外面电子的结合能为5~20eV，这些电子最容易脱离原子。

一个电子脱离一个原子的过程称为电离。由于X线和 γ 射线具有足够的能量使电子脱离原子，故可认为X线和 γ 射线是具有电离作用的辐射。核外电子接收的能量不足以使其从原子逸出，只是使它升到较高的能级上，在其恢复到正常状态时，释放出能量，这种过程称为激发。可见光的光子能量低于大多数原子中的最小结合能，不会产生辐射。

3. 浓度 当光子与电子碰撞时，光子被吸收。光子通过物质时，它被吸收的机会决定于材料内可用的电子浓度。电子浓度或每立方厘米的电子数，可用以下公式计算：

$$\text{每立方厘米的电子数} = \rho N_A (Z/A) \quad (1-2)$$

式中，阿伏伽德罗常数 N_A 始终是不变值，每立方厘米的电子数仅与原子序数 Z 与原子质量 A 的比值有关。较低原子序数的元素在原子核中近乎每个质子1个中子； Z/A 约等于0.5。随着原子序数和原子质量的增加，核内的中子数也增大，导致 Z/A 减小，这种变化相当小。铅的原子序数是82，原子质量207， Z/A 是0.4。在X线应用中遇到的大多数材料， Z/A 的变化都小于20%。唯一例外的是氢， Z/A 等于1。

因 N_A 为阿伏伽德罗常数， Z/A 也基本上是一个常数，能明显改变电子浓度的唯一因素是材料的密度。大多数材料是纯元素，都有唯一的密度值，混合物和复合物的密度取决于各种元素的相对浓度。

电子浓度随原子序数而变化，原子序数在电子与X线相互作用中作用不大。X线光子通过物质时，相互作用的机会不仅取决于电子浓度，还与电子在原子结构内被束缚的牢固程度有关。电子结合能随原子序数的增大而增加，高度束缚的电子浓度也随原子序数的增大而增加。原子序数是原子的一个重要特征，对任一种化学元素都有唯一的值。许多材料，如人体组织，不是单一的化学元素，而是一种混合物的密集体，它与X线的相互作用，可能对混合物定义一个有效原子序数(Z_{eff})。

$$Z_{\text{eff}} = \sqrt[2.94]{f_1 Z_1^{2.94} + f_2 Z_2^{2.94} + f_3 Z_3^{2.94} + \dots} \quad (1-3)$$

在此关系式中， f_n 是与每种元素有关系的电子总数目的分数，指数2.94是根据X线相互作用和原子序数间的关系导出。水是人体的主要组成部分，水分子包含2个氢原子和1个氧原子，每个氢原子有1个电子，1个氧原子有8个电子。因此，电子分数 f ，对氢是0.2，对氧是0.8，将这些值代入式(1-3)可得水的有效原子序数：

$$Z_{\text{eff}} = \sqrt[2.94]{0.2 \times 1^{2.94} + 0.8 \times 8^{2.94}} = 7.42 \quad (1-4)$$

(四) 原子能级

根据玻尔的假设，电子在不连续的轨道上绕核旋转，在每个可能轨道上的电子具有一定的能量（动能与势能的代数和）。因而，电子在各个可能轨道上所具有的能量也是不连续的，这些不连续的能量值称为原子能级。

原子能级通常是以电子伏特来表示。定义为一个电子通过1伏特电位差所释放出的能量，其功即为电荷与它通过的电位差的乘积。电子在各个可能轨道上运动时所具有的能量，即能量公式：

$$E = -\frac{2\pi^2 m e^4 Z^2}{h^2 n^2} \quad (1-5)$$

式中, $n=1, 2, 3, \dots$, E 代表轨道电子所具有的能量, 单位为焦耳。原子能级常用电子伏特来表示, $1\text{eV}=1.6\times 10^{-19}\text{J}$, 若把焦耳单位化为电子伏特, 则除以 $1.6\times 10^{-19}\text{J}$, 即:

$$E = -\frac{2\pi^2 m e^4 Z^2}{1.6\times 10^{-19} h^2 n^2} \quad (1-6)$$

随着原子序数 Z 的增加, 即核外电子数增多, 其原子结构也更为复杂, 核外某电子除受核的吸引力外, 还受其他核外电子的排斥作用。

以钨为例 (图 1-4), K、L 和 M 壳层上电子结合能分别约为 70 000eV、11 000eV 及 2500eV, 这意味着除去原子中一个 K 壳层电子, 必须供给它 70 000eV 能量, 或者必须以 70 000eV 电位差的电子轰击它。要除去一个 L 壳层电子大概需要 11 000eV 能量。

