

全国医用设备使用人员业务能力考评教材

乳腺X线摄影技术

主编◎燕树林 牛延涛



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

全国医用设备使用人员业务能力考评教材

乳腺 X 线摄影技术

主 编 燕树林 牛延涛

编 者 (以姓氏笔画为序)

王 倩 (中国医学科学院肿瘤医院)

牛延涛 (首都医科大学附属北京同仁医院)

刘云福 (首都医科大学附属北京同仁医院)

刘建新 (北京煤炭总医院)

杜国生 (北京市疾病预防控制中心)

何之彦 (上海交通大学附属第一人民医院)

宋俊峰 (中国医学科学院肿瘤医院)

苗 英 (浙江大学医学院附属义乌医院)

秦维昌 (山东医学影像学研究所)

贾绍田 (北京煤炭总医院)

康天良 (首都医科大学附属北京同仁医院)

蔡 丰 (中国医学科学院北京协和医院)

燕树林 (首都医科大学附属北京同仁医院)

人民卫生出版社

图书在版编目(CIP)数据

乳腺 X 线摄影技术 / 燕树林, 牛延涛主编. —北京: 人民卫生出版社, 2013.10

全国医用设备使用人员业务能力考评教材

ISBN 978-7-117-17742-9

I. ①乳… II. ①燕…②牛… III. ①乳房疾病—影像学诊断—资格考试—教材 IV. ①R655.804

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2013)第 158578 号

人卫社官网	www.pmph.com	出版物查询, 在线购书
人卫医学网	www.ipmph.com	医学考试辅导, 医学数据库服务, 医学教育资源, 大众健康资讯

版权所有, 侵权必究!

全国医用设备使用人员业务能力考评教材
乳腺 X 线摄影技术

主 编: 燕树林 牛延涛

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: 010-59787592 010-59787584 010-65264830

印 刷: 三河市富华印刷包装有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 787×1092 1/16 印张: 14

字 数: 349 千字

版 次: 2013 年 10 月第 1 版 2013 年 10 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-17742-9/R · 17743

定 价: 49.00 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市场营销中心联系退换)

出版说明

为了规范和加强医疗卫生机构医学装备的科学、安全管理,提高医用设备使用人员的业务素质,保障医疗卫生事业健康发展,卫生部印发了《医疗器械临床使用安全管理规范(试行)》的通知(卫医管发(2010)4号)和《医疗卫生机构医学装备管理办法》的通知(卫规财发(2011)24号),按照文件精神,医疗卫生机构应当对医用装备使用人员(包括大型医用设备相关医生、操作人员、工程技术人员)进行应用培训和考核,业务能力考评合格方可上岗操作。目前考试科目为18个专业,均采用闭卷纸笔作答的方式进行考试。

为了帮助广大考生做好考前复习工作,特组织国内有关专家、教授编写了《全国医用设备使用人员业务能力考评系列教材》。本系列图书根据最新考试大纲中的具体要求,参考国内外权威著作,将考试大纲中的各知识点与学科的系统性结合起来,以便于考生理解、记忆、熟悉和掌握知识点。

欢迎广大考生和专业人士来信交流学习: dxyyzb@163.com。

前言

受原卫生部委托,中华医学会继续教育部从1996年底开始执行“大型医用设备使用人员技术考核上岗认证制度”的管理,至今已历时17年,客观地说,“上岗认证制度”的管理已经走上规范化的道路。

业界人士已经深切体会到了此项工作的深远意义。在这一“上岗认证管理”制度的启发与鼓舞下,中华医学会影像技术分会于2005年5月向中华医学会提出了“关于将乳腺X线摄影技师纳入持证上岗的申请”。庆幸的是,2007年3月这一申请获得了批准,2007年正式启动了“乳腺X线摄影技师持证上岗考试”。

人们会问:为什么要把乳腺X线摄影技师纳入到持证上岗的范畴?

