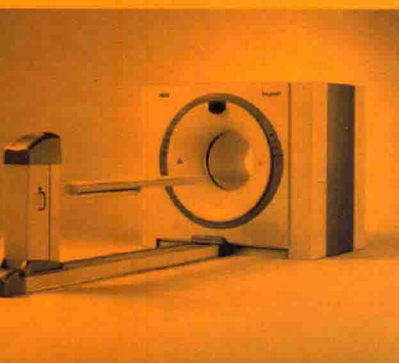


医用放射诊疗设备学

主 编 何洪林 赵育新 黄文才



科学出版社

医用放射诊疗设备学

主编 何洪林 赵育新 黄文才

科学出版社
北 京

内 容 简 介

本书是面向临床医学实践、为培养合格的放射技术和医学工程人员而编写。全书共十三章,对现阶段所用放射诊断和放射治疗设备按照理论基础、基本结构、技术参数、质量控制和设备维修等几个方面进行了较为全面的介绍和讲解。本书的主要特点是紧密联系临床,内容上注重基础理论与实际应用相结合,在强调基础理论、基本结构与原理的同时详细介绍了各种放射设备的临床应用状况。

本书适合广大放射技术和医学工程专业学生,以及从事医疗设备研发和管理等相关工作的人员日常学习与参考。

图书在版编目(CIP)数据

医用放射诊疗设备学 / 何洪林, 赵育新, 黄文才主编. —北京: 科学出版社, 2014. 10

ISBN 978-7-03-042272-9

I. 医… II. ①何… ②赵… ③黄… III. 放射医学-医疗器械 IV. R81

中国版本图书馆CIP数据核字(2014)第248201号

责任编辑: 戚东桂 丁慧颖 / 责任校对: 胡小洁

责任印制: 肖 兴 / 封面设计: 范璧合

版权所有, 违者必究。未经本社许可, 数字图书馆不得使用

科学出版社 出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码: 100717

<http://www.sciencep.com>

北京佳信达欣艺术印刷有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2014年11月第 一 版 开本: 787×1092 1/16

2014年11月第一次印刷 印张: 14 3/4 插页: 4

字数: 350 000

定价: 78.00 元

(如有印装质量问题, 我社负责调换)

《医用放射诊疗设备学》

编写人员

主 编 何洪林 赵育新 黄文才

主 审 马廉亭 张玉星

副主编 任伯绪 张运利 谢 峻 李国雄

编 委 (按姓氏汉语拼音排序)

陈建生	湖北省肿瘤医院	副主任技师
陈信坚	广州军区武汉总医院	副主任医师
陈志辉	广州军区武汉总医院	副主任技师
高利臣	广州军区武汉总医院	主管技师
高紫红	江汉大学卫生技术学院	副主任技师
何洪林	广州军区武汉总医院	高级工程师
黄 雄	武汉大学中南医院	副主任技师
黄文才	广州军区武汉总医院	副主任医师
江 叶	武汉大学中南医院	护师
蒋宇宏	武汉市第一医院	副主任技师
雷子乔	武汉协和医院	副主任技师
李 达	广州军区武汉总医院	主治医师
李国雄	广州军区武汉总医院	副主任医师
刘昌盛	武汉大学人民医院	副主任技师
刘志军	广州军区武汉总医院	主任医师
彭振军	武汉协和医院	副主任技师
任伯绪	长江大学医学院	教授
谢 峻	广州军区武汉总医院	副主任医师
张 华	武汉大学测绘遥感信息 工程国家重点实验室	工程师
张树桐	武汉市中心医院	主任技师
张运利	江汉大学卫生技术学院	副教授
赵育新	广州军区武汉总医院	主任医师

序

现代医学影像学已迈入以数字化X线摄影、CT、MRI、超声(US)和SPECT、PET为主要内容的多模态医学影像技术时代;与此同时,介入影像学在治疗领域不断拓展,促进了医学影像诊断与治疗一体化的转变;而计算机图像融合技术、分子影像的发展,加快和推动着PET-CT、PET-MRI的开发与临床应用。另一方面,直线加速器等设备的不断发展,现代放射治疗技术以 γ 刀、立体三维适形放疗技术为代表,在强调对人体病灶治疗的同时,大大减轻了放射治疗造成的人体非靶区辐射损伤,强有力地推动了临床放射治疗水平的提高。医疗影像设备的维护和保养,对延长设备使用年限、保障设备应用安全、提高医疗工作质量都具有重要意义。

《医用放射诊疗设备学》基于现代医疗影像设备的发展,紧密结合目前主流的医疗影像设备的应用现状,对常规放射影像设备、CT、MRI与现代放射治疗设备的基本原理、发展历程、主要结构、质量控制和质量保证,以及设备的维护、保养、维修进行了系统论述,在吸收同类专著精华的同时,删除了过时的知识点,内容充实新颖,把握了医疗影像设备的时代内涵。