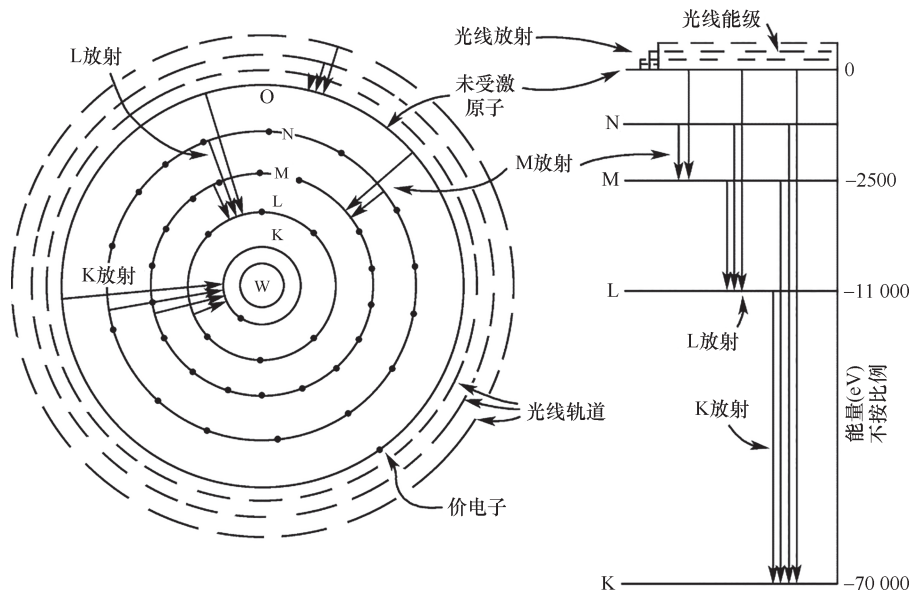


图 1-4 钨原子的电子轨道 (左) 及其能级 (右)

用电子伏特为单位来测定的结合能已在图 1-3 中表明。能量标度的零点是任意命定的, 它与非激发状态的原子相对应, 并在简图的近顶部以零标记的水平线代表之。正常态的钨原子, 其最外层价电子占 O 层, 原子的能量用简图顶部附近的粗黑线代表。如果该电子得到能量, 将会向外逸出到轨道上, 原子能级被提高。这些能级之间仅仅相差几个电子伏特。然而, 原子不能保持这种能量状态, 或电子不能停留在任一光线轨道中。当它降回到正常位置, 就放射能量, 称为光线辐射。原子核对电子有很强的吸引力, 这种吸引力称为结合力。最靠近原子核的壳层电子结合力最大, 距离越远的电子结合力越小。另外, 结合力还与原子序数 Z 相关, Z 越高, 核内正电荷就越多, 对电子的吸引力也就越大, 从原子内移走电子所需要的能量也就越大。

二、X 线的产生及其特性

(一) X 线的本质

1. X 线的微粒性 荧光屏或探测器上的某些化学物质 (如钨酸钙、碘化铯等) 经 X 线照射能产生荧光, X 线能使气体或其他物质发生电离, 被 X 线照射的某些物质失去负电荷而产生光电效应等现象。爱因斯坦的光子论, 即把 X 线看作由一个个微粒的光子组成, 光子具有一定的能量

($E=h\nu$, E , 光子能量; h , 普朗克常数; ν , 光子频率) 和一定的动质量 ($m=h\nu/C^2$, m , 光子的动质量; h , 普朗克常数; ν , 光子频率; C , 光速), 那么上述现象就可以得到满意的解释。几种波长的光子质量见表 1-1。

表 1-1 几种波长的光子质量

类型	波长/m	频率/Hz	光子质量 (m_e)
无线电	1×10^5	3×10^5	2.42×10^{-13}
微波	1×10^{10}	3×10^9	2.42×10^{-11}
	1×10^{-1}	3×10^{11}	2.42×10^{-9}
远红外线	1×10^{-2}	3×10^{12}	2.42×10^{-8}
可见光	0.7×10^{-4}	4.09×10^{14}	3.44×10^{-6}
	0.4×10^{-4}	7.5×10^{14}	6.06×10^{-6}
紫外线	1×10^{-5}	3×10^{15}	2.42×10^{-5}
X 线	1×10^{-7}	3×10^{17}	2.42×10^{-3}
	1×10^{-9}	3×10^{19}	2.42×10^{-1}
γ 射线	1×10^{-11}	3×10^{21}	2.42×10