首先,让我们回顾一下我国乳腺癌发病的趋势:1978年以来,我国乳腺癌逐渐上升为女性恶性肿瘤之首,而且每年以3%的速度上升——每30名女性有1人将患乳腺癌,同时它也是死亡率上升速度最快的恶性肿瘤。

就目前来讲,乳腺X线摄影检查是乳腺癌早期发现的最有效的检查方法。根据国际癌症研究机构布鲁斯·阿姆斯特朗教授领导的一个由24位来自11个国家的专家组成的小组对乳腺X线摄影效果的调查研究分析表明:“年龄在50~69岁的妇女,如果定期做乳腺X线摄影检查,可以使死于乳腺癌的危险减少35%。”

乳腺X线成像技术不是常规的X线摄影,它是一种特殊的X线检查技术。国际放射线防护委员会(ICRP)34号出版物指出“乳腺X线摄影属于特殊摄影”。

乳腺由腺体、脂肪、结缔组织等软组织构成,本身组织对比差异很小。由于X线摄影是一种有损伤的检查方法,而乳腺摄影采用的又是低能量的X线,大部分辐射线会被乳房吸收。乳腺摄影检查受照剂量存在着巨大差别,且乳腺是辐射高感受性组织。因此,要使乳腺成像就需要具有特殊的设备、特殊的成像技术以及特殊的影像质量控制程序。

美国特别为乳腺X线摄影颁布了《乳腺摄影质量标准法规(MQSA)》以及《乳腺X线摄影质量控制手册》;在欧共体、日本,甚至中国台湾都建立了乳腺X线摄影执业资格认证以及影像质量控制的规范。而在中国大陆,我们认为乳腺X线摄影技师纳入持证上岗的必要性和紧迫性已成必然。

为了适应“乳腺X线摄影技师持证上岗考试”需求,2007年我们编写了第一版《全国医用设备使用人员上岗考试指南——乳腺摄影技术》。随着医学影像技术的飞速发展,特别是数字乳腺摄影技术在我国已进入普及状态。为适应这一形势发展的需求,今年我们对第一版指南进行了修订和补充,作为全国医用设备使用人员业务能力考评教材。

本书共分为十二章。书末还附有考试大纲。

由于时间比较仓促,难免有不足之处,还望读者提出指正建议。

燕树林 牛延涛

2013年4月

目 录

第一章 X线物理学基础与防护	1
第一节 X线的产生与性质	1
一、X线的产生	1
二、X线的本质与特性	5
三、X线强度	6
第二节 X线与物质的相互作用	7
一、相干散射	8
二、光电效应	8
三、康普顿效应	9
四、电子对效应与光核反应	10
五、相互作用效应产生的概率	10
第三节 X线的吸收与衰减	11
一、距离的衰减	11
二、物质吸收的衰减及其影响因素	11
三、人体对X线的衰减	11
四、X线的滤过	12
五、X线诊断能量中的X线衰减	12
第四节 X线剂量单位	12
一、照射量及照射量率	12
二、吸收剂量及吸收剂量率	13
三、吸收剂量与照射量的关系	13
四、当量剂量与当量剂量率	13
五、比释动能与比释动能率	14
第五节 X线对人体的危害	14
一、辐射的生物效应	14
二、影响辐射损伤的因素	16
三、组织对X线照射的感受性	17
四、慢性小剂量照射的生物效应	17
五、辐射效应的危险度	17
第六节 X线防护	19
一、X线防护原则	19