《医用放射诊疗设备学》的主要特点是侧重于影像设备与技术,注重实用性、内容系统全面,注重基础理论的同时,密切联系医疗影像设备临床应用现状,实用性强。该书采用了近百幅线条图及照片,资料丰富翔实,论述深入浅出,层次分明,适合广大放射影像技术及医学工程专业学员使用,值得医疗影像设备使用及管理人员日常学习与参考。

中华医学会影像技术分会第六届委员会

主任委员



2014年6月3日于西安

前 言

1895年11月，德国物理学家威廉·康拉德·伦琴在进行阴极射线的研究时发现了能穿透人体组织的X线，为人类利用X线诊断与治疗疾病奠定了基础，并由此开创了医疗影像技术的先河。20世纪70年代中期诞生的电子计算机断层成像（CT）可以更好地分辨人体内部结构图像，大幅提高了疾病诊断的准确性，成为20世纪医学诊断领域所取得的最重大的突破之一。此后，随着现代光电子学、计算机技术等多个方面的快速发展推动了影像技术的不断革新，磁共振成像（MRI）、数字减影血管造影（DSA）、计算机X线摄影（CR）、数字放射成像（DR）、发射式计算机断层成像（ECT）等各种医学影像新技术不断涌现，医用影像设备大步迈入了数字化时代，成为现代医疗诊断的重要基石。与此同时，现代电子计算机技术在医学中的应用日益广泛，最终促进了医药信息学的发展和医院信息系统（HIS）的形成。HIS使用计算机系统采集、存储、处理、传输和输出门诊与住院患者的医护和管理信息，使得临床、辅助科室的信息形成网络化共享，显著提高了医院工作质量和工作效率。

放射治疗是利用放射线如放射性同位素产生的 α 、 β 、 γ 线以及各类X线治疗机或加速器产生的X线、电子线、质子束及其他粒子束等治疗恶性肿瘤的一种方法。自伦琴发现X线、居里夫人发现镭的放射性以来，放射线用于临床治疗恶性肿瘤迄今已经历了一个多世纪，其原理是通过破坏肿瘤细胞的染色体使恶性细胞死亡或失去快速生长分裂的能力。对于肿瘤病人而言，一方面可以手术前用放射治疗来皱缩肿瘤使之易于切除，另一方面放射治疗可以用在手术后来抑制残存癌细胞的生长。目前临床常用的放射治疗可分为外照射和内照射两种，前者应用医用电子直线加速器、 ^{60}Co 治疗机或质子加速器进行治疗，后者则应用放射性核素进行治疗。相对于常规放射治疗，立体定向放射治疗实现了在CT或MRI扫描准确定位基础上对肿瘤区（靶区）聚焦式集中照射，常用形式包括颅内肿瘤和血管畸形的 γ 刀治疗、体部肿瘤X刀或 γ 刀治疗；三维立体放射疗法根据计算机产生的肿瘤图像从多角度对肿瘤进行放射，同时最大程度地保护正常组织；强度调制放射疗法（IMRT）优化了放射线到无定形体积肿瘤的传递，广泛应用于手术难治性肿瘤中。由于放射治疗在肿瘤立体治疗体系中的作用和地位日益突出，目前已经成为治疗恶性肿瘤的主要手段之一。据统计，大约70%的肿瘤病人在治疗肿瘤的过程中需要使用放疗，而约有40%的肿瘤可以经放射治疗根治。

现代医学的发展历史证明，医学发展和进步越来越多地依靠高新技术和现代仪器设备的开发应用，每一种新的技术和新的器材一旦在医学领域中运用都会给医药事业带来新的活力。本书共十三章，详细地介绍了普通X线机、数字化

X线机、CT、DSA、MRI和核医学等成像设备的基本结构、功能、成像原理、技术参数、质量控制和设备维修等影像学内容及放射性治疗设备和技术,包括 γ 刀, X刀, 细胞刀, 凝固刀, 近距离放疗技术, 医用质子、电子、重离子加速器等。