光电效应是当 X 线照射某种金属元素时, X 线的光子与金属原子中轨道上的电子碰撞, 电子被击出, 并得到能量 E ($E=h\nu$), E 就是被击出来的电子所在轨道上的结合能。X 线激发荧光现象是 X 线光子使荧光物质的原子外层轨道电子产生跃迁现象。以上所说的 X 线光子, 就相当于 X 线管中不碰撞阳极靶面的高速电子, 这充分说明了 X 线具有微粒性。

2. X 线的波动性 X 线是一种波长很短的电磁波。1912 年德国物理学家劳厄用实验证明 X 线的干涉和衍射现象。说明 X 线具有波动的特有现象, 即波的干涉和衍射等。X 线是以波动方式传播的, 它是一种横波, 在真空中其波速与光速相同。

X 线的波长用希腊字母 λ 表示, 频率用 ν 来表示, C 代表光速, 三者的关系为:

$$C=\lambda\nu \text{ 或 } \lambda=C/\nu \quad \nu=C/\lambda \quad (1-7)$$

3. X 线的波粒二象性及其统一 X 线与其他光线一样, 在传播的时候表现了它的波动性, 具有频率和波长, 并有干涉、衍射、反射和折射等现象。但 X 线与物质作用时, 表现出粒子物质, 每个光子具有一定能量 (动量和质量), 它能产生光电效应, 能激发荧光物质发出荧光等现象。波动学说成功地解释了 X 线的干涉、偏振等现象, 却不能解释 X 线的光电效应现象。微粒学说成功地解释了 X 线的光电效应, 却不能解释 X 线的干涉、衍射等现象。这充分说明 X 线具有微粒性和波动性, 即波粒二象性。

随着物理学的发展, 21 世纪出现了量子力学。量子力学把光波 (X 线) 看成概率波, 这就把光的波粒二象性, 即波动性和微粒性统一起来。这种波代表光子在空间里存在的概率, 光既是微粒又是波动。例如, 在干涉和衍射一类现象中表现为波动性, 在光电效应就表现为微粒性。现已证实, 不仅 X 线有波粒二象性, 其他的基本粒子, 如电子、质子、中子和分子同样具有波粒二象性。

总之, 对 X 线本质的认识应掌握以下基本观点: ①在电磁波谱中, X 线是介入紫外线和 γ 射线之间的电磁波。X 线和紫外线、 γ 射线一样, 光子能量大, 能使物质电离, 都属于电离辐射。②X 线同时具有波动性和微粒性。前者的特征是具有波长和频率, 后者的特征是具有能量、动量和质量。③波粒二象性在表现时各有侧重: 传播时主要表现为波动性, 具有波长和频率; 辐射和吸收时, 主要表现为微粒性, 具有能量、质量和动量。④波粒二象性是统一的。按量子力学, X 线可看作概率波, 这种波代表光子某时刻在空间某点出现的概率。所以, X 线既具有波动性, 又具有微粒性。

(二) X 线的产生

X 线是德国的物理学家威廉·康拉德·伦琴 (Wilhelm Conrad Röntgen) 教授于 1895 年 11 月 8 日发现的。

1. X 线产生的条件 X 线是在能量转换中产生的, 根据靶原子的三个性质 (核电场、轨道电子的结合能、原子处于最低能态), 在轰击原子并与靶原子的轨道电子或核相互作用时, 把动能转换为热能和 X 线形式的电磁能。所以, X 线是高速电子与阳极靶面相互作用的结果。

从能量转换角度来看, 高速电子的能量损失分为碰撞损失和辐射损失两种情况。碰撞损失是高速电子与原子外层电子相“碰撞”, 使原子吸收能量处于激发态, 这种能量损失绝大部分将变为热, 使阴极温度迅速上升, 高速电子动能的 99% 左右都在碰撞损失中转换为热能; 辐射损失是高速电子与靶原子内层电子或原子核相互作用的结果, 以辐射 X 线光子的形式而损失能量, 这部分能量大约占高速电子总动能的百分之零点几。可见, 在 X 线管中的 X 线能的转换效率是很低的。

