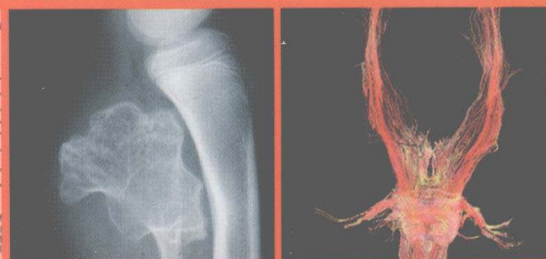
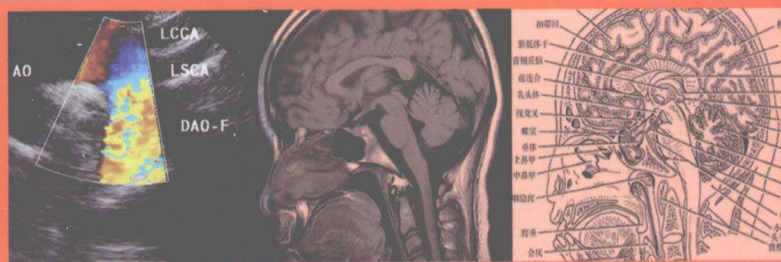


全国高等学校配套教材
供医学影像学专业用

医学影像物理学

学习指导

第2版



主 编 吉 强 童家明
副主编 刘东华 贺奇才



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

中国医药出版社
CHINA MEDICAL SCIENCE PUBLISHING HOUSE

医学影像物理学 学习指导

第二版



主 编 王 毅 副主编 王 毅
编 者 王 毅 王 毅 王 毅

中国医药出版社

全国高等学校配套教材
供医学影像学专业用

医学影像物理学

学习指导

第 2 版

主 编 吉 强 童家明

副主编 刘东华 贺奇才

编 者 (以姓氏笔画为序)

仇 惠 (牡丹江医学院)	侯淑莲 (华北煤炭医学院)
甘 平 (重庆医科大学)	洪 洋 (中国医科大学)
吉 强 (天津医科大学)	贺奇才 (中山大学)
刘东华 (新乡医学院)	龚 明 (南昌大学)

人民卫生出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

医学影像物理学学习指导/吉强等主编. —2 版. —北京:
人民卫生出版社, 2010. 12

ISBN 978 - 7 - 117 - 13616 - 7

I. ①医… II. ①吉… III. ①影像诊断 - 医用物理学 -
医学院校 - 教学参考资料 IV. ①R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2010)第 200312 号

门户网: www.pmph.com	出版物查询、网上书店
卫人网: www.ipmph.com	护士、医师、药师、中医 师、卫生资格考试培训

版权所有, 侵权必究!

医学影像物理学学习指导

第 2 版

主 编: 吉强 童家明

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010 - 59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编: 100021

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010 - 67605754 010 - 65264830

010 - 59787586 010 - 59787592

印 刷: 北京机工印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 787 × 1092 1/16 印张: 15

字 数: 356 千字

版 次: 2006 年 11 月第 1 版 2010 年 12 月第 2 版第 2 次印刷

标准书号: ISBN 978 - 7 - 117 - 13616 - 7/R · 13617

定价 (含光盘): 29.00 元

打击盗版举报电话: 010 - 59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社销售中心联系退换)

前 言

“医学影像物理学”是医学影像专业的专业基础课程,它主要讲述各类医学影像成像过程的物理学原理、图像特点及其质量控制。

医学影像物理学的一个学科特点是理论联系实际十分突出。书中讲述各类医学影像的内容都分成两部分,即物理基础及成像过程,实际上后者是前者的应用,所以讲授或学习中一定要两者联系起来。此外另一特点是书中涉及的物理知识非常广泛,甚至超出了大学基础物理学所讲述的范围,从经典力学的旋进到近代的原子核物理中的核反应都是医学影像物理学的知识基础。这就要求讲授者能帮助学生预先了解这些知识,学生也应主动去预习、查阅所涉及的基础知识。