由于时间精力方面的限制、编者所掌握的信息可能存在不足, 虽然力图提高质量, 但仍然存在不少缺点和错误, 敬请各位读者指正, 以便我们在进一步修订中更正。

何洪林

2014年8月25日

目 录

第一章 非数字化 X 线摄影设备	1
第一节 X 线摄影理论基础	1
第二节 X 线机的结构与性能指标	4
第三节 X 线摄影质量控制	7
第四节 X 线机设备维护	10
第五节 X 线摄影辐射防护	12
第二章 数字化 X 线摄影设备	17
第一节 计算机 X 线摄影	17
第二节 数字化 X 线摄影	23
第三节 电荷耦合器件	29
第四节 图像存储与通信系统	35
第五节 数字化 X 线摄影质量控制	38
第六节 数字 X 线设备维修	42
第三章 计算机断层成像 (CT) 设备	47
第一节 CT 成像理论基础	47
第二节 螺旋 CT	49
第三节 多层 (多排) 螺旋 CT	52
第四节 电子束 CT	53
第五节 双源 CT、能谱 CT 与 640 层动态容积 CT	55
第六节 CT 检查与图像后处理	61
第七节 CT 成像质量管理	64
第八节 CT 机的安装与调试	70
第九节 CT 设备维修	72
第四章 数字减影血管造影 (DSA) 设备	78
第一节 DSA 成像理论基础	78
第二节 DSA 设备构成	81
第三节 DSA 的减影方式	87
第四节 DSA 图像采集与影像处理	94
第五节 DSA 系统维护	99
第五章 磁共振成像 (MRI) 设备	101
第一节 MRI 理论基础	101
第二节 医用 MRI 系统构成	106
第三节 超高场强 MRI 设备	118
第四节 MRI 质量管理	122
第五节 MRI 设备故障检修	126

第六节 磁共振成像伪影	129
第六章 核医学成像设备	136
第一节 核医学成像理论基础	136
第二节 核医学成像原理	139
第三节 γ 照相机	147
第四节 单光子发射型计算机断层成像仪	151
第五节 正电子发射型计算机断层成像仪	155
第六节 核医学设备维修	161
第七章 放射治疗概论	165
第一节 放射治疗基本理论	165
第二节 放射治疗的临床价值与主要形式	167
第八章 医用电子直线加速器设备	170
第一节 直线加速器的构成	170
第二节 直线加速器的安全防护	173
第三节 医用直线加速器治疗室的验收	175
第四节 医用直线加速器设备维护	176
第九章 伽马刀	178
第一节 伽马刀治疗基础理论	178
第二节 伽马刀的放射剂量学	185
第三节 质量保证和质量控制	188
第十章 质子放射治疗	192
第一节 质子放射治疗理论基础	192
第二节 质子治疗设备构成	194
第三节 质子放射治疗中照射野的选择	196
第四节 质量控制和质量保证	197
第十一章 医用重离子加速器	199
第一节 重离子放射治疗的理论基础	199
第二节 重离子束治疗设备	205
第十二章 近距离放射治疗	212
第一节 近距离放疗基本理论	212
第二节 近距离放疗的临床应用	214
第三节 质量保证与质量控制	215
第十三章 X 刀与其他微创治疗技术	217
第一节 X 刀	217
第二节 细胞刀	218
第三节 凝固刀	220
参考文献	222
通用缩略词表	223
彩图	

第一章 非数字化 X 线摄影设备

第一节 X 线摄影理论基础

一、射线的波粒二象性

放射线分为电磁辐射和粒子辐射，由于两者在通过物质时均能引起电离作用，所以也可统称为电离辐射。在临床放射诊断与治疗中常用的射线如 X 线或 γ 线都属于电磁辐射，在真空中以光速传播，也和自然光一样同样具有粒子性和波动性的特点。X 线与 γ 线性质相似， γ 线是放射性物质（如 ^{60}Co ）原子核由不稳定状态转化为稳定状态时产生的；X 线则是由加速到很高速的电子冲击靶所产生的。电磁辐射不能直接使物质电离，本身不带电，它要通过与物质作用使其原子核释放出次级带电粒子后再使物质电离。光子具有的能量与振动的频率成正比，即

$$E = \frac{h \cdot c}{\lambda}$$

式中， λ 为波长； h 为普朗克常数； c 为光速。

二、射线与物质的相互作用

（一）光电效应

光子与原子的内层电子相互作用（图 1-1-1），是具能量为 E 的光子作用于原子的内层电子后，把内层轨道上的 X 线轰击出来形成光电子，而外层轨道上的电子立即填补内层电子空位产生特征辐射（标识 X 线）或俄歇电子（Auger 电子），这一过程被称为光电效应（光电吸收）。爱因斯坦认为在光电效应中一个电子只能吸收一个光子。俄歇电子是当外层电子填补内层轨道空穴时，多余的能量给了更外层轨道电子，使后者脱离原子谓之俄歇电子。光电效应中，光子的全部能量用于光电子的产生和它的动能上。光电吸收与射线能量