二、我国放射卫生防护标准	19
三、对受检者的防护	20
四、X线屏蔽防护	20

第二章 X线影像的形成 21

第一节 X线信息影像的形成与传递 21

一、摄影的基本概念 21

二、X线信息影像的形成与传递 21

第二节 X线照片影像的形成 22

一、X线照片影像的形成 22

二、照片影像密度的概念 24

三、影响照片密度的因素 24

四、适当密度的定义 24

第三节 X线照片影像的对比度 25

一、对比度的概念 25

二、影响照片影像对比度因素 25

第四节 散射线及其消除 27

一、散射线的产生及散射线含有率 27

二、影响散射线含有率的因素 27

三、散射线的消除 27

第五节 X线照片影像的锐利度 29

一、锐利度的概念 29

二、影响照片锐利度的因素 31

三、影像密度、对比度、锐利度的关系 32

第六节 X线照片影像的颗粒度 32

一、颗粒度定义及其影响因素 32

二、斑点(噪声) 33

第七节 X线照片影像的放大与变形 34

一、影像放大与变形的概念 34

二、影像的放大 34

三、影像的变形 34

第八节 乳腺X线影像形成的特点 35

一、乳腺X线影像形成的特点 35

二、数字乳腺摄影与屏/片乳腺摄影的比较 37

第三章 数字乳腺X线摄影 39

第一节 基本概念 39

一、模拟影像与数字影像 39

二、数字成像的基本用语 40

三、数字图像的形成 42

四、影响数字成像质量的因素	43
第二节 计算机乳腺 X 线摄影	45
一、CR 技术基础	45
二、双面读取计算机 X 线摄影系统	52
三、相位对比乳腺摄影技术	54
第三节 数字乳腺 X 线摄影	56
一、数字 X 线摄影的优点	56
二、数字 X 线摄影成像的转换方式	57
三、非晶硒探测器结构及其成像原理	57
四、非晶硅探测器结构及其成像原理	58
第四节 数字乳腺 X 线摄影的新技术	60
一、数字乳腺体层合成	60
二、对比减影乳腺摄影技术	63
三、数字乳腺摄影三维穿刺	65
第四章 照片影像的处理技术	68
第一节 屏/片系统与自动冲洗技术	68
一、X 线胶片种类、性能结构及其保存	68
二、增感屏结构、种类与性能	70
三、自动冲洗机应用的特点与结构	72
第二节 图像硬拷贝打印技术	73
一、激光打印机	73
二、激光胶片	75
三、激光热成像	77
四、直热式热敏成像	80
第五章 影像质量评价与质量管理程序	83
第一节 影像质量的评价	83
一、影像质量的主观评价	83
二、影像质量的客观评价	83
三、影像质量的综合评价	84
第二节 影像质量的管理程序及方法	84
一、质量与质量管理的基本概念	84
二、质量管理活动的开展程序	85
三、质量管理方法	87
第六章 乳腺正常解剖与 X 线所见	91
第一节 乳腺正常解剖	91
一、乳腺正常解剖	91
二、副乳的概念	94
三、乳腺解剖与生理周期的关系	94

第二节 正常乳腺X线平片所见	95
一、正常乳腺X线平片的表现	95
二、乳腺的X线分型	96
三、乳腺的组织密度	97
第三节 乳腺影像诊断常用的检查方法	97
一、乳腺X线平片检查的适应证	97
二、乳腺B超(彩超)检查的适应证	98
三、乳腺磁共振检查的适应证	98
第七章 乳腺X线诊断基础	100
第一节 乳腺临床资料的采集及其记录	100
一、乳腺疾病临床表现资料的采集	100
二、摄影技师对病史的补充记录	104
三、乳腺癌的临床概要	105
第二节 乳腺X线诊断基础与分析	106
一、乳腺组织学及激素对其的影响	106
二、乳腺组织结构与X线影像密度	107
三、乳腺实质的X线分型	109
四、乳腺病变的基本X线征象	110
第三节 乳腺X线诊断术语及报告书写规范	118
一、诊断描述及报告用语	118
二、报告书写规范	120
第八章 乳腺X线摄影系统	124
第一节 概述	124
一、乳腺X线摄影系统的诞生与发展	124
二、乳腺X线摄影系统的构成	125
第二节 X线高压发生器	127
一、高压发生器	127
二、X线的输出	127
三、X线质	127
第三节 X线管组件	128
一、X线管焦点及足跟效应	128
二、X线管靶物质与滤过	129
三、钨靶X线管	132
四、自动曝光控制	134
五、准直器	135
第四节 乳腺X线摄影系统的支架装置	136
一、机架类型与功能	136
二、滤线栅	137
三、压迫装置	139

四、机架操作控制台	140
第五节 乳腺 X 线摄影系统的数字影像接收器	141
一、概述	141
二、光激励存储荧光体	141
三、荧光体-电荷耦合器成像板	142
四、碘化铯/非晶硅平板探测器	143
五、非晶硒平板探测器	144
第六节 图像工作站	144
一、图像采集工作站的功能	144
二、显示器阅读专用工作站的特点	145
三、显示器的质量控制	146
第七节 数字乳腺摄影系统的附件和选件	148
一、系统的附件	148
二、系统的选件	148
第九章 乳腺癌 X 线摄影筛查的有效性分析	150
第一节 乳腺癌流行病学分析	150
一、美国妇女乳腺癌发病率与死亡率	150
二、我国乳腺癌的流行病学分析	151
第二节 乳腺癌 X 线摄影筛查的有效性分析	153
一、乳腺癌的筛查	153
二、国际癌症研究机构的分析	155
三、瑞典乳腺癌 X 线摄影筛查前后二十年随访调查	156
四、美国乳腺癌 X 线摄影筛查对乳腺癌病人死亡率的影响	157
五、荷兰城镇妇女乳腺癌 X 线摄影筛查及其对乳腺癌死亡率的影响	158
第十章 乳腺 X 线摄影技术与影像标准	159
第一节 概述	159
一、乳腺摄影体位的命名	159
二、乳腺摄影照片的标记	162
三、乳腺压迫技术	163
第二节 摄影体位选择	164
一、内外斜位	165
二、头尾位	167
三、附加体位	170
四、人工(植入物)乳腺成像	173
五、乳腺切除术后成像	174
第三节 乳腺影像质量的综合评价标准	174
一、内外斜位的显示标准	174
二、头尾位的显示标准	174
三、乳腺影像质量的综合评价标准	177

