

全国高等学校配套教材 | 供医学影像学专业用

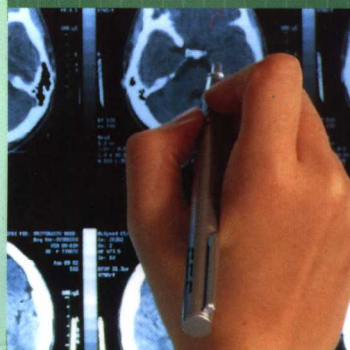
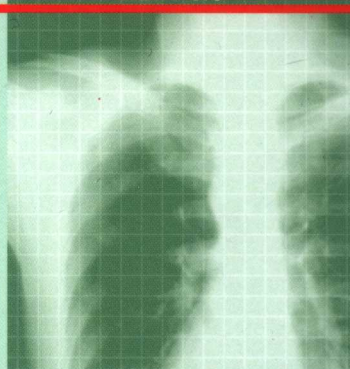
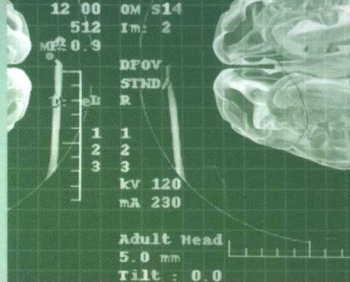
医学影像物理学 学习指导

主 编 张泽宝

副主编 吉 强



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



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

主 编 张泽宝

副主编 吉 强

编 者 (以姓氏笔画为序)

吉 强 (天津医科大学)

吴小玲 (南京医科大学)

张泽宝 (中国医科大学)

贺奇才 (中山大学)

洪 洋 (中国医科大学)

胡继光 (北华大学)

龚 明 (江西医学院)

谢晋东 (泰山医学院)

童家明 (青岛大学)

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/张泽宝主编. —北京: 人民卫生出版社, 2006. 11

ISBN 7-117-07751-4

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

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2006) 第 066433 号

医学影像物理学学习指导

主 编: 张泽宝

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010-67616688)

地 址: 北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

邮 编: 100078

网 址: [http://www. pmph. com](http://www.pmph.com)

E - mail: [pmph @ pmph. com](mailto:pmph@pmph.com)

购书热线: 010-67605754 010-65264830

印 刷: 北京市顺义兴华印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 787 × 1092 1/16 印张: 12. 5

字 数: 296 千字

版 次: 2006 年 11 月第 1 版 2006 年 11 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 7-117-07751-4/R · 7752

定 价: 18.00 元

版权所有, 侵权必究, 打击盗版举报电话: 010-87613394

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)

前言

《医学影像物理学》是介于基础课(普通物理学)和专业课(影像诊断学)之间的专业基础课。它主要讲述的是各类医学影像的成像过程、成像参数的物理学及生物学意义、图像特点及其质量控制。

医学影像主要是从射线(超声、X、 γ 射线、射频电磁波)通过物质(生物体)时所发生的物理效应、现象中获取成像信息,经过对信息的采集和处理,按一定的方法重现人体内部组织、器官的图像。由于各种物理现象、效应不同,从中采集的成像信息或之后形成的成像参数就不同,这就形成了各种医学影像的特点。超声和X线影像的成像信息属于介电类物理参数,而磁共振成像、核素显像的成像信息是来自原子核的行为,故前者更多地展现生物体的形态学信息,而后者含有较丰富的功能学信息。

医学影像是在一定条件、要求或者假定的前提下建立的。它在成像过程中对射线的几何条件、能量(频率)条件、射线探测器以及效应或现象发生的外部物理环境均有相应的要求,一旦偏离这些条件和要求,就要对图像产生不利的影响,甚至出现伪影。医学影像的质量控制是在保证被检者安全的前提下,保证图像载有足够数量供医生诊断用的生物信息。

医学影像物理学的一个学科特点是突出理论联系实际。书中讲述各类医学影像的内容大体上可分成两部分,即物理基础及成像过程,后者是前者的应用,所以讲授或学习中一定要将两者有机地联系起来。另一个特点是书中涉及的物理知识非常广泛,甚至超出了普通物理学所讲述的范围,从经典力学的旋进到近代原子核物理中的核反应,这都是构成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,学生也应主动去查阅、预习所涉及的基础知识。