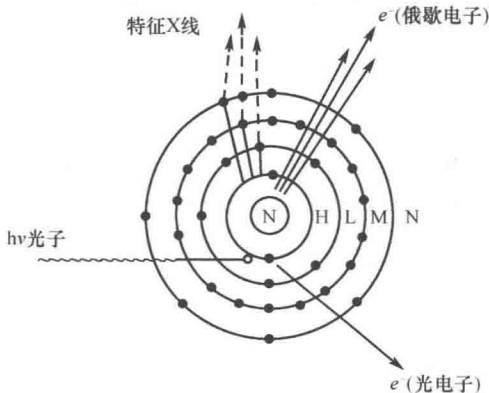


图 1-1-1 光电效应的产生过程

(E)、被照物质原子系数(Z)关系密切,光电吸收过程与 $1/E^3$ 成正比,而与 Z^3 成正比。当光子能量刚好击脱轨道上的电子时发生光电吸收的概率最大,当入射光子能量很大时光电效应基本不发生。光子在继续运动中把能量传递给介子产生次级电离。

(二) 康普顿效应

康普顿效应又称康普顿-吴有训效应(图 1-1-2)。光子与外层电子发生作用发生两种情况。其中一种称为相干散射,是作用于结合能较大的电子仅引起电子的振动,光子只发生运动方向改变而不损失能量(波长不变),好比一只小球碰撞到一个很大的球。另一种情况是康普顿效应, λ 散射光子作用于外层电子后损失能量运动改变方向的同时波长变长、频率变小而自身成为散射光子(康普顿光子),与此同时核外电子被击脱成为反冲电子。

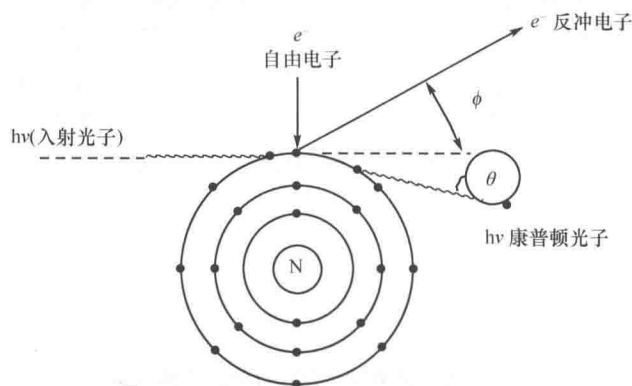


图 1-1-2 康普顿效应的产生过程

康普顿效应由于是光子与外层电子的相互作用,所以与原子系数无关,即骨与软组织或其他脏器在康普顿过程中吸收的射线能量基本相同。康普顿效应时吸收系数随能量增加而减少。光子的能量和频率密切相关的, $E=h\nu$,因入射光子的能量(E)大于散射光子的能量(E'),因此 $\nu > \nu'$ 。用一束 X 线照射石墨,其散射出 X 线波长大于入射线,这也是康普顿效应的经典实验。

(三) 电子对效应(电子对吸收)

电子对效应发生于光子与原子核的相互作用(图 1-1-3)。当入射光子的能量大于 1.02MeV 时,光子在接近原子核时受原子核的强烈影响而突然消失而转变成一对正负电子,其能量关系为

$$E(\text{入射光子}) = 1.02\text{MeV} + \varepsilon^+ (\text{正电子动能}) + \varepsilon^- (\text{负电子动能})$$

正负电子再与原子作用时激发和电离原子,损失能量。运动减慢的正电子最后与原子中自由电子相结合,形成能各具有 0.51MeV 能量、方向相反的两个光子,称为电子对湮没。电子对效应的临界能量是 1.02MeV,光子超过此能量后,此效应随能量增加而增加,其质量吸收系数与原子系数 Z 成正比。