第十一章 乳腺X线摄影的质量控制	180
第一节 质量控制相关人员的职责	180
一、登记员的职责	180
二、放射医师的职责	180
三、放射技师(质量控制技师)的职责	181
四、医学物理师的职责	181
第二节 乳腺摄影屏/片系统的质量控制要点	181
一、引言	181
二、放射技师质量控制项目及所需时间	183
三、乳腺摄影质量控制要点	186
第三节 影响数字乳腺影像质量评价的因素	190
一、压迫	190
二、曝光	191
三、对比度	193
四、清晰度	195
五、噪声	197
六、伪影	197
七、准直	198
第四节 数字乳腺摄影质量控制的实施	199
一、每天质量控制的实施项目	199
二、每周质量控制的实施项目	199
三、每季度质量控制的实施项目	199
四、每年质量控制的实施项目	199
五、数字乳腺摄影质量控制的实施案例	200
第十二章 乳腺X线摄影的剂量评估	202
第一节 乳腺X线摄影的辐射风险	202
一、概述	202
二、乳腺X线摄影检查的代价与利益分析	203
三、乳腺X线摄影剂量的影响因素	204
四、乳腺X线摄影为什么使用“平均腺体剂量”的概念	205
第二节 剂量评估方法	206
一、平均腺体剂量的获取	206
二、必要的测量	207
三、应用剂量	207
四、剂量推荐值和剂量调查值	208
五、剂量显示值的验证	209
全国医用设备使用人员业务能力考评考试大纲(适用于乳腺X线摄影装置技师)	210

动能产生热量,不到1%动能转换为X线。

1. X线产生的条件 X线产生必须具备以下三个条件:

(1) 电子源: X线管灯丝通过电流加热后放散出电子,这些电子在灯丝周围形成空间电荷,即电子云(图1-3A)。

(2) 高速电子的产生: 灯丝发散出来的电子能以其高速冲击阳极,其间必须具备两个条件,一是在X线管的阴极和阳极之间施以高压,两极间的电位差使电子向阳极加速;二是为防止电子与空间分子冲击而衰减,X线管必须是高真空(图1-3B)。

(3) 电子的骤然减速: 高速电子的骤然减速是阳极阻止的结果。电子撞击阳极的范围称靶面,靶面一般用高原子序数、高熔点的钨制成。阳极作用有两个,一是阻止高速电子产生X线;二是形成高压电路的回路(图1-3C)。