讲授者及学习者应从书中内容体会和把握现代医学影像发展的趋势:快速成像技术的发展,以表现快速的生理、生化过程;从以形态学信息为主的图像向表现出更多的功能性信息图像发展;从图像的定性化诊断向量化发展;从只能反映器官和组织的低层次的宏观信息向能反映深层次的分子水平的医学图像发展。这种动态的学习方法自然会对快速发展的医学影像技术有积极的应对和预见。

学习要讲究方法。物理学科类的学习切忌的是死记硬背,强调对概念、规律的理解、运用,在理解的基础上,梳理出哪些是重点,哪些是难点,难点是用什么方法解决的。哪些是一般了解的内容。理论教材中的例题极少,章后习题也不多。习题不是对理论的验证,习题只是帮助人们加深对理论的理解,学会把理论运用于实际的方法。学习指导中我们补充了一些例题,其目的仍是强调通过例题加深对概念、规律的理解。

前一届编委会在中国医科大学张泽宝主编及北华大学胡继光等教授的带领下进行了开创性的工作,建立了这本书的框架和基本内容,为我国医学影像物理学的学科建设和发展做出了巨大的贡献。新一届编委会对前一届编委会卓有成效的工作表示敬意。这次再版,除了增加相应主教材新内容的学习指导部分,同时对其他章节的学习指导内容也进行了调整、削减和补充。由于我们学识有限、经验不足,新版指导用书中仍可能存在不当之处,恳请使用理论教材和这本指导用书的读者提出宝贵意见,我们将万分感谢。

编 者

2010年5月

目 录

第一章 X 射线物理	1
第一节 X 射线的产生	1
一、X 射线管	1
二、X 射线管的焦点	1
三、连续 X 射线和特征 X 射线的特性	2
四、X 射线能谱	3
第二节 X 射线辐射场的空间分布	4
一、X 射线强度	4
二、辐射场的空间分布	4
第三节 X 射线与物质的相互作用	5
一、作用截面	5
二、衰减系数	5
三、主要作用过程	7
四、X 射线的基本特性	9
第四节 X 射线在物质中的衰减	9
一、单能 X 射线在均匀物质中的衰减	10
二、连续 X 射线在均匀物质中的衰减	10
三、X 射线在非均匀物质中的衰减	11
章后习题解答	12
自我检测题	15
第二章 X 射线影像	16
第一节 模拟 X 射线影像	16
一、普通 X 射线影像	16
二、特殊 X 射线摄影	18
三、X 射线摄影图像质量评价	20
第二节 数字 X 射线影像	23
一、数字图像基础	23
二、数字减影血管造影	27
三、数字 X 射线摄影	29
四、数字 X 射线影像的主要技术优势	30

第三节 X 射线计算机断层成像 (X-CT)	34
一、X-CT 的基础知识	34
二、传统 X-CT 的扫描方式	46
三、电子束扫描方式	46
四、螺旋 CT	46
五、X-CT 图像的质量控制	50
章后习题解答	54
自我检测题	65
第三章 磁共振物理	68
第一节 原子核的磁性	68
一、角动量与旋进	68
二、电子的角动量与磁矩	69
三、原子核的角动量与磁矩	71
第二节 静磁场中的磁性核	72
一、磁矩在磁场中的附加能量	72
二、磁矩在磁场中旋进	73
三、氢核磁矩在静磁场 \vec{B} 中的旋进角度	74
四、氢核磁矩在两个能级的分布数之差	74
五、核磁矩的相位	75
六、 \vec{M}_0 的大小	76
第三节 磁共振	76
一、射频场 \vec{B}_1 的产生	77
二、射频场对样品的激励	77
第四节 弛豫过程	78
一、Bloch 方程	78
二、环境温度与弛豫时间 T_1	79
第五节 自由感应衰减信号	80
一、自由感应衰减信号的产生	80
二、FID 信号的应用	80
第六节 化学位移和磁共振波谱	81
一、化学位移	81
二、谱线的特性	82
章后习题解答	82
自我检测题	84
第四章 磁共振成像	86
第一节 磁共振信号与加权图像	86
一、基本脉冲序列与成像参数加权概念	86