(四) 光致分解效应

光致分解效应是高能光子与原子核发生的相互作用,光子使原子核分裂释放一个或数个核子(如中子)。在日常放射治疗的临床上遇不到这种现象。

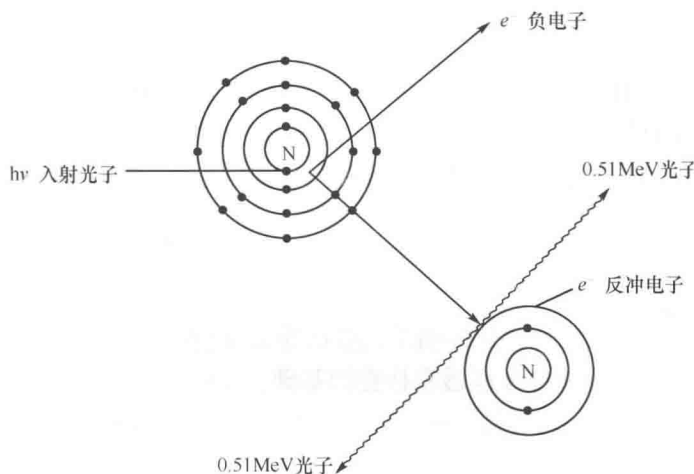


图 1-1-3 电子对效应的产生过程

(五) 不同吸收效应的相对重要性

上述各种光子吸收效应的产生依赖于射线能量和吸收介质的原子系数。表 1-1-1 中列出了组织内各种不同能量的光子吸收方式。低能射线有很强的光电效应，高能射线 ($>2\text{MeV}$) 几乎全部为康普顿效应。当能量大于 50MeV 以上时，电子对吸收为主要形式。以骨和肌肉组织做比较，肌肉的组织成分是 H 和 O ，和水的成分差不多，它们的吸收本领大致如下： $1^4 \times 2 + 8^4 = 4098$ ；骨的组织成分主要是 $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_3$ ，其吸收本领为 $20^4 \times 3 + 15^4 \times 2 + 8^4 \times 8 = 614000$ ；两者吸收本领的比值是骨/肌肉 $= 61400/4098 = 150$ 倍。因此，透视检查时骨头在荧光屏上显示为黑影，与肌肉有明显差别。提倡的是，因为 X 线能谱为连续谱，与 X 线管电压相当的 X 线能量称为峰值能量。通常 X 线加速器等治疗机上所标的峰值能量转换 X 线平均能量要乘以 $1/4 \sim 1/3$ 。

表 1-1-1 组织内各种不同能量的光子吸收方式

光子能量	吸收方式
50 keV 以下	主要是光电吸收
60~90 keV	光电吸收与康普顿吸收同等重要
200 keV~2 MeV	主要是康普顿吸收
5~10 MeV	电子对吸收变得明显
50~100 MeV	主要是电子对吸收

三、X 线的主要特性

X 线的波动频率大约为可见光的 10^3 倍，其波长介于紫外线与 γ 线之间（范围为 $0.01 \sim 100\text{\AA}$ ）。与可见光相比，X 线波长更短、具有更大的光子能量、穿透力更强。X 线的波动性表现在具有干涉、衍射、折射、反射等物理现象，我们通常以幅度、频率、相位等参数来描述 X 线。X 线的粒子性可理解为无数个具有能量的光子，X 线的许多特性都与 X 线的粒子性相关。医用 X 线波长范围为 $0.01 \sim 1\text{\AA}$ ，其中医学诊断用 X 线波长范围为 $0.1 \sim 1\text{\AA}$ （钨靶 X 线波长在 $0.2\text{\AA}$ 左右，钼靶 X 线波长在 $0.7\text{\AA}$ 左右），放射治疗所用 X 线的波长范围为 $0.01 \sim 0.1\text{\AA}$ 。

X 线的主要特性如下。

（一）穿透性

X 线波长很短，具有很强的穿透力，并在穿通过程中受到一定程度的吸收即衰减。X 线穿透性是其成像的基础。X 线摄影检查中，球管电压越高，所产生 X 线的波长越短，穿透力也越强；反之，电压低所产生的 X 线穿透力也弱。另外，X 线的穿透力还与被照体的密度和厚度相关。

（二）荧光效应

X 线能激发荧光物质（如硫化锌镉及钨酸钙等），使波长短的 X 线转换成波长较长、肉眼可见的荧光。荧光效应是 X 线透视检查的基础。

（三）感光效应

X 线照射涂有溴化银的胶片，可以使胶片中的溴化银颗粒感光而产生潜影。感光的溴化银中的银离子（ Ag^+ ）经显、定影处理被还原成金属银（Ag）沉淀于胶片胶膜内，而未感光的溴化银颗粒在定影及冲洗过程中被从胶片上洗掉。感光效应是 X 线摄影的成像基础。

（四）电离效应

X 线通过任何物质都可产生电离效应。空气的电离程度与空气所吸收 X 线的量成正比，通过测量空气电离的程度可计算出 X 线的量。X 线进入人体产生电离作用，使人体产生生物学方面的改变即生物效应，是放射防护学和放射治疗学的基础。

第二节 X 线机的结构与性能指标

一、X 线机基本结构

X 线机通常由主机系统和辅助设备两部分构成。主机包括 X 线管、X 线发生器和控制装置等组成；辅助设备包括机械设备，即诊视床、摄影床、天地轨、悬吊等；影像处理系统，影像增强器，电视系统，探测器，电影摄影机等。X 线机系统工作流程如图 1-2-1。