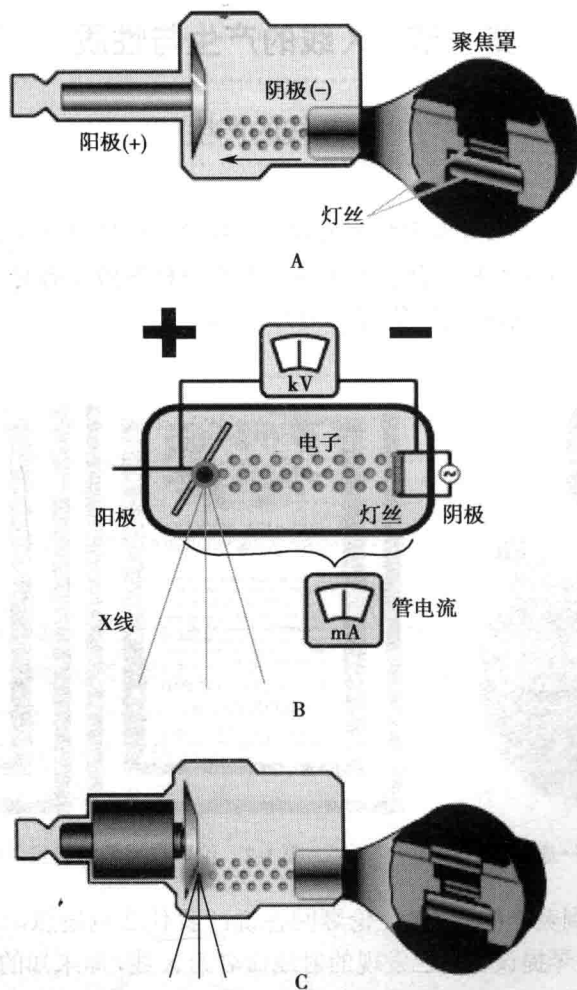


图1-3 X线产生的示意图

A. 电子源; B. 高速电子的产生; C. 电子的骤然减速

普通X线摄影与乳腺摄影,在X线产生的原理上是完全一样的。但是,乳腺摄影所产生的X线具有它的独特性,即它产生的是低能量X线(15~25keV),以此来扩大乳腺软组织之间的吸收差异,增强影像的对比。

通常,人们把由钼(Mo)或钨/钨双靶X线管产生的低能量X线,称为软射线。

在乳腺摄影中,高速电子冲击钼(Mo)靶后产生的是15~25keV能量的由连续X线和特性X线组成的一束混合射线。特别是通过应用钼靶X线管和钼滤过装置组合(Mo/Mo)所产生的特性X线,要比通常的钨靶和铝滤过装置组合相对强度较大。因此,可以获取短时间摄影以及提高对比度的效果。

2. X线产生的原理 X线的产生是高速电子和阳极靶物质的原子相互作用中能量转换的结果。X线的产生是利用了靶物质的三个特性:即核电场、轨道电子结合能和原子存在于最低能级的需要。

当X线管的电子束和靶物质相互作用时,每一个电子的能量等于它的电荷乘以X线管电压,即 $E=ev$ 。 E =电子能量, e =电子电荷, v =X线管电压(kVp)。因为,电子的电荷不变($e=1.60 \times 10^{-19}$ 库仑),那么增加管电压,将会增加电子的能量(E)。X线管电压用kVp来表示,它是指给电子加速的最大管电压,而用keV表示电子的能量。实际上,当管电压为100kVp时,电子束中只有很少数的电子能得到100keV的能量,而大多数的电子能量都要比100keV小。这是因为X线管电压不是恒定的,而是脉动的。例如:在一个单相全波整流的电路中,电压从0到峰值的变化为100次/秒,这就造成冲击钨靶的电子能量有所不同。

在X线诊断使用的X线能量范围内,X线有两种不同的放射方式,即连续放射和特征放射,其产生的X线分别称为连续X线和特征X线。

3. 连续放射 当高速电子接近原子核时,由于受核电场(正电荷)的吸引而偏离原来的方向。在方向改变时,电子因丢失能量而减速。此时电子所丢失的能量,直接以光子的形式放射出去。这种放射形式称为连续放射,其产生的X线称为连续X线,也称轭致X线(图1-4)。

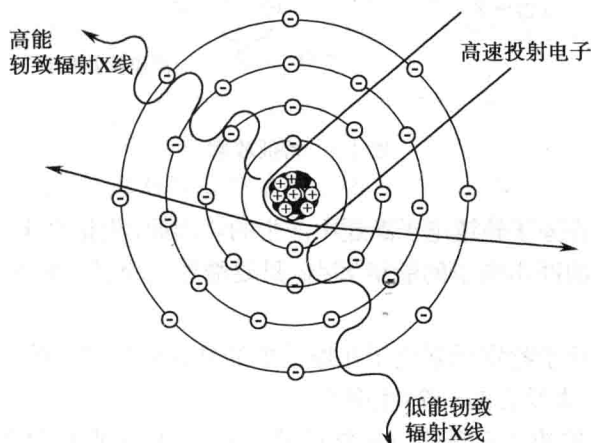


图1-4 连续放射

连续放射产生的X线是一束波长不等的混合线,其X线光子的能量取决于:电子接近核的情况;电子的能量和核电荷。

假设一个电子与原子核相撞,其全部动能丢失转换为X线光子时,其最短波长($\lambda_{\min}$)为

$$\lambda_{\min} = hc/kVp = 1.24/kVp \text{ (nm)}$$

例如,管电压是100kVp,电子能获得的最大能量是100keV,其产生的最短波长是 $\lambda_{\min} = 1.24/100 = 0.0124\text{nm}$ 。但是,其余大部分X线波长都比最短波长长得多。连续X线的最强