二、纵向磁化强度矢量与 T_1 加权图像	87
三、横向磁化强度矢量与 T_2 加权图像	87
四、IRSE 序列与压水、压脂肪	88
第二节 磁共振图像重建	89
一、梯度磁场	89
二、MRI 的空间定位	89
三、选层梯度磁场对信号的影响	90
四、二维傅里叶变换与 k 空间	90
第三节 快速成像序列	95
一、减少成像时间的主要方法	95
二、FSE 序列组成及特点	95
三、梯度回波及三种回波形式	96
四、回波平面成像序列	97
五、快速成像序列的应用	98
第四节 磁共振血管成像	101
一、流动现象	101
二、流动现象的补偿	102
三、时间飞跃法血管成像(TOF MRA)	102
四、相位对比法血管成像	103
五、MIP 图像重建	104
章后习题解答	105
自我检测题	110
第五章 核医学物理	112
第一节 原子核的基本性质	112
一、原子核的组成和质量	112
二、核素及分类	112
三、原子核的稳定性	113
第二节 原子核衰变的类型	114
一、 α 衰变	114
二、 β 衰变	114
三、 γ 衰变	115
四、衰变纲图	116
第三节 原子核衰变的宏观规律	116
一、放射性指数衰变规律	116
二、与核衰变有关的物理量	116
三、递次衰变	117
四、放射平衡	118
五、放射性计数的统计规律	118

第四节 原子核反应	119
一、核反应的一般概念	119
二、中子及分类	120
三、中子核反应	120
第五节 医用放射性核素的来源	120
一、反应堆生产放射性核素	120
二、回旋加速器生产医用放射性核素	121
三、放射性核素发生器生产医用放射性核素	121
章后习题解答	121
自我检测题	123
第六章 核医学影像	124
第一节 概述	124
一、核素示踪	124
二、放射性制剂	124
三、核医学影像的技术特点	125
第二节 γ 射线探测	125
一、 γ 射线能谱	125
二、闪烁计数器	126
三、脉冲幅度分析器	126
第三节 准直器	126
一、准直器的作用	126
二、准直器的技术参数	126
第四节 γ 照相机和单光子发射型计算机断层	128
一、 γ 照相机原理	128
二、 γ 照相机的性能指标及质量控制	128
三、单光子发射型计算机断层原理	129
四、单光子发射型计算机断层的技术优势	129
第五节 PET 及其融合技术	129
一、PET 原理	129
二、PET 技术优势	130
三、PET 融合技术	130
章后习题解答	132
自我检测题	134
第七章 超声物理	135
第一节 超声波的基本性质	135
一、超声波的分类	135
二、超声波的产生机制	135

三、声速、声压、声强与声阻抗	136
四、超声波的特性	138
五、超声波对物质的作用	138
第二节 超声场	139
一、圆形单晶片声源的超声场	139
二、声束的聚焦	142
第三节 超声波在介质中的传播特性	144
一、反射和透射	144
二、衍射与散射	146
三、干涉与驻波	147
四、声波在介质中的衰减规律	147
五、声波的波型转换和声学谐波	148
六、声束通过介质薄层的特征	149
第四节 多普勒效应	150
一、声波的多普勒效应	150
二、多普勒频移的数学表示	150
三、频移信号的采集	152
章后习题解答	152
自我检测题	154
第八章 超声波成像	156
第一节 超声回波所携带的信息	156
一、超声成像的基本特征	156
二、反射回波成像	156
三、散射回波成像	157
四、增益补偿	157
第二节 A 型超声成像与 M 型超声成像	160
一、A 型超声成像	160
二、M 型超声成像	160
第三节 B 型超声成像	161
一、B 超原理	161
二、B 超图像处理	161
三、空间分辨力	161
四、伪像	163
第四节 频谱多普勒	163
一、频谱多普勒基本原理	164
二、距离选通	164
三、尼奎斯特频率	166
四、频谱分析方法	167