从作用的物理过程来说, 高速电子与靶原子相互作用存在以下四个物理过程: 电离、激发、弹性散射和轫致辐射。

1) 电离: 原子的外层电子或内层电子在高速电子作用下完全脱离了原子轨道, 使原子变成离子的过程, 称为电离。

高速电子的动能转为以下三部分: 第一部分能量消耗在内、外层电子的脱出功, 这部分能量暂时“储存”在原子内, 将伴随着发射光学光谱 (由外层电子轨道跃迁产生) 和标识 X 线 (由内层电子轨道跃迁产生), 以光能的形式释放出来; 第二部分转化为二次电子 (被击出的轨道电子) 的动能; 第三部分转化为射出电子的动能, 射出电子以较低能量并改变方向射出, 然后与其他原子或原子核继续发生作用。

电离过程中向外发射的光谱有两种: 一种是由价电子脱离原子轨道, 使原子变为激发态, 在回到基态过程中发射出光学光谱。由于最外层电子轨道的能级差较小, 这些光谱一般在紫外线、可见光和红外线的波长范围, 不属于 X 线。这部分光能几乎全部被周围原子所吸收, 使原子热运动加快, 阳极温度上升。另一种发射光谱是由于内层电子脱离轨道, 使原子处于激发态, 通过内层电子的能级跃迁而辐射 X 线, 这是构成医用 X 线的成分之一。

2) 激发: 高速电子 (或二次电子) 撞击原子外层电子, 作用较弱, 不足以使其电离, 反将其推入高能级的壳层, 使原子处于激发态, 这种作用称为激发。入射电子的动能, 一部分转化为方向改变和速度变小的出射电子的动能; 另一部分是被原子吸收的激发能。处在激发态的原子将发射光学光谱, 这部分光最终能导致固体分子热运动加快, 温度上升, 全部转化为热能。

3) 弹性散射: 高速电子受原子核电场的作用而改变运动方向, 但是能量不变, 称为弹性散射。这种作用没有光谱辐射, 也没有能量损失。由于阳极靶的物质密度很高, 散射的距离很短, 高速电子将很快在已改变的方向与其他原子核或核外电子相遇, 发生新的作用。

4) 轫致辐射: 是由轰击电子与靶原子的原子核相互作用的结果。高速电子在原子核的电场作用下, 速度突然变小时, 它的一部分能量转变成电磁波发射出来, 这种情况称为轫致辐射。在轫致辐射中, 入射电子的能量一部分转化为辐射电磁波的能量, 其波长在 X 线范围内, 在医用 X 线中占有特别重要的地位; 另一部分转化为出射电子的动能, 出射电子的方向将发生改变。

轫致辐射具有以下两个特点: ①轫致辐射是在核电场作用下的一种能量转换形式, 不能用经典理论作简单解释; ②轫致辐射所产生的 X 线是一束波长不等的连续光谱。其原因是: ①加在 X 线管两端的高压通常是脉动直流电压, 使得到达阳极的各个高速电子的动能并不相等; ②高速电子在核电场作用前, 通过电离或激发所失去的动能各不相等; ③各个高速电子在原子核电场中被阻止的情形不一样, 离核越近, 受核电场阻止作用越强, 由动能转换为光能的部分能量越多, 辐射 X 线的波长越短; 反之, 波长就越长。此外, 核电场强度还随原子序数不同而异。所以, 轫致辐射所形成的 X 线是一束随靶元素不同而异的连续波谱线。

从以上四种作用的物理过程看出,高速电子与阳极靶原子“撞击”的结果,产生两种类型的光辐射。一种是波长在可见光、红外线、紫外线附近的光学光谱;另一种是X线。X线依其产生的机制不同,又有两种成分,一种是高速电子与原子内层电子作用所产生的标明元素特性的标识X线,另一种是高速电子与核电场作用所形成的轫致辐射,这是一束连续的X线。X线由于波长短、能量大,穿透作用强,将穿过X线管壁、油层、窗口、滤过板而射向人体,用作治疗和诊断。光学光谱因波长长,光子能量小,则全部被周围原子和管壁、油层所吸收,使原子的热运动加快,温度上升。从能量转换角度上看,高速电子总能量的约99%将转换为热能,而仅有大约百分之零点几的能量转换为有用的X线。