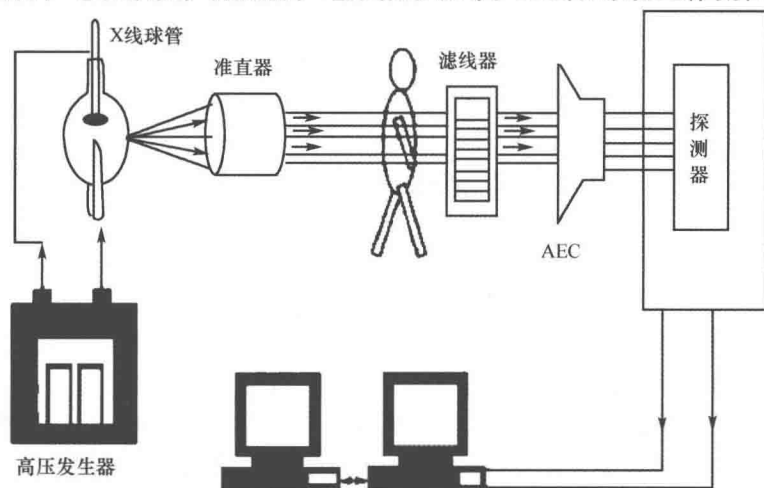


图 1-2-1 X 线机系统工作流程图

（一）X 线发生装置

X 线发生装置包括高压发生器及球管。X 线球管为高度真空二极管系统，其作用是电能转化为 X 线。高压发生装置主要功用是产生高电压并为 X 线提供高压电能，由高压变压器、灯丝变压器 X 线整流器等构成。

1. **高压发生器** 高压发生器按其工作频率有工频、中频、高频变压器，按电路有单相、三相、可控硅、直流逆变等多种方式，按其功率有小功率、中功率和大功率之分，目前高频直流逆变高压发生器已成为主流技术。在直流逆变电路方式的高频高压发生装置中，交流电经过整流、平滑后变为直流，再经过逆变后变为中频或高频电压，经变压（升压）、整流及滤波过程，输出近似于直流的、脉动率低的稳定电源供 X 线管使用。工频高压发生器因其射线中的无效成分过大已基本被禁用；可控硅电路方式可靠性差、频率难以提高而逐步被淘汰放弃。

2. **X 线管** X 线管负责将电流转变为 X 线的装置，主要分固定阳极管、旋转阳极管、栅 X 线软管、金属陶瓷旋转阳极管等类型。对 X 线管的控制包括高压、灯丝加热电流、阳极启动控制。X 线管发出的 X 线频谱（不同频率上的功率分布）与 X 线管的电压相关，电压高则其高频成分多、穿透性更强，因此对于体胖受检者往往需要更高的管电压。X 线量与其阴极灯丝温度相关，后者由灯丝电压决定。X 线管球的规格包括耐压、热容量、阳极旋转速度、焦点、预期寿命等。使用中所选择的规格需与临床用 X 线机型相匹配。

（二）探测装置

射线探测装置的功能是把接收到的 X 线转换成电流或电压，并最终转换成影像。在非数字化的传统 X 线机上实现 X 线最终转换为图像的装置是 X 线胶片或荧光屏。

（三）辅助系统

不同临床用途的 X 线机辅助装置差异较大，但基本辅助装置有机械结构部件和摄影及图像处理系统，其作用是确保 X 线能准确对准被测部位，并把 X 线转化为电信号进行接收与处理，最终形成图像供临床医生诊断疾病。

辅助系统包括自动曝光探测系统、射线准直器和滤线器、计算机控制和显示系统、机械系统等。自动曝光探测系统通过探测器计算 X 线剂量在达到设定值后切断高压，完成自动曝光控制。射线准直器和滤线器用于去除成像过程中可降低成像质量的斜射线和二次激发的杂散 X 线。计算机控制系统用于实现对整个系统的控制和信息处理。机械系统主要用于承载病人和支撑结构等。

二、X 线机的性能指标

（一）空间分辨率

空间分辨率指图像空间范围内的解像力（或解像度），以能够分辨清楚图像中黑白相间线条的能力来表示。一对黑白相间的线条称之为一个线对，分辨率的线性表达单位是线对/毫米（LP/mm），图像空间分辨率越高表示单位宽度范围内能够分辨清楚线对数越多。

理论上讲,空间分辨率的提高不是无限的,与探测器对 X 线光子的检测灵敏度、动态范围、信噪比等有密切关系。在临床 X 线摄影成像过程中,影响分辨率的因素有很多,例如 X 线焦点、患者运动、曝光时间、探测器感光灵敏度、像素大小、计算机图像处理、显示器性能等。系统中的每一个子系统发生变化都会影响整个系统的分辨率(“木桶效应”)。