第五节 彩色多普勒血流显像	169
一、彩色多普勒血流显像特征	169
二、自相关技术	170
第六节 三维超声成像	172
第七节 其他超声成像技术	172
一、超声造影成像	172
二、谐波成像	172
三、彩色多普勒能量图	173
四、多普勒组织成像	173
五、超声组织定征	174
六、声学定量与彩色室壁动态分析	175
七、超声弹性成像	175
八、全景超声成像	176
九、医学超声成像技术的创新	177
章后习题解答	178
自我检测题	181
第九章 红外线物理	183
第一节 红外线的产生	183
一、红外线光谱	183
二、红外线辐射源	184
第二节 红外线辐射的基本规律	184
一、基本辐射量	184
二、光谱辐射量与光子辐射量	186
三、热辐射的基本规律	187
第三节 红外线与物质的相互作用	189
一、红外线的基本特性	189
二、红外线的生物效应	190
章后习题解答	190
自我检测题	192
第十章 红外线成像	194
第一节 红外探测器	194
一、热探测器	194
二、光子探测器	195
三、成像探测器	196
第二节 红外热像仪	196
一、红外热像仪原理	196
二、红外热像仪的发展	198

三、红外热像仪分类	198
四、医用红外热像仪的原理及组成	198
五、医用红外热像仪的性能与参数	199
六、红外热像仪的特点与临床应用	199
第三节 热断层成像	200
章后习题解答	202
自我检测题	206
第十一章 电离辐射的生物效应与损伤	208
第一节 辐射量及其测量	208
一、电离辐射的常用辐射量及其单位	208
二、辐射防护用辐射量和单位	209
三、电离辐射的测量方法	211
第二节 电离辐射的生物效应	211
一、电离辐射损伤的表观特性	211
二、确定性效应和随机性效应	211
三、小剂量电离辐射的生物效应	212
四、影响辐射生物效应的因素	212
第三节 电离辐射损伤机制	212
一、辐射与自由基	212
二、直接作用与间接作用	212
三、原初过程和时间进程	213
四、靶学说和生物靶的调节作用	214
章后习题解答	214
自我检测题	216
第十二章 电离辐射的防护	217
一、辐射防护内容梗概	217
二、医学辐照的特殊性及重要性	218
三、强化医学辐照防护的法规意识	219
四、医学防护上的基本要求	219
五、历史上放射性事故的 10 个实例	220
章后习题解答	221
自我检测题	223
医学影像物理学模拟试题一	224
医学影像物理学模拟试题二	226
医学影像物理学模拟试题三	228
参考答案	230

X 射线物理

本章的目的是在初步了解 X 射线管结构的基础上,掌握 X 射线的产生机制、X 射线与物质的相互作用以及 X 射线在物质中的衰减规律。充分理解 X 射线与物质的相互作用,为进一步学习 X 射线的成像原理和辐射防护方面的知识打下坚实的基础。

第一节 X 射线的产生

本节的重点是:X 射线管、连续 X 射线和特征 X 射线的特性。难点是:有效焦点和 X 射线能谱。

一、X 射线管

医用 X 射线是在 X 射线管中产生的,而不是通过放射性核素和核反应产生的。因此,学生应了解 X 射线管的基本组成。在过去一个世纪中,X 射线管的物理设计虽然发生了显著的变化,但其基本工作原理没有改变。关于 X 射线管的分类和详细结构,将在后续课程《医学影像设备学》中讲解。

通过本章的学习,要求除了能解释阴极和阳极的功能外,应建立起灯丝电流、管电流和管电压的概念,并明确指出它们在 X 射线摄影中的重要性。灯丝电流、管电流和管电压三者之间的关系(教材中图 1-2),也就是 X 射线管的伏安特性。对于任一给定的灯丝电流,管电流将会随着管电压的升高而增大,并达到其最大值,此时进一步增加管电压,将不会使管电流增大。超过饱和电压,只有通过提高灯丝的温度才能增加管电流。在管电压一定的情况下,管电流随灯丝电流的增加而增加。但在灯丝电流小于某定值时,不会产生管电流,这是由于灯丝电流太低,灯丝温度不高,不能提供热电子。在 X 射线摄影中,为了获取大的管电流和有用的 X 射线能量,通常选用大的灯丝电流和 40 ~ 140kV 间的管电压。