由于X线束由复杂的线谱组成,不能用量子能量说明,不得不借助等效能量的概念。令X线穿过不同厚度的物质,使射束强度降低到原始强度的一半,即为该材料半值层。然后用单一能量X线重新测定,与射束有相同半值层的单一能量X线束的量子能量,称为等效能量。例如,用100keV加在X线管上产生的等效能量大约为60keV。

2. X线产生的必备条件 自从物理学家伦琴发现X线以来,经过科学家的研究,现已从理论上弄清了伦琴发现的X线是由于在真空条件下,高速飞驰的电子撞击到金属原子内部,使原子核外轨道电子发生跃迁而放射出的一种能。可见,要产生X线必须具备3个条件:①有电子源,随时提供足够数量的电子。②高速电子流,在强电场作用下,电子做高速、定向运动。原子核外电子与原子核之间有结合能,击入原子内部的电子必须有一定能量传递给轨道电子,才能使内层轨道电子发生跃迁产生X线。若击入原子内部的电子所具备的动能不够大,则只能使原子核外较外层电子产生激发状态,放出可见光或紫外线。③必须有适当的障碍物(靶面)来接收高速电子所带的能量,使高速电子所带的动能部分转变为X线能。

根据计算可知,低原子序数的元素内层电子的结合能小,高速电子撞击原子内层电子所产生的X线的波长长而能量小。原子序数较高的元素(如钨),其原子内层电子的结合能大,当高速电子撞击了钨的内层电子,便产生波长短而能量大的X线,所以用于X线诊断和治疗的X线管的靶面是由钨制成的。只有特殊用途的X线管的靶面是用钼制成的,钼(^{42}Mo)原子序数比钨低,能产生波长较长的X线,称为软X线,用于软组织摄影。

3. X线产生的过程 X线的发生过程中接通电源,经过降压变压器供X线管灯丝加热,产生自由电子并云集在阴极附近。当外压变压器向X线管两极提供高压电时,阴极与阳极间的电势差陡增,处于活跃状态的自由电子受强有力的吸引,成束以高速由阴极向阳极行进,撞击阳极钨靶原子结构。此时发生了能量转换,其中约1%以下的能量形成了X线,其余约99%以上则转换为热能。前者经X线管窗口发射,后者由散热设施散发。

X线的质取决于电子运行的速度及其撞击钨靶后动能所耗损的程度。改变高压变压器的电压,即可调节电子运行的速度。电压越高,电子的运行速度越快,动能消耗越多,则由X线管发射的X线波长越短,穿透力也越强。通过X线管的电压很高,以千伏计算。X线的量则取决于通过X线管的电流大小,即撞击在钨靶上的电子数量。改变灯丝的热量,即调节电子发生的数量(灯丝的热能是由灯丝加热变压器的电流所供应)。电流越大,则灯丝越热,电子越多,撞击在钨靶上的电子数量也越多。通过X线管的电流很小,以毫安计。

(三) X线的辐射谱线

X线辐射谱线表示了X线光子数量与光子能量之间的函数关系,只有了解了它才能更好地了解电压、电流、时间和滤过变化对影像密度和对比度的影响。X线管发出的X线由两部分组成:一部分为连续射线,包含不同波长的X线;另一部分为标识射线,是在连续射线谱上出现的几个向上突出的尖端,代表一些强度较强、波长为一定数值的X线(图1-5)。

1. 轫致辐射(连续放射)

(1) 产生过程:大多数光子的相互作用是轫致辐射过程。穿透阳极材料的电子经过原子核附

近时,受到原子核吸引力的作用发生偏折而速度减慢,在这个冲撞过程中电子所损失的能量,以一个 X 线光子的形式放出。电子越接近原子核,失去的能量就越多,所放射出来的 X 线波长就越短。一般高速电子经过第一次撞击失去一部分能量,再以较低速度继续撞击,直到能量完全消耗为止。显然, X 线管放射出的 X 线是一束波长不等的连续混合线,故称为连续放射或轫致辐射。