波长是最短波长的1.3~1.5倍。连续X线的波谱将随管电压升高而变化。

管电压升高时,最短波长向短波一侧移动;

管电压升高时,强度曲线向短波一侧移动;

管电压升高时,最强波长向短波一侧移动;

管电压升高时,产生的X线总能量将以管电压二次方比例增大;

阳极靶物质的原子序数大时,X线总能量增大;

X线总能量将随管电流的增大而提高。

可见连续X线波长仅与管电压有关,管电压越高,产生的X线波长愈短。

4. 特征放射 高速电子击脱靶原子的内壳层轨道(K层)电子,当外壳层(L或M)电子跃迁填充空位时,其多余的能量以X线的形式放出,此即为特征放射或标识放射(characteristic radiation)(图1-5)。电子填充到内层K上的特征X线称为K层特征X线;外层电子跃迁到L壳层则称L层特征X线。

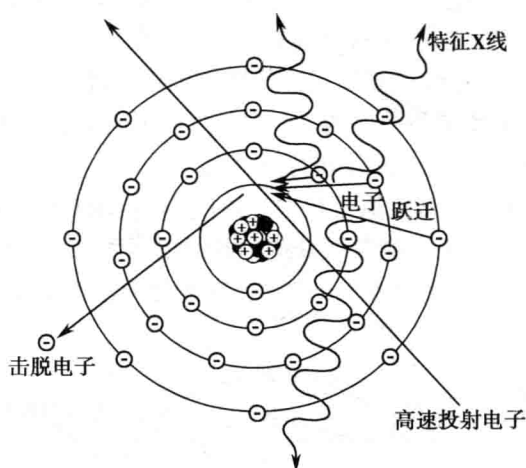


图1-5 特征放射

由于特征X线是在原子轨道电子跃迁中产生的。因此,无论产生电子空位的原因如何,也无论造成这种空缺的冲击电子的能量大小,只要能造成空缺,则产生的特征X线都是一样的。

“特征”的称谓是基于特定元素电子在原子中的结合能是唯一的。因此,结合能的差异也是唯一的,这是该元素具有的一个“特征”。

特征X线的波长取决于跃迁的电子能量差,与管电压无直接关系,它决定于靶物质的原子序数。

在以钨靶X线球管产生的X线诊断能量范围内,特征X线产生的概率与管电压的关系大致为:

70kVp以下,不产生K特征X线;

80~150kVp, K特征X线占10%~28%;

150kVp以上,特征X线减少。

在钨靶X线管的场合下,可以有 $K_{\beta 1}$ 、 $K_{\beta 2}$ 、 $K_{\alpha 1}$ 、 $K_{\alpha 2}$ 4种特征X线产生。但是,这4种特征X线之间的能量差很小(表1-1)。

表 1-1 靶物质的物理特性和特性 X 线的能量

靶物质	原子序数 (Z)	比重 (g/cm ³)	K 吸收端 (KeV)	K 特性 X 线 (keV)				X 线的能量分布 (keV)	
				K _{β2}	K _{β1}	K _{α1}	K _{α2}	K _α	K _β
Mo	42	10.22	20.00	19.96	19.61	17.37	17.48	17.5	19.6
Rh	45	12.41	23.22	23.17	22.72	20.21	20.07	20.2	22.7