二、X 射线管的焦点

灯丝发射的电子,经聚焦加速后撞击在阳极靶上的面积称为实际焦点。焦点就是一个实际的 X 射线源。X 射线管的实际焦点在垂直于 X 射线管轴(阴极-阳极轴)线方向上投影的面积,统称为有效焦点。此时,有效焦点的大小与灯丝尺寸、管电流和管电压(教材中图 1-5)、靶倾角、沿阴极-阳极轴线的位置等因素有关;一般规律是越靠近阴极有效焦

点越大,越靠近阳极有效焦点越小,这种现象称为焦点的方位特性。我们测量到的有效焦点仅指实际焦点在垂直于 X 射线管轴线方向上投影的面积,通常所谓的 X 射线管的焦点标称值是指此时的有效焦点,而不是其他方向的有效焦点,更不是实际焦点。

有效焦点的大小用针孔相机(或狭缝相机)测量。具体测试方法应按照国际电工委员会推荐的方法进行。

通过对有效焦点的测量可发现,焦点的形状是不一样的,它反映在有效焦点面上的 X 射线量分布是不均匀的。事实上,有效焦点 X 射线量的分布对应实际焦点受电子轰击的数目分布。轰击电子到达靶上的位置,决定于由阴极出射的电子所经历的电场。阴极与阴极体可构成一个聚焦电场,此电场对从阴极不同部位上出射电子所产生的聚焦作用不同,一般可以产生如下聚焦效果:①从阴极前方出射电子在到达靶面上时刚好聚集,而阴极两侧出射电子则表现为过聚焦,这就在实际焦点上形成一个主焦点、两个副焦点的三峰电子分布;②从阴极前方出射电子在到达靶面上时过聚焦或欠聚焦,从阴极两侧出射电子也是过聚焦或欠聚焦,这可在实际焦点上形成电子分布的四峰或五峰分布。

实际焦点的大小直接影响 X 射线影像的清晰度,实际焦点越大,有效焦点的面积也增大,必然引起在胶片上所形成影像的清晰度降低。这里所讲的焦点对成像的影响,实际上就是第二章将要提到的焦点大小所产生的影像模糊。当焦点极小时,相当于点光源照射物体成像,这时影像质量最高,模糊度为零,或者说半影 P 为零。当焦点的线度 S 为不等于零的某一定值时, P 的大小取决于半影公式:

$$P = \frac{d}{f-d} \cdot S$$

式中, d 为被照射体与胶片间的距离, f 为焦点至胶片的距离。当 d 很小时, $P \propto d \cdot S$,所以为了减小 P ,要求 S 尽可能小;同样,被照射体与胶片间的距离也是越小越好。

三、连续 X 射线和特征 X 射线的特性

X 射线是高速运动的电子在与物质的相互作用中产生的。因此,理解电子与物质的相互作用,也就理解了连续 X 射线和特征 X 射线的产生机制。要想理解电子与物质的相互作用,必须具备原子物理的基本知识。

入射电子与靶原子核电场相互作用的结果产生连续 X 射线。连续 X 射线存在一个最短波长 λ_{\min} 。入射电子的动能损失转变为 X 射线光子的能量 $h\nu$,电子的动能来自电场的加速,光子能量的最大极限($h\nu_{\max}$)等于入射电子在 X 射线管加速电场中所获得的能量 eU ,即

$$h\nu_{\max} = eU$$

因此,X 射线束中最短波长为:

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU}$$

这里 U 是管电压,以“千伏特”为单位。

$$\lambda_{\min} = \frac{6.626 \times 10^{-34} \times 3 \times 10^8 \times 10^9}{U \times 1.6 \times 10^{-16}}$$