(二) X 线影像噪声

图像噪声由成像系统自身的本征噪声和 X 线量子噪声构成。系统本征噪声与探测器温度有关;评价照射剂量和影像噪声最好的指标是探测器 DQE,即探测器输出影像的信噪比与输入影像信噪比的比值,该数值越大表示影像信噪比损失越小。DQE 与探测器的感光材料、结构和工艺有关,也与像素大小密切关联。图像噪声与每个像素单元接收的有效光子数成反比,增大像素尺寸会降低图像噪声、提高检测灵敏度和 DQE。但是,在探测器面积一定的条件下为了增加空间分辨率又需要减小像素尺寸、增加像素密度,使像素的感光性能越低、信噪比降低、动态范围变窄。因此,减小像素尺寸的方法不可能无限制地增大图像分辨率,过度减小像素尺寸相反会导致噪声增加而引起图像质量的恶化。

(三) 影像动态范围和对比分辨率

动态范围是衡量探测器性能的一个关键指标,是指探测器能够线性探测出 X 线入射剂量变化时的最高剂量与最低剂量之比。例如,DR 探测器能线性探测出的剂量变化最低值是 $1\mu\text{Gy}$,低于 $1\mu\text{Gy}$ 剂量时其输出都是 0;能探测的最高值是 10mGy 。那么,两输入剂量高低之比 $1\mu\text{Gy} : 10\text{mGy} = 1 : 10000$,为该探测器的动态范围。

(四) 低密度分辨率

低密度分辨率是指相似密度的微小灰度差别的分辨能力,例如对肺组织内小结节或盘状病灶的微小差别的分辨能力,低密度分辨率主要受噪声的影响。

(五) 显示器的动态范围

需要明确的是,目前我们所用的图像显示设备的动态范围要远小于 DR 探测器能够记录的密度范围。普通电脑显示器可显示最大亮度为 $300\text{cd}/\text{m}^2$,对比度为 400 : 1 左右,高档医用显示器最大亮度可以达到 $700\text{cd}/\text{m}^2$,对比度可达 600 : 1,输入信号为 10bit。因此,DR 影像必须经过特别处理才能正确显示在屏幕上。

(六) 响应时间

响应时间通常指探测器在开始扫描,X 线达到临床要求之后探测器可以正常给出读数的时间。对 DR 系统 X 线摄影来说,通常曝光时间只有几个毫秒,所以一般不存在因患者运动产生影响图像质量的时间分辨率问题。

三、X 线机的临床应用

X 线机是临床最早应用的医学影像设备,目前仍然是 X 线应用领域具有其他影像设备不可取代的作用。X 线穿透性是其成像的基础。当 X 线穿透人体时,人体各种组织器官由于密度和厚度不同,对 X 线的吸收程度存在差异,从而使得穿过人体的 X 线携带了人体

组织器官的 X 线吸收相关信息, 这些携带人体信息的 X 线在荧光屏或胶片图像上以黑白对比图像表现出来, 能为医生提供所需要的影像诊断信息。X 线成像包括了透视、摄影(拍片)及各种 X 线造影检查, 目前在很多国家和地区 X 线成像仍广泛被应用于人体疾病的筛查和诊断。

X 线透视检查多用于心血管疾病、呼吸系统疾病和胃肠道疾病的筛查, 以及急腹症和计划生育透环的检查。X 线透视的优点是在检查时可以从各种不同的位置和角度来观察人体结构和病变形态, 也可以观察运动器官的功能状态, 其缺点是受检者所受到的辐射剂量较大、难以发现细微病变且不能留下客观的图像记录。X 线摄影图像比透视更清晰, 一般多用于胸部、头部、脊柱和四肢骨等部位的检查, 其缺点是不能观察器官功能状态和动态变化。

胃肠钡餐造影和钡剂灌肠造影是临床上使用较多的 X 线造影检查, 主要是因为腹部器官、组织的密度大体相似, 自然层次对比较弱, 向胃肠道内导入对人体无害的造影剂(如医用硫酸钡)可以有助于胃肠道结构和病变的显示。这种检查方法相对简便、安全、无创性, 但应当注意严格掌握检查的适应证和禁忌证。

第三节 X 线摄影质量控制

一、X 线摄影质量标准

X 线摄影图像质量的好坏直接影响到放射科医师诊断意见的准确性。关于 X 线摄影图像质量, 国家对不同等级的医院提出相应的标准。如在三级甲等医院, 采用屏-片系统优片率应大于 75%, 数字化摄影的优片率应大于 95%。优质的 X 线影像应具备以下几个条件。

(一) 图像清晰

图像具有适当的密度、良好的对比度、鲜明的锐利度和无斑点及伪影, 能清晰显示诊断的病灶及相邻的其他组织与器官的细微结构。

1. X 线照片密度 良好的 X 线照片密度值范围应在 0.3~1.5, 在这一范围内人眼对照片的反差感最好。图像对比度依存于 X 线在通过被照体所产生的差异性吸收, 即组织密度差异大时 X 线片的图像对比度高, 而组织密度差异小时 X 线片的图像对比度低。如组织或器官缺乏天然对比, 可根据需要引入人工对比剂改变组织或器官的对比, 或采用高千伏 X 线摄影(如在骨骼)、软 X 线摄影方式(如在乳腺)来达到提高图像对比度的目的。

2. 鲜明的锐利度 两种相邻的组织或器官影像边界清晰的程度称锐利度。设两种组织的密度为 D_1 和 D_2 , 则其对比度 K 为 $D_1 - D_2$ 。由于 X 线的影像是通过几何投影产生的, 影像边界存在模糊值 H , 则锐利度 S 为

$$S = \frac{D_1 - D_2}{H} = \frac{K}{H}$$

从公式来分析可知当密度差大、模糊值小时, 锐利度高; 当密度差小、模糊值大时, 锐利度很低。实际上人眼观测的情况并不与之一致, 当 K 增大, H 也增大, 虽然 S 基本保持不变, 但人眼感觉的锐利度却变差。从公式还可以看出, 锐利度是建立在对比度的基础上

的,即没有对比度也就没有锐利度。

(二) X 线摄影图像应尽可能避免受到各种斑点和伪影的干扰

1. 照片斑点 指 X 线照片中密度不均匀、分布不规则的颗粒,斑点形成的原因有 3 个因素。①屏斑点:因增感屏、IP 板的结构方面缺陷引起的斑点,为荧光物质分布不均、厚度不一或荧光物质对光量子吸收、转换不均匀所致;②胶片斑点:因为 X 线胶片上的感光物质(溴化银)分布不均匀或感光效率不均衡引起的斑点;③量子斑点:因为光量子分布不均匀导致的斑点。X 线的发生与吸收是一个无规则的现象,遵循概率法则。当 X 线光量子无限多时单位面积内的 X 线光量子数可以认为处处相等;当 X 线光量子很少时,单位面积内的 X 线光量子数分布因位置的不同而有所不同,这种 X 线光量子密度的不均匀性又称为量子的统计涨落。X 线片上的斑点可导致微小病变被淹没而影响照片质量。

2. 伪影 指被照体本身没有的、在图像上出现的异常阴影,如项链、耳环等金属物体以及一些玻璃、硬塑料等半透性物体在 X 线片上形成的影像。屏-片系统 X 线摄影中,增感屏荧光体的损坏、胶片脱膜等也会产生伪影,影响照片的质量。因此,在 X 线摄影检查过程中尽量去除被照体上的异物,并注意定期检查各项影像设备。

二、X 线摄影质量评价

国际放射学界将影像质量的评价分主观评价法、客观评价法和综合评价法。

(一) 主观评价法

主观评价法是以人眼观察影像细节能力来评价影像质量,对影像质量的判断存在个人心理的作用,具体评价方法有以下几种。

1. Bureger 评价法 也称对比度、清晰度曲线图法,由 Bureger 等在 1949 年提出,主要是通过观察影像对比度、清晰度的量值用曲线的形式来判断影像质量的好坏,属于一种主观的数值评价法,与之类似的还有金属网法、解像力法等。

2. 分辨率测试卡评价法 通过测试卡的测试影像的线对数(LP/mm)来确定影像的极限分辨率。分辨率是人眼分辨影像细节的能力,分辨率测试卡有星形测试卡和矩形波测试卡等几种类型。分辨率测试卡虽然是通过实物的测试,但人眼对测试卡的细节分辨能力本身就存在个体差异,因此测试结果也具有主观性。

3. 受试者作业特性曲线(receiver operating characteristic curve, ROC)法 具体方法是选出几张图像分成两个组,对于每一组图像主试者使用一种信号的先定概率,然后按此先定概率呈现给被试者一定数量的图像,要求被试者把它们当做“信号”记住;在作为信号的图像呈现完毕之后,与作为噪声的图像组混合,然后随机地逐张呈现给被试者,此时每呈现一张图像即要求被试者判断此图像是“信号”还是“噪声”,并要求被试者把结果记录在实验纸上;最后,根据不同先定概率下的击中概率和虚惊概率,并在图上确定各点的位置绘成一条 ROC 曲线。这种方法是以通讯工程学中信息检出理论为基础,以受试者的心理评价和数据处理为手段的一种评价方法,也属于人眼观察影像细节能力的主观评价法。

4. 模糊数学法 由美国学者扎德(Zader)在 1965 年提出,由模糊集合代替经典集合