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,如: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征出更多功能性信息的图像发展;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。通过这种动态的学习就会对快速发展的医学影像技术有正确的预见,并能做出积极的应对。

学习要讲究方法。物理学科的学习切忌死记硬背,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,有哪些难点,难点是用什么方法解决的,哪些是一般了解的内容等等。原教材中的例题极少,章后习题也不多。本书根据教学大纲的要求给出了各章、节的要点及难点,并给予较为详尽的解释,这些解释在知识内容上较原教材有所拓展和加深。为加深对概念、理论的解释加入了适当的例题,并对章后习题作了分析和解答。为帮助读者检查对教材内容掌握的程度,给出了一些自我检测题(其中未给答案的

原因是希望读者对这些问题展开讨论)。

我们收集国内开设此课程的院校的期末考试题,加以整理,在本书后给出了3套模拟试题。题量按90分钟设置,学习者可以从模拟试题了解本门课程的考试要求。

《医学影像物理学学习指导》一书早在第1版教材出版时就开始酝酿编写,直到今天第2版教材出版之后才得以编写完成,从主观说是我们学识有限、经验不足,客观说是影像技术更新和发展太快。非常感谢全体编者,通过他们的共同努力才能完成此书,也算对读者有了一个交待,但是错误和不足在所难免,恳请使用理论教材和本学习指导用书的读者提出宝贵意见,我们将万分感谢。中国医科大学的刘铁民老师参与了本书的整理工作,并提出宝贵意见,在此表示谢意。

张泽宝

2006.4

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	2
三、连续 X 射线和标识 X 射线的特性	2
四、X 射线能谱	3
五、X 射线的基本特性	4
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	5
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
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	9
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	10
章后习题解答	11
自我检测题	14
第二章 X 射线影像	16
第一节 X 射线摄影	16
一、X 射线影像的物理基础	16
二、摄影胶片的特性参数	16
三、关于密度	17
第二节 特殊 X 射线摄影	19
第三节 X 射线摄影图像质量评价	20
一、客观对比度	20
二、主观对比度	20
三、图像对比度	21

四、成像系统的空间分辨力与调制传递函数	21
五、图像的对比度分辨力与图像的空间分辨力	22
六、医学影像的成像本质与指导思想	22
七、X 射线的量子噪声	23
第四节 数字图像基础	23
一、图像的表达方法	23
二、空间域图像、频率域频谱与变换域	23
三、灰度变换法	24
四、图像增强策略	25
五、图像的几何运算	26
第五节 数字减影血管造影	27
第六节 数字 X 射线摄影	29
第七节 数字 X 射线影像的主要技术优势	31
一、图像储存和传输系统	31
二、医学图像融合	31
三、X 射线影像技术创新与完善的特点及其蕴涵的创造性思想	33
章后习题解答	34
自我检测题	40
第三章 X 射线计算机断层成像 (X-CT)	42
第一节 有关 X-CT 的基础理论知识	42
一、体素与像素	43
二、扫描与投影	43
三、CT 图像重建的数理基础	44
四、CT 值与灰度显示	49
第二节 传统 X-CT 的扫描方式	51
第三节 关于 X-CT 后处理技术	51
一、典型的图像后处理技术	52
二、后处理的其他种类	54
第四节 X-CT 图像的质量控制	54
一、图像的主要质量参数	54
二、X-CT 图像的伪像	57
第五节 螺旋 CT 简介	59
一、单层螺旋 CT	59
二、多层螺旋 CT	61
章后习题解答	63
自我检测题	70
第四章 核磁共振现象	72