$$= \frac{1.24}{U} \text{ nm}$$

可见连续 X 射线的最短波长只与管电压有关,而与其他因素无关。

入射电子与靶原子的内层电子发生作用,使靶原子的内层电子成为自由电子,外层电子向内层电子空穴跃迁,就产生特征 X 线。由于原子能级是分立的,所以这种能级跃迁的电磁辐射波长不连续,呈现为分立的线状谱。特征 X 射线中,以激发最靠近原子核的 K 层电子所形成的能级跃迁的电磁辐射能量为最高,即所谓 K 线系,而 L、M、N 线系则是外层电子向 L、M、N 层电子空穴跃迁的结果。以 K 线系为例,欲使 K 层电子成为自由电子,外界的激发能量必须大于 K 层电子在原子中的结合能,这就是特征辐射存在激发电压的原因。由于 K 层结合能最大,所以特征辐射一旦发生,线系中各谱线均会出现。结合能与线系中最短波长的光子能量对应。简单地说,如果线系中最短波长的谱线出现,后面几个波长较长的谱线也同时出现,否则整个线系消失。由于能级的位置不会改变,所以在管电压升高时,特征 X 射线的谱线位置不变,辐射的强度加大。但是,由于 L、M、N 等线系的光子能量小,辐射强度较弱,通常都被 X 射线管的管壁吸收而不能发射出去,只有光子能量较大的 K 系射线能穿过管壁而成为 X 射线谱中的特征 X 射线。这也是一般主要给出 K 线系的特征辐射的原因。

例 1-1 特征 X 射线可分成 K、L、M 线系,它们分别对应 K、L、M 层出现空穴后外层电子向空穴的跃迁,所以每一线系按波长从短到长的排列有 α 、 β 、 γ 等谱线。若管电压 U 满足 $U_{K\alpha} > U > U_{L\alpha}$,其中 $U_{K\alpha}$ 、 $U_{L\alpha}$ 分别为 K 系、L 系最长谱线对应的激发电压。在能谱中下列哪个答案中的谱线可以出现?

- A. K_{β} 、 K_{γ} B. K_{β} 、 K_{γ} 、 L_{α} 、 L_{β} 、 L_{γ}
 C. L_{α} 、 L_{β} 、 L_{γ} D. K_{α} 、 K_{β} 、 K_{γ} 、 L_{α} 、 L_{β} 、 L_{γ}

解: 由于 $U_{K\alpha} > U$,所以整个 K 线系都不会出现,但 $U > U_{L\alpha}$,整个 L 线系 L_{α} 、 L_{β} 、 L_{γ} 都会出现。

正确答案: C。

四、X 射线能谱

自从 1895 年伦琴发现 X 射线以来,对 X 射线能谱的研究一直在进行着。准确地掌握有关 X 射线能谱的知识,在许多领域都是必要的。在放射诊断影像中,许多问题可通过蒙特卡罗模拟法来研究解决,但是它要求 X 射线能谱作为其输入的数据。对 X 射线能谱的研究,可使 X 射线系统的设计者更准确地预测受检者所接受的剂量,从而研制出更好的硬件和软件系统来降低受检者所接受的剂量。在放射诊断影像质量保证中,X 射线能谱的分布对于评价诊断影像的产生和优化影像质量亦是十分重要的。

在学习了 X 射线在物质中的衰减的内容后,对加深理解 X 射线能谱(教材中图 1-10)有一定的帮助。在这里应当知道,X 射线能谱就是指 X 射线光子数随光子能量的分布。图中的曲线表示的是经靶的吸收、固有滤过和附加滤过后的能谱。X 射线能谱可以由量子力学理论来计算,实验中用 X 射线能谱仪测量。决定 X 射线机中能谱形状的主要因素

有管电压、靶倾角和固有滤过,这与放射技师控制下的因素影响 X 射线谱的大小和形状有一定的区别。

第二节 X 射线辐射场的空间分布

本节的重点是: X 射线的强度。难点是: 辐射场的空间分布。

一、X 射线强度

X 射线强度是描述 X 射线辐射场的物理量, X 射线强度越大, 其辐射剂量越大。

X 射线在空间某一点的强度是指单位时间内通过垂直于 X 射线传播方向上的单位面积上的光子数量与能量乘积的总和。根据这一概念, X 射线强度的数学表达式视具体情况而定。