(2) 光谱: 轫致辐射的 X 线谱有一个最大的光子能量,其值与入射电子的能量相对应。超过了这个能量之后,所产生的光子数目随着

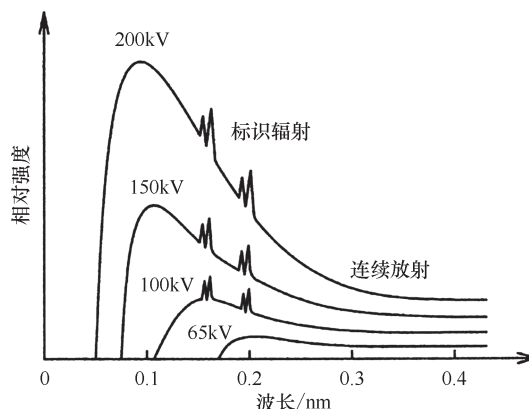


图 1-5 X 线强度曲线分布

能量的减少而增加。光子的能量用 $h\nu$ 或 $\frac{hC}{\lambda_{\min}}$ 来表示, h 是普朗克常数, 为 $6.626 \times 10^{-34} \text{J} \cdot \text{s}$; C 是光速, 约为 $3 \times 10^8 \text{m/s} = 3 \times 10^{18} \text{\AA/s}$; λ 表示发出的 X 线的波长, 其关系式为:

$$\frac{1}{2}mv^2 = eV = hC / \lambda_{\min} \text{ 或 } \lambda_{\min} = hC / eV \quad (1-8)$$

式中, m 代表电子质量, v 代表电子的末速度, e 代表电子的电量, V 代表加在 X 线管上的电压。人们把这一求 X 线管发出的最短波长公式称为杜安-亨特 (Duane-Hunt) 公式。可写成:

$$\lambda_0 = 12.42 \text{\AA} / V_p \text{ 或 } \lambda_0 V_p = 12.42 \text{\AA} \quad (1-9)$$

V_p 表示加在 X 线管上的电压, 单位为 kV。可见, X 线管产生的 X 线波长仅与管电压有关, 管电压越高, 所产生的 X 线波长越短。图 1-6 是 X 线管阳极靶面为钨时, 加于 X 线管两极间的管电压分别为 65kV、100kV、150kV、200kV 时产生的 X 线强度分布曲线。从曲线可以看出: 每一个不同数值的管电压, 都有一个最短波长, 且管电压越高, 波长越短; 最短波长的 X 线强度极小, 随着波长的增加其强度也增加, 在未到最短波长 2 倍之前, X 线强度达最大值, 之后 X 线强度随波长增加而逐渐减小并趋向于 0。

当 X 线光子穿过阳极表面, X 线管的窗口或其他增设的滤过物质时, 大量低能光子被吸收或滤过掉。被滤过的数量一般与 X 线束穿过物质的成分和厚度有关, 而且它决定光谱分布曲线低能端的形状。这种滤过可减少 X 线的生物损伤和提高 X 线影像的清晰度。

(3) 千伏峰值: 在 X 线管中, 电子撞击阳极靶面的动能, 取决于加在 X 线管上两极间的管电压。管电压越高, 阴极电子获得的动能就越大。以 keV 为单位的光子能的最大能量在数值上就等于以千伏 (kV) 为单位的外加最大管电压值。在照射时间内, 光子的最大能量则由电压的最大值或峰值决定。这个电压值就称为千伏峰值, 它是 X 线机的可调参数之一。

(4) X 线的强度: 计算连续波谱的 X 线强度往往采用以下经验公式。

$$I_{\text{连}} = KIZV^2 \quad (1-10)$$

式中, I 为管电流, Z 为原子序数, V 为管电压, K 为 $1.1 \times 10^{-9} \sim 1.4 \times 10^{-9}$ 的常数。应该指出, 连续 X 线谱是医用 X 线中最基本、最重要的组成部分, 连续 X 线谱总强度 $I_{\text{连}}$ 与 X 线总强度 $I_{\text{总}}$ 近似相等, 即:

$$I_{\text{总}} \approx I_{\text{连}} = KIZV^2 \quad (1-11)$$

式 (1-11) 表明, X 线强度分别与靶物质的原子序数和电流成正比, 原子序数越高, 核电场作用越强, 轫致辐射产生的 X 线强度也越大, 管电流越大, 说明单位时间内撞击阳极靶面的电子数越多, 产生的 X 线强度也就越大 (图 1-6)。

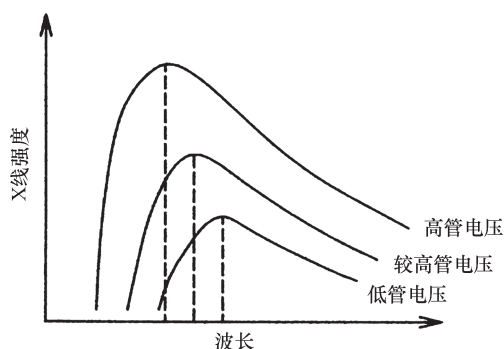


图 1-6 管电压对 X 线谱的影响

X 线总强度与管电压的平方成正比，管电压的变化不仅影响 X 线的量，也明显影响 X 线的质。从 X 线总强度上讲，管电压增加 40%，则 X 线总强度约增加一倍。在实际工作中有一个经验规则：管电压增加 15% 就相当于管电流增加一倍。

管电压的波形也是影响 X 线强度的一个因素。由于 X 线机高压发生器送到 X 线管两端的电压是脉动直流高压，可能是单相电源的半波或全波整流，也可能是三相电源六脉冲或十二脉冲整流。在峰值电压相同的情况下，波形越平滑，X 线强度越大。

2. 标识辐射（特征放射）是 X 线管中阴极产

生的电子以很大的动能撞击靶面时，原子内层轨道电子被击出，而产生了电子跃迁现象放出的 X 线。

（1）产生过程：产生标识辐射的相互作用情况如图 1-7 所示。

标识辐射与高速电子和原子轨道电子间的碰撞有关。只有当入射电子的动能比原子里电子的结合能大时，这种作用才会发生，轨道电子从原子中被轰出，留下一个空位，由较高能级上的电子来填充。电子填补这个空位时，便以 X 线光子的形式放出能量，这种由阳极靶面物质所决定的一部分 X 线称为标识辐射。图 1-7 中，被高速电子轰出的钨的 K 壳层电子，其结合能为 69.5keV，这个空位是由来自 L 壳层上的电子填充，该电子的结合能为 10.2keV。因此，产生的标识 X 线光子的能量等于这两个能级之差，即 59.3keV。

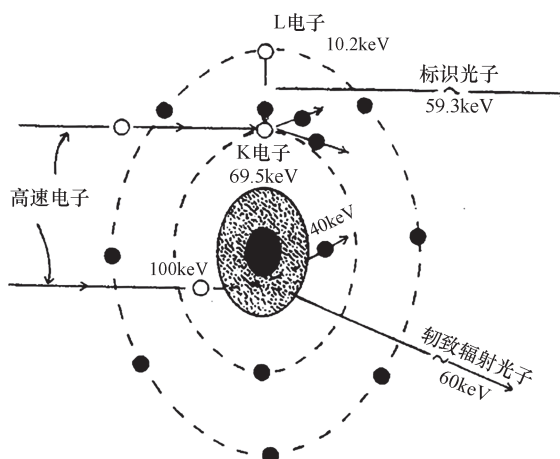


图 1-7 电子与原子相互作用产生 X 线光子

实际上，一种给定的阳极材料可以产生几种标识 X 线能量，高速电子可以从不同的能级（K、L 等）上轰击电子，而留下的空位又由不同能级上的电子填充。在原子能级图中，K、L、M、N 表示原子核周围不同的轨道，若内层 K、L、M 等轨道电子被击脱时，就可能出现 K 系、L 系、M 系等标识 X 线。严格来说，K 壳层的标识射线并不是单一的，它包括一组波长几乎相等的射线，称为 K_{α} 、 K_{β} 、 K_{γ} 等射线， K_{α} 是由 L 壳层电子补充时产生的 X 线， K_{β} 是 M 壳层电子来补充时产生的 X 线，其他类推。

（2）钨标识谱：即钨的有效标识辐射光谱，其标识辐射为几个具有分离能值的线状尖端，而韧致辐射则在一定的范围内形成连续光谱。在每个特征能量上产生的光子数目各不相同，因为从 L 壳层到 M 壳层的电子填充 K 壳层上空位的可能性不同（图 1-8）。

（3）千伏峰值：某种元素产生标识射线，它撞击阳极靶面的电子所需的能量，是由加在 X 线管的电压供给的。高原子序数的元素需要的能量大，其标识射线需要在一定高压下产生的电压与原子序数的平方成正比。

X 线管产生 X 线束的光子能谱由几个因素确定。这种 X 线谱就其韧致辐射和标识辐射的相对组成来说，与阳极材料、管电压以及滤过作用有关。例如，用钨作阳极的 X 线管，当千伏峰值 < 69.5kV 时，就不产生标识辐射。在诊断 X 线中，使用较高的千伏峰值时，标识辐射可以达到总辐射量的 25% 以上。随着管电压升高，连续放射量所占的百分比减少，而标识射线所占的百分比增加（图 1-9）。