从 X 线管发射出来的 X 线是一束由连续 X 线和特性 X 线组成的混合射线(图 1-6)。

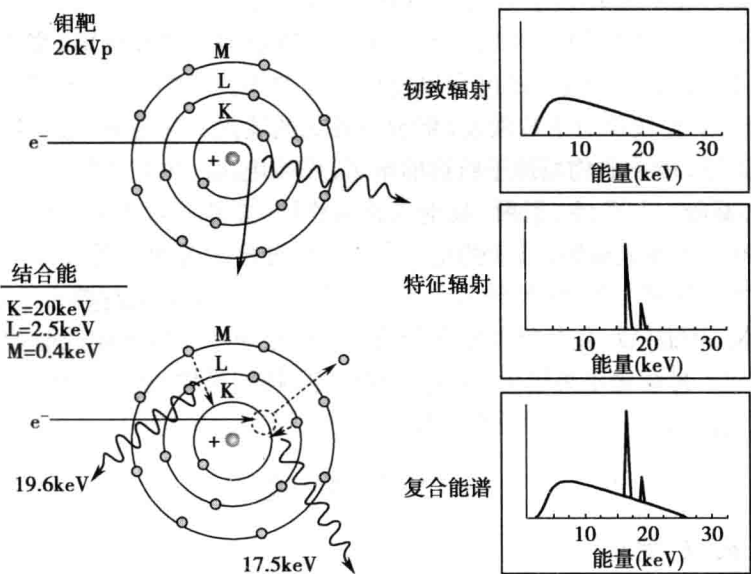


图 1-6 乳腺摄影下的连续 X 线与特性 X 线的产生机制与混合 X 线能谱

在乳腺摄影中，由于钼靶产生的特性 X 线与乳腺组织的吸收特性相匹配。因此，如果在拍摄时通过用滤过装置将连续 X 线滤去，利用特性 X 线穿透乳腺组织，则可获得较好的影像效果。同时也可以减少乳腺对较低能量的连续 X 线的吸收。这正是为什么乳腺 X 线机均采取钼靶(Mo)/钼滤过(Mo)或钼靶(Mo)/铑滤过(Rh)组合配置的原因。

5. X 线的产生效率 产生 X 线所消耗的总能量与阴极电子能量之比，称做 X 线发生效率。

$\eta = \text{消耗的总能量} / \text{阴极电子能量} = k \cdot V^2 Z I / V I = k V Z (\%)$

式中，V：管电压；Z：靶物质原子序数；I：管电流；k：系数。

在 X 线诊断领域内， $k = 1.1 \times 10^{-9}$ 。例如，管电压为 100kV，靶物质为钨(W，原子序数 74)时，X 线产生的效率 $\eta = 10^{-6} \times 74 \times 100 \div 0.0074$ ，即只有 0.74% 作为 X 线能量被利用，其余则为产生的热量。

二、X 线的本质与特性

(一) X 线的本质

X 线本质是一种电磁波。它与无线电波、可见光、γ 射线一样都具有一定的波长和频率。由于 X 线光子能量大，可使物质产生电离，故又属于电磁波中的电离辐射。X 线与其他电磁波一样，具有波动和微粒的二重性，这是 X 线的本质。

1. X线的微粒性 把X线看做一个个的微粒——光子组成的,光子具有一定的能量和一定的动质量,但无静止质量。X线与物质作用时表现出微粒性,每个光子具有一定能量,能产生光电效应,能激发荧光物质发出荧光等现象。

2. X线的波动性 X线具有波动特有的现象——波的干涉和衍射等,它以波动方式传播,是一种横波。X线在传播时表现了它的波动性,具有频率和波长,并有干涉、衍射、反射和折射现象。

(二) X线特性

X线特性指的是X线本身的性能,它具有以下特性:

1. 物理效应 ①穿透作用: X线具有一定的穿透能力。波长越短,穿透作用越强。穿透力与被穿透物质的原子序数、密度和厚度成反比关系。②荧光作用: 荧光物质,如钨酸钙、氧化铂钡等,在X线照射下被激发,释放出可见的荧光。③电离作用: 物质在足够能量的X线光子照射下,能击脱物质原子轨道的电子,产生电离。电离作用是X线剂量、X线治疗、X线损伤的基础。④干涉、衍射、反射与折射作用: X线与可见光一样具有这些重要的光学特性。它可在X线显微镜、波长测定和物质结构分析中得到应用。

2. 化学效应 ①感光作用: X线具有光化学作用,可使摄影胶片感光。②着色作用: 某些物质经X线长期照射后,使其结晶脱水变色。如铅玻璃经X线长期照射后着色。

3. 生物效应 X线是电离辐射,它对生物细胞,特别是增殖性强的细胞有抑制、损伤、甚至使其坏死的作用,它是放射治疗的基础。

三、X线强度

(一) X线强度的定义

X线强度是垂直于X线束的单位面积上,在单位时间内通过的光子数和能量的总和,即线束中的光子数乘以每个光子的能量。在实际应用中,常以量与质的乘积表示X线强度。量是线束中的光子数,质则是光子的能量(也称穿透力)。连续X线波谱中每条曲线下的面积表示连续X线的总强度。