单能 X 射线的强度为:

$$I = N \cdot h\nu$$

能量完全确定的有限种光子组成的线状谱的强度为:

$$I = \sum_i N_i \cdot h\nu_i$$

连续 X 射线能谱的强度为:

$$I = \int_0^{E_{\max}} E \cdot N(E) dE$$

医用诊断中连续 X 射线的总强度与管电压(U)、管电流(i)和靶原子序数(Z)的关系可用下式近似表示为:

$$I_c = K_1 i Z U^2$$

在 X 射线管中产生的 X 射线, 若将占比例极少的特征 X 射线忽略不计, 则 X 射线的产生效率就等于 X 射线功率(X 射线强度)与高速电子流的功率之比, 即

$$\eta = \frac{K_1 i Z U^2}{i U} = K_1 Z U$$

例如, 在 100kV 管电压下, 电子撞击在钨靶上, X 射线的产生率为 0.9%, 这与教材中式(1-1)计算的结果相同。

要充分理解各种因素对 X 射线强度的影响(教材中表 1-3), 以便在 X 射线成像中通过改变强度获取高质量的 X 射线影像。

二、辐射场的空间分布

研究辐射场的空间分布必须从薄靶入手。由于从靶上辐射出的光子的数量及出射角度与入射电子能量和靶原子序数 Z 有关, 为简化起见, 将电子能量及 Z 均视为恒定, 但电子能量的恒定则要求电子在入射靶的过程中能量没有损耗。电子在深入物质的过程中, 大约在 10^{-6}m 内, 有 0.5keV 的损失, 当能量损失 $\Delta E \ll E$ 时, 这种厚度的靶可视为薄靶,

即入射电子能量认为不变。

教材中图 1-11 表示的是不同管电压即不同入射电子能量下,薄靶的角分布。从图中可以看出管电压为 100kV 时,X 射线强度在各方向上几乎相等;而当管电压为 20MV 时,X 射线束主方向与电子入射方向基本相同,所以光子出射随管电压的提高有前冲趋势。

国内外用于医疗诊断方面的 X 射线管,其阳极靶为厚靶。这里存在“足跟”效应,又称阳极效应。在放射工作中,当成像的解剖结构在厚度或密度上差别比较大时,阳极效应就必须给予足够的重视,尽量降低阳极效应对摄影的影响。另外,阳极效应可改变焦点的大小和形状。

第三节 X 射线与物质的相互作用

本节的重点是:X 射线与物质相互作用系数和光电效应、康普顿效应以及电子对效应等主要作用过程。难点是:作用截面的意义。

一、作用截面

一般情况下,作用截面 σ 定义为一个入射粒子与单位面积上一个靶粒子发生相互作用的概率。 σ 的 SI 单位是 m^2 ,常用单位为靶恩(barn,b), $1\text{b} = 10^{-28}\text{m}^2$,它与作用的种类、入射粒子能量有关。

当单能窄束 X 射线穿过厚度为 Δx 的物质层时,其作用截面可定义为:

$$\sigma = -\frac{\Delta I/I}{n \cdot \Delta x}$$

式中 n 为单位体积内靶粒子数, $n\Delta x$ 可以理解为入射粒子在单位面积上可以与入射粒子发生相互作用的靶粒子数, $-\Delta I/I$ 可认为是被吸收的光子数与原来入射的光子数之比,也就是说一个入射粒子与靶物质发生相互作用的概率。

二、衰减系数

根据截面的定义,从理论上可以推导出单能窄束 X 射线穿过物质时的吸收衰减规律:

$$I = I_0 e^{-\sigma n x} = I_0 e^{-\mu x}$$

式中 μ 为物质的线性衰减系数,其物理意义由 $\mu = -\frac{dI/I}{dx}$ 给出,表示 X 射线光子束在单位厚度上穿过靶物质的作用概率。又由于

$$\sigma = -\frac{dI/I}{n \cdot dx} = \frac{\mu}{n} = \frac{\mu}{\frac{\rho}{M} N_A}$$

此式说明当穿透物质不变(即摩尔质量 M 不变),作用形式一定(即 σ 不变)时, $\mu \propto \rho$ 。这个事实说明一切 X 射线的图像都是密度图像。由于物质密度会随温度和(或)气压的变化而变化,因此线性衰减系数也将随温度和(或)气压的变化而变化。为了避开这种