第一节 原子核的磁矩	72
一、陀螺进角速度与相关物理量的关系	72
二、水分子相当于两个“裸露”的氢核	73
第二节 微观核磁共振	73
一、氢核磁矩在两个能级的占有数的差别	73
二、氢核磁矩 $\vec{\mu}$ 在外磁场 $\vec{B}_0$ 中的旋进角度	74
三、氢核能级与相应磁量子数的关系	74
第三节 核磁共振现象的宏观描述	75
一、 $\vec{M}_0$ 的大小与相关物理量之间的数值关系	75
二、如何使 $\vec{M}$ 绕 $\vec{B}_1$ 的旋进能稳定进行	75
三、如何获得旋转磁场 $\vec{B}_1$	75
四、热辐射的电磁波谱部分和共振频率段相重叠	76
第四节 化学位移和核磁共振谱	76
一、固体中引起核磁共振谱线加宽的主要原因	76
二、液体中引起核磁共振谱线加宽的主要原因	76
三、谱线出现精细结构的原因	77
章后习题解答	77
自我检测题	78
 第五章 磁共振成像	 81
第一节 磁共振信号与加权图像	81
一、磁共振加权图像	81
二、自旋回波序列与图像特点	82
三、反转恢复序列与图像特点	83
第二节 磁共振图像重建	84
一、梯度磁场	84
二、MRI 的空间定位	84
三、二维傅里叶变换图像重建	85
四、K 空间	86
第三节 快速成像序列	88
一、快速自旋回波序列	88
二、梯度回波序列	89
三、回波平面成像序列	92
四、快速成像序列应用	93
第四节 磁共振血管成像	95
一、流动现象	95
二、流动现象的补偿	96
三、时间飞越法血管成像	96
四、相位对比法血管成像	97

五、MIP 图像重建	98
第五节 磁共振图像质量	99
一、信噪比	99
二、对比度	99
三、空间分辨力	99
四、常见图像伪影	100
章后习题解答	101
自我检测题	105
 第六章 放射性核素显像	107
第一节 概述	107
一、放射性核素显像的技术特点	107
二、核素示踪	107
三、放射性制剂	108
第二节 原子核的放射性	108
一、放射性衰变规律	108
二、放射性活度	109
三、递次衰变	109
四、放射平衡	109
五、放射性核素发生器基本原理	110
六、放射性计数的统计规律	110
第三节 原子核反应	111
一、核反应的一般概念	111
二、中子及分类	112
三、中子核反应	112
四、医用放射性核素的来源	113
第四节 γ 射线探测	113
一、 γ 射线能谱	113
二、闪烁计数器	114
三、脉冲幅度分析器	114
第五节 准直器	114
一、准直器的作用	114
二、准直器的技术参数	115
第六节 γ 照相机和单光子发射型计算机断层	116
一、 γ 照相机原理	116
二、 γ 照相机的性能指标及质量控制	117
三、单光子发射型计算机断层原理	117
四、单光子发射型计算机断层的技术优势	117
五、单光子发射型计算机断层性能指标及质量控制	117

第七节 正电子发射型计算机断层	118
一、正电子发射型计算机断层原理	118
二、正电子发射型计算机断层的技术优势	118
三、正电子发射型计算机断层应用评价及发展趋势	118
章后习题解答	119
自我检测题	122
第七章 超声物理	123
第一节 超声波基本物理性质	123
一、超声波的分类	123
二、超声波的动力学方程	123
三、超声波的速度	124
四、声压、声强与声阻抗	124
第二节 声波在介质中的传播特性	126
一、波的反射和折射	126
二、衍射与散射	129
三、干涉与驻波	129
四、声波在介质中的衰减规律	130
五、声波通过界面的特性	130
六、声束通过介质薄层的特征	131
第三节 声波的多普勒效应	132
一、声波的多普勒效应	132
二、多普勒效应的数学表示	133
三、频移信号的采集	134
第四节 压电效应	134
一、压电效应与电致伸缩效应	134
二、压电材料的选择	135
第五节 超声场	135
一、圆形单晶片声源的超声场	135
二、超声场的角分布	137
三、声束聚焦	139
第六节 血流动力学效应	140
一、实际液体的流动	140
二、连续效应	141
三、感应	141
四、涡流发放距离	141
五、掩盖	142
六、减速的不稳定性	142
章后习题解答	142

自我检测题	144
第八章 超声波成像	146
第一节 超声回波所携带的信息	146
一、超声成像的基本特征	146
二、反射回波成像	147
三、散射回波成像	147
四、增益补偿	147
第二节 B 超原理	149
一、B 超原理	150
二、B 超图像处理与灰阶	150
三、谐波成像	151
第三节 超声多普勒成像原理	152
一、超声多普勒成像原理	152
二、频谱分析方法	153
第四节 脉冲多普勒技术	156
一、距离选通	156
二、尼奎斯特频率极限	157
第五节 彩色多普勒血流成像	158
一、彩色多普勒血流显像特征	158
二、自相关技术	159
第六节 超声图像的质量评价	160
一、空间分辨力	161
二、超声诊断的伪像	161
章后习题解答	162
自我检测题	165
第九章 医学影像检查中的辐射防护	167
第一节 电离辐射的生物效应	167
一、电离辐射损伤的表观特性	167
二、直接作用和间接作用	167
三、确定性效应和随机性效应	168
四、危险度的概念	168
第二节 辐射剂量单位	168
一、照射量和比释动能	168
二、吸收剂量	169
三、X、K、D 之间的换算	169
四、当量剂量和有效剂量	169
五、集体剂量	169