(二) 影响X线强度的因素

X线强度(或X线产生)受管电压、管电流、靶物质及高压波形的影响。

1. 靶物质 在一定的管电压和管电流下,放射量的多少决定于靶物质。靶物质的原子序数越高,产生X线的效率就越高。X线管选用钨或钨合金作为靶物质,即阳极焦点面,是因为它有较高的原子序数($Z=74$)和相当高的熔点(3370°C)。

另外,还要注意区分,靶物质的原子序数与两种不同放射的关系。对连续X线来说,原子序数决定X线量的产生;而对特征X线来说,原子序数决定产生特性X线波长的性质。例如,钨K系特征线的变化从 $57\sim 69\text{keV}$,而锡($Z=50$)的K系特征线是 $25\sim 29\text{keV}$,这就说明钨和锡的K系特征线的波长性质不同。

2. 管电压(kVp) X线光子的能量,取决于冲击电子的能量大小,而电子的能量又由管电压kVp来确定。所以,管电压决定产生X线最大能量的性质。例如,只有在管电压为峰值时,才会有 100keV 或接近 100keV 的最大(最短波长)的X线光子产生。

另外,增加管电压也将增加产生X线的量。所以,X线强度的增加与管电压的平方成正比。

3. 管电流(mA) 管电压的大小并不决定X线的质。但是在管电压一定下,X线强度决

定于管电流。因为管电流愈大,冲击阳极靶面的电子数愈多,产生的X线光子数就多。

4. 高压波形 X线发生器产生的高压都是脉动式的。由于不同的整流方式,单相全波、三相六脉冲、三相十二脉冲、变频发生器等,所产生的高压波形的脉动率有很大区别。而X线光子能量取决于X线的最短波长,也即决定于管电压的峰值。当整流后的脉动电压越接近峰值,其X线强度越大。

(三) X线质的表示方法

X线质有以下几种表示方法:

1. 半值层(HVL) X线强度衰减到初始值一半时,所需的标准吸收物质的厚度。它反映了X线束的穿透力,表征X线质的软硬程度。
2. 电子的加速电压(管电压)。
3. 有效能量 在连续X线情况下使用这一概念。
4. 软射线与硬射线 将低能量X线称为软射线,高能量X线称为硬射线。
5. X线波谱分布 它表示了X线的波长分布或能量分布。此分布将根据X线管固有滤过、附加滤过、管电压、管电流、整流方式等因素而变化。

(四) X线的不均等性

诊断用X线为连续X线与特征X线的混合,主要为连续X线。连续X线的波长由最短波长($\lambda_{\min}$)到长波长领域有一个很广的范围。这种X线称为不均等X线。不均等X线由于滤过板的使用,长波X线被吸收,成为近似均等X线。这种均等的程度以不均等度 h 或 w 表示。

$h = H_2/H_1$ (H_1 : 第1半值层, H_2 : 第2半值层)

或 $\omega = \lambda_{\text{eff}}/\lambda_0$ (λ_0 : 最短波长, λ_{eff} : 有效波长)

均等X线场合下, $h=1$, $\omega=1$, 不均等X线 $h>1$, $w>1$ 。

(1) 有效波长: 单一能量波长的半值层等于连续X线的半值层时,此波长称做有效波长(λ_{eff})。

(2) 有效电压: 产生有效波长的最短波长的管电压,称做有效电压。

$$\lambda_{\text{eff}} = 1.24/V_{\text{eff}}(\text{kV})(\text{nm})$$

(3) 有效能量: 将有效电压用能量单位(keV)表示时,此能量为有效能量(或等效能量)。

(五) 连续X线强度的空间分布

高速电子碰撞阳极靶面所产生的X线分布与靶面倾斜角度有关。

靶面倾斜 20° 时,在通过X线管长轴且垂直于有效焦点平面内,近阳极端X线强度弱,近阴极端强,最大值在 10° 处,其分布是非对称性的。

在通过X线管短轴且垂直有效焦点平面内测定,在 90° 处最大,分布基本上是对称的。

靶面出现过热熔解而凹凸不平时,产生的X线强度分布就会改变上述规律,严重影响X线质量。

第二节 X线与物质的相互作用

X线与物质的相互作用形式有: 相干散射、光电效应、康普顿效应、电子对效应、光核反应等。诊断用X线能量范围内,主要涉及光电效应和康普顿效应。