第三节 医学辐照的基本概念及防护要求	170
一、医学辐照的特殊性及重要性	170
二、强化医学辐照防护的法规意识	171
三、医学照射防护上的基本要求	171
第四节 影像检查的防护	173
一、X 射线检查的几项原则	173
二、降低受检者剂量的技术方法	173
三、核素显像的药物分发和药房管理	174
第五节 非电离性电磁波和超声的防护	174
一、电磁波在介质中的传播与吸收	174
二、超声波的生物效应	175
章后习题解答	176
自我检测题	177
 医学影像物理学模拟试题一	 179
医学影像物理学模拟试题二	181
医学影像物理学模拟试题三	184
参考答案	186

第一章 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,将为进一步学习 X 射线的成像原理和有关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 射线和标识 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,而不是通过放射性同位素和核反应产生的。因此,学生应了解 X 射线管的基本组成。在过去的一个世纪中,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变化。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,还应建立起灯丝电流、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(见教材图 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,管电流将随着管电压的升高而增大,当管电压升高到饱和电压时,管电流达到其最大值,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,称为有效焦点。有效焦点的大小与灯丝尺寸、管电流和管电压(见教材图 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家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。阴极与阳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从阴极前方出射的电子在到达靶面上时刚好聚集,而阴极两侧出射的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从阴极前方出射的电子在到达靶面上时过聚焦或欠聚焦,从阴极两侧出射的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,有效焦点的面积也越大,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:

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

公式中 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 射线和标识 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 射线和标识 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 $\lambda_{\min}$ 。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。

$$\begin{aligned}\lambda_{\min} &= \frac{(6.626 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}) (3 \times 10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}) (10^9 \text{ nm} \cdot \text{m}^{-1})}{U(1.6 \times 10^{-16} \text{ J} \cdot \text{keV})} \\ &= \frac{1.24}{U} (\text{nm})\end{aligned}$$

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,就会产生标识 X 射线。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,呈现分立的线状谱。标识 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,这就是标识辐射存在激发电压的原因。由于 K 层结合能最大,所以标识辐射一旦发生,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,标识 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 射线谱中的标识 X 射线。这也是一般主要给出 K 线系的标识辐射的原因。

例 1-1 标识 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,故选 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患者所接受的剂量,从而研制出更好的硬件和软件系统来降低患者所接受的射线剂量。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。

学习了 X 射线在物质中衰减的内容后,对加深理解 X 射线能谱(见教材图 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。

五、X 射线的基本特性

这个问题不难理解,可以安排自学,但应强调它在成像检测上的重要性。

X 射线是能量很高、穿透性很强、电中性的不可见光,人们往往会忽视它带来的伤害。光子是中性粒子,电磁场对它不起作用,X 射线的人为偏转、聚焦是很困难的。X 射线具有的电离作用是源于 X 射线与物质可以发生光电效应、康普顿效应和电子对效应中产生的次级带电粒子的电离作用。X 射线的电离作用是探测 X 射线的基本原理。当然,X 射线的荧光作用也是探测原理之一。所有 X 射线影像均是利用透射 X 射线成像,透射 X 射线的强弱决定图像的明亮程度。X 射线的荧光、化学作用是 X 射线透视、摄影的原理。X 射线的生物效应是放射治疗及辐射伤害的依据。

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:

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

在 X 射线管中产生的 X 射线,若将占比例极少的标识 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 射线的产生效率 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(见教材中表 1-5),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。具体的读释方法是,在曲线上取一点 P,OP 的大小表示 X 射线的强度大小,OP 与横轴的夹角表示光子出射的方向。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,就必须对阳极效应给予足够的重视,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 为单位体积内的靶粒子数, $n\Delta x$ 可以理解为在单位面积上可以与入射粒子发生相互作用的靶粒子数, $-\frac{\Delta I}{I}$ 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一个靶粒子相互作用的概率。

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 射线在物质的吸收衰